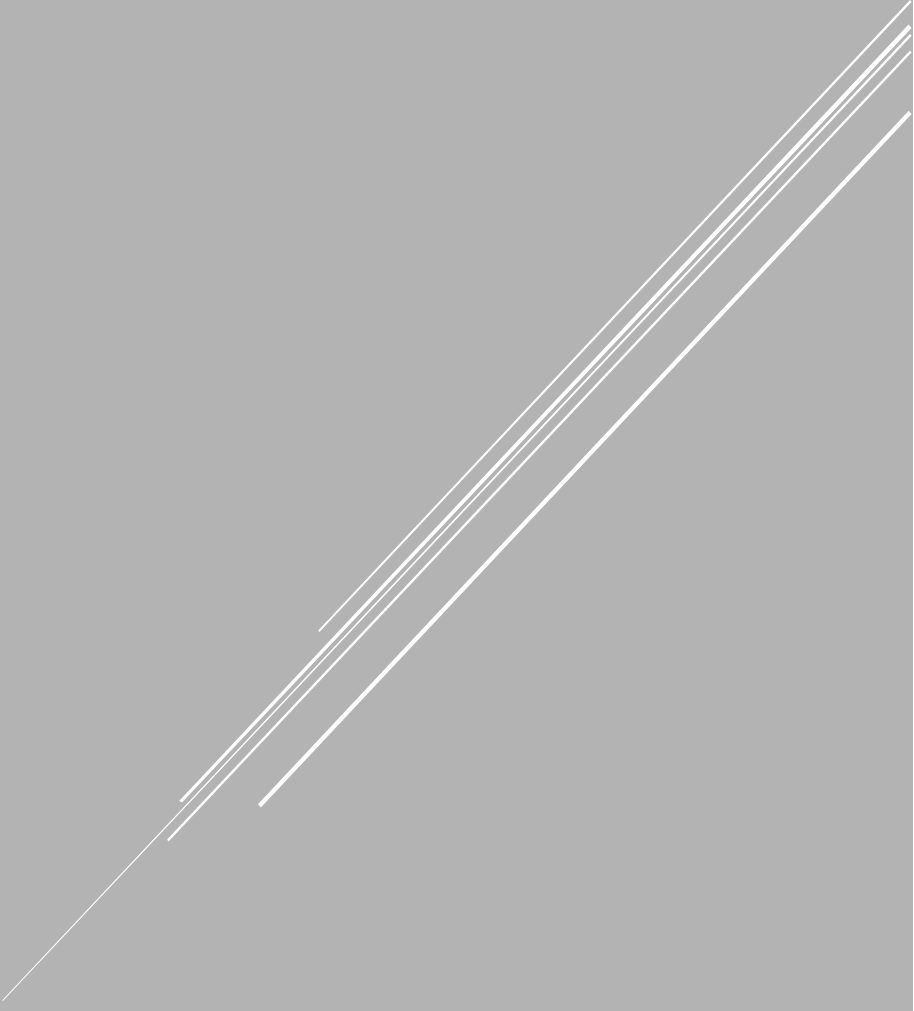




HET ONWERPEN EN VERVAARDIGEN VAN EEN MEETSYSTEEM VOOR ROMPCONTROLE

Mens en techniek | Bewegingstechnologie

De Haagse Hogeschool

April 2018

Koen van Westen 11083921

Het ontwerpen en vervaardigen van een meetsysteem voor rompcontrole

Koen van Westen – 11083921

Mens en techniek I Bewegingstechnologie

April 2018

Opdrachtgever: Hans Huisman
Eerste begeleider: Hubert Meulman/Rochus van der Doef
Tweede begeleider: Bram Onneweer



DE HAAGSE
HOGESCHOOL

Samenvatting

Controle over de romp is een belangrijke fysieke eigenschap in het leven van mensen met beperkte bewegingsmogelijkheden in de benen. Oorzaken van deze beperkingen zijn bijvoorbeeld een dwarslaesie, langdurig op bed moeten liggen of amputatie van de benen. Revalidatiecentrum CASA Reade wil onderzoek doen of het meten van rompcontrole gebruikt kan worden bij aangepast sporten (zitvolleybal) en de revalidatie. Hiervoor is een meetsysteem nodig om rompcontrole te kunnen meten. Het onderzoek waar het meetsysteem voor gebruikt gaat worden bestaat uit gezonde personen. In de literatuur bestaat er geen eenduidige definitie van rompcontrole. Rompcontrole wordt daarom in dit project gedefinieerd als het in balans houden van het bovenlichaam tijdens drie verschillende fases:

1. Tijdens het innemen van een vaste positie
2. Bij vrijwillige bewegingen.
3. Bij het reageren op externe verstoringen

In het ideale systeem zou de romp geïsoleerd moeten kunnen bewegen. De benen van de proefpersonen spelen echter mee in de balans. De benen moeten vrij kunnen bewegen om geen extra moment te creëren. Als uitkomst parameters voor rompbalans worden de parameters Jerk en positie gebruikt. Er wordt extra onbalans aangebracht om ervoor te zorgen dat er grotere uitslagen worden bereikt en er beter gemeten kan worden. Dit wordt gedaan door het zitvlak in onbalans te brengen. De maximale kanteling die het zitvlak daarbij mag maken is 10 graden. Als sensor wordt er gebruik gemaakt van een accelerometer om de versnellingen van het zitvlak te meten. Deze wordt aan het zitvlak bevestigd. In het ontwerpproces zijn er uit vijf deelproblemen drie verschillende concepten gemaakt. Het best concept is degene waarin de onbalans groter of kleiner gemaakt kan worden wat de meetmogelijkheden enorm vergroot. Het onbalans mechanisme bestaat uit twee haaks op elkaar staande assen. Dit geeft erg veel onbalans. Om deze onbalans weer op te vangen wordt er gebruik gemaakt van een veer die tussen het zitvlak en het frame bevestigd is. Door de veer strakker of losser te maken kan de onbalans kleiner en groter worden gemaakt. Het meetsysteem is getest doormiddel van twee oefeningen waarvan de resultaten met elkaar vergeleken werden. Hierbij is getest of het meetsysteem een moeilijke oefening van een makkelijke oefening kan onderscheiden. De oefeningen waren:

1. Stil zitten
2. Vaste vrijwillige bewegingen met de armen maken met een gewicht in de handen.

Als uitkomst was duidelijk een verschil te zien tussen de moeilijke oefening (2) en de makkelijke oefening (1). Dit laat zien dat het apparaat verschil kan aantonen in de mate van controle van de romp. Er is echter twijfel of echt de rompcontrole kan worden gemeten. Door het meten van de zitting wordt vooral het effect van rompcontrole gemeten in plaats van rompcontrole zelf.

Inhoudsopgave

Samenvatting	3
Hoofdstuk 1: Inleiding	5
1.1 Randvoorwaarden	6
Hoofdstuk 2. Analyse	7
2.1 Definitie rompcontrole	7
2.2 Balans	7
2.2.1 Benen	8
2.3 Controle	8
Jerk	8
Positie	8
2.4 Onbalans	9
2.4.1 Veiligheidsmarge bepalen	9
2.5 Sensor	10
Forceplate	11
2.5.1 Vergelijken van sensoren	12
2.6 Plaatsing van de sensor	12
Hoofdstuk 3 - Eisen en wensen	14
Hoofdstuk 4 Ontwerpen	15
4.1 Concepten	15
Onbalansmechanisme	15
Hoekbeperking	15
Zitting	15
Sensorplaatsing	16
Frame	16
4.2 Conceptkeuze	16
4.3 Uitwerking concept 3	17
4.3.1 Onbalans mechanisme	17
4.3.2 Hoek	18
4.3.3 Veer	19
4.3.4 Verstelbaarheid belasting	21
4.3.5 Sensor	21
4.3.6. Plaatsing sensor	21
4.3.7 Dataverwerking	22
4.3.8 Frame	22
4.3.9 Zitting	23
Hoofdstuk 5 Testfase	24
5.1 Werking sensor.	24
5.2 Werking meetsysteem	25
5.1.1 Resultaten	25
5.2 Overige onderwerpen	26
Hoofdstuk 6 Discussie Conclusie	28
Discussie	28
Conclusie	28
Aanbevelingen:	28
Literatuurlijst	29

Hoofdstuk 1: Inleiding

Rompcontrole is een belangrijke factor in het dagelijks leven. Zwaartekracht werkt altijd en vereist aanspanning van spieren om het lichaam tegen de zwaartekracht in rechtop te houden. Daarnaast zal het lichaam bij elke houdingsverandering, al is het maar het optillen van een arm, moeten reageren om de balans te behouden of te corrigeren. Het is belangrijk om de houding zowel in stand als in zit als ook tijdens bewegen te kunnen handhaven en niet om te vallen. Deze controle is van groot belang bij het uitvoeren van allerlei dagelijkse handelingen. Bij beperkte rompcontrole kan niet zonder steun worden gelopen, anders valt iemand om. Bij zitten in een rolstoel zal er een bepaalde mate van balans moeten zijn bij het reiken. Dit geldt ook voor mensen met een beenamputatie, hersenbeschadiging of dwarslaesie. Bij hen is het onder andere nodig voor de balans bij het zitten en tijdens transfers van bijvoorbeeld de rolstoel naar de wc (Esquenazi & DiGiacomo, 2001).



Figuur 1: Rompbalans is belangrijk bij zitvolleybal. (Bron: zitvolleybal.com)

Ook bij aangepast sporten is rompcontrole een belangrijke factor (Kibler et al., 2006). Een goed voorbeeld hiervan is zitvolleybal (figuur 1). Tijdens een zitvolleybalwedstrijd moeten de spelers controle in hun romp behouden om een bal te kunnen slaan of zich af te kunnen zetten (Huisman, 2014). Voor elke wedstrijd van zitvolleyballers wordt de handicap van elke speler geclassificeerd. Er zijn twee klassen: minimaal gehandicapt (grijs) en gehandicapt (zwart). Een 'grijze' speler heeft een minimale handicap, bijvoorbeeld een voetamputatie. 'Zwarte spelers' hebben beperkingen die het spel meer beïnvloeden (Classificatie instituut, 2015; Paralympic Movement, 2015). Bij het classificeren voor wedstrijden voor aangepast sporten wordt op dit moment gemeten door middel van observatie. Bij de test wordt tegen een speler aangeduwd en vervolgens gekeken hoever deze uit balans raakt. Het doel van het Centrum voor Aangepast Sporten in Amsterdam (CASA) Reade, waarvoor dit project wordt uitgevoerd, is om een nieuwe meetmethode te ontwikkelen waarbij er een objectief gemeten uitkomst is. Het idee is dat in de controle van de romp de sleutel ligt (Huisman, 2014). Hier wil CASA Reade verder onderzoek naar doen. Er is op dit moment echter nog geen goedkope en eenvoudige methode beschikbaar voor het objectief meten van rompbalans, die bij sportclassificatie toegepast zou kunnen worden. Het doel van dit project is daarom het ontwikkelen en vervaardigen van een meetsysteem wat de rompcontrole objectief kan meten. Een nieuw meetsysteem moet objectief zijn en overal ter wereld voor wedstrijden gebruikt kunnen worden.

Ook kan het meetsysteem voor rompcontrole worden toegepast in de revalidatie. Het kan voorkomen dat personen veel in bed moeten liggen waarbij de kracht in de romp afneemt. Hierdoor zijn alledaagse handelingen lastig te doen voor de persoon. Wanneer de rompcontrole gemeten kan worden zou het mogelijk kunnen zijn om de voortgang van het revalidatieproces in kaart te brengen. Ook hier wil CASA Reade meer onderzoek naar doen. Er zijn een aantal kwalitatieve methodes om de rompstabiliteit te bepalen, bijvoorbeeld de Trunk Impairment Scale voor het classificeren na een beroerte, waarbij scores gegeven worden op basis van de statische zitbalans, dynamische zitbalans, en coördinatie tijdens bewegen (Verheyden et al., 2004). CASA Reade wil echter een kwantitatief meetsysteem waarmee verder onderzoek gedaan kan worden.

Er zijn nog geen betaalbare apparaten op de markt om rompcontrole te meten. Er is veel onderzoek gedaan naar rompstabiliteit. Hierin is steeds gebruik gemaakt van speciale apparaten die voor dat onderzoek gebruikt werden. Er is een spectaculair apparaat beschikbaar welke rompcontrole kan meten in een virtual reality omgeving. Deze is echt erg duur en daardoor niet geschikt om te gebruiken voor dit project (figuur 2).



Figuur 2: Het Hirob VR-rehabilitatieplatform combineert robotica met Virtual Reality om de bewegingstherapie te verbeteren en de balans en de rompcontrole te verbeteren bij patiënten met neurologische aandoeningen. Bron: <https://redox-labs.com/project/hirob-vr/>

Het doel van dit project is om een meetsysteem te ontwikkelen en te vervaardigen waarmee rompcontrole kan worden gemeten. De probleemstelling luidt als volgt: Er moet een werkend prototype van een meetsysteem worden ontworpen en vervaardigd waarmee rompcontrole kan worden gemeten.

Hierbij zijn de volgende deelvragen van toepassing:

- Hoe kan rompcontrole worden gedefinieerd?
- Welke parameters zijn er nodig om de rompcontrole te meten?
- Welke sensor kan er het best worden gebruikt om rompcontrole te meten?
- Waar moet de sensor worden geplaatst?
- Hoe kan onbalans worden aangebracht?

1.1 Randvoorwaarden

De randvoorwaarden waarmee rekening moet worden gehouden zijn:

- Het product moet zo goedkoop mogelijk zijn; voor dit project is er geen budget vanuit de opdrachtgever beschikbaar. Daarom is vastgesteld dat het budget voor dit project 200 euro is.
- Het product moet mobiel zijn; om het product gebruiksvriendelijk te maken is het van belang dat het eenvoudig vervoerd kan worden. Dit is nodig wanneer het naar een externe locatie moet worden gebracht om te meten.
- Er moet een MatLab (MATrix LABoratory) programma worden geschreven welke vervolg onderzoekers kunnen gebruiken om data uit te halen.
- Het product moet gebruiksvriendelijk zijn voor proefpersonen. De personen moeten zich veilig voelen op het apparaat en geen voorbereidingen hoeven treffen om het apparaat te gebruiken.
- Omdat eerst moet worden onderzocht of het principe van rompcontrole werkt wordt er getest op gezonde proefpersonen die zelfstandig kunnen staan. Dit zal dan ook de doelgroep van dit project zijn.
- Er zal geen meetmethode worden ontwikkeld. Dit is een apart onderzoek welke te groot is om bij dit project te betrekken.

Hoofdstuk 2. Analyse

In dit hoofdstuk zullen de deelvragen worden behandeld. Eerst zal worden gekeken naar wat de definitie is van rompcontrolle en hoe het kan worden gemeten. Vervolgens zullen er nog andere aspecten worden behandeld die moeten worden beoordeeld voordat het ontwerpproces kan beginnen. Dit zijn de invloed van de benen op de balans en de onbalans die aangebracht moet worden. Ook moet er gekeken worden welke sensor geschikt is om te gebruiken in het meetsysteem. Uit deze analysefase zal een pakket van eisen en wensen worden opgesteld waar het ontwerp aan moet voldoen.

2.1 Definitie rompcontrolle

Om een meetbare waarde uit het begrip rompcontrolle te halen moet eerst worden gekeken naar de definitie van het begrip. Houdingscontrolle (postural control) kan worden gedefinieerd als het vermogen om een rechte positie te behouden binnen de grenzen van stabiliteit of basis van ondersteuning (Tyson & Connell, 2009). Een andere definitie is het beheersen van de positie van het lichaam in de ruimte doormiddel van van stabiliteit en oriëntatie (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Er zijn geen universeel geaccepteerde definities van rompcontrolle, houdingscontrolle, balansreacties of houdingsreacties (Pollock et al., 2000; Tyson et al., 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). In dit project wordt uitgegaan van de definitie van Pollock et al. (2000):

Het lichaam wordt in controle gehouden tijdens:

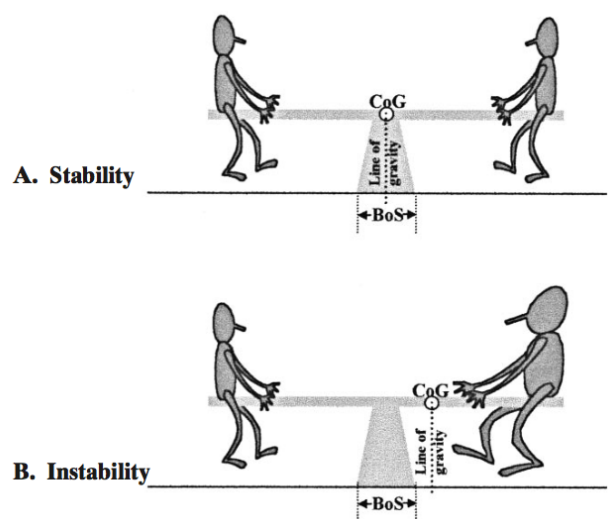
1. Een vaste positie innemen zoals staan of zitten,
2. Vrijwillige bewegingen, zoals vanuit een staande beweging gaan zitten,
3. Reageren op een externe verstoring, zoals het niet omvallen bij een duw.

De romp moet dus in balans zijn wanneer een persoon in een vaste positie zit of staat, wanneer een beweging wordt gemaakt en wanneer de persoon uit balans raakt. Dit is een combinatie tussen niet omvallen (balans) als ook het reageren op verandering (stabiliteit). Deze begrippen worden hieronder verder uitgewerkt.

2.2 Balans

De term balans kan, technisch gezien, worden gedefinieerd als een staat van een persoon waarin de resultante van alle krachten en momenten die op het object werken nul is (Maky en Mcillroy, 1997). Bij de mens wordt dit bereikt wanneer het zwaartepunt van het lichaam zich binnen het steunvlak van de persoon bevindt. Als het zwaartepunt binnen het steunvlak valt is een persoon in balans (Figuur 3 A). Als het zwaartepunt buiten het steunvlak komt zal de persoon omvallen (Figuur 3 B).

Bij staande personen bestaat het steunvlak uit de ruimte tussen de voeten en het raakvlak van de voeten met de grond. Zo is het afhankelijk van hoever de voeten uit elkaar staan. Bij zittende personen is dit niet mogelijk waardoor het steunvlak zo groot is als het zitvlak. Zo is de persoon in neutrale houding, rechtop zittend, in balans. Het zwaartepunt kan onder meer veranderen door naar voren, naar achteren, naar opzij te hangen of door het bekken te kantelen. Een persoon raakt uit balans wanneer deze zover gaat



Figuur 3: Stabiliteit. CoG = zwaartepunt BoS = steunvlak.

hangen dat het zwaartepunt buiten het steunvlak terecht komt. Bij de neutrale houding moet het lichaamszwaartepunt van de proefpersoon binnen het steunvlak vallen zodat er niet in neutrale houding al gecorrigeerd moet worden door de proefpersoon.

2.2.1 Benen

Benen spelen een belangrijke rol in de balans. Wanneer de benen in contact staan met de grond zorgen kan er een moment worden geleverd vanuit de benen. Dit zorgt ervoor dat de beweging niet meer zuiver uit de romp komt. Daarom moeten de benen de grond niet raken. Zo wordt voorkomen dat er een extra afzetpunt kan worden gecreëerd welke van invloed is op de balans. Dit betekent dat de benen vrij in de lucht moeten zweven. Een bijkomend probleem hierbij is dat in zittende positie de benen ervoor zorgen dat het lichaamszwaartepunt naar voren komt te liggen. Hier moet rekening mee worden gehouden in het ontwerp.

Een proefpersoon kan nog wel een beweging beïnvloeden door zijn benen te bewegen. Wanneer een persoon bijvoorbeeld naar links dreigt te vallen kan het voor een deel worden opgevangen door de benen naar rechts te hangen. Dit wordt echter niet als belemmerend gezien omdat de kracht die nodig is om de benen heen en weer te bewegen ook uit de romp moet komen.

De eisen die uit paragraaf 2.2 komen zijn:

- *Eis: In neutrale houding moet het lichaamszwaartepunt van de proefpersoon zich boven het steunvlak bevinden.*
- *De benen moeten vrij in de lucht zweven en mogen de grond of het meetsysteem niet raken.*

2.3 Controle

Mensen zijn continu bezig om het lichaam in balans te houden, ook tijdens zitten. Dit corrigeren gebeurt onbewust door middel van sensoren en reflexen in de spieren, pezen en gewrichten (Hendriks et al., 2006). Deze reageren continu op kleine verstoringen in het evenwicht. Wanneer een persoon in de neutrale houding zit is het lichaam ook continu bezig om rechtop te blijven zitten. In de literatuur is Jerk een waarde die vaak gebruikt wordt om menselijk bewegen te meten (Jerk Analysis). Daarom wordt dit ook bij dit meetsysteem gebruikt om de mate van beweging van de romp te bepalen. Een andere waarde waarna wordt gekeken is de gemiddelde uitslag van de positie. Dit is een waarde die niet uit de literatuur komt maar deze wordt gebruikt omdat het een duidelijk en inzichtelijke waarde is die kan aantonen hoeveel iemand beweegt.

Jerk

Hoe vaak een persoon moet corrigeren kan gemeten worden door 'jerk'. Jerk is de afgeleide van de versnelling wat zegt hoe vaak er een verandering in de versnelling plaatsvindt. Zo kan worden gemeten hoe vaak een persoon moet corrigeren om in balans te blijven. Wanneer een persoon heel erg schokkerig beweegt heeft deze minder controle over zijn romp dan wanneer een persoon heel rustig beweegt. Jerk is een eenheid die veel wordt gebruikt om bewegingen van de romp te meten. Om jerk te kunnen meten is het van belang dat de sensor die gebruikt gaat worden versnellingen kan meten. In paragraaf 2.5 wordt bepaald welke sensor wordt gebruikt en in paragraaf 2.6 wordt bepaald waar de sensor wordt geplaatst.

Positie

De positie is belangrijk omdat zo kan duidelijk zichtbaar wordt hoeveel iemand vanaf het middelpunt beweegt. Zo kan duidelijk inzichtelijk worden gemaakt hoeveel iemand moet corrigeren om in balans te blijven. Als een persoon hele grote uitslagen maakt is er minder controle dan wanneer een persoon maar hele kleine uitslagen hoeft te maken. Om een overzichtelijke waarde hiervoor te krijgen wordt de root mean square (RMS) van de positie gebruikt. Bij RMS worden alle waardes gekwadrateerd. Vervolgens wordt van al deze waardes het gemiddelde genomen en daar dan weer de wortel van. Uit deze berekening komt de gemiddelde uitslag die er gemaakt wordt. Hiervoor moet

de versnelling tweemaal worden geïntegreerd om de positie te verkrijgen. Dit moet gedaan worden voor zowel de x as (voor/achter) als de y-as (links/rechts).

De eis die uit paragraaf 2.3 komt is:

- *De sensor moet versnellingen kunnen meten.*

2.4 Onbalans

Omdat de doelgroep nog uit zichzelf rechtop kan zitten is het nodig om onbalans aan te brengen om voldoende resultaat te krijgen. Bij een persoon die stil zit, zal er te weinig beweging in de romp waarneembaar zijn om verschil te zien in hoe goed de rompcontrole is. Om grotere uitslagen te verkrijgen is het nodig om onbalans aan te brengen. Onbalans kan op twee verschillende manieren worden veroorzaakt:

1. Er kan tegen een persoon aangeduwd worden.
2. De stoel kan in onbalans worden gebracht.

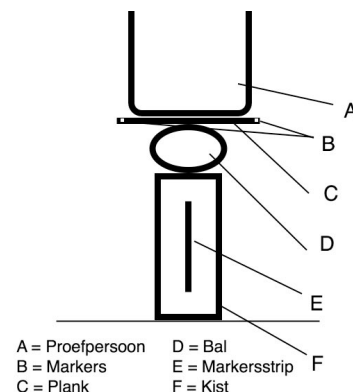
Het eerste is niet wenselijk omdat dit niet gebruiksvriendelijk is, er moet namelijk een fysieke kracht op iemand uitgevoerd worden. Daarnaast kan een duw niet goed gestandaardiseerd worden. Daarom wordt gekozen voor voor het in onbalans brengen van de stoel. Dit houdt in dat het zitvlak van de stoel moet kunnen bewegen. Dit moet gebeuren via vaste assen. Dit is nodig om de beweging te standaardiseren.

2.4.1 Veiligheidsmarge bepalen

Om ervoor te zorgen dat een persoon niet kan omvallen moet de beweging van het zitvlak niet te groot worden. Er wordt daarom een onderzoek gedaan naar hoe ver het zitvlak moet kantelen voordat de persoon erop dreigt om te vallen. Het doel van dit onderzoek is vaststellen wat de maximale hoek van de zitting mag worden ten opzichte van de horizontale positie.

Onderzoeksopzet

Er wordt getest met vijf gezonden proefpersonen, twee vrouwen en drie mannen. Deze hebben een gemiddelde leeftijd van 23,2 jaar (SD=1,6). Er wordt gemeten met een camera.



Figuur 4: Schematische proefopstelling.

Er is een proefopstelling gemaakt, deze is te zien in figuur 4. De persoon zit op een plank welke via een zachte bal (D) is verbonden met een kruk (F) die op de grond staat. Op de plank zijn markers bevestigd (B). Op de kruk is een verticale strip als marker bevestigd. De hoek tussen beide markers van de zitting en de verticale strip geldt als hoek van het zitvlak. De benen van de proefpersoon hangen in de lucht. Met behulp van het programma Kinovea zal de hoek worden bepaald. Van alle hoeken zal het gemiddelde worden bepaald.

De tets bestaat uit de volgende stappen:

1. De proefpersoon gaat zitten.
2. De proefpersoon gaat langzaam naar rechts/links.
3. De proefpersoon gaat net zoveel naar rechts/links totdat de proefpersoon zijn balans verliest en een been uitstrekt naar de grond.

Op het moment voordat de proefpersoon zijn balans verliest wordt de hoek bepaald. Alle proefpersonen doen zes keer de test. Drie keer naar links en drie keer naar rechts.

Resultaten

In tabel 1 zijn de hoeken van de proefpersonen te zien.

Tabel 1 Hoeken (in graden) voor vijf proefpersonen (PP) en zes metingen

PP\Meting	1	2	3	4	5	6	Gemiddelde
1	10,5	10,1	9,5	9,1	9,8	9,1	9,7
2	9,1	9,3	9,3	8,5	10,6	9,9	9,5
3	11,5	10,5	10,0	11,3	8,9	10,4	10,4
4	10,7	8,9	10,6	11,1	11,8	9,6	10,5
5	11,0	11,0	10,2	9,1	10,4	8,5	10,0

Het gemiddelde van alle resultaten is 10,0 graden.

2.4.2 Variabele onbalans

Ideaal zou zijn wanneer de mate van onbalans verstelbaar is, zodat de oefeningen moeilijker of makkelijker kunnen worden. Zo worden de opties voor het gebruik van het meetsysteem groter.

De eisen en wensen die uit paragraaf 2.4 voortkomen zijn:

Eis:

- *Er moet onbalans worden aangebracht in de stoel.*
- *De maximale hoek die de zitting vanuit horizontale positie mag bereiken is tien graden.*

Wens:

- *De onbalans is instelbaar.*

2.5 Sensor

In deze paragraaf wordt er gekeken welke sensor het best gebruikt kan worden in het te ontwerpen meetsysteem. Om hiervoor een richting te geven is er gekeken naar welke sensoren veel gebruikt worden in onderzoeken naar het meten van rompcontrole. Hiervoor is gebruik gemaakt van het reviewartikel van Maaswinkel et al. (2016). Hierin is een overzicht te vinden van alle onderzoeken naar rompstabiliteit welke in het verleden gedaan zijn. Bijlage 1 geeft een overzicht van sensoren voor het meten van rompcontrole met onderzoeken, toepassingen en doelgroepen zoals beschreven in Maaswinkel et al.(2016). Alleen de sensoren waarmee versnellingen kunnen worden gemeten worden meegenomen in het overzicht, dit een eis is uit paragraaf 2.3.

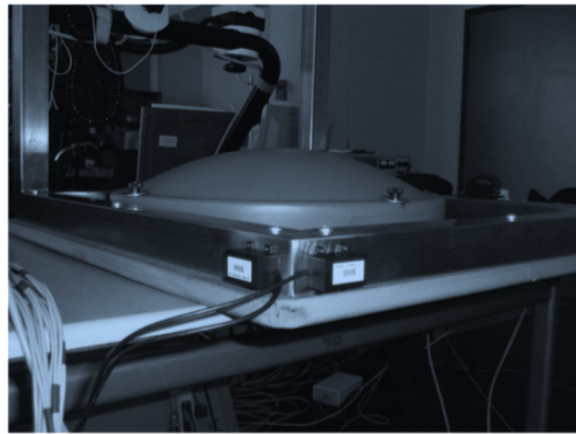
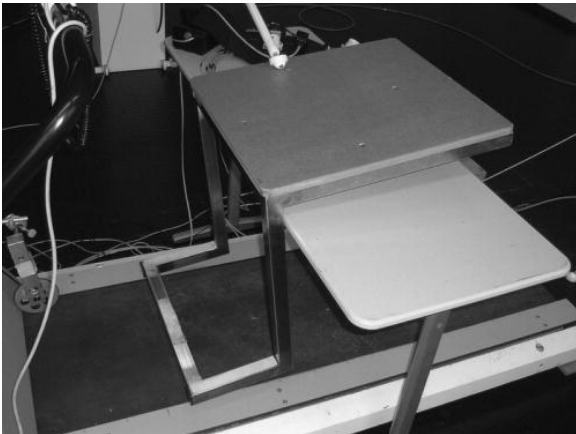
Elke sensor wordt getoetst aan de hand van de criteria uit de randvoorwaarden. Dit zijn:

1. Kosten: Hoe duur is de sensor?
2. Gebruiksvriendelijkheid: Hoe gebruiksvriendelijk is de sensor voor de onderzoeker? Moeten er veel handelingen worden gedaan om tot een meting te komen?
3. Mobiliteit: Hoe groot is de sensor en is deze makkelijk mee te nemen en te gebruiken?

Gyroscoop

Een gyroscoop wordt gebruikt in het onderzoek van Borghuis et al. (2011) om de rotatie van de zitting van een stoel te meten (Figuur 5). In de bol aan de onderkant van de stoel zit een gyroscoop welke de rotatie van de bol meet. De kosten van een gyroscoop zijn laag. In elke mobiele telefoon zit bijvoorbeeld een gyroscoop en een gyroscoop kan voor onder de tien euro worden aangeschaft. Hier moet dan nog wel hardware omheen worden gebouwd om de data uit te kunnen lezen. De gebruiksvriendelijkheid is groot. Er kan makkelijk en direct worden gemeten. De mobiliteit is in deze opstelling niet erg groot. De gyroscoop zit met een snoer vast van de onderzoeksofstelling naar een

computer waardoor deze moeilijk te verplaatsen is. Dit zou compacter kunnen door bijvoorbeeld een arduino te gebruiken wat de mobiliteit verhoogt.



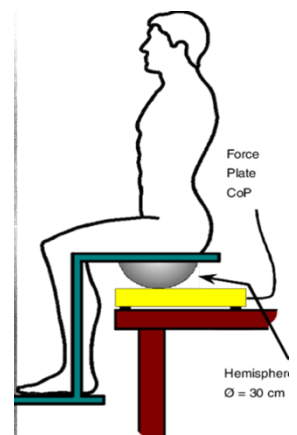
Figuur 4: Onderzoekopstelling met gyroscoop. Borghuis et al (2011). Deze opstelling is vrijwel identiek aan die met een accelerometer

Accelerometer

De accelerometer is vergelijkbaar met de gyroscoop. Qua kosten en gebruiksvriendelijkheid en mobiliteit is deze hetzelfde. Een accelerometer kan ook op eenzelfde manier worden gebruikt als de gyroscoop. Zoals in figuur 5 te zien is wordt ook daar gebruik gemaakt van een bolvormige zitting waarbij de accelerometer de bewegingen van de zitting meet. Een accelerometer is goedkoop in de aanschaf. Voor onder de tien euro is deze al aan te schaffen.

Forceplate

Een forceplate meet waar het zwaartepunt van het systeem zich bevindt. Op basis van de verschuivingen kan worden gekeken hoeveel een persoon moet corrigeren om in balans te blijven. Sackley et al. (2005) gebruikten een op een forceplate gebaseerd instrument (Balance Performance Monitor) om zitbalans te meten. Cholewicki et al. (2007) gebruikten een meetopstellingen met een stoel die werd ondersteund door een kunststof halfronde bol met een doorsnede van 30 cm welke geplaatst was op een drukplaat (force plate) om het "Centre of pressure (CoP)" te meten (figuur 6). De kosten van een forceplate zijn hoog. De mobiliteit is afhankelijk van de grootte van de forceplate.



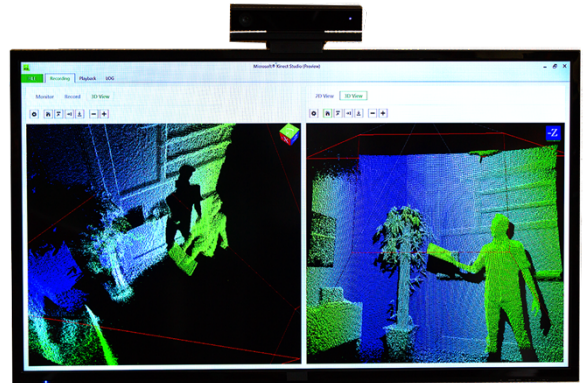
Figuur 6: Het gebruik van force plates voor het meten van romp controle. Cholewicki et al., 2007

Video Analyse

Video camera's worden vaak gebruikt voor de analyse van rompstabiliteit, maar meestal in combinatie met andere meetmethodes. Bijvoorbeeld Sparto et al. (1997) gebruikten een combinatie van force plate en video analyse voor het meten van rompcontrole. Er worden markers op een persoon geplakt waarna doormiddel van videocamera's de beweging kan worden vastgesteld. Een camera is redelijk duur in de aanschaf. De prijzen verschillen erg maar de goedkoopste beginnen bij ongeveer 100 euro. Video analyse is erg makkelijk in gebruik omdat direct vanaf visueel beeld de beweging kan worden afgelezen. Wanneer een systeem met camera's moet worden verplaatst moet elke keer dat het verplaatst wordt de camera's opnieuw worden gekalibreerd.

Infrarood markers

Een andere methode die gebruikt wordt voor de meting van rompstabiliteit is het gebruik van 3D infrarood sensors. Er is in de revalidatie geëxperimenteerd met het gebruik van consumentenapparaten voor de game industrie zoals de Microsoft Kinect controller voor de Xbox gaming console. Dit apparaat maakt gebruik van camera's en sensoren om bewegingen van spelers te detecteren zonder dat de beheerders of sensoren in contact zijn met de gebruiker (Huang et al. 2011). Een Kinect voor een Xbox is redelijk duur in de aanschaf. Het is 100 euro om aan te schaffen. Een Kinect kan wel meegenomen worden maar het systeem zal elke keer dat het wordt verplaatst precies moeten worden neergezet en ingesteld worden.



Figuur 7: Xbox Kinect zicht infrarood

2.5.1 Vergelijken van sensoren

Voor het vergelijken van de sensoren wordt voor elk van de criteria een cijfer gegeven. De waarde van alle criteria is gelijk. In tabel 2 is de vergelijking van de sensoren schematisch te zien:

Tabel 2: Vergelijking van sensoren voor romp controle. De score geeft aan: 0= slecht, 1 = matig, 2= gemiddeld, 4 =goed, 5 = uitstekend.

	Kosten	Gebruiksvriendelijkheid	Mobiliteit	Score totaal
Gyroscoop	5	4	4	13
Accelerometer	5	4	4	13
Forceplate	0	3	1	4
Video Analyse	2	5	1	6
Infrarood markers	2	3	1	6

Uit deze vergelijking komt dat zowel de gyroscoop als de accelerometer het best gebruikt kan worden.

De eis uit paragraaf 2.5 is:

- *Er moet een bevestiging worden ontworpen waar een accelerometer of gyroscoop op kan worden bevestigd.*

2.6 Plaatsing van de sensor

Uit de literatuur is niet een duidelijke parameter gekomen welke moet worden gebruikt om rompcontrole te meten. Dit geeft de mogelijkheid om meerdere plekken te bekijken waar de sensor geplaatst kan worden. De sensor kan op twee plekken worden geplaatst om effectief te meten.

- Op de romp zelf.
- Aan het bewegende zitvlak van het systeem.

Het is voor dit onderzoek onwenselijk om de plaatsing van de sensor op de romp zelf te bevestigen. De sensor moet daarom op de stoel worden geplaatst. Dit verhoogt de gebruiksvriendelijkheid, de proefpersoon hoeft immers niets aan trekken of om te doen. Daarnaast verhoogt het de

betrouwbaarheid omdat het instrument bij iedereen precies op dezelfde plek zit. Een ander gevaar bij het bevestigen op de romp is dat mensen op verschillende wijze balans bewaren. De ene persoon gaat meer heen en weer met het bovenlichaam terwijl de andere persoon meer draait met zijn bovenlichaam.

Door de sensor op de zitting te bevestigen wordt verondersteld dat het effect van rompcontrole wordt gemeten. Het is namelijk van belang hoe stil een persoon de romp houdt om de zitting ook recht te houden.

De eis die uit paragraaf 2.6 komt is:

- *De sensor moet op de zitting worden bevestigd.*

Hoofdstuk 3 - Eisen en wensen

De eisen en wensen zoals die in hoofdstuk twee zijn behandeld zijn:

Eisen

- 1 In neutrale houding moet het lichaamszwaartepunt van de proefpersoon zich boven het steunvlak bevinden.
- 2 Er moet onbalans worden aangebracht in de stoel
- 3 De benen moeten vrij in de lucht zweven en mogen de grond of het meetsysteem niet raken.
- 4 De sensor moet versnellingen kunnen meten.
- 5 De maximale hoek die de zitting vanuit horizontale positie mag bereiken is tien graden.
- 6 Er moet een bevestiging worden ontworpen waar een accelerometer of gyroscoop op kan worden bevestigd.
- 7 De sensor moet aan de zitting worden bevestigd.

Wensen:

- 8 De onbalans is instelbaar.

.

Hoofdstuk 4 Ontwerpen

In dit hoofdstuk zal het ontwerpproces verder uitgewerkt worden. Er zijn een aantal deelproblemen waar een oplossing voor moet worden gevonden. Dit zijn de volgende deelproblemen:

- Onbalansmechanisme
- Hoekbeperking
- Zitting
- Sensorplaatsing
- Frame

Per onderdeel zijn er meerdere oplossingen bedacht. Met behulp van een morfologische kaart zijn er drie concepten uitgekomen. De morfologische kaart is te vinden in bijlage 2.



Figuur 8 Concept 1

4.1 Concepten

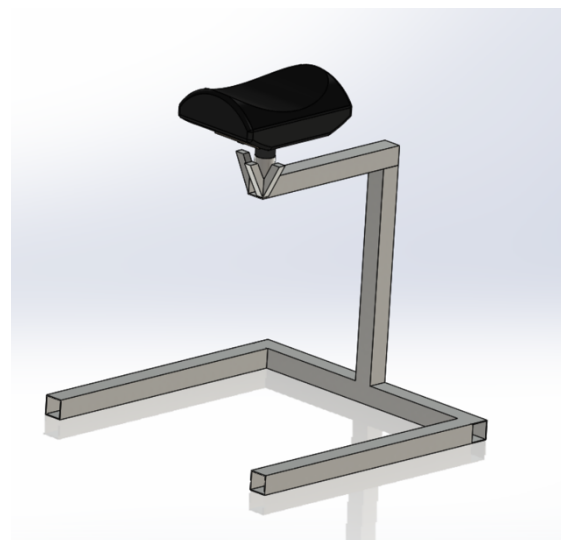
Per deelprobleem worden de uitgelegd hoe dat in de concepten is uitgewerkt.

Onbalansmechanisme

- 1 Bij concept één (figuur 8) is er gekozen voor een bolvormige onderkant welke aan de zitting is bevestigd. Hierdoor rolt de zitting over een vlak oppervlak.
- 2 Bij concept twee (figuur 9) is er gekozen voor een rubberen staaf die tussen het frame en de zitting verbonden is. Omdat deze staaf niet
- 3 Bij concept drie (figuur 10) is er gekozen voor een twee-assenstelsel met een veer als demper.

Hoekbeperking

- 1 Bij concept één zorgt de grootte van de zitting ervoor dat er geen hoek kan worden bereikt die groter is dan 10 graden. Bij tien graden komt de zitting tegen de tafel aan waarop de zitting staat.
- 2 Bij concept twee zijn vier staven aan het frame gemaakt die aan alle zijden van de zitting ervoor zorgen dat de hoek niet meer dan tien graden kan worden.
- 3 Bij concept drie komen bij een hoek van tien graden de verschillende delen van de assen tegen elkaar waardoor de zitting niet verder kan kantelen.



Figuur 9 Concept 2

Zitting

- 1 Bij concept één is gebruik gemaakt van een zitting zoals ook te vinden is op een gewone stoel. Hierbij steken de benen naar voren uit. Dit zorgt ervoor dat het lichaamsswaartepunt naar voren komt te liggen. Om dit op te vangen wordt het gewicht van de benen gecompenseerd aan de achterkant door twee gewichten.

- 2 Bij concept twee wordt gebruik gemaakt van een zadel zitting. Bij deze zitting lopen de benen langs de zitting naar beneden. Dit zorgt ervoor dat het lichaamszwaartepunt niet naar voren wordt gebracht.
- 3 Bij concept drie wordt dezelfde zitting als bij concept twee gebruikt.

Sensorplaatsing

- 1 Bij concept één wordt de sensor aan een van beide uiteinden waar de gewichten aan zijn bevestigd de sensor bevestigd. Zo kan de onderzoeker er makkelijk bij en hoe verder de sensor van het draaipunt af ligt hoe groter de waardes zijn.
- 2 Bij concept twee wordt de sensor onder de zitting bevestigd.
- 3 Bij concept drie zit er een staaf aan de achterkant van de zitting. Zo kan de onderzoeker makkelijk bij de sensor en worden er grotere waardes gemeten dan wanneer de sensor op de zitting zou zitten.



Figuur 10 concept 3

Frame

- 1 Bij concept één is er geen gebruik gemaakt van een frame. Dit is omdat dit concept heel makkelijk op bijvoorbeeld een tafel kan worden gezet. Hierdoor is dit concept heel compact waardoor het makkelijk mee te nemen is.
- 2 Bij concept twee is er gekozen voor een frame dat van onder de zitting achterlangs naar de grond loopt. Zo is er geen kans dat de benen tegen het frame aan kunnen komen. Het frame heeft een brede basis zodat de stoel zelf stevig staat.
- 3 Concept drie heeft een brede basis met daarop twee staven omhoog. Omdat de staven onder de stoel bevestigd zijn kunnen de benen niet tegen het frame komen. Tussen de staven is er ruimte om de veer te bevestigen.

4.2 Conceptkeuze

Met behulp van de kardinale methode wordt er gekeken welk concept het best is. Aan alle eisen en wensen is een weegfactor toegekend. Alle eisen wegen even zwaar en de wens telt minder zwaar. en de concepten worden beoordeeld op een schaal van 1 tot 5.

Tabel 3 Kardinale methode conceptkeuze; 1 = slecht, 2 = matig, 3 = voldoende, 4 = ruim voldoende, 5 = goed

Eisen	Weeg factor	Concept		
		1	2	3
1 lichaamszwaartepunt boven het steunvlak	2	3	5	5
2 onbalans aangebracht in de stoel	2	5	5	5
3 benen vrij zonder contact met apparaat of vloer	2	4	5	4
4 sensor moet versnellingen kunnen meten	Niet van toepassing			
5 maximale hoek van de zitting is 10 graden	2	5	5	5
6 bevestiging voor sensor	2	5	5	5
7 sensor moet aan de zitting worden bevestigd	2	5	5	5
Wens				
8 De onbalans is instelbaar	1	1	1	5
Totaal		55	61	63

De eisen twee, vijf, zes en zeven zijn toe te passen op alle concepten. Eis drie is bij concept één afhankelijk van op wat voor een tafel deze wordt gezet, van daar een iets lager cijfer. Bij concept twee bestaat er helemaal geen kans dat de benen iets raken en bij concept drie is de kans klein maar zou het nog kunnen. Eis één heeft bij concept één een lager cijfer gekregen omdat een halve bol een moeilijke manier is om onbalans te veroorzaken omdat het maar een punt heeft waarbij de bol contact maakt met de tafel. Bij concept drie kan de onbalans instelbaar worden gemaakt. Dit is een heel groot pluspunt omdat dit de mogelijkheden van de stoel heel erg vergroot. Dit is dan ook de reden dat concept drie als beste is gekozen.

4.3 Uitwerking concept 3

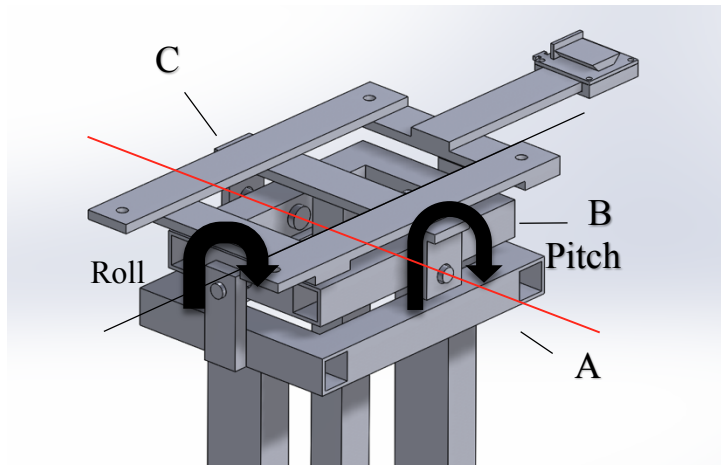
In het vervolg van dit hoofdstuk zal concept drie verder worden uitgewerkt.

4.3.1 Onbalans mechanisme

Om de stoel onstabiel te maken wordt er gebruik gemaakt van een twee-assenstelsel (Figuur 11). Dit mechanisme bestaat uit drie delen. Het eerste deel is de onderkant welke tevens het bovenste deel van het frame is (A), het tweede deel is het verbindingsdeel (B) en het derde deel is de bovenkant welke weer bevestigd zit aan de zitting (C). De assen tussen deze delen bestaan uit M8 bouten welke met een moer zijn bevestigd aan het verbindingsdeel en uitsteken door het gat van het boven- en onderdeel. Omdat het steunvlak van de persoon die erop zit nu alleen de bouten zijn wordt het heel lastig om de zitting in balans te houden. Hiervoor wordt er gebruik gemaakt van een veer als demper.

De y-as bestaat uit het verbindingsdeel welke via twee staanders bevestigd is aan het frame. Op deze manier zal de zitting een 'roll' beweging maken. De x-as is hier haaks opgezet om met het zadel een pitch weging te kunnen maken. Hierbij maakt het verbindingsdeel via twee staanders verbinding met het zittingsgedeelte.

Er is gekozen voor M8 bouten omdat deze vanwege de grootte handig aan te draaien zijn. Om te bepalen of de bouten sterk genoeg zijn moet de optredende schuifspanning worden berekend. Dit wordt berekend in punt A (Figuur 12). Er wordt uitgegaan van het maximale gewicht F_z van 980N (p95). Dit maakt de kracht F_n :



Figuur 11: Twee assenstelsel met X-As en Y-as

1.

$$\frac{980N}{2} = 490N$$

De spanningsdoorsnede van een M8 bout is $36,6\text{mm}^2$ (Tabel bevestigingsartikelen). Er wordt gebruik gemaakt van constructie staal (Fe360) met een toelaatbare schuifspanning (τ_a) van 168N/mm^2 . Hieruit volgt de volgende berekening:

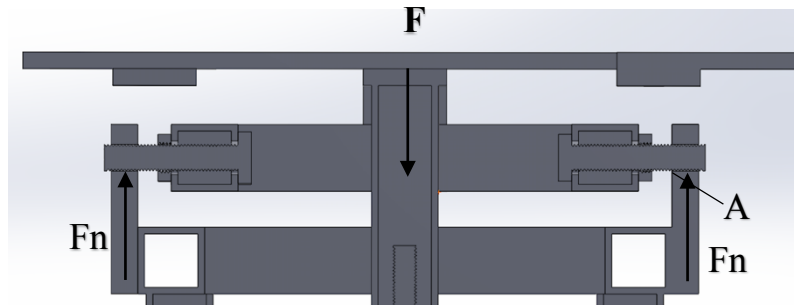
2.

$$\tau = \frac{F}{A}$$

3.

$$\tau = \frac{490}{36,6} = 13,4 \text{ N/mm}^2$$

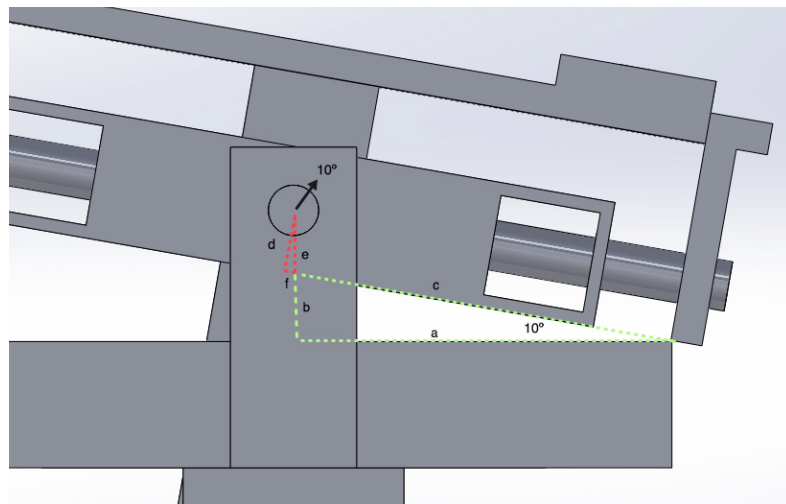
Omdat er veranderlijke belasting op de bout van toepassing is wordt de toelaatbare spanning vermenigvuldigd met factor 2.3. De toelaatbare spanning wordt dan 112 N/mm^2 . De bout is dus ruim sterk genoeg.



Figuur 12: Dwarsdoorsnede assenstelsel

4.3.2 Hoek

In de analysefase is er bepaald dat de stoel een maximale hoek van 10 graden mag maken om zo het gevaar op omvallen te voorkomen. Dit is bereikt door het assenstelsel zo te ontwerpen dat het zadeldedeelte en het frame elkaar raken bij een hoek van tien graden (figuur 13). Om ervoor te zorgen dat er een maximale hoek van tien graden wordt behaald is de hoogte van de as van staander (A) berekend. Dit is de som van e en b. Aangezien a (60,00mm) en d (10,00mm) bekend zijn kunnen e en b worden berekend.



Figuur 13: Hoek 1 Vooraanzicht

Voor b:

$$\tan(10) = \frac{b}{60}$$

$$b = \tan(10) * 60 = 10,58 \text{ mm}$$

Voor e:

$$\cos(10) = \frac{10}{e}$$

$$e = \frac{10}{\cos(10)} = 10,15$$

Dit wordt in totaal:

$$e + b = 10,58 + 10,15 = 20,73 \text{ mm}$$

Voor de bovenkant geldt hetzelfde verhaal. Hierbij zijn b (88,00mm) en e bekend (10,00 mm). Daarmee kunnen c en d berekend worden.

Voor d:

9

$$\cos(10) = \frac{10}{d}$$

10

$$d = \frac{10}{\cos(10)} = 10,15mm$$

Eerst moet f nog worden berekend:

11

$$f = \tan(10) * 10 = 1,76$$

12

$$b = 88,00 - 1,76 = 86,24mm$$

Vervolgens kan c worden berekend:

13

$$\sin(10) = \frac{c}{86.24}$$

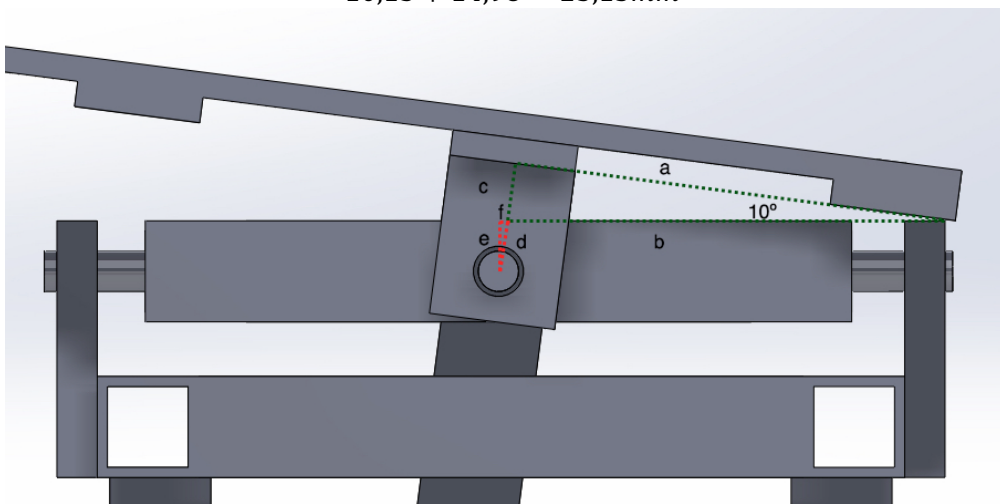
14

$$c = \sin(10) * 86,24 = 14,98mm$$

d en c samen wordt:

15

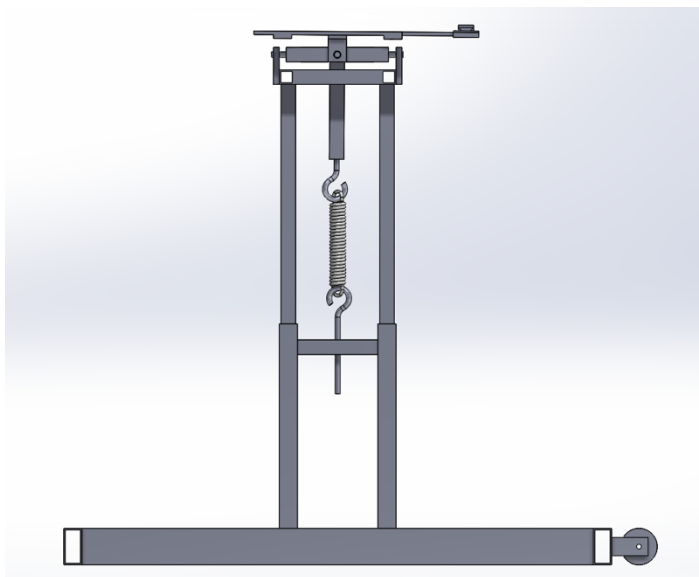
$$10,15 + 14,98 = 25,13mm$$



Figuur 14: Hoek 2 Zijaanzicht

4.3.3 Veer

Omdat het zadel draait om een as van 8 mm is het steunvalk erg klein, namelijk alleen de as. Dit zorgt voor erg veel onstabiliteit. Om ervoor te zorgen dat het niet onmogelijk wordt om de stoel in balans te houden is er een veer toegevoegd welke weer extra stabiliteit geeft (Figuur 15). De veer heeft dus de functie van een demper. Aan het zadel is een metalen stang bevestigd welke, doormiddel van een oogbout, verbonden is aan een veer. Deze veer is vervolgens weer met een oogbout verbonden aan het bovenstel van het frame. De veer zorgt ervoor dat wanneer de proefpersoon naar een zijkant beweegt de krachten deels worden opgevangen door het uitrekken van de veer. Het grote voordeel van dit systeem is dat de grootte van de onbalans heel makkelijk instelbaar is. Door de bout van de onderste oogbout aan te draaien wordt de verhoogde spanning zal dit zorgen voor een



Figuur 15: Zijaanzicht

er langer en zal deze meer kracht leveren. Vanwege tra stabiliteit.

Omdat het een nieuw te ontwerpen systeem is, is het niet bekend welke maten van kracht van de veer bij een bepaalde mate van balans hoort. Daarom wordt de veer zo berekend dat bij de maximale kanteling van tien graden honderd procent van het gewicht van de zwaarste persoon wordt opgevangen (960N, p95). Dit omdat in de analyse is vastgesteld dat de maximale hoek tien graden mag bedragen. Zo wordt de kans op omvallen verkleind.

4.3.2.1 Lengte veerstang en veer

Allereerst moet de lengte van de stang worden berekend die van de zitting naar de veer loopt. Deze maat is namelijk van belang om later de sterkte van de veer te berekenen. De lengte tussen A (as) en B (aansluiting veer) in Figuur 14 is 370 mm. Dit is schematisch weergegeven in figuur 16. De lengte van zowel de veer als de veerstang is gelijk gemaakt. De lengte van de veerstang is berekend volgens de volgende formule:

$$16 \quad \frac{370}{2} = 185 \text{ mm}$$

$$17 \quad \frac{185}{\cos(10)} = 187,9 \text{ mm}$$

De lengte van zowel A-D als B-D wordt 187,9 mm. A-D bestaat uit zowel de veerstang als een deel van de oogbout. De straal van de oogbout is 17,5mm. De lengte d+c uit figuur 15 moet hier nog bij worden opgeteld waardoor de totale lengte van de veerstang komt op:

$$18 \quad 187,9 - 17,5 + 25,1 = 195,5 \text{ mm}$$

De lengte BD bestaat uit de veer en twee keer de straal van de oogbout. De straal is 17,5 waardoor de lengte van de veer in de maximale stand wordt:

$$19 \quad 187,9 - (17,5 * 2) = 152,9 \text{ mm}$$

4.2.2.2 Sterkte veer

Vervolgens moet de sterkte van de veer berekend worden. De lengte van de veer en van de staaf zijn bekend. Dit zorgt ervoor dat de hoek tussen de werklijn van de veer (B-D) en de lijn B-A in figuur 16 ook tien graden is. Het aangrijpingspunt voor het gewicht van de persoon op de stoel wordt voorgesteld als punt C. Dit is aan de bovenzijde van de zitting. Omdat er geen persoon hetzelfde zit als de maximale hoek wordt bereikt wordt gekozen voor deze positie. De ene persoon zal meer naar buiten hangen, de andere persoon zal meer naar binnen hangen om balans te bewaren. Om te berekenen wat de kracht (F_{veer}) is die de veer moet leveren moet het moment om A worden bepaald. Er zijn twee krachten die daarop van invloed zijn. Namelijk de F_z en de F_{veer} .

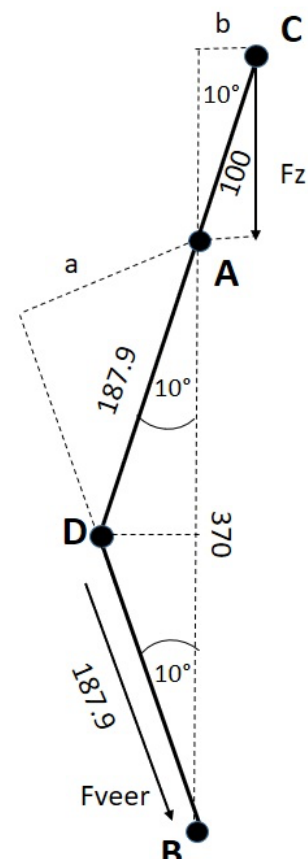
$$20 \quad \Sigma M_a = 0$$

$$21 \quad \Sigma M_a = F_z * b - F_{veer} * a = 0$$

$$22 \quad 960N * (\sin(10) * 100) = F_{veer} * (\sin(10) * 370)$$

$$23 \quad F_{veer} = 259,5 \text{ N}$$

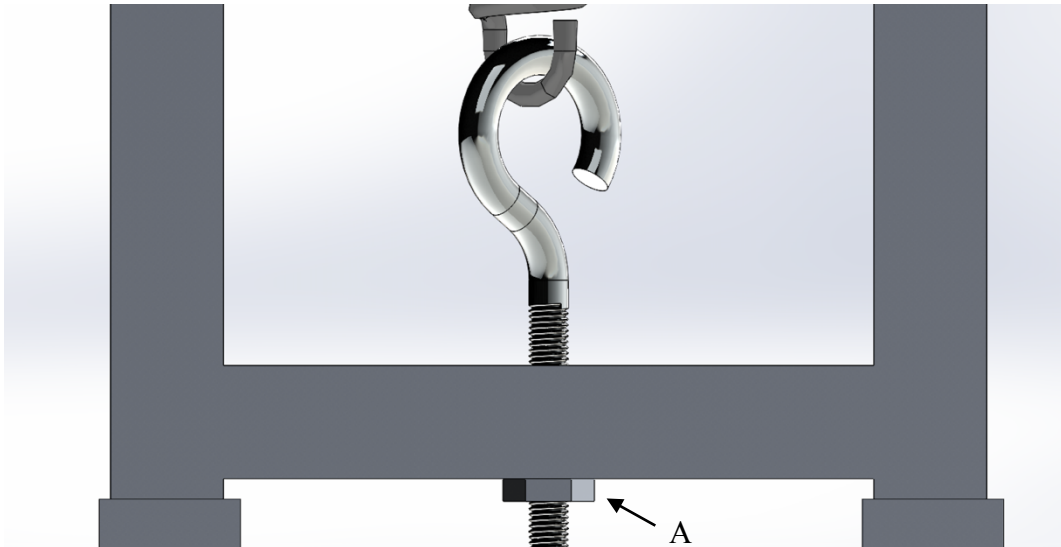
De maximale kracht F_{veer} is 259,5 N bij een lengte van 152,9 mm.



Figuur 16: Schematische weergave veermechanisme

4.2.4 Verstelbaarheid belasting

De veer is te verstellen in belasting. Hierdoor kan er meer of minder onbalans aan worden gebracht. Door aan de moer (A in Figuur 17) te draaien kan de veer langer of korter gemaakt worden. Door de relatief kleine veerconstante (noemen) kan de veer in 26 millimeter van de minimale lengte 127 mm tot de maximale lengte 152,9mm worden veranderd. Hierdoor kan een oefening makkelijker worden gemaakt door de veer langer te maken en moeilijker door de veer korter te maken.



Figuur 17: Overzicht verstelmecanisme

4.3.5 Sensor

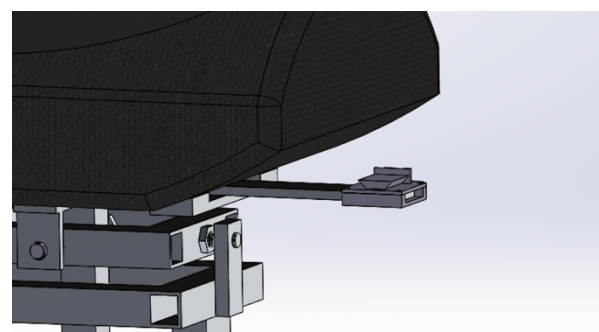
De accelerometer die wordt gebruikt bestaat uit een behuizing naar eigen ontwerp van Dr. C.J. de Ruiter van de VU met daarin *small wireless inertial sensors* (MPU-9150, MEMSMotion Tracking™ Device, InvenSense, San Jose, USA). Hiervoor is gekozen omdat deze gratis beschikbaar werd gesteld door de VU. De accelerometer kan doormiddel van een USB-kabel aan een computer worden verbonden. De werking van de accelerometer is eenvoudig; Doormiddel van het indrukken van de zwarte knop (A in Figuur 18) start de meting en wanneer er nogmaals op deze knop wordt gedrukt eindigt de meting.



Figuur 18: Accelerometer met *small wireless inertial sensors*,

4.3.6. Plaatsing sensor

De sensor wordt achter het zadel, doormiddel van een uitstekend stuk frame, bevestigd. Er is een sensorhouder ontworpen die vervolgens met behulp van 3d printen is vervaardigd (Figuur 19). De accelerometer kan op de houder worden geschoven.



Er is gekozen voor de plek achter de zitting omdat daar de accelerometer goed bereikbaar is tijdens het meten. Omdat het starten van de accelerometer handmatig moet gebeuren is het nodig dat de accelerometer kan worden aangezet terwijl er een proefpersoon op de stoel zit. Door de accelerometer achter de proefpersoon te plaatsen heeft de proefpersoon geen last wanneer de onderzoeker de sensor aanzet voor een test.

Figuur 19: Detail sensor plaatsing

4.3.7 Dataverwerking

De data van de accelerometer wordt verwerkt met Matlab. Hiervoor zijn drie programma's bij de accelerometer geleverd (Bijlage 3). De uitkomsten van deze programma's zijn de versnellingen in alle richtingen en alle hoeksnelheden. Omdat de versnellingsdata te verwerken zijn twee programma's geschreven. Deze zijn terug te vinden in Bijlage 3. Het eerste programma (uitvoerprogramma.m) zorgt voor het uitvoeren van het proces. Hierin wordt eerst een file opgezocht en uitgelezen. Het tweede programma (data.m) zorgt dat alle data wordt verwerkt tot de positie en de Jerk. Eerst wordt het signaal gefilterd. Er wordt gebruikt gemaakt van een butterworth filter welke geadviseerd en meegeleverd is door de VU. Vervolgens wordt het signaal tweemaal geïntegreerd. Hierbij is de functie $\int$ omgeschreven als functie $\sum$. Eerst wordt zo van de versnelling de snelheid berekend en vervolgens van de snelheid de positie. Als laatste wordt de versnellingsdata gedifferentieerd zodat de RMS van de Jerk berekend wordt.

24

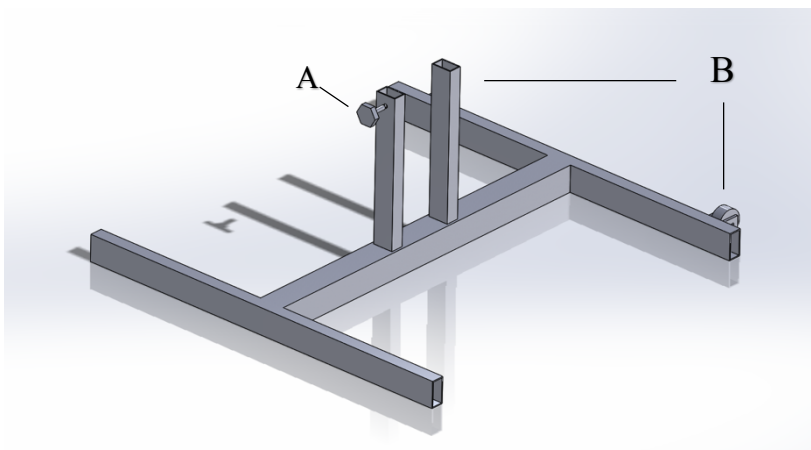
$$a(i) = \frac{dv}{dt} = \frac{v(i+1) - v(i)}{1/100}$$

25

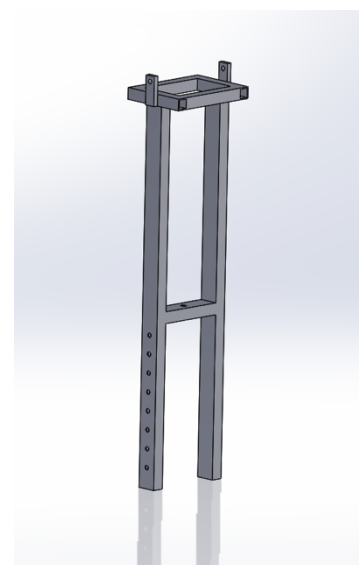
$$v(i+1) = v(i) + (a(i) * \left(\frac{1}{100}\right))$$

4.3.8 Frame

Het frame bestaat uit twee delen. Het onderstel (Figuur 20) en het bovenstel (Figuur 21). Er is gekozen voor een ontwerp met een brede basis beneden met een smalle steun omhoog. Door de smalle stang van het bovenstel kunnen de voeten niet tegen de stang komen wanneer de proefpersoon erop zit tijdens een test. Zo wordt de test niet beïnvloed. Het bovenstel bestaat uit twee verticale staven. Tussen deze staven is er ruimte voor de veer die voor balans zorgt. Er is gekozen voor een brede basis zodat de stoel stabiel staat wanneer er iemand op zit. Dit is belangrijk voor de veiligheid.



Figuur 20: Onderstel



Figuur 21: Bovenstel

4.3.8.1 Verstelbaarheid

Omdat het frame uit twee delen bestaat is de stoel in hoogte verstelbaar. Door een knop (A Figuur 20) los te draaien kan de stoel omhoog worden geschoven en op de gewenste hoogte vastgezet worden. De hoogte die zo bereikt kan worden is de heuphoogte. Hierbij is gebruik gemaakt van de Dined tabel (Dined, 2018). Hierbij is gebruik gemaakt van de gecombineerde heuphoogte van mannen en vrouwen gezamenlijk. Dit is omdat het apparaat niet speciaal voor een bepaalde sekse wordt ontwikkeld. Er is uit gegaan vanaf de kleinste vijf procent (p5) tot de grootste vijf procent (p95). Dit is gedaan om de stoel geschikt te maken voor het grootste deel van de bevolking met uitzondering van de extreme gevallen omdat de doelgroep mensen van alle groottes omvat. De minimale hoogte van het zitvlak is 869 mm en de maximale hoogte is 1093 mm. Het verschil daartussen is 224 mm. Omdat de hoogte doormiddel van een pin wordt vastgezet is kan de stoel stapsgewijs worden verhoogd of verlaagd. Dit kan in acht stappen van elk 32 mm.

4.3.8.2 Mobiliteit

Een ander voordeel dat de stoel uit twee delen bestaat is de mobiliteit. De stoel kan in twee delen uit elkaar gehaald worden en zo makkelijk worden vervoerd. Zo kan de stoel eenvoudig in een kofferbak van een auto worden vervoerd waarin geen ruimte is voor de stoel in zijn geheel.

Als extra toevoeging voor de mobiliteit zijn er twee wieltjes toegevoegd (B Figuur 20) aan de brede basis van de stoel. Zo kan de stoel makkelijk in zijn geheel mee worden genomen. Door aan de bovenkant vast te pakken kan de stoel nou eenvoudig achter de persoon die de stoel vervoerd aan rollen. Hierdoor hoeft de stoel niet getild te worden.

4.3.9 Zitting

Als zitting is er gekozen voor een zadelsitting. Hiervoor is gekozen vanwege de stand van de benen. Bij een zadel hangen de benen langs de zitting in plaats van dat de benen naar voren wijzen zoals bij een gewone stoelsitting. Dit zorgt ervoor dat het gewicht van de benen onder het lichaam in plaats van voor het lichaam. Zo blijft het zwaartepunt onder het lichaam. Hierdoor is de persoon bij een rechtop zittende rustpositie in balans en hoeft er niet gecorrigeerd te worden in rust.

Als zitting is gekozen voor een Bambach zadel zitting (Figuur 22) (Bambach, 2018). Deze wordt veel gebruikt bij revalidatieklinieken. Deze zitting was beschikbaar en geschikt om te gebruiken vanwege de zadelvorm.



Figuur 22: Bambach zadel zitting

Hoofdstuk 5 Testfase

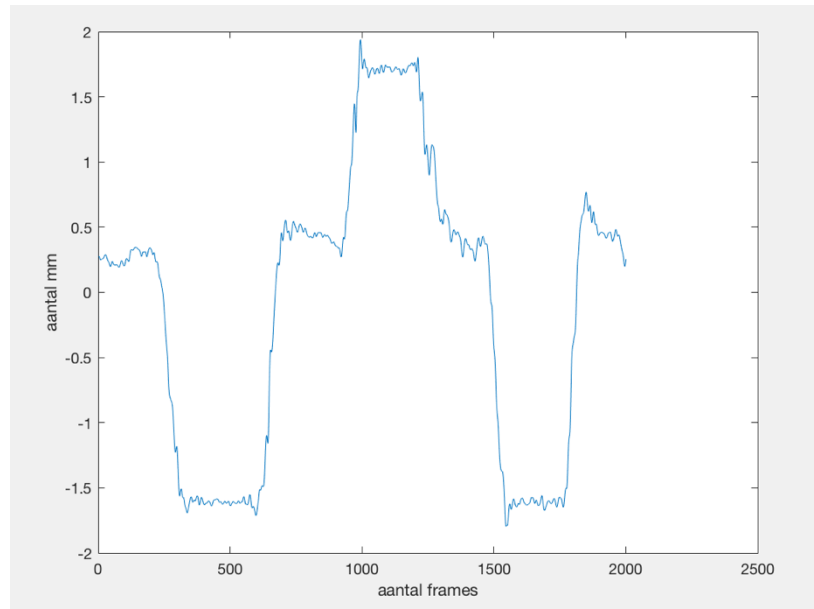
In dit hoofdstuk wordt verslag gedaan van het testen van het meetsysteem. De testen bestaan uit twee delen. Er wordt een eerste test gedaan over de werking van de sensor. Hier zal aan de hand van een overzichtelijke test. Ook wordt er gekeken of het meetsysteem een verschil kan aantonen tussen een makkelijke en een moeilijke oefening. Daarnaast worden nog andere elementen getest zoals de bevestiging van de sensor, gebruikersgemak, en de werking van het stelmechanisme.

5.1 Werking sensor.

Om de werking van het meetsysteem te testen wordt een test gedaan waarbij van tevoren duidelijk is wat de uitkomsten zijn. Er wordt nu alleen nog gekeken naar de x-richting om de werking vast te stellen (figuur 23). De accelerometer wordt op de stoel geplaatst en aangezet, vervolgens gaat de proefpersoon naar de uiterste positie links hangen voor drie seconden, vervolgens gaat de proefpersoon weer recht zitten en vervolgens drie seconden naar de uiterste positie recht hangen.

Hierna gaat de proefpersoon weer recht zitten om vervolgens nog een keer naar links te hangen. De data van deze oefening is te zien in

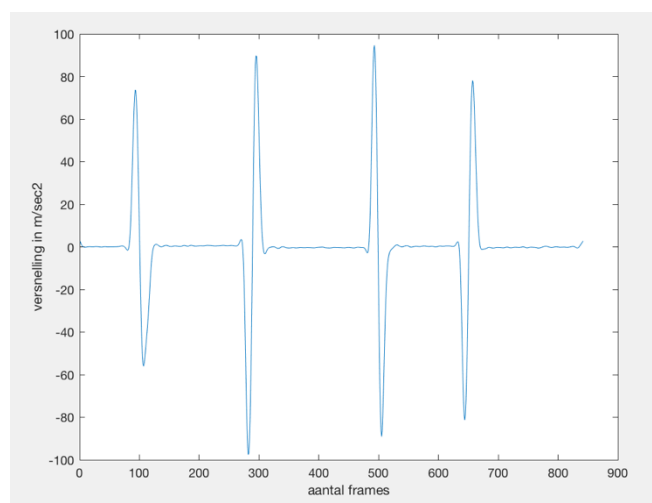
figuur 23. Uit de figuur is duidelijk te zien dat de positie goed wordt weergegeven. Wanneer er naar links wordt gehangen daalt de grafiek tot tussen de 1,5 en 2 mm. Dit is ook de afstand die de accelerometer maximaal kan kantelen. Vervolgens is duidelijk te zien dat de data weer richting de nul gaat wanneer er weer rechtop wordt gezeten. Wanneer er naar rechts wordt gekanteld gaat de data naar boven tot tussen de 1,5 en 2 mm.



Figuur 23 Test data voor bewegen naar links en rechts

Hieruit is duidelijk te zien dat de output van de sensor positie is in plaats van versnelling. Dit is onverwacht aangezien er versnellingsdata hoort uit te komen.

Uit de data blijkt dat de accelerometer niet elke keer dezelfde output heeft. Zoals te zien is bij de vorige test laat de data duidelijk positie zien. Wanneer er echter een makkelijke test los van het apparaat wordt verricht is er wel versnellingsdata te zien (figuur 24). Bij deze test is de accelerometer in de zuiver x richting vier maal heen en weer bewogen.



Figuur 24 Test data versnelling

Voor beide tests is dezelfde output van de accelerometer gebruikt. Het is daarom moeilijk te zeggen of er bij andere test positie- of versnellingsdata wordt gebruikt. In de volgende paragraaf wordt ervanuit gegaan dat de accelerometer zoals verwacht de versnelling aangeeft.

5.2 Werking meetsysteem

Als tweede onderwerp wordt er getest of het apparaat verschil aan kan tonen tussen verschillende oefeningen. Er worden vier gezonde proefpersonen gemeten met een gemiddelde leeftijd van 23,75 jaar ($SD = 0,95$). Het zijn drie vrouwen en één man.

Er zijn twee oefeningen bedacht om de betrouwbaarheid te testen:

1. Rechtop zitten met ogen open en handen langs het lichaam. Dit is de neutrale houding. Deze wordt 60 seconden lang aangehouden. Er is voor deze houding gekozen omdat het lichaam zich zo in balans bevindt en deze balans alleen gehandhaafd hoeft te worden.
2. Rechtop zitten waarbij de armen in gestrekte stand, vanuit de neutrale positie eerst 90 graden abduceren, vervolgens 90 graden endorotatie doen om de longitudinale as, vervolgens 90 graden flexie. Als de positie bereikt is gaan ze via dezelfde weg weer terug naar de neutrale positie. Dit alles gebeurt met in beide handen een gewicht van 1 kilo.

Beide oefeningen worden vijfmaal door elke proefpersoon uitgevoerd. Eerst wordt oefening 1 uitgevoerd en direct daarna oefening 2. Om vermoeidheid te voorkomen wordt vervolgens een minuut rust gehouden.

Er is voor deze oefeningen gekozen om een duidelijk verschil te kunnen zien tussen een makkelijke oefening en een moeilijkere oefening. Oefening 1, stil zitten, is de makkelijke oefening. Oefening 2 is een moeilijkere oefening omdat er een vrijwillige beweging moet worden gemaakt.

De versnellingen worden gemeten in de x (mediaal-lateraal) en de y (anterior-posterior) richting (Figuur 25). Deze maten worden gecombineerd zodat er één waarde in de x/y richting uitkomt. In Matlab wordt de data vervolgens omgezet in de variabele: Jerkxy. De Jerk is de afgeleide van de versnelling. Dit zegt iets over hoe soepel de persoon beweegt. Wanneer iemand grote snelheidsveranderingen heeft, en de Jerk dus hoger is, beweegt de persoon schokkerig. Wanneer iemand kleine snelheidsveranderingen heeft, en de Jerk dus lager is, beweegt de persoon soepel. Omdat er geen vergelijkbaar systeem bestaat kunnen de waarden niet ergens mee vergeleken worden. Het doel is om te kijken of er verschil kan worden aangetoond tussen de makkelijke en moeilijke oefening.



Figuur 25: Bovenaanzicht - assen accelerometer

5.1.1 Resultaten

Jerk

De resultaten zijn per test ingevoerd in Excel. In tabel 4 zijn de waarden van de Jerkxy te zien voor oefening 1, en in tabel 5 die voor oefening 2. We kijken hier naar de RMS van de Jerk per oefening. Van alle vijf de oefeningen is vervolgens weer het gemiddelde genomen.

OEFFENING 1

PP\METING	1	2	3	4	5	Gemiddelde
1	4,36	4,71	4,32	4,92	4,32	4,53
2	5,70	4,60	5,48	5,75	5,54	5,41
3	2,60	2,98	3,27	2,58	2,76	2,84
4	4,11	3,77	3,89	3,03	3,96	3,75

Tabel 4: Jerkxy Oefening 1 in m/sec^3

PP\METING	1	2	3	4	5	GEMIDDELDE
1	7,21	7,49	6,02	5,51	5,27	6,30
2	8,57	8,42	9,09	8,53	10,46	9,02
3	5,89	4,98	5,73	5,62	5,42	5,53
4	9,26	7,95	8,87	7,69	7,35	8,22

Tabel 5 Jerkxy oefening 2 in m/sec^3

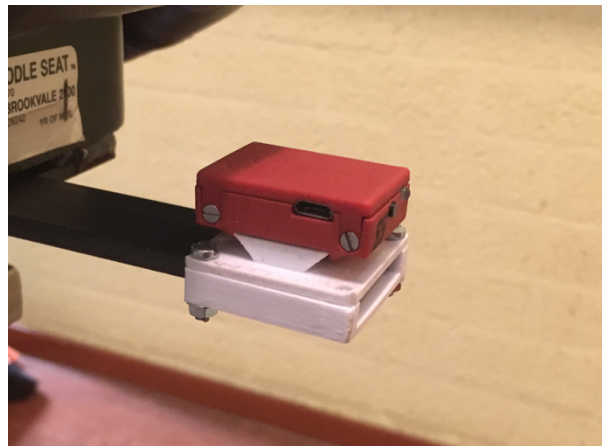
Er is een duidelijk verschil waar te nemen tussen de oefening 1 en oefening 2. Als er naar de gemiddeldes wordt gekeken is per proefpersoon de Jerk bij oefening 1 een stuk lager dan bij oefening 2. Dit was ook verwacht aangezien de oefening makkelijker was. Ook is te zien dat de waardes per proefpersoon dicht bij elkaar liggen. Dit laat zien dat er door het meetsysteem een duidelijk onderscheid kan worden gemaakt tussen een moeilijker en een makkelijker oefening.

5.2 Overige onderwerpen

Naast de betrouwbaarheid is er naar een aantal nadere aspecten gekeken:

- Bevestiging accelerometer
- Werking veer
- Gebruikersgemak proefpersonen
- Gebruikersgemak onderzoeker
- Werking verstelmechanisme

De accelerometer was erg stevig bevestigd aan de houder (Figuur 26). Dit is goed omdat de accelerometer zo tijdens het meten niet kan verschuiven. Desondanks is de accelerometer goed van de houder af te halen na het meten.



Figuur 26: Sensorhouder

De veer bleek te slap te zijn. Dit kan komen omdat het een theoretische berekening van de veer in de praktijk toch anders uit bleek te pakken. Daarom is een sterkere veer gekocht welke goed bleek te werken. In de praktijk moet er gekeken bij welke veersterkte welke moeilijkheidsgraad past.

De stoel was de goede hoogte voor de proefpersonen. Alle proefpersonen konden zonder problemen op de gewenste hoogte op en af stappen. Door de begrenzingen in de kanteling van de stoel was het gevaar van vallen niet aanwezig bij de proefpersonen. Het was wel lastig een goede stabiele ondergrond te vinden voor de stoel om stabiel op te staan. Dit is opgelost door op alle hoeken verstelbare pootjes aan te brengen. Dit zorgt er echt wel voor dat de stoel iets hoger is geworden wat moet worden gecompenseerd in een volgend ontwerp.

Voor de onderzoeker wordt een goede administratie vereist. Dit omdat er alleen een zwarte knop is waarmee een meting kan worden gestart en gestopt. Dit zorgt ervoor dat de onderzoeker goed moet bijhouden hoe vaak hij op deze knop drukt en bij welke proefpersoon, welke oefening hoort. De zwarte knop is door de plaatsing wel eenvoudig te bedienen zonder de proefpersoon te hinderen.

De werking van het stelmechanisme werkt goed (Figuur 27). Het naar boven en beneden draaien kost wel even tijd maar dit heeft als voordeel dat de kracht van de veer heel precies kan worden afgesteld. Wat bij het testen naar voren kwam is dat er nog een schaal voor de stand van de veer nodig is. Nu is om bepaalde standen aan te geven tape gebruikt maar hiervoor moet iets worden ontwikkeld waardoor de stand van de veer eenvoudig af te lezen en in te stellen is.



Figuur 27: Verstelmechanisme

Hoofdstuk 6 Discussie Conclusie

Discussie

Het lastige aan het project was dat er van het begin af aan niet duidelijk was wat gemeten moest worden. Rompcontrole is een onduidelijk begrip waar moeilijk duiding aan gegeven kan worden. Omdat het onduidelijk is wat het begrip precies inhoud is het ook moeilijk om te bepalen welke parameters gemeten moeten worden. In dit project is daarom gekozen om een afgeleide parameter, de beweging van het zitvlak, te meten. Dit is echter niet direct gelijk te schakelen aan rompcontrole. Echter is er verondersteld dat de mate waarin het zitvlak stil kan worden gehouden wel iets zegt over hoeveel controle iemand over de romp heeft.

Het is daarom een meetsysteem geworden die een effect van rompcontrole meet maar onduidelijk blijft of dit ook daadwerkelijk rompcontrole is. Ook omdat in de literatuur ook geen eenduidige uitleg voor het begrip bestaat. Hieruit kan worden geconcludeerd dat de opdracht niet voldoende afgebakend was aan het begin van het project. De opdrachtgever zelf wist namelijk ook niet wat er precies gemeten moest kunnen worden, behalve dat het rompcontrole was. Het is niet duidelijk of er nu wel of niet een antwoord is gevonden op de probleemstelling. Namelijk of er nu een meetsysteem is ontwikkeld dat de rompcontrole kan meten.

Aan het eind bleek ook dat de accelerometer verschillende output waardes geeft. De ene keer gaf het positie als output data en de andere keer versnelling. Er was geen tijd meer om dit op te lossen of een andere accelerometer te kopen en het ontwerp aan te passen. Hierdoor is het moeilijk om de resultaten uit de testfase te interpreteren.

Door de stabilisatie pootjes die aan het einde nog op de stoel moesten worden gemonteerd is de stoel iets hoger uitgevallen dan verwacht. Dit moet gecompenseerd worden bij een volgend ontwerp.

Conclusie

Het doel van het project was om een meetsysteem te maken waarmee rompcontrole kon worden gemeten. Het doel van het project was om een meetsysteem te maken waarmee rompcontrole kon worden gemeten. Hoewel dit ontwerp wellicht niet de meting voor het hele concept van rompstabiliteit omvat, is het wel degelijk een nuttige, goedkope en eenduidige methode om een belangrijk aspect van rompstabiliteit te meten, namelijk het stabiel houden van het zitvlak tijdens verstoringen. Als zodanig is het dan ook bruikbaar bij het meten voor bijvoorbeeld zitvolleyballers, en is het ook in de revalidatie een nuttig instrument, waar behandelaars gebruik van kunnen maken bij het bepalen van de juiste ondersteuning voor gehandicapte cliënten..

Desondanks is het meetsysteem toch in staat om verschil aan te tonen in oefeningen waar veel rompcontrole bij nodig is en waar minder rompcontrole nodig is.

Aanbevelingen:

Er is nog vervolgonderzoek nodig om te kijken of deze stoel daadwerkelijk een verschil in rompcontrole kan meten. Hiervoor moeten veel mensen worden gemeten om een verschil te kunnen zien tussen bijvoorbeeld gezonde mensen en niet gezonde mensen.

Ook kan er gekeken worden naar een andere toepassing van de stoel. Namelijk als trainingsstoel om rompcontrole te trainen. Uit de test is namelijk naar vorig gekomen dat het een uitdaging is om de stoel recht te houden. Er kan onderzoek gedaan worden of de scores naarmate iemand er veel gebruik van zal maken ook beter worden.

Literatuurlijst

- Andersen TB, Essendrop M, Schibye B. (2004) Movement of the upper body and muscle activity patterns following a rapidly applied load: the influence of pre-load alterations. *Eur J Appl Physiol* 2004;91:488–92.
- Bambach (2017) <http://www.bambach.com.au/product/6c08ffd7-7365-401c-99f5-7921b38f2290/Bambach-no-backnarrow.aspx?castor=Soft&fabric=Eco&gasstem=Standard#.Wnl61SNx8Wo>
- Bañas, B.B. and Gorgon, J.R. (2014) Clinimetric properties of sitting balance measures for children with cerebral palsy; a systematic review. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2014;3:3
- Bartlett D. and Birmingham T. (2003) Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatr Phys Ther*. 2003 Summer;15(2):84-92.
- Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Lariviere C. Trunk response analysis under sudden forward perturbations using a kinematics-driven model. *J Biomech* 2009;42:1193–200.
- Bliley, K.E., Schwab, D. J. Holmes D. R. , Kane P. H., J. A. Levine, E. S. Daniel, and B. K. Gilbert, "Design of a compact system using a MEMS accelerometer to measure body posture and ambulation," in 19th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), Maribor, Slovenia, 2006, pp. 335-340.
- Borghuis AJ, Lemmink KA, Hof AL. (2011) Core muscle response times and postural reactions in soccer players and nonplayers. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43:108–14.
- Carpenter MG, Thorstensson A, Cresswell AG. (2005) Deceleration affects anticipatory and reactive components of triggered postural responses. *Exp Brain Res* 2005;167:433–45.
- Cholewicki, J., Peter Reeves, N., Everding, V.Q. and Morrisette, D.C. (2007) Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 1731–1736
- Classificatie instituut (2015). Classificatie in de gehandicapten sport. www.classificatieinstituut.nl
- Cort JA, Dickey JP, Potvin JR. (2013) Trunk muscle contributions of to L4-5 joint rotational stiffness following sudden trunk lateral bend perturbations. *J Electromyography Kinesiology: Off J Int Soc Electrophysiology Kinesiology* 2013;23:1334–42.
- Dined, (2018)
- Engelsma J., Gamble A., Harro C. and Farris J. () PocketPT – A Personalized Therapeutic Game Platform. *GSTF Journal on Computing (JoC)* Vol.3 No.4, April 2014
- Esquenazi, A., & DiGiacomo, R. (2001). Rehabilitation After Amputation. *J Am Podiatr Med Assoc* , 13-22
- Greefhorst, J. & Jukkema, M. (2013) Het weten en meten van de "core stability" in de fysiotherapeutische praktijk. Beroepsopdracht fysiotherap, Hogeschool Amsterdam.
- Hendriks, H.M., Spoor, C.W., de Jong, A.M. & Goossens, R. H. M. (2006) Stability of sitting postures: the influence of degrees of freedom, *Ergonomics*, 49:15, 1611-1626
- J. Huang. "Kinerehab: a kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities," in Proceedings of the 13th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility, 2011, ACM, New York, NY, USA, pp. 319-320.
- Huisman, J.P. (2014). Sitting volleyball players have a better trunk control than a control group. *Human Movement Sciences: Sport, Exercise and Health*, Research Internship 2013-2014. Vrije Universiteit. Faculty of Human Movement Sciences
- Huxham, F.E., Goldie, P.A. and Patla, A.E. (2001). Theoretical considerations in balance assessment. *Australian Journal of Physiotherapy* 47:89-100
- Jung J.Y, Park I.S., Kim B.O., Kwon T.K., Won Y. and Kim, J.J. (2014) *International Journal of Biology And Biomedical Engineering* Volume 8, 2014
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Med* , 189-198
- Leach, J.L., Mancini M., Peterka R.J., Hayes T.L. and Horak F.B. (2014) Validating and Calibrating the Nintendo Wii Balance Board to Derive Reliable Center of Pressure Measures. *Sensors* 2014, 14, 18244-18267

- Lou E., Bazzarelli M., Hill D., and Durdle N., "A low power accelerometer used to improve posture," in Proceeding of the IEEE Canadian Conference on Electrical & Computer Engineering, Toronto, Canada, 2001, pp. 1385-1389.
- Maaswinkel, E, Griffioen, M., Perez, R.S.G.M. and van Dieën, J.H. (2016). Methods for assessment of trunk stabilization, a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 26 (2016) 18–35
- Maki BE, McIlroy WE. The role of limb movements in maintaining upright stance: the 'change-insupport' strategy. *Phys Ther* 1997; 77: 488–507
- Oddsson LI, Persson T, Cresswell AG, Thorstensson A. Interaction between voluntary and postural motor commands during perturbed lifting. *Spine* 1999;24:545–52.
- O'Sullivan, S.B. & Schmitz, T.J. (2016) *Improving Functional Outcomes in Physical Rehabilitation*, 2nd edition. F. A. Davis Company, Philadelphia, USA.
- Paralympic Movement (2015). Explanatory guide to Paralympic classification. Paralympic summer sports. September 2015. <http://www.paralympic.org/Classification/Introduction>
- Pedersen MT, Essendrop M, Skotte JH, Jorgensen K, Fallentin N.(2004) Training can modify back muscle response to sudden trunk loading. *Eur Spine J: Off Publ Eur Spine Soc, Eur Spinal Deformity Soc, Eur Section Cervical Spine Res Soc* 2004;13:548–52.
- Plotkowski, A. and N. Barakat (2010), "A new device to quantify human trunk-control measurements", in Proceedings of the ASME 2010 International Mechanical Engineering Congress & Exposition, Vancouver, British Columbia, Canada. November 2010
- Pollock S, Durward B.R., Rowe P.J.and Paul, J.P. (2000); What is balance? *Clinical Rehabilitation* 2000; 14: 402–406
- Saether, R., Helbostad, J.L., Riphagen, I. and Vik, T. (2013) Clinical tools to assess balance in children and adults with cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, DOI: 10.1111/dmcn.12162
- Sackley, C.M., Hill, H. J., Pound, K. & Foxall, A. (2005). The intra-rater reliability of the Balance Performance Mkonitor when measuring sitting symmetry and weight-shift activity after stroke in a community setting. *Clinical Rehabilitation* 2005: 19, 746-750.
- Santos BR, Lariviere C, Delisle A, McFadden D, Plamondon A, Imbeau D. (2011). Sudden loading perturbation to determine the reflex response of different back muscles: a reliability study. *Muscle Nerve* 2011;43:348–59.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control. Translating Research into Clinical Practice*. (3 ed.) Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Tyson, S. F. & Connell, L. A. (2009). How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. *Clin.Rehabil*, 23, 824-840.
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., Mertin, J., Preger, R., Kiekens, C., & De Weerdt, W. (2004). The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clin.Rehabil.*, 18, 326-334.