

De vergelijking van het gaan met- en zonder restrictie rond het enkelgewricht bij drie parameters



Juni 2018

Daphne Koning (14135663)

De vergelijking van het gaan met- en zonder restrictie rond het enkelgewricht bij drie parameters

Auteur: D.R.S. Koning
Studentnummer: 14135663
Opleiding: Mens en techniek|bewegingstechnologie
Organisatie: De Haagse hogeschool
1^e begeleider: H. van der Sloot
2^e begeleider: R. M. van der Doef
Begeleider VUmc: M. Saes
Afstudeerperiode: Maart tot en met Juni 2018

Voorwoord

Dit scriptie is geschreven in het kader van het afstuderen van de opleiding Mens en Techniek - Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. Het verslag is geschreven door een vierdejaarsstudent. Dit verslag is bestemd voor docenten van de opleiding Mens en Techniek - Bewegingstechnologie en andere geïnteresseerden. De verstrekte informatie kan gebruikt worden om een beter beeld te krijgen van de kinematische metrics die bij CVA-patiënten met contracturen rond de enkelgewricht. Er is met veel plezier aan dit project gewerkt, ondanks dat het niet zonder slag of stoot is gegaan. Ik wil graag mijn begeleiders Hester van der Sloot en Rochus van der Doef van de opleiding Mens en Techniek - Bewegingstechnologie bedanken voor de begeleiding van het project. Daarnaast wil ik mijn project begeleider Mique Saes bedanken voor de dagelijkse begeleiding en voor de inhoudelijke hulp. Ook wil ik Ilona Visser bedanken voor de steun en hulp van de dataverwerking. Met trots tonen ik u mijn scriptie, veel leesplezier.

Amsterdam, Juni 2018
Mens en techniek – Bewegingstechnologie
Daphne Koning

Samenvatting

Inleiding: In de revalidatie is een Cerebro Vasculair Accident (CVA) een veel voorkomend verschijnsel. Door een CVA kan verlies van het gevoel, kracht en spiercoördinatie ontstaan, wat kan zorgen voor een asymmetrisch looppatroon. Deze mensen hebben vaak een verminderde balans, waardoor dagelijkse handelingen lastiger worden. Het doel van dit onderzoek is om een beter beeld te krijgen van de kinematische metrics die bij CVA-patiënten met contracturen rond de enkel en daarom wordt er een onderzoek gedaan bij gezonde mensen welke zowel normaal als met een restrictie rond de enkel zullen lopen. **Methode:** bij het onderzoek zijn 8 gezonde mensen geïncludeerd, deze proefpersonen werden getest op twee condities. Eén met een restrictie rond het enkelgewricht en één zonder restrictie tijdens het gaan op de snelheden 0.4, 0.8 en 1.2 m/s. Ook werd er gelopen op een zelfgekozen snelheid, op deze snelheid werden er virtuele obstakels geprojecteerd op de loopband waar overheen gestapt moest worden. **Resultaten:** de staptijd is significant verschillend bij het gaan met- en zonder restrictie rond het enkelgewricht op de snelheid 0.8 en 1.2 m/s, maar niet op de snelheid 0.4m/s. De staptijd is lager bij het gaan met restrictie rond de enkel dan bij het gaan zonder restrictie. De pre-obstakellengte is significant verschillend bij het gaan met- en zonder restrictie rond het enkelgewricht. De pre-obstakellengte was groter bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht. De afstand tussen de XCoM en de BoS is significant verschillend bij het gaan met- en zonder restrictie rond het enkelgewricht op de snelheden 0.4m/s, 0.8m/s en 1.2m/s. De afstand tussen de XCoM en de BoS was kleiner bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht. **Discussie:** gips geeft mogelijk geen goede vergelijking voor mensen die een CVA hebben gehad, omdat er alleen een restrictie op de ROM zit, maar voor een betrouwbaardere vergelijking zou er ook een restrictie op de spierkracht en spiercoördinatie moeten zitten. Ook leeftijd van de proefpersonen is niet vergelijkbaar met de leeftijd van iemand die een CVA heeft gehad. Daarnaast kan de enkelhoek na het gipsen een belangrijke rol spelen in het gaan. Een te grote hoek kan voor knie- en/of heupklachten zorgen en maakt het normale gaan minder comfortabel. **Conclusie:** Wanneer personen met een restrictie rond de enkel lopen resulteert dit in een kortere staptijd, grotere pre-obstakellengte en een XCoM dat dichterbij het BoS ligt. Hieruit kan geconcludeerd worden dat er voorzichtiger wordt gelopen wanneer iemand met een restrictie rond het enkelgewricht loopt.

Inhoudsopgave

Voorwoord	
Samenvatting.....	4
Inleiding	6
Methode.....	7
Resultaten.....	10
Staptijd	10
Pre-obstakellengte	11
XCoM	12
Discussie	13
Conclusie	15
Staptijd	15
Pre-obstakellengte	15
XCoM	15
Algemene conclusie.....	15
Literatuurlijst	17
Bijlage 1: Zelfgekozen snelheidsbeoordelingsprotocol	18
Bijlage 2: Meet benodigdheden	18
Bijlage 3: Persoonsgegevens	18
Bijlage 4: Matlab code pre-obstakellengte	19
Bijlage 5: Matlab code XCoM	23
Bijlage 6: Projectvoorstel	27
Bijlage 7: Leerdoelen evaluatie	Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.

Inleiding

Een veel voorkomend verschijnsel in de revalidatie zijn mensen die een Cerebro Vasculair Accident (CVA) hebben gehad. In de volksmond heet dit ook wel een beroerte. De gemiddelde leeftijd waarop iemand een CVA krijgt is 71 jaar bij vrouwen en 75 jaar bij mannen (Malamed, 2015). Bij een leeftijd boven de 55 jaar verdubbelt de kans op een beroerte (Kelly-Hayes, et al., 2003).

Veel mensen hebben motorische problemen als gevolg van het CVA. Bij stoornissen aan de onderste extremiteit resulteert dit vaak in een ander looppatroon. Dit komt onder andere door krachtverlies aan de aangedane zijde van het lichaam. Daarnaast kunnen er ook gevoelsstoornissen zijn waardoor de patiënt niet voelt in welke stand het gewricht staat. Door het verlies van het gevoel, kracht en spiercoördinatie ontstaat er vaak een asymmetrisch looppatroon (Miéville, et al., 2018). Voorbeelden van afwijkingen in het looppatroon zijn bijvoorbeeld een kortere stap, langere standfase en kortere zwaai fase van de aangedane zijde in vergelijking met de niet aangedane zijde (You, et al., 2016).

Een specifiek onderdeel van het gangbeeld van een CVA-patiënt is dat er een inefficiënte plantair flectorsterkte is. Als gevolg van krachtverlies, verlies van selectieve aansturing en contracturen, is zowel de actieve als passieve Range Of Motion (ROM) beperkt aan de aangedane zijde. Dit heeft een inefficient looppatroon tot gevolg. Hierdoor is de loopsnelheid lager (You, et al., 2016). Een goede controle van het enkelgewricht is een van de belangrijkste factoren voor een normaal looppatroon. De afzetkracht die de plantair flectoren generen is een noodzakelijke factor die zorgt voor de aandrijfenergie voor de voorwaartse beweging van het been (You, et al., 2016). Zowel de actieve als passieve ROM bij mensen die een CVA hebben gehad is beperkt rondom het enkelgewricht. In de groep van patiënten van de leeftijd 60-84 is slechts een actieve ROM van 15,39° mogelijk (Kluding, et al., 2008). Bij gezonde personen ligt de ROM rond 70,14° (Purcell, et al., 2009). Door de beperkte ROM kan de enkel minder of niet bewogen worden waardoor er geen tot weinig plantairflexie in de enkel zichtbaar is (Kobayashi, et al., 2015).

Door de beperkte ROM en verminderd balans gevoel zijn ook dagelijkse bewegingen een stuk lastiger. Zo wordt het moeilijk om op een stoep te stappen of de trap op te lopen. Deze groep mensen heeft daarom ook moeite met over een obstakel heen stappen of om van looprichting te veranderen. De kans op vallen neemt hierdoor aanzienlijk toe (Blennerhassett, et al., 2008). Uit onderzoek (Jaffe, et al., 2014) blijkt dat na training waarbij er over een obstakel heen wordt gestapt bij zowel een virtueel als bij een echt obstakel verschillende parameters verbeteren. De gangsnelheid gaat omhoog, staplengte wordt groter, het uithoudingsvermogen verbetert en ruimte tussen het obstakel en de persoon wordt kleiner. Uit een ander onderzoek (Said, et al., 2001) blijkt dat wanneer er over een obstakel heen wordt gestapt de hoogte, de post-obstakelafstand (de afstand tussen de voet en het obstakel) en de staptijd groter is bij een CVA patiënt dan bij gezonde mensen. Naast alle eerder genoemde factoren is ook evenwicht een belangrijke factor die voor een afwijking in het looppatroon kan zorgen na een CVA (Takahashi, et al., 2014). Balans heeft namelijk invloed op de snelheid waarmee er over een obstakel wordt gestapt.

Wanneer er duidelijk is wat de precieze verschillen zijn tussen het normale gaan en het gaan van een CVA-patiënt kan deze informatie worden gebruikt om een product te ontwikkelen dat de zorgverlener of de patiënt zelf inzicht geeft in de kwaliteit van bewegen. Vervolgens kan dit product worden gebruikt om een specifieke training te kunnen geven om de CVA-patiënt sneller en beter te laten lopen.

Om een beter beeld te krijgen van de kinematische metrics bij CVA-patiënten met contracturen rond de enkel wordt er een onderzoek gedaan bij gezonde mensen welke zowel normaal als met een restrictie rond de enkel zullen lopen. Op deze manier kan worden onderzocht welke kinematische metrics sensitief zullen zijn in CVA-patiënten, zonder de patiënten te belasten met observationele onderzoeken. Mogelijke sensitieve kinematische metrics voor CVA-patiënten zijn paramaters zoals het balans gevoel.

Om te kijken hoe patiënten reageren op obstakels zoals over iets heen stappen moet er onder andere gekeken worden naar het balans. Dit wordt gedaan met behulp van de Extrapolated Center of Mass (XCoM). De XCoM is de projectie waar het Center of Mass (CoM) in de nabije toekomst zal zijn. Wanneer er door gezonde personen wordt gelopen verschuift het XCoM steeds buiten de Base of Support (BoS) op het moment vlak voor initial contact, omdat lopen eigenlijk vallen op het voorste been is. Door een volgende stap te zetten wordt de BoS verschoven waardoor het CoM weer binnen de BoS ligt en een val voorkomen wordt. CVA-patiënten met balansproblemen zullen voorzichtiger lopen. Bij hen zal de XCoM juist eerder binnen het BoS liggen tijdens lopen omdat zij minder goed in staat zijn die extra stap te zetten om zo een val te voorkomen. Dit maakt de XCoM een maat van stabiliteit. De stabiliteit is ook belangrijk wanneer er over een obstakel heen gestapt moet worden.

Hierdoor zullen CVA patiënten snel een kortere stap erbij zetten om over een obstakel heen te stappen (Thaut, et al., 2007).

Ook de staptijd (tijd tussen hielcontact van het ene tot hielcontact van het andere been) zal beïnvloed zijn bij CVA-patiënten. Door een lager balans niveau zou het kunnen dat mensen bij gelijkblijvende snelheid meer korte stappen zetten om de XCoM zoveel mogelijk binnen de BoS te houden. Dit zal resulteren in een kortere staptijd.

Uit onderzoek blijkt (Said, et al., 2001) dat de post-obstakelafstand groter is bij CVA patiënten, maar geldt dit ook voor de pre-obstakelafstand (afstand van de voorvoet tot het obstakel)? Op het moment dat erover iets gestapt moet worden verschuift het XCoM en wordt er door de patiënt besloten of er een grotere stap wordt genomen of een extra stap wordt gedaan (Geld, 2012). De pre-obstakelafstand kan hierdoor groter worden, omdat er door het verstoorde balansgevoel de voet minder precies voor het obstakel geplaatst kan worden. Hierdoor neemt de afstand tussen de voet en het obstakel groter, omdat de proefpersonen niet op het obstakel willen staan.

Is er een significant verschil in pre-obstakellengte, staptijd en afstand tussen de XCoM en de BoS tussen mensen die een volledig stijve enkel hebben en gezonde mensen, tijdens normaal lopen of wanneer er over een object heen gestapt moet worden?

Hypotheses:

1. Er wordt verwacht dat wanneer mensen met een rigide enkel het obstakel zien snel een kortere stap zetten om over een obstakel heen te komen en daarbij zal de pre-obstakellengte van het aangedane been groter zijn dan wanneer er zonder restrictie wordt gelopen.
2. Er wordt verwacht dat de staptijd van het aangedane been korter wordt.
3. Er wordt verwacht dat de XCoM dichterbij de BoS zal liggen bij mensen met een restrictie rondom het enkelgewricht

Methode

Om de onderzoeksvraag te kunnen beantwoorden werd er een kwantitatief experimenteel onderzoek gedaan. In dit onderzoek werden gezonde personen gemeten onder twee condities: 1) normaal; en 2) met een rigide enkelgewricht verkregen door een aangelegd gipsverband. Alvorens enige testen werden uitgevoerd, hebben de proefpersonen informatie gekregen door middel van een proefpersooninformatiebrief en hebben zij toestemming gegeven voor deelname door het tekenen van het informed consent formulier.

Deelnemers

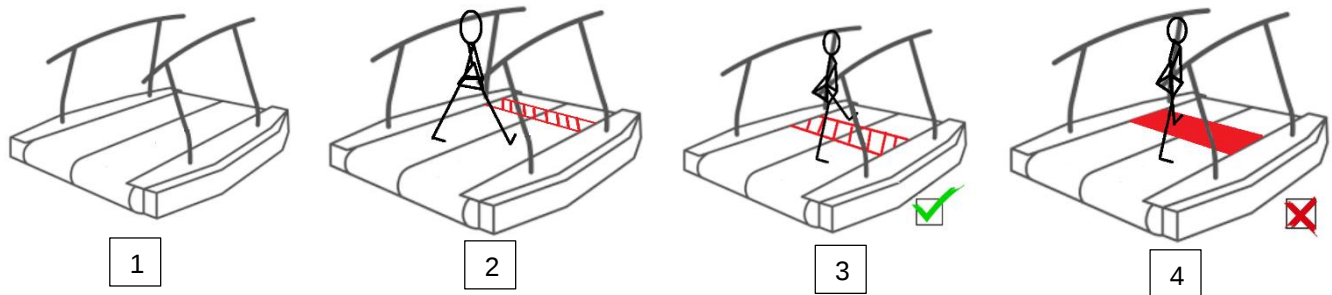
Er werd een steekproef gedaan met 8 proefpersonen (gemiddelde leeftijd: 22,3 jaar, sd: 1.4, range 19-25). Dit werd gedaan om het principe te testen en mensen die een CVA hebben gehad niet te veel te belasten. Deze proefpersonen hebben twee testen ondergaan. De ROM is erg beperkt bij mensen die een CVA hebben gehad, daarom werd dit nagebootst door middel van een gips rondom de enkel. Hierdoor is er geen tot slechts enkele graden ROM mogelijk. Deelnemers werden zowel tijdens normaal lopen als met een restrictie rond de rechter enkel gemeten. De deelnemers hadden geen afwijkingen aan de onderste extremiteiten en waren in staat om zonder problemen minstens vijf minuten aaneengesloten te kunnen lopen op een loopband.

Obstakel toelichting

Door middel van het softwaresysteem D-flow konden feedbackstrategieën worden gedefinieerd via een flexibel en uitbreidbaar netwerk, op basis van visueel programmeren. Met D-flow kan de hardware die nodig is instellen en synchroniseren. De D-flow software bepaalt aan de hand van een script waar en wanneer het obstakel geprojecteerd moet worden. Wanneer er hielcontact was van het ene been werd er een object geprojecteerd voor het andere been. De locatie waar het obstakel geprojecteerd werd, is de locatie waar de voet normaal geplaatst zou gaan worden. De obstakels zijn virtuele obstakels die vanuit een projector boven het systeem op de loopband werden geprojecteerd en met dezelfde snelheid als de loopband richting de proefpersoon bewogen. De proefpersoon zag het obstakel kort van tevoren, zodat de proefpersoon niet bewust kon nadenken hoe er over het obstakel heen zal worden gestapt.

De locatie van het projecteerde obstakel werd gedaan aan de hand van de staplengte van het betreffende been in anteriorposterior richting. Dit bepaalde de afstand tot het middelpunt van het obstakel. Het obstakel heeft een breedte van 0.3 m. De staplengte is bepaald aan de hand van de trial

op de zelfgekozen snelheid. Er werden in totaal 28 obstakels geprojecteerd in een gerandomiseerde volgorde (RLLRLRLLRLLRRLLRLRLLRLLRR), die voor elke deelnemer hetzelfde was. Voor elk been werden evenveel obstakels geprojecteerd. Bij elke zes hielcontact momenten werd er een obstakel geprojecteerd zodat er genoeg herstel stappen waren tussen de verschillende obstakelprojecties. In figuur 1 is weergegeven hoe een obstakel geprojecteerd is.



Figuur 1 Projectie obstakel

Afbeelding 1: GRAIL zonder projectie; Afbeelding 2: waar en wanneer projectie van het obstakel is; Afbeelding 3: wanneer er goed over het obstakel heen wordt gestapt; Afbeelding 4: wanneer er niet goed over het obstakel heen wordt gestapt

Protocol

Om de benodigde data te verkrijgen werd er aan de proefpersoon gevraagd om vijf minuten op de Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL) te lopen met alle markers die vooraf op de juiste manier zijn opgeplakt. (De beschrijving van de GRAIL is te vinden in bijlage 2). Nadat alle voorbereidingen waren gedaan kreeg de deelnemer een harnas om dat werd vast gemaakt aan de kabels aan het plafond.

Als eerste werd het normale looppatroon gemeten. De persoon onderging eerst een trial van vier minuten lopen, dit is om aan de loopband te wennen (Zeni, et al., 2010). Daarna werd er gelopen op drie verschillende snelheden (0.4, 0.8 en 1.2 m/s) voor vijf minuten. Na de drie snelheden werd er gezocht naar de voorkeursnelheid aan de hand van het zelfgekozen snelheidsbeoordelingsprotocol (zie bijlage: zelfgekozen snelheidsbeoordelingsprotocol). Met deze bepaalde snelheid werd er vijf minuten gelopen om de looppatroon te evalueren zonder dat er obstakels zijn. Na deze trial werd er op de gekozen snelheid een trial met obstakels gelopen. Met de obstakels werd niet geoefend, dit werd gedaan zodat er niet bepaalde loopstrategieën bedacht kunnen worden. Deze test duurde tot alle obstakels geweest waren (± 3 minuten).

Na de eerste test werd de enkel van het dominante been van de proefpersoon ingegipt door een gipsverbandmeester. Vervolgens werd de test herhaald, maar zonder ROM rond het enkelgewricht van het dominante been (zie bijlage 3).

Pre-processing

Aan de hand van de opgeslagen c3d bestand kon het in het programma Nexus (Vicon Nexus 2.6.1) bekeken worden of alle markers zichtbaar waren en of de markers op de juiste positie zitten. Wanneer dit bekeken was werd het bestand in het programma GOAT (Gait Off-line Analysis Tool 3.3) geladen. Wanneer er in dit programma te zien was dat twee voeten op dezelfde krachten platform stonden werd de stap verwijderd. Vervolgens werd het bestand opgeslagen als een mox file. Deze mox file werd daarna ingelezen in matlab om de juiste parameters te berekenen.

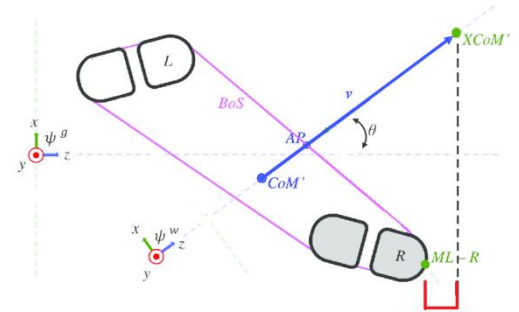
Data-analyse

De data van de meting werd bekeken aan de hand van een geschreven code in Matlab (MATLAB Release 2015b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).

Uitkomst parameters

De parameters die berekend werden zijn de pre-obstakellengte (m), staptijd (sec) en de afstand tussen de XCoM en de BoS (m).

1. Pre-obstakellengte werd berekend aan de hand van de staplengte (de lengte tussen de hiel van de rechtersoet en de hiel van de linkersoet). Alleen de goede stappen (stappen waarbij er niet op het obstakel is gestaan) werden meegenomen voor de pre-obstakellengte. De positie van de marker op de metatarsale 2 van de voorste soet werd bepaald op het moment dat de achterste soet los kwam van de grond (toe-off moment). De pre-obstakellengte werd gedefinieerd als de lengte tussen het obstakel en metatarsale 2.
2. Staptijd werd berekend als tijd tussen hielcontact van het ene tot hielcontact van het andere been van het rechterbeen.
3. De XCoM werd berekend met behulp van de CoM. De CoM werd bepaald aan de hand van de vier heupmarkers, hiervan werd het middelpunt bepaald (dit is de CoM) (Havens, et al., 2018). De XCoM werd berekend aan de hand van formule 1. De eigen frequentie werd berekend met behulp van formule 2. De beenlengte is bepaald op basis van de statische calibratie. Hierbij staat de persoon volledig recht en de lengte tussen de CoM en de laterale knie marker plus de laterale kniemarker en de laterale maleolus is de beenlengte. De afstand tussen de BoS en de XCoM wanneer de rechtersoet voor is in de anteroposterior richting is de uitkomst van deze parameter (zie figuur 2).



Figuur 2 Verduidelijkende illustratie; verschil tussen metatarsale 2 (rechtersoet) en de XCoM op de z-as (aangepast van (Meulen, et al., 2016))

$$XCoM = x + \frac{v_x}{w_0} \quad (1)$$

x = z-coördinaat CoM
 v_x = snelheid van x coördinaat van de CoM
 w_0 = eigenfrequentie

$$w_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (2)$$

g = gravitatiekracht (9.81 m/s^2)
 l = beenlengte

Statistiek

De statische analyse werd gedaan met behulp van het programma SPSS (IBM SPSS Statistics. SPSS v24). Om te kijken of er significante verschillen zijn tussen gezonde mensen en mensen met een restrictie rond het enkelgewricht werd er gecheckt op normaliteit, wanneer dit het geval is werd de Paired samples t-test gedaan. Wanneer dit niet het geval is werd er gekeken naar non-parametrische testen. Daarbij werd Wilcoxon toets toegepast.

Om erachter te komen of er een significant verschil is tussen beide groepen werd er gekeken of de bij de "t-test for equality of means" de p-waarde kleiner is dan 0,05 is. Wanneer dit het geval was er een significant verschil, wanneer de waarde gelijk of hoger was dan 0,05 dan was er geen significant verschil tussen beide groepen.

Voor de statistiek werd gebruikt gemaakt van een gemiddelde waarde van een proefpersoon. Dit gemiddelde is een gemiddelde van ten minste 150 (stap)cycli bij het berekenen van de XCoM en de staptijd, het gemiddelde van de pre-obstakellengte bestond uit 28 obstakel stappen. Daarbij werden alle gemiddeldes van de normale (gezonde) situatie vergeleken met de situatie waarin er een restrictie rond de enkel was.

Resultaten

Staptijd

Tabel 1 Gevonden waarden van de staptijd; IQR is de interkwartielafstand

Snelheid	Met gips		Zonder gips		p-waarde
	Gemiddelde (sec)	SD	Gemiddelde (sec)	SD	
0.4 m/s	1,28	0,12	1,39	0,10	0,052
0.8 m/s	0,88	0,05	0,92	0,02	0,02

Snelheid	Met gips		Zonder gips		p-waarde
	Mediaan (sec)	IQR	Mediaan (sec)	IQR	
1.2 m/s	0,71	0,75	0,77	0,78	0,012

Bij een snelheid 0.4 m/s was de staptijd in beide groepen normaal verdeeld volgens de shapiro-wilk test met een p-waarde van 0,537 voor langzaam lopen met gips en 0,934 voor langzaam lopen zonder gips. Er is daarom voor gekozen om een Paired samples t-test te doen. De test toont een gemiddelde van 1,28 met restrictie met een standaarddeviatie van 0,12 en een gemiddelde van 1,39 zonder restrictie rond enkel met een standaarddeviatie van 0,10. Deze test toont een p-waarde van 0.052. Dat betekent dat er geen significant verschil is tussen mensen met een rigide enkel en gezonde mensen. De staptijd is niet lager bij het gaan met restrictie rond de enkel dan bij het gaan zonder restrictie.

Bij een snelheid van 0.8m/s was de staptijd in beide groepen normaal verdeeld volgens de shapiro-wilk test met een p-waarde van 0,808 voor het lopen op een matige snelheid met gips en 0,340 voor het lopen op een matige snelheid zonder gips. Een Paired samples t-test toont een p-waarde van 0,02. Dat betekent dat er een significant verschil is tussen het gaan met een rigide enkelgewricht en het normale gaan. De test toont een gemiddelde van 0,88 met restrictie met een standaarddeviatie van 0,05 en een gemiddelde van 0,92 zonder restrictie rond enkel met een standaarddeviatie van 0,02. De staptijd is lager bij het gaan met restrictie rond de enkel dan bij het gaan zonder restrictie.

De snelheid 1.2 m/s was niet normaal verdeeld volgens de shapiro-wilk test met een p-waarde van 0,856 voor normaal lopen met gips en 0,021 voor normaal lopen zonder gips. Er is daarom een non-parametrische test van gepaarde samples gedaan. Dit is de Wilcoxon signed rank toets. Hier kwam een significatie van 0,012 uit. Dit betekent dat het niet significant verschillend is. De Test toont een mediaan van 0,71 met een interkwartielafstand van 0,75 bij het gaan met een restrictie en een mediaan van 0,77 met een interkwartielafstand van 0,78 bij het gaan zonder restrictie. De staptijd is lager bij het gaan met restrictie rond de enkel dan bij het gaan zonder restrictie.

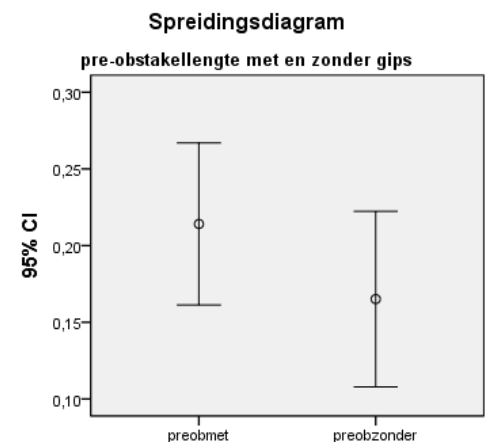
Pre-obstakellengte

Tabel 2 Alle gemiddeldes van de pre-obstakellengte en post-obstakellengte; daarbij is ook het aantal keer weergegeven. De gemiddelde waarden en de standaarddeviatie is berekend over het aantal keer dat er een voor of na het obstakel werd gestapt

Rechtervoet pre-obstakellengte en post-obstakellengte								
	Pre-ob met gips (m)	N	Pre-ob zonder gips (m)	N	Post-ob met gips (m)	N	Post-ob zonder gips (m)	N
PP 1	0,2248	13	-	0	0,017	1	0,2972	12
PP 2	0,2511	14	0,168	13	-	0	-	0
PP 3	0,1979	14	0,084	11	-	0	-	0
PP 4	0,1553	12	0,0797	3	0,2705	2	0,4165	2
PP 5	0,2908	12	0,2505	13	0,267	2	-	0
PP 6	-	0	-	0	0,2931	14	0,2843	13
PP 7	0,1929	14	0,1531	13	-	0	-	0
PP 8	0,2097	14	0,189	13	-	0	0,0792	1
Totaal		93		66		19		28
Gem	0,2172		0,167438		0,273442		0,291946	
SD	0,0393		0,055204		0,062925		0,053534	

In tabel 2 is een lijkt er een verschil te zijn in het aantal keer dat er een kortere stap is gezet. Bij de groep met gips rondom de enkel is er 93 keer voor het obstakel gestapt ten opzichte van 66 keer voor het obstakel bij de groep zonder gips. Er is daarom ook naar het post-obstakel afstand gekeken, dit is 19 keer voor gekomen bij de groep met gips tegen over 28 keer zonder gips.

Er is ook gekeken of er een significant verschil is tussen de groep met gips en zonder gips. In figuur 3 staat een weergave van de spreiding van de pre-obstakellengte, hier is te zien dat de waarden van de pre-obstakellengte met restrictie hoger ligt dan de waarden van de pre-obstakellengte zonder restrictie. Eerst is er getest of het normaal verdeeld is. Volgens de shapiro-wilk test is dit zo met een p-waarde van 0,796 voor lopen met gips en 0,616 voor lopen zonder gips. Er is daarom voor gekozen om een Paired samples t-test te doen. Deze test toont een p-waarde 0.007. Dat betekent dat er een significant verschil is tussen mensen met een rigide enkel en gezonde mensen. Dat betekent dat het lengteverschil groter is bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht dan bij het gaan zonder restrictie.



Figuur 3 Weergave spreiding pre-obstakellengte met en zonder restrictie rondom de enkel

Tabel 3 Gevonden waarden van afstand tussen de XCoM en de BoS

Snelheid	Met gips		Zonder gips		P-waarde
	Gemiddelde (sec)	SD	Gemiddelde (sec)	SD	
0.4 m/s	0,17	0,05	0,22	0,03	0,009
0.8 m/s	0,11	0,04	0,16	0,02	0,002
1.2 m/s	0,02	0,05	0,08	0,02	0,002

Bij een snelheid 0.4 m/s was de afstand tussen de XCoM en de BoS in de groep met restrictie normaal verdeeld maar de groep zonder restrictie is niet normaal verdeeld volgens de shapiro-wilk test met een p-waarde van 0,501 voor langzaam lopen met gips en 0,432 voor langzaam lopen zonder gips. Een Paired samples t-test toont een p-waarde van 0.009. Dat betekent dat er een significant verschil is tussen het gaan met een rigide enkelgewricht en het normale gaan. De test toont een gemiddelde van 0,17 met restrictie met een standaarddeviatie van 0,05 en een gemiddelde van 0,22 zonder restrictie rond enkel met een standaarddeviatie van 0,03. De afstand tussen de XCoM en de BoS was kleiner bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht dan bij het gaan zonder restrictie.

Bij een snelheid van 0.8 m/s was de staptijd in beide groepen normaal verdeeld volgens de shapiro-wilk test met een p-waarde van 0,507 voor lopen op een matige snelheid met gips en 0,889 voor lopen op een matige snelheid zonder gips.

Een Paired samples t-test toont een p-waarde van 0.002. Dat betekent dat er een significant verschil is tussen het gaan met een rigide enkelgewricht en het normale gaan. De test toont een gemiddelde van 0,11 met restrictie met een standaarddeviatie van 0,04 en een gemiddelde van 0,16 zonder restrictie rond enkel met een standaarddeviatie van 0,02. De afstand tussen de XCoM en de BoS was kleiner bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht dan bij het gaan zonder restrictie.

De snelheid 1.2 m/s was normaal verdeeld volgens de shapiro-wilk test met een p-waarde van 0,987 voor normaal lopen met gips en 0,997 voor normaal lopen zonder gips. Een Paired samples t-test toont een p-waarde van 0.002. Dat betekent dat er een significant verschil is tussen het gaan met een rigide enkelgewricht en het normale gaan. De test toont een gemiddelde van 0,02 met restrictie met een standaarddeviatie van 0,05 en een gemiddelde van 0,08 zonder restrictie rond enkel met een standaarddeviatie van 0,02. De afstand tussen de XCoM en de BoS was kleiner bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht dan bij het gaan zonder restrictie.

Discussie

Doel van het onderzoek

Het doel van dit onderzoek was om een beter beeld te krijgen van de kinematische metrics bij CVA-patiënten met contracturen rond de enkel. Er werd een onderzoek gedaan bij gezonde mensen welke zowel normaal als met een restrictie rond de enkel hebben gelopen. Op deze manier kan worden onderzocht welke kinematische metrics sensitief zullen zijn in CVA-patiënten, zonder de patiënten te belasten met observationele onderzoeken.

De volgende onderzoeksvraag was daarbij opgesteld:

“Is er een significant verschil in pre-obstakellengte, staptijd en XCoM tussen mensen die een volledig stijve enkel hebben en gezonde mensen, tijdens normaal lopen of wanneer er over een object heen gestapt moet worden?”

Er zijn in dit onderzoek meerdere significante verschillen gevonden zoals dat de staptijd lager is bij het gaan met restrictie rond de enkel dan bij het gaan zonder restrictie op de snelheid 0.8 m/s en 1,2m/s. Ook was de pre-obstakellengte groter bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht dan bij het gaan zonder restrictie. Daarnaast werd er ook aangetoond dat de afstand tussen de XCoM en de BoS kleiner was bij het gaan met restrictie rond het enkelgewricht dan bij het gaan zonder restrictie.

Aanbevelingen voor vervolgonderzoek

Een aanbeveling voor het vervolgonderzoek is om meer proefpersonen te includeren om het onderzoek betrouwbaarder te maken. Daarnaast kan er nog een uitgebreider onderzoek worden gedaan naar het balans van de proefpersonen, nu wordt er alleen gekeken naar het verschil tussen de XCoM en de BoS van de rechtervoet, maar er zou ook gekeken kunnen worden naar het effect op de linkervoet en in mediolaterale richting. Ook zou er meer onderzoek gedaan kunnen worden naar het verschil tussen mannen en vrouwen wanneer er over een obstakel heen gestapt moet worden. Mannen kunnen mogelijk een andere loopstrategie hebben, waardoor er anders over een obstakel heen kan worden gestapt. Een andere aanbeveling is om een test te doen met een CVA-patiënt om meer inzicht te krijgen over het looppatroon van deze patiënt, dit voorkomt dat er vele (mogelijk onnodige) voor onderzoeken worden gedaan.

Limitaties van het onderzoek

Een CVA patient kan niet precies nagebootst worden, omdat er verschillen zijn in de hoeveelheid graden ROM die iemand heeft. Er is daarom gekozen om met gips te werken, op die manier heeft elke proefpersoon dezelfde hoeveelheid ROM. Er kon ook gekozen worden voor een brace zodat er wel enkele graden mogelijk is, maar hierdoor kan het niet precies vast worden gesteld hoeveel graden ROM de proefpersoon heeft. Ook maakt dat dit meting minder betrouwbaar, omdat de hoeveelheid graden per persoon verschilt. Het gips zorgt ervoor dat alle condities (zoals de ROM) gelijk blijven tussen de verschillende proefpersonen. Ook worden er alleen een restrictie gelegd om de ROM, maar voor een beter vergelijking zou er ook een restrictie op de spiercoördinatie en spierkrachten moeten zijn

Ook de enkelhoek waarbij iemand in het gips zat kan invloed hebben op de resultaten. Het verschilde van 90 graden tot 105 graden. Een hoek van 90 graden zou optimaal zijn, maar er waren meerdere metingen waarbij het groter was dan 90 graden. De ROM blijft bij elke proefpersoon gelijk want geen deelnemer kon het enkelgewricht bewegen. Echter zorgt dit wel voor ongemak tijdens het gaan. Wanneer er lang gelopen werd, kon dit zorgen voor knieklachten. Het kniegewricht werd vaak overstrekt om een normaal looppatroon te volgen. De proefpersonen die met een enkelhoek van 105 graden liepen gaven later aan last van het knie- en of heupgewricht te hebben na het lopen.

De volgorde van de metingen kan invloed hebben op de resultaten. In de meeste gevallen heeft een proefpersoon eerst zonder gips gelopen en vervolgens met gips, maar in sommige gevallen is er eerst met gips gelopen en daarna zonder gips. Dit kwam doordat het dan beter gepland kon worden met de betreffende gipsmeesters. Echter kan dit invloed hebben gehad op de bepaalde loopstrategieën die de proefpersoon heeft. Bij drie van de acht proefpersonen was er eerste met gips gelopen en vervolgens zonder gips. De verandering in conditievolvergader is bijna gelijk waardoor dit het onderzoek ook betrouwbaarder kan maken omdat de conditievolvergader hierdoor gerandomiseerd is.

De markers bij het onderbeen en de voet moeten verwijderd worden voorafgaand aan het gipsen. Na het aanleggen van het gips werden deze markers terug geplaatst. Echter kunnen de markers nooit op precies dezelfde plek terug worden geplakt. De verplaatsing van deze markers kan invloed hebben op de betrouwbaarheid van de gegevens.

De leeftijd is ook niet gelijk aan iemand die een CVA heeft gehad. Dit komt doordat het een pre-onderzoek is en op dat gegeven moment was het alleen mogelijk om jonge mensen te includeren. De leeftijd speelt mogelijk een rol aangezien ouderen mogelijk een andere balans hebben dan jongere mensen. Mensen op leeftijd zijn bang om te vallen daarom wordt er voorzichtiger gelopen tegen over jongeren die daar niet bang voor zijn. Hierdoor nemen jonge mensen meer risico en ligt de XCoM mogelijk verder naar voren dan bij ouderen. Dit maakt jonge mensen met een restrictie rond het enkelgewricht een minder goede representatie voor een CVA-patiënt.

Ook de verschillen in snelheid van de loopband kunnen effect hebben op de pre-obstakellengte. Elke proefpersoon loopt op een eigen gekozen snelheid wanneer de pre-obstakel trial wordt gelopen. Wanneer er een lagere gekozen snelheid is, hebben mensen langer de tijd om een strategie te bedenken hoe ze erover heen stappen. Ook hebben lange mensen een voordeel, deze mensen hebben vaak langere been waardoor er makkelijker over een obstakel heen gestapt kan worden. Vaak hebben lange mensen ook een hogere snelheid om dit te compenseren, echter is niet bij elke proefpersoon het geval.

Als er bij de snelheid 1.2 m/s gekeken wordt is te zien dat de standaarddeviatie groter is dan het gemiddelde (van het verschil tussen de XCoM en BoS bij het gaan met een restrictie), dit komt doordat er een aantal gemiddelde waarden van de proefpersoon in de min staat. Dit komt doordat de XCoM buiten de BoS valt.

Ook zouden er verschillen tussen mannen en vrouwen kunnen zijn op het gebied van loopstrategieën. Mannen kunnen mogelijk anders op obstakels reageren dan vrouwen, echter was er slechts 1 mannelijke proefpersoon in het onderzoek geïnccludeerd.

Het gips werd zo dun mogelijk aangelegd, zodat het beenlengte niet veel verschillend zou zijn, ook werd er aan de niet gegipte zijde een schoen gedragen om het extra beenlengte verschil te compenseren. Toch was de beenlengte met gips en zonder gips wel verschillend, dit kan invloed hebben op de berekening van de XCoM. Echter zat hier geen grote/significante verschillen in (bijlage 3).

Ook includeert het onderzoek slechts 8 personen, het onderzoek zou betrouwbaarder zijn als het onderzoek meer proefpersonen includeert. Hierdoor onderstaan er minder grote pieken als er een proefpersoon is die waarden heeft ruim boven of onder het gemiddelde. Ook het gemiddelde wordt door deze persoon omhoog gehaald.

Conclusie

Staptijd

De hypothese die in de inleiding opgesteld is luidt: "Er wordt verwacht dat de staptijd van het aangedane been korter wordt." De uitkomst van deze parameter is zoals verwacht in de hypothese. Uit de resultaten blijkt dat er een significant verschil is in staptijd bij het gaan op de snelheden 0.8 en 1.2 meter per seconde. Mensen met een restrictie rondom de enkel met deze snelheden hebben een kortere staptijd dan mensen zonder restrictie rondom de enkel, dit kan komen doordat het lopen met een restrictie moeilijk is en dus sneller een stap erbij zetten om minder lang op het ingegipste been te hoeven staan. Echter is er geen verschil bij de snelheid 0.4 m/s dit kan komen doordat de snelheid al erg langzaam is en er geen noodzaak is om nog meer stappen te zetten.

Pre-obstakellengte

De hypothese die in de inleiding opgesteld is luidt: "Er wordt verwacht dat wanneer mensen met een rigide enkel het obstakel zien snel een kortere stap zetten om over een obstakel heen te komen en daarbij zal de pre-obstakellengte van het aangedane been groter zijn dan wanneer er zonder restrictie wordt gelopen." De hyposthese is zoals verwacht in de inleiding

Uit de resultaten blijkt dat er een significant verschil is bij pre-obstakellengte verschil tussen het lopen met restrictie en zonder restrictie wanneer er over een obstakel heen wordt gestapt. Er is een lengteverschil tussen de voet en het obstakel. Dit lengteverschil is groter wanneer er met een restrictie gelopen wordt dan wanneer er zonder restrictie gelopen wordt. De afstand tussen voet en obstakel is groter wanneer er met een restrictie rond de enkel wordt gelopen.

Ook lijkt er een verschil te zijn in het aantal extra stappen dat de deelnemers zetten om over het obstakel heen te komen, dit kan komen doordat de stap na het extra stapje minder groot is en lijkt op de gewone staplengte. De deelnemers lijken voorzichtiger te lopen wanneer er een restrictie rondom de enkel zit. Wanneer dit niet het geval is wordt er vaker voor gekozen om niet dat extra stapje te zetten, maar gelijk over het obstakel te stappen door middel van een grote stap. Dit blijkt ook uit het aantal stappen dat na het obstakel gezet is. Ook zetten alle proefpersonen die een extra stap hebben gezet de voet dicht bij het obstakel wanneer er zonder restrictie gelopen wordt. Dit kan komen doordat het balans gevoel beter is bij het lopen zonder restrictie, waardoor de proefpersoon de voet preciezer kan plaatsen.

XCoM

De hypothese die in de inleiding opgesteld is luidt: "Er wordt verwacht dat de XCoM dicht bij de BoS zal liggen bij mensen met een restrictie rondom het enkelgewricht". De uitkomst van deze parameter is zoals verwacht. Uit de resultaten blijkt dat er een significant verschil is bij het afstand tussen de XCoM en de BoS bij het gaan op de snelheden 0.4 m/s, 0.8m/s en 1.2 m/s. Het kan zijn dat een restrictie rond het enkelgewricht leidt tot een verminderde balans, dit kan resulteren in een groter verschil in afstand tussen de XCoM en de BoS wanneer er met restrictie rondom het enkelgewricht wordt gelopen.

Algemene conclusie

De snelheid waarop iemand loopt heeft invloed op het balans en de staptijd van de persoon wanneer er met een restrictie rondom de enkel wordt gelopen. Dit maakt het ook lastig om over een obstakel heen te stappen. Wanneer het balans gevoel lager is wordt sneller een extra stap gezet om over een obstakel heen te stappen. De staptijd is hoger wanneer er gelopen wordt met een restrictie rondom het enkelgewricht dit maakt het ook aantrekkelijker om een extra stap te zetten om over een obstakel heen te komen.

Er werd verwacht dat de staptijd korter werd en de XCoM dicht bij de BoS ligt, dit is voor beide parameters correct. De staptijd wordt korter omdat er meer stappen worden gezet en de XCoM heeft een kleinere afstand tot de BoS wanneer er met gips gelopen wordt. Hieruit kan geconcludeerd worden dat er voorzichtiger wordt gelopen wanneer iemand met een restrictie rond het enkelgewricht loopt.

In de inleiding is de volgende onderzoeksvraag opgesteld:

"Is er een significant verschil in pre-obstakellengte, staptijd en afstand tussen de XCoM en de BoS tussen mensen die een volledig stijve enkel hebben en gezonde mensen, tijdens normaal lopen of wanneer er over een object heen gestapt moet worden?"

Er is een significant verschil gevonden in de pre-obstakellengte, staptijd en afstand tussen de XCoM en de BoS tussen mensen met rigide enkel en zonder restrictie rondom de enkel. De pre-obstakellengte is groter wanneer er met een restrictie rond de enkel gelopen wordt. De staptijd is lager en de afstand tussen de XCoM en BoS kleiner wanneer er met restrictie rond de enkel gelopen wordt op de snelheden 0.4m/s, 0.8m/s en 1.2m/s. Echter is er geen significant verschil gevonden op de snelheid 0.4m/s bij de staptijd, dit komt doordat dit zeer langzaam is en er hierdoor geen noodzaak was om meer stappen te zetten.

Literatuurlijst

- Amorim, P.R., Hills, A. and Byrne, N. 2009.** Treadmill Adaptation and Verification of Self-Selected Walking Speed. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2009, Vol. 80, 2, pp. 380-385.
- Blennerhassett, Jannette M. and Jayalath, Victoria M. 2008.** The Four Square Step Test is a Feasible and Valid Clinical Test of Dynamic Standing Balance for Use in Ambulant People Poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008, Vol. 89, 11, pp. 2156-2161.
- Geld, S.N. van der. 2012.** Step Location Control to Overstep Obstacles for Running Robots. Faculty of Mechanical, Maritime and Materials Engineering · Delft University of Technology : s.n., 2012.
- Havens, Kathryn. L., Mukherjee, Tatri. and Finley, James. M. 2018.** Analysis of biases in dynamic margins of stability introduced by the use of simplified center of mass estimates during walking and turning. *Gait & Posture*. 2018, Vol. 59, pp. 162-167.
- Jaffe, D. L., et al. 2014.** Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2014, Vol. 41, 3A, pp. 283-292.
- Jaffe, David. L., et al. 2014.** Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Volume 41, Number 3A, Pages 283–292, 2014.
- Kelly-Hayes, Margaret., et al. 2003.** The influence of gender and age on disability following ischemic stroke: the Framingham study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2003, Vol. 12, 3, pp. 119-126.
- Kluding, P.M. and Santos, M. 2008.** Effects of Ankle Joint Mobilizations in Adults Poststroke: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008, Vol. 89, 3, pp. 449-456.
- Kobayashi, Toshiki, et al. 2015.** The effect of changing plantarflexion resistive moment of an articulated ankle-foot orthosis on ankle and knee joint angles and moments while walking in patients post stroke. *Clinical Biomechanics*. 2015, Vol. 30, 8, pp. 775-780.
- Malamed, Stanley F. 2015.** *Medica emergencies in the dental office*. s.l. : Elsevier Mosby, 2015. 978-0-323-17122-9.
- Margaret Kelly-Hayes, EdD, RN, et al. 2003.** The influence of gender and age on disability following ischemic stroke: the Framingham study. 2003, volume 3.
- Meulen, Fokke B. van, et al. 2016.** Analysis of Balance during Functional Walking in stroke survivors. *Plos one*. November 17, 2016.
- Miéville, Carole., et al. 2018.** More symmetrical gait after split-belt treadmill walking does not modify dynamic and postural balance in individuals post-stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018, Vol. 41, pp. 41-49.
- Nadeau, Sylvie, et al. 1999.** Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. 1999.
- Patricia M. Kluding, PT, PhD and Marcio Santos, PT, PhD. 2008.** Effects of Ankle Joint Mobilizations in Adults Poststroke: A Pilot Study. *Arch Phys Med Rehabil* . 2008, Vol. vol 89.
- Purcell, Steven B., et al. 2009.** Differences in Ankle Range of Motion Before and After Exercise in 2 Tape Conditions. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009, Vol. 37, 2, pp. 383-389.
- Said, Catherine. M., et al. 2001.** Effect of Stroke on Step Characteristics of Obstacle Crossing. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001, Vol. 82, 12, pp. 1712-1719.
- Sloot, L.H., van der Krogt, M.M. and Harlaar, J. 2014.** Effects of adding a virtual reality environment to different modes of treadmill walking. *Gait & Posture*. 2014, Vol. 39, 3, pp. 939-945.
- Takahashi, Junpei, Takami, Akiyoshi and Wakayama, Saichi. 2014.** Clinical Reasoning of Physical Therapists regarding In-hospital Walking Independence of Patients with Hemiplegia. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014, Vol. 26, 5, pp. 771-775.
- Thaut, M. H., et al. 2007.** Rhythmic Auditory Stimulation Improves Gait More Than NDT/Bobath Training in Near-Ambulatory Patients Early Poststroke: A Single-Blind, Randomized Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2007, Vol. 21, 5, pp. 455-459.
- You, Young Youl, Chung, Sin Ho and Hyung Jin Lee. 2016.** Impact of the difference in the plantar flexor strength of the ankle joint in the affected side among hemiplegic patients on the plantar pressure and walking asymmetry. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2016, Vol. 28, 11, pp. 3015-3019.
- Zeni, Joseph. A. and Higginson, Jill. S. 2010.** Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clinical Biomechanics*. 2010, Vol. 25, 4, pp. 383-386.

Bijlage 1: Zelfgekozen snelheidsbeoordelingsprotocol

Zelfgekozen snelheidsbeoordelingsprotocol

De zelfgekozen snelheid zal worden beoordeeld aan de hand van een aangepast protocol, dat oorspronkelijk is ontwikkeld door Amorim, Hills & Byrne (2009) (Amorim, et al., 2009).

De proefpersoon wordt gevraagd om met verschillende snelheden in de gegeven volgorde te lopen:

1. 1.2 m/s gedurende 15 seconden
2. 1.3 m/s gedurende 15 seconden
3. 1.4 m/s gedurende 15 seconden
4. 1.3 m/s gedurende 15 seconden
5. 1.2 m/s gedurende 15 seconden
6. Zelfstandig lopen gedurende 2 minuten

Motek D-Flow-software heeft een ingebouwde logica die de loopbandriem instelt voor een individuele loopsnelheid op basis van 4 heupmarkers (Motekforce Link B.V., Amsterdam, Nederland). Correcties worden gemaakt in verhouding tot de snelheid van de proefpersoon en het verschil tussen de proefpersoon en de bandpositie (Sloot, et al., 2014). Hierna zal de proefpersoon twee minuten lopen totdat een stabiele, zelfgekozen loopsnelheid is bereikt. De proefpersoon zal nog een minuut op deze vaste snelheid lopen waarna gevraagd wordt of dit inderdaad hun uiteindelijke loopsnelheid is.

Bijlage 2: Meet benodigheden

Meetapparatuur die nodig was voor dit onderzoek was de Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL). De GRAIL is een totaalpakket voor ganganalyse en gangtraining. Het heeft een loopband met dubbele riem (welke onafhankelijk van elkaar kunnen bewegen), motion capture systeem (Vicon systeem), twee ingebouwde krachtenplatformen en een Virtual Reality (VR) omgeving. De VR-omgeving bestaat uit een half rond scherm waarop een bepaalde omgeving wordt geprojecteerd met vier op elkaar afgestemde projectoren. Wanneer er op de loopband werd gelopen krijgt de proefpersoon een veiligheidsgordel om die aan het plafond is bevestigd zodat er niet gevallen kan worden. Op de loopband staan tien infraroodcamera's gericht om de marker posities te kunnen verkrijgen.

Naast de meetapparatuur was er ook gips nodig. Gips zorgt ervoor dat er weinig/geen beweging in de enkel is, dit werd aangelegd door een professionele gipsverbandmeester. Ook zijn er markers nodig in de vorm van reflecterende bolletjes, dit werd opgeplakt aan de hand van de handleiding van Motek (HBM2 - Reference Manual), zodat de markerposities vastgesteld kunnen worden.

Bijlage 3: Persoonsgegevens

PP nummer	Geslacht (M/V)	Dominante been	Leeftijd (Jaar)	Lengte (m)	Beenlengte met gips (m)	Zelfgekozen snelheid (m/s) met gips	Beenlengte zonder Gips(m)	Zelfgekozen snelheid (m/S) zonder gips	Hoekstand gips (graden)
1	M	R	23,3	1,90	1,03	1,25	1,04	1,35	-
2	V	R	21,7	1,75	0,94	1,15	0,93	1,35	105
3	V	R	24,3	1,74	0,94	1,15	0,95	1,35	105
4	V	R	21,7	1,83	0,98	1,15	0,99	1,3	90
5	V	R	22,5	1,87	1,03	1,30	1,01	1,4	90
6	V	R	22,8	1,86	1,02	1,10	1,03	1,35	95
7	V	R	22,8	1,71	0,94	1,10	0,94	1,1	95
8	V	R	19,5	1,75	0,95	1,10	0,95	1,45	95
Gem			22,30	1,80	0,98	1,16	0,98	1,33	96,43
SD			1,40	0,07	0,04	0,07	0,04	0,10	6,27

Bijlage 4: Matlab code pre-obstakellengte

```
close all
clear all
format compact
%% LAAD DATA

% Laad xml bestand
if ~exist('Data')
    disp(' ')
    disp('Loading MOX file...')
    Data = loadcmaxmoxfile('false'); %, ['TrialName.mox']);
end

% hernoem data om variabele te scheiden en maak nummers van de tekst
for i=1:length(Data.viewer_data.viewer_channel)
    VarName=Data.viewer_data.viewer_channel{i}.channel_label;
    % verwijderen van spaties, punten en -
    VarName(findstr(VarName, ' '))='';
    VarName(findstr(VarName, '.'))='';
    VarName(findstr(VarName, '-'))='';
    VarName(findstr(VarName, '*'))='';
    VarName(findstr(VarName, '('))='';
    VarName(findstr(VarName, ')'))='';
    VarName(findstr(VarName, '/')='');
    % rename data

eval([VarName, '=str2num(Data.viewer_data.viewer_channel{i}.raw_channel_data
.channel_data);'])
end
SF=Data.viewer_data.viewer_channel{1}.raw_channel_data.sampling_frequency;
nSamples=length(str2num(Data.viewer_data.viewer_channel{1}.raw_channel_data
.channel_data));
Time=0:0.01:((nSamples-1)/100);

% ophalen gegevens uit tekst bestand
[Time1,Event,Count] = importfile('m8without.txt',2, 740);
U = table(Time1,Event,Count);

n = nSamples;
k = [0:n-1];
fs = 100;
dt = 1/fs;
t = k*dt;

% definiëren initial contacts (F>50 N)
% definiëren voet los moment (F<50 N)
ICR=find(diff(FP1_filteredForceY>50)==1)+1;
FootOffR=find(diff(FP1_filteredForceY<50)==1)+1;
ICL=find(diff(FP0_filteredForceY>50)==1)+1;
FootOffL= find(diff(FP0_filteredForceY<50)==1)+1;

% tijd afronden zodat het overeenkomt met tekst bestand
% Vindt op welke tijd het obstakel verschijnt
Timekey_new = round(Timekey*100)/100;
obstacleevent = find(strcmp(Event, 'ObstacleAppearance'), 28, 'first');
ObstacleAppearance = Time1(obstacleevent);

%benodigde gegevens vragen
```

```

prompt = 'Wat is de staplengte links? ';
staplengteL = input(prompt);
prompt = 'Wat is de staplengte rechts? ';
staplengteR = input(prompt);
%bekende gegevens
steplength_right = staplengteR;
steplength_left = staplengteL;
dikteobstakel = 0.3;
voetgroteR = mean(Marker_filtered_RHEEZ (1:10) - Marker_filtered_RMT2Z
(1:10));
voetgroteL = mean(Marker_filtered_LHEEZ (1:10) - Marker_filtered_LMT2Z
(1:10));

% wanneer het eerste moment is van voet los wanneer het obstale verschenen
% is
FootoffLTime = Timekey_new(FootOffL);
FootOffobstakel(1) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(1),1);
FootOffobstakel(2) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(4),1);
FootOffobstakel(3) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(6),1);
FootOffobstakel(4) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(7),1);
FootOffobstakel(5) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(10),1);
FootOffobstakel(6) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(13),1);
FootOffobstakel(7) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(14),1);
FootOffobstakel(8) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(15),1);
FootOffobstakel(9) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(18),1);
FootOffobstakel(10) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(20),1);
FootOffobstakel(11) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(21),1);
FootOffobstakel(12) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(24),1);
FootOffobstakel(13) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(27),1);
FootOffobstakel(14) = find(FootoffLTime > ObstacleAppearance(28),1);

for i = 1:length(FootOffobstakel)
    FootOffLinks(i) = FootoffLTime(FootOffobstakel(i));
end

% op welk tijdstip voetlos is vn de grond
toL(1) = find(Timekey_new == FootOffLinks(1),1);
toL(2) = find(Timekey_new == FootOffLinks(2),1);
toL(3) = find(Timekey_new == FootOffLinks(3),1);
toL(4) = find(Timekey_new == FootOffLinks(4),1);
toL(5) = find(Timekey_new == FootOffLinks(5),1);
toL(6) = find(Timekey_new == FootOffLinks(6),1);
toL(7) = find(Timekey_new == FootOffLinks(7),1);
toL(8) = find(Timekey_new == FootOffLinks(8),1);
toL(9) = find(Timekey_new == FootOffLinks(9),1);
toL(10) = find(Timekey_new == FootOffLinks(10),1);
toL(11) = find(Timekey_new == FootOffLinks(11),1);
toL(12) = find(Timekey_new == FootOffLinks(12),1);
toL(13) = find(Timekey_new == FootOffLinks(13),1);
toL(14) = find(Timekey_new == FootOffLinks(14),1);

% berekening op welk coördinaat het obstakel is
% berekening waar de rechter voet is op het moment dat de voetlos is bij
links
% verschil obstakel en voet
for i = 1:length(toL);
    obrechts(i) = Marker_filtered_LMT2Z(toL(i))+voetgroteL-steplength_right;
    positievoetR(i) = Marker_filtered_RMT2Z(toL(i));
    preobafstandR(i) = obrechts(i)-positievoetR(i);

```

```

end

% berekening of het voet voor obstakel, op obstakel of na obstakel is

preafstand=NaN(14,1);
ObstacleCollision=NaN(14,1);
postobstakel=NaN(14,1);
for i = 1:length(preobafstandR)
    if preobafstandR(i) < 0;
        preafstand(i,1) = preobafstandR(i);
    else if preobafstandR(i) > 0 & preobafstandR(i) <0.3;
        ObstacleCollision(i,1) = preobafstandR(i);
    else if preobafstandR(i) > 0.3;
        postobstakel(i,1) = preobafstandR(i)-dikteobstakel;
    end
end
end
end

% gemiddelde van alle keren dat de voet voor/na obstakel
preafstand_mean = -(nanmean(preafstand))
postobstakel_mean = nanmean(postobstakel)

%%
% wanneer het eerste moment is van voet los wanneer het obstale
verschenen
% is
FootOfffRTime = Timekey_new(FootOfffR);
FootOfffobstakelR(1) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(2),1);
FootOfffobstakelR(2) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(3),1);
FootOfffobstakelR(3) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(5),1);
FootOfffobstakelR(4) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(8),1);
FootOfffobstakelR(5) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(9),1);
FootOfffobstakelR(6) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(11),1);
FootOfffobstakelR(7) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(12),1);
FootOfffobstakelR(8) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(16),1);
FootOfffobstakelR(9) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(17),1);
FootOfffobstakelR(10) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(19),1);
FootOfffobstakelR(11) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(22),1);
FootOfffobstakelR(12) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(23),1);
FootOfffobstakelR(13) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(25),1);
FootOfffobstakelR(14) = find(FootOfffRTime > ObstacleAppearance(26),1);
for i = 1:length(FootOfffobstakelR)
    FootOfffrecchts(i) = FootOfffRTime(FootOfffobstakelR(i));
end

% op welk tijdstip voetlos is vn de grond
toR(1) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(1),1);
toR(2) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(2),1);
toR(3) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(3),1);
toR(4) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(4),1);
toR(5) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(5),1);
toR(6) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(6),1);
toR(7) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(7),1);
toR(8) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(8),1);
toR(9) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(9),1);
toR(10) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(10),1);
toR(11) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(11),1);
toR(12) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(12),1);
toR(13) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(13),1);
toR(14) = find(Timekey_new == FootOfffrecchts(14),1);

```

```

% berekening op welk coördinaat het obstakel is
% berekening waar de rechter voet is op het moment dat de voet los is bij
links
% verschil obstakel en voet
for i = 1:length(toL);
obLinks(i) = Marker_filtered_RMT2Z(toR(i))+voetgroteR-steplength_left;
positievoetL(i) = Marker_filtered_LMT2Z(toR(i));
preobafstandL (i) = obLinks(i)-positievoetL(i);
end

% berekening of het voet voor obstakel, op obstakel of na obstakel is

preafstandL=NaN(14,1);
ObstacleCollisionL=NaN(14,1);
postobstakelL=NaN(14,1);
for i = 1:length(preobafstandL)
    if preobafstandL(i) < 0;
        preafstandL(i,1) = preobafstandL(i);
    else if preobafstandL(i) > 0 & preobafstandL(i) <0.3;
        ObstacleCollisionL(i,1) = preobafstandL(i);
    else if preobafstandL(i) > 0.3;
        postobstakelL(i,1) = preobafstandL(i)-dikteobstakel;
    end
end
end
end
end
% gemiddelde van alle keren dat de voet voor/na obstakel
preafstandL_mean = -(nanmean(preafstandL))
postobstakelL_mean = nanmean(postobstakelL)

```

Bijlage 5: Matlab code XCoM

```
close all
clear all
format compact

%% LAAD DATA

% Laad xml bestand
if ~exist('Data')
    disp(' ')
    disp('Loading MOX file...')
    Data = loadcmaxmoxfile('false'); %,['TrialName.mox']);
end

% hernoem data om variabele te scheiden en maak nummers van de tekst
for i=1:length(Data.viewer_data.viewer_channel)
    VarName=Data.viewer_data.viewer_channel{i}.channel_label;
    % verwijderen van spaties, punten en -
    VarName(findstr(VarName, ' '))='';
    VarName(findstr(VarName, '.'))='';
    VarName(findstr(VarName, '-'))='';
    VarName(findstr(VarName, '*'))='';
    VarName(findstr(VarName, '('))='';
    VarName(findstr(VarName, ')'))='';
    VarName(findstr(VarName, '/'))='';
    % hernoem data
    eval([VarName, '=str2num(Data.viewer_data.viewer_channel{i}.raw_channel_data'
        '.channel_data);'])
end
SF=Data.viewer_data.viewer_channel{1}.raw_channel_data.sampling_frequency;
nSamples=length(str2num(Data.viewer_data.viewer_channel{1}.raw_channel_data
    .channel_data));
Time=0:0.01:((nSamples-1)/100);

N = length(Marker_filtered_RMT2X);
k = [0:N-1];
fs = 100;
dt = 1/fs;
t = k*dt;

%% Roteren van het coördinaten systeem rondom Y
% op deze manier wordt de z as positief naaar voor, y-as positief naar
boven
% en x-as positief naar links

%Rx = [1 0 0; 0 -1 0 ; 0 0 -1] ;
Ry = [-1 0 0 ; 0 1 0 ; 0 0 -1] ;
Rz = [-1 0 0 ; 0 -1 0 ; 0 0 1] ;

%roteren voor de volgende markers
% xyzRx = Ry*[x;y;z];
RMT2 =
Ry*[Marker_filtered_RMT2X;Marker_filtered_RMT2Y;Marker_filtered_RMT2Z];
LMT2 =
Ry*[Marker_filtered_LMT2X;Marker_filtered_LMT2Y;Marker_filtered_LMT2Z];
RMT5 =
Ry*[Marker_filtered_RMT5X;Marker_filtered_RMT5Y;Marker_filtered_RMT5Z];
```

```

LMT5 =
Ry*[Marker_filtered_LMT5X;Marker_filtered_LMT5Y;Marker_filtered_LMT5Z];
RLEK =
Ry*[Marker_filtered_RLEKX;Marker_filtered_RLEKY;Marker_filtered_RLEKZ];
RLM = Ry*[Marker_filtered_RLMX;Marker_filtered_RLMY;Marker_filtered_RLMZ];
LASIS =
Ry*[Marker_filtered_LASISX;Marker_filtered_LASISY;Marker_filtered_LASISZ];
LPSIS =
Ry*[Marker_filtered_LPSISX;Marker_filtered_LPSISY;Marker_filtered_LPSISZ];
RASIS =
Ry*[Marker_filtered_RASISX;Marker_filtered_RASISY;Marker_filtered_RASISZ];
RPSIS =
Ry*[Marker_filtered_RPSISX;Marker_filtered_RPSISY;Marker_filtered_RPSISZ];

%% Het aantal cycles wordt hier gelijk (150 cycles)
% Calibratie in meters

% hiel contact(F>50 N)
ICR=find(diff(FP1_filteredForceY>50)==1)+1; %find(diff(RStrideTime));
ICL=find(diff(FP0_filteredForceY>50)==1)+1; %find(diff(LStrideTime));

ICR = ICR(3:152);
ICL = ICL(3:152);

%% de snelheid van de loopband wordt opgeteld voor alle cycles
loopbandsnelheid=Analog14;
fs=100;fc=6;
[B,A]=butter(2,fc/(fs/2));
loopbandsnelheid=filter(B,A,loopbandsnelheid);

startt=find(isnan(loopbandsnelheid)==0);
loopband_Positie=zeros(length(loopbandsnelheid),1);
loopband_Positie(startt(1):end)=cumtrapz(loopbandsnelheid(startt(1):end)./100);

%% Center off Mass

CoM_X = mean([(LASIS(1,:)); (LPSIS(1,:)); (RASIS(1,:)); (RPSIS(1,:))]);
CoM_Y = mean([(LASIS(2,:)); (LPSIS(2,:)); (RASIS(2,:)); (RPSIS(2,:))]);
CoM_Z = mean([(LASIS(3,:)); (LPSIS(3,:)); (RASIS(3,:)); (RPSIS(3,:))]);
CoM_Zonder = CoM_Z;
CoM_Z = CoM_Z + loopband_Positie';

% Voor CoM' we only need X and Z.
CoM_xz = [CoM_X; CoM_Z]';

%% Beenlengte berekenen met behulp van Pythagoras
% de been lengte is berekend op het moment dat het been volledig recht is
% het hiel contact momnet. De lengte is de lengte tussen de CoM (middel
% punt van de 4 heupmarkers) en de laterale marker van de knie plus de
% lengte tussen de laterale marker van de knie en de laterale malleolus

% BovenbeenX = ((CoM_X)-(RLEK(1,:))).^2;
% BovenbeenY = ((CoM_Y)-(RLEK(2,:))).^2;
% BovenbeenZ = ((CoM_Z)-(RLEK(3,:))).^2;
% OnderbeenX = ((RLEK(1,:))-(RLM(1,:))).^2;
% OnderbeenY = ((RLEK(2,:))-(RLM(2,:))).^2;
% OnderbeenZ = ((RLEK(3,:))-(RLM(3,:))).^2;
%
```

```

% beenlengte = sqrt(BovenbeenY)+sqrt(OnderbeenY);
% beenlengte = beenlengte(ICR);
% beenlengtegem = mean(beenlengte)

%of vul zelf de been lengte in, de beenlengte is te vinden in de bijlage 3
beenlengtegem = 0.93965401

%% de positie van de loopband wordt hier bij demarkers opgeteld

RMT2(3,:) = RMT2(3,:) + loopband_Positie';
LMT2(3,:) = LMT2(3,:) + loopband_Positie';
RMT5(3,:) = RMT5(3,:) + loopband_Positie';
LMT5(3,:) = LMT5(3,:) + loopband_Positie';
RLEK(3,:) = RLEK(3,:) + loopband_Positie';
RLM(3,:) = RLM(3,:) + loopband_Positie';

%% de snelheid van de CoM
% dit wordt gedaan met behulp van de afgeleide van de CoM

VCoM_X = gradient(CoM_X,dt);
VCoM_Z = gradient(CoM_Zonder,dt);
VCoM_Z = loopbandsnelheid + VCoM_Z;

%% filteren VCoM
% figure(14)
n = 3;
Wn = 10/(fs/2);
[B,A] = butter(n,Wn);
gefVCoM_X = filtfilt(B,A,VCoM_X);
gefVCoM_Z = filtfilt(B,A,VCoM_Z);

%% Extrapolated Center of Mass
%eigenfrequentie berekend als normalisatiefactor for the XCOM
W = sqrt(9.81/(beenlengtegem));

%XCoM
% XCoM =(gefVCoM_xz)/(W);
% XCoM = CoM_xz + XCoM;
XCoMX =(gefVCoM_X)/(W);
XCoMX =CoM_X + XCoMX;
XCoMZ =(gefVCoM_Z)/(W);
XCoMZ= CoM_Z + XCoMZ;

%% markerpositie op hiel contact moment

RMT2X = RMT2(1,:);
RMT2X_ICR=RMT2X(ICR);
RMT2X_ICL=RMT2X(ICL);
LMT2X = LMT2(1,:);
LMT2X_ICL=LMT2X(ICL);
LMT2X_ICR=LMT2X(ICR);

RMT2Z = RMT2(3,:);
RMT2Z_ICR=RMT2Z(ICR);
RMT2Z_ICL=RMT2Z(ICL);
LMT2Z = LMT2(3,:);
LMT2Z_ICL=LMT2Z(ICL);
LMT2Z_ICR=LMT2Z(ICR);

```

```

RMT5X = RMT5(1,:);
RMT5X_ICR=RMT5X(ICR);
RMT5X_ICL=RMT5X(ICL);
LMT5X = LMT5(1,:);
LMT5X_ICL=LMT5X(ICL);
LMT5X_ICR=LMT5X(ICR);

CoM_X_ICR = CoM_X(ICR);
CoM_X_ICL = CoM_X(ICL);
CoM_Z_ICR = CoM_Z(ICR);
CoM_Z_ICL = CoM_Z(ICL);

XCoMX_ICR = XCoMX(ICR);
XCoMZ_ICR = XCoMZ(ICR);
XCoMX_ICL = XCoMX(ICL);
XCoMZ_ICL = XCoMZ(ICL);

%% verschil = BoS - XCoM
% voor de AnteriorPosterior richting: XCoMZ -metatarsale van de tweede
% teen(rechter voet)
% voor het moment van hiel contact

% verschilR = XCoMZ_ICR - RMT2Z_ICR;
% verschilL = XCoMZ_ICL - LMT2Z_ICL;
verschilR = RMT2Z_ICR- XCoMZ_ICR ;
verschilL = LMT2Z_ICL- XCoMZ_ICL ;
gemrechts = mean(verschilR)
gemlinks = mean(verschilL)

```

Bijlage 6: Projectvoorstel

Naam: Daphne Koning
Studentnummer: 14135663

Studievoortgang

Behaalde studiepunten in de modules 9 t/m 11 (*max 36*): 36

Minor: *Game development and simulation (afgerond)*

Stage 2 afgerond (j/n): nee

Totaal aantal behaalde vrije STPs: 10,3 (3 punten voor 4^e vak in module 9 en bezig met extra vak op de open universiteit 4,3 punten)

Openstaande toetsen (+ module): 0

Datum:

1. Onderwerp (vergelijking van CVA patienten en gezonde mensen wanneer over een obstakel heen gestapt moet worden)

Werkveld: revalidatie

Beroepsrol: onderzoeker

Extern project (J/N): J

Indien Extern:

Naam Opdrachtgever/bedrijf/ECBT: VU University Medical Center Amsterdam | Department Rehabilitation Medicine

Contactpersoon (naam en mailadres): Mique Saes

2. Inleiding

Cerebro Vasculair Accident (CVA) is een veel voorkomend verschijnsel in de revalidatie, vaak wordt daarvoor het looppatroon van deze persoon anders. Er zijn verschillende factoren die zouden kunnen zorgen voor een ander looppatroon. Mogelijke oorzaken zijn verzwakking van spieren, abnormale spieractiviteit, onjuiste spiercoördinatie, defecten in het zicht en gezichtsvermogen, verminderde lengteverlenging door stijfheid van het zachte weefsel (Nadeau, et al., 1999). Als gevolg van een van deze factoren kunnen er andere loopeigenschappen ontstaan zoals een kortere stap, langere standfase en kortere zwaai fase van de aangedane zijde in vergelijking met de onaangetaste zijde (You, et al., 2016).

Een goede controle van het enkelgewricht is een van de belangrijkste factoren voor een normaal looppatroon. De afzetkracht die de plantair flexoren generen is een noodzakelijke factor die zorgt voor de aandrijfenergie voor de voorwaartse beweging van het been. Inefficiënte plantaire flexorsterkte, die de loopsnelheid tijdens het lopen vermindert, is een vaak waargenomen fenomeen bij patiënten die een CVA hebben gehad (You, et al., 2016).

Zo wordt vaak de enkel niet of minder bewogen doordat is geen tot weinig plantairflexie in de enkel zichtbaar is (Kobayashi, et al., 2015). De Range Of Motion (ROM) is daardoor beperkt bij de enkel, hierdoor is er in de groep van patiënten van de leeftijd 60-84 slechts een ROM van 15,39° mogelijk (Patricia M. Kluding, et al., 2008). De normale ROM is de baseline 70,14° met een afwijking van 12,54° (Purcell, et al., 2009). Hierdoor wordt het moeilijker om even een object heen te stappen of om van looprichting te veranderen, de kans op vallen neemt hierdoor aanzienlijk toe (Blennerhassett, et al., 2008). Zo wordt het moeilijk om op een stoep te stappen of de trap op te lopen. Uit onderzoek blijkt dat bij training van het overheen stappen van een object zowel virtueel als bij echte obstakels de gangsnelheid omhoog gaat, staplengte groter wordt, uithoudingsvermogen en het vrijhouden van het obstakel verbeterd (David L. Jaffe, et al., 2014). Uit een ander onderzoek blijkt dat wanneer er over een obstakel heen wordt gestapt de hoogte, de post-obstakel afstand is en een staptijd groter is dan bij gezonde mensen (Catherine M. Said, et al., 2001).

Naast alle eerder genoemde factoren is ook evenwicht een belangrijke factoren die het normale looppatroon van mensen die een CVA hebben gehad kunnen veranderen (Takahashi, et al., 2014). De balance beïnvloedt de snelheid waarmee er over een obstakel wordt gestapt.

Om een beter beeld te krijgen van de andere verschillen van de handeling van het over een obstakel heen stappen van gezonde mensen en mensen die een CVA hebben gehad moet er onderzoek gedaan worden naar dit looppatroon. Met dit onderzoek wordt er meer inzicht verkregen in dit looppatroon en hiermee zouden mensen die een CVA hebben gehad beter geholpen kunnen worden met het gaan. Hierdoor kan er meer specifiek trainingen worden gegeven voor dit looppatroon. De vraag die hier uitrolt is:

Zijn er significante verschillen bij de staplengte, staptijd en XCoM bij het looppatroon tussen mensen die een CVA hebben gehad en gezonde mensen, wanneer er over een object heen gestapt moet worden?

Om te kijken hoe deze patiënten reageren op obstakels zoals over iets stappen moet er onder andere gekeken worden naar de Extrapolated Center of Mass (XCoM). De XCoM is de projectie waar het center of mass (CoM) in de toekomst zal zijn. Wanneer er wordt gelopen dan verschuift het XCoM steeds buiten de base of support (BoS), omdat lopen eigenlijk vallen op het voorste been is. Bij ouderen zal dit minder snel het geval zijn omdat de kans op vallen een stuk groter wordt wanneer de XCoM buiten de BoS valt. Dit maakt de XCoM een maat van stabiliteit. Uit de verschillende onderzoeken is er bekend dat de post-obstakel afstand kleiner is, maar geldt dit dan ook voor de pre-obstakel afstand. Op het moment dat erover iets gestapt moet worden verschuift het XCoM en wordt er door de patiënt besloten of er een grotere stap wordt genomen of nog snel nog een stap te doen (Geld, 2012). De pre-obstakel afstand (cm) wordt hierdoor groter of kleiner. Andere waardes die van belang zijn is de staplengte(cm), staptijd (sec) en het XCoM.

Hypothese:

Er wordt verwacht dat mensen met die een CVA hebben gehad kortere stappen zet om over een obstakel heen te komen (M. H. Thaut, et al., 2007). Parameters die hierbij veranderen zijn de staplengte, staptijd van het aangedane been en de XCoM. De staplengte en staptijd van het aangedane been wordt korter en het XCoM zal dichterbij het lichaam liggen dan bij gezonde mensen.

Een aanvullend onderdeel van dit onderzoek is twee systemen vergelijken om te kijken of het mogelijk is om dezelfde waardes te verkrijgen. Meten kan met verschillende meetsystemen zo is er bijvoorbeeld de Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL), dit is een groot meetsysteem die op een vaste locatie staat. Om een nog realistischer beeld te krijgen van de werkelijke waarde moet er ook op elke gewenste locatie kunnen worden gemeten, daarom wordt er ook gekeken of is het mogelijk is om met meerdere inertial measurement units (IMU's) ook dezelfde parameters (staplengte, staptijd en XCoM) te verkrijgen zijn. Zo hoeven patiënten niet ver te reizen om een meting te laten uitvoeren, dit kan dan op elk gewenste locatie.

De vraag die uit dit extra stuk voortvloeit is: Kan meerdere IMU's ook gebruikt worden op locatie in plaats van de GRAIL? En zo ja, welke parameters kan met behulp van de IMU's op locatie gemeten worden?

3. Methode

Om de onderzoeksvraag te kunnen beantwoorden wordt er een kwantitatief experimenteel onderzoek gedaan. In dit onderzoek wordt er onderscheidt gemaakt tussen twee groepen mensen, gezonde mensen en mensen die een CVA hebben gehad.

Deelnemers

Er wordt een steekproef gedaan met 10 proefpersonen. De gemiddelde leeftijd dat iemand een CVA krijgt is 71 jaar bij vrouwen en 75 jaar bij mannen (Malamed, 2015), maar na 55 jaar verdubbeld de kans op een beroerte (Margaret Kelly-Hayes, et al., 2003). De groep die mee doet met dit onderzoek moet een leeftijd hebben tussen de 55 jaar en 80 jaar. Deze proefpersonen zullen twee testen ondergaan. Om mensen die een CVA hebben gehad niet te belasten met vele onderzoeken wordt het effect van het looppatroon van deze mensen nagebootst met gezonde mensen. Aangezien de ROM erg beperkt is wordt dit nagebootst door middel van een in een "walking brace" hierdoor is er geen tot enkele graden ROM mogelijk. De twee testen wordt met dezelfde proefpersoon gebruikt, een onderzoek als gezond persoon en een onderzoek als "CVA-patiënt" met de enkel in en brace. De "gezonde mensen" zijn mensen zonder afwijkingen aan de onderste extremiteiten en zijn in staat om zeven minuten aan een gesloten te kunnen lopen op een loopband. Ook mag de proefpersoon geen angsten voor kleine ruimtes hebben (de proefpersoon wordt vastgemaakt in aan het apparaat om vallen te voorkomen).

Meet benodigdheden

Meetapparatuur die nodig is voor dit onderzoek is de Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL). De Grail is een totaalpakket voor ganganalyse en gangtraining. Het heeft een loopband met dubbele riem (waardoor ze onafhankelijk van elkaar kunnen bewegen), motion capture systeem, een inbouwend krachtenplatform en een Virtual Reality (VR) omgeving. De VR-omgeving bestaat uit een half rond scherm waarop een bepaalde omgeving wordt geprojecteerd met drie op elkaar afgestemde projectoren. Naast de dubbele riem is het ook mogelijk om de loopband omhoog te laten gaan, zodat het lijkt of de proefpersoon op een helling loopt. Wanneer er op de loopband wordt gelopen krijgt de proefpersoon een veiligheidsgordel om zodat er niet gevallen kan worden. Op de loopband staan camera's gericht om de hoekuitslagen te kunnen verkrijgen.

Ook zijn er twee IMU's nodig deze IMU's zijn een op zichzelf staand systeem dat lineaire en hoekige bewegingen meet, dit wordt gedaan aan de hand van gyroscoop en accelerometer die zich in de IMU bevindt. Het type dat gebruikt wordt is de A8200 9DOF Motion Logger.

Naast de meetapparatuur is er ook een "walking brace" nodig. Deze brace zorgt ervoor dat er weinig beweging in de enkel is en het is makkelijk en snel te bevestigen. Ook zijn er markers nodig in de vorm van reflecterende bolletjes, dit wordt opgeplakt aan de hand van de handleiding van Motek (HBM2 - Reference Manual), zodat de hoekuitslagen vastgesteld kunnen worden.

Protocol

Om de benodigde data te verkrijgen wordt er aan de proefpersoon gevraagd om zeven minuten op de Grail te lopen met alle markers die vooraf op de juiste manier worden opgeplakt, dit gebeurt met de gegeven handleiding. Ook wordt de proefpersoon behangen met twee IMU's, waarvan een op het midden van het bovenbeen en een op het midden van het onderbeen.

Als eerste wordt de test als “CVA-patiënt” gemeten, daarom wordt eerst de walking brace omgedaan zodat er geen bewegingsmogelijkheden in de enkel zit. Hierna wordt de test gestart op beide IMU's wordt een tik gegeven zodat het in de data duidelijk is wanneer de meting begint. Om de proefpersoon te laten wennen aan het systeem en de wordt er eerst twee minuten gelopen waarvan er ook één obstakel in zit. Dit obstakel is een virtueel obstakel die vanuit een projector boven het systeem een projectie op de grond projecteert. Dit obstakel ziet de proefpersoon al aankomen vanuit het VR-projectiescherm. De eerste twee minuten wordt niet meegenomen in de dataverwerking. Daarna start de meting en loopt de proefpersoon gedurende vijf minuten. In deze vijf minuten komen er tien obstakels voorbij, gemiddeld twee obstakels per minuut. Na de test wordt er weer een tik tegen beide IMU's gegeven zodat er in de data te zien is dat de meting beëindigd is. De brace wordt van het onderbeen afgehaald en de proefpersoon heeft nu tien minuten rust zodat hij/zij weer kan wennen aan een bewegelijke enkel. Daarna wordt de test herhaald als “gezond persoon”.

Uitkomst parameters

De data wordt uit het systeem gehaald door middel van het softwaresysteem D-flow. Deze software kan een operator feedbackstrategieën definiëren via een flexibel en uitbreidbaar netwerk voor de ontwikkeling van applicaties, op basis van visueel programmeren. Met de D-flow kan de hardware die nodig is worden ingesteld en gesynchroniseerd. Ook kan de juiste parameters worden ingesteld zodat de ganganalyse gelijk zichtbaar wordt. Deze parameters kunnen dan worden opgeslagen en later worden bekeken. De parameters die gemeten wordt is de staplengte (cm), starttijd (sec) en de XCoM.

Data-analyse

De data van de meting wordt bekeken aan de hand van een geschreven code in Matlab (MATLAB Release 2015b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).

Statistiek

De statistische analyse wordt gedaan aan de hand van het programma SPSS (IBM SPSS Statistics. SPSS v24). Om te kijken of er significante verschillen zijn tussen gezonde mensen en “CVA” patiënten wordt de Independent samples t-test gedaan. Aan de hand van Levene's test kan gekeken worden of er een verschil is tussen beide groepen. Wanneer het hoger is dan 0,05 is er gelijkheid in variatie. Om erachter te komen of er een significant verschil is tussen beide groepen moet er gekeken worden of de bij de “t-test for equality of means” de sig kleiner of gelijk is aan 0,05 is. Wanneer dit het geval is is er een significant verschil, wanneer de waarde hoger is dan 0,05 dan is er geen significant verschil tussen beide groepen.

Ook deze Independent samples t-test wordt gedaan om te kijken of de verschillen tussen de GRAIL en de IMU significant zijn. Wanneer dit niet zo is kan de IMU ook gebruikt worden in vervanging van de GRAIL en dus op locatie gemeten worden.

4. Voorlopige literatuurlijst

Bibliografie

- Blennerhassett, Jannette M. en Jayalath, Victoria M. 2008.** The Four Square Step Test is a Feasible and Valid Clinical Test of Dynamic Standing Balance for Use in Ambulant People Poststroke. *Arch Phys Med Rehabil* . 2008.
- Catherine M. Said, BAppSc, et al. 2001.** Effect of Stroke on Step Characteristics of Obstacle Crossing. *Arch Phys Med Rehabil*. Vol 82, 2001.
- David L. Jaffe, MS, et al. 2014.** Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Volume 41, Number 3A, Pages 283–292, 2014.
- Geld, ing. S.N. van der. 2012.** Step Location Control to Overstep Obstacles for Running Robots. Faculty of Mechanical, Maritime and Materials Engineering · Delft University of Technology : sn, 2012.
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J. en Sinke, W.E. 2015.** The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* . 2015.
- Kobayashi, Toshiki, et al. 2015.** The effect of changing plantarflexion resistive moment of an articulated ankle-foot orthosis on ankle and knee joint angles and moments while walking in patients post stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015.
- M. H. Thaut, PhD, et al. 2007.** Rhythmic Auditory Stimulation Improves Gait More Than NDT/Bobath Training in Near-Ambulatory Patients Early Poststroke: A Single-Blind, Randomized Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2007.
- Malamed, Stanley F. 2015.** *Medical emergencies in the dental office*. SI : Elsevier Mosby, 2015. 978-0-323-17122-9.
- Margaret Kelly-Hayes, EdD, RN, et al. 2003.** The influence of gender and age on disability following ischemic stroke: the Framingham study. 2003, volume 3.
- Meulen, Fokke B. van, et al. : November 17, 2016.** Analysis of Balance during Functional Walking in stroke survivors. *Plos one*. : November 17, 2016.
- Nadeau, Sylvie, et al. 1999.** Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. 1999.
- Patricia M. Kluding, PT, PhD en Marcio Santos, PT, PhD. 2008.** Effects of Ankle Joint Mobilizations in Adults Poststroke: A Pilot Study. *Arch Phys Med Rehabil* . 2008, Vol. vol 89.
- Purcell, Steven B., et al. 2009.** Differences in Ankle Range of Motion Before and After Exercise in 2 Tape Conditions. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009.
- Takahashi, Junpei, Takami, Akiyoshi en Wakayama, Saichi. 2014.** Clinical Reasoning of Physical Therapists regarding In-hospital Walking Independence of Patients with Hemiplegia. 2014.
- Vlutters, M., Asseldonk, E. H. F van en Kooij, H van der. 2016.** Center of mass velocity-based predictions in balance recovery following pelvis perturbations during human walking. Company of Biologists Ltd | *Journal of Experimental Biology*, 2016.
- You, Young Youl, Chung, Sin Ho en Hyung Jin Lee. 2016.** Impact of the difference in the plantar flexor strength of the ankle joint in the affected side among hemiplegic patients on the plantar pressure and walking asymmetry. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2016.

5. Planning

Afstudeerweek		Afstudeer planning Projecten en verslaglegging	Tijd (uren)	Verslaglegging
Week 10	1	• Kennismaking collega's en bedrijf • Literatuurstudie • Werking van de apparaten bekijken	3 20 5	Literatuurlijst
Week 11	2	• Oefenen met de apparatuur, uitkomst parameters bekijken, zelf uitproberen	35	
Week 12	3	• Proefmeting uitvoeren • Resultaten bekijken proefmeting	5 10	
Week 13	4	• Metigen uitvoeren	30	
Week 14	5	• Metigen uitvoeren	30	
Week 15	6	• Uitloop week		
Week 16	7	• Resultaten analyseren en interpreteren	30	
Week 17	8	• Resultaten analyseren en interpreteren • Verschil gezonde mens en cva patiënt	30	
Week 18	9	• Resultaten analyseren en interpreteren • Kan IMU vergelijkbare waarden geven als de GRAIL	30	
Week 19	10	• Statestiek	30	Resultaten
Week 20	11	• Resultaten schrijven	15	
Week 21	12	• Discussie en conclusie formuleren • Inleveren 0-versie scriptie	20	Discussie conclusie
Week 22	13	• Uitloop week • Samenvatting schrijven	4	Samenvatting
Week 23	14	• Voorblad maken • Inhoudsopgave • Scriptie afronden (ondertitels, figuur nummers, verwijzingen) • Inleiding controleren • Spellingscontrole	1 5 2 20 5 3	Voorblad Inhoudsopgave Inleiding
Week 24	15	• Spellingscontrole scriptie • Inleveren scriptie woensdag 13 juni	15	
Week 25	16	• Voorbereiding verdedeging		
Week 26	17	• Verdedeging		