

Het effect van een hakverhoging onder enkel-voet ortheses op de kniehoek en grondreactiekracht tijdens midstance bij kinderen met cerebrale parese

Afstudeerscriptie Mens en Techniek | Bewegingstechnologie
De Haagse Hogeschool
Juni 2018

Daphne Suiker

Titelpagina

VU Medisch Centrum
Scriptie



Amsterdam, juni 2018

Auteur:	Daphne Suiker
Studentnummer:	14112361
Module:	Afstudeerstage
Bedrijf:	VU Medisch Centrum
Locatie:	De Boelelaan 1117
Postcode/Plaatsnaam	1081 HV Amsterdam
Afdeling:	Revalidatiegeneeskunde
School:	De Haagse Hogeschool
Opleiding:	Bewegingstechnologie
Adres:	Johanna Westerdijkplein 75
Postcode/Plaatsnaam:	2521 EN Den Haag
Opdracht:	Onderzoek naar het effect van een hakverhoging onder enkel-voet ortheses op de kniehoek en grondreactiekracht tijdens midstance bij kinderen met cerebrale parese
In opdracht van:	De Haagse Hogeschool – Mens en Techniek Bewegingstechnologie
Begeleiders VUmc:	Marjolein van der Krogt Saskia Roerink Laura Oudenhoven
1 ^e Begeleider:	Caroline Doorenbosch
2 ^e Begeleider:	Hanneke Braakhuis

Voorwoord

Dit onderzoeksrapport 'Het effect van een hakverhoging onder enkel-voet ortheses op de kniehoek en grondreactiekracht tijdens midstance bij kinderen met cerebrale parese' is geschreven in het kader van de afrondingsfase van de opleiding Mens en Techniek | Bewegingstechnologie aan De Haagse Hogeschool te Den Haag. Het onderzoek heeft plaatsgevonden van maart 2018 tot en met juni 2018 bij het VU medisch centrum, afdeling revalidatiegeneeskunde te Amsterdam, van waaruit ook de vraag voor het onderzoek is geformuleerd. Het onderzoeksrapport is dan ook bestemd voor de afdeling revalidatiegeneeskunde en voor hen die geïnteresseerd zijn in het onderwerp.

Graag zou ik Caroline Doorenbosch, eerste begeleidster vanuit De Haagse Hogeschool, willen bedanken voor haar goede input en kritische blik en ik zou Hanneke Braakhuis, tweede begeleidster vanuit De Haagse Hogeschool, graag willen bedanken voor het vrijmaken van haar tijd en input bij de tussentijdse presentaties. Ook de begeleiders vanuit het VUmc wil ik bedanken: Marjolein van der Krogt, Saskia Roerink en Laura Oudenhoven. Onze regelmatige afspraken hebben mij geholpen om elke keer een stap in de goede richting te zetten en uitdagingen op te kunnen lossen. Daarnaast ook bedankt voor het bieden van de ruimte om mijn onderzoek te kunnen voltooien. Tot slot wil ik Ivan Palmer bedanken voor het toegang verlenen tot de juiste programma's en mijn mede afstudeerders voor de hulp en steun tijdens deze periode.

Daphne Suiker
Bewegingstechnoloog – jaar 4, afstudeerscriptie
Juni 2018

Inhoudsopgave

Titelpagina	
Voorwoord	
Samenvatting.....	4
1. Inleiding.....	5
2. Methode.....	8
2.1. Data verzameling.....	8
2.2. Data analyse.....	9
2.3.2. Pilotmeting.....	9
2.3.3. Statistische toets.....	9
3. Resultaten.....	10
3.1. Pilotmeting.....	10
3.2. Beschrijvende statistiek.....	10
3.3. Toetsende statistiek.....	13
4. Discussie.....	14
4.1. Aanbevelingen.....	16
5. Conclusie.....	17
Literatuurlijst.....	18
Bijlage.....	19
I. Cerebrale Parese.....	19
I.I looptypes.....	19
I.II GMFCS.....	19
II. Compensatie strategie.....	21
III. Persoonlijke leerdoelen + reflectie.....	26
IV. Projectvoorstel.....	27

Samenvatting

Een enkel voet orthese (EVO) is een kunststof koker die rondom de voet, enkel en onderbeen geklemd wordt. Een EVO wordt gebruikt ter ondersteuning bij een afwijkend gangpatroon, zoals bij spierverkortingen en neurologische aandoeningen. Een neurologische aandoening waarbij een EVO gebruikt wordt is cerebrale parese (CP). In CP zijn er verschillende gangpatronen te onderscheiden volgens de classificatie van Becher (Becher, 2002), van hyperextensie tot overmatige knieflexie. Hyperextensie van de knie is schadelijk en moet daarom voorkomen worden, een mogelijkheid hiervoor is een EVO. Vaak wordt er met een EVO gestreefd naar een zo normaal mogelijk gangpatroon. Dit wil zeggen, wanneer de kinematica tussen de normaalwaarden ligt van een gangcyclus en de grondreactiekracht (GRK) door de gewrichtsassen loopt. Hierdoor is er een kleine momentsarm en is er geen spierkracht nodig om de beweging te handhaven. Bij het EVO protocol wordt er een hakverhoging van 0,5, 1 en 1,5 centimeter, onder de EVO in de schoen geplaatst. Er zijn verschillende onderzoeken gedaan naar het effect van een hakverhoging. Verbeteringen in spatio-temporele paramaters en kinematica. Echter is het effect van een hakverhoging nog niet volledig vastgesteld (Jagadamma et al., 2015).

De hoofdvraag behorende bij dit onderzoek is als volgt: Wat is het effect van een hakverhoging onder een enkel-voet orthese op de kniehoek en de grondreactiekracht in midstance bij kinderen met cerebrale parese? In het onderzoek zijn 16 kinderen geanalyseerd met looptype 2 en 3, waarbij er een hyperextensie van de knie tijdens het gaan optreedt. Er wordt verwacht dat de hakverhoging een positief effect op de kniehoek geeft, door een verminderde hyperextensie. Ook wordt er verwacht dat door het onderbeen meer richting anterior te plaatsen, de grootte van de momentsarm van de grondreactiekrachtvector tot gewricht afneemt.

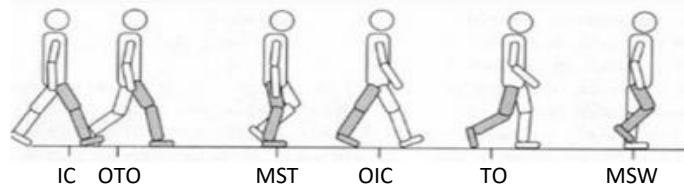
De data is verzameld vanuit de database van het VU medisch centrum. De analyses zijn uitgevoerd met het programma Moxie Viewer. De analyses zijn uitgevoerd door gebruik te maken van de grondreactiekrachtvector en de SAGA Ruler. Vooraf werd er een betrouwbaarheidsanalyse gedaan. De intra-rater betrouwbaarheid en de inter-rater betrouwbaarheid, voldeden aan de eisen volgens Grunt et al. (2010). De Shapiro-Wilk test toont aan dat de data niet normaal verdeeld zijn. De resultaten zijn verkregen door een Friedman test. De Friedman test rapporteert met 95% betrouwbaarheid een significant verschil in kniehoek tussen de verschillende condities ($p=0.000$). Echter toont de Wilcoxon post hoc test met bonferroni correctie ($\alpha= 0.005$), alleen een significant verschil in combinatie met blootvoets gaan. De grondreactiekracht is niet in iedere situatie verbeterd.

Er kan geconcludeerd worden dat een EVO zonder, dan wel met hakverhoging een significant effect heeft op de kniehoek. Echter zal er meer onderzoek gedaan moeten worden waarbij er meerdere passen meegenomen worden. Aanbevelingen voor de praktijk zijn om kinderen altijd individueel te beoordelen en de GRK-vector mee te nemen, in sommige gevallen is er dan een betere combinatie te vinden.

Het effect van de hakverhoging is per individu verschillend en moet daarom ook per individu geanalyseerd worden. In sommige gevallen treden er compensatiestrategieën op, waardoor het kind mogelijk nog meer afwijkend gaat lopen. Met een individuele analyse kan er adequaat een oplossing gezocht worden.

1. Inleiding

Enkel-voet ortheses (EVO) zijn kunststof kokers die steun bieden rondom voet, enkel en onderbeen. Een EVO wordt voorgeschreven met als functie om deformaties tegen te gaan (OIM, 2018), het gangpatroon te verbeteren en spiercontracturen te voorkomen of te behandelen (Wingstrand, Hägglund, & Rodby-Bousquet, 2014). Er zijn veel verschillende EVO's. De verschillen zijn vooral zichtbaar in het ontwerp, de stijfheid en het materiaal waarvan de EVO is gemaakt. Hoe de EVO is samengesteld, bepaalt de functie van de EVO en daarmee ook hoe het gangpatroon beïnvloed wordt (Eddison & Chockalingam, 2013). Echter is bij het aanmeten van een EVO niet altijd direct het gewenste resultaat zichtbaar. Een oplossing hiervoor is een EVO uitlijningsprotocol. De EVO uitlijning wordt gedefinieerd als het aanbrengen van wijzigingen in de uitlijning van EVO in combinatie met een schoen, met als doel een zo normaal mogelijk gangpatroon te realiseren: dat wil zeggen, wanneer de gewrichtshoeken tussen de normaalwaarden van een gezond persoon liggen tijdens de gangcyclus, zie figuur 1, en wanneer de grondreactiekrachtvector (GRK-vector) wordt gericht (Eddison & Chockalingam, 2013). De parameters die tijdens het uitlijningsprotocol gebruikt worden zijn over het algemeen: het wijzigen van de hakhoogte, de stijfheid van de zool en het type afwikkeling van de schoenzool (Jagadamma et al., 2009, Eddison & Chockalingam, 2013).

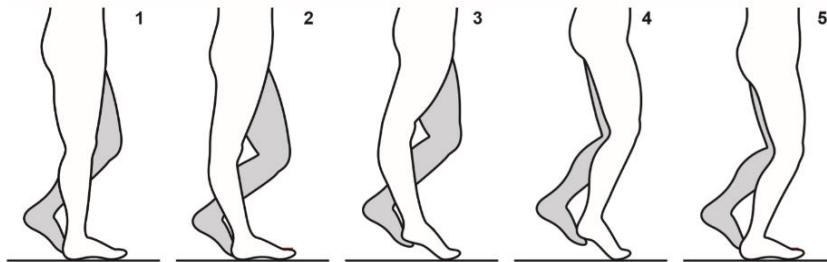


Figuur 1: Er wordt gekeken naar het rechterbeen. IC: initial contact, het moment dat de voet de grond raakt. OTO: opposite toe off, het moment dat het linkerbeen (tegenovergestelde been) geen contact meer maakt met de vloer. MST: midstance, het moment waarop de knie van het linkerbeen, het standbeen passeert en de voet zich naast het standbeen bevindt. TO: toe off, het moment waarop de rechtervoet geen contact meer maakt met de vloer. MSW: mid swing, het moment waarop de knie van het rechterbeen voorbij het standbeen is en de voet zich naast het standbeen bevindt. (Bron: Heck, van Dongen, 2008)

Per 1000 kinderen die wereldwijd geboren worden, krijgen twee tot drie kinderen cerebrale parese (Eddison & Chockalingam, 2013). Bij cerebrale parese (CP) is het gangpatroon verstoord. CP is een neurologische aandoening, wat ontstaat door hersenletsel. Het ontstane letsel is niet progressief. Het letsel zelf zal niet genezen of verslechteren. Echter kan de beperking zelf wel veranderen door de ontwikkeling van het kind (Stern, 2018).

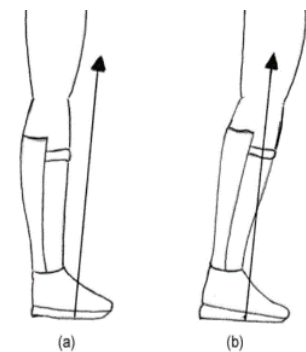
Er zijn vijf verschillende looptypes te onderscheiden in CP volgens de classificatie van Becher, gekenmerkt door hyperextensie of overmatige knie flexie in combinatie met volledig of onvolledig voetcontact, zie figuur 2 en bijlage 1 (Becher, 2002). Een EVO biedt voor deze kinderen een kans om het gangpatroon te verbeteren, naar een normale gangcyclus. Hier zijn dan ook meerdere studies naar gedaan. In deze studies zijn er onderzoeken gedaan naar spatio-temporele parameters, gewrichtsuitlagen van de onderste extremiteit en de GRK. In iedere studie is er ten minste één parameter gevonden waarop de EVO uitlijning een positief effect had. Echter wijzen niet alle studies dezelfde parameter aan waarop een positief resultaat te zien is (Jagadamma et al., 2015). Een reden hiervoor zou kunnen zijn dat er in elke studie andere aspecten met elkaar vergeleken worden. Sommige studies vergelijken slechts geschoeid en niet geschoeid, waarin andere studies juist verschillende EVO's met elkaar vergelijken (Eddison & Chockalingam, 2013). Desondanks stelt Jagadamma et al., (2015) dat een niet uitgelijnde EVO in vergelijking met blootvoets gaan al een significant beter resultaat geeft op spatio temporele parameters, zoals loopsnelheid en staplengte. Eddison en Chockalingam (2012) rapporteren in 68% van de deelnemers een verbeterde GRK-vector richting de gewrichten en wordt midstance als de belangrijkste fase aangewezen voor het uitvoeren van een EVO uitlijning. Hoewel meerdere studies de klinische relevantie bevestigen en de voordelen van de uitlijning inzien, wordt er benadrukt dat er een gebrek aan bewijs is en er meer onderzoek nodig is om een uitspraak te kunnen doen (Jagadamma et al., 2009, Jagadamma et al., 2015). Ook stelt

Jagadamma et al. (2015) dat het looptype van de kinderen invloed heeft op de uitkomst van het onderzoek en daarom gecategoriseerd dient te worden, tussen hyperextensie (looptype 2 en 3) en overmatige knie flexie (looptype 4 en 5), zie figuur 2.



Figuur 2: De vijf verschillende looptypes, volgens de classificatie van Becher. (Bron: Kerkum, 2015)

Bij looptype 2 en 3 wordt er een patroon beschreven waarbij kinderen in hyperextensie lopen. Hyperextensie is schadelijk voor het kniegewricht doordat er rek op de ligamenten komt (Berg, 2018). Het is dan ook belangrijk dat dit verminderd wordt. Een EVO uitlijning, waarbij gebruik gemaakt wordt van verschillende hakverhogingen (voortaan: EVO protocol) kan hier een uitkomst zijn. De meest optimale uitlijning zal zijn, wanneer er een verminderde extensie is opgetreden en de GRK-vector door het knie- en heup gewricht loopt. Door het toepassen van een hakverhoging, onder een EVO, zal het onderbeen naar voren gepositioneerd worden. Dit resulteert in een verminderde knie extensie (Jagadamma et al., 2015). Naar verwachting zal naarmate de hakverhoging groter wordt, de knie hyperextensie afnemen.



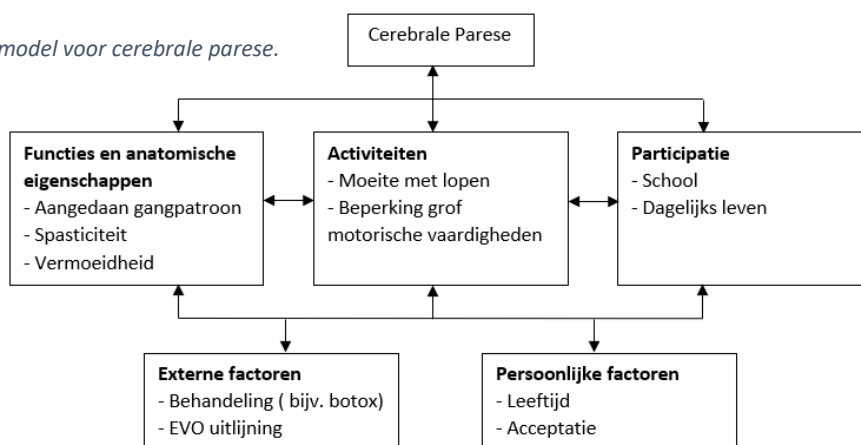
Figuur 3: Situatie a zonder hakverhoging. Situatie b met hakverhoging. Resulteert in een verbeterde GRF. (Bron: Jagadamma et al., 2015)

Door het naar voren plaatsen van het onderbeen, zal de momentsarm tot de knie verkleind worden, zie figuur 3. Een kleinere momentsarm zal voor minder spierkracht zorgen. Wanneer er minder spierkracht nodig is, is er ook minder energie nodig om de positie te handhaven.

Echter kan het onderbeen niet te ver naar voren gekanteld worden. De optimale onderbeenhoek, ten opzichte van de verticaal, is 10 tot 12 graden (Owen, 2010).

Het International Classification of Functioning, disability and health model (ICF model) omschrijft de samenhang tussen functie, functionaliteit en participatie, zie tabel 1. Cerebrale parese veroorzaakt beperkingen in zowel de activiteiten als in de participatie. Al deze punten staan met elkaar in verband. Wanneer er een component aangepast kan worden, heeft dit effect op alle andere componenten. Het effect van een EVO protocol zal dan ook effect hebben op de functies, de activiteiten en de participatie van het kind, waarmee het belang van een EVO protocol aangeduid kan worden.

Tabel 1: Het ICF model voor cerebrale parese.



In dit onderzoek zal er onderzocht worden wat het effect is van een hakverhoging op het kniegewricht tijdens midstance, zie figuur 1. Hiervoor zullen bestaande video's uit de database van het VUmc gebruikt worden. Er zal met name gefocust worden op kinderen met Grof Motorisch Functionerings Classificatie Systeem (GMFCS) niveau 1 en 2 (zie bijlage 1), met looptype 2 en 3. In het huidige EVO protocol in het VUmc wordt er door artsen voornamelijk gefocust op de kniehoek in graden (variërend van 0 graden extensie tot 10 graden flexie) in midstance en in late midstance. Onderzoek moet uitwijzen of er een significant verschil is tussen de kniehoek en de verschillende hakhoogtes. De relevantie van het EVO protocol kan hiermee onderbouwd worden en meer inzicht geven voor toekomstige EVO uitlijningsprotocollen.

De hoofdvraag behorende bij dit onderzoek luidt als volgt:

'Wat is het effect van een hakverhoging onder een enkel-voet orthese op de kniehoek en de grondreactiekracht in midstance bij kinderen met Cerebrale Parese?'

2. Methode

In de afgelopen jaren zijn er in het loop- en bewegingsanalyse laboratorium (bewegingslab) van het VUmc meerdere EVO protocollen uitgevoerd. Het EVO protocol werd geregistreerd met behulp van force plates en videoregistratie van het frontale en sagittale vlak. De data die hierbij verzameld was, is opgeslagen in een database. Elk EVO protocol bestaat uit een meting met vijf verschillende condities: blootvoets gaan, gaan zonder hakje en gaan met een hakverhoging van 0,5; 1 en 1,5 centimeter. De kinderen hebben op een zelfgekozen snelheid gewandeld. Voor het protocol was het noodzakelijk om, in iedere conditie, ten minste één keer met het been op de krachtenplaat te landen. Wanneer dit voltooid was, werd de volgende conditie aangebracht. De metingen waren een onderdeel van een klinisch protocol. Er heeft dus geen randomisatie plaatsgevonden in de volgorde van de verschillende condities.

2.1. Data verzameling

Vanuit het programma EPIC (elektronisch patiëntendossier) werd er onderzocht welke kinderen een EVO protocol hebben ondergaan. Vervolgens werd er vanuit de database onderzocht welke proefpersonen aan de inclusiecriteria voldeden. De proefpersonen die in het onderzoek meegenomen werden, zijn zestien kinderen. De inclusiecriteria voor deze proefpersonen zijn als volgt:

- Leeftijd 2-18 jaar
- Gangbeeldanalyse gegevens beschikbaar volgens gestandaardiseerd EVO-uitlijningsprotocol.
- Klinische diagnose van cerebrale parese of aanverwante diagnose (hereditaire spastische parese, spastische parese zonder bekende oorzaak)
- Het kind dient zelfstandig te kunnen lopen
- Looptype 2 en 3 volgens de classificatie van Becher.

De proefpersonen worden door een arts getoetst op alle inclusiecriteria. De deelnemer karakteristieken worden weergegeven in tabel 2.

Tabel 2: Deelnemer karakteristieken N=16

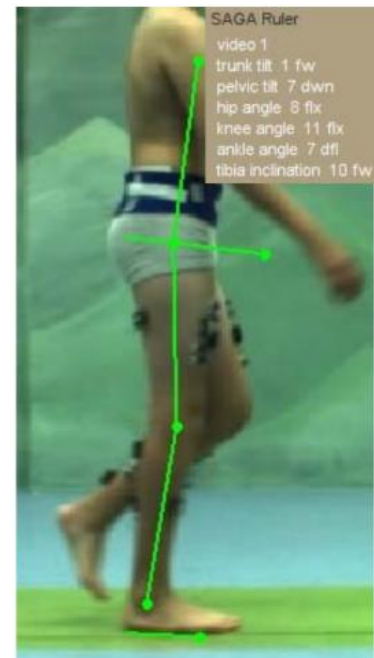
Aantal deelnemers	16
Gemiddelde leeftijd	10 jaar
Standaarddeviatie	3,39
Jongste	4
Oudste	16

2.2. Data analyse

Het gangbeeld werd geanalyseerd met behulp van videoanalyse in het programma Moxie Viewer, waarbij de kniehoek en de tibia inclinatiehoek opgemeten werden. De tibia inclinatiehoek, omschrijft de hoek die het onderbeen ten opzichte van de verticaal maakt. Dit werd opgemeten met behulp van de SAGA Ruler. De SAGA Ruler is een meervoudige goniometer, waarbij de hoeken van de onderste extremiteit en romp opgemeten kunnen worden (zie figuur 4). De belangrijkste plaatsing van de SAGA Ruler was op de volgende punten:

- Heup: op de trochantor major
- Knie: het middelpunt van de knie
- Enkel: op de laterale malleolus

Met behulp van deze plaatsing kon de kniehoek en de tibia inclinatiehoek verkregen worden. De GRK wordt door Moxie Viewer weergegeven in één stap van de gangcyclus. Deze stap werd meegenomen in het onderzoek en werd gescoord met behulp van een 5-puntsschaal, zie figuur 5.



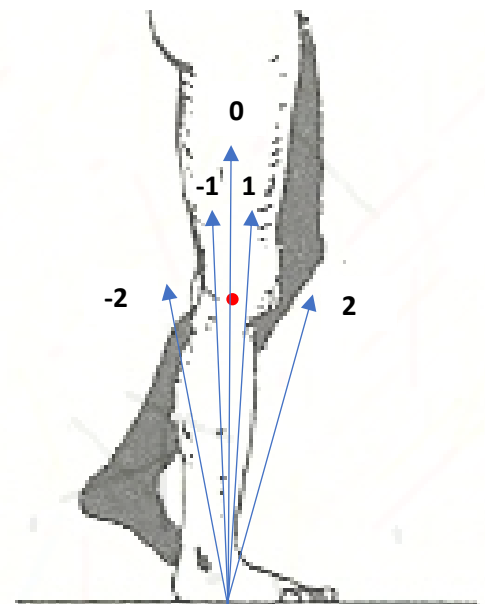
Figuur 4: SAGA Ruler tijdens midstance. Rechtsboven alle waarden weergegeven.

2.2.2. Pilotmeting

De SAGA Ruler in Moxie Viewer is gevoelig voor verplaatsing. Het is belangrijk dat er altijd op dezelfde manier gemeten wordt. De intrarater betrouwbaarheid en de inter-rater betrouwbaarheid zijn bepaald voor het gebruik van de SAGA Ruler, door tien willekeurige kinderen met cerebrale parese te analyseren. Voor de intrarater betrouwbaarheid, is er door één observator twee keer gemeten, met hiertussen een tijd van twee weken. Voor de inter-rater betrouwbaarheid, is er door twee verschillende observatoren één keer gemeten.

2.2.3. Statistische toets

De data is getoetst in SPSS (IBM SPSS 25). De data is getoetst op normaalverdeling aan de hand van een Shapiro-Wilk test. Vervolgens is er een Friedman test uitgevoerd om de kniehoek op significantie te toetsen. Om de condities onderling te toetsen is de Wilcoxon post hoc test met bonferroni correctie uitgevoerd. De data zijn significant bevonden indien $p < 0.05$ en voor de bonferroni correctie geldt $p = 0.05/10 = 0.005$.



Figuur 5: De 5-puntsschaal waarin de GRK gescoord wordt. Met de vector van links naar rechts: -2 (ver achter het been), -1 (achter het middelpunt, maar wel in het been), 0 (door het middelpunt), 1 (voor het middelpunt, maar wel in het been), 2 (ver voor het been).

3. Resultaten

In sectie 3.1 worden de twee pilotmetingen weergegeven voor het bepalen van de betrouwbaarheid. Sectie 3.2 geeft een overzicht van de beschrijvende statistiek en in sectie 3.3 worden de data getoetst.

3.1. Pilotmeting

De intra-rater betrouwbaarheid, weergegeven in tabel 3, en de inter-rater betrouwbaarheid, weergegeven in tabel 4, is bepaald bij tien willekeurige kinderen met cerebrale parese. De gevonden afwijkingen worden als acceptabel verondersteld (Grunt et al., 2010).

Tabel 3: De verschillen tussen testmeting 1 en testmeting 2 van de intra-rater betrouwbaarheid.

Gemiddeld verschil meting 1 en 2	3 graden
Gemiddeld verschil enkel meting 1 en 2	4 graden
Gemiddeld verschil knie meting 1 en 2	3 graden
Gemiddeld verschil heup meting 1 en 2	3 graden
Gemiddeld verschil pelvis meting 1 en 2	3 graden

Tabel 4: De verschillen tussen testmeting 1 en testmeting 2 van de inter-rater betrouwbaarheid.

Gemiddeld verschil meting 1 en 2	4 graden
Gemiddeld verschil enkel meting 1 en 2	4 graden
Gemiddeld verschil knie meting 1 en 2	4 graden
Gemiddeld verschil heup meting 1 en 2	5 graden
Gemiddeld verschil pelvis meting 1 en 2	4 graden

3.2. Beschrijvende statistiek

In tabel 5, worden de kenmerken van de 16 deelnemers weergegeven. Tabel 6 geeft de beschrijvende statistiek van de verschillende condities.

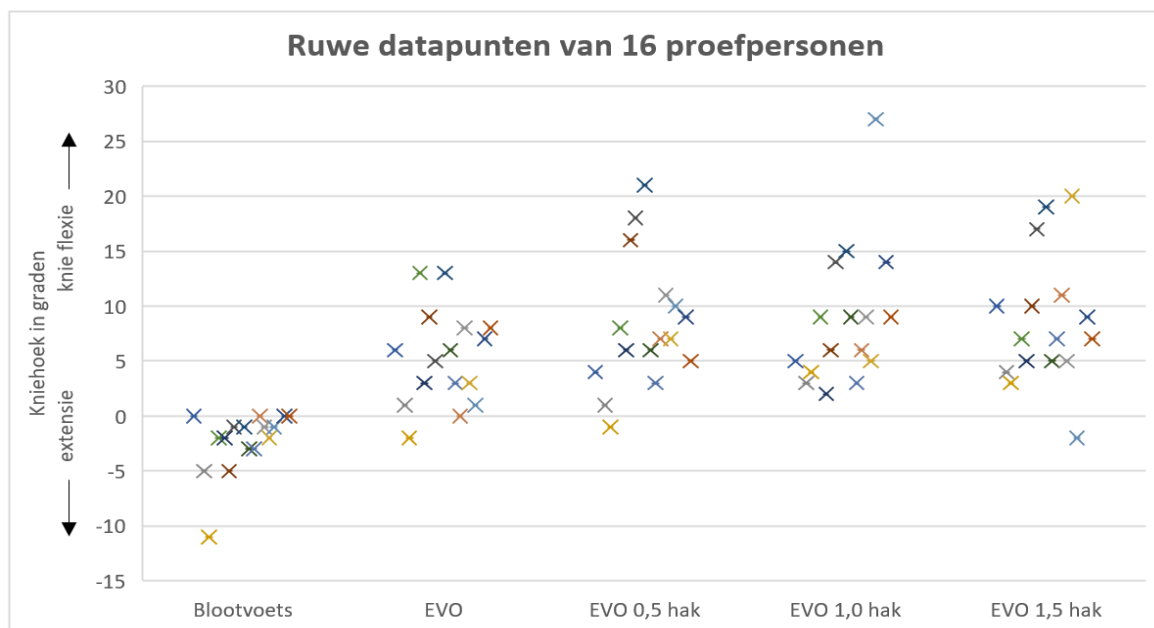
Tabel 5: Deelnemer karakteristieken N=16

Deelnemer	Leeftijd (jaren)	Geslacht	Unilateraal/bilateraal	Gemeten been	Looptype
1	12	Meisje	Bilateraal	Rechts	2
2	6	Meisje	Bilateraal	Links	3
3	8	Jongen	Bilateraal	Links	2
4	7	Meisje	Unilateraal	Rechts	3
5	11	Jongen	Unilateraal	Links	3
6	4	Jongen	Bilateraal	Links	3
7	10	Meisje	Bilateraal	Links	2
8	7	Meisje	Bilateraal	Links	3
9	14	Meisje	Bilateraal	Links	3
10	15	Jongen	Unilateraal	Links	2
11	11	Jongen	Unilateraal	Links	3
12	7	Meisje	Unilateraal	Links	2
13	12	Jongen	Bilateraal	Rechts	3
14	11	Jongen	Bilateraal	Rechts	3
15	10	Jongen	Bilateraal	Rechts	3
16	16	Jongen	Bilateraal	Links	2

Tabel 6: Beschrijvende statistiek voor de verschillende condities in graden. * De laagste waarde voor de modus is weergegeven.

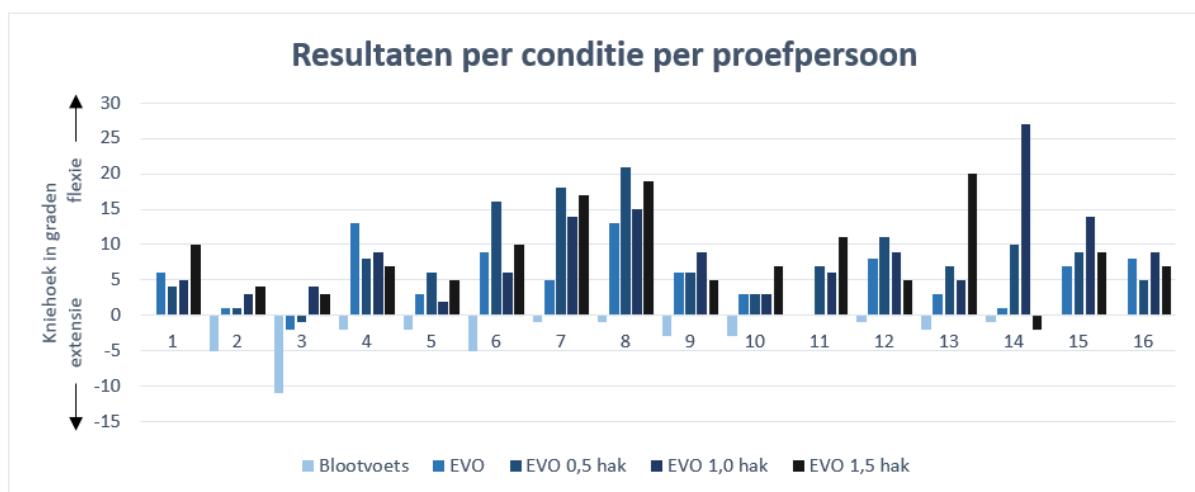
	Gemiddelde	1 Standaarddeviatie	Modus	Minimum	Maximum
Blootvoets	-2,31	2,822	-1*	-11	0
EVO	5,25	4,359	3	-2	13
EVO hak 0,5	8,19	5,980	6*	-1	21
EVO hak 1,0	8,75	6,351	9	2	27
EVO hak 1,5	8,56	5,944	5*	-2	20

In figuur 6, wordt de ruwe data van de kniehoek per persoon weergegeven voor iedere conditie. De verschillende kruizen representeren de verschillende proefpersonen. Waarbij op de x-as de verschillende condities staan en op de y-as de kniehoek in graden.



Figuur 6: Ruwe datapunten van 16 proefpersonen, over de vijf verschillende condities.

Figuur 7, laat een overzicht zien van de individuele resultaten. Waarbij de getallen op de x-as de 16 verschillende proefpersonen representeren en de y-as de kniehoek in graden.



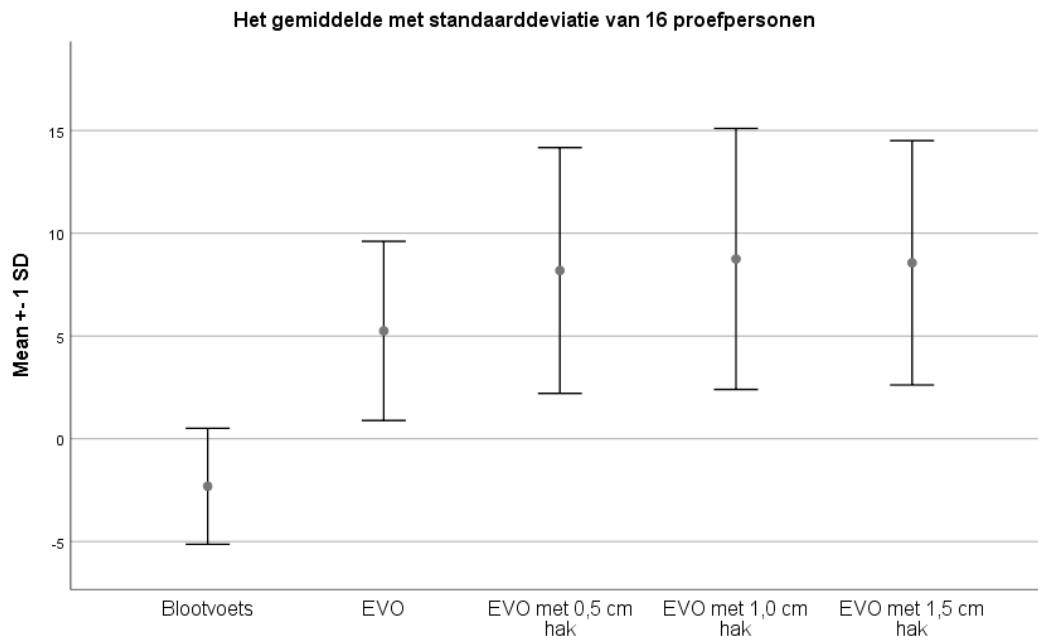
Figuur 7: Resultaten van 16 proefpersonen, over de vijf verschillende condities. Indien de balk ontbreekt is de kniehoek 0 graden extensie.

De in figuur 7 geschetste waardes, worden in tabel 7 volledig weergegeven. Met bijbehorende GRK en tibia inclinatiehoek.

Tabel 7: De individuele resultaten van 16 proefpersonen. Waarbij de waardes de kniehoek representeren (negatief extensie, positief flexie). Met rechtsboven in ieder vak de GRK, waarbij: score 2 = **, score 1 = *, Score 0 = 0, score -1 = - en -2 = --. Een groen vakje representeert een tibia inclinatiehoek van 10 tot 12 graden en de rode vakken een tibia inclinatiehoek van 8 en 9 graden of 13 en 14 graden. De wit gekleurde vakken liggen daar omheen.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Blootvoets	0 **	-5 **	-11 **	-2 **	-2 **	-5 **	-1 **	-1 **	-3 **	-3 *	0 **	-1 **	-2 **	-1 **	0 **	0 **
EVO	6 **	1 **	-2 **	13 **	3 **	9 **	5 **	13 *	6 *	3 *	0 **	8 *	3 **	1 **	7 **	8 *
EVO 0,5 hak	4 **	1 *	-1 **	8 **	6 **	16 **	18 *	21 -	6 **	3 *	7 0	11 0	7 **	10 *	9 0	5 *
EVO 1,0 hak	5 **	3 0	4 **	9 **	2 *	6 **	14 *	15 0	9 **	3 0	6 *	9 -	5 *	27 0	14 *	9 *
EVO 1,5 hak	10 **	4 **	3 **	7 **	5 *	10 **	17 0	19 0	5 **	7 0	11 0	5 0	20 -	-2 *	9 *	7 *

Het gemiddelde, met de bijbehorende standaarddeviatie, zie tabel 6, wordt geplot met behulp van een error bar in figuur 8.



Figuur 8: Het gemiddelde van 16 proefpersonen over de vijf verschillende condities. Met daarbij een standaarddeviatie van +- 1.

3.3. Toetsende statistiek

In deze sectie wordt de data geanalyseerd met behulp van verschillende toetsen.

De data zijn getoetst op normaalverdeling:

H0: De data zijn normaal verdeeld

H1: De data zijn niet normaal verdeeld

De Shapiro-Wilk test ($P > 0.05$) in combinatie met de histogrammen, toont aan dat twee van de vijf condities significant zijn, zie tabel 8. De nulhypothese wordt verworpen. Er kan geconcludeerd worden dat de data niet normaal verdeeld zijn.

Tabel 8: De p-waardes van de Shapiro-Wilk test ($P > 0.05$) * niet normaal verdeeld

Conditie	P-waarde
Blootvoets	0.001*
EVO	0.703
EVO hak 0,5	0.391
EVO hak 1,0	0.009*
EVO hak 1,5	0.224

Aan de hand van een non-paramedische Friedman test wordt er onderzocht of de kniehoek in de verschillende condities significant verschilt.

H0: Er is geen verschil tussen de vijf condities

H1: Er is een verschil tussen de vijf condities

Met een betrouwbaarheid van 95% kan er geconcludeerd worden dat de kniehoek significant verschilt van de andere condities ($p=0.000$). De nulhypothese wordt verworpen. Welke condities significant verschillen zal uitwijzen met de Wilcoxon post hoc test. De Wilcoxon post hoc test toetst paarsgewijs de verschillende condities op significantie ($P < 0.05$), zie tabel 9.

De Bonferroni correctie verkleint de kans op een type 1 fout: het ten onrechte aanwijzen van een significant verschil door toeval. De kans hierop neemt toe, naarmate het aantal vergelijkingen toeneemt (Feise, 2002). De p-waarde voor de Bonferroni correctie = $\alpha = 0.05/10 = 0.005$.

Tabel 9: De 10 vergelijkingen die zijn getoetst met behulp van de Wilcoxon post hoc test in combinatie met de bonferroni correctie ($\alpha = 0.005$). * Er is een significant verschil

Vergelijking	Variabele 1	Variabele 2	P-waarde
1	Blootvoets	EVO	0,001*
2	Blootvoets	EVO hak 0,5 cm	0,000*
3	Blootvoets	EVO hak 1,0 cm	0,000*
4	Blootvoets	EVO hak 1,5 cm	0,001*
5	EVO	EVO hak 0,5 cm	0,036
6	EVO	EVO hak 1,0 cm	0,038
7	EVO	EVO hak 1,5 cm	0,052
8	EVO hak 0,5 cm	EVO hak 1,0 cm	0,864
9	EVO hak 0,5 cm	EVO hak 1,5 cm	0,711
10	EVO hak 1,0 cm	EVO hak 1,5 cm	0,516

4. Discussie

In dit onderzoek is het effect van een hakverhoging onder een enkel-voet orthese op kniegewricht, grondreactiekracht en tibia inclinatiehoek onderzocht door middel van het programma Moxie Viewer. Hierbij is er gebruik gemaakt van de SAGA Ruler en de grondreactiekrachtvector. Op basis van een pilotmeting kan er gesteld worden dat zowel de intra-rater betrouwbaarheid als de inter-rater betrouwbaarheid voldoet aan de klinische relevantie zoals gesteld door Grunt et al. (2010). De resultaten worden hiermee als valide beschouwd.

De Shapiro-Wilk test toont aan dat niet alle condities normaal verdeeld zijn. Jagadamma et al. (2015) heeft in het onderzoek geen effect gevonden op kniehoek. In dit onderzoek, rapporteert de non-parametrische Friedman test met 95% betrouwbaarheid een significant verschil in kniehoek tussen de verschillende condities ($p=0.000$). Echter toont de Wilcoxon post hoc test met bonferroni correctie ($\alpha=0.005$), alleen een significant verschil op: blootvoets gaan met EVO ($p=0.001$), blootvoets gaan en EVO met 0,5 cm hakverhoging ($p=0.000$), blootvoets gaan en EVO met 1,0 cm hakverhoging ($p=0.000$) en blootvoets gaan en EVO met 1,5 cm hakverhoging ($p=0.001$). Hetzelfde wordt zichtbaar wanneer de ruwe data geanalyseerd wordt, zie figuur 6. Het gemiddelde van de conditie blootvoets gaan ligt bij hyperextensie (-2,31 graden). Terwijl bij de andere condities flexie optreedt: EVO (5,25 graden), EVO hak 0,5 cm (8,19 graden), EVO hak 1,0 cm (8,75 graden) en EVO hak 1,5 cm (8,56 graden). Deze gemiddelden liggen per conditie nagenoeg op één lijn, er is geen lineair verband aanwezig, zie figuur 8. Deze bevinding is niet in overeenstemming met de verwachting, dat de knie hyperextensie afneemt naarmate de hakverhoging groter wordt. Een mogelijke verklaring hiervoor is dat er gecompenseerd wordt in het gangpatroon. Een compensatie die zichtbaar wordt, voornamelijk bij een hakverhoging van 1,5 cm, is hielcontact, zonder contact te hebben met de tenen, zie bijlage 2. Het is hierbij mogelijk om de knie te extenderen en de romp flecteren. Er treedt in dit geval geen knie flexie op.

Gesteld werd, dat er zonder een Bonferroni correctie de kans is op een type 1 fout. Echter zal de kans op een type 2 fout, de kans dat er ten onrechte geen significant verschil gevonden wordt, groter worden. Zonder Bonferroni correctie zijn de volgende condities significant verschillend: EVO in vergelijking tot EVO met 0,5 cm hakverhoging ($p=0.036$) en EVO in vergelijking tot EVO met 1,0 cm hakverhoging ($p=0.038$). Mogelijk is hier een type 2 fout opgetreden.

In de resultaten van de grondreactiekrachtvector is veel variatie te vinden. In sommige gevallen, zoals bij proefpersoon 7, verandert de GRK-vector van ver voor de knie naar een vector die door het gewricht loopt. Zoals werd verwacht, in reactie op het naar voren positioneren van het onderbeen. Echter is er in een aantal gevallen geen verandering zichtbaar, zoals bij proefpersoon 1. Daar blijft de GRK-vector in iedere conditie ver voor het kniegewricht. Eddison en Chockalingam (2012) rapporteerden bij 68% van de deelnemers een verbeterde GRK-vector, in dit onderzoek lijkt het effect van de GRK minder groot. Een mogelijke verklaring hiervoor is spierzwakte. De GRK-vector wordt door het kind zelf gemanipuleerd. Indien de m. quadriceps femoris verzwakt is, zal het voor het kind niet mogelijk zijn om de GRK achter het kniegewricht te positioneren, wanneer dit wel gebeurt, ontstaat er een flecterend moment rondom het kniegewricht. Dit kan met spierzwakte niet behaald worden. Met het flecteren van de romp, wordt het lichaamszwaartepunt naar voren verplaatst en daarmee ook de richting van de GRK-vector gedurende midstance.

Zoals aan het begin van het onderzoek werd gesteld, is er een optimum wanneer er aan alle drie de voorwaarden wordt voldaan:

- Kniehoek tussen 0 graden extensie en 10 graden flexie
- De grondreactiekrachtvector door het kniegewricht
- De tibia inclinatiehoek tussen de 10 en 12 graden

Echter wanneer dit optimum gezocht wordt, weergegeven in tabel 7, wordt het duidelijk dat dit optimum niet aanwezig is bij de huidige proefpersonen. Ook hier kunnen de compensatiestrategieën een rol spelen. De artsen beslissen op basis van de kniehoek welke aanpassing het beste is voor het kind. Van zeven proefpersonen is het bekend welke verandering het kind heeft gekregen, zie tabel 10.

Tabel 10: De keuzes van de artsen voor de proefpersonen. Indien de gekozen conditie van een proefpersoon ontbreekt, dan is deze niet bekend.

Proefpersonen	Gekozen conditie
3	EVO met 1,0 cm hakverhoging
4	EVO met 1,0 cm hakverhoging
7	EVO met 1,0 cm hakverhoging
10	EVO met 1,5 cm hakverhoging
11	EVO zonder hakverhoging
13	EVO met 1,0 cm hakverhoging
14	EVO zonder hakverhoging

Niet alle aanpassingen waar de artsen voor hebben gekozen zijn in overeenstemming met de voorwaarden waarin dit onderzoek rekening houdt. De artsen zien de kniehoek als belangrijkste factor om aan te passen en houden hierbij weinig rekening met de grondreactiekracht. Er wordt geen rekening gehouden met de tibia inclinatiehoek. Een voorbeeld hiervan is proefpersoon 11. Er is een EVO zonder hakverhoging voorgeschreven. Hierbij is de kniehoek in 0 graden extensie en is de grondreactiekrachtvector ver voor het kniegewricht gericht. Een optie die, in theorie, beter zou zijn, is de EVO met 0,5 cm hakverhoging: een kniehoek van 7 graden flexie en de grondreactiekrachtvector loopt door het kniegewricht. Echter moet de praktijk altijd uitwijzen of dit daadwerkelijk een verbetering is voor het gangpatroon. Wanneer er door compensatiestrategieën een gangpatroon ontstaat die meer afwijkt dan het huidige gangpatroon, zal de functie en participatie van het kind niet verbeteren, zoals in het ICF model weergegeven, zie tabel 1. De relevantie van het EVO protocol is dan teniet gedaan.

Opmerkelijk is de variatie in grondreactiekracht en kniehoek. Een voorbeeld hiervan is proefpersoon 12. Waarbij de grondreactiekracht in zowel conditie 3 (EVO met 0,5 cm hakverhoging) als conditie 5 (EVO met 1,5 cm hakverhoging) door het gewricht gaat. Echter is de grondreactiekracht in de vierde conditie (EVO met 1,0 cm hakverhoging) achter het gewricht gepositioneerd. Dit zou te wijten kunnen zijn aan het feit dat er slechts één pas in het onderzoek is meegenomen. Moxie Viewer kan slechts één pas met grondreactiekracht weergeven. Wanneer dit net een afwijkende pas is, kan de richting van de grondreactiekrachtvector anders zijn, of zal de kniehoek een andere waarde weergeven. Door de variatie in grondreactiekracht en in kniehoek tussen proefpersonen bij verschillende condities, zie tabel 6, kan er gesteld worden dat er per individu gekeken moet worden naar het effect van een hakverhoging in de praktijk, om compensatiestrategieën op te kunnen merken. Bijlage 2. Een ander opmerkelijk gegeven, is dat de tibia inclinatiehoek in de meeste gevallen niet overeenkomt met de gestelde 10 tot 12 graden. Ook dit kan te wijten zijn aan de compensatiestrategie, door op de hiel te landen. Het onderbeen is hiermee achterover gekanteld.

Er zijn een aantal punten die de meetwaarden beïnvloeden zouden kunnen hebben. Zo zijn de kniehoeken volledig in Moxie Viewer geobserveerd en geanalyseerd. Ondanks dat in de pilotmeting de intra-rater betrouwbaarheid en de inter-rater betrouwbaarheid als acceptabel verondersteld worden, is het mogelijk dat er meetfouten ontstaan door onnauwkeurigheden. Daarnaast is er niet blind gescoord, de huidige conditie was tijdens het scoren bekend. Het is daarom mogelijk dat er onbewust anders is geobserveerd. Een andere belangrijke factor dat invloed op de resultaten kan hebben is dat de camera niet altijd zuiver in het sagittale vlak is gepositioneerd. Hierdoor kan een hoek overschat worden. Echter wordt er binnen de proefpersonen vergeleken en wordt er tussen verschillende trials niet aan de camera gezeten, waardoor naar verwachting tijdens elke meting dezelfde overschatting

plaatsvindt. Het EVO uitlijningsprotocol was een onderdeel van een medisch protocol. Er is dus geen rekening gehouden met randomisatie. De kinderen hebben geen tijd gekregen om aan de nieuwe conditie te wennen.

Een van de hypothesen was, dat wanneer de grondreactiekracht door het gewricht loopt, er minder energie nodig is om de situatie te handhaven. Om te onderzoeken of dit ook daadwerkelijk het geval is, zal er een gasanalyse gedaan moeten worden.

4.1. Aanbevelingen

Ondanks de verbeterde kniehoek die in dit onderzoek is gevonden, wordt er aangeraden om vervolgonderzoek te doen. Met vervolgonderzoek moet uitwijzen of er daadwerkelijk minder energiekosten zijn door een verbeterde GRK-vector. Dit kan gedaan worden met een gasanalyse. Daarnaast zal er van de kinderen onderzocht moeten worden waarom zij lopen zoals zij lopen. Indien er sprake is van spierzwakte, zal er naar alle waarschijnlijkheid geen verbeterde GRK-vector optreden.

Het wordt aanbevolen om in het vervolg onderzoek te doen naar meerdere fases van de gangcyclus. De artsen onderzoeken in de kliniek de kniehoek in zowel midstance als late midstance. Dit is in het onderzoek niet meegenomen. Daarnaast is het onduidelijk wat het effect is tijdens andere fases van de gangcyclus, zoals initial contact. Ook wordt er aangeraden om in het vervolg meerdere schreden te evalueren en randomisatie in te voeren. Hiermee wordt een mogelijk leereffect uitgesloten en zullen de data representatiever zijn. Voor meerdere schreden geldt dat afwijkende passen eruit gefilterd kunnen worden.

Ook wordt er aanbevolen om een onderzoeksgroep te kiezen waarvan de leeftijd dicht bij elkaar ligt. Naar verwachting zal het gangpatroon eerder overeenkomen, door de ontwikkeling van het kind, dan wanneer er een kind van 4 en een kind van 16 geanalyseerd wordt, zoals in dit onderzoek het geval is. Echter blijft de beperking individueel erg verschillend en kan er niet met zekerheid gesteld worden dat de motorische vaardigheden bij eenzelfde leeftijdsgroep representatievere data weergeeft.

Aanbevelingen voor de praktijk zijn om kinderen altijd individueel te beoordelen en de GRK-vector mee te nemen, in sommige gevallen is er dan een betere combinatie te vinden.

5. Conclusie

In dit onderzoek is er getracht een uitspraak te doen over de klinische relevantie van een hakverhoging onder een enkel-voet orthese. De hoofdvraag luidde hierbij als volgt: “Wat is het effect van een hakverhoging onder een EVO op de kniehoek en de grondreactiekracht in midstance bij kinderen met cerebrale parese?”

Er kan geconcludeerd worden dat in blootvoets gaan, in vergelijking met de vier andere condities, er een significant effect optreedt in het kniegewricht. Echter is er geen lineair verband in de toegenomen knie flexie, zoals in de hypothese gesteld. De hypothese kan dan ook niet volledig aangenomen worden. Desondanks vindt er een vermindering van de hyperextensie plaats. Het EVO protocol wordt uitgevoerd om de belasting op ligamenten en kapsel te verlagen. Er kan gesteld worden dat het voorschrijven van een EVO al dan niet in combinatie met een hakverhoging, hiervoor succesvol is.

Bij sommige proefpersonen is de grondreactiekrachtvector door het gewricht gericht. Echter zijn er ook proefpersonen waarbij de grondreactiekrachtvector niet verandert. De hypothese, dat de momentsarm van gewricht tot grondreactiekrachtvector verkleint, kan niet volledig aangenomen worden.

Er kan geconcludeerd worden dat het effect van de hakverhoging per individu verschillend is en daarom ook per individu onderzocht zou moeten worden. In sommige gevallen treden er compensatiestrategieën op, waardoor het kind mogelijk nog meer afwijkend gaat lopen. Met een individuele analyse kan er adequaat een oplossing gezocht worden.

De klinische relevantie van het toepassen van een EVO protocol voor het kniegewricht in midstance wordt in dit onderzoek benadrukt. Ondanks dat de momentsarm van de grondreactiekrachtvector in ruim de helft van de gevallen afneemt, kan er geen uitspraak gedaan worden over de energiekosten en de langere termijn effecten. Een vervolgonderzoek met gasanalyse zal uit moeten wijzen of de energiekosten minder zijn.

Vervolgonderzoek is benodigd om een beeld te kunnen geven van de effecten in de volledige gangcyclus, langere termijn effecten en op de kwaliteit van leven. Voor de volledigheid is het noodzakelijk om ook andere gewrichten en meerdere schreden te analyseren.

Literatuurlijst

- Becher, J.G., (2002) Pediatric Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: General Management, Classification of Motor Disorders. *American academy of orthotist and prosthetists*, 14(4) 143-149
- Berg. (2018) *Are Hyperextensions Bad for Your Knees?* Geraadpleegd op 16 april 2018, van <https://healthyliving.azcentral.com/hyperextensions-bad-knees-14427.html>
- Eddison, N., Chockalingam, N. (2013) The effect of tuning ankle foot orthoses–footwear combination on the gait parameters of children with cerebral palsy. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(2), 95-107
- Feise, R.J. (2002) Do multiple outcome measures require p-value adjustment? *BMC Medical Research Methodology*, 2(8)
- Grunt, S., van Kampen, P.J., van der Krogt, M.M., Brehm, M.A., Doorenbosch C.A., Becher, J.G. (2010) Reproducibility and validity of video screen measurements of gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait posture*, 31(4), 489-494
- Heck, A., van Dongen, C. (2008) Gait analysis by high school students. *Physics education*, 43(3)
- Jagadamma, K.C., Coutts, F.J., Mercer, T.H., Herman, J., Yirrel, J., Forbes, L., van der Linden, M.L. (2009) Effects of tuning of ankle foot orthoses-footwear combination using wedges on stance phase knee hyperextension in children with cerebral palsy – preliminary results. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 4(6), 406-413
- Jagadamma, K.C., Coutts, F.J., Mercer, T.H., Herman, J., Yirrel, J., Forbes, L., van der Linden, M.L. (2015) Optimising the effects of rigid ankle foot orthoses on the gait of children with cerebral palsy (CP) – an exploratory trial. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 10(6), 445-451
- Kerkum, Y.L. (2015) Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy (academisch proefschrift). Ede, Nederland.
- OIM Orthopedie (2018) *EVO voor kinderen*. Geraadpleegd op 16 april 2018, van <https://www.oim.nl/orthesen/voet,-enkel,-hiel/enkel-voet-orthese/evo-voor-kinderen/>
- Owen, E. (2010) The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International*, 34(3), 254-269
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Bartlett, D., Livingston, M. (2007). *Types of Cerebral Palsy*. Geraadpleegd op 26 januari 2018, van <http://www.cerebralpalsy.org/about-cerebral-palsy/types-and-forms>
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B., Jacobsson, B. (2007) A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(109), 8-14
- Stern, K.A. (2018) *Definition of Cerebral Palsy*. Geraadpleegd op 8 maart 2018, van <http://www.cerebralpalsy.org/about-cerebral-palsy/definition>
- Wingstrand, M., Häggglund, G., Rodby-Bousquet, E. (2014) Ankle-foot orthoses in children with cerebral palsy: a cross sectional population based study of 2200 children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(327)

Bijlage

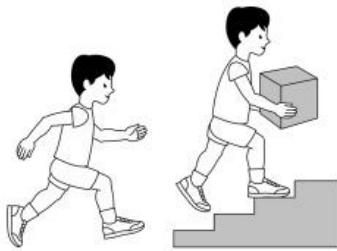
I. Cerebrale Parese

I.I looptypes

Er zijn vijf verschillende looptypes te onderscheiden, volgens de classificatie van Becher. De looptypes worden ingedeeld op basis van de hoekstand van de knie en het enkelgewricht op midstance. Het eerste looptype wordt gedefinieerd door een normale standfase met een verminderde voetheffing van het zwaaibeen (figuur 1). Het tweede en derde looptype omschrijft een standfase met hyperextensie van de knie. Waarbij er volledig voetcontact is in looptype 2 en onvolledig voetcontact in looptype 3. Looptype 4 en 5 omschrijft een looptype met flexie van de knie. Waarbij er onvolledig voetcontact is in looptype 4 en volledig voetcontact in looptype 5 (Becher, 2002).

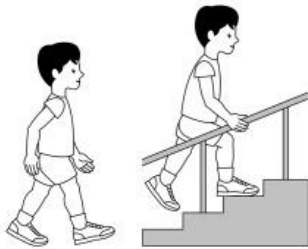
I.II GMFCS

CP kan onderverdeeld worden volgens een globale classificatie op basis van het Grof Motorisch Functionering Classificatie Systeem (GMFCS) (Rosenbaum et al., 2007). Waarbij er voor iedere leeftijdscategorie de mogelijkheden van het kind weergegeven staat, zie figuur 4. De globale classificatie geeft een weergave van de algemene mogelijkheden en ziet er als volgt uit: kinderen met niveau 1 lopen zonder beperking. Bij niveau 2 loopt het kind met een beperking. De beperkingen komen vooral tot uiting in de balans en tijdens het lopen van lange afstanden. In niveau 3 loopt het kind met behulp van een hulpmiddel. Een kind met CP niveau 4 kan zelfstandig voortbewegen, maar heeft veel ondersteuning nodig. Er is fysieke ondersteuning nodig bij niveau 5 en ook hulpmiddelen zijn noodzakelijk (Palisano, Rosenbaum, Bartlett, & Livingston, 2007).



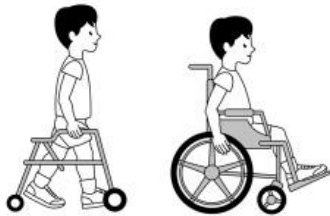
GMFCS Level I

Children walk at home, school, outdoors and in the community. They can climb stairs without the use of a railing. Children perform gross motor skills such as running and jumping, but speed, balance and coordination are limited



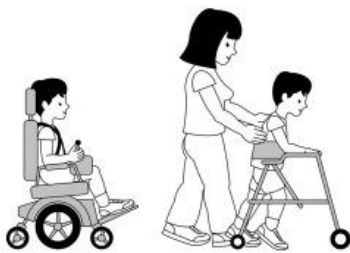
GMFCS Level II

Children walk in most settings and climb stairs holding onto a railing. They may experience difficulty walking long distances and balancing on uneven terrain, inclines, in crowded areas or confined spaces. Children may walk with physical assistance, a hand-held mobility device or used wheeled mobility over long distances. Children have only minimal ability to perform gross motor skills such as running and jumping.



GMFCS Level III

Children walk using a hand-held mobility device in most indoor settings. They may climb stairs holding onto a railing with supervision or assistance. Children use wheeled mobility when traveling long distances and may self-propel for shorter distances.



GMFCS Level IV

Children use methods of mobility that require physical assistance or powered mobility in most settings. They may walk for short distances at home with physical assistance or use powered mobility or a body support walker when positioned. At school, outdoors and in the community children are transported in a manual wheelchair or use powered mobility.



GMFCS Level V

Children are transported in a manual wheelchair in all settings. Children are limited in their ability to maintain antigravity head and trunk postures and control leg and arm movements.

GMFCS descriptors: Palisano et al. (1997) Dev Med Child Neurol 39:214-23
CanChild: www.canchild.ca

Illustrations copyright © Kerr Graham, Bill Reid and Adrienne Harvey,
The Royal Children's Hospital, Melbourne

Figuur 4: GMFCS levels (Bron: Palisano et al. 1997).

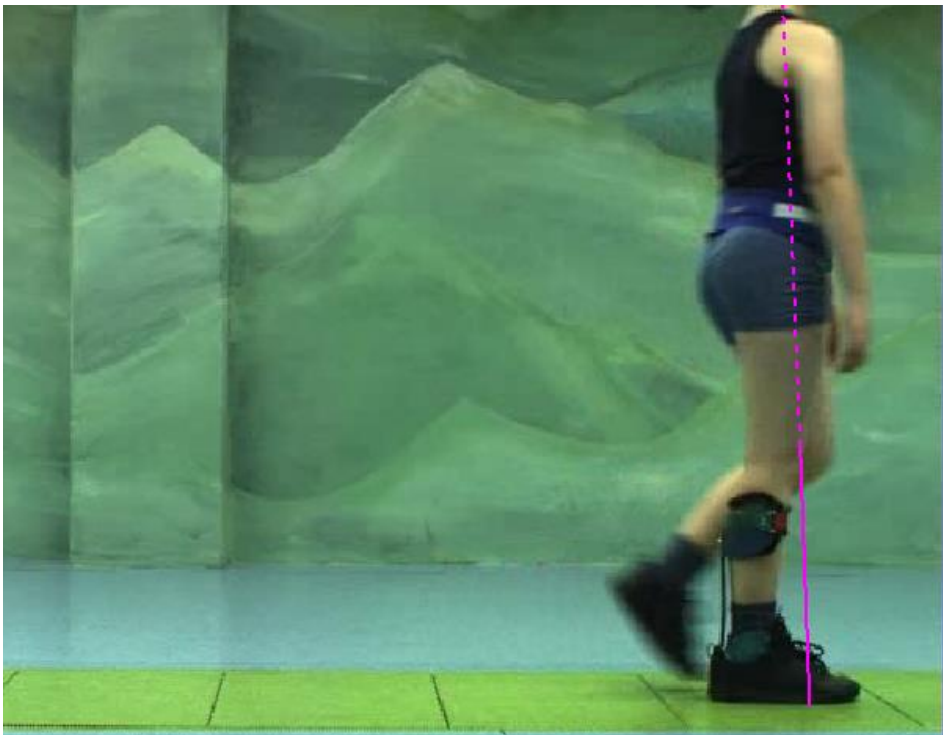
II. Compensatie strategie

Compensatie strategie bij twee proefpersonen. Bij de eerste proefpersoon is te zien dat de GRK voor het kniegewricht blijft, terwijl bij de tweede proefpersoon de GRK door het gewricht loopt.

Blootvoets



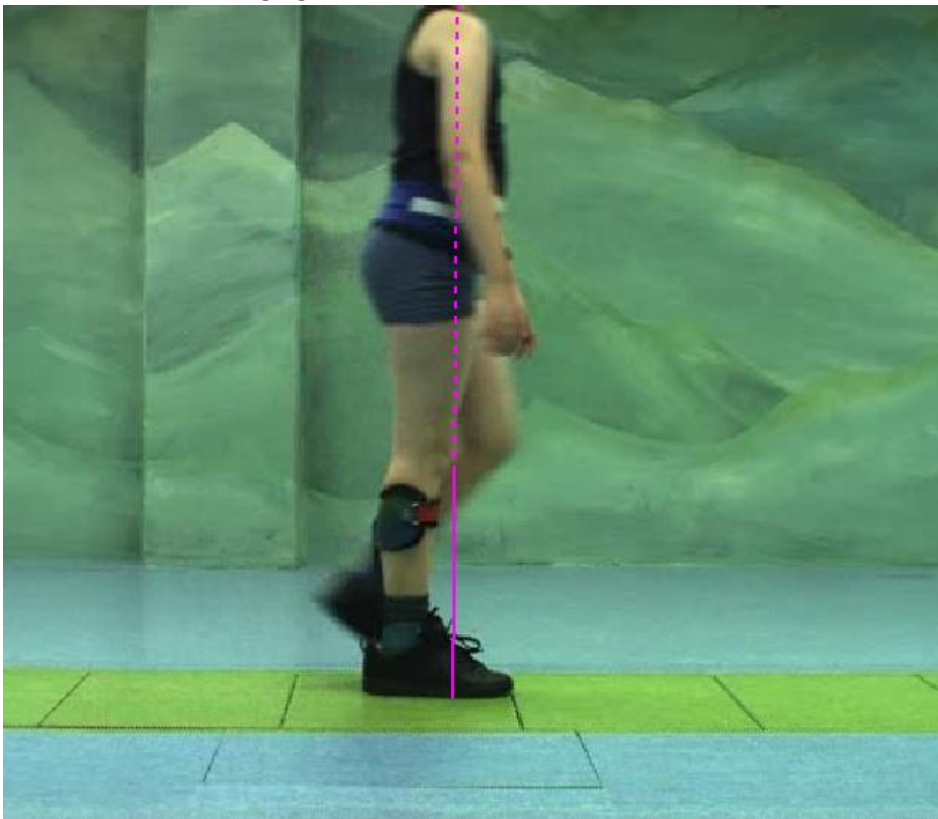
EVO



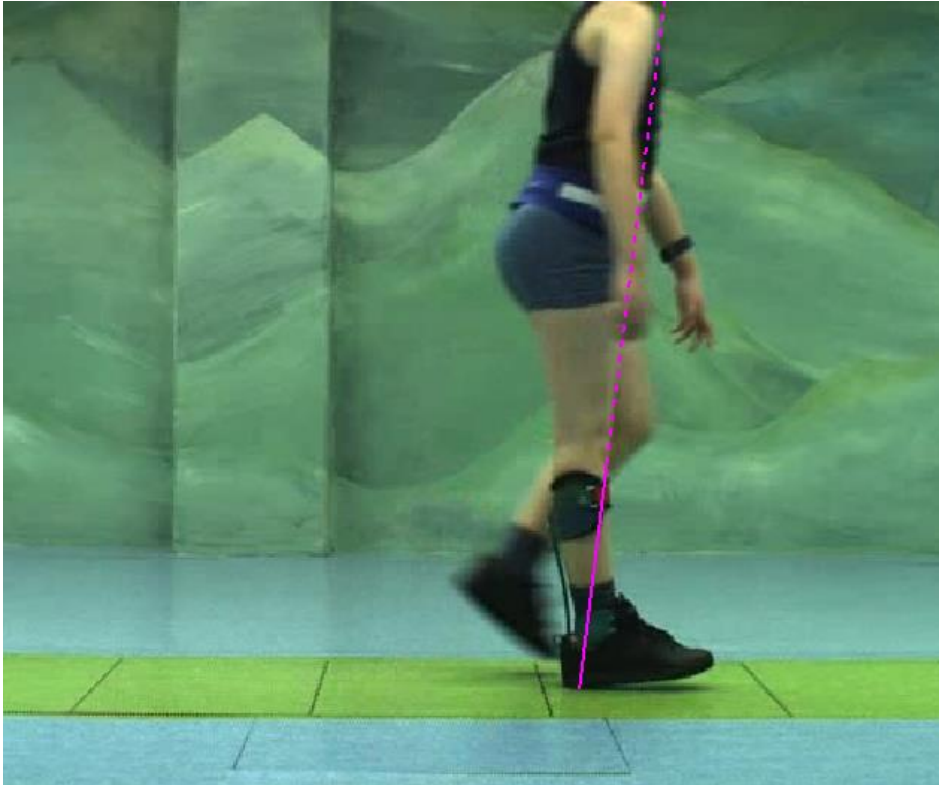
EVO 0,5 cm hakverhoging



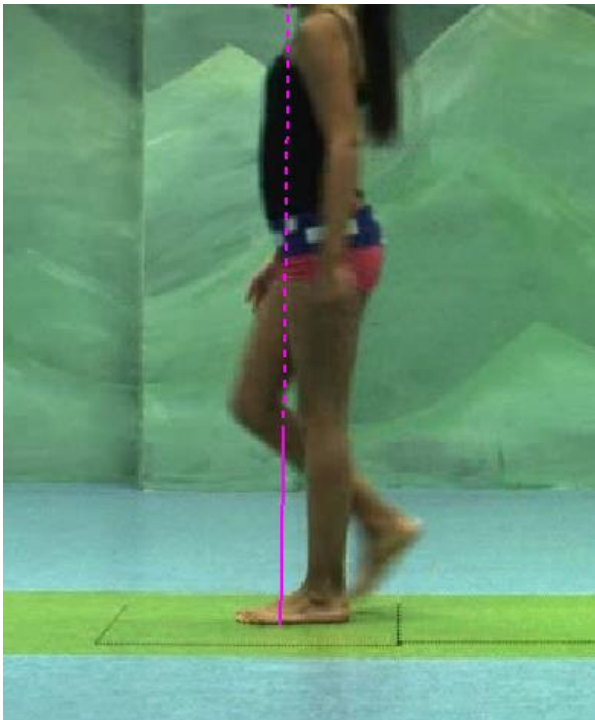
EVO 1,0 cm hakverhoging



EVO 1,5 cm hakverhoging



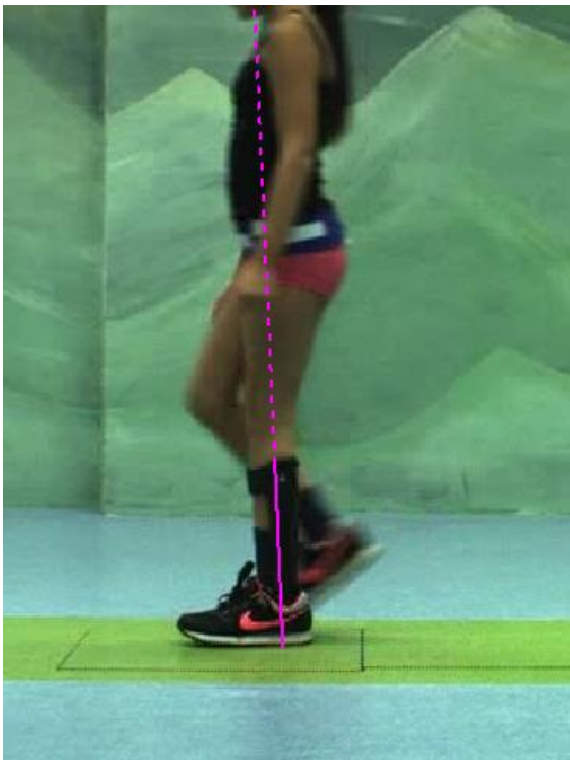
Blootvoets



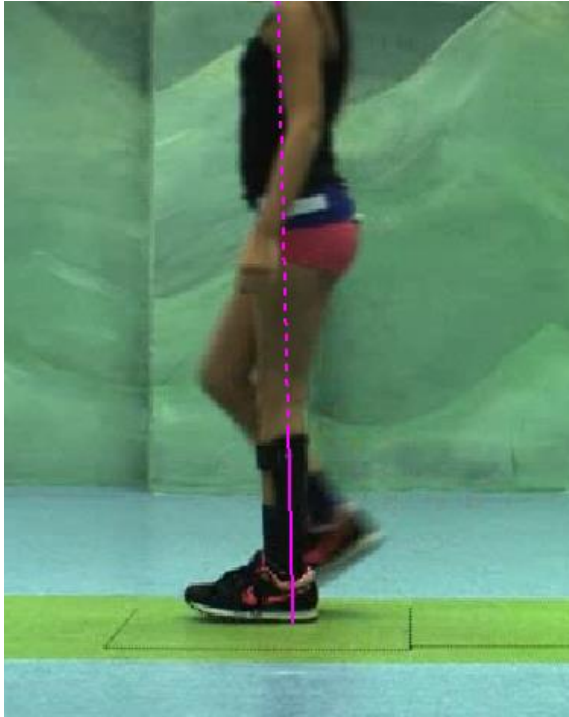
EVO



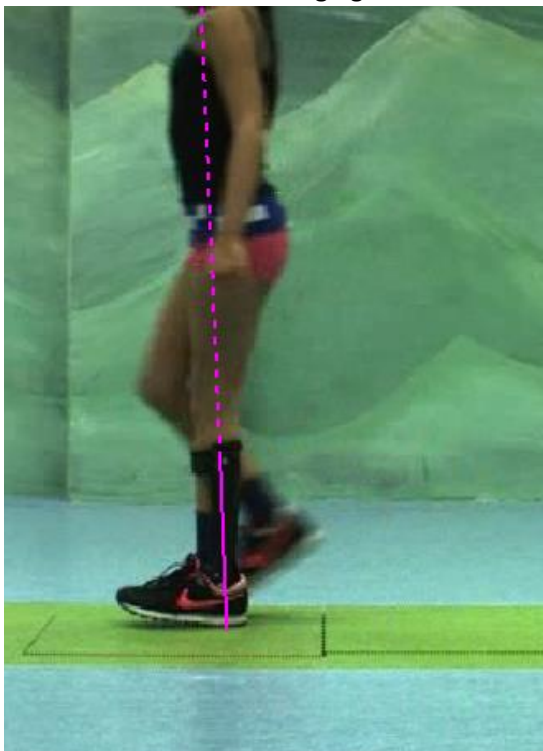
EVO met 0.5 cm hakverhoging



EVO met 1.0 cm hakverhoging



EVO met 1.5 cm hakverhoging



III. Persoonlijke leerdoelen + reflectie

Competentie 1: Bewegingsanalyse (B1)

Tijdens mijn afstudeerstage wil ik beter worden in het analyseren van bewegingen. Dit wil ik realiseren door het opzoeken van benodigde kennis, hiermee te werken en waar nodig vragen te stellen.

Reflectie: Door veel verschillende patiëntendossiers door te lopen heb ik veel verschillende looptypes gezien. Door elk gangpatroon individueel te beoordelen leer je om goed te kijken naar wat je ziet. Door in Moxie Viewer de frames stap voor stap af te spelen heb ik deze goed kunnen analyseren. Ook het deelnemen aan de wekelijkse gangbeeldbespreking, maakt dat ik meer inzicht heb gekregen in gangpatronen en mogelijke afwijkingen. Daarnaast heb ik veel geleerd van het meekijken in het loolab en de besprekingen hiervan.

Competentie 2: Communicatie (A6)

Tijdens mijn afstudeerstage wil ik graag het patiëntencontact ervaren en hiermee werken. Daarbij hoop ik mijn communicatie in verschillende sectoren van het werk te ontwikkelen. De ervaring met patiënten en hoe hier op te reageren, maar ook met medewerkers en anderen betrekken.

Reflectie: Ik heb helaas niet heel veel contact gehad met patiënten, mede doordat mijn onderzoek uit bestaande data bestond. Toch heb ik af en toe mee mogen kijken met spreekuren. De arts deed hier dan vooral het woord, maar ook door het observeren van hoe zij dit deden heb ik nieuwe dingen geleerd, met name hoe zij de patiënten en ouders benaderden. Ook bij de besprekingen met mijn begeleiders heb ik geleerd om beter te communiceren en met behulp van feedback mezelf beter kunnen verwoorden.

Competentie 3: Initiatief & aanpassingsvermogen (P10)

Ik wil tijdens mijn afstudeerstage een onderzoek kunnen opzetten en afronden. Waarbij ik alle aspecten die hierbij komen kijken benader en eventuele obstakels tegemoet ga en verwerk. Waarbij ik aan het einde van de periode zelfstandig het onderzoek en verslag heb afgerond.

Reflectie: In het begin waren er wat obstakels door het niet goed weten hoe ik mijn onderzoeksvraagging beantwoorden en niet goed wist welke parameters ik wilde gebruiken. Ik heb hier toch steeds geprobeerd door te zetten en door middel van feedback en terugkoppeling momenten alles helder geprobeerd te formuleren. Ook heb ik wanneer ik ergens niet uit kwam initiatief getoond door hulp aan anderen te vragen. Doordat er niet altijd een computer beschikbaar was, heb ik mij kunnen aanpassen aan de werkomgeving en dit tijdig in moeten plannen.

Afstudeervoorstel

Het effect van het uitlijnen van enkel-voet orthoses op het gangbeeld bij kinderen met cerebrale parese.

**VUmc
Daphne Suiker
14112361**

**Voorlopige begeleider: Bert Broeren
6 februari 2018**



Achtergrond

Naam: Daphne Suiker

Studentnummer: 14112361

E-mail: cgm.suiker@gmail.com

Studievoortgang

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

Minor: orthopedie **Afgerond:** ja

Stage 2 afgerond: verwachte afronding 02/03/2018

Totaal aantal behaalde vrije STPs: 11

Openstaande toetsen (+ module): geen

Datum: 22/01/2018

Extern project

Opdrachtgever: VUmc afdeling revalidatiegeneeskunde

Contactpersoon:

Drs. Saskia Roerink, Revalidatiearts

s.roerink@vumc.nl

Dr. Marjolein van der Krogt, Senior onderzoeker & hoofd Bewegingslab

m.vanderkrogt@vumc.nl

Onderwerp: Het effect van het uitlijnen van enkel-voet orthoses op het gangbeeld bij kinderen met cerebrale parese.

Werkveld: revalidatie

Beroepsrol: Onderzoeker

Inleiding

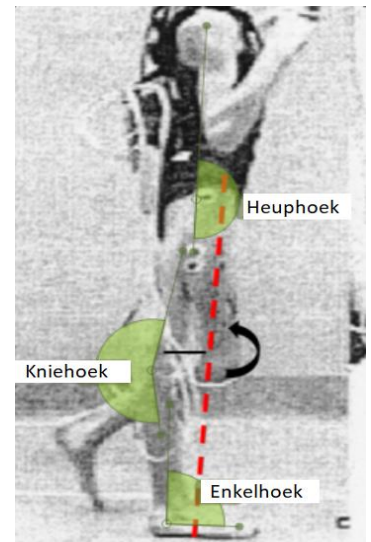
CP beschrijft een groep permanente stoornissen, in de ontwikkeling van beweging en houding, die bewegingsbeperkingen veroorzaken. CP ontstaat tijdens de zwangerschap, of tijdens de vroege kindertijd. CP wordt onderverdeeld in vijf verschillende categorieën op basis van het Grof Motorisch Functionerings Classificatie Systeem (GMFCS). (Rosenbaum et al., 2007). Waarbij kinderen met niveau 1 lopen zonder beperkingen. Bij niveau 2 loopt het kind met een beperking. De beperkingen komen vooral tot uiting in de balans en tijdens het lopen van lange afstanden. In niveau 3 loopt het kind met behulp van een hulpmiddel. Een kind met CP niveau 4 kan zelfstandig voortbewegen, maar heeft veel ondersteuning nodig. Er is fysieke ondersteuning nodig bij niveau 5 en ook hulpmiddelen zijn noodzakelijk (Palisano, Rosenbaum, Bartlett, & Livingston, 2007). Naast het onderverdelen van CP in het GMFCS kan deze ook onderverdeeld worden op basis van het looppatroon. Er zijn vijf verschillende looptypes te onderscheiden, volgens de classificatie van Becher. De looptypes worden voornamelijk ingedeeld op basis van de hoekstand van de knie, en het enkelgewricht tijdens midstance: Looptype 1: Normale standfase, maar onvoldoende voetheffing tijdens de zwaai fase. Looptype 2: hyperextensie van de knie en volledig voetcontact tijdens midstance. Looptype 3: hyperextensie van de knie en onvolledig voetcontact tijdens midstance. Looptype 4: Flexie van de knie met plantairflexie van de enkel tijdens midstance. Looptype 5: Flexie van de knie met dorsaalflexie van de enkel tijdens midstance (Becher, 2002).

Een enkel-voet orthese (EVO) wordt vaak voorgeschreven aan kinderen met cerebrale parese (CP). Een EVO heeft als functie het gangpatroon te verbeteren, spiercontracturen te voorkomen of te behandelen (Wingstrand, Hägglund, & Rodby-Bousquet, 2014). Er zijn veel verschillende EVO's. De verschillen zijn vooral zichtbaar in het ontwerp, de stijfheid en het materiaal waarvan de EVO is gemaakt. Hoe de EVO is samengesteld, bepaalt hoe het gangpatroon beïnvloed wordt (Eddison & Chockalingam, 2013). Een andere manier om het gangpatroon te beïnvloeden, is om een EVO tuning te doen. Hierbij wordt de combinatie tussen EVO en schoen geoptimaliseerd, door het aanpassen van de hakhoogte. Deze techniek is er vooral op gericht om de kniehoek en het momentenspel rondom de knie te verbeteren. Een niet uitgelijnde EVO heeft in vergelijking met blootvoets gaan al een significant beter resultaat op meerdere parameters van het gaan. Een uitgelijnde EVO in combinatie met het schoeisel van de proefpersoon geeft een nog beter resultaat in vergelijking tot een niet uitgelijnde EVO (Jagadamma et al., 2015). Om een EVO optimaal uit te lijnen wordt er vaak een gangbeeldanalyse uitgevoerd. In verscheidene studies wordt er een verbetering in kinematica en kinetica gevonden na het uitlijnen van een EVO met schoeisel. Echter is er geen eenduidig beeld van welke parameters beïnvloed worden door de EVO. Een reden daarvoor zou kunnen zijn dat er in elke studie andere aspecten met elkaar vergeleken worden (Eddison & Chockalingam, 2013).

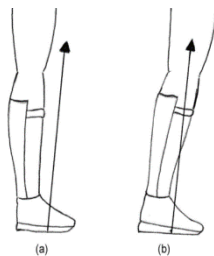
In dit onderzoek zal er onderzocht worden wat het effect is van een hakverhoging op de kinematica tijdens midstance. Hiervoor zullen bestaande video's uit de database gebruikt worden. Er zal met name gefocust worden op kinderen met GMFCS niveau 1 tot en met 3 met één van de vijf looptypes. Welk looptype dit is, zal concreet gemaakt worden gedurende de eerste weken van de afstudeerstage. De volgende parameters zullen in het onderzoek meegenomen worden: heuphoek, kniehoek, enkelhoek en de stand van de voet gedurende midstance. Er is echter nooit kwantitatief over een grotere groep gekeken wat het effect is van de EVO-uitlijning op deze parameters. Wanneer dit onderzocht wordt kan er worden vastgesteld of er een patroon aanwezig is. Indien er een patroon aanwezig is, voor ieder looptype, kan er een database gerealiseerd worden met hierin de optimale aanpassing voor ieder niveau van het GMFCS. Het aanmeten van een EVO zal hiermee eenvoudiger en sneller gaan.

De hoofdvraag behorende bij dit onderzoek luidt als volgt: Wat is het effect van het uitlijnen van een EVO op de vijf verschillende condities: blootvoets gaan, gaan zonder hakje en gaan met een hakverhoging van respectievelijk 5, 10 en 15 mm op de gangbeeldparameters: heuphoek, kniehoek, enkelhoek en de stand van de voet gedurende midstance bij kinderen met CP?

Een veelvoorkomend looptype is hyperextensie van de knie. Een EVO uitgelijnd in schoeisel, in combinatie met een optimale enkelhoek geeft grote voordelen op het gangpatroon (Jagadamma et al., 2015). Er zal dan ook verwacht worden dat een uitgelijnde EVO meer overeenkomsten heeft met het normale gangpatroon en dus de afstand van de grondreactiekracht vector tot gewricht zo klein mogelijk is. Bij een hyperextensie is deze afstand groot en ontstaat er een groot moment, zie afbeelding 1. Daarnaast wordt er verwacht dat het gebruik van een hakverhoging effect heeft op het kniegewricht. Door een hakverhoging onder de hiel te plaatsen zal de voet opgericht worden. Dit resulteert in een verminderde knie extensie (Jagadamma et al., 2015). Naar verwachting zal naarmate de hakverhoging groter wordt, de knie hyperextensie afnemen. Doordat het onderbeen naar voren gepositioneerd wordt. In reactie op een verminderde hyperextensie, zal de heuphoek verkleinen. De enkelhoek zal door de hakverhoging een kleinere hoek maken en daarmee een groter dorsaalflexie moment genereren, zie figuur 2.



Figuur 1: Er wordt een groot moment rondom de knie gegenereerd. In groen de gedefinieerde hoeken. (Bron: Becher, 2002)



Figuur 2: Situatie a zonder hakverhoging. Situatie b met hakverhoging. Resulteert in een verbeterde GRF. (Bron: Jagadamma et al., 2015)

De kennis vanuit het VUmc kan nuttige informatie verstrekken met betrekking tot bewegingsanalyses en CP, maar daarnaast kunnen ook anderen betrokkenen informatie geven. Hierbij moet vooral gedacht worden aan leraren en personen in het werkveld van de revalidatie.

Methode

In het loop- en bewegingsanalyse laboratorium (bewegingslab) van het VUmc zijn in het afgelopen anderhalf jaar verschillende EVO tuningen uitgevoerd. De EVO tuning wordt geregistreerd met behulp van videoregistratie. Deze proefpersonen zijn in vijf verschillende condities gemeten: blootvoets gaan, gaan zonder hakje en gaan met een hakje van 5; 10 en 15 millimeter. De eerste stap die in het onderzoek gezet zal worden is het analyseren van deze database. Alle aanwezige data zal gegroepeerd worden en per klasse onderverdeeld worden volgens de classificatie van Becher. Er zullen twintig proefpersonen van (looptype) gekozen worden. De inclusiecriteria voor de proefpersonen zijn:

- Leeftijd 2-18 jaar.
- Gangbeeldanalyse gegevens beschikbaar volgens gestandaardiseerd EVO-uitlijningsprotocol.
- Klinische diagnose van cerebrale parese of aanverwante diagnose (hereditaire spastische parese, spastische parese e.c.i. (zonder bekende oorzaak).

Vervolgens zal er blind geanalyseerd worden. Hierdoor is de hakhoogte niet zichtbaar. Het gangbeeld wordt geanalyseerd met behulp van videoanalyse in het programma Moxie Viewer. Waarbij de hoeken van de heup, knie en enkel gedurende midstance opgemeten worden met behulp van de SAGA RULER. Er zal statistiek toegepast worden om de resultaten te verkrijgen.

Wat de concrete uitkomstmaat is en wat de criteria is om de ene uitvoering beter te scoren dan de andere, zal in de eerste week van het afstuderen concreet gemaakt worden.

Naast de hoofdvraag kunnen er ook deelvragen geformuleerd worden:

- Welke looptypes vallen er onder CP?
- Wat is een normaal gangpatroon?
- Hoe ziet een optimale uitlijning er uit?

Statistiek

Om de hoofdvraag te beantwoorden, wordt er gebruik gemaakt van statistiek. Er zal gebruik gemaakt worden van een within-subjects design. Er worden twintig proefpersonen geanalyseerd in vijf verschillende condities. Deze condities worden binnen de proefpersonen vergeleken. Er zal gebruik gemaakt worden van een spreidingsdiagram.

Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

Tijdens mijn afstudeerstage wil ik graag het patiëntencontact ervaren en hiermee werken. Daarbij hoop ik mijn communicatie in verschillende sectoren van het werk te ontwikkelen. De ervaring met patiënten en hoe hier op te reageren, maar ook met medewerkers en anderen betrokkenen. Daarnaast wil ik tijdens mijn afstudeerstage een onderzoek kunnen opzetten en afronden. Waarbij ik alle aspecten die hierbij komen kijken benader en eventuele obstakels tegemoet ga en verwerk. Waarbij ik aan het einde van de periode zelfstandig het onderzoek en verslag heb afgerond. Tot slot hoop ik mij te kunnen verbeteren in alle aspecten om na het afstuderen als waardig Bewegingstechnoloog de markt op te gaan. Specifiek zijn dit het analyseren van bewegingen en het verwerken van data. Dit wil ik realiseren door het opzoeken van benodigde kennis, hiermee te werken en waar nodig vragen te stellen.

Werkzaamheden

1. Analyse
 - i. Geschatte tijd: 10 dagen
2. Helpen uitvoeren gangbeeldanalyse met EVO-uitlijning
 - i. Geschatte tijd: 5 dagen
3. Archief bekijken en onderverdelen
 - i. Geschatte tijd: 10 dagen
4. 20 proefpersonen selecteren
 - i. Geschatte tijd: 3 dagen
5. Proefpersonen analyseren (blind)
 - a. Per proefpersoon 5 condities (100 filmpjes)
 - b. Moxie Viewer, opmeten van de hoeken met behulp van SAGA RULER
 - i. Geschatte tijd: 15 dagen
6. Data verwerken
 - a. Statistiek
 - i. Geschatte tijd: 10 dagen
7. Verslag schrijven
 - i. Geschatte tijd: 10 dagen

Totale geschatte tijd: 63 dagen

Buffer: 7 dagen

Voorlopige inhoudsopgave

Omslag

Titelpagina

Voorwoord

Samenvatting

Inleiding

Analyse

- Cerebrale Parese
- Classificatie
- Soorten looptypes
- Analyse normaal gangpatroon

Methode

- Archief bekijken en onderverdelen
- 20 proefpersonen selecteren
- Moxie Viewer

Resultaten

- Statistiek

Discussie

Conclusie

Literatuurlijst

Bijlagen

	Week 1	week 2	Week 3	Week 4	Week 5	Week 6	Week 7	Week 8	Week 9	Week 10	Week 11	Week 12	Week 13	Week 14
Planning														
Analyse														
Literatuurstudie														
Cerebrale Parese														
Classificatie														
Soorten looptypes														
Analyse normaal gangpatroon														
Methode														
Archief onderverdelen														
20 proefpersonen selecteren														
Moxie Viewer														
Resultaten														
Statistiek														
Verslag														
Omslag														
Titelpagina														
Voorwoord														
Samenvatting														
Inleiding														
Analyse														
Methode														
Resultaten														
Discussie														
Conclusie														
Literatuurlijst														
Bijlagen														
Feedback verwerken														

Deadline week 5: analysefase af - archief onderverdeeld - proefpersonen geselecteerd

Verslag: tot methode alles af - methode 75% af

Deadline week 9: Moxie Viewer data geanalyseerd – statistiek af

Verslag: 75% van resultaten af

Deadline week 12: alles af - inleveren 0-versie

Deadline week 14: feedback verwerkt - inleveren definitieve versie

De grootste valkuil in het project is waarschijnlijk dat er meer tijd nodig is voor een bepaalde taak dan in eerste instantie verwacht was.

Voorlopige literatuurlijst

1. Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B., Jacobsson, B. (2007) A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(109), 8-14
2. Palisano, R., Rosenbaum, P., Bartlett, D., Livingston, M. (2007). *Types of Cerebral Palsy*. Geraadpleegd op 26 januari 2018 van <http://www.cerebralpalsy.org/about-cerebral-palsy/types-and-forms>
3. Becher, J.G., (2002) Pediatric Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: General Management, Classification of Motor Disorders. *American academy of orthotist and prosthetists*, 14(4).
4. Wingstrand, M., Häggglund, G., Rodby-Bousquet, E. (2014) Ankle-foot orthoses in children with cerebral palsy: a cross sectional population based study of 2200 children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(327)
5. Eddison, N., Chockalingam, N. (2013) The effect of tuning ankle foot orthoses–footwear combination on the gait parameters of children with cerebral palsy. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(2)
6. Jagadamma, KC., Coutts, FJ., Mercer, TH., Herman, J., Yirrell, J., Forbes, L., van der Linden, ML. (2015) Optimising the effects of rigid ankle foot orthoses on the gait of children with cerebral palsy (CP) – an exploratory trial. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 10(6), 445-451