

Bacheloropleiding Orthopedische Technologie



Paramedische Hogeschool

Orthopedische
Technologie
Duaal

Met een minimaal moment een maximale loopbeleving

Het effect van een EVO met instelbare eigenschappen op
de loopvaardigheid van patiënten met spastische parese

Wim Pijl
Studentnummer 2119614
Studiejaar 2009-2010
Mei 2010

AFSTUDEER-
VERSLAG

MET EEN MINIMAAL MOMENT EEN MAXIMALE LOOPBELEVING

HET EFFECT VAN EEN EVO MET INSTELBARE EIGENSCHAPPEN
OP DE LOOPVAARDIGHEID VAN PATIËNTEN MET SPASTISCHE
PARESE



Opdrachtgever: Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven

Auteur: Wim Pijl

Plaats: Doetinchem

Tutor: Jessica van Dijk, Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven

Voorwoord

Dit verslag is geschreven naar aanleiding van mijn afstudeeronderzoek van de Bacheloropleiding Orthopedische Technologie aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Het betreft hier het duale opleidingstraject. Na een intake assessment werd ik toegelaten en in september 2007 ben ik gestart met de opleiding. Er volgden een zeer intensief basis- en verdiepingsjaar die ik beide met goed gevolg heb doorlopen, waarna kon ik beginnen met mijn afstudeeropdracht.

Het volgen van het duale traject werd mede mogelijk gemaakt door OIM Orthopedie, de organisatie waar ik werkzaam ben als orthopedisch adviseur in de regio Gelderland (Arnhem). OIM Orthopedie is een orthopedisch bedrijf met als doelstelling mobiliteit te bieden aan mensen met een lichamelijke beperking door het leveren producten en diensten in de volgende drie hoofdsegmenten:

- Voetzorg en orthopedisch schoeisel
- Orthopedische instrumenten (pro- en orthesen)
- Compressiehulpmiddelen (therapeutische elastische kousen).

Bij OIM Orthopedie werken 325 medewerkers, verspreid over bijna het hele land.

Het onderwerp voor mijn afstudeerproject is voortgekomen uit de toepassing van een nieuw concept enkel voet orthese, de Spring Swing genaamd, bij patiënten met spastische parese. De aangeboden lesstof tijdens de opleiding heb ik toegepast voor de ontwikkeling van de Spring Swing met als doel deze optimaal af te stemmen op het spierfunctieverlies van de patiënt. Hierdoor loopt de Spring Swing als een rode draad door mijn gehele opleidingsperiode. Vanwege mijn interesse in dit onderwerp heb ik hier met veel enthousiasme aan gewerkt.

Graag wil ik iedereen die geholpen heeft bij het tot stand komen van dit afstudeerverslag hartelijk danken. Enkele personen wil ik in het bijzonder noemen.

Op de eerste plaats gaat een speciaal dankwoord uit naar de patiënten die hun medewerking hebben verleend aan de metingen in het kader van dit afstudeerproject. Verder ben ik veel dank verschuldigd aan:

- OIM Orthopedie en mijn collega's voor het geven van de mogelijkheden en de vrijheid om dit onderzoek te verrichten.
- Dr. R. Meijer voor de support en feedback over de opzet van het onderzoek.
- Scheikundig ingenieur A. Zwijnenburg voor zijn ondersteuning bij de opzet en uitwerking van de statistische analyses.
- Dr. ir. N. van Leerdam voor het bouwen van de meetopstelling en zijn ondersteuning op het technisch inhoudelijke stuk.
- Studieloopbaanbegeleiders J. van Dijk en L. van Dijk voor hun kritische blik over het inhoudelijke deel.
- Medestudent D. Bouckaert voor de prettige samenwerking tijdens het meten van de patiënten.
- OIM collega Harmen Doornenbal voor zijn hulp in de technische praktijk.
- Coach S. Peereboom voor haar waardevolle support tijdens de gehele opleidingsperiode.

En uiteraard wil ik het thuisfront bedanken voor de ondersteuning gedurende de afgelopen drie intensieve studie jaren. Vaak heeft mijn gezin het zonder mij moeten stellen wanneer ik op zolder werkte aan de vele opdrachten.

Veel leesplezier gewenst.

Doetinchem, mei 2010
Wim Pijl

Inhoudsopgave

Voorwoord	3
Inhoudsopgave	4
Samenvatting.....	5
Hoofdstuk 1 Inleiding	6
1.1 Omgeving.....	6
1.2 Aanleiding onderzoek.....	6
1.3 Inleiding probleemstelling.....	7
Hoofdstuk 2 Uitwerking probleemstelling en vraagstellingen.....	9
2.1 Probleemstelling.....	9
2.2 Vraagstellingen	9
Hoofdstuk 3 Methode	11
3.1 Gevolgde werkwijze	11
3.2 Definitie van spastische parese als gevolg van CVA of CP.....	11
3.3 De patiëntgebonden stoornisparameters	12
3.4 De stijfheideigenschappen van de Spring Swing.....	14
3.5 Onderzoeksmethode	15
3.6 Verband tussen de mate van spasticiteit en de eigenschappen van de Spring Swing in zowel stijfheid als moment.....	16
3.7 Invloed verstellen van het geleverde moment naar dorsaalflexie op de loopvaardigheid ..	17
3.8 Literatuuronderzoek.....	18
Hoofdstuk 4 Resultaten onderzoek.....	20
4.1 Verband tussen de mate van spasticiteit en de eigenschappen van de Spring Swing in zowel stijfheid als moment.....	20
4.2 Invloed verstellen van het geleverde moment naar dorsaalflexie op de loopvaardigheid ..	24
Hoofdstuk 5 Literatuuronderzoek.....	27
Hoofdstuk 6 Discussie	30
Hoofdstuk 7 Conclusies en aanbevelingen	32
7.1 Conclusies	32
7.2 Aanbevelingen.....	32
Bronvermelding.....	34
Literatuurlijst	34
Bijlagen	38

Samenvatting

Het in dit verslag beschreven project omvat een onderzoek naar het effect van een enkel voet orthese (EVO) met instelbare eigenschappen op de loopvaardigheid van patiënten met spastische parese. Dit onderzoek is het afstudeerproject in het kader van de Bacheloropleiding Orthopedische Technologie (B-OT) dual en speelt zich af in de samenwerking tussen OIM Orthopedie en Revalidatiecentrum Groot Klimmendaal.

Het onderzoek heeft tot doel inzicht te verkrijgen in de mate van spasticiteit en de hiervoor gewenste stijfheideigenschappen van de EVO. Het maken van een keuze voor een geschikte EVO bij patiënten met een spastische paretische voet is niet eenvoudig. Enerzijds is het aanbod aan typen EVO's groot, anderzijds is de invloed van spasticiteit op de loopvaardigheid per patiënt wisselend. Ook is er ten aanzien van gewenste stijfheideigenschappen van de voorgeschreven EVO weinig wetenschappelijk onderbouwd. De revalidatiearts en de orthopedisch adviseur houden nu de invloed van spasticiteit in de kuitmusculatuur verantwoordelijk voor een beperkte loopvaardigheid, hetgeen een indicatie oplevert voor een zeer stijve voorziening. Het enkelgewricht wordt dan vastgezet in de EVO, terwijl dit niet in alle gevallen nodig is. Binnen OIM Orthopedie is een ontwikkelingstraject gaande van een nieuw dynamisch concept EVO de "Spring Swing" genaamd, met instelbare stijfheideigenschappen. Hiermee zou mogelijk een goede balans gevonden kunnen worden tussen de benodigde opvang van de spasticiteit en de, nog mogelijke, functionele bewegingen in het enkelgewricht.

Dit resulteert in de volgende vraagstelling: Zijn de verstelbare eigenschappen van de Spring Swing van invloed op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese?

Er is met behulp van een statistische correlatietoets onderzoek gedaan naar een mogelijk verband tussen de mate van spasticiteit en de optimale stijfheideigenschappen van de Spring Swing. De optimale instelling van de Spring Swing is vastgelegd met behulp van twee aspecten in loopvaardigheid, namelijk loopsnelheid en beleving van de patiënt tijdens het lopen. Bij een nauwkeurig aangetoond verband zou er, op basis van de mate van spasticiteit, een advies gegeven kunnen worden over de gewenste eigenschappen van de Spring Swing. Daarna is gekeken of het verstellen van de Spring Swing effect heeft op deze twee aspecten van loopvaardigheid met behulp van een tweede statistische toets, de gepaarde T- toets. Ter vergelijking van de verkregen resultaten uit het praktijkonderzoek is er literatuuronderzoek gedaan.

De gegevens zijn verkregen bij 18 proefpersonen. Het praktijkonderzoek toont een matig positief verband aan tussen de spasticiteit en de optimale instelling van de Spring Swing. Dit betekent dat er op basis van de mate van spasticiteit geen advies gegeven kan worden over de gewenste eigenschappen van de Spring Swing in stijfheid en moment.

Daarnaast is aangetoond dat het verstellen van de Spring Swing significant effect heeft op de beleving van de patiënt zonder dat dit van invloed is op de loopsnelheid. Deze resultaten worden bevestigd door het literatuuronderzoek. Hoewel er geen sprake is van verbetering in de loopsnelheid, maakt een verstelbare EVO een optimale loopbeleving mogelijk. Hoewel dit aannemelijk zou zijn is er geen direct bewijs gevonden voor een negatieve invloed van spasticiteit op de loopvaardigheid. Hierdoor zijn geen structureel hoge EVO stijfheideigenschappen noodzakelijk voor een optimale loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese.

Geconcludeerd kan worden dat de verstelbare eigenschappen van de Spring Swing van invloed zijn op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese. Het instelbereik kan een optimale loopbeleving mogelijk maken. Wel zijn de prestaties in moment en stijfheid van de Spring Swing nog onvoorspelbaar. Het verdient dan ook aanbeveling de Spring Swing verder te ontwikkelen.

Hoofdstuk 1 Inleiding

1.1 Omgeving

Het onderzoek speelt zich af binnen de samenwerking tussen OIM Orthopedie Arnhem en Revalidatiecentrum Groot Klimmendaal. Deze samenwerking krijgt vorm door het houden van multidisciplinaire spreekuren, waarin de optimale voorziening voor de patiënt wordt gevonden door de deskundigheid binnen de verschillende disciplines te combineren. De orthopedisch adviseur maakt deel uit van dit multidisciplinaire behandelteam dat verder bestaat uit een revalidatiearts, een fysio- en een ergotherapeut. De multidisciplinaire spreekuren richten zich op de volwassen- en de kinderrevalidatie, waarin hoofdzakelijk orthesevoorzieningen worden besproken en aangemeten. Orthesen worden ingezet voor zowel de bovenste als de onderste extremiteiten en ook voor de romp en de hals. De indicaties waarvoor deze orthesen worden voorgeschreven zijn o.a. Cerebraal Vasculair Accident (CVA), Cerebrale Parese (CP), hersentrauma en Multiple Sclerose (MS). Deze aandoeningen veroorzaken spierfunctiestoornissen die zich onder meer uiten in een slappe of spastisch paretische voet. Hiervoor wordt vaak een enkel voet orthese (EVO) voorgeschreven om de volgende redenen:

- Preventie of correctie van deformiteiten;
- Bevorderen van veiligheid/valpreventie;
- Verbeteren van mogelijkheden tot training van vaardigheden;
- Verbeteren van vaardigheden in het dagelijks leven;
- Verbeteren van het looppatroon.

1.2 Aanleiding onderzoek

Voor de meeste patiënten die gezien worden tijdens de spreekuren is een beperking in de loopvaardigheid het gevolg van een CVA of CP. Tijdens het lopen ontbreekt het de patiënt aan controle over het enkelgewricht door een combinatie van een slappe parese van de voetheffers en spastische parese van de kuitmusculatuur. De algemeen heersende mening in de tegenwoordige klinische praktijk houdt vooral de mate van spasticiteit, in de kuitmusculatuur, verantwoordelijk voor een beperkte loopvaardigheid. Tevens loopt een deel van de kuitmusculatuur over zowel het enkel- als kniegewricht, waardoor de spasticiteit ook een negatieve invloed zou hebben op de controle van het kniegewricht tijdens het gaan en staan. Dit resulteert in een aantal standsafwijkingen van het enkel- en kniegewricht dat kenmerkend is voor problemen in de loopvaardigheid van de patiënt ^{1,3}:

- Eerste contact (met de grond) met de voorvoet, door ongewenste plantairflexie
- Zijwaartse instabiliteit van het enkelgewricht, inversie van de calcaneus (het hielbeen)
- Voetcontact met de grond tijdens de zwaai fase, door ongewenste plantairflexie
- Verminderde kniestabiliteit in voorwaartse of achterwaartse richting

De EVO wordt voorgeschreven met als primair doel de ongewenste plantairflexie tegen te gaan en het positioneren van de voet tijdens het lopen te verbeteren. Hierbij gaan arts en orthopedisch adviseur ervan uit dat er een verband bestaat tussen de spastische kuitmusculatuur en de benodigde stijfheideigenschappen van de EVO. Hierbij wordt verondersteld dat er een stijvere EVO nodig is in geval de spasticiteit van de patiënt hoger is. Een juiste keuze in het bepalen van de stijfheideigenschappen is echter niet eenvoudig. Een te lage stijfheid voorkomt de ongewenste plantairflexie niet, terwijl een te hoge stijfheid de gewenste dorsaalflexie tijdens het lopen bemoeilijkt.

De stijfheid van een EVO wordt door meerdere parameters in het ontwerp beïnvloed. Denk hierbij aan verschillende materialen zoals koolstofvezel of polypropyleen (pp). Bovendien spelen de zogenaamde trimlijnen een grote rol in de uiteindelijke stijfheid van de EVO. Smalle trimlijnen van de EVO rond het enkelgewricht geven meer bewegingsvrijheid in plantair en dorsaalflexie, terwijl brede trimlijnen de enkel juist vastzetten. Ook kunnen verschillende enkelscharnieren worden toegepast, bijvoorbeeld met of zonder veerwerking, waardoor de bewegingsvrijheid van het enkelgewricht wordt beïnvloed.

Veel van deze parameters zijn tijdens het gebruik van de EVO matig tot niet veranderbaar/instelbaar. Daarom wordt de orthopedisch adviseur gedwongen de keuzes in deze parameters vooraf te doen, zonder dat er duidelijke, wetenschappelijk onderbouwde selectiecriteria zijn. Een te dynamische EVO is niet goed, maar te stijf ook niet. Er is daarom behoefte aan een EVO waarmee de mate van voorkomen van ongewenste plantairflexie kan worden afgestemd aan de hand van de resultaten van de loopoefeningen van de patiënt.

Met de ontwikkeling van de EVO “Spring Swing” wordt getracht in deze behoefte te voorzien. Deze EVO heeft een uitwisselbare bladveer en een verstelbare drukveer door middel van een stelschroef waardoor er variabele instelmogelijkheden zijn in stijfheidseigenschappen en het moment tegen ongewenste plantairflexie. Met het wisselen van de bladveer kan er gekozen worden uit verschillende stijfheden. Door het verdraaien van de stelschroef verandert de nulhoek in de orthese (de hoek tussen de kuitschaal en voetplaat) en hiermee ook het geleverde moment tegen ongewenste plantairflexie.

Momenteel wordt de Spring Swing ingezet bij spastische parese. Met de instelbare eigenschappen van dit type EVO kan een goede balans gevonden worden tussen benodigde opvang van de spasticiteit en de nog mogelijk functionele bewegingen in het enkelgewricht.

De instelmogelijkheden maken het mogelijk onderzoek te doen naar gewenste stijfheidseigenschappen van de EVO bij toepassing bij spastische parese in de klinische praktijk. Dit resulteert in de volgende doelstelling:

- Inzicht verkrijgen in het verband tussen de mate van spasticiteit en de eigenschappen van de Spring Swing in stijfheid en moment voor een optimale loopvaardigheid.

1.3 Inleiding probleemstelling

De Spring Swing wordt op twee manieren afgesteld op de benodigde opvang van de spasticiteit. Ten eerste de stijfheidafstelling. Deze vindt plaats door een keuze te maken uit vier verschillende bladveren. Drie van deze bladveren zijn gemaakt van het materiaal polypropyleen en lopen op in dikte en breedte en daarmee ook in stijfheid. Het vierde type bladveer is gemaakt van koolstofvezel en is de meest hoge stijfheidafstelling van de Spring Swing. De tweede afstelling van de Spring Swing betreft het geleverde moment tegen ongewenste plantairflexie. Deze kan tijdens het lopen nauwkeurig worden afgesteld door het verdraaien van de stelschroef.

Tijdens het aanmeten is het niet objectief inzichtelijk aan welke stijfheidafstelling de Spring Swing moet voldoen. Bij een hogere spasticiteit wordt er een stijvere bladveer gemonteerd op de Spring Swing. Tijdens het afleveren wordt het moment tegen ongewenste plantairflexie afgesteld op basis van de beleving van de patiënt tijdens het lopen met deze EVO. De stelschroef wordt met kleine stappen ingedraaid totdat de patiënt aangeeft zich met voldoende vertrouwen te kunnen verplaatsen met de gevonden afstelling. Daarnaast wordt het gangbeeld van de patiënt

gecontroleerd op een hielafwikkeling bij het eerste contact met de grond en ongewenst voetcontact met de grond tijdens de zwaai fase. Deze manier van afstellen is afhankelijk van de kennis en praktijkervaring van de orthopedisch adviseur en is dan ook subjectief. Hierdoor is het niet inzichtelijk of er met een minimale of maximale instelling van de Spring Swing een beter resultaat te behalen is op de loopvaardigheid van de patiënt.

Opvallend is dat de stijfheideigenschappen van de Spring Swing positief ervaren worden door patiënten met spastische parese. Het lijkt mogelijk te zijn voldoende ondersteuning te bieden met een dynamische EVO. Dit is lijnrecht in tegenspraak met de algemeen heersende mening in de klinische praktijk. Het is namelijk gebruikelijk een stijve tot zeer stijve EVO voor te schrijven bij patiënten met spastische parese. Het enkelgewricht is dan in de EVO vastgezet. Dit heeft tot gevolg dat de mogelijkheid van een hiel- en enkelafwikkeling is geblokkeerd, met een oncomfortabel effect op het lopen van de patiënt met spastische parese. Dit leidt tot de probleemstelling zoals verder is beschreven en uitgewerkt in hoofdstuk 2.

Hoofdstuk 2 Uitwerking probleemstelling en vraagstellingen

2.1 Probleemstelling

Het is aannemelijk dat de stijfheideigenschappen van de EVO van grote invloed zijn op het gangbeeld van de patiënt^{10,13,14}. Meerdere onderzoeken suggereren dat een dynamische EVO een verbetering geeft op looppatroon, loopsnelheid en paslengte^{21,22,24,25,26}. Een gecontroleerde beweging naar plantairflexie geeft een kleiner flexiemoment op de knie en een betere demping van de impact tijdens de loading response dan het volledig blokkeren van de plantairflexie door de EVO. In dit deel van de gangcyclus wordt het lichaamsgewicht op het standbeen overgebracht. Hierbij verloopt het voetcontact met de grond van hielcontact naar volledig voetcontact door middel van plantairflexie in het enkelgewricht. Een dynamische EVO staat de twee mechanismen van het lichaam niet in de weg om deze impact op te vangen, namelijk plantairflexie en knieflexie¹. Hierdoor wordt een dynamischer looppatroon verkregen met een comfortabel effect op de patiënt.

Binnen OIM Orthopedie Arnhem is een ontwikkeltraject gaande van een dynamische EVO, de Spring Swing, met instelbare eigenschappen. Het te leveren moment voor een gecontroleerde beweging naar plantairflexie tijdens de loading response (hielafwikkeling) en ongewenste plantairflexie tijdens de zwaai fase kan met de Spring Swing nauwkeurig worden afgesteld. Tijdens het deel van de gangcyclus waarbij het been naar voren zwaait, moet de Spring Swing voldoende moment leveren om ongewenst voetcontact met de grond te voorkomen. Tevens hindert de Spring Swing, tijdens de single support phase, de enkelafwikkeling niet omdat deze dorsaalflexie in het enkelgewricht toelaat. In dit deel van de gangcyclus wordt het lichaamsgewicht gedragen door het standbeen, terwijl het voorwaartse progressie maakt. Hierdoor beweegt de enkel naar dorsaalflexie.

De Spring Swing is ontworpen om ongewenste plantairflexie te voorkomen, zonder de andere vrijheidsgraden in het enkelgewricht te beïnvloeden. Dit geeft het lichaam de beste mogelijkheden om onder wisselende omstandigheden stabiel te lopen, denk hierbij aan een oneffen bodem of helling.

De keuze voor de stijfheid van de toegepaste bladveer op de Spring Swing vindt plaats op basis van een subjectieve beoordeling van de spasticiteit in de kuitmusculatuur. Het afstellen van de Spring Swing op de loopvaardigheid gebeurt met een subjectieve beoordeling van het gangbeeld en de beleving van de patiënt tijdens het lopen. Deze afstelmethode is mede afhankelijk van de opgedane kennis en ervaring van de orthopedisch adviseur. Met deze subjectieve afstelmethode is niet objectief inzichtelijk of de gekozen combinatie van bladveer en instelling leidt tot de meest optimale loopbeleving van de patiënt.

2.2 Vraagstellingen

In dit afstudeerproject wordt onderzoek gedaan naar de huidige toepassingsmethode van de Spring Swing bij spastische parese. Het onderzoek maakt tevens de invloed van spasticiteit op de loopvaardigheid meer inzichtelijk. Met behulp van de Spring Swing kan namelijk het effect van verschillende stijfheideigenschappen van de EVO meetbaar worden gemaakt op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese. Immers, een mogelijk negatieve invloed van de spastische kuitmusculatuur op de loopvaardigheid kan met een niet adequate instelling van de Spring Swing inzichtelijk worden gemaakt. Ook kan met dit onderzoek worden gekeken naar een mogelijk verband

tussen de mate van spasticiteit en de gewenste stijfheideigenschappen van de voorgeschreven EVO. Bij een aangetoond verband, zou op basis van de mate van spasticiteit, een advies gegeven kunnen worden over de afstelling van de Spring Swing. Dit leidt tot de volgende vraagstellingen:

Onderzoeksvraagstelling

- Zijn de verstelbare eigenschappen van de Spring Swing van invloed op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese?

Deelvragen

- A. Is er een verband/correlatie aan te tonen tussen de gewenste eigenschappen van de Spring Swing, in stijfheid en moment, en de mate van spastische parese?
- B. Heeft het verstellen van het door de Spring Swing geleverde moment naar dorsaalflexie, daadwerkelijk invloed op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese?
- C. Zijn de eigenschappen, in stijfheid en het moment naar dorsaalflexie, van de Spring Swing vergelijkbaar met de eigenschappen van, in eerder onderzoek, toegepaste EVO's?

De opdrachtgever voor dit onderzoek is de heer R. Meijer, onderzoekscoördinator en revalidatiearts bij Revalidatiecentrum Groot Klimmendaal.

De projectopdracht luidt:

- Geef een advies over de stijfheideigenschappen van de EVO in relatie tot de aard en de ernst van de loopstoornissen van de patiënt met spastische parese teneinde een optimale loopvaardigheid te verkrijgen.

Hoofdstuk 3 Methode

Dit onderzoek wordt uitgevoerd in de vorm van een exploratief onderzoek met interventie. Hierin wordt voor het eerst verkennend gekeken naar een mogelijk verband tussen de mate van spasticiteit rond de enkel en de stijfheideigenschappen van de EVO. Het algemene doel van dit afstudeerproject is inzicht verkrijgen in het verband tussen de patiëntgebonden stoornisparameters in spastische parese, en de parameters in afstelling van de stijfheid en momenteigenschappen van de Spring Swing.

Dit afstudeerproject is een vervolg op het eerste project dat is uitgevoerd tijdens het eerste semester van de opleiding B-OT dual. Dit eerste project had de volgende doelstelling: Het ontwikkelen van een meetopstelling waarmee de stijfheideigenschappen van de Spring Swing objectief kunnen worden gemeten in een statische opstelling (in maat en getal). Het meetapparaat is inmiddels gebouwd door Swift Orthopedie, zijnde de research- en developmentafdeling van OIM Orthopedie. Voor OIM Orthopedie heeft dit afstudeerproject tot doel, het geven van een advies over een optimale toepassing van de Spring Swing en deze voorziening verder te ontwikkelen. Tevens zijn de resultaten van dit afstudeerproject van belang voor de samenwerking tussen OIM Orthopedie en Revalidatiecentrum Groot Klimmendaal; namelijk optimalisering van het EVO voorschrift bij spastische parese.

3.1 Gevolgde werkwijze

Er is onderzoek gedaan naar de ziektebeelden CVA en CP met als doel inzicht te verkrijgen in de te meten patiëntgebonden stoornisparameters. De eerste patiëntgebonden stoornisparameter is de mate van spasticiteit. Er is gekeken naar de methode van het meten van spasticiteit bij de proefpersonen en het vastleggen hiervan op de Modified Ashworth Scale (MAS). Vervolgens is er onderzoek gedaan naar de tweede patiëntgebonden stoornisparameter namelijk de loopvaardigheid. Voor het meetbaar maken van de loopvaardigheid in de klinische praktijk is gekozen voor de volgende twee aspecten, namelijk a. comfortabel looptempo en b. de beleving van de patiënt tijdens het lopen. Ter bepaling van de inclusie en exclusie criteria ten aanzien van de proefpersonen is de mate van herstel, na het CVA, de derde patiëntgebonden stoornisparameter. Voor het meten van de parameters van de Spring Swing is er onderzoek gedaan naar de eigenschappen van dit type EVO. Hiervoor is een meetopstelling ontwikkeld. Voor het inzichtelijk maken van het effect van het verstellen van de Spring Swing op de loopvaardigheid, is onderzoek gedaan naar een geschikte looptest.

Met de hiermee verkregen informatie was het mogelijk deze aldus uitgewerkte parameters voor het onderzoek toepasbaar te maken voor de onderzoeksmethodiek.

3.2 Definitie van spastische parese als gevolg van CVA of CP

In Nederland worden per jaar 41.000 mensen getroffen door een CVA ^{Bron A}. CVA is een benaming voor een bloedstolsel of een bloeding in de hersenen (centrale zenuwstelsel), vaak met verlamingsverschijnselen aan armen en benen ten gevolge van de ontstane hersenbeschadiging ¹. Van de patiënten die een CVA overleven houdt ongeveer 40% ernstige beperkingen over ^{Bron B}. Cerebrale Parese (CP) is gedefinieerd als een klinisch syndroom gekenmerkt door een blijvende houding- of bewegingstoornis ten gevolge van een niet progressief pathologisch proces dat de

hersenen tijdens hun ontwikkeling heeft beschadigd^{1,3}. De definitieve diagnose CP wordt vastgesteld omstreeks het vijfde levensjaar en komt ongeveer voor bij 2 op de 1000 levend geboren kinderen³. Voor beide ziektebeelden geldt dat de ontstane hersenbeschadiging leidt tot een cerebrale parese. Letterlijk vertaald betekent cerebrale parese “hersenverlamming”. Het geeft aan dat een deel van de hersenen door de beschadiging niet of anders functioneert dan normaal. Deze cerebrale parese uit zich in een diversiteit aan neurologische stoornissen en kan gevolgen hebben op alle domeinen van de International Classification of Functioning Disability and Health (ICF). Voor dit onderzoek zijn in het bijzonder stoornissen op de loopvaardigheid van belang. Voor een optimale loopfunctie is een normale motoriek, waarin spiertonus en sensibiliteit een essentiële rol spelen, een voorwaarde. Bij de patiënt met cerebrale parese zijn deze tonus en sensibiliteit gestoord, wat resulteert in problemen. Een van deze problemen is een verstoorde rekreflex. De rekreflex is een mechanisme in de spier ter voorkoming van overrekking met mogelijke schade tot gevolg. De spier verzet zich namelijk tegen plotselinge verlenging, bijvoorbeeld bij bewegingen in gewrichten tijdens lopen en staan en heeft hiermee een stabiliserende functie. De ontstane hersenbeschadiging leidt tot een verstoring van dit mechanisme zodat er een bepaalde mate van een verhoogde rekreflex ontstaat bij het passief bewegen van gewrichten. Voor deze verhoogde rekreflex wordt meestal de term spasticiteit gehanteerd welke in de volgende vormen voorkomt^{3,11,12}:

- De lichtste vorm is een catch (eenmalige weerstand bij snel passief bewegen);
- De ernstigste vorm is een niet-uitdovende clonus (snelle ritmische afwisselende samentrekking en verslapping van spieren);
- Hypertonie is een continue weerstand in het gehele bewegingstraject van het gewricht.

Het gevolg van deze spasticiteit is dat gewrichten ongewenst en overdreven in hun bewegingen worden gehinderd. Hierdoor kan spasticiteit in engere zin gedefinieerd worden als een snelheidsafhankelijke weerstand van de spier bij passief bewegen in een gewricht na maximale ontspanning^{3,11,12}. De stoornissen in de sensomotorische functies uiten zich, ten aanzien van het onderbeen, verder in een verhoogde spierspanning (hypertonie) in de kuitmusculatuur en spierzwakte (hypotonie) in de musculatuur voor het heffen van de voet. Spasticiteit, hypertonie en hypotonie worden in het algemeen in de revalidatie als tonusdysregulatie van spieren aangeduid.

3.3 De patiëntgebonden stoornisparameters

Mate van spasticiteit

Bovenstaande uitwerking maakt het aannemelijk dat de mate van spasticiteit van invloed zou zijn op de loopvaardigheid van de patiënt^{1,3}. De tonusdysregulatie heeft tijdens het lopen een bepaalde invloed op de coördinatie van de enkel en voet. Hierdoor landt de voorvoet of de gehele voet het eerst op de grond, bij initial contact, met als mogelijk gevolg een reactie van de kuitmusculatuur die overgevoelig is voor rek¹. Complicerende factor hierin is de bewegingssnelheid naar dorsaalflexie van het enkelgewricht, van de loading response tot de single stance phase, wanneer het lichaamsgewicht boven de voet wordt gebracht¹. Deze bewegingssnelheid is namelijk zeer belangrijk in het ontstaan van een spastische reactie van de kuitmusculatuur met als gevolg een weerstand in deze bewegingsrichting. Bij een hoge weerstand heeft dit ook een effect op de stabiliteit van de knie. Tijdens de enkelafwikkeling vindt er dan een extenderend moment op de knie plaats. De algemeen heersende mening in de klinische praktijk houdt vooral de invloed van deze spastische reactie verantwoordelijk voor een verminderde loopvaardigheid van de patiënt. Toch spelen ook andere factoren hierin een mogelijke rol, namelijk een verkorting van spieren en pezen van de kuitmusculatuur als gevolg van de hypertonie en spasticiteit^{4,5,6}. Hierdoor ontstaan bewegingsbeperkingen of standsafwijkingen (spits/varus stand) in het enkelgewricht^{4,5,6}. Spasticiteit kan in een bepaalde mate van invloed zijn op de loopvaardigheid en is hiermee van invloed op de gewenste stijfheid van de EVO. Dit is dan ook de eerste te meten waarde. Deze patiëntgebonden

stoornisparameter wordt in de revalidatie gemeten met behulp van de Modified Ashworth Scale (MAS). Deze schaal is als bijlage 1 bijgevoegd. Voor het bepalen van de score op deze schaal wordt de test uitgevoerd op het enkelgewricht met de beweging naar dorsaalflexie. Deze methode is nodig om de mate van spasticiteit te bepalen van de kuitmusculatuur, de zogenoemde spiergroep m. triceps surae. Om vast te stellen welke van de volgende spieren in deze spiergroep het meest is aangedaan, wordt tijdens de test van de m. soleus de knie gebogen en van de m. gastrocnemicus de knie gestrekt^{2,11,12}. De test bestaat vervolgens uit een snelle passieve beweging naar dorsaalflexie. Hierbij noteert men de bevindingen over de gevoelde weerstand in het bewegingstraject van het enkelgewricht als score volgens de schaal^{2,11,12}.

Loopvaardigheid

De mate van loopvaardigheid, de tweede stoornisparameter, kan met diverse methoden in kaart worden gebracht. Zo kan het gangbeeld van de patiënt, met en zonder voorziening, door middel van een gangbeeldanalyse nauwkeurig worden gemeten. In de dagelijkse klinische praktijk zijn er vaak geen mogelijkheden en tijd beschikbaar om een dergelijke analyse voor iedere patiënt uit te voeren. Hiervoor is namelijk speciale apparatuur nodig en het kost veel tijd de gegevens te analyseren. Daarom is gekozen voor de volgende, in de werksituatie toepasbare, meetmethode voor dit onderzoek. Deze methode richt zich niet alleen op het gangbeeld, maar meer op de volgende twee aspecten van loopvaardigheid, namelijk het meten van loopsnelheid en de beleving van de patiënt tijdens het lopen met de EVO. Zeer belangrijk voor een mogelijke participatie in het dagelijks leven, is de loopsnelheid^{8,9}. Met behulp van de 10 meter looptest wordt de comfortabele loopsnelheid van de patiënt met de EVO vastgelegd. Met dit eerste klinimetrische meetinstrument kan er een betrouwbare uitspraak worden gedaan over de kwaliteit van het lopen van de patiënt^{2,7,9,10}. De test is als bijlage 2 bijgevoegd. Op de loopvaardigheid is de beleving van de patiënt tijdens het lopen van grote invloed^{7,9}. Immers, een positieve beleving op het gebied van zelfvertrouwen en veiligheid zal een gunstig effect sorteren op het zelfstandig kunnen lopen van de patiënt⁷. Ook zal dit motiverend werken om de voorziening te dragen⁷. Tijdens de looptest wordt de beleving van de patiënt gemeten met het tweede klinimetrische meetinstrument: de Visueel Analoge schaal (VAS). Dit is een oplopende schaal, van links naar rechts 1 t/m 10. Hierop wordt de beleving van de patiënt genoteerd, hoe hoger het toegekende cijfer hoe positiever de beleving⁷.

Mate van herstel na CVA

Voor de CVA patiënt speelt, naast de mate van spasticiteit, een derde stoornisparameter een belangrijke rol in de loopvaardigheid, namelijk het herstel na het doormaken van het CVA. Dit herstelproces treedt op in de eerste 3 maanden na het doormaken van het CVA¹. Voor dit onderzoek is het motorische herstelproces van belang, en het beperkt zich dan ook tot dit deel. Het meten van een verloop in het motorisch herstelproces is gebaseerd op het meten van de aanwezigheid van reflexen en het vermogen van de patiënt om selectief te kunnen bewegen. Direct na een CVA ontstaat er een complete slappe verlamming met afwezigheid van alle reflexen. De aanwezigheid van reflexen spelen een belangrijke rol in automatische reacties, in bijvoorbeeld evenwicht, steun en opvang tijdens het lopen^{1,2}. Voor de kwaliteit van het lopen is het belangrijk selectief (met willekeurige coördinatie) te kunnen bewegen^{1,2}.

Tijdens de herstelfase keren deze reflexen en het vermogen tot selectief bewegen terug, waarbij het per patiënt verschillend is in hoeverre dit gebeurt. Voor het meten van deze patiëntgebonden herstelstoornisparameter zijn er in de revalidatie twee meetinstrumenten in gebruik. Ten eerste de Fugl –Meyer Brunnström test. Deze schaal meet de herstelstadia van de beenfunctie², deze is als bijlage 3 bijgevoegd. Ten tweede De Functional Ambulation Categories (FAC). Deze schaal meet de mate van zelfstandigheid tijdens het lopen², deze is als bijlage 4 bijgevoegd. Voor dit onderzoek zijn deze twee schalen toegepast voor het bepalen van de inclusie- en exclusiecriteria.

3.4 De stijfheideigenschappen van de Spring Swing

De Spring Swing is een dynamische enkel voet orthese, met een traploos instelbare weerstand naar plantairflexie, zie figuur 1. Dit type EVO laat een dynamische beweging van de voet naar plantair toe waarbij het moment tegen plantairflexie toeneemt met de plantairflexie hoek. De constructie van de Spring Swing bestaat uit een combinatie van een uitwisselbare bladveer en een drukveer waardoor deze EVO over een virtuele as buigt, zowel naar plantair als dorsaalflexie. Deze beweging heeft geen aanslag. De mogelijkheid van instellen ligt, naast het wisselen van bladveer, in het meer of minder op spanning brengen van de drukveer met een stelschroef. Hierdoor verandert de dorsaalflexiehoek in de Spring Swing, in neutrale (onbelaste) toestand. Omdat de eigenschappen van de bladveer niet veranderen, verandert ook de stijfheid niet. Dat wil zeggen dat bij dezelfde beweging dezelfde moment-opbouw ontstaat. Alleen begint die beweging, door de veranderde instelling van de dorsaalflexiehoek in de neutrale (onbelaste) stand (ook wel nulhoek geheten), nu bij een andere hoek. Dat betekent dat het effect van de orthese op het been wel verandert. Een grotere nulhoek in dorsaalflexie betekent eerder opbouw van moment tegen plantairflexie en dus een groter moment tegen plantairflexie bij de nul graden enkelhoek van de patiënt (sagittale vlak).



Figuur 1: De Spring Swing

De technische werking van de Spring Swing is vastgelegd in de volgende omschrijving:

- De Spring Swing is een EVO met een verstelbare nulhoek (de hoek tussen de kuitschaal en voetplaat) naar dorsaalflexie in onbelaste toestand. Door het meer op spanning brengen van de drukveer met de stelschroef verandert deze nulhoek naar dorsaalflexie in de Spring Swing. Hierdoor levert de Spring Swing een groter moment naar dorsaalflexie bij de nul graden enkelhoek (sagittale vlak) van de patiënt, dit bij gelijkblijvende stijfheid van de gekozen bladveer.

De volgende parameters worden gemeten met de (voor dit onderzoek ontwikkelde) OIM meetopstelling, zie figuur 2:

De nulhoek van de Spring Swing:

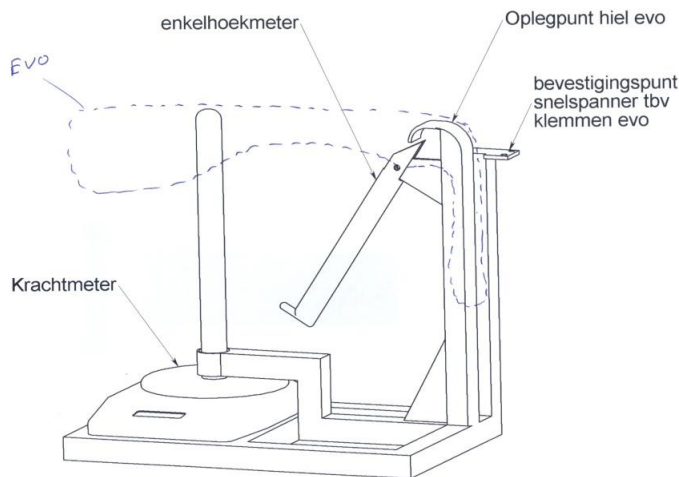
- Dit is de ingestelde dorsaalflexie hoek van de Spring Swing, uitgedrukt in: graden.

De stijfheid van de Spring Swing, deze is vastgelegd in de volgende definitie:

- De weerstand tegen verbuiging per graad bewegingsuitslag naar plantairflexie, uitgedrukt in: Nm /°

Het moment geleverd door de Spring Swing, deze is vastgelegd in de volgende definitie:

- Het moment naar dorsaalflexie uitgeoefend door de Spring Swing in de 0° enkelhoek van de patiënt, uitgedrukt in: Nm.



Figuur 2: De OIM meetopstelling

De werking en de betrouwbaarheid van deze statische opstelling staat uitgewerkt in de beschrijving klinische situatie gebruik OIM meetopstelling. Deze beschrijving is als bijlage 5 bijgevoegd. Voor het gestandaardiseerd meten met de meetopstelling is een meetprotocol opgesteld; dit is als bijlage 6 bijgevoegd. Met deze beschrijving en het protocol is gewaarborgd dat de meetopstelling betrouwbaar en gestandaardiseerd de verschillen in instelling van de Spring Swing kan meten in de klinische onderzoekssituatie^{28,29}.

3.5 Onderzoeksmethode

De onderzoeksmethode bestaat uit drie deelonderzoeken die leiden naar een antwoord op de deelvragen en de onderzoeksvraagstelling. In deze drie deelonderzoeken komen de hiervoor beschreven parameters bij elkaar.

- Het eerste deelonderzoek is een onderzoek naar een mogelijk verband tussen de mate van spasticiteit en de eigenschappen van de Spring Swing in zowel stijfheid als moment.
- Het tweede deelonderzoek is een onderzoek naar het effect per momentinstelling van de Spring Swing op de loopvaardigheid van de patiënt.
- Het derde deelonderzoek is een literatuuronderzoek gericht op de resultaten van eerdere onderzoeken naar de stijfheideigenschappen van de tegenwoordig toegepaste EVO's.

Voor het eerste en tweede deelonderzoek zijn patiënten met spastische parese als gevolg van een CVA of CP benaderd als proefpersoon voor het onderzoek. De reden voor deze keuze is dat deze

twee patiëntcategorieën het meest worden gezien tijdens de multidisciplinaire spreekuren. Als inclusiecriteria is een score van minimaal fase drie gehanteerd op de Fugl–Meyer Brunnström test en De Functional Ambulation Categories (FAC). Dit is noodzakelijk omdat anders een looptest niet kan worden afgenomen. Van deze proefpersonen is de mate van spasticiteit met de MAS gemeten en allen zijn voorzien van een EVO type Spring Swing. De stijfheid en momentinstellingen van deze EVO zijn gemeten met de OIM meetopstelling. Met deze verschillende instellingen hebben de proefpersonen de 10 meter looptest doorlopen. Voor het verzamelen van alle gegevens is een scoreformulier voor deelonderzoek één en twee opgesteld. Deze is als bijlage 7 bijgevoegd.

3.6 Verband tussen de mate van spasticiteit en de eigenschappen van de Spring Swing in zowel stijfheid als moment

Opzet en doel

In dit deelonderzoek komen de volgende parameters bij elkaar: de mate van spastische parese en de eigenschappen van de Spring Swing in stijfheid en moment. Het doel van dit deelonderzoek is een mogelijk verband tussen deze variabele parameters te kunnen aantonen. Bij een nauwkeurig aangetoond verband zou een advies mogelijk zijn over de eigenschappen van de Spring Swing in moment en stijfheid ten opzichte van de mate van spasticiteit.

Uitwerking

Voor het verzamelen van de benodigde gegevens zijn de mate van spasticiteit en de instellingen van de Spring Swing per deelnemende proefpersoon gemeten. De mate van spasticiteit van de kuitmusculatuur is vastgelegd met de MAS. De stijfheidseigenschappen van de gekozen bladveer en momentinstellingen van de Spring Swing zijn vastgelegd met de OIM meetopstelling. Voor het bepalen van de meest optimale instelling van de Spring Swing is gebruik gemaakt van de 10 meter looptest en de VAS schaal. Verschillen in loopsnelheid zijn gemeten met de 10 meter looptest, verschillen in loopbeleving zijn vastgelegd op de VAS, dit per instelling van de Spring Swing. De proefpersonen doorlopen de test drie maal met de subjectief verkregen instelling, de minimale en maximale momentinstelling van de Spring Swing. Voor een objectieve dataverzameling werd de proefpersoon van tevoren niet verteld met welke instelling de looptest werd afgelegd. Wanneer bleek dat de proefpersoon met één van de uiterste instellingen van de middelstijve bladveer de looptest beter kon afleggen, is er een andere bladveer gemonteerd. Dit kan zijn een stijvere bladveer bij de maximale momentinstelling of een meer dynamische bladveer bij de minimale momentinstelling. Het is aannemelijk dat in deze gevallen de keuze voor de middelstijve bladveer niet optimaal is en er wellicht een beter resultaat te behalen valt. De proefpersoon heeft na de bladveerwisseling dan ook de gehele looptest opnieuw afgelegd met de Spring Swing. Met deze methode is de meest optimale afstelling verkregen van de Spring Swing, in zowel de stijfheid van de gekozen bladveer als het ingestelde moment. Deze meest optimale afstelling is vastgesteld met behulp van de snelste loopsnelheid en/of de meest positieve beleving gemeten tijdens de 10 meter looptest. Ter verduidelijking, uit de subjectieve, minimale en maximale momentinstelling is met deze onderzoeksmethode één optimale afstelling van de Spring Swing gedistilleerd. Voor de vergelijkende analyse met behulp van een correlatietoets zijn hiermee de volgende variabele parameters vastgesteld:

- De onafhankelijke variabele waarde:
> dit is de gemeten mate van spasticiteit van de proefpersoon op de MAS schaal
- De afhankelijke variabele waarde namelijk de gevonden optimale afstelling van de eigenschappen van de Spring Swing EVO in stijfheid en moment (deze is mogelijk afhankelijk van de mate van spasticiteit):

- > de optimale bladveerstijfheid uitgedrukt in Nm/°
- > de optimale momentinstelling uitgedrukt in Nm

De correlatie tussen de mate van spasticiteit en de afstelling van de Spring Swing in stijfheid en moment is in twee kengetallen uitgedrukt:

1. De correlatiecoëfficiënt, uitgedrukt in R. Dit is de maat voor de sterkte van het lineair verband tussen beide variabelen. De verwachting is dat de afstelling van de Spring Swing in stijfheid en moment hoger wordt bij een hogere mate van spasticiteit, zodat de correlatiecoëfficiënt waarschijnlijk een waarde tussen 0 en +1 heeft. Een correlatiecoëfficiënt van 1 betekent dat er een lineair verband is tussen de afstelling van de Spring Swing in stijfheid en moment en de mate van spasticiteit, wat wil zeggen dat de optimale afstelling volledig uit de mate van spasticiteit is af te leiden via een lineaire relatie. Een correlatiecoëfficiënt van 0 wil zeggen dat er totaal geen lineaire samenhang is. Deze maat verloopt van 0,3 (zeer zwak) tot 0,95 (zeer sterk) aangetoond verband.
2. De determinatiecoëfficiënt, uitgedrukt in R^2 . Bij een lineair verband is deze maat het kwadraat van de correlatiecoëfficiënt R. De determinatiecoëfficiënt zegt ook iets over het niveau van het lineair verband waarop naar aanleiding van de onafhankelijk variabele waarde (spasticiteit) de afhankelijke variabele waarde (stijfheid/momenteigenschappen EVO) berekend kan worden. Het niveau loopt van < 0,10 tot >0,90. Bij een aangetoond niveau van minimaal 0,8 zou dit nauwkeurig genoeg zijn om op grond van de mate van spasticiteit een advies te geven in de benodigde stijfheid en momenteigenschappen van de Spring Swing.

3.7 Invloed verstellen van het geleverde moment naar dorsaalflexie op de loopvaardigheid

Opzet en doel

In dit deelonderzoek komen de parameter momentinstelling bij gegeven hoek van de Spring Swing en de overgebleven parameter loopvaardigheid van de patiënt, bij elkaar. Het doel van dit onderzoek is een mogelijk effect van het verstellen van het moment naar dorsaalflexie bij gegeven hoek, op de loopvaardigheid aan te tonen. Tevens is het mogelijk de huidige toepassing van de Spring Swing te toetsen op juistheid. De subjectieve instelling van het door de Spring Swing geleverde moment naar dorsaalflexie wordt nu gevonden door kleine stappen te nemen in een subjectieve beoordeling van het gangbeeld en beleving van de patiënt tijdens het lopen. Ter toetsing wordt het effect van deze subjectieve instelling van de Spring Swing op de loopvaardigheid vergeleken met het effect op de loopvaardigheid van de minimale-, versus maximale instelling van de Spring Swing bij de gekozen bladveer. Het laatste doel is een significant verschil tussen de subjectieve-, de minimale- en maximale momentinstelling aan te kunnen tonen.

Uitwerking

Voor het verzamelen van de benodigde gegevens zijn de verschillende momentinstellingen van de Spring Swing gemeten met de OIM meetopstelling. Evenals bij het eerste deelonderzoek heeft de proefpersoon de 10 meter looptest drie maal doorlopen met de subjectief verkregen instelling, de minimale en maximale instelling van de Spring Swing (bij de gekozen bladveer). Wederom zijn deze instellingen van de Spring Swing gemeten met de OIM meetopstelling. Het effect, per instelling, op de loopvaardigheid van de proefpersoon is gemeten op twee aspecten; de loopsnelheid (met behulp van de 10 meter looptest) en de beleving (met behulp van de VAS). Alle gemeten gegevens zijn, tegelijk met het eerste deelonderzoek, verzameld op het scoreformulier, zie bijlage 7. Ook hier is de proefpersoon niet van te voren verteld met welke instelling de test werd afgelegd. Met deze

onderzoeksmethode zijn de volgende, optimale, gegevens verkregen voor een vergelijkende analyse met behulp van een gepaarde T- toets:

De eerste (drie) datasets betreffende de loopsnelheden met verschillende momentinstellingen van de Spring Swing:

1. De gemiddelde loopsnelheid van de proefpersonen, afgelegd met momentinstelling *Spring Swing subjectief*, uitgedrukt in meters per seconde (m/s).
2. De gemiddelde loopsnelheid van de proefpersonen, afgelegd met *momentinstelling Spring Swing minimaal*, uitgedrukt in meters per seconde (m/s).
3. De gemiddelde loopsnelheid van de proefpersonen, afgelegd met *momentinstelling Spring Swing maximaal*, uitgedrukt in meters per seconde (m/s).

De tweede (drie) datasets betreffende de beleving van de proefpersonen tijdens het lopen met verschillende instellingen van de Spring Swing:

1. De beleving, tijdens het lopen met momentinstelling *Spring Swing subjectief*, van de proefpersonen op de VAS schaal
2. De beleving, tijdens het lopen met momentinstelling *Spring Swing, minimaal*, van de proefpersonen op de VAS schaal
3. De beleving, tijdens het lopen met momentinstelling *Spring Swing maximaal*, van de proefpersonen op de VAS schaal

De derde (drie) datasets betreffende de momentinstellingen van de Spring Swing:

1. Momentinstelling *Spring Swing subjectief*, uitgedrukt in Nm.
2. Momentinstelling *Spring Swing minimaal*, uitgedrukt in Nm.
3. Momentinstelling *Spring Swing maximaal*, uitgedrukt in Nm.

Loopsnelheid en beleving

De statistische T- toets geeft inzicht in welke mate de gemiddelden van twee datasets significant van elkaar verschillen. Ter controle van de subjectieve momentinstelling is gekeken in welke mate het gemiddelde van deze dataset een significant verschil vertoont ten opzichte van het gemiddelde van de minimale en maximale dataset, dit voor de gehele onderzoekspopulatie. Voor een optimaal inzicht in het effect van de verschillende instellingen is deze test toegepast op zowel de loopsnelheid als de beleving. Hiermee moet het mogelijk zijn te bepalen of de subjectieve afstelmethode wel de meest optimale afstelling oplevert van de Spring Swing. De uitkomst wordt uitgedrukt in een p-waarde en is vanaf <0,05 wetenschappelijk significant.

Momentinstelling Spring Swing

Ter afsluiting is deze statistische toets gebruikt om het significantieniveau te bepalen van het verschil tussen de subjectieve versus de minimale/maximale momentinstelling van de Spring Swing. Dit is toegepast op de gehele onderzoekspopulatie.

3.8 Literatuuronderzoek

Opzet en doel

Deelonderzoek C is een literatuuronderzoek naar gegevens over gewenste eigenschappen van EVO's in zowel stijfheid en het geleverde moment naar dorsaalflexie bij spastische parese. Het doel van het literatuuronderzoek is het vergelijken van de resultaten van het praktijkonderzoek met de resultaten van vergelijkbaar eerder onderzoek.

Uitwerking

Ten eerste zijn stijfheideigenschappen van tegenwoordig toegepaste en die van de nieuwe concepten EVO's bij spastische parese in kaart gebracht. Vervolgens is naar informatie gezocht in hoeverre de mate van spasticiteit als leidraad kan dienen in het bepalen van de stijfheideigenschappen van de EVO. Vervolgens is gezocht naar momenten die optreden rondom het enkelgewricht tijdens het normale lopen. Hiervoor is gebruik gemaakt van het internet met behulp van de volgende zoekmachines: Google en de zoekmachine Fontys Felix (de zoekmachine van Fontys Hogeschool). Tevens is de Fontys Catalogus geraadpleegd op afstudeerscripties met vergelijkbare onderwerpen. Gezocht is met de volgende trefwoorden, ankle foot orthosis (AFO), gait analysis hemiplegia, orthotic devices, biomechanics, cerebral palsy, equinus, ashworth scale.

Hoofdstuk 4

Resultaten onderzoek

4.1 Verband tussen de mate van spasticiteit en de eigenschappen van de Spring Swing in zowel stijfheid als moment

Van 18 volwassen proefpersonen zijn de volgende gegevens gemeten: de mate van spasticiteit en de eigenschappen van de Spring Swing in stijfheid en moment. Deze groep vormt de totale onderzoekspopulatie N=18 en bestaat uit 13 mannen en vijf vrouwen. Er zijn twee categorieën aangebracht in de gemeten scores spasticiteit op de MAS, in relatie tot het ziektebeeld, namelijk CP en CVA, zie tabel 1. Ook het bereik van alle toegepaste Spring Swing EVO's in stijfheid en moment is in kaart gebracht. De gemeten stijfheidseigenschappen van de verschillende bladveren lopen uiteen, maar er is wel een oplopende verdeling in vier categorieën in aan te brengen, zie tabel 2. In deze tabel is ook het minimaal en maximaal ingestelde moment weergegeven per gemeten stijfheid van de gemonteerde bladveer. Alle gemeten gegevens van de onderzoekspopulatie staan uitgewerkt in een overzichtstabel; deze is als bijlage 8 bijgevoegd.

Tabel 1: Overzicht patiëntcategorieën CP & CVA en score op MAS

MAS	0	1	1,5	2	3	4
CP, totaal: 4		2x	1x		1x	
CVA, totaal: 14	1x	2x	4x	3x	4x	

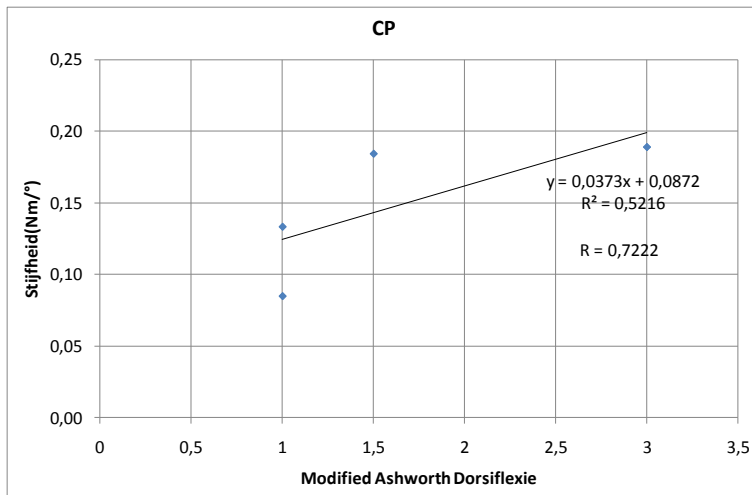
Tabel 2: Vereenvoudigd overzicht eigenschappen Spring Swing in stijfheid en moment

Stijfheid van de gemonteerde bladveer	Polypropyleen, smal: 0,09Nm/°	Polypropyleen, middel: 0,14 Nm/°	Polypropyleen, breed: 0,24 Nm/°	Koolstofvezel, 0,34 Nm/°
Moment minimaal Stelschroef; niet ingedraaid	1,3 Nm	1,7 Nm	3,4 Nm	6,5 Nm
Moment maximaal Stelschroef; maximaal ingedraaid	1,8 Nm	3,7 Nm	4,9 Nm	8,5 Nm

De gegevens zijn eerst per patiëntcategorie CP en CVA geanalyseerd en daarna voor de gehele populatie. De CP categorie reageerde namelijk anders op het verstellen van de Spring Swing dan de CVA categorie. De CP categorie geeft aan de subjectieve instelling als de ideale afstelling van de Spring Swing te ervaren. De CVA categorie ervaart de maximale instelling van de Spring Swing als de ideale afstelling. Dit effect wordt in paragraaf 4.2 verder toegelicht.

De patiëntcategorie CP, N= 4

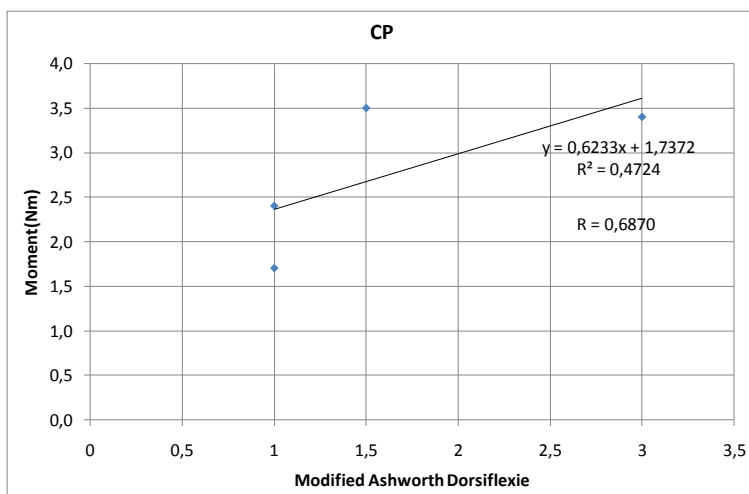
Ten eerste is er een vergelijking gemaakt tussen de gemeten mate van spasticiteit en de optimale keuze van de gemonteerde bladveer in de Spring Swing in de patiëntcategorie CP, zie figuur 3. In deze grafiek is op de horizontale (X) as de onafhankelijke variabele waarde, de mate van spasticiteit naar dorsaalflexie van het enkelgewricht, uitgezet. Op de verticale (Y) as is de afhankelijke waarde, de optimaal gekozen stijfheid van de bladveer uitgezet.



Figuur 3: Correlatie tussen spasticiteit en stijfheid bladveer bij CP

De grafiek toont een positief verband aan tussen de gemeten onafhankelijke variabelen en de afhankelijke variabelen. Hierin is R^2 : 0,52 en R : 0,72. De grafiek laat zien dat in deze patiëntcategorie er bij een hogere mate van spasticiteit gekozen is voor een hogere stijfheid van de bladveer. De uitgezette punten in de grafiek vertonen enkele uitschieters ten opzichte van de trendlijn. Hierdoor is het niveau van dit verband matig en kan er geen adequate voorspelling worden gedaan over de gewenste stijfheideigenschappen van de Spring Swing ten opzichte van de mate van spasticiteit. Hierbij moet worden opgemerkt dat bij een populatie van $N=4$ het gemeten verband, statistisch gezien, niet betrouwbaar mag worden genoemd.

Daarna is er een vergelijking gemaakt tussen de mate van spasticiteit en het optimaal ingestelde moment van de Spring Swing, zie figuur 4. In deze grafiek is op de horizontale (X) as de onafhankelijke variabele waarde, de mate van spasticiteit naar dorsaalflexie van het enkelgewricht, uitgezet. Op de verticale (Y) as is de afhankelijke waarde, het optimaal ingesteld moment van de Spring Swing uitgezet.



Figuur 4: Correlatie tussen spasticiteit en moment bij CP

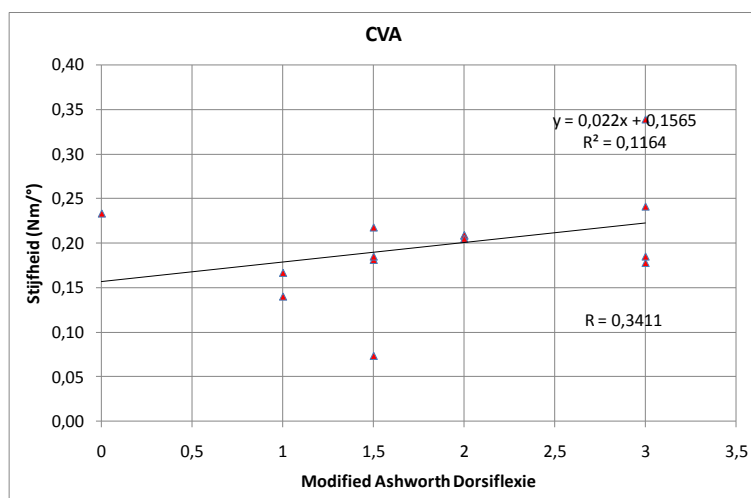
Ook deze grafiek toont een positief verband aan tussen de gemeten onafhankelijke variabelen, spasticiteit, en de afhankelijke variabelen het optimaal ingestelde moment. Hierin is R^2 : 0,47 en R : 0,69.

Ook hier laat de grafiek zien dat er bij een hogere mate van spasticiteit een hogere momentinstelling in de Spring Swing is gekozen als optimale instelling. Tevens vertonen ook hier de gemeten punten een aantal uitschieters ten opzichte van de trendlijn waardoor het niveau van dit verband matig kan worden genoemd. Ook hiermee kan er geen voorspelling worden gedaan over het gewenste moment ten opzichte van de mate van spasticiteit.

Ook hiervoor geldt dat N=4 te laag is voor een statistisch betrouwbare uitspraak over dit verband.

De patiëntcategorie CVA, N=14

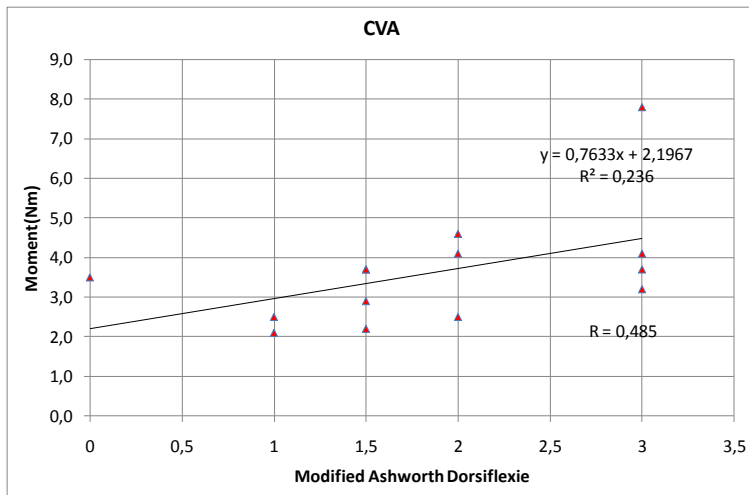
De vergelijking tussen de mate van spasticiteit en de gekozen optimale stijfheid van de gemonteerde bladveer in de Spring Swing bij de patiëntcategorie CVA is te zien in figuur 5. In deze grafiek is op de horizontale (X) as de onafhankelijke variabele waarde, de mate van spasticiteit naar dorsaalflexie van het enkelgewricht, uitgezet. Op de verticale (Y) as is de afhankelijke waarde, de optimaal gekozen stijfheid van de bladveer uitgezet.



Figuur 5: Correlatie tussen spasticiteit en stijfheid bladveer bij CVA

De grafiek toont, ook bij deze patiëntcategorie, een positief verband aan. Hierin is R^2 : 0,12 en R : 0,34. De oplopende trendlijn laat zien dat er bij een hogere mate van spasticiteit wel gekozen is voor een hogere stijfheid van de bladveer als optimale instelling van de Spring Swing. De uitgezette punten in de grafiek vertonen hierbij dermate grote uitschieters ten opzichte van de trendlijn dat het verband tussen deze variabelen zwak is. Hiermee kan dus niet worden vastgesteld dat er bij een hogere mate van spasticiteit er hogere stijfheideigenschappen in de Spring Swing gewenst zijn.

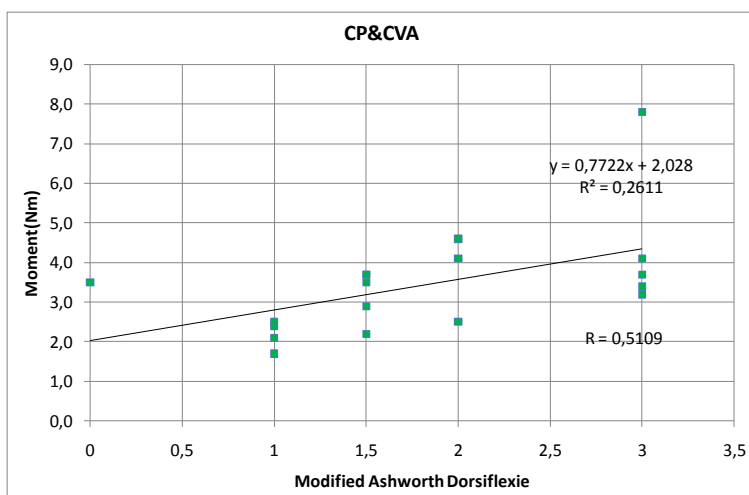
Ook in deze patiëntcategorie is een vergelijking gemaakt tussen de mate van spasticiteit en het optimaal ingestelde moment van de Spring Swing, zie figuur 6. In deze grafiek is op de horizontale (X) as de onafhankelijke variabele waarde, de mate van spasticiteit naar dorsaalflexie van het enkelgewricht, uitgezet. Op de verticale (Y) as is de afhankelijke waarde, het optimaal ingesteld moment van de Spring Swing uitgezet.



Figuur 6: Correlatie tussen spasticiteit en moment bij CVA

Deze grafiek toont ook een positief verband aan, hierin is R^2 : 0,236 en R : 0,485. De oplopende trendlijn laat zien dat er bij een hogere mate van spasticiteit er een hoger moment in de Spring Swing is ingesteld als optimale instelling. De uitgezette punten in de grafiek vertonen minder grote uitschieters ten opzichte van de trendlijn. Het moment naar dorsaalflexie kan namelijk nauwkeuriger worden ingesteld ten opzichte van de mate van spasticiteit, dan de stijfheid van de bladveer. Hierdoor is de mate van het verband tussen spasticiteit en de optimale momentinstelling dan ook hoger dan het verband tussen spasticiteit en de stijfheid van de bladveer maar deze blijft ook zwak. Tevens kan worden opgemerkt dat door $N=14$ deze gemeten waarde, statistisch gezien, betrouwbaarder kan worden genoemd.

Hierdoor is dan ook gekozen voor de volgende vergelijking, in de gehele onderzoekspopulatie, tussen de mate van spasticiteit en het optimaal ingestelde moment van de Spring Swing, zie figuur 7. In deze grafiek is op de horizontale (X) as de onafhankelijke variabele waarde, de mate van spasticiteit naar dorsaalflexie van het enkelgewricht, uitgezet. Op de verticale (Y) as is de afhankelijke waarde, het optimaal ingesteld moment van de Spring Swing uitgezet.



Figuur 7: Correlatie tussen spasticiteit en moment bij CP en CVA

Deze laatste grafiek toont, voor de gehele onderzoekspopulatie $N=18$, ook een positief verband aan. Hierin is R^2 : 0,26 en R : 0,51. De oplopende trendlijn laat ook hier zien dat er in de gehele onderzoekspopulatie er bij een hogere mate van spasticiteit er een hoger moment is ingesteld als optimale instelling. De uitgezette punten in de grafiek vertonen ook hier dermate grote uitschieters

ten opzichte van de trendlijn dat het niveau van het verband matig is. Dit wil zeggen dat er bij een hogere mate van spasticiteit er zeker niet structureel hogere stijfheid en momenteigenschappen in de Spring Swing nodig zijn voor een optimale afstelling. Hierdoor kan er op basis van het meten van de spasticiteit geen adequate voorspelling gedaan worden over de gewenste eigenschappen in stijfheid en moment van de Spring Swing.

Beantwoording van deelvraag A:

- Is er een verband/correlatie aan te tonen tussen de gewenste eigenschappen van de Spring Swing, in stijfheid en moment, en de mate van spastische parese?

Er is een verband/correlatie aangetoond op een niveau van 0,51 met een positief verloop. Het niveau heeft een matige interpretatiekracht en is hiermee te laag om op basis van de mate van spasticiteit een advies te geven over de gewenste eigenschappen van de Spring Swing in stijfheid en moment.

4.2 Invloed verstellen van het geleverde moment naar dorsaalflexie op de loopvaardigheid

Ook voor dit deelonderzoek zijn alle gegevens gemeten bij de gehele onderzoekspopulatie (N=18), en staan alle gemeten gegevens uitgewerkt in bijlage 8. Tabel 3 geeft een vereenvoudigd (twee proefpersonen) overzicht van de gemeten gegevens in dit onderzoek.

Tabel 3: Vereenvoudigd overzicht effect instellingen op loopvaardigheid (twee proefpersonen)

Indicatie: CP / MAS: 1		
Bladveer: 0,09 Nm/°	Snelheid m/s	Beleving
Moment sub. 1,7 Nm	1,46	8
Moment min. 1,3 Nm	1,41	8
Moment max. 1,8 Nm	1,43	4
Indicatie: CVA / MAS:3		
Bladveer: 0,34 Nm/°	Snelheid m/s	Beleving
Moment sub. 7,8 Nm	0,21	5
Moment min. 6,5 Nm	0,19	4
Moment max. 8,5 Nm	0,20	9

Alle gemeten gegevens zijn per patiëntcategorie geanalyseerd omdat tijdens de metingen bleek dat de CP categorie anders reageerde op het verstellen van de Spring Swing dan de CVA categorie. Dit wordt duidelijk in de volgende tabellen waarin de p- waarde het significantieniveau van het gemeten verschil aangeeft per vergelijking. Hierbij moet worden opgemerkt dat een p- waarde van < 0,05 wetenschappelijk significant mag worden genoemd.

Loopsnelheid

Ten eerste is er gekeken naar het significantieniveau in verschil tussen het effect van de subjectieve momentinstelling versus de minimale /maximale momentinstelling op het eerste aspect van loopvaardigheid namelijk de loopsnelheid, zie tabel 4.

Tabel 4: T- toets effect instellingen Spring Swing op loopsnelheid

T-toets, p-waarde	loopsnelheid	CP	CVA
subjectief/minimaal:		0,66	0,15
subjectief/maximaal:		0,83	0,69

Deze tabel maakt duidelijk dat het verstellen van de subjectieve momentinstelling naar de minimale momentinstelling meer effect heeft op de CVA categorie ($p=0,15$) dan op de CP categorie ($p=0,66$) ten aanzien van de loopsnelheid. Voor het verstellen van de subjectieve momentinstelling naar de maximale momentinstelling geldt hetzelfde, alleen met minder verschil. Hier is bij de CP categorie $p=0,83$ en bij de CVA categorie $p=0,69$. Voor beide patiëntcategorieën geldt dat er geen significant verschil is aangetoond op de loopsnelheid met het verstellen van het moment naar dorsaalflexie geleverd door de Spring Swing.

Beleving

Daarnaast is er gekeken naar het significantieniveau in verschil tussen het effect van de subjectieve momentinstelling versus de minimale/maximale momentinstelling op het tweede aspect van loopvaardigheid namelijk de beleving, zie tabel 5.

Tabel 5: T- toets effect instellingen Spring Swing op beleving

T-toets, p-waarde	beleving	CP	CVA
subjectief/minimaal:		0,50	0,0010
subjectief/maximaal:		0,33	0,0018

Deze tabel maakt duidelijk dat het verstellen van het moment het grootste effect heeft op de beleving tijdens het lopen in de CVA patiëntcategorie. De vastgestelde p waarde van 0,0010 en 0,0018 laten zien dat er een significant verschil is tussen de subjectieve momentinstelling versus de minimale, en maximale momentinstelling. Dit betekent dat de subjectieve momentinstelling niet de meest optimale instelling is. De gemiddelde beleving, per momentinstelling, van deze patiëntcategorie toont dit duidelijk aan. De waardering voor de subjectieve momentinstelling is een 7, voor de minimale momentinstelling een 5,6 en voor de maximale momentinstelling een 8,1. Dit betekent dat de maximale instelling de meest optimale instelling is. Het betekent ook dat de Spring Swing met deze instelling aan de bovenkant van het instelbereik zit.

Het verstellen van het moment in de patiëntcategorie CP heeft duidelijk geen significant effect op de beleving tijdens het lopen. Hier is de gemiddelde waardering voor de subjectieve momentinstelling een 7,5, voor de minimale momentinstelling een 7, en voor de maximale momentinstelling een 6,5. In tegenstelling tot de CVA categorie blijkt dat de subjectieve momentinstelling hier wel de meest optimale instelling is geweest. Evenals eerder genoemd geldt ook hier dat de gemeten waarden in de CP categorie ($N=4$) statistisch minder betrouwbaar moeten worden genoemd.

Momentinstellingen

Ook is er gekeken naar het significantieniveau in het verschil tussen de subjectieve momentinstelling versus minimale/maximale momentinstelling geleverd door de Spring Swing, zie tabel 6. Deze momentinstellingen van de Spring Swing zijn voor de gehele onderzoekspopulatie gemeten met de OIM meetopstelling.

Tabel 6: Verschil in momentinstellingen Spring Swing

T-toets, p-waarde	moment	CP	CVA
subjectief/minimaal:		0,021	0,00065
subjectief/maximaal:		0,043	0,0035

Deze tabel laat duidelijk een significant verschil zien tussen de gemeten momentinstellingen van de Spring Swing. Dit wil zeggen dat, in de gehele onderzoekspopulatie, de Spring Swing wel degelijk een veranderend moment naar dorsaalflexie levert bij de subjectieve, minimale en maximale momentinstellingen.

Beantwoording van deelvraag B:

- Heeft het verstellen van het door de Spring Swing geleverde moment naar dorsaalflexie, daadwerkelijk invloed op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese?

Het verstellen van het moment naar dorsaalflexie van de Spring Swing heeft invloed op één aspect van de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese, namelijk de loopbeleving. Hierop is een significant verschil gemeten per momentinstelling van de Spring Swing bij de CVA patiënt. Tevens is aangetoond dat de subjectieve instelmethode bij de CP categorie leidt tot de optimale afstelling van de Spring Swing. Dit geldt niet voor de CVA categorie, hier is aangetoond dat de maximale afstelling van de Spring Swing als meest optimaal wordt ervaren.

Ook is er een significant verschil aangetoond tussen de subjectieve versus de minimale/maximale momentinstelling van de Spring Swing.

Hoofdstuk 5 Literatuuronderzoek

Stijfheideigenschappen van tegenwoordig toegepaste en nieuwe concepten EVO's

Veruit de meeste artikelen gaan over onderzoeken waarin een polypropyleen EVO wordt toegepast bij spastische parese^{4,10,14,15,16,18,19}. Een aantal van deze onderzoeken benoemt de stijfheid als eigenschap van deze tegenwoordig toegepaste EVO^{4,10,13,18}. Er zijn maar een paar onderzoeken gevonden die ook het geleverde moment, tegen plantairflexie, als resultaat van deze stijfheid vermelden^{14,15,16,19}. Extra opvallend hierin is de grootte van het benodigde moment voordat de EVO enige beweging van het enkelgewricht in plantairflexie toelaat^{14,15,16,19}. Voor een minimale stijfheid geldt al 3,1 Nm/° met als gevolg dat er minimaal 30 Nm op de EVO nodig is om tot 15° plantairflexie te komen³⁰. De maximale stijfheid haalt 11,7 Nm°, dit heeft tot resultaat dat er 150 Nm op de EVO nodig is om tot 15° plantairflexie te komen³⁰. Deze stijfheideigenschappen overtreffen de stijfheideigenschappen van de Spring Swing in ruime mate, zie tabel 7. Er zijn slechts twee dynamische concepten EVO's toegepast bij spastische parese^{15,24}. Deze concepten maken gebruik van instelbare momenteigenschappen door elastieken¹⁵ of een oliedemper²⁴. Het bereik van instelbaarheid loopt van 5 Nm tot 20 Nm. Slechts bij één dynamisch concept, de EVO met oliedemper, is gericht onderzoek gedaan naar het effect van verschillende momentinstellingen op de loopvaardigheid^{26,27}. Hieruit kwam naar voren dat een verstelbare EVO een optimale loopbeleving mogelijk maakt van de patiënt met spastische parese, terwijl dit niet overeen hoeft te komen met een verbetering op de loopsnelheid^{7,9,10,27}. Doordat deze conclusie overeenkomt met de bevindingen uit het eigen praktijkonderzoek, is gezocht naar literatuur voor een antwoord op de volgende vraag: Zijn hoge stijfheideigenschappen van de tegenwoordig voorgeschreven EVO noodzakelijk voor een optimale loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese?

Tabel 7: Spring Swing versus de tegenwoordig toegepaste EVO en nieuw concept EVO

Type EVO	Spring Swing	Tegenwoordige EVO	Nieuw concept EVO
Stijfheid minimaal	0,09 Nm°	3,1 Nm°	Niet bekend
Stijfheid maximaal	0,34 Nm°	11,7 Nm°	Niet bekend
Moment minimaal	1,3 Nm	30 Nm	5 Nm
Moment maximaal	8,5 Nm	150 Nm	20 Nm

Stijfheid enkelgewricht bij spastische parese

Er is weinig bekend over een mogelijk negatieve invloed van de spasticiteit op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese. In een aantal gevonden studies zijn de volgende factoren, die een belangrijke rol spelen in een spastische reactie van de kuitmusculatuur tijdens het lopen, onderzocht:

- bewegingssnelheid enkelgewricht naar dorsaalflexie^{4,5}
- mogelijke negatieve invloed van de, afzonderlijk, spastisch aangedane spieren op het functioneren van het volledige been⁵
- biomechanische veranderingen in het enkelgewricht bij spastische parese met mogelijk meer weerstand in beweging⁶

De onderzoeken van Ada⁴ en O'Dwyer⁵ concluderen dat de bewegingssnelheid naar dorsaalflexie van het enkelgewricht tijdens het lopen te laag is om een spastische reactie van de kuitspieren uit te lokken. Tevens geven deze onderzoeken aan dat er veel misverstanden bestaan over de invloed van spasticiteit op de gehele functie van ledematen door de huidige methode van het meten van spasticiteit. Er worden nu afzonderlijke spieren of spiergroepen gemeten waarop vervolgens een uitspraak wordt gedaan over het functioneren van het gehele ledemaat. Tot slot geven deze onderzoeken aan dat, bij onderdrukking van de hyperactieve rekreflex, er geen verbetering in het functioneren van ledematen als geheel is aangetoond⁵. Er is dus geen direct bewijs dat de spasticiteit van de kuitmusculatuur ongewenste plantairflexie veroorzaakt tijdens het lopen, met

tevens een hogere weerstand naar dorsaalflexie in het enkelgewricht. Dit wordt bevestigd door het praktijkonderzoek. Er kan namelijk geen adequaat advies worden gegeven, op basis van spasticiteit, over de eigenschappen van de Spring Swing in stijfheid en moment. Er is tussen deze variabelen een “matig” verband aangetoond doordat er niet structureel een hogere stijfheid/momentinstelling van de Spring Swing is gekozen bij een hogere mate van spasticiteit. Hierdoor is een negatieve invloed van spasticiteit op de loopvaardigheid niet direct aan te tonen^{4,5}.

Wel spelen mechanische beperkingen in de Range of Motion (ROM) van het enkelgewricht een negatieve rol in een verminderde loopvaardigheid^{4,5}. Het onderzoek van Thillmann⁶ toont aan dat deze beperkingen niet zozeer het gevolg zijn van biomechanische veranderingen in het enkelgewricht maar meer door contracturen worden veroorzaakt⁶. Spasticiteit kan veranderingen in het spierweefsel veroorzaken (contracturen) met meer weerstand in beweging van gewrichten tot gevolg⁵.

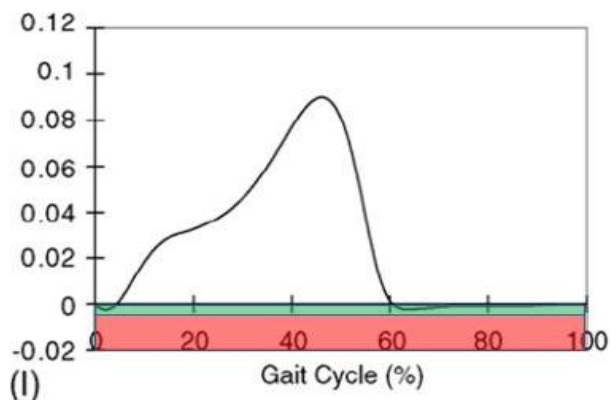
Moment naar plantairflexie rond het enkelgewricht tijdens het normale lopen

Bovenstaande studies geven aan dat de mate van spasticiteit niet volledig verantwoordelijk kan zijn voor een negatieve invloed op de loopvaardigheid. Hierdoor is de MAS geen volledig betrouwbare leidraad voor het bepalen van de eigenschappen van de EVO in stijfheid en moment. Meer inzicht in de momenten die tijdens het lopen optreden op het enkelgewricht in plantairflexierichting is dan ook wenselijk. De grootte van het moment naar plantairflexie is bepalend voor de werking van de EVO, in de volgende twee fasen van de gangcyclus (zie hoofdstuk 1, paragraaf 1.2) :

- Een gecontroleerde beweging naar plantairflexie tijdens de loading response
- Ongewenste plantairflexie tijdens de swing phase

Uit het onderzoek van Stansfield²³ blijkt dat het optredende moment naar plantairflexie op het enkelgewricht, tijdens het normale lopen, helemaal niet zo groot is, zie figuur 8. Zeker niet wanneer een mogelijk negatieve invloed van spasticiteit in de kuitmusculatuur buiten beschouwing kan worden gelaten. De grafiek in figuur 8 maakt het optredende enkelmoment inzichtelijk per gangfase, als gemiddelde van vele personen, gecorrigeerd voor ieders lichaamsgewicht en lengte. Op de verticale (Y) as zijn de, uit het onderzoek van Stansfield verkregen, verhoudingsgetallen (I) geplaatst²³. De positieve getallen hebben betrekking op het moment naar dorsaalflexie, de negatieve getallen op het moment naar plantairflexie. Op de horizontale (X) as is het verloop van de gangcyclus uitgezet. Ter verduidelijking is het gebied waarin het plantairflexie moment valt, namelijk 0 tot 2 % tijdens de loading response en 60 tot 70 % tijdens de swing phase, groen weergegeven in figuur 8. Toegepast op een persoon van 70 kg en een lengte van 1.70, voor het berekenen van het enkelmoment naar plantairflexie, ziet dit er als volgt uit:

- $I \times M \times L \times g$
 $-0,003$ (afgelezen uit grafiek²³) $\times 70 \text{ kg} \times 1.70\text{m} \times 9,8 = -3,5 \text{ Nm}$.



Figuur 8: Moment naar plantairflexie op het enkelgewricht tijdens het normale lopen volgens Stansfield (groen weergegeven)

De stijfheideigenschappen van de tegenwoordig toegepaste EVO's resulteren in een zeer hoog moment tegen plantairflexie van de enkel tijdens het lopen. Dit uitgeoefende hoge moment overtreft in ruime mate het werkelijk optredende moment naar plantairflexie op de enkel tijdens het normale lopen, rood weergegeven in figuur 8. Het is hierdoor aannemelijk dat het bereik van deze stijfheideigenschappen, ook bij actieve spastische kuitmusculatuur, het enkelgewricht volledig vastzet in de tegenwoordig toegepaste EVO³⁰. In de gevonden onderzoeken naar de toepassing van de tegenwoordig toegepaste EVO bij spastische parese, wordt het effect op de loopvaardigheid beoordeeld op één aspect, namelijk de loopsnelheid^{4, 9, 10, 20, 21}. Opvallend is dat het lopen met of zonder EVO (met deze hoge stijfheideigenschappen) weinig tot geen effect heeft op de loopsnelheid van de patiënt met spastische parese. Het verstellen van het geleverde, veel lagere, moment door de Spring Swing leverde tijdens het praktijkonderzoek ook geen verschil op in loopsnelheid.

Van 12 proefpersonen is, met behulp van het onderzoek van Stansfield, het optredende moment naar plantairflexie op de enkel berekend. Opvallend is dat het berekende moment, naar plantairflexie op de enkel van deze proefpersonen, binnen het instelbereik in stijfheid en moment van de Spring Swing valt. Hierbij geven alle proefpersonen aan met voldoende vertrouwen te kunnen lopen met de gevonden instelling in stijfheid en moment van de Spring Swing. Het literatuuronderzoek bevestigt dan ook de resultaten van het praktijkonderzoek. Hoewel er geen sprake is van verbetering in de loopsnelheid, maakt de verstelbare Spring Swing een optimale loopbeleving mogelijk.

Het is dan ook aannemelijk dat de eigenschappen, in stijfheid en moment, van de Spring Swing voldoen aan de minimaal benodigde stijfheideigenschappen van de EVO bij toepassing bij spastische parese.

Beantwoording van deelvraag C

- Zijn de eigenschappen, in stijfheid en het moment naar dorsaalflexie, van de Spring Swing vergelijkbaar met deze eigenschappen van de, in eerder onderzoek, toegepaste EVO's?

De eigenschappen in stijfheid en moment zijn niet vergelijkbaar met huidig toegepaste EVO's in eerder onderzoek. De stijfheideigenschappen van het huidig toegepaste type EVO overtreffen in hoge mate de stijfheideigenschappen van de Spring Swing. Wel is het aannemelijk dat het instelbereik, in stijfheid en moment, van de Spring Swing een optimale loopbeleving mogelijk kan maken bij toepassing bij spastische parese.

Hoofdstuk 6 Discussie

In de tegenwoordige klinische praktijk is de polypropyleen EVO een veel geleverd hulpmiddel aan patiënten met spastische parese. De opgedane kennis en ervaring van de orthopedisch adviseur in het leveringsproces is zeer bepalend voor het te behalen resultaat in loopvaardigheid van de patiënt. Hierin spelen de opleiding tot orthopedisch adviseur en trainingen door leveranciers van EVO's een grote rol. De algemeen heersende opvatting geeft namelijk aan dat spasticiteit van invloed is op de loopvaardigheid en bepalend is voor de stijfheideigenschappen van de EVO^{1, 15, 17}. Ook is er veel onderzoek gedaan vanuit de revalidatiegeneeskunde naar EVO-toepassing bij spastische parese^{1, 3, 7, 10}. Deze onderzoeken geven aan dat er, naast een voetheffersuitval, spasticiteit in de kuitmusculatuur aanwezig kan zijn. Deze spieren kunnen, bij een eventuele uitlokking van spasticiteit tijdens het lopen, een krachtige beweging naar plantairflexie maken die door de EVO opgevangen dient te worden. Hierdoor zou het gewenst zijn dat er voor de patiënt met spastische parese een EVO met hoge stijfheideigenschappen wordt geleverd.

Ondanks dat de mate van spasticiteit als leidraad wordt gehanteerd voor het selecteren van de gewenste stijfheideigenschappen van de EVO is er weinig bekend over een mogelijk verband hiertussen. Tijdens het verrichten van het literatuuronderzoek valt op dat er naar dit verband geen gericht onderzoek is gedaan. Vreemd genoeg zijn in eerdere onderzoeken wel de patiëntgebonden stoornisparameters uitgebreid in kaart gebracht en niet of slechts gedeeltelijk de eigenschappen van de tegenwoordig toegepaste EVO.

Het concept van de Spring Swing leent zich bij uitstek voor een onderzoek in de klinische praktijk, waarin de eigenschappen in stijfheid en moment van deze EVO vrij eenvoudig ingesteld en gemeten kunnen worden. Door middel van het vastleggen van deze eigenschappen en het meten van de patiëntgebonden stoornisparameter spasticiteit is er kritisch gekeken naar de tegenwoordige opvatting in de klinische praktijk. Het resultaat van dit onderzoek laat zien dat er maar een matig verband is aangetoond tussen de mate van spasticiteit en de meest ideale instelling van de Spring Swing in stijfheid en moment. Blijkbaar is bij de proefpersonen in dit onderzoek de bewegingssnelheid naar dorsaalflexie in het enkelgewricht te laag om een spastische reactie van de kuitmusculatuur uit te lokken tijdens het lopen^{4,5}. Er is niet structureel gekozen voor een hogere stijfheid- en momentinstelling ten opzichte van een hogere mate van spasticiteit als optimale instelling van de Spring Swing. Ook dit resultaat maakt inzichtelijk dat de negatieve invloed van spasticiteit minder groot is dan nu wordt aangenomen. Hierdoor zou de Modified Ashworth Scale dan ook een slechte voorspeller zijn voor de gewenste eigenschappen van de EVO.

Wellicht is de ideale instelling van de Spring Swing ook afhankelijk van de mate van herstel na het CVA, gemeten op de Fugl-Meyer Brunnström schaal¹, nu alleen toegepast voor het bepalen van inclusie- en exclusiecriteria. Deze schaal geeft inzicht in het vermogen selectief te kunnen bewegen en dus ook in het kunnen heffen van de voet tijdens het lopen. Wanneer dit in mindere mate mogelijk is zou dit kunnen verklaren waarom de CVA patiënt een voorkeur aangaf voor een minder dynamische instelling van de Spring Swing.

Van 12 proefpersonen is, met behulp van het onderzoek van Stansfield, het optredende moment naar plantairflexie op de enkel berekend. Het berekende moment, naar plantairflexie op de enkel van deze proefpersonen, valt binnen het instelbereik in stijfheid en moment van de Spring Swing. Dit zou kunnen verklaren waarom de proefpersonen significant qua beleving reageerden op het lopen met de subjectieve, minimale en maximale momentinstelling van de Spring Swing. Hierbij reageerde de CP categorie anders op het verstellen van de Spring Swing dan de CVA categorie. De CP patiëntcategorie gaf namelijk de voorkeur aan de meest dynamische instelling van de Spring Swing, ook bij een hogere mate van spasticiteit. De CP patiënt kan misschien meer gebruik maken van compensatiemechanismen tijdens het lopen en geeft daardoor de voorkeur aan een meer

dynamische instelling van de Spring Swing¹. Immers, de CP patiënt groeit op met spastische parese in tegenstelling tot de CVA patiënt. Alhoewel de CP patiëntcategorie in dit onderzoek zeer klein was, is er wel een trend aangetoond die verder onderzocht zou moeten worden. Met de hiermee verkregen inzichten kan het voorschrijven van een EVO ook bij deze indicatie worden geoptimaliseerd.

De bevindingen in het literatuuronderzoek naar een mogelijk negatieve invloed van spasticiteit op de loopvaardigheid, komen overeen met de resultaten van het praktijkonderzoek^{4,5,6}. De gevonden onderzoeken geven aan waarom het correlatieniveau, tussen het ingestelde moment van de Spring Swing en de mate van spasticiteit, is vastgesteld op het niveau “matig”. Er spelen namelijk meerdere factoren een rol in de afstelling van de Spring Swing. Naast de mate van spasticiteit zijn lengte, gewicht en de beleving van de patiënt ook van invloed op de afstelling van de Spring Swing²³. Tevens is het bereik van de minimale en maximale momentinstelling van Spring Swing gelijk aan het optredende plantairflexie moment op de enkel tijdens het normale lopen²³. Hiermee lijkt de Spring Swing te voldoen aan de minimaal benodigde stijfheid- en momenteigenschappen om ongewenste plantairflexie tegen te gaan. Zelfs bij spastische parese blijkt dit voldoende te zijn voor een optimale loopbeleving, wat een minimale negatieve invloed van spasticiteit op de loopvaardigheid bevestigt. Ook bevestigt het literatuuronderzoek het belang van een individuele afstelling van stijfheid en moment van de EVO^{26,27}. Hoewel er geen sprake is van verbetering in de loopsnelheid, maakt een verstelbare EVO een optimale loopbeleving mogelijk^{7, 9, 10, 27}. Ook dit is geheel in overeenstemming met het resultaat van het praktijkonderzoek. Dit betekent dat de spastische kuitmusculatuur veel minder negatief van invloed is op de loopvaardigheid dan nu wordt aangenomen. Tevens betekent het dat er onnodig zeer hoge stijfheideigenschappen aan de voorgeschreven EVO worden toegekend bij toepassing bij spastische parese.

Hoofdstuk 7 Conclusies en aanbevelingen

7.1 Conclusies

In dit onderzoek is gezocht naar een antwoord op de onderzoeksvraagstelling:

- Zijn de verstelbare eigenschappen van de Spring Swing van invloed op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese?

Met behulp van het praktijkonderzoek is gekeken of er verband is aan te tonen tussen de mate van spasticiteit en de gewenste eigenschappen van de EVO in stijfheid en moment. Er is een verband aangetoond met een positief verloop maar met een matige interpretatiekracht. Dit betekent dat er op basis van de mate van spasticiteit geen advies gegeven kan worden over de gewenste eigenschappen van de Spring Swing in stijfheid en moment.

Daarnaast is gekeken of het verstellen van het moment naar dorsaalflexie geleverd door de Spring Swing van invloed is op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese. Het verstellen van het moment bij de CVA patiënt is van invloed op het aspect 'beleving' van de loopvaardigheid tijdens het lopen.

Met behulp van literatuuronderzoek is gekeken naar de stijfheideigenschappen van de tegenwoordig toegepaste EVO's in eerder onderzoek bij spastische parese. De gevonden resultaten laten zien dat de tegenwoordig toegepaste EVO de Spring Swing in hoge mate overtreft in zowel stijfheid- als momenteigenschappen. Ook blijkt uit de literatuur dat het lopen met of zonder zeer stijve EVO of een EVO van een dynamisch concept, met verschillende instellingen, slechts effect heeft op de loopbeleving van de patiënt. Daarna is met behulp van literatuuronderzoek gekeken of het noodzakelijk is hoge stijfheideigenschappen in de EVO toe te passen bij spastische parese. De gevonden resultaten laten zien dat het onwaarschijnlijk is dat de spastische kuitmusculatuur negatief van invloed is op de loopvaardigheid. Hierdoor is de mate van spasticiteit dan ook een slechte voorspeller voor de gewenste stijfheideigenschappen van de EVO. Uit de literatuur blijkt tevens dat het optredende moment naar plantairflexie op de enkel, tijdens het normale lopen, gelijk is aan het instelbereik van het moment geleverd door de Spring Swing.

Samengevat luidt het antwoord op de onderzoeksvraagstelling:

- De verstelbare eigenschappen van de Spring Swing zijn inderdaad van invloed op de loopvaardigheid van de patiënt met spastische parese. Het instelbereik van de Spring Swing kan een optimale loopbeleving van de patiënt met spastische parese mogelijk maken.

7.2 Aanbevelingen

Er zijn vele factoren die het moeilijk maken de juiste eigenschappen van de EVO te kiezen in zowel stijfheid als het te leveren moment ter ondersteuning van de voet. Dit geldt zeker wanneer er meerdere ondersteuning van de EVO gevraagd worden. Zo kan bijvoorbeeld de EVO een stabiliserende functie vervullen bij een voorwaarts of achterwaarts instabiel kniegewricht. Uiteraard zullen dan de stijfheideigenschappen en het te leveren moment tegen verbuiging in de EVO op een zeer hoog niveau moeten liggen. Dit is ook van toepassing wanneer het enkelgewricht niet stabiel is en/of geen normale beweging naar dorsaal en plantairflexie kan maken. Ook dan zijn hoge

stijfheideigenschappen van de EVO gewenst om het enkelgewricht te beschermen tegen deze, dan ongewenste, bewegingen tijdens het lopen.

Binnen dit onderzoek is alleen gekeken naar de gewenste dynamische ondersteuning tegen ongewenste plantairflexie van de voet, ten opzichte van de mate van spasticiteit, tijdens het lopen. Hiervoor zijn de benodigde stijfheid- en momenteigenschappen van de Spring Swing gemeten op patiënten met spastische parese met een stabiele kniefunctie en een stabiel enkelgewricht. Voor het opstellen van het pakket van eisen waaraan de EVO moet voldoen zou dan ook eerst een eventuele stabiliserende functie van de EVO ten aanzien van de knie en enkel bekeken moeten worden. Wanneer deze stabiliserende functie niet gewenst of niet nodig is, verdient het aanbeveling om dynamische eigenschappen in stijfheid en het moment in het pakket van eisen voor de EVO op te nemen.

Meer onderzoek naar de eigenschappen van EVO's, in zowel stijfheid en moment, en het effect hiervan op de loopvaardigheid bij andere indicaties zoals MS en Duchenne (spierdystrofie) is wenselijk. Hiervoor is een gangbeeldanalyse een goed instrument. Naast het meten met behulp van camera's en een krachtenplatform, beveel ik aan ook de beleving van de patiënt in deze analyse mee te nemen. Het belang hiervan wordt ondersteund door de constatering dat patiëntbeleving een belangrijke rol vervulde in dit onderzoek

Het onderzoek heeft aangetoond dat de prestaties, in stijfheid en moment, van de Spring Swing onvoorspelbaar zijn. De Spring Swing kan nu worden geleverd met drie polypropyleen bladveren, oplopend in breedte en dikte, en een koolstofvezel bladveer. Tijdens het meten van de stijfheid en het moment valt op dat bij dezelfde maat bladveer op verschillende Spring Swing EVO's, de prestaties in stijfheid en moment van elkaar verschillen. Oorzaken hiervan liggen enerzijds in de kruipgevoeligheid van polypropyleen (geleidelijke aanpassing van dit kunststof in vorm onder belasting) en anderzijds in het productieproces. De bladveren worden nu, volgens standaard maten, met de hand vervaardigd. Waarschijnlijk ontstaat hierdoor onderling maatverschil. Oplossingen zouden gezocht kunnen worden in een meer stabiel materiaal voor de bladveer, bijvoorbeeld verenstaal of carbonvezel. Wanneer deze bladveren, net als de power unit, machinaal vervaardigd kunnen worden zijn ook onderlinge maatverschillen uitgesloten. Tevens kan het instelbereik van de Spring Swing hiermee worden vergroot.

Bronvermelding

Bron A: www.bouwenaanleefbaarheid.nl

Bron B: Presentatie Neurowetenschappen opleiding B-OT duaal

Literatuurlijst

Boeken

1

Deckers JHM., Beckers DML., Ganganalyse en looptraining voor de paramedicus. Houten 1996, Bohn Stafleu van loghum. ISBN 90 313 1692 X

2

Klinimetrie na een beroerte, een praktische handleiding. M Koolstra, I.A.L. Burgers-Bots, C.J. Lemmens, C.J. Smeets, G. Kwakkel. ISBN: 90-76986-12-6.

Artikelen

3

Conceptrichtlijn Diagnostiek en behandeling van kinderen met spastische Cerebrale parese. Nederlandse Vereniging van Revalidatieartsen, 2006.

4

Ada Louise., Vattanasilp Wantana., O'Dwyer Nicholas J., Crosbie Jack. Does spasticity contribute to walking dysfunction after stroke? *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1998;64:628-635

5

O'Dwyer N J., Ada L., Neilson P D. Spasticity and muscle contracture following stroke. *Brain* (1996), 119, 1737-1749

6

Thillmann A F., Fellows S J., Ross H F. Biomechanical changes at the ankle joint after stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 1991; 54:134-139

7

De Wit DC, Buurke JH, Nijland JM, IJzerman MJ, Hermens HJ. The effect of an ankle- foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2004 Aug ; 18 (5): 550-7.

8

Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K. & Mulroy, S. J. (1995). Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*, 26 (6), 982-989.

9

Naezer, M., Het gebruik van een enkel-voet orthese na een CVA, hoe loopt dat? *Eindexamenopdracht afdeling Fysiotherapie Hogeschool van Utrecht*, 2005

10

Fatone S., Hansen AH., Effect of ankle-foot orthosis on roll-over shape in adults with hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol 44, no. 1, pages 11-20, 2007

11

Pandyman AD., Johnson GR., Price CIM., Curless RH., Barnes MP., Rodgers H., A review of the properties and limitations of the Asworth and modified Asworth Scales as measures of spasticity. *Clinical Rehabilitation* 1999; 13: 373-383.

12

SRL Stichting Revalidatie Limburg., VU Medisch Centrum., Het Roesingh centrum voor revalidatie., Sint Maartenskliniek Nijmegen., UMCG., Standaard Lichamelijk Onderzoek voor Cerebrale Parese, "Bolien". Februari 2003.

13

Bowers R., en Meadow B., Use of an Ankle-Foot Orthosis to Optimize Hip and Knee Biomechanics Following Stroke. *Case study, The Academy Today*, April 2007, Vol. 3, No. 2

14

Hesse, S., Werner, C., Matthias K., Stephen K., en Berteau, M., Non-Velocity-Related Effects of a Rigid Double-Stopped Ankle-Foot Orthosis on Gait and Lower Limb Muscle Activity of Hemiparetic Subjects With an Equinovarus Deformity. *Stroke, journal on cerebrovascular diseases published by American Heart Association*, Volume 30, Issue 9; September 1, 1999, blz. 1855 – 1861

15

Heylen T., Een beschrijvende studie over de Chignon orthese
Afstudeerscriptie Hogere beroepsopleiding Orthopedische Technologie Fontys Paramedische Hogeschool, 2004.

16

Faustini MC., Neptune RR., Crawford RH., Stanhope SJ., Manufacture of pasive Dynamic Ankle-Foot Orthoses Using Selective laser Sintering. *IEEE Transactions on Biomedical Engenering*, vol. 55, no. 2, february 2008

17

De Toro W., Plantarflexion of Selected Ankle-Foot-Orthoses: A pilot Study of Commonly Prescribed Prefabricated and Custom-Molded Alternatives. *Journal of Prosthetics & Orthotics* 2001 Volume 13, Num. 2, p.39.

18

Sumiya T., Suzuki Y., Kasahara T. Stiffness control in posterior type plastic ankle foot orthoses: effect of ankle trimline . Part 1: A device for measuring ankle moment. *Prosthetics and Orthotics Int.*, vol 20, pp. 129-31, Aug. 1996.

19

Sumiya T., Suzuki Y., Kasahara T., Stiffness control in posterior type plastic ankle foot orthoses: effect of ankle trimline . Part 2: Orthosis characteristics and orthosis/ patient matching. *Prosthetics and Orthotics Int.*, vol 20, pp. 132-7, Aug. 1996.

20

Wessling R., Een cliënt specifieke EVO keuze voor optimale dropvoet compensatie. Een vergelijkende studie in functie van parameters en functionaliteit. *Afstudeerscriptie Hogere beroepsopleiding Orthopedische Technologie Fontys Paramedische Hogeschool, 200*

21

Tyson SF., Thornton HA., The effect of a hinged ankle foot orthosis on hemiplegic gait: objective measures and users opinions. *Clinical Rehabilitation 2001; 15: 53-58*

22

Romkes J., Brunner R., Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait and Posture 15 (2002) 18-24*

23

Stansfield BW., Hillman SJ., Harlewood ME., Robb JE., Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self selected speeds. *Gait and Posture 23 (2006) 288-294.*

24

Yamamoto S., Ebina M., Miyazaki S., Kawai H., Kubota T., Development of a New Ankle-Foot Orthosis with Dorsiflexion Assist, Part 1: Desirable Characteristics of Ankle-Foot Orthoses for Hemiplegic Patients. *American Academy of Orthotists and Prosthetists, Journal of Prosthetics & Orthotics 1997 Volume 9, Num. 4, blz. 174 -179*

25

Yamamoto S., Ebina M., Kubo S., Hayashi T., Akita Y., Hayakawa Y., Development of a New Ankle-Foot Orthosis with Dorsiflexion Assist, Part 2: Structure and Evaluation. *American Academy of Orthotists and Prosthetists, Journal of Prosthetics & Orthotics 1999 Volume 11, Num. 2, blz. 24-28*

26

Yokoyama O., Sashika H., Hagiwara A., Yamamoto S., Yasui T., Kinematic Effects on Gait of a Newly Designed Ankle-Foot Orthosis With Oil Damper Resistance: A Case Series of 2 Patients With Hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil Volume 86, January 2005, blz. 162-6*

27

Yamamoto S., Hagiwara A., Mizobe T., Yokoyama O., Yasui T., Gait improvement of hemiplegic patients using an ankle-foot orthosis with assistance of heel rocker function. *Prosthetics and Orthotics International, December 2009; 33(4): 307-323*

28

Sumiya T., Suzuki Y., Kasahara T. Stiffness control in posterior type plastic ankle foot orthoses: effect of ankle trimline . Part 1: A device for measuring ankle moment. *Prosthetics and Orthotics Int., vol 20, pp. 129-31, Aug. 1996.*

29

Bregman DJJ., Rozumalski A., Koops D., Groot V., Schwartz de M., Harlaar J. The Bi-Articulair AFO Stiffness Tester. *12th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics Vancouver, Canada, July 29-August 3, 2007.*

Bijlagen

- 1 Modified Ashworth Score (MAS)
- 2 Tien-meter looptest
- 3 Fugl-Meyer Brunnström Index been
- 4 Functional Ambulation Categories (FAC)
- 5 Beschrijving van de klinische situatie tijdens de metingen gedurende het onderzoek
- 6 Meetprotocol Spring Swing
- 7 Scoreformulier
- 8 Overzichtstabel gemeten gegevens

Bijlage 1: Modified Ashworth Score (MAS)

Ordinale schaal voor tonus intensiteit van 0 tot 4; reproduceerbaar, betrouwbaarheid alleen bewezen bij de elleboog. Patiënt- en testomstandigheden dragen bij tot onbetrouwbaarheid.

- | | |
|----|--|
| 0 | geen contractie |
| 1 | lichte toename, plotse weerstand en vervolgens ontspanning of minimale weerstand in de eindstanden |
| 1+ | licht verhoogd, plotse weerstand gevolgd door licht verhoogde weerstand over ten hoogste 50% van het traject |
| 2 | matig verhoogd in grootste deel van het traject |
| 3 | ernstig verhoogd, passief bewegen moeilijk uitvoerbaar |
| 4 | passief bewegen vrijwel onmogelijk met gefixeerde stand in flexie of extensie |

Bijlage 2: Tien-meter looptest

De 10-meter looptest (TML) wordt op comfortabele snelheid afgenomen bij patiënten die in staat zijn om zelfstandig met of zonder loophulpmiddel en/of orthese te lopen.

De looptest is betrouwbaar, valide en responsief. Bovendien is uit onderzoek gebleken dat er een statistisch significante samenhang bestaat tussen de snelheid van lopen op een 10-meter looptest en de kwaliteit waarmee men loopt.

Testprotocol 10-meter looptest

Voor het uitvoeren van de test zijn een stopwatch en 2 lijnen op 10 meter afstand van elkaar nodig.

Bij de 10-meter looptest wordt de snelheid van comfortabel lopen gemeten over een afstand van 10 meter. De patiënt staat achter de lijn en start uit stilstand. Indien nodig is het toegestaan een loophulpmiddel te gebruiken. De patiënt moet zonder fysieke hulp kunnen lopen (FAC = 3).

N.B.: De therapeut loopt zo nodig met de patiënt mee; beperkt zich tot de opdracht en vermijdt verdere aanmoediging.

Instructie

Loop op een comfortabele manier naar de overkant en loop door tot over de streep. U start nadat tot 3 is geteld en het startsein "JA" is gegeven.

Druk tegelijk met het startsein de stopwatch in. Klok af zodra de patiënt met één voet over de eindstreep is.

Bereken de gemiddelde snelheid (afstand / aantal seconden).

De test wordt (zo mogelijk) drie maal uitgevoerd, met tussenpozen van minstens 20 seconden en maximaal 2 minuten. Bij 2 of 3 behaalde scores wordt het gemiddelde uitgerekend en genoteerd op het scoreformulier. Ook worden de gebruikte orthesen en loophulpmiddelen genoteerd.

Scoreformulier 10-meter looptest

Vermeld in seconden drie metingen op comfortabele loopsnelheid en bereken daarna het gemiddelde.

Bijlage 3: Fugl-Meyer Brunnström Index been

Ordinale schaal om het functioneel motorisch stadium in te schatten.

Herstelstadia van de beenfunctie:

- **Stadium 1.**

Flacciditeit, paralyse en areflexie.

- **Stadium 2.**

Ontstaan van tonus, motoriek en reflexen. Minimale onwillekeurige beweging van de onderste extremiteit.

- **Stadium 3.**

Heup-, knie- en enkelflexie in zit en stand. Tonus en reflexen kunnen te hoog worden.

- **Stadium 4.**

In zit: flexie knie verder dan 90° met de voet doorglijdend naar achter over de vloer; willekeurige dorsaalflexie in de enkel zonder de voet van de vloer te halen.

- **Stadium 5.**

In stand: onbelast gelokaliseerde knieflexie, heup gestrekt of bijna gestrekt. In stand gelokaliseerde dorsaalflexie in de enkel met gestrekte knie de hiel voorwaarts geplaatst als bij korte schredestand. Tonus en reflexen nemen bij voortgaand herstel weer af.

- **Stadium 6.**

In stand abductie in de heup voorbij de bewegingsuitslag die wordt verkregen door alleen het bekken te eleveren. In zit (met stabilisatie van het bekken, dus alleen vanuit de heup): reciproke actie van de m. biceps femoris en de m. semimembranosis resulterend in endo- en exorotatie van onderbeen in de knie gecombineerd met in- en eversie in de enkel. Spasticiteit is minimaal.

Bijlage 4: Functional Ambulation Categories (FAC)

Nominale schaal voor de mate van zelfstandigheid/afhankelijkheid bij het lopen. Meet de hoeveelheid assistentie die nodig is bij het lopen. Gemakkelijk toe te passen, gevoelig voor veranderingen.

0 = niet functioneel, de revalidant kan niet lopen of heeft bij het lopen hulp nodig van twee of meer personen.

1 = afhankelijk, de revalidant heeft continu een stevige ondersteuning nodig van een persoon om gewicht te dragen en balans te houden.

2 = afhankelijk, de revalidant heeft continu of met tussenpozen lichamelijke hulp nodig bij het bewaren van balans of bij de coördinatie.

3 = afhankelijk, de revalidant behoeft verbale begeleiding of aanwezigheid van een persoon zonder fysiek contact.

4 = onafhankelijk, de revalidant kan zelfstandig lopen op een vlakke ondergrond maar heeft hulp nodig bij traplopen, hellingen of oneffen ondergronden.

5 = onafhankelijk, de revalidant kan zelfstandig lopen op vlakke ondergrond, oneffen ondergronden, hellingen en traplopen.

Bijlage 5: Beschrijving van de klinische situatie tijdens de metingen gedurende het onderzoek

Inleiding

Tijdens het onderzoek worden er metingen gedaan bij zowel de patiënt als aan de voorziening, zijnde een EVO met verstelbare eigenschappen. Tevens wordt de loopvaardigheid van de patiënt die gebruik maakt van deze voorziening gemeten. Deze metingen moeten inzicht gaan geven in het effect van deze verschillende instellingen op de loopvaardigheid van de patiënt. Hiervoor worden de patiëntkarakteristieken vastgelegd in de MAS schaal. Deze MAS geeft inzicht in de mate van spiertonusdysregulatie (spasticiteit). De mate van spasticiteit is namelijk zeer bepalend voor de controle over de stand en de positionering van de voet tijdens het lopen en dus ook op de loopvaardigheid van de patiënt. De loopvaardigheid van de patiënt met EVO wordt gemeten met de 10-meter looptest. Deze test geeft inzicht over het comfortabel looptempo van de patiënt met de EVO. Je zou kunnen zeggen hoe vlotter dit tempo des te comfortabeler de patiënt loopt met de EVO. De verschillende instellingen van de EVO worden vastgelegd met behulp van de OIM meetopstelling.

Het doel van deze beschrijving is aan te tonen dat in deze klinische onderzoekssituatie de OIM meetopstelling valide en betrouwbaar kan meten. De verschillende instellingen van de Spring Swing zijn met behulp van de meetopstelling zeer nauwkeurig te meten. Daarentegen is het effect van deze verschillende instellingen op de loopvaardigheid van de patiënt met behulp van de 10-meter looptest minder nauwkeurig vast te leggen.

Werking OIM meetopstelling

De OIM stijfheidmeter is op de volgende manier geconstrueerd. De EVO is in een stabiel metalen frame opgespannen tijdens de meting, zie figuur 1. De dorsaalflexiehoek van de EVO wordt vastgelegd met een ingebouwde goniometer. De kracht naar dorsaalflexie, geleverd door de EVO, wordt gemeten met een ingebouwde weegschaal. Deze weegschaal heeft een meetnauwkeurigheid van 5 gram. In het metalen frame is een mechanische enkel-as gepositioneerd op een gemiddelde anatomische hoogte van 7,5 cm. Vanaf deze enkel-as is een momentarm uitgezet naar het midden van de weegschaal van 20,3 cm. Deze arm is eveneens een gestandaardiseerde maat voor het werkzame gedeelte van de Spring Swing. Dit werkzame gedeelte bestaat uit een combinatie van een bladveer en drukveer; genaamd power unit.

De gemeten gegevens worden ingevoerd in het programma: "SWIFT EVO-Tester". Dit programma berekent aan de hand van de gemeten opdruk op de weegschaal en de gestandaardiseerde momentarm het moment naar dorsaalflexie aan de hand van de volgende formule;

$$M = F * L$$

Met daarin:

M : Moment in Nm;
F: Kracht in N;
L: Momentarm in m.

De stijfheid van de EVO wordt in het programma berekend met het moment en de ingegeven dorsaalflexiehoek van de EVO aan de hand van de volgende formule

$$k = \frac{M}{\alpha}$$

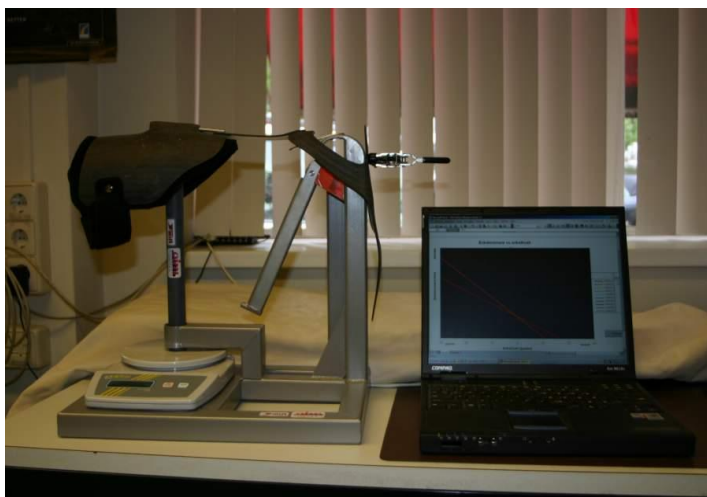
Met daarin:

k : Stijfheid in Nm/°;
M: Moment in Nm;
 α : Dorsaalflexiehoek in °.

Het moment wordt in het programma berekend tot op één tiende nauwkeurig. Wanneer het moment een verandering ondergaat van 0,1 Nm, dan zal dat een verschil opleveren in de afleesbare druk van de weegschaal van 50 g. De weegschaal meet met een interval van 5 gram, wat wil zeggen dat het meetinstrument nauwkeuriger meet dan dat de software nodig heeft. Dat zelfde geldt voor de hoek. De stijfheid wordt bepaald tot op 1 honderdste nauwkeurig. Dat zijn 2 significante cijfers achter de komma. Het moment wordt berekend met 1 significant cijfer achter de komma. Dat wil zeggen dat de stijfheid niet nauwkeuriger weergegeven mag worden dan 1 significant cijfer achter de komma. De af te lezen hoek op de meetopstelling is op 1 graad nauwkeurig te bepalen. Een afwijking van de hoek van 1 graad leidt tot een verandering in de stijfheid van 0,01 Nm/°.

De instelling van de Spring Swing wordt vastgelegd aan de hand van bovenstaande gegevens. Het effect op de loopvaardigheid wordt vastgelegd door de benodigde tijd voor de 10-meter looptest. Het zal onmogelijk zijn om 0,1Nm/° verschil in stijfheid inzichtelijk te maken op deze test. Met andere woorden, de meetopstelling voor het vastleggen van de eigenschappen van de Spring Swing is vele malen nauwkeuriger dan inzichtelijk te maken is met de 10-meter looptest.

Met behulp van correlatiecoëfficiënt-berekeningen is aangetoond dat de inter-beoordelaar- en test-hertest-betrouwbaarheid zeer hoog is. De laagste waarde bedraagt 95% terwijl het gemiddelde rond de 98% ligt.



Figuur 1: De meetopstelling in werking

Bijlage 6: Meetprotocol Spring Swing

Meetapparaat klaar maken voor gebruik:

- Weegschaal in positie zetten; op het roestvrijstalen plaatje.
- Weegschaal aanzetten met ON knop.
- Controleren of deze in gram meet; zo niet ON knop ingedrukt houden totdat de functie verspringt.
- Drukstaafje op de weegschaal leggen- op ON knop drukken- weegschaal dus op 0 instellen.

Stijfheid meten van de toegepaste Spring Swing:

- Spring Swing inspannen met het hielgedeelte op de steun, met de ingebouwde klem vastzetten. Letten op het sluitbandje, deze mag de weegschaal niet raken.
- Meten van de dorsaalflexiehoek van de Spring Swing, met behulp van de ingebouwde goniometer.
- Afgelezen waarde in aantal graden noteren.
- Goniometer naar uitgangspositie terug zetten.
- Drukstaafje in de houder op de weegschaal plaatsen met de afgeronde zijde omhoog in het kuitgedeelte van de Spring Swing. Bij plaatsing van het drukstaafje, het kuitgedeelte van de Spring Swing niet voorbij de 0 graden enkelhoek trekken. Hiervoor dient het staafje door de bovenzijde van de Spring Swing in positie gezet te worden.
- De hoogst afgelezen waarde op de weegschaal noteren.

Gegevens noteren in het programma onder naam, geboortedatum.

Door middel van de gemeten dorsaalflexiehoek en de waarde in gram op de weegschaal berekent het programma de weerstand (ook wel stijfheid genoemd), per graad verdraaiing, naar plantairflexie van de Spring Swing.

Bijlage 7: Scoreformulier

SpringSwing onderzoek: verschil tussen minimale, maximale en subjectieve instelling												
Indicatie : CVA / CP.				Type bladveer: Smal 16mm / Middel 20mm / Breed 26mm.								
Datum meting:												
Naam cliënt:						Geboortedatum:				Gewicht:		kg
10-meter looptest												
Subjectieve instelling												
Meting 1:												sec
Meting 2:												sec
Meting 3:												sec
Gemiddeld:												sec
Aantal slagen ingedraaid:												
Opdruk op weegschaal:												g
Dorsiflexiehoek:												°
Moment:												Nm
Stijfheid:												Nm/°
Beleving:		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Minimale instelling												
Meting 1:												sec
Meting 2:												sec
Meting 3:												sec
Gemiddeld:												sec
Aantal slagen ingedraaid:												
Opdruk op weegschaal:												g
Dorsiflexiehoek:												°
Moment:												Nm
Stijfheid:												Nm/°
Beleving:		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Maximale instelling												
Meting 1:												sec
Meting 2:												sec
Meting 3:												sec
Gemiddeld:												sec
Aantal slagen ingedraaid:												
Opdruk op weegschaal:												g
Dorsiflexiehoek:												°
Moment:												Nm
Stijfheid:												Nm/°
Beleving:		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Modified Ashworth Scale												
Plantairflexie:		0	1	1+	2	3	4					
Dorsiflexie:		0	1	1+	2	3	4					
Knie-flexie:		0	1	1+	2	3	4					
Knie-extensie:		0	1	1+	2	3	4					

Modified Ashworth Scale

- 0 = geen contractie
- 1 = lichte toename, plotse weerstand, daarna ontspanning of minimale weerstand eindstand
- 1+ = licht verhoogd, plotse weerstand gevolgd door licht verhoogde weerstand over maximaal 50% van het traject
- 2 = matig verhoogd in het grootste deel van het traject
- 3 = ernstig verhoogd, passief bewegen moeilijk uitvoerbaar
- 4 = passief bewegen vrijwel onmogelijk met gefixeerde stand in flexie of extensie

Bijlage 8: Overzichtstabel gemeten gegevens (1)

Clientnr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9
CP/CVA	CP	CP	CP	CP	CVA	CVA	CVA	CVA	CVA
geboortjaar	1992	1994	1995	1994	1958	1992	1991	1971	1987
lengte (m)	1,86	1,62	1,89		1,82	1,78		1,75	1,73
gewicht (kg)	80		70	67,3	69	64		78	63
Subjectieve instelling									
10-meter looptest									
Meting 1 (s)	7,44	7,85	6,63	7,41	16,78	9,19	21,47	8,12	10,03
Meting 2 (s)	7,35	8,00	7,00	7,97	15,53	8,56	13,53	7,94	10,19
Meting 3 (s)	7,28	8,03	6,87	7,37	15,87	8,81	17,07	7,59	9,88
Gemiddelde (s)	7,36	7,96	6,83	7,58	16,06	8,85	17,36	7,88	10,03
Loopsnelheid (m/s)	1,36	1,26	1,46	1,32	0,62	1,13	0,58	1,27	1,00
Aantal slagen ingedraaid	4	4,5	6	3,5	7		5 mm	5	7,5
Opdruk (g)	1675	1730	845	1210	2050	1470		1260	1620
Dorsiflexiehoek (°)	18	19	20	18	17	16	12	15	18
Moment (Nm)	3,4	3,5	1,7	2,4	4,1	2,9	2,5	2,5	3,2
Stijfheid (Nm/°)	0,19	0,18	0,09	0,13	0,24	0,18	0,21	0,17	0,18
Beleving	8	7	8	7				8	6
Minimale instelling									
10-meter looptest									
Meting 1 (s)	7,16	8,31	6,97	6,84	16,75	8,63	27,38	8,46	10,10
Meting 2 (s)	7,06	8,40	7,12	6,69	16,96	8,84	16,12	8,16	10,31
Meting 3 (s)	7,07	8,00	7,22	7,10	17,25	8,88	35,44	9,47	10,03
Gemiddelde (s)	7,10	8,24	7,10	6,88	16,99	8,78	26,31	8,70	10,15
Loopsnelheid (m/s)	1,41	1,21	1,41	1,45	0,59	1,14	0,38	1,15	0,99
Aantal slagen ingedraaid	0	0	0	0	0			0	0
Opdruk (g)	1355	1140	650	1070	1705	1320		1055	1290
Dorsiflexiehoek (°)	16	17	14	15	15	15	11	12	14
Moment (Nm)	2,7	2,9	1,3	2,1	3,4	2,6	2,2	2,1	2,6
Stijfheid (Nm/°)	0,17	0,17	0,09	0,14	0,23	0,17	0,20	0,18	0,19
Beleving	6	6	8	8				6,5	5
Maximale instelling									
10-meter looptest									
Meting 1 (s)	7,06	7,62	6,91	7,57	18,25	8,19	21,72	8,19	9,96
Meting 2 (s)	7,28	8,09	7,10	7,03	16,90	8,89	15,03	7,72	9,84
Meting 3 (s)	7,37	8,28	7,03	8,00	16,37	8,66	18,22	7,59	9,72
Gemiddelde (s)	7,24	8,00	7,01	7,53	17,17	8,58	18,32	7,83	9,84
Loopsnelheid (m/s)	1,38	1,25	1,43	1,33	0,58	1,17	0,55	1,28	1,02
Aantal slagen ingedraaid	9	9	9	7	10		7 mm	9	9,5
Opdruk (g)	1975	1850	895	1380	2110	1730		1695	1820
Dorsiflexiehoek (°)	19	21	22	19	19	21	14	18	20
Moment (Nm)	4	3,7	1,8	2,18	4,2	3,5	3,3	3,4	3,6
Stijfheid (Nm/°)	0,21	0,18	0,08	0,11	0,22	0,17	0,24	0,19	0,18
Beleving	8	7	4	7				9	7
Modified Ashworth Scale									
Plantairflexie	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Dorsiflexie	3	1,5	1	1	3	1,5	2	1	3
Knie-flexie	0	0	0	0	1	0	0	0	1,5
Knie-extensie	1,5	0	0	1	1	0	1	0	1,5

Overzichtstabel gemeten gegevens (2)

Clientnr.	10	11	12	13	14	15	16	17	18
CP/CVA	CVA	CVA	CVA	CVA	CVA	CVA	CVA	CVA	CVA
geboortjaar	1984	1994	1993	1993	1944	1934	1992	1943	1988
lengte (m)	1,90	1,63	1,68			1,80	1,90		1,67
gewicht (kg)	110	65	57	57	94	93	70	88	57
Subjectieve instelling									
10-meter looptest									
Meting 1 (s)	18,28	7,54	8,56	9,00	46,87	13,34	7,65	13,19	9,31
Meting 2 (s)	19,16	7,56	8,91	9,32	46,07	13,78	7,00	12,44	9,56
Meting 3 (s)	17,84	7,41	8,41	9,10	48,41	12,37	7,37	13,41	9,28
Gemiddelde (s)	18,43	7,50	8,63	9,14	47,12	13,16	7,34	13,01	9,38
Loopsnelheid (m/s)	0,54	1,33	1,16	1,09	0,21	0,76	1,36	0,77	1,07
Aantal slagen ingedraaid	4	5,5	5	10	8,5	3	9	5	4
Opdruk (g)	1025	1825	1305	2315	3880	1765	1845	2030	1865
Dorsiflexiehoek (°)	15	17	14	22	23	15	20	20	20
Moment (Nm)	2,1	3,7	2,6	4,6	7,8	3,5	3,7	4,1	3,7
Stijfheid (Nm/°)	0,14	0,22	0,19	0,21	0,34	0,23	0,19	0,21	0,19
Beleving	8	9	7	8	5	6	7	7	6
Minimale instelling									
10-meter looptest									
Meting 1 (s)	19,47	7,44	9,00	9,78	49,75	12,34	6,97	12,69	9,78
Meting 2 (s)	19,09	7,96	8,82	10,22	50,21	12,31	7,31	12,10	10,00
Meting 3 (s)	18,28	7,81	8,78	9,50	55,53	12,19	7,50	12,65	10,00
Gemiddelde (s)	18,95	7,74	8,87	9,83	51,83	12,28	7,26	12,48	9,93
Loopsnelheid (m/s)	0,53	1,29	1,13	1,02	0,19	0,81	1,38	0,80	1,01
Aantal slagen ingedraaid	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Opdruk (g)	850	1690	920	1830	3260	1635	1350	1745	1680
Dorsiflexiehoek (°)	14	17	12	18	21	14	16	16	16
Moment (Nm)	1,7	3,4	1,8	3,7	6,5	3,3	2,7	3,5	3,4
Stijfheid (Nm/°)	0,12	0,20	0,15	0,21	0,31	0,24	0,17	0,22	0,21
Beleving	6	8	4	6	4	7	6	5	4
Maximale instelling									
10-meter looptest									
Meting 1 (s)	19,15	8,00	8,91	8,91	51,79	12,22	7,25	12,97	9,62
Meting 2 (s)	16,25	7,59	8,37	9,25	51,72	11,75	8,04	12,37	9,78
Meting 3 (s)	15,20	7,72	8,57	9,31	48,88	11,81	7,40	13,34	9,56
Gemiddelde (s)	16,87	7,77	8,62	9,16	50,80	11,93	7,56	12,89	9,65
Loopsnelheid (m/s)	0,59	1,29	1,16	1,09	0,20	0,84	1,32	0,78	1,04
Aantal slagen ingedraaid	11	13	13	13	11,5	10	11	10	9,5
Opdruk (g)	1185	2350	1520	2430	4230	1780	1890	2150	2245
Dorsiflexiehoek (°)	18	22	18	22	25	16	21	21	22
Moment (Nm)	2,4	4,7	3	4,9	8,5	3,6	3,8	4,3	4,5
Stijfheid (Nm/°)	0,13	0,21	0,17	0,22	0,34	0,23	0,18	0,20	0,20
Beleving	9	10	8	9	9	7	7	7	7,5
Modified Ashworth Scale									
Plantairflexie	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Dorsiflexie	1	1,5	1,5	2	3	0	1,5	2	3
Knie-flexie	0	0	0	0	1,5	0	0	3	1
Knie-extensie	0	1	1	0	0	0	1,5	0	0