

Bacheloropleiding Orthopedische Technologie

De invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon bij een CVA cliënt met spasticiteit



*Orthopedische
Technologie
Veltijd*



Dennis Bouckaert

Academiejaar 2009-2010

Voorwoord

Voor u ligt de scriptie: “De invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon bij een CVA cliënt met spasticiteit”, geschreven in het kader van het afstuderen van Dennis Bouckaert, 4^e jaars student Orthopedische Technologie aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven.

Mijn afstudeerstage heeft plaats gevonden bij OIM Orthopedie te Arnhem. OIM Orthopedie te Arnhem is een prettig bedrijf om stage te lopen. Ik heb er veel geleerd. De openhartigheid en goede werksfeer op de aanmeetlocatie en de werkplaats zijn een belangrijke factor, waardoor ik mijn afstudeerstage tot een goed einde heb kunnen brengen. Het zijn teveel medewerkers om ze afzonderlijk te benoemen, vandaar dat ik ze allemaal tegelijk wil bedanken, ook de medewerkers in Uden en Ede.

In het bijzonder wil ik Wim Pijl bedanken voor de leerzame periode. Met hem heb ik de meeste tijd meegedraaid. We hebben samen veel spreekuren kinderrevalidatie gehad. Ik vond het een prettige samenwerking.

Paul de Jager wil ik bedanken voor het mogelijk maken van mijn afstudeerstage. Ik kreeg veel vrijheid om de stage een eigen invulling te geven en voor vragen, feedback of een goed gesprek was hij altijd bereid om tijd vrij te maken.

Jessica van Dijk, mijn begeleider van de opleiding Orthopedische Technologie, wil ik bedanken voor haar hulp gedurende de gehele afstudeerperiode.

Ook Hein van de Vrande wil ik bedanken voor de medewerking die hij me verleend heeft in het Bewegings Analyse Lab.

Ten slotte gaat een speciaal woord van dank uit naar de cliënt die bereid was om mee te werken aan het onderzoek.

Mei 2010,

Dennis Bouckaert

Samenvatting

De Spring Swing is een dynamische enkelvoetorthese (EVO) met een traploos instelbare weerstand naar plantairflexie, die ingezet kan worden ter compensatie van een dropfoot. De Spring Swing wordt bij OIM veel toegepast bij onder andere cliënten met Cerebro Vasculair Accident (CVA) en de gebruikers hiervan zijn er zeer over te spreken. Er is echter nog niet aangetoond wat de invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing is op het gangpatroon van CVA cliënten. Vandaar dat de doelstelling van dit onderzoek luidt: "Op biomechanisch vlak inzicht verschaffen over de invloed van het verstellen van de Spring Swing op het gangpatroon van een CVA cliënt."

Om te bepalen wat het effect is van het verstellen van de Spring Swing op het gangpatroon van een CVA cliënt, is er allereerst een literatuuronderzoek verricht naar de gevolgen van CVA op het gangpatroon. Daarnaast is er een onderzoek uitgevoerd in een looplaboratorium, waarbij een CVA cliënt een aantal testen heeft doorlopen met verschillende instellingen van de Spring Swing. Op die manier werd er getracht verschillen tussen de instellingen inzichtelijk te maken. In het onderzoek zijn onder andere de volgende parameters vastgelegd: fasen van de gangcyclus, loopsnelheid en energieverbruik. De waarden van de verschillende instellingen zijn met elkaar vergeleken, maar ook met waarden verkregen uit het literatuuronderzoek en met de waarden beschreven in het boek Ganganalyse & Looptraining voor de paramedicus (Deckers & Beckers, 1996).

Uit het literatuuronderzoek blijkt dat na CVA, loopsnelheid, cadans en staplengte afnemen. Schredentijd, bipedale fase en stapbreedte nemen juist toe. Bij CVA patiënten is de standfase van de aangedane zijde korter dan de standfase van de niet aangedane zijde.

Na analyse van de data uit het looplab blijkt dat er een sterk verschil is in het geleverde moment van de Spring Swing, bij de verschillende instellingen, terwijl dit verschil niet tot uiting komt in een veranderend gangpatroon. Op het gebied van ganganalyse zijn er geen significante verschillen aangetoond. Er is wel een duidelijk verschil gevonden in de beleving van de cliënt, deze heeft namelijk een sterke voorkeur voor de maximale instelling.

De cliënt ervaart een duidelijk verschil qua instelling, echter is dit verschil niet te verklaren aan de hand van het gangbeeld. Geconcludeerd kan worden dat het wijzigen van de instelling van de Spring Swing geen invloed heeft op het gangpatroon van een CVA cliënt, maar dat het wel een meerwaarde heeft voor de loopbeleving van de cliënt.

Summary

The Spring Swing is a dynamic ankle-foot orthosis (AFO) with a continuously adjustable resistance to plantarflexion, that can be used to offset a dropfoot. The Spring Swing is widely prescribed by OIM for clients with Cerebro Vascular Accident (CVA), and the users are very pleased about it. However, there has not yet been demonstrated what the influence of changing the settings of the Spring Swing is on the gait of stroke clients. Therefore the aim of this study is: "Gain insights on biomechanical level of the effect of adjusting the Spring Swing on the gait of stroke clients."

To determine the impact of adjusting the Spring Swing on gait of a stroke client, there first is performed a literature study on gait following stroke. In addition, a study carried out in a laboratory, where a number of tests were performed by a stroke client, with various settings of the Spring Swing. In this way it can provide more insight in differences between the settings. In the study, inter alia, the following parameters are assessed: gait phases, walking speed and energy consumption. The values of the different settings are compared with each other, but also with values obtained from the literature study and with the values described in the book *Ganganalyse & Looptraining voor de paramedicus* (Deckers & Beckers, 1996).

The literature study shows that after stroke, walking speed, cadence and stride length decrease. Gait cycle, phase of double support and step width increase. In stroke patients, the stance phase of the affected side is shorter than the stance phase of the unaffected side.

After analyzing the data from the laboratory, it is apparent that there is a strong difference in the torque of the Spring Swing, at different settings, but this difference was not reflected in a shifted gait. In the field of gait analysis, no significant differences were detected. A clear difference was found in the perception of the client, this is namely a strong preference for the maximum setting.

The client experiences a clear difference in setting, but this difference can't be explained based on the gait. It can be concluded that changing the setting of the Spring Swing does not affect the gait of a stroke client, but that it has added value to the customers perception of walking.

Inhoudsopgave

1.	Inleiding	7
2.	Theoretisch kader	8
2.1	CVA	8
2.2	Spring Swing	11
2.3	De loopcyclus.....	12
3.	Literatuuronderzoek.....	14
4.	Methode.....	20
4.1	Looptest over krachtenplatform	20
4.1.1	Gangcyclusmomenten	21
4.1.2	Fasen van de gangcyclus	22
4.1.3	Goniometrie van de gewrichten.....	22
4.1.4	Externe momenten rond de gewrichten	23
4.2	Physiological Cost Index	24
4.3	Tien meter looptest.....	25
4.4	Visueel Analoge Schaal.....	25
4.5	OIM stijfheidmeter	26
4.6	Modified Ashworth Scale	26
4.7	Aanpak.....	27
5.	Resultaten.....	28
5.1	Gangcyclusmomenten	28
5.2	Fasen van de gangcyclus	29
5.3	Goniometrie van de gewrichten.....	29
5.4	Externe momenten rond de gewrichten	32
5.5	Physiological Cost Index	33
5.6	Tien meter looptest.....	34
5.7	Visueel Analoge Schaal.....	34
5.8	Eigenschappen Spring Swing	34
5.9	Modified Asworth Scale	35
6.	Discussie	36
6.1	Parameters	36
6.2	Aandachtspunten	38
7.	Conclusie en aanbevelingen	40
	Literatuurlijst	41

Bijlage I: OIM stijfheidmeter	43
Bijlage II: Onderzoeksprotocol	45
Bijlage III: Goniometrie gewrichten.....	55
Bijlage IV: Tabellen resultaten onderzoek.....	56
Bijlage V: Informed Consent.....	57

1. Inleiding

De Spring Swing is een EVO, die ontwikkeld is bij OIM Orthopedie te Arnhem. De Spring Swing is ontwikkeld vanuit de behoefte aan een EVO die meer dynamisch is dan de meeste EVO's op de markt, geproduceerd ter compensatie van een dropfoot. Een dropfoot leidt tot een aanzienlijk groter gevaar voor struikelen. De meeste EVO's die dienen ter compensatie van een dropfoot hebben dan ook de functie om de voet op te tillen, dus om te voorkomen dat de voet naar beneden valt. De meeste EVO's op de markt zijn redelijk stug, waardoor ze zowel bewegingen in de richting van plantairflexie als dorsaalflexie beperken. Om aan de zorgvraag te voldoen, dient alleen de beweging richting plantairflexie beperkt te worden. Het onnodig blokkeren in dorsaalflexie richting kan leiden tot problemen in de enkel, zoals verstijving van het gewricht.

De Spring Swing is een dynamische EVO met een traploos instelbare weerstand naar plantairflexie, waarbij de bewegingsuitslag naar dorsaalflexie niet beperkt wordt. Hierdoor zorgt de Spring Swing ervoor dat de voet slechts opgetild wordt, wanneer dat nodig is, namelijk tijdens de zwaai fase. Bewegingen naar dorsaalflexie, tijdens standfase van foot-flat tot heel-off, worden toegelaten. Dat leidt tot een natuurlijker gangpatroon en er zullen minder complicaties optreden, dan wanneer de bewegingsvrijheid van de enkel beperkt zou worden. Een voordeel van de traploze instelling is dat de Spring Swing individueel afgesteld kan worden naar de behoefte van de cliënt. Bovendien lijkt het een meerwaarde dat de Spring Swing op ieder gewenst moment bijgesteld kan worden, bijvoorbeeld bij CVA cliënten met wisselende spasticiteit. Door een fenol of botuline toxine behandeling kan de mate van spasticiteit wisselen, waardoor er een verandering optreedt in de benodigde weerstand naar plantairflexie.

De Spring Swing wordt bij OIM veel toegepast en de gebruikers hiervan zijn er zeer over te spreken. Het lijkt een ideale oplossing, maar is dat het ook? Zijn er verschillen te bemerken in het gangpatroon, na het verstellen van de Spring Swing? Verandert de loopsnelheid? Loopt een patiënt veiliger? Dat zijn allemaal vragen, waar met behulp van dit onderzoek, getracht wordt antwoord op te geven.

Doelstelling

Het onderzoek zal op biomechanisch vlak inzicht verschaffen over de invloed van het verstellen van de Spring Swing op het gangpatroon van een CVA cliënt. Met dit inzicht kan de loopfunctie qua kwaliteit en comfort verbeterd worden. Hierbij is de volgende onderzoeksvraag opgesteld.

Onderzoeksvraag

Wat is de invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon bij een CVA cliënt met spasticiteit?

Antwoord op deze vraag wordt gezocht aan de hand van een onderzoek. Het onderzoek zal uit twee delen bestaan. Een eerste deel van het onderzoek is een literatuuronderzoek, om te bepalen wat de gevolgen van CVA zijn op het gangpatroon. Het tweede deel behelst een praktisch onderzoek, dat uitgevoerd zal worden in het Bewegings Analyse Lab (BAL) van de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Daar zullen looptesten over een krachtenplatform voor gangbeeldanalyse, looptesten om het energieverbruik te meten en metingen van de instelling van de Spring Swing plaatsvinden. Bij het onderzoek in het BAL worden een aantal parameters vastgelegd bij verschillende instellingen van de Spring Swing. De onderzochte parameters zijn onder andere: goniometrie van de gewrichten, energieverbruik, loopsnelheid en beleving van de cliënt. De verschillende parameters zullen met elkaar vergeleken worden, alsmede met de waarden verkregen uit het literatuuronderzoek en de waarden beschreven in het boek: "Ganganalyse & Looptraining voor de paramedicus" (Deckers & Beckers, 1996).

2. Theoretisch kader

In het theoretisch kader wordt allereerst ingegaan op CVA. Wat houdt het precies in, wat zijn de belangrijkste oorzaken en gevolgen van CVA enzovoorts. Daarna wordt de werking van de Spring Swing verder uitgediept. Ten slotte volgt een uitleg van het “normale” gangpatroon, om duidelijk te krijgen waarop het gangbeeld van de CVA cliënt beoordeeld wordt.

2.1 CVA

Cerebro Vasculair Accident is een veel voorkomende ziekte. Letterlijk vertaald is het een ongeval, voorval of toeval (accident) betrekking hebbende op het vaatstelsel (vasculair) van de hersenen (cerebro). In de volksmond wordt CVA ook wel beroerte genoemd, of in het Engels: stroke. CVA is een verzamelnaam voor een aantal aandoeningen, die te maken hebben met een verstoorde doorbloeding van de hersenen. CVA is een acute verstoring van de bloedvoorziening van de hersenen, die tot neurologische verschijnselen aanleiding geeft en langer dan 24 uur duurt, of binnen die tijdsperiode tot de dood leidt. De verstoring van de bloedvoorziening kan ontstaan door een herseninfarct (een afsluiting van een bloedvat) of door een hersenbloeding (het openbarsten van een bloedvat) (Eysink & Bots, 2006).

Er zijn meerdere classificatiemethoden voor CVA. De classificatie die wereldwijd gebruikt wordt voor sterftestatistiek en ziekenhuisregistraties is de International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems (ICD). De nieuwste versie van deze classificatie, de ICD-10, ziet er als volgt uit (World Health Organization, 2006):

Hemorragie Cerebri:	hersenbloeding of intracerebrale bloeding. Deze groep vormt ongeveer 15 % van CVA.
Hemorragie Subarachnoidalis:	bloeding onder het spinnenwebvlies, ook wel extracerebrale bloeding. Deze groep vormt ongeveer 5% van CVA.
Cerebraal infarct:	infarct in de hersenen. Dit is veruit de grootste groep, met ongeveer 75%.
Overige en niet gespecificeerde beroertes. Deze groep beslaat ongeveer 5% van CVA.	

Een veel voorkomende verwarring met CVA is de zogenaamde Transient Ischaemic Attack (TIA). Bij een TIA is er een verstoring van de bloedvoorziening in de hersenen, waarvan de neurologische verschijnselen binnen 24 uur geheel verdwenen zijn. Vaak wordt een TIA als CVA aangeduid, maar door de definitie van de World Health Organisation, waarin staat dat de neurologische verschijnselen langer dan 24 uur moet duren, valt TIA niet onder CVA.

Risicofactoren

De risicofactoren voor een CVA zijn dezelfde als de risicofactoren voor hart en vaatziekten in het algemeen (Lissens, 2008):

- hypertensie: hoge bloeddruk
- hoge leeftijd
- roken
- atriumfibrilleren: hartritme stoornissen
- diabetes
- gebrek aan lichaamsbeweging
- ernstig overgewicht

Oorzaken

De belangrijkste oorzaken van CVA zijn (Lissens, 2008; Mens, 2002):

- intra-arteriele embolus uit de arteria carotis interna: afsluiting door bloedklonters afkomstig uit de halsslagader;
- embolus door bloedklonters uit het hart;
- lokale afsluitingen op basis van vaatwandafwijkingen;
- afwijkingen in de bloedsamenstelling, zoals verdikking van het bloed;
- arteriosclerose: slagaderverkalking, waarbij de gevormde plaque los kan raken en elders een embolus kan veroorzaken;
- schedeltraumata;
- zeldzamere oorzaken als:
 - corticale veneuze trombose (bloedklonters ontstaan in de aders van de hersenschors);
 - migraine;
 - vaat anomalies (afwijkingen in de vaten);
 - lokale ruimte innemende processen, zoals een tumor.

Gevolgen

Zoals eerder genoemd, gaat CVA altijd gepaard met neurologische uitvalsverschijnselen. De gevolgen van CVA hangen van de ernst en de locatie waar de afsluiting zich voor gedaan heeft af. Meestal zijn de uitvalsverschijnselen aan de contralaterale (tegenovergestelde) zijde van de locatie van het CVA. De veel voorkomende gevolgen van CVA zijn onder te verdelen in lichamelijke en geestelijke gevolgen (Mens, 2002). Deze worden hieronder opgesomd.

Lichamelijke gevolgen:

- verhoogde bloeddruk, meestal de eerste weken na een CVA
- hemiplegie: verlamming aan één zijde van het lichaam
- hemiparese: gedeeltelijke verlamming aan één zijde van het lichaam
- hypotonie: onvoldoende spanning van de spieren, meestal voorkomend in de eerste dagen/weken na CVA
- hypertonie: verhoogde spanning van de spieren, ook wel spasticiteit genoemd
- sensibiliteitsstoornissen, meestal aan dezelfde zijde als de verlamming. Waarin de sensibele (pijn, temperatuur en dergelijke) verminderd is, verschilt per persoon
- hemianopsie: gedeelte van het gezichtsveld is uitgevallen
- slikstoornissen
- constante vermoeidheid
- obstipatie, meestal door verminderde beweging
- incontinentie

Geestelijke gevolgen:

- aandacht of concentratiestoornissen
- geheugenstoornissen
- neglect: patiënt heeft geen aandacht meer voor de aangedane lichaamszijde en de ruimte daarom heen
- afasie: vermindering of verlies van het vermogen zich uit te drukken door middel van spraak, schrift of tekens
- apraxie: het onvermogen om doelbewuste handelingen uit te voeren
- depressies

Prevalentie en incidentie

Uit cijfers van het nationaal Kompas Volksgezondheid (Eysink & Bots, 2006), blijkt dat de prevalentie (aantal patiënten op een bepaald moment) van CVA in 2003 in Nederland 216.500 was. Dat is gebaseerd op cijfers van huisartsenregistraties. Daarbij komen nog 12.000 personen die opgenomen waren in verpleegtehuizen. TIA werd dat jaar bij bijna 20.000 personen geconstateerd.

Uit hetzelfde onderzoek van het Nationaal Kompas Volksgezondheid, blijkt dat de incidentie (aantal patiënten dat voor de eerste keer CVA kreeg) in 2003 in Nederland 33.700 was. Waarschijnlijk liggen de werkelijke waarden aanzienlijk hoger, aangezien CVA in de huisartsenregistraties alleen meegeteld wordt op het moment dat de patiënt zelf gezien is door de huisarts, of dat de huisarts bericht heeft ontvangen van de neuroloog met de diagnose CVA.

Over het algemeen kan gezegd worden dat de prevalentie sterk toeneemt naarmate de leeftijd hoger wordt. Onder de 60 jaar komt CVA nauwelijks voor. Mannen en vrouwen hebben een even grote kans om tijdens hun leven een CVA of TIA te krijgen.

Prognose

CVA is de belangrijkste oorzaak van verlammingen. De prognose bij CVA is als volgt (Lissens, 2008):

10 % herstelt volledig;

30 % houdt een beperkte handicap over;

40 % heeft te maken met serieuze gebreken, maar kan nog wel zelfstandig wonen;

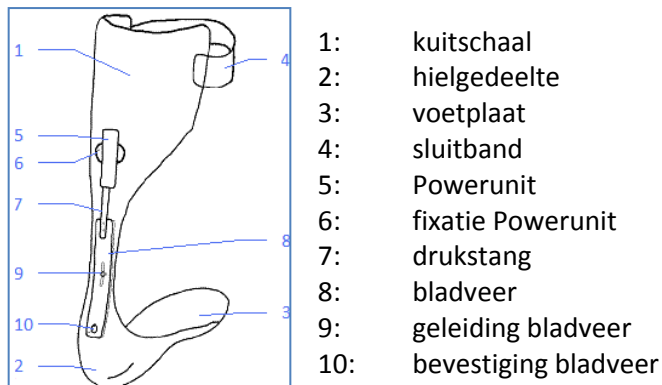
10 % is gebonden aan een rust en verzorgingstehuis;

10 % overlijdt direct aan de gevolgen van CVA.

Het sterftecijfer in Nederland aan CVA lag in 2004 op ruim 11.000 (Eysink & Bots, 2006). De meest recente cijfers komen uit een rapport van de Nederlandse Hart Stichting. Daaruit blijkt dat in 2009 in Nederland 9.268 personen overleden zijn aan de gevolgen van CVA (Vaartjes, Dis, Visseren, & Bots, 2009). In Nederland zijn hart en vaatziekten, waar CVA onder valt, voor vrouwen doodsoorzaak nummer één en voor mannen is het doodsoorzaak nummer twee.

2.2 Spring Swing

De Spring Swing is in grote lijnen hetzelfde opgebouwd als een standaard EVO type peroneusveer. Het enige verschil aan de Spring Swing is het verende gedeelte dat aan de posterieure zijde van de orthese bevestigd is. De Spring Swing bestaat uit de onderdelen beschreven in figuur 1.



Figuur 1: Spring Swing

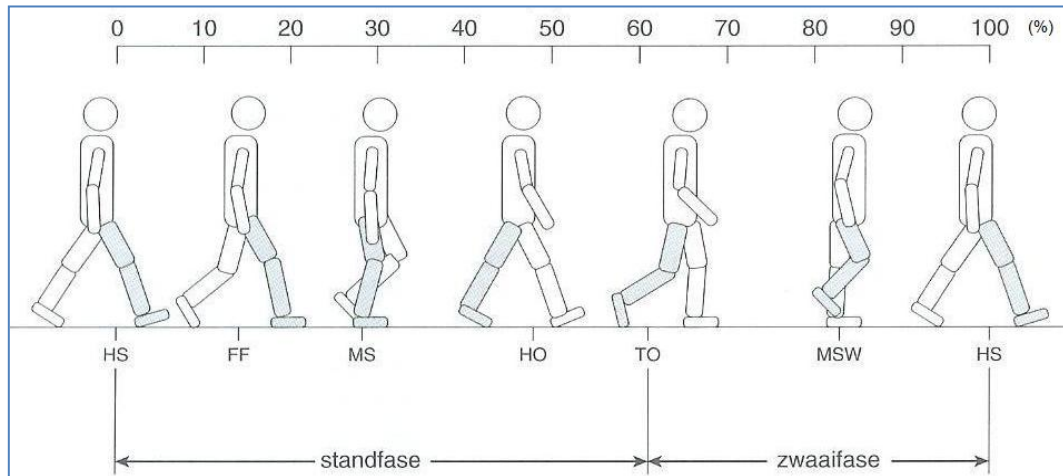
De verende constructie van de Spring Swing bestaat uit een zogenaamde Powerunit, drukstang en bladveer. De Powerunit (5) is een stalen buisje met schroefdraad, waar een ronde bevestigingslip op gelast is. De Powerunit wordt voor het trekken van de kunststofplaat met de bevestigingslip op het gipsmodel aangebracht. Daardoor zit na het trekken van de kunststofplaat, de Powerunit verzonken in de kunststof. Aan de bovenzijde van de Powerunit is een stelschroefje ingedraaid, waaronder zich een schroefveer bevindt. Deze schroefveer drukt, middels een overgangsnippel op de drukstang (7). De drukstang zit aan de ene zijde ± 10 mm in de Powerunit. Aan de andere zijde is de drukstang bevestigd aan een bladveer van polypropyleen (8). De bladveer is aan de EVO verbonden door middel van een schroef en moer (10). Om ervoor te zorgen dat tijdens het buigen van de EVO, de bladveer meebuigt in plaats van dat de bladveer loskomt van de EVO, is er een geleiding aangebracht (9). In de bladveer is een gleufje gefreesd en op de Spring Swing is een geleidingsschroefje aangebracht, die ervoor zorgt dat de bladveer tegen de Spring Swing blijft zitten.

De instelbaarheid van de Spring Swing wordt mogelijk gemaakt door het stelschroefje te verdraaien. Daardoor verandert de spanning op de schroefveer. Dit leidt tot een verandering van de dorsaalflexiehoek en daarmee tot een verandering in de weerstand tegen verbuiging naar plantairflexie.

2.3 De loopcyclus

Een duidelijk overzicht van de loopcyclus staat beschreven in het boek: “Ganganalyse & Looptraining voor de paramedicus” (Deckers & Beckers, 1996). Hieronder volgt een kort overzicht.

Het lopen kan beschreven worden als een serie ritmische alternerende bewegingen van de extremiteiten en de romp, welke resulteren in het naar voren brengen van het zwaartepunt. Deze loopcyclus kan onderverdeeld worden in een aantal herkenbare fasen. Deze zijn in figuur 2 te zien. Daarbij staat in procenten aangegeven op welk moment van de gangcyclus de fase zich voordoet. Verder is uit de figuur op te maken dat de loopcyclus uit een standfase (de fase waarin een voet contact met de grond heeft) en een zwaai fase (fase waarin de voet los van de grond is) bestaat. In een normaal gangpatroon beslaat de standfase 60% van de gangcyclus en de zwaai fase 40%.



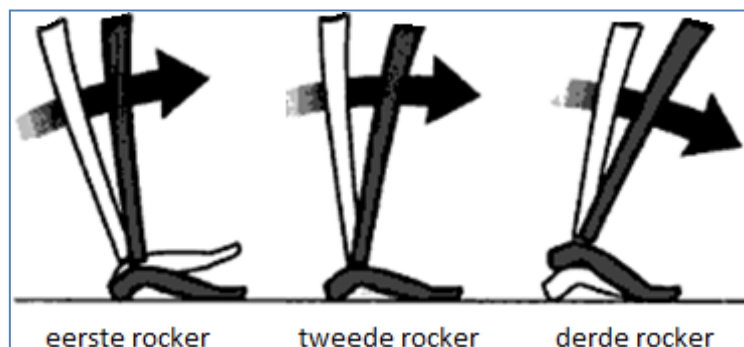
Figuur 2: de loopcyclus

Een verklaring van de afkortingen:

- Heel-strike (HS) : het moment dat de hiel de grond raakt.
- Foot-flat (FF) : het moment dat de voet vlak op de grond staat.
- Mid-stance (MS) : het moment dat het grootste gewicht op het steunbeen komt.
- Heel-off (HO) : het moment dat de hiel de grond verlaat.
- Toe-off (TO) : het moment dat de tenen de grond verlaten.
- Mid-swing (MSW) : het moment dat het been zich in het midden van de zwaai fase bevindt.

Soms wordt er gesproken van de term initial-contact (IC). Dat is het geval wanneer het eerste contact van de voet met de grond na de zwaai fase niet met de hiel, maar met een ander deel gebeurt, bijvoorbeeld met de gehele voetzool. De term heel-strike zou dan niet op zijn plaats zijn.

De standfase kan ook ingedeeld worden aan de hand van de voetafwikkeling. De voetafwikkeling bestaat uit drie fasen, de zogenaamde rockers (Perry, 1992). Deze zijn te zien in figuur 3.

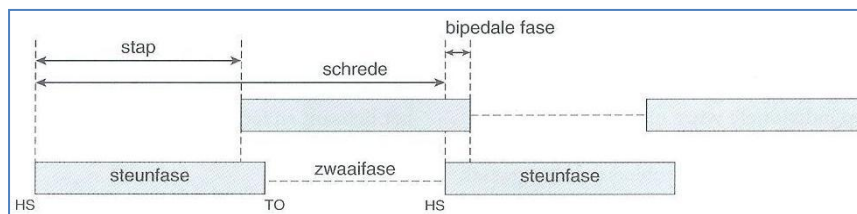


Figuur 3: voetafwikkeling

Daarbij is er het volgende onderscheid:

- Eerste rocker: Hielaftwikkeling, periode van heel-strike tot foot-flat. Hierbij vindt er een rotatie rond de hiel plaats in de richting van plantairflexie.
- Tweede rocker: Enkelafwikkeling, de periode tussen foot-flat en heel-off. Hierbij vindt er dorsaalflexie plaats, terwijl de voet vlak op de grond blijft staan.
- Derde rocker: Voorvoetaftwikkeling, periode van heel-off tot toe-off. Rotatie rond de metatarsaalkoppen in de richting van plantairflexie.

Tijdens het lopen is er een afwisselende heel-strike van beide voeten. De fase tussen twee heel-strike's van één voet wordt schrede genoemd. De fase tussen heel-strike van de ene voet en heel-strike van de andere voet wordt stap genoemd. Dat is in figuur 4 te zien. Uit het figuur valt verder op te maken dat er een korte periode is, waarbij beide voeten contact met de grond hebben. Dat wordt de bipedale fase genoemd. Logischerwijs wordt de fase waarin slechts een voet contact met de grond heeft, de monopedale fase genoemd.



Figuur 4: verdeling steunfase

3. Literatuuronderzoek

Om de invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing bij CVA patiënten inzichtelijk te maken, moeten eerst de gevolgen van CVA op het gangpatroon in kaart gebracht worden. Op het moment dat het verschil tussen het gangpatroon van CVA patiënten en dat van gezonde personen is vastgelegd, kunnen deze waarden vergeleken worden met de resultaten van het onderzoek. Daarbij wordt de hypothese gesteld dat hoe meer de resultaten van het onderzoek de waarden van gezonde personen benaderen, hoe effectiever dat de Spring Swing zijn werk doet.

Om duidelijk te krijgen wat de gevolgen van CVA op het gangpatroon zijn, is dit literatuuronderzoek uitgevoerd. Daarbij is gebruik gemaakt van de volgende databanken: Pubmed, Medline, Worldcat en Scirus. Volledige teksten werden gevonden op Sciencedirect, Arhives of Physical Medicine and Rehabilitation, Dancedispatch, Rehabilitation Research & Development Service, Journal of the American Physical Therapy Association en American Heart Association Journals. De gebruikte zoekmachines zijn: Google, Google Scholar en Felix. Bij Felix is de categorie zorg geselecteerd, waardoor er een automatische selectie van bruikbare bronnen gemaakt werd. De gebruikte zoektermen zijn: CVA, gait, gait pattern, gangpatroon, hemiplegia, hemiplegic, kinematics, kinetics, parameters, stroke, walking. Daarbij is de zoekopdracht aangevuld met Booleaanse operatoren. In totaal zijn er 35 stukken doorgenomen en tien daarvan zijn verwerkt in dit literatuuronderzoek. Per onderzoek wordt kort uitgelegd wat de bevindingen zijn. Indien er waarden beschikbaar zijn, staan deze vermeld in de tabel die bij het stukje hoort. Een aantal fasen van het gangpatroon, zoals de monopedale fase en zwaafase worden uitgedrukt in percentage van de gangcyclus (%GC). Bij alle onderzoeken betrof het CVA patiënten met een hemiplegisch beeld. Patiënten met een diplegisch beeld zijn niet meegenomen in dit literatuuronderzoek.

De gevolgen van een CVA op het gangbeeld zijn erg divers. Von Schroeder, Coutts, Lyden, Billings, & Nickel, (1995) hebben onderzoek gedaan naar het gangpatroon van CVA patiënten. Dit patroon hebben ze vergeleken met gezonde proefpersonen. Uit het onderzoek blijkt dat de loopsnelheid van CVA patiënten significant lager is dan die van gezonde personen. De cadans (aantal stappen per minuut) neemt af, de schredentijd neemt toe en de bipedale fase neemt toe. De standfase van de aangedane zijde is significant korter dan de niet aangedane zijde. Dat wil ook zeggen dat de zwaafase van de aangedane zijde duidelijk langer is dan die van de niet aangedane zijde. Aan de aangedane zijde wordt de voet nagenoeg vlak neergezet. In plaats van IC met de hiel, vindt er IC met de gehele voetzool plaats. Dit patroon is bij veel CVA patiënten te herkennen. De meeste gangcyclus parameters verbeteren in de loop der tijd, met name gedurende de eerste twaalf maanden. Echter de verhoudingen van de bipedale en monopedale fase, alsmede de verhouding van de stand en zwaafase, wat typerend is voor het asymmetrische gangpatroon, veranderden niet. De gevonden parameters staan in tabel 1. De gevonden waarden in dit onderzoek zijn over het algemeen hoger dan bij andere onderzoeken. Dit verschil kan veroorzaakt worden door het feit dat de proefpersonen in dit onderzoek gebruik hebben gemaakt van hulpmiddelen, zoals een EVO, wandelstok of leuning.

Tabel 1: waarden uit het onderzoek van: Von Schroeder, Coutts, Lyden, Billings, & Nickel (1995)

	CVA patiënten	Gezonde personen
Aantal personen	48	24
Gemiddelde leeftijd (jaren)	65	64
Post-CVA periode (maanden)	46	/
Loopsnelheid (cm/s)	73,3 ± 49,8	106,7 ± 17,3
Cadans (stappen/min)	84,8 ± 22,4	95,0 ± 12,5
Schredentijd (sec)	1,6 ± 0,7	1,2 ± 0,3
Schredenlengte (cm)	101 ± 60	130 ± 50
Standfase aangedane zijde (%GC)	67,0 ± 6,6	67,6 ± 3,7
Standfase aangedane zijde (s)	1,06 ± 0,5	0,83 ± 0,2
Standfase niet aangedane zijde (%GC)	70,8 ± 8,6	67,6 ± 3,7
Standfase niet aangedane zijde (s)	1,14 ± 0,6	0,83 ± 0,2
Monopedale fase aangedane zijde (%GC)	29,2 ± 8,6	32,4 ± 3,4
Monopedale fase aangedane zijde (s)	0,43 ± 0,19	0,40 ± 0,12
Monopedale fase niet aangedane zijde (%GC)	33,0 ± 6,6	32,4 ± 3,4
Monopedale fase niet aangedane zijde (s)	0,51 ± 0,23	0,40 ± 0,12
Zwaai fase aangedane zijde (%GC)	33,0 ± 6,6	32,4 ± 3,4
Zwaai fase aangedane zijde (s)	0,51 ± 0,23	0,40 ± 0,12
Zwaai fase niet aangedane zijde (%GC)	29,2 ± 8,6	32,4 ± 3,4
Zwaai fase niet aangedane zijde (s)	0,43 ± 0,19	0,40 ± 0,12
Bipedale fase totaal (%GC)	37,4 ± 10,9	35,1 ± 6,2
Bipedale fase tijd (s)	0,62 ± 0,46	0,43 ± 0,09

Bensoussan, Mesure, Viton, & Delarque (2006) hebben onderzoek verricht naar kinetische en kinematische asymmetrie bij CVA patiënten. Daarvoor zijn drie CVA patiënten met een gemiddelde leeftijd van 37 jaar en een post-CVA periode van 92 maanden onderzocht, op het starten met lopen. Deze personen werden gekoppeld aan proefpersonen met dezelfde leeftijd en sekse. De start van het lopen werd in drie fasen verdeeld en onderzocht. Een eerste fase waarin de persoon in neutrale stand staat, een tweede fase waarin de persoon op één been steunt en een derde fase waarin het zwaaiende been weer op de grond terecht komt. Niet de hele gangcyclus is dus onderzocht, waardoor parameters als cadans, zwaai fase en bipedale fase buiten beschouwing gelaten worden. Uit dit onderzoek blijkt dat de monopedale fase van de aangedane zijde als standbeen aanzienlijk korter is dan dat van de niet aangedane zijde. Het lichaamsgewicht wordt meer ondersteund door het gezonde been. Tijdens de zwaai fase van het aangedane been wordt de knie meer opgetild om de equinus (spits) stand te compenseren. IC van de aangedane zijde vindt met de gehele voetzool plaats.

Horváth, Tihanyi, & Tihanyi (2001) tonen met hun onderzoek naar de biomechanische karakteristieken van het gangpatroon van CVA patiënten aan, dat een kortere standfase van de aangedane zijde gerelateerd is aan de ontoereikende mogelijkheid om het lichaamsgewicht op te vangen en te verplaatsen door het aangedane been. Ook is er een significante toename van ontwikkelde kracht tijdens FF aan de aangedane zijde, terwijl er bij TO een aanzienlijk lagere kracht gegenereerd werd, vergeleken met de niet aangedane zijde. De verminderde range of motion (ROM) van de aangedane zijde leidt tot compenserende mechanismen van de niet aangedane zijde, resulterend in abnormale bewegingen in de enkel-, knie- en heupgewrichten van beide zijden. In het onderzoek zijn elf patiënten gemeten, met een gemiddelde leeftijd van 18 jaar en post-CVA periode van 17 jaar. Het waren dus congenitaal of in een vroeg stadium ontwikkelde CVA. De compensaties zoals hierboven beschreven kunnen afwijken van compensaties zoals oudere CVA patiënten dat doen, aangezien de kinderen in dit onderzoek met deze beperkingen opgegroeid zijn. Ze zijn dus niet gewend om “normaal” te lopen. De meeste patiënten krijgen een CVA op latere leeftijd en zijn voor die tijd wel gewend om “normaal” te lopen.

Goldie, Matyas, & Evans (2001) hebben onderzoek gedaan naar de belangrijkste oorzaak van de lagere loopsnelheid van CVA patiënten. In het onderzoek werden CVA patiënten een-op-een aan gezonde personen gekoppeld, met dezelfde leeftijd en sekse om verschillen uit te sluiten. Uit het onderzoek blijkt dat de bipedale fase en de monopedale fase van de niet aangedane zijde bij CVA patiënten significant langer duurt dan bij gezonde personen. Met als gevolg een verminderde loopsnelheid. In het onderzoek is alleen de gemiddelde snelheid, cadans en schredenlengte bepaald. Van de monopedale fase en dergelijke zijn alleen verschillen berekend, waardoor deze waarden niet in dit verslag opgenomen zijn. De gevonden parameters staan in tabel 2.

Tabel 2: waarden uit het onderzoek van: Goldie, Matyas, & Evans (2001)

	CVA patiënten	Gezonde personen
Aantal personen	42	42
Mediane leeftijd (jaren)	66	66
Post-CVA periode (maanden)	3	/
Loopsnelheid (cm/s)	63,5 ± 24,8	115,1 ± 21,2
Cadans (stappen/min)	85,2 ± 16,4	110,6 ± 9,2
Schredenlengte (cm)	87 ± 23	125 ± 20

Chen, Patten, Kothari, & Zajac (2005) vergeleken het gangpatroon van CVA patiënten met het gangpatroon van gezonde personen, waarbij de gezonde personen met dezelfde loopsnelheid liepen als de CVA patiënten. Uit dat onderzoek blijkt dat het aangedane been langer in zwaai fase is. In pre-swing krijgt het een verminderde propulsie. Bij TO en MSW is er een verminderde knieflexie te zien bij het aangedane been. Als compensatie treedt bekkenkanteling en circumductie op. De monopedale fase van het aangedane been is verkort, met als gevolg dat het niet aangedane been een overdreven propulsie krijgt om de zwaai fase te verkorten. Verder is er een asymmetrie in staplengte en een toegenomen stapbreedte. Bij dit onderzoek hebben de patiënten en de gezonde personen op een loopband gelopen. Dat kan invloed hebben op de resultaten, aangezien het lopen op een loopband anders is dan het normale lopen. Ook door het feit dat bijna alle patiënten met een wandelstok of hulpmiddel liepen, kan er een vertekend beeld ontstaan, vergeleken met de andere onderzoeken. De gevonden waarden staan in tabel 3.

Tabel 3: waarden uit het onderzoek van: Chen, Patten, Kothari, & Zajac (2005)

	CVA patiënten	Gezonde personen
Aantal personen	6	6
Gemiddelde leeftijd (jaren)	60	60
Post-CVA periode (maanden)	44	/
Loopsnelheid (cm/s)	34,6 ± 11,7	34,4 ± 11,7
Cadans (stappen/min)	83,4 ± 12,8	78,9 ± 21,7
Schredentijd (sec)	1,47 ± 0,21	1,63 ± 0,5
Schredenlengte (cm)	52,3 ± 22,0	53,3 ± 18,8
Staplengte aangedane zijde (cm)	29,6 ± 12,2	27,8 ± 10,6
Staplengte niet aangedane zijde (cm)	22,4 ± 14,4	25,4 ± 8,4
Stapbreedte (cm)	17,3 ± 5,9	11,5 ± 2,2
Standfase aangedane zijde (%GC)	60,2 ± 4,6	67,8 ± 10,3
Standfase aangedane zijde (s)	0,88 ± 0,07	1,11 ± 0,17
Standfase niet aangedane zijde (%GC)	78,5 ± 4,5	68,6 ± 8,4
Standfase niet aangedane zijde (s)	1,15 ± 0,07	1,12 ± 0,14
Monopedale fase aangedane zijde (%GC)	21,5 ± 4,5	31,4 ± 8,4
Monopedale fase aangedane zijde (s)	0,32 ± 0,07	0,51 ± 0,14
Monopedale fase niet aangedane zijde (%GC)	39,8 ± 4,6	32,2 ± 10,3
Monopedale fase niet aangedane zijde (s)	0,59 ± 0,07	0,52 ± 0,17
Zwaai fase aangedane zijde (%GC)	39,8 ± 4,6	32,2 ± 10,3

Zwaai fase aangedane zijde (s)	0,59 ± 0,07	0,52 ± 0,17
Zwaai fase niet aangedane zijde (%GC)	21,5 ± 4,5	31,4 ± 8,4
Zwaai fase niet aangedane zijde (s)	0,32 ± 0,07	0,51 ± 0,14
Bipedale fase totaal (%GC)	38,7 ± 9,1	36,4 ± 18,7
Bipedale fase tijd (s)	0,57 ± 0,13	0,59 ± 0,30

Kuan, Tsou, & Su (1999) hebben onderzoek gedaan naar het effect van het gebruik van een wandelstok op verschillende parameters van het gangpatroon. Voor het onderzoek zijn een aantal parameters vastgelegd van het gangpatroon van CVA patiënten zonder wandelstok en gezonde personen. Aangezien de gegevens van de patiënten die met een wandelstok liepen niet relevant zijn voor dit literatuuronderzoek, zijn die waarden niet opgenomen in de tabel. Uit het onderzoek blijkt dat de loopsnelheid, cadans, schredenlengte, staplengte van aangedane en niet aangedane zijde en de monopedale fase van de aangedane zijde significant afgenomen zijn. De schredentijd, stapbreedte, standfase van de niet aangedane zijde, en de bipedale fase zijn significant toegenomen. De verschillende parameters staan in tabel 4.

Tabel 4: waarden uit het onderzoek van: Kuan, Tsou, & Su (1999)

	CVA patiënten	Gezonde personen
Aantal personen	15	9
Gemiddelde leeftijd (jaren)	57	57
Post-CVA periode (maanden)	2½	/
Loopsnelheid (cm/s)	29,0 ± 18,6	93,8
Cadans (stappen/min)	67,2 ± 20,6	102,5
Schredentijd (sec)	2,0 ± 0,8	1,2
Schredenlengte (cm)	49,5 ± 19,8	110,1
Staplengte aangedane zijde (cm)	28,6 ± 9,8	54,7
Staplengte niet aangedane zijde (cm)	20,9 ± 12,4	55,5
Stapbreedte (cm)	19,6 ± 3,9	10,5
Standfase aangedane zijde (%GC)	69,6 ± 8,0	63,5
Standfase aangedane zijde (s)	1,40 ± 0,16	0,76
Standfase niet aangedane zijde (%GC)	79,2 ± 10,0	62,5
Standfase niet aangedane zijde (s)	1,58 ± 0,2	0,75
Monopedale fase aangedane zijde (%GC)	20,6 ± 10,7	37,5
Monopedale fase aangedane zijde (s)	0,412 ± 0,21	0,45
Monopedale fase niet aangedane zijde (%GC)	30,0 ± 7,7	36,5
Monopedale fase niet aangedane zijde (s)	0,60 ± 0,15	0,44
Zwaai fase aangedane zijde (%GC)	30,0 ± 7,7	36,5
Zwaai fase aangedane zijde (s)	0,60 ± 0,15	0,44
Zwaai fase niet aangedane zijde (%GC)	20,6 ± 10,7	37,5
Zwaai fase niet aangedane zijde (s)	0,412 ± 0,21	0,45
Bipedale fase totaal (%GC)	49,5 ± 23,1	25,9
Bipedale fase tijd (s)	0,99 ± 0,46	0,31

Hesse, Werner, Matthias, Stephen, & Berteau (1999) hebben onderzoek verricht naar het effect van het gebruik van een EVO op verschillende parameters van het gangpatroon. Daarvoor hebben patiënten zonder en met voorziening gelopen. Aangezien de gegevens van de patiënten met EVO niet relevant zijn voor dit literatuuronderzoek, zijn alleen de gegevens van de patiënten zonder EVO opgenomen in tabel 5. Ook uit dit onderzoek blijkt dat monopedale fase van de aangedane zijde zichtbaar korter is dan de monopedale fase van de niet aangedane zijde.

Tabel 5: waarden uit het onderzoek van: Hesse, Werner, Matthias, Stephen, & Berteau (1999)

	CVA patiënten
Aantal personen	21
Gemiddelde leeftijd (jaren)	58,2
Post-CVA periode (maanden)	4,9
Loopsnelheid (cm/s)	32,0 ± 17,0
Cadans (stappen/min)	62 ± 17,0
Schredenlengte (cm)	62 ± 17
Standfase aangedane zijde (%GC)	69,1 ± 5,9
Standfase niet aangedane zijde (%GC)	79,2 ± 4,0
Monopedale fase aangedane zijde (%GC)	20,6±3,9
Monopedale fase niet aangedane zijde (%GC)	30,8±5,9
Zwaafase aangedane zijde (%GC)	30,8±5,9
Zwaafase niet aangedane zijde (%GC)	20,6±3,9
Bipedale fase totaal (%GC)	48,6 ± 13,3

Titianova, Mateev, Peurala, Sivenius, & Tarkka (2005) hebben onderzoek verricht naar gangafwijkingen en de mate waarin dit voorspellend is voor het herstel. Daaruit blijkt dat de loopsnelheid bij CVA patiënten afneemt, terwijl de schredentijd, de standtijd en de bipedale fase toenemen, vergeleken met gezonde personen. De standfase van de niet aangedane zijde is langer dan van de aangedane zijde. Er valt duidelijk een asymmetrisch beeld op te merken. In het onderzoek hebben de onderzoekers CVA patiënten die net uit een revalidatieprogramma kwamen vergeleken met CVA patiënten, waarbij de aandoening zich al langere tijd geleden voor heeft gedaan en met gezonde personen. De waarden zijn in tabel 6 opgenomen. In het onderzoek maakten een aantal patiënten gebruik van een hulpmiddel.

Tabel 6: waarden uit het onderzoek van: Titianova, Mateev, Peurala, Sivenius, & Tarkka (2005)

	CVA patiënten na revalidatie	CVA patiënten	Gezonde personen
Aantal personen	20	25	10
Gemiddelde leeftijd (jaren)	56,2	54,3	50,9
Post-CVA periode (maanden)	28	52	/
Loopsnelheid (cm/s)	48,0 ± 33,7	57,5 ± 37,8	115,8 ± 11,2
Cadans (stappen/min)	72,6 ± 23,5	79,7 ± 26,2	105,2 ± 5,5
Schredentijd (sec)	1,88 ± 0,77	1,78 ± 0,90	1,15 ± 0,06
Schredenlengte (cm)	74,75 ± 31,9	82,35 ± 31,45	131,85 ± 9,45
Staplengete aangedane zijde (cm)	39,1 ± 15,9	41,3 ± 15,5	65,7 ± 5,2
Staplengete niet aangedane zijde (cm)	35,0 ± 18,1	39,4 ± 18,2	66,1 ± 4,5
Standfase aangedane zijde (%GC)	63,2 ± 7,9	61,6 ± 9,6	59,9 ± 1,5
Standfase aangedane zijde (s)	1,19 ± 0,15	1,10 ± 0,17	0,69 ± 0,02
Standfase niet aangedane zijde (%GC)	76,4 ± 9,4	73,3 ± 11,6	59,7 ± 0,6
Standfase niet aangedane zijde (s)	1,44 ± 0,18	1,30 ± 0,21	0,69 ± 0,01
Monopedale fase aangedane zijde (%GC)	23,3 ± 9,4	26,7 ± 11,6	40,3 ± 0,6
Monopedale fase aangedane zijde (s)	0,44 ± 0,18	0,48 ± 0,21	0,46 ± 0,01
Monopedale fase niet aangedane zijde (%GC)	36,8 ± 7,9	38,4 ± 9,6	40,0 ± 1,5
Monopedale fase niet aangedane zijde (s)	0,69 ± 0,15	0,68 ± 0,17	0,46 ± 0,02
Zwaafase aangedane zijde (%GC)	36,8 ± 7,9	38,4 ± 9,6	40,0 ± 1,5
Zwaafase aangedane zijde (s)	0,69 ± 0,15	0,68 ± 0,17	0,46 ± 0,02
Zwaafase niet aangedane zijde (%GC)	23,3 ± 9,4	26,7 ± 11,6	40,3 ± 0,6
Zwaafase niet aangedane zijde (s)	0,44 ± 0,18	0,48 ± 0,21	0,46 ± 0,01
Bipedale fase totaal (%GC)	39,25 ± 14,7	34,35 ± 17,05	19 ± 1,45
Bipedale fase tijd (s)	0,74 ± 0,28	0,61 ± 0,30	0,22 ± 0,02

In tabel 7 is een overzicht opgenomen van de belangrijkste conclusies uit de diverse onderzoeken. Een X geeft aan dat in het onderzoek met een significant verschil is aangetoond dat desbetreffende verandering in het gangpatroon plaatsvindt. Op het moment dat een verandering niet gemeten, of niet van toepassing is bij een bepaald onderzoek, is dat aangeduid met een leeg vak in de tabel. Er zijn geen onderzoeken geweest die aangetoonde veranderingen in het gangpatroon tegenspreken.

Tabel 7: overzicht conclusies onderzoeken

	Von Schroeder et al. (1995)	Bensoussan et al. (2006)	Horváth et al. (2001)	Goldie et al. (2001)	Chen et al. (2005)	Kuan et al. (1999)	Hesse et al. (1999)	Titianova et al. (2005)
Loopsnelheid neemt af na CVA	X			X		X	X	X
Cadans neemt af na CVA	X			X		X	X	X
Schredentijd neemt toe na CVA	X					X		X
Bipedale fase neemt toe na CVA	X			X		X		X
Schredenlengte neemt af na CVA				X		X		X
Stapbreedte neemt toe na CVA					X	X		
Standfase aangedane zijde korter dan niet aangedane zijde	X	X	X	X	X	X	X	X
Initial contact met vlakke voet	X	X						

Bij alle genoemde onderzoeken moet een kanttekening geplaatst worden. Het gevolg van een CVA kan heel divers zijn. Yavuzer (2006) heeft een thesis geschreven over interventies bij CVA patiënten om een normaal gangpatroon te herstellen. Daarin wordt beschreven dat CVA patiënten variërende gebreken ervaren in perceptie, spierkracht, motoriek, passieve beweeglijkheid, gevoel, spiertonus en balans. Deze verslechtingen hebben significante effecten op het vermogen om te lopen. De exacte combinatie van verslechtingen hangen af van de ernst en de locatie van de hersenbeschadiging. Andere factoren die waarschijnlijk ook invloed hebben, zijn leervermogen, coping, motivatie, nevenindicaties, uithoudingsvermogen, ondersteuning door familie, huisvesting en de intensiviteit en soort revalidatie training. De meeste van deze punten zijn niet in de inclusie/exclusiecriteria van de onderzoeken opgenomen. Dat kan een verklaring zijn waarom de standaarddeviaties bij de verschillende onderzoeken zo groot zijn. Hieruit blijkt dat bovenstaande waarden niet in absolute zin met elkaar vergeleken mogen/kunnen worden, maar dat ze wel geschikt zijn om verschillen aan te tonen, in bijvoorbeeld de stand- en zwaai fase.

Een voorstel dat in de toekomst meegenomen kan worden in de onderzoeken, volgt uit het onderzoek van Rodda en Graham (2001). Zij hebben een literatuurstudie gedaan, waaruit blijkt dat er voor CVA patiënten met een spastisch hemiplegisch beeld vier verschillende gangpatronen te onderscheiden zijn. Het zal in de toekomst wenselijk zijn om met een dergelijke gestandaardiseerde classificatie te werken en om dit op te nemen in de inclusie-exclusie criteria. Of dit in ieder geval mee te nemen in de patiëntkarakteristieken.

4. Methode

Om te bepalen wat het effect van het verstellen van de Spring Swing op het gangpatroon is, zal een onderzoek uitgevoerd worden. Gezien de locatie, duur van het onderzoek en de belasting voor de cliënt, is het aantal cliënten dat mee kon werken aan dit onderzoek beperkt. Er is één cliënt bereid gevonden om mee te werken aan dit onderzoek. Daardoor is het een casestudie.

Korte beschrijving

De cliënt die meewerkt aan het onderzoek is een man van 68 jaar met status CVA na een intracerebrale bloeding in het linker frontoparietale (aan de voorzijde, naar de buitenkant gelegen) gedeelte van de hersenen. Hij heeft een hemiplegisch beeld, met spasticiteit in de rechterenkel. De post-CVA periode is 24 maanden.

Om te bepalen wat de invloed is van het verstellen van de Spring Swing op het gangpatroon, zullen de volgende parameters bekeken worden:

- gangcyclusmomenten
- fasen van de gangcyclus
- goniometrie van de gewrichten
- externe momenten rond de gewrichten
- energieverbruik
- loopsnelheid
- ervaring van de cliënt
- instelling van de Spring Swing
- mate van spasticiteit

Om bovenstaande parameters te kunnen bepalen, zullen de volgende testen en metingen uitgevoerd worden:

- Looptest over een krachtenplatform, waarbij video-opnamen van het lopen gemaakt worden;
- Looptest van 3 minuten, om de Physiological Cost Index (PCI) te bepalen;
- Tien meter looptest (TML);
- Visueel Analoge Schaal (VAS) om de ervaring van de cliënt vast te leggen;
- Meting van de Spring Swing met behulp van de OIM stijfheidmeter;
- Test om de Modified Ashworth Scale (MAS) te bepalen.

Per test zal uitgelegd worden wat het doel van deze test is en welke parameters hieruit gehaald kunnen worden.

4.1 Looptest over krachtenplatform

Al de metingen zullen verricht worden in het BAL van de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Het BAL wordt gebruikt voor wetenschappelijk onderzoek, maar wordt ook beschikbaar gesteld voor studenten, om daar onderzoek te verrichten. Het BAL is de enige locatie waar ze over de benodigde apparatuur beschikken, die ook toegankelijk is voor dit onderzoek.

In het BAL is een krachtenplatform aanwezig, waarmee de grootte en richting van de Ground Reaction Force (GRF) bepaald kan worden. De derde wet van Newton luidt: actie=reactie. Dat wil zeggen dat als een voorwerp A een kracht uitoefent op een ander voorwerp B, dit gepaard gaat met een even grote, maar tegengestelde kracht van B op A. Zo is dat ook met de GRF. Dit is de kracht die de grond als reactie levert op het gewicht van een persoon.

Het krachtenplatform dat in het BAL gebruikt wordt is het type Amti OR 6. Deze plaat is 51 bij 46 cm en is weggewerkt in de vloer. Het heeft een meetfrequentie van 400 Hz. Het krachtenplatform is op een computer aangesloten, waar de gegevens verder verwerkt kunnen worden.

In het BAL kunnen tevens video-opnamen gemaakt worden. Bij dit onderzoek is gebruik gemaakt van twee camera's. Een camera is zo opgesteld dat de cliënt in het frontale vlak opgenomen wordt. De andere camera is in het sagitale vlak geplaatst. De videobeelden van de camera's worden naar dezelfde computer verzonden, als waar het krachtenplatform op aangesloten is.

De videobeelden van het gangpatroon en de GRF moeten nog gesynchroniseerd worden. Dat gebeurt met behulp van het programma Sybar van Noldus. Met dit programma worden de tijden van de GRF gesynchroniseerd met de videobeelden, zodat de GRF op het juiste moment in de videobeelden geprojecteerd kan worden.

In het BAL zullen beelden gemaakt worden van de aangedane en de niet aangedane zijde. Dit is gedaan om verschillen te kunnen opmerken tussen deze twee zijden. Per instelling en per been zullen twee video's opgenomen worden, om de kans op toevallige uitschieters te verminderen. Hoe meer metingen uitgevoerd worden, hoe groter de nauwkeurigheid van de metingen. Echter neemt daardoor de belasting voor de cliënt toe. Vandaar dat er voor twee video-opnamen per instelling, per been gekozen is. Omdat er maar twee metingen per been per instelling uitgevoerd worden, zal geen gemiddelde genomen worden. Een gemiddelde kan de resultaten te veel kleuren. Als er grote diversiteit tussen de beelden gevonden wordt, dan kan dat iets zeggen over de werking van de Spring Swing. Op het moment dat een gemiddelde genomen wordt, lijkt het effect van de Spring Swing constant, terwijl dat niet hoeft te zijn.

De analyse van de videobeelden gebeurt met Moxie Viewer 1.3. Dat is een gratis programma, ontwikkeld door het VU Universitair Medisch Centrum, waarmee de videobeelden in combinatie met de GRF bekeken kunnen worden. Eveneens beschikt het programma over een goniometer, om verschillende gewrichtshoeken op te kunnen meten.

Uit de videobeelden met de GRF kunnen veel gegevens gehaald worden. De volgende parameters zullen bekeken worden:

- gangcyclusmomenten
- fasen van de gangcyclus
- goniometrie van de gewrichten
- externe momenten rond de gewrichten

4.1.1 Gangcyclusmomenten

Met de verschillende gangcyclusmomenten worden de fasen bedoeld, die omschreven zijn in paragraaf 1.3 van dit verslag.

Met Moxie Viewer kunnen de video-opnamen beeldje voor beeldje afgespeeld worden, waarbij de tijd tussen twee frames (beelden) 0,04 sec. bedraagt. Per video-opname wordt vastgesteld op welk tijdstip welke fase zich voordoet. De tijden van de verschillende fasen worden in een Excel bestand gezet, waarna de absolute tijden berekend worden. Aan de hand van voorop vastgestelde criteria voor de verschillende fasen worden de videobeelden geanalyseerd om onderlinge verschillen te voorkomen.

De volgende criteria zijn daarvoor opgesteld:

Heel-strike:	frame waarop de voet de eerste keer contact maakt met de grond. Ook de GRF is dan voor de eerste keer in beeld
Foot-flat:	frame wanneer nog geen 2 ^e rocker te zien is. Het frame erna wordt de 2 ^e rocker wel ingezet
Mid-stance:	frame waarop de hak van het zwaaibeen nog achter het standbeen te zien is. Het frame erna bevindt de hak zich naast of al voor het standbeen.
Heel-off:	frame waarop te zien is dat de hak los komt van de grond, minimale beweging is voldoende
Toe-off:	frame waarop de voorkant van de schoen de grond nog net raakt. Het frame erna is de voet helemaal los van de grond. Op dit moment is de GRF niet meer in beeld.
Mid-swing:	idem mid-stance, maar dan voor het andere been.

4.1.2 Fasen van de gangcyclus

De verschillende fasen van de gangcyclus die onderzocht zullen worden:

Schredentijd:	de tijd van de gangcyclus, gemeten van HS van de gefilmde zijde tot aan HS van dezelfde zijde.
Standfase:	de totale fase waarin een voet contact met de grond heeft.
Monopedale fase:	fase waarin een voet contact heeft, terwijl het andere been zich in de zwaai fase bevindt.
Bipedale fase:	fase waarin beide voeten contact met de grond hebben.
Zwaai fase:	fase waarin een been geen contact met de grond heeft (is gelijk aan de monopedale fase van de andere zijde).

Om bovenstaande fasen te berekenen, moeten naast de gegevens van de gangcyclustmomenten nog meer gegevens bekend zijn. Dat zijn, in volgorde van analyseren:

- TO van de niet gefilmde zijde;
- HS van de niet gefilmde zijde;
- 2e HS van de gefilmde zijde.

Deze gegevens worden ook in het Excel bestand ingevoerd, waarna met het programma de verschillende fasen van de gangcyclus berekend worden.

4.1.3 Goniometrie van de gewrichten

De stand van de gewrichten kan eenvoudig bepaald worden in Moxie Viewer. Het beeld wordt stilgezet op elk gewenst moment (HS, FF en dergelijke). Met behulp van een goniometer in Moxie Viewer worden de hoeken opgemeten van de enkel, knie en heup. De markers omschreven in paragraaf 4.1.4 dienen als referentiepunten. De goniometer in Moxie Viewer geeft een absolute hoek aan, die handmatig vertaald moet worden naar een relatieve hoek. Een probleem van de goniometer is dat deze maar tot 180° kan meten. Voor de enkel levert dat geen probleem op, maar voor de knie en heup moet daarom tijdens de analyse bepaald worden of het om respectievelijk flexie/extensie of anteflexie/retroflexie gaat. De volgende relatieve hoeken worden aangehouden:

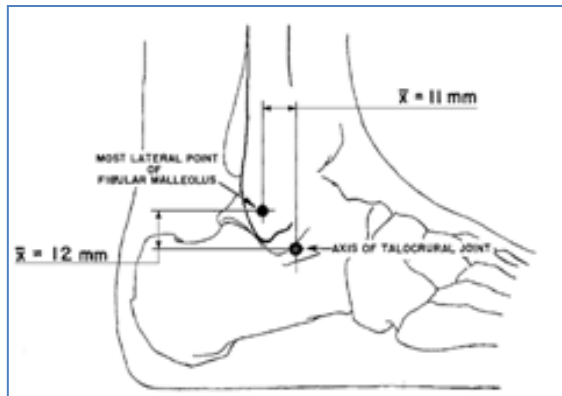
Enkel:	90°	=	neutrale stand
	< 90°	=	dorsaalflexie (dorsaalflexiehoek is 90- gemeten hoek)
	> 90°	=	plantairflexie (plantairflexiehoek is gemeten hoek – 90)
Knie:	180°	=	neutrale stand
	< 180°	=	flexie of extensie (hoek is 180 – gemeten hoek)
Heup:	180°	=	Neutrale stand
	< 180°	=	anteflexie of retroflexie (hoek is 180 – gemeten hoek)

4.1.4 Externe momenten rond de gewrichten

In Moxie Viewer wordt de GRF in de videobeelden geprojecteerd. De positie van de GRF ten opzichte van een bepaald gewricht levert een extern moment rond dat gewricht. Bij de cliënt is de locatie van het enkelgewricht en kniegewricht bepaald en gemarkeerd met een stukje tape. Daarbij zijn onderstaande punten aangehouden.

Enkel

Het fysiologisch scharnierpunt van de enkel (het talocrurale gewricht) is in figuur 5 te zien (Isman & Inman, 1969).



Figuur 5: fysiologisch scharnierpunt enkel

Horizontaal ligt het scharnierpunt 11 mm ventraal van het meest lateraal gelegen punt van de malleolus lateralis.

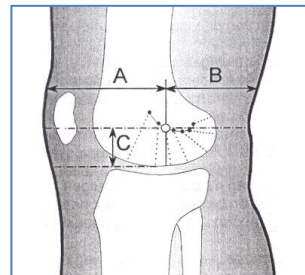
Verticaal ligt het scharnierpunt 12 mm onder het meest lateraal gelegen punt van de malleolus lateralis.

Kn timer

Als fysiologisch scharnierpunt wordt de compromis-as volgens Nietert aangehouden, zoals te zien is in figuur 6 (Böhler, 1992).

Horizontaal ligt het punt op $\pm 60\%$ van de anterieur-posterieure afstand (afstand A + B) achter de patella (afstand A).

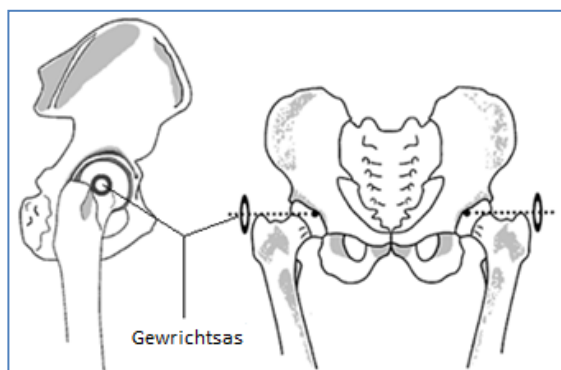
Verticaal ligt het punt $\pm 19 \text{ mm}$ boven de gewrichtsspleet. Dat komt ongeveer overeen met het midden van de patella.



Figuur 6: compromis as knie

Heup

Het fysiologisch scharnierpunt van heup ligt in het centrum van het acetabulum. De locatie is in figuur 7 te zien (Perry, 1992).



Figuur 7: fysiologisch scharnierpunt heup

Horizontaal ligt het scharnierpunt aan de anterieure zijde van de trochanter major van het femur.

Verticaal ligt het scharnierpunt aan de superieure rand van de trochanter major van het femur.

De as van het heupgewricht is niet gemarkeerd bij de cliënt, omdat de cliënt geen armzwaai heeft in de aangedane zijde. Zijn arm zou constant voor de marker hangen, waardoor deze niet zichtbaar zou zijn in Moxie Viewer. In Moxie viewer is de positie van het heupgewricht op het oog benaderd, vandaar dat de gegevens van de heup niet in de eindconclusie meegenomen zijn.

De markers zijn een hulpmiddel om de positie van het gewricht duidelijk te maken in Moxie Viewer en zo het externe moment te bepalen. De volgende externe momenten komen voor:

Enkel

GRF loopt <u>voor</u> de enkel-as	:	dorsaalflexiemoment (D.F.)
GRF loopt <u>door</u> de enkel-as	:	neutraal (N.), dus geen extern moment
GRF loopt <u>achter</u> de enkel-as	:	plantairflexiemoment (P.F.)

Knie

GRF loopt <u>voor</u> de knie-as	:	extensiemoment (Ex.)
GRF loopt <u>door</u> de knie-as	:	neutraal, dus geen extern moment
GRF loopt <u>achter</u> de knie-as	:	flexie moment (Fl.)

Heup

GRF loopt <u>voor</u> de heup-as	:	anteflexiemoment (A.F.)
GRF loopt <u>door</u> de heup-as	:	neutraal, dus geen extern moment
GRF loopt <u>achter</u> de heup-as	:	retroflexiemoment (R.F.)

4.2 Physiological Cost Index

Om het energieverbruik tijdens het lopen vast te leggen, zijn er meerdere testen ontwikkeld. Een zeer nauwkeurige test om het energieverbruik te meten is een meting van het zuurstofverbruik. Bij een dergelijke test wordt de hoeveelheid zuurstof bepaald, die het lichaam tijdens een inspanning opneemt. Dat wordt gedaan door het zuurstofgehalte van de ingeademde lucht te vergelijken met het zuurstofgehalte van de uitgedemde lucht. Helaas is het niet mogelijk om deze test uit te voeren in het BAL. Een alternatieve test om het energieverbruik te bepalen, is een test waarbij de hartslagfrequentie geregistreerd wordt. Het principe achter deze methode is dat als een activiteit meer inspanning vereist, de behoefte aan zuurstof omhoog zal gaan, wat zal resulteren in een verhoogde hartslag. Anders gezegd duidt een hogere hartslag op een activiteit met een hoger energieverbruik. Een methode om dit te bepalen is met behulp van de Physiological Cost Index. Er is door een aantal personen onderzoek gedaan naar het gebruik van deze test. Fredrickson, Ruff, & Daly (2007) concluderen dat de PCI meting een betrouwbare methode is om verschillen aan te tonen tussen CVA patiënten en gezonde personen. Danielsson (2008) concludeert dat de PCI een beperkte betrouwbaarheid en validiteit heeft bij CVA patiënten, maar het kan wel een goede benadering opleveren. Nene (1993) concludeert dat de PCI meting een gemakkelijke en betrouwbare methode is om verschillen in energieverbruik te registreren voor gezonde personen.

Aangezien de PCI meting de enige test is, die voorhanden is, om energieverbruik te registreren, zal deze meting uitgevoerd worden. De verwachting is dat het wijzigen van de instelling van de Spring Swing, leidt tot moeilijker of makkelijker lopen. Dit kan dan vertaald worden naar een respectievelijk toe- of afname van het energieverbruik.

Om de PCI te bepalen, zal de cliënt gedurende drie minuten in een gang op en neer lopen, tussen twee pylonen die op een onderlinge afstand van 20 meter staan. Gedurende deze drie minuten wordt om de 30 seconden de hartslagfrequentie van de cliënt gemeten. Na drie minuten wordt de totale afstand die de cliënt gelopen heeft genoteerd. Verder dient nog de rusthartslag van de cliënt bepaald te worden, na een rustperiode van minimaal tien minuten. Voor een nauwkeurige meting van de rusthartslag wordt het gemiddelde genomen van zes metingen met een interval van een minuut. Deze gegevens kunnen in de volgende formule ingevuld worden, waaruit de PCI volgt:

$$PCI = \frac{Hf_{inspanning} - Hf_{rust}}{v}$$

Met daarin:

PCI	:	Physiological Cost Index in slagen per meter (sl/m)
$Hf_{inspanning}$	:	gemiddelde hartslagfrequentie tijdens inspanning in slagen per minuut (sl/min)
Hf_{rust}	:	gemiddelde hartslagfrequentie tijdens rust in slagen per minuut (sl/min)
v	:	wandelsnelheid in meter per minuut (m/min)

4.3 Tien meter looptest

De TML is een test, waarbij een afstand van tien meter afgelegd dient te worden op een comfortabele snelheid. De tijd waarbinnen deze afstand afgelegd is, wordt genoteerd. Aan de hand van de volgende formule kan dan de snelheid berekend worden.

$$v = \frac{s}{t}$$

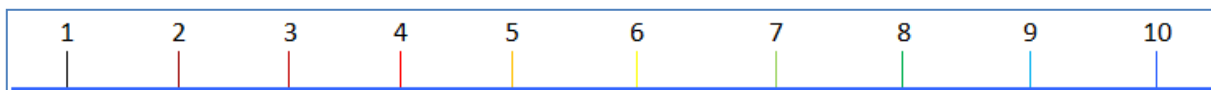
Met daarin:

v	:	snelheid in meter per seconde (m/s)
s	:	afgelegde afstand in meter (m)
t	:	tijd in seconden (s)

De TML wordt gelijktijdig uitgevoerd met de PCI meting. Voor de PCI meting wordt over een afstand van 20 meter op en neer gelopen. Daartussen is een afstand van 10 meter gemarkeerd met tape op de grond. Op deze manier kunnen meer gegevens verkregen worden, zonder dat het een extra belasting voor de cliënt vormt. Uit onderzoek van Vos-Vromans, Bie, Erdmann, & Meeteren (2005), blijkt dat de TML een simpele maar responsieve test is om de loopsnelheid van CVA patiënten te bepalen. Verder stelt Wade (1992) dat de TML een betrouwbaar, valide, responsief en gebruiksvriendelijk meetinstrument is om de loopsnelheid van CVA patiënten te bepalen.

4.4 Visueel Analoge Schaal

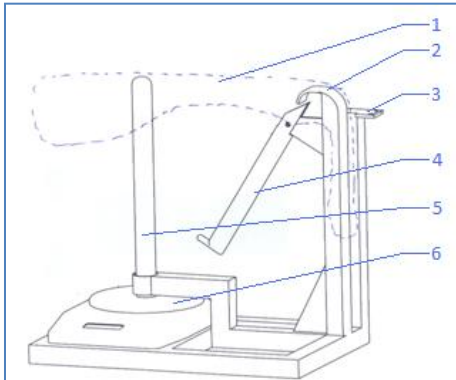
De VAS is een schaal om de beleving van de cliënt te scoren, zie figuur 8. De cliënt wordt per instelling gevraagd het lopen met de Spring Swing een cijfer te geven, waarbij een score 1 heel slecht loopt en 10 heel goed. Op deze manier is het mogelijk om een verschil in beleving aan te tonen.



Figuur 8: visueel analoge schaal

4.5 OIM stijfheidmeter

De OIM stijfheidmeter is een apparaat, waarmee de instelling van de Spring Swing vastgelegd kan worden. In figuur 9 is een schematische weergave van de OIM stijfheidmeter te zien.



Figuur 9: OIM stijfheidmeter

De Spring Swing (1) wordt met het hielgedeelte over de gebogen beugel gelegd (2) en vastgezet met de snelspanner (3). Door de goniometer (4) te verdraaien, kan de dorsaalflexie hoek gemeten worden. Wanneer het kuitgedeelte van de Spring Swing opgetild wordt, kan het drukstaafje (5) geplaatst worden. Als het kuitgedeelte losgelaten wordt, kan op de weegschaal (6) de opdruk afgelezen worden. Wanneer de opdruk en de dorsaalflexiehoek in het programma SWIFT EVO-Tester ingegeven worden, berekent het programma het moment en de stijfheid van de Spring Swing. Meer informatie over de OIM stijfheidmeter is in bijlage I te vinden.

4.6 Modified Ashworth Scale

Een methode om de mate van spasticiteit te bepalen is aan de hand van de MAS. De MAS heeft een acceptabele intra-beoordelaarsbetrouwbaarheid (betrouwbaarheid van verschillende metingen van één beoordelaar), maar een slechte inter-beoordelaarsbetrouwbaarheid (betrouwbaarheid van metingen tussen meerdere beoordelaars) (Blackburn, Vliet, & Mockett, 2002). Verder concluderen Pandyan, Johnson, Price, & Curless (1999) dat de betrouwbaarheid van de MAS alleen bewezen is voor de elleboog. Bij de CVA cliënt in dit onderzoek wordt de mate van spasticiteit toch bepaald aan de hand van de MAS, aangezien het hier alleen dient om aan te tonen dat er spasticiteit aanwezig is. De MAS wordt eenmalig bepaald, waardoor er geen sprake is van inter- en intrabeoordelaarsbetrouwbaarheid.

De MAS wordt bepaald door een passieve beweging met hoge snelheid uit te voeren in een bepaald gewricht, waardoor spasticiteit opgewekt wordt. Aan de hand van onderstaande scorelijst is de mate van spasticiteit te bepalen (Empelen, 2007):

- | | | |
|----|---|--|
| 0 | = | geen verhoogde tonus. Passief bewegen normaal mogelijk. |
| 1 | = | licht verhoogde tonus. Catch (plotse weerstand) gevolgd door een ontspanning, of minimale weerstand op het einde van de Range Of Motion (ROM). |
| 1+ | = | licht verhoogde tonus. Catch gevolgd door een minimale weerstand gedurende de rest van de Range Of Motion. Het traject van minimale weerstand is maximaal de helft van de ROM. |
| 2 | = | matig verhoogde tonus. Duidelijke weerstand, gedurende het grootste deel van de ROM |
| 3 | = | ernstig verhoogde tonus. Sterke weerstand, waarbij passief bewegen moeilijk is. |
| 4 | = | zeer ernstig verhoogde tonus. Passief bewegen is vrijwel onmogelijk. Het lichaamsdeel is rigide in flexie of extensie |

In dit onderzoek wordt de MAS bepaald voor het enkel- en kniegewricht. Dat wordt als volgt gedaan:

Enkel: de cliënt zit op een bank met afhangende benen. Met de linkerhand wordt de enkel vastgehouden. Met de rechterhand wordt de voorvoet beetgenomen en met een snelle beweging in de gewenste richting (plantair- of dorsaalflexie) bewogen.

Knie: de cliënt zit op een bank met afhangende benen. Met de linkerhand wordt het distale einde van het bovenbeen vastgehouden. Met de rechterhand wordt het onderbeen ter hoogte van de enkel vastgehouden en met een snelle beweging in de gewenste richting (flexie of extensie) bewogen.

4.7 Aanpak

Om de invloed van het verstellen van de Spring Swing te bepalen worden bovenstaande testen doorlopen met drie verschillende instellingen, namelijk:

- Subjectieve instelling: Dit is de instelling waarop de Spring Swing is afgesteld door de orthopedisch adviseur toen de Spring Swing werd afgeleverd en dus de instelling waarmee de cliënt binnenkomt.
- Minimale instelling: In deze stand is het stelschroefje van de Spring Swing helemaal uitgedraaid, waardoor de bladveer het minst in voorspanning staat. Dat resulteert in de minst mogelijke weerstand naar plantairflexie.
- Maximale instelling: Bij deze instelling wordt het stelschroefje maximaal ingedraaid, waarbij nog een bewegingsuitslag van ongeveer 10° plantairflexie mogelijk is. In deze stand staat de bladveer onder maximale voorspanning en levert de Spring Swing de hoogst mogelijke weerstand naar plantairflexie.

De metingen worden verricht zoals omschreven in het onderzoeksprotocol, te vinden in bijlage II.

5. Resultaten

Om de resultaten overzichtelijk te kunnen presenteren worden de waarden gegroepeerd in de volgende clusters:

- gangcyclusmomenten
- fasen van de gangcyclus
- goniometrie van de gewrichten
- externe momenten rond de gewrichten
- Physiological Cost Index
- Tien meter looptest
- Visueel Analoge Schaal
- eigenschappen Spring Swing
- Modified Asworth Scale

Bij het bekijken van de resultaten moet in acht genomen worden dat aangedane zijde rechts is.

5.1 Gangcyclusmomenten

In tabel 8 is te zien op welk moment de verschillende gangcyclusmomenten zich voordoen. De waarden geven het moment van de gangcyclus in % weer. Bijvoorbeeld: 15% betekent dat foot-flat op 15% van de gangcyclus begint. In de laatste kolom zijn de waarden te vinden die beschreven worden in het boek Ganganalyse & Looptraining voor de paramedicus (Deckers & Beckers, 1996). Uit de tabel is voor de verschillende gangcyclusmomenten het volgende op te maken:

Heel-strike:	HS is voor alle instellingen hetzelfde, aangezien dit het punt is vanaf waar gemeten wordt.
Foot-flat:	voor de niet aangedane zijde komt FF overeen met de waarden volgens Deckers & Beckers. FF komt voor de aangedane zijde vervroegd.
Mid-stance:	de waarden voor de niet aangedane zijde komen overeen met de waarden volgens Deckers & Beckers. MS komt voor de aangedane zijde nog iets vroeger dan voor de niet aangedane zijde. De maximale instelling benadert de waarden volgens Deckers & Beckers het meest.
Heel-off:	HO komt voor de niet aangedane zijde en de aangedane zijde overeen met de waarden volgens Deckers & Beckers.
Toe-off:	TO voor de niet aangedane zijde en de aangedane zijde komen iets later dan de waarden volgens Deckers & Beckers.
Mid-swing:	MSW vindt voor beide zijden gelijktijdig plaats met de waarden volgens Deckers & Beckers.

Tabel 8: gangcyclusmomenten

	Links minimaal 1	Links minimaal 2	Rechts minimaal 1	Rechts minimaal 2	Links subjectief 1	Links subjectief 2	Rechts subjectief 1	Rechts subjectief 2	Links maximaal 1	Links maximaal 2	Rechts maximaal 1	Rechts maximaal 2	Waarden D&B
Heel-strike (%)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Foot-flat (%)	14	15	9	6	14	11	6	6	14	11	6	11	15
Mid-stance (%)	30	32	27	27	33	31	28	23	31	33	29	29	30
Heel-off (%)	43	47	42	42	44	49	47	49	44	56	44	49	45
Toe-off (%)	68	71	64	67	72	71	64	66	67	72	68	66	60
Mid-swing (%)	78	82	79	79	83	80	75	77	78	81	79	77	80

5.2 Fasen van de gangcyclus

De verschillende fasen van de gangcyclus zijn te zien in tabel 9, alsmede de waarden volgens Deckers & Beckers (1996). Achter schredentijd is de absolute schredentijd in seconden te vinden. Alle andere waarden zijn uitgedrukt in % van de gangcyclus. Een standfase van 68% duidt erop dat het standbeen 68% van de schredentijd contact met de grond heeft. Verder staat g. voor gefilmde zijde en n.g. voor niet gefilmde zijde. Uit de tabel is het volgende op te maken:

- Schredentijd: er is geen significant verschil op te merken in schredentijd tussen de verschillende instellingen.
- Standfase: de standfase van de niet aangedane zijde is over het algemeen iets langer dan de standfase van de aangedane zijde. Dit komt overeen met de waarden uit het literatuuronderzoek, zie tabel 7. Echter is het verschil tussen aangedane zijde en niet aangedane zijde in de literatuur veel groter dan hier is aangetoond. Tussen de verschillende instellingen is geen verschil aangetoond.
- Monopedale fase: de monopedale fase van de niet aangedane zijde is aanzienlijk langer dan de monopedale fase van de aangedane zijde. Tussen de instellingen is geen verschil.
- Zwaafase: de zwaafase moet tegengesteld zijn aan de monopedale fase. Een langere monopedale fase leidt tot een kortere zwaafase van datzelfde been. Dat is ook het geval.
- Bipedale fase: er is geen verschil te bekennen in bipedale fasen tussen de verschillende instellingen.

Tabel 9: fasen van de gangcyclus

	Links minimaal 1	Links minimaal 2	Rechts minimaal 1	Rechts minimaal 2	Links subjectief 1	Links subjectief 2	Rechts subjectief 1	Rechts subjectief 2	Links maximaal 1	Links maximaal 2	Rechts maximaal 1	Rechts maximaal 2	Waarden D&B
Schredentijd (s)	1,48	1,36	1,32	1,32	1,44	1,40	1,44	1,40	1,44	1,44	1,36	1,40	
Standfase g. zijde (%)	68	71	64	67	72	71	64	66	67	72	68	66	60
Standfase n.g. zijde (%)	62	59	70	73	61	63	72	69	64	61	71	71	60
Monopedale fase g. zijde (%)	38	41	30	27	39	37	28	31	36	39	29	29	40
Monopedale fase n.g. zijde (%)	32	29	36	33	28	29	36	34	33	28	32	34	40
Zwaafase g. zijde (%)	32	29	36	33	28	29	36	34	33	28	32	34	40
Zwaafase n.g. zijde (%)	38	41	30	27	39	37	28	31	36	39	29	29	40
Bipedale fase (%)	30	29	33	39	33	34	36	34	31	33	38	37	20

5.3 Goniometrie van de gewrichten

In tabel 10 zijn de gewrichtshoeken te zien op verschillende gangcyclismomenten. Een negatieve waarde voor de enkel duidt op plantairflexie, een positieve waarde op dorsaalflexie. Een negatieve waarde voor de knie duidt op extensie, een positieve waarde op flexie. In de knie zijn geen negatieve waarden gevonden. Voor de heup betekent een negatieve waarde retroflexie en een positieve waarde anteflexie. In de meest rechtse kolom zijn de waarden te vinden beschreven door Deckers & Beckers (1996).

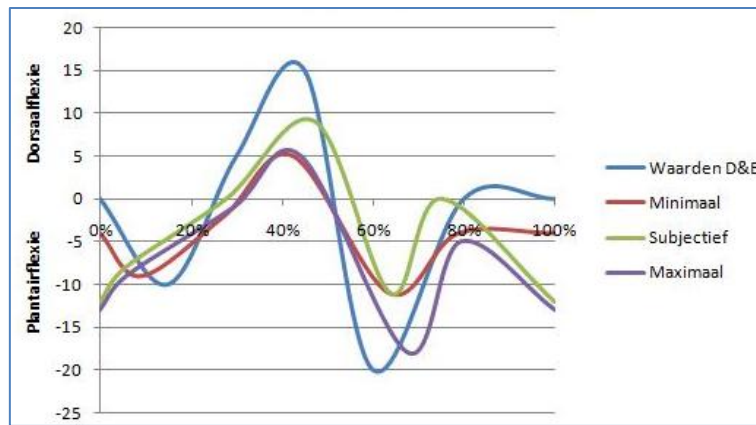
Tabel 10: goniometrie gewrichten

		Links minimaal 1	Links minimaal 2	Rechts minimaal 1	Rechts minimaal 2	Links subjectief 1	Links subjectief 2	Rechts subjectief 1	Rechts subjectief 2	Links maximaal 1	Links maximaal 2	Rechts maximaal 1	Rechts maximaal 2	Waarden D&B
Heel-strike	Enkel (°)	4	1	-4	12	-3	-5	-12	-10	-2	-5	-13	-10	0
	Knie (°)	1	1	10	7	0	1	13	13	0	0	9	7	0
	Heup (°)	20	19	15	14	18	18	17	17	16	17	16	17	25
Foot-flat	Enkel (°)	-5	-7	-9	-10	-7	-11	-8	-4	-7	-10	-9	-8	-10
	Knie (°)	7	6	9	11	9	6	11	12	7	7	10	9	15
	Heup (°)	11	10	11	13	13	12	11	10	12	14	12	11	25
Mid-stance	Enkel (°)	2	2	-2	0	3	0	0	1	1	1	-1	0	5
	Knie (°)	6	4	6	5	3	2	5	6	3	5	1	1	10
	Heup (°)	4	1	1	0	1	3	4	1	3	3	5	3	10
Heel-off	Enkel (°)	7	9	5	3	7	9	9	8	9	12	5	8	15
	Knie (°)	1	1	5	3	6	4	9	6	7	8	2	0	2
	Heup (°)	-9	-10	-8	-8	-5	-7	-11	-13	-5	-10	-15	-16	-13
Toe-off	Enkel (°)	-19	-20	-11	-13	-22	-19	-11	-15	-18	-19	-18	-15	-20
	Knie (°)	51	50	41	42	46	50	42	45	49	51	44	44	40
	Heup (°)	5	5	-1	2	3	6	0	2	5	8	2	0	-10
Mid-swing	Enkel (°)	-5	-7	-4	-7	-2	-7	-10	-8	-9	-7	-5	-7	0
	Knie (°)	52	50	36	41	52	59	43	44	55	55	39	44	65

De hoeken op zich zeggen niet zo veel. Het is overzichtelijker als de gevonden waarden worden uitgezet in een grafiek. In een grafiek kan het verloop van bewegingen in een bepaald gewricht zichtbaar gemaakt worden. Slechts de grafieken van het rechter been (de aangedane zijde) worden hier weergegeven. Er is voor gekozen om de grafieken van het niet aangedane been hier niet te tonen, omdat verondersteld wordt dat de Spring Swing weinig effect op de contralaterale zijde zal hebben. De grafieken voor de heup worden hier eveneens niet getoond, aangezien deze niet nauwkeurig gemeten konden worden. Een overzicht van de niet afgebeelde grafieken is in bijlage III te vinden.

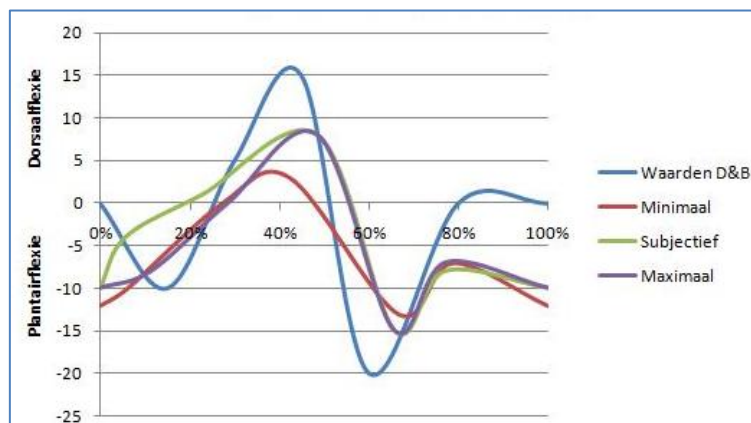
Goniometrie van de enkel

Uit de grafiek in figuur 10 vallen een aantal punten op. De instelling die het meest overeenkomt met de waarden volgens Deckers & Beckers (1996) is bij HS de minimale, bij HO de subjectieve en bij TO de maximale instelling. Bij MSW komt de subjectieve instelling het meest overeen met de literatuur. Op ieder moment blijkt dus een andere instelling de literatuur het meest te benaderen. Verder is te zien dat de beweging naar dorsaalflexie bij alle instellingen mogelijk is.



Figuur 10: grafiek goniometrie enkel rechts (1)

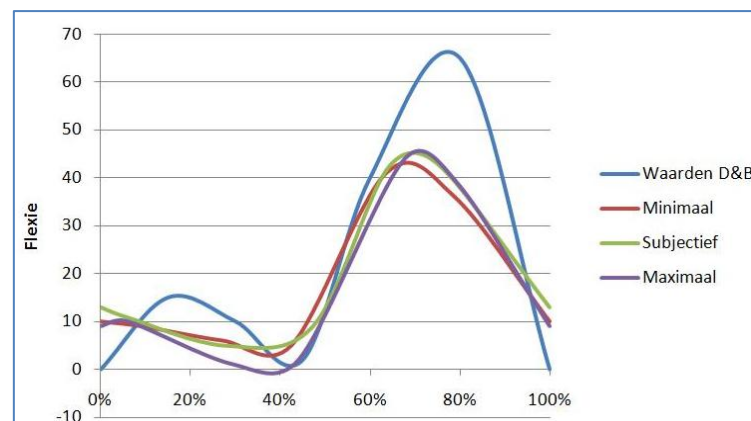
Uit figuur 11, de grafiek van de tweede meting per instelling, valt het volgende op te merken. Bij HS liggen de waarden dicht bij elkaar. Bij HO komen de subjectieve en maximale instelling het meest overeen met de waarden uit de literatuur. Datzelfde geldt voor TO. Bij MSW liggen de waarden weer dicht bij elkaar. Over het algemeen kan gesteld worden dat zowel grafiek 1 als grafiek 2 iets verschoven zijn ten opzichte van de literatuur.



Figuur 11: grafiek goniometrie enkel rechts (2)

Goniometrie van de knie

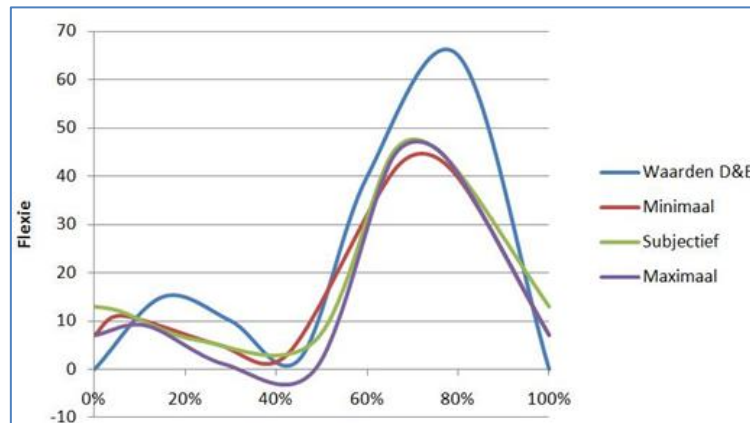
De vorm van de grafieken van de kniehoeken komt grotendeels overeen met de waarden volgens Deckers & Beckers. In figuur 12 is te zien dat op HS bij alle instellingen de knie licht gebogen is, terwijl in het gangpatroon volgens Deckers & Beckers, de knie volledig gestrekt is. Daarna neemt de knieflexie af, terwijl bij de grafiek van Deckers en Beckers juist wat knieflexie ontstaat.



Figuur 12: grafiek goniometrie knie rechts (1)

De verminderde knieflexie blijft aanhouden, want ook tijdens MSW wordt de knie minder gebogen dan de waarden in de literatuur. Over het algemeen wordt de knie minder gebogen, dan bij een normaal gangpatroon. Er valt geen verschil op te merken tussen de verschillende instellingen.

Figuur 13 toont hetzelfde resultaat voor de tweede meting van de knie. Bij heel-strike is flexie in de knie aanwezig, waarna deze afneemt. De verminderde knieflexie is terug te zien in de rest van het gangpatroon. Tussen de verschillende instelling is geen duidelijk verschil op te merken.



Figuur 13: grafiek goniometrie knie rechts (2)

5.4 Externe momenten rond de gewrichten

De GRF veroorzaakt externe momenten rond verschillende gewrichten. In tabel 11 zijn deze externe momenten te vinden, alsmede de waarden beschreven door Deckers & Beckers (1996). In de tabel zijn de afkortingen gebruikt die omschreven staan in paragraaf 4.1.4 van dit verslag. Zoals in de tabel te zien is, wijken veel externe momenten af van de waarden beschreven door Deckers & Beckers. Per gangcyclustmoment wordt besproken wat er aan opvalt.

- Heel-strike:** de GRF loopt achter het enkelgewricht, wat leidt tot een plantairflexie moment. Voor de niet aangedane zijde is dat ook zo. Voor de aangedane zijde geldt meestal dat het externe moment neutraal of een dorsaalflexiemoment is. De waarden voor de knie en de heup zijn gelijk aan de waarden volgens Deckers & Beckers.
- Foot-flat:** het plantairflexiemoment rond de enkel blijft aanhouden tot aan FF. Bij zowel de aangedane als de niet aangedane zijde vindt er een dorsaalflexiemoment plaats, al is het dorsaalflexiemoment bij de niet aangedane zijde zeer klein. Het externe moment rond de knie is volgens Deckers & Beckers flexie, terwijl bij de aangedane en niet aangedane zijde het neutraal of extensie is.
- Mid-stance:** het moment rond de enkel is bij MS gelijk aan de waarden volgens Deckers & Beckers. Bij de knie is weer een extensiemoment te herkennen, terwijl Deckers & Beckers een flexiemoment aangeven. Voor de heup schrijven Deckers & Beckers voor, dat de grondreactiekracht door het heupgewricht loopt en dus geen extern moment zal veroorzaken, maar bij nagenoeg alle metingen blijkt een anteflexiemoment aanwezig te zijn.
- Heel-off:** Bij HO komen de waarden voor de enkel en knie overeen met de waarden volgens Deckers & Beckers. Voor de heup geldt dat er een retroflexiemoment moet optreden. Dat is niet altijd het geval. Een aantal keer loopt de grondreactiekracht door het heupgewricht, waardoor er geen extern moment aanwezig is.
- Toe-off:** Bij TO komen nagenoeg alle externe momenten overeen met de momenten beschreven door Deckers en Beckers.

Tabel 11: externe momenten rond de gewrichten

		Links minimaal 1	Links minimaal 2	Rechts minimaal 1	Rechts minimaal 2	Links subjectief 1	Links subjectief 2	Rechts subjectief 1	Rechts subjectief 2	Links maximaal 1	Links maximaal 2	Rechts maximaal 1	Rechts maximaal 2	Waarden D&B
Heel-strike	Enkel	P.F.	P.F.	N.	N.	P.F.	P.F.	D.F.	D.F.	P.F.	P.F.	D.F.	P.F.	P.F.
	Knie	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.
	Heup	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.
Foot-flat	Enkel	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	N.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	P.F.
	Knie	Ex.	Ex.	N.	Ex.	N.	N.	Ex.	N.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Fl.
	Heup	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	N.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.
Mid-stance	Enkel	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.
	Knie	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Fl.
	Heup	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	N.	N.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	N.
Heel-off	Enkel	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.
	Knie	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.	Ex.
	Heup	N.	N.	N.	N.	N.	R.F.	R.F.	N.	N.	R.F.	R.F.	R.F.	R.F.
Toe-off	Enkel	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.	D.F.
	Knie	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.	Fl.
	Heup	R.F.	R.F.	R.F.	R.F.	A.F.	A.F.	R.F.	R.F.	R.F.	R.F.	R.F.	R.F.	R.F.

5.5 Physiological Cost Index

Om de PCI te berekenen, moet de rusthartslag van de cliënt bekend zijn. De rusthartslag is, na een rustperiode van 10 minuten, zes keer gemeten. Daaruit is een gemiddelde bepaald, namelijk 81 slagen per minuut.

Ook de hartslagfrequentie tijdens de inspanning bij de drie instellingen van de Spring Swing is zes keer gemeten. Het gemiddelde daarvan is te vinden in tabel 12, alsmede de berekende PCI waarde. De resultaten van de afzonderlijke metingen zijn in bijlage IV te vinden. Uit de waarden voor de PCI valt op te merken dat de PCI voor de minimale en maximale instelling redelijk overeen komen. De subjectieve instelling heeft een beduidend hogere PCI waarde, wat inhoudt dat de subjectieve instelling meer inspanning vereist. Het verschil tussen de minimale en subjectieve instelling is zeer significant ($p=0,000046$), alsmede het verschil tussen de maximale en subjectieve instelling ($p=0,000033$). Er is geen verschil aangetoond tussen de minimale en maximale instelling ($p=0,15$).

Tabel 12: Physiological Cost Index

	Minimale instelling	Subjectieve instelling	Maximale instelling
Gemiddelde hartslagfrequentie (sl/min)	102	107,3333	99
Gelopen tijd (min)	3	3	3
Gelopen afstand (m)	131,5	129	120
Snelheid (m/min)	43,83333	43	40
PCI	0,475285	0,608527	0,445833

Tabel 14: eigenschappen Spring Swing

	Minimale instelling	Subjectieve instelling	Maximale instelling
Opdruk op weegschaal (g)	380	530	735
Dorsaalflexiehoek (°)	6	11	14
Moment (Nm)	0,76	1,06	1,46
Stijfheid (Nm/°)	0,126	0,0959	0,10455

5.9 Modified Asworth Scale

Uit de testen voor spasticiteit bleek alleen lichte spasticiteit aanwezig te zijn in de enkel in de richting van dorsaalflexie. Dat wil zeggen dat er spasticiteit aanwezig is in de plantairflexoren, namelijk de musculus (m.) triceps surae. In tabel 15 zijn de waarden voor de MAS te vinden.

Tabel 15: Modified Ashworth Scale

	Score
Plantairflexie	0
Dorsaalflexie	1+
Knie-flexie	0
Knie-extensie	0

6. Discussie

Allereerst zullen de verschillende onderzochte parameters toegelicht worden. Daarna wordt toegelicht welke punten misschien niet goed overwogen zijn of welke punten tot fouten kunnen leiden.

6.1 Parameters

Gangcyclismomenten

FF deed zich bij de aangedane zijde eerder voor dan bij de niet aangedane zijde. Dat heeft waarschijnlijk te maken met de insufficiënte werking van de voetheffers om de voet in 90 ° te houden en daarna gecontroleerd af te laten wikkelen. De voet van de aangedane zijde wordt al meer in plantairflexie neergezet, waardoor het afwikkelen minder nodig is. Ook in grafiek 1 en 2 is te zien dat de voet zich meer in plantairflexie bevindt op het moment van HS. De verwachting was dat naarmate de instelling zwaarder werd, de voet meer opgetild zou worden. Dat kan resulteren in een meer gecontroleerde afwikkeling. Dus naarmate de instelling zwaarder zal worden, zal het de waarden volgens Deckers & Beckers meer benaderen. Voor de maximale instelling is dat ook het geval, maar dan zou de subjectieve instelling de waarden volgens Deckers & Beckers ook meer moeten benaderen dan de minimale instelling en dat is niet het geval. De waarden liggen sterk bij elkaar, waaruit blijkt dat er geen verschil waar te nemen is tussen de verschillende instellingen.

Fasen van de gangcyclus

De schredentijd van de cliënt ligt iets hoger dan de schredentijd bij gezonde personen, maar is over het algemeen lager dan de schredentijd van de CVA patiënten beschreven in het onderzoek van von Schroeder, Coutts, Lyden, Billings, & Nickel (1995). Er is voor dit onderzoek gekozen, aangezien de leeftijd van de cliënt en de post-CVA periode het meest overeen kwam met de patiënten van dit onderzoek. Een kortere schredentijd duidt erop dat de loopsnelheid hoger ligt. De cliënt liep met de Spring Swing en in bovengenoemd onderzoek liepen de patiënten zonder voorziening, waardoor de snelheid van de cliënt met Spring Swing hoger zal liggen. Uit alle onderzoeken van het literatuuronderzoek blijkt dat de standfase van de niet aangedane zijde beduidend langer duurt dan de standfase van aangedane zijde. In dit onderzoek is er ook een verschil aangetoond, al is dit verschil iets minder dan beschreven in de literatuur, wat erop kan duiden dat de Spring Swing het gangpatroon meer symmetrisch maakt. Een langere standfase betekent een kortere zwaafase. Een kortere zwaafase resulteert in kleinere stappen. De langere standfase vindt plaats om een stabiel gangpatroon te krijgen. Een langere zwaafase zou leiden tot het langer moeten steunen op één been, wat de instabiliteit groter maakt. Dat kan verklaren waarom de zwaafase van de niet aangedane zijde korter is dan de zwaafase van de aangedane zijde. De cliënt wil zo snel mogelijk weer op het gezonde been steunen.

Verder blijkt dat er voor geen van de fasen een verschil te bevestigen is tussen de verschillende instellingen. Het gevoel van vertrouwen, zoals beschreven in de VAS leidt niet tot een meer symmetrisch gangpatroon.

Goniometrie gewrichten

De verwachting is dat een zwaardere instelling van de Spring Swing zou leiden tot meer dorsaalflexie tijdens HS en MSW. Op HS dient de voet in 90° gehouden te worden. Plantairflexie is op dat moment ongewenst, aangezien dat de kans op een goede hiellanding verkleint. Er zijn geen duidelijke verschillen gevonden tussen de verschillende instellingen. Bij de eerste meting houdt de minimale instelling de voet het meest in dorsaalflexie, terwijl bij de tweede meting de minimale instelling dat het minst doet. Bij TO is plantairflexie gewenst, aangezien op dat moment plantairflexie voor een goede afzet zorgt, wat leidt tot voldoende propulsie van het been voor de zwaafase. Dit is bij de maximale instelling bij beide metingen het geval. Dat is tegenstrijdig met de verwachting, want de maximale instelling zou de plantairflexie juist meer afremmen.

Het kan zijn dat een grotere opdruk de spasticiteit van de m. triceps surae meer prikkelt, waardoor een groter plantairflexie moment veroorzaakt wordt.

Verder blijkt dat de Spring Swing in geen van de gevallen, de dorsaalflexie blokkeert. Over het algemeen lijken de grafieken iets verschoven ten opzichte van de grafiek van Deckers & Beckers. Dat is te verklaren door het feit dat de gangcyclusmomenten niet gelijktijdig met de literatuur kwamen. Over het algemeen zit er erg veel variatie in de goniometrie van de gewrichten om een duidelijke conclusie te trekken. De ene keer is een bepaalde instelling het meest ideaal, maar een volgende meting kan dat weer anders zijn. Het lijkt erop dat het verstellen van de Spring Swing geen significant aantoonbare invloed uitoefent op de goniometrie van de gewrichten.

Externe momenten rond de gewrichten

Voor de enkel geldt dat het bij HS wenselijk is, dat de GRF door het enkelgewricht loopt of net erachter. Dit veroorzaakt een plantairflexiemoment. De verwachting is dat naarmate de Spring Swing strakker ingesteld staat, er een groter plantairflexie moment zou ontstaan. Een strakkere instelling leidt tot meer dorsaalflexie, waardoor een betere hiellanding gewaarborgd wordt. Dat leidt ertoe dat de GRF achter het enkelgewricht komt te liggen. Dit is niet in de metingen terug te vinden. Bij HS is het externe moment meestal neutraal of een dorsaalflexiemoment. Dit kan verklaard worden door te veel plantairflexie, waardoor de voet bijna vlak neergezet wordt. De GRF zal dan meer naar voor komen te liggen en kan onmogelijk een plantairflexiemoment veroorzaken. Voor de knie geldt dat tijdens FF en MS een flexiemoment veroorzaakt moet worden door de GRF. Echter is in nagenoeg alle gevallen een extensiemoment terug te zien. Dat is te verklaren doordat de cliënt constant met een gestrekte knie loopt. Een gangpatroon met gestrekte knie biedt meer stabiliteit. Bij de heup is te zien dat tijdens HO een retroflexiemoment moet optreden. Dat is niet altijd het geval. Een aantal keer loopt de grondreactiekracht door het heupgewricht, waardoor er geen extern moment aanwezig is. De dorsaalflexiehoek in de enkel is in alle gevallen kleiner dan wat er in de literatuur beschreven wordt. Dat leidt er toe dat het heupgewricht zich meer boven de enkel bevindt (de knie is namelijk gestrekt). Hierdoor zal de grondreactiekracht verder naar voor liggen en dus door het heupgewricht lopen.

Tien meter looptest

Uit de TML blijkt dat er nagenoeg geen verschil is tussen de minimale en subjectieve instelling. Bij de maximale instelling ligt de snelheid wel beduidend lager. Een verklaring daarvoor is dat de plantairflexie meer beperkt wordt tijdens de afzet, wat zal leiden tot een lagere loopsnelheid. Echter is dit niet terug te vinden in de goniometrie van de gewrichten, vandaar dat deze optie afvalt. Het is waarschijnlijker dat de oorzaak ligt in het vermoeid raken van de cliënt. De maximale instelling is de laatste instelling die gemeten is. Hierdoor kan de snelheid aanzienlijk lager uitkomen. De snelheid van de cliënt ligt bij alle instellingen duidelijk hoger dan de gemiddelde waarden uit alle onderzoeken beschreven in het literatuuronderzoek. Daaruit kan geconcludeerd worden dat de Spring Swing een gunstig effect heeft op de loopsnelheid, ongeacht welke instelling toegepast wordt.

Physiological Cost Index

Uit de PCI metingen blijkt dat er, tussen de minimale en maximale instelling, geen verschil is. De subjectieve instelling wijkt wel degelijk af. Dit rijmt niet met de waarden verkregen uit de Tien meter looptest. Wanneer de snelheid bij de TML bij de minimale en subjectieve instelling nagenoeg gelijk is, kan verwacht worden dat de PCI waarde ook gelijk zal blijven. De PCI voor de subjectieve instelling ligt aanzienlijk hoger dan de PCI voor de minimale instelling. Het kan zijn dat de subjectieve instelling zwaarder liep en dat de cliënt geprobeerd heeft om hetzelfde tempo aan te houden, wat resulteert in een hogere PCI waarde. Bij de maximale instelling is de cliënt waarschijnlijk vermoeid, waardoor hij zijn snelheid niet meer heeft aan kunnen passen en een lagere PCI waarde verkregen wordt. Een andere verklaring is dat de cliënt een verhoogde hartslag kreeg door omgevingsinvloed.

Visueel Analoge Schaal

Het enige zeer duidelijke verschil werd gevonden op de VAS score. De cliënt prefereert duidelijk de maximale instelling, daarna de subjectieve en ten slotte de minimale instelling. De cliënt gaf aan dat de minimale instelling te slap was en dat de maximale instelling hem een gevoel van vertrouwen gaf. Het is opmerkelijk dat de cliënt duidelijk een verschil voelt, maar dat dit niet terug te zien is in het gangpatroon.

6.2 Aandachtspunten

De volgende zaken kunnen van invloed zijn op het resultaat van het onderzoek:

Vermoeidheid:	Tussen de verschillende instellingen heeft de cliënt ongeveer tien minuten uitgerust. Het kan zijn dat het hele onderzoek te zwaar was voor de cliënt, waardoor de later gemeten instellingen een verkeerd beeld gaven. Een idee is om het onderzoek op te delen over meerdere dagen, waardoor het onderzoek minder belastend wordt.
Prestatiedrang:	Prestatiedrang kan een belemmerende factor zijn voor de resultaten van het onderzoek. Tijdens de opdrachten is expliciet meegedeeld dat alle testen op een comfortabele en prettige manier uitgevoerd dienen te worden. Deze boodschap was duidelijk, echter kan het zijn dat de cliënt een prestatiedrang voor zichzelf had en toch iets sneller liep dan zijn comfortabele snelheid. Om de prestatiedrang te verminderen, is het een idee om een soort placebo metingen te verrichten en de cliënt niet mee te delen, welke metingen geregistreerd worden voor het onderzoek.
Motivatie:	De metingen hebben in totaal ongeveer drie uur geduurd. Doordat de metingen drie keer hetzelfde waren (alle metingen voor de drie instellingen), kan het zijn dat de motivatie van de cliënt verminderde, waardoor de resultaten beïnvloed zijn. Om deze factor te reduceren, zal het onderzoek minder lang moeten duren, of verspreid moeten worden over een aantal dagen.
Acclimatisatie:	De cliënt gaf aan dat hij het best spannend vond om aan dit onderzoek mee te werken. Daarom is er ruim de tijd genomen om te acclimatiseren in het BAL. Echter kan er nog steeds een onnauwkeurigheid optreden in de metingen doordat de cliënt moet wennen aan de omgeving en het onderzoek. Naarmate er meer metingen verricht worden, weet de cliënt wat hem te wachten staat en zal hij zich meer op zijn gemak gaan voelen. In de toekomst verdient het de aanbeveling om eerst een trail onderzoek met de cliënt uit te voeren, zodat hij precies weet wat hem te wachten staat.
Targeting:	Targeting is een andere factor die tot misleidende resultaten kan leiden. De focus om op het krachtenplatform terecht te komen, wordt targeting genoemd. In het looplab werd de cliënt gevraagd van de ene naar de andere kant te lopen, waarbij een bepaalde voet op het krachtenplatform terecht moest komen. Op het oog leek de cliënt zijn stapgrootte of gangpatroon niet aan te passen om op het krachtenplatform terecht te komen, echter kan het wel een grote rol spelen. Een mogelijkheid om deze factor te reduceren is door een groter krachtenplatform te gebruiken, of de plaat meer te maskeren, bijvoorbeeld met een kleed.
Omgevingsinvloeden:	Voor de PCI metingen is gebruik gemaakt van een hartslagmeter. De hartslagfrequentie hangt van de loopsnelheid af, maar kan ook van meerdere factoren afhangen. De metingen zijn op de gang verricht, waardoor omgevingsinvloeden niet uitgesloten zijn. De aanwezigheid van derden kan een factor zijn, waardoor de hartslagfrequentie stijgt. PCI metingen kunnen in het vervolg beter in een prikkelarme omgeving gedaan worden.

Materiaal:	Uit intern onderzoek blijkt dat de stijfheid van de Spring Swing sterk afhankelijk is van de draagtijd. Wanneer de Spring Swing langere tijd niet gedragen is, zal door kruip de dorsaalflexiehoek groter worden, wat leidt tot een hogere stijfheid. De eerste meting zal dan een ander beeld geven dan latere metingen, wanneer het materiaal warm geworden is en dus een hogere elasticiteit heeft. De cliënt in dit onderzoek draagt de Spring Swing dagelijks, dus de invloed van kruip zal in dit onderzoek minimaal zijn.
Migratie:	Voor de videoanalyse is gebruik gemaakt van markers die op de huid geplakt werden. De huid kan verschuiven ten op zichte van de gewrichten, waardoor afwijkende waarden gevonden kunnen worden.
Lage resolutie:	De videobeelden die gebruikt zijn voor de analyse zijn van lage kwaliteit. De beelden komen van digitale camera's, maar worden analoog verwerkt, omdat de synchronisatie tussen de beelden en het krachtenplatform nog niet gedigitaliseerd is. Hierdoor worden beelden verkregen met een lage resolutie. Wanneer deze beelden geanalyseerd worden op een pc, dan is het nagenoeg onmogelijk om de exacte positie van de markers te lokaliseren. Dat leidt tot afwijkingen in de externe momenten rond de gewrichten en de goniometrie van de gewrichten. Het gebruik van High Definition Camera's en digitale synchronisatie apparatuur kan tot een nauwkeurigere analyse leiden.
Synchronisatie:	De videobeelden moesten gesynchroniseerd worden met de data van het krachtenplatform. Dit synchroniseren gebeurt in grote lijnen automatisch, maar de fine-tuning vindt handmatig plaats. Zo kan het eerste moment dat de GRF geprojecteerd wordt, per frame verschoven worden. Vaak is het heel duidelijk, maar soms valt de eerste keer dat de GRF in beeld komt niet helemaal gelijk met het frame waarop heelcontact te zien is. Het is dan afwegen welke frame het meest in de buurt komt. Hierdoor kunnen interpretatiefouten ontstaan, voornamelijk in de paragraaf externe momenten rond de gewrichten. Tijdens de analyse van de beelden is zoveel mogelijk een standaard aangehouden, echter blijft de kans op kleine fouten bestaan. Om deze foutmarge te verkleinen is het aangeraden om met een hogere frequentie te meten.
Aantal metingen:	Het aantal metingen per instelling is voor het krachtenplatform beperkt tot twee. Dat wil zeggen dat per instelling twee metingen per zijde verricht zijn. De kans op toevallige fouten is nog redelijk groot. Naarmate het aantal metingen toeneemt, zal een meer representatief beeld geschetst worden. Echter zouden meer metingen te belastend voor de cliënt worden. Om dit probleem te ondervangen, kan het onderzoek verspreid worden over meerdere dagen.
Populatiegrootte:	In dit onderzoek is slechts één persoon onderzocht. Dit houdt in dat eventuele conclusies alleen gelden voor die persoon. Het is mogelijk om hier een trend mee te bepalen, maar veralgemeniserende conclusies kunnen aan de hand van dit onderzoek niet getrokken worden. Mogelijkerwijs zal het effect bij andere CVA cliënten anders zijn.

7. Conclusie en aanbevelingen

Conclusie

In het onderzoek stond de volgende vraag centraal:

“Wat is de invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon bij een CVA cliënt met spasticiteit?”

Het antwoord hierop, kan als volgt geformuleerd worden:

“Het wijzigen van de instelling van de Spring Swing heeft geen aantoonbare invloed op het gangpatroon bij een CVA cliënt met spasticiteit.”

Daarbij moet gezegd worden dat het opmerkelijk is dat de cliënt een duidelijk verschil merkt, als de instelling van de Spring Swing gewijzigd wordt, maar dat dit verschil niet op biomechanisch vlak inzichtelijk te maken is. De eigenschappen van de Spring Swing veranderen sterk, maar dat heeft geen invloed op het gangpatroon van de CVA cliënt. Geconcludeerd kan worden dat de instelbaarheid van de Spring Swing geen invloed heeft op het gangpatroon van een CVA cliënt, maar dat het wel een meerwaarde heeft voor de loopbeleving van de cliënt.

Aanbevelingen

Uit het onderzoek blijkt dat het wijzigen van de instelling van de Spring Swing voornamelijk een verandering teweeg brengt in de beleving van de cliënt. Het is mogelijk dat bij een grotere populatie het effect op biomechanisch vlak wel inzichtelijk te maken is. Vervolg onderzoek met een grotere populatie is daarvoor gewenst. Het kan ook zo zijn dat de invloed van het verstellen van de Spring Swing bij andere ziektebeelden een meer zichtbare verandering in het gangpatroon teweeg brengt. Bij eventuele vervolgonderzoeken dienen de punten omschreven in paragraaf 6.2 van dit verslag meegenomen te worden.

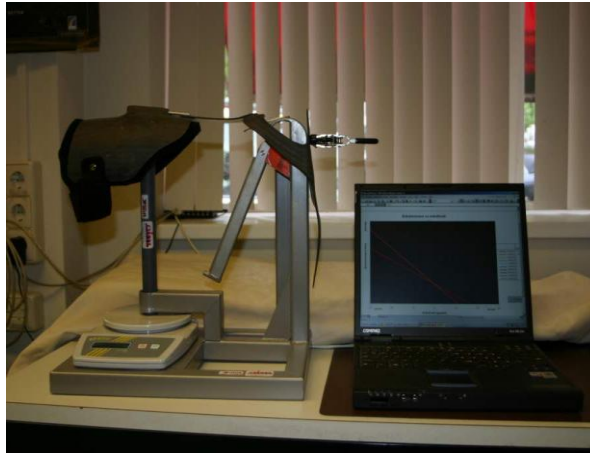
Literatuurlijst

- Bähler, A. (1992). Fundamental Biomechanical Principles in the Orthotic Treatment of the Knee. *Journal of Prosthetics and Orthotics* , 4 (3), 157-165.
- Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J., & Delarque, A. (2006). Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. *Journal of Rehabilitation Medicine* , 38 (5), 287-294.
- Blackburn, M., Vliet, P. v., & Mockett, S. (2002). Reliability of measurements obtained with the modified ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Physical Therapy* , 82 (1), 25-34.
- Chen, G., Patten, C., Kothari, D., & Zajac, F. (2005). Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait and Posture* , 22 (1), 51-56.
- Danielsson, A. (2008). *Studies on energie expenditure in walking after stroke*. Göteborg, Zweden: University of Gothenburg.
- Deckers, J., & Beckers, D. (1996). *Ganganalyse & Looptraining voor de paramedicus*. Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- Empelen, R. v. (2007). *Tonusonderzoek bij kinderen*. Houten: Bohn Stafleu van Loghum .
- Eysink, P., & Bots, M. (2006, December 12). *Beroerte*. Opgeroepen op Januari 25, 2010, van Nationaal Kompas Volksgezondheid: http://www.rivm.nl/vtv/object_class/kom_beroerte.html
- Fredrickson, E., Ruff, R., & Daly, J. (2007). Physiological Cost Index as a Proxy Measure for the Oxygen Cost of Gait in Stroke Patients. *Neurorehabil Neural Repair* , 21 (5), 429-434.
- Goldie, P., Matyas, T., & Evans, O. (2001). Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* , 82 (8), 1057-1065.
- Hesse, S., Werner, C., Matthias, K., Stephen, K., & Berteau, M. (1999). 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* , 30 (9), 1855-1861.
- Horváth, M., Tihanyi, T., & Tihanyi, J. (2001). Kinematic and kinetic analysis of gait patterns in hemiplegic patients. *Physical Education and Sport* , 1 (8), 25-35.
- Isman, R., & Inman, V. (1969). Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle. *Bulletin of Prosthetics Research* , 97-129.
- Kuan, T., Tsou, J., & Su, F. (1999). Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* , 80 (7), 777-784.
- Lissens, M. (2008). *Revalidatie en Neurologie*. Geel, België: Campus Geel.
- Mens, E. (2002, April 10). *Ziektebeeld CVA*. Opgeroepen op Januari 26, 2010, van CVA & MS: <http://members.tele2.nl/sailbert/CVA/ziektebeeld.htm>

- Nene, A. (1993). Physiological cost index of walking in able-bodied adolescents and adults. *Clinical Rehabilitation* , 7 (4), 319-326.
- OIM Orthopedie. (s.a.). *OIM Orthopedie: Organisatie*. Opgeroepen op Oktober 4, 2009, van OIM Orthopedie: <http://www.oim.nl>
- Pandyan, A., Johnson, G., Price, C., & Curless, R. (1999). *A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity*. New Castle, U.K.: SAGE.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: Slack Incorporated.
- Rodda, J., & Graham, H. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology* , 8 (5), 98-108.
- Titianova, E., Mateev, P., Peurala, S., Sivenius, J., & Tarkka, I. (2005). Footprint peak time and functional ambulation profile reflect the potential for hemiparetic gait recovery. *Brain Injury* , 19 (8), 623-631.
- Vaartjes, I., Dis, I. v., Visseren, F., & Bots, M. (2009). *Hart- en vaatziekten in Nederland 2009, cijfers over leefstijl- en risicofactoren, ziekte en sterfte*. Den Haag: Nederlandse Hartstichting.
- von Schroeder, H., Coutts, R., Lyden, P., Billings, E., & Nickel, V. (1995). Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development* , 32 (1), 25-31.
- Vos-Vromans, D., Bie, R. d., Erdmann, P., & Meeteren, N. v. (2005). The responsiveness of the Ten-Meter Walking Test and other measures in patients with hemiparesis in the acute phase. *Physiotherapy Theory and Practice* , 21 (3), 173-180.
- Wade, D. (1992). *Measurements in neurological rehabilitation*. Oxford: Oxford University Press.
- World Health Organization. (2006, Mei 4). *International Classification of Diseases*. Opgeroepen op Januari 25, 2010, van World Health Organisation: <http://apps.who.int/classifications/apps/icd/icd10online/>
- Yavuzer, M. (2006). *Walking after stroke: interventions to restore normal gait pattern*. Ankara, Turkije: Pelikan Publications.

Bijlage I: OIM stijfheidmeter

De OIM stijfheidmeter is een apparaat waarmee de instelling van de Spring Swing vastgelegd kan worden. De OIM stijfheidmeter is in figuur 15 te zien.



Figuur 15: OIM stijfheidmeter

De OIM stijfheidmeter bestaat uit een stabiel metalen frame, met daarop een tweetal meetinstrumenten, namelijk een weegschaal en een goniometer. De Spring Swing wordt met het hielgedeelte over de gebogen beugel gelegd, waarbij de voetplaat recht naar beneden gericht is. Met behulp van een snelspanner kan de Spring Swing vastgezet worden. De dorsaalflexiehoek van de Spring Swing kan vastgelegd worden met de ingebouwde goniometer. De oorsprong van de hoekmeting ligt vast in de opstelling en komt overeen met een vooraf vastgestelde positie van de anatomische enkel. Met behulp van een drukstaaf en de ingebouwde weegschaal wordt de kracht naar dorsaalflexie gemeten. Het kuitgedeelte wordt opgetild totdat de drukstaaf eronder kan. Daarna wordt het kuitdeel rustig losgelaten en komt er druk via het drukstaafje op de weegschaal. Op die manier wordt de kracht vastgelegd. De weegschaal heeft een meetnauwkeurigheid van 5g. In het metalen frame is een mechanische enkel as gepositioneerd op een gemiddelde anatomische hoogte van 7,5 cm. Vanaf deze 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. De mechanische enkel-as zal een bepaalde onnauwkeurigheid bezitten. Een variatie in enkel-as hoogte bij personen van ± 1 cm is anatomisch niet onmogelijk, maar zeker niet standaard. Dat leidt tot een verandering van momentarm van 1 cm, en betekend een onnauwkeurigheid van 1 op 20, oftewel 5%.

De gemeten gegevens worden op de computer ingevoerd in het programma "SWIFT EVO-Tester". Aan de hand van de volgende formule berekent het programma het moment naar dorsaalflexie:

$$M = F * l$$

Met daarin:

M	:	moment in Nm
F	:	kracht in N
L	:	momentarm in m

De stijfheid van de Spring Swing wordt in hetzelfde programma berekend 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 één honderdste nauwkeurig. Dat zijn twee significante cijfers achter de komma. Het moment wordt berekend met een significant cijfer achter de komma. Dat wil zeggen dat de stijfheid niet nauwkeuriger weergegeven mag worden dan een significant cijfer achter de komma. De af te lezen hoek op de meetopstelling is op een graad nauwkeurig te bepalen. Een afwijking van de hoek van een graad leidt tot een verandering in de stijfheid van 0,01 Nm/° en is dus nauwkeuriger dan dat de software behoeft.

De instelling van de Spring Swing wordt vastgelegd aan de hand van bovenstaande gegevens. Het effect op de loopvaardigheid wordt vastgelegd door onder andere de benodigde tijd voor de TML. 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 TML.

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.

Onderzoeksprotocol

De invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon bij een CVA cliënt met spasticiteit

Opdrachtgever:	OIM Arnhem
Projectleden:	Dennis Bouckaert
Datum:	02-09-2009

Inhoudsopgave

1. Inleiding	3
2. Onderzoeksvraag	4
3. Onderzoeksopzet	5
4. Methode	6
Bijlage 1: Scoreformulier looplaboratorium: "BAL"	9

1. Inleiding

Dit onderzoek maakt deel uit van het afstuderen aan de opleiding: "orthopedische technologie" aan de Fontys Hogeschool te Eindhoven. Het onderzoek zal gelijktijdig plaatsvinden met een afstudeerstage.

De afstudeerstage wordt doorlopen bij OIM Orthopedie te Arnhem. OIM Orthopedie is een bedrijf waar ongeveer 250 medewerkers werken en vestigingen verspreid over het hele land heeft. OIM Orthopedie haar kernactiviteit is dienstverlening aan een cliënt, de gebruiker van een orthopedische voorziening die door OIM aangemeten is. Daarbij kunnen de cliënten rekenen op deskundige advisering, persoonlijke dienstverlening, een adequaat product en waar nodig maatwerk (OIM Orthopedie, S.A.).

Bij OIM te Arnhem is een dynamische enkelvoetorthese (EVO) ontwikkeld, Spring Swing genaamd. Door middel van een verstelbare veer is de dorsaalflexiehoek in te stellen. Hierdoor verandert ook de weerstand naar plantairflexie. Deze enkelvoetorthese wordt al veel toegepast en de gebruikers ervan zijn er zeer over te spreken. Echter is het effect van het verstellen van de veer nog niet vastgelegd door onderzoek. Daarvoor wordt er momenteel een onderzoek gedaan door dhr. W. Pijl. Dhr. W. Pijl is werkzaam bij OIM orthopedie als orthopedisch adviseur. Daarbuiten is hij aan het afstuderen aan de duale opleiding "Orthopedische Technologie" aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Hij is momenteel bezig met een onderzoek naar de correlatie tussen de instelling van de Spring Swing en de mate van spasticiteit volgens de Modified Ashworth Scale (MAS) bij Cerebro Vasculaire Aandoening (CVA) patiënten. Anders gezegd is hij op zoek naar de ideale instelling van de Spring Swing bij een bepaalde mate van spasticiteit. Hij beoordeelt het gangpatroon van de patiënten aan de hand van de 10-meter looptest (TML).

Het onderzoek van dhr. W. Pijl kan ondersteund worden door dit onderzoek. Bij dit onderzoek wordt gekeken naar het biomechanische effect van het verstellen van de veer op het gangpatroon.

Het onderzoek wordt in opdracht van OIM te Arnhem gedaan. Gedurende het onderzoek zal er ondersteuning zijn door onder andere dhr. W. Pijl, dhr. P. de Jager, stagebegeleider vanuit het bedrijf en mevr. J. van Dijk, stagebegeleider vanuit school. De metingen in het looplaboratorium zullen ondersteund worden door mevr. L. van Dijk en Dhr. H. van der Vrande.

2. Onderzoeksvraag

De Spring Swing is een EVO die gebruikt wordt bij CVA patiënten ter compensatie van een dropfoot. De verstelbare veer op de Spring Swing kan een meerwaarde zijn voor een veranderend beeld in spasticiteit. Om een optimale werking te garanderen moet de veer op een juiste manier ingesteld worden. Dhr. W. Pijl bepaalt de juiste instelling van de veer aan de hand van een subjectieve ganganalyse. Hij bekijkt het gangpatroon van een cliënt en past daar de instelling van de Spring Swing op aan. Deze instelling wordt vervolgens vastgelegd, door de Spring Swing te meten met de "OIM stijfheidsmeter". Dat is een apparaat waarmee de dorsaalflexiehoek van de Spring Swing en het moment naar dorsaal dat de Spring Swing ten opzichte van de enkel levert, bepaald kan worden.

In het onderzoek dat uitgevoerd zal worden, wordt met behulp van een looplaboratorium bepaald wat het effect is van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon. Op die manier kan op een objectieve manier het verschil tussen instelling bepaald gaan worden. De uitkomsten van dit onderzoek kunnen gebruikt worden om te bepalen of de instelling zoals dhr. Pijl hem gebruikt, de meest ideale is. Ook kan het onderzoek gebruikt worden om aan te tonen of dat het gebruik van een Spring Swing bij CVA patiënten een gunstig effect heeft op het gangpatroon. Om bovenstaand te kunnen bepalen, is de volgende doelstelling en zijn de volgende vragen geformuleerd.

Doelstelling

Het onderzoek zal op biomechanisch vlak inzicht verschaffen over de invloed van de Spring Swing op het gangpatroon van CVA patiënten. Met dit inzicht kan de loopfunctie qua kwaliteit en comfort verbeterd worden.

Hoofdvraag

Wat is de invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon bij een CVA cliënt met spasticiteit?

Om antwoord te geven op bovenstaande vraag wordt in dit onderzoek gekeken naar de volgende zaken:

- gangcyclusmomenten
- fasen van de gangcyclus
- goniometrie gewrichten
- externe momenten rond de gewrichten
- loopsnelheid
- energieverbruik
- ervaring van de cliënt
- instelling van de Spring Swing
- mate van spasticiteit

3. Onderzoeksopzet

Het onderzoek zal uitgevoerd worden in het Bewegings Analyse Lab (BAL) van de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. In dit looplaboratorium is een krachtenplatform aanwezig en kunnen videobeelden van het looppatroon gemaakt worden. Ook is er de mogelijkheid om de Physiological Cost Index (PCI) te bepalen.

Tijdens het onderzoek zal een CVA cliënt, die bekend is met een Spring Swing een looptest afleggen. Daarvan worden videobeelden gemaakt. Na de metingen wordt de instelling (dorsaalflexiehoek en weerstand naar plantairflexie) van de Spring Swing vastgelegd met de OIM stijfheidsmeter. Daarna wordt de instelling veranderd en zal de test nogmaals doorlopen worden. Ook deze instelling wordt vastgelegd.

Nadat alle gegevens verzameld zijn, zullen de gegevens geanalyseerd worden. De verkregen gegevens worden met elkaar vergeleken, maar ook met standaard waarden, verkregen uit een literatuuronderzoek.

Voor het verkrijgen van de benodigde gegevens worden de volgende testen doorlopen:

- een looptest over een krachtenplatform, waarbij videobeelden van het lopen gemaakt worden;
- de TML
- een looptest om de PCI te bepalen
- een test om de MAS te bepalen

Daarnaast wordt met behulp van de OIM stijfheidsmeter de instelling van de Spring Swing vastgelegd en zal de cliënt gevraagd worden zijn beleving te scoren op een visueel analoge schaal (VAS).

Benodigde apparatuur

Voor het afnemen van de testen is een hoop apparatuur en materiaal nodig. Een deel daarvan is aanwezig in het bal, een deel dient zelf meegenomen te worden.

Apparatuur en materiaal aanwezig in het BAL:

- Krachtenplatform (AMTI). Met dit krachtenplatform wordt de ground reaction force (GRF) geregistreerd. Het krachtenplatform is in de vloer van het BAL weggewerkt.
- Camera's. De camera's worden gebruikt voor het vastleggen van het looppatroon. Deze staan vast opgesteld in het BAL.
- Hartslagmeter. Om de PCI te bepalen, dient de hartslag gekend te zijn. De hartslagmeter aanwezig in het BAL is een band met sensor die bij de client omgedaan wordt en een polshorloge om de hartslag af te lezen.

Zelf mee te nemen, of te gebruiken:

- OIM stijfheidsmeter. Dit apparaat wordt gebruikt om de instelling van de Spring Swing vast te leggen.
- Pylonen. Deze worden gebruikt om de afstand van 20 meter uit te zetten voor de PCI meting.
- Tape. Dit wordt gebruikt om een markering op de grond aan te brengen voor de TML.
- Stopwatch. De stopwatch wordt gebruikt om de tijd van het lopen te registreren.
- Meetlint. Deze wordt gebruikt om de exacte afstand te bepalen die tijdens de PCI meting gelopen is.

4. Methode

Er worden een aantal testen doorlopen om de invloed van het verstellen van de Spring Swing te bepalen. De testen worden uitgevoerd met 3 verschillende instellingen van de Spring Swing, namelijk:

- Subjectieve instelling:** Dit is de instelling waarop de Spring Swing is afgesteld door de orthopedisch adviseur en dus de instelling waarmee de cliënt binnenkomt.
- Minimale instelling:** In deze stand is het stelschroefje van de Spring Swing helemaal uitgedraaid. De Spring Swing heeft dan de minst mogelijke weerstand naar plantairflexie.
- Maximale instelling:** Bij deze instelling wordt het stelschroefje maximaal ingedraaid en levert de Spring Swing de meeste weerstand naar plantairflexie.

Om de meetmethode te verduidelijken volgt hieronder het draaiboek van de te verrichten metingen. Wanneer er over een tabel gesproken wordt, dan gaat het over het scoreformulier looplaboratorium: "BAL", dat te vinden is in bijlage 1.

Draaiboek

- Ontvangst cliënt en moment om te wennen aan de omgeving
- Uitleg van het onderzoek en wat de cliënt te wachten staat
- Krachtenplatform en camera's gereedmaken om data vast te leggen
- Bij de cliënt het enkel, knie en heupgewricht palperen en dit markeren met een sticker (voor de enkel wordt het malleolus Lateralis genomen, voor de knie 2/3 achter de knieschijf t.h.v. de gewrichtsspleet en voor de heup het trochanter major).
- Cliënt op de juiste positie plaatsen op het krachtenplatform
- Laat de cliënt met het goede been op het krachtenplatform staan met het gezicht van de frontale camera af
- Laat de cliënt 2 schreden (4 stappen) lopen vanaf dit punt. Dit wordt het startpunt.
- Laat de cliënt zich 180° omdraaien.
- Zodra de camera's gereed zijn, mag de cliënt met het goede been starten, zodat deze op het krachtenplatform terecht komt.
- Controleer de videobeelden en beslis of deze van voldoende kwaliteit zijn. Mocht dat niet het geval zijn, dient de meting opnieuw gedaan te worden. In totaal moeten 2 video's verkregen worden van voldoende kwaliteit.
- Herhaal de stappen zoals hierboven, maar dan om het aangedane been te meten.

Daarna wordt de Physiological Cost Index bepaald. Gelijktijdig wordt de 10-meter looptest uitgevoerd.

- Zet een parcours uit van 20 meter, met aan beide uiteinden een pylon.
- Plaats op 5 meter van beide uiteinden een marker op de grond, die dienen voor de 10-meter looptest.
- Instrueer de cliënt over de test. Hij moet op comfortabele snelheid de test afleggen. Wanneer hij bij de pylon komt, dient hij eromheen te draaien en verder te lopen.
- Plaats de hartslagmeter bij de cliënt, net onder het borstbeen.
- Laat de cliënt een minuut inlopen.
- Na deze minuut mag de cliënt beginnen met lopen op eigen tempo. De stopwatch wordt gestart.
- De cliënt moet 3 minuten wandelen. Ondertussen moet de hartslag 6 keer bepaald worden (om de 30 seconden). Noteer de waarden in de tabel.

- Wanneer de cliënt voorbij de marker van de 10 meter looptest komt, met een andere stopwatch de tijd starten, wanneer hij voorbij de tweede marker komt, mag de stopwatch uitgedrukt worden. Dit dient 3 keer herhaald te worden. Noteer deze tijden in de tabel.
- Na 3 minuten wandelen, moet de gelopen afstand opgemeten worden met het meetwiel. De afstand kan genoteerd worden in de tabel.
- Vraag de cliënt om zijn beleving van het lopen. 1 is heel slecht en 10 is uitmuntend. Noteer deze waarde in de tabel.

De testen voor één instelling zijn nu doorlopen. Nu moet de instelling van de Spring Swing nog vastgelegd worden. Dat kan tijdens de rust van de cliënt gebeuren.

- Vraag de cliënt zijn Spring Swing af te doen.
- Draai het ventrale sluitbandje 180° om. Daarmee wordt voorkomen dat deze later op de weegschaal hangt.
- Span de Spring Swing in de OIM stijfheidsmeter in. De Spring Swing wordt met het hielgedeelte op de gebogen steun geplaatst.
- Zet de Spring Swing vast met de snelspanner. Let erop dat het kuitgedeelte in het midden van de goniometer zit (van bovenaf gezien). De Spring Swing is dan juist ingespannen.
- Verdraai de goniometer totdat deze tegen het kuitgedeelte van de Spring Swing aan komt.
- Lees de dorsaalflexiehoek af. De dorsaalflexiehoek wordt in hele graden weergegeven, naar boven afrondend. Noteer deze hoek in de tabel.
- Draai de goniometer terug in oorspronkelijke positie.
- Leg het drukstaafje op de weegschaal en zet de weegschaal aan. De weegschaal is nu op 0 ingesteld.
- Til het kuitgedeelte van de Spring Swing op en plaats het drukstaafje in de daarvoor bestemde houder. Zorg dat het drukstaafje verticaal staat, tegen de aanslag aan. Het rubberdopje van het drukstaafje dient boven te zitten. Het kuitgedeelte niet verder omhoog tillen dan nodig is.
- Laat het kuitgedeelte zakken en de eerst afgelezen waarde van de weegschaal dient genoteerd te worden.

De instelling van de Spring Swing moet nu veranderd worden. Als eerst naar de minimale instelling.

- Draai met een schroevendraaier het stelschroefje los, tegen de klok in.
- Draai het stelschroefje zover los, totdat de bovenkant gelijk zit met de schroefbus.
- Noteer het aantal slagen dat het stelschroefje losgedraaid is.

Zodra de rustperiode van 10 minuten verstreken is, worden bovenstaande testen nogmaals doorlopen worden met de minimale instelling.

Nadien dient de instelling van de Spring Swing weer vastgelegd te worden met behulp van de OIM stijfheidsmeter. De waarden kunnen in de tabel genoteerd worden.

Nu moet de Spring Swing op de maximale instelling gezet worden.

- Draai met een schroevendraaier het stelschroefje zover mogelijk vast, met de klok mee.
- Vanaf dit punt dient het stelschroefje terug gedraaid te worden. De maximale instelling kan gecontroleerd worden, door de Spring Swing te buigen en te letten op het drukstaafje. Het drukstaafje dient tegen de drukveer in te drukken. Die beweging moet mogelijk zijn tot ongeveer 10° plantairflexie. Indien het stelschroefje te ver ingedraaid is, zal het drukstaafje niet bewegen, maar zal de Spring Swing meteen buigen.
- Noteer het aantal slagen dat het stelschroefje ingedraaid is.

Zodra de cliënt er klaar voor is, moeten bovenstaande testen nogmaals doorlopen worden met deze instelling.

Na deze testen moet de huidige instelling van de Spring Swing nogmaals vastgelegd worden met behulp van de OIM stijfheidsmeter. Deze waarden kunnen in de tabel genoteerd worden. Daarna kan de Spring Swing ingesteld worden op de oorspronkelijke stand, of indien gewenst op een nieuwe stand, afhankelijk van de wens van de cliënt.

Voordat de cliënt zijn Spring Swing weer aan trekt moet de MAS waarde nog bepaald worden.

- Laat de cliënt op een gemakkelijke stoel zitten.
- Beweeg met een flinke snelheid de voet in de gewenste richting.
- Beoordeel de mate van spasticiteit aan de hand van onderstaande scorelijst.
- Herhaal deze stappen voor de knie. Noteer de waarden in de tabel.

Ten slotte dient de rusthartslag nog bepaald te worden.

- Laat daarvoor de cliënt rustig zitten. Meet na 10 minuten zijn hartslag en herhaal dit 5 keer, met tussenpozen van een minuut om een gemiddelde waarde te krijgen. Noteer de waarden in de tabel.

Scorelijst MAS

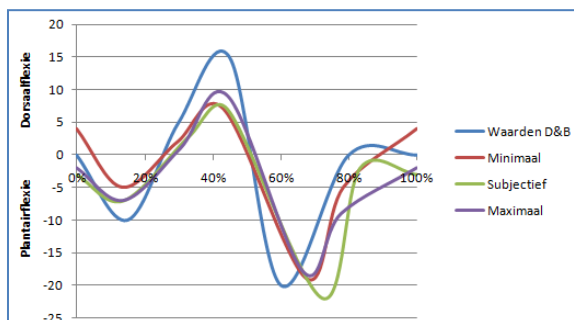
0	=	geen verhoogde tonus
1	=	licht verhoogde tonus. Catch gevolgd door een ontspanning, of minimale weerstand op het einde van de Range Of Motion (ROM)
1+	=	licht verhoogde tonus. Catch gevolgd door een minimale weerstand gedurende de rest (=minder dan de helft) van de Range Of Motion
2	=	duidelijke weerstand, gedurende het grootste deel van de Range Of Motion
3	=	sterke weerstand, passief bewegen is moeilijk
4	=	rigide flexie of extensie

Bijlage 1: Scoreformulier looplaboratorium: "BAL"

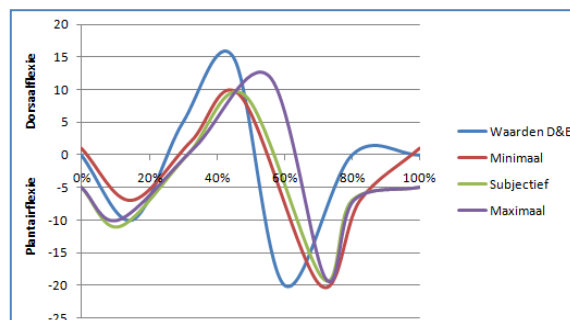
Scoreformulier looplaboratorium: "BAL"											
Naam cliënt:					Geboortedatum:			Gewicht:	kg		
Datum:					Type bladveer	Smal 16	Middel 20	Breed 26			
Subjectieve instelling											
Physiological Cost Index											
Hartslag tijdens rust na	10 min.										B/min
	11 min.										B/min
	12 min.										B/min
	13 min.										B/min
	14 min.										B/min
	15 min.										B/min
Hartslag tijdens inspanning na	30 sec										B/min
	60 sec										B/min
	90 sec										B/min
	120 sec										B/min
	150 sec										B/min
	180 sec										B/min
Gelopen tijd											min
Gelopen afstand											m
Snelheid											m/min
10-meter looptest											
Meting 1:											sec
Meting 2:											sec
Meting 3:											sec
Gemiddeld:											sec
Instelling Spring Swing											
Aantal slagen ingedraaid:											
Opdruk op weegschaal:											g
Dorsaalflexiehoek:											°
Moment:											Nm
Stijfheid:											Nm/°
Ervaring cliënt											
Beleving:		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Minimale instelling											
Physiological Cost Index											
Hartslag na	30 sec										B/min
	60 sec										B/min
	90 sec										B/min
	120 sec										B/min
	150 sec										B/min
	180 sec										B/min
Gelopen tijd											min
Gelopen afstand											m
Snelheid											m/min
10-meter looptest											
Meting 1:											sec
Meting 2:											sec

Meting 3:											sec
Gemiddeld:											sec
Instelling Spring Swing											
Aantal slagen ingedraaid:											
Opdruk op weegschaal:											g
Dorsaalflexiehoek:											°
Moment:											Nm
Stijfheid:											Nm/°
Ervaring cliënt											
Beleving:	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Maximale instelling											
Physiological Cost Index											
Hartslag na	30 sec										B/min
	60 sec										B/min
	90 sec										B/min
	120 sec										B/min
	150 sec										B/min
	180 sec										B/min
Gelopen tijd											min
Gelopen afstand											m
Snelheid											m/min
10-meter looptest											
Meting 1:											sec
Meting 2:											sec
Meting 3:											sec
Gemiddeld:											sec
Instelling Spring Swing											
Aantal slagen ingedraaid:											
Opdruk op weegschaal:											g
Dorsaalflexiehoek:											°
Moment:											Nm
Stijfheid:											Nm/°
Ervaring cliënt											
Beleving:	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Modified Ashworth Scale											
Plantairflexie:	0	1	1+	2	3	4					
Dorsaalflexie:	0	1	1+	2	3	4					
Knie-flexie:	0	1	1+	2	3	4					
Knie-extensie:	0	1	1+	2	3	4					

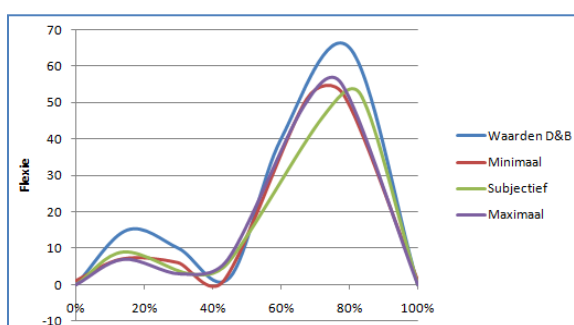
Bijlage III: Goniometrie gewrichten



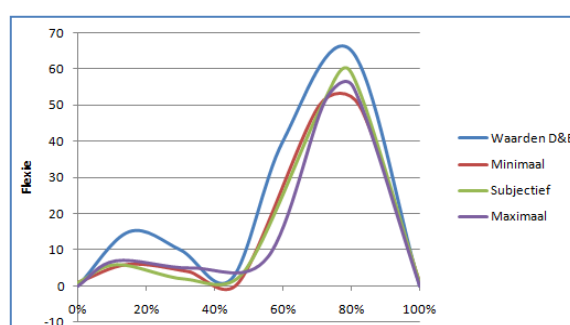
Figuur 16: goniometrie enkel links (1)



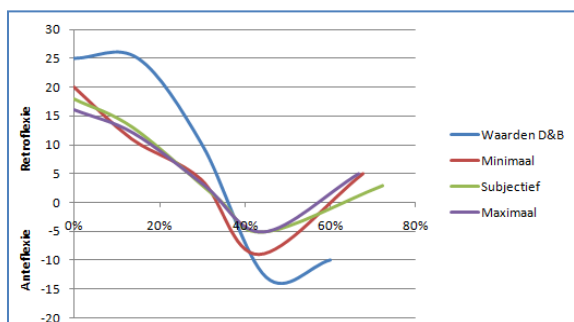
Figuur 17: goniometrie enkel links (2)



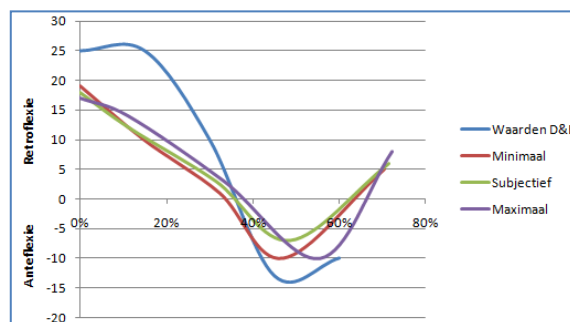
Figuur 18: goniometrie knie links (1)



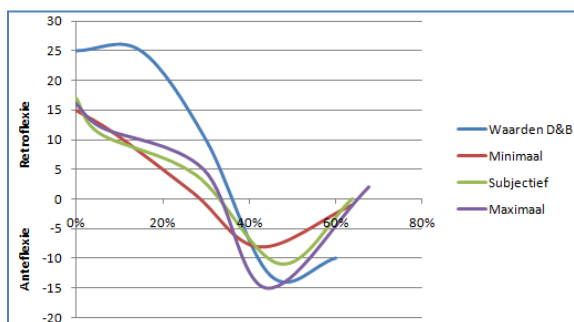
Figuur 19: goniometrie knie links (2)



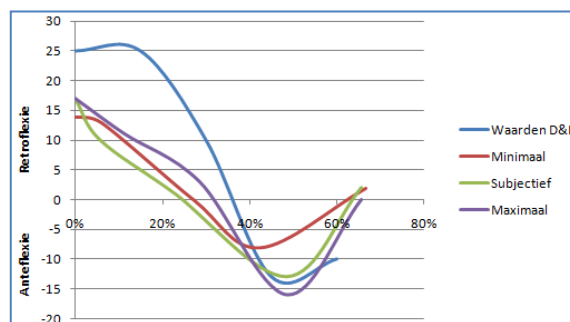
Figuur 20: goniometrie heup links (1)



Figuur 21: goniometrie heup links (2)



Figuur 22: goniometrie heup rechts (1)



Figuur 23: goniometrie heup rechts (2)

Bijlage IV: Tabellen resultaten onderzoek

In de tabellen 16, 17 en 18 zijn de waarden te vinden van de metingen voor respectievelijk de hartslagfrequentie in rust, de hartslagfrequentie tijdens inspanning en de TML.

Tabel 16: Hartslagfrequentie in rust

	Hartslagfrequentie (sl/min)
Meting 1	81
Meting 2	82
Meting 3	80
Meting 4	85
Meting 5	81
Meting 6	78
Gemiddeld	81,16

Tabel 17: Physiological Cost Index

		Minimale instelling	Subjectieve instelling	Maximale instelling
Hartslagfrequentie (sl/min)	Meting 1	102	105	97
	Meting 2	100	106	98
	Meting 3	102	108	100
	Meting 4	103	107	101
	Meting 5	102	110	98
	Meting 6	103	108	100

Tabel 18: Tien meter looptest

	Minimale instelling	Subjectieve instelling	Maximale instelling
Meting 1 (sec)	12,00	12,28	13,91
Meting 2 (sec)	11,84	12,03	12,72
Meting 3 (sec)	12,37	12,38	12,84
Meting 4 (sec)	11,43	11,53	12,88
Meting 5 (sec)	12,38	11,47	12,97
Meting 6 (sec)	11,72	12,00	12,50

Bijlage V: Informed Consent

Informed Consent

Dit informed consent is opgemaakt ten behoeve van de metingen en verwerking van de gegevens voor het eindwerk van Dennis Bouckaert, 2009-2010. Het doel hiervan is om onduidelijkheden en of discussies achteraf te vermijden en om aan te geven dat beide partijen op de hoogte zijn van de gang van zaken van dit onderzoek.

Bij het ondertekenen van dit document geven beide partijen aan akkoord te gaan met de in dit document beschreven voorwaarden.

Voorwaarden

- De cliënt is op de hoogte van de inhoud van de metingen, beschreven in het onderzoeksprotocol: "De invloed van het wijzigen van de instelling van de Spring Swing op het gangpatroon bij CVA cliënten met spasticiteit".
- De metingen zullen alleen uitgevoerd worden, zoals beschreven staat in dit document.
- Het meetprotocol wordt zo goed als mogelijk nagestreefd, onder voorbehoud dat de veiligheid van de cliënt en omstanders niet in gevaar komt.
- Indien de veiligheid niet gegarandeerd kan worden, zullen de metingen stopgezet worden, totdat de situatie gewijzigd is en de veiligheid gewaarborgd kan worden.
- In het eindwerk en de presentatie mogen de meetgegevens gebruikt worden, met als voorwaarde dat de cliënt anoniem blijft.
- De meetgegevens en videobeelden zijn en blijven eigendom van Dennis Bouckaert. Deze mogen alleen door anderen gebruikt worden met toestemming van de betrokken partijen.

Eventuele toevoegingen / opmerkingen:

Gelezen voor akkoord:

Dennis Bouckaert

Cliënt