

Het beïnvloeden van spieractiviteit tijdens het gaan met behulp van biofeedback

Lisa van de Wiel
Mens & Techniek | Bewegingstechnologie
De Haagse Hogeschool, Den Haag

Juni 2018

Het beïnvloeden van spieractiviteit tijdens het gaan met behulp van biofeedback

L. M. van de Wiel (14104938)
Amsterdam, 13 juni 2018

Eerste beoordelaar: Drs. H. van der Sloot

Tweede beoordelaar: Drs. A. A. Witkam

Externe begeleider: E. Flux, MSc

Mens & Techniek | Bewegingstechnologie

De Haagse Hogeschool, Den Haag

VU medisch centrum, polikliniek revalidatiegeneeskunde

Voorwoord

Deze scriptie is geschreven in het kader van mijn afstuderen binnen de opleiding Mens & Techniek | Bewegingstechnologie. Tijdens mijn afstudeerfase heb ik de kans gekregen een bijdrage te leveren aan onderzoek binnen het VU medisch centrum. Dit onderzoek en het schrijven van deze scriptie heeft plaatsgevonden van maart tot en met juni 2018 op de afdeling revalidatiegeneeskunde van het VUmc in Amsterdam.

De uitkomsten van dit rapport zijn bestemd voor het VUmc en in het bijzonder voor Eline Flux. Dit pilotonderzoek kan mogelijk inzichten bieden voor het vervolgonderzoek. Het rapport van dit onderzoek is bestemd voor de docenten van de opleiding Mens & Techniek | Bewegingstechnologie.

Tijdens dit onderzoek heb ik veel hulp gehad van mijn begeleidster van het VUmc, Eline Flux. Hier kon ik altijd terecht voor mijn vragen. Ook heb ik veel mogen leren van de kennis en onderzoeksvaardigheden van Eline. Bij deze wil ik Eline bedanken voor de goede begeleiding. Ook wil ik graag de proefpersonen bedanken die tijd vrij gemaakt hebben voor de metingen van dit onderzoek. Tot slot wil ik graag mijn afstudeerbegeleiders Hester van der Sloot en Andrea Witkam bedanken voor de begeleiding vanuit school.

Veel leesplezier!

Lisa van de Wiel,

Amsterdam, juni 2018

Inhoudsopgave

Voorwoord	
Samenvatting.....	5
Afkortingenlijst	6
1. Inleiding	7
2. Methode	11
2.1 Proefpersonen	11
2.2 Onderzoeksopzet.....	11
2.3 Dataverwerking	12
2.4 Uitkomstmaten.....	13
2.5 Statistische verwerking	14
3. Resultaten.....	15
3.1 Verschillende trials	15
3.2 Gait Profile Score	16
3.3 Spieractiviteit.....	17
3.4 Gewrichtshoeken.....	19
4. Discussie	21
4.1 Compensatiestrategieën	21
4.2 Aanbevelingen.....	22
5. Conclusie	24
Literatuurlijst	25
Bijlagen	1
Bijlage 1: Meetprotocol VR-lab	1
Bijlage 2: Resultaten	12
Bijlage 3: Project plan	22

Samenvatting

Het doel van dit onderzoek is om te bepalen of de spieractiviteit van de m. soleus beïnvloed kan worden door biofeedback op het spieractivatiepatroon van deze spier. Daarnaast wordt er bekeken welke compensatiestrategieën gebruikt worden om aan de feedback te voldoen. Met de uitkomsten kan een indicatie gegeven worden of de mogelijkheid bestaat dat kinderen met cerebrale parese (CP) in staat zijn hun spieractivatiepatroon aan te passen met behulp van biofeedback. Er zal antwoord gegeven worden op de vraag: *'In hoeverre zijn gezonde volwassenen in staat de spieractiviteit van de m. soleus tijdens het gaan aan te passen door biofeedback op het spieractivatiepatroon?'*.

Vijf gezonde volwassenen hebben deelgenomen aan dit onderzoek (5 vrouwen; leeftijd $20,4 \pm 0,9$ jaar; lengte $168 \pm 9,3$ cm; gewicht $71,4 \pm 8,9$ kg). De metingen vonden plaats in het Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL), hier wordt de spieractiviteit en de kinematica tijdens het gaan op een loopband gemeten. Op de loopband is het normale gangpatroon op de comfortabele loopsnelheid van de proefpersoon opgenomen. Vervolgens werd er feedback gegeven op de spieractiviteit van de m. soleus met de instructie om deze spier te ontspannen. De visuele feedback werd gegeven met behulp van een bar-plot op het scherm. Gedurende 16 minuten werd, na iedere twee minuten van feedback, de data opgenomen.

In de resultaten is met de Double Bump Index (DBI) bepaald welke feedback meting het meest succesvol was, deze meting is meegenomen in de verdere analyse. Met behulp van de Gait Profile Score (GPS) is gekeken of de kinematica tussen de meting vóór en tijdens feedback van elkaar verschillen. De compensatiestrategieën werden bepaald om in het vervolgonderzoek te kunnen zeggen voor welke patiënten de metingen nuttig zijn. Deze strategieën zijn bekeken door de metingen van vóór en tijdens feedback in één figuur weer te geven. Hierbij werden de spieractiviteit van de m. soleus, m. gastrocnemius medialis en lateralis, m. tibialis anterior vóór en tijdens feedback vergeleken. Ook werden de gewrichtshoeken van de heup, knie en enkel, gedurende de gangcyclus, tussen de meetcondities vergeleken.

Vier van de vijf proefpersonen zijn in staat om de spieractiviteit van de m. soleus te verlagen tijdens feedback. Hiervan hebben drie van de vijf proefpersonen het gangpatroon niet veranderd. Dit suggereert dat een aantal gezonde volwassenen in staat zijn met behulp van biofeedback op het spieractivatiepatroon, dit patroon aan te passen.

Eerder onderzoek heeft aangetoond dat kinderen met CP kunnen reageren op feedback gericht op de kinematica. Hiernaast is aangetoond dat mensen in staat zijn om een reflex te verminderen. In dit onderzoek is aangetoond dat gezonde volwassenen in staat is het spieractivatiepatroon aan te passen na feedback hierop. Dit geeft een indicatie dat de mogelijkheid bestaat voor kinderen met CP om met biofeedback, op het spieractivatiepatroon, het gangpatroon te veranderen.

Afkortingenlijst

BMI	Body Mass Index
CP	Cerebrale parese
DBI	Double bump index
EMG	Elektromyografie
GPS	Gait Profile Score
GRAIL	Gait Real-time Analysis Interactive Lab
HBM	Human Body Model
IC	Initial contact/ hiel contact
SD	Standaard deviatie
VR	Virtual reality

1. Inleiding

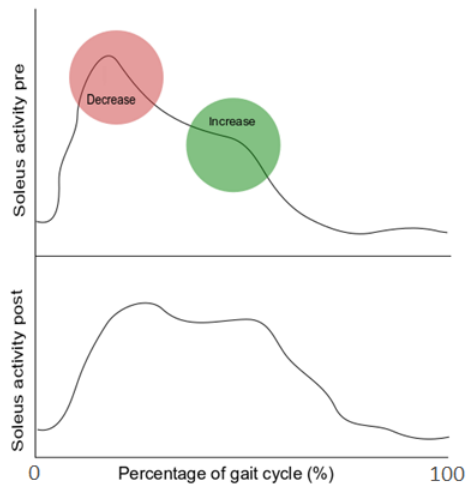
Cerebrale parese (CP) is een veelvoorkomende motorische stoornis bij 2 op de 1000 geboren in Europa. De oorzaak van CP kan een infectie of een tekort aan zuurstof in de hersenen zijn in het eerste levensjaar. 85% van de kinderen met CP ervaart spasticiteit (Johnson, 2002). Dit wordt in deze studie gedefinieerd als de verhoogde spanning van spieren onder invloed van rek, ook wel de reflex genoemd (van den Noort et al., 2017). Een reflex in de spieren van de onderste extremiteit kan leiden tot een toename van de energiekosten van het gaan (Ries & Swartz, 2018). In dit onderzoek wordt de terminologie voor de verschillende fases binnen de gangcyclus gebruikt zoals beschreven door Perry & Burnfield (2010).

De verschillende gangpatronen die kinderen met spastische parese kunnen ontwikkelen, zijn onderverdeeld in vijf typen in de Amsterdam Gait Classification zoals weergegeven in Figuur 1 (Sabbagh, Fior, & Gentz, 2013). Hierbij wordt onderscheid gemaakt in de stand van de knie die normaal, in hyperextensie of in flexie kan staan en in het volledig of onvolledig voetcontact met de grond tijdens het gaan (Becher, 2002). Het gaan met dorsaalflexie van de enkel en flexie van de knieën wordt de crouch gait genoemd. Het neerkomen op de tenen in de standfase, dus onvolledig voetcontact, wordt ook wel het toe-walking patroon genoemd (Rodda & Graham, 2001). Dit onderzoek zal gericht zijn op kinderen met een toe-walking patroon. Bij het toe-walking patroon coactiveren de plantairflexoren en die overheersen de activiteit van de m. tibialis anterior tijdens de zwaai fase. Hierdoor wordt het eerste grondcontact tijdens het gaan gemaakt met de teen in plaats van met de hiel. Deze kinderen hebben een hyperactiviteit van de m. triceps surae tijdens de vroege standfase van het gaan. Bij het verminderen van de reflex zijn de kinderen wel in staat op de hiel te landen, waardoor de energie geleverd door de m. triceps surae meegegeven kan worden in de afzet (Colborne, Wright, & Naumann, 1994).



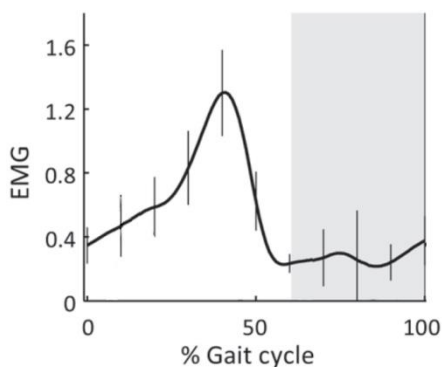
Figuur 1: Amsterdam Gait Classification verdeeld in vijf typen gangpatronen (Sabbagh et al., 2013). Type 3 en 4 laten het toe-walking patroon zien dat in dit onderzoek behandeld wordt.

Het spieractivatiepatroon van de m. soleus bij kinderen met spastische CP met een toe-walking patroon heeft twee pieken, zoals te zien in het bovenste figuur in Figuur 2. De eerste piek vindt plaats in het eerste deel van de standfase en de tweede piek in het tweede deel van de standfase. De eerste piek bestaat uit een snelle toename van de spieractiviteit die daarna weer zal afnemen. De afname zorgt voor een belemmering van de push-off (Colborne et al., 1994). In het onderzoek van Van der Krogt, Sloot, Buizer en Harlaar (2015) is de double bump index (DBI) geïntroduceerd. De DBI is de ratio tussen de gemiddelde spieractiviteit van de m. soleus van de eerste en tweede piek. Een afname van de eerste piek en een toename van de tweede piek zal resulteren in een afname van de DBI. Dit is wenselijk omdat het verlagen van de spieractiviteit van de eerste piek zorgt voor een afname van de reflex. De toename van de tweede piek zorgt voor meer energie in de push-off. Dit zal zorgen voor een spieractivatiepatroon zoals in het onderste figuur van Figuur 2.



Figuur 2: Spieractivatiepatroon van de m. soleus bij kinderen met CP. In het bovenste figuur is met de gekleurde cirkels aangegeven op welke pieken feedback wordt gegeven. In het onderste figuur is te zien hoe het spieractivatiepatroon van kinderen met CP er tijdens feedback uit moet zien.

Gezonde kinderen hebben een spieractivatiepatroon van de m. soleus zoals weergegeven in Figuur 3 (van der Krogt, Doorenbosch, Becher, & Harlaar, 2010). De hoogte en positie van de pieken verschillen van het spieractivatiepatroon van de m. soleus bij kinderen met CP. Bij gezonde kinderen is een kleine, eerste piek te zien tussen de 0-30% van de gangcyclus en een grotere, tweede piek tussen 31-60% van de gangcyclus.



Figuur 3: Spieractivatiepatroon van de m. soleus voor gezonde kinderen op comfortabele loopsnelheid (van der Krogt et al., 2010).

Het verlagen van de eerste piek en verhogen van de tweede piek in het spieractivatiepatroon van de m. soleus bij kinderen met CP kan gerealiseerd worden door het verminderen van de reflex. Het verminderen van de reflex kan bijvoorbeeld met behulp van medicijnen. Baclofen is een veelgebruikt medicijn om spasticiteit en daarmee de reflex te verminderen, maar dit kan leiden tot spierzwakte. Ook botox kan lokaal de spasticiteit verlagen, maar dit zorgt voor een verlaging van de spierkracht. Nog een nadeel aan baclofen en botox is een toename van de prikkelbaarheid (D'Amico, Condliffe, Martins, Bennett, & Gorassini, 2014). Met trainingsprogramma's is het mogelijk de reflex en daarmee de spasticiteit te verlagen zonder de nadelen van de medicijnen. Dit is succesvol gebleken bij onderzoek met apen (Wolpaw, Kieffer, Seegal, Braitman, & Sanders, 1983), ratten (Chen & Wolpaw, 1995), gezonde volwassenen (Makihara, Segal, Wolpaw, & Thompson, 2014) en volwassenen met ruggengraatlletsel (Thompson, Pomerantz, & Wolpaw, 2013).

In onderzoek van Colborne et al. (1994) is ook gekeken of de reflex verlaagd kan worden. Dit onderzoek is gericht op het verminderen van de reflex bij kinderen met CP met behulp van visuele

biofeedback op het spieractivatiepatroon van de m. soleus. Biofeedback is een vorm van training waarbij informatie over het lichaam wordt gegeven om bijvoorbeeld het gangpatroon te verbeteren (Dursun, Dursun, & Alican, 2004). In het onderzoek van Colborne et al. (1994) werd de gemiddelde m. soleus activiteit van de eerste piek (10 tot 30% van de gangcyclus) en van de tweede piek (35 tot 55% van de gangcyclus) bepaald. Er werd feedback gegeven over de hoogte van de eerste en tweede piek. Daarmee werd een verbetering gevonden in de krachtsverdeling tijdens de gangcyclus, maar deze veranderingen waren te klein om een conclusie te trekken (Colborne et al., 1994).

Het onderzoek van Colborne et al. (1994) heeft tekortkomingen omdat er geen inclusiecriteria waren voor de mate van CP. De spieractiviteit van de m. soleus had vóór de training visueel gezien al een vrij hoge piek. Ook is het in dit onderzoek onbekend of veranderingen in het EMG-patroon toe te wijzen zijn aan verschillen in co-contractie, verhoogde loopsnelheid of een afname in rekreflexactiviteit. Bovendien zijn er nieuwe inzichten in motorisch leren ontwikkeld sinds de studie van Colborne. Een van deze inzichten houdt in dat voldoende intrinsieke motivatie belangrijk is om het beste resultaat te bereiken (Lewthwaite & Wulf, 2017).

In het onderzoek van E. Flux zal het onderzoek van Colborne et al. (1994) herhaald worden. In dit onderzoek zullen kinderen met CP geïnccludeerd worden die meer aangedaan zijn dan bij het onderzoek van Colborne et al. (1994). De proefpersonen worden hiervoor onder andere getest op de mate van spasticiteit, de spiertonus en de mobiliteitsschaal. Ook worden de analyses uitgebreid om beter te kunnen begrijpen en bepalen of de reflex inderdaad verminderd. Er wordt onderzocht of het mogelijk is de eerste piek van het spieractivatiepatroon te verlagen en de tweede piek te verhogen (Figuur 2), daarmee zal de DBI van de kinderen met CP verlaagd worden.

Om de methode voor het onderzoek van E. Flux te testen wordt in deze pilotstudie onderzocht of gezonde volwassenen in staat zijn het spieractivatiepatroon van de m. soleus aan te passen. Gezonde volwassenen hebben in tegenstelling tot kinderen met CP een kleine eerste piek en een grote tweede piek net als gezonde kinderen (Figuur 3). Daarom zal in dit pilotonderzoek, feedback gericht zijn op het verlagen van de tweede piek. De eerste piek blijft hierbij nagenoeg gelijk waardoor een verhoging van de DBI wordt verwacht tijdens feedback. De feedback is niet gericht op het verbeteren van het gangpatroon, maar met de feedback wordt gekeken of gezonde volwassenen überhaupt in staat zijn het spieractivatiepatroon van de m. soleus aan te passen. Op deze manier kan een indicatie gedaan worden of kinderen met CP in staat zijn het spieractivatiepatroon aan te passen.

Om het spieractivatiepatroon aan te passen wordt directe visuele biofeedback gegeven op het spieractivatiepatroon van de m. soleus tijdens het gaan. De onderzoeksvraag luidt: *‘In hoeverre zijn gezonde volwassenen in staat de spieractiviteit van de m. soleus tijdens het gaan aan te passen door biofeedback op het spieractivatiepatroon?’*. Hierbij wordt bepaald welke compensatiestrategieën gebruikt worden om aan de feedback te voldoen. Het gangpatroon van kinderen met CP heeft veel variatie. Niet alle kinderen met CP zijn in staat om alle compensaties uit te voeren. Het is daarom interessant of er meerdere mogelijkheden zijn om te compenseren.

In eerder onderzoek is aangetoond dat het mogelijk is de kinetica en kinematica van het gangpatroon aan te passen met behulp van directe visuele feedback bij gezonde proefpersonen (van den Noort, Steenbrink, Roeles, & Harlaar, 2015). Een verandering in de kinematica gaat altijd samen met een aanpassing van het spieractivatiepatroon. Daarom wordt verwacht dat het mogelijk is voor gezonde volwassenen om het spieractivatiepatroon van de m. soleus aan te passen met behulp van directe visuele feedback. Het is alleen nog niet bekend of het aanpassen van het gangpatroon mogelijk is als de feedback gegeven wordt op het spieractivatiepatroon.

Het doel van dit onderzoek is om te bepalen of de spieractiviteit van de m. soleus beïnvloed kan worden door biofeedback op het spieractivatiepatroon van de m. soleus tijdens het gaan. Met deze informatie kan een indicatie gegeven worden of er een mogelijkheid bestaat dat kinderen met CP in staat zijn het spieractivatiepatroon aan te passen met behulp van biofeedback.

2. Methode

In dit hoofdstuk wordt de algemene informatie van de proefpersoon, de methode van het onderzoek, de dataverwerking en de statistische verwerking besproken.

2.1 Proefpersonen

Aan dit vooronderzoek hebben vijf gezonde volwassenen deelgenomen (5 vrouwen; leeftijd $20,4 \pm 0,9$ jaar; lengte $168 \pm 9,3$ cm; gewicht $71,4 \pm 8,9$ kg). De inclusiecriteria voor de proefpersonen waren geen blessures in de afgelopen 6 maanden en geen abnormaal gangpatroon. Ook mochten de proefpersonen geen studierichting hebben met anatomische vakken. Dit zou teveel voorkennis opleveren die de proefpersonen in het vervolgonderzoek niet hebben. De proefpersonen hebben een toestemmingsformulier getekend voorafgaand aan de meting.

2.2 Onderzoeksopzet

De metingen vonden plaats in het Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL, Motekforce Link BV, Amsterdam) in het VU medisch centrum (Figuur 4). In dit lab staat een loopband bestaande uit twee banden, met in elke band een ingebouwd krachtenplatform (50 x 200 cm). Het lab heeft een scherm waar met drie projectoren een virtuele omgeving van 180 graden wordt geprojecteerd en een 3D meetsysteem (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford Verenigd Koninkrijk). Het 3D meetsysteem maakt gebruik van tien infraroodcamera's die meten met een frequentie van 120 Hz.



Figuur 4: Gait Real-time Analysis Interactive Lab (Motekforce Link BV, Amsterdam).

De directe feedback werd gegeven met de D-flow software (versie 3.28.0). In het programma D-flow is een applicatie ontwikkeld die met een bar-plot (Figuur 5) direct visuele feedback geeft aan de proefpersoon. De feedback werd gegeven op het spieractivatiepatroon van de m. soleus van het rechterbeen van de proefpersoon. De spieractiviteit werd gemeten met elektromyografie (EMG). Er werd gebruik gemaakt van het Human Body Model (26 anatomische markers) om de kinetica en kinematica te meten (van den Bogert, Geijtenbeek, Even-Zohar, Steenbrink, & Hardin, 2013). De locatie van de markers en de EMG elektroden zijn beschreven in het meetprotocol in Bijlage 1. In het programma Vicon Nexus (versie 2.6.1) werd de data opgenomen. Ook werd de spiervezellengte van de m. gastrocnemius medialis van het rechterbeen gemeten in dit onderzoek. Na afloop van het onderzoek is een vragenlijst met betrekking tot de intrinsieke motivatie afgenomen. Deze data worden niet meegenomen in dit rapport maar worden gebruikt voor nader onderzoek.

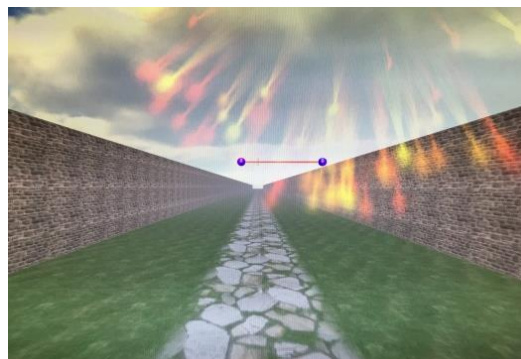
In het meetprotocol (Bijlage 1) is het protocol voor het verhogen en verlagen van de snelheid te vinden. De proefpersoon begon met 6 minuten lopen op de comfortabele loopsnelheid, omdat uit eerder onderzoek is gebleken dat de proefpersoon minimaal zes minuten nodig heeft om gewend te raken aan de loopband (Matsas, Taylor, & McBurney, 2011). Hierna werd in Vicon Nexus en D-flow

een meting gestart waarbij de proefpersoon gevraagd werd om op de comfortabele loopsnelheid te lopen. Deze meting van het normale gangpatroon van de proefpersoon duurde 20 seconden en er werd gecontroleerd of hierin tien goede schreden gemeten waren.

Voor de volgende meting werd de D-flow applicatie gestart waarbij feedback werd gegeven op het spieractivatiepatroon van de m. soleus. Deze applicatie projecteerde een bar-plot op het scherm voor de loopband zoals te zien in Figuur 5. Er werd uitgelegd aan de proefpersoon dat het lichtblauwe bolletje van links naar rechts gaat bewegen en dat deze niet voorbij het rechter donkerblauwe bolletje mag komen. Als het lichtblauwe bolletje voorbij het einde van de bar-plot kwam werd er een vuurregen geprojecteerd zoals te zien in Figuur 6. Er werd verteld aan de proefpersoon dat er gelopen moest worden met een 'ontspannen' rechter kuitspier. Als het niet lukte om het balletje van de bar-plot links te houden, verscheen er een vuurregen in beeld. De loopband werd gestart en aan de hand van de eerste stappen werd de moeilijkheidsgraad van de bar-plot bepaald door de onderzoekers. De instellingen van de bar-plot zeggen alleen iets over de lengte van de staaf. Daardoor moet de bar-plot tijdens de meting handmatig ingesteld worden. De bar-plot werd ingesteld op een lengte waarbij het lichtblauwe bolletje de donkerblauwe niet raakt. Als de proefpersoon liet zien goed met de feedback om te gaan werd de lengte van de bar-plot ingekort met behulp van een slider. De richtlijn voor het inkorten van de slider werd ingesteld op ongeveer vijf goede schreden. Er werd dan verteld aan de proefpersoon dat het goed gaat en dat de feedback strenger gemaakt wordt. Bij ongeveer vijf schreden met vuurregen werd de bar-plot langer gemaakt. Na iedere 2 minuten van feedback werd een meting van 20 seconden gestart in Vicon Nexus en D-flow door de onderzoekers. Dit werd herhaald tot de proefpersoon in totaal 16 minuten had gelopen, zodat er acht feedback metingen waren.



Figuur 5: De omgeving waarin feedback wordt gegeven met de bar-plot.



Figuur 6: De vuurregen tijdens de meting

2.3 Dataverwerking

De gemeten markers van elke trial werden in Vicon Nexus gelabeld en opgeslagen als C3D-bestand. Dit bestand werd ingeladen in Gait Offline Analysis Tool (GOAT, versie 3.28.0; Motekforce Link BV, Amsterdam). In GOAT werden de verkregen kinematica data gefilterd met een 6 Hz laagdoorlaatfilter. De EMG data werden gefilterd met een 2 Hz laagdoorlaatfilter en een 20 Hz hoogdoorlaatfilter. Tot slot werden de ForcePlate data met een 10 Hz laagdoorlaatfilter gefilterd. De meting met het lege krachtenplatform en de T-pose werden ingeladen als referentie. De data verwerkt in GOAT werd per trial ingeladen in Matlab (2013b).

Het Matlab script bepaald de hielcontacten (IC) als het moment waarop een kracht groter dan 50 Newton op de krachtenplaat wordt gemeten. De samplenummers van de hielcontacten werden opgeslagen om het begin en einde van de schrede te bepalen. Een schrede loopt van hielcontact tot het volgende hielcontact van hetzelfde been. De mediaan van het aantal samples per schrede werd

bepaald en de schreden die 20 samples langer of korter zijn dan de mediaan werden niet meegenomen. Hiermee worden stappen die gemaakt worden om te herstellen uit de data verwijderd. Deze stappen kunnen voorkomen als de proefpersoon te ver naar voren of naar achteren op de loopband loopt.

Het looppatroon wordt beschreven aan de hand van de Gait Profile Score (GPS), deze score geeft de afwijking in de kinematica tussen de gemeten data en de gemiddelde standaard data. De GPS wordt bepaald aan de hand van negen kinematische variabelen. De score wordt uitgedrukt in graden. Een hoge GPS geeft aan dat er veel verschil is tussen de gemeten data en de standaard data. De GPS wordt berekend zoals beschreven in het onderzoek van Baker et al. 2009. Deze score wordt vóór en tijdens feedback vergeleken om vast te stellen of er een verandering in het gangpatroon is. Er is gebleken dat een verschil in score van $1,6^\circ$ klinisch relevant genoemd kan worden (Baker et al., 2012). Een GPS onder de $1,6^\circ$ geeft een verbetering in het gangpatroon ten opzichte van de standaard data. Terwijl een GPS boven de $1,6^\circ$ aangeeft dat er tijdens feedback compensaties in de kinematica van het gangpatroon waren.

De EMG data van de gemeten spieren en de kinematica data van heup, knie en enkel zijn met de samplenummers van IC geknipt per schrede. De schreden zijn genormaliseerd naar de tijd door de data van elke schrede te verdelen over de samples 0 tot en met 100. De samples van 0 tot en met 100 staan voor de percentages van één schrede van de gangcyclus. Per trial is voor alle variabele de gemiddelde spieractiviteit of hoek over de gangcyclus bepaald met de functie *mean*. Bijbehorende standaarddeviatie (SD) is berekend met de functie *std*. De DBI van de m. soleus werd berekend door het oppervlak onder de eerste piek (0-30%) te delen door het oppervlak onder de tweede piek (31-50%) (van der Krogt et al., 2015). Het oppervlakte onder de grafiek werd berekend met de Matlab functie *trapz*. Dit wordt gedaan voor de spieractiviteit van de m. soleus vóór feedback en tijdens feedback. De berekende data werd per trial opgeslagen.

De opgeslagen data werden per proefpersoon ingeladen in een ander Matlab script. In dit script werden grafieken gemaakt per variabelen voor alle trials in één figuur. Met deze grafieken konden de verschillende trials met elkaar vergeleken worden. De feedback meting waarbij de DBI het meest verhoogd was, werd meegenomen in de verdere analyse. De meest succesvolle meting werd meegenomen in het onderzoek, omdat in dit onderzoek alleen wordt gekeken of het überhaupt mogelijk is het spieractiviteitspatroon aan te passen. In een vervolgonderzoek wordt pas gekeken of de proefpersonen de gegeven feedback vol kunnen houden met een trainingsprogramma. Als de DBI van meerdere metingen een gelijke waarde had, werd bekeken waar de piek van de m. soleus visueel gezien het meest verlaagd was. De gekozen feedback meting werd vergeleken met de normaal meting, door voor iedere variabele het gemiddelde en de SD weer te geven in één figuur. Hiermee werd gekeken welke compensaties de proefpersoon gebruikte om de m. soleus van het rechterbeen minder aan te spannen tijdens het gaan.

2.4 Uitkomstmaten

De GPS van de meting vóór en tijdens feedback werden bepaald en vergeleken om te bepalen of er een verschil is in de kinematica van de meetcondities tijdens het gaan. De DBI werd bepaald om te kijken welke meting de tweede piek het meest verlaagd heeft ten opzichte van de eerste piek. Dit bepaald welke meting het meest succesvol was.

De spieractiviteit van de m. soleus, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis en m. tibialis anterior worden gemeten. Hiermee wordt bepaald welke compensatiestrategieën de proefpersonen gebruiken om aan de feedback te voldoen. De gewrichtshoeken van de heup, knie en enkel worden ook gemeten om de compensatiestrategieën te bepalen.

2.5 Statistische verwerking

De DBI van de m. soleus werd vergeleken tussen de metingen vóór en tijdens feedback met een paired-sample T-test. Voor deze test moeten de verschillen tussen de meetcondities normaal verdeeld zijn. Met de Shapiro-Wilks-test wordt getest of de verdeling van de verschillen niet significant van de normaalverdeling verschilt ($p > 0.05$). Indien dit het geval is mag de paired-sample T-test gebruikt worden, als de verschillen significant van de normaalverdeling verschillen werd de Wilcoxon signed-rank test gebruikt.

De rest van de data werd visueel vergeleken om te bepalen welke compensaties gebruikt worden. Dit werd gedaan door de spieractiviteit van de gemeten spieren en de gewrichtshoeken van vóór en tijdens feedback in één figuur te plotten. Hierbij werden grafieken gemaakt van de spieractiviteit van de m. soleus, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis en m. tibialis anterior. Ook werden er grafieken gemaakt van de heup-, knie- en enkelhoek. Als de lijnen van de SD van de metingen vóór en tijdens feedback niet overlappen kan, volgens dit onderzoek, gezegd worden dat er een verschil tussen de meetcondities is.

3. Resultaten

In dit onderzoek zijn vijf proefpersonen meegenomen (5 vrouw; leeftijd $20,4 \pm 0,9$ jaar; lengte $168,2 \pm 9,3$ cm; gewicht $71,4 \pm 8,9$ kg; BMI $25,5 \pm 4,8$ kg/m²). Alleen de leeftijd verschilt met $p < 0,05$ significant van een normaalverdeling.

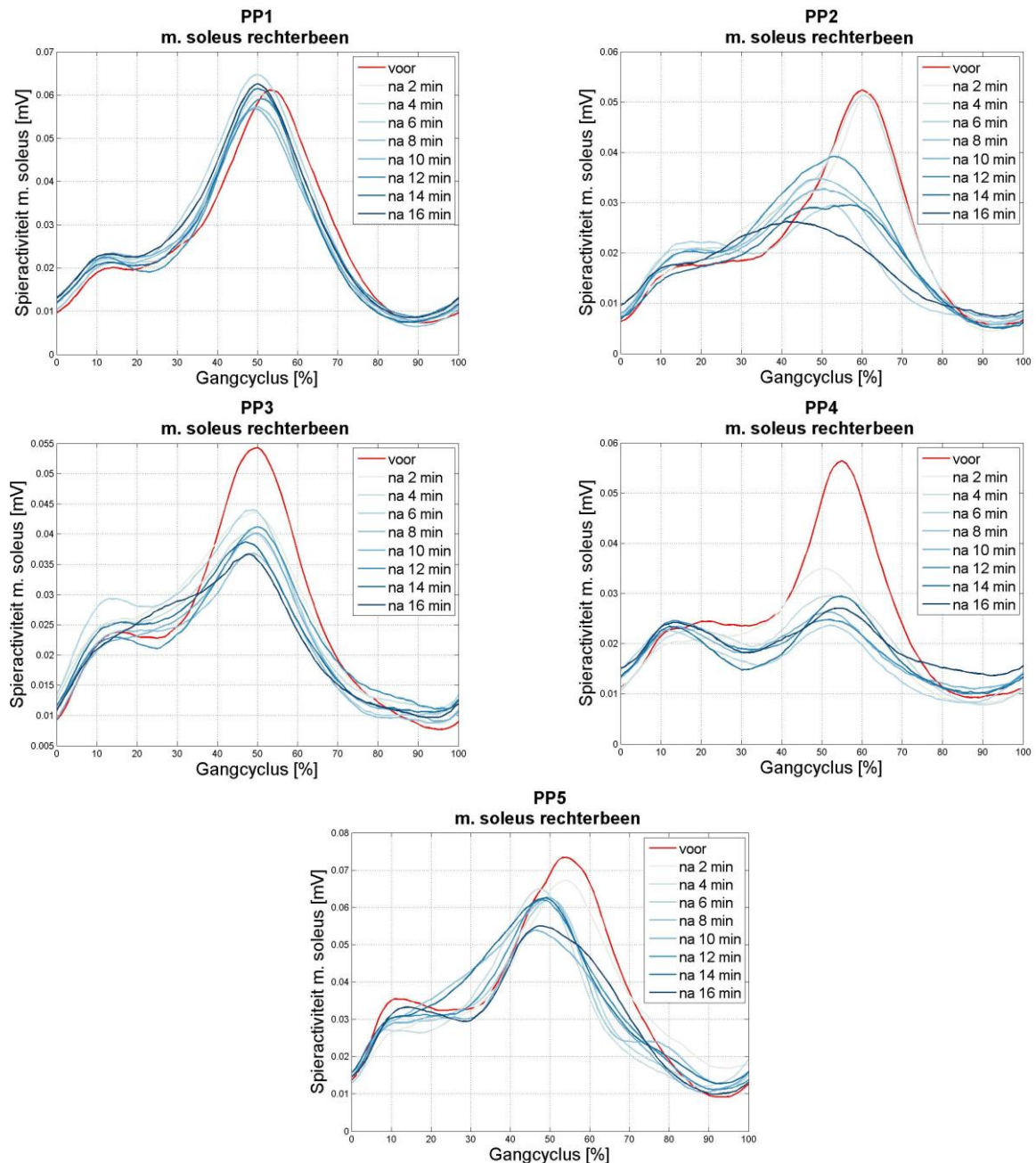
3.1 Verschillende trials

Er wordt gekeken na hoeveel minuten van feedback de proefpersoon het meest succesvol was om de piek van de m. soleus te verlagen. In Tabel 1 is per proefpersoon voor elke meting de DBI van de m. soleus weergegeven. De feedback meting met de hoogste DBI wordt gezien als de meest succesvolle meting, omdat hier de tweede piek in verhouding tot de eerste piek het meest verlaagd is. Deze meting wordt dan ook meegenomen in de verdere analyse en is dikgedrukt in Tabel 1. Uit de T-test is gebleken dat de gemiddelde DBI tijdens feedback ($M=0,71$, $SE=0,09$) significant groter is dan vóór feedback ($M=0,50$, $SE=0,03$), $t(4) = -2,89$, $p=0,04$.

Tabel 1: DBI van de m. soleus van het rechterbeen voor alle meetcondities per proefpersoon. De dikgedrukte waarden zijn de hoogste waarden van de feedback metingen.

	DBI m. soleus rechterbeen				
	PP1	PP2	PP3	PP4	PP5
Voor	0,41 ($\pm 0,09$)	0,49 ($\pm 0,10$)	0,47 ($\pm 0,07$)	0,56 ($\pm 0,20$)	0,56 ($\pm 0,10$)
Na 2 min	0,44 ($\pm 0,08$)	0,53 ($\pm 0,18$)	0,65 ($\pm 0,15$)	0,67 ($\pm 0,08$)	0,51 ($\pm 0,08$)
Na 4 min	0,43 ($\pm 0,10$)	0,53 ($\pm 0,10$)	0,66 ($\pm 0,08$)	0,78 ($\pm 0,11$)	0,53 ($\pm 0,10$)
Na 6 min	0,41 ($\pm 0,05$)	0,77 ($\pm 0,14$)	0,70 ($\pm 0,11$)	0,99 ($\pm 0,16$)	0,54 ($\pm 0,06$)
Na 8 min	0,43 ($\pm 0,06$)	0,58 ($\pm 0,12$)	0,71 ($\pm 0,11$)	0,96 ($\pm 0,31$)	0,58 ($\pm 0,11$)
Na 10 min	0,46 ($\pm 0,05$)	0,60 ($\pm 0,11$)	0,61 ($\pm 0,07$)	0,92 ($\pm 0,25$)	0,60 ($\pm 0,05$)
Na 12 min	0,43 ($\pm 0,06$)	0,51 ($\pm 0,09$)	0,59 ($\pm 0,07$)	0,99 ($\pm 0,14$)	0,55 ($\pm 0,06$)
Na 14 min	0,42 ($\pm 0,05$)	0,54 ($\pm 0,12$)	0,67 ($\pm 0,12$)	0,96 ($\pm 0,31$)	0,56 ($\pm 0,09$)
Na 16 min	0,45 ($\pm 0,07$)	0,69 ($\pm 0,10$)	0,69 ($\pm 0,09$)	0,99 ($\pm 0,21$)	0,61 ($\pm 0,11$)

De meest succesvolle meting kan ook visueel bepaald worden door de spieractiviteit van de m. soleus voor alle metingen per proefpersoon in één figuur te plotten. In Figuur 7, op de volgende pagina, is deze gemiddelde spieractiviteit van de m. soleus van tien schreden weergegeven. Er zijn in totaal acht feedback metingen na 2 minuten, na 4 minuten, na 6 minuten, na 8 minuten, na 10 minuten, na 12 minuten, na 14 minuten en na 16 minuten feedback. Op de x-as van Figuur 7 staat het percentage van de gangcyclus van één schrede. Op de y-as is de spieractiviteit in millivolt (mV) weergegeven. De rode lijn staat voor de meting van het normale gangpatroon en de blauwe lijnen voor de metingen tijdens feedback. Hoe donkerder de blauwe lijn hoe langer de proefpersoon feedback gehad heeft. Er is te zien dat niet alle feedback metingen even succesvol waren. Als de DBI bij meerdere feedback metingen gelijk was, werd de meting gekozen waar de tweede piek visueel gezien het meest verlaagd was.



Figuur 7: Gemiddelde spieractiviteit van de m. soleus van het rechterbeen van tien schreden. De meetcondities zijn voor feedback en tijdens feedback na 2 min, na 4 min, na 6 min, na 8 min, na 10 min, na 12 min, na 14 min en na 16 min.

3.2 Gait Profile Score

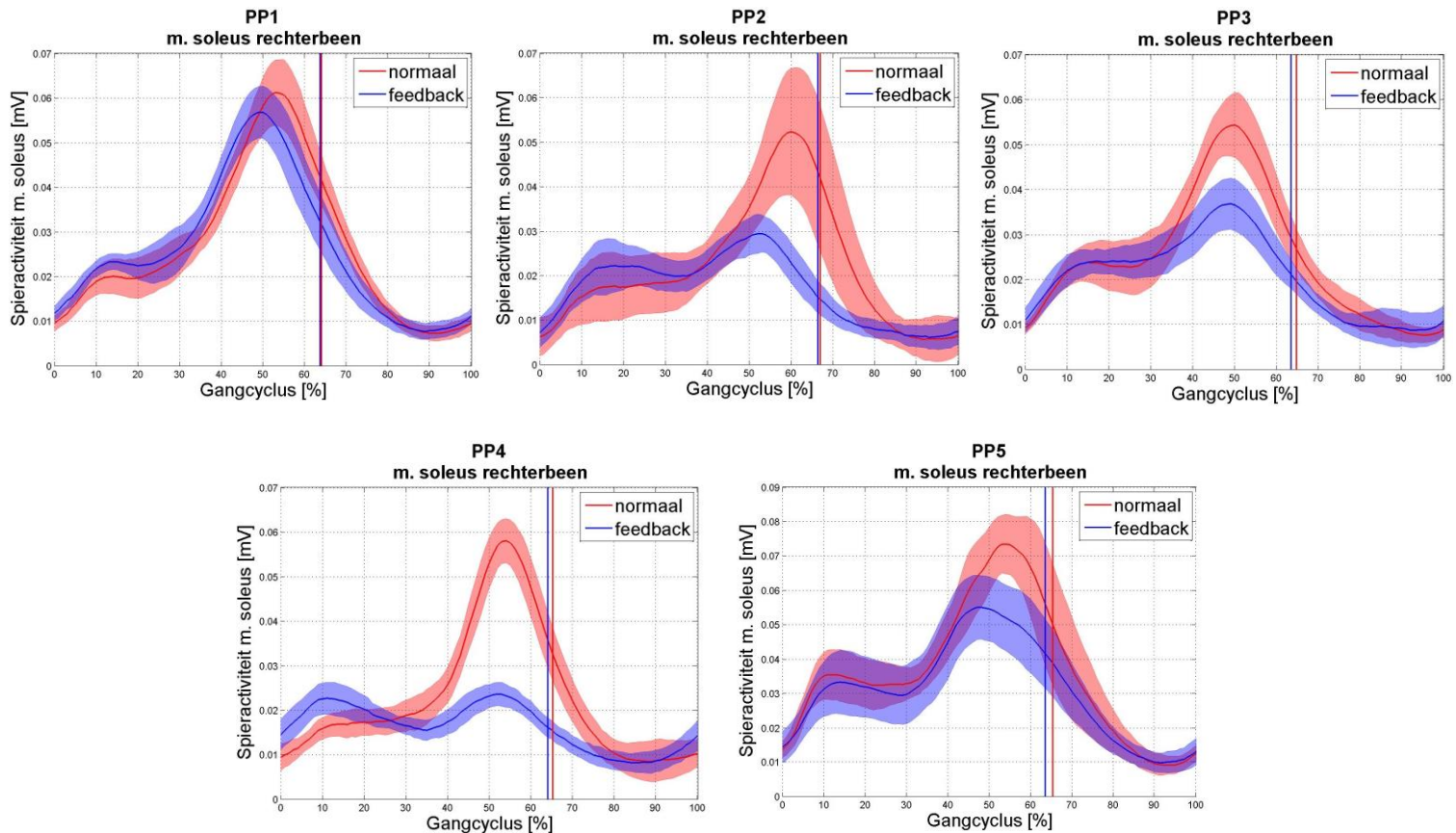
Met de GPS wordt gekeken of de kinematica van het gangpatroon verschilt tussen de metingen vóór en tijdens feedback. In Tabel 2 is per proefpersoon het verschil in GPS tussen de metingen vóór en tijdens feedback weergegeven. Er is te zien dat alleen PP3 een verschil groter dan $1,6^\circ$ heeft. De andere proefpersonen hebben een verschil kleiner dan $1,6^\circ$ tussen de meetcondities.

Tabel 2: Gait Profile Score (GPS) van het rechterbeen per proefpersoon.

	GPS rechterbeen				
	PP1	PP2	PP3	PP4	PP5
Vóór feedback	4,04 ($\pm 2,40$)	7,22 ($\pm 4,53$)	4,07 ($\pm 1,15$)	3,64 ($\pm 2,10$)	6,82 ($\pm 4,79$)
Tijdens feedback	4,30 ($\pm 2,55$)	6,85 ($\pm 4,65$)	6,82 ($\pm 4,34$)	4,77 ($\pm 3,81$)	6,76 ($\pm 3,68$)
Vershil	0,29 °	-0,37 °	2,75 °	1,13 °	-0,06 °

3.3 Spieractiviteit

In Figuur 8 is de spieractiviteit van de m. soleus van het rechterbeen weergegeven van de meting vóór en van de meest succesvolle feedback meting. De doorzichtige vlakken om de lijnen staan voor de standaardafwijking. Er is te zien dat alleen PP1 niet in staat was de tweede piek van de m. soleus van het rechterbeen te verlagen, de andere proefpersonen waren hier wel toe in staat. Hierbij is een verschil tussen de meting vóór en tijdens feedback relevant als de standaardafwijkingen van de meetcondities geen overlap hebben.

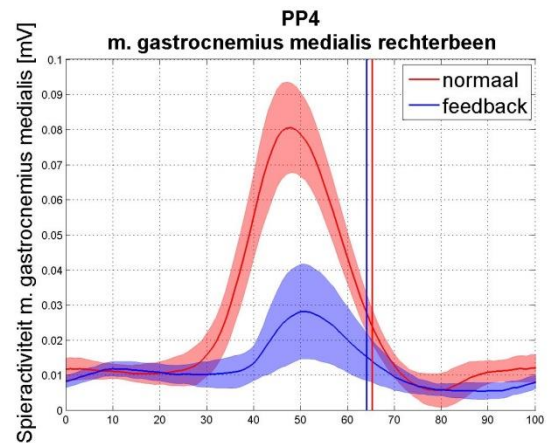
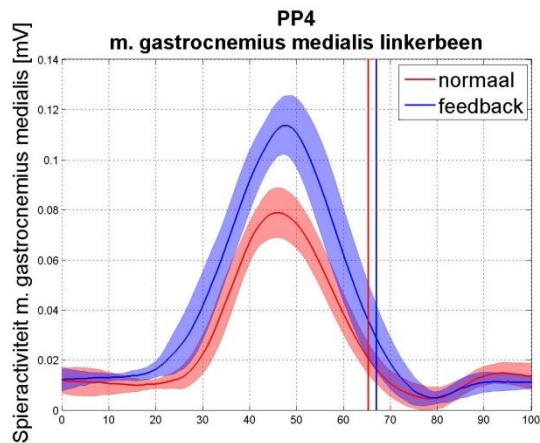


Figuur 8: Gemiddelde spieractiviteit van de m. soleus van het rechterbeen van tien schreden. De meetcondities zijn het normale gangpatroon vóór feedback en de meest succesvolle meting tijdens feedback.

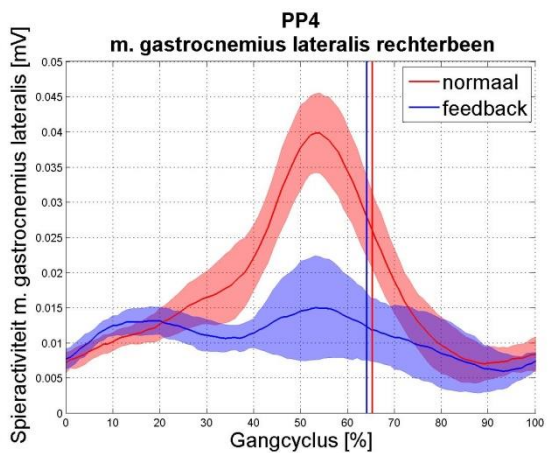
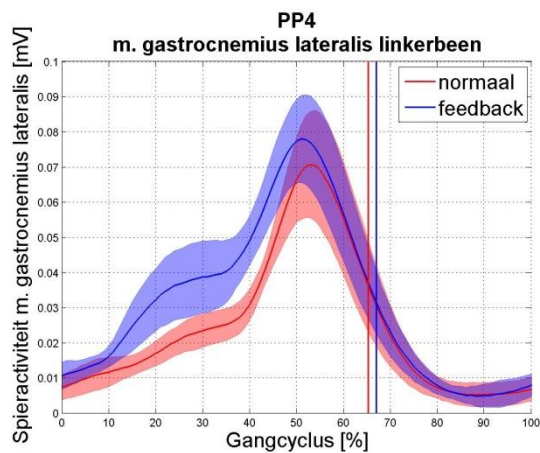
In Bijlage 2 van dit rapport is de spieractiviteit van de m. soleus van het linkerbeen te zien voor alle proefpersonen. In het linkerbeen laten de proefpersonen geen relevante verschillen zien.

Voor de rest van de resultaten wordt PP4 gebruikt als typisch voorbeeld, omdat er geen plaats is voor alle grafieken in de resultaten. De grafieken van de andere proefpersonen zijn terug te vinden in Bijlage 2. Er is gekozen voor PP4 omdat deze persoon over het algemeen in alle parameters de duidelijkste verschillen heeft. Er is niet gekozen voor het gemiddelde van alle proefpersonen, omdat er variatie is tussen de proefpersonen. Deze variatie ontstaat omdat er verschillende compensatiestrategieën mogelijk zijn. Met het nemen van een gemiddelde kan de variatie tussen de proefpersonen uitgemiddeld worden. Daarom is er gekozen om één proefpersoon uit te lichten.

In Figuur 9 en 10 is de gemiddelde spieractiviteit van de m. gastrocnemius medialis en lateralis van PP4 weergegeven. PP4 heeft net als PP1, PP3 en PP5 de piek van de gastrocnemius medialis en lateralis van het rechterbeen verlaagd tijdens feedback. PP2 heeft de piek van de m. gastrocnemius lateralis verlaagd, van deze proefpersoon is de m. gastrocnemius medialis van het rechterbeen niet gemeten. In het linkerbeen van PP1, PP3 en PP4 heeft de m. gastrocnemius medialis een hogere piek na feedback. In de m. gastrocnemius lateralis zijn geen verschillen te zien in het linkerbeen.

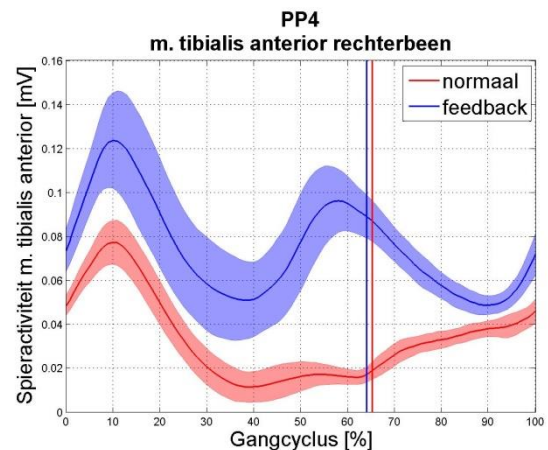
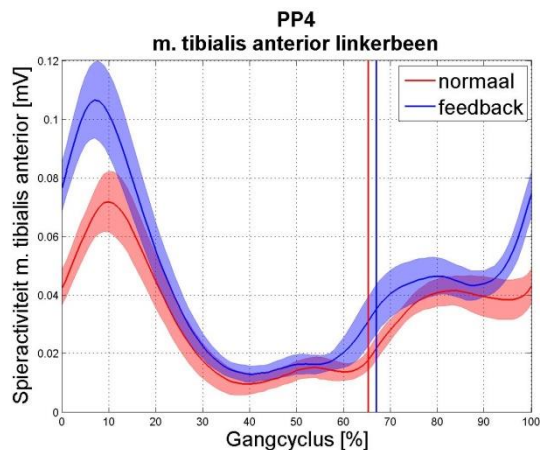


Figuur 9: Gemiddelde spieractiviteit van de m. gastrocnemius medialis van het linker- en rechterbeen van tien schreden voor PP4. De meetcondities zijn het normale gangpatroon vóór feedback en de meest succesvolle meting tijdens feedback.



Figuur 10: Gemiddelde spieractiviteit van de m. gastrocnemius lateralis van het linker- en rechterbeen van tien schreden voor PP4. De meetcondities zijn het normale gangpatroon vóór feedback en de meest succesvolle meting tijdens feedback.

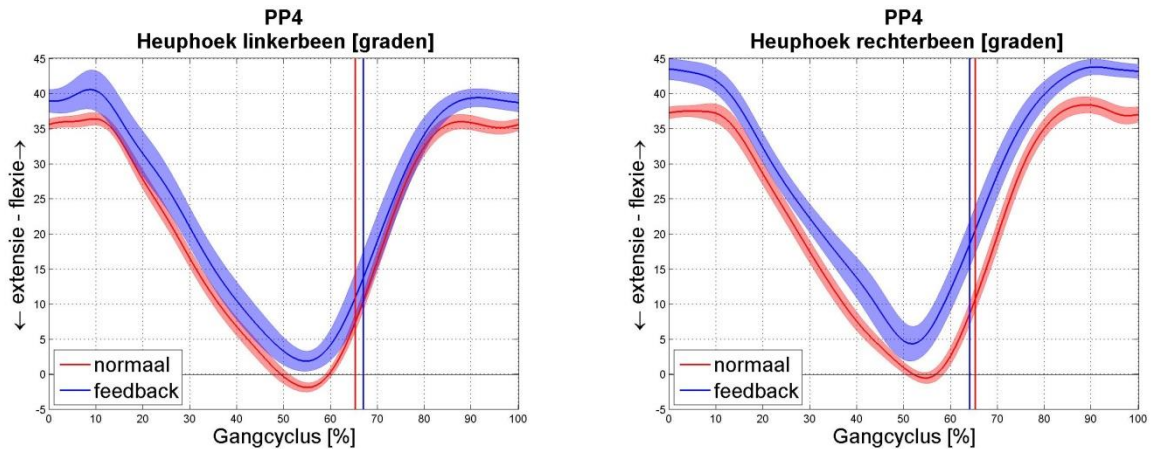
In Figuur 11 is de spieractiviteit van de m. tibialis anterior van PP4 weergegeven. In het linkerbeen is in de eerste 20% van de gangcyclus een verhoging van de activiteit te zien tijdens feedback. Dit verschil is ook te zien bij PP2 en PP3. In het rechterbeen heeft PP4 de hele cyclus een verhoging van de activiteit tijdens feedback. Hierbij is net als bij PP5 een duidelijke piek te zien tijdens de push-off vergeleken met het normale gangpatroon. De niet genoemde proefpersonen hadden geen verandering in activiteit van deze spier.



Figuur 11: Gemiddelde spieractiviteit van de m. tibialis anterior van het linker- en rechterbeen van tien schreden voor PP4. De meetcondities zijn het normale gangpatroon vóór feedback en de meest succesvolle meting tijdens feedback.

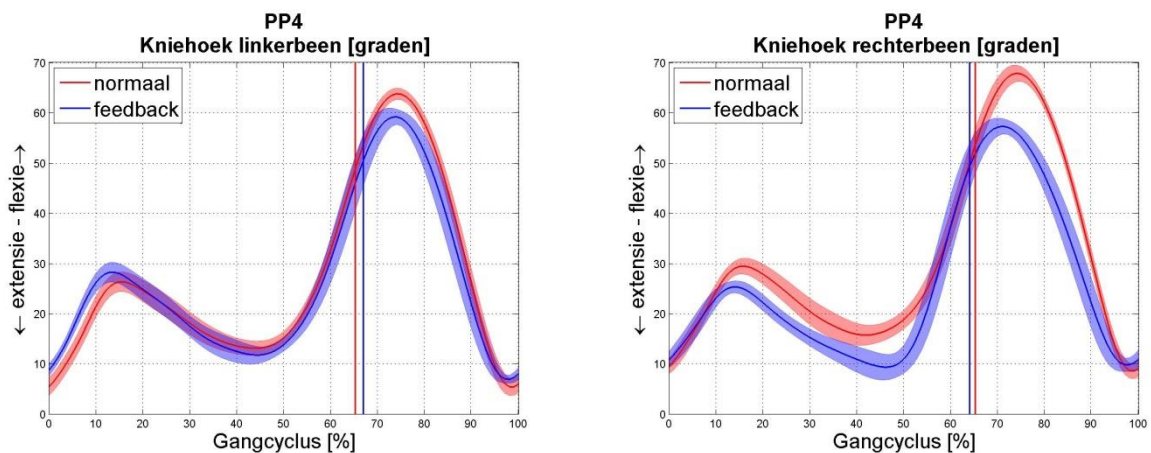
3.4 Gewrichtshoeken

In Figuur 12 is de gemiddelde heuphoek van PP4 te zien. Bij PP3, PP4 en PP5 is de heuphoek van het linker- en rechterbeen gedurende de hele gangcyclus meer in flexie tijdens feedback. De heuphoek van de feedback meting wordt hierbij vergeleken met de heuphoek van het normale gangpatroon.



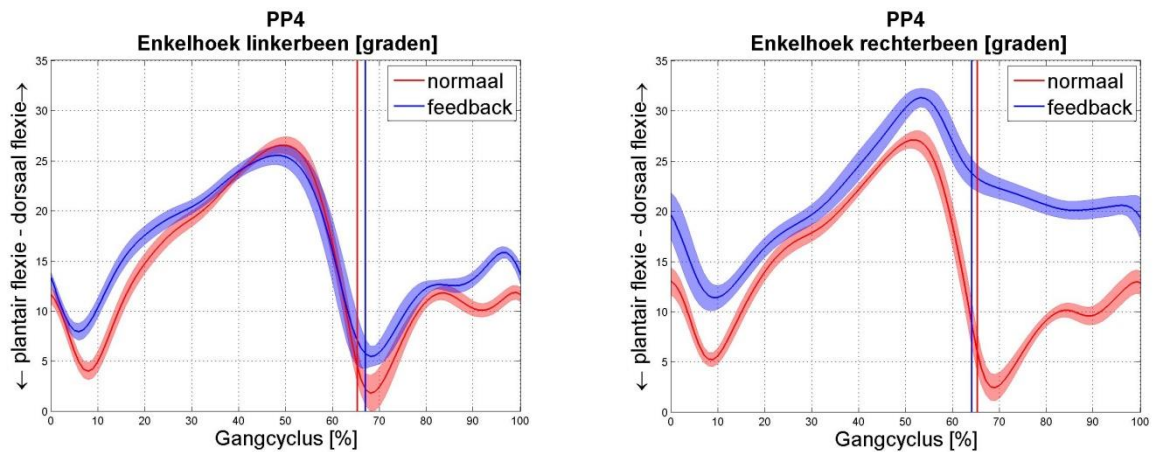
Figuur 12: Gemiddelde heuphoek van het linker- en rechterbeen van tien schreden voor PP4. De meetcondities zijn het normale gangpatroon vóór feedback en de meest succesvolle meting tijdens feedback.

De kniehoek van PP4 tijdens het gaan is te zien in Figuur 13. In de kniehoek van het linkerbeen treden nauwelijks veranderingen op. De kniehoek van het rechterbeen is bij PP2, PP4 en PP5 in het eerste deel van de zwaafase minder in flexie tijdens de feedback meting. PP3 heeft tussen de 0-30% van de gangcyclus meer flexie in de knie van beide benen tijdens de feedback meting.



Figuur 13: Gemiddelde kniehoek van het linker- en rechterbeen van tien schreden voor PP4. De meetcondities zijn het normale gangpatroon vóór feedback en de meest succesvolle meting tijdens feedback.

In Figuur 14 is de gemiddelde enkelhoek van tien schreden van PP4 voor het linker- en rechterbeen te zien. Alle proefpersonen hebben tijdens de push-off de enkelhoek van het rechterbeen meer in dorsaalflexie gehouden. PP2 en PP5 hebben net als PP4 ook in de rest van de zwaafase de enkelhoek in dorsaalflexie gehouden. Bij het linkerbeen hebben PP3, PP4 en PP5 in de loading response en tijdens de afzet minder plantairflexie tijdens de feedback meting vergeleken met het normale gangpatroon.



Figuur 14: Gemiddelde enkelhoek van het linker- en rechterbeen van tien schreden voor PP4. De meetcondities zijn het normale gangpatroon vóór feedback en de meest succesvolle meting tijdens feedback.

4. Discussie

Het doel van dit onderzoek is om te bepalen of de spieractiviteit van de m. soleus beïnvloed kan worden door biofeedback op het spieractivatiepatroon van de m. soleus tijdens het gaan. In deze discussie zal besproken worden of de proefpersonen hiertoe in staat waren en welke compensatiestrategieën hiervoor gebruikt zijn.

Er is een significant verschil gevonden tussen de gemiddelde DBI van de m. soleus vóór feedback en tijdens de meest succesvolle feedback meting. De gemiddelde DBI, van tien schreden, tijdens feedback is significant hoger dan de gemiddelde DBI vóór feedback. Dit suggereert dat het mogelijk is om het spieractivatiepatroon van de m. soleus aan te passen. Dit is niet met zekerheid te zeggen omdat een verandering in de DBI ook kan komen door een verschuiving van de piek. Daarom is er ook een visuele analyse gedaan om de metingen vóór en tijdens feedback te vergelijken.

Volgens de criteria van de visuele analyse zijn vier van de vijf proefpersonen in staat om de tweede piek van de m. soleus tijdens feedback te verlagen, omdat de standaardafwijking van de meting vóór en tijdens feedback niet overlappen. De eerste proefpersoon was niet in staat de tweede piek van de m. soleus visueel gezien te verlagen, omdat deze proefpersoon de eerste piek iets heeft kunnen verhogen en de tweede piek iets heeft kunnen verlagen is er wel een verhoging van de DBI. De standaardafwijking van de twee meetcondities overlappen echter visueel gezien, waardoor niet gezegd kan worden dat deze proefpersoon succesvol was in het aanpassen van het spieractivatiepatroon.

Één van de vier succesvolle proefpersonen heeft de kinematica van het gangpatroon aangepast. Aan de GPS is te zien dat er een klinisch relevant verschil (Baker et al., 2012) is tussen de kinematica vóór en tijdens feedback bij deze proefpersoon. Dit geeft aan dat de proefpersoon een ander gangpatroon heeft aangenomen om het doel te bereiken. Als er een effect is van de feedback, maar de GPS is daarbij verhoogd dan is er een negatieve secundaire uitkomst. Deze secundaire uitkomst is negatief omdat een afwijkend gangpatroon andere ongemakken met zich mee kan brengen.

4.1 Compensatiestrategieën

Er zijn verschillende compensaties mogelijk om de spieractiviteit van de m. soleus te verlagen. De proefpersonen is niet verteld wat de mogelijkheden waren. Er is per proefpersoon bepaald welke compensaties gebruikt werden om de tweede piek van de m. soleus van het rechterbeen te verlagen.

Een logische spier die het ontspannen van de m. soleus kan overnemen is de m. gastrocnemius. De m. gastrocnemius heeft onder andere de plantairflexie van het enkelgewricht als functie. Uit onderzoek is gebleken dat de m. gastrocnemius medialis en lateralis in staat zijn meer activiteit te vertonen bij het verzwakken van de m. soleus (van der Krogt, Delp, & Schwartz, 2012). Dit is een modelstudie waardoor het onbekend is of de m. gastrocnemius de m. soleus kan overnemen tijdens het gaan. Vier van de vijf proefpersonen hebben de spieractiviteit van de m. gastrocnemius medialis en lateralis verlaagd. Één proefpersoon was in staat zonder verandering in de m. gastrocnemius lateralis de piek van de m. soleus te verlagen. Van deze proefpersoon is echter de spieractiviteit van de m. gastrocnemius medialis niet gemeten. Toch suggereert dit dat het bij één proefpersoon mogelijk was de m. soleus en m. gastrocnemius lateralis apart van elkaar aan te spannen.

In de kinematica is de meest logische aanpassing te vinden in het enkelgewricht. De m. soleus speelt namelijk een belangrijke rol in de plantairflexie van de enkel. Deze spier kan dan ook minder aangespannen worden door de enkel, voornamelijk tijdens de afzet, meer in dorsaalflexie te houden (Brunner & Rutz, 2013). Alle proefpersonen hebben tijdens de afzet de enkel meer in dorsaalflexie gehouden met de feedback meting vergeleken met het normale gangpatroon. Bij één proefpersoon

was het verschil in enkelhoek tijdens de afzet minder dan vijf graden en daarmee niet klinisch relevant (McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009). Dit is ook de proefpersoon die niet in staat was de spieractiviteit van de m. soleus noemenswaardig te verlagen. Drie van de vijf proefpersonen hebben niet alleen tijdens de afzet maar ook in de rest van de zwaai fase de enkel meer in dorsaalflexie gehouden. Een aanpassing in de enkelhoek lijkt dus een succesvolle compensatie om de m. soleus te ontspannen.

De enkel kan in dorsaalflexie gehouden worden door de m. tibialis anterior aan te spannen. Dit is de antagonist van de m. soleus en heeft als functie dorsaalflexie van het enkelgewricht (Perry & Burnfield, 2010). Twee van de vijf proefpersonen lieten tijdens de push-off duidelijk een verhoging van de m. tibialis anterior zien tijdens feedback. Één van deze proefpersonen heeft de hele gangcyclus een verhoogde activiteit van de m. tibialis anterior. Twee van de vijf proefpersonen gebruiken dus duidelijk de m. tibialis anterior om te compenseren voor de ontspannen m. soleus.

Drie van de vijf proefpersonen hebben meer flexie in de knie tijdens de zwaai fase. Ook de heuphoek is bij drie van de vijf proefpersonen meer in flexie. Deze verandering is in de hele gangcyclus. Dit is een logisch gevolg van de ontspannen m. soleus. De knie en heup moeten meer in flexie blijven om het zwaartepunt binnen het steunvlak te houden (Brunner, Hefti, & Freuler, 2015).

Vier van de vijf proefpersonen zijn in staat om de spieractiviteit van de m. soleus aan te passen na visuele feedback. Deze proefpersonen hebben zelf gezocht naar de compensaties die dit mogelijk maken. Er zijn verschillende compensaties gebruikt, dit geeft aan dat er niet één manier is om te compenseren. Uit het onderzoek van Makihara et al. (2014) is gebleken dat zeven op acht proefpersonen in staat waren om een reflex te verminderen. Ook uit onderzoek van Thompson et al. (2013) is gebleken dat een reflex verminderd kan worden. In dit onderzoek was 79% van de proefpersonen in staat om de reflex te verminderen (Thompson et al., 2013). Hiernaast is aangetoond dat kinderen met CP in staat zijn te reageren op biofeedback gegeven op de kinematica (Booth, Steenbrink, Buizer, Harlaar, & van der Krogt, 2016). Dit geeft een indicatie dat de mogelijkheid bestaat voor kinderen met CP om met biofeedback, op het spieractivatiepatroon, het gangpatroon te verbeteren.

4.2 Aanbevelingen

Tijdens de metingen waren er een aantal tekortkomingen die mogelijk de resultaten beïnvloedt hebben. De data van het gangpatroon zijn op vaste tijdstippen gedurende 20 seconden gemeten. Dit is een momentopname waardoor informatie verloren kan gaan. Het is niet bekend of de proefpersoon in deze 20 seconden wel of geen vuurregen in beeld heeft gehad. Gedurende de meting kwam het voor dat de proefpersoon even kwijt was hoe de spieractiviteit laag gehouden kon worden. Methodologisch moet voor alle proefpersonen de meting met hetzelfde aantal minuten feedback gebruikt worden, om de data van dezelfde omstandigheden te vergelijken. In praktijk is hier niet voor gekozen, omdat het mogelijk is dat de proefpersoon hier niet succesvol was. Er kan gekozen worden voor de meest succesvolle meting omdat deze studie kijkt of het mogelijk is op de feedback te reageren. In het vervolgonderzoek waar een trainingsprogramma ontwikkeld wordt, zal pas gekeken of dit langer volgehouden kan worden. Het pilotonderzoek wordt echter eerst bij kinderen met CP uitgevoerd.

In dit onderzoek zijn gezonde volwassenen gemeten. Het is echter algemeen bekend dat het gangpatroon van kinderen en volwassenen niet hetzelfde is. Er zal dan ook vervolgonderzoek nodig zijn om te bepalen of kinderen ook in staat zijn het spieractivatiepatroon aan te passen. Met dit onderzoek kan ook pas een uitspraak gedaan worden of de bar-plot voor kinderen duidelijk genoeg is.

Wegens tekortkomingen in de applicatie was het alleen mogelijk om negatieve feedback te geven. Er is geprobeerd om met mondelinge feedback de proefpersoon te belonen bij het zetten van een stap met een ontspannen m. soleus van het rechterbeen. Toch is het in het vervolgonderzoek van belang dat een goede prestatie beloond wordt. Twee van de vijf proefpersonen gaven dan ook aan dat de feedback als frustrerend ervaren werd. Mede doordat de proefpersonen geen idee hadden wanneer ze het goed konden doen.

Uit klinische bevindingen van de onderzoekers is gebleken dat de loopomgeving voor de gezonde volwassenen interessant was. Voor kinderen wordt verwacht dat de omgeving met animaties leuker gemaakt kan worden. Uit eerder onderzoek is gebleken dat virtual reality zorgt voor meer enthousiasme en plezier tijdens de metingen (Bryanton et al., 2006). Een aanbeveling voor verder onderzoek is het monitoren van de intrinsieke motivatie. Hiermee kan bepaald worden of de loopomgeving voor kinderen met CP inderdaad interessant is.

Tot slot moet in vervolgonderzoek bij kinderen met CP rekening gehouden worden met de energie die het gaan kost voor deze kinderen. Het lopen van 6 minuten aan een stuk op de loopband en de feedback meting van 16 minuten kunnen al teveel energie vragen van deze proefpersonen. In het pilotonderzoek hadden vier van de vijf proefpersonen na 8 minuten feedback al een noemenswaardig verschil in de spieractiviteit. Dit suggereert dat de feedback meting korter gemaakt kan worden voor het pilotonderzoek bij kinderen met CP. Er kan echter niet met zekerheid worden gezegd of de kinderen met CP ook in staat zijn de feedback even snel op te volgen.

5. Conclusie

In dit onderzoek is getracht antwoord te geven op de vraag: *'In hoeverre zijn gezonde volwassenen in staat de spieractiviteit van de m. soleus tijdens het gaan aan te passen door biofeedback op het spieractivatiepatroon?'*. Er is ook onderzocht welke compensaties nodig waren om de spieractiviteit van de m. soleus aan te passen.

Concluderend waren vier van de vijf proefpersonen in staat de spieractiviteit van de m. soleus aan te passen. Hiervan heeft één proefpersoon de kinematica van het gangpatroon aangepast om dit te bereiken. Dit maakt dat drie van de vijf proefpersonen in staat zijn het spieractivatiepatroon aan te passen zonder het gangpatroon hiermee aan te tasten. In dit onderzoek is dus 60% van de proefpersonen in staat om te reageren op de feedback. Dit suggereert dat het mogelijk is het spieractivatiepatroon aan te passen door middel van biofeedback op het spieractivatiepatroon.

De methode en uitkomsten van dit pilotonderzoek hebben nieuwe inzichten gegeven die gebruikt kunnen worden in het onderzoek bij kinderen met CP. Er is een indicatie dat de mogelijkheid bestaat voor kinderen met CP om met biofeedback het gangpatroon te verbeteren. Dit geeft aan dat het nut heeft om een trainingsprogramma te ontwikkelen die effecten op lange termijn kan geven.

Literatuurlijst

- Baker, R., McGinley, J. L., Schwartz, M. H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H. K., & Tirosh, O. (2009). The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait & Posture*, 30, 265–269.
- Baker, R., McGinley, J. L., Swartz, M. H., Thomason, P., Rodda, J., & Graham, H. K. (2012). The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score. *Gait & Posture*, 35, 612–615.
- Becher, J. G. (2002). Pediatric Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: General Management, Classification of Motor Disorders. *American Academy of Othotists and Prosthetists*, 14(4), 143–149.
- Booth, A. T., Steenbrink, F., Buizer, A. I., Harlaar, J., & van der Krogt, M. M. (2016). Is avatar based real-time visual feedback a feasible method to alter gait parameters of interest? *Gait & Posture*, 49, 98.
- Brunner, R., Hefti, F., & Freuler, F. (2015). *Pediatric Orthopedics in Practice* (Second).
- Brunner, R., & Rutz, E. (2013). Biomechanics and muscle function during gait. *Journal of Children's Orthopaedics*, 7(5), 367–371.
- Bryanton, C., Bossé, J., Brien, M., Mclean, J., McCormick, A., & Sveistrup, H. (2006). Feasibility, Motivation, and Selective Motor Control: Virtual Reality Compared to Conventional Home Exercise in Children with Cerebral Palsy. *CyberPsychology & Behavior*, 9(2), 123–128.
- Chen, X. Y., & Wolpaw, J. R. (1995). Operant Conditioning of H-reflex in Freely Moving Rats. *Journal of Neurophysiology*, 73(1), 411–5.
- Colborne, G. R., Wright, F. V., & Naumann, S. (1994). Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(1), 40–45.
- D'Amico, J. M., Condliffe, E. G., Martins, K. J., Bennett, D. J., & Gorassini, M. A. (2014). Recovery of neuronal and network excitability after spinal cord injury and implications for spasticity. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 8, 1–24.
- Dursun, E., Dursun, N., & Alican, D. (2004). Effects of biofeedback treatment on gait in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 26(2), 116–120.
- Johnson, A. (2002). Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Development Medicine & Child Neurology*, 44(9), 633–640.
- Lewthwaite, R., & Wulf, G. (2017). Optimizing motivation and attention for motor performance and learning. *Current Opinion in Psychology*, 16, 38–42.
- Makihara, Y., Segal, R. L., Wolpaw, J. R., & Thompson, A. K. (2014). Operant conditioning of the soleus H-reflex does not induce long-term changes in the gastrocnemius H-reflexes and does not disturb normal locomotion in humans. *Journal of Neurophysiology*, 112(6).
- Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2011). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and Posture*, 11, 46–53.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29, 360–369.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Development Medicine & Child Neurology*, 39(4), 214–23.

- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis* (Second). United States of America: SLACK Incorporated.
- Ries, A. J., & Swartz, M. H. (2018). Low gait efficiency is the primary reason for the increased metabolic demand during gait in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, 57, 426–433.
- Rodda, J., & Graham, H. K. (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.
- Sabbagh, D., Fior, J., & Gentz, R. (2013). Biomechanical Principles of Common Orthotic Treatment Concepts for Gait Problems in Cerebral Palsy - A Critical Consideration. *FIOR & GENTZ Orthopädietechnik Mit System*.
- Thomas, C. K., Hager-Ross, C. K., & Klein, C. S. (2010). Effect of baclofen on motor units paralysed by chronic cervical spinal cord injury. *Brain*, 133(1), 117–125.
- Thompson, A. K., Pomerantz, F. R., & Wolpaw, J. R. (2013). Operant Conditioning of a Spinal Reflex Can Improve Locomotion after Spinal Cord Injury in Humans. *Journal of Neuroscience*, 33(6).
- van den Bogert, A. J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F., & Hardin, E. C. (2013). A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Download PDF Medical & Biological Engineering & Computing*, 51(10), 1069–1077.
- van den Noort, J. C., Bar-On, L., Aertbelien, E., Bonikowski, M., Braendvik, S. M., Brostrom, E. W., & Harlaar, J. (2017). European consensus on the concepts and measurement of the pathophysiological neuromuscular responses to passive muscle stretch. *European Journal of Neurology*, 24(7), 981–38.
- van den Noort, J. C., Steenbrink, F., Roeles, S., & Harlaar, J. (2015). Real-time visual feedback for gait retraining: toward application in knee osteoarthritis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 53, 275–286.
- van der Krogt, M. M., Delp, S. L., & Schwartz, M. H. (2012). How robust is human gait to muscle weakness? *Gait & Posture*, 36, 113–119.
- van der Krogt, M. M., Doorenbosch, C. A. M., Becher, J. G., & Harlaar, J. (2010). Dynamic spasticity of plantar flexor muscles in cerebral palsy gait. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42, 656–663.
- van der Krogt, M. M., Sloom, L. H., Buizer, A. I., & Harlaar, J. (2015). Kinetic comparison of walking on a treadmill versus over ground in children with cerebral palsy. *Journal of Biomechanics*, 48, 3586–3592.
- van Gelder, L., Booth, A. T., van de Port, I., Buizer, A. I., Harlaar, J., & van der Krogt, M. M. (2017). Real-time feedback to improve gait in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 52, 76–82.
- Wolpaw, J. R., Kieffer, V. A., Seegal, R. F., Braitman, D. J., & Sanders, M. G. (1983). Adaptive plasticity in the spinal stretch reflex. *Brain Research*, 267(1), 196–200.

Bijlagen

Bijlage 1: Meetprotocol VR-lab

In dit protocol worden alle stappen voor de 3D metingen op de GRAIL beschreven. De bijbehorende handleiding voor het plakken van de Vicon markers, de handleiding voor het plakken van de EMG elektroden en de IMI-vragenlijst zijn te vinden in de bijlagen. Ook het meetboek voor onder andere het noteren van de gegevens van de proefpersoon is terug te vinden in de bijlage.

Voorbereidingen VR-lab

Klaarleggen benodigdheden

- Per proefpersoon een nieuw meetboek met formulieren (Bijlage 1.1)
- Het protocol metingen VR-lab (dit document)
- GRAIL Quick Start formulier
- Kalibratie wand
- Vicon markers (26 stuks) met dubbelzijdig plakband
- Rolletje tape voor extra bevestigen van de markers
- Opgeladen EMG kastjes (16 stuks)
- EMG elektroden (32 stuks)
- Huidpotlood
- Scheermesje
- Alcohol en gaasjes
- Meetlint
- Harnas

Klaarzetten apparatuur

- Systeem aanzetten aan de hand van de GRAIL Quick Start
 - D-flow versie 3.28.0 starten
 - Dflow applicatie: C:\CAREN Resources\Applications\5 RESEARCH PROJECTS\Reflexioning\Walking with EMG Feedback
- Nieuw 'Subject' aanmaken in Vicon
- Communication > Database > Map > New Patient > Session
- Subject > Add subject > Selecteer HBM_fullbody
- Gebruik uit de First Time use Grail de stappen van het hoofdstuk Calibrating the system
- Controleer in Vicon of in het menu Auto capture set up het vinkje bij 'Start/stop remote trigger' uit staat
- Zet de EMG apparatuur aan en noteer de tijd dat deze aangezet is

Voorbereiden patiënt

Uitleggen wat er gaat gebeuren

- Vraag of de proefpersoon (en eventueel begeleider) wat wil drinken
- Leg uit wat er gaat gebeuren
- Vraag of de proefpersoon de informatiebrief gelezen heeft en laat het toestemmingsformulier tekenen
- Vraag of de proefpersoon nog naar het toilet moet
- Laat de proefpersoon omkleden (hemd en strakke korte broek)

Verzamelen antropometrische data

- Noteer geslacht en leeftijd

- Meet lengte en gewicht op
- Vraag de proefpersoon de gymschoenen aan te doen

EMG plakken

- Zie het Seniam protocol in Bijlage 1.2 om de positie van de elektroden te bepalen
- Teken de positie af met huidpotlood
- Scheer de huid op de plaats waar de elektroden komen
- Maak de huid schoon met alcohol op de plaats van de elektroden
- Wacht tot de huid goed droog is
- Plak de elektroden en het kastje op de huid voor de volgende spieren:

EMG	Spier
#1	m. vastus medialis rechts
#2	m. rectus femoris rechts
#3	m. biceps femoris rechts
#4	m. semitendinosus rechts
#5	m. tibialis anterior rechts
#6	m. gastrocnemius medialis rechts
#7	m. gastrocnemius lateralis rechts
#8	m. soleus rechts

EMG	Spier
#9	m. vastus medialis links
#10	m. rectus femoris links
#11	m. biceps femoris links
#12	m. semitendinosus links
#13	m. tibialis anterior links
#14	m. gastrocnemius medialis links
#15	m. gastrocnemius lateralis links
#16	m. soleus links

Markers plakken

- Zie de handleiding voor het plakken van de markers in Bijlage 1.3.
- Plak de markers op de botpunten met dubbelzijdig tape
- Bevestig de markers op de voet met extra tape
- Doe het harnas aan bij de proefpersoon
- Controleer of alle markers zichtbaar blijven en verplaats indien nodig de markers T10 en JN

EMG controleren

- Zet de EMG kast aan
- Ga in Vicon naar System > #2 AnalogEMG > selecteer EMG1-16
- Selecteer in view > Graph
- Veeg met de rechter muisknop naar links in de grafieken
- Vraag de proefpersoon op de tenen te gaan staan en controleer het signaal
- Vraag de proefpersoon de knie te buigen en strekken en controleer het signaal

Metingen

Kalibratie trials

- Zorg dat er niks op de loopband ligt of staat
- Vul in Vicon de naam EmptyFP in en start en stop de meting (1 sec)
- Vraag of de proefpersoon op de loopband gaat staan
- Maak het harnas van de proefpersoon vast
- Leg uit dat de loopband automatisch stopt als er iets langs de beveiligingssensor komt
- Leg uit aan de proefpersoon dat er met armen wijd en voeten in neutrale positie gestaan moet worden. Na 3 seconden moet de proefpersoon stappen op de plek zetten.
- Vul in Vicon de naam Tpose in en start de meting
- Laat de proefpersoon de Tpose uitvoeren (voeten in neutrale stand en armen wijd) vraag daarna de proefpersoon op de plaats te stappen en stop de meting
- Run pipeline ROM process_VUmcApril2018.Pipeline voor de Tpose meting

- Run Autolabel Static en controleer of de markers goed gelabeld zijn en zichtbaar blijven
- Run Fill Gaps, Scale Subject, Functional Skeleton Calibration en Save Trial C3D + VSK
- Klik op Go Live in Vicon
- Zorg dat in Vicon alle markers in beeld en automatisch gelabeld zijn, laat de proefpersoon opnieuw de T-pose uitvoeren en klik op Calibrate Subject in Dflow

Snelheid loopband

- Maak het harnas vast voor de veiligheid
- Controleer of de proefpersoon naar voren kan lopen op de band
- Laat de proefpersoon tenminste 6 minuten lopen
- Begin op een snelheid van 1 m/s en voer de snelheid op met stappen van 0,05 m/s
- Vraag na iedere verandering of de snelheid comfortabel loopt
- Als de proefpersoon aangeeft dat de snelheid comfortabel loopt voer dan de snelheid (indien mogelijk) op met ca 0,2 m/s. Bouw daarna de snelheid weer af met stappen van 0,05 m/s. Dit is om te voorkomen dat er een te lage snelheid gekozen wordt.
- Noteer de comfortabele loopsnelheid
- Controleer of de krachtplaten één voet meten
- Controleer of de markers zichtbaar blijven en het EMG signaal tijdens het gaan

Voor-meting

- Voer de naam Trial01 in en start de meting in Vicon
- Laat de proefpersoon ca 20 seconden lopen op de vooraf bepaalde comfortabele loopsnelheid zonder feedback en stop de meting
- Controleer of er minimaal 10 stappen gemeten zijn

Feedback-meting

- Stel de Dflow applicatie in waarbij feedback wordt gegeven.
- Sluit pin 24 aan als variabele waar feedback op gegeven wordt.
- Leg uit aan de proefpersoon dat het lichtblauwe balletje de donkerblauwe niet mag raken. Vertel hierbij dat het de bedoeling is om de kuitspier van het rechterbeen te ontspannen. Vertel dat een vuurregen betekent dat het lichtblauwe bolletje de donkerblauwe geraakt heeft en dat de kuitspier van het rechterbeen meer ontspannen moet worden.
- Zorg dat in de Vicon naam Trial02 staat.
- Laat de proefpersoon 16 minuten lopen op de vooraf bepaalde comfortabele loopsnelheid met feedback.
- Schuif de bar-plot met de slider tijdens het gaan zodat het lichtblauwe bolletje de donkerblauwe niet raakt.
- Als er 5 goede stappen zijn gezet (zonder vuurregen) schuif dan de bar-plot met de slider naar links. Doe dit net zo lang tot er 16 minuten gelopen is.
- Moedig de proefpersoon gedurende de meting aan als er goede stappen zijn gezet. Vertel als de feedback moeilijker gemaakt wordt als er 5 goede schreden zijn gezet.
- Start na iedere 2 minuten een meting in Vicon en stop de meting na 20 sec (8 Trials)
- Noteer bij iedere trial in het meetboek de naam en het type trial.

Na-meting

- Stel de Dflow applicatie in zonder feedback
- Laat de proefpersoon (minimaal 2 minuten) lopen op de vooraf bepaalde comfortabele loopsnelheid zonder feedback tot de proefpersoon het gevoel heeft weer normaal te lopen.

- Start de meting in Vicon en stop de meting na ca 20 seconden en controleer of er minimaal 10 schreden gemeten zijn.

Na meting

- Controleer of alle metingen uitgevoerd zijn
- Haal de markers en elektroden van de proefpersoon
- Laat de proefpersoon de IMI-vragenlijst invullen
- **Maak een back-up van de data**
- Noteer de begin- en eindtijd dat de EMG apparatuur actief is geweest
- Noteer in het logboek van het VR-lab waarvoor er gemeten is en eventuele opmerkingen

Bijlage 1.1: Meetboek
Algemene gegevens meting

Datum:

Tijdstip meting:

In het kader van:

Gemeten door:

Algemene gegevens proefpersoon

Naam proefpersoon	
Nummer proefpersoon	
Geslacht	
Geboortedatum	
Leeftijd	
Lengte (cm)	
Gewicht (kg)	

Registratie meting

Comfortabele loopsnelheid: [m/s]

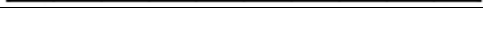
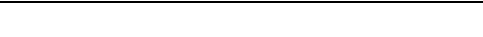
Map Vicon files:

Aantal stappen in 1 minuut:

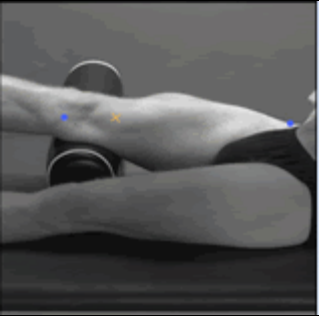
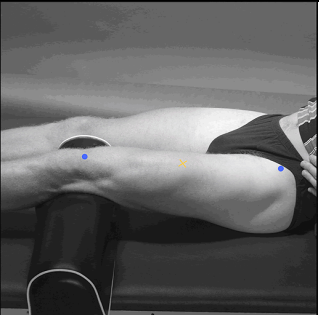
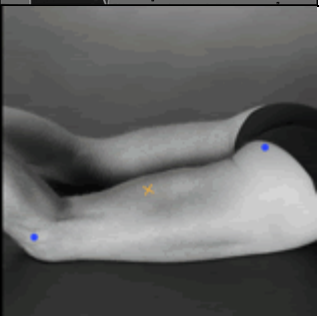
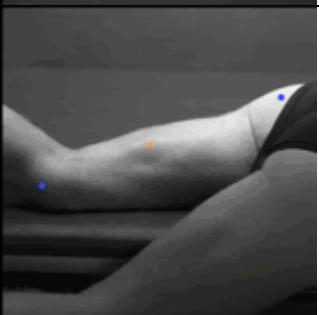
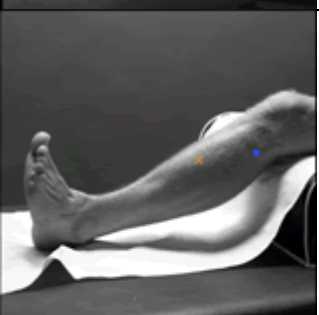
Map Dflow files:

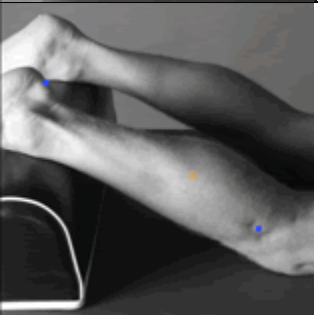
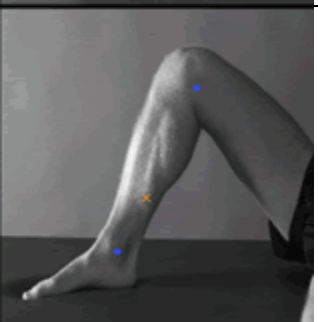
Vicon naam	Dflow naam	Feedback	Opmerkingen

IMI-vragenlijst voor intrinsieke motivatie

Cluster 1: Interesse / Plezier	
Ik vond de opdracht erg leuk om te doen.	Zeer oneens  Zeer eens
Deze opdracht was erg leuk.	Zeer oneens  Zeer eens
Ik zou deze opdracht omschrijven als erg interessant.	Zeer oneens  Zeer eens
Deze activiteit hield mijn aandacht totaal niet vast.	Zeer oneens  Zeer eens
Cluster 2: Waargenomen competentie	
Ik denk dat ik best wel goed ben in deze opdracht	Zeer oneens  Zeer eens
Na het afronden van deze opdracht, voelde ik mij best wel competent	Zeer oneens  Zeer eens
Ik ben best wel vaardig in het uitvoeren van deze taak	Zeer oneens  Zeer eens
Dit was een opdracht die ik niet zo goed kon.	Zeer oneens  Zeer eens
Cluster 3: Moeite / relevantie	
Ik stak veel moeite in deze opdracht	Zeer oneens  Zeer eens
Het was voor mij belangrijk om het goed te doen in deze taak	Zeer oneens  Zeer eens
Ik deed erg mijn best om deze opdracht goed te doen.	Zeer oneens  Zeer eens
Ik stak er niet veel energie in.	Zeer oneens  Zeer eens
Cluster 4: Druk / spanning	
Ik voelde druk tijdens deze opdracht.	Zeer oneens  Zeer eens
Ik voelde mij zeer gespannen terwijl ik met deze opdracht bezig was.	Zeer oneens  Zeer eens
Ik voelde mij bezorgd toen ik met deze taak bezig was.	Zeer oneens  Zeer eens
Ik was erg ontspannen tijdens deze opdracht.	Zeer oneens  Zeer eens

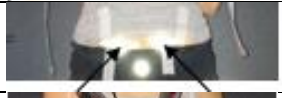
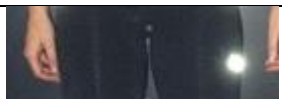
Bijlage 1.2: Seniam protocol

Spier	Plaatsing	Illustratie
m. vastus medialis Rechts: #1 Links: #9	Op 80% van de lijn tussen de anterior spina iliaca superior en de gewrichtsspleet van het mediale ligament.	
m. rectus femoris Rechts: #2 Links: #10	Op 50% op de lijn van de spina iliaca anterior superior naar het hoogste deel van de patella	
m. biceps femoris Rechts: #3 Links: #11	Op 50% van de lijn tussen tuberositas ischiadicum en de laterale epicondyl van de tibia.	
m. semitendinosus Rechts: #4 Links: #12	Op 50% van de lijn tussen de tuberositas ischiadicum en de mediale epicondyl van de tibia.	
m. tibialis anterior Rechts: #5 Links: #13	Op 1/3 van de lijn tussen de top van de fibula en de mediale malleolus.	

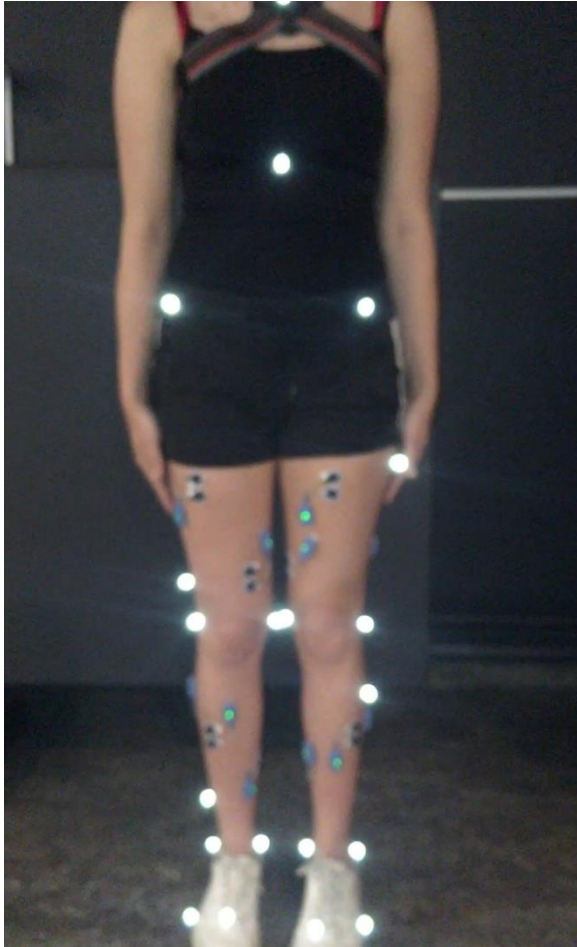
m. gastrocnemius medialis Rechts: #6 Links: #14	Op het meest prominente deel van de mediale spierbuik.	
m. gastrocnemius lateralis Rechts: #7 Links: #15	Op 1/3 van de lijn tussen de kop van de fibula en de hiel.	
m. soleus Rechts: #8 Links: #16	Op 2/3 van de lijn tussen epicondylus medialis femoris naar de mediale malleolus.	

Bijlage 1.3: Vicon markers

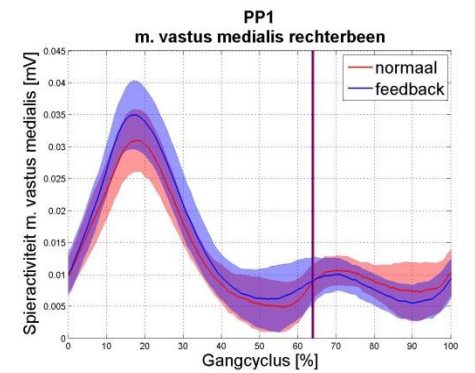
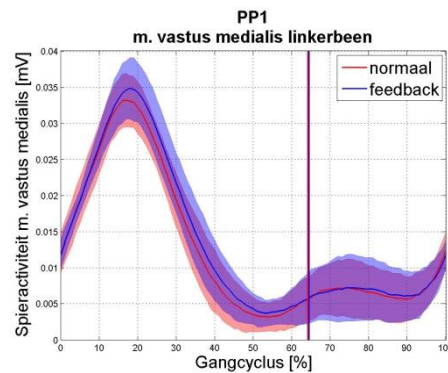
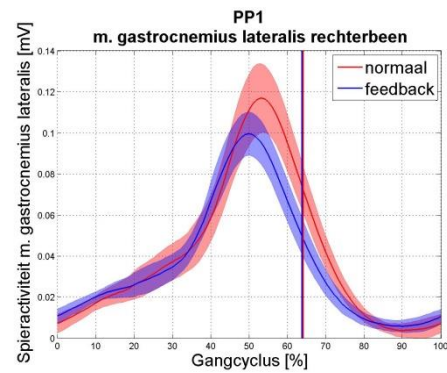
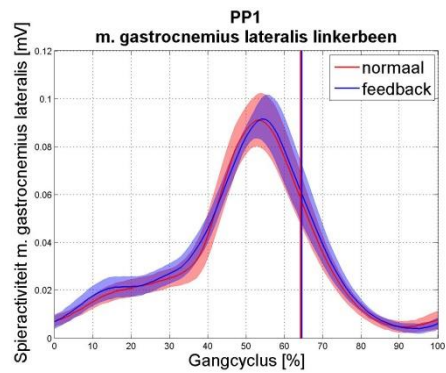
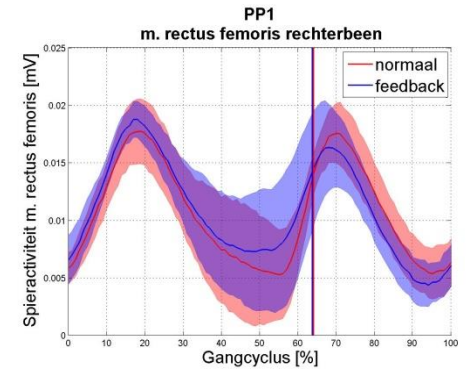
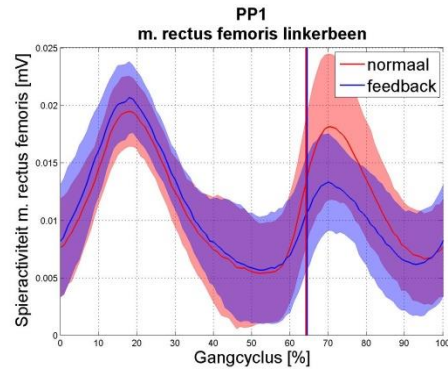
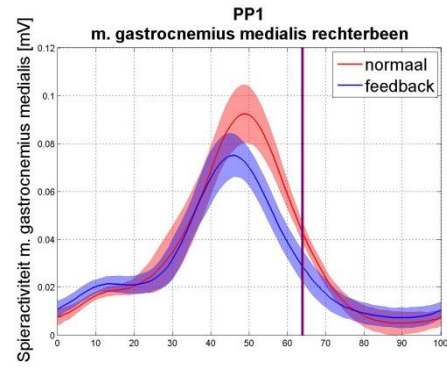
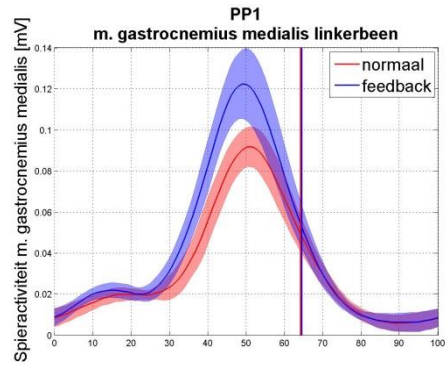
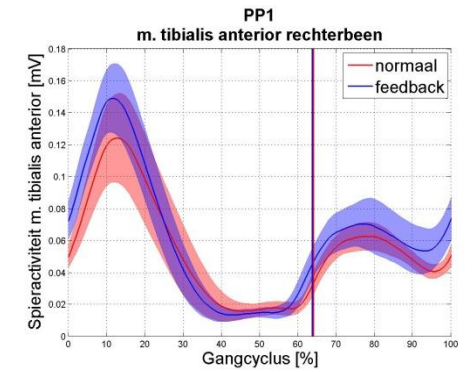
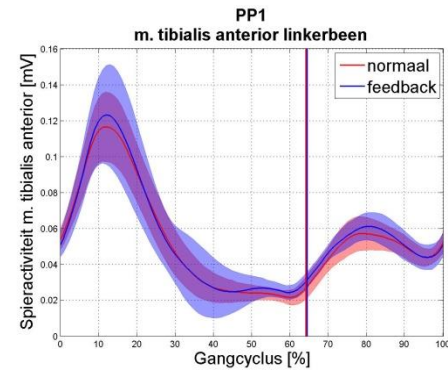
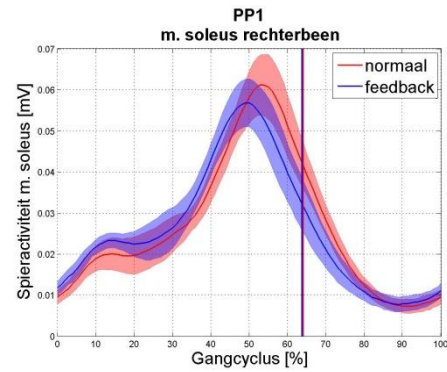
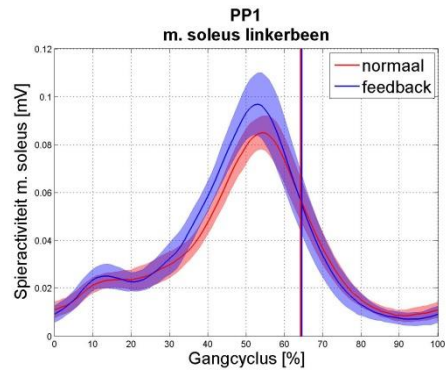
Handleiding plakken 26 anatomische VICON markers voor GRAIL:

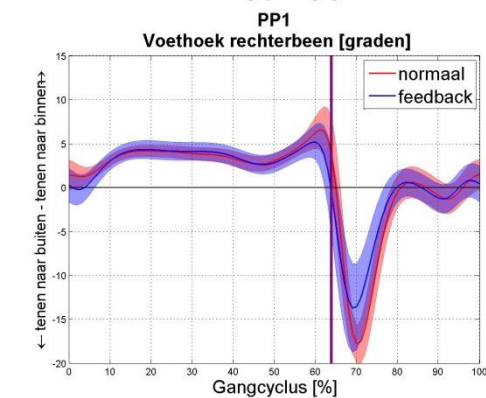
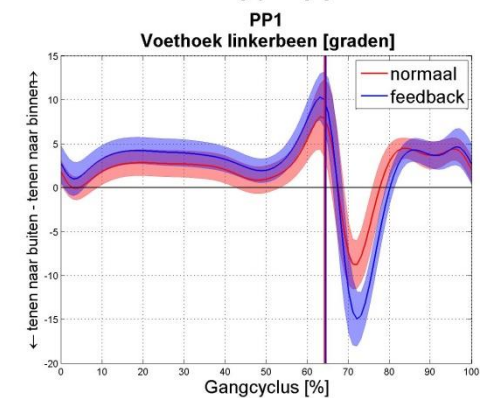
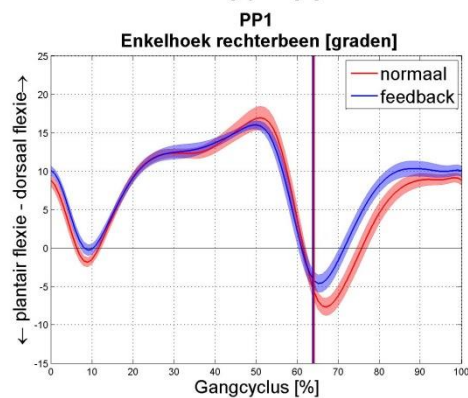
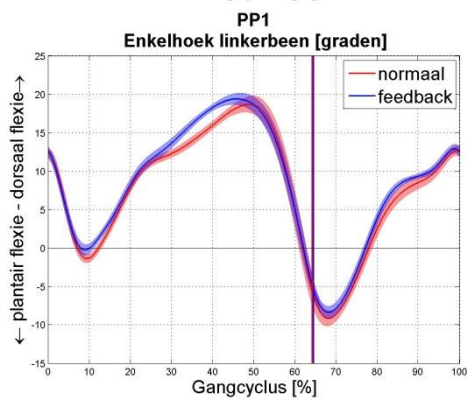
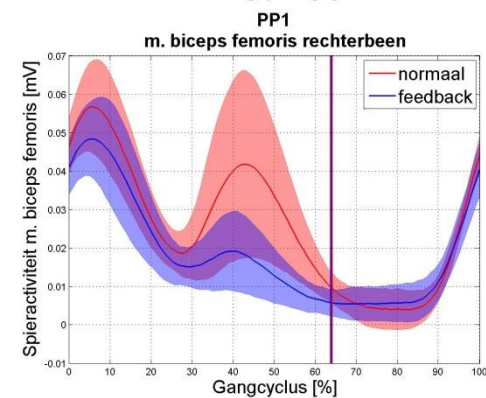
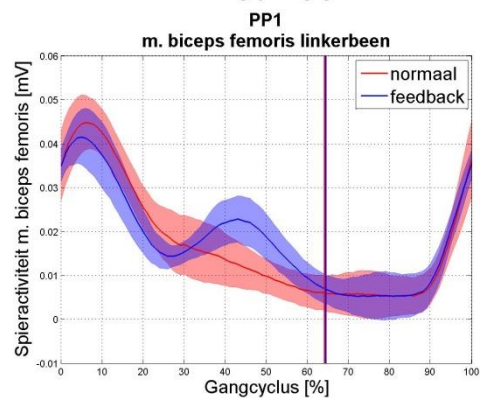
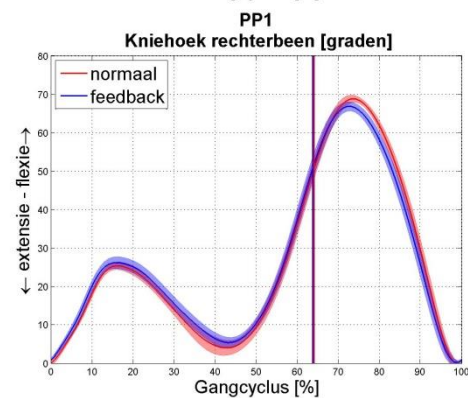
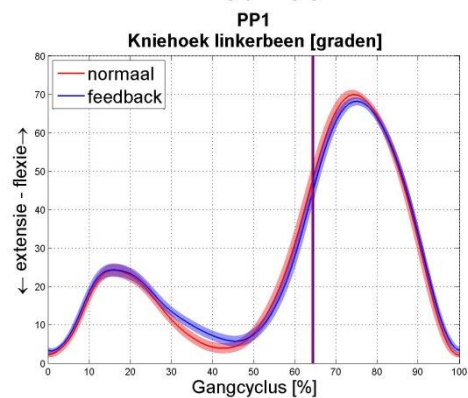
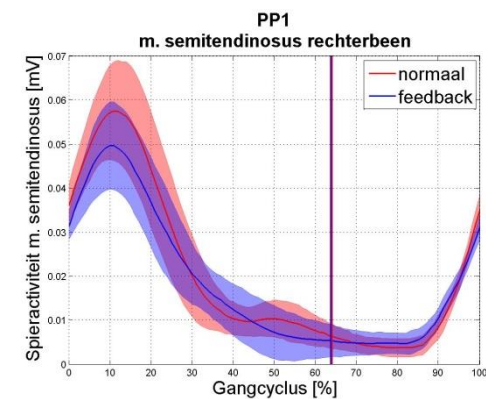
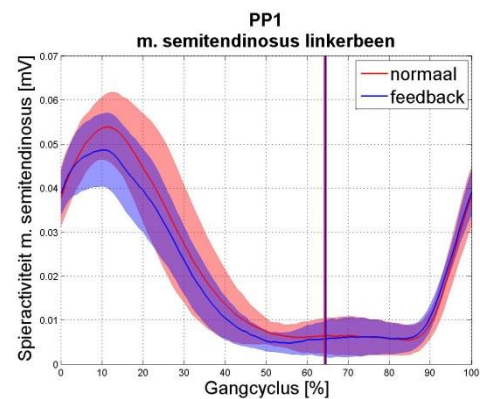
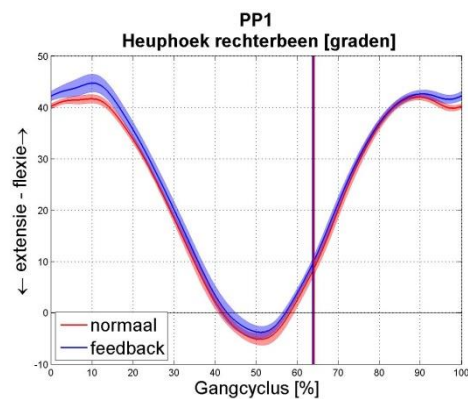
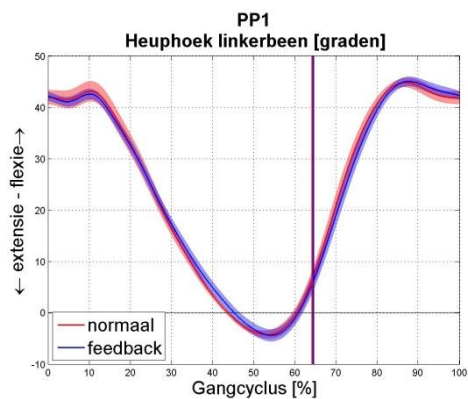
Segment	Afk.	Anatomisch punt	Toelichting	Illustratie
Pelvis (4)	RASIS	SIAS rechts	Meest pronocerende deel. Het liefst direct op de huid	
	LASIS	SIAS links		
	RPSIS	SIPS rechts	Kuiltje of meest pronocerende deel.	
	LPSIS	SIPS links		
Thorax (4)	T10	Proc. spinosus Th10	Wervelkolom iets lager dan onderkant schouderbladen.	
	XYPH	Proc. xyphoideus	Onderste randje borstbeen	
	STRN / JN	Sternum / incisura jugularis	Midden bovenste randje borstbeen	
	C7	Proc. spinosus C7	Hoofd naar borst brengen, meest pronocerende wervel C7. Controle: hoofd roteren, C7 beweegt mee en Th1 niet.	
Bovenbeen (3*2)	FTHI	Dijbeen	Op het bovenbeen aan de laterale kant. Rechts laag en links hoog.	
	LEK	Epicondylus lateralis	Meest pronocerende deel. Controle door de knie de buigen en beide punten vast te houden.	
	MEK	Epicondylus medialis		
Onderbeen (3*2)	SHA	Onderbeen lateraal	Halverwege het onderbeen aan de laterale kant.	
	LM	Malleolus lateralis	Meest pronocerende deel. Bij voorkeur lage schoenen zodat deze marker op de huid kan.	
	MM	Malleolus medialis	Meest pronocerende deel.	
Voet (3*2)	HEE	Hiel	Zelfde hoogte als caput metatarsale 1 en 5.	
	MT5	Caput metatarsale 5	Lateraal bovenop de voet (dorsaal).	
	MT2	Caput metatarsale 2	Bovenop de voet tweede teenstraal.	

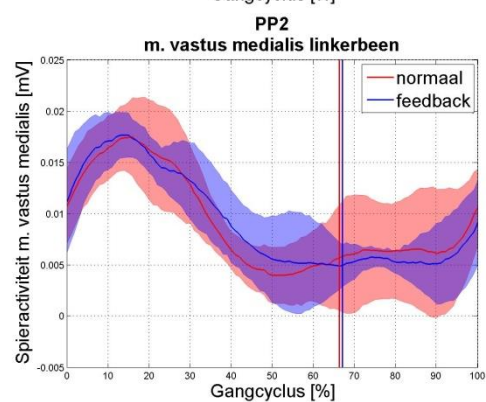
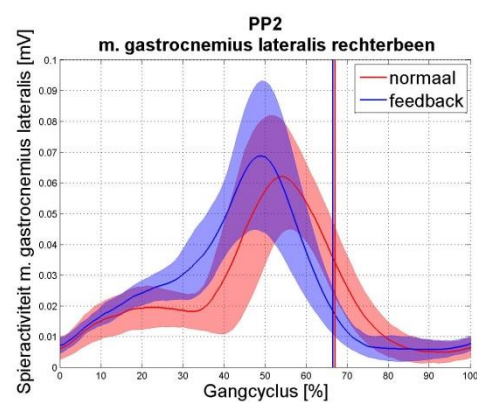
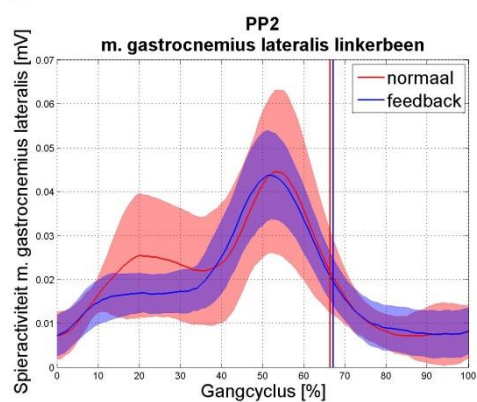
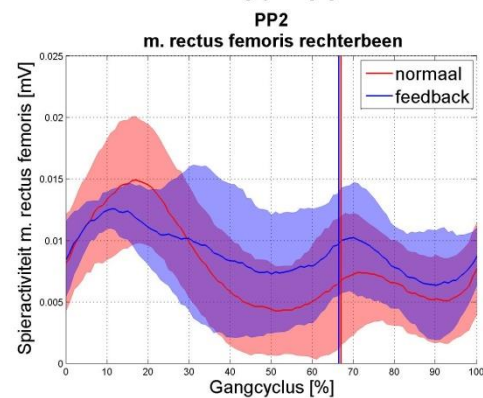
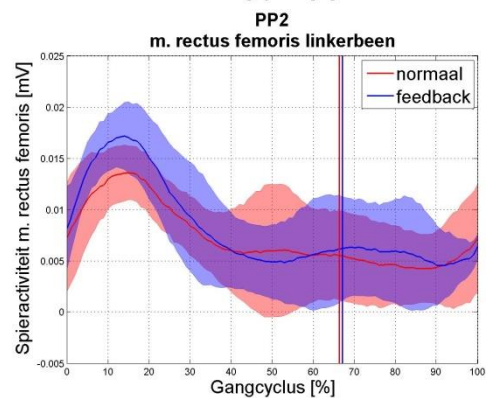
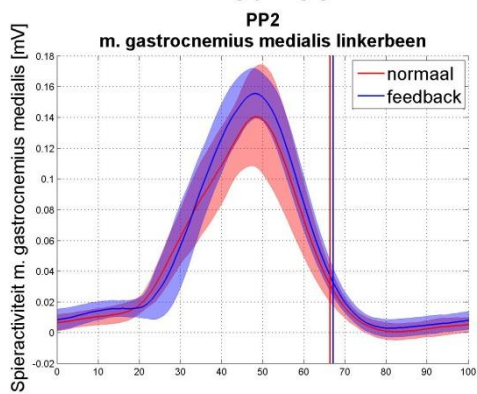
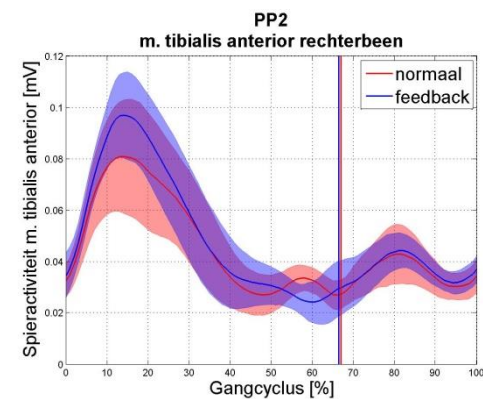
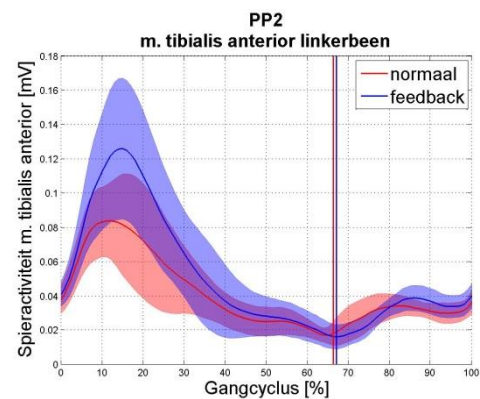
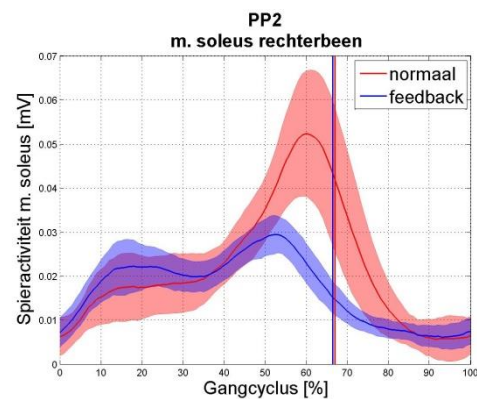
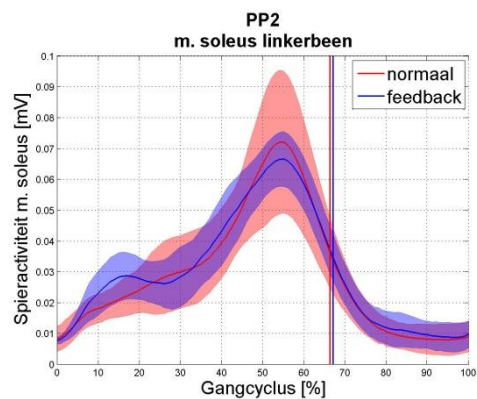
Overzicht 26 anatomische VICON markers voor GRAIL:

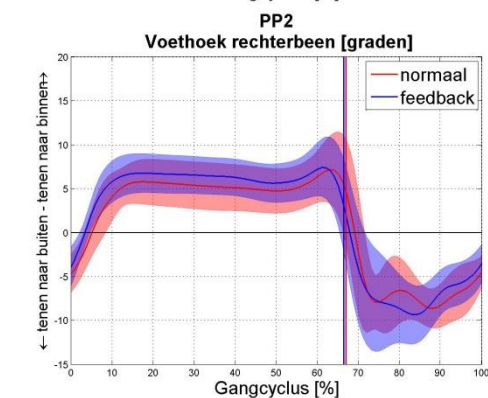
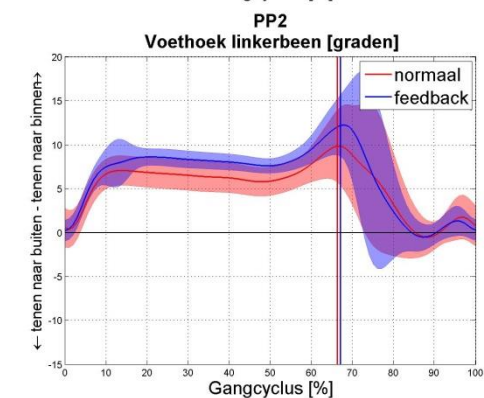
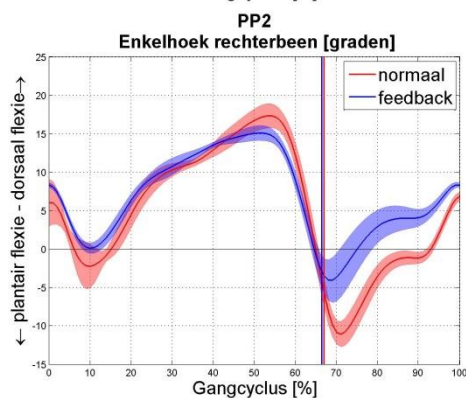
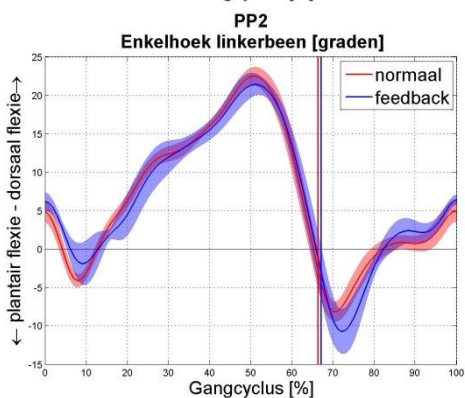
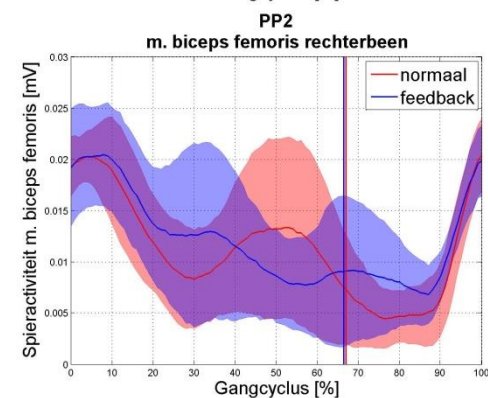
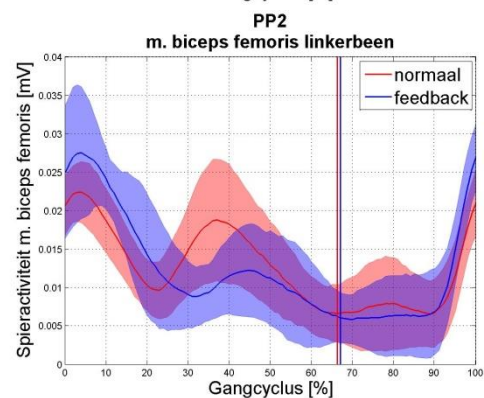
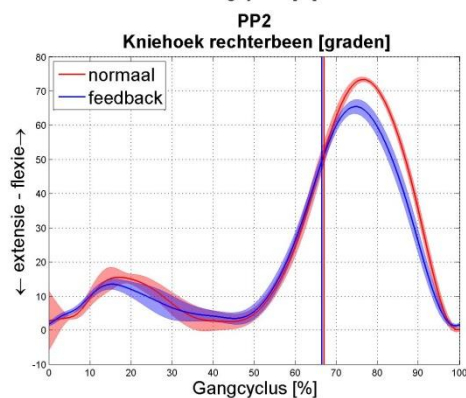
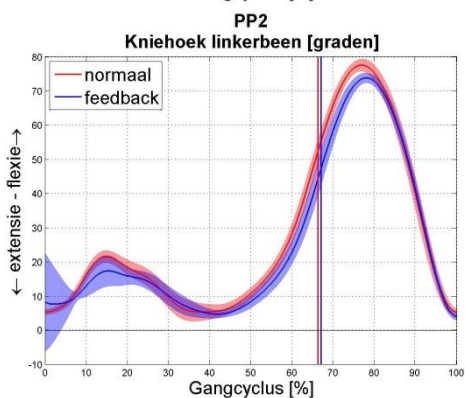
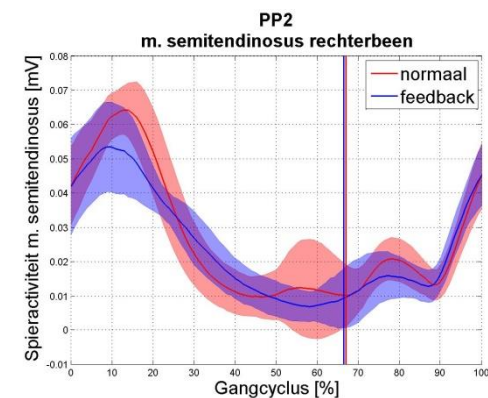
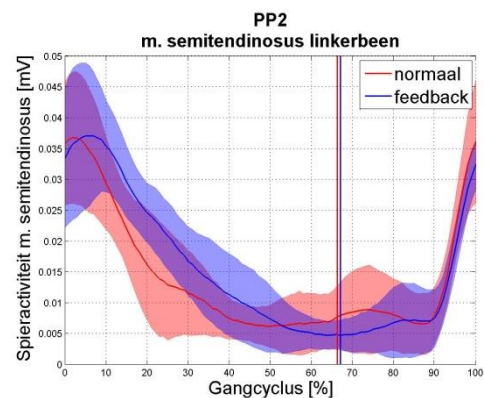
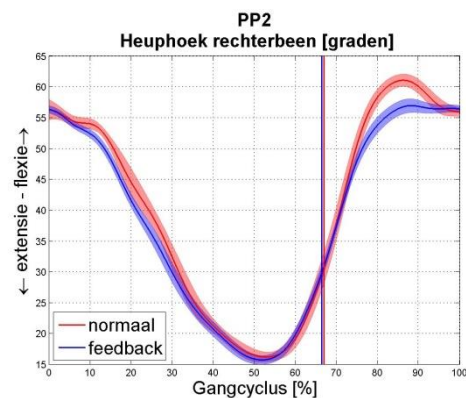
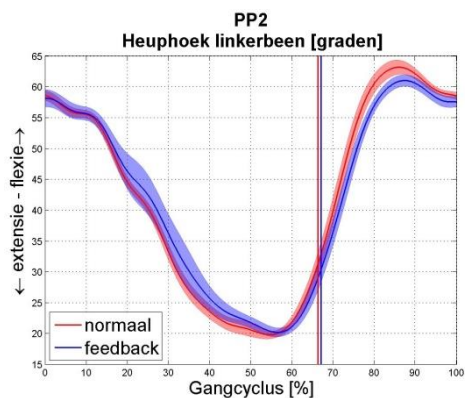


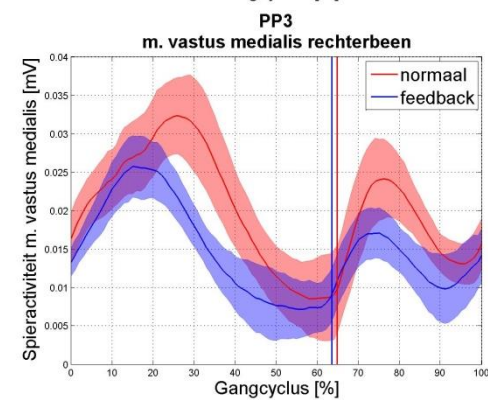
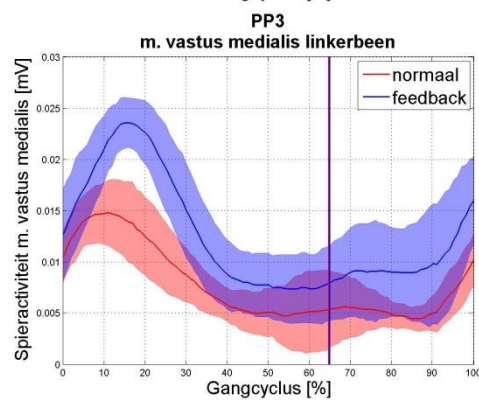
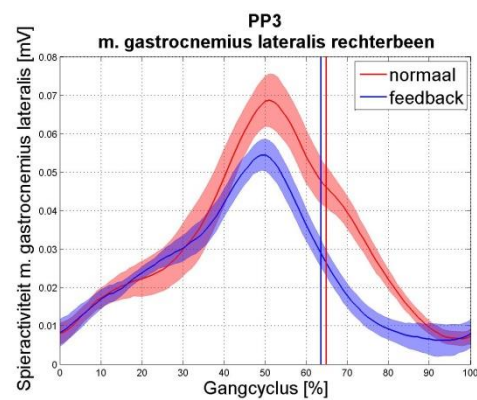
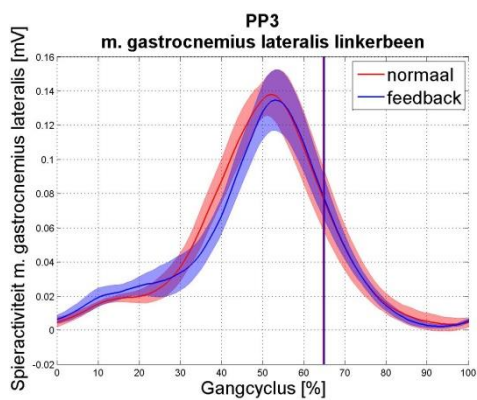
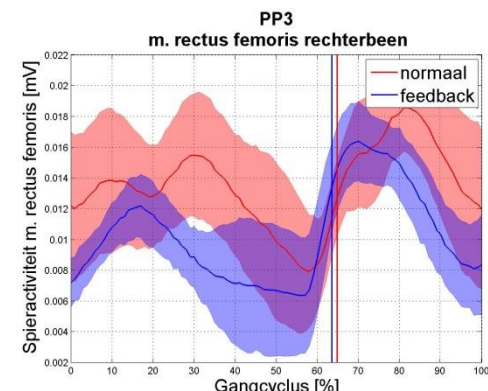
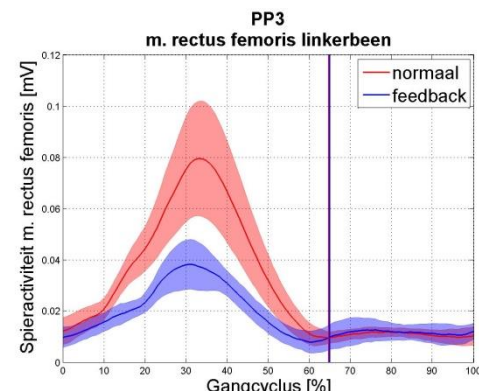
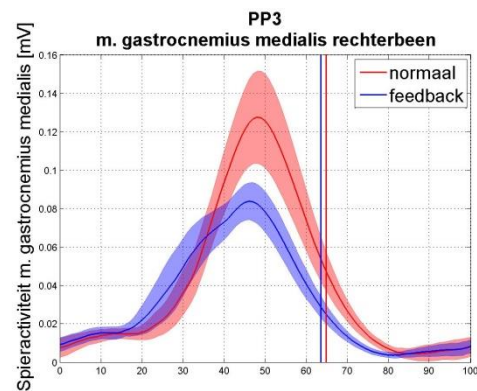
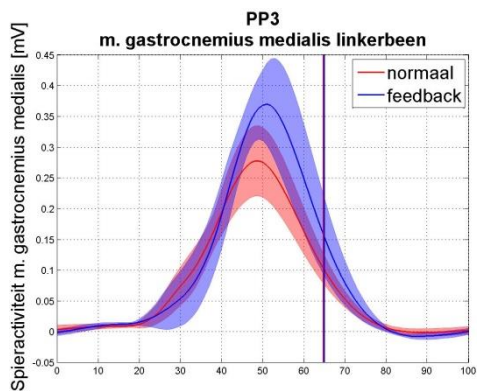
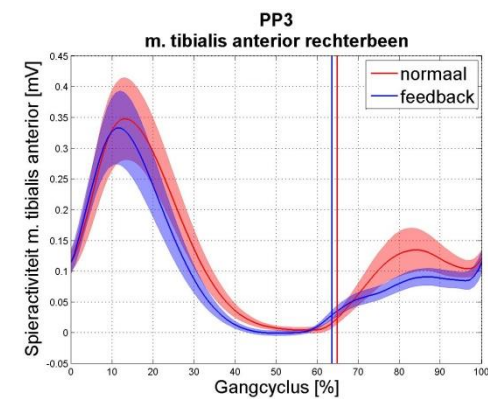
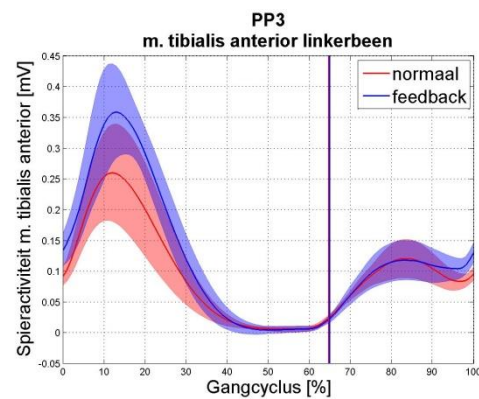
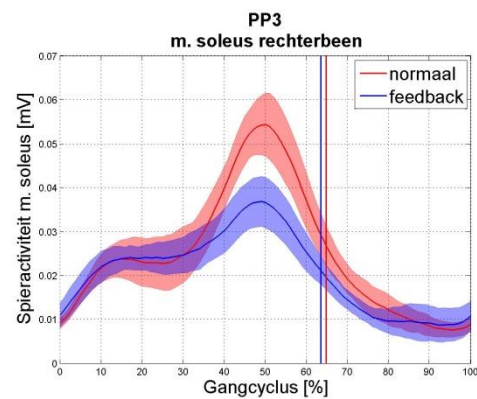
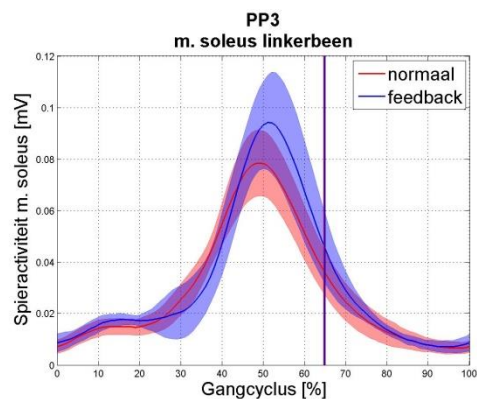
Bijlage 2: Resultaten

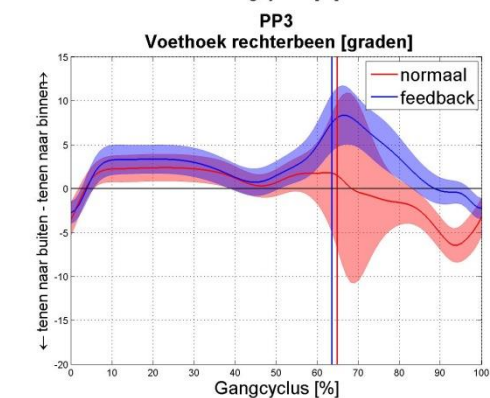
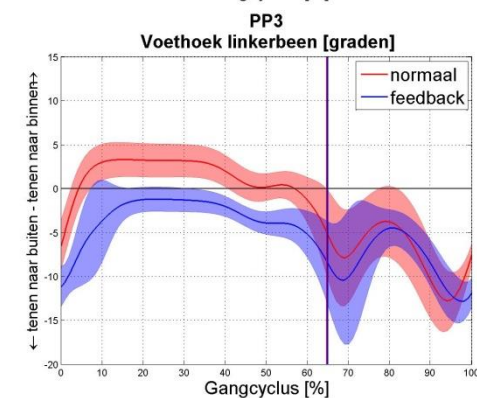
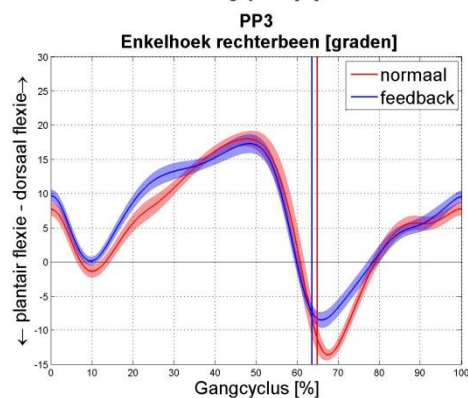
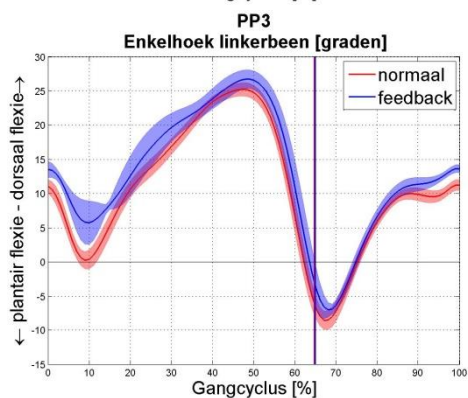
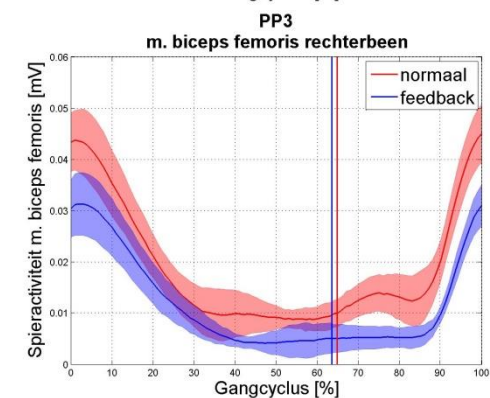
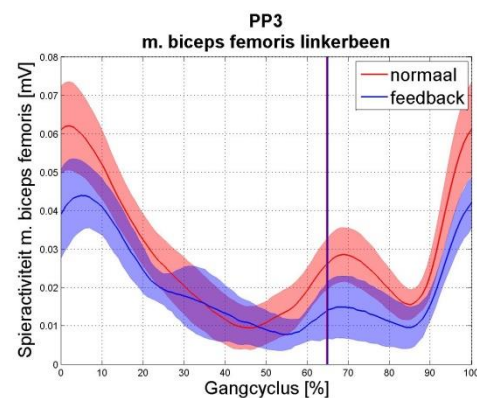
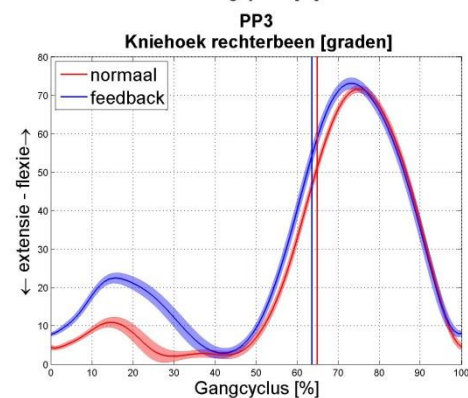
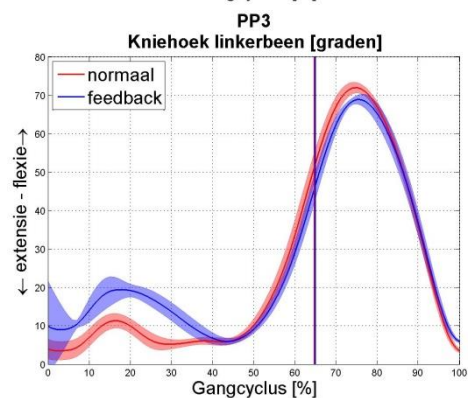
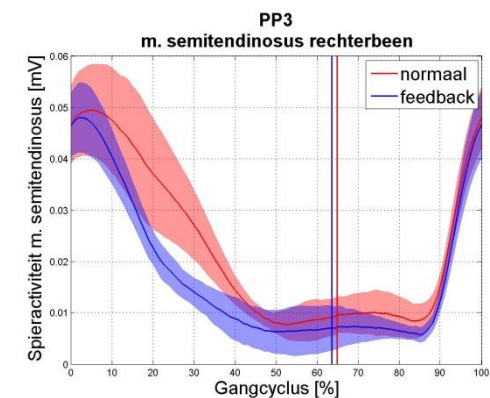
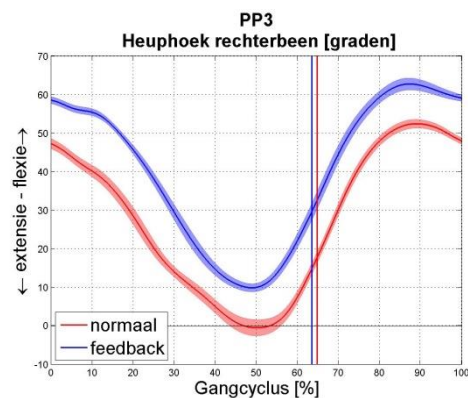
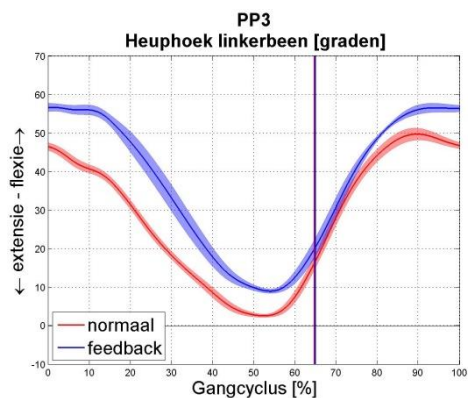


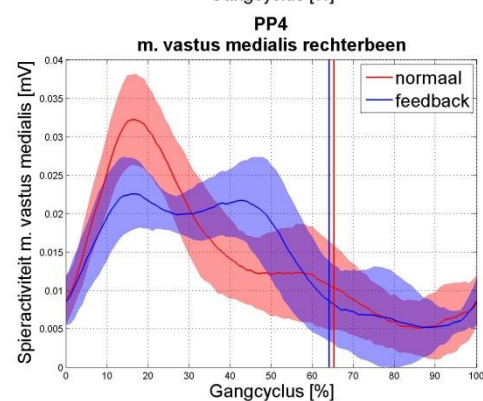
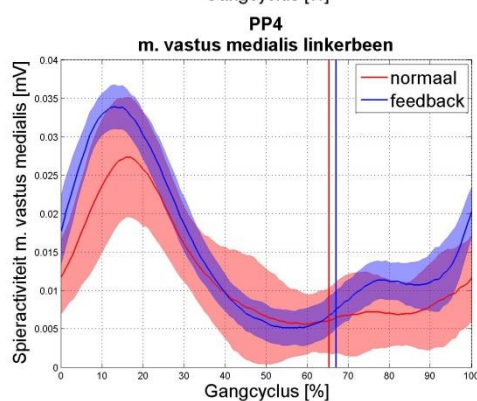
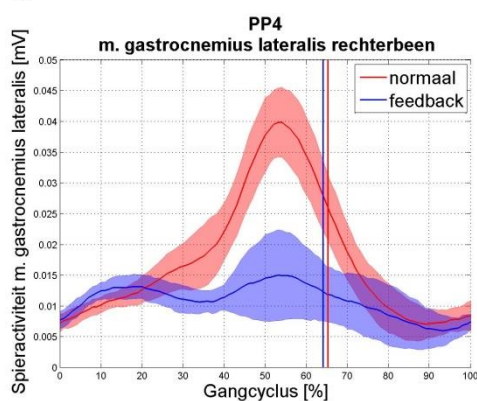
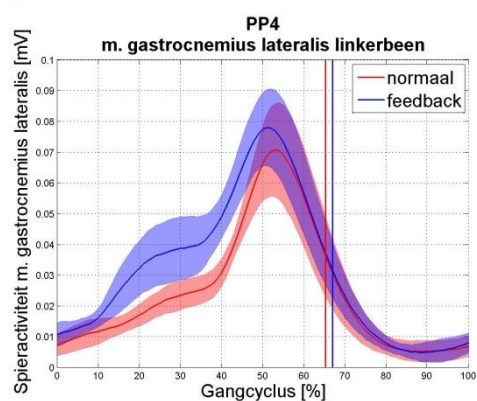
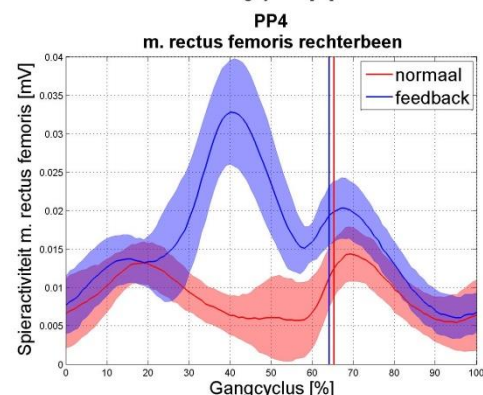
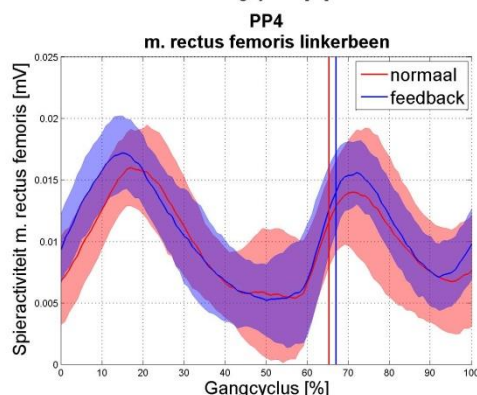
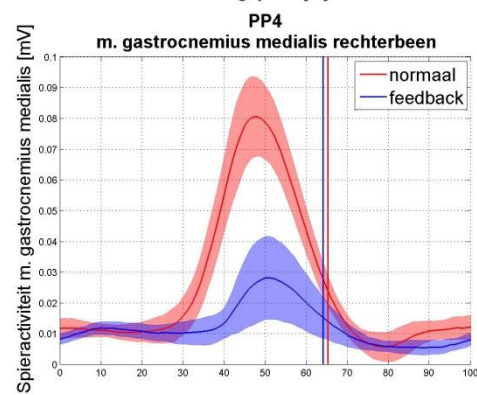
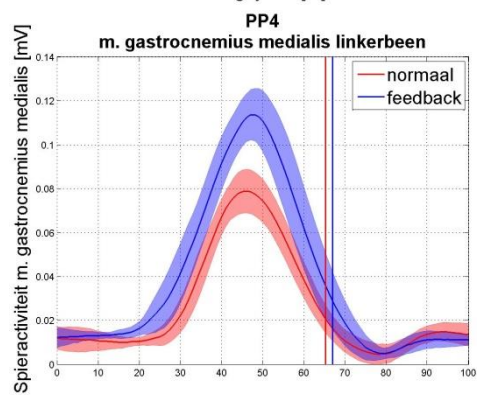
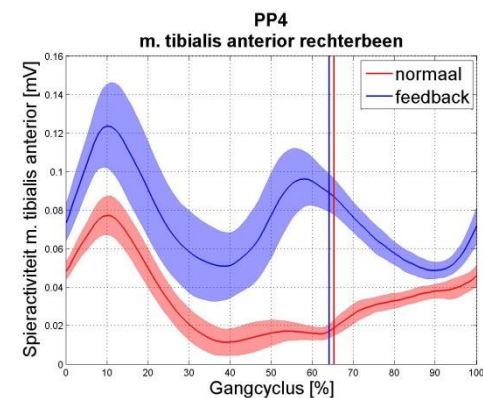
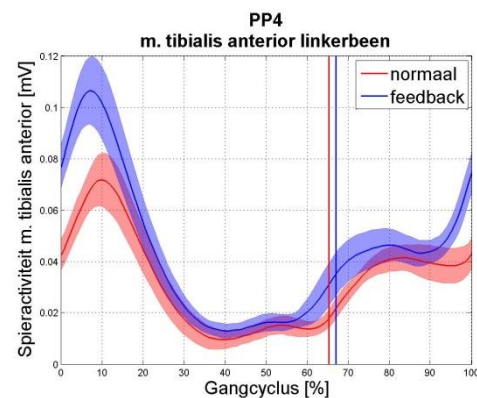
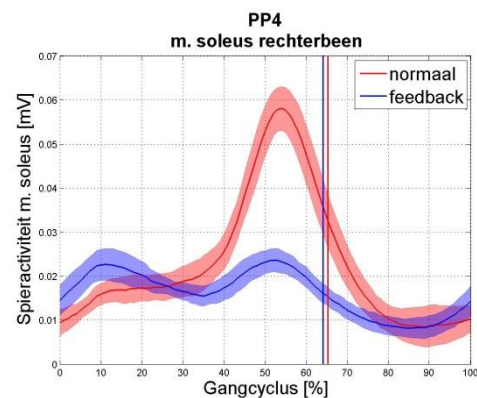
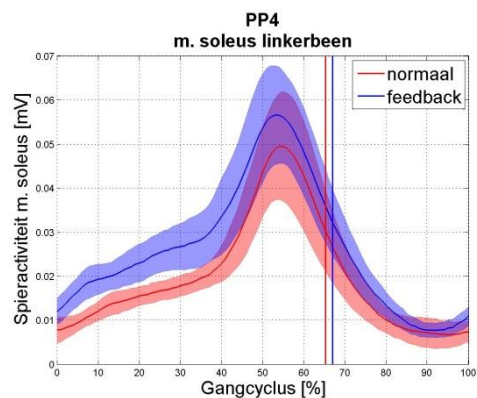


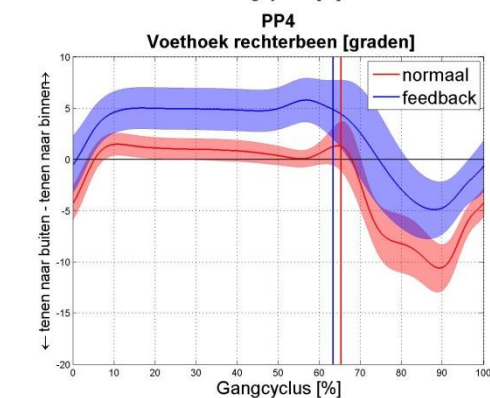
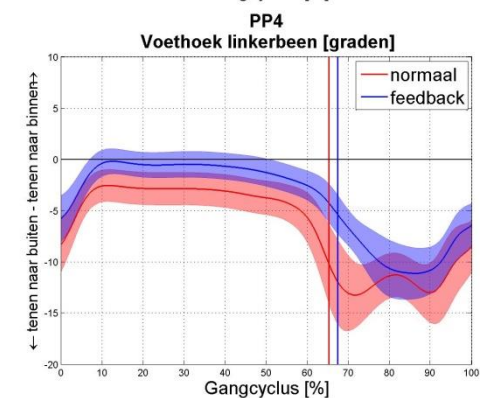
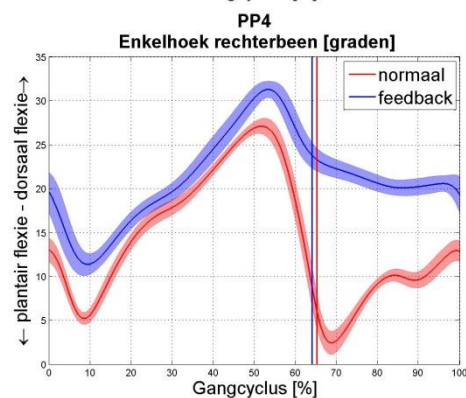
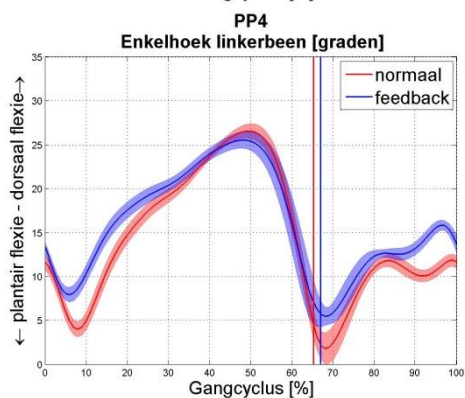
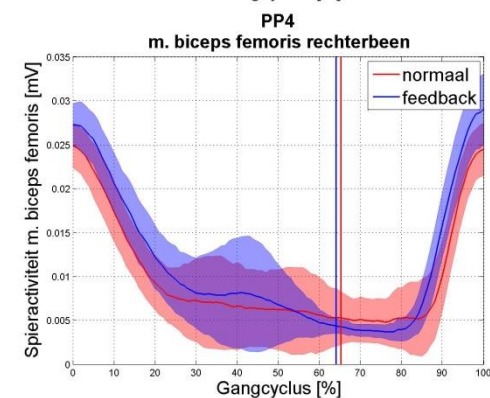
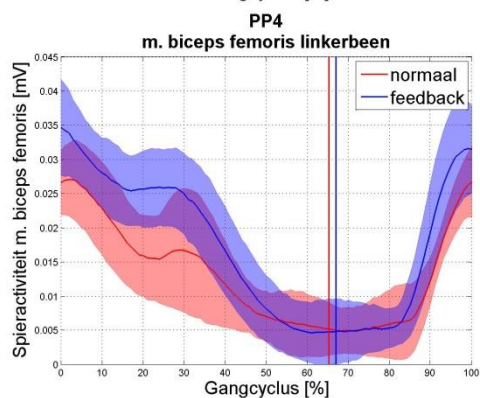
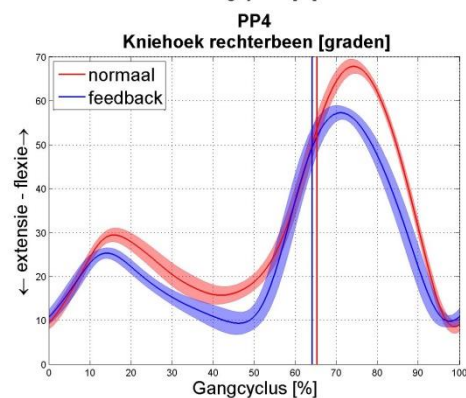
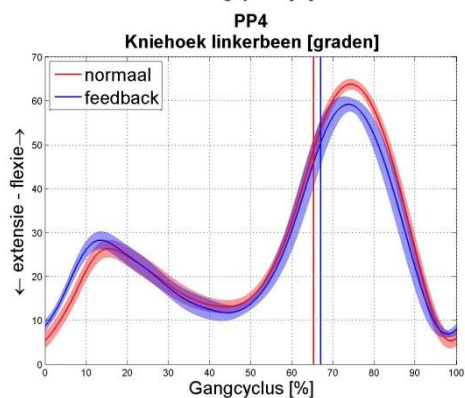
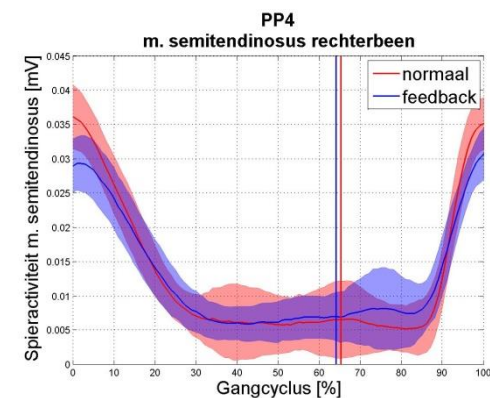
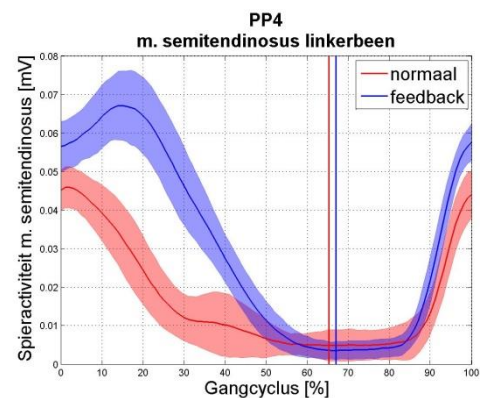
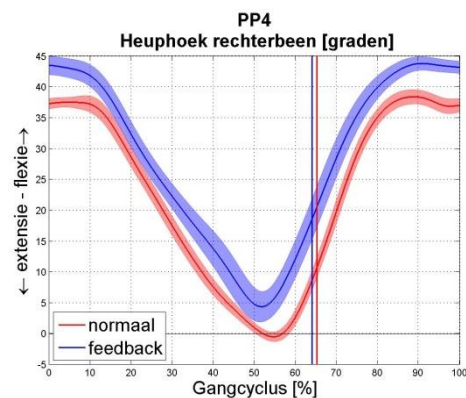
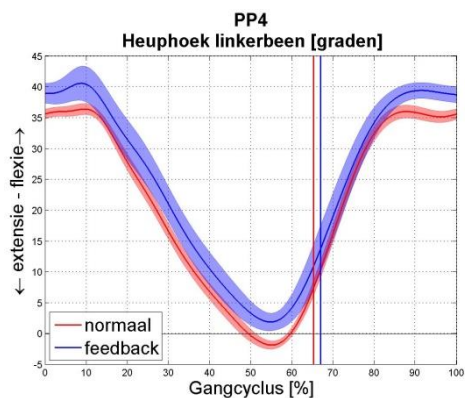


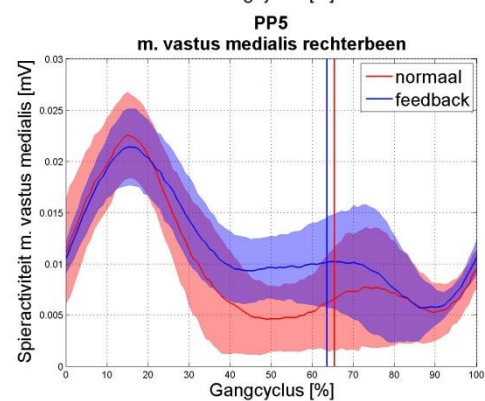
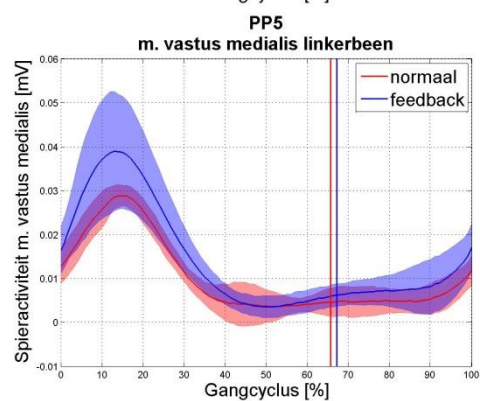
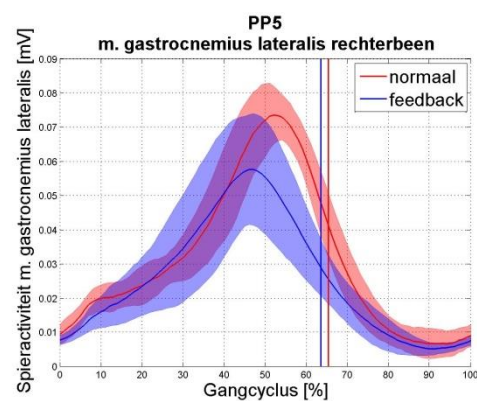
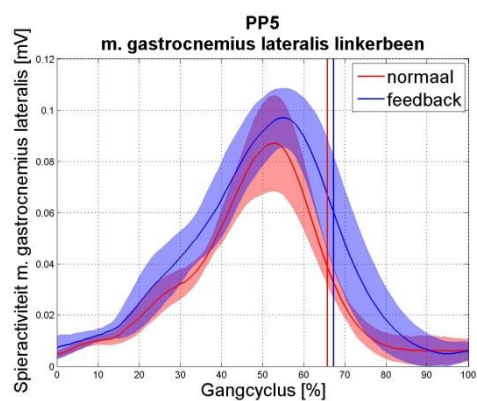
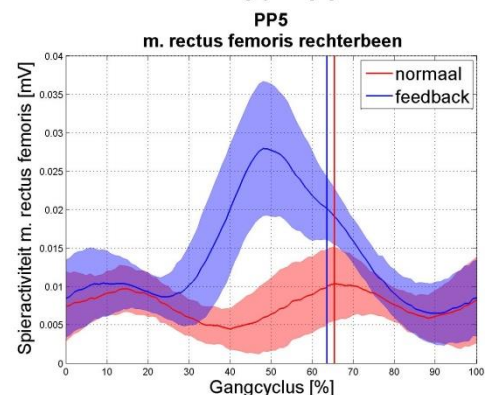
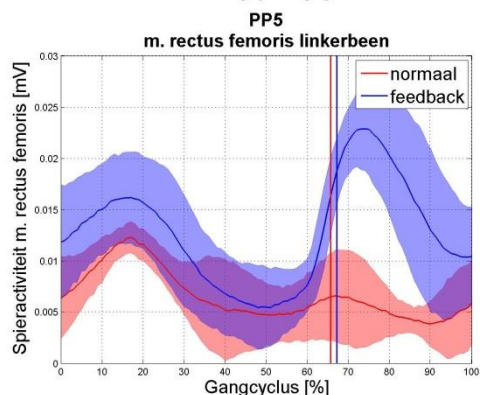
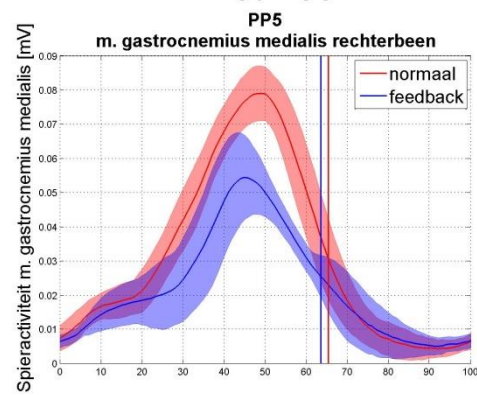
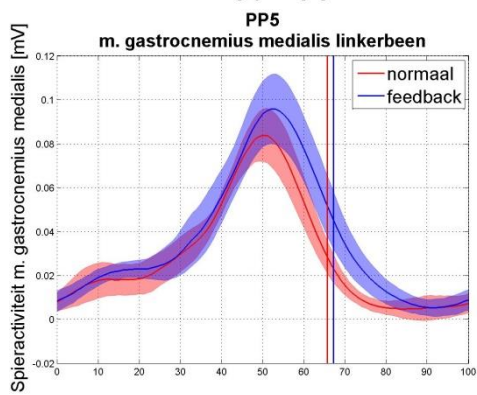
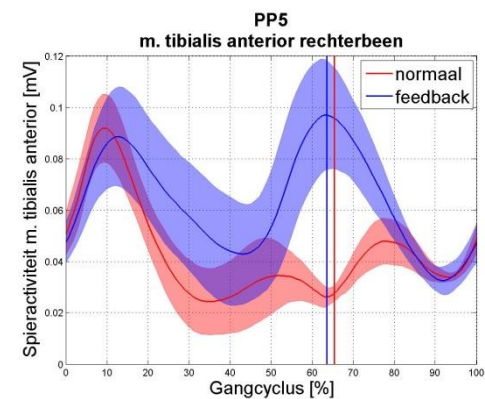
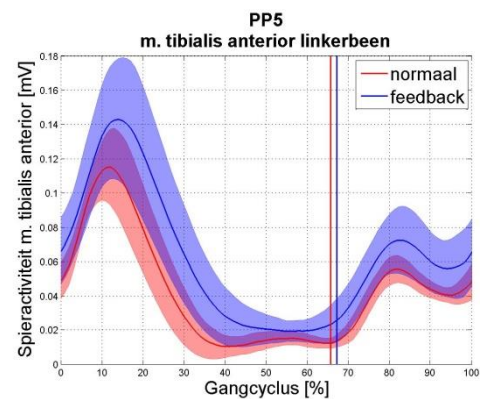
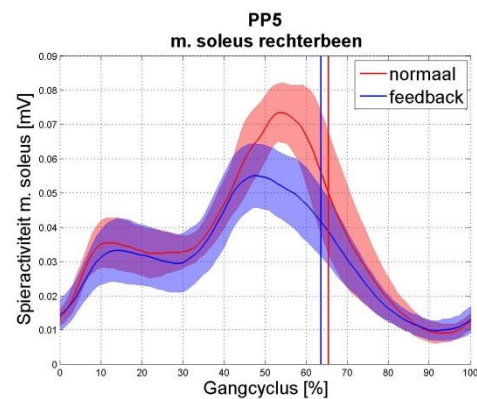
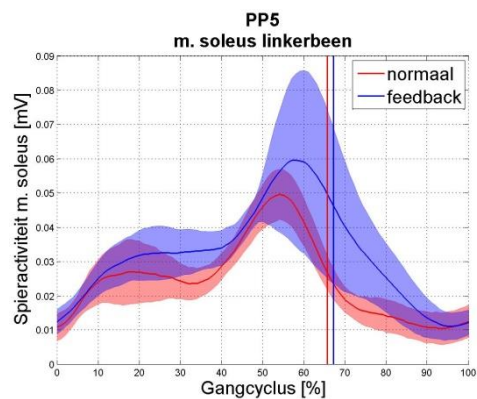


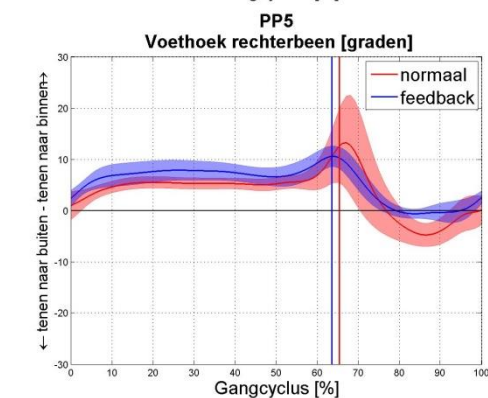
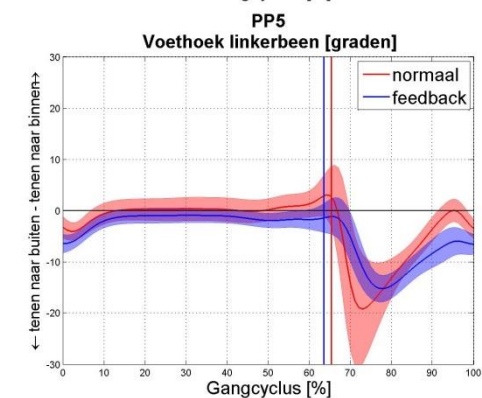
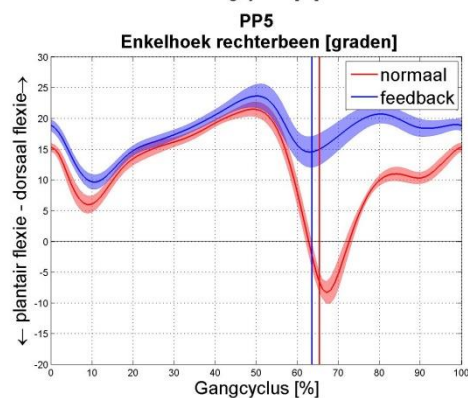
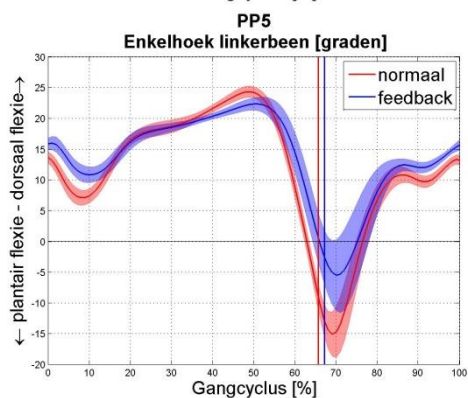
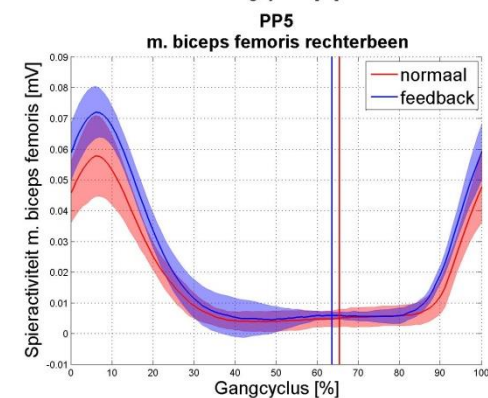
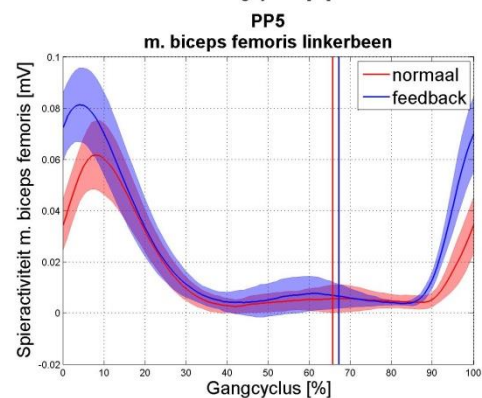
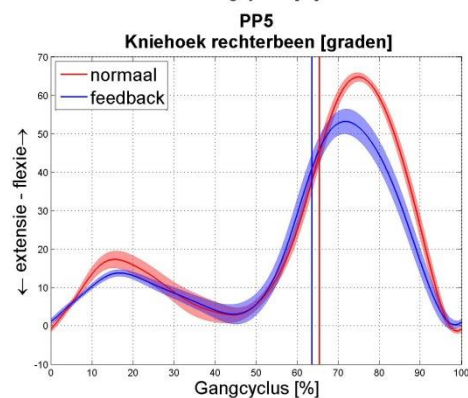
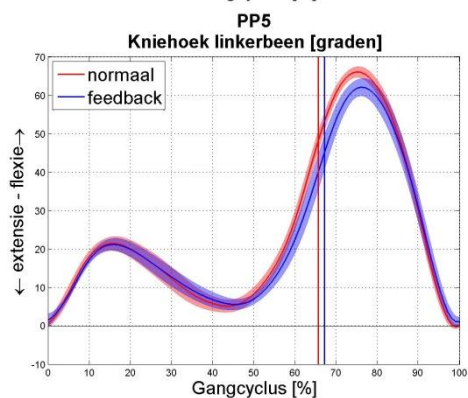
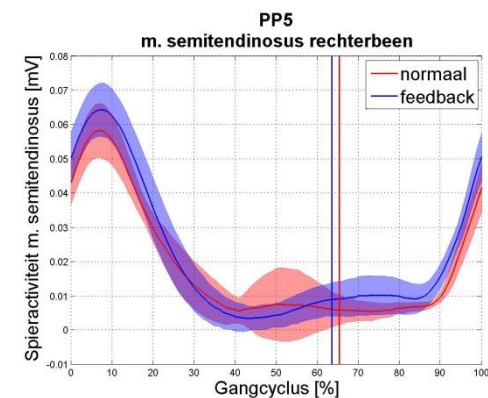
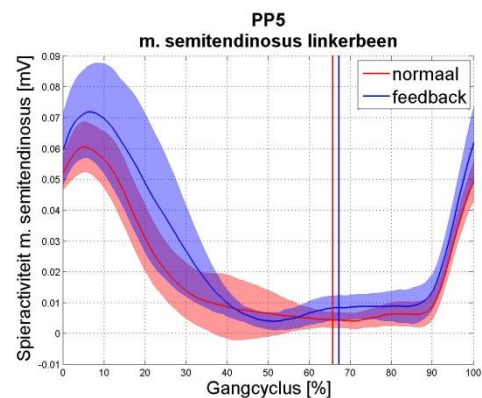
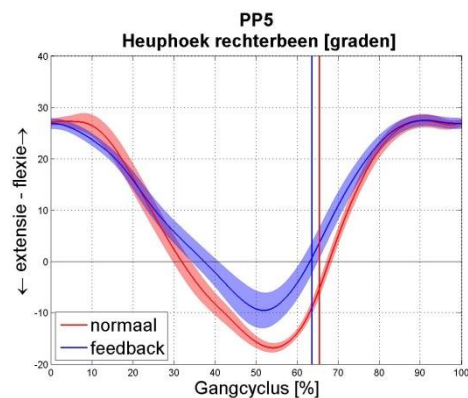
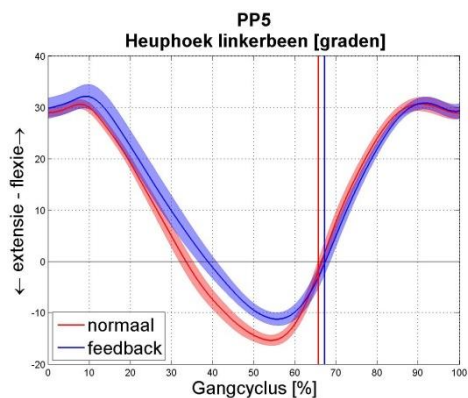












Projectplan: Het beïnvloeden van het looppatroon bij kinderen met cerebrale parese

Naam: Lisa van de Wiel

Studentnummer: 14104938

E-mail: L.M.vandeWiel@student.hhs.nl

Studievoortgang

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

Minor orthopedie: afgerond (15 punten)

Stage II: nov 2017– feb 2018

Totaal behaalde vrije studiepunten: 27

Openstaande toetsen: geen

Datum: 16 februari 2018

3.1 Onderwerp

Titel: Het beïnvloeden van het looppatroon bij kinderen met cerebrale parese

Werkveld: Revalidatie

Beroepsrol: Analist/ onderzoeker

Extern project

Opdrachtgever: VU University Medical Center

Contactpersoon: Eline Flux (h.flux@vumc.nl)

3.2 Inleiding

Aanleiding

Cerebrale parese (CP) is een veelvoorkomende motorische stoornis bij 2 op de 1000 geboren in Europa, waarbij 85% van de kinderen met CP spasticiteit ervaart (Johnson, 2002). Spasticiteit is de verhoogde spanning in spieren onder invloed van rek. De spasticiteit is ook wel een overmatige rekreflex. (van den Noort et al., 2017)

Het behandelen van de spasticiteit met medicijnen heeft nadelen. Baclofen is een veelgebruikt medicijn tegen spasticiteit en kan spierspasmen verminderen. Echter langdurig gebruik van baclofen kan spierzwakte vergroten (Thomas, Hager-Ross, & Klein, 2010). Soortgelijke problemen zijn gevonden bij botox, dat lokaal de spasticiteit vermindert maar daarmee wel de spierkracht verlaagt. Bovendien kunnen deze geneesmiddelen zorgen voor een toename van de prikkelbaarheid (D'Amico et al., 2014).

Met trainingsprogramma's kan de reflex activiteit, en daarmee de spasticiteit, verlaagd worden zonder de nadelen zoals bij de geneesmiddelen. Dit is succesvol gebleken bij apen (Wolpaw et al., 1983), ratten (Chen & Wolpaw, 1995), gezonde mensen (Makihara et al., 2014) en mensen met ruggengraat letsel (Thompson et al., 2013).

In het onderzoek van Thompson et al (2013) is gekeken of het mogelijk is door operante conditionering van een reflex de bewegingsvrijheid van een patiënt met ruggengraatletsel te verbeteren. Er werd een stimulus gegeven om de reflex uit te lokken. Aan de proefpersoon werd

gevraagd om de reflex te verminderen en met directe visuele feedback werd aangegeven of de reflex kleiner was dan de kritische waarde die van tevoren was bepaald. Dit onderzoek heeft aangetoond dat het voor mensen mogelijk is om een reflex te verminderen door operante conditionering. (Thompson et al., 2013)

De plantairflexoren van kinderen met cerebrale parese coactiveren en overheersen de activiteit van de m. tibialis anterior tijdens de zwaai fase. Hierdoor wordt het eerste grondcontact tijdens het gaan gemaakt met de teen in plaats van met de hiel. Deze kinderen hebben een hyperactiviteit van de m. triceps surae tijdens de vroege standfase van het gaan. Bij het verminderen van de reflex zijn de kinderen wel in staat op de hiel te landen, waardoor het spieractivatiepatroon steeds meer gaat lijken op dat van gezonde kinderen. (Colborne et al., 1994)

Probleemstelling

In het onderzoek van Eline Flux wordt bekeken of de spasticiteit van kinderen met cerebrale parese beïnvloedt kan worden door feedback op het spieractivatiepatroon. Dit onderzoek heeft nog geen resultaten. In dit afstudeerproject wordt specifiek bekeken of de spieractiviteit van de m. soleus aan te passen is door feedback op het spieractivatiepatroon. Het gaat hierbij om een haalbaarheidsstudie. De spieractiviteit van de m. soleus is een van de parameters die kan laten zien of de spasticiteit verminderd.

‘Kunnen kinderen met cerebrale parese de spieractiviteit van de m. soleus tijdens het gaan aanpassen door feedback op het spieractivatiepatroon?’

Doel

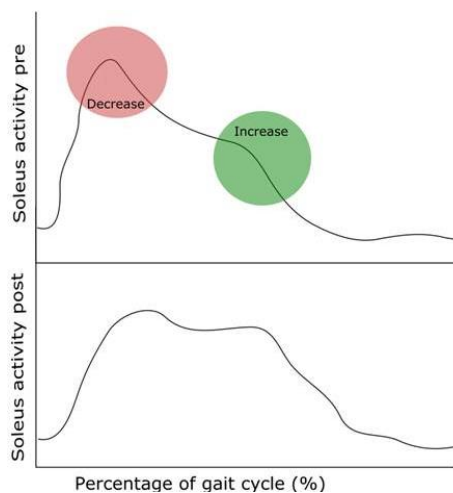
Het doel van het onderzoek is het verminderen van de spasticiteit van kinderen met cerebrale parese door feedback op het spieractivatiepatroon. In dit afstudeerproject zal gekeken worden of het spieractivatiepatroon van de m. soleus te beïnvloeden is met behulp van feedback op het spieractivatiepatroon.

Hypothese

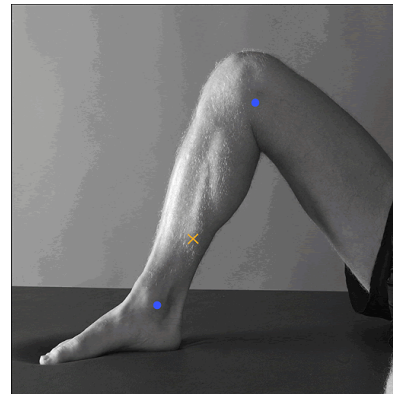
De verwachtingen van het spieractivatiepatroon van de m. soleus voor en na de feedback op het spieractivatiepatroon zijn weergegeven in Figuur 1. Hierbij is de bovenste figuur voor de feedback en de onderste figuur na de feedback. Op de y-as is de mate van spieractiviteit weergegeven en de x-as staat voor één schrede van de gangcyclus. De verwachting is dat na de feedback de eerste piek (roze cirkel) van de spieractiviteit zal afnemen en de tweede piek (groene cirkel) zal toenemen. De eerste piek zal afnemen omdat de feedback ervoor zorgt dat de proefpersoon het eerste contact met de grond met de hak maakt in plaats van met de teen. De enkel zal dan minder in plantairflexie staan waardoor de m. soleus minder spierspanning zal leveren. De tweede piek zal toenemen omdat met een volledig voetcontact meer plantairflexie ingezet kan worden voor de afzet, omdat het om een haalbaarheidsstudie gaat zijn er geen verwachtingen op de lange termijn. (Colborne et al., 1994)

Onderzoek

Colborne et al (1994) heeft een soort gelijk onderzoek gedaan. Bij de proefpersonen was voor de training al een vrij hoge push-off, en daarmee een beter gangpatroon, aanwezig. In dit onderzoek zijn proefpersonen geïncludeerd met hyperactiviteit van de m. triceps surae maar is geen inclusie gesteld voor de mate van cerebrale parese. Daarom is het interessant om proefpersonen te includeren die meer aangedaan zijn dan bij dit onderzoek. Ook is het in dit onderzoek onbekend of veranderingen in het EMG-patroon toe te wijzen zijn aan verschillen in co-contractie, verhoogde loopsnelheid of een afname in rekreflexactiviteit. Bovendien zijn er nieuwe inzichten in motorisch leren ontwikkeld sinds de studie, die de resultaten kunnen verbeteren.



Figuur 1: Verwachting spieractiviteit m. soleus voor en na de feedback op het spieractivatiepatroon.



Figuur 2: Marker plaatsing m. soleus volgens het SENIAM protocol.

3.3 Methode

De proefpersonen zijn kinderen met cerebrale parese met een hyperactiviteit van de m. soleus tijdens de vroege standfase van het gaan. De proefpersonen worden geïncludeerd bij een level I-II van het gross motor function classification system (Palisano et al., 1997). Er worden 10 proefpersonen gemeten in dit onderzoek, omdat het om een haalbaarheidsstudie gaat en er geen cijfers beschikbaar zijn voor een poweranalyse.

De huid wordt voorbereid op de EMG plakkers door de plaats waar de plakkers komen te scheren en schoon te maken met alcohol. De EMG elektroden worden volgens het SENIAM protocol op de m. soleus geplaatst (Figuur 2). Met de spieractiviteit van de m. soleus wordt de onderzoeksvraag beantwoordt.

De proefpersoon zal in het virtual reality laboratorium gaan op de lopende band waarbij de spieractiviteit van de m. soleus wordt gemeten. De proefpersoon zal eerst met een comfortabele loopsnelheid zonder feedback gaan op de lopende band. Deze meting bestaat uit minimaal 10 schreden. In het virtual reality laboratorium is het mogelijk direct feedback te geven op het gangpatroon. Na een rustperiode van minimaal 5 minuten zal de proefpersoon nog een keer gaan op de lopende band gaan maar nu wordt er real-time feedback gegeven op het spieractivatiepatroon van de proefpersoon. Hierbij worden ook minimaal 10 schreden gemeten en zal er een comfortabele loopsnelheid aangehouden worden. De feedback bestaat uit een display die weergeeft of er verbetering is en of het doel bereikt wordt (van Gelder et al., 2017). Er is sprake van een verbetering als de eerste piek van de spieractiviteit uit Figuur 1 afneemt en de tweede piek toeneemt. Het sagittale aanzicht wordt gefilmd om het *heel contact* en de *toe off* te kunnen achterhalen.

De EMG data wordt ingeladen in Matlab en genormaliseerd naar één schrede. Hiervoor worden de *heel contact* en de *toe off* uit de video beelden gehaald. De gemiddelde grafiek van alle schreden wordt bepaald en de bijbehorende SD-waarde wordt weergegeven in de grafiek. Deze grafieken van voor en na training kunnen zo in een grafiek geplot worden en zo met elkaar vergeleken worden. Er wordt dan bekeken of de pieken in het spieractivatiepatroon verlaagd zijn na feedback.

Met de T toets bij afhankelijke steekproeven wordt bepaald of er een significant verschil is tussen het spieractivatiepatroon van de m. soleus voor en na training. Hierbij wordt specifiek gekeken naar de twee pieken in het spieractivatiepatroon.

3.4 Voorlopige literatuurlijst

- Chen, X. Y., & Wolpaw, J. R. (1995). Operant Conditioning of H-reflex in Freely Moving Rats. *Journal of Neurophysiology*, 73(1), 411–5.
- Colborne, G. R., Wright, F. V., & Naumann, S. (1994). Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(1), 40–45.
- D’Amico, J. M., Condliffe, E. G., Martins, K. J., Bennett, D. J., & Gorassini, M. A. (2014). Recovery of neuronal and network excitability after spinal cord injury and implications for spasticity. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 8, 1–24.
- Makihara, Y., Segal, R. L., Wolpaw, J. R., & Thompson, A. K. (2014). Operant conditioning of the soleus H-reflex does not induce long-term changes in the gastrocnemius H-reflexes and does not disturb normal locomotion in humans. *Journal of Neurophysiology*, 112(6).
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Development Medicine & Child Neurology*, 39(4), 214–23.
- Thomas, C. K., Hager-Ross, C. K., & Klein, C. S. (2010). Effect of baclofen on motor units paralysed by chronic cervical spinal cord injury. *Brain*, 133(1), 117–125.
- Thompson, A. K., Pomerantz, F. R., & Wolpaw, J. R. (2013). Operant Conditioning of a Spinal Reflex Can Improve Locomotion after Spinal Cord Injury in Humans. *Journal of Neuroscience*, 33(6).
- van den Noort, J. C., Bar-On, L., Aertbelien, E., Bonikowski, M., Braendvik, S. M., Brostrom, E. W., & Harlaar, J. (2017). European consensus on the concepts and measurement of the pathophysiological neuromuscular responses to passive muscle stretch. *European Journal of Neurology*, 24(7), 981–38.
- van Gelder, L., Booth, A. T., van de Port, I., Buizer, A. I., Harlaar, J., & van der Krogt, M. M. (2017). Real-time feedback to improve gait in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 52, 76–82.
- Wolpaw, J. R., Kieffer, V. A., Seegal, R. F., Braitman, D. J., & Sanders, M. G. (1983). Adaptive plasticity in the spinal stretch reflex. *Brain Research*, 267(1), 196–200.

3.5 Planning

Maandag 5 maart	Start afstudeerfase
Week 1-2	Inlezen in het project; meetprotocol en bestaande literatuur
Week 3	Uitvoeren en verwerken van een test meting met gezonde proefpersonen
Week 4-10	Uitvoeren van de metingen met patiënten
Week 4-11	Verwerken van de resultaten
Week 12-13	Resultaten en discussie schrijven
Week 14	Conclusie en samenvatting schrijven
Woensdag 13 juni	Inleveren definitief afstudeerwerk

3.6 Persoonlijke leerdoelen (inclusief evaluatie)

Competentie 1: Bewegingsanalyse
Aandachtsgebied / Probleem: Bewegingsregistratie: De bewegingstechnoloog kan met behulp van bewegingsregistratie technieken verschillende parameters op het terrein van bewegingen vastleggen, kwantificeren en analyseren.
Oorzaak: Voor een goede bewegingsanalyse is veel ervaring nodig. Binnen de opleiding is niet alle apparatuur beschikbaar en zijn er niet altijd de mogelijkheden om bewegingsanalyse uit te voeren bij patiënten.
Symptoom: De projecten binnen de opleiding zijn beperkt omdat de opleiding niet over de nieuwste apparatuur beschikt. En omdat de opleiding geen toestemming heeft om metingen uit te voeren bij kinderen of patiënten.
Leerdoelen: Bij het externe afstuderen wil ik ervaring op doen met de nieuwste apparatuur die gebruikt wordt voor bewegingsregistratie, maar ook hoe ik om moet gaan met het meten aan patiënten.
Acties: Tijdens mijn afstuderen in een bewegingslaboratorium zoveel mogelijk metingen bijwonen. Hierbij ga ik proberen zoveel mogelijk over de apparatuur en software te leren, maar ook te leren hoe je het beste om kan gaan met onderzoek bij patiënten/ kinderen. Op deze manier kan ik meer ervaring op doen op het gebied van bewegingsanalyse.
Evaluatie: Het is helaas niet gelukt om metingen uit te voeren bij patiënten. Wel is er ervaring opgedaan met de plaatsing van markers en EMG elektroden bij gezonde proefpersonen. Ook heb ik inzicht gekregen wat er komt kijken bij een patiënt meting door een aantal metingen bij te wonen. Hiermee heb ik kunnen zien hoe er omgegaan wordt met kinderen met cerebrale parese.
Competentie 2: Testen en onderzoeken
Aandachtsgebied / Probleem: De bewegingstechnoloog kan op basis van een probleemstelling een onderzoek opzetten en uitvoeren op bewegingstechnologisch gebied.
Oorzaak: Tijdens de projecten van de opleiding heb ik geleerd om te testen en onderzoeken. Deze onderzoeken zijn meestal herhalingen van eerdere onderzoeken waarbij geen patiënten gemeten kunnen worden.
Symptoom: Het is binnen de opleiding niet (altijd) mogelijk om vernieuwend onderzoek te doen. Ook is het meestal niet mogelijk onderzoek te doen bij patiënten.
Leerdoelen: Door het meewerken aan een vernieuwend onderzoek met patiënten leren hoe het na mijn studie in de werkelijkheid zal gaan.
Acties: Om te beginnen zal ik goed inlezen in het onderzoek zodat ik genoeg voorkennis heb over het onderzoek. Ook zal ik goed inlezen in de patiënten groep zodat ik weet hoe ik hiermee het beste om kan gaan. Vervolgens ga ik met behulp van data analyse mijn bevindingen betreft het onderzoek in een verslag vastleggen.

Evaluatie: Tijdens mijn afstudeerperiode ben ik erachter gekomen wat er komt kijken bij een onderzoek. Het is helaas niet gelukt om op tijd toestemming te krijgen van de medisch ethische commissie om het onderzoek uit te voeren bij patiënten. Hierdoor heb ik mijn onderzoeksvraag aan moeten passen. Wel heb ik geleerd wat het is om een onderzoeksplan op te stellen voor een vernieuwend onderzoek binnen een organisatie.
Competentie 3: ICT
Aandachtsgebied / Probleem: De bewegingstechnoloog kan binnen zijn werkzaamheden de vigerende techniek op het gebied van informatica effectief inzetten.
Oorzaak: Binnen de opleiding zijn een aantal meetsystemen en programma's waarvan gebruikt gemaakt is. In een bewegingslaboratorium zal andere apparatuur en software aanwezig zijn.
Symptoom: Er is kennis over de apparatuur en software die gebruikt wordt binnen de opleiding en tijdens stage, maar bijvoorbeeld niet over de 3D meetapparatuur en software binnen het specifieke bewegingslaboratorium.
Leerdoelen: Het begrijpen en leren omgaan met de software die gebruikt wordt in het lab. Met de nadruk op het verwerken van de data die wordt verkregen met dit meetsysteem.
Acties: Oefenen met de apparatuur om de software te begrijpen tijdens het uitvoeren van de meting. Vervolgens door te kijken hoe de eerdere data verwerkt is dit op dezelfde manier uitvoeren.
Evaluatie: Bij het VUmc wordt gebruik gemaakt van het 3D meetsysteem Vicon. Met dit meetsysteem heb ik tijdens mijn vorige stage ook kennis gemaakt. Tijdens deze stage heb ik mij voornamelijk bezig gehouden met de dataverwerking. Binnen mijn afstudeerperiode heb ik geleerd hoe ik metingen kan uitvoeren met dit systeem. Hierbij heb ik geleerd hoe ik het meetsysteem moet kalibreren en hoe ik een meting kan uitvoeren. Ook heb ik geleerd om een Matlab script te schrijven waarmee de data geanalyseerd wordt.