Het effect van verschillende posities van het klikplaatje onder de fietsschoen op spiergebruik van boven- en onderbeen

Een model- en praktijkstudie

Sport Medisch Adviescentrum Amerongen
juni 2010

L. van Outheusden
G.H. van der Wal
Opleiding Bewegingstechnologie
Haagse Hogeschool

Het effect van verschillende posities van het klikplaatje onder de fietsschoen op spiergebruik van boven- en onderbeen

Een model- en praktijkstudie

Sport Medisch Adviescentrum Amerongen
juni 2010

L. van Outheusden
G.H. van der Wal
Opleiding Bewegingstechnologie
Haagse Hogeschool

Stagebegeleiders
Intern: Dhr. C. Riezebos
Extern: Dhr. B. de Bruin

Voorwoord

Dit rapport is geschreven in opdracht van het sport medisch adviescentrum (SMA) te Amerongen en de Haagse Hogeschool. Het rapport doet verslag van het onderzoek dat is uitgevoerd als zijnde onze afstudeeropdracht. De afstudeerperiode is de laatste fase van de vierjarige HBO-opleiding bewegingstechnologie. De Haagse Hogeschool te Den Haag biedt als enige hogeschool in Nederland de studie bewegingstechnologie aan.

Dit rapport is in de eerste plaats geschreven om geïnteresseerden doelgericht te kunnen informeren over het onderzoek. Daarnaast dient het als onderdeel in de eindbeoordeling van ons afstuderen.

Onze dank gaat uit naar onze begeleiders. Wij danken C. Riezebos voor zijn begeleiding namens de Haagse Hogeschool. B. de Bruin en G. Vroemen danken we voor het aanleveren van het onderzoeksonderwerp en hun begeleiding. Speciale dank gaat uit naar I. Verhaak van TMS International BV voor het beschikbaar stellen van de EMG-meetapparatuur.

Den Haag, juni 2010

Laurens van Outheusden en Harmen van der Wal

Samenvatting

Sinds het jaar 2001 is een fietsschoen van het merk Biomac op de markt. De schoen van Biomac maakt, in tegenstelling tot conventionele fietsschoenen, gebruik van een middenvoetplaatsing op het pedaal. Conventionele fietsschoenen zijn zo gemaakt dat de klikplaatsjes die verbinding maken met de clipless pedalen onder de bal van de voet gepositioneerd zijn. Bij de schoenen van Biomac zitten de klikplaatjes onder het midden van de voet.

Er zijn beweringen gedaan dat de positionering van de klikplaatjes onder de fietsschoenen van Biomac voordelen met zich mee brengt. De luchtweerstand zal verminderen door een lagere zitpositie op de fiets. De kuitmusculatuur zal ontzien worden wat vooral voordelen met zich mee zou brengen voor triatleten. Doordat de kuitmusculatuur tijdens het fietsonderdeel ontzien wordt, kan met relatief 'frisse kuiten' begonnen worden met het looponderdeel. Ook wordt beweerd dat, bij gelijk geleverde arbeid, de geleverde kracht minder wordt doordat de lengte van het traject waarover de kracht kan worden overgebracht verlengd wordt bij de voetpositionering met de Biomac schoenen.

Wetenschappelijk bewijs voor bovenstaande beweringen is nog niet geleverd. Om deze reden is onderzoek naar de effecten van verschillende posities van het klikplaatje onder de fietsschoen op spiergebruik van boven- en onderbeen nodig om inzicht te krijgen in de effecten hiervan.

Het onderzoek bestaat uit een model- en een praktijkstudie. Met behulp van de modelstudie worden gewrichtsstanden, spierlengtes en spierverkortingssnelheden berekend. Op basis van deze gegevens kunnen voorspellingen gedaan worden over het spiergebruik van boven- en onderbeen bij fietsen met voorvoetplaatsing en middenvoetplaatsing. De praktijkstudie bestaat uit elektromyografische (EMG) metingen waarbij de elektrische activiteit van zes beenspieren wordt geregistreerd. Met behulp van de uitkomsten van deze metingen kunnen uitspraken gedaan worden over het spiergebruik bij voorvoetplaatsing en middenvoetplaatsing.

Uit de praktijkstudie blijkt dat de spieractiviteit van de kuitmusculatuur bij middenvoetplaatsing beduidend lager is dan bij voorvoetplaatsing. Naast het activiteitsniveau verschilt ook het moment van activatie van de kuitspieren. Bij de middenvoetplaatsing worden de kuitspieren later geactiveerd in de trapcyclus dan bij de voorvoetplaatsing. Het verschil in gemeten EMG-signaal tussen voor- en middenvoetplaatsing is niet te verklaren door het signaal te koppelen aan de uitkomsten van de modelstudie. Voor de overig gemeten spieren geldt dat er weinig verschil in activiteit is op te merken tussen de verschillende voetplaatsingen.

De uitkomsten van de EMG-metingen wijzen sterk op een verminderde krachtlevering van de kuitmusculatuur bij middenvoetplaatsing ten opzichte van voorvoetplaatsing. Mogelijke verklaringen voor deze schijnbaar verminderde krachtlevering zijn; [1] het aanspreken van andere spieren die de rol van de gemeten spieren

overnemen en [2] een verkorte momentsarm om de enkel bij de middenvoetplaatsing. Vervolgonderzoek naar krachtrichtingen op het pedaal en de daaruit volgende verdeling van momenten rond het enkel-, knie- en heupgewricht zouden deze stellingen nader kunnen bevestigen of ontkrachten.

Inhoudsopgave

Voorwoord iii
Samenvatting iv
1. Inleiding en probleemstelling ..... - 8 -
2. Beschrijving van het model ..... - 11 -
2.1 De opbouw van het model ..... - 11 -
2.2 De input van het model ..... - 11 -
2.3 De output van het model ..... - 12 -
2.4 Rekenregels van het model ..... - 12 -
2.4.1 Momentsarmen van de kracht tot het heup-, knie- en enkelgewricht ..... - 12 -
2.4.2 Momenten rondom het heup-, knie- en enkelgewricht ..... - 13 -
2.4.3 Spierlengtes van de verschillende beenspieren ..... - 14 -
2.4.4 Spierverkortingssnelheden van de verschillende beenspieren ..... - 16 -
3. Uitkomsten van het computermodel en de daaraan gekoppelde voorspelling van spieractiviteit ..... - 17 -
3.1 De werking en onderlinge rol van spieren bij de fietsbeweging ..... - 17 -
3.2 Spierlengtes ..... - 17 -
3.3 Voorspelling van spieractiviteit op basis van de spierverkortingssnelheden ..... - 18 -
3.4 Kantekening bij de interpretatie van de voorspellingen van spieractiviteit op basis van de verkortingssnelheden van spieren. ..... - 19 -
4. EMG-metingen van zes beenspieren tijdens fietsen ..... - 20 -
4.1 De meting ..... - 20 -
4.2 Beargumentering testcondities ..... - 23 -
4.3 Dataverwerking ..... - 24 -
5. Resultaten van de EMG-metingen ..... - 25 -
5.1 Interpretatie van het EMG-signaal ..... - 25 -
5.1.1 Spiergebonden meetvariabelen ..... - 26 -
5.1.2 Beïnvloeding door eigenschappen van de huid ..... - 26 -
5.1.3 Beïnvloeding van het signaal door variaties in elektrodeconfiguratie ..... - 26 -
5.1.4 Overige factoren die effect hebben op het EMG-signaal ..... - 26 -
5.2 EMG-signalen van de spieren bij voorvoet- en middenvoetplaatsing ..... - 28 -
5.2.1 Musculus Gluteus Maximus ..... - 29 -
5.2.2 Musculus Rectus Femoris ..... - 30 -
5.2.3 Musculus Vastus Lateralis ..... - 31 -
5.2.4 Musculus Biceps Femoris (caput longum) ..... - 32 -
5.2.5 Musculus Gastrocnemius Lateralis ..... - 33 -
5.2.6 Musculus Soleus ..... - 34 -
5.3 Onset en Offset van de verschillende spieren ..... - 35 -

5.4 Vergelijking van de EMG-signalen met de in literatuur gevonden EMG-signalen ..... - 36 -
6. Koppeling van de resultaten van de EMG-metingen en de uitkomsten van het computermodel ..... - 37 -
7. Conclusie ..... - 39 -
8. Discussie ..... - 41 -
Literatuur ..... - 43 -
Bijlage 1: Voethoek bij voor- en middenvoetplaatsing ten opzichte van de horizontaal ..... - 45 -
Bijlage 2: Relatieve spierlengtes bij voor- en middenvoetplaatsing op basis van het model ..... - 46 -
Bijlage 3: Gewrichtsuitslagen van het heup-, knie- en enkelgewricht op basis van het model ..... - 47 -
Bijlage 4: Spierverkortingssnelheden van 3 bi-articulaire spieren op basis van het model ..... - 48 -
Bijlage 5: Meetprotocol EMG-praktijktest ..... - 49 -
Bijlage 6: Toestemmingsverklaring formulier ..... - 50 -
Bijlage 7: SENIAM protocol ..... - 51 -
Bijlage 8: EMG-signalen van de m. Gluteus Maximus per proefpersoon ..... - 57 -
Bijlage 9: EMG-signalen van de m. Rectus Femoris per proefpersoon ..... - 58 -
Bijlage 10: EMG-signalen van de m. Vastus Lateralis per proefpersoon ..... - 59 -
Bijlage 11: EMG-signalen van de m. Biceps Femoris per proefpersoon ..... - 60 -
Bijlage 12: EMG-signalen van de m. Gastrocnemius Lateralis per proefpersoon ..... - 61 -
Bijlage 13: EMG-signalen van de m. Soleus per proefpersoon ..... - 62 -
Bijlage 14: Verkortingssnelheid van de bi-articulaire spieren spieren gekoppeld aan het EMG-singaal ..... - 63 -

1. Inleiding en probleemstelling

Wielrennen, mountainbiken en triatlon zijn sporten waarbij mens-machine interactie een belangrijk aspect is. De genoemde sporten worden (deels) uitgevoerd op een fiets. De afstelling van de fiets (machine) heeft invloed op de prestatie van de sporter (mens). Zowel topatleten als fanatieke recreatieve sporters besteden veel aandacht aan de zitpositie op zijn of haar fiets. Er is veel wetenschappelijk onderzoek gedaan naar variabelen als zadelhoogte, zitdiepte en kettingbladvorm. Effect van verschil in plaatsing van schoenplaatjes is echter nog nooit onderzocht.

Figuur 1.1: Clipless mountainbikepedaal en bijbehorend klikplaatje van Shimano

In het huidige wieler-, mountainbike- en triatloncircuit wordt gefietst met zogenaamde clipless pedalen. Deze pedalen bestaan in verschillende soorten en maten. Elke fabrikant heeft zijn eigen systeem ontwikkeld welke elk zijn voor- en nadelen kent. Het idee achter deze pedaalsystemen is echter bij allen gelijk. In figuur 1.1 zijn een mountainbikepedaal en klikplaatje van Shimano afgebeeld. Het pedaal is als het ware een adapter voor een metalen of kunststof klikplaatje welke onder de fietsschoen bevestigd is. Door het plaatje onder de schoen in het pedaal te klikken wordt een vaste verbinding gemaakt tussen schoen en pedaal. De meeste fietsschoenen zijn zo gemaakt dat het plaatje onder de schoen in voor- en achterwaartse als wel zijwaartse richting een aantal centimeter versteld kan worden. De mogelijkheid tot verstellen beperkt zich echter tot het gebied rond de eerste teenstraal, dus onder de zogenaamde bal van de voet.

Figuur 1.2: Fietsschoenen van Biomac met het klikplaatje in de bio-mxc² positie

Schoenenfabrikant Biomac (Duitsland) heeft in 2001 fietsschoenen op de markt gebracht met het klikplaatje in de zogenaamde bio-mxc² positie (zie figuur 1.2). Bij de bio-mxc² positie is het klikplaatje onder het absolute midden van de schoen bevestigd. Dit zou enkele voordelen met zich mee brengen (Friedrich, 2008). Wetenschappelijk bewijs voor de stellingen van Friedrich is overigens nog niet geleverd. De luchtweerstand zou worden verminderd omdat de verandering van voetplaatsing op het pedaal (van voorvoet- naar middenvoetplaatsing) eist dat de zadelhoogte wordt verminderd zodat gewrichtsuitslagen ongeveer hetzelfde blijven. Door de lagere positie op de fiets wordt het frontale oppervlak verminderd waardoor de luchtweerstand zou verminderen. Ook wordt gesteld dat de positie biomechanische voordelen heeft. De kuitmusculatuur zal bijna geheel ontlast worden waardoor de krachtleverantie alleen door de bovenbeenmusculatuur verzorgd wordt.

Aangenomen wordt dat het ontzien van de kuitmusculatuur vooral voordelen heeft voor triatleten. Een triatlon bestaat uit drie onderdelen, namelijk; zwemmen, fietsen en hardlopen. Er zal na het zwemmen en fietsen met relatief 'frisse kuiten' aan het lopen kunnen worden begonnen omdat de kuitspieren tijdens het fietsonderdeel ontlast zijn. Omdat de kuitspieren een belangrijke rol spelen bij het hardlopen is het gewenst dat deze niet vermoeid zijn. Naast bovengenoemde voordelen beweert Friedrich dat met deze schoenen de duwfase 55% van de totale cyclus omvatten. 45% Van de totale trapcyclus blijft over als zijnde trekfase. Bij voorvoetplaatsing is dit precies andersom. Hier beslaat de duwfase 45% van de totale cyclus terwijl de trekfase 55% beslaat. Bij gebruik van de Biomac schoenen is volgens Friedrich bij gelijkblijvende geleverde arbeid de te leveren kracht minder omdat de weg waarover de kracht geleverd wordt verlengd is (A = F x s). Nog een voordeel dat gebruik van deze schoenen met zich mee brengt is dat men minder last heeft van slapende voeten tijdens het fietsen.

Probleemstelling

Dit onderzoek richt zich op het effect van verschillende posities van het klikplaatje onder de fietsschoen op spiergebruik van boven- en onderbeen. Er worden twee posities vergeleken. Namelijk de positie onder de bal van de voet en de positie onder het midden van de voet.

Door middel van een modelstudie wordt getracht aan te tonen in hoeverre de twee posities ten opzichte van elkaar invloed hebben op spiergebruik van zes spieren in boven- en onderbeen. Het model heeft hiervoor een aantal instrumenten. Het model kan op basis van een afhankelijke reactiekracht, die bestaat uit een grootte en een richting, de momenten rond de gewrichten berekenen. Ook is het model in staat spierlengtes en spierverkortingssnelheden te bepalen op elk moment van de trapcyclus. De volgende spieren zijn gekozen en opgenomen in het model: [1] m. Gluteus Maximus, [2] m. Rectus Femoris, [3] m. Vastus Lateralis, [4] m. Biceps Femoris (caput longum), [5] m. Gastrocnemius Lateralis en [6] m Soleus. De keuze voor deze zes spieren is gebaseerd op het feit om onderzoek te kunnen doen naar de effecten op bi- en mono-articulaire spieren rondom het heup-, knie- en enkelgewricht. Op basis van de momenten rond de gewrichten en het verloop van verkortingssnelheden van spieren, kunnen uitspraken gedaan worden over de verwachte spieractiviteit tijdens de trapcyclus. In hoofdstuk 3 zijn voorspellingen gedaan op basis van de verkortingssnelheden van de verschillende beenspieren.

In dit verslag worden geen uitspraken gedaan betreft de spieractiviteit op basis van de momenten rond de gewrichten. Door logistieke problemen hebben de pedaalkrachtmetingen (benodigd voor de berekening van de momenten rond gewrichten) niet plaats kunnen vinden. De theorie achter de berekeningen van de momenten rond gewrichten zijn wel opgenomen in de uitleg van het model in hoofdstuk 2. Het model is in staat deze momenten te bereken wanneer de gegevens van de pedaalkrachtmeting voorhanden zijn. Verdere resultaten en voorspellingen op basis van de pedaalkrachtmetingen zijn logischerwijs niet opgenomen in dit verslag.

Na de modelstudie wordt door middel van een praktijktest met proefpersonen getoetst of de zes spieren bij de verschillende plaatsing van de schoenplaatjes verschil in activiteit vertonen. Dit wordt onderzocht met behulp

van oppervlakte electromyografie (EMG). Oppervlakte EMG meet de elektrische activiteit van spieren en zenuwen. Bij de analyse van de EMG-signalen is vooral gekeken naar het verloop, de hoogte en de on- en offset van de spieractiviteit. In deze context wordt met de on- en offset van de spieractiviteit het moment van activatie en deactivitie van de spier bedoeld.

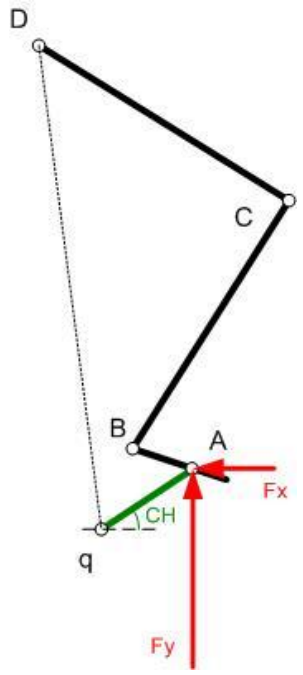
2. Beschrijving van het model

De eerste fase van het onderzoek richt zich op het voorspellen van verandering van spieractiviteit bij de twee verschillende voetplaatsingen. De voorspellingen worden gedaan aan de hand van een computermodel. Met behulp van MATLAB (The Mathworks, US, 2006) is een programma geschreven dat aan de hand van vectoren in een tweedimensionaal assenstelsel rekent. In dit hoofdstuk wordt ingegaan op de input, output en rekenregels van het model.

2.1 De opbouw van het model

Het model is in figuur 2.1 schematische weergegeven. Het is opgebouwd uit een aantal lijnstukken die met elkaar verbonden zijn door scharnierpunten. De groene lijn stelt de crank voor. Punt q is hierbij de trapas en is de oorsprong van het assenstelsel; q(x,y) = (0,0), zie figuur 2.2. Punt A representeert de pedaalas en tegelijkertijd het contactpunt van de voet met het pedaal. Punt B is het enkelgewricht, punt C het kniegewricht en punt D het heupgewricht. Het heupgewricht en de trapas (de punten D en q) worden als vaste punten beschouwd. De hoek die de voetzool maakt ten opzichte van de horizontaal is een vast gegeven. Door middel van videoanalyse is voor elke stand van de crank een voethoek bepaald. De voethoek zoals deze is bepaald door middel van de videoanalyse is opgenomen in bijlage 1. Door bovengenoemde beperkingen heeft het model één vrijheidsgraad. Het model bestaat namelijk uit vier elementen waardoor het origineel 12 (4x3) bewegingsvrijheden heeft. Doordat er 11 (4x2 + 1x3) beperkingen zijn blijft er één vrijheidsgraad over.

Figuur 2.1: Schematische weergave van het model



2.2 De input van het model

De input die aan het model gegeven wordt bestaat uit antropometrische data, krachtgrootte en krachtrichting op het pedaal, de crankhoek, en de hoek waaronder de zitbuis staat. De antropometrische data bestaat uit trochantorhoogte, bovenbeenlengte, onderbeenlengte, voetlengte en enkelhoogte. De antropometrische data zijn verkregen uit de tabel met menselijke maten (DINED, 2004). De maten zijn gekozen op basis van de gemiddelde lichaamslengte van de Nederlandse man (1803mm). Data die via een tekstbestand wordt ingelezen zijn: crankhoek, voethoek, Fx en Fy. Deze data wordt weggeschreven in een matrix waarmee gerekend kan worden door het programma.

2.3 De output van het model

Aan de hand van deze input wordt door het programma een aantal uitkomsten gegenereerd. Uitkomsten die gegeven kunnen worden zijn: momentsarmen van de kracht tot het heup-, knie-, en enkelgewricht. Samen met de krachtgrootte kunnen vervolgens de momenten rondom de gewrichten berekend worden. Dit geldt voor elk moment van de trapcyclus.

Tevens voorspelt het model lengtes en verkortingssnelheden van spieren. Deze voorspellingen kunnen niet geïnterpreteerd worden als werkelijke lengtes en verkortingssnelheden. Origo, insertie en spierverloop wijken namelijk af van de werkelijkheid. Wel kan voorspelt worden in welk traject van de trapcyclus spieren verkorten, op dezelfde lengte blijven of verlengen. Dit wordt verder besproken in hoofdstuk 3.2. De spieren die zijn opgenomen in het model zijn: m. Gluteus Maximus, m. Rectus Femoris, m. Vastus Lateralis, m. Biceps Femoris (caput longum), m. Gastrocnemius Lateralis en m. Soleus.

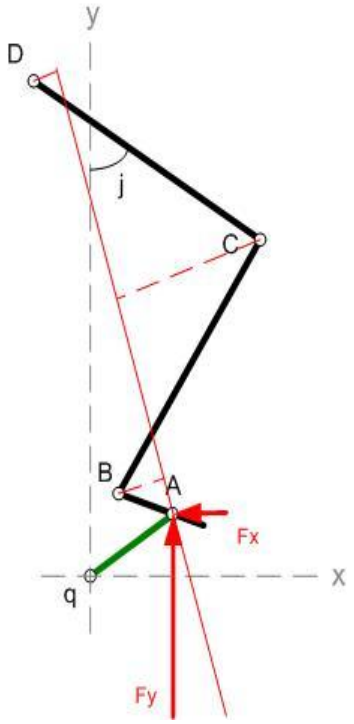
2.4 Rekenregels van het model

In hoofdstuk 2.3 is besproken welke uitkomsten het model kan genereren. Hieronder is de output van het model opgesomd.

- Momentsarmen van de kracht tot het heup-, knie- en enkelgewricht.
- Momenten rondom het heup-, knie- en enkelgewricht.
- Spierlengtes van de m. Gluteus Maximus, m. Rectus Femoris, m. Vastus Lateralis, m. Biceps Femoris (caput longum), m. Gastrocnemius Lateralis en m. Soleus.
- Spierverkortingssnelheden van de m. Gluteus Maximus, m. Rectus Femoris, m. Vastus Lateralis, m. Biceps Femoris (caput longum), m. Gastrocnemius Lateralis en m. Soleus.

In deze volgorde worden de rekenregels bij de verschillende output toegelicht. De beschrijving van de output wordt gedaan aan de hand van figuur 2.2. In het figuur wordt punt q als een vast punt beschouwd, liggend in de oorsprong van het assenstelsel. De x en y staan aangegeven in de positieve richting van de betreffende as. Alle ongedefinieerde hoeken in de beschrijving zijn linksom ten opzichte van de positieve x-as gedefinieerd.

Figuur 2.2: gedetailleerde weergave van het model met assenstelsel



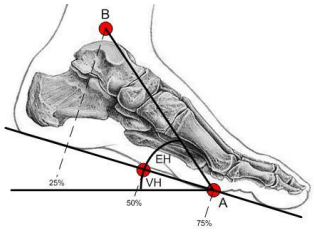
2.4.1 Momentsarmen van de kracht tot het heup-, knie- en enkelgewricht

Bij de berekeningen wordt gebruikt gemaakt van de input beschreven in paragraaf 2.2. Deze waarden worden als bekend aangenomen.

Allereerst wordt vanuit punt q de x- en y-coördinaten van punt A berekend door middel van de cranklengte en de sinus en cosinus van de crankhoek.

De positie van punt B is afhankelijk van de hoek tussen AB en de voetzool en de hoek tussen voetzool en de horizontaal (zie figuur 2.3). De hoek tussen de voetzool en de horizontaal is variabel en is weggeschreven in het ingelezen tekstbestand. De hoek tussen AB en de voetzool is afhankelijk van de plaatsing van het klikpedaal. Bij voorvoetplaatsing is deze gelegen op 0,75 maal de voetlengte (VL). Bij middenvoetplaatsing van het pedaal is deze gelegen op 0,5 maal de voetlengte. De x- en y-coördinaat van punt B worden vervolgens berekend aan de hand van de sinus en cosinus maal de voethoek plus enkelhoek.

Figuur 2.3: Voethoek en hoek tussen AB en de voetzool (EH)



Voor het bepalen van de positie van punt C is de positie van punt D nodig. Deze wordt dan ook eerst bepaald. In het model wordt de positie van punt D (het heupgewricht) gelijkgesteld aan het bovenste punt van het zadel in het verlengde van de zitbuis. Aan de hand van de zadelhoogte (0,96 maal de trochantor major hoogte) en de zitbuishoek wordt de x- en y-coördinaat van punt D berekend. Omdat de zadelhoogte vanaf de trapas gemeten wordt en niet vanaf punt q, wordt de lengte van de crank (in x- en y-richting) in het verlengde van de zitbuishoek van de x- en y-coördinaat van punt D afgetrokken.
Voor de bepaling van punt C is een aantal stappen vereist. Het uiteindelijke doel is het verkrijgen van de hoek tussen DC en de y-as (aangegeven als j in figuur 2.2), waarmee punt C vanuit punt D bepaald kan worden. Deze kan bepaald worden door de hoek tussen lijnstuk DB en de verticaal en de hoek tussen lijnstuk DB en DC te berekenen en deze bij elkaar op te tellen. De hoek tussen lijstuk DB en DC wordt door middel van driehoek BCD en de cosinusregel bepaald. De hoek tussen lijnstuk DB en de verticaal wordt bepaald met behulp van het inwendig product. Hierbij wordt gebruik gemaakt van vector DB en een verticale vector. De x- en y- coördinaat van punt C kunnen met behulp van de sinus en cosinus van hoek j maal lengte DC berekend worden.

Om de arm van de kracht tot elk gewricht te bepalen, wordt eerst de hoek berekend tussen de krachtvector en de vector van punt A tot desbetreffend gewricht. Dit wordt gedaan middels het inwendig product. Wanneer deze hoek bekend is, kan door middel van de sinus van deze hoek maal de lengte van vector A tot het gewricht de arm van de kracht berekend worden.

2.4.2 Momenten rondom het heup-, knie- en enkelgewricht

De momenten rondom de gewrichten worden berekend door de momentsarm te vermenigvuldigen met de krachtgrootte (M = F * arm). De momentsarm is bekend uit de berekeningen in hoofdstuk 2.4.1. De krachtgrootte wordt ingelezen vanuit het tekstbestand.

2.4.3 Spierlengtes van de verschillende beenspieren

De spierlengtes van de zes beenspieren worden berekend aan de hand van vectoren. De spierlengtes zijn afhankelijk van de origo en insertie en beenlengtes. De beenlengtes kunnen handmatig ingevoerd worden. De gebruikte origo's en inserties voor elke spier staan in tabel 2.1.

Tabel 2.1: Origo en insertie van de gemodelleerde beenspieren

Spier	Origo	Insertie
m. Gluteus Maximus	Laterale rand Os Sacrum / Dorsaal van Linea Glutealis Posterior	Tracuts Iliotibialis / Tuberositas Glutealis
m. Rectus Femoris	Spina iliaca anterior inferior	Tuberositas Tibiae
m. Vastus Lateralis	Linea Aspera van femur (labium Laterale)	Tuberositas Tibiae
m. Biceps Femoris (caput longum)	Tuber Ischiadicus	Caput Fibulae
m. Gastrocnemius Lateralis	Condylus Lateralis van het Femur	Tuber Calcaneus
m. Soleus	Bovenste derde deel van de Fibula en en de peesboog tussen de kop van de Fibula en de Tibia	Tuber Calcaneus

In tabel 2.2 is weergegeven wat de afstand van de betreffende anatomische positie in x- en y-richting van een bepaald punt ten opzichte van de gewrichtscoördinaten bedraagt.

Tabel 2.2:Posities origo en insertie ten opzichte van punten in model (waardes in mm)

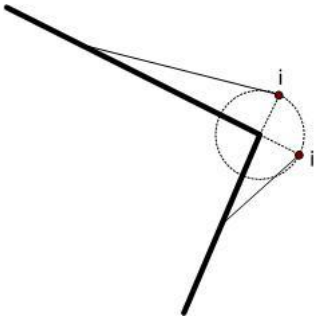
Spier		Origo	Insertie
m. Gluteus Maximus	x	Dx – 50	Dx + (0,17 · (Cx-Dx))
	y	Dy + 10	Dy + (0,17 · (Cy-Dy))
m. Rectus Femoris	x	Dx + 40	Cx + (0,15 · (Bx-Cx))
	y	Dy + 25	Cy + (0,15 · (By-Cy))
m. Vastus Lateralis	x	Dx + (0,37 · (Cx-Dx))	Cx + (0,15 · (Bx-Cx))
	y	Dx + (0,37 · (Cy-Dy))	Cy + (0,15 · (By-Cy))
m. Biceps Femoris (caput longum)	x	Dx – 40	Cx + (0,15 · (Bx-Cx))
	y	Dy – 35	Cy + (0,15 · (By-Cy))
m. Gastrocnemius Lateralis	x	Dx + (0,95 · (Cx-Dx))	Ax + cos(VH) · 0,75VL_*
	y	Dy + (0,95 · (Cy-Dy))	Ax + sin(VH) · 0,75VL_*
m. Soleus	x	Bx + (0,5 · (Cx-Bx))	Ax + cos(VH) · 0,75VL_*
	y	By + (0,5 · (Cy-By))	Ax + sin(VH) · 0,75VL_*

_*: Deze berekening geldt voor de voorvoetplaatsing. Bij de middenvoetplaatsing wordt gerekend met 0,5VL.

Enkele posities zijn beschreven aan de hand van een verhoudingsgetal. Hierbij ligt een punt op een lijnstuk op een bepaald percentage van de lengte van het lijnstuk. De m. Rectus Femoris en de m. Vastus Lateralis zijn rondom de knie beschreven als een katrolgewricht. De straal van de katrol is arbitrair vastgesteld op 40 millimeter. In figuur 2.4 is dit verduidelijkt. De lengte van de spier is dus een totaal van de afstanden van origo en insertie tot het raakpunt van de lijn loodrecht op het lijnstuk en de cirkelbaan (punt i) en een gedeelte van de omtrek van de cirkel. De hoek tussen de twee loodrechte lijnen (lijnen van kniegewricht tot punten i) wordt

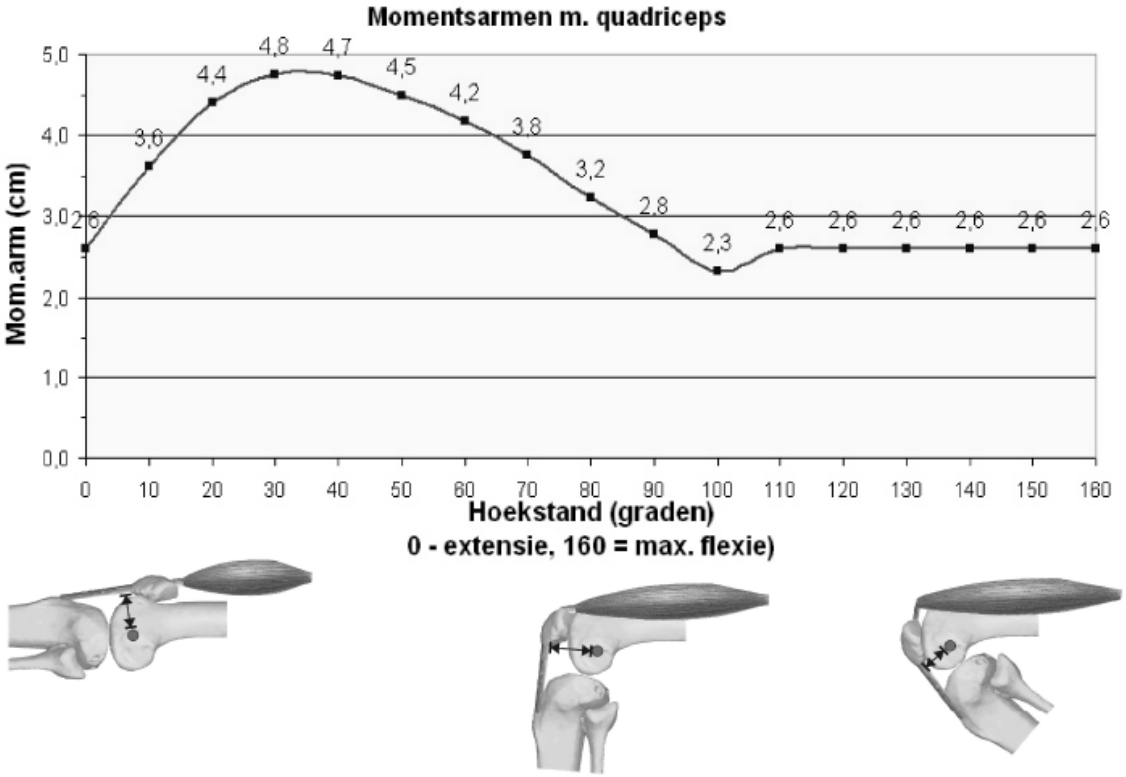
bepaald met behulp van het inwendig product. De omtrek van de cirkel die meetelt als spierlengte is de hoek tussen de twee lijnen maal de straal. Voor de bepaling van de lengte van de m. Gluteus Maximus is eveneens gebruik gemaakt van een katrolgewricht. De straal die voor deze katrol gebruikt is bedraagt 50 millimeter. De spierlengtes van de overige spieren is de afstand tussen origo en insertie.

Figuur 2.4: Schematische weergave van een katrolgewricht



De katrol heeft een vaste straal, wat onterecht suggereert dat de momentsarm van de pees van de m. Rectus Femoris en de m. Vastus Lateralis tot het kniegewricht constant is. De momentsarm van de m. quadriceps is echter afhankelijk van de gewrichtsstand van de knie. Door Riezebos, Lagerberg en Faber (2008) wordt de variabiliteit van de momentsarm van de m. quadriceps beschreven zoals deze grafisch is weergegeven in figuur 2.5. In de grafiek zijn - per 10 graden - waarden weergegeven die een gemiddelde vormen, van in andere literatuur gevonden waarden. In het model dat beschreven is in hoofdstuk 2 heeft de kniehoek (zoals deze is gedefinieerd in figuur 2.5) bij de fietsbeweging een bereik van 60 tot 120 graden. Uit figuur 2.5 is af te lezen dat de momentsarm hierbij een waarde aanneemt van 2,6 tot 4,2 centimeter. De aangenomen momentsarm van vier centimeter is dus groter dan deze in werkelijkheid over een lang traject is. Het bereik van de spierlengte van de m. Rectus Femoris en de m. Vastus Lateralis zal hierdoor groter zijn. De m. Gluteus Maximus heeft in het model net als de m. quadriceps een vaste momentsarm. De momentsarm zal in werkelijkheid ook niet constant zijn. Dit zal voor een fout in de berekende lengte van de m. Gluteus Maximus zorgen.

Figuur 2.5: Grafische weergave van de gemiddelde momentsarmen van de m. quadriceps. Overgenomen uit Riezebos (2008)



De origo of insertie wordt door de opbouw van het model verplicht op een lijnstuk geplaatst, waardoor de werkelijke positie van de origo/insertie enkel benaderd kan worden. Dit is weergegeven in figuur 2.6. Punt A ligt op de zwarte lijn die in het model het onderbeen voorstelt. Punt A representeert de insertie van de patellapees in het model. Punt B is de werkelijke insertie. Het zwarte punt representeert het kniegewricht van het model. Het verschil in insertieposities kan een fout bij de berekening van de spierlengte opleveren.

Figuur 2.6: Verschil tussen het model en de werkelijkheid

2.4.4 Spierverkortingssnelheden van de verschillende beenspieren

De spierverkortingssnelheden worden berekend aan de hand van het verloop van de spierlengtes. De spierlengtes gedifferentieerd geeft de spierverkortingssnelheden in millimeter per seconde (mm/s).

3. Uitkomsten van het computermodel en de daaraan gekoppelde voorspelling van spieractiviteit

Aan de hand van de uitkomsten van het computermodel zijn voorspellingen gedaan over spieractivatie tijdens het fietsen. De uitkomsten van het computermodel kunnen met de benodigde voorkennis over de werking van spieren beter geïnterpreteerd worden. Daarom is er in dit hoofdstuk eerst ingegaan op de werking en de onderlinge rol van spieren. Vervolgens zijn de uitkomsten van het model besproken. Daaropvolgend zijn verwachtingen uitgesproken aangaande de spieractiviteit, op basis van de spierverkortingssnelheden. Tot slot is een kantekening geplaatst bij de interpretatie van de uitgesproken verwachtingen van spieractiviteit.

3.1 De werking en onderlinge rol van spieren bij de fietsbeweging

Drie van de zes spieren die gemeten zijn tijdens de EMG-meting zijn bi-articulair, de m. Rectus Femoris, m. Biceps Femoris en de m. Gastrocnemius Lateralis. Deze spieren overspannen twee gewrichten. Verondersteld wordt dat de rol van bi-articulaire spieren bij krachtige beenextensies voornamelijk sturend is. De bi-articulaire spieren zijn betrokken bij de fijne regulatie van de verdeling van momenten over de twee overspannen gewrichten en spelen een grote rol bij het transporteren van energie en het richten van krachten. Ook bij een conflict tussen de bewegingsrichting van, en de momentrichtingen rondom een gewricht spelen bi-articulaire spieren een grote rol. Hierbij zijn veel fysiologische parameters betrokken, waardoor er grote inter-individuele verschillen zijn betreft de inzet van deze spieren bij een beweging. Mono-articulaire spieren lijken alleen als krachtleveranciers te werken (van Ingen Schenau, 1995). Deze stelling wordt ondersteund door de conclusie van van Ingen Schenau (1995) dat de mono-articulaire spieren bij het fietsen enkel kracht leveren op de momenten dat deze spieren ook daadwerkelijk verkorten. Bij de bi-articulaire spieren is dit niet het geval.

3.2 Spierlengtes

Het model berekent bij voor- en middenvoetplaatsing op elk moment van de trapcyclus de spierlengtes. Zoals in hoofdstuk 2.4.3 is aangegeven worden de spierlengtes berekend aan de hand van origo's en inserties van de spieren en de gewrichtsstanden.

Door de in hoofdstuk 2.4.3 genoemde redenen wijken de momentsarmen en inklemverhoudingen van de spieren rondom gewrichten in het model af van de werkelijkheid. Hierdoor verliest het model zijn voorspellende waarde wat betreft de absolute lengte van spieren. De genormaliseerde spierlengtes kunnen bij de voor- en middenvoetplaatsing wel onderling vergeleken worden. Het omslagpunt van verkorting naar verlenging en vice versa van de spieren is afhankelijk van het verloop van de gewrichtsuitslagen. De omslagpunten zijn met behulp van het model nauwkeurig te bepalen.

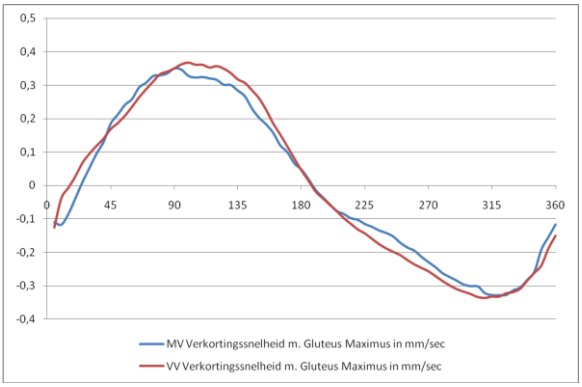
De gevonden verschillen in spierlengtes bij voor- en middenvoetplaatsing zijn verwaarloosbaar. De verschillen in spierlengtes lopen uiteen van 0 tot maximaal 2,5%. De spierlengtes zijn weergegeven in de grafieken die zijn

opgenomen in bijlage 2. De gewrichtsuitslagen van het heup-, knie- en enkelgewricht die bepalend zijn voor de spierlengtes zijn opgenomen in bijlage 3.

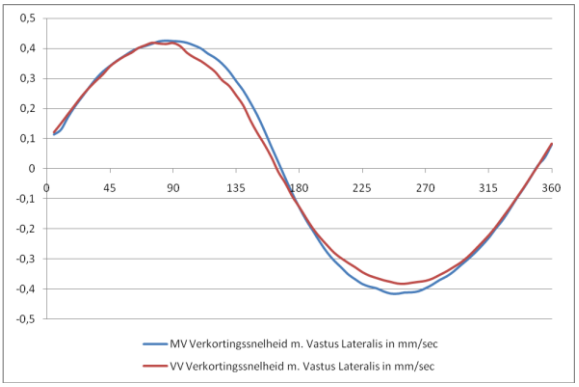
3.3 Voorspelling van spieractiviteit op basis van de spierverkortingssnelheden

Het traject van verlengen en verkorten van de spier is leidend bij de voorspellingen van de spieractiviteit. Ook de onderlinge verhouding van verkortingssnelheid bij voor- en middenvoetplaatsing is van belang. Een hogere verkortingssnelheid resulteert in een hoger EMG-signaal (Franssen, 1995). Het effect van de verkortingssnelheid van een spier op het EMG-signaal wordt uitgebreid besproken in hoofdstuk 5.1. Zoals omschreven in hoofdstuk 3.1 wordt verwacht dat een mono-articulaire spier enkel kracht levert op het moment dat de spier verkort. Omdat deze stelling alleen opgaat bij mono-articulaire spieren, is alleen voor deze spieren een voorspelling gegeven van de timing van spieractiviteit. De grafieken van het verloop van de spierverkortingssnelheid van de mono-articuliere spieren is weergegeven in grafiek 3.1, 3.2 en 3.3. De spierverkortingssnelheden van de bi-articulaire spieren komen nagenoeg overeen bij voor- en middenvoetplaatsing. De grafieken waarin het verloop van de spierverkortingssnelheden van de bi-articulaire spieren zijn weergegeven zijn opgenomen in bijlage 4. In de legenda zijn de benamingen voor allebei de lijnen opgenomen. Deze lijnen geven de verkortingssnelheden bij voor- en middenvoetplaatsing weer. De Blauwe lijn is bij middenvoetplaatsing, aangegeven met 'MV'. De rode lijn is bij voorvoetplaatsing, aangegeven met 'VV'. Een positieve waarde in de grafiek stelt de verkortingssnelheid van een spier voor, een negatieve waarde in de grafiek de verlengingssnelheid van de spier.

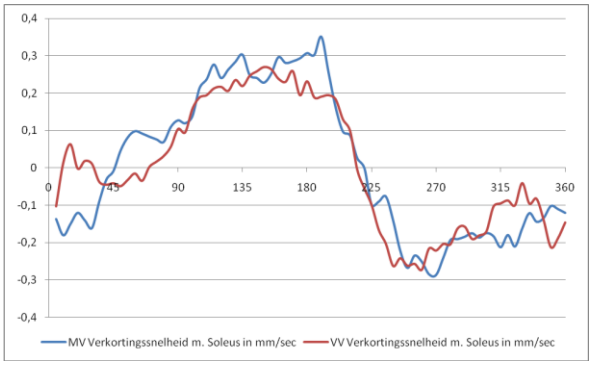
Grafiek 3.1: Verkortingssnelheid van de m. Gluteus Maximus tijdens de trapcyclus bij voor- en middenvoetplaatsing



Grafiek 3.2: Verkortingssnelheid van de m. Vastus Lateralis tijdens de trapcyclus bij voor- en middenvoetplaatsing



Grafiek 3.3: Verkortingssnelheid van de m. Soleus tijdens de trapcyclus bij voor- en middenvoetplaatsing



In grafiek 3.1 is de verkortingssnelheid van de m. Gluteus Maximus weergegeven. Uit de grafiek is af te lezen dat de spier zich bij voorvoetplaatsing over het traject van 15 tot 190 graden verkort. Bij middenvoetplaatsing verkort de spier 10 graden later. Over het traject van 90 tot 190 graden is de

verkortingssnelheid bij voorvoetplaatsing hoger dan bij middenvoetplaatsing. Bij beide plaatsingen is te verwachten dat er in het EMG-signaal van de m. Gluteus Maximus spieractiviteit is te zien in het traject van ongeveer 20 tot 190 graden. Door de verhoogde verkortingssnelheid van de spier zou het EMG-signaal over het traject van 90 tot 190 graden mogelijk hoger kunnen zijn bij voorvoetplaatsing.

In grafiek 3.2 is de verkortingssnelheid van de m. Vastus Lateralis weergegeven. De kantelpunten van verlenging naar verkorting zijn bij de voor- en middenvoetplaatsing nagenoeg gelijk. De spier verkort in beide situaties over het traject van 350 tot 165 graden. In het traject van 90 tot 165 graden is wel te zien dat bij middenvoetplaatsing de spier een iets hogere verkortingssnelheid heeft dan bij voorvoetplaatsing. De verwachting is dat in het EMG signaal van de m. Vastus Lateralis een hoge spieractiviteit is te zien in het traject van 350 tot 165 graden. Het is mogelijk dat door een hogere verkortingssnelheid de EMG-activiteit bij middenvoetplaatsing van 90 tot 165 graden hoger ligt dan bij voorvoetplaatsing.

In grafiek 3.3 is de verkortingssnelheid van de m. Soleus weergegeven. Het verloop van verkortingssnelheid van de m. Soleus bij voor- en middenvoetplaatsing is erg grillig. De reden hiervoor is dat in het model de lengte van de spier afhankelijk is van de voethoek in het model. De voethoek is bepaald door middel van videoanalyse en dit zorgt voor een niet geheel vloeiend patroon (zie bijlage 1). Doordat hiermee doorgerekend wordt bij de spierlengte en de spierverkortingssnelheid blijft dit grillige verloop aanwezig. Bij voorvoetplaatsing verkort de spier in het traject van 70 tot 215 graden. Bij middenvoetplaatsing verkort de spier van 45 tot 215 graden. De verkortingssnelheid bij middenvoetplaatsing vertoont over het hele verloop een hogere waarde dan bij voorvoetplaatsing. De verwachting is dat het EMG-signaal bij voor -en middenvoetplaatsing verhoogd is van respectievelijk 70 en 45 tot 215 graden, waarbij door de hogere verkortingssnelheid het EMG-signaal mogelijk hoger zal zijn bij middenvoetplaatsing.

3.4 Kantekening bij de interpretatie van de voorspellingen van spieractiviteit op basis van de verkortingssnelheden van spieren.

De voorspellingen van spieractiviteit zijn in dit hoofdstuk enkel en alleen gebaseerd op de verkortingssnelheden van spieren. Bij deze voorspellingen is de theorie zoals deze is besproken door Van Inge Schenau (1995) in gedachte gehouden. Deze theorie claimt dat mono-articulaire spieren van de benen bij de fietsbeweging alleen worden ingezet in trajecten waarbij deze spieren verkorten. Externe krachten zijn bij de voorspelling van spieractiviteit volledig buiten beschouwing gelaten. Deze krachten kunnen echter van grote invloed zijn op de spieractiviteit in dynamische situaties. Spieren kunnen actief (door contractie van de sarcomeren) als passief (door externe krachten) verkort worden. Verder zijn spieren in staat zowel concentrisch (wanneer de spier verkort), als excentrisch (wanneer de spier verlengt) kracht te leveren. Ook kan een spier kracht leveren zonder van lengte te veranderen (isometrisch). Een verhoogde activiteit in het EMG-signaal van een spier is dus niet enkel mogelijk over het traject waarin een spier verkort.

4. EMG-metingen van zes beenspieren tijdens fietsen

Het doel van de EMG-metingen is het verkrijgen van EMG-data van 6 gekozen spieren van het been, waaruit de timing van spieractivatie en mate van elektrische activiteit van de spieren tijdens de trapcycli bij fietsen is op te maken. Twee posities van het pedaalplaatje (voorvoetplaatsing en middenvoetplaatsing) zijn vergeleken.

De groep proefpersonen bestaat uit matig tot goed getrainde mannelijke wielrenners. Door de proefpersonen uit deze (redelijk homogene) groep te kiezen is de spreiding van het belastingsniveau beperkt. Er zijn 10 proefpersonen getest.

4.1 De meting

De metingen zijn verricht aan de hand van het protocol dat is opgenomen in bijlage 5. In dit hoofdstuk is de werkwijze tijdens de EMG-metingen breder uiteengezet.

Vooraf aan de test

De proefpersoon is gevraagd de dag voorafgaand aan de test niet zwaar te trainen of zware inspanningen te leveren. Vermoeidheid kan van invloed zijn op de timing van de spieractivatie in de cyclus (*Billeaut et al 2005*) en de sterkte van het EMG-signaal door verhoogde voorfrequenties (*review van Gandevia, 2001*) of rekrutering van meer motorunits (*Edwards en Lippold, 1956*). Het is hierom belangrijk dat de proefpersoon niet vermoeid begint aan de metingen.

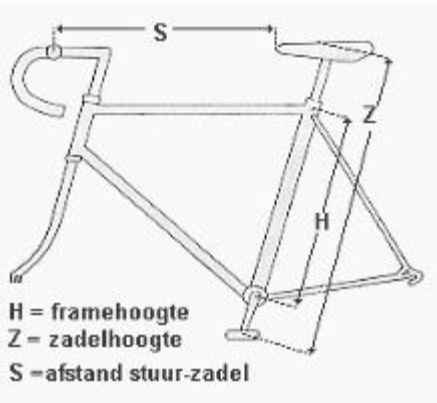
De proefpersoon tekent vooraf het toestemmingsverklaringformulier (bijlage 6).

De trochantor major hoogte is gemeten bij rechtopstaande proefpersoon op sokken. De hoogte van de trochantor major is gemeten vanaf de vloer tot de bovenkant van de trochantor major (absolute verticale hoogte).

Fietsafstelling en zitpositie

De zadelhoogte is ingesteld op 96% van de hoogte van de trochantor major. De zadelhoogte is gemeten in het verlengde van de zitbuis. De zadelhoogte is gedefinieerd als de afstand van pedaalas tot bovenkant zadel (boven bevestigingspunt aan zadelpen). De crank staat hierbij in het verlengde van de zitbuis. Zie figuur 4.1 voor verduidelijking van de definitie van de zadelhoogte (Z).

Figuur 4.1: Schematische weergave van de gebruikte zadelhoogte



De voorbouw van de fietsergometer is tijdens de test zodanig afgesteld dat de proefpersoon in een comfortabele fietspositie zit met zijn handen op de remgrepen. De bovenarmen zullen hierbij ongeveer een hoek van 90 graden met het

bovenlichaam maken. Er is gebruik gemaakt van twee verschillende fietsapparaten, een standaard fietsergometer en de zogehete Wattbike. De Wattbike is oorspronkelijk gemaakt om krachtsverschillen in het linker en rechter been tijdens de trapcyclus te meten. De Wattbike wordt geremd door middel van luchtweerstand. Het geleverde vermogen wordt hierdoor bepaald door de trapfrequentie en de ingestelde weerstand. De weerstand is hierdoor niet vast af te stellen. Bij de fietsergometer is de weerstand vast in te stellen. De mogelijke effecten hiervan zijn verder beschreven in de discussie.

Markerfunctie

De positie van de crank is gesynchroniseerd aan het EMG-signaal met behulp van een magneetrelais die in figuur 4.2 is aangegeven met een groene stip. De magneetrelais is bevestigd op de fietsergometer op de plek waar de crank langskomt op het bovenste punt. Dit punt is als een crankpositie van 0 graden aangenomen. Op de crank werd een magneet (blauwe stip in figuur 4.2) bevestigd die bij het trappen het magneetrelais passeert. Hierdoor is in het EMG-signaal een markersignaal te zien als de crank het 0-graden punt passeert.

Figuur 4.2: Sensor op de crank en relais op de behuizing van de fietsergometer

Afstelling schoenplaatje

Voorvoetplaatsing

Het schoenplaatje is onder de bal van de voet geplaatst, ter hoogte van het eerste metatarsophalangeale gewricht. Het plaatje is in de breedte neutraal (in het midden van de schoen) afgesteld.

Middenvoetplaatsing

Het schoenplaatje is op het absolute midden van de schoen geplaatst. Het plaatje is in de breedte neutraal (in het midden van de schoen) afgesteld. De middenvoetplaatsing is bij de biomac schoen door het ontwerp van de schoen mogelijk. Voor de reguliere schoen is een adapter gemaakt waardoor middenvoetplaatsing mogelijk is. Er is wisselend gebruik gemaakt van de Biomac schoen en de reguliere schoen met adapter. Dit is verder besproken in de discussie.

Plaatsing EMG-elektrodes

De positie op de huid waar de EMG-sensoren geplaatst worden, is indien nodig ontdaan van lichaamsbeharing . De EMG-elektrodes worden door twee testleiders aangebracht. De aanbevelingen zoals ze staan beschreven in het SENIAM-protocol zijn hierbij leidend (bijlage 7).. Het SENIAM-protocol is een veelgebruikt protocol in onderzoeksinstituten. Het protocol is ontwikkeld door Hermens et al (2000).

De EMG-elektrodes zijn volgens het SENIAM-protocol aangebracht op de volgende spieren van het rechterbeen:

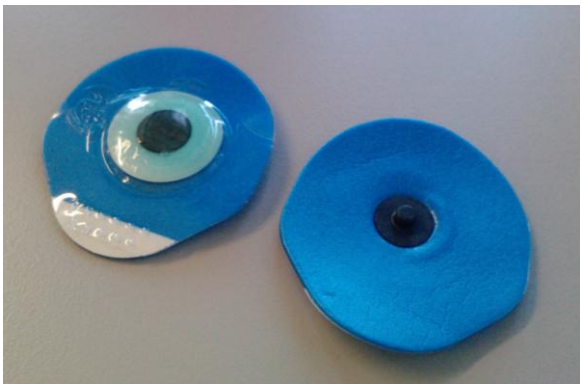
M. Gluteus Maximus
M. Rectus Femoris
M. Vastus Lateralis
M. Biceps Femoris
M. Gastrocnemius Lateralis
M. Soleus

Op het facies medialis van de tibia is op eenderde van de lengte van de tibia, vanaf de knie gemeten, de referentie-elektrode geplaatst.

De EMG-apparatuur die gebruikt is, is geleverd door Twente Medical Services international (TMSi). De metingen zijn verricht met de Mobi-6 welke in figuur 4.3 is weergegeven. Dit is een 6-kanaals EMG-registratie apparaat. De gebruikte elektrodes zijn van het merk Kendall (Duitsland). Gebruikt zijn de ARBO ECG elektrodes van het type H34SG. Deze hebben een diameter van 45 millimeter en zijn weergegeven in figuur 4.4.

Figuur 4.3: Mobi-6 EMG-apparaat afgebeeld naast een balpen

Figuur 4.4: onder- en bovenkant van de Kendall ARBO ECG-elektrodes



Fietstest

Na het aanbrengen van de EMG-plakkers en het aansluiten van de apparatuur kan begonnen worden met de eigenlijke test. De proefpersoon fietst 8 minuten. Deze 8 minuten bestaan uit twee onderdelen, namelijk de warming-up en de meting.

Voorvoetplaatsing

Warming-up: 5 minuten, 120 Watt, 90 RPM.
Meting: 3 minuten, 200 Watt, 90 RPM.
Na 2 minuten wordt de EMG-meting gestart (1000 Hz).

Verandering positie schoenplaatje

Het schoenplaatje is tussen de metingen van voorvoet naar het absolute midden van de schoen verplaatst of vice versa (volgorde van meten is hiervoor bepalend). De volgorde van de twee testen is zo bepaald dat er een gelijk aantal proefpersonen start met de voorvoetplaatsing en middenvoetplaatsing. Vijf proefpersonen zijn gestart met middenvoetplaatsing en vijf proefpersonen zijn gestart met voorvoetplaatsing.

Fietstest middenvoetplaatsing

Warming-up: 5 minuten, 120 Watt, 90 RPM.

Meting: 3 minuten, 200 Watt, 90 RPM.

Na 2 minuten wordt de EMG-meting gestart (1000 Hz).

4.2 Beargumentering testcondities

De warming-up wordt toegepast om drie redenen: (i) de spierdynamiek verhogen waardoor de kans op blessures afneemt; (ii) de proefpersoon voorbereiden op de inspanning (metabolisme); en (iii) de proefpersoon laten wennen aan de nieuwe omstandigheden (andere voetplaatsing). Het is aanbevolen een warming-up op een intensiteitniveau te doen van 40-60% van de VO2max. Zo wordt de spiertemperatuur verhoogd zonder de proefpersoon zijn fosfaatvoorraad in spieren uit te putten. Licht tot matig zweten is een goede indicatie voor dit niveau (*Woods K, 2007*). Geschat is dat 120 watt voor de groep proefpersonen in de buurt van de 40-60% van VO2max ligt.

Er is gefietst met een trapfrequentie van 90 omwentelingen per minuut (RPM). Dit is voor veel - getrainde en ongetrainde - fietsers een geprefereerde trapfrequentie. Ook zijn er veel onderzoeken te vinden waarbij trapfrequenties rond de 90 RPM gebruikt zijn (Duc S 2005, Neptune RR 2000, Neptune RR 1999). 90 RPM is een trapfrequentie die voor iedereen haalbaar is en getraindheid zal dus niet van invloed zijn op de fietsbeweging, wat bijvoorbeeld bij 120 RPM wel het geval is. Coördinatie speelt bij 120 RPM een veel grotere rol dan deze doet bij 90 RPM. Ook spelen andere factoren een grotere rol bij hoge trapfrequenties, zoals vervroegde activatie om zo de pedaalkracht op het 'juiste' moment van de crankcyclus plaats te laten vinden om het effect van electromechanical delay (EMD) op te heffen (*review van Hug F, 2007*). Om de verstoring van, of het vertekenende beeld door deze factoren die van invloed kunnen zijn te minimaliseren wordt een trapfrequentie van 90 RPM aangehouden.

De metingen zijn uitgevoerd bij een vermogen van 200 watt. De intensiteit van de test mag niet te laag zijn, om een relatief hoge signaal-tot-ruis-verhouding te krijgen. De spreiding in getraindheid van proefpersonen is hierbij belangrijk. Bepaald is dat voor elke proefpersoon het vermogen binnen een range van 70% tot 100% van zijn MAP (maximal aerobic power) moet blijven. Omdat de inspanning tijdens de test 3 minuten moet worden volgehouden, zal bij een vermogen dat boven het MAP van een proefpersoon uitkomt vermoeidheid van invloed kunnen zijn op het gemeten EMG-signaal (zoals deze eerder zijn beschreven).

Een algemeen geaccepteerde tijdsnorm voor het bereiken van de steady state is 2 minuten. Er is daarom 3 minuten gefiets, waarbij in de derde minuut de EMG-data gemeten kan worden.

4.3 Dataverwerking

De data van de EMG meting wordt weggeschreven in een tekstbestand dat bestaat uit een matrix met 8 kolommen. De indeling van het bestand wordt zo geordend dat de eerste kolom de variabele tijd bevat. De kolom 2 t/m 7 bevatten achtereenvolgens de data van kanalen 1 t/m 6. De laatste datakolom bevat de signalen van de marker. Door deze indeling is het tekstbestand in te lezen in het hiervoor geschreven MATLAB programma.
De data van de voorvoetplaatsing en middenvoetplaatsing wordt vergeleken aan de hand van mate van spieractiviteit en timing van spieractivatie (onset en offset van EMG-burst). Voor het vergelijken van de mate van de spieractiviteit wordt de Root Mean Square (RMS) gebruikt van de gemiddelde EMG-activiteit van 15 opeenvolgende trapcycli. In literatuur is een spreiding van 5 (Duc, 2006) tot 25 opeenvolgende trapcycli (Dorel, 2007) te vinden. Er is gekozen voor 15 trapcycli, zodat de invloed van de voor het onderzoek ongewenste bewegingen van de proefpersoon (verzitten, voet naar achter trekken in schoen) op het gemiddelde EMG-signaal geminimaliseerd worden.

Het EMG-signaal is uitgedrukt in de RMS met een middeling over een tijdperiode van 20 ms om het signaal af te vlakken en gelijk te stellen. Een middeling over een tijdperiode van 20-25 ms is een veelgebruikte tijdperiode in eerder uitgevoerd onderzoek (Duc S 2005, Duc S 2006). Omdat er gemeten is met 1000 Hz, zal bij een RMS over een tijdperiode van 20 ms, 20 waarden worden gemiddeld. De RMS van het EMG-signaal is genormaliseerd aan de hand van de hoogst gemeten EMG-waarde van het gemiddelde signaal van 15 opeenvolgende trapcycli van voor- en middenvoetplaatsing. De EMG-waarden van allebei de metingen zijn uitgedrukt als een percentage van de maximaal gemeten EMG-waarde. Zo kan de data van de twee metingen vergeleken worden.

Voor het bepalen van de onset en offset van de spieractivatie is een drempelwaarde van 20% van de maximaal gemeten waarde aangehouden, zoals ook gebruikt wordt in de review van Hug (2009). Ook andere literatuur beschrijft drempelwaarden in een range van 15-25%. Er is een visuele confirmatie gedaan om te controleren of deze drempelwaarde geschikt is.

5. Resultaten van de EMG-metingen

Aan de hand van het protocol dat staat beschreven in hoofdstuk 4 zijn EMG-metingen uitgevoerd. De meetopstelling is in figuur 5.1 afgebeeld. Van 10 proefpersonen is de elektrische spieractiviteit van de volgende spieren gemeten: m. Gluteus Maximus, m. Rectus Femoris, m. Vastus Lateralis, m. Biceps Femoris (caput longum), m. Gastrocnemius Lateralis en m. Soleus. In paragraaf 5.1 wordt allereerst ingegaan op de manier hoe EMG-signalen te interpreteren zijn. De gemeten elektrische activiteit van de spieren is in paragrafen 5.2.1 tot en met 5.2.6 weergegeven in grafieken. De grafieken tonen gemiddelde waarden van metingen van 10 proefpersonen, waarvan 15 opeenvolgende cycli zijn gemiddeld. In bijlage 8 tot en met 13 zijn, per spier, de grafieken van elke proefpersoon apart opgenomen. De waarden van deze grafieken zijn apart genormaliseerd naar de maximale waarde van het EMG-signaal van de meting met voorvoetplaatsing of middenvoetplaatsing van de persoon zelf. De grafieken in dit hoofdstuk zijn een gemiddelde van de individuele grafieken van de proefpersonen en wederom genormaliseerd naar de maximaal gevonden waarde van de voorvoetplaatsing of middenvoetplaatsing. In sommige grafieken zijn minder dan 10 metingen gemiddeld. In deze gevallen is hierover bij de grafiek tekst en uitleg gegeven. Alle grafieken zijn voorzien van commentaar over de inhoud van de grafieken.

Figuur 5.1: Het aanbrengen van EMG-elektrodes vooraf aan de meting

5.1 Interpretatie van het EMG-signaal

Om uitspraken te doen over het gemeten EMG-signaal moet rekening worden gehouden met de factoren die het meetsignaal kunnen beïnvloeden. In deze paragraaf worden de factoren die effect kunnen hebben op het EMG-signaal besproken. De factoren zijn in te delen in verschillende categorieën. De categorieën die onderscheiden worden zijn: spiergebonden meetvariabelen, beïnvloeding door eigenschappen van de huid, beïnvloeding van het signaal door variaties in de elektrodeconfiguratie, artefacten in de verbinding tussen elektrode en versterker, apparatuurafhankelijke meetvariabelen en beïnvloeding van het signaal door storing van buitenaf (Franssen, 1995). Inter-individuele vergelijkingen van absolute EMG-waarden is onmogelijk omdat deze afhankelijk zijn van alle bovengenoemde factoren. Inter-individuele vergelijkingen kunnen gemaakt worden met genormaliseerde EMG-waarden.

5.1.1 Spiergebonden meetvariabelen

Doordat spieren onderling verschillen van musculatuur, bestaan uit andere spiervezeltypen, een wisselende grootte van motor units hebben en de hoeveelheid motor units per kubieke centimeter verschilt, is een onderlinge vergelijking van EMG-waardes van verschillende spieren onmogelijk te maken. Al de genoemde spiereigenschappen hebben namelijk invloed op het EMG-signaal.

Bij snelle spiercontracties worden voornamelijk de fasische motor units ingeschakeld. Deze liggen oppervlakkig in de spier waardoor ze meer bijdragen aan het oppervlakte-EMG-signaal dan de dieper gelegen tonische motor units. Snelle bewegingen leveren om deze reden een hoger EMG-signaal op dan langzaam uitgevoerde bewegingen. Niet alleen door het inschakelen van fasische motor units wordt het signaal verhoogd. Door de kracht-snelheidsrelatie van spieren is bij snelle spiercontracties een hoger EMG-signaal waar te nemen. Ook is het type contractie van invloed op de hoogte van het EMG-signaal. Bij eenzelfde geleverde kracht levert een concentrische contractie een hoger signaal op dan een statische contractie. De spierlengte waarin het bewegingstraject plaatsvindt, is ook van invloed op de hoogte van het EMG-signaal. Bij een verkorte spier is een grotere neuromusculaire activatie nodig. Om deze reden wordt bij een spier in verkorte toestand hoger EMG-signaal gemeten ten opzichte van een in optimale lengte verkerende spier.

5.1.2 Beïnvloeding door eigenschappen van de huid

Naast eigenschappen van de spier zelf hebben eigenschappen van de huid invloed op het EMG-signaal. Huidsamenstelling, huiddikte en onderhuids vet zijn van invloed op de mate van isolatie door de huid. De oppervlakkige huidweerstand is eveneens van invloed op het signaal. De weerstand kan gereduceerd worden door beharing te verwijderen, de huid licht op te schuren en de huid vervolgens te behandelen met aceton. Zo wordt voorkomen dat er een brom in het signaal ontstaat.

5.1.3 Beïnvloeding van het signaal door variaties in elektrodeconfiguratie

Logischerwijs kan het EMG-signaal sterk beïnvloed worden door variaties in de elektrodeconfiguratie. De elektrodelocatie is een variabele die een grote invloed heeft. De verhouding tussen spiergrootte en de grootte van de elektroden is ook van invloed op het signaal. Daarnaast zijn de diameter van de elektroden, de onderlinge afstand tussen de elektroden en de gebruikte elektrodesoort van invloed. Door gebruik te maken van dezelfde elektroden met gelijke diameter en de onderlinge afstand tussen de elektroden gelijk te houden zijn meetverschillen door deze variabelen uitgesloten.

5.1.4 Overige factoren die effect hebben op het EMG-signaal

Het EMG-signaal kan bij artefacten in de verbinding tussen elektrode en versterker onderhevig zijn aan ruis. Dit kan komen door slechte afscherming van het snoer, contact tussen elektrode en snoer, beweging van het snoer en het aanraken van de elektrode-snoerverbinding. Tijdens de EMG-metingen is getracht de snoeren zo min

mogelijk te laten bewegen door deze te geleiden via punten op het been die ten opzichte van elkaar relatief weinig bewegen.

De gebruikte EMG-meetapparatuur en de instellingen hiervan bepalen ook de gemeten EMG-waarden. Met behulp van filtering wordt het signaal voorbewerkt. High-pass en low-pass filters bepalen respectievelijk de onder- en bovengrens van de frequenties die gemeten worden. In dit onderzoek is een high-pass filter van 10 Hz en een low-pass filter van 500 Hz gebruikt. Ongewenste variaties tussen onderlinge metingen zijn voorkomen door bij elke meting dezelfde filters toe te passen.

Beïnvloeding van het signaal door storing van buitenaf kan veroorzaakt worden door hoogfrequente apparatuur. TL-verlichting of radiogolven kunnen het EMG-signaal verstoren. TL-verlichting is tijdens de meting uitgeschakeld om de anders te verwachten ruis van 50 Hz te voorkomen.

5.2 EMG-signalen van de spieren bij voorvoet- en middenvoetplaatsing

In paragrafen 5.2.1 tot en met 5.2.6 zijn achtereenvolgens de grafieken van m. Gluteus Maximus, m. Rectus Femoris, m. Vastus Lateralis, m. Biceps Femoris (caput longum), m. Gastrocnemius Lateralis en m. Soleus weergegeven.

Op de x-as is een trapcyclus uitgezet die van 0 tot 360 graden loopt. Bij nul staat de crank van het gemeten been in de hoogste stand (Top Dead Centre, TDC). Vanaf dit punt bevindt het been zich in het neergaande traject tot het onderste punt van de trapcyclus (Bottom dead centre, BDC) is bereikt. Op de y-as staan genormaliseerde EMG-waarden.

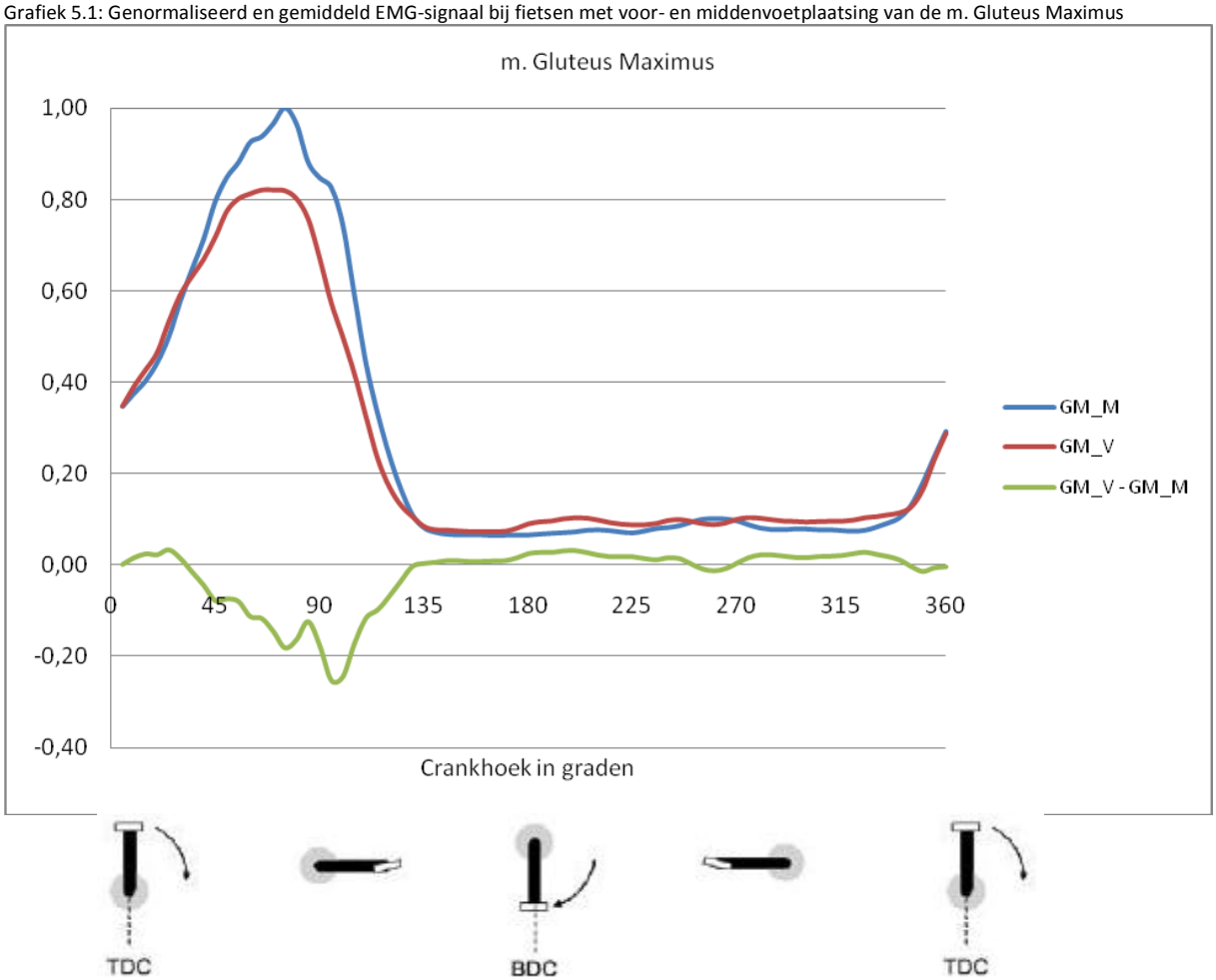
In de grafieken staan 3 lijnen afgebeeld. De blauwe lijn representeert de middenvoetplaatsing en is in de legenda aangeduid met een uit twee letters bestaande afkorting van de naam van de spier met daarachter '_M'. De rode lijn laat de activiteit van de spier zien bij voorvoetplaatsing. In de legenda is deze lijn aangeduid met een afkorting van de spier met daarachter '_V'. De waarden van de middenvoetplaatsing zijn afgetrokken van de waarden van de voorvoetplaatsing. De uitkomsten hiervan zijn met groen weergegeven in dezelfde grafiek. In de legenda is hiervoor de aanduiding '.._V - .._M' gebruikt, waar op de puntjes de afkorting van de spiernaam staat.

5.2.1 Musculus Gluteus Maximus

Het verloop dat de grafiek van de m. Gluteus Maximus laat zien is bij de voorvoetplaatsing en middenvoetplaatsing nagenoeg gelijk. De spier toont activiteit in het traject van circa 340 tot 130 graden. Op te merken is dat bij de middenvoetplaatsing de spier iets meer activiteit vertoond. Het negatieve gedeelte van de groene lijn laat dit verschil duidelijk zien.

De grafiek toont het gemiddelde van 9 metingen. De waarden van 1 meting verschillen zoveel van de rest dat ervoor gekozen is om deze niet op te nemen in de grafiek. Aangenomen wordt dat de EMG-plakkers tijdens deze meting niet goed op de spier geplaatst zijn waardoor een - voor de spieractiviteit - niet representatief signaal is opgeslagen. Dat deze meting afwijkt van de rest is te zien in bijlage 8. Het signaal dat bij proefpersoon 6 is gemeten wijkt duidelijk af van de rest.

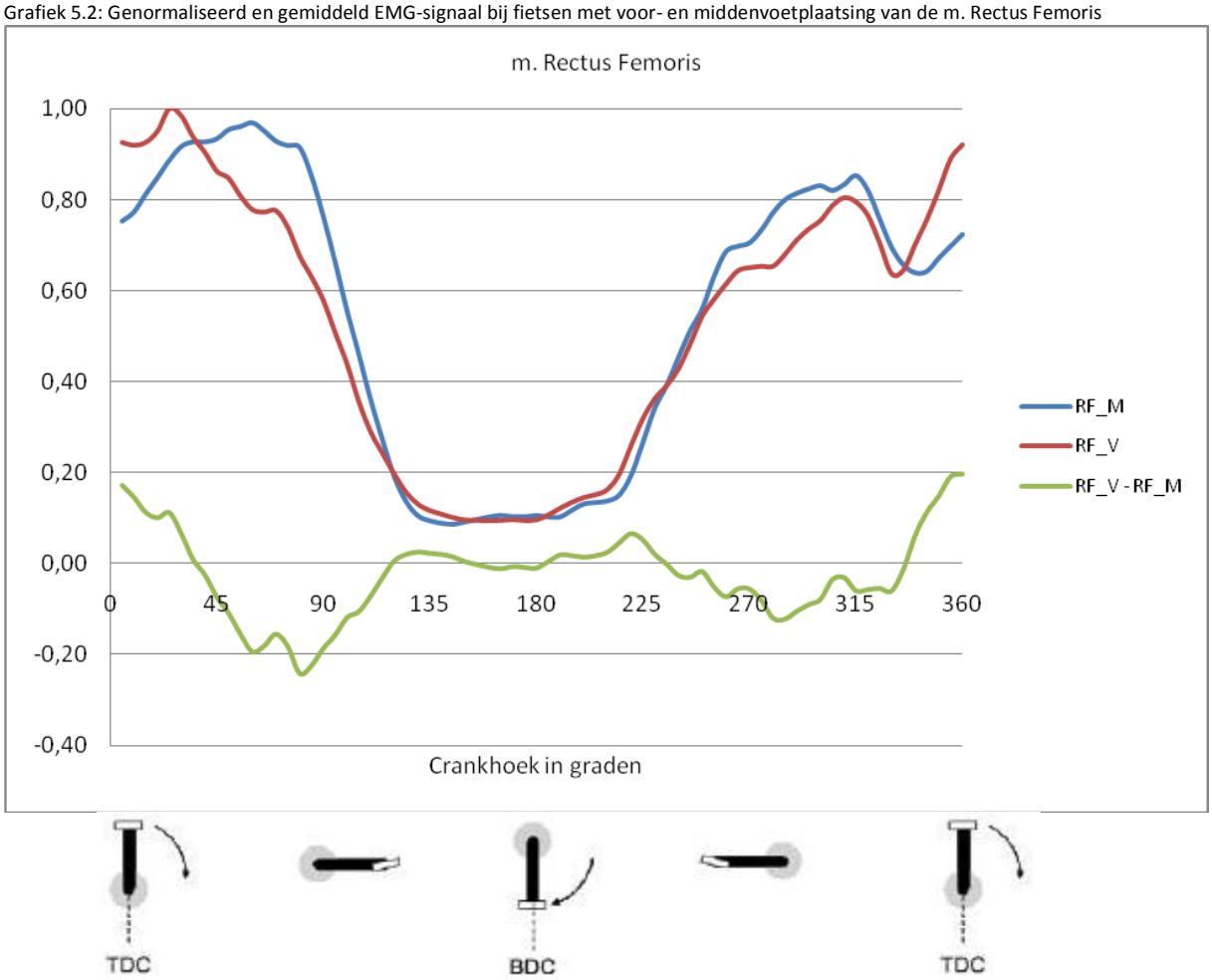
Grafiek 5.1: Genormaliseerd en gemiddeld EMG-signaal bij fietsen met voor- en middenvoetplaatsing van de m. Gluteus Maximus



5.2.2 Musculus Rectus Femoris

Net als de signalen van de m. Gluteus Maximus verschillen de signalen van de voor- en middenvoetplaatsing van de m. Rectus Femoris nauwelijks van elkaar. De groene lijn die het verschil aanduidt ligt dicht tegen de nullijn aan wat aangeeft dat er weinig verschil is. De timing van activatie van de spier is nagenoeg gelijk. De spier is actief in het traject van circa 210 tot 120 graden. Bij de middenvoetplaatsing lijkt de spier rond het 90 gradenpunt iets meer aan te spannen. Bij de gemeten proefpersonen is in de EMG-signalen van de m. Recuts Femoris een grote variabiliteit waarneembaar (bijlage 9).

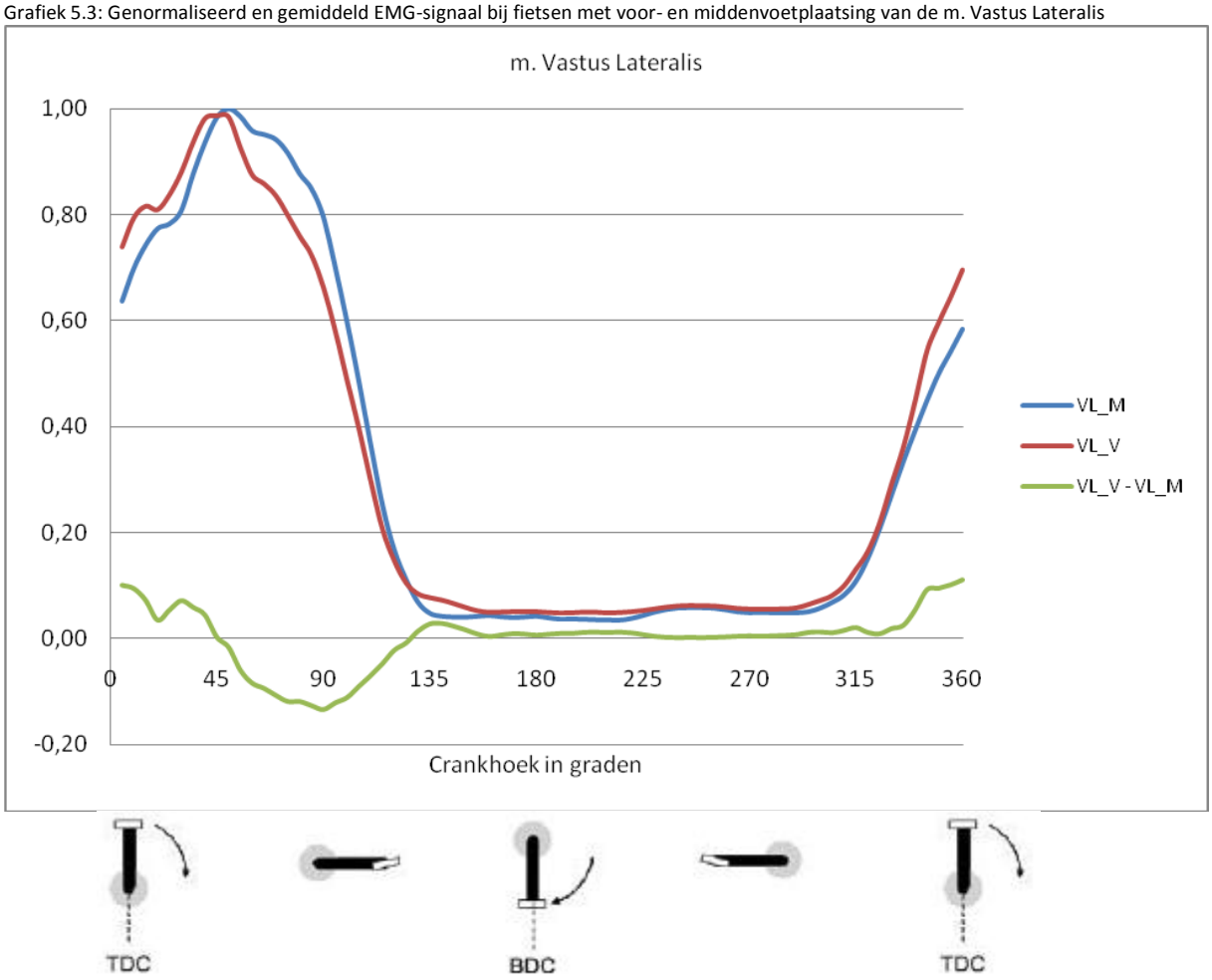
Grafiek 5.2: Genormaliseerd en gemiddeld EMG-signaal bij fietsen met voor- en middenvoetplaatsing van de m. Rectus Femoris



5.2.3 Musculus Vastus Lateralis

Wat betreft activatie van de m. Vastus Lateralis is er geen duidelijk verschil te zien tussen de verschillende voetplaatsingen. Zowel de timing als de sterkte van het signaal lijken bij beide voetplaatsingen heel sterk op elkaar. Het signaal van de middenvoet is over het traject van 45 tot 135 graden licht hoger. De spreiding tussen de verschillende proefpersonen is gering. Het EMG-signaal is bij de proefpersonen onderling erg vergelijkbaar zoals te zien is in bijlage 10.

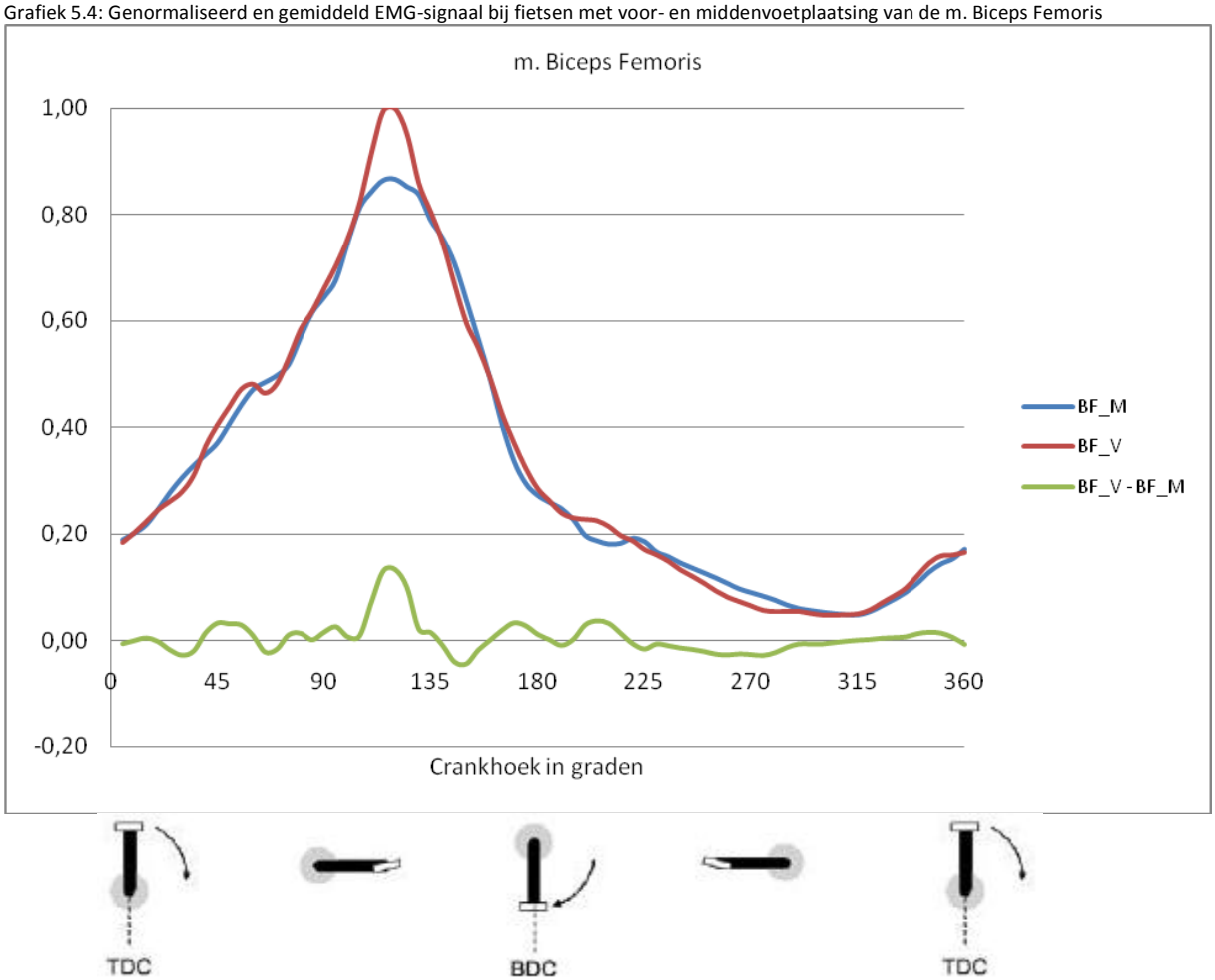
Grafiek 5.3: Genormaliseerd en gemiddeld EMG-signaal bij fietsen met voor- en middenvoetplaatsing van de m. Vastus Lateralis



5.2.4 Musculus Biceps Femoris (caput longum)

Net als de andere bovenbeenspieren is er bij de m. Biceps Femoris weinig verschil te zien in spieractivatie bij beide voetplaatsingen. De m. Biceps Femoris laat over bijna de gehele trapcyclus activiteit zien. In het neergaande traject van de trapcyclus (0-180 graden) is sterke activiteit van de spier te zien. In het opgaande traject (180-360 graden) is lichte activiteit van de spier waar te nemen waarbij op circa 310 graden de spier inactief is. In bijlage 11 is te zien dat de spreiding van het signaal tussen de verschillende proefpersonen redelijk groot is. Bij proefpersonen 2 en 10 is de spier veel langer actief dan bij de rest. Hierdoor laat het gemiddelde niet duidelijk een periode van inactiviteit van de spier zien zoals die bij een aantal proefpersonen wel aanwezig is. Bij de voorvoetplaatsing is een iets hogere piek te zien in het traject van circa 110 tot 140 graden.

Grafiek 5.4: Genormaliseerd en gemiddeld EMG-signaal bij fietsen met voor- en middenvoetplaatsing van de m. Biceps Femoris

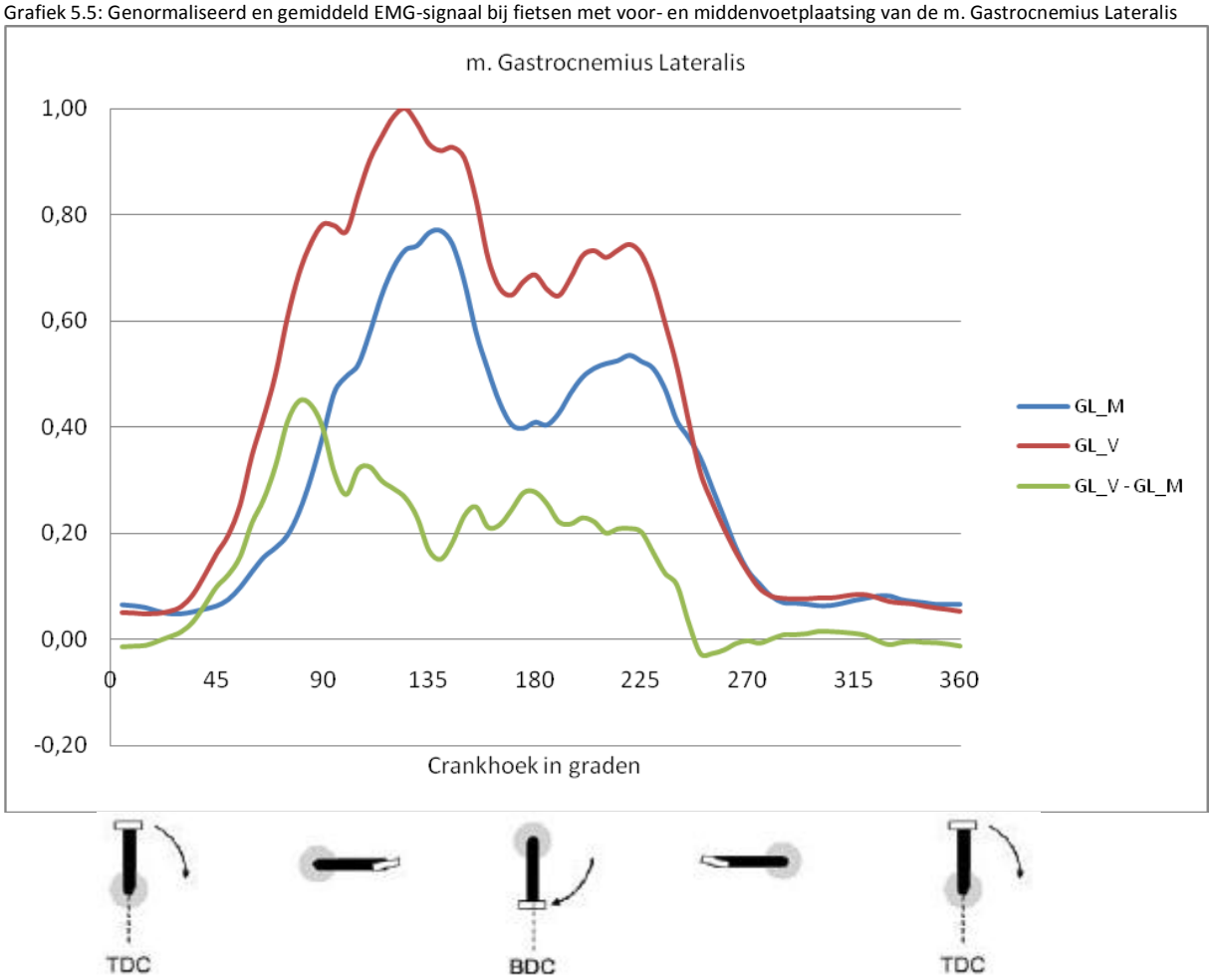


5.2.5 Musculus Gastrocnemius Lateralis

Het EMG-signaal van de m. Gastrocnemius Lateralis verschilt erg veel tussen voor- en middenvoetplaatsing. Tijdens het fietsen met de voorvoet op het pedaal activeren de gemeten proefpersonen hun m. Gastrocnemius Lateralis circa 20 graden eerder. De spier wordt actief rond 30 graden terwijl tijdens het fietsen met het midden van de voet op het pedaal de spier vanaf 50 graden activiteit vertoond. De hoogte van het signaal is beduidend hoger bij de voorvoetplaatsing. De spier wordt bij beide voetplaatsing op hetzelfde punt inactief, namelijk op 270 graden.

Proefpersoon 3 bleek in staat om zijn m. Gastrocnemius Lateralis compleet ongebruikt te laten tijdens het fietsen met het midden van de voet op het pedaal (zie bijlage 12). Hoewel dit geen meetfout betreft wijkt deze meting dusdanig af dat besloten is deze niet te gebruiken bij de berekening van het gemiddelde signaal van de m. Gastrocnemius Lateralis. Zodoende is deze grafiek het gemiddelde van 9 metingen. Ook het verschil in gebruik van de spier is groot tussen de verschillende proefpersonen. Hoewel de onset en offset bij alle proefpersonen redelijk overeen komen is er een duidelijk verschil te zien in het verloop van het signaal (bijlage 12).

Grafiek 5.5: Genormaliseerd en gemiddeld EMG-signaal bij fietsen met voor- en middenvoetplaatsing van de m. Gastrocnemius Lateralis

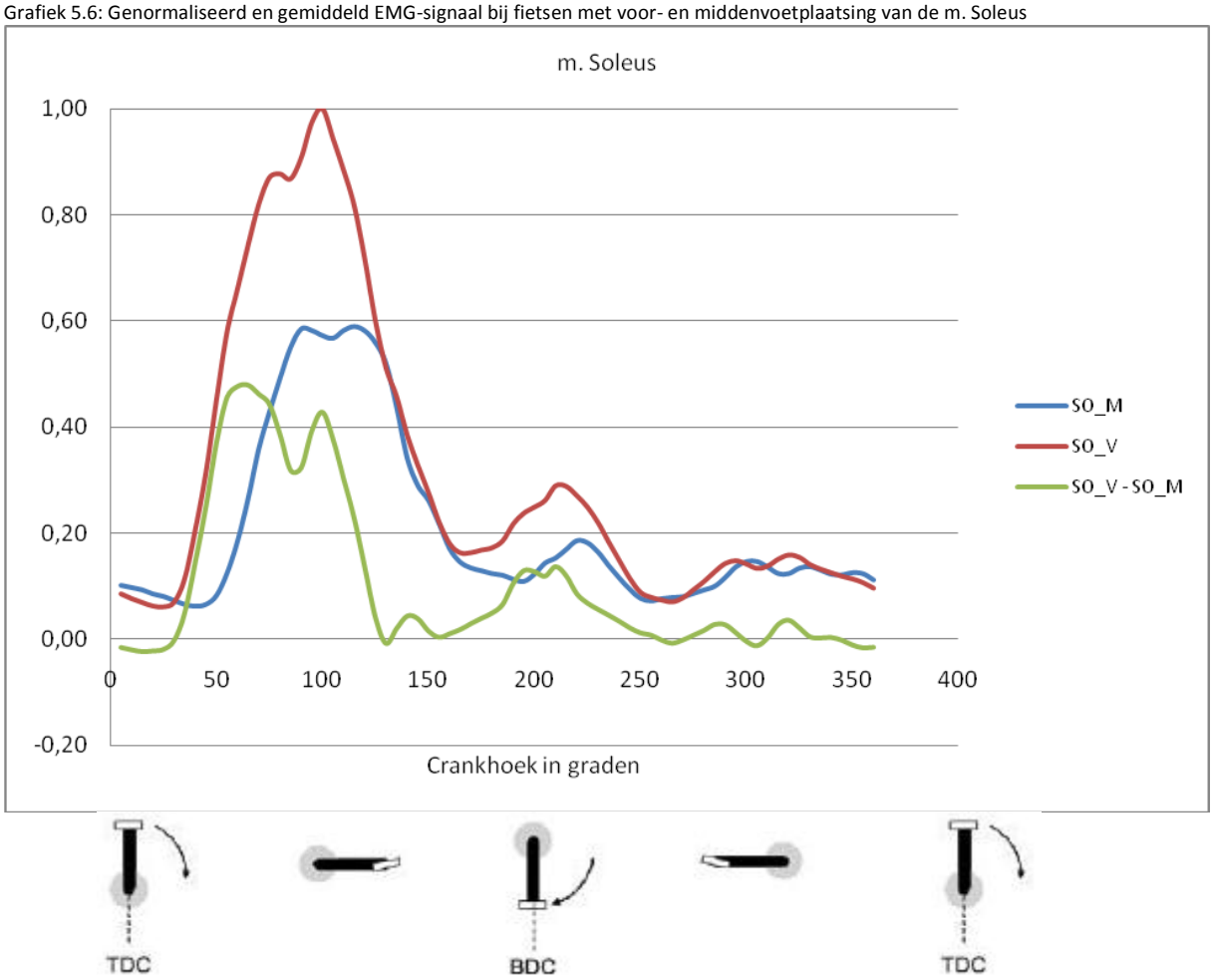


5.2.6 Musculus Soleus

Evenals de m. Gastrocnemius Lateralis is ook de m. Soleus beduidend actiever tijdens het fietsen met de voorvoet op het pedaal. Net als de m. Gastrocnemius Lateralis wordt ook de m. Soleus eerder actief. Ook deze spier wordt bij de voorvoetplaatsing rond 30 graden actief terwijl bij de middenvoetplaatsing de activatie 20 graden later plaatsvindt. Rond 180 graden van de trapcyclus is bij beide voetplaatsingen een dip te zien waarna op ongeveer 220 graden een kleine piek ligt. Vervolgens verloopt de curve naar beneden om op ongeveer 260 graden van de trapcyclus de basisactiviteit te bereiken.

De meetwaarden van 3 proefpersonen zijn niet gebruikt voor het berekenen van het gemiddelde. Bij deze drie proefpersonen (4,9 en 10) is de test afgenomen op een fietsergometer die een storing in het EMG-signaal geeft wanneer met de EMG-plakkers dicht langs de behuizing van de ergometer wordt bewogen. De EMG-plakkers van de m. Soleus zijn dusdanig laag op het been geplakt dat deze langs de behuizing van de fietsergometer bewegen. Dit levert een ruis in het signaal op. Zodoende is de grafiek gemaakt door 7 metingen te middelen in plaats van 10. De afwijkende grafieken zijn te vinden in bijlage 13.

Grafiek 5.6: Genormaliseerd en gemiddeld EMG-signaal bij fietsen met voor- en middenvoetplaatsing van de m. Soleus



5.3 Onset en Offset van de verschillende spieren

In tabel 5.1 en 5.2 zijn respectievelijk de onset en offset van de verschillende spieren weergegeven. Alle waarden zijn weergegeven als crankstand in graden, waar bij 0 graden de trapper zich op het hoogste punt bevindt (TDC). In de tabellen is het aantal proefpersonen waarover gemiddeld is aangegeven onder N. Bij enkele EMG-signalen is de onset of offset niet goed te bepalen en zijn daarom niet gebruikt bij het middelen. De onset en offset zijn bepaald met een drempelwaarde van 20% van de maximaal gemeten EMG-waarden van voor- en middenvoetplaatsing van een proefpersoon. De waarden uit tabel 5.1 en 5.2 zijn in figuur 5.7 en 5.8 weergegeven als staafdiagrammen.

Tabel 5.1: De gemiddelde crankstand in graden t.o.v. TDC (± 1 SD) van de onset van de spieractiviteit

Spier	Voorvoetplaatsing	Middenvoetplaatsing	N
m. Gluteus Maximus	359 ± 12	358 ± 17	9
m. Rectus Femoris	253 ± 46	253 ± 46	9
m. Vastus Lateralis	327 ± 13	330 ± 14	10
m. Biceps Femoris	41 ± 43	42 ± 38	10
m. Gastrocnemius Lateralis*	62 ± 21	85 ± 18	9
m. Soleus**	39 ± 9	62 ± 17	8

* significantieniveau p = .007

** significantieniveau p = .011

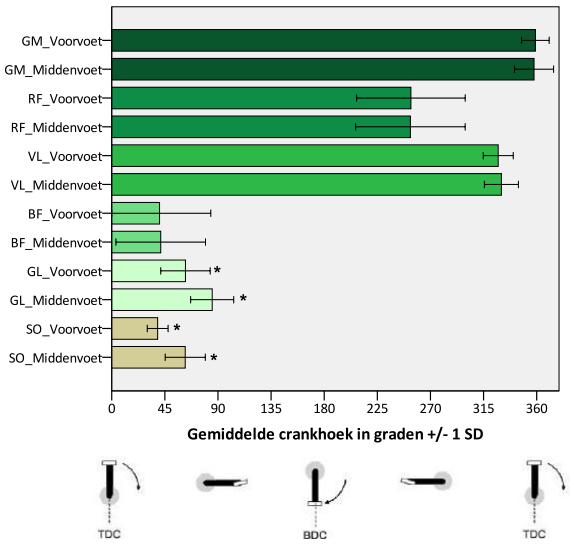
Tabel 5.2: De gemiddelde crankstand in graden t.o.v. TDC (± 1 SD) van de offset van de spieractiviteit

Spier	Voorvoetplaatsing	Middenvoetplaatsing	N
m. Gluteus Maximus*	112 ± 9	121 ± 7	9
m. Rectus Femoris**	100 ± 21	106 ± 19	9
m. Vastus Lateralis	111 ± 11	115 ± 6	10
m. Biceps Femoris	192 ± 29	187 ± 37	10
m. Gastrocnemius Lateralis	253 ± 16	248 ± 24	9
m. Soleus	153 ± 11	152 ± 12	8

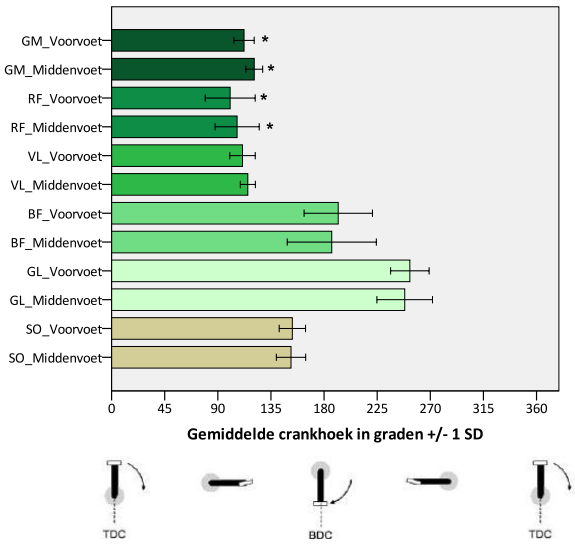
* significantieniveau p = .018

** significantieniveau p = .042

Figuur 5.7: De gemiddelde crankstand in graden t.o.v. TDC (± 1 SD) van de onset van de spieractiviteit
* p<.05



Figuur 5.8: De gemiddelde crankstand in graden t.o.v. TDC (± 1 SD) van de offset van de spieractiviteit
* p<.05



In figuur 5.7 is te zien dat de onset van de m. Gluteus Lateralis en de m. Soleus significant verschillen. Het significantieniveau is erg sterk, respectievelijk p= .007 en p= .011. Bij de overige spieren is geen verschil op te merken. Figuur 5.8 laat zien dat alleen de offset van de m. Gluteus Maximus en de m. Rectus Femoris significant van elkaar verschillen bij de verschillende voetplaatsingen.

5.4 Vergelijking van de EMG-signalen met de in literatuur gevonden EMG-signalen

In eerder uitgevoerd onderzoek is veel informatie te vinden over EMG-activiteit van beenspieren tijdens het fietsen. In artikelen van Neptune (1997), Neptune (2000), van Ingen Schenau (1995) en het review artikel van Hug (2009) is aandacht besteedt aan de spieractiviteit bij het fietsen. De in dit onderzoek gevonden verlopen van spieractiviteit, uitgezet in grafiek 5.1 tot grafiek 5.6 zijn vergelijkbaar met de in genoemde literatuur gevonden resultaten. Bij de spieractiviteit van de m. Rectus Femoris is een grotere spreiding in het verloop van de spieractiviteit waarneembaar tussen de verschillende onderzoeken, zoals dit bij bi-articulaire spieren te verwachten is. Het signaal van de m. Vastus Lateralis komt nagenoeg perfect overeen met signalen gevonden door van Ingen Schenau (1995) en in het review artikel van Hug (2009). Ook de m. Soleus vertoont geen afwijkend signaal. Voor de m. Gastrocnemius Lateralis is weer een grotere spreiding waarneembaar tussen verschillende literatuur. Wel is in de review van Hug (2009) en door van Ingen Schenau (1995) dezelfde dubbele piek weergegeven zoals deze ook in dit onderzoek naar voren komt.

6. Koppeling van de resultaten van de EMG-metingen en de uitkomsten van het computermodel

In dit hoofdstuk zijn de voorspellingen, die in hoofdstuk 3 gedaan zijn aan de hand van de verkortingssnelheden van de spieren, gekoppeld aan het gemeten EMG-signaal. In het EMG-signaal is het electromechanical delay van de spieren verwerkt. Elke spier ondervindt een spierafhankelijke vertraging tussen de eerste elektrische stimulatie en de daadwerkelijke krachtlevering; het electromechanical delay (EMD). De effecten van EMD zijn dat de daadwerkelijke krachtlevering later plaats vindt dan de onset van de EMG-activiteit doet vermoeden. Doordat de voorspellingen op basis van de theorieën van van Inge Schenau (1995) zijn uitgevoerd, is bij alle grafieken het EMD verwerkt in het EMG-signaal. Dit betekent dat het EMG-signaal rond de 50 graden (afhankelijk van de spier) verschuift in de trapcyclus (zie tabel 6.1 en figuur 6.1). Het EMD van elke spier apart (in milliseconden) is overgenomen uit van Ingen Schenau (1995) en deze waarden zijn in tabel 6.1 weergegeven. Ook de bijbehorende verschuiving in graden van de krachtlevering ten opzicht van de EMG-activiteit is weergegeven.

Tabel 6.1: Electromechanical delay van de spier met de bijbehorende faseverschuiving

Spier	Electromechanical Delay* in ms	Faseverschuiving in graden**
m. Gluteus Maximus	91	49
m. Rectus Femoris	85	46
m. Vastus Lateralis	89	48
m. Biceps Femoris	96	52
m. Gastrocnemius Lateralis	108	58
m. Soleus	99	53

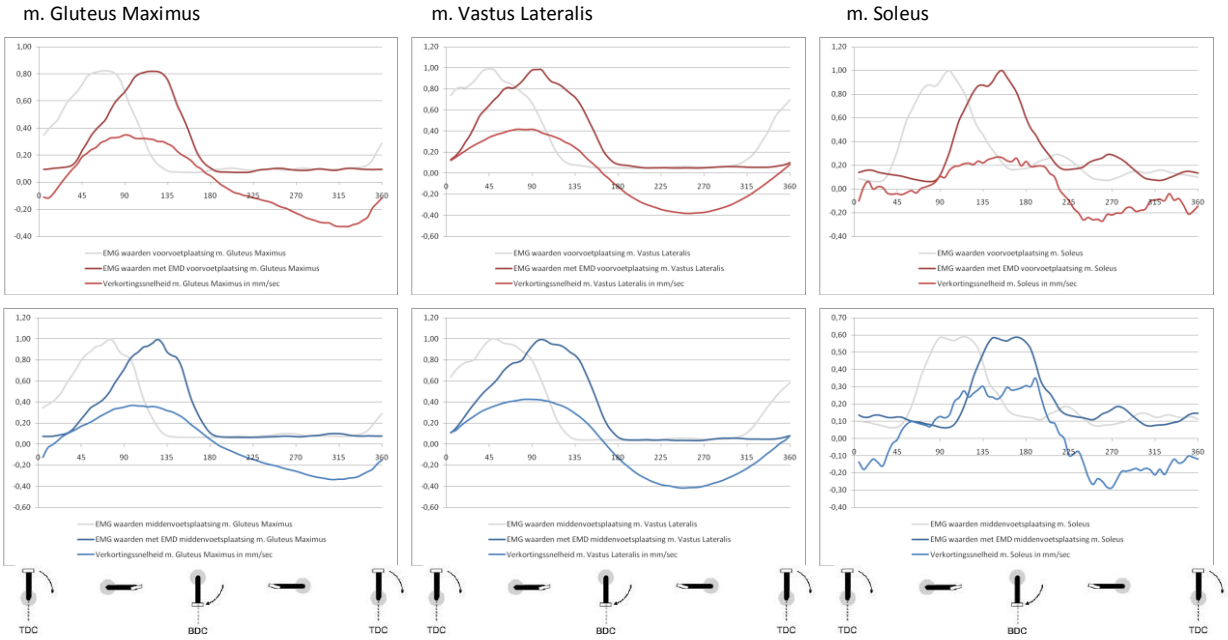
*Het EMD van de spieren is een gemiddelde en geen vaststaande waarde. Voor dit onderzoek is echter gekozen een gemiddelde te gebruiken verkregen uit het onderzoek van van Ingen Schenau (1995).
**Faseverschuiving bij 90 rpm.

In figuur 6.1 zijn de grafieken weergegeven van de mono-articulaire spieren. De donkere lijn representeert het EMG-signaal met EMD, de lichte lijn de verkortingssnelheid en de lichtgrijze lijn het EMG-signaal zonder EMD. De grafieken met de rode lijnen zijn gemeten bij voorvoetplaatsing, de grafieken met de blauwe lijnen bij middenvoetplaatsing. Er is enkel de koppeling gemaakt bij mono-articulaire spieren om de in hoofdstuk 3 genoemde redenen. De grafieken van het EMG-signaal en de verkortingssnelheid van de bi-articulaire spieren zijn opgenomen in bijlage 14.

De grafieken van de voor- en middenvoetplaatsing zijn onder elkaar geplaatst, om het geheel overzichtelijk te maken. Voorspeld is dat de activiteit van de m. Gluteus Maximus verhoogd zou zijn over het traject van 20 tot 190 graden. Bij voor- en middenvoetplaatsing vindt de krachtlevering van de m. Gluteus Maximus plaats over het traject van 40 tot 170 graden. Dit valt binnen het traject van verkorting van de spier. De activiteit bij middenvoetplaatsing is echter tegen de voorspellingen in hoger dan bij voorvoetplaatsing (zie figuur 6.2). Factoren anders dan de verkortingssnelheid zorgen voor een hogere activiteit van de spier bij middenvoetplaatsing. Hier wordt in de conclusie op teruggekomen.

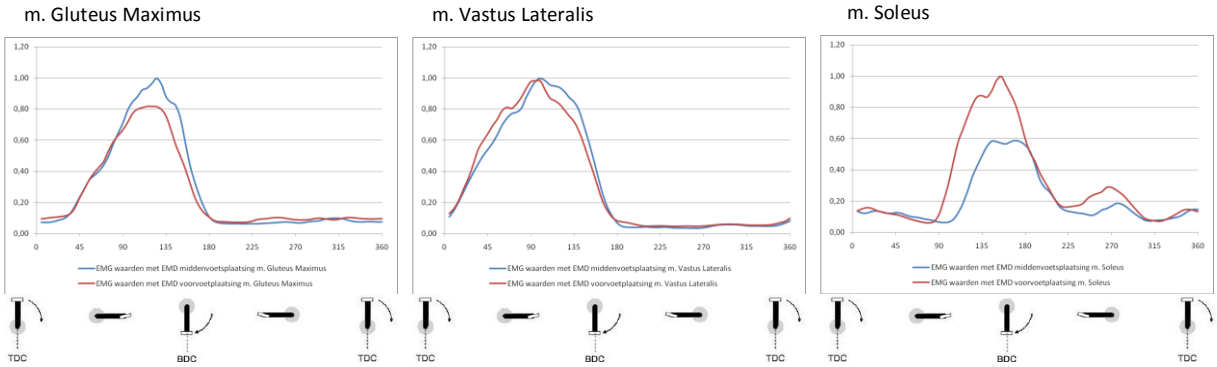
De voorspelling met betrekking tot de activiteit van de m. Vastus Lateralis, is dat deze verhoogd zou zijn over het traject van 350 tot 165 graden, waarbij vanaf 90 graden de activiteit bij middenvoetplaatsing hoger zou zijn. Bij beide voetplaatsingen is de activiteit van de m. Vastus Lateralis verhoogd van 10 tot 165 graden. De spier lijkt later actief te worden dan op basis van de verkortingssnelheid verwacht is. Dat de spier bij middenvoetplaatsing van 90 tot 165 een (zoals verwacht) hogere activiteit vertoont dan bij voorvoetplaatsing is te zien in figuur 6.2.

Figuur 6.1: Het EMG-signaal zonder en met EMD gekoppeld aan de verkortingssnelheid



De m. Soleus zou naar verwachting actief zijn over het traject van 45 bij middenvoetplaatsing en 70 graden bij voorvoetplaatsing tot 215 graden. De spier is bij voorvoetplaatsing actief van 95 tot 210 graden, bij middenvoetplaatsing is de spier actief van 115 tot 210 graden. De activiteit van de spier zet later in dan het verkortingstraject van de spier. Dit is bij zowel voor- als middenvoetplaatsing het geval, hoewel dit bij middenvoetplaatsing extremer zichtbaar is. De periode van activiteit van de spier blijft ruim binnen de verkortingsfase van de spier. De activiteit van spier is bij middenvoetplaatsing tegen de verwachting in een flink lager dan bij voorvoetplaatsing (zie figuur 6.2). Dit zal veroorzaakt moeten worden door factoren anders dan de verkortingssnelheid van de spier. Hier wordt in de conclusie op teruggekomen.

Figuur 6.2: EMG-signalen met EMD van voor- en middenvoetplaatsing



7. Conclusie

In de conclusie worden aan de hand van de EMG-metingen en uitkomsten van het model uitspraken gedaan over het effect van verschillende posities van het klikplaatje onder de fietsschoen op spiergebruik van boven en onderbeen.

Tussen het fietsen met voor- en middenvoetplaatsing zijn duidelijke verschillen waarneembaar in de EMG-signalen van 2 van de 6 gemeten spieren. De m. Gactrocnemius Lateralis en de m. Soleus vertonen een duidelijk verminderde spieractiviteit bij middenvoetplaatsing. Dit geldt voor het gehele traject; van onset tot offset van de spieractiviteit. In deze context wordt met de onset en offset van de spier, de “aan” en “uit”-schakeling van de spieractiviteit bedoeld. De onset van de m. Gastrocnemius Lateralis en de m. Soleus vindt bij middenvoetplaatsing tevens significant later plaats in de trapcyclus dan bij voorvoetplaatsing. Voor de timing van de offset is geen verschil aantoonbaar. Bij de m. Gastrocnemius Lateralis zijn enkele factoren van invloed op het EMG-signaal. De veronderstelling is dat bi-articulaire spieren een rol spelen in de fijne regulatie van de verdeling van momenten over de twee overspannen gewrichten. Bij deze regulatie zijn veel individuele parameters van belang. Tevens spelen bi-articulaire spieren een grote rol bij het transporteren van energie en het richten van krachten. Verschillen in EMG-signaal van bi-articulaire spieren zijn dus zeer moeilijk terug te voeren naar een bepaald aspect.

Voor de overige gemeten spieren (m. Gluteus Maximus, m. Rectus Femoris, m. Vastus Lateralis en m. Biceps femoris caput longum) geldt dat de verschillen in EMG-signaal in mindere mate aanwezig zijn. Bij de m. Gluteus Maximus is in de tweede helft van het traject van activatie bij de middenvoetplaatsing een hoger EMG-signaal zichtbaar dan bij het signaal bij voorvoetplaatsing. Dit is tegenstrijdig met de verwachting van EMG-activiteit op basis van de verkortingssnelheid van de spier. Factoren anders dan de verkortingssnelheid zullen het hogere EMG-signaal veroorzaken. De m. Gluteus Maximus vertoont bij middenvoetplaatsing een significant latere offset dan bij voorvoetplaatsing evenals de m. Rectus Femoris. Het absolute verschil in offset tussen voor- en middenvoetplaatsing is echter bij beide spieren beperkt.

De voorspellingen van de spieractiviteit van de m. Vastus Lateralis op basis van de verkortingsnelheid, komt overeen met de uitkomsten van de EMG-metingen. De verschillen in het op te heffen moment rond de knie zijn niet bekend.

De spreiding van de EMG-signalen van de m. Rectus Femoris en de m. Biceps Femoris tussen de proefpersonen is erg groot. Een mogelijke verklaring hiervoor wordt gevonden in eerder genoemde factoren die een rol spelen bij bi-articulaire spieren. Door deze factoren zijn er inter-individuele verschillen in spieractiviteit mogelijk waardoor het EMG-signaal niet bij alle proefpersonen dezelfde trend vertoond.

De voethoek is bij de voorvoetplaatsing groter dan bij de middenvoetplaatsing. De voethoek is van invloed op de enkelhoek en deze is op zijn beurt van invloed op de spierlengte van de kuitmusculatuur. Het verloop van de spierlengte tijdens de cyclus vertoont echter nauwelijks verschillen. Bij alle spieren is het verschil in spierlengte op elke moment van de cyclus verwaarloosbaar. De verschillen beperken zich tot maximaal 2,5%. Voor elke spier is een verschil in EMG-signaal door een activatie van de spier in een ander lengtetraject vrijwel uitgesloten.

De veronderstelling dat de kuitmusculatuur wordt ontzien door middenvoetplaatsing is op basis van dit onderzoek niet te bewijzen. Met andere woorden, dat het lagere EMG-signaal van de kuitmusculatuur bij middenvoetplaatsing wordt veroorzaakt door een verminderde krachtlevering is niet eenduidig vast te stellen. Andere factoren die een verschil in EMG-signaal kunnen veroorzaken, zoals verhoogde contractiesnelheid of een ongunstigere kracht-lengte verhouding van de spier zijn echter vrijwel uitgesloten. Te stellen is dus dat de uitkomsten van de EMG-metingen sterk op een verminderde krachtlevering bij middenvoetplaatsing ten opzichte van voorvoetplaatsing wijzen. Wel staat vast dat de kuitmusculatuur bij middenvoetplaatsing over een korter traject actief is dan bij voorvoetplaatsing. Bij de m. Gluteus Maximus is het verschil in EMG-signaal door een verschil in krachtlevering niet uit te sluiten. Bij de m. Vastus Lateralis is het verschil in EMG-signaal verklaarbaar aan de hand van het verschil in verkortingssnelheid. Hoewel een grotere krachtlevering niet is uitgesloten kan een hogere verkortingssnelheid bij middenvoetplaatsing een oorzaak zijn voor het verhoogde EMG-signaal.

Een oorzaak voor het verschil in krachtlevering van de verschillende spieren bij voor- en middenvoetplaatsing, met behoudt van het geleverde vermogen tijdens het fietsen, kan gevonden worden in een herverdeling van de momenten rond gewrichten bij verandering van de voetplaatsing. Een ander aangrijpingspunt van de kracht op de trapper (voorvoetplaatsing versus middenvoetplaatsing) en een andere krachtrichting kan resulteren in veranderende momentsarmen rond het enkel-, knie- en heupgewricht. De resulterende momenten rond deze gewrichten zijn in de situatie ongelijk. Ook is het mogelijk dat andere - tijdens het onderzoek niet gemeten - plantair flectoren een deel van het werk van de m. Gasctrocnemius Lateralis en de m. Soleus voor hun rekening nemen. Bij de musculatuur rond het knie- en heupgewricht is tevens een herverdelende rol tussen gemeten en niet gemeten spieren mogelijk. Vervolgonderzoek naar krachtrichtingen op het pedaal en de daaruit volgende verdeling van momenten rond het enkel-, knie- en heupgewricht zouden de conclusies aangaande de herverdeling van momenten, nader kunnen bevestigen of ontkrachten

8. Discussie

Discussiepunten die al eerder in het rapport zijn besproken zijn beknopt uiteengezet. Bij deze discussiepunten is verwezen naar het betreffende hoofdstuk waarin deze besproken zijn. Nieuwe discussiepunten zijn zonodig toegelicht. Er is onderscheidt gemaakt in de volgende categorieën: model, EMG-meting, voethoekanalyse en tot slot een aantal discussiepunten over de in de conclusie gedane beweringen.

Model

De gebruikte origo's en inserties wijken af van werkelijke origo's en inserties omdat het model bestaat uit lijnstukken waarvan de dikte niet overeenkomt met de plaatselijke botdiktes (zie hoofdstuk 2.4.3). Gebruikte origo's en inserties zijn bepaald door veronderstelde afstanden tussen gewrichten en origo's en inserties op te meten op een skeletmodel. Door geen gebruik te maken van herhaalde metingen en te meten 'op het oog' is de kans op meetfouten groot.

EMG-meting

Omstandigheden van de metingen van proefpersonen 1,2,3,5,6 en 7 zijn niet gelijk aan die van 4,8,9 en 10. De metingen zijn uitgevoerd in een andere ruimte en op een andere fietsergometer. De metingen van proefpersonen 1,2,3,5,6 en 7 zijn uitgevoerd op de zogenaamde Watt-bike. De Watt-bike is niet instelbaar op een vast wattage. Het wattage is afhankelijk van de ingestelde weerstand en trapfrequentie. Door de in het meetprotocol vastgestelde trapfrequentie aan te houden is mogelijk een wattage van 200 Watt op te leggen. Spreiding in geleverd vermogen veroorzaakt door het instellen van de weerstand van de wattbike is (minimaal) aanwezig.

Bij de metingen zijn verschillende soorten schoenen gebruikt. Proefpersonen 1,3 en 7 hebben de biomac schoenen gebruikt bij de testen met middenvoetplaatsing. Degenen die een andere schoen hebben gebruikt bij de testen met middenvoetplaatsing hebben deze uitgevoerd met hun eigen schoenen met een adapter. De adapter maakt de middenvoetplaatsing bij een reguliere fietsschoen mogelijk.

De EMG-plakkers zijn aangebracht door twee verschillende testleiders. Hierdoor kan door verschillende interpretatie van het SENIAM-protocol variatie in elektrodeplaatsing voorkomen. Doordat de elektrodeplaatsing van de twee metingen van een proefpersoon onveranderd zijn gebleven heeft dit enkel effect op de spreiding in het verloop van de EMG-signalen tussen proefpersonen.

Voethoekanalyse

De gemeten waarden zijn waarden verkregen uit verschillende trapcycli. Deze steekproefsgewijs verkregen data is achteraf handmatig aangevuld om tot een volledig signaal te komen. Dit signaal is vervolgens gefilterd (smooth filter over 36 waarden). Alsnog blijft een grillig verlopende grafiek over die de werkelijke voethoek benadert. Door het grillige verloop vertonen de grafieken van spierlengtes en spierverkortingssnelheden van de

m. Gastrocnemius Lateralis en de m. Soleus geen vloeiende lijnen (zie hoofdstuk 3.3). Bij gebruik van een hogesnelheidscamera was het mogelijk geweest een volledig signaal uit een cyclus of een gemiddelde uit meerdere cycli te verkrijgen.

Beweringen en conclusies

Bij de beoordeling van het effect van verschillen van spierlengte op het EMG-signaal is uitgegaan van percentuele verschillen. Doordat de absolute spierlengte niet bekend is, is niet bekend op welk traject van de kracht-lengterelatie deze verschillen aanwezig zijn. Doordat de geteste groep allen getrainde fietsers zijn, is aangenomen dat de spierlengtes tijdens het fietsen zich rond de rustlengtes bewegen. Bij de beoordeling is er daarom vanuit gegaan dat tijdens de trapcyclus de spier zich niet in een dusdanig verkorte of verlengde situatie bevind dat deze geringe verschillen (maximaal 2,5%) een zichtbare uitwerking op het EMG-signaal hebben. Verschil in spierlengtes kan dus van grotere invloed zijn dan beweerd is.

Literatuur

1. Billaut F, Basset FA, Falgairette G. Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. Neuroscience Letters 2005: 380, 265-9.

2. Duc S, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F. Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. Journal of Electromyography and Kinesiology 2008;18:116-27.

3. Duc S, Villerius V, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F. Muscular activity level during pedalling is not affected by crank inertial load. European Journal of Applied Physiology 2005;95:260-4.

4. Edwards RG, Lippold OC. The relationship between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. Journal of Physiology 1956;132:677-81.

5. Franssen JLM. Handboek oppervlakte-elektromyografie. Utrecht: De Tijdstroom; 1995.

6. Friedrich C. (2008). Test: Biomac Y³ – Mehr Weg ist das Ziel, URL: http://www.triathlon.de/test-biomac-y%c2%b3-mehr-weg-ist-das-ziel-1548.html

7. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiological Reviews 2001;81:1725-89.

8. Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grelot L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedalling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. European Journal of Applied Physiology 2004;92:334-42.

9. Hug F, Dorel S. Electromyograpic analysis of pedalling: A review. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009;19:182-98.

10. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology 2000;10:361-74.

11. van Ingen Schenau van G.J. The control of mono-articular muscles in multijoint leg extensions in man. Journal of Physiology 1995; 484.1:247-54.

12. Jorge M, Hull ML. Analysis of EMG Measurements during bicycle pedalling. Journal of Biomechanics 1986;19:683-94.

13. Lagerberg A, Riezebos C, Faber H. Springen en startpositie. Versus, Tijdschrift voor fysiotherapie 2008;6;1-33.

14. Li L, Caldwell GE. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. Journal of Applied Physiology 1998;85:927-34.

15. Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedalling rate on coordination in cycling. Journal of Biomechanics 1997;30;1051-8.

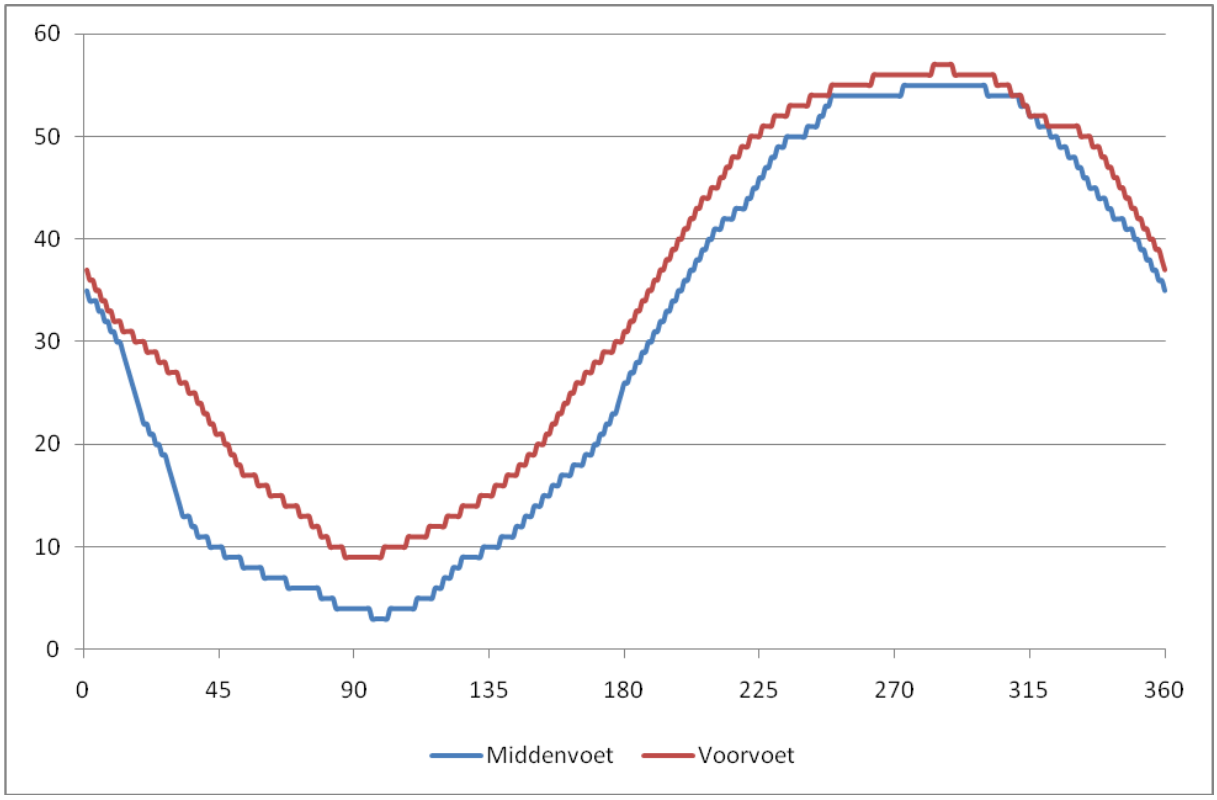
16. Neptune RR, Herzog W. The association between negative muscle work and pedaling rate. Journal of Biomechanics 1999;32:1021-6.

17. Neptune RR, Herzog W. Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady state cycling. Journal of Biomechanics 2000;33:165-72.

18. Rouffet DM, Hautier CA. EMG normalization to study muscle activation in cycling. Journal of Electromyography and kinesiology 2008;18:866-78.

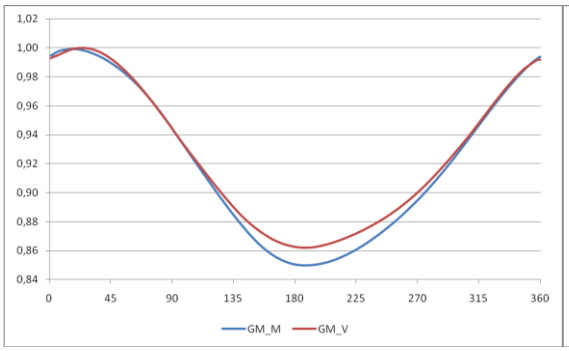
19. Woods K, Bishop P, Jones E. Warm-Up and Stretching in the Prevention of Muscular Injury. Sports Medicine 2007;37(12):1089-99.

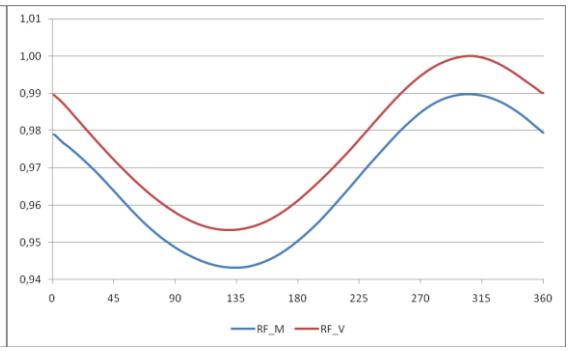
Bijlage 1: Voethoek bij voor- en middenvoetplaatsing ten opzichte van de horizontaal



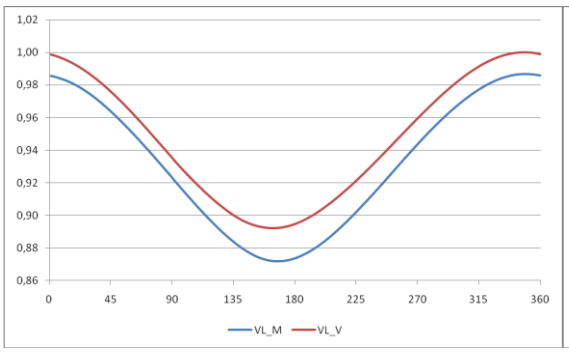
Bijlage 2: Relatieve spierlengtes bij voor- en middenvoetplaatsing op basis van het model

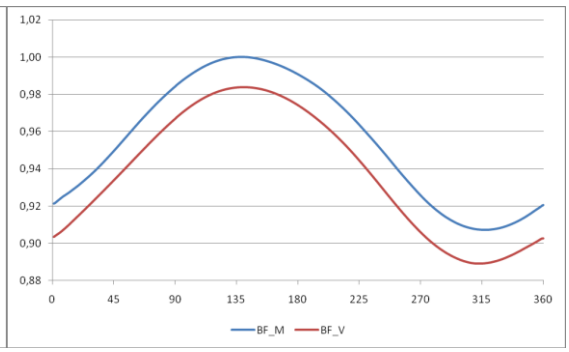
Relatieve spierlengte van de m. Gluteus Maximus en m. Rectus Femoris



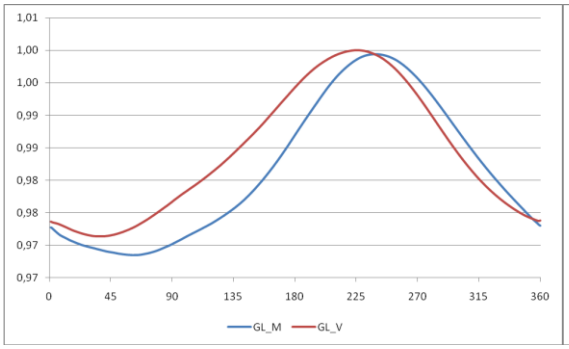


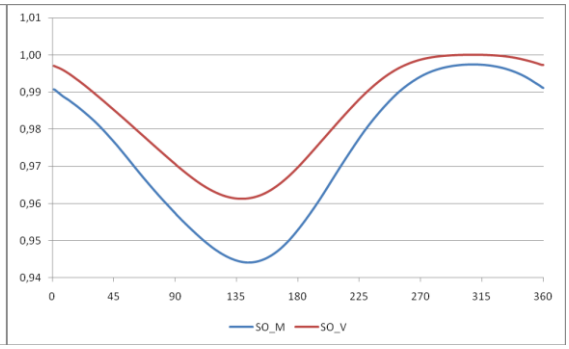
Relatieve spierlengte van de m. Vastus Lateralis en m. Biceps Femoris





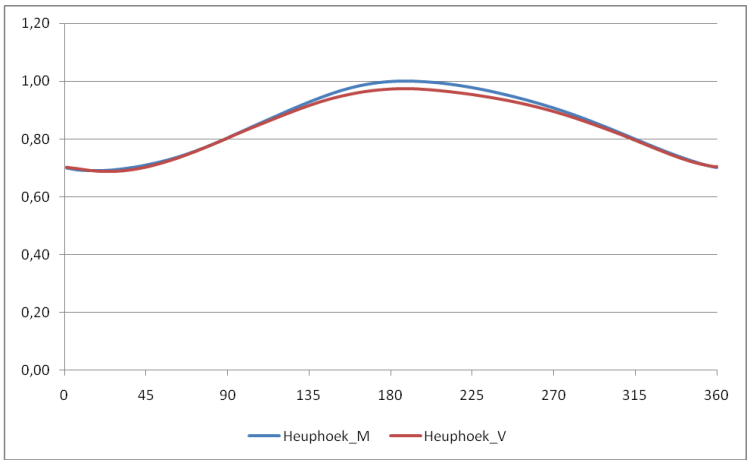
Relatieve spierlengte van de m. Gastrocnemius Lateralis en m. Soleus



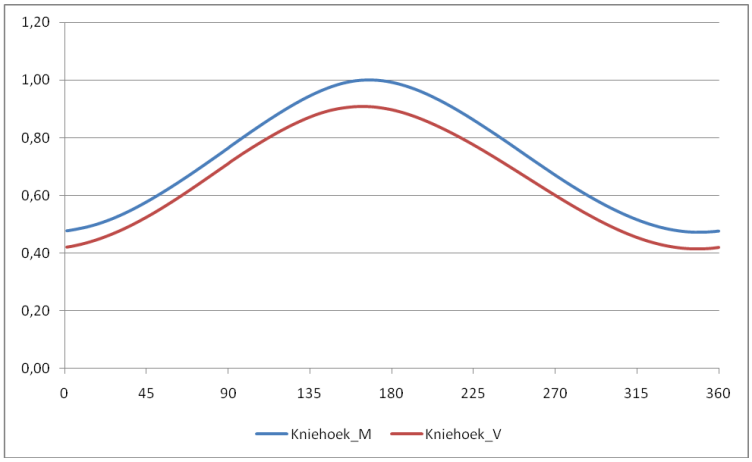


Bijlage 3: Gewrichtsuitslagen van het heup-, knie- en enkelgewricht op basis van het model

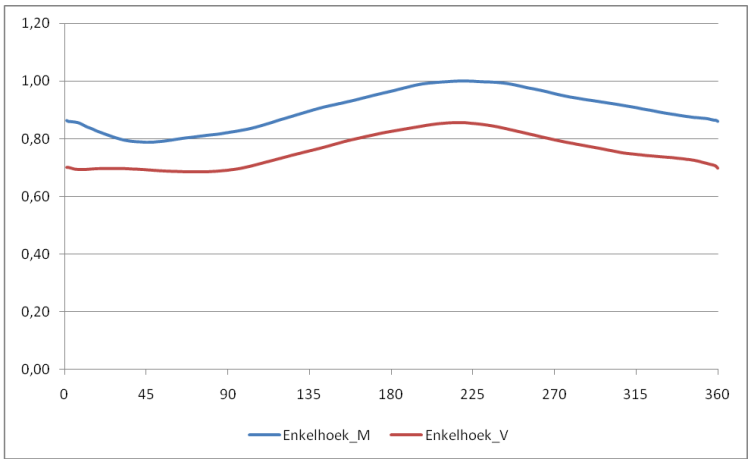
Heuphoek

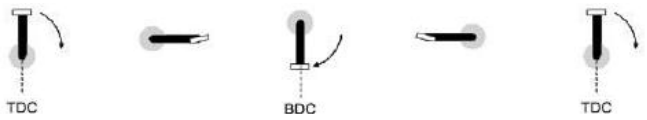


Kniehoek



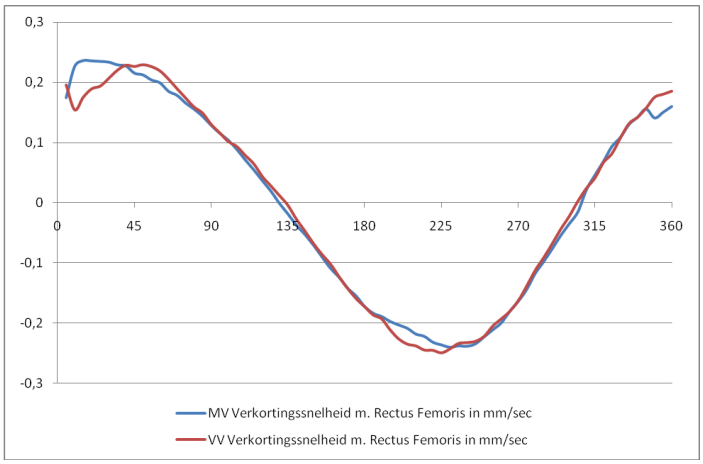
Enkelhoek



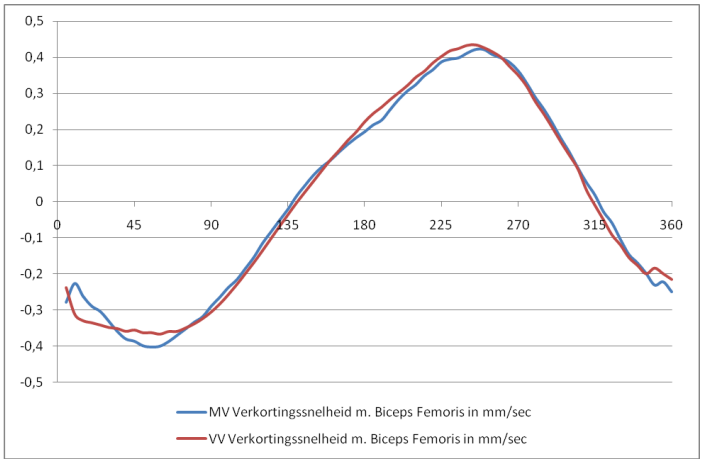


Bijlage 4: Spierverkortingssnelheden van 3 bi-articulaire spieren op basis van het model

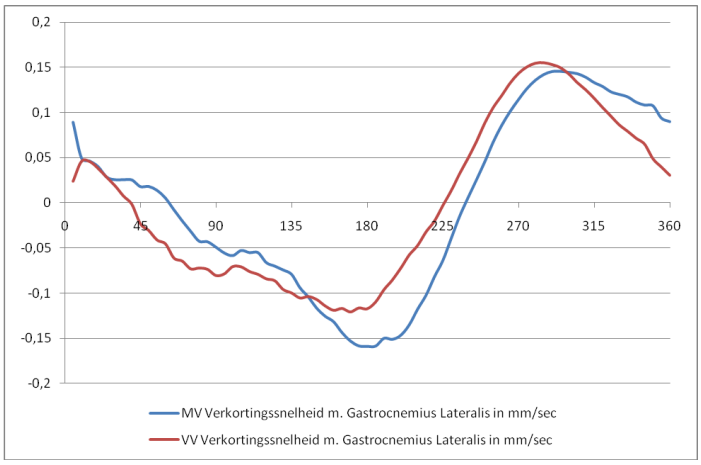
Spierverkortingssnelheid m. Rectus Femoris in mm/sec

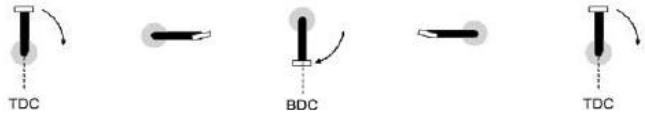


Spierverkortingssnelheid m. Biceps Femoris in mm/sec



Spierverkortingssnelheid m. Gastrocnemius Lateralis in mm/sec





Bijlage 5: Meetprotocol EMG-praktijktest

Vooraf aan de test
De dag voorafgaand aan de dag waarop getest wordt is er geen zware training afgewerkt.
Proefpersoon tekent toestemmingsverklaringformulier.
De absolute verticale trochantor major-hoogte wordt ten opzichte van de grond gemeten bij de proefpersoon op sokken of blote voeten.

Fietsafstelling en zitpositie
De zadelhoogte wordt ingesteld op 96% van de trochantor major-hoogte. De voorbouw wordt zodanig afgesteld dat de proefpersoon in een comfortabele fietspositie zit met zijn handen op de remgrepen. Het schoenplaatje wordt onder de bal van de voet of onder het midden van de voet geplaatst.

EMG-plaatsing
EMG-elektrodes worden volgens het SENIAM-protocol aangebracht op de volgende spieren van het rechterbeen:

m. Gluteus Maximus
m. Rectus Femoris
m. Vastus Lateralis
m. Biceps Femoris
m. Gastrocnemius Lateralis
m. Soleus

Referentie-elektrode wordt aangebracht op het facies medialis van de tibia.

Fietstest voorvoetplaatsing of middenvoetplaatsing
Warming-up: 5 minuten, 120 Watt, 90 RPM.
Meting: 3 minuten, 200 Watt, 90 RPM.
EMG-systeem wordt gestart in de laatste minuut van de meting.

Verandering positie schoenplaatje
Schoenplaatje van voorvoet naar het absolute midden van de schoen verplaatsen of vice versa.

Fietstest voorvoetplaatsing of middenvoetplaatsing
Warming-up: 5 minuten, 120 Watt, 90 RPM.
Meting: 3 minuten, 200 Watt, 90 RPM.
EMG-systeem wordt gestart in de laatste minuut van de meting.

Na de test
EMG-elektrodes worden verwijderd van het been.

Bijlage 6: Toestemmingsverklaring formulier

Toestemmingsverklaringsformulier (informed consent)

Titel onderzoek: *Invloed plaatsing van schoenplaatje onder de fietsschoen op de spieractiviteit bij het fietsen op submaximale intensiteit.*

Verantwoordelijke onderzoeker: *Laurens van Outheusden / Harmen van der Wal*

In te vullen door de deelnemer

Ik verklaar op een voor mij duidelijke wijze te zijn ingelicht over de aard, methode, doel en de risico's en belasting van het onderzoek. Ik weet dat de gegevens en resultaten van het onderzoek alleen anoniem en vertrouwelijk aan derden bekend gemaakt zullen worden. Mijn vragen zijn naar tevredenheid beantwoord.

Ik stem geheel vrijwillig in met deelname aan dit onderzoek. Ik behoud me daarbij het recht voor om op elk moment zonder opgaaf van redenen mijn deelname aan dit onderzoek te beëindigen.

Ik geef toestemming dat tijdens het onderzoek gemaakt foto's gebruikt mogen worden voor wetenschappelijke en educatieve doeleinden.

Naam deelnemer: ……..

Datum: …… Handtekening deelnemer: ….……

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

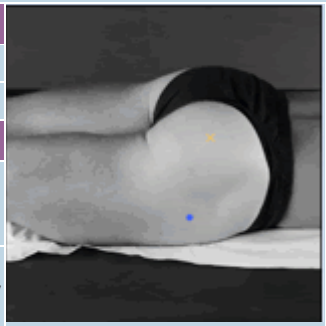
Ik heb een mondelinge en schriftelijke toelichting gegeven op het onderzoek. Ik zal resterende vragen over het onderzoek naar vermogen beantwoorden. De deelnemer zal van een eventuele voortijdige beëindiging van deelname aan dit onderzoek geen nadelige gevolgen ondervinden.

Naam onderzoeker: ..…….

Datum: ……..……Handtekening onderzoeker: ..…….

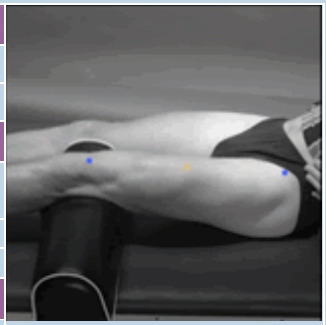
Bijlage 7: SENIAM protocol

Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles



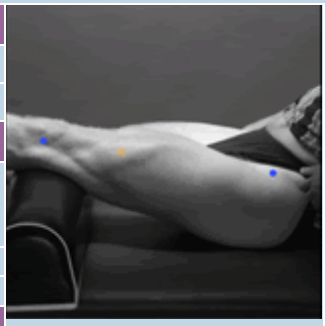
Muscle	
Name	Gluteus
Subdivision	Maximus
Muscle Anatomy	
Origin	Posterior gluteal line of ilium ad portion of bone superior and posterior to t, posterior surface of lower part of sacrum, side of coccyx, aponeurosis of erector spinea, sacrotuberous ligament and gluteal aponeurosis.
Insertion	Larger proximal portion and superficial fibres of distal portion of muscle into iliotibial tract of fascia lata. Deeper fibres of distal portion into gluteal tuberosity of femur.
Function	Extends, laterally rotates and lower fibres assist in adduction of the hip joint. The upper fibres assist in adduction. Through its insertion into the iliotibial tract, helps to stabilise the knee in extension.
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Prone position, lying down on a table.
Electrode size	Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm.
Electrode placement	
- location	The electrodes need to be placed at 50% on the line between the sacral vertebrae and the greater trochanter. This position corresponds with the greatest prominence of the middle of the buttocks well above the visible bulge of the greater trochanter.
- orientation	In the direction of the line from the posterior superior iliac spine to the middle of the posterior aspect of the thigh
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On the proc. spin. of C7 or on / around the wrist or on / around the ankle.
Clinical test	Lifting the complete leg against manual resistance.
Remarks	The SENIAM guidelines include also a separate sensor placement procedure for the gluteus medius muscle.

Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles



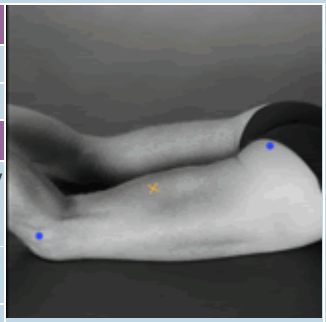
Muscle	
Name	Quadriceps Femoris
Subdivision	rectus femoris
Muscle Anatomy	
Origin	Straight head from anterior inferior iliac spine. Reflected head from groove above rim of acetabulum.
Insertion	Proximal border of the patella and through patellar ligament.
Function	Extension of the knee joint and flexion of the hip joint.
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Sitting on a table with the knees in slight flexion and the upper body slightly bend backward.
Electrode size	Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm.
Electrode placement	
- location	The electrodes need to be placed at 50% on the line from the anterior spina iliaca superior to the superior part of the patella
- orientation	In the direction of the line from the anterior spina iliaca superior to the superior part of the patella.
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On / around the ankle or the proc. spin. of C7.
Clinical test	Extend the knee without rotating the thigh while applying pressure against the leg above the ankle in the direction of flexion.
Remarks	The SENIAM guidelines include also a separate sensor placement procedure for the vastus medialis and the vastus lateralis muscle.

Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles



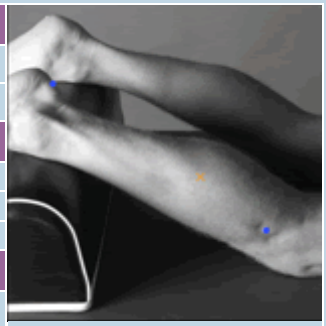
Muscle	
Name	Quadriceps Femoris
Subdivision	vastus lateralis
Muscle Anatomy	
Origin	Proximal parts of intertrochanteric line, anterior and inferior borders of greater trochanter, lateral lip of gluteal tuberosity, proximal half of lateral lip of linea aspera, and lateral intermuscular septum.
Insertion	Proximal border of the patella and through patellar ligament.
Function	Extension of the knee joint.
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Sitting on a table with the knees in slight flexion and the upper body slightly bend backward.
Electrode size	Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm.
Electrode placement	
- location	Electrodes need to be placed at 2/3 on the line from the anterior spina iliaca superior to the lateral side of the patella.
- orientation	In the direction of the muscle fibres
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On / around the ankle or the proc. spin. of C7.
Clinical test	Extend the knee without rotating the thigh while applying pressure against the leg above the ankle in the direction of flexion.
Remarks	The SENIAM guidelines include also a separate sensor placement procedure for the vastus medialis and the rectus femoris muscle.

Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles



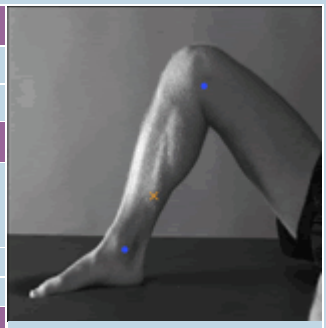
Muscle	
Name	Biceps femoris
Subdivision	Long head and short head
Muscle Anatomy	
Origin	Long head: distal part of sacrotuberous ligament and posterior part of tuberosity Short head: lateral lip of linea aspera, proximal 2/3 of supracondylar line and lateral intermuscular septum.
Insertion	Lateral side of head of fibula, lateral condyle of tibia, deep fascial on lateral side of leg.
Function	Flexion and lateral rotation of the knee joint. The long head also extends and assists in lateral rotation of the hip joint.
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Lying on the belly with the face down with the thigh down on the table and the knees flexed (to less than 90 degrees) with the thigh in slight lateral rotation and the leg in slight lateral rotation with respect to the thigh.
Electrode size	Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm.
Electrode placement	
- location	The electrodes need to be placed at 50% on the line between the ischial tuberosity and the lateral epicondyle of the tibia.
- orientation	In the direction of the line between the ischial tuberosity and the lateral epicondyle of the tibia.
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On / around the ankle or the proc. spin. of C7.
Clinical test	Press against the leg proximal to the ankle in the direction of knee extension.
Remarks	

Recommendations for sensor locations in lower leg or foot muscles



Muscle	
Name	Gastrocnemius
Subdivision	Lateralis
Muscle Anatomy	
Origin	Lateral condyle and posterior surface of femur, capsule of knee joint.
Insertion	Middle part of posterior surface of calcaneus.
Function	Flexion of the ankle joint and assist in flexion of the knee joint.
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Lying on the belly with the face down, the knee extended and the foot projecting over the end of the table.
Electrode size	Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm.
Electrode placement	
- location	Electrodes need to be placed at 1/3 of the line between the head of the fibula and the heel.
- orientation	In the direction of the line between the head of the fibula and the heel.
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On / around the ankle or the proc. spin. of C7.
Clinical test	Plantar flexion of the foot with emphasis on pulling the heel upward more than pushing the forefoot downward. For maximum pressure in this position it is necessary to apply pressure against the forefoot as well as against the calcaneus.
Remarks	The SENIAM guidelines also include a separate sensor placement procedure for the medial gastrocnemius.

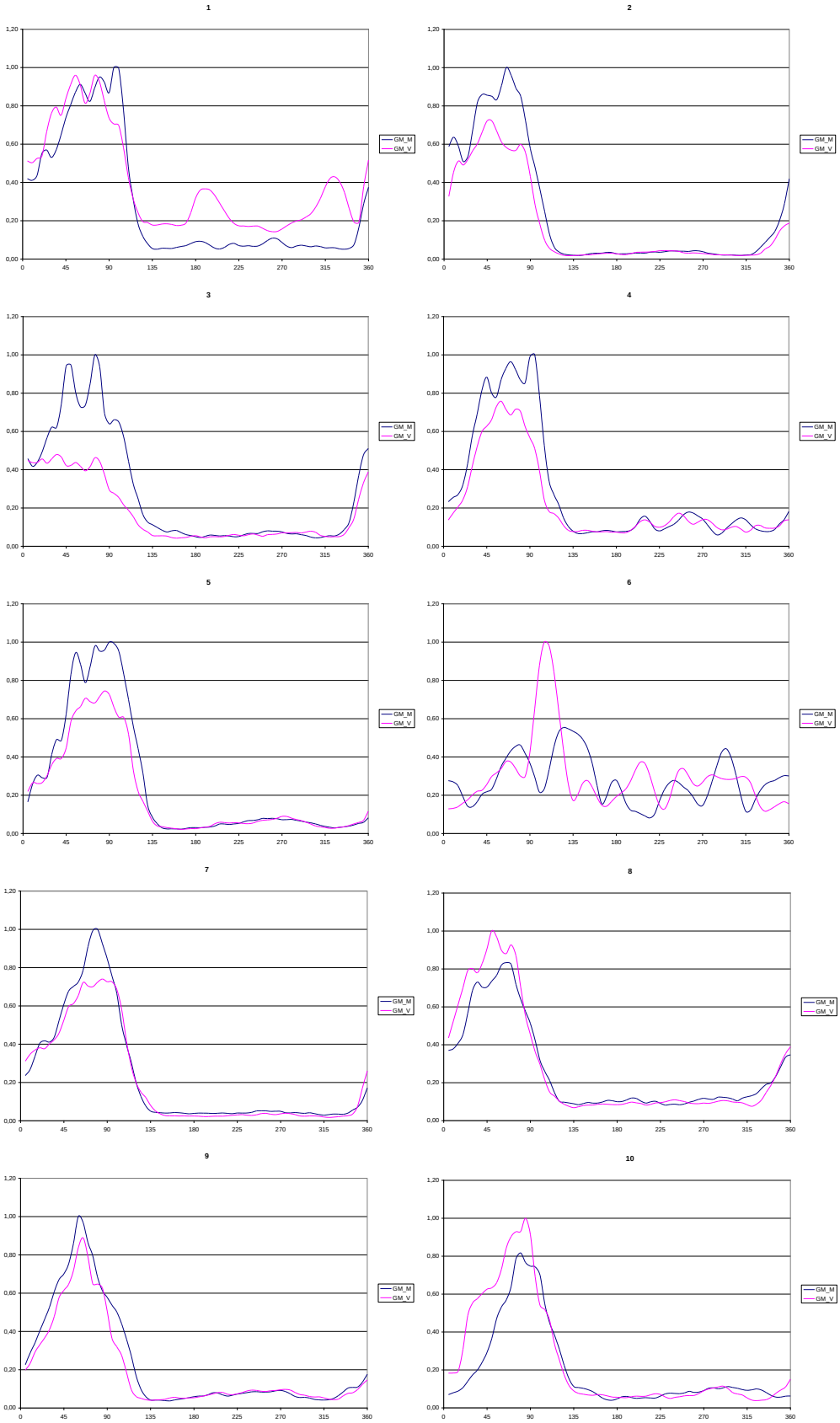
Recommendations for sensor locations in lower leg or foot muscles



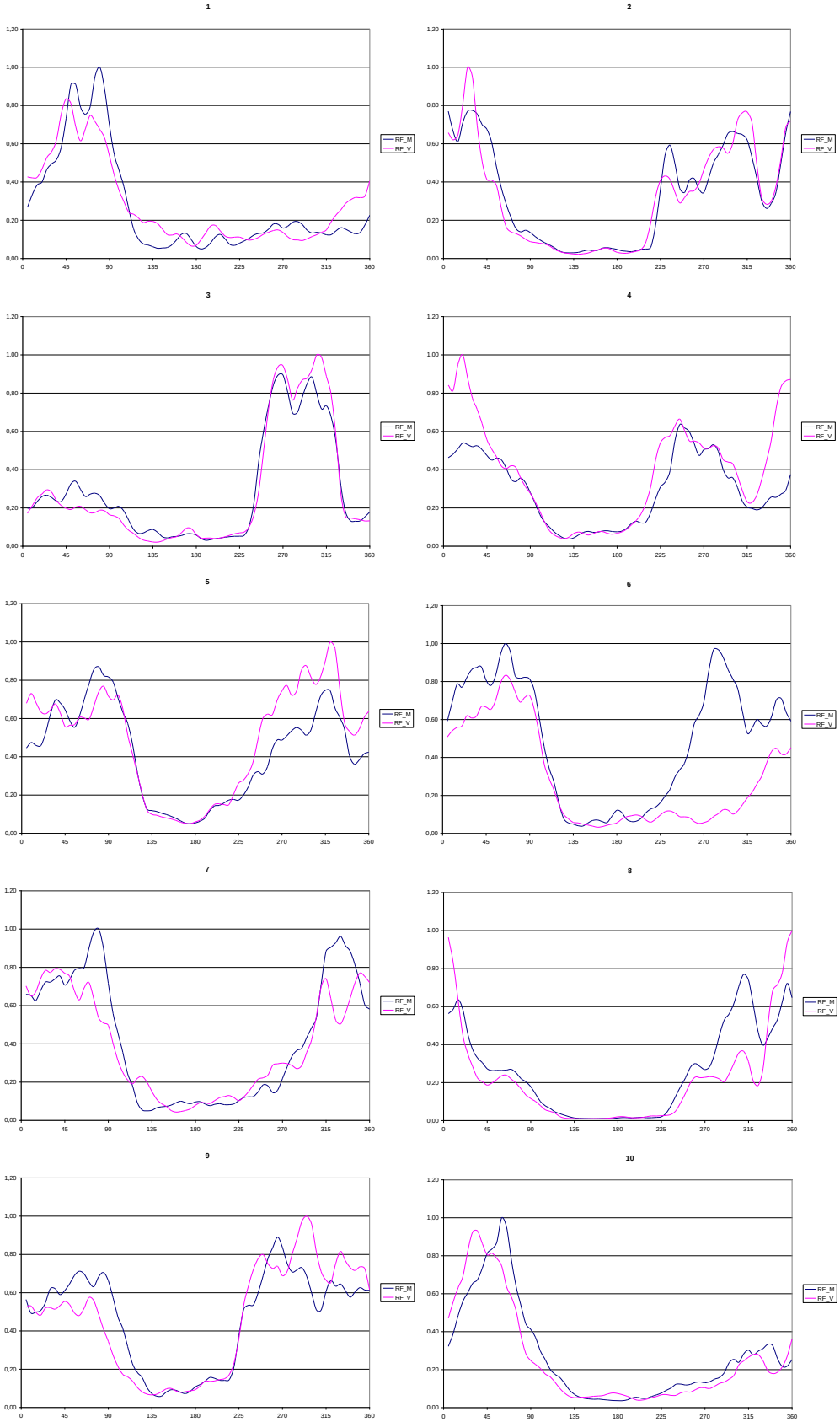
Muscle	
Name	Soleus
Subdivision	
Muscle Anatomy	
Origin	Posterior surfaces of the head of the fibula and proximal 1/3 of its body, soleal line and middle 1/3 of medial border of tibia and tendinous arch between tibia and fibula.
Insertion	With tendon of gastrocnemius into posterior surface of calcaneus.
Function	Plantar flexion of the ankle joint.
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Sitting with the knee approximately 90 degrees flexed and the heel / foot of the investigated leg on the floor.
Electrode size	Maximum size in the direction of muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm.
Electrode placement	
- location	The electrodes need to be placed at 2/3 of the line between the medial condylis of the femur to the medial malleolus.
- orientation	In the direction of the line between the medial condylis to the medial malleolus.
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On / around the ankle or the proc. spin. of C7.
Clinical test	Put a hand on the knee and keep / push the knee downward while asking the subject / patient to lift the heel from the floor.
Remarks	

http://www.seniam.org/

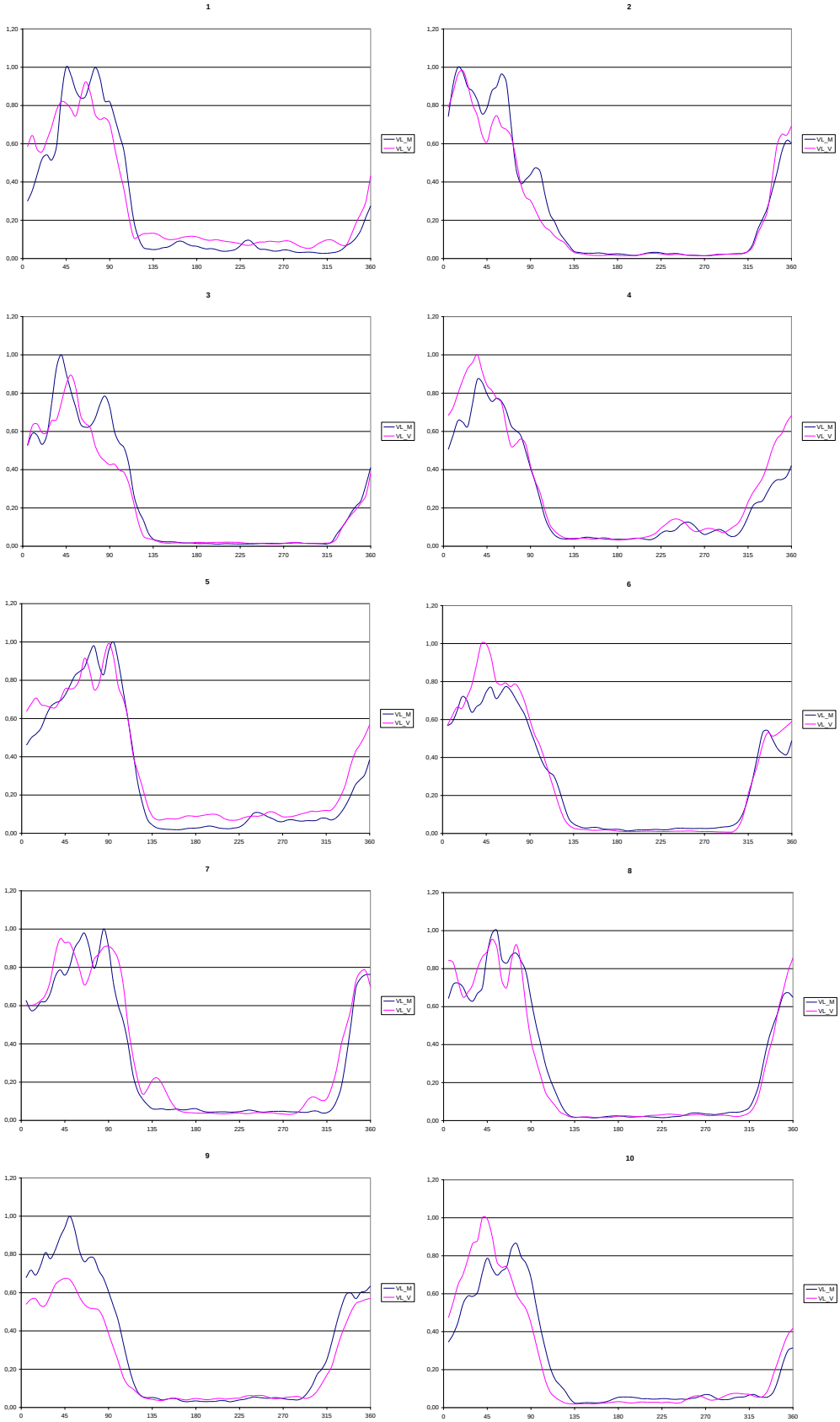
Bijlage 8: EMG-signalen van de m. Gluteus Maximus per proefpersoon



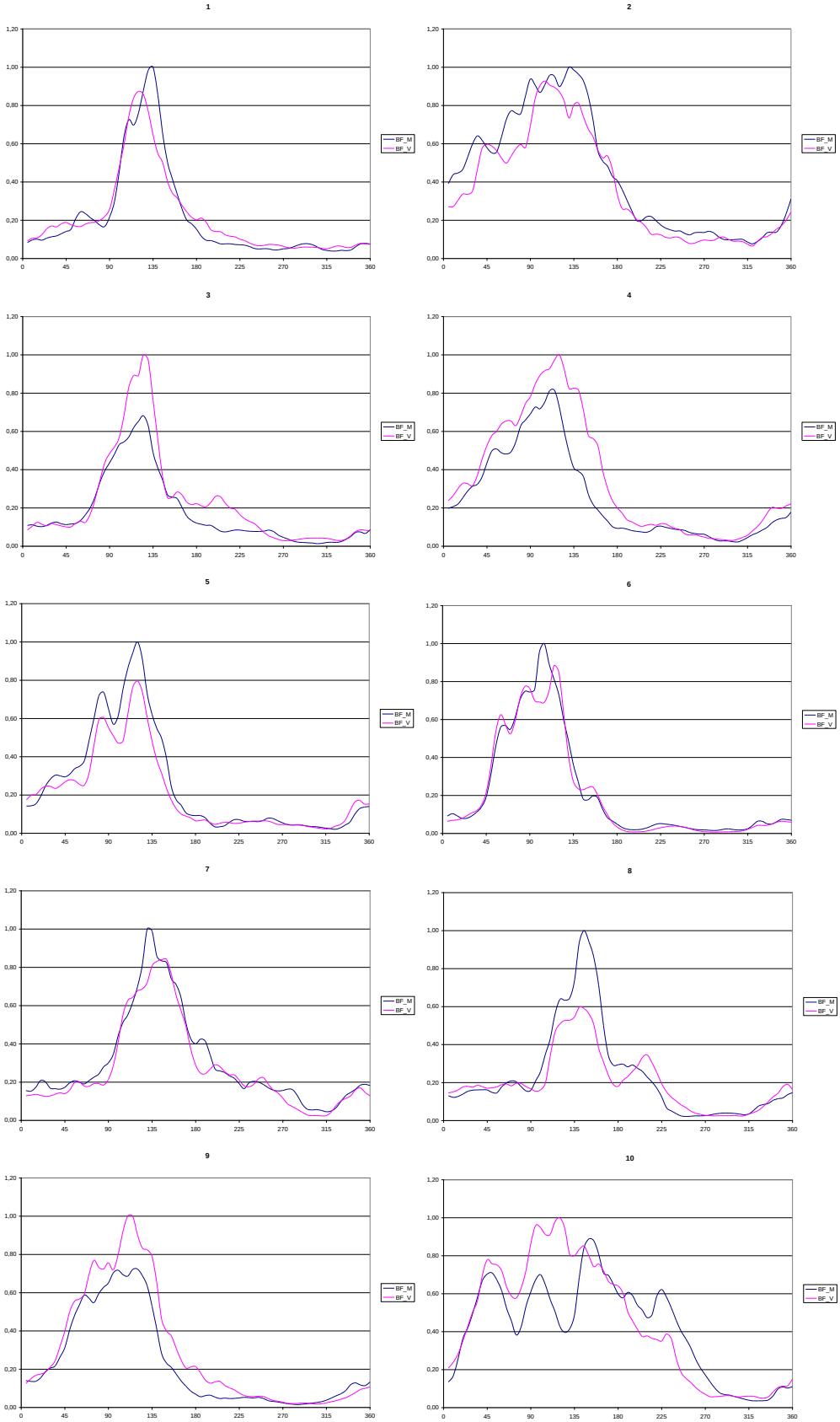
Bijlage 9: EMG-signalen van de m. Rectus Femoris per proefpersoon



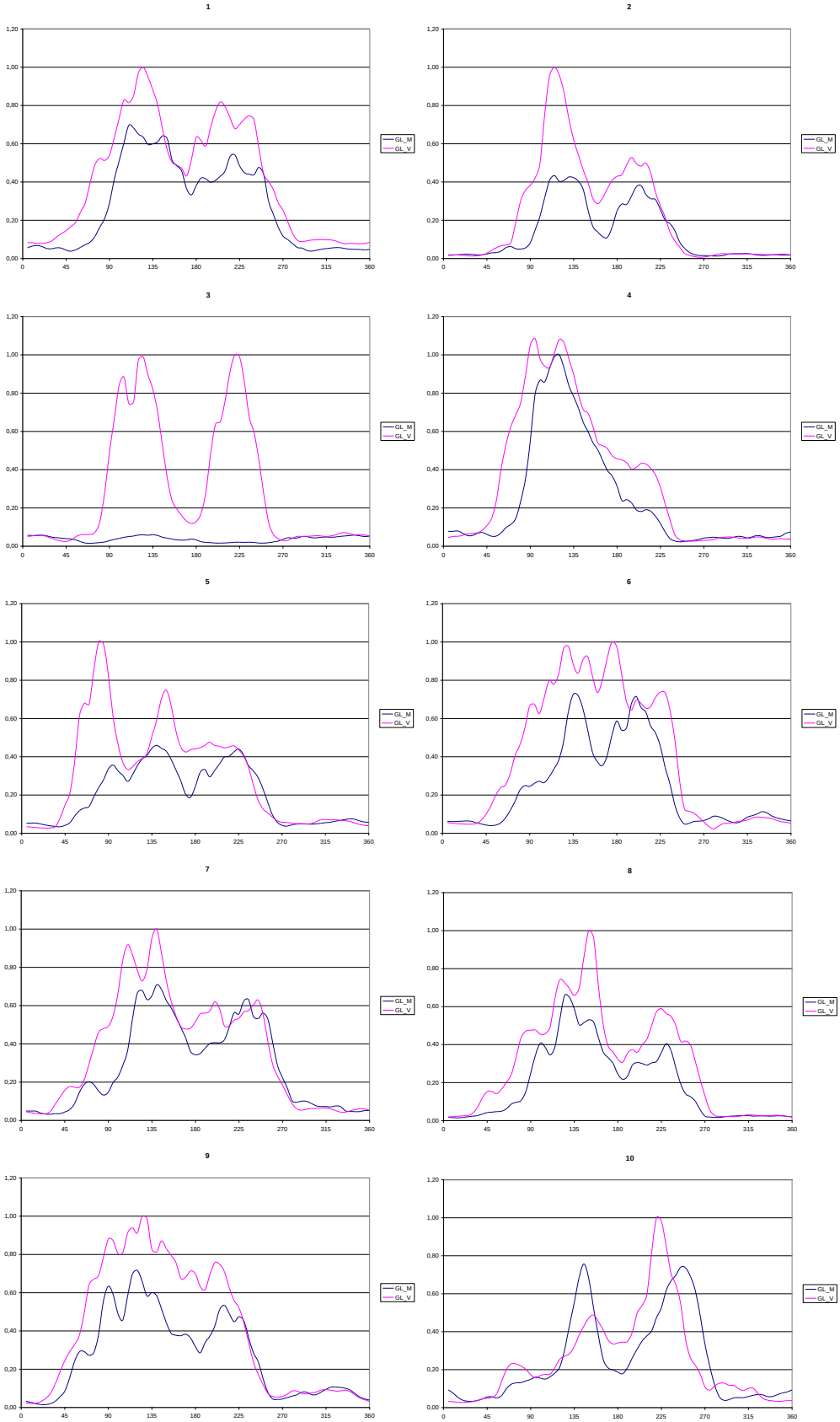
Bijlage 10: EMG-signalen van de m. Vastus Lateralis per proefpersoon



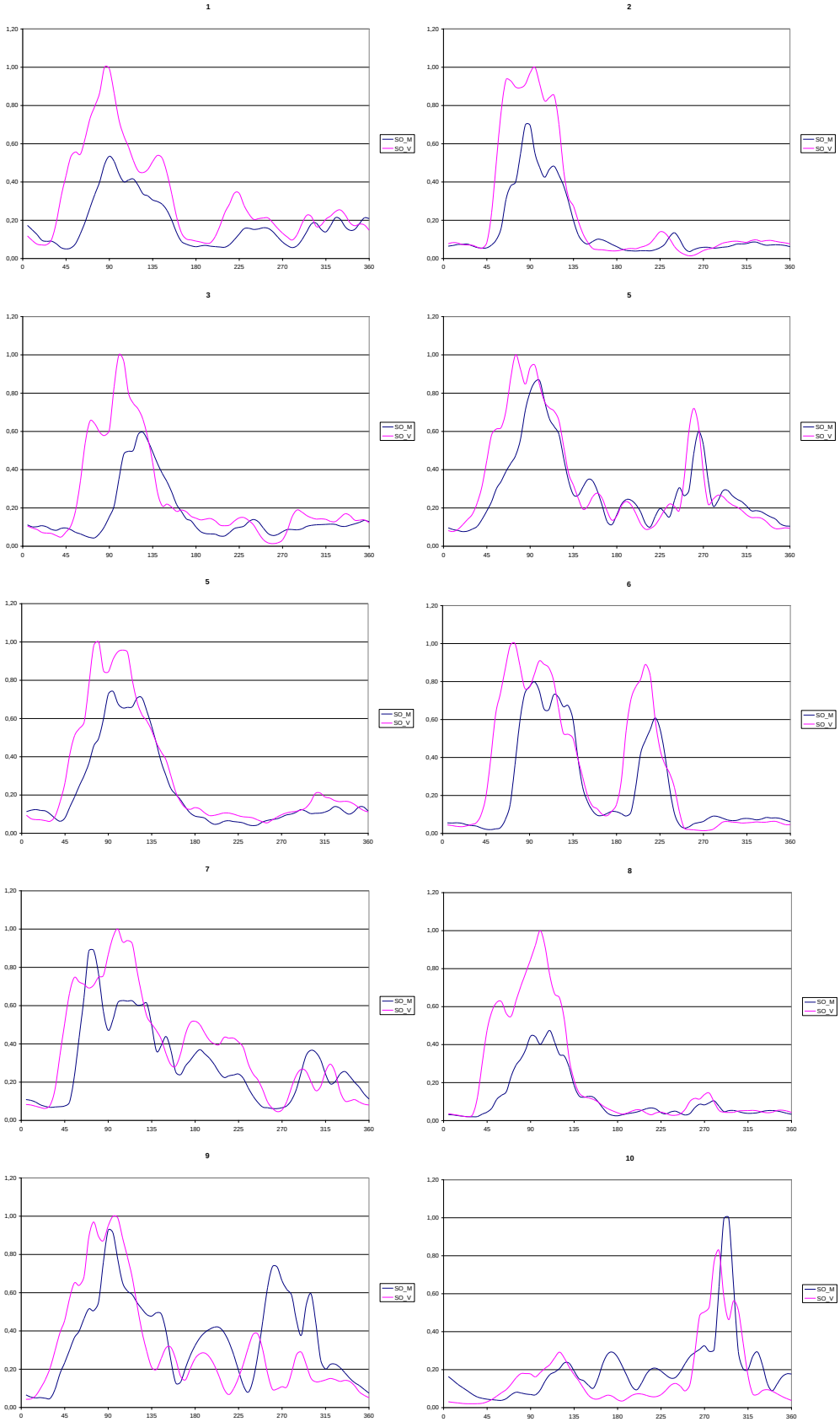
Bijlage 11: EMG-signalen van de m. Biceps Femoris per proefpersoon



Bijlage 12: EMG-signalen van de m. Gastrocnemius Lateralis per proefpersoon

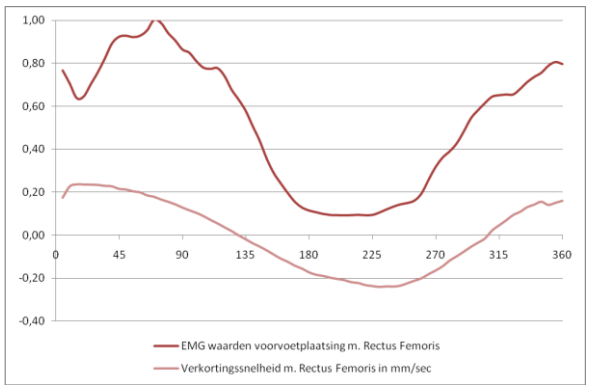


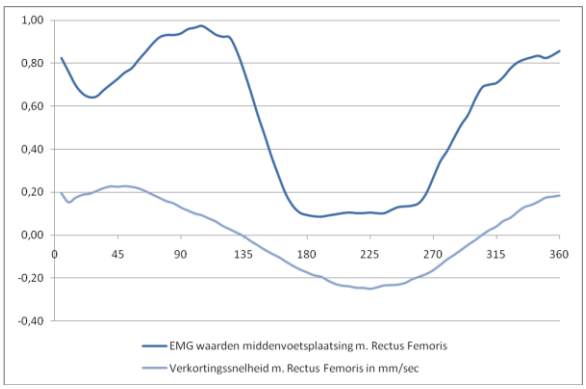
Bijlage 13: EMG-signalen van de m. Soleus per proefpersoon



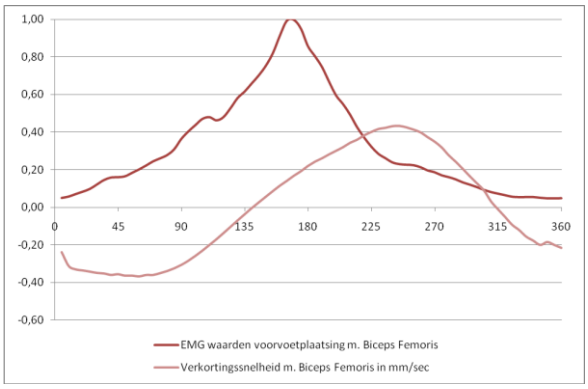
Bijlage 14: Verkortingssnelheid van de bi-articulaire spieren spieren gekoppeld aan het EMG-singaal

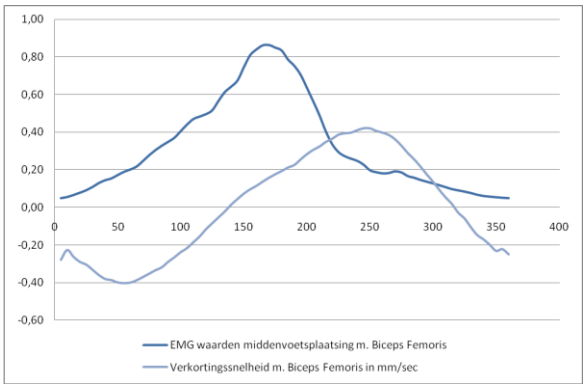
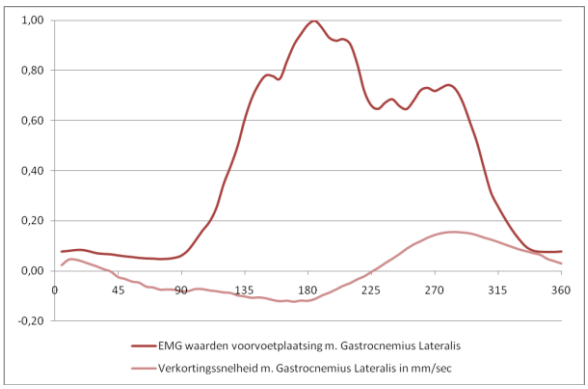
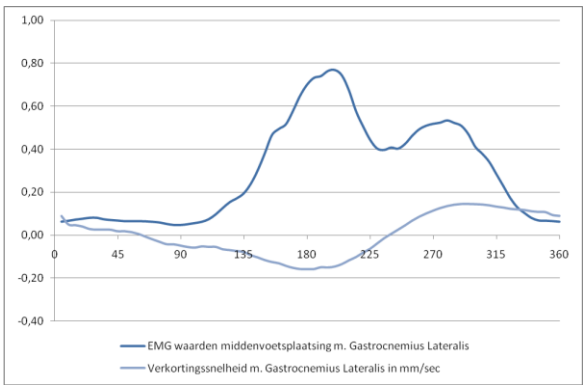
m. Rectus Fermoris





m. Biceps Femoris





m. Gastrocnemius Lateralis