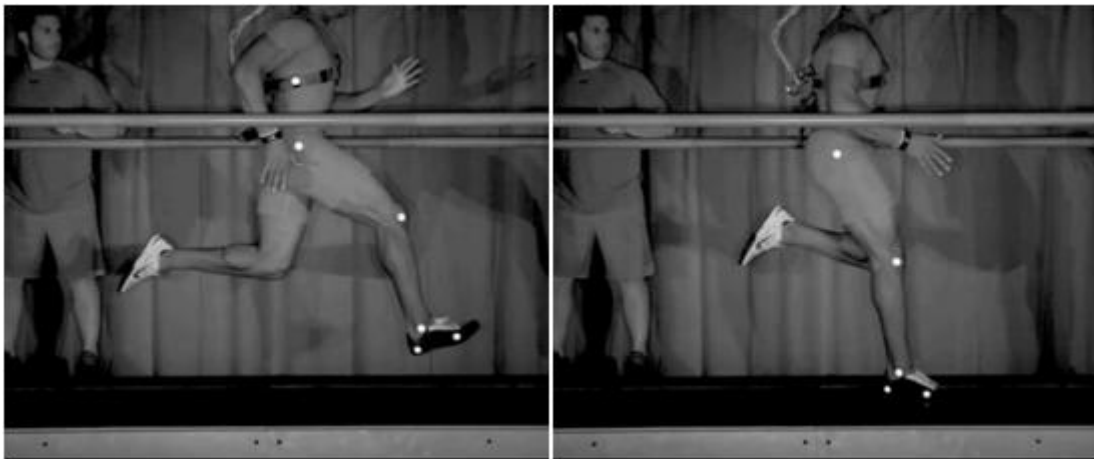


Hamstrings, powerhouse tijdens het sprinten

Hoeveel kracht leveren je hamstrings tijdens het sprinten?



14-6-2016

Tom Schoorl - 12044350

Mens en Techniek | Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

Hamstrings, powerhouse tijdens het sprinten

Hoeveel kracht leveren je hamstrings tijdens het sprinten?

Auteur: Tom Schoorl – 12044350

Eerste begeleider: Vardy, A. N.

Tweede begeleider: Meulman, H. N.

Mens en Techniek | Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

Juni 2016

Voorwoord

Dit verslag is geschreven naar aanleiding van een afstudeeropdracht voor de opleiding Mens en Techniek | Bewegingstechnologie aan De Haagse Hogeschool te Den Haag. Deze opdracht is oorspronkelijk afkomstig van Chris Riezebos maar heeft in de loop van de tijd nog enkele veranderingen doorgemaakt.

Ik wil deze gelegenheid gebruiken om de proefpersonen die bereid zijn geweest mee te werken aan het tot een goed einde brengen van dit project te bedanken. Tevens wil ik graag mijn begeleider Alistair Vardy bedanken voor de begeleiding gedurende het project.

Den Haag, juni 2016

Samenvatting

Inleiding: Hamstringblessures zijn een van de meest voorkomende sportblessures met een percentage van 13 tot 17% binnen het betaalde voetbal. Inmiddels is het nodige bekend over het ontstaan van hamstringblessures maar het aantal blessures neemt nog niet af. Het doel van dit onderzoek is het ontwikkelen van een model dat de netto momenten rond de heup en de knie gedurende de zwaai fase berekend en hier vervolgens de benodigde spierkracht uit berekend die de hamstrings moeten leveren om de netto momenten te realiseren. Het model zal als voordeel hebben dat het in verdere onderzoeken gebruikt kan worden om de hamstringkrachten te verlagen.

Methode: De input van het model bestaat uit algemene anatomische parameters, individuele anatomische parameters en een praktijkmeting. De algemene parameters bestaan uit de positie van het zwaartepunt per segment, het gewicht per segment en de momentsarmen van de hamstrings over de heup en de knie. De segmenten zijn: het bovenbeen, het onderbeen en de voet. De individuele parameters bestaan uit de lichaamslengte, het lichaamsgewicht, de lengte van het bovenbeen, de lengte van het onderbeen en de lengte van de voet. Deze parameters zijn onder andere gemeten gedurende de praktijkmeting. Gedurende deze meting zijn buiten de individuele parameters ook markerdata en EMG data verzameld. De markerdata is verzameld van vijf markers geplaatst op: de teen, de hiel, de malleolus lateralis, de laterale epicondyl van het femur en de trochanter major. De EMG data is verzameld van de m. rectus femoris en de m. semitendinosus. De data is verzameld van drie proefpersonen. Het model wordt juist bevonden indien de piek van de hamstringkracht zich bevindt in de terminal swing.

Modelvorming: Door middel van het model is uit de gemeten inputparameters de gemiddelde hamstringkracht tijdens de zwaai fase berekend. Dit is gedaan met gebruik van inverse dynamica. Om een schatting te kunnen maken van de nauwkeurigheid van de berekende spierkracht ten opzichte van de werkelijke spierkracht is de co-contractie tussen de hamstrings en quadriceps nodig. Bij een grote co-contractie ligt de werkelijke spierkracht een stuk hoger dan er berekend is. Echter was het door technische redenen niet mogelijk het EMG in het model te includeren.

Resultaten: Het eerste resultaat van het onderzoek is het ontwikkelde model wat de minimale benodigde hamstringkrachten gedurende de zwaai fase van een sprint berekend. Tevens zijn er drie proefpersonen gemeten. De maximale spierkracht bedraagt ongeveer 35 N/kg en bevindt zich in de terminal swing. Dit is de minimale benodigde spierkracht, de werkelijke spierkracht zal hoger liggen.

Discussie: Wanneer de uitkomsten van het model vergeleken worden met de literatuur is goed te zien dat de maximale hamstringkracht in de literatuur hoger ligt. Dit is te wijten aan de hogere snelheid waarmee gesprint wordt. De maximale hamstringkracht bevindt zich zowel bij het model als in de literatuur in de terminal swing. Zoals eerder vermeld is het niet mogelijk geweest om EMG te includeren. Wanneer naar de literatuur gekeken wordt is de co-contractie gedurende het sprinten in de terminal swing zeer klein. Dit zorgt voor een goede overeenkomst tussen de berekende hamstringkracht en de werkelijke hamstringkracht. Het blijft echter een benadering.

Conclusie: Het doel van het onderzoek is bereikt en er is een valide model ontwikkeld waarmee de hamstringkrachten gedurende de zwaai fase van een sprint berekend kunnen worden. Door het ontbreken van EMG data is de mate van co-contractie tussen de hamstrings en quadriceps niet in beeld gebracht. Het ontwikkelde model kan in verdere onderzoeken gebruikt worden om zo een nog beter beeld te krijgen van de hamstringkrachten. Tevens kan het gebruikt worden om de piekkrachten te verminderen zonder de prestaties eronder te laten lijden.

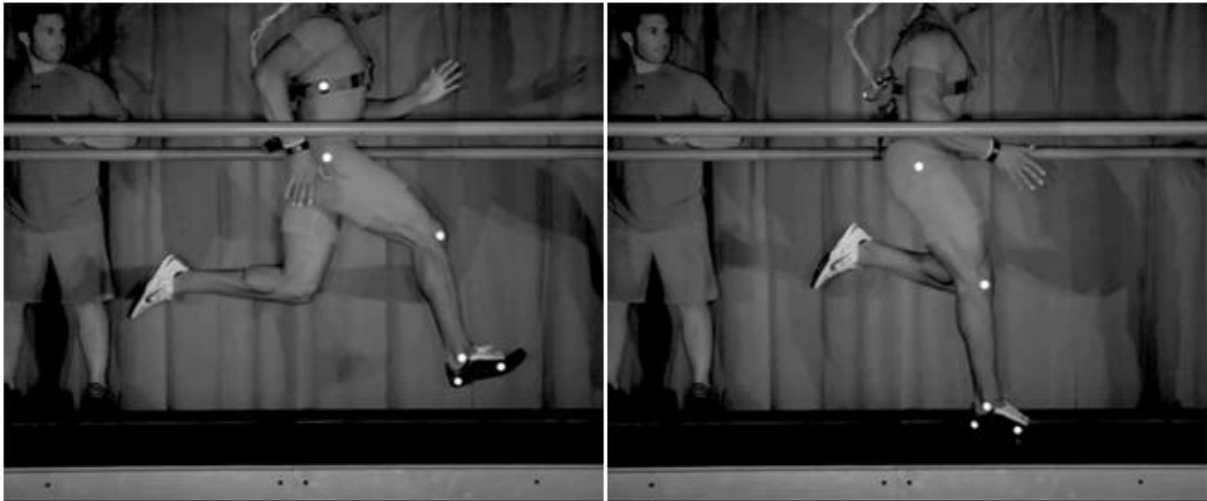
Inhoud

Voorwoord	3
Samenvatting.....	4
1. Inleiding	6
2. Methode.....	8
2.1 Input model	8
2.1.1 Algemene anatomische parameters	8
2.1.2 Individuele anatomische parameters.....	10
2.1.3 Praktijkmeting	10
2.2 Output model	13
3. Modelvorming	14
3.1 Individuele parameters	14
3.2 Filterinstellingen	14
3.3 Begin- en eindsample van zwaafases	14
3.4 Algemene anatomische parameters	15
3.5 Inladen markerdata	15
3.6 Berekenen van de hoek van de segmenten	16
3.7 Bereken het massatraagheidsmoment	18
3.8 Bereken het moment rond de gewrichten.....	18
3.9 Deel de momenten door het lichaamsgewicht en knip ze in zwaafases.....	21
3.10 Bereken de spierkracht	22
3.11 Snij af bij 0 en interpoleer	22
3.12 Gemiddelde hamstringkracht.....	24
3.13 EMG	24
4. Resultaten.....	25
5. Discussie	26
6. Conclusie	28
Bibliografie	29
Bijlage 1 Matlabscript.....	30
Bijlage 2 Knie momentenvergelijkingen	38
Bijlage 3 Heup momentenvergelijkingen	39
Bijlage 4 Projectplan.....	40
Bijlage 5 Evaluatie persoonlijke leerdoelen	47

1. Inleiding

Hamstringblessures zijn een van de meest voorkomende sportblessures binnen het betaalde voetbal, met een percentage van 13%-17% (Inklaar, 2012). Veelal komen deze blessures voor aan het begin van een nieuw seizoen en komen vaker voor bij oudere sporters en sporters met een historie met hamstringblessures (Gabbe, Bennel, Finch, Wajswelner, & Orchard, 2006). Door een blessure kan een sporter niet optimaal presteren. Dit kan zowel de sporter, zijn club als de sponsors een hoop geld kosten. Het voorkomen van blessures is dus niet alleen van belang om sporters gezond te laten sporten maar heeft ook een economisch belang.

Op dit moment zijn al enkele aspecten bekend over het ontstaan van hamstringblessures tijdens het sprinten. Allereerst is bekend dat het overgrote gedeelte van de hamstringblessures ontstaat op hetzelfde moment in de zwaai fase (Heiderscheit, et al., 2005). Dit moment bevindt zich aan het einde van de zwaai fase en wordt wel de terminal swing genoemd. Deze fase loopt van het punt waarbij de voet maximaal naar voren uitgeschoot is, zie figuur 1 links, tot het punt waarop de voet op de grond wordt neergezet, zie figuur 1 rechts.



Figuur 1 Terminal swing. Met links de voet maximaal naar voren uitgeschoot en rechts het punt waarop de voet op de grond wordt neergezet.

Gedurende deze fase bereiken de hamstrings hun maximale verlenging van de zwaai fase (Thelen, et al., 2005). Tevens is bekend dat de hamstrings gedurende deze fase actief zijn. (Thelen, Chumanov, Best, Swanson, & Heiderscheit, 2005). De hamstrings zullen allereerst de voorwaartse versnelling van het been moeten afremmen. Dit resulteert in een excentrische contractie van de spieren. Vervolgens wordt het been naar achter versneld waarbij de hamstrings een concentrische contractie ondergaan (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2011). In de terminal swing is tevens de ruk het hoogst (Riezebos, 2015). Hierbij is de ruk de verandering van de versnelling van een marker bevestigd op de voet. Het repetitief verlengen en verkorten van een spier wordt beschouwd als een van de risicofactoren voor het ontstaan van spierblessures (Butterfield & Herzog, 2005). De terminal swing kan dus beschouwd worden als een fase in het gangpatroon waarop er een verhoogde kans is op een hamstringblessure.

Hoewel dus al het nodige bekend is over de hamstrings gedurende het sprinten, neemt het aantal blessures nog niet af. Er dient dus meer onderzoek gedaan te worden om een vermindering in blessures in gang te zetten. Om een volledig beeld te krijgen van het ontstaan van hamstringblessures zal de kennis vergroot moeten worden over de krachten die de hamstrings uitoefenen gedurende het sprinten. Op dit punt is nog te weinig kennis. Door middel van grootschalig onderzoek zal de kennis vergroot moeten worden over de punten waarop de hamstrings hun piekkrachten leveren.

Wanneer er gekeken wordt naar het hamstringprobleem is er behoefte aan meer onderzoek naar de hamstringkrachten gedurende het sprinten. Door middel van een invers dynamisch model zal het meten van de spierkracht gedurende het sprinten vergemakkelijkt worden. De onderzoeksvraag is:
Wat is de benodigde spierkracht die de hamstrings moeten leveren tijdens de zwaai fase gedurende een sprint?

Aan de hand van een praktijkmeting zal het invers dynamische model ontwikkeld worden. Dit model zal uit de gemeten parameters de benodigde spierkracht berekenen. Met gebruik van dit model wordt het meten van de spierkracht gedurende het sprinten vergemakkelijkt en kan dus ook verder gebruikt worden in een grootschaliger onderzoek naar de hamstringkrachten. Daarnaast wordt onderzocht of de maximale netto momenten zich bevinden in de terminal swing en mede oorzaak zouden kunnen zijn van het verhoogde risico op hamstringblessures in deze fase.

Er wordt gebruik gemaakt van een model dat alleen de netto momenten berekend. Hierdoor zal de berekende spierkracht altijd een benadering zijn van de werkelijkheid omdat er geen rekening gehouden wordt met co-contractie. Echter is de verwachting dat de hoeveelheid co-contractie niet groot zal zijn en zal dus niet veel invloed hebben op het resultaat. Wanneer gekeken wordt naar eerder onderzoek is hierin de co-contractie gedurende de zwaai fase klein (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2011).

2. Methode

Het bepalen van de netto momenten gedurende het sprinten is gedaan door middel van een biomechanisch model dat in Matlab (Matlab R2015a, Natick, MA, VS) geïmplementeerd is. Dit model bepaalt door middel van inverse dynamica in combinatie met enkele inputparameters de netto momenten gedurende de sprint. Uit de netto momenten wordt de minimale benodigde spierkracht berekend.

2.1 Input model

De input van het model bestaat uit algemene anatomische parameters, individuele anatomische parameters en een praktijkmeting. Gedurende de praktijkmeting is gebruik gemaakt van videoregistratie en elektromyografie (EMG).

2.1.1 Algemene anatomische parameters

De algemene anatomische parameters zijn voor alle proefpersonen gelijk. Deze parameters zijn:

- positie van het zwaartepunt per segment;
- gewicht per segment;
- momentsarmen.

2.1.1.1 Positie van het zwaartepunt per segment

Per segment is de positie van het zwaartepunt nodig. De segmenten zijn:

- de voet;
- het onderbeen;
- het bovenbeen.

De voet

De voet loopt vanaf de hiel tot aan het puntje van de tweede teen. Het zwaartepunt van de voet ligt op 42,9% van deze lijn vanaf de hiel gezien (Dempster W. , 1955).

Het onderbeen

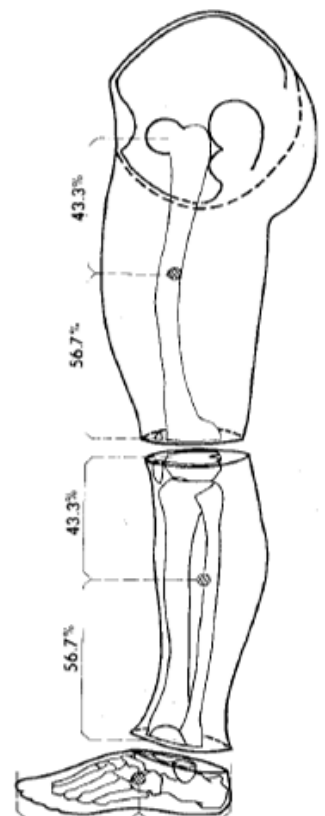
Het onderbeen loopt vanaf het centrum van het kniegewricht tot aan het centrum van het enkelgewricht. Het centrum van het kniegewricht bevindt zich op het midden van de lijn tussen de laterale en mediale epicondyl van het femur. Het centrum van het enkelgewricht ligt midden op de lijn tussen de laterale en mediale malleolus. Het zwaartepunt van het onderbeen ligt op 43,3% van het onderbeen gezien vanaf het kniegewricht (Dempster W. , 1955).

Het bovenbeen

Het bovenbeen loopt vanaf het centrum van het heupgewricht tot het centrum van het kniegewricht. Het centrum van het heupgewricht ligt circa 2 cm ventraal vanaf de top van de trochanter major. Het zwaartepunt van het bovenbeen ligt op 43,3% van het bovenbeen vanaf het heupgewricht gezien (Dempster W. , 1955). De percentages zijn tevens te zien in Figuur 2.

2.1.1.2 Gewicht per segment

Voor ieder segment is het gewicht bepaald. Hiervoor wordt het percentage gebruikt dat het segment bijdraagt aan het totale lichaamsgewicht. Voor de voet is dit 1,431 %, voor het onderbeen 4,612% en voor het bovenbeen 10,008% van het lichaamsgewicht (Dempster & Gaughran, 1967).



Figuur 2 Locations of segment centers of gravity relative to segment length. Bewerkt van (Dempster W. , 1955) blz. 194

2.1.1.3 Momentsarmen

De hamstrings bestaan uit drie spieren: de m. semimembranosus, de m. semitendinosus en de m. biceps femoris. De m. biceps femoris bestaat op zich uit twee koppen: het caput longum en het caput breve. Al deze spieren hebben hun werking over zowel het heup- als kniegewricht met als uitzondering het caput breve van de biceps femoris. Deze laatste heeft alleen een werking over het kniegewricht. Het effect wat deze spieren over de gewrichten hebben, is respectievelijk retroflexie over de heup en flexie over de knie.

In gewrichten wordt constant bewogen en de plek van de spieren ten opzichte van het rotatiecentrum verandert ook. Het is dus niet mogelijk om één vaste momentsarm per spier te gebruiken. Er is sprake van een veranderende momentsarm over de gewrichten. Echter is er in dit model gebruik gemaakt van een gemiddelde momentsarm.

Momentsarmen over de heup

De momentsarmen van de spieren over de heup zijn ontleend aan tabel B.3.14 van het boek Anatomie in vivo van het bewegingsapparaat van Bernard J. Gerritsen en Yvonne F. Heerkens (Gerritsen & Heerkens, 2008).

- M. semimembranosus
De semimembranosus heeft een maximale momentsarm van 60 mm over de heup. Dit is bij een anteflexie hoek van 30° in de heup. In de anatomische houding heeft de semimembranosus een momentsarm van 50 mm. En de minimale momentsarm is 10 mm bij een anteflexie hoek van 120°.
- M. semitendinosus
De semitendinosus heeft een maximale momentsarm van 65 mm over de heup bij een anteflexie hoek van 30°. In de anatomische houding heeft de semitendinosus een momentsarm van 55 mm. En de minimale momentsarm is 10 mm bij een anteflexie hoek van 120°.
- M. biceps femoris caput longum
De maximale momentsarm van de biceps femoris caput longum is 65 mm bij een anteflexie hoek van 30°. Verder is de momentsarm in de anatomische houding 55 mm en de minimale momentsarm is 15 mm bij 110° anteflexie.

De gemiddelde momentsarm die gebruikt wordt in het model is de momentsarm in de anatomische houding. De momentsarm voor de heup wordt: $\frac{50+55+55}{3} = 53\frac{1}{3} \text{ mm}$.

Momentsarmen over de knie

De momentsarmen van de spieren over de knie zijn ontleend aan tabel B.3.19 van het boek Anatomie in vivo van het bewegingsapparaat van Bernard J. Gerritsen en Yvonne F. Heerkens (Gerritsen & Heerkens, 2008).

- M. semimembranosus
De maximale momentsarm van de semimembranosus bedraagt 45 mm bij een flexiehoek van 60° in de knie. De momentsarm bedraagt 25 mm in de anatomische houding. Dit is tevens de minimale momentsarm van de semimembranosus.
- M. semitendinosus
De semitendinosus heeft een maximale momentsarm van 50 mm bij een flexiehoek van 50° in de knie. In de anatomische houding is de momentsarm 30 mm. Dit is tevens de minimale momentsarm.
- M. biceps femoris caput longum
De maximale momentsarm van de biceps femoris caput longum bedraagt 55 mm bij een flexiehoek van 90° in de knie. De momentsarm in de anatomische houding is gelijk aan de minimale momentsarm en bedraagt 10 mm.

- M. biceps femoris caput breve

De maximale momentsarm van de biceps femoris caput breve bedraagt 50 mm bij een flexiehoek van 90° in de knie. De momentsarm in de anatomische houding is wederom gelijk aan de minimale momentsarm en bedraagt 5 mm.

De gemiddelde momentsarm die gebruikt wordt in het model is de momentsarm in de anatomische houding. De momentsarm voor de knie wordt: $\frac{25+30+10+5}{4} = 17 \frac{1}{2} \text{ mm}$.

2.1.2 Individuele anatomische parameters

De individuele parameters zijn proefpersoon afhankelijk. Deze parameters zijn:

- de lichaamslengte;
- het lichaamsgewicht;
- lengte van het bovenbeen;
- lengte van het onderbeen;
- lengte van de voet.

De parameters zijn als volgt gemeten. De lichaamslengte is gemeten vanaf de grond tot de top van het hoofd. Hierbij heeft de proefpersoon zijn schoenen aan. Het lichaamsgewicht is gemeten met sportkleding en schoenen aan en wordt gemeten in tienden van kilogrammen nauwkeurig. De lengte van het bovenbeen is gemeten vanaf de top van de Trochanter Major tot aan de epicondyl lateralis van het femur. Het onderbeen is gemeten vanaf de epicondyl lateralis van het femur tot aan de malleolus lateralis van de fibula. De lengte van de voet is bepaald met de schoenen aan. Hierbij is gemeten vanaf de hak tot aan de punt van de schoen. Alle lengtes zijn gemeten in tienden centimeters nauwkeurig. De parameters zijn gemeten gedurende de praktijkmeting. De meetplekken komen overeen met het de meetpunten die gebruikt zijn voor het bepalen van het zwaartepunt per segment.

2.1.3 Praktijkmeting

Gedurende een praktijkmeting is van een proefpersoon (22 jaar) marker- en EMG data verzameld gedurende het sprinten op een loopband. De gebruikte loopband beschikt niet over een forceplate. Dit heeft het onderzoek in de standfase beperkt. Met gebruik van de markerdata is een model ontworpen dat de netto momenten bepaalt gedurende de zwaai fase. De EMG data worden gebruikt om co-contractie van de spieren gedurende de zwaai fase in beeld te brengen. De individuele anatomische parameters van de proefpersoon zijn te zien in tabel 1.

Tabel 1 Anatomische parameters proefpersoon voor de modelvorming.

Parameter	
Lichaamslengte	186 cm
Lichaamsgewicht	89 kg
Lengte bovenbeen	47 cm
Lengte onderbeen	42 cm
Lengte voet	22 cm

De metingen zijn uitgevoerd in het bewegingslab van de opleiding Mens en Techniek | Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool te Den Haag.

Voor de praktijkmeting heeft de proefpersoon enkele minuten op een comfortabele snelheid ingelopen. Hierbij werd direct kennis gemaakt met de meetopstelling. Bij voorkeur zou de meting gedaan zijn met een sprintsnelheid van 80% van de maximale snelheid van de proefpersoon. Deze

snelheid heeft de voorkeur omwille van de veiligheid van de proefpersoon gedurende de meting, en is tevens meerdere malen gebruikt in andere onderzoeken (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2011; Thelen, Chumanov, Best, Swanson, & Heiderscheit, 2005; Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2007; Thelen, et al., 2005). Wanneer de 80% van de maximale sprintsnelheid gehanteerd wordt, kunnen de uitkomsten uit dit model vergeleken worden met eerdere onderzoeken. Echter was het lopen op 80% niet mogelijk omdat de gebruikte loopband maar een maximale snelheid heeft van 18 km/u. Deze maximale snelheid is gebruikt gedurende de meting. Het gebruik van deze lagere snelheid beperkt de mate waarin de uitkomsten van het model vergeleken kunnen worden met andere onderzoeken. In eerdere onderzoeken is echt duidelijk te zien dat de maximale piekkracht geleverd door de hamstrings significant toeneemt naarmate de snelheid toeneemt. In E.S. Chumanov et al.(2007) neemt de piek hamstringkracht toe van 36 N/kg bij een snelheid van 80% tot 52 N/kg bij een maximale sprintsnelheid.

Echter heeft de krachtcurve nog wel dezelfde karakteristiek. Bij alle snelheden ligt de piekkracht die de hamstrings leveren in het laatste gedeelte van de zwaai fase, de terminal swing. Het model wordt juist bevonden wanneer de piekkracht die de hamstrings leveren zich bevinden op dezelfde plek in de zwaai fase als bij andere onderzoeken, namelijk in de terminal swing.

Vooraf is een minimum bepaald van vijf stappen die gemeten moeten worden per sprint. Ten behoeve van de veiligheid was de proefpersoon te allen tijde aangesloten op de noodstop. De markerdata is verzameld met een High-Speed camera (Casio Exilm EX-FH100). Deze camera filmden met 120 frames per seconde vijf lichtreflecterende markers die waren bevestigd op vooraf bepaalde locaties van de onderste extremiteit, zie paragraaf 2.1.3.1. Door middel van de markers worden dezelfde segmenten afgebakend die ook gebruikt worden voor de lokalisatie van de zwaartepunten van de segmenten. De markerdata zijn gefilterd door middel van een tweede orde laagdoorlaat Butterworth filter met een cut-off frequentie van 5 Hz.

Met behulp van een MOBI8 (8-kanaal EMG versterker, TMSi, Oldenzaal, Nederland) is EMG data verzameld van de m. rectus femoris en de m. semitendinosus. De elektroden zijn volgens vast protocol geplaatst (Doorenbosch, 2001), zie paragraaf 2.1.3.2. Voor de verschillende spieren is één aarde elektrode geplaatst in de nek ter hoogte van cervicale nek wervel 7. De EMG data zijn gefilterd met gebruik van een zesde orde laagdoorlaat Butterworth filter met een cut-off frequentie van 10 Hz. Voor de synchronisatie is de EMG meting aangezet met een muisklik die duidelijk zichtbaar is op de High-Speed camera. Dit punt is het begin van de marker- en EMG data.

Zoals eerder aangegeven wordt door middel van de EMG meting getracht de co-contractie van de hamstrings en quadriceps in beeld te brengen. Aan de hand van de hoeveelheid co-contractie kan bepaald worden hoe nauwkeurig de berekende hamstringkracht is. Bij een grote co-contractie moeten de hamstrings veel meer kracht leveren om het netto moment te realiseren omdat de quadriceps tegen werken. In het model wordt gewerkt met netto momenten en wordt er dus geen rekening gehouden met co-contractie bij het berekenen van de spierkracht. Door het gebruik van EMG kan er dus een uitspraak gedaan worden over de nauwkeurigheid van de berekende spierkracht. Bij een grote co-contractie is de nauwkeurigheid laag en bij weinig tot geen co-contractie ligt de berekende spierkracht dicht bij de werkelijke spierkracht die de hamstrings leveren gedurende het sprinten.

Buiten de meting waarmee het model is ontwikkeld zijn er nog twee andere proefpersonen gemeten. Deze proefpersonen dienen te controle van het model. Hierbij wordt het model betrouwbaar beschouwd wanneer er voor de twee andere proefpersonen een vergelijkbaar uitkomst uit het model komt. De individuele anatomische parameters van de proefpersonen zijn te zien in tabel 2.

Tabel 2 Individuele anatomische parameters van de controle proefpersonen.

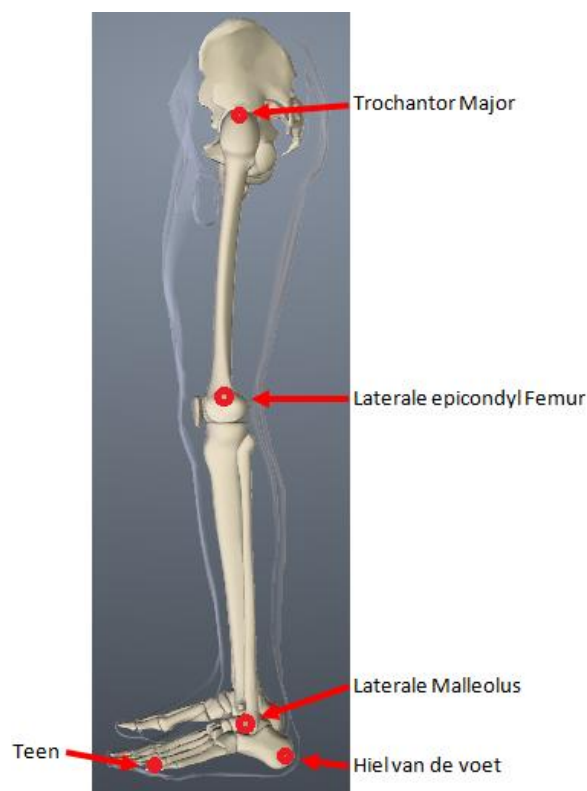
Parameter	(1)	(2)
Lichaamslengte	189 cm	182 cm
Lichaamsgewicht	82 kg	71 kg
Lengte bovenbeen	45 cm	42 cm
Lengte onderbeen	44 cm	43 cm
Lengte voet	22 cm	20 cm

2.1.3.1 Locatie markers

De lichtreflecterende markers zijn op de volgende posities bevestigd:

- Voet
 - een marker achter op de hiel van de schoen
 - een marker voorop de neus van de schoen
- Onderbeen
 - laterale epicondyl van het femur
 - malleolus lateralis van de fibula
- Bovenbeen
 - trochantor major van het femur
 - laterale epicondyl van het femur

De posities van de markers zijn te zien in figuur 3.

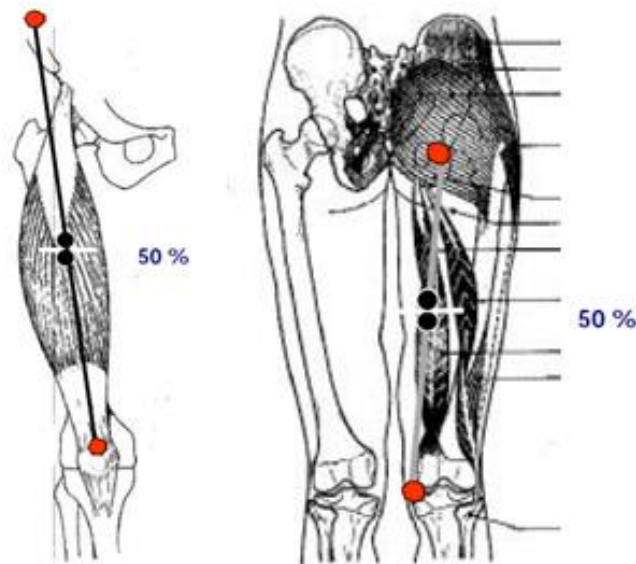


Figuur 3 Posities markers

2.1.3.2 Elektromyografie (EMG)

De elektroden zijn op de volgende locaties bevestigd:

- M. rectus femoris
De elektroden voor de rectus femoris zijn geplaatst op 50% van de lijn tussen de spina iliaca anterior superior en het meest proximale punt van de patta. Zie figuur 4 links.
- M. semitendinosus
De elektroden voor de semitendinosus zijn geplaatst op 50% van de lijn tussen de tuber ischiadicum en de mediale epicondyl van de tibia. Zie figuur 4 rechts.



Figuur 4 Posities EMG elektroden. Links = m. rectus femoris, rechts = m. semitendinosus

2.2 Output model

Het model heeft als output de benodigde spierkracht die geleverd moet worden om het netto moment te bewerkstelligen. De mate waarin dit overeenkomt met de daadwerkelijke kracht die de hamstrings leveren, hangt af van de hoeveelheid co-contractie. De hoeveelheid co-contractie wordt weergegeven aan de hand van de EMG meting. Bij een grote co-contractie van de hamstrings en de quadriceps zal de hoeveelheid kracht die de hamstrings daadwerkelijk leveren veel hoger liggen dan wanneer er weinig co-contractie is.

3. Modelvorming

Het model berekent vanuit de markerdata de netto momenten gedurende zwaai fase van het linkerbeen. Uit de netto momenten wordt de geleverde spierkracht van de hamstrings berekend. In dit hoofdstuk wordt het model doorgesproken. De paragraafnummers komen overeen met de sectienummers van de Matlab code in bijlage 1.

3.1 Individuele parameters

Iedere proefpersoon heeft verschillende lichaamsmaten. Deze lichaamsmaten zijn: het lichaamsgewicht, de lichaamslengte, de lengte van de voet, de lengte van het onderbeen en de lengte van het bovenbeen. Voor de verschillende proefpersonen moeten deze lichaamsmaten individueel ingevoerd worden. Een proefpersoon kan meerde malen gemeten worden. Voor het gebruikersgemak worden de parameters opgeslagen zodat deze bij een latere meting opnieuw gebruikt kunnen worden. Bij een nieuwe proefpersoon dienen de parameters ingevoerd te worden via het *command window* in Matlab. De ingevoerde parameters voor een nieuwe proefpersoon worden in Excel opgeslagen in de map 'Proefpersonen.xls' met als sheetnaam een door de gebruiker ingevoerde naam. Bij een bestaande proefpersoon worden de eerder ingevoerde parameters uit dezelfde Excel map ingelezen.

3.2 Filterinstellingen

In dit gedeelte van het script worden de filterspecificaties van het filter voor de markerdata gedefinieerd. De specificaties zijn: de samplefrequentie, de cut-off frequentie en de orde van de filter. Te allen tijde wordt er gebruik gemaakt van een laagdoorlaat Butterworth filter. Bij het definiëren van het filter kan er gekozen worden voor het gebruik van een standaard filter of een aangepast filter. Het standaard filter gaat uit van een samplefrequentie van 120 Hz, een cut-off frequentie van 5 Hz en een 2^{de} orde filter. Wanneer de gebruiker een ander filter wenst toe te passen, zullen de specificaties ingevoerd moeten worden. Dit wordt net als bij de individuele parameters gedaan via het *command window* in Matlab.

3.3 Begin- en eindsample van zwaai fases

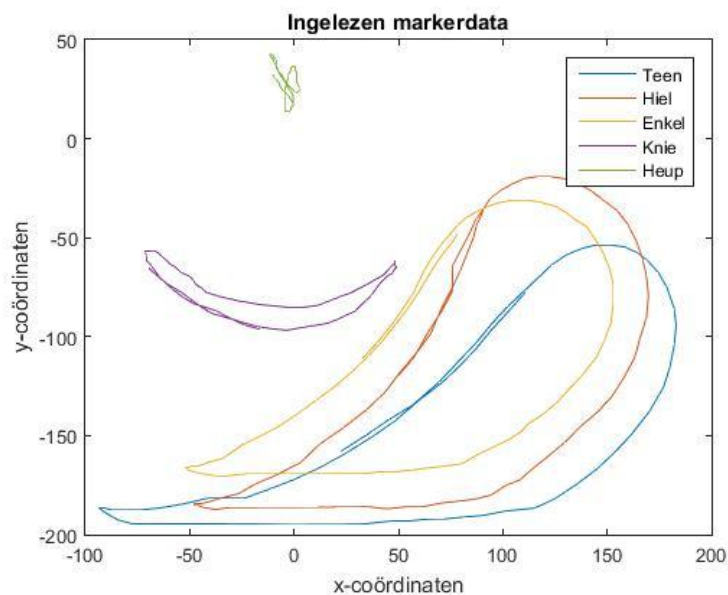
Door het ontbreken van forceplate data kunnen de momenten niet berekend worden gedurende de standfase. Gedurende het tracken van de markers in Kinovea moeten de begin- en eindsamples van vijf zwaai fases genoteerd worden. Deze samplenummers dienen in Matlab ingevoerd te worden zodat de markerdata op deze punten geknipt kunnen worden. Wederom wordt de gebruiker van het model voor een keuze gesteld. Deze keuze is: het analyseren van een nieuwe meting of het opnieuw analyseren van een bestaande meting. Wanneer er gekozen wordt voor een nieuwe meting dienen de samplenummers via het *command window* in Matlab te worden ingevoerd. Net als de individuele parameters worden deze samplenummers opgeslagen. Dit wordt gedaan in de Excel map 'Meting.xls' waarbij als sheetnaam een door de gebruiker gekozen naam wordt gebruikt. Bij de keuze voor het opnieuw analyseren van een bestaande meting worden de samplenummers uit de Excel map 'Meting.xls' ingelezen.

3.4 Algemene anatomische parameters

Buiten de individuele parameters zijn ook enkele algemene anatomische parameters die gelden voor alle proefpersonen. Dit zijn de positie van het zwaartepunt van een segment, het gewicht van een segment ten opzichte van het lichaamsgewicht, de gemiddelde momentsarmen van de hamstrings rond de knie en de heup en de gravitatieversnelling. Deze waarden zijn te vinden in hoofdstuk 2.1.1 algemene anatomische parameters.

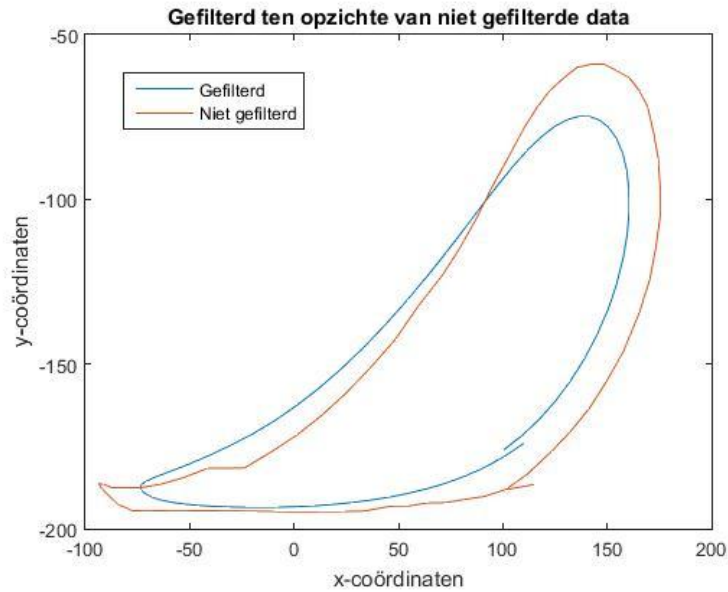
3.5 Inladen markerdata

Na het invoeren van de verschillende parameters worden de markerdata ingeladen. Hierbij wordt gebruik gemaakt van de function file 'ReadKnioveaFunction'. Deze function file bevat een code die de door Kinovea gegenereerde .xml files in kan lezen in matlab, deze file is afkomstig uit de Minor Sporttechnologie. De door deze functie ingelezen data worden vervolgens onderverdeeld in vijf variabelen namelijk: *Toe*, *Heel*, *Ankle*, *Knee* en *Hip*. In figuur 5 is een schrede van de gemeten data weergegeven voor de vijf markers. Het gaat hier om de ruwe, niet gefilterde data.



Figuur 5 Één enkele schrede voor de vijf markers met niet gefilterde data.

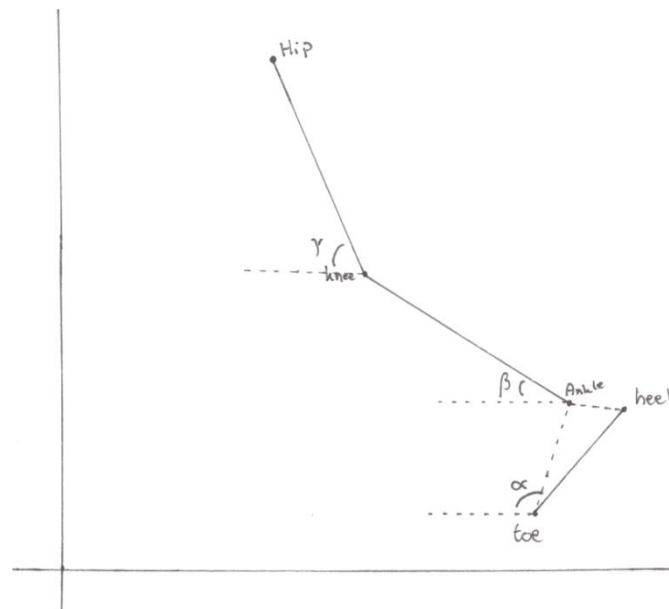
Vervolgens is de markerdata gefilterd. De instellingen van het filter is in sectie 3.2 filterinstellingen vastgesteld. Voor het filteren wordt in Matlab gebruik gemaakt van de functie *filtfilt*. Deze functie zorgt ervoor dat er geen sprake is van een faseverloop na het filteren. De gefilterde data worden vervolgens opgeslagen in de variabelen *Toef*, *Heelf*, *Anklef*, *Kneef* en *Hipf*. In figuur 6 is duidelijk het effect te zien van de filter op een enkele schrede van de teenmarker.



Figuur 6 Effect van het filteren op de markerdata. Met in de rode kleur het gefilterde signaal en in het blauw het niet gefilterde signaal.

3.6 Berekenen van de hoek van de segmenten

Na het filteren kunnen de hoeken van de segmenten berekend worden. Deze hoeken worden berekend met de gefilterde markerdata. Er worden van drie segmenten de hoeken berekend, dit zijn: de voet, het onderbeen en het bovenbeen. De hoeken van de segmenten zijn bepaald op de manier zoals te zien in figuur 7. Te allen tijde is de hoek bepaald van het segment met de linker horizontaal.



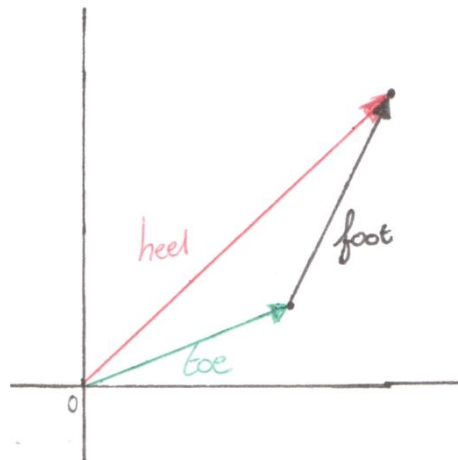
Figuur 7 Bepalen van de hoeken van de segmenten ten opzichte van de linker horizontaal. Met α de hoek van de voet, β de hoek van het onderbeen en γ de hoek van het bovenbeen.

In de uitleg wordt de voet als voorbeeld genomen. De wijze waarop de hoek van de andere segmenten bepaald wordt, is identiek hieraan.

Allereerst wordt de lokale x-as bepaald. Deze x-as wordt genomen in de richting van het segment van de voet. Deze richting is het verschil tussen de vectoren van de hak en de teen. In formulevorm wordt dit:

$$Foot = Heel - Toe$$

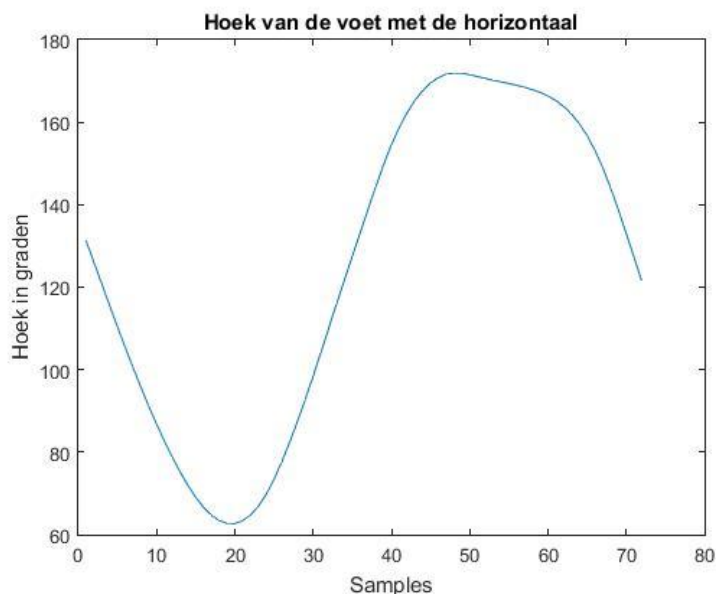
In figuur 8 is de richtingsvector van de voet getekend, deze is gelijk aan de lokale x-as.



Figuur 8 Richtingsvector van de voet (foot).

Vervolgens wordt de lengte van de richtingsvector genormaliseerd. Hierbij worden de coördinaten van de richtingsvector gedeeld door de lengte van de voetvector. Hiermee wordt de lengte van de vector teruggebracht naar 1. De richting van de vector blijft identiek.

Met gebruik van de richtingsvector wordt nu de oriëntatie van de voet ten opzichte van het globale assenstelsel bepaald. Hierbij wordt gebruik gemaakt van de functie `atan2`. Deze functie gebruikt zowel de x als de y coördinaat van de richtingsvector. Nu is de oriëntatie van de richtingsvector, of wel de voet, ten opzichte van het globale assenstelsel bepaald. De hoek die de voet maakt gedurende één schrede is te zien in figuur 9.



Figuur 9 Hoek van de voet met de linker horizontaal gedurende één schrede.

Deze stappen worden ook uitgevoerd voor de hoek van het onderbeen en van het bovenbeen met de linker horizontaal.

3.7 Bereken het massatraagheidsmoment

Het massatraagheidsmoment van de segmenten moet berekend worden zodat deze gebruikt kan worden in de verdere berekeningen. Voor de berekeningen wordt gebruik gemaakt van een vereenvoudigd model van de segmenten. De segmenten worden beschouwd als een slanke staaf. Voor een slanke staaf luidt de formule van het massatraagheidsmoment als volgt:

$$I = \frac{m * l^2}{12}$$

Hierbij geldt:

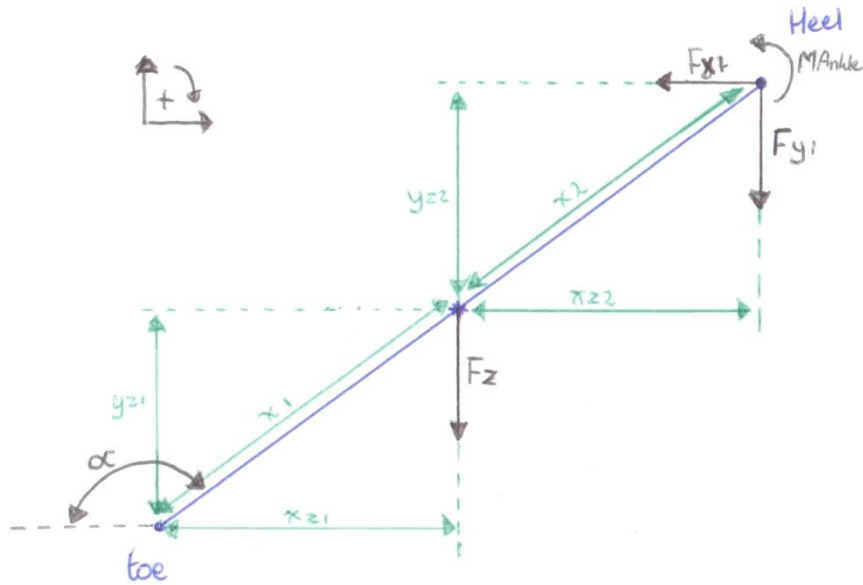
- I = massatraagheidsmoment in $\text{kg} \cdot \text{m}^2$
- m = massa van het segment in kg
- l = lengte van het segment in m

3.8 Bereken het moment rond de gewrichten

De momenten rond de gewrichten wordt nu berekend. In het voorbeeld zal het moment rond de enkel behandeld worden. De momenten rond de knie en heup zullen niet behandeld worden in dit verslag, de vergelijkingen voor het kniemoment is te vinden in bijlage 2 en voor het heupmoment in bijlage 3. In figuur 10 is het vrij lichaamsdiagram van de voet te zien. De voet maakt geen contact met de grond wat een grond reactie kracht weg werkt. De enige overblijvende krachten zijn de reactie krachten van het onderbeen op de voet en de zwaartekracht. Tevens werkt er een moment op de enkel. Deze is gedefinieerd als het moment dat de plantairflectoren op het onderbeen uitoefenen.

De tekens in het vrij lichaamsdiagram betekenen:

- F_z = de zwaartekracht;
- F_{y_1} = de reactiekracht van het onderbeen op de voet in de y-richting;
- F_{x_1} = de reactiekracht van het onderbeen op de voet in de x-richting;
- M_{Ankle} = het moment rond de enkel;
- x_1 = de afstand tussen de teen marker en het zwaartepunt van het segment;
- xz_1 = de horizontale afstand tussen de teen marker en het zwaartepunt van het segment;
- yz_1 = de verticale afstand tussen de teen marker en het zwaartepunt van het segment;
- α = de hoek tussen de voet en de horizontaal;
- xz_2 = de horizontale afstand tussen de heel marker en het zwaartepunt van het segment;
- yz_2 = de verticale afstand tussen de heel marker en het zwaartepunt van het segment



Figuur 10 Vrij lichaamsdiagram van de voet

Voor de analyse gelden de volgende bewegingsvergelijkingen:

1. $\sum F_x = m * \ddot{x}_z$
2. $\sum F_y = m * \ddot{y}_z$
3. $\sum M = I * \ddot{\alpha}$

Hierbij staan de tekens voor:

m = massa van het segment;

$\ddot{x}_z$ = horizontale versnelling van het zwaartepunt;

$\ddot{y}_z$ = verticale versnelling van het zwaartepunt;

I = massatraagheidsmoment van het segment rond het zwaartepunt;

$\ddot{\alpha}$ = Hoekversnelling;

De drie vergelijkingen uitgewerkt voor de voet geeft de volgende vergelijkingen:

$$1. \sum F_x = m * \ddot{x}_{z1}$$

$$-Fx_1 = m * \ddot{x}_{z1}$$

$$Fx_1 = -m * \ddot{x}_{z1}$$

$$2. \sum F_y = m * \ddot{y}_{z1}$$

$$-Fz - Fy_1 = m * \ddot{y}_{z1}$$

$$-Fy_1 = m * \ddot{y}_{z1} + Fz$$

$$Fy_1 = -m * \ddot{y}_{z1} - g * m$$

$$3. \sum M = I * \ddot{\alpha}$$

$$M_{Ankle} = Fx_1 * y_{z2} - Fy_1 * x_{z2} - I * \ddot{\alpha}$$

Voordat deze formules uitgewerkt kunnen worden dienen er eerst enkele onbekende weggewerkt moeten worden. Deze onbekende zijn: x_{z1} , $\ddot{x}_{z1}$, y_{z1} , $\ddot{y}_{z1}$, x_{z2} en $\ddot{\alpha}$. Dit wordt gedaan middels de volgende formules:

$$x_{z1} = x_1 * \cos(\alpha)$$

$$\dot{x}_{z1} = 120 * \text{gradient}(x_{z1})$$

$$\ddot{x}_{z1} = 120 * \text{gradient}(\dot{x}_{z1})$$

$$y_{z1} = x_1 * \sin(\alpha)$$

$$\dot{y}_{z1} = 120 * \text{gradient}(y_{z1})$$

$$\ddot{y}_{z1} = 120 * \text{gradient}(\dot{y}_{z1})$$

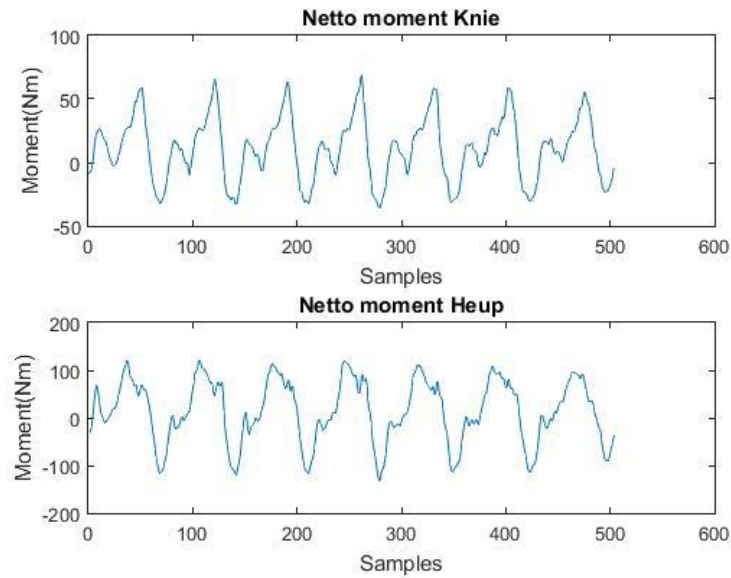
$$xz_2 = x_2 * \cos(a)$$

$$yz_2 = x_2 * \sin(a)$$

$$\dot{a} = 120 * \text{gradient}(a)$$

$$\ddot{a} = 120 * \text{gradient}(\dot{a})$$

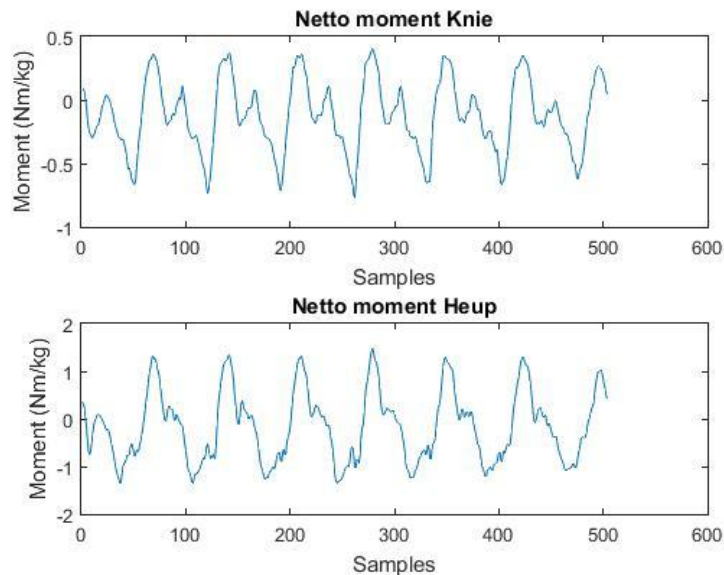
De momenten worden voor de drie gewrichten berekend. Het resultaat voor het netto knie- en heupmoment is te zien in figuur 11.



Figuur 11 Netto knie- en heupmoment in Nm

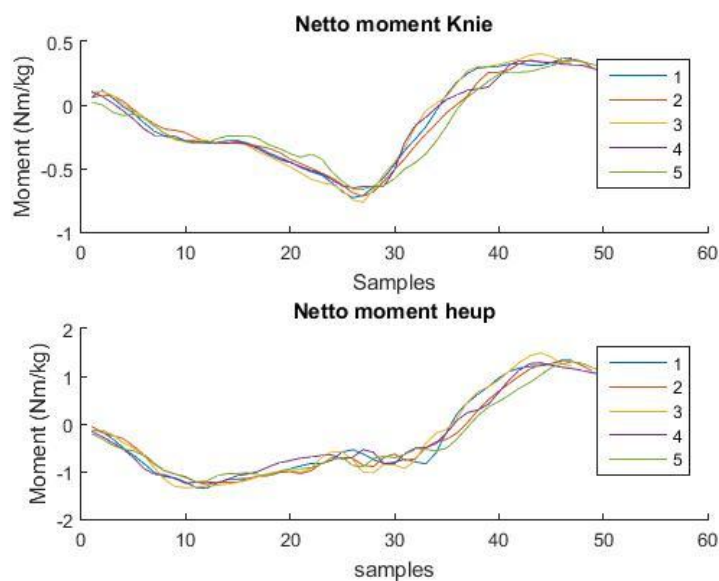
3.9 Deel de momenten door het lichaamsgewicht en knip ze in zwaafases

Na het berekenen van de netto momenten worden de knie en de heup momenten gedeeld door het lichaamsgewicht van de proefpersoon. Deze stap wordt gezet zodat de uitkomsten van het model vergelijkbaar zijn met uitkomsten van enkele andere artikelen (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running, 2011) en (Schache, Kim, Morgan, & Pandy, 2010). Tevens worden de momenten gespiegeld in de x-as. Dit zodat het moment dat de hamstrings leveren bij zowel de heup als de knie altijd positief zijn. Het resultaat hiervan is te zien in figuur 12.



Figuur 12 Netto knie- en heupmoment in Nm/kg.

De netto momenten rond de heup en de knie kunnen nu geknipt worden. De momenten worden in vijf zwaafases geknipt. Voor de knippunten worden de bij paragraaf 3.3 ingevoerde samplenummers gebruikt. De netto momenten worden opgeslagen in de variabelen *MKneez1*, *MKneez2* ... *MKneez5*, *MHipz1*, *MHipz2* ... en *MHipz5*. In figuur 13 zijn vijf geknipte fases weergegeven.



Figuur 13 Geknipte netto knie en heupmomenten van vijf zwaafases.

3.10 Bereken de spierkracht

Nu de netto momenten geknipt zijn in de vijf zwaafases kan de spierkracht berekend worden die de hamstrings leveren gedurende de fase. Hierbij geldt de formule:

$$M = F * a$$

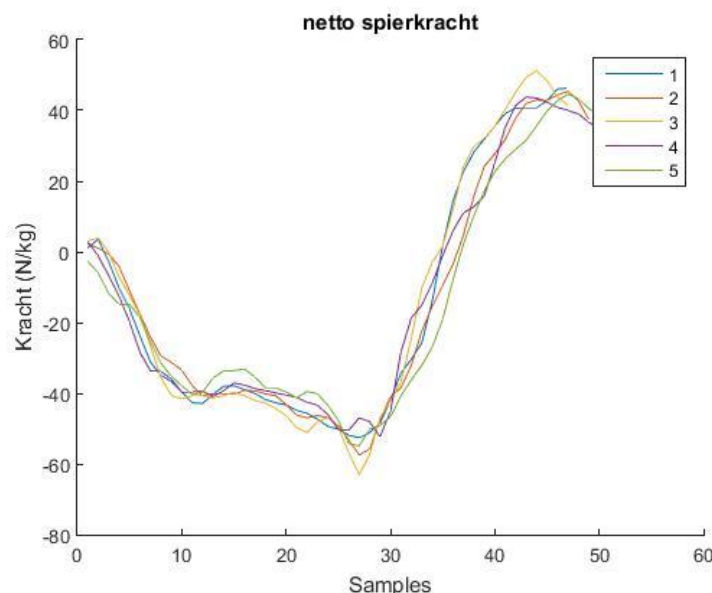
Waarbij geldt:

- M = moment in Nm/kg
- F = kracht in N
- a = momentsarm in m

Deze formule dient omgeschreven te worden zodat de kracht F berekend kan worden. Daarbij bestaat de kracht die de hamstrings leveren niet uit één moment en één arm. De hamstrings hebben een ander moment rond de knie dan rond de heup en bij beide gewrichten ook een andere momentsarm. De omgeschreven formule luidt als volgt:

$$F = \frac{MKnie}{aKnie} + \frac{MHeup}{aHeup}$$

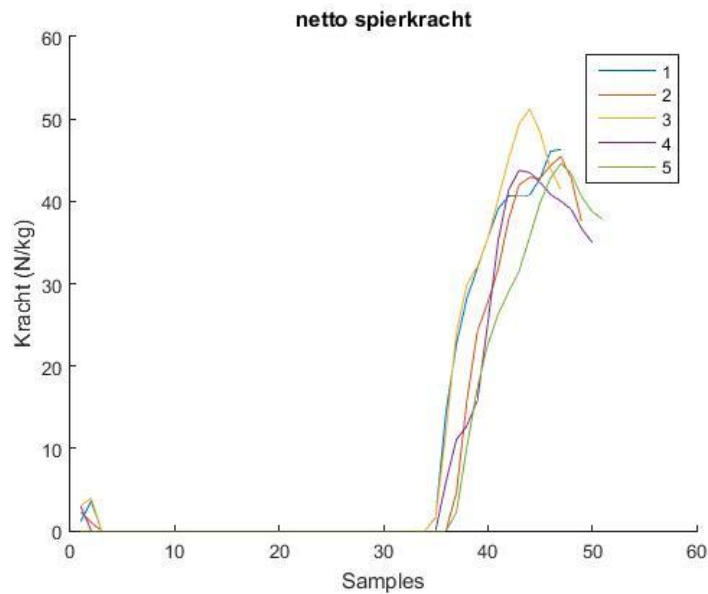
De hamstringkracht gedurende de vijf zwaafases wordt opgeslagen in de variabelen $FHam1$, $FHam2$, $FHam3$, $FHam4$ en $FHam5$. De netto spierkrachten zijn te zien in figuur 14.



Figuur 14 Netto spierkrachten van 5 zwaafases.

3.11 Snij af bij 0 en interpoleer

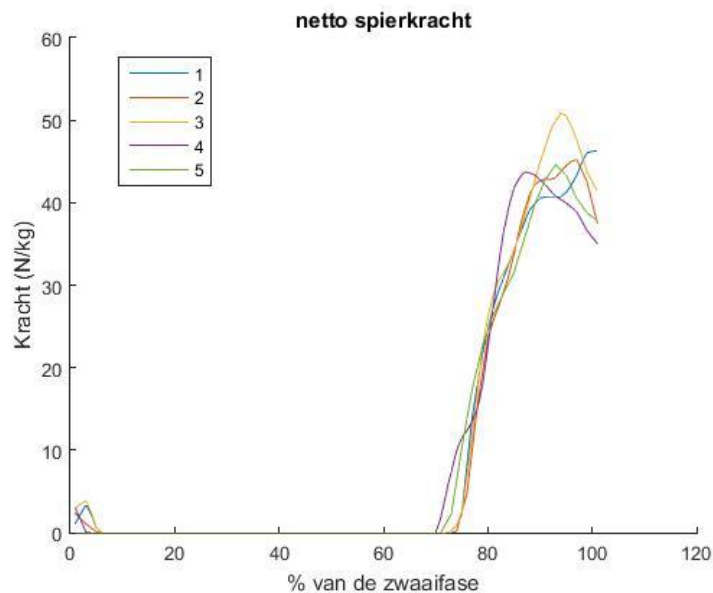
De hamstrings leveren een positief moment en kracht. Wanneer de krachtscurve berekend bij paragraaf 3.12 negatief wordt, dan wordt dit niet veroorzaakt door de hamstrings. In dit onderzoek zijn we alleen geïnteresseerd in de hamstringkrachten gedurende de zwaafase. Alle negatieve waarden in de krachtscurve worden omgezet naar 0 zodat alleen de hamstringkracht overblijft. Voor dit omzetten naar 0 wordt gebruik gemaakt van de functie *max* in Matlab. In figuur 15 is het resultaat hiervan te zien. Het is goed zichtbaar hoe de curven in figuur 15 gelijk zijn aan de curven in figuur 16 alleen gaat deze niet onder de 0.



Figuur 15 netto spierkracht afgesneden bij 0 voor vijf zwaafases.

Zoals te zien in figuur 15 zijn niet alle zwaafases exact even lang. Deze moeten echter wel even lang zijn wil er een gemiddelde curve berekend kunnen worden. Om dit probleem op te lossen wordt geïnterpoleerd.

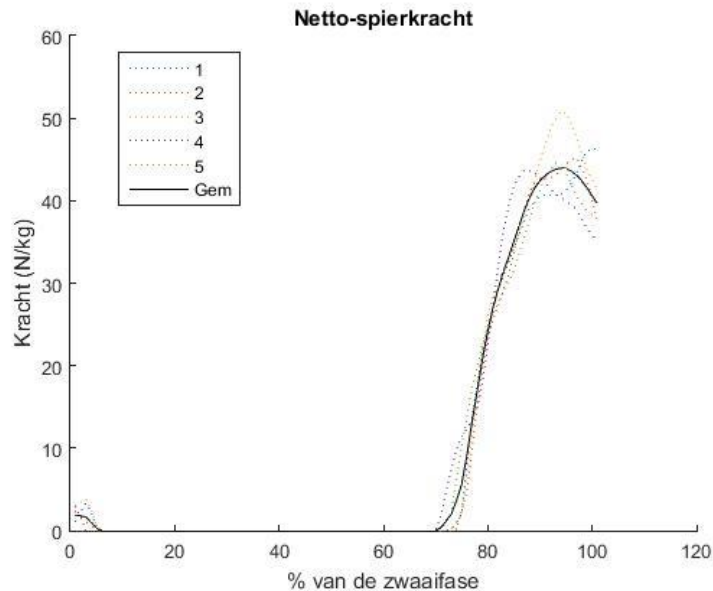
De verschillende zwaafases worden allemaal geïnterpoleerd naar 101 samples, lopende van 0 tot en met 100. Op deze manier wordt de spierkracht weergegeven in N/kg op een tijdsbasis 0 tot en met 100 procent van de zwaafase. Door middel van de functie interp1 worden de verschillende zwaafases geïnterpoleerd naar 101 samples van 0 tot 100 procent van de zwaafase. In figuur 16 is het resultaat te zien. Het is duidelijk zichtbaar dat nu alle zwaafases even lang duren.



Figuur 16 Netto spierkracht geïnterpoleerd naar 101 samples lopende van 0 t/m 100.

3.12 Gemiddelde hamstringkracht

Al laatste wordt de gemiddelde hamstringkracht van de vijf zwaafases bepaald. Allereerst worden alle hamstringkrachten bij elkaar opgeteld en vervolgens worden deze gedeeld door het aantal zwaafases dat gemeten is. Dit geeft de gemiddelde hamstringkracht gedurende de zwaafase van de proefpersoon, zie figuur 17.



Figuur 17 Gemiddelde hamstringkracht gedurende de zwaafase.

3.13 EMG

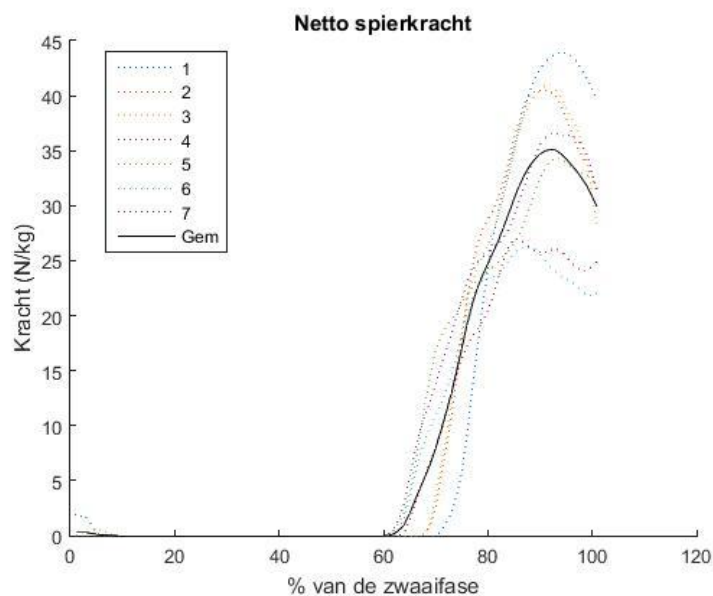
Het EMG is niet geïntegreerd in het model. Dit wegens complicaties met de synchronisatie tussen de EMG en markerdata. Tevens waren er veel problemen met het meten van het EMG signaal. Gedurende het meten viel geregeld het EMG meetsysteem uit. Het meten met EMG is vier maal geprobeerd maar telkens gaf het dezelfde teleurstellende uitkomst. Met het oog op het afronden van het project is het integreren van EMG in het model uiteindelijk geschrapt.

Het wegvallen van het EMG heeft zijn gevolgen op de conclusies die getrokken kunnen worden uit de resultaten van het model. De nauwkeurigheid van de berekende spierkracht kan nu niet bepaald worden aan de hand van de co-contractie tussen de hamstrings en quadriceps. De conclusies die nu getrokken kunnen worden gaan alleen over de minimale benodigde spierkracht die de hamstrings moeten leveren.

4. Resultaten

Dit onderzoek heeft geresulteerd in een ontwikkeld model wat gedurende de zwaai fase van een sprint de benodigde hamstringkracht kan berekenen. In dit model wordt er aan de hand van inverse dynamica de netto momenten rond de heup en de knie bepaald en vervolgens de minimale benodigde hamstringkracht berekend worden.

Dit model is gebruikt bij de analyse van in totaal zeven sprints gemeten die allen bestaan uit minimaal vijf zwaai fasen van het gemeten been. Te allen tijde is er gemeten met een loopsnelheid van 18 km/u. In figuur 18 is de gemiddelde spierkracht te zien die de hamstrings leveren gedurende de zwaai fase. Dit is het gemiddelde van alle zeven metingen. De top van de gemiddelde hamstringkracht ligt op iets meer dan 35 N/kg. De hoogst gemeten spierkracht ligt is bijna 44 N/kg (meting 1) en de laagst gemeten maximale spierkracht is iets meer dan 26 N/kg (meting 6).



Figuur 18 Gemiddelde spierkracht van zeven metingen.

Er moet rekening gehouden worden met het feit dat dit de minimale benodigde spierkracht is. Dit betekent dat dit genoeg is om de netto momenten te realiseren die berekend zijn. Echter is er geen rekening gehouden met co-contractie en kan de werkelijke spierkracht hoger uitvallen.

Bij alle zeven gemeten sprints ligt de maximale spierkracht in de laatste 20% van de zwaai fase, dit is de terminal swing. Gedurende de andere 80% van de zwaai fase is de hamstringkracht vrijwel 0 en worden de hamstrings dus vrijwel niet ingezet.

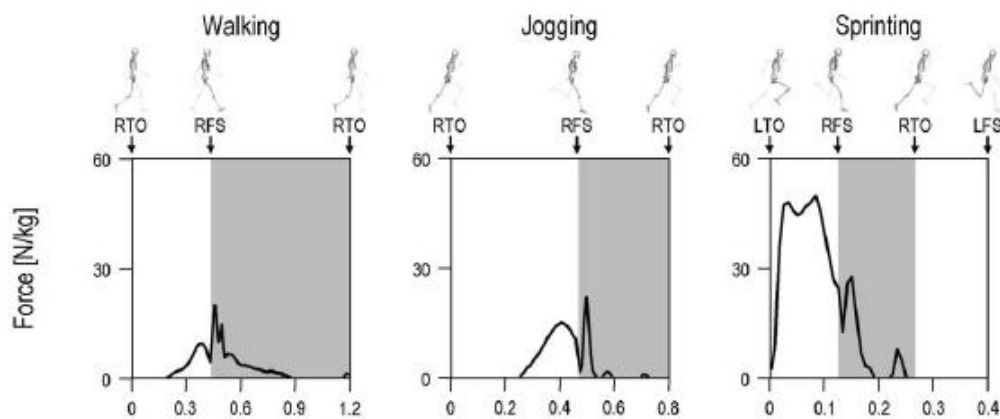
5. Discussie

Vooraf is er een onderzoeksvraag opgesteld, deze luidt:

Wat is de benodigde spierkracht die de hamstrings moeten leveren tijdens de zwaafase gedurende een sprint?

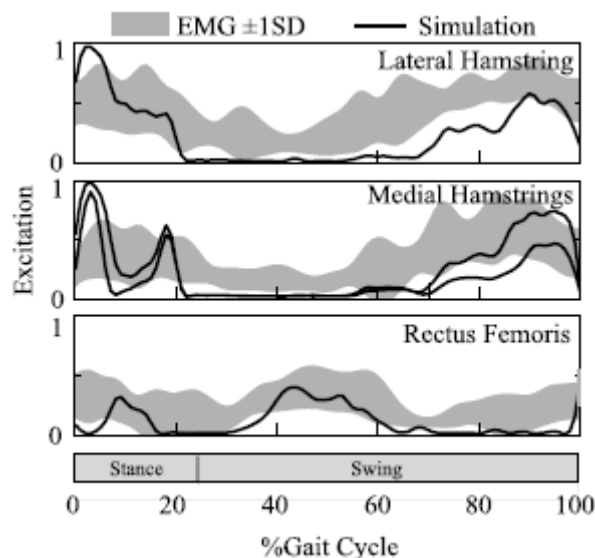
Gedurende een sprint van 18 km/u ligt maximale benodigde spierkracht die de hamstrings leveren in de spierkracht op 35 N/kg. De piek spierkracht bevindt zich op ongeveer 90 % van de zwaafase. Dit valt in de terminal swing.

Wanneer deze uitkomsten vergeleken wordt met de literatuur moet er rekening gehouden worden met een verlaagde snelheid. In figuur 19 is de hamstringkracht te zien gedurende het lopen, joggen en sprinten. Het is duidelijk zichtbaar dat de hoeveelheid spierkracht toeneemt naarmate de snelheid hoger wordt. In de rechter grafiek van figuur 19 wordt er gesprint op een snelheid van 26,8 km/u, hierbij bedraagt de maximale hamstringkracht ongeveer 50 N/kg. De lagere maximale hamstringkracht uit het model ten opzichte van figuur 19 komt door de lagere snelheid waarmee gesprint is. De piek van de hamstringkracht ligt bij alle snelheden in het laatste gedeelte van de zwaafase ofwel de terminal swing. De piek hamstringkracht uit het model ligt tevens in de terminal swing en het model is dus valide.



Figuur 19 Netto-spierkracht van de hamstrings tijdens het lopen(links), joggen(midden) en sprinten(rechts). Met de grijs gemarkeerde stukken als standfase en de witte stukken als zwaafase. Aangepast overgenomen uit Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle train injury (P138) door A.G. Schache, H.J. Kim, D.L. Morgan en M.G. Pandy, 2010.

Voor een volledig beeld van wat er gebeurt gedurende de sprint moet de spieractiviteit bekend zijn. Dit is getracht te doen door middel van EMG data. Echter zoals eerder benoemd is dit meerdere malen niet gelukt. Dit zorgt voor een beperking in het model omdat de hoeveelheid co-contractie per proefpersoon nu niet bekend is. Daarom is gekeken naar eerder verzamelde EMG data om zo de mate van co-contractie in beeld te brengen. In figuur 20 is de spieractiviteit van de biceps femoris, semimembranosus en semitendinosus en de rectus femoris weergegeven gedurende een sprint. Hierbij ligt de nadruk op de zwaafase. Het is goed zichtbaar dat de hamstrings (bovenste twee grafieken) aan het eind van de zwaafase erg actief zijn. Daarentegen is op ditzelfde moment de rectus femoris vrijwel niet actief. Er is hier wederom op een andere snelheid gelopen dan in het model namelijk 27,2 km/u. Door de lage activiteit van de rectus femoris kan gesteld worden dat er niet veel co-contractie plaatst vindt in het laatste gedeelte van de zwaafase. De berekende spierkracht in het model is nauwkeuriger bij weinig co-contractie dan wanneer er veel co-contractie plaatst vindt. De uitkomst van het model blijft een benadering van de werkelijkheid en hier moet rekening mee gehouden worden bij toepassing van het model.



Figuur 20 Spier excitatie en EMG activiteit van de Biceps Femoris bovenaan, Semimembranosus en Semitendinosus in het midden en de Rectus Femoris onder. Aangepast overgenomen uit Hamstring Musculotendon Dynamics during Stance and Swing Phases of High-Speed Running(P528) door E.S. Chumanov, B.C. Heiderscheit en D.G. Thelen, 2011.

Door middel van het model is de onderzoeksvraag beantwoord voor drie proefpersonen bij een snelheid van 18 km/u. De maximale hamstringkracht bedraagt 35 N/kg en deze piek bevindt zich in de terminal swing. De mate waarin de berekende hamstringkracht ook de daadwerkelijke hamstringkracht hangt af van de mate van co-contractie. Door het ontbreken van EMG data is uitgegaan van de literatuur. Hierin is weinig co-contractie zichtbaar tijdens de terminal swing wat betekent dat de berekende hamstringkracht goed overeenkomt met de werkelijke hamstringkracht. Het blijft echter een benadering.

Buiten het repetitief verkorte en verlengen van de hamstrings gedurende het sprinten en het feit dat de ruk het hoogst is gedurende de terminal swing, is op dit punt ook de spierkracht die de hamstrings leveren het hoogst. Dit benadrukt het verhoogde risico op hamstring blessures in deze fase van het lopen.

Dit onderzoek heeft bevestigd wat in verschillende andere onderzoeken gevonden wordt. De piek hamstringkracht bevindt zich in de terminal swing. Om het risico op hamstringblessures te verlagen zal er gekeken moeten worden of de piek hamstringkracht verlaagd kan worden zonder aan prestatie in te leveren. Met gebruik van het model kan er gekeken worden naar verschillende looptechnieken en hun effect op de maximale spierkracht die de hamstrings moeten leveren. Bij het gebruik van een looptechniek die een lagere piekkracht nodig heeft zal het risico op een hamstringblessure verminderd kunnen worden. Een lagere hamstring piekkracht kan echter wel gevolgen hebben voor andere systemen in het lichaam gedurende het lopen. Bij het aanraden van een looptechniek met een lagere benodigde hamstringkracht zal hier rekening mee gehouden moeten worden.

Het model heeft echter wel enkele beperkingen. Ten eerste kunnen de hamstringkrachten alleen berekend worden voor de zwaai fase van het gemeten been. Het is mogelijk dat er meerdere pieken in de hamstringkracht zitten maar dat deze zich bevinden in de standfase. Een tweede beperking is het ontbreken van EMG waardoor de co-contractie niet in beeld gebracht kan worden. Hierdoor kan alleen maar de benodigde spierkracht berekend worden om de netto momenten te realiseren. In hoeverre deze berekende spierkracht gelijk is aan de werkelijke spierkracht is door het ontbreken van de EMG niet te bepalen.

6. Conclusie

Het doel van dit onderzoek was het ontwikkelen van een model dat gedurende de zwaai fase van een sprint de netto momenten rond het heup- en kniegewricht berekend. Uit deze netto momenten moet vervolgens de benodigde spierkracht die de hamstrings leveren berekend worden. Dit doel is bereikt. Zowel de netto momenten als de benodigde spierkracht die de hamstrings leveren worden door het ontwikkelde model berekend. Het model functioneert naar behoren wanneer deze vergeleken wordt met eerder gedaan onderzoek.

Een tekortkoming van het model is het ontbreken van EMG data. Hierdoor is de co-contractie niet in beeld gebracht waardoor alleen de benodigde spierkracht om de netto momenten mogelijk te maken berekend kan worden. Voor de volledigheid van het model wordt er aanbevolen om in een volgend onderzoek een nieuwe poging te wagen om EMG in het model te integreren.

Door het ontwikkelde model is het doel bereikt. Het model kan in volgende onderzoeken gebruikt worden om een grotere populatie te meten en op deze manier een betere uitspraak te doen over de hamstringkracht gedurende de zwaai fase van een sprint.

Tevens kan het model gebruikt worden om op zoek te gaan naar een manier om de piek hamstringkrachten lager te krijgen zonder een vermindering van prestaties. Hiermee kan het risico's op hamstringblessures gedurende het sprinten worden verminderd.

Bibliografie

- Butterfield, T., & Herzog, W. (2005). Quantification of muscle fiber strain during in vivo repetitive stretch-shortening cycles. *Journal of Applied Physiology*, 593-602.
- Chumanov, E., Heiderscheit, B., & Thelen, D. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 3555-3562.
- Chumanov, E., Heiderscheit, B., & Thelen, D. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 525-532.
- Dempster, W. (1955). Space Requirements of the Seated Operator. *WADC Technical Report*.
- Dempster, W., & Gaughran, G. (1967). Properties of Body Segments Based on Size and Weight.
- Doorenbosch, C. (2001, Oktober 31). EMG protocol, toepassing oppervlakte EMG voor de onderste extremiteit.
- Gabbe, B., Bennel, K., Finch, C., Wajswelner, H., & Orchard, J. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7-13.
- Gerritsen, B., & Heerkens, Y. (2008). *Anatomie in vivo van het bewegingsapparaat*. Maarssen: Elsevier gezondheidszorg.
- Heiderscheit, B., Hoerth, D., Chumanov, E., Swanson, S., Thelen, B., & Thelen, D. (2005). Injury, Identifying the time of occurrence of a hamstring strain. *Clinical Biomechanics*, 1072-1078.
- Inklaar, H. (2012, 9 13). *Hamstringblessure bij sporters*. Opgeroepen op 12 17, 2015, van www.sportgeneeskunde.com:
<http://www.sportgeneeskunde.com/files/Monodisciplinaire%20Richtlijn%20Hamstringblessure%20bij%20sporters.pdf>
- Riezebos, C. (2015). ABAPath I, Hoorcollege Hamstrings in Highspeed.
- Schache, A., Kim, H., Morgan, D., & Pandy, M. (2010). Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait & Posture*, 136-140.
- Thelen, D., Chumanov, E., Best, T., Swanson, S., & Heiderscheit, B. (2005). Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1931-1938.
- Thelen, D., Chumanov, E., Hoerth, D., Best, T., Swanson, S., Li, L., . . . Heiderscheit, B. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 108-114.

Bijlage 1 Matlabscript

```
clc
clear all
close all

%% 3.1 Individuele parameters
% Allereerst wordt er gevraagd om de verschillende lichaamslengtes en het
% lichaamsgewicht van de proefpersoon te geven. Dit wordt gedaan door
middel
% van een vraag in het command window van Matlab.
[~,sheets] = xlsfinfo('Proefpersonen.xls')
Proefpersoon = questdlg('Is het een nieuw of bestaand proefpersoon?', 'Is
het een nieuw of bestaand proefpersoon?', ...
    'Nieuw', 'Bestaand', 'Nieuw');

switch Proefpersoon
    case {'Nieuw'}
        Naam=inputdlg('Geef de proefpersoon een naam, met een uniek getal
voor de naam', 'Geef de proefpersoon een naam', [1 50]);
        Naam = num2str(Naam{1,1});
        prompt = 'Wat is het lichaamsgewicht van de proefpersoon in Kg? ';
        BW = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de lichaamslengte van de proefpersoon in m? ';
        BodyLength = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de lengte van de voet van de proefpersoon in m?';
        FootLength = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de lengte van het onderbeen van de proefpersoon in
m?';
        ShankLength = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de lengte van het bovenbeen van de proefpersoon in
m?';
        ThighLength = input(prompt);
        xlswrite('Proefpersonen', BW, Naam, 'A1');
        xlswrite('Proefpersonen', BodyLength, Naam, 'A2');
        xlswrite('Proefpersonen', FootLength, Naam, 'A3');
        xlswrite('Proefpersonen', ShankLength, Naam, 'A4');
        xlswrite('Proefpersonen', ThighLength, Naam, 'A5');
    case {'Bestaand'}
        [~,sheets] = xlsfinfo('Proefpersonen.xls')
        prompt = 'Kies het nummer van de proefpersoon?';
        Naam = input(prompt);
        BW = xlsread('Proefpersonen', Naam, 'A1');
        BodyLength = xlsread('Proefpersonen', Naam, 'A2');
        FootLength = xlsread('Proefpersonen', Naam, 'A3');
        ShankLength = xlsread('Proefpersonen', Naam, 'A4');
        ThighLength = xlsread('Proefpersonen', Naam, 'A5');
end

%% 3.2 Filterinstellingen
% Hier wordt hetzelfde gedaan als hierboven maar nu worden de instellingen
% van de filter gevraagd.
Filter = questdlg('Wat voor filter wil je gebruiken?', 'Wat voor filter wil
je gebruiken?', ...
    'Standaard', 'Aangepast', 'Standaard');

switch Filter
    case {'Standaard'}
        fsm = 120;
        fc = 5;
        order = 1;
```

```

    case {'Aangepast'}
        prompt = 'Wat is de sample frequentie van de markerdata in Hz?';
        fsm = input(prompt);
        prompt = 'Wat voor cut off frequentie is wenselijk voor het filteren van de markerdata in Hz?';
        fc = input(prompt);
        prompt = 'Wat voor orde filter is wenselijk voor het filteren van de markerdata?';
        order = input(prompt)/2;
    end

%% 3.2 Begin en eindsample van zwaafases
% In Kinovea zijn de begin en eind samples van de zwaafases genoteerd.
% Deze moeten nu in Matlab ingevoerd worden zodat de markerdata straks
% geknipt kan worden op de juiste punten. Er kunnen per meting 5 zwaafases
% gemeten worden.
[~,sheets] = xlsfinfo('Meting.xls')
Fases = questdlg('Is het een nieuwe meting?', 'Is het een bestaande meting?', ...
                 'Nieuw', 'Bestaand', 'Nieuw');
switch Fases
    case {'Nieuw'}
        Naam=inputdlg('Geef de meting een naam met een uniek nummer ervoor', 'Geef de meting een naam', [1 50]);
        Naam = num2str(Naam{1,1});
        prompt = 'Wat is de begin sample van de eerste zwaafase?';
        B1 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de eind sample van de eerste zwaafase?';
        E1 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de begin sample van de tweede zwaafase?';
        B2 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de eind sample van de tweede zwaafase?';
        E2 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de begin sample van de derde zwaafase?';
        B3 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de eind sample van de derde zwaafase?';
        E3 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de begin sample van de vierde zwaafase?';
        B4 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de eind sample van de vierde zwaafase?';
        E4 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de begin sample van de vijfde zwaafase?';
        B5 = input(prompt);
        prompt = 'Wat is de eind sample van de vijfde zwaafase?';
        E5 = input(prompt);
        xlswrite('Meting', B1, Naam, 'A1');
        xlswrite('Meting', E1, Naam, 'A2');
        xlswrite('Meting', B2, Naam, 'A3');
        xlswrite('Meting', E2, Naam, 'A4');
        xlswrite('Meting', B3, Naam, 'A5');
        xlswrite('Meting', E3, Naam, 'A6');
        xlswrite('Meting', B4, Naam, 'A7');
        xlswrite('Meting', E4, Naam, 'A8');
        xlswrite('Meting', B5, Naam, 'A9');
        xlswrite('Meting', E5, Naam, 'A10');
    case {'Bestaand'}
        [~,sheets] = xlsfinfo('Meting.xls')
        prompt = 'Kies het nummer van de meting?';
        Naam = input(prompt);
        B1 = xlsread('Meting', Naam, 'A1');
        E1 = xlsread('Meting', Naam, 'A2');

```

```

B2 = xlsread('Meting',Naam,'A3');
E2 = xlsread('Meting',Naam,'A4');
B3 = xlsread('Meting',Naam,'A5');
E3 = xlsread('Meting',Naam,'A6');
B4 = xlsread('Meting',Naam,'A7');
E4 = xlsread('Meting',Naam,'A8');
B5 = xlsread('Meting',Naam,'A9');
E5 = xlsread('Meting',Naam,'A10');

end

%% 3.4 Algemene parameters
% Hier worden de parameters ingevoerd die bij alle proefpersonen gelijk
% zijn. Deze waarden zijn afkomstig uit dempster, space requirements of the
% seated operator.
% Allereerst wordt de positie van de zwaartepunt van de segmenten
% ingevoerd.
PosFoot = 0.571;
PosShank = 0.567;
PosThigh = 0.567;
% Vervolgens wordt het gewicht van de verschillende segmenten berekend aan
% de hand van het totale lichaamsgewicht.
WhFoot = 0.01432*BW;
WhShank = 0.04612*BW;
WhThigh = 0.10008*BW;
% Momentsarmen van de hamstrings rond de knie en heup
aKnie = 0.0175;
aHeup = 0.053;

g = 9.81;

%% 3.5 Inladen en filteren markerdata.
% Hier wordt de marker data uit een xml. file ingelezen door middel van de
% function ReadKinoveaFunction. Deze function heb ik van de minor
% sporttechnologie gebruikt. De data wordt allereerst in de variabele
% Markerdata opgeslagen voordat deze in de verschillende variabelen voor de
% verschillende markerpunten wordt gestopt.
% Hier wordt de markerdata gefilterd met gebruik van een low-pass
% butterworth filter. De instellingen zijn aan het begin van het script
% ingevoerd door de gebruiker.

data = ReadKinoveaFunction(OpenFileDialogBT());
N= data{3}(1,1);
[nummcol nummrow] = size(data{1});
i = 1;
for j = 1:3:nummrow
    Markerdata(:,i:i+1) = cell2mat (data{1}(:,j:j+1));
    i = i+2;
end

Toe = Markerdata(:,1:2);
Heel = Markerdata(:,3:4);
Ankle = Markerdata(:,5:6);
Knee = Markerdata(:,7:8);
Hip = Markerdata(:,9:10);

[b,a] = butter(order,2*fc/fsm);
Toef = filtfilt(b,a,Toe);
Heelf = filtfilt(b,a,Heel);
Anklef = filtfilt(b,a,Ankle);
Kneef = filter(b,a,Knee);

```



```

Hipf = filter(b,a,Hip);

%% 3.6.1 Bereken de hoek tussen de horizontaal en de voet
% De hoek van de voet wordt berekend ten opzichte van de horizonataal. De
% proefpersoon rent voor de kijker naar links. De hoek die berekend wordt
% is de hoek tussen de linker horizontaal en het lijnstuk van de tenen
% naar de hiel met als nulpunt de tenen.
Foot= Heelf-Toef;
XlocFoot (N,1:2)=0;
for i = 1:N
    XlocFoot(i,:) = Foot(i,:)/norm(Foot(i,:));
end

for i= 1:N
    FootAng(i) = atan2(XlocFoot(i,1),XlocFoot(i,2));
end

FootAng = unwrap(FootAng)+0.5*pi;
FootAng = transpose(FootAng);
FootAngDeg = FootAng*180/pi;

%% 3.6.2 Bereken de hoek tussen de horizontaal en het onderbeen
% Hier wordt de hoek van het onderbeen ten opzichte van de horizontaal
% bepaald. Wederom de hoek tussen de linker horizontaal en de het lijnstuk
% tussen de enkel en knie met nu het nulpunt op de enkel.
Shank= Kneef-Anklef;
XlocShank (N,1:2)=0;
for i = 1:N
    XlocShank(i,:) = Shank(i,:)/norm(Shank(i,:));
end

for i= 1:N
    ShankAng(i) = atan2(XlocShank(i,1),XlocShank(i,2));
end

ShankAng = unwrap(ShankAng)+0.5*pi;
ShankAng = transpose(ShankAng);
ShankAngDeg = ShankAng*180/pi;

%% 3.6.3 Bereken de hoek tussen de horizontaal en het bovenbeen
% De hoek van het bovenbeen ten opzicht van de linker horizontaal wordt
% berekend met als nulpunt de knie.
Thigh= Hipf-Kneef;
XlocThigh (N,1:2)=0;
for i = 1:N
    XlocThigh(i,:) = Thigh(i,:)/norm(Thigh(i,:));
end

for i= 1:N
    ThighAng(i) = atan2(XlocThigh(i,1),XlocThigh(i,2));
end

ThighAng = unwrap(ThighAng)+0.5*pi;
ThighAng = transpose(ThighAng);
ThighAngDeg = ThighAng*180/pi;

%% 3.7 Bereken het massatraagheidsmoment
% Het massatraagheidsmoment wordt per segment bepaald. Hierbij wordt er
% vanuit gegaan dat de segmenten een slanke staaf zijn.

```

```

IFoot = WhFoot*FootLength^2/12;
IShank = WhShank*ShankLength^2/12;
IThigh = WhThigh*ThighLength^2/12;

%% 3.8.1 Bereken het netto moment rond de enkel
% Allereerst zal er begonnen worden met het berekenen van de krachten in
% het enkelegewricht en het moment rond de enkel.

% xz1 is de x-afstand tussen het de teen en het zwaartepunt van de voet.
% Door dit 2 keer de differentiëren krijgt met de horizontale versnelling
% van het zwaartepunt in de x richting. Deze wordt vervolgens gebruikt in
% de bewegingsvergelijkingen.
xz1 = (PosFoot*FootLength)*cos(FootAng);
xz1p = fsm*gradient(xz1);
xz1dp = fsm*gradient(xz1p);

% Exact hetzelfde wordt gedaan met de y-afstand tussen de teen en het
% zwaartepunt van de voet.
yz1 = (PosFoot*FootLength)*sin(FootAng);
yz1p = fsm*gradient(yz1);
yz1dp = fsm*gradient(yz1p);

% Een stukje terug is de hoek van de voet berekend ten opzichte van de
% horizontaal. Door deze hoek 2 keer te differentiëren wordt de
% hoeksversnelling van de voet berekend.
FootAngp = fsm*gradient(FootAng);
FootAngdp = fsm*gradient(FootAngp);

% De afstand wordt berekend tussen het zwaartepunt van de voet en de teen.
LengthCMFoot = FootLength*PosFoot;

% De bewegingsvergelijkingen worden ingevuld met de hierboven berekende
% gegevens. Het enkelmoment is positief bij een plantairflecterend moment
% en negatief bij een dorsaalflecterend moment.
Fx1 = -WhFoot*xz1dp;
Fy1 = -WhFoot*g-WhFoot*yz1dp;
MAnkle = Fx1*LengthCMFoot.*sin(FootAng)-Fy1*LengthCMFoot.*cos(FootAng)-
IFoot*FootAngdp;

%% 3.8.2 Bereken het netto moment rond de knie
% Vervolgens zijn de krachten in het kniegewricht en het moment rond de
% knie berekend. Dit is op dezelfde manier aangepakt als bij het
% enkelgewricht. Hierbij is het moment rond de knie positief bij een
% flecterend moment en negatief bij een extenderend moment.
xz1 = (PosShank*ShankLength)*cos(ShankAng);
xz1p = fsm*gradient(xz1);
xz1dp = fsm*gradient(xz1p);

yz1 = (PosShank*ShankLength)*sin(ShankAng);
yz1p = fsm*gradient(yz1);
yz1dp = fsm*gradient(yz1p);

ShankAngp = fsm*gradient(ShankAng);
ShankAngdp = fsm*gradient(ShankAngp);

LengthCMShank = ShankLength*PosShank;

Fx2 = -WhShank*xz1dp+Fx1;
Fy2 = -WhShank*yz1dp+Fy1-WhShank*g;

```

```

MKnee = MAnkle+Fx1*LengthCMSHank.*sin(ShankAng)-
Fy1*LengthCMSHank.*cos(ShankAng)+Fx2*LengthCMSHank.*sin(ShankAng)-
Fy2*LengthCMSHank.*cos(ShankAng)-IShank*ShankAngdp;

%% 3.8.3 Bereken het netto moment rond de heup
% Als laatst zijn de krachten in de heup en het moment rond de heup
% berekend. Wederom is dit op dezelfde manier aangepakt. Het moment rond de
% heup is positief bij een anteflecterend moment en negatief bij een
% retroflecterend moment.
xz1 = (PostThigh*ThighLength)*cos(ThighAng);
xz1p = fsm*gradient(xz1);
xz1dp = fsm*gradient(xz1p);

yz1 = (PostThigh*ThighLength)*sin(ThighAng);
yz1p = fsm*gradient(yz1);
yz1dp = fsm*gradient(yz1p);

ThighAngp = fsm*gradient(ThighAng);
ThighAngdp = fsm*gradient(ThighAngp);

LengthCMThigh = ThighLength*PostThigh;

Fx3 = -WhThigh*xz1dp+Fx2;
Fy3 = -WhThigh*yz1dp+Fy2-WhThigh*g;
MHip = MKnee+Fx2*LengthCMThigh.*sin(ThighAng)-
Fy2*LengthCMThigh.*cos(ThighAng)+Fx3*LengthCMThigh.*sin(ThighAng)-
Fy3*LengthCMThigh.*cos(ThighAng)-IThigh*ThighAngdp;

%% 3.9 Deel de momementen door het lichaamsgewicht en knip ze in zwaafases
% Het moment rond de knie en heup wordt gedeeld door het lichaamsgewicht om
% het zo vergelijkbaar te maken met enkele artikelen. Tevens wordt het
% heupmoment omgedraait zodat deze positief is bij een retroflecterend
% moment en negatief bij een anteflecterend moment. Dit zodat de hamstrings
% altijd een positief moment veroorzaken wanneer deze aanspannen.
MKnee2 = -MKnee/BW;
MHip2 = -MHip/BW;

% De momenten rond de knie en heup worden in 5 zwaafases geknipt met als
% begin en eindpunt de samples ingevoerd in het begin.
MKneez1 = MKnee2(B1:E1);
MKneez2 = MKnee2(B2:E2);
MKneez3 = MKnee2(B3:E3);
MKneez4 = MKnee2(B4:E4);
MKneez5 = MKnee2(B5:E5);

MHipz1 = MHip2(B1:E1);
MHipz2 = MHip2(B2:E2);
MHipz3 = MHip2(B3:E3);
MHipz4 = MHip2(B4:E4);
MHipz5 = MHip2(B5:E5);

%% 3.10 Bereken de spierkracht van de hamstrings
% De spierkracht van de hamstrings wordt berekend. De netto momenten rond
% de knie en heup worden door hun eigen momentsarm gedeeld en vervolgens
% worden de krachten bij elkaar opgeteld.
FHam1 = (MKneez1/aKnie)+(MHipz1/aHeup);
FHam2 = (MKneez2/aKnie)+(MHipz2/aHeup);
FHam3 = (MKneez3/aKnie)+(MHipz3/aHeup);
FHam4 = (MKneez4/aKnie)+(MHipz4/aHeup);
FHam5 = (MKneez5/aKnie)+(MHipz5/aHeup);

```

```

%% 3.11 Snij af bij 0 en interpoleer
% De hamstrings leveren alleen een positieve kracht. Hierdoor kunnen alle
% negatieve waarden bij de kracht terug gebracht worden tot 0.
FHam1=max(0,FHam1);
FHam2=max(0,FHam2);
FHam3=max(0,FHam3);
FHam4=max(0,FHam4);
FHam5=max(0,FHam5);

TijdF1 = linspace(0,100,length(FHam1));
TijdF2 = linspace(0,100,length(FHam2));
TijdF3 = linspace(0,100,length(FHam3));
TijdF4 = linspace(0,100,length(FHam4));
TijdF5 = linspace(0,100,length(FHam5));

xwaarden = 0:100;

FHam1p = interp1(TijdF1,FHam1,xwaarden);
FHam2p = interp1(TijdF2,FHam2,xwaarden);
FHam3p = interp1(TijdF3,FHam3,xwaarden);
FHam4p = interp1(TijdF4,FHam4,xwaarden);
FHam5p = interp1(TijdF5,FHam5,xwaarden);

%% 3.12 Gemiddelde FHam van de verschillende zwaaifases
FHamtot = FHam1p+FHam2p+FHam3p+FHam4p+FHam5p;
FHamMean = FHamtot/5;

%% 3.13 EMG
EMG = questdlg('Is er gemeten met EMG?','Is er gemeten met EMG?', ...
               'Ja','Nee','Ja');

switch EMG
    case {'Ja'}
        [EMGdata, fse] = f_poly5read(OpenFileDialogBT());
        EMGQ = EMGdata(:,4);
        EMGH = EMGdata(:,5);

        EMGQ = abs(Rectf);
        EMGH = abs(Semim);

        fc = 1;
        order = 3;
        [b,a] = butter(order,2*fc/fs);
        EMGQ = filtfilt(b,a,EMGQ);
        EMGH = filter(b,a,EMGH);

        % Samplefrequeuntie van het EMG terugbrengen naar 120 Hz

        % EMG knippen in dezelfde zwaaifases

        EMGQtot = EMGQ1+EMGQ2+EMGQ3+EMGQ4+EMGQ5;
        GemEMGQ = EMGQtot/5;
        EMGHtot = EMGH1+EMGH2+EMGH3+EMGH4+EMGH5;
        GemEMGH = EMGHtot/5;

        figure(1)
        FHam = subplot(2,1,1);
        GemEMG = subplot(2,1,2);

```

```

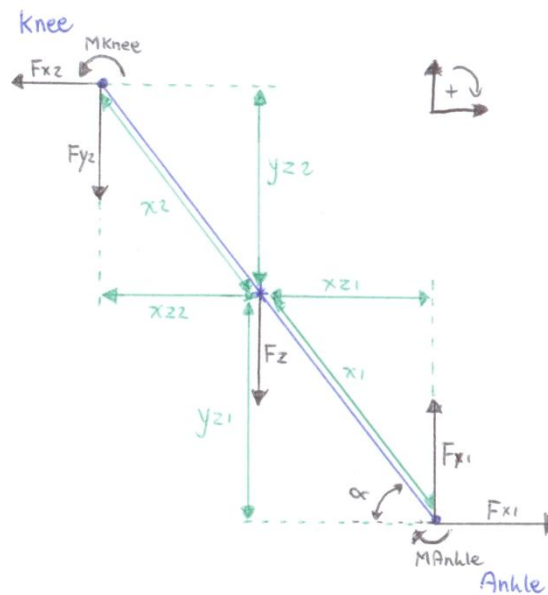
hold on
plot(FHam, FHamMean)
title(FHam, 'Gemiddelde netto Hamstringkracht')
xlabel(FHam, '% van de zwaai fase')
ylabel(FHam, 'N/kg')
plot(GemEMG, GemEMGQ)
hold on
plot(GemEMG, GemEMGH, 'r')
title(GemEMG, 'Gemiddelde EMG')
xlabel(GemEMG, '% van de zwaai fase')
legend(GemEMG, 'Quadriceps', 'Hamstrings')

% Sla FHamMean en GemEMG bij elkaar op in dezelfde excel sheet

case {'Nee'}
figure (1)
hold on
plot(FHam1p, ':')
plot(FHam2p, ':')
plot(FHam3p, ':')
plot(FHam4p, ':')
plot(FHam5p, ':')
plot(FHamMean, 'k')
hold off
title('Netto spierkracht')
xlabel('% van de zwaai fase')
ylabel('Kracht (N/kg)')
legend('1', '2', '3', '4', '5', 'Gem')
Name=inputdlg('Geef de meting een naam', 'Geef de meting een
naam', [1 50]);
Name = num2str(Name{1,1});
xlswrite(Name, FHamMean);
end

```

Bijlage 2 Knie momentenvergelijkingen



1. $\sum Fx = m * \ddot{x}z_1$
2. $\sum Fy = m * \ddot{y}z_1$
3. $\sum M = I * \ddot{a}$

1. $\sum Fx = m * \ddot{x}z_1$

$$\begin{aligned} Fx_1 - Fx_2 &= m * \ddot{x}z_1 \\ -Fx_2 &= -Fx_1 + m * \ddot{x}z_1 \\ Fx_2 &= Fx_1 - m * \ddot{x}z_1 \end{aligned}$$

2. $\sum Fy = m * \ddot{y}z_1$

$$\begin{aligned} Fy_1 - Fz - Fy_2 &= m * \ddot{y}z_1 \\ -Fy_2 &= m * \ddot{y}z_1 + Fz - Fy_1 \\ Fy_2 &= Fy_1 - m * \ddot{y}z_1 - g * m \end{aligned}$$

3. $\sum M = I * \ddot{a}$

$$MKnee = MAnkle + Fx_1 * yz_1 - Fy_1 * xz_1 + Fx_2 * yz_2 - Fy_2 * xz_2 - I * \ddot{a}$$

Wegwerken onbekenden:

$$\begin{aligned} xz_1 &= x_1 * \cos(a) \\ \dot{x}z_1 &= 120 * \text{gradient}(xz_1) \\ \ddot{x}z_1 &= 120 * \text{gradient}(\dot{x}z_1) \end{aligned}$$

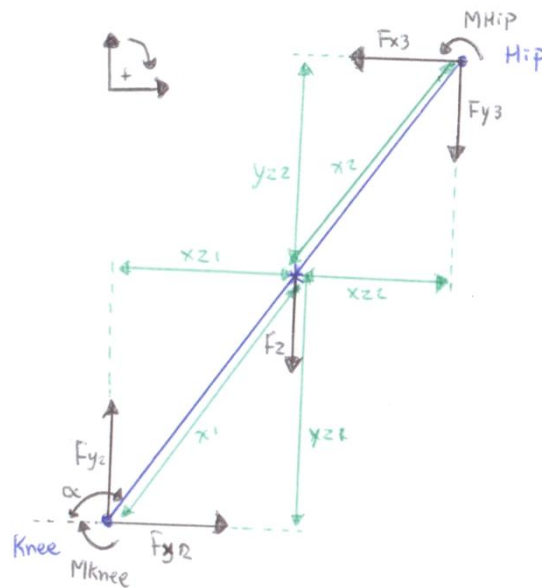
$$\begin{aligned} yz_1 &= x_1 * \sin(a) \\ \dot{y}z_1 &= 120 * \text{gradient}(yz_1) \\ \ddot{y}z_1 &= 120 * \text{gradient}(\dot{y}z_1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} xz_2 &= x_2 * \cos(a) \\ yz_2 &= x_2 * \sin(a) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{a} &= 120 * \text{gradient}(a) \\ \ddot{a} &= 120 * \text{gradient}(\dot{a}) \end{aligned}$$

- ➔ Positief moment = extensie
- ➔ Negatief moment = flexie

Bijlage 3 Heup momentenvergelijkingen



1. $\sum Fx = m * \ddot{x}z_1$
2. $\sum Fy = m * \ddot{y}z_1$
3. $\sum M = I * \ddot{\alpha}$

1. $\sum Fx = m * \ddot{x}z_1$

$$\begin{aligned} Fx_2 - Fx_3 &= m * \ddot{x}z_1 \\ -Fx_3 &= -Fx_2 + m * \ddot{x}z_1 \\ Fx_3 &= Fx_2 - m * \ddot{x}z_1 \end{aligned}$$

2. $\sum Fy = m * \ddot{y}z_1$

$$\begin{aligned} Fy_2 - Fz - Fy_3 &= m * \ddot{y}z_1 \\ -Fy_3 &= m * \ddot{y}z_1 + Fz - Fy_2 \\ Fy_3 &= Fy_2 - m * \ddot{y}z_1 - g * m \end{aligned}$$

3. $\sum M = I * \ddot{\alpha}$

$$M_{Heup} = MKnee + Fx_2 * yz_1 - Fy_2 * xz_1 + Fx_3 * yz_2 - Fy_3 * xz_2 - I * \ddot{\alpha}$$

Wegwerken onbekenden:

$$\begin{aligned} xz_1 &= x_1 * \cos(\alpha) \\ \dot{x}z_1 &= 120 * \text{gradient}(xz_1) \\ \ddot{x}z_1 &= 120 * \text{gradient}(\dot{x}z_1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} yz_1 &= x_1 * \sin(\alpha) \\ \dot{y}z_1 &= 120 * \text{gradient}(yz_1) \\ \ddot{y}z_1 &= 120 * \text{gradient}(\dot{y}z_1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} xz_2 &= x_2 * \cos(\alpha) \\ yz_2 &= x_2 * \sin(\alpha) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{\alpha} &= 120 * \text{gradient}(\alpha) \\ \ddot{\alpha} &= 120 * \text{gradient}(\dot{\alpha}) \end{aligned}$$

- ➔ Positief moment = anteflexie
- ➔ Negatief moment = retroflexie

Bijlage 4 Projectplan

1. Studievoortgang

Behaalde studiepunten in modules 9 t/m 11:	27
Minor:	Sporttechnologie (afgerond)
Stage 2:	Mee bezig
Totaal aantal behaalde vrije STPs:	14
Openstaande toetsen (+module):	
• Opdracht Registratie Biodynamica III	
• PEO XI (al herkanst, moet nog ingevoerd worden)	
• Schriftelijk tentamen ABAPath I	
○ Als dit tentamen is gehaald heb ik voldoende vrije STPs	

2. Onderwerp

Titel:	Hamstrings, powerhouse tijdens het sprinten
Werkveld:	Sport
Beroepsrol:	Onderzoeker
Extern project:	Nee

3. Inleiding

I. Aanleiding

Een hamstringblessure is een van de meest voorkomende sportblessures met een percentage van 13%-17% bij het betaalde voetbal (Inklaar, 2012). Veelal komen deze blessures voor aan het begin van een nieuw seizoen en vaker bij oudere sporters en sporters met een historie met hamstringblessures (Gabbe, Bennel, Finch, Wajswelner, & Orchard, 2006). Door een blessure kan een sporter niet presteren wat zowel de sporter, zijn club als de sponsors een hoop geld kan kosten. Het voorkomen van blessures is dus niet alleen van belang om sporters gezond te laten sporten maar heeft ook een economisch belang. Op dit moment zijn er al enkele dingen bekend over het ontstaan van hamstringblessures tijdens het sprinten. Allereerst is bekend dat het overgrote gedeelte van de hamstringblessures ontstaan op het zelfde moment in de zwaafase (Heiderscheit, et al., 2005). Dit punt bevindt zich aan het einde van de zwaafase en is weergegeven in figuur 1. De voet heeft een voorwaartse beweging tot aan het punt van de linker foto. Vanaf hier zal de voet naar achter worden versneld tot aan het punt van de rechter foto waar de voet contact maakt met de ondergrond. Dit stuk van de zwaafase wordt als een kritisch punt beschouwd voor het ontstaan van hamstringblessures.



Figuur 20 Einde van de zwaafase tijdens het sprinten.

Tevens is bekend dat de ruk van de voet ofwel de verandering van de versnelling het hoogst is op het punt van de linker foto van figuur 1 (Riezebos, 2015). Dit is het punt waarbij de voorwaartse snelheid van de voet in een korte tijd moet worden omgezet in een achterwaartse snelheid die gelijk is aan de snelheid van de sprinter in voorwaartse richting ten opzichte van de ondergrond. Hoewel er dus al het een en ander bekend is over de oorzaak van hamstringblessures tasten we op andere stukken nog in het donker. Door middel van dit onderzoek zal getracht worden meer inzicht te krijgen op het ontstaan van hamstringblessures.

II. Probleemstelling

Zoals hierboven weergegeven is de hamstringblessure een van de meest voorkomend blessure in de sport. Het is geen verrassing dat het moment van de grootste ruk zich bevindt in kritieke fase voor de hamstringblessures. Echter is nog niet bekend of de krachten die de hamstrings moeten leveren ook op dit punt het hoogst zijn.

III. Doelstelling

Het doel van dit onderzoek is om door middel van inverse dynamica het netto moment rond de heup en knie gedurende de zwaai fase te berekenen. De momenten zullen alleen gedurende de zwaai fase bepaald worden omdat er niet gemeten zal worden met een forceplate. Met gebruik van de netto momenten zal de spierkracht van de hamstrings bij benadering worden bepaald gedurende de zwaai fase.

De overkoepelende onderzoeksvraag is:

Wat is het netto-moment op de heup en knie gedurende de zwaai fase, en is hieruit de spierkracht te herleiden?

Hierbij zijn er enkele deelvragen opgesteld:

Ligt de piek van het netto-moment op het zelfde moment in de tijd als het punt met de grootste ruk en het kritieke punt voor het ontstaan van hamstringblessures?

Is er sprake van co-contractie van de quadriceps en hamstrings gedurende de zwaai fase?

Is door middel van de netto-moment een schatting te maken van de spierkracht die de afzonderlijke hamstrings leveren?

IV. Hypothese

De verwachting is dat door gebruik van inverse dynamica de netto-momenten te berekenen zijn. Echter is er ook de verwachting dat er veel co-contractie plaatst vindt gedurende de zwaai fase waardoor er maar een minimale spierkracht gegeven kan worden en niet de exacte spierkracht.

De ruk is de verandering van de versnelling. Gedurende het sprinten zal de massa van de proefpersoon niet veranderen. De versnellingsverandering moet dus veroorzaakt worden door een hoge spierkracht. De verwachting is dus dat het moment waarop het netto-moment en dus de spierkracht het hoogst is gelijk zal vallen met het punt van maximale ruk. Dit is het zelfde punt wat als kritisch beschouwt wordt voor het ontstaan van hamstringblessures (Heiderscheit, et al., 2005).

V. Relevant onderzoek

Voor het model zal er gebruik gemaakt worden van antropometrische data. Deze data is ontleend uit het onderzoek van W. T. Dempster (Dempster & Gaughan, 1967). Hieruit worden de afstanden tussen botpunten en het zwaartepunt van het segment en het gewicht van de segmenten ten opzichte van het totale lichaamsgewicht ontleend. Voor het berekenen van spierkrachten zijn de momentsarmen van deze spieren essentieel. De gemiddelde momentsarmen worden ontleend uit het boek Anatomie in vivo van het bewegingsapparaat van B. J. Gerritsen en Y. F. Heerkens (Gerritsen & Heerkens, 2008). Tevens zal de fysiologische doorsnede van de verschillende spieren uit dit boek worden gehaald.

VI. Nuttige contacten

Chris Riezebos heeft veel kennis over de bewegingsanalyse. Dit is erg bruikbaar in dit onderzoek. Gedurende de minor Sporttechnologie is er gewerkt aan inverse dynamica onder leiding van Aad Lagerberg. Met vragen over dit onderwerp en bij het bouwen van het model is zijn expertise van groot belang.

4. Methode

I. Input model

Voor de input van het model zal er een meting gedaan worden. Hierbij wordt een proefpersoon vanuit het sagitale aanzicht met high speed gefilmd. Er zullen markers op de proefpersoon worden bevestigd om zo de segmenten te kunnen modeleren. Tevens zal er gemeten worden met elektromyografie. Er zullen ook enkele anatomische parameters ingevoerd moeten worden.

Methode meting:

Videoregistratie

De proefpersoon zal op de lopende band sprinten. Dit sprinten zal gebeuren op een snelheid die 10% onder de maximale sprintsnelheid van de proefpersoon ligt ten behoeve van de veiligheid. De markers zullen bevestigd worden zoals te zien in figuur 2 hiernaast. De proefpersoon wordt vanuit een sagitaal aanzicht met een high speed camera gefilmd. De proefpersoon zal voor de meting een warming-up doen om zo het risico op blessures te verminderen. De snelheid van de lopende band zal geleidelijk opgevoerd worden tot aan de benodigde snelheid. Wanneer de snelheid bereikt is zal de proefpersoon 5 seconden sprinten waarna de meting gestopt wordt.

De input voor het model dat uit de videoregistratie gehaald zal worden zijn de markerposities over de tijd.

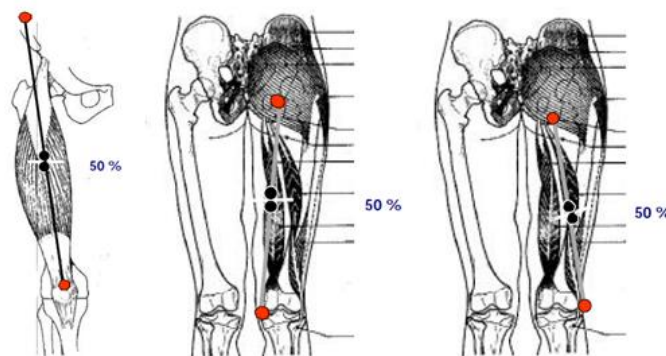


Figuur 21 Posities markers

Elektromyografie:

Door middel van elektromyografie zal de elektrische activiteit van de m. Rectus femoris, m. Semitendinosus en de m. Biceps femoris caput longum gemeten worden. De elektrode zullen als volgt geplaatst worden (Doorenbosch, 2001):

- M. Rectus Femoris:
De elektroden voor de m. Rectus femoris zullen geplaatst worden op 50% van de lijn tussen de Spina Iliaca Anterior Superior en het meest proximale punt van de patta. Zie linker plaatje in figuur 3.
- M. Semitendinosus:
De elektroden voor de m. Semitendinosus zullen op 50% van de lijn tussen de tuber ischiadicum en de mediale epicondyl van de tibia worden geplaatst. Zie middelste plaatje in figuur 3.
- M. Biceps femoris caput longum
De elektroden voor de m. Biceps femoris caput longum zullen op 50% van de lijn tussen de tuber ischiadicum en de laterale epicondyl van de tibia worden geplaatst. Zie rechter plaatje in figuur 3.



Figuur 22 Posities EMG elektroden. Links = m. Rectus femoris, midden = m. Semitendinosus en rechts = m. Biceps femoris caput longum

Er zal tevens een aarde elektrode moeten worden geplaatst, dit zal gebeuren in de nek op de Cervicale wervel 7.

Anatomische parameters

Voor de modelvorming zullen er enkele dingen ingevoerd moeten worden over de proefpersoon.

Deze parameters zijn:

- Lichaamslengte
- Lichaamsgewicht
- Lengte bovenbeen, gemeten van Trochanter major tot laterale epicondyl van het femur.
- Lengte onderbeen, gemeten van laterale epicondyl van de tibia tot malleolus lateralis.
- Lente voet, aan de hand van de schoenmaat.
- Hoogte malleolus lateralis, gemeten van malleolus lateralis tot aan de grond met schoenen aan.

Er zullen ook een aantal standaard parameters worden ingevoerd. Dit zijn:

- Zwaartepunt van de verschillende segmenten
- Momentsarmen van de verschillende spieren over de gewrichten

II. Output model

De output van het model zal de netto-momenten zijn van zowel de heup als knie. Tevens zal het de elektrische activiteit van de m. Rectus femoris, m. Semitendinosus en de m. Biceps femoris caput longum geven gedurende de zwaai fase. Aan de hand hiervan kan bepaald worden wat de minimale spierkracht is die de hamstrings als groep moeten leveren om het netto-moment te realiseren. Tevens zal er een schatting gemaakt worden wat de spieren individueel doen aan de hand van de hoeveelheid elektrische activiteit.

5. Bibliografie

- Butterfield, T., & Herzog, W. (2005). Quantification of muscle fiber strain during in vivo repetitive stretch-shortening cycles. *Journal of Applied Physiology*, 593-602.
- Chumanov, E., Heiderscheit, B., & Thelen, D. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 3555-3562.
- Chumanov, E., Heiderscheit, B., & Thelen, D. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 525-532.
- Dempster, W. (1955). Space Requirements of the Seated Operator. *WADC Technical Report*.
- Dempster, W., & Gaughran, G. (1967). Properties of Body Segments Based on.
- Dempster, W., & Gaughran, G. (1967). Properties of Body Segments Based on Size and Weight.
- Doorenbosch, C. (2001, Oktober 31). EMG protocol, toepassing oppervlakte EMG voor de onderste extremiteit.
- Gabbe, B., Bennel, K., Finch, C., Wajswelner, H., & Orchard, J. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7-13.
- Gerritsen, B., & Heerkens, Y. (2008). *Anatomie in vivo van het bewegingsapparaat*. Maarssen: Elsevier gezondheidszorg.
- Heiderscheit, B., Hoerth, D., Chumanov, E., Swanson, S., Thelen, B., & Thelen, D. (2005). Injury, Identifying the time of occurrence of a hamstring strain. *Clinical Biomechanics*, 1072-1078.
- Inklaar, H. (2012, 9 13). *Hamstringblessure bij sporters*. Opgeroepen op 12 17, 2015, van www.sportgeneeskunde.com:
<http://www.sportgeneeskunde.com/files/Monodisciplinaire%20Richtlijn%20Hamstringblessure%20bij%20sporters.pdf>
- Riezebos, C. (2015). ABAPath I, Hoorcollege Hamstrings in Highspeed.
- Schache, A., Kim, H., Morgan, D., & Pandy, M. (2010). Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait & Posture*, 136-140.
- Thelen, D., Chumanov, E., Best, T., Swanson, S., & Heiderscheit, B. (2005). Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1931-1938.
- Thelen, D., Chumanov, E., Hoerth, D., Best, T., Swanson, S., Li, L., . . . Heiderscheit, B. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 108-114.

6. Planning

Deadlines	Datum	
Inleveren concept projectplan	18-12-'15	
Inleveren definitief projectplan	15-01-'16	
Aanmelden projectplan presentatie	15-01-'16	
Presentatie projectplan	28/29-01-'16	
Start uitvoerende fase	07-03-'16	
Inleveren definitief afstudeerwerk	15-06-'16	

Werkzaamheden	Begindatum	Einddatum
Opstellen projectplan	---	15-01-'16
Literatuuronderzoek	---	15-01-'16
Meetmethode opstellen	01-02-'16	07-03-'16
Metingen uitvoeren	07-03-'16	18-03-'16
Ontwerpen Model	21-03-'16	13-05-'16
Testen model	16-05-'16	27-05-'16
Schrijven scriptie	30-05-'16	15-06-'16

7. Persoonlijke leerdoelen

1. Verder ontwikkelen van mijn Matlab vaardigheden.

In het afgelopen jaar ben ik er steeds meer achter gekomen hoe handig het is om goed overweg te kunnen met Matlab bij het doen van onderzoek. Je komt er niet omheen om Matlab te gebruiken bij het uitlezen en analyseren van metingen. Tevens is het handig bij de beeldvorming door middel van een model. Gedurende mijn afstudeerfase wil ik dus mijn Matlab vaardigheden verder ontwikkelen om zo beter en efficiënter onderzoek te kunnen doen.

2. Opstellen van een waterdichte meetmethode

Ik merk nog te vaak dat we beginnen met meten met een meetmethode die niet waterdicht is. Te vaak moeten we tijdens het meten improviseren omdat de vooraf bedachte meetmethode niet mogelijk is. Tijdens mijn afstudeerfase wil ik dit voorkomen. Hiervoor moet ik een goede meetmethode uitwerken en ook enkele proefmetingen verrichten zodat tijdens de echte metingen niks fout kan gaan.

3. Het schrijven van een onderzoeksrapport

Het schrijven van een goed onderzoeksrapport luistert nauw. In de loop van de opleiding heb ik dit al enkele keren gedaan. Toch wil ik dit in mijn afstudeerfase nogmaals doen om zo nog een laatste keer feedback te kunnen krijgen.

Bijlage 5 Evaluatie persoonlijke leerdoelen

1. Verder ontwikkelen van mijn Matlab vaardigheden.

In de afgelopen periode ben ik veel bezig geweest met Matlab. Ik heb nog steeds punten waar in ik verder wilt groeien maar denk dat ik zeker stappen gemaakt heb in mijn Matlab vaardigheden. Vooral op het punt van het echt begrijpen van wat ik programmeer heb ik grote stappen gemaakt en kan ik nu ook makkelijker een stuk code typen. Tevens heb ik veel geleerd over het wat gebruiksvriendelijker maken van een Matlab script.

2. Opstellen van een waterdichte meetmethode

Dit punt heeft nog steeds oefening nodig. Ik merkte nog steeds dat de eerste meting die ik deed niet vlekkeloos ging. Tevens is het niet gelukt om met EMG goed te meten. Of dit aan mijn meetmethode lag is wel de vraag. Gedurende het meten viel het EMG apparaat geregeld uit wat voor veel compilaties zorgde gedurende het meten.

3. Het schrijven van een onderzoeksrapport

Dit punt is natuurlijk aan gewerkt tijdens het schrijven van dit verslag. Hierin heb ik weer stappen gemaakt qua zinsbouw en het netter opschrijven van mijn teksten. Toch merk ik nog steeds dat ik stukken vaak moet herschrijven omdat het niet goed loopt. Maar over het algemeen zijn er zeker weer stappen gemaakt.