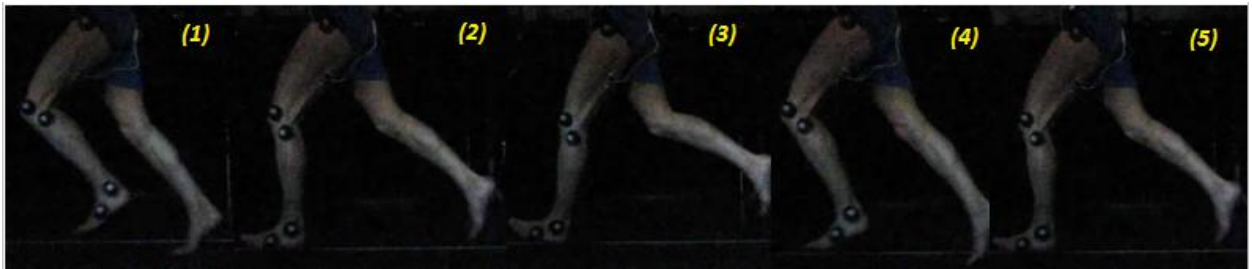


Is er een verschil in de kinematica van de
onderste extremiteit tussen barefoot- en
shod running?



Juni 2016

Nick van den Barselaar
Danny Zomerhuis

Is er een verschil in de kinematica van de onderste extremiteit tussen barefoot- en shod running?

Juni 2016

Nick van den Barselaar 12045314

Danny Zomerhuis 12102237

Begeleiders: Aad Lagerberg & Daphne Wezenberg

Opdrachtgever: Chris Riezebos

Samenvatting

Achtergrond. Hamstringblessures zijn een van de meest voorkomende hedendaagse sportblessures. De blessure blijkt vaak te ontstaan op het moment waar de voorwaartse vertraging van het onderbeen in de zwaai fase wordt omgezet in een achterwaartse versnelling. Deze achterwaartse versnelling is erop gericht om het snelheidsverschil tussen de voet en de vloer op het moment van initial contact te reduceren. Deze verandering in versnelling wordt de "jerk" genoemd. De hypothese binnen dit onderzoek is dat lopers die blootvoets (barefoot running) lopen dit snelheidsverschil kleiner willen maken dan lopers op schoenen (shod running). Dit is tijdens het onderzoek bekeken. Naast de maximale jerk is de maximale voetversnelling, piekvoetsnelheid in horizontale richting en het netto kniemoment in beide condities vergeleken. Ten tijde van het onderzoek is barefoot running een opkomende trend in de hardlooperwereld. Hierbij kiezen steeds meer hardlopers voor het lopen op blote voeten in plaats van op hardloepschoenen (shod running).

Methode. 10 proefpersonen (8 mannen, 22,6 jaar $\pm 2,31$) die actief hardlopen (minimaal 3x per week) namen deel aan het onderzoek. Zij liepen allen, onder twee condities, 30 seconden op een loopband op 16km/h. De proefpersonen legden deze test af met- en zonder schoenen. De condities waarmee men begon zijn met willekeur bepaald.

Resultaten. De parameters waarbij significante verschillen zijn geconstateerd tussen beide condities zijn voetversnelling ($p=,04^*$), de jerk van de voet ($p=,01^*$) en de power van de knie ($p=,04^*$). De gemiddelde piekwaarde van de voetversnelling liggen hoger bij barefoot running ($0,66 \text{ m/s}^2$, $\pm 0,11$) dan de gemiddelde piekwaarde bij shod running ($0,63 \text{ m/s}^2$, $\pm 0,11$). Ook bij de jerk van de voet ligt de gemiddelde piekwaarde tijdens barefoot running ($0,11 \text{ m/s}^3$, $\pm 0,02$) hoger dan bij shod running ($0,10 \text{ m/s}^3$, $\pm 0,02$). De laatste parameter waarbij significante verschillen tussen beide condities optrad was de knie power. Ook voor deze parameter zijn de gemiddelde piekwaardes tussen beide condities vergeleken. Hierbij werd bij barefoot running een hogere gemiddelde piekwaarde ($15,25 \text{ Watt}$, $\pm 7,25$) gevonden dan voor shod running ($13,63 \text{ Watt}$, $\pm 6,98$).

Conclusie. De voetversnelling, jerk van de voet en de power van de knie hebben alle drie hogere gemiddelde piekwaardes bij barefoot running ten opzichte van shod running. Dit bevestigt de gestelde hypothesen met betrekking tot de gemiddelde piekwaarde van deze parameters. De overige hypothesen worden verworpen.

Inleiding

Aanleiding

Met het recent steeds populairder worden van hardlopen is er behoefte aan een meer gedetailleerde blik op de verschillende aspecten van het hardlopen. Één van deze aspecten is het schoeisel. Ten tijde van het onderzoek wordt door steeds meer mensen aan barefoot running (hardlopen op blote voeten of minimalistische schoenen, zie Figuur 1) gedaan in plaats van het traditionele shod running (hardlopen met schoenen met een hakverhoging).

Ondanks de ontwikkelingen van nieuwe schoenen en training schema's blijven er blessures ontstaan bij het lopen van lange afstanden (Fields, 2010). Tussen de 6 en 29%



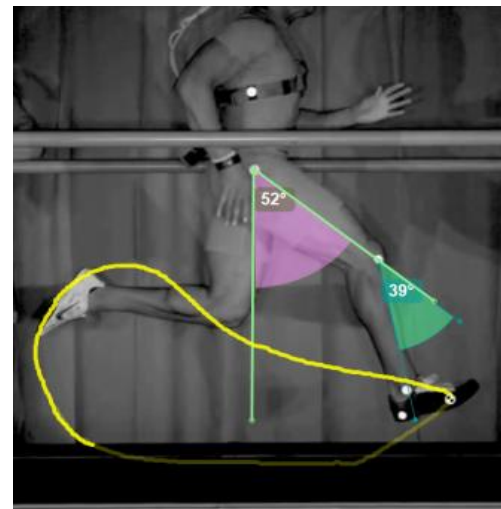
Figuur 1 De minimalistische schoen. De schoen bestaat uit vijf "vingers" waar de tenen in gaan. De schoenzool bestaat uit meerdere "vakjes" die grip geven op de ondergrond en in vergelijking met shod running mis je de hakverhoging. Er valt ook te zien dat de bovenkant uit zo dun mogelijk materiaal bestaat.

van alle sportblessures in Australië betreft een hamstringblessure (Mendiguchia, 2011). Een ander onderzoek heeft aangetoond dat bij 50-80% van de hamstringblessures het de m. biceps femoris betreft (Inklaar, 2012). Het hierbij alom bekende fenomeen is de zogeheten "zweeps slag" (K. Fousekis, 2011) (van Beijsterveldt, 2012). Hierbij is de sporter

Kinematica van het hardlopen

In dit onderzoek wordt onder "hardlopen" het lopen van lange afstanden verstaan. Tijdens het (hard)lopen vindt er aan het eind van de zwaai fase (dus nog voordat de voet de grond raakt) een snelle retroflexie van het been in het heupgewricht plaats die bedoeld is om de voorwaartse snelheid die de voet in de zwaai fase bezit ten opzichte van de grond te reduceren. Op het moment van contact met de grond dient het snelheidsverschil tussen de ondergrond en de voet te worden geminimaliseerd. Hardlopen lijkt in dat opzicht op stappen. Ook daarbij dient de voet met een zo gering mogelijk snelheidsverschil (tussen voet en grond) de bodem te raken. Bij een te groot snelheidsverschil zou er een ongewenste afremming van het lichaam ontstaan die tevens gepaard zou gaan met forse voor achterwaartse afschuifkrachten tussen voet en ondergrond. De hamstrings leveren een belangrijke bijdrage aan de noodzakelijke achterwaartse versnelling van de voet doordat zij de heup strekken en het in deze fase nog extenderende kniegewricht afremmen (Schache, 2010), zie Figuur 2. Eerder onderzoek heeft aangetoond dat een hamstringblessure vaak in deze fase kan ontstaan (Heiderscheit, 2005). Naast de optredende versnellingen van de voet lijkt ook de verandering van die versnelling (jerk) een rol te spelen in het blessure mechanisme. (B.Friemert, 2005). De blessure van de m. biceps femoris treedt voornamelijk op tijdens het piekmoment van de jerk (B.Friemert, 2005). Dit is tevens het moment waarop de excentrische contractie van de m. biceps femoris verandert in een concentrische contractie. Tijdens dit piekmoment is de m. biceps femoris het meest verlengd (Inklaar d. H., 2012) (Schache, 2012).

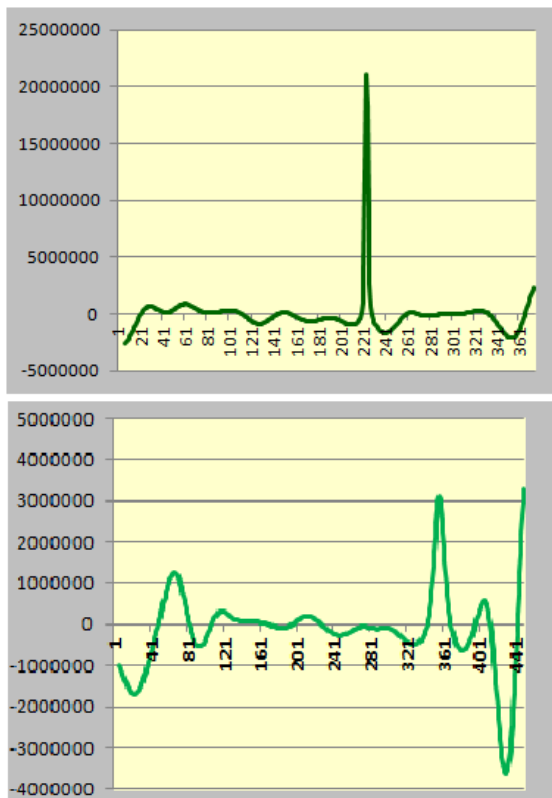
vaak aan het sprinten en "schiet" er plotseling iets in zijn hamstring. Het "schieten" is veelal de pijnsensatie die behoort tot het verrekken of (af)scheuren van een spier door de hoge kracht die erop komt te staan (A.G. Schache, 2008) (N.M. Fiorentino, 2014).



Figuur 2 Weergave van de hoeken tussen bovenbeen en de rechtstaande romp(Heuphoek, 52 graden) en tussen onderbeen en bovenbeen(Kniehoek 39 graden). Des te groter de heuphoek, des te meer de hamstrings is verlengd. Des te kleiner de kniehoek, des te meer de hamstrings is verlengd. Wanneer je deze hoeken van elkaar aftrekt(52-39) hou je een positieve hoek van 13 graden over. Dit is de grootste waarde in vergelijking met andere momenten tijdens de zwaai fase. (Riezebos, 2015)

Wat is er al bekend?

Een (niet gepubliceerde) pilotstudie van Riezebos (n=1) lijkt erop te wijzen dat barefoot runners vergeleken met lopers op schoenen extra moeite doen om het snelheidsverschil tussen vloer en voet terug te brengen. Bij zijn pilotstudie vond Riezebos een fors grotere jerk bij barefoot running in vergelijking met shod running, zie Figuur 3 (Riezebos, 2015).



Figuur 3 Weergave van de piekwaarde tijdens barefoot en shodrunning op maximale snelheid. De bovenste figuur geeft de barefootrunning weer en de onderste figuur het shod running. Wanneer men de piekwaardes met elkaar vergelijkt, valt op dat barefoot running een vijf keer zo grote piekwaarde heeft dan shod running.

Een en ander zou geïnterpreteerd kunnen worden als een voorzigtigere loopstijl waarbij de sporter extra moeite doet om de afschuifkrachten tussen zijn onbeschermd voet en de grond te reduceren. Doordat de dempende werking uit de zool van de hardloopschoen mist zal men bij het barefoot runnen op de voorvoet gaan lopen. Het op de voorvoet lopen oogt als een voorzichtige loopstijl. Er zijn een aantal biomechanische verschillen tussen barefoot- en shod running. In veel gevallen verschillen de voetlanding, paslengte, -frequentie en bewegingen in de segmenten van de onderste extremiteit van elkaar. Al deze verschillen zijn te relateren aan de veranderingen van het looppatroon tussen beide condities (Klink, 2015). Deze veranderingen in het looppatroon vinden plaats omdat de mechanosensoren, tijdens barefoot running, een hogere dichtheid en een lagere prikkeldrempel hebben ten opzichte van shod running (Robbins, 1987). Dit gegeven zorgt er voor dat de voetzool bij

barefoot running zeer gevoelig is. Het positieve aan dit verschil is dat er adequaat gereageerd kan worden op oneffenheden van de ondergrond. De negatieve zijde is echter dat er geen demping is tegen scherpe voorwerpen, hitte en grote koude. Er zijn bij het hardlopen verschillende manieren van landen; er kan zowel op de hiel, op de middenvoet als de voorvoet worden geland. Deze drie manieren duiden op het deel van de voet wat als eerste de ondergrond raakt tijdens de landing. Tijdens de landing op de hiel is er een grotere piek van de grondreactiekracht (GRF) te constateren dan bij een landing op de midden- of voorvoet (Shih Y, 2013). Vrijwel alle beginnende hardlopers hebben een landing op de hiel. Dit in tegenstelling tot (semi-)professionele hardlopers die in 75-94% van de gevallen op de voorvoet landen (ML, 2013). Getrainde barefootlopers hebben door deze loopstijl een kleinere piekwaarde van de grondreactiekracht tijdens de landing. De voorvoet landing bij barefootlopers heeft echter ook gevolgen voor het looppatroon. Zo hebben barefootlopers over het algemeen een kortere paslengte, een hogere -frequentie en een kortere contacttijd met de ondergrond in vergelijking met shod running (McCallion, 2014).

Om de landing op de voorvoet te bewerkstelligen zullen de barefoot lopers voor en tijdens de landing een grotere plantairflexie hebben in de enkel ten opzichte van lopers op schoenen. Daarnaast is er tijdens de landing soms meer flexie in de knie bij de barefootlopers. Dit gaat samen met de kortere passen en de hogere pasfrequentie (Klink, 2015). Het eerder activeren van de plantairflectoren in combinatie met de kortere contacttijd en meer verlengde plantair flectoren zou kunnen impliceren dat er hierdoor een betere opslag en teruggave van energie plaatsvindt tijdens barefoot running (C. Divert, 2005).

Tijdens het barefoot runnen zal men ook zo min mogelijk wrijvingskrachten op willen wekken om blessures aan de voeten tegen te gaan (JP Hall, 2013).

Het onderzoek

De functie van de hamstrings in dit aangepaste looppatroon is echter nog nooit onderzocht en vergeleken met het looppatroon bij het shod runnen. Om de bovenstaande vragen op te lossen is er een onderzoek gestart naar de piekmomenten die in de knie optreden tijdens de zwaai fase bij het barefoot- en shod runnen. Deze momenten in de knie worden mede veroorzaakt door de kracht die de hamstrings leveren. Omdat het berekenen van de piekmomenten rond de knie een complexere invers dynamische analyse vraagt, hebben we tevens onderzocht of de (eenvoudiger te meten) verschillen in de achterwaartse pieksnelheid, piekversnelling en piekjerk van de voet ten opzichte van de heup correleren met het piek kniemoment. Indien dat het geval blijkt zou men in de klinische praktijk met de best correlerende van deze eenvoudiger uitvoerbare analyses kunnen volstaan. In dit onderzoek wordt de versnelling van de voet ten opzichte van de heup in achterwaartse richting als positief gezien. De versnelling van de voet ten opzichte van de heup wordt hiermee dus als negatief gezien. Dit geldt ook voor de jerk. Hierin wordt de verandering van versnelling van de voet van voorwaarts naar achterwaarts als een positieve jerk gezien. De laatste fase waarin de achterwaartse versnelling plaats vindt valt tussen de 80- en 100 % van de totale zwaai fase . Dit is de fase waarin het flexie moment in de knie steeds groter wordt (Rubenson, 2009).

De probleemstelling van het onderzoek luidt: Is er een verschil in de gemiddelde piekwaardes van de snelheid, versnelling, jerk, het kniemoment en de kniepower tussen barefoot- en shodrunning?

Hypotheses

Het verschil in looppatroon tussen barefoot- en shod running is teruggebracht tot een aantal parameters die zijn onderzocht. Voor elk van deze parameters zijn er hypothesen opgesteld.

De verwachting is dat de gemiddelde piekwaarde van het kniemoment (per

kilogram lichaamsgewicht) bij barefoot running groter is dan bij shod running. Dit is gebaseerd op het gegeven dat de paslengte tijdens barefoot running lager is dan bij shod running. Hierdoor zal er een groter flecterend moment rond de knie optreden.

De hypothese is dat de timing van de gemiddelde piekwaarde van het kniemoment (per kilogram lichaamsgewicht) voor de fase zal vallen waarin de voet achterwaarts wordt versneld. Deze hypothese is gebaseerd op het feit dat de voorwaartse versnelling van het onderbeen moet worden afgeremd, terwijl er een extenderend moment benodigd is in de knie (Schache B. D., Effect of running speed on low joint kinetics, 2011). Het beschreven moment is het begin van de omschakeling van een voorwaartse vertraging naar een achterwaartse versnelling en zal dus buiten de beschreven fase vallen.

In navolging tot het kniemoment is de verwachting dat ook de gemiddelde piekwaarde van de power, in de knie, bij barefoot running hoger zal zijn dan die van shod running. Dit is gesteld op basis van de samenhang met het kniemoment. Ook is de verwachting dat de gemiddelde piekwaarde van de power, in de knie, buiten de fase van achterwaartse versnelling zal liggen.

Ook voor de gemiddelde piekwaardes van de voetsnelheid, -versnelling en -jerk, is de verwachting dat deze bij barefoot running grotere waardes zullen opleveren dan bij shod running. Dit heeft alles te maken met het minimaliseren van afschuifkrachten tussen de voetzool en de loopband.

Echter is de verwachting dat er verschillen zullen optreden in het moment van de gemiddelde piekwaarde. Het moment van de gemiddelde piekwaarde voor de snelheid zal naar verwachting niet in de fase van de achterwaartse versnelling liggen, maar voor de betreffende fase (Riezebos, 2015).

Dit in tegenstelling tot de momenten van de gemiddelde piekwaardes van de voetsnelheid en de jerk van de voet. Deze gemiddelde piekwaardes zullen naar verwachting in de fase van de achterwaartse versnelling liggen

Methode

Tabel 1 Gegevens proefpersonen

Proefpersoon	Leeftijd (jaar)	Lengte (cm)	Gewicht (kg)	Geslacht (M/V)
1	24	189	84	M
2	25	185	69	M
3	22	182	72	M
4	26	173	75	M
5	25	167	54	M
6	20	174	62	V
7	19	176	65	V
8	22	188	75	M
9	22	173	72	M
10	21	186	77	M
SD	±2,32	±	±8,43	

Proefpersonen

Voor dit onderzoek werden er 12 verschillende proefpersonen gemeten. Dit waren 8 mannen en 4 vrouwen. Alle relevante gegevens van de proefpersonen zijn terug te vinden in Tabel 1.

Het inclusie criterium was dat alle proefpersonen ervaring en affiniteit met hardlopen moeten hebben. Voor de ervaring geldt dat de proefpersonen ten tijde van het onderzoek nog minimaal drie keer per week minimaal een half uur hardlopen, of dat tot een half jaar voor aanvang van het onderzoek hebben gedaan.

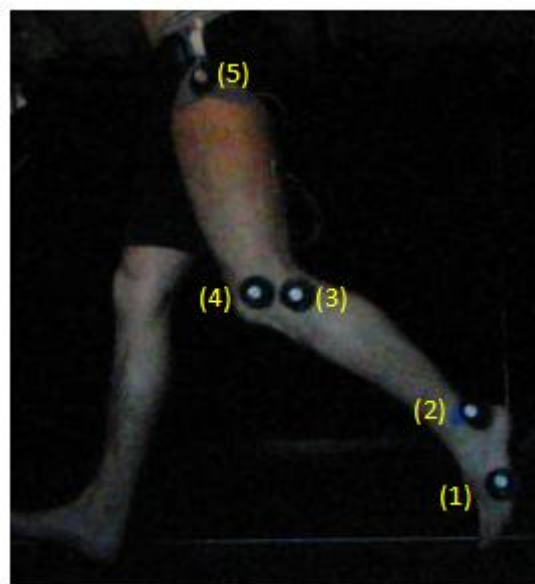
De exclusiecriteria was dat iedereen met een blessure ten tijde van het onderzoek werd uitgesloten van deelname. Ook de potentiële proefpersonen met een (partiële) hamstringruptuur in het verleden, werden uitgesloten van deelname.

Videoanalyse

Voor het begin van de meting zijn er bij iedere proefpersoon vijf lichtweerskaatsende markers bevestigd. Met deze markers zijn achteraf de gewrichtshoeken van de onderste extremititeit geanalyseerd.

Naast de gewrichtshoeken is de baan van de voet geanalyseerd. Voor de baan van de voet is er gebruik gemaakt van marker 1 ten opzichte van marker 5. Het onderbeen is gedefinieerd als marker 2 tot marker 3 en het

bovenbeen is gedefinieerd van marker 4 tot marker 5, zie Figuur 4.



Figuur 4 Positie van de licht weerkaatsende markers op het linkerbeen. (1) Tuberositas ossis metatarsale V, (2) Maleolus lateralis, (3) Caput fibulae, (4) Epicondylus lateralis femoris, (5) Trochanter major (Meulman, 2015).

Alle markers werden op het linkerbeen geplaatst zodat deze allen in het vlak van de camera vallen. Er is in het sagittale vlak gefilmd vanaf de linkerkant van de proefpersonen.

Testprotocol

Alle proefpersonen zijn zowel met (Shodrunning), als zonder (Barefoot) hardloopschoenen gemeten op dezelfde snelheid (16 km/h). Deze snelheid werd op basis van literatuur bepaald (T.D.Noakes, 1990) (S.Barrett, 2014). De volgorde van de twee metingen is at random bepaald om de gevolgen van eventuele volgorde effecten uit te sluiten.

Om de kans op blessures te verkleinen is de meting opgebouwd uit een “wenperiode”, een warming-up, een meet gedeelte en een cooling down (Tabel 2).

Tabel 2 Opbouw van de meting

Actie	Details
“Wennen”	5 min 6 km/h
Warming-up	3 min, 11 km/h
Meting	30 sec, 16 km/h
Cooling down	5 min, 6 km/h
Pauze	Schoenen uit/aan
“Wennen”	5 min 6 km/h
Warming-up	3 min, 11 km/h
Meting	30 sec, 16 km/h
Cooling down	5 min, 6 km/h

Tijdens één shod- of één barefoot meting werd de loopband niet gestopt en bevond de proefpersoon zich constant op de loopband waarop gemeten werd. Voorafgaande aan de metingen zijn alle proefpersonen gewogen en was de lengte opgemeten.

Het wennen aan de omgeving en aan de loopband werd gedaan door de proefpersonen 5 minuten in te laten lopen op

6 km/h. Door het inlopen konden de proefpersonen wennen aan het lopen op de

loopband waarop ook de meting werd afgelegd. Na 5 minuten werd de snelheid, gedurende 10 seconden geleidelijk verhoogd naar 11 km/h. Dit tempo werd gedurende 3 minuten volgehouden, waarna de “warming-up” eindigde.

Na de warming-up werd de snelheid weer gedurende 10 seconden geleidelijk verhoogd naar 16 km/h (I. Hunter, 2014). Deze snelheid werd 30 seconden vastgehouden en werd het “meetgedeelte” genoemd. Wanneer de 16 km/h was bereikt werd de camera gestart en bleef deze aan totdat de 30 seconden voorbij waren. Tijdens dit meetgedeelte waren er een x-aantal schreden geregistreerd. Per proefpersoon zijn de derde, de vierde en de vijfde zwaafase van het linkerbeen geanalyseerd.

Na de meting is de snelheid teruggebracht naar 6 km/h voor de cooling down, welke weer 5 minuten duurde.

Dataverwerking

De beelden van de videoanalyse zijn verwerkt met Kinovea. Hiermee werden de aangebrachte markers gevolgd gedurende de zwaafases. De zwaafases waren vooraf geknipt vanaf het moment dat de teen de grond loslaat tot het moment dat de voet de grond weer raakt. Deze zwaafases zijn driemaal geanalyseerd. De coördinaten van de markers werden op basis van een bekende maat in beeld, met behulp van Kinovea, omgezet van pixels naar meters. Alle markerdata werden geëxporteerd naar Excel voor verdere verwerking.

Nadat alle markerdata vanuit Kinovea was verwerkt werd dit geanalyseerd in Matlab.

Inverse Dynamica

De input- en outputparameters staan beschreven in Tabel 3. De lichaamsmaten en vastgestelde posities van de lichaamszwaartepunten staan in Tabel 4.

Tabel 3 De input en output van het invers dynamisch model. De manier waarop de inputparameters berekend zijn wordt hieronder beschreven. De outputparameters zijn berekend met behulp van een externe code (van den Bogert, 1996).

Input:	Output:
De posities van de zwaartepunten van de segmenten.	De krachten die optreden aan het proximale einde van het segment op het proximale segment.
De posities van de proximale en distale uiteinden van de segmenten.	
De krachten en momenten in het distale uiteinde van het betreffende segment waarover de berekening gaat.	Het moment dat optreedt aan het proximale einde van het segment.
De versnelling van de zwaartepunten van de segmenten.	
De hoekversnellingen	
De massa, het massa traagheidsmoment en de relatieve positie van het lichaamszwaartepunt.	

Tabel 4 Lichaamsmaten en cijfers. Posities van de segmentzwaartepunten en de grootte van de deelmassa's werden gedefinieerd volgens de tabel van Dempster(Tabel 8), te vinden in de bijlage .

Lichaamsmaten en cijfers	
BW = gewicht in kg	Gewicht in kg
g (zwaartekracht)	$9,81 \text{ m/s}^2$
MassBbeen (Massa van één bovenbeen)	$BW * 0.1$
MassObeen (Massa van één onderbeen)	$BW * 0.0465$
MassVoet (Massa van één voet)	$BW * 0.0145$
PosBbeen (Positie van het segment ten opzichte van het proximale einde)	0.5
PosObeen	0.5
PosVoet	0
CmBbeen(lengte van het bovenbeen)	$\text{bovenbeen} + ((\text{heup-bovenbeen}) * \text{PosBbeen})$
CmObeen(lengte van het onderbeen)	$\text{enkel} + ((\text{onderbeen-enkel}) * \text{PosObeen})$
CmVoet (lengte van de voet)	$\text{Voet} + ((\text{enkel-voet}) * \text{PosVoet})$

Kinovea naar matlab

Allereerst is de data vanuit Kinovea geïmporteerd naar Matlab door middel van de "ReadKinoveaFunction". Deze functie zet een xmlfile om in data met kolommen, waarbij de hoeveelheid kolommen afhangt van de het aantal input paramaters die zijn gevolgd in Kinovea. Deze kolommen zijn vervolgens uitgelezen door een loop te genereren die elke kolom uitleest en deze data in de nieuwe variabele markerdata zet. Deze markerdata set wordt benoemd per 2 kolommen(voor - achterwaartse richting en in verticale richting) op welke plek van het lichaam de marker heeft gezeten. De waardes die hieruit volgen zijn in centimeters, terwijl de output in Newton meter is. Om dit te verhelpen is de gehele markerdata set gedeeld door 100.

Vervolgens zijn er een aantal vaste waardes ingezet zoals het gewicht(kg), hierna te noemen BW en de "framerate" van de video(120 frames per seconde). Over deze dataset is een lowpass filter gegaan met een cut off frequency van 5 en een filter order van 3.

Van posities naar hoekversnelling

Vanuit de posities zijn de hoeken berekend: $\text{VoetAng} = \text{atan2}(\text{voet}(:,2), \text{voet}(:,1))$ Hierna zijn de hoeken in radialen omgezet naar hoeken in graden: $\text{VoetAngd} = \text{VoetAng} * 180/\pi$. Hierin staat "VoetAng" voor de hoek van de voet, "atan2" is de benaming voor de inverse tangens en tussen de haakjes wordt de y waarde en x waarde opgevraagd van de

positie van de voet. Dit is ook gedaan voor het onderbeen en bovenbeen. Vanuit de hoeken zijn de hoeksnelheden en versnellingen berekend, waarbij de gradient functie de input tussen haakjes differentieert. De waarde fs wordt in deze berekening gebruikt in verband met het rekenen in snelheden en versnelling.

$$VoetAngVel = gradient(VoetAngd) * fs$$

$$VoetAngAcc = gradient(VoetAngVel) * fs$$

Massa traagheidsmoment bepalen

$IVoet(i) = 1/12 * MassVoet * (norm(Voetd(i,:)))^2$
 Waarna van alle waardes die uit de berekening komen het gemiddelde wordt genomen.

$$IVoetmean = mean(IVoet)$$

Van positie naar versnelling

Bij deze berekening is nogmaals gebruik gemaakt van de gradient functie en hier is ook met snelheden en versnellingen gerekend, waardoor er maal fs is gedaan.

$$VoetVel(:,i) = gradient(CmVoet(:,i) * fs)$$

$$VoetAcc(:,i) = gradient(VoetVel(:,i) * fs)$$

De berekeningen zijn gedaan voor de voet, alsmede voor het onderbeen en bovenbeen.

Momenten enkel en knie

Bij de berekening voor de momenten is er gebruik gemaakt van een externe code (van den Bogert, 1996). Deze code is omgebouwd zodat het gebruik kon maken van de inputparameters van dit onderzoek. Hier dient wel vermeld te worden dat de kracht op het distale uiteinde van de voet in de zwaai fase nul betreft. Vanaf het moment van toe-off spelen er geen externe krachten op de teen (distale uiteinde van de voet).

Snelheid, versnelling en jerk van de voet in voor- achterwaartse richting

Voor de berekening van deze waardes is er een nulpunt nodig, waaraan de waardes gerelateerd kunnen worden. Het nulpunt waaraan gerelateerd wordt was de marker van de heup. Om dit voor de rest van de berekeningen op te lossen is de dataset van

de voet in voor- achterwaartse richting afgetrokken van die van de heup.

$$Voetrelheup = heup(:,1) - voet(:,1)$$

Hierbij staat "Voetrelheup" voor de voetwaardes gerelateerd aan die van de heup. Vanuit deze nieuwe dataset (Voetrelheup) zijn de snelheid, versnelling en jerk gedifferentieerd.

$$Voetsnel = gradient(Voetrelheup) * fs$$

$$Voetvers = gradient(Voetsnel)$$

$$Voetjerk = gradient(Voetvers)$$

In dit onderzoek waren we op zoek naar de piekwaardes en deze zijn bepaald door middel van een "findpeaks" functie. Bij deze functie zijn de gevonden waardes in de dataset "peaks" geplaatst en zijn deze waardes in een Excel document gezet.

Om te bepalen of de gevonden piekmomenten en piekwaardes samenvallen met de fase waarin de voet achterwaarts wordt versneld, is er gebruik gemaakt van een videoanalyzer. Deze videoanalyzer zet de film naast de figuren die voortkomen uit de analyse. Dit betreft de figuren van de versnelling, jerk, kniemoment en kniepower. Hierin zijn de piekmomenten geselecteerd en in procenten van de zwaai fase uitgedrukt.

$$(Frame\ piekwaarde / totaal\ frames) * 100\%$$

Statistiek

De statistische verwerking is uitgevoerd met Microsoft Excel 2014 en IBM SPSS Statistics 20. Allereerst is de mate van betrouwbaarheid van de metingen onderzocht. Om dit te bewerkstelligen zijn alle drie de geregistreerde zwaai fases per conditie met behulp van de Reliability Analysis-functie van SPSS per proefpersoon vergeleken. Hierbij werd gekozen voor een within Two-Mixed-way analyse.

Om een conclusie te kunnen trekken over de significantie van de gevonden resultaten is er in Excel gebruik gemaakt van de t-test. Omdat de hypothese was gesteld dat de jerk, kniemoment en versnelling tijdens barefoot running hoger zouden zijn dan bij shod running, is er gebruik gemaakt van een 1-tailed test. Deze test is gekozen omdat er tijdens het onderzoek gebruik is gemaakt van één groep proefpersonen die in meerdere

condities werden gemeten. Er is dus gebruik gemaakt van een Paired Sample T-test. Deze t-test is voor alle uitkomstparameters gebruikt.

Resultaten

De resultaten van het kniemoment, het kniemoment per kilogram lichaamsgewicht en de power die in de knie optreedt zijn samengevat in tabel 5. Bij elk van deze parameters ligt de gemiddelde waarde tijdens barefoot running hoger dan bij shod running. Echter was het kniemoment en het kniemoment per lichaamsgewicht niet significant en was er bij deze parameters geen verschil. De gemiddelde kniepower tijdens barefoot running is significant hoger dan bij shod running. Dit betekent dat er bij barefoot running grotere krachten optreden rond de knie dan bij shod running.

Al de bovenstaande parameters waren bepaald op basis van een top-down inverse dynamisch model bestaande uit een aantal andere parameters. Om dit te bewerkstelligen waren onder andere de voetsnelheid, de -versnelling en de -jerk benodigd. Ook deze waarden zijn berekend en de gemiddeldes hiervan zijn samengevat in tabel 6. De exacte berekeningen zijn terug te vinden in de methode.

De enige parameter die hoger is bij shod running is de voetsnelheid in voor-achterwaartse richting. Echter was er bij deze parameter geen significant verschil gevonden.

Tabel 5 Het kniemoment (per kg lichaamsgewicht) en de power in de knie als gemiddelde en standaarddeviatie (sd) over de 10 proefpersonen per conditie. Parameters met een * zijn significant.

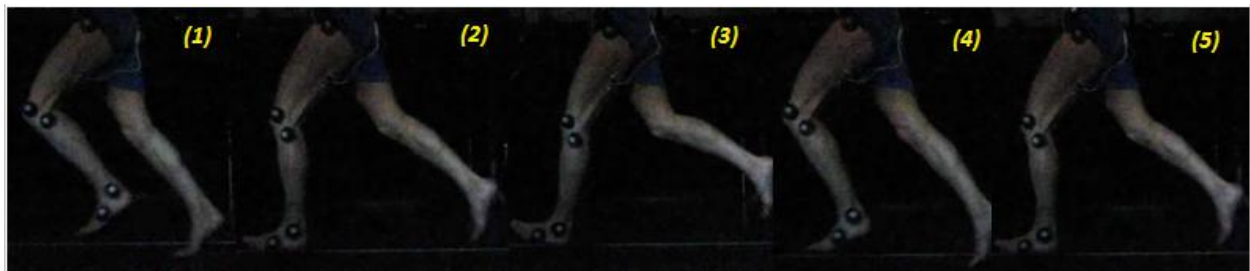
	Kniemoment [Nm]	Kniemoment per kg [Nm/kg]	Power knie [Watt]
Gemiddelde shod (sd)	117,26 ($\pm 29,99$)	1,67 ($\pm 0,39$)	13,63 ($\pm 6,98$)
Gemiddelde barefoot (sd)	125,81 ($\pm 36,02$)	1,79 ($\pm 0,44$)	15,23 ($\pm 7,25$)
Correlatie (R)	,810	,764	,930
Significantie (P)	,11	,11	,04*

Tabel 6 De gemiddelde voetsnelheid, gemiddelde voetversnelling en gemiddelde voetjerk tijdens de zwaai fase per conditie. Naast de gemiddelden zijn ook de standaarddeviaties (sd) weergegeven. Parameters met een * zijn significant.

	Snelheid voet [m/s]	Versnelling voet [m/s^2]	Jerk voet [m/s^3]
Gemiddelde shod (sd)	6,50 ($\pm 1,11$)	0,63 ($\pm 0,11$)	0,10 ($\pm 0,02$)
Gemiddelde barefoot (sd)	6,42 ($\pm 0,95$)	0,66 ($\pm 0,11$)	0,11 ($\pm 0,02$)
Correlatie (R)	,925	,883	,853
Significantie (P)	,31	,04*	,01*

Tabel 7 De gemiddelde timing in procenten waarop de piekwaardes van de snelheid, versnelling, jerk, kniemoment en power ontstaan uitgezet tegen de totale zwaai fase.

	Snelheid		Versnelling		Jerk		Kniemoment		Power	
	Shod	Bare foot	Shod	Bare foot	Shod	Bare foot	Shod	Bare foot	Shod	Bare foot
Gemiddelde timing in % van totale zwaai fase	63,7	63,0	82,8	82,0	95,2	94,8	71,5	70,9	79,0	78,4
Correlatie (R)	,685		,490		,279		,925		,638	
Significantie (p)	,322		,209		,219		,142		,255	



Figuur 5 Volgorde van de timing van de verschillende parameters. (1) Snelheid, (2) Versnelling, (3) Jerk, (4) Kniemoment, (5) Kniepower

Discussie

Hoewel de correlatie van alle parameters “sterk” of hoger waren, zijn zij niet allen significant.

Het doel van het onderzoek was het vergelijken van de kinematica tijdens de zwaai fase van de onderste extremiteit tijdens shod running met de kinematica van de onderste extremiteit bij barefoot running. De eerste gestelde hypothese, waarbij aangenomen werd dat de piekwaarde van het kniemoment bij barefoot running groter zou zijn dan bij shod running, kan in dit onderzoek niet worden bevestigd. Dit betekent niet meteen dat er een kleiner kniemoment plaatsvindt in de zwaai fase bij barefoot running. Op basis van andere onderzoeken (Franklin, 2014) (Sinclair, 2013) is het aannemelijk dat er wel degelijk een groter kniemoment optreedt bij barefoot running ten opzichte van shod running. Dit moment zou het gevolg moeten zijn van het onbewust willen verminderen van afschuifkrachten bij barefoot running. Naast de literatuur wijzen ook de resultaten van dit onderzoek ook in de richting van de gestelde hypothese. Echter zal de hypothese op grond van de gevonden resultaten moeten worden verworpen.

De tweede hypothese had een grote samenhang met de eerste hypothese. Hierbij werd gesteld dat de piekwaarde van het kniemoment, uitgedrukt per kilogram lichaamsgewicht, bij barefoot running groter zou zijn dan bij shod running. Ook hier zijn geen significante verschillen in onderzoeksresultaten gevonden. Net als bij het optredende kniemoment zijn de onderzoeksresultaten in de richting van de voorspelde hypothese op basis van de literatuur (Rubenson, 2009). Net als de eerste hypothese zal deze hypothese moeten worden verworpen.

De onderzoeksresultaten van de derde parameter zijn, in tegenstelling tot de eerste onderzoeksresultaten, wel significant. Hierbij gaat het om de power die optreedt in de knie tijdens de zwaai fase. De hypothese die bij deze parameter behoort, de piekwaarde van de power [Watt] is tijdens barefoot running groter dan bij shod running, kan op basis van de onderzoeksresultaten worden bevestigd.

De power in de knie die optreden tijdens de zwaai fase bij barefoot running zijn groter dan de power die optreedt tijdens dezelfde fase bij shod running (Mills, 2001; McCarthy, 2015). Het gaat bij de power van de knie echter niet alleen om flecterende power maar om de totale power in de knie. Voor de berekening van de power wordt het kniemoment vermenigvuldigd met de hoeksnelheid van de knie. Omdat het kniemoment tijdens de zwaai fase niet alleen bestaat uit flecterende momenten maar ook extenderende momenten, mag er niet worden geconcludeerd dat de hamstrings de gehele power leveren (Schache B. D., Effect of running speed on lower limb joint kinetics, 2010). De resultaten bevestigen echter wel de hypothese dat de totale power in de knie hoger ligt bij barefoot running ten opzichte van shod running.

Al de bovenstaande parameters zijn onder andere bepaald aan de hand van de parameters van de voet. Een van deze parameters was de voetsnelheid in voor-achterwaartse richting. Voorafgaande aan het onderzoek werd verwacht dat de voetsnelheid tijdens barefoot running hoger zou zijn dan bij shod running. Echter zijn er in dit onderzoek geen significante verschillen gevonden voor deze parameter. Wat opvalt is dat bij de voetsnelheid het gemiddelde bij shod running hoger lijkt te liggen. Op grond van de onderzoeksresultaten zal deze hypothese verworpen moeten worden.

De vijfde hypothese, de piekwaarde van de voetversnelling is groter tijdens barefoot running dan bij shod running, die was gesteld kan wel worden bevestigd aan de hand van de resultaten. In het huidige onderzoek zijn significante verschillen gevonden tussen de beide condities. De gemiddelde piekwaarde van de voetversnelling is bij barefoot running hoger dan bij shod running. Dit zou moeten leiden tot een grotere piekwaarde van de jerk van de voet (Friemert, 2004).

Vooraf werd de hypothese gesteld dat de piekwaarde van de jerk van de voet hoger zou liggen bij barefoot running in vergelijking met shod running. Net als de voetversnelling zijn er bij de voet jerk ook significante verschillen gevonden. Deze bevestigden de gestelde

hypothese waardoor verklaard kan worden dat de gemiddelde piekwaarde van de voet jerk bij barefoot running hoger ligt dan die tijdens shod running. Een hogere waarde van de voet jerk zou indirect kunnen leiden tot een groter moment rond de knie.

De timing van de snelheid, versnelling, jerk en het kniemoment en kniepower zijn onderling vergeleken tussen barefoot- en shodrunning. Er zijn hier geen significante verschillen gevonden. Kniemoment buiten, kniepower buiten, snelheid buiten, versnelling binnen en jerk binnen. De hypothese van het kniemoment, de kniepower en de snelheid was dat deze buiten de fase van de achterwaartse versnelling plaats vond. De resultaten bevestigen deze hypothesen. Voor zowel het kniemoment(Shod = 71,5%; Barefoot = 70,9%), de kniepower(Shod = 79%; Barefoot = 78,4%) als de snelheid(Shod = 63,7%; Barefoot = 63,0%) kan worden geconcludeerd dat deze allen gemiddeld buiten de fase van de achterwaartse versnelling(tussen 80- en 100%) vallen. De hypothese van de versnelling en jerk was dat deze binnen de fase van de achterwaartse versnelling vallen. De resultaten bevestigen ook deze hypothesen. De versnelling geeft een gemiddelde waarde van 82,8% van de totale zwaai fase voor shod en 82,0% voor barefoot. De jerk geeft gemiddelde waarden van 95,2%(Shod) en 94,8%(Barefoot).

Limitaties

Dataverwerking

Tijdens het verwerken van de data verkregen uit de metingen kwamen meerdere problemen aan het licht. Zo bleek achteraf dat er een voetmarker benodigd was voor het berekenen van de verschillende posities en hoeken. Doordat dit niet op tijd was vastgesteld is de data bij een aantal proefpersonen verkregen door frame voor frame de tuberositas ossis metatarsalis V te tracken. Door het handmatig tracken gaat de nauwkeurigheid van de data achteruit. Na deze constatering is er een voetmarker geplaatst bij de proefpersonen die nog gemeten moesten worden.

Een ander punt wat ontbrak voor de ideale dataverwerking was het hoofd. Wegens een gebrek aan ruimte voor de camera zijn alle proefpersonen gefilmd tot aan de nek. Om een juiste inverse dynamische analyse te doen is het hoofd benodigd als eindpunt. Het eindpunt is nu vastgesteld bij de heup. Net als bij de voet geldt dat het hoofd een begin kan zijn van de open keten tijdens het hardlopen. Met dit gegeven zou er zowel van onder- als van bovenaf gerekend kunnen worden om de momenten te bepalen van de verschillende segmenten. Door twee kanten op te rekenen zou er meteen een controle toegepast worden of de berekeningen kloppen. Echter door het missen van de exacte plaats van het hoofd en de voetmarker is er voor gekozen om één richting op te rekenen. Voor een meer nauwkeurige berekening zou er een voetmarker worden geplaatst en moet het hoofd duidelijk in beeld zijn.

Markers

Voor het registreren van de verschillende posities van de segmenten zijn er licht-weerkaatsende markers gebruikt in plaats van LED-markers. De gewenste LED-markers hadden ten tijde van het onderzoek een defect waardoor er uitgeweken moest worden naar de licht-weerkaatsende markers. De markers waarmee het onderzoek is uitgevoerd zijn minder nauwkeurig te "tracken" met Kinovea dan de LED-markers. Dit komt door het grotere oppervlak van de markers zelf en door het ontbreken van de juiste lichtinval. Wanneer er teveel licht op de markers valt zijn deze soms niet te onderscheiden van de huid of de omgeving. Als er te weinig licht op deze markers valt worden deze niet meer herkend door Kinovea als marker en moet het tracken handmatig worden uitgevoerd. Hierdoor gaat de nauwkeurigheid van de analyse achteruit.

Camera

Door een gebrek aan ruimte zijn er tijdens het onderzoek verschillende cameraposities gebruikt. Hoewel alle beelden in het sagittale vlak zijn gefilmd stond de camera niet altijd op één vaste positie. De positie van de camera is tijdens de twee metingen van één proefpersoon echter niet veranderd. Naast de

positie van de camera's zijn er tijdens het onderzoek verschillende camera's gebruikt. Al deze camera's waren echter wel van hetzelfde merk en type. Doordat er verschillende camera's zijn gebruikt zijn er verschillende pixelratio's ontstaan en is er hier per persoon rekening mee gehouden. Bij één geval bleek de filmsnelheid op een andere instelling te staan en is deze achteraf gecorrigeerd. Dit kan echter minimale verschillen geven in de resultaten.

Proefpersonen

Hoewel er vooraf een aantal eisen waren gesteld aan de proefpersonen om deel te nemen aan het onderzoek, bleek er tijdens de testen een fors verschil te zitten in het niveau. Met name bij het lopen op 16 km/h waren de verschillen groot. De een hield dit makkelijk vol terwijl een ander bijna van de band viel omdat het te snel ging. De personen die bijna van de band vielen moesten zich vasthouden aan de veiligheidsbeugel van de hardloopband. Dit heeft gevolgen voor het looppatroon van deze personen. De veranderingen in het looppatroon gaven een vertekend beeld in de analyses om de momenten en krachten te berekenen. De proefpersonen waarbij dit mis ging zijn allen onder dezelfde omstandigheden opnieuw gemeten, met als extra instructie dat zij zich niet mochten vasthouden.

Loopband

Tijdens de mondelinge evaluatie na elke meting kwamen vanuit de proefpersonen een aantal subjectieve discussiepunten naar voren. Het belangrijkste punt vanuit de proefpersonen was dat de loopband niet volledig functioneerde. Met name de "instabiele snelheid van de loopband" en de "mogelijkheid om de band te vertragen tijdens het lopen op de band" waren veel voorkomende aandachtspunten. In de periode van de metingen is de loopband gerepareerd om de snelheid van de band zo constant mogelijk te maken.

Na deze reparatie was de snelheid van de loopband constant. Echter bleef het probleem

dat de loopband vertraagd kon worden door de proefpersonen tijdens het lopen.

Schoeisel

Voor de metingen zijn alle proefpersonen gevraagd om, naast hun korte broek en sportshirt, hun eigen hardloopschoenen mee te nemen. Dit had echter als gevolg dat de meting op verschillende soorten hardloopschoenen werd afgelegd. Door de verschillende soorten hardloopschoenen zal de demping niet gelijk zijn bij de proefpersonen (I.Buist, 2009). Het verschil in demping zou onbewust kunnen leiden tot het veranderen van het looppatroon in vergelijking met andere hardloopschoenen. Om de metingen te verbeteren zouden alle proefpersonen op één type hardloopschoen moeten lopen.

Metingen

De twee metingen van één proefpersoon zijn beiden uitgevoerd op één dag. Wanneer er geen fouten optraden tijdens het meten zijn alle metingen eenmaal op één dag uitgevoerd. Bij elk meetgedeelte zijn er meerdere zwaafases geregistreerd. Om de metingen betrouwbaarder te krijgen is het gemiddelde van drie zwaafases genomen. Van deze zwaafases zijn alle outputvariabelen berekend.

Om het onderzoek nog betrouwbaarder te krijgen zouden er nog meer gegevens geanalyseerd kunnen worden. Zo zouden er meer metingen genomen kunnen worden om het gemiddelde te bepalen.

Toekomstige onderzoeken

Als uitbreiding op het huidige onderzoek zou dezelfde meting herhaald kunnen worden met als extra aanvulling EMG op de m. biceps femoris. Met dit onderzoek zou er een duidelijker beeld geschept kunnen worden over de activiteit van de spier en het verschil hierin tijdens barefoot- en shod running. Het zelfde principe zou gedaan kunnen worden bij de andere hamstrings waarmee een vergelijk gemaakt kan worden tussen de drie spieren.

Ook kan er verschil worden gemaakt in getraindheid van de proefpersonen. Zo zouden er vier groepen gemaakt kunnen worden bestaande uit; getrainde barefoot-, ongetrainde barefoot-, getrainde shod- en ongetrainde shod runners. Voor deze groepen kunnen dezelfde parameters worden gemeten als in het huidige onderzoek.

Een andere variatie op het onderzoek is het verschillen van snelheid tijdens de metingen. In het huidige onderzoek is er gemeten op 16km/h. Voor een volgende meting kan er worden gekozen om een hogere of juist een lagere snelheid te nemen. Daarnaast kan er met dezelfde groep proefpersonen worden gemeten of er significante verschillen plaatsvinden wanneer zij op meerdere snelheden de test afleggen.

In het huidige onderzoek zijn alle proefpersonen relatief jongvolwassenen. Dit zou in een volgend onderzoek aangepast kunnen worden naar een andere leeftijdscategorie.

Ook met de ondergrond zou geëxperimenteerd kunnen worden in een volgend onderzoek. In het huidige onderzoek is er gekozen voor een loopband maar een volgend onderzoek zou ook buiten plaats kunnen vinden. Hierin kan weer gevarieerd worden tussen bijvoorbeeld gras, steen of een atletiekbaan.

Als laatste zou er kunnen worden bekeken wat het verschil is tussen mensen met en zonder een handicap aan het onderbeen of voet.

Hiervoor zou hetzelfde protocol dienst kunnen doen.

Conclusie

Op de onderzoeksvraag “Is er een verschil in de gemiddelde piekwaardes van de snelheid, versnelling, jerk, het kniemoment en de kniepower tussen barefoot- en shodrunning?” kan geen eenduidige conclusie worden getrokken. Uit de resultaten kan worden geconcludeerd dat niet elke parameter van de onderzoeksvraag significant verschilt.

De parameters waarbij significante verschillen zijn geconstateerd zijn de voetversnelling ($p=,04$), de jerk van de voet ($p=,01$) en de power van de knie ($p=,04$).

De resultaten van de versnelling tonen aan dat er bij barefoot running er grotere gemiddelde piekversnellingen plaatsvinden ($0,66 \text{ m/s}^2$), dan bij shod running ($0,63 \text{ m/s}^2$).

Ook bij de jerk van de voet zijn er significante verschillen ($p=,01$) tussen de beide condities. Voor de jerk van de voet is er bij barefoot running ($0,11 \text{ m/s}^3$) een grotere gemiddelde piekwaarde geconstateerd ten opzichte van shod running ($0,10 \text{ m/s}^3$). Net als de versnelling heeft de jerk van de voet invloed op het kniemoment en andersom.

De derde en laatste parameter waarbij significante verschillen zijn is de power van de knie. Ook bij deze parameter geldt dat de gemiddelde piekwaarde tijdens barefoot running ($15,23 \text{ m/s}^3$) hoger ligt dan de gemiddelde piekwaarde bij shod running ($13,63 \text{ m/s}^3$).

De hypothesen van deze drie parameters, met betrekking tot het vergelijken van de gemiddelde piekwaardes tussen beide condities, worden in het onderzoek bevestigd. Alle andere hypothesen worden in dit onderzoek niet bevestigd en worden op basis hiervan verworpen.

Literatuurlijst

- A.G. Schache, G. K. (2008). Rupture of the conjoint tendon at the proximal musculotendinous junction of the biceps femoris long head a case report. *Knee surg sports traumatol arthrosc*, 797-802.
- B.Friemert, M. (2005). Differentiation of hamstring short latency versus medium latency responses after tibia tranlsation. *experimental brain research*, 1-9.
- C Divert, G. M. (2008). Barefoot-Shod Running Differences: Shoe or Mass Effect? *International Journal of Sports Medicine* , 512.
- C. Divert, G. M. (2005). Mechanical Comparison of Barefoot and Shod Running. *International Journal of Sports Medicine*, 593-598.
- C. Krishnan, G. W. (2009). Sex differences in quadriceps and hamstrings EMG-moment relationships. *Medicine & science in sports & exercise*.
- C.M.Askling, N. J. (2011). High-speed running type or stretching -type of hamstring injuries makes a difference to treatment and prognosis. *Sports Med*, 1226.
- Dalton, S. L. (2015). Epidemiology of Hamstring Strains in 25 NCAA Sports in the 2009-2010 to 2013-2014 Academic Years. *The American Journal of Sports Medicine* .
- Fields, 1. J. (2010). Prevention of Running Injuries. *American College of Sports Medicine*, 176-182.
- Fiorentino. (2014). Musculotendon variability influences tissue strains experienced.
- Franklin, G. H. (2014). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture*, 230-239.
- Heiderscheit, D. M. (2005). Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: A case study. *Clinical Biomechanics* 20, 1072-1078.
- I. Hunter, M. S. (2014). EMG activity during positive-pressure treadmill running. *Journal of electromyography and kinesiology*, 348-352.
- I.Buist, S. (2009). Hardlopen en Blessures. *Jaarboek Fysiotherapie Kinesitherapie*, 61-71.
- Inklaar, d. H. (2012). *Hamstringblessures bij sporters*. Bilthoven: Vereniging voor Sportgeneeskunde .
- J.I.P.Quesada, M. K. (2015). Plantar pressure and foot temperature responses to acute barefoot and shod running. *Human Movement*, 142.
- JP Hall, C. B. (2013). The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Sports Med*, 1335.
- K. Fousekis, E. T. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *Br J Sports Med*, 709-714.
- Klink, B. (2015). Blootsvoets hardlopen; hype of wetenschappelijk onderbouwd? *Sportgericht*, 43-48.
- M.G.J. Gazendam, A. H. (2006). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Elsevier* , 604-614.
- McCallion, e. a. (2014). Acute differences in foot strike and spatiotemporal variables for shod, barefoot or minimalist male runners. *Journal of Sports Science & Medicine*, 280-286.

- McCarthy, F. D. (2015). Barefoot running and hip kinematics: good news for the knee? *Medicine science sports*, 1009.
- Mendiguchia, E. A.-G. (2011). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *British Journal of Sports Medicine*, 81-85.
- Meulman, R. v. (2015). *Biokinematica 1*. Den Haag: de Haagse Hogeschool.
- Mills, B. (2001). Swing phase mechanics of healthy young and elderly man. *Human Movement Science*, 427-446.
- ML, B. (2013). Footstrike pattern among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait & Posture*, 354-356.
- N.M. Fiorentino, S. B. (2014). Musculotendon variability influences tissue strains experienced by the biceps femoris long head muscle during high-speed running. *Journal of Biomechanics*, 3325-3333.
- NOC*NSF. (2015). *NOC*NSF sportdeelname index 2015*. Arnhem: NOC*NSF.
- O.Ludwig, S. F. (2016). Intra-individual gait pattern variability in specific situations: Implications for forensic gait analysis. *Forensic Science International*, 15-23.
- P.Macadam, J. B. (2015). An examinatuin of the gluteal muscle activity associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: a systematic review. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 573.
- Riezebos, C. (2014). *Hamstrings in High-Speed*. Haagse Hogeschool, Den Haag.
- Robbins, H. (1987). Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 148-156.
- Rubenson, M. (2009). Mechanical efficiency of limb swing during walking and running in guinea fowl. *Journal Applied Physiology*, 1618-1630.
- S.Barrett, A. R. (2014). Playerload: reliability, convergent validity, and influence of unit position during treadmill running. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 945-952.
- Schache. (2010). Effect of Running Speed on Lower Limb.
- Schache. (2012). Three-dimensional geometry of the human biceps femoris long head. *Clinical Biomechanics*, 1-7.
- Schache, B. D. (2011). Effect of running speed on low joint kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1260-127.
- Shih Y, L. K. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & Posture*, 490-494.
- Sinclair. (2013). Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running. *Clinical Biomechanics*, 395-399.
- T.D.Noakes, K. R. (1990). Peak treadmill running velocity during the VO2 max test predicts running performance. *J Sports Sci*, 35-45.
- van Beijsterveldt, I. v. (2012). *Risk Factors for Hamstring Injuries in Male Soccer Players: A Systematic Review of Prospective Studie*. Utrecht: Scand J Med Sci Sports.
- van den Bogert, T. (1996). Opgeroepen op Mei 2016, van <http://isbweb.org/data/invdyn/>.
- Yu B., Q. R. (2008). Hamstrings muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics* 41, 3121-3126.

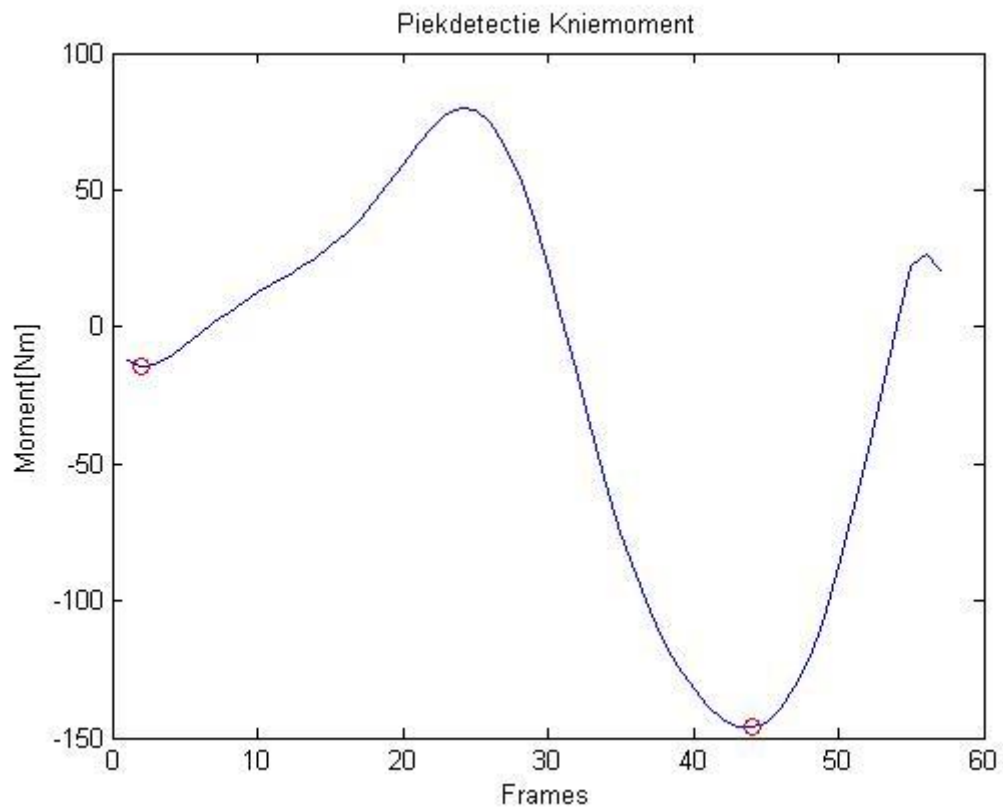
Bijlage

Tabel 8 De tabel van Dempster. De procentuele waarden van de lichaamssegmenten zijn gebruikt bij de inverse dynamica. Het betreft de segmenten voet, onderbeen en bovenbeen.

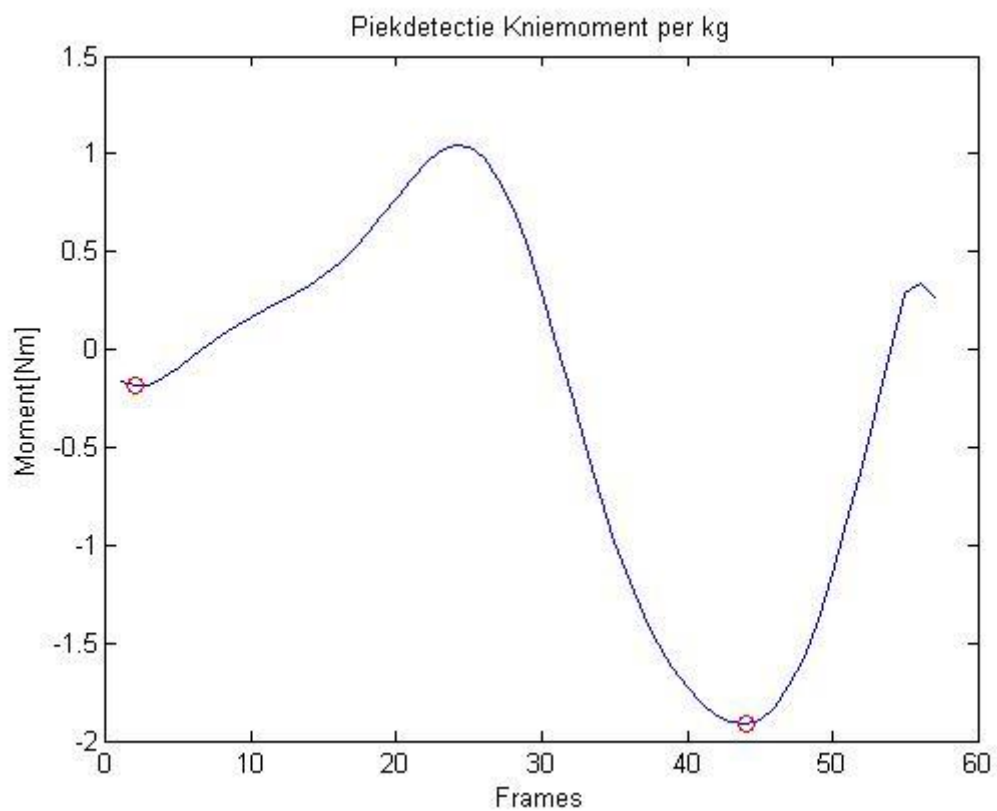
TABLE 4
Mean weights of male cadaver segments and ratio to total body weight

	Michigan data (Dempster)		Leipzig data (Braune and Fischer)	
	Mean weights (gm)	% of Total	Mean weights (gm)	% of Total
Total body weight	61190 ± 8137 (7)	100	58895 (5)	
Head and trunk	34637 ± 5607 (18)	56.34 ± 2.45 (6)	30824 (5)	52.21 ± 2.97(5)
Head and trunk minus shoulders	28077 ± 3994 (18)	46.02 ± 2.239(5)		
Head and neck	5119 ± 838 (16)	7.92 ± 0.85 (7)		
Shoulders	3401 ± 843 (34)	5.27 ± 0.546(14)		
Thorax	7669 ± 2270 (17)	10.97 ± 1.521(7)		
Abdomino-pelvic headless trunk	16318 ± 2505 (18)	26.39 ± 2.908(7)		
Arm	1636 ± 350 (42)	2.64 ± 0.294(14)	2017 ± 406 (22)	3.167 ± 0.27 (10)
Forearm	947 ± 199 (42)	1.531 ± 0.166(14)	1342 ± 242 (18)	2.087 ± 0.245(6)
Hand	378.3 ± 71.7(42)	0.612 ± 0.058(14)	536.1 ± 84.4(18)	0.833 ± 0.045(6)
Thigh	609.6 ± 985 (41)	10.008 ± 1.197(14)	6632 ± 783 (22)	10.924 ± 0.769(10)
Shank	2852 ± 695 (41)	4.612 ± 0.534(14)	2924 ± 379 (22)	4.680 ± 0.353(10)
Foot	884 ± 178 (41)	1.431 ± 0.142(14)	1072 ± 106 (22)	1.765 ± 0.194(10)

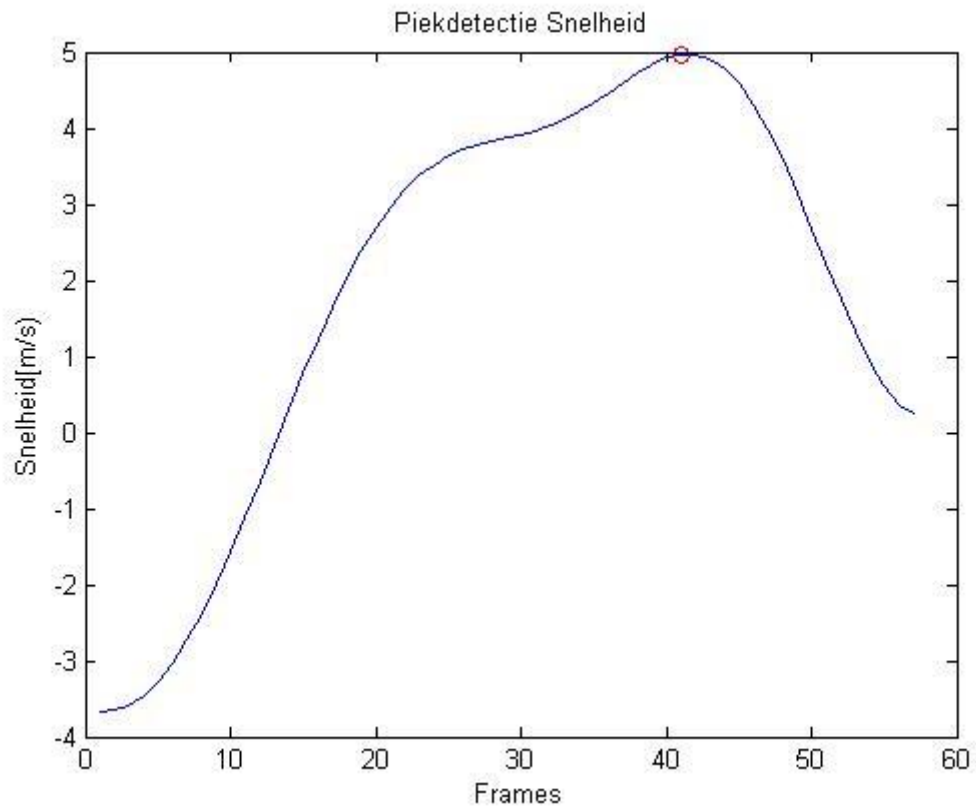
Voorbeeldfiguren Barefoot



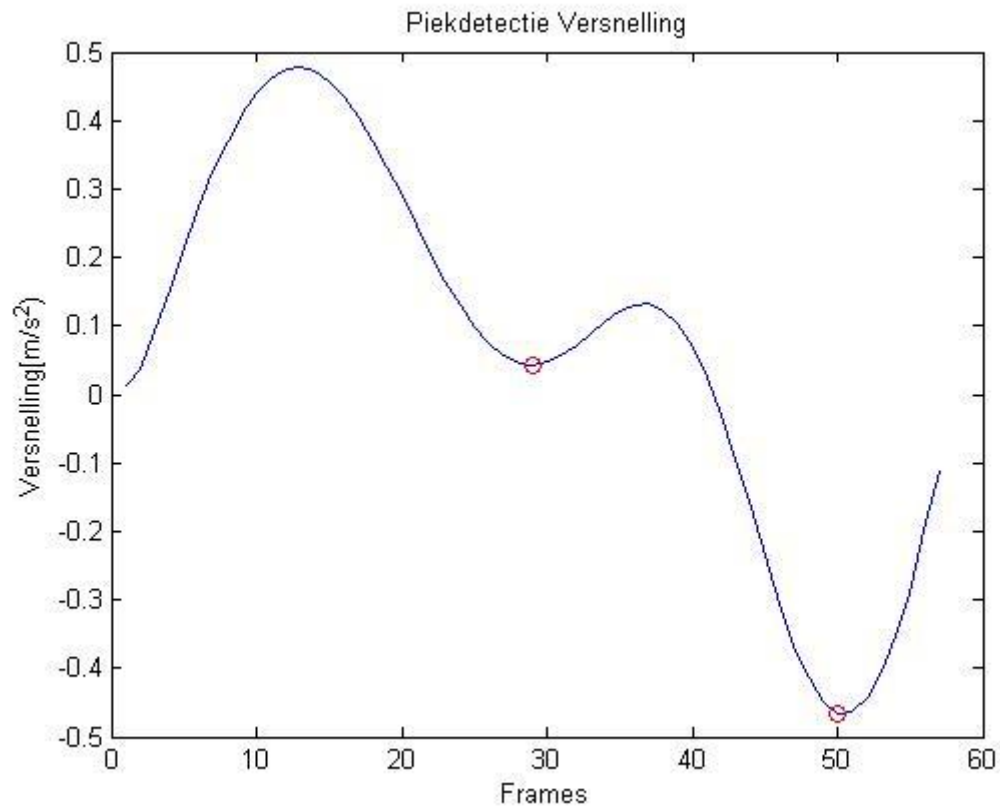
Figuur 6 Piekdetectie van het kniemoment tijdens barefoot running. Op de y-as staat het moment gedefinieerd in Nm en de x-as staat in frames.



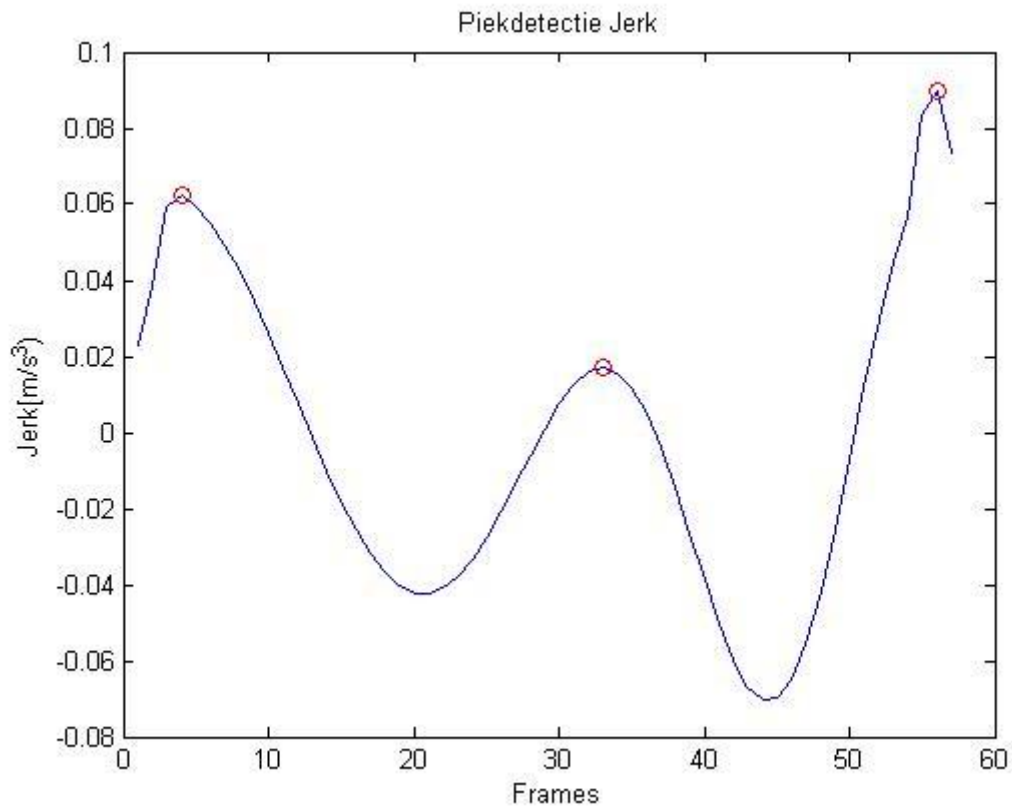
Figuur 7 Piekdetectie van het kniemoment tijdens barefoot running. Het kniemoment is hier gedeeld door het lichaamsgewicht van de proefpersoon om het kniemoment per kilogram te bepalen.



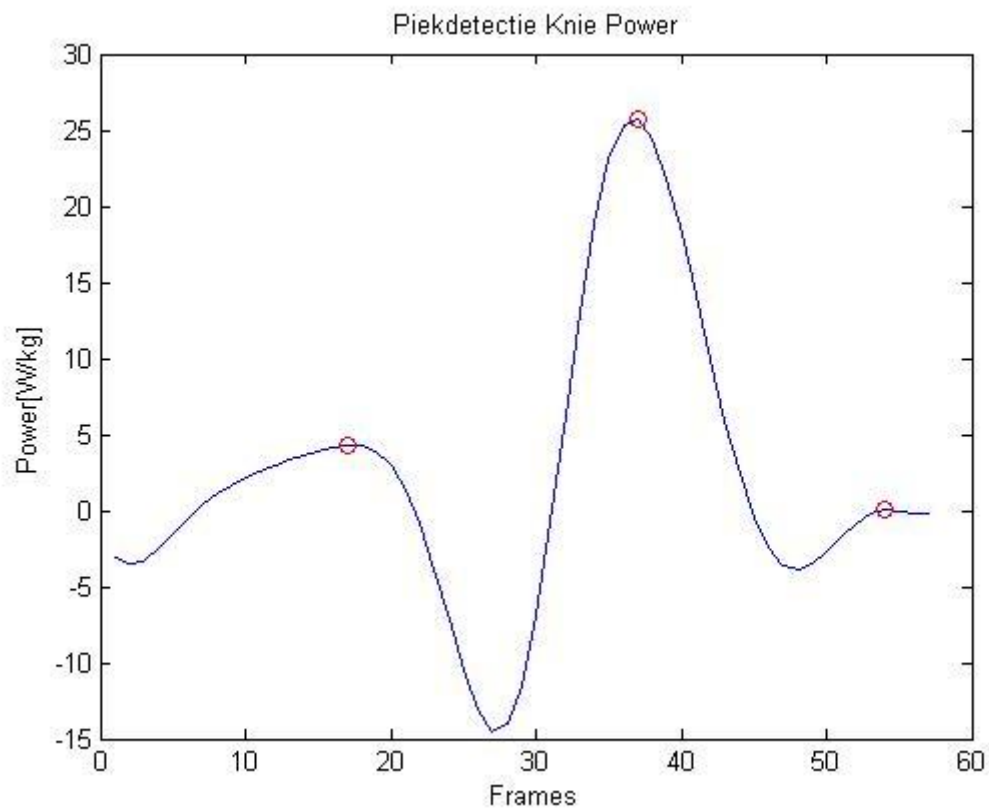
Figuur 8 Piekdetectie van de snelheid van de voet in voor- achterwaartse richting. Dit figuur betreft de snelheid tijdens barefoot running. Het moment dat de voet ten opzichte van de heup de grootste snelheid heeft (rondom frame 41) is het moment waarop de voet zijn hoogste voorwaartse snelheid heeft.



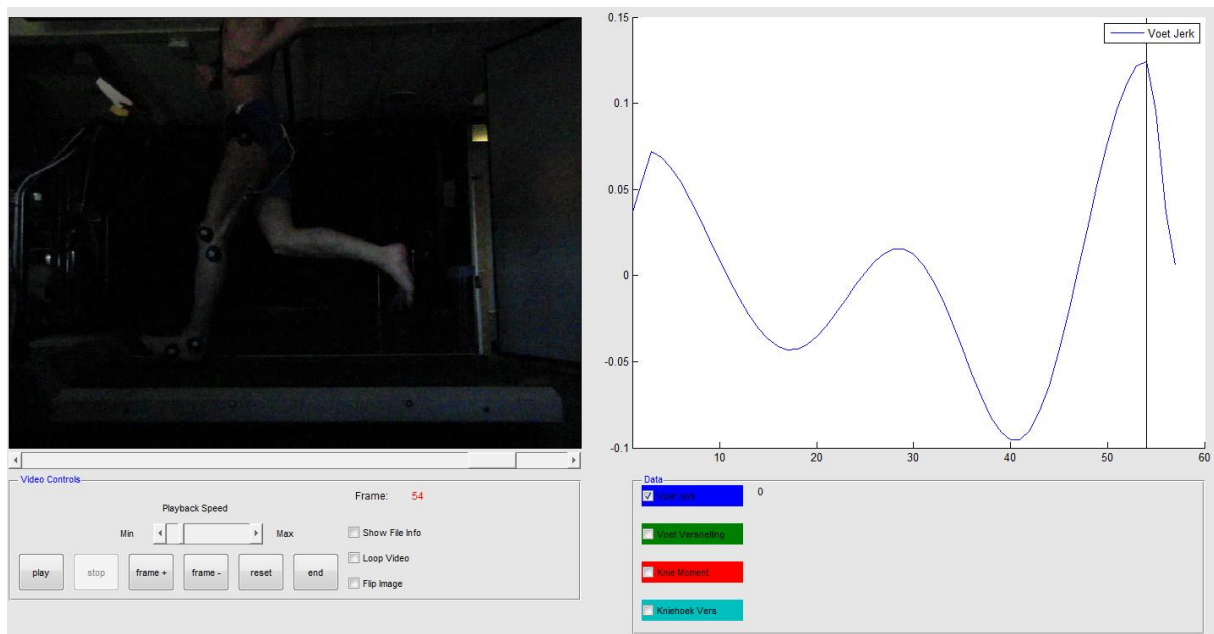
Figuur 9 Piekdetectie van de versnelling van de voet in voor- achterwaartse richting. De negatief grootste piek(rond frame 50) is de piek die plaatsvindt tijdens het laatste moment van de zwaai fase. Dit is het moment waarop de voet zijn grootste versnelling in voorwaartse richting heeft ten opzichte van de heup.



Figuur 10 Piekdetectie van de jerk van de voet in voor- achterwaartse richting. De positief grootste piek (rond frame 55) is de piek die plaatsvindt tijdens het moment waarop de grootste verandering van versnelling plaatsvindt (jerk is de verandering van versnelling). Dit is tevens het moment waarop de voet van een voorwaartse beweging in een mum van tijd verandert in een achterwaartse beweging.



Figuur 11 Piekdetectie van de knie power. Het moment waarop de knie power het grootst is (rond frame 40)



Figuur 12 Voorbeeld van de timing van de voetjerk in relatie tot het moment waarop het in het beeldfragment zou moeten plaatsvinden.