

Fontys Paramedische Hogeschool

Opleiding Fysiotherapie



Afstudeerscriptie

**‘De invloed van een verhoogde pasfrequentie op de heupadductiehoek tijdens
hardlopen onder vermoeidheid – een pilotstudie’**

Roel Wijmenga

Begeleider: Sil Kloppenburg

Opdrachtgever: Fontys paramedische hogeschool

- juni 2016 -

Personalia

Student

Naam: Roel Wijmenga

Studentnummer: 2206290

Adres: Wijngaardstraat 42 6181GE Elsloo

Telefoonnummer: 0653582222

E-mailadressen: r.wijmenga@student.fontys.nl, wijmenga.r@gmail.com

Onderwijsinstituut

Naam: Fontys Paramedische Hogeschool

Adres: Ds. Th. Fliednerstraat 2 5631 BN Eindhoven

Telefoonnummer: 0885077011

E-mailadres: paramedisch@fontys.nl

Begeleider

Naam: Sil Kloppenburg

Telefoonnummer: 0610737780

E-mailadres: s.kloppenburg@fontys.nl

Voorwoord

Beste lezer,

Dit is de afstudeerscriptie, 'De invloed van een verhoogde pasfrequentie op de heupadductiehoek tijdens hardlopen onder vermoeidheid – een pilotstudie'. Deze scriptie heb ik geschreven tijdens de afstudeerperiode (februari 2016 tot en met juni 2016) binnen mijn opleiding Fysiotherapie aan de Fontys Paramedische Hogeschool.

Het onderwerp van dit onderzoek kwam tot stand door mijn interesse in hardloopbiomechanica en een praktijkvoorbeeld tijdens mijn afstudeerstage. Het was een uitgebreid onderzoek binnen een relatief korte periode. Toch heb ik een goed gevoel over het eindresultaat.

Gedurende het proces heb ik veel steun gehad van mijn begeleider Sil Kloppenburg. Ik heb onze samenwerking als uiterst prettig ervaren! Ik wil Sil Kloppenburg enorm bedanken voor de hulp gedurende deze periode. Ook Britt van der Meijs en Cécile Jacobs wil ik bedanken voor hun hulp als onderzoeksassistenten en Britt voor haar altijd kritische feedback op mijn scriptie.

Als laatste wil ik de participanten die mee hebben gewerkt aan het onderzoek bedanken. Zonder hun inzet en medewerking had ik dit onderzoek niet kunnen voltooien.

Ik wens u veel leesplezier.

Roel Wijmenga

Elsloo, 5 juni 2016

Samenvatting

Achtergrond

Iliotibiaal band syndroom (ITBS) is de op één na meest voorkomende hardlooplessure. ITBS kan onder andere veroorzaakt worden door een vergrote heupadductiehoek tijdens de vroege standfase van de hardloopcycclus. Een interventie om de heupadductiehoek te beperken is het verhogen van de pasfrequentie. Het is onbekend of de verhoging van de pasfrequentie tijdens vermoeidheid toereikend is om de heupadductiehoek te beperken. Hierop is de volgende onderzoeksvraag geformuleerd: *Wat is het verschil in heupadductiehoek tussen hardlopen op een verhoogde pasfrequentie en hardlopen op de voorkeurspasfrequentie onder vermoeidheid?*

Methode

Tijdens deze pilotstudie werd tijdens twee meetprotocollen hardgelopen door tien recreatieve hardlopers. Eén keer op de voorkeurspasfrequentie en de andere keer op een 10 % verhoogde pasfrequentie. Er werd gelopen totdat er zware vermoeidheid optrad (Borg RPE-score ≥ 17). Om de 500 meter werd de heupadductiehoek gemeten door middel van een 3D-camerasysteem. De heupadductiehoeken op het eerste meetmoment (onvermoeid) en op het laatste meetmoment (vermoeid) werden vergeleken tussen de voorkeurspasfrequentie en verhoogde pasfrequentie.

Resultaten

Onder onvermoeide omstandigheden werd er een significant verschil gevonden tussen de voorkeurspasfrequentie (8.44 ± 2.16) en de verhoogde pasfrequentie (7.19 ± 4.18) ($t(8) = 0.84$, $p = 0.425$). Er werd onder vermoeidheid geen significant verschil gemeten in heupadductiehoek tussen verhoogde pasfrequentie (6.12 ± 2.11) en voorkeurspasfrequentie (7.40 ± 2.23) ($t(9) = 1.47$, $p = 0.190$). De beoogde 10 % verhoogde pasfrequentie werd niet gehaald. Binnen dit onderzoek werd een gemiddelde verhoogde pasfrequentie van 6 % gelopen.

Conclusie

Verhoogde pasfrequentie veroorzaakt tijdens vermoeidheid binnen deze pilotstudie geen afname van de heupadductiehoek ten opzichte van de voorkeurspasfrequentie. Het ontbreken van deze afname wordt mogelijk veroorzaakt door een beperkte toename van de pasfrequentie met 6 %. Aanbevolen wordt om tijdens vervolgonderzoek een minimale verhoging van de pasfrequentie met 10 % te hanteren.

Abstract

Background

Iliotibial band syndrome (ITBS) is the second most common running injury. ITBS can be caused by an increased hip adduction angle during the early stance phase of the running gait. Intervening by increasing the step rate is a way to limit the hip adduction angle. It's unknown whether increasing the step rate during fatigue is sufficient to decrease the hip adduction angle. The following research question is formulated: *What is the difference in hip adduction angle between running with an increased step rate and running with a preferred step rate under fatigue?*

Methods

Ten recreational runners participated in two testing protocols during this pilot study. They ran once with a preferred step rate and once with a 10% increased step rate during the other protocol. The testing protocol stopped when heavy fatigue had been reached (Borg RPE-score ≥ 17). Every 500 meters the hip adduction angle was measured by a 3D-camerasystem. The hip adduction angles were compared between increased and preferred step rate.

Results

This study shows a significant difference in hip adduction angle between preferred step rate (8.44 ± 2.16) and an increased step rate (7.19 ± 4.18) ($t(8)=0.84$, $p=0.425$) after 500 meters. During heavily fatigued circumstances there is no significant difference in hip adduction between preferred step rate (6.12 ± 2.11) and an increased step rate (7.40 ± 2.23) ($t(9)=1.47$, $p=0.190$). The intended 10% increased step rate hasn't been reached. During this study was the average increased step rate 6%.

Conclusion

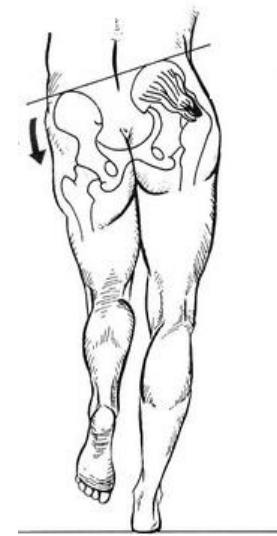
In this pilot study an increased step rate when being heavily fatigued does not cause a decrease of the hip adduction angle compared to the preferred step rate. The absence of the decreased hip abduction angle is possibly caused by a limited increase of the step rate by 6%. It is recommended to use an increased step rate of 10% during a follow-up study.

Inhoudsopgave

1. Inleiding	7
2. Methode.....	8
2.1 Onderzoeksdesign.....	8
2.2 Participanten.....	8
2.3 Ethiek.....	8
2.4 Meetprotocol	9
2.5 Datacollectie	10
2.6 Data-analyse.....	10
3. Resultaten.....	11
4. Discussie	14
5. Conclusie	16
6. Referenties	17
Bijlagen	19
Bijlage I, Informatiebrief potentiële proefpersonen	19
Bijlage II, Toestemmingsformulier (informed consent)	20
Bijlage III, Vragenlijst voorafgaand aan het meetprotocol	21
Bijlage IV, Geheimhoudingsverklaring.....	23
Bijlage V, Gedetailleerd meetprotocol	24

1. Inleiding

Van de gehele Nederlandse bevolking liep 12,5% regelmatig hard in 2012 (1). Van de Nederlandse populatie hardlopers raakte 610.000 personen in hetzelfde jaar geblesseerd (2). Iliotibiaal band syndroom (ITBS) is met een incidentie tussen de 5% en 14% (3), na patella femoraal pijn syndroom, de meest voorkomende hardloopleessure (3–5). Het meest voorkomende symptoom is laterale kniepijn, veroorzaakt door een ontstekingsreactie van het distale deel van de iliotibiale band (ITB) (6,7). De ITB verloopt van de m. gluteus maximus, m. gluteus medius en de m. tensor fascia latae naar inserties op de laterale epicondylus van het femur, laterale deel van de patella en het tuberculum van Gerdy (8,9). De ITB stabiliseert de laterale zijde van de heup en remt door beperkte lengte valgusering en endorotatie van de knie (8,10). ITBS ontstaat door een vergrote compressie van de ITB tegen de laterale epicondylus van het femur (7,11). Dit compressiemoment vindt plaats tijdens de vroege standfase (20-30 graden knieflexie) van de hardloopcycclus (8,12). De compressie wordt veroorzaakt door een vergrote rek op de ITB (7,11). Biomechanische factoren die deze rek tijdens de vroege standfase veroorzaken zijn: een vergrote heupadductie (zie afbeelding 1) en interne knierotatie (5,12–14).



Afbeelding 1. Een vergrote heupadductiehoek rechts tijdens de vroege standfase. (26).

Een mogelijkheid om de heupadductiehoek tijdens hardlopen te verkleinen is het verhogen van de pasfrequentie (15–19). Uit eerder uitgevoerde onderzoeken (15–19) blijkt dat verhoging van de pasfrequentie met 10 %, bij een gelijke snelheid, een kleinere heupadductiehoek tijdens de vroege standfase tot gevolg heeft. Chumanov et al. (16) stelden dat deze verkleinde heupadductiehoek tot stand komt door een verhoogde m. gluteus maximus en medius activiteit gedurende de late zwaai fase. Andere studies (15,17–19) laten de biomechanische invloed van een verhoogde pasfrequentie op de heupadductiehoek buiten beschouwing. Een 10 % hogere pasfrequentie zorgt voor een kleinere heupadductiehoek tijdens hardlopen (15–19). Hierdoor nemen mogelijk de rek op de ITB en de compressie tegen de laterale epicondylus van het femur af (11). Verhogen van de pasfrequentie kan dus een belangrijke fysiotherapeutische interventie zijn om tijdens het revalidatieproces van hardlopers met ITBS, de ITB minder te belasten.

Een recent onderzoek van Willson et al. (20) naar de invloed van vermoeidheid op de hardloopbiomechanica, besteedde geen aandacht aan de pasfrequentie. Uit dit onderzoek bleek wel dat hardlopen tijdens vermoeidheid op voorkeurspasfrequentie een vergrote heupadductiehoek tot gevolg heeft (20). Eerdere studies naar de invloed van een verhoogde pasfrequentie op de hardloopbiomechanica hebben onderzoek gedaan tijdens maximaal 5 minuten hardlopen (16–19). Uit deze studies kan de invloed van vermoeidheid op de heupadductiehoek, tijdens hardlopen op een

verhoogde pasfrequentie, niet worden opgemaakt (16–19). Onbekend is of verhoging van de pasfrequentie een toereikende interventie is om een toename van de heupadductiehoek te voorkomen wanneer een hardloper vermoeid raakt. Binnen de fysiotherapie is het belangrijk te weten of het effect van deze interventie stand houdt wanneer vermoeidheid optreedt. Mocht het verkleinende effect van een verhoogde pasfrequentie op de heupadductiehoek tijdens vermoeidheid ook aanwezig zijn, neemt de kracht en inzetbaarheid van deze interventie toe.

Het doel van dit onderzoek is te onderzoeken of het verhogen van de pasfrequentie toereikend is om tijdens vermoeidheid een toename van de heupadductiehoek te voorkomen. De onderzoeksvraag luidt: *Wat is het verschil in heupadductiehoek tussen hardlopen op een verhoogde pasfrequentie en hardlopen op de voorkeurspasfrequentie onder vermoeidheid?*

2. Methode

2.1 Onderzoeksdesign

Dit kwantitatief experimenteel pilot onderzoek analyseerde de invloed van vermoeidheid op de heupadductiehoek tijdens hardlopen op een verhoogde pasfrequentie. Resultaten en conclusies vanuit deze studie kunnen aanleiding geven tot een toekomstige studie met een grotere populatie participanten.

2.2 Participanten

Beoogde participanten werden persoonlijk benaderd. De inclusiecriteria waaraan de participanten moesten voldoen waren: minimaal 10 kilometer (km) per week hardlopen, voorheen minimaal één keer hardgelopen op een hardloopband en een leeftijd vanaf 18 tot en met 50 jaar. Door middel van deze inclusiecriteria werd enige hardloopervaring gewaarborgd en werden gezondheidsrisico's geminimaliseerd. De exclusiecriteria waren: in het afgelopen jaar een operatie ondergaan aan de onderste extremiteit, afgelopen maand niet kunnen hardlopen door een blessure, afgelopen drie maanden rugklachten gehad tijdens het hardlopen en onder behandeling zijn van een specialist voor een hart- of longaandoening. Deze klachten konden een houdingsafwijking tot gevolg hebben die de metingen konden beïnvloeden. De exclusiecriteria zijn gebaseerd op criteria die veelvuldig gebruikt worden in onderzoeken naar de hardloopbiomechanica (8,11,19-20).

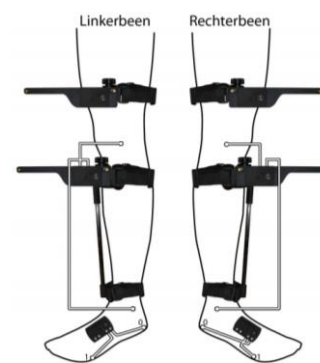
2.3 Ethiek

Bij interesse ontvingen de participanten een e-mail met een informatiebrief (zie bijlage I), een toestemmingsformulier (zie bijlage II) en een vragenlijst (uitsluiten cardiovasculair risico) (zie bijlage III). De informatiebrief en het toestemmingsformulier waarborgden de ethische aspecten van het onderzoek en de vrije keuze om ten alle tijde te stoppen met de deelname. Een geheimhoudingsverklaring waarborgde de discretie van de persoonsgegevens (zie bijlage IV).

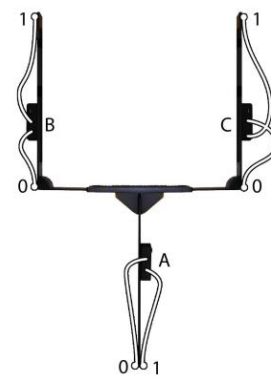
2.4 Meetprotocol

Een gedetailleerde versie van het complete meetprotocol is weergegeven in bijlage V. Het onderzoek vond plaats in het onderzoekslaboratorium van de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Het onderzoek werd verdeeld in twee meetmomenten met minimaal één tussenliggende week. Twee dagen voorafgaand aan een meetmoment mocht niet hardgelopen worden om eventuele (spier)vermoeidheid te voorkomen. Bij aanvang van het meetprotocol werden de lengte en het gewicht opgemeten. Gedurende de metingen werd vermoeidheid uitgedrukt op de Borg RPE-schaal. (21-22). De Borg RPE-schaal wordt vaak gebruikt in onderzoeken naar hardloophiomechanica om vermoeidheid uit te drukken (13,17,20). Een Borg RPE-score van ≥ 17 wordt gehanteerd voor erg zware vermoeidheid en is gekoppeld aan een hartfrequentie van 170 slagen per minuut (20,22). Met de Garmin Forerunner 220 hartslagmeter (Garmin International Inc., Olathe, KS, VS) werd de hartslag gemeten.

Tijdens de kalibratie werd de voorkeurspasfrequentie bepaald. Gedurende deze meting diende de participant 1 km hard te lopen op de loopband. De participant kreeg de opdracht 3 km zo snel mogelijk te lopen. Er moest dus een inschatting gemaakt worden van het tempo dat hij of zij maximaal 3 km kon volhouden. Het tempo mocht de eerste 750 meter aangepast worden, daarna bleef het tempo onveranderd. Na 900 meter hardlopen werd gedurende 20 seconden vanuit dorsaal standpunt ten opzichte van de participant een 2D-video-opname gemaakt. Ook de Borg RPE-score en de hartslag werden bij aanvang van de 2D video-opname gemeten. Aan de hand van de videobeelden werd het aantal stappen gedurende 20 seconden geteld. Aan de hand van het aantal stappen werd vervolgens de voorkeurspasfrequentie bepaald: $3 * \text{aantal getelde stappen} = \text{voorkeurspasfrequentie (per minuut)}$. Na 1 km hardlopen kreeg de participant 20 minuten rust. Tijdens deze rust werden de 3D-markers van het Codamotion 3D-camerasysteem (Codamotion Solutions, Leicester, Verenigd Koninkrijk) bevestigd op het lichaam van de deelnemer (zie afbeelding 2 en 3). Door loting werd bepaald of tijdens dit meetprotocol gelopen werd op de voorkeurspasfrequentie of op een pasfrequentie die 10% verhoogd is ten opzichte van de voorkeurspasfrequentie. Het andere protocol werd één week later uitgevoerd.



Afbeelding 2. Plaatsing van de 3D-markers op de onderste extremiteiten (27).



Afbeelding 3. Plaatsing van de 3D-markers op de bekkenrand (27).

In het geval van de voorkeurspasfrequentie moest de participant, na de pauze, hardlopen op de eerder gelopen gemiddelde snelheid. Deze snelheid werd berekend aan de hand van de gelopen 1 km met de volgende formule: $(\text{afstand (km)} / \text{tijd (seconden)}) * 3600 = \text{gemiddelde snelheid (km/u)}$. De snelheid

werd afgerond op 0.5 km/u. Er werd hardgelopen totdat de participant een Borg RPE-score van ≥ 17 scoorde. De Borg RPE-score en hartfrequentie werden om de 500 meter gemeten. De 3D-meting van de heupadductie werd eveneens uitgevoerd om de 500 meter. Het aantal graden heupadductie en knieflexie werd gedurende minimaal twintig opeenvolgende passen gemeten. Tijdens het andere meetprotocol werd gelopen op de een 10 % verhoogde pasfrequentie. De verhoogde pasfrequentie werd berekend met de volgende formule: $(\text{voorkeurspasfrequentie (per minuut)} / 100) * 110 = \text{verhoogde pasfrequentie (per minuut)}$. De pasfrequentie werd aangegeven door een metronoom-applicatie, Metrotimer (Onyx apps). De applicatie werd afgespeeld op een Iphone 5S (Apple Inc., Cupertino, CA, VS). Het geluid werd versterkt met een box, JBL Consumer GO (Harman International Industries, Los Angeles, CA, VS). De onderzoeker hielp de participant om de juiste pasfrequentie aan te houden door middel van auditieve feedback.

2.5 Datacollectie

Na afloop werd per meetprotocol voor elk meetmoment de heupadductiehoek bepaald. De analyse werd uitgevoerd voor de linker en rechterheup afzonderlijk. Om nauwkeurigheid te waarborgen werd de gemiddelde piekadductiehoek gedurende 10 seconden aangenomen als heupadductiehoek per zijde op een bepaald moment. Om deze heupadductie per zijde te bepalen werd in Matlab (versie R2011b) een op maat gemaakt script geschreven. Het gemiddelde van de linker en rechter meting was de uiteindelijke heupadductiehoek tijdens één meetmoment. De heupadductiehoek werd berekend aan de hand van de volgende berekening: $((\text{Piek-heupadductie links tijdens pas 1} + \text{pas 2} + \dots + \text{pas 10}) / 10) = \text{heupadductie links}$, $((\text{Piek-heupadductie rechts tijdens pas 1} + \text{pas 2} + \dots + \text{pas 10}) / 10) = \text{heupadductie rechts}$, $(\text{heupadductie links} + \text{heupadductie rechts}) / 2 = \text{gemiddelde heupadductiehoek (graden)}$. Aan de hand van de piekadductiehoeken werd per meetmoment ook de daadwerkelijk gelopen pasfrequentie geteld.

2.6 Data-analyse

De resultaten van het onderzoek bestonden uit het aantal graden heupadductie onder verschillende vermoeidheidsniveaus (Borg RPE-schaal) gekoppeld aan de wel of niet verhoogde pasfrequentie. Tevens werden hartfrequentie, lengte, gewicht, leeftijd en geslacht gemeten. Deze data werden verwerkt met het statistisch computerprogramma IBM Statistical Package for the Social Sciences (versie 24). De kenmerken van de onderzoekspopulatie (lengte, gewicht, leeftijd, geslacht, voorkeurspasfrequentie en aantal loopkilometers per week) en de resultaten uit het onderzoek (heupadductiehoek onder verschillende condities en hartfrequentie) werden middels de Shapiro-Wilk test beoordeeld op een normale verdeling.

In dit onderzoek was sprake van een gepaarde steekproef aangezien de metingen bij dezelfde populatie werden afgenomen. De p-waarde voor statistische significantie werd op $p < 0,05$ gesteld. Data verkregen uit de meetprotocollen werden getoetst op een statistisch significant verschil. Er werden steeds twee variabelen getoetst. Voor normaal verdeelde data, werd een gepaarde t-toets gebruikt. Indien de data niet normaal verdeeld waren, werd de Wilcoxon signed rank toets gehanteerd om een mogelijk

significant verschil aan te tonen. Er werd getoetst of er een significant verschil was in heupadductiehoek tussen de voorkeurspasfrequentie en 10 % verhoogde pasfrequentie tijdens het laatste meetmoment (Borg RPE-score ≥ 17). Deze toets werd ook uitgevoerd voor het eerste meetmoment (na 500 m). Daarnaast werd er getoetst of er een significant verschil was in heupadductiehoek tussen het eerste en het laatste meetmoment op de voorkeurspasfrequentie. Voor de verhoogde pasfrequentie werd dezelfde toets uitgevoerd. De Borg RPE-scores tijdens het eerste meetmoment werden getoetst op een significant verschil tussen beide meetprotocollen. Ook werd er getoetst op een significant verschil in afstand die de participanten liepen tussen beide meetprotocollen. De daadwerkelijk gelopen pasfrequenties werden getoetst op een significant verschil tussen de voorkeurspasfrequentie en de verhoogde pasfrequentie. Ten slotte werd er getoetst op een verschil tussen de berekende verhoogde pasfrequentie en de daadwerkelijk gelopen verhoogde pasfrequentie.

De demografische gegevens van de populatie worden overzichtelijk weergegeven in een tabel. Als een kenmerk normaal verdeeld is, worden het gemiddelde en de standaarddeviatie weergegeven. In het geval van een niet normale verdeling worden de mediaan en de interkwartielafstand gehanteerd. De daadwerkelijk gelopen pasfrequenties en de opdracht per meetprotocol worden ook weergegeven in een tabel. Aan de hand van deze waardes werd berekend of de 10 % verhoogde pasfrequentie ten opzichte van de daadwerkelijk gelopen pasfrequentie gehaald was. De hartfrequentie per participant tijdens het laatste meetmoment wordt overzichtelijk weergegeven in een tabel. Op deze manier kon gecontroleerd worden of de gestelde norm van vermoeidheid (HF 170) behaald was.

3. Resultaten

In totaal namen tien hardlopers deel aan dit onderzoek (zie tabel 1), zeven participanten waren mannen.

Tabel 1.

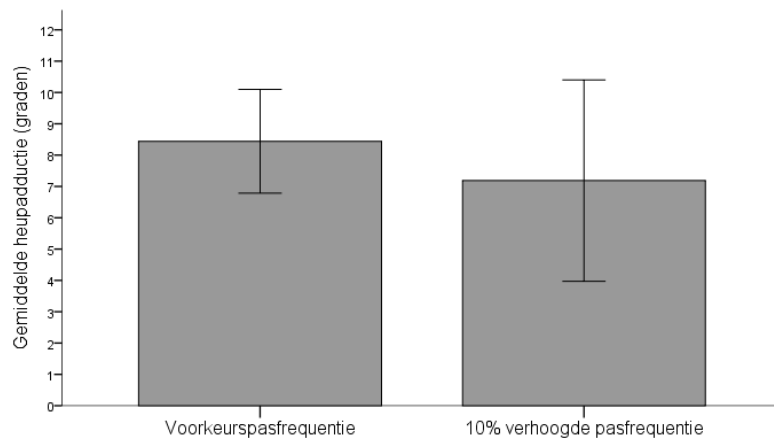
	<i>n</i> = 10
Leeftijd (m [IQR])	25 [6.12]
Lengte (cm) (<i>M</i> $\pm$ <i>SD</i>)	175.5 $\pm$ 4.35
Gewicht (kg) (<i>M</i> $\pm$ <i>SD</i>)	75.6 $\pm$ 4,88
Gemiddeld aantal hardloop km's per week (m [IQR])	15 [20]
Voorkeurspasfrequentie (passen/min) (m [IQR])	172.5 [8.63]

Demografische gegevens van de populatie.

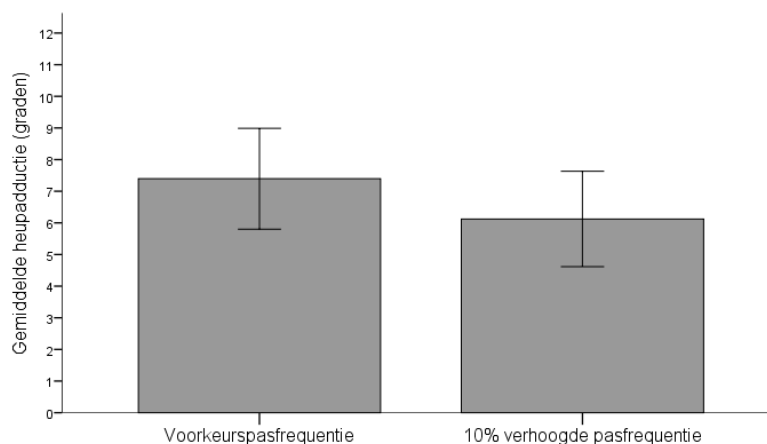
km = kilometer, cm = centimeter n = aantal participanten, M = gemiddelde, SD = standaard deviatie, m = mediaan, [IKA] = interkwartielafstand.

De waardes van de heupadductiehoek (graden) tijdens het eerste en laatste meetmoment op voorkeurspasfrequentie waren normaal verdeeld. Tijdens het hardlopen op de voorkeurspasfrequentie bestond er een significant verschil in heupadductiehoek tussen het eerste meetmoment (8.65 ± 2.14) en het laatste meetmoment (7.40 ± 2.23) ($t(9) = 2.31$, $p = 0.046$). Op een verhoogde pasfrequentie tijdens het eerste en het laatste meetmoment waren de waardes van de heupadductiehoek (graden) ook normaal verdeeld. Er was geen sprake van een significant verschil tussen het eerste meetmoment (7.19 ± 4.18) en het laatste meetmoment (6.11 ± 2.24) ($t(8) 1.05$, $p = 0.324$) op verhoogde pasfrequentie. Tijdens het eerste meetmoment, op verhoogde pasfrequentie, ontbrak de heupadductie-meting van één participant. Daarom zijn de resultaten van deze participant niet meegenomen in de toetsen waar deze waarde werd beoordeeld.

Na 500 meter was er geen sprake van een significant verschil in heupadductiehoek (graden) tussen 10% verhoogde pasfrequentie (7.19 ± 4.18) en de voorkeurspasfrequentie (8.44 ± 2.16) ($t(8) = 0.84$, $p = 0.425$) aanwezig (zie figuur 1). Gedurende het laatste meetmoment was er eveneens geen significant verschil in heupadductiehoek (graden) tussen 10% verhoogde pasfrequentie (6.12 ± 2.11) en de voorkeurspasfrequentie (7.40 ± 2.23) ($t(9) = 1.47$, $p = 0.190$) (zie figuur 2). In figuur 3 en 4 zijn de heupadductiehoeken, per conditie, uitgezet tegen de score op de Borg RPE-schaal op dat moment.

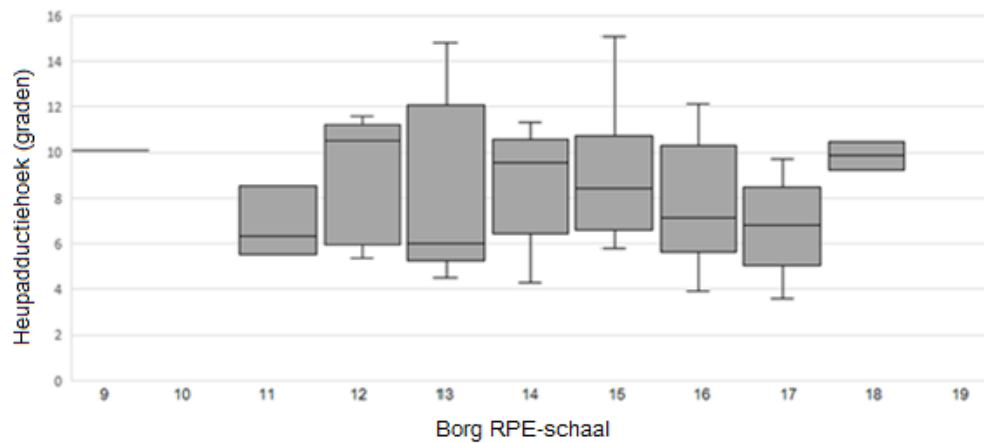


Figuur 1. Gemiddelde heupadductie tijdens het eerste meetmoment na 500 meter.

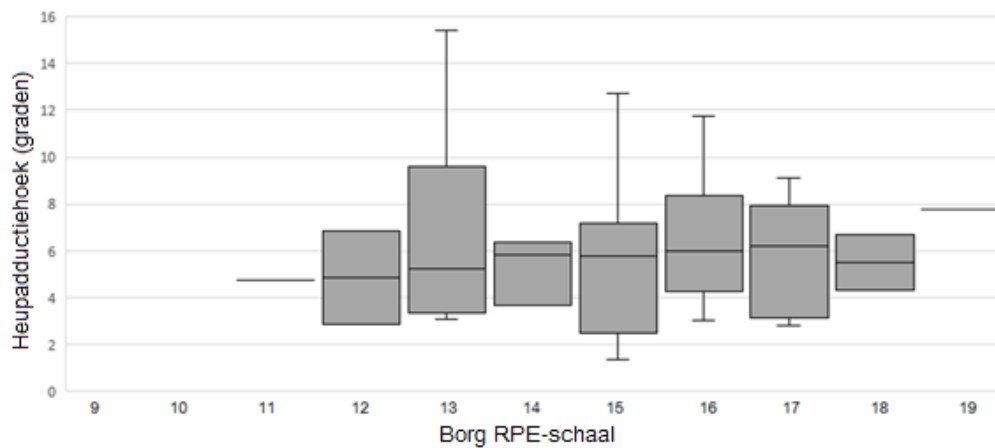


Figuur 2. Gemiddelde heupadductie tijdens het laatste meetmoment bij een RPE-score ≥ 17 .

In tabel 2 is een overzicht weergegeven van de gelopen en de opgedragen pasfrequenties. Bij twee participanten (P6 en P10) is er voor de verhoogde pasfrequentie een uitschieter naar beneden zichtbaar. Deze uitschieter komt mogelijk tot stand door een meetfout. Deze participanten zijn niet meegenomen in de volgende twee toetsen. De gelopen pasfrequenties tijdens beide condities waren niet normaal verdeeld. Op basis van een Wilcoxon signed rank test is er geen significant verschil tussen de opgedragen 10% verhoogde pasfrequentie ($m = 188$ [6]) en de gelopen verhoogde pasfrequentie ($m = 170$ [10]) ($Z = -2.52$, $P = 0.12$). Twee participanten liepen een verhoogde pasfrequentie hoger dan de beoogde 10 %. Er is geen sprake van een significant verschil tussen de gelopen voorkeurspasfrequentie ($m = 160$ [8]) en de gelopen verhoogde pasfrequentie ($m = 171$ [9]) ($Z = -2.30$, $P = 0.17$).



Figuur 3. Box plot-diagram van de heupadductiehoeken ten opzichte van de score op de Borg RPE-schaal tijdens voorkeurspasfrequentie.



Figuur 4. Box plot-diagram van de heupadductiehoeken ten opzichte van de score op de Borg RPE-schaal tijdens verhoogde pasfrequentie.

Tabel 2. De gelopen en opgedragen pasfrequenties.

	VPF op basis van de kalibratie	Gelopen VPF	Opdracht: +10% HPF	Gelopen HPF (% gelopen VPF)
P1	168	161	198	174 (+8%)
P2	171	147	185	168 (+14%)
P3	174	160	191	172 (+8%)
P4	180	153	188	151 (-1%)
P5	168	148	185	165 (+11%)
P6	183	180	201	133 (-26%)
P7	171	160	188	172 (+8%)
P8	174	162	191	164 (+1%)
P9	168	170	185	184 (+8%)
P10	195	178	215	148 (-17%)
m [IQR]*	171 [6]	160 [8]	188 [6]	170 [10] (+6%)

P = participant, m = mediaan, [IQR] = interkwartielafstand, VPF = voorkeurspasfrequentie, HPF = verhoogde pasfrequentie.

* Uitgezonderd P6 en P10.

De gelopen snelheid van de populatie was normaal verdeeld (12.2 ± 1.25). De afstand (meters) die de participanten hardliepen was ook normaal verdeeld. Er was een significant verschil in afstand tussen voorkeurspasfrequentie (3100 ± 995.53) en de 10 % verhoogde pasfrequentie (2400 ± 906.77) ($t(9) = 2.41$, $P = 0.039$). De gescoorde Borg RPE-scores waren normaal verdeeld. Tijdens het eerste meetmoment op een 10 % verhoogde pasfrequentie scoorden de participanten een significant hogere Borg RPE-score (13.2 ± 1.32) dan tijdens het eerste meetmoment op voorkeurspasfrequentie (11.9 ± 1.52) ($t(9) = -2.31$, $P = 0.018$).

De hartfrequentie tijdens het laatste meetmoment van beide protocollen is weergegeven in tabel 3. Voor alle proefpersonen is met de formule van Tanaka (24) ($208 - (0,7 * \text{leeftijd}) = \text{maximale hartslag}$) de maximale hartslag bepaald. In tabel 3 wordt ook voor alle meetmomenten het percentage van de maximale hartslag gegeven.

Tabel 3.

	Maximale HF (Tanaka)	HF laatste meetmoment VPF	HF laatste meetmoment HPF
P1	194	182(94%)	182(94%)
P2	193	180(93%)	186(96%)
P3	191	204(107%)	198(104%)
P4	193	188(97%)	176(91%)
P5	191	187(98%)	180(94%)
P6	188	182(97%)	181(96%)
P7	191	197(103%)	195(102%)
P8	191	178(93%)	188(97%)
P9	180	171(95%)	172(96%)
P10	184	188(102%)	197(107%)

Hartfrequentie tijdens het laatste meetmoment.

P = participant, HF = hartfrequentie, VPF = voorkeurspasfrequentie, HPF = verhoogde pasfrequentie, (%) Percentage ten opzichte van de maximale hartfrequentie.

4. Discussie

Het doel van dit kwantitatief experimenteel pilot onderzoek was om te onderzoeken of het verhogen van de pasfrequentie toereikend is om tijdens vermoeidheid een toename van de heupadductiehoek te voorkomen. De onderzoeksvraag luidde als volgt: Wat is onder vermoeidheid het verschil in heupadductiehoek tussen hardlopen op een verhoogde pasfrequentie en hardlopen op de voorkeurspasfrequentie?

De resultaten laten een verschil zien tussen de opdracht (10 % verhoogde pasfrequentie) en daadwerkelijk gelopen verhoogde pasfrequentie (6 % verhoogde pasfrequentie) dit was niet significant. De participanten liepen geen van allen op de beoogde verhoogde pasfrequentie. Een verhoging met 10 % is klinisch relevant. Heiderscheit et al. (17) concludeerden dat een verhoging van 10 % het meest verkleinend effect op de heupadductiehoek heeft. Het verschil tussen de opdracht en de daadwerkelijk gelopen pasfrequentie komt onder andere tot stand doordat de voorkeurspasfrequentie van enkele participanten relatief hoog lag. Het was voor de participant dan niet haalbaar om deze 10 % te verhogen. Een andere reden is een gebrek aan ervaring met hardlooptechniek op een verhoogde pasfrequentie. Geen van de participanten had eerder op een verhoogde pasfrequentie gelopen. Door de moeite die het kostte om de verhoogde pasfrequentie aan te nemen gaf het merendeel van de populatie aan dat ze eerder vermoeidheid ervoeren. Tijdens het eerste meetmoment op een verhoogde pasfrequentie

scoorden de participanten ook een significant hogere Borg RPE-score dan tijdens het eerste meetmoment op de voorkeurspasfrequentie. Door de eerder ervaren vermoeidheid was ook de gelopen afstand op voorkeurspasfrequentie significant groter dan de gelopen afstand op de verhoogde pasfrequentie.

Volgens de onderzoekers is dit het eerste onderzoek dat de invloed van pasfrequentie tijdens vermoeidheid onderzoekt. Gedurende beide meetprotocollen nam de heupadductiehoek af, naarmate de hardloper vermoeid raakte. Op voorkeurspasfrequentie was de afname statistisch significant, op de verhoogde pasfrequentie niet. De significante afname van de heupadductiehoek op de voorkeurspasfrequentie komt niet overeen met de resultaten van eerder uitgevoerd onderzoek (20). Willson et al. (20) concludeerden namelijk dat er een toename van de heupadductiehoek plaatsvindt naarmate vermoeidheid optreedt. Een mogelijke oorzaak voor dit verschil kan de gewenning van de participant zijn aan de loopband. Doordat de participant naarmate het meetprotocol vordert meer ontspannen gaat hardlopen neemt de heupadductiehoek mogelijk af.

In tegenstelling tot eerder uitgevoerde onderzoeken (15–19), heeft een verhoogde pasfrequentie tijdens onvermoeide omstandigheden geen significant verkleinend effect op de heupadductiehoek ten opzichte van de voorkeurspasfrequentie. De hoogstwaarschijnlijke reden voor het ontbreken van het verkleinend effect is het verschil in verhoogde pasfrequentie. Eerder studies (15–19) onderzochten een 10 % verhoogde pasfrequentie, binnen deze studie was deze verhoging gemiddeld 6 %. Wanneer de participant vermoeid was geraakt, werd er eveneens geen significant verschil in heupadductiehoek tussen de verhoogde en de voorkeurspasfrequentie gemeten. Ook deze meting vond plaats tijdens een 6 % verhoogde pasfrequentie. Niet bekend is of er wel een significant verschil gemeten zou worden tijdens een verhoogde pasfrequentie met 10 %. Tot op heden is geen onderzoek gedaan waarin gekeken is of een hardloper in staat is gedurende vermoeidheid een 10 % verhoogde pasfrequentie aan te houden. In het onderzoek van Allen et al. (25) werd aangetoond dat een tot 15 % verhoogde pasfrequentie haalbaar is tijdens onvermoeide omstandigheden.

Tijdens het onderzoek werd gebruik gemaakt van het Codamotion 3D-camerasysteem. Om de heupadductiehoek te meten moest de beweging van het femur ten opzichte van het bekken gemeten worden. De sensoren op het bekken werden bevestigd met een gordel. Deze gordel bleek tijdens hardlopen niet in alle gevallen voldoende gefixeerd te zijn. Vaak was er enige beweging van de band mogelijk. Doordat de sensoren niet helemaal gefixeerd waren zat er een minimale onnauwkeurigheid in de resultaten. Daarentegen is een sterkte van dit onderzoek dat alle participanten de vooraf gestelde vermoeidheidsnorm hebben gehaald. Het behalen van de vermoeidheidsnorm wordt ondersteund door de gemeten hartslag. Alle Participanten scoorden tijdens het laatste meetmoment een hartfrequentie hoger dan 90 % van hun maximale hartslag volgens de formule van Tanaka (24). Daarnaast leken de participanten vooral een perifere vermoeidheid te ondervinden. Alle participanten liepen minimaal 10 km per week. Toch ondervonden ze tijdens het meetprotocol al zware vermoeidheid na 1,5 tot 4,5 km. Dit is niet dezelfde meer centrale vermoeidheid die ze tijdens een duurtraining ervaren.

Hoogstwaarschijnlijk kwam dit doordat de participanten volgens het protocol, op een zelf ingeschat tempo liepen dat ze maximaal 3 km vol konden houden. Dit tempo ligt hoger dan het tempo in een duurtraining. Het hoge tempo in combinatie met de een veranderde hardlooptechniek op een verhoogde pasfrequentie zorgde ervoor dat de participanten eerder een perifere vermoeidheid ervoeren.

Deze pilotstudie levert enkele aanbevelingen voor vervolgonderzoek op. De eerste aanbeveling betreft het toevoegen van trainingssessies tussen het meetprotocol op voorkeurspasfrequentie en verhoogde pasfrequentie. Tijdens deze trainingssessies leren de participanten aan de hand van een metronoom hardlopen op een verhoogde pasfrequentie. Een goed voorbeeld hiervan is de case studie van J.D. Allen (7). Binnen deze studie oefent de participant acht keer met hardlopen op een verhoogde pasfrequentie alvorens de participant in staat wordt geacht de verhoogde pasfrequentie aan te houden (7). Wanneer de participant ervaren is in het hardlopen op een verhoogde pasfrequentie wordt de verhoging van 10% beter behaald tijdens het meetprotocol. Ook kost het voor de participanten minder moeite om de hogere pasfrequentie te lopen. Hierdoor neemt het verschil in gelopen afstand tussen beide protocollen af. De tweede aanbeveling is een andere bevestiging van de 3D-sensoren op de bekkenrand. Het was gedurende dit onderzoek onmogelijk de 3D-sensoren, middels de bekkengordel, op de bekkenrand te bevestigen zonder dat er enige beweging mogelijk was tussen het bekken en de sensor. Een verbetering zou zijn als de sensor, zonder gordel, direct op de bekkenrand geplakt wordt. Hierdoor is er geen beweging van de sensor meer mogelijk ten opzichte van de bekkenrand. Een derde aanbeveling is een langer meetprotocol waarin op een rustiger tempo gelopen wordt. Hierdoor wordt de meer centrale vermoeidheid van een duurtraining beter bereikt. Als laatste wordt er aangeraden voorafgaand aan het vervolgonderzoek een power-analyse uit te voeren. Aan de hand van deze analyse wordt de minimale grote van de populatie om voldoende power te leveren vastgesteld.

5. Conclusie

Deze studie onderzocht of er onder vermoeidheid een verschil bestond in heupadductiehoek tussen hardlopen op een verhoogde pasfrequentie en hardlopen op de voorkeurspasfrequentie. Onder vermoeidheid is er geen significant verschil gevonden in heupadductiehoek tussen hardlopen op verhoogde pasfrequentie en hardlopen op voorkeurspasfrequentie. Het ontbreken van dit effect wordt veroorzaakt door een beperkte toename van de pasfrequentie. De oorzaak van de beperkte toename was een gebrek aan ervaring met hardlooptechniek op een verhoogde pasfrequentie van de participanten. Het is dus nog onbekend of hardlopen op een 10 % verhoogde pasfrequentie een bruikbare interventie is tijdens een fysiotherapeutisch behandelproces van ITBS. Wel kan op basis van dit onderzoek de conclusie getrokken worden dat een verhoging van de pasfrequentie met 6 % geen bruikbare interventie is om de ITB te ontlasten. Verder onderzoek naar het effect van een 10 % verhoogde pasfrequentie op de heupadductiehoek tijdens vermoeidheid is noodzakelijk.

6. Referenties

1. Buist I, Bredeweg SW, Lemmink KA, Pepping GJ, Zwerver J, van Mechelen W, Diercks RL. The GRONORUN study: is a graded training program for novice runners effective in preventing running related injuries? Design of a Randomized Controlled Trial. *BMC Musculoskeletal Disorders (BMC Musculoskel Dis)*. 2007,8(24).
2. VeiligheidNL. Hardloopleblessures, Blessurecijfers. 2014. Available from: [http://voorkombleessures.veiligheid.nl/nieuws/meer-sportblessures-door-beginnende-hardlopers/\\$file/Cijfersfactsheet%20Hardlopen.pdf](http://voorkombleessures.veiligheid.nl/nieuws/meer-sportblessures-door-beginnende-hardlopers/$file/Cijfersfactsheet%20Hardlopen.pdf) [accessed 24 March 2016].
3. van der Worp MP, van der Horst N, de Wijer A, Backx FJ, Nijhuis-van der Sanden MW. Iliotibial band syndrome in runners. *Sports Medicine (Sport Med)*. 2012,42(11):969–992.
4. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine (Br J Sports Med)*. 2002,36(2):95–101.
5. Noehren B, Schmitz A, Hempel R, Westlake C, Black W. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy (J Orthop Sports Phys Ther)*. 2014,44(3):217–222.
6. Khaund R, Flynn SH. Iliotibial band syndrome: A common source of knee pain. *American Family Physician (Am Fam Physician)*. 2005,71(8):1545–1550.
7. Allen DJ. Treatment of distal iliotibial band syndrome in a long distance runner with gait re-training emphasizing step rate manipulation. *The International Journal of Sports Physical Therapy (Int J Sport Phys Ther)*. 2014,9(2):222–231.
8. Noehren B, Davis I, Hamill J. ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006. Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics (Clin Biomech)*. 2007,22(9):951–956.
9. Hamill J, Miller R, Noehren B, Davis I. A prospective study of iliotibial band strain in runners. *Clinical Biomechanics (Clin Biomech)*. 2008;23(8):1018–25.
10. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari a M, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrmann S a. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sports Medicine (Clin J Sport Med)*. 2000,10(3):169–175.
11. Miller RH, Meardon SA, Derrick TR, Gillette JC. Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *Journal of Applied Biomechanics (J Appl Biomech)*. 2008,24(3):262–270.
12. Ferber R, Noehren B, Hamill J, Davis IS. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy (J Orthop Sports Phys Ther)*. 2010,40(2):52–58.
13. Wouters I, Almonroeder T, Dejarlais B, Laack A, Willson JD, Kernozek TW. Effects of a movement training program on hip and knee joint frontal plane running mechanics. *The International Journal of Sports Physical Therapy (Int J Sports Phys Ther)*. 2012,7(6):637–646.

14. Ferber R, Davis IM, Williams DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics (Clin Biomech)*. 2003;18(4):350–357.
15. Schubert AG, Kempf J, Heiderscheit BC. Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *American Orthopaedic Society for Sports Medicine (Sports Health)*. 2014;6(3):210–217.
16. Chumanov ES, Wille CM, Michalski MP, Heiderscheit BC. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait Posture*. *Gait & Posture (Gait Posture)*. 2012;36(2):231–235.
17. Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. *Medicine and Science in Sport and Exercise (Med Sci Sports Exer)*. 2012;43(2):296–302.
18. Hafer JF, Brown AM, DeMille P, Hillstrom HJ, Garber CE. The effect of a cadence retraining protocol on running biomechanics and efficiency: a pilot study. *Journal of Sports Sciences (J Sports Sci)*. 2015;33(7):724–731.
19. Boyer ER, Derrick TR. Select Injury-Related Variables Are Affected by Stride Length and Foot Strike Style During Running. *American Journal of Sports Medicine (Am J Sports Med)*. 2015;43(9):2310–2317.
20. Willson JD, Loss JR, Willy RW, Meardon SA. Sex differences in running mechanics and patellofemoral joint kinetics following an exhaustive run. *Journal of Biomechanics (J Biomech)*. 2015;48(15):4155–4159.
21. Grau S, Maiwald C, Krauss I, Axmann D, Horstmann T. The influence of matching populations on kinematic and kinetic variables in runners with iliotibial band syndrome. *Research Quarterly for Exercise and Sport (Res Q Exerc Sport)*. 2008;79(4):450–457.
22. van Engelen E. Uitgebreide toelichting van het meetinstrument Borg Rating of Perceived Exertion Schaal (Borg RPE- schaal). [online] available from: http://www.meetinstrumentenzorg.nl/Portals/0/bestanden/28_1_N.pdf [accessed 26 February].
23. Achttien RJ, Staal JB, Merry AHH, van der Voort SSEM, Klaver RJ, Schoonewille S, et al. KNGF-richtlijn KNGF-richtlijn Hartrevalidatie. 2011;121(4)
24. Tanaka H, Monahan KD, Seals DR. Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology (J Am Coll Cardiol)*. 2001;37(1):153–156.
25. Allen DJ, Heisler H, Mooney J, Kring R. the Effect of Step Rate Manipulation on Foot Strike Pattern of Long Distance Runners. *International Journal of Sports Physical Therapy (Int J Sports Phys Ther)*. 2016;11(1):54–63.
26. Whitehead M. Patellofemoral pain syndrome and your posture. [online] available from: <http://www.oregonexercisetherapy.com/blog/patellofemoral-pain-syndrome> [accessed 29 February 2016].
27. Codamotion. Handleiding 3D-analyse Codamotion. 2014.

Bijlagen

Bijlage I, Informatiebrief potentiële proefpersonen

Verbeter je hardlooptechniek

Beste hardloper of hardloopster,

Ik ben Roel Wijmenga, 4^e-jaars student fysiotherapie aan de Fontys Paramedische Hogeschool in Eindhoven. Ik zit momenteel in mijn afstudeerperiode en ik ben bezig met mijn afstudeeronderzoek. Voor mijn onderzoek ben ik op zoek naar deelnemers aan mijn onderzoek.

Wat houdt het onderzoek in?

Het onderzoek is gericht op hardlooptechniek. Ik probeer een kleinere kans op een blessure aan te tonen door middel van een verandering van de hardlooptechniek.

Wie zoek ik?

Voor mijn onderzoek zoek ik recreatieve hardlopers van 18 t/m 50 jaar.

Om deel te kunnen nemen aan het onderzoek dien je minimaal 10km per week hard te lopen. Ook is het noodzakelijk dat je al een keer eerder op een hardloopband gelopen hebt.

Wat houdt het onderzoek in?

Tijdens het onderzoek dien je op twee afzonderlijke momenten ongeveer 4 km hard te lopen op de hardloopband. De hardloopbeweging wordt geanalyseerd terwijl je hard loopt en bepaalde instructies opvolgt. Deze instructies hebben te maken met de hardlooptechniek.

Vrijwillig

Elke deelnemer neemt vrijwillig deel aan het onderzoek. Dit houdt in, dat er ten alle tijde de mogelijkheid bestaat om te stoppen met het onderzoek.

Tegemoetkoming

Als tegemoetkoming krijg je, aan de hand van een persoonlijke analyse, tips met betrekking tot je hardloophouding om deze te kunnen verbeteren!

Kortom, loop je wel eens hard en wil je graag je hardlooptechniek verbeteren. Neem dan contact op om een afspraak te maken! Ik beantwoord graag je verdere vragen.

Mobiele telefoon: 06-53582222.

(Ik kan gerust mobiel contact opnemen, stuur me een e-mail met je mobiele telefoonnummer en een geschikt moment.)

E-mail: wijmenga.r@gmail.com

Het onderzoek vindt plaats in het bewegingslaboratorium van de Fontys paramedische Hogeschool in Eindhoven.

Adres: Ds. Th. Fliednerstraat 2 5631 BN Eindhoven

Hartelijk dank,

Roel Wijmenga

Bijlage II, Toestemmingsformulier (informed consent)

Toestemmingsformulier (informed consent)

Onderzoek: 'De invloed van vermoeidheid en pasfrequentie op de heupadductiehoek tijdens hardlopen'

Onderzoeker: Roel Wijmenga

Hierbij verklaart de deelnemer het volgende:

Ik bevestig dat ik de informatiebrief gelezen heb. Ik ben op de hoogte van de inhoud van het onderzoek en mijn vragen zijn volledig beantwoord.

Ik ga akkoord en neem vrijwillig deel aan dit onderzoek. Ik kan op ieder moment mijn deelname aan het onderzoek beëindigen.

Ik ben ervan op de hoogte dat persoonlijke gegevens of data verkregen middels het onderzoek enkel voor onderzoeksdoeleinden gebruikt worden.

Naam deelnemer:

Datum:..... Handtekening deelnemer:.....

Ik, onderzoeker, heb de deelnemer voldoende geïnformeerd over het onderzoek. Eventuele vragen gedurende het onderzoek zal ik zo volledig mogelijk beantwoorden.

Indien er gedurende het onderzoek informatie duidelijk wordt die de toestemming voor deelname zou beïnvloeden wordt de deelnemer onmiddellijk op de hoogte gebracht.

Persoonlijke gegevens of data verkregen middels het onderzoek worden enkel voor onderzoeksdoeleinden gebruikt. Deze gegevens worden discreet behandeld.

Naam Onderzoeker: Roel Wijmenga

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

Bijlage III, Vragenlijst voorafgaand aan het meetprotocol

Naam:

Leeftijd:

Geslacht:

Aantal hardlooppkilometers per week:

1. Bent u ooit behandeld geweest of bent u nog onder behandeling voor een hartziekte?

- ☐ Ja
☐ Nee

2. Rookt u?

- ☐ Ja
☐ Nee

3. Heeft u de afgelopen maand een niet-verklaarbare vermoeidheid ondervonden?

- ☐ Ja
☐ Nee

4. Heeft u griep of in de afgelopen maand griep gehad?

- ☐ Ja
☐ Nee

5. Heeft u tijdens inspannende activiteiten (zoals sporten, fietsen, wandelen) pijn op de borst of uitstraling van deze pijn naar de hals, kaken of armen?

- ☐ Ja
☐ Nee

6. Denkt u aan uw laatste tien inspannende activiteiten. Heeft u tijdens deze activiteiten het gevoel van duizeligheid gehad?

- ☐ Ja
☐ Nee

7. Valt u bij inspannende activiteiten (bijna) flauw?

- ☐ Ja
☐ Nee

8. Heeft u tijdens inspannende activiteiten het gevoel dat uw hart overslaat, op hol slaat of onregelmatig slaat?

- ☐ Ja
☐ Nee

9. Heeft u in rusttoestand (als u niet beweegt) het gevoel dat uw hart overslaat, op hol slaat of onregelmatig slaat?

- ☐ Ja
☐ Nee

10. Komt er in uw familie een erfelijke hartaandoening voor die bij enkele familieleden tot plotse hartdood op jonge leeftijd (jonger dan 50 jaar) heeft geleid?

- ☐ Ja
☐ Nee

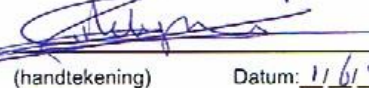
Bijlage IV, Geheimhoudingsverklaring**Geheimhoudingsverklaring**Naam: Roel WijnengaStudentnr: 2206290

Titel:

'De invloed van een verhoogde pasfrequentie op de heuspadductiebrek tijdens hardlopen onder vermoeidheid.'

Inhoud (omschrijving):

1. Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven verbindt zich door ondertekening van deze verklaring, informatie met betrekking tot de verstrekte gegevens en uit onderzoek verkregen resultaten waarvan in het kader van bovengenoemd project praktijkgericht onderzoek kennis wordt genomen en waarvan bekend is of redelijkerwijs begrepen kan worden dat dit als geheim of vertrouwelijk wordt beschouwd, strikt geheim te houden.
2. Tevens geldt deze geheimhoudingsverplichting voor de werknemers van Fontys Paramedische Hogeschool, evenals voor anderen die op enigerlei wijze uit hoofde van hun functie toegang hebben of kennis nemen van bedoelde informatie.
3. Bovenstaande laat onverlet dat de student het project praktijkgericht onderzoek kan uitvoeren volgens geldende voorschriften en regels.

Student:Naam: Roel Wijnenga
(handtekening) Datum: 11/6/2016**Begeleider:**Naam: Sil Kloppersburg
(handtekening) Datum: 11/6/2016**PGO-coördinator: voor ontvangst**Naam: Steven Oubelinx
(handtekening) Datum: 21/06/2016

Bijlage V, Gedetailleerd meetprotocol

Het gehele meetprotocol werd uitgevoerd in het onderzoekslaboratorium op de Fontys Paramedische Hogeschool in Eindhoven. Het onderzoek werd verdeeld in twee meetmomenten met minimaal één tussenliggende week. Twee dagen voorafgaand aan het onderzoek mocht niet hardgelopen worden om eventuele (spier)vermoeidheid te voorkomen.

Ter voorbereiding op het meetprotocol werd de complete setting in gereedheid gebracht. Dit duurde circa 30 minuten en hoefde bij meerdere metingen op één dag niet herhaald te worden. Daarom werden zo veel mogelijk participanten op één dag ingepland. De hardloopband en de infraroodcamera's van het Codamotion 3D-camerasysteem (Codamotion Solutions, Leicester, Verenigd Koninkrijk) werden op de juiste plek gezet. Beiderzijds stond een camera schuin achter de hardloopband om alle sensoren, zonder storing van eventuele armsteunen van de loopband, in beeld te kunnen brengen (zie afbeelding 4). Hierna werd het 3D-camerasysteem gekalibreerd.



Afbeelding 4. Setting van het meetprotocol met de camera's schuin achter de hardloopband.

De Garmin Forerunner 220 hartslagmeter (Garmin International Inc., Olathe, KS, VS) werd bevestigd op de borst van de participant. Ook werden de lengte (Seca 206 meetlint, Seca GmbH, Hamburg, Duitsland) en het gewicht (Seca 760 weegschaal, Seca GmbH, Hamburg, Duitsland) opgemeten. Hierna kreeg de participant uitleg hoe de 15-punt Borg RPE-schaal gescoord diende te worden (22,23). Op deze schaal staat een score van 6 voor 'heel licht' en 20 voor 'heel zwaar' (zie afbeelding 5) (23). Deze uitleg werd gegeven zodat de participant tijdens het hardlopen direct en op een juiste manier zijn score kenbaar kon maken. Dit kon door de score te noemen of aan te wijzen op een score-formulier op A4 formaat. *De Borg RPE-schaal wordt vaak gebruikt in onderzoeken naar hardloopbiomechanica om vermoeidheid uit te drukken (13,17,20).*

Schaal	15 punten schaal A
6	
7	heel, heel licht
8	
9	heel licht
10	
11	tamelijk licht
12	
13	iets zwaar
14	
15	zwaar
16	
17	erg zwaar
18	
19	heel, heel zwaar
20	

Afbeelding 5. De Borg RPE-schaal (23).

Na de voorbereidende handelingen kalibratie gestart. Hierin werd de voorkeurspasfrequentie bepaald. Tijdens deze meting diende de participant 1 km hard te lopen op de loopband. De participant kreeg de opdracht 3 km zo snel mogelijk te lopen en een inschatting te maken van de juiste snelheid. Het tempo was de eerste 750 m variabel, daarna mocht het tempo niet meer aangepast worden. Na 900 m

hardlopen werd gedurende 20 seconden vanuit dorsaal standpunt een 2D-video-opname gemaakt van de participant. Ook de Borg RPE-score en de hartslag werden bij aanvang van de 2D video-opname gemeten. Aan de hand van de videobeelden werden het aantal stappen gedurende 20 seconden geteld. Aan de hand van deze berekening werd vervolgens de voorkeurspasfrequentie bepaald: $3 * \text{aantal getelde stappen} = \text{voorkeurspasfrequentie (per minuut)}$.

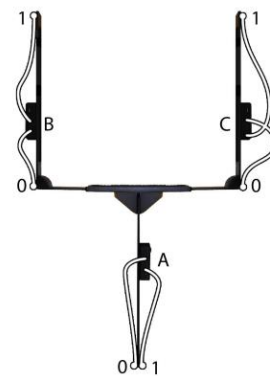
De instructie vooraf met betrekking tot deze hardloopactiviteit was:

- *“Probeer de loopsnelheid aan te nemen waarmee je verwacht de snelste tijd over 3 km te lopen, let op de indeling zodat je tussendoor niet hoeft te pauzeren. De eerste 750 m mag het juiste tempo bepaald worden. Hierna staat mag het tempo niet meer gewijzigd worden.”*
- *“Ik (onderzoeker) bedien de loopband aan de hand van enkele visuele signalen. Duim omhoog 0,5 km/u sneller, duim omlaag 0,5 km/u langzamer en bij gekruiste armen of handen wordt de noodstop geactiveerd.”*
- *“Ik (onderzoeker) kan op een bepaald moment vragen je vermoeidheid uit te drukken op de eerder toegelichte 15-punt Borg RPE-schaal, maak dit kenbaar door enkel het getal te noemen of wijs het getal aan op het score-formulier.”*

Na 1 km hardlopen kreeg de participant 20 minuten rust. Tijdens deze rust werden de 3D-markers bevestigd op het lichaam van de deelnemer (zie afbeelding 6 en 7). Door loting werd bepaald of tijdens dit meetprotocol gelopen werd op de voorkeurspasfrequentie ('meetprotocol 1') of op een pasfrequentie die 10% verhoogd is ten opzichte van de eerder uitgerekende voorkeurspasfrequentie ('meetprotocol 2'). Het andere protocol werd één week later uitgevoerd.



Afbeelding 6. Plaatsing van de 3D-markers op de onderste extremiteiten (27).



Afbeelding 7. Plaatsing van de 3D-markers op de bekkenrand (27).

In geval van de voorkeurspasfrequentie moest de participant, na de pauze, hardlopen op de eerder gelopen gemiddelde snelheid. Deze snelheid werd berekend aan de hand van de gelopen 1 km met de volgende formule: $(\text{afstand (km)} / \text{tijd (seconden)}) * 3600 = \text{gemiddelde snelheid (km/u)}$.

De snelheid werd afgerond op 0,5 km/u. Er werd hardgelopen totdat de participant een RPE-score van ≥ 17 scoorde. Een RPE-score van ≥ 17 wordt gehanteerd voor erg zware vermoeidheid, deze score is gekoppeld aan een hartfrequentie van 170 slagen per minuut (20,22). De RPE-score en hartfrequentie werden om de 500 m gemeten. De 3D-meting van de heupadductiehoek werd eveneens uitgevoerd om de 500 m. Het aantal graden heupadductie en knieflexie werd gedurende minimaal twintig opeenvolgende passen gemeten.

De participant kreeg vooraf de volgende instructie:

- *Je gaat hardlopen op een snelheid die niet te veranderen is. Het doel is zo lang mogelijk hard te lopen. Mocht het hardlopen niet meer voortgezet kunnen worden kruis de armen of handen dan wordt onmiddellijk de noodstop geactiveerd."*
- *"Ik (onderzoeker) vraag je op bepaalde momenten je vermoeidheid uit te drukken op de eerder toegelichte 15-punt Borg RPE-schaal, maak dit kenbaar door enkel het getal te noemen of wijs het getal aan op het score-formulier."*

Het meetprotocol op verhoogde pasfrequentie was uitgezonderd van de pasfrequentie hetzelfde als het meetprotocol op voorkeurspasfrequentie. Tijdens deze meting werd gelopen op de een 10 % verhoogde pasfrequentie. De verhoogde pasfrequentie werd berekend met de volgende formule:

$(\text{voorkeurspasfrequentie (per minuut)} / 100) * 110 = \text{verhoogde pasfrequentie (per minuut)}$.

De pasfrequentie werd aangegeven door een metronoom-applicatie, Metrotimer (Onyx apps). De applicatie werd afgespeeld op een Iphone 5S (Apple Inc., Cupertino, CA, VS). Het geluid werd versterkt met een box, JBL Consumer GO (Harman International Industries, Los Angeles, CA, VS). De onderzoeker hielp de participant om de juiste pasfrequentie aan te houden door middel van auditieve feedback.

Een extra instructie was:

- *"De pasfrequentie waarop je moet lopen wordt aangegeven door een metronoom."*