

Aanpassing van de militaire gevechtslaars ten behoeve van militairen met een chronisch inspanningsgebonden compartimentsyndroom van de onderbenen



Jireh Lim (09005870)

Bachelorscriptie Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool

Scriptiebegeleider TGTF: dr. Pieter Helmhout

Scriptiebegeleider HHS: drs. Rochus van der Doef

Ministerie van Defensie, Trainingsgeneeskunde & Trainingsfysiologie (TGTF)

Utrecht, juni 2014

Inhoudsopgave

Voorwoord	3
Samenvatting	4
1. Inleiding	5
2. Methode	6
2.2. Onderzoekspopulatie	6
2.3. Onderzoekslocatie	6
2.4. Schoeisel	6
2.5. Meetapparatuur	7
2.7. Dataverwerking en -analyse	9
3. Resultaten	10
4. Discussie	13
Literatuurlijst	14
Bijlagen	16

Voorwoord

Dit verslag is geschreven naar aanleiding van een afstudeerstage van de opleiding Bewegingstechnologie. De stage is uitgevoerd bij de afdeling Trainingsgeneeskunde & Trainingsfysiologie van de Koninklijke Landmacht. De stage vond plaats van 3 maart 2014 tot en met 18 juni 2014.

Dit verslag is bedoeld voor de stagebegeleider Pieter Helmhout, de werknemers van TGTF en de stagebegeleider van uit school Rochus van der Doef. Verder kan dit verslag gebruikt worden voor toekomstige stagiaires.

Bij deze wil ik iedereen van de afdeling TGTF bedanken. In het bijzonder wil ik Pieter Helmhout bedanken voor zijn tijd en ondersteuning.

Utrecht, juni 2014

Samenvatting

Studie design: Within-subject cohortstudie

Achtergrond: Veel militairen krijgen in de opleiding of op functie last van onderbeenklachten. De blessure ontstaat vaak bij hardlopen en marsen op legerlaarzen, met ernstige beperkingen in belastbaarheid tot gevolg. Recente *case studies* vanuit het Amerikaanse leger laten veelbelovende resultaten zien van een conservatieve behandeling gericht op verandering in hardlooptechniek, meer specifiek het overgaan van hiellanding naar mid-/voorvoetlanding.

Doel: Het doel van deze studie is te onderzoeken of door middel van aanpassingen aan de standaard gevechtslaars (Meindl's) het (gemiddelde) EMG-sigitaal van de m. Tibialis Anterior tijdens het gaan met 20% verminderd kan worden.

Methode: Metingen zijn uitgevoerd bij 20 gezonde individuen. Er zijn twee verschillende meetsystemen betrokken bij dit onderzoek: BTS Freewalk (EMG-monitorsysteem) en de BTS G-Sensor (accelerometer). De BTS Freewalk wordt bevestigd met EMG-elektrode plakkers op de m.Tibialis Anterior (TA) en m.Gastrocnemius Lateralis (GL), volgens de richtlijnen van SENIAM. Het BTS G-sensor meetsysteem wordt door middel van een bijbehorende heupband bevestigd op de rug ter hoogte van de wervel L5. De proefpersonen ondergaan een progressieve looptest die ze driekeer moeten doorlopen met verschillende gevechtslaarzen (standaard, hakafronding, zoolronding). De metingen hebben plaatsgevonden op de afdeling Trainingsgeneeskunde en Trainingsfysiologie (TGTF) op de Kromhout Kazerne. Er wordt met behulp van een Student paired t-test en Wilcoxon signed-rank test bekeken of er significante verschillen te zien zijn tussen de gevechtslaarzen.

Resultaten: Bij de vergelijking van de TA is in de meeste gevallen is een vermindering te zien in het EMG-sigitaal, lopend van +2.5 tot -7.9% voor de hakafronding (N=19) en van -3.2% tot -17.4% voor de zoolronding (N=8). Bij de vergelijking van de GL is er in de meeste gevallen een sterker EMG-sigitaal te zien bij de aangepaste laarzen, lopend van +4.2 tot +14.7% voor de hakafronding (N=9) en van +6.9% tot -6.4% voor de zoolronding (N=4).

Conclusie: Concluderend kunnen we stellen dat er wel een tendens lijkt te zijn richting afname in TA-spieeractiviteit bij zoolaanpassingen, maar dat deze afnames vrij minimaal zijn en waarschijnlijk niet klinisch relevant. We kunnen op basis van deze studie dus niet bevestigen dat de aangepaste gevechtslaarzen een duidelijke bijdrage kunnen leveren aan het herstel van CECS-patiënten.

Key Words: CECS, gevechtslaarzen

1. Inleiding

Veel militairen krijgen in de opleiding of op functie last van onderbeenklachten. Het gaat hierbij vooral om de volgende twee typen onderbeenklachten: mediaal tibiaal stress syndroom (MTSS) en chronisch inspanningsgebonden compartimentsyndroom, in het Engels afgekort met CECS.^{1,2} CECS is een spiergerelateerde aandoening waarbij sprake is van een verhoogde druk in vooral de voorste spierloge van het onderbeen.³ De blessure ontstaat vaak bij hardlopen en marsen op legerlaarzen, met ernstige beperkingen in belastbaarheid tot gevolg. Klachten verdwijnen alleen als de inspanning gestaakt wordt.⁴ Bij chronische CECS-klachten moet de patiënt langere tijd rust houden. Reductie in omvang en intensiteit van de belasting is in de militaire (opleidings)setting is echter vaak geen optie. Conservatieve therapie, pijnstillers, orthesen, fysio-/oefentherapie) geeft tot dusverre beperkt resultaat.⁵ Ook een chirurgische ingreep (fasciotomie) heeft niet altijd het gewenste effect en zorgt er bovendien voor dat een militair tijdens de revalidatie lang bij zijn eenheid weg is.^{6,7}

Recente *case studies* vanuit het Amerikaanse leger laten veelbelovende resultaten zien van een conservatieve behandeling gericht op verandering in hardlooptechniek, meer specifiek het overgaan van hiellanding naar mid-/voorvoetlanding.^{8,9} Het idee achter deze interventie is dat spieren en pezen aan de achterzijde van het onderbeen, die groter en sterker zijn dan die aan de voorzijde, de schokbelasting tijdens het hardlopen grotendeels gaan opvangen. Hierdoor neemt de druk in de voorste loges van de onderbenen af en daarmee de belasting op de scheenbeenspieren die CECS-klachten veroorzaken.

De Nederlandse Defensieorganisatie heeft afgelopen jaar een aantal vergelijkbare *case studies* uitgevoerd (Helmhout 2014, in voorbereiding voor publicatie). Hierin was het doel de effectiviteit van een 6-weeks trainingsprogramma bij militairen met CECS te evalueren, gericht op het aanleren van een hardlooptechniek volgens de Pose Running Method®. De belangrijkste Pose-principes bij hardlopen zijn: pasfrequentie verhogen, paslengte verkleinen en benen optrekken in plaats van afzetten.¹⁰ Hoewel minder uitgesproken dan de resultaten van de Amerikaanse studie, lieten de *case studies* binnen Defensie eveneens positieve effecten zien van de Pose hardlooptechniek op de CECS klachten. Deze resultaten duiden erop dat een conservatieve benadering, middels verandering in hardlooptechniek, een positieve invloed kan hebben op het beloop van CECS-klachten bij militairen. Een aantal militairen geeft in de praktijk echter aan de CECS-klachten niet zozeer bij hardloopactiviteiten te ontwikkelen, maar vooral bij marsen (verplaatsen te voet), een typisch militaire activiteit. Momenteel loopt een case study die evalueert of veranderingen in marstechniek, deels gebaseerd op genoemde Pose-hardloop-principes, tot gunstige effecten kan leiden bij deze patiëntengroep.

De hierboven genoemde studies richten zich dus primair op vergroting van de individuele belastbaarheid, niet op het verminderen van de opgelegde belasting. Wat dat laatste betreft is het interessant te kijken of aanpassingen aan het schoeisel dat door militairen wordt gebruikt tijdens marsactiviteiten, de gevechtslaars, óók positieve effecten kunnen hebben op CECS-klachten. Dit vormt de centrale vraagstelling van de onderhavige studie. De aanpassingen aan de gevechtslaars betreffen een hakafronding van 15mm respectievelijk een ronding van de gehele zool in voor-achterwaartse richting. Door afronding van de hak zal de momentarm van de grondreactiekracht ten opzichte van de enkel theoretisch kleiner worden. De ronding van de gehele zool zal naar verwachting de afwikkeling vergemakkelijken. De hypothese is dat door dergelijke aanpassingen de spieractiviteit (EMG-sigitaal) van de belangrijkste scheenbeenspier bij CECS, de m. tibialis anterior, met 20% gereduceerd kan worden.

2. Methode

2.1. Onderzoeksdesign

De onderhavige studie betreft een within-subject cohortstudie.

2.2. Onderzoekspopulatie

Voor het onderzoek zijn voornamelijk jonge, mannelijke proefpersonen gerekruteerd. Gestreefd is naar een aantal van 20 deelnemers. Het belangrijkste inclusiecriteria was dat de proefpersonen geen last hadden van de onderbenen tijdens het wandelen. De proefpersonen zijn gerekruteerd onder werknemers van de Kromhoutkazerne te Utrecht en verder onder vrienden en familie van de onderzoeker (het was in de relatief korte rekruteringsperiode niet mogelijk om voldoende initiële of parate militairen te benaderen). Deze deelnemers waren 'ongetraind', in de zin dat geen van de deelnemers ervaring kon hebben met het lopen op gevechtslaarzen met een hakafronding of zoolronding.

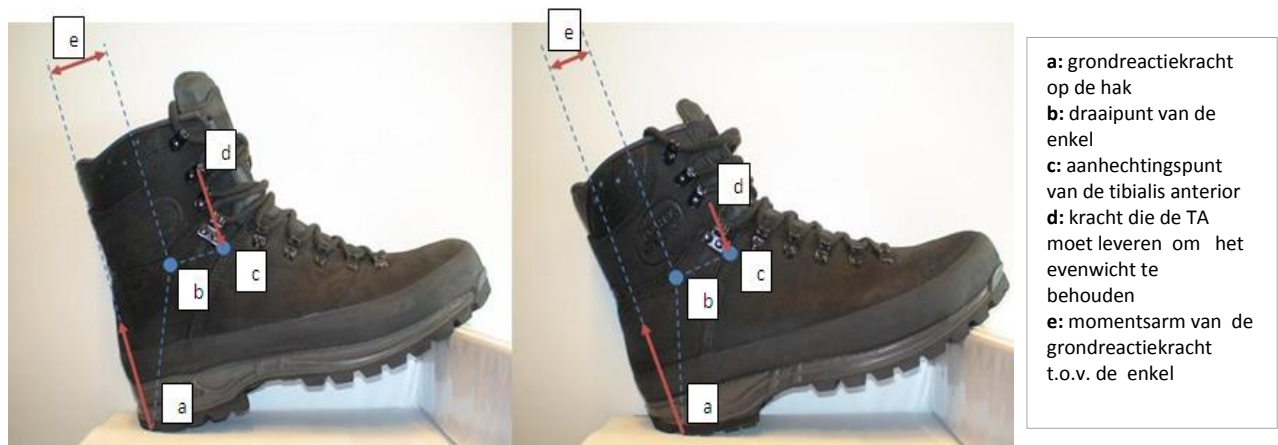
2.3. Onderzoekslocatie

Alle metingen vonden plaats op de afdeling Trainingsgeneeskunde en Trainingsfysiologie (TGTF) van de Kromhoutkazerne te Utrecht. Vanuit een sportgeneeskundige achtergrond werkt TGTF aan de verbetering van de fysieke en mentale inzetbaarheid, fitheid en daaraan gerelateerde gezondheid van individuen en eenheden van de gehele krijgsmacht, gericht op het grondgebonden optreden.

2.4. Schoeisel

Het schoeisel dat werd gebruikt tijdens de metingen is van het merk Meindl, uitvoering Island Professional M1. Dit is de standaard gevechtslaars die wordt verstrekt aan militairen. De laars is gevoerd met GORE-TEX® Performance Comfort Footwear, een voering die isolerend werkt voor koele tot warme omstandigheden.

Het eerste type aangepaste gevechtslaars betreft een standaard-Meindl met een hakafronding van 15 mm. Door deze afronding neemt de momentsarm van de grondreactiekracht ten opzichte van de enkel met 33% af: zie figuur 1. De hypothese van 20% reductie in EMG-activiteit van de m.tibialis anterior is deels op deze berekening gebaseerd, deels op het feit dat andere onderbeenspieren bijdragen aan de voetafwikkeling. De afronding van de hak is handmatig uitgevoerd door de orthopedische schoenmaker van het KPU-bedrijf (het centrale kleedpunt voor Defensie).



Figuur 1. Het effect van hakafronding op de momentsarm van de grondreactiekracht t.o.v. de enkel. Deze momentsarm is bij de standaard Meindl (links) 1.8 cm (e) en bij de Meindl met hakafronding(rechts) 1.2 cm (e), dus een afname van 33%.

Het tweede type aangepaste gevechtsslaars betreft een standaard-Meindl met een afgeronde kurken zool, dat door de instrumentmaker onder de standaardzool is geplakt: zie figuur 2. De hypothese is dat de ronde zool de afwikkeling vergemakkelijkt, waardoor minder of zelfs geen sprake is van een 'neerklapmoment' van hak naar voorvoet; hierdoor zou de excentrische belasting op de TA minder moeten zijn. Een vergelijking kan worden gemaakt met de Masai Barefoot Technology (MBT) schoen met zoolrondding, ook wel met 'unstable shoe' of 'rocker shoe' aangeduid. Deze type schoen wordt als ondersteunend gezien bij o.a. voetulcers, enkelinstabiliteit en Achillespees tendinopathie, vanwege de afname van gewrichtsbewegingen en vervormingen in de voet tijdens loopactiviteiten.^{11,12,13} Daarnaast geeft de literatuur aan dat door het dragen van MBT's een verschuiving in spierbelasting optreedt van spieractiviteit van de voorzijde naar de achterzijde van het onderbeen.^{14,15}



Figuur 2. Aangepaste gevechtsslaars met zoolrondding

2.5. Meetapparatuur

Oppervlakte-EMG-meetsysteem

De oppervlakte EMG-elektrode is geplaatst op het onderbeen, op de m. tibialis anterior en m.gastrocnemius lateralis van de proefpersoon. Deze is bevestigd met EMG-elektrodeplakkers (Covidien Kendall™) met een afmeting van 30mm x 24mm en de afstand van de inter-elektrode die werd gebruikt

was 20mm bij de EMG-metingen. Het EMG-meetsysteem (BTS FREEWALK, Brooklyn NY, USA) had een resolutie van 16 bit, een samplefrequentie van 1kHz en het systeem maakt gebruik van Wireless IEEE 802.15.4. De elektroden zijn ongeveer 10 gram, de afmetingen van de hoofdelektrode is 41,5×24,8×14 mm en de ontvangelektrode heeft een doorsnede van 16×10mm. De USB-ontvangstmodule van de oppervlakte EMG-elektrode heeft 6 EMG-kanalen, weegt 80 g en is 82×44×22.5 mm groot.

De BTS G-SENSOR heeft een afmeting van 78×48×20 mm, weegt 62 g en heeft een batterijduur van 18-24 uur. De volgende sensoren zitten in het systeem; een 3-assige accelerometer, een 3-assige magnetometer en een 3-assige gyroscoop. Het maakt verbinding door Bluetooth en heeft een samplefrequentie die kan oplopen tot 200 Hz. De BTS G-SENSOR detecteert wanneer de heel strike plaatsvindt. Uit deze informatie kan met behulp van de software worden bepaald wanneer de linker- en rechtervoet worden neergezet. Dit is belangrijk voor het definiëren van een loopcyclus. Het signaal van het oppervlakte EMG-systeem meet met 1kHz en de BTS G-SENSOR met 200 Hz. Deze signalen kunnen niet zomaar gesynchroniseerd worden. Er wordt dus een 'signaal-leider' gekozen, in dit geval het systeem met dat met de laagste Hz meet (BTS G-SENSOR). De tijdstempels worden aangepast op die van de BTS G-SENSOR.

Plaatsing EMG-plakkers

Met behulp van een meetlint is een markering gezet op het onderbeen, op eenderde van de afstand tussen de caput fibulae en mediale malleolus, om de juiste plek te vinden voor bevestiging van de EMG-elektroden voor de TA. Een markering op eenderde van de afstand tussen de caput fibulae en calcaneus gaf de juiste plek voor de plaatsing van de elektroden voor de GL. Beide plekken werden onthaard met een wegwerpmesje en daarna schoongemaakt met een alcoholdoekje, om de ruis van het EMG-signaal zo minimaal mogelijk te houden. Zodra de alcohol was opgedroogd werden de EMG-plakkers bevestigd, parallel aan de spiervezels. Deze plaatsing en voorbereidingen zijn volgens de richtlijnen van SENIAM.¹⁶ Proefpersonen is gevraagd voordat de meting begon contracties uit te voeren van de TA en GL, om de signaalkwaliteit te controleren. Ondanks de gestandaardiseerde procedure kan niet worden uitgesloten dat de elektroden op de TA wat activiteit van de omliggende spieren hebben opgevangen.

De elektroden zijn bevestigd op de m. tibialis anterior en de m. gastrocnemius lateralis om de activiteit van deze spieren te meten tijdens het gaan op de gevechtslaars. De TA zorgt primair voor dorsaalflexie van de voet en leidt bij chronische overbelasting tot de CECS-klachten. De GL is gekozen als representant van de kuitspieren omdat de richtlijnen voor plaatsing van de EMG-elektrode van deze spier specifiek waren dan die van de gastrocnemius medialis. De spier is meegenomen om te zien of de aanpassingen van de gevechtslaars (ook) gevolgen hebben voor de belasting van de achterzijde van het onderbeen.

2.6. Meetprotocol

Van tevoren is het meetprotocol uitgetest bij 3 medewerkers van TGTF, om te kijken of de benodigde apparatuur naar behoren functioneerde en of de gemaakte testprotocollen praktisch uitvoerbaar waren. Het uiteindelijke meetprotocol zag er als volgt uit: Iedere proefpersoon onderging zowel met een paar standaardgevechtslaarzen als met de twee paar aangepaste gevechtslaarzen (hakafronding, zoolronding) een geprotocolleerde, progressieve looptest op de lopende band van 30 tot 45 minuten: zie tabel 1 voor het protocol. Er is gekozen voor twee verschillende snelheden (4.5, 6.0 km/u) en een snelheid (6.0 km/u) met een hellingshoek (5%), om te kijken of de bijbehorende veranderingen in paslengte en -frequentie invloed hadden op het EMG-signaal. De eerste helft van de onderzoeksgroep is gemeten in de volgorde: standaardgevechtslaars – gevechtslaars met hakafronding – gevechtslaars met zoolronding. Bij de tweede helft was de volgorde: gevechtslaars met hakafronding – standaardgevechtslaars – gevechtslaars met zoolronding.

Tabel 1. Meetprotocol van de progressieve looptest op de lopende band

Activiteit	Snelheid	Helling	Duur
Warming-up	4.5 km/u	0%	3 min
Loopband instellen naar volgende tempo			
Lopen	6 km/u	0%	2 min
Loopband instellen naar volgende tempo			
Lopen	6 km/u	5%	2 min
Loopband stopzetten en gevechtslaarzen verwisselen			
Lopen	4.5 km/u	0%	2 min
Loopband instellen naar volgende tempo			
Lopen	6 km/u	0%	2 min
Loopband instellen			
Lopen	6 km/u	5%	2 min
Loopband stopzetten en gevechtslaarzen verwisselen			
Lopen	4.5 km/u	0%	2 min
Loopband instellen naar volgende tempo			
Lopen	6 km/u	0%	2 min
Loopband instellen			
Lopen	6 km/u	5%	2 min
Loopband stopzetten	EINDE TEST		

2.7. Dataverwerking en -analyse

Om de informatie uit BTS Freewalk te kunnen gebruiken moest het signaal eerst worden bewerkt. De gemeten signalen door de BTS Freewalk hebben positieve en een negatieve fasen die fluctueren over een basislijn van nul (Offset). Een gemiddelde waarde is dus geen indicator van het signaal, omdat deze waarde dicht bij de nul zullen liggen. Dit is het zogenaamde ruwe EMG-signaal. Om het signaal te kunnen gebruiken is eerst een Hamming High Pass filter (20Hz) toegepast om de bewegingsartefacten uit het signaal te halen en vervolgens is een Low Pass filter (450Hz) gebruikt. Deze Low Pass filter (450Hz) is gebruikt om de ruis van het signaal eruit te filteren. Frequenties boven de 500Hz worden gezien als ruis.¹⁷ Er is arbitrair gekozen voor een Low Pass filter van 450 Hz. De volgende stap is rectificatie van het signaal, waarbij de negatieve actiepotentialen zijn omgezet in positieve actiepotentialen. Deze laatste stap betreft een Hamming Low Pass filter (3 Hz), een verplicht filter in de gebruikte software om een bruikbaar EMG-envelope te creëren. De uitkomst van dit proces is een EMG-signaal dat de gemiddelde verandering van kracht over een gekozen tijdsperiode vertegenwoordigt.

Voor de statistische verwerking van de EMG-parameters heeft eerst een toetsing op normaliteit plaatsgevonden met behulp van normal probability plots en Kolmogorov-Smirnov analyse. Bij parametrische verdelingen is de Student paired-t-test gebruikt om verschillen tussen enerzijds de standaardgevechtslaars en anderzijds de twee aangepaste gevechtslaarzen te toetsen. Bij nonparametrische verdelingen is de Wilcoxon signed-rank test gehanteerd. Gekozen is voor een significantieniveau van .05. Voor de statistische analyses is gebruik gemaakt van SPSS for Windows versie 18.0.

3. Resultaten

Aan de studie hebben uiteindelijk 20 gezonde mannelijke proefpersonen deelgenomen, waarvan 11 werknemers van Defensie. Zie tabel 2 voor de persoonskarakteristieken.

Tabel 2. Persoonskarakteristieken onderzoeksgroep

	N	Gemiddelde	SD	Range
Leeftijd [jaar]	20	33	10	22-52
Lengte [cm]	20	183	6	173-196
Gewicht [kg]	20	78.5	8.0	62-91
BMI [kg/m ²]	20	23.5	2.5	19.1-30.4
Voetlengte L [mm]	20	276	11	256-300
Voetlengte R [mm]	20	276	9	256-295

De EMG-resultaten van 1 proefpersoon zijn uit de database verwijderd wegens signaalstoringen in zowel TA als GL. Van 11 proefpersonen zijn om die reden de EMG-resultaten van alleen de GL-metingen verwijderd. Vermoedelijk hebben de signaalstoringen te maken met bewegingsartefacten van de elektrodes tijdens het lopen. Van de aangepaste gevechtslaars met zoolafrondding is er uiteindelijk maar 1 paar verstrekt: dit betekent dat we 8 proefpersonen (met de betreffende maat) hebben kunnen meten. Van deze 8 proefpersonen zijn er door signaalstoringen nog maar 4 overgebleven bij de GL-metingen.

In tabel 3 is zijn de EMG-resultaten te zien van de m.tibialis anterior rechts (TAR) en links (TAL) voor de 3 typen gevechtslaarzen, gemeten op 4.5 km/u, op 6.0 km/u en op 6.0 km/u met een hellingshoek van 5%. Uiteindelijk is één significant verschil gevonden, namelijk bij de TAL van standaardlaars versus laars met hakafrondding op 6.0 km/u met 5% helling. In de meeste gevallen is een vermindering te zien in het EMG-sigtaal, lopend van +2.5 tot -7.9% voor de hakafrondding (N=19) en van -3.2% tot -17.4% voor de zoolrondding (N=8).

Tabel 3. EMG-resultaten(μ V) voor de m. tibialis anterior

	Snelheid loopband 4.5 km/u		Snelheid loopband 6.0 km/u		Snelheid loopband 6.0 km/u en 5% helling	
	Gem $\pm$ SD	Δ (%)	Gem $\pm$ SD	Δ (%)	Gem $\pm$ SD	Δ (%)
TAR _{standaard} (N=19)	30.89 $\pm$ 7.36	+2.5	46.79 $\pm$ 18.55	-2.4	51.53 $\pm$ 16.74	-2.4
TAR _{hak} (N=19)	31.68 $\pm$ 6.34		45.68 $\pm$ 7.50		50.32 $\pm$ 12.76	
TAL _{standaard} (N=19)	36.05 $\pm$ 12.94	-4.2	51.00 $\pm$ 16.58	-3.9	56.63 $\pm$ 20.13	-7.9 *
TAL _{hak} (N=19)	34.53 $\pm$ 9.63		49.00 $\pm$ 11.33		52.16 $\pm$ 10.77	
TAR _{standaard} (N=8)	34.5 $\pm$ 8.90	-4.4	53.25 $\pm$ 27.31	-17.4	58.63 $\pm$ 21.47	-3.2
TAR _{zool} (N=8)	33.00 $\pm$ 6.85		44.00 $\pm$ 10.39		50.88 $\pm$ 12.46	
TAL _{standaard} (N=8)	42.75 $\pm$ 17.31	-13.7	56.75 $\pm$ 23.63	-9.3	66.00 $\pm$ 28.19	-15.2
TAL _{zool} (N=8)	36.88 $\pm$ 11.05		51.50 $\pm$ 13.10		56.00 $\pm$ 12.88	

Afkortingen: Gem = gemiddelde, SD = standaarddeviatie, $\Delta\%$ = procentueel verschil, TAR = tibialis anterior rechts, TAL = tibialis anterior links, standaard = standaard gevechtslaars, hak = afgeronde hak, zool = zoolroning.

* P < .05

In tabel 4 is zijn de EMG-resultaten te zien van de m.gastrocnemius lateralis rechts (GLR) en links (GLL) in dezelfde situaties. In dit geval zijn twee significante verschillen gevonden: bij de rechter GLR van standaardlaars versus laars met hakafronding op 4.5 km/u resp. 6.0 km/u met 5% helling. In de meeste gevallen is een sterker EMG-sigitaal te zien bij de aangepaste laarzen, lopend van +4.2 tot +14.7% voor de hakafronding (N=9) en van +6.9% tot -6.4% voor de zoolroning (N=4).

Tabel 4. EMG-resultaten (μV) voor de m. gastrocnemius lateralis

	Snelheid loopband 4.5 km/u		Snelheid loopband 6.0 km/u		Snelheid loopband 6.0 km/u en 5% helling	
	Gem $\pm$ SD	Δ (%)	Gem $\pm$ SD	Δ (%)	Gem $\pm$ SD	Δ (%)
GLR _{standaard} (N=9)	21.89 $\pm$ 6.51	+14.7 *	33.56 $\pm$ 10.19	+6.3	42.56 $\pm$ 12.31	+9.7 *
GLR _{hak} (N=9)	25.11 $\pm$ 6.49		35.67 $\pm$ 9.80		46.67 $\pm$ 11.84	
GLL _{standaard} (N=9)	22.89 $\pm$ 6.86	+4.2	34.44 $\pm$ 10.53	+6.2	43.78 $\pm$ 11.34	+8.4
GLL _{hak} (N=9)	23.87 $\pm$ 8.94		36.56 $\pm$ 12.00		47.44 $\pm$ 11.25	
GLR _{standaard} (N=4)	21.75 $\pm$ 10.15	+6.9	29.25 $\pm$ 10.24	+5.1	37.00 $\pm$ 10.55	+0.0
GLR _{zool} (N=4)	23.25 $\pm$ 10.91		30.75 $\pm$ 10.75		37.00 $\pm$ 11.05	
GLL _{standaard} (N=4)	21.00 $\pm$ 7.53	+0.0	29.75 $\pm$ 8.38	+5.9	43.25 $\pm$ 8.66	-6.4
GLL _{zool} (N=4)	21.00 $\pm$ 6.92		31.50 $\pm$ 8.19		40.50 $\pm$ 10.34	

Afkortingen: Gem = gemiddelde, SD = standaarddeviatie, $\Delta\%$ = procentueel verschil, GLR = gastrocnemius lateralis rechts, GLL = gastrocnemius lateralis links, standaard = standaard gevechtslaars, hak = afgeronde hak, zool = zoolroning. * $P < .05$

4. Discussie

Centraal in deze studie stond de vraag of aanpassingen aan de huidige militaire gevechtslaars invloed zou hebben op de spieractiviteit van onderbeenspieren. De hypothese was dat een afronding van de hak resp. een ronding van de zool van de gevechtslaars zou kunnen leiden tot een reductie van de spieractiviteit (EMG-signaal) van de TA, de belangrijkste scheenbeenspier bij CECS, in de orde van 20%. De resultaten van het onderzoek, uitgevoerd bij een groep van 20 gezonde proefpersonen, kunnen deze hypothese niet bevestigen. Zowel de hakafronding als de zoolronding laten weliswaar in de meeste gevallen een vermindering in spieractiviteit zien; de verschillen zijn echter klein (range: +3% tot -8% voor hakafronding bij N=19 en -3% tot -15% voor zoolronding bij N=8) en overwegend niet-significant. Conform onze verwachting nam de spieractiviteit van de GL meestal toe in beide typen aangepast schoeisel. Loopsnelheid had geen duidelijke invloed op de resultaten.

Vergelijking van onze bevindingen met die in de literatuur worden bemoeilijkt doordat wisselende resultaten gerapporteerd worden. Zowel Li et al¹⁸ als Romkes et al¹¹ melden grotere activiteit van zowel TA als GL bij een groep van 13 resp. 12 ongetrainde proefpersonen tijdens het lopen op MBT versus normaal schoeisel. Ook Branthwaite et al¹⁹ laten grotere TA- en GL-activiteit zien bij 20 ongetrainde proefpersonen, echter niet significant. Nigg et al²⁰, daarentegen, rapporteren analoog aan ons juist een afname van TA-activiteit en een toename van gastrocnemius-activiteit bij een groep van 8 ongetrainde proefpersonen. Demura et al¹² rapporteren geen verschillen in EMG-activiteit bij gaan met MBT versus normaal schoeisel.

Bij veel studies wordt melding gemaakt van grote intra- en interindividuele verschillen. De soms relatief grote links-rechtsverschillen resp. standaarddeviaties in onze studie duiden op hetzelfde. Demura et al¹² geven aan dat het gewicht van het schoeisel invloed kan hebben op het looppatroon. Onze standaardgevechtslaarzen wegen 992 g, de aangepaste gevechtslaarzen van dezelfde maat en breedte respectievelijk 977 g (hakafronding) en 923 g (zoolronding). Deze minieme verschillen – de kurken laag weegt iets minder dan de oorspronkelijke rubberen ‘buitenzool’ – kunnen de verschillen in EMG-resultaten dus niet verklaren.

De aangepaste gevechtslaars met zoolronding lijkt op het oog wat grotere gemiddelde afnames in EMG-signaal van de TA te geven dan de laars met hakafronding (10.5 μ V versus 3.1 μ V), terwijl de afname in GL-activiteit juist kleiner lijkt bij zoolronding dan bij hakafronding (1.9 μ V versus 6.1 μ V). Mogelijk dat de extra ronding aan de voorzijde van de laars de afwikkeling – en daarmee de functie van de TA – extra ondersteunt en de GL harder aan het werk zet ten opzichte van een situatie met alleen maar een hakafronding, maar deze verklaring is speculatief. Nigg et al (2006) vinden grotere EMG-variatie bij de MBT in vergelijking met standaardschoeisel en suggereert dat dit het gevolg is van een grotere spierontspanning. Wij zagen geen verschillen in variabiliteit tussen de typen laarzen.

Concluderend kunnen we stellen dat er wel een tendens lijkt te zijn richting afname in TA-spieractiviteit bij zoolaanpassingen, maar dat deze afnames vrij minimaal zijn en waarschijnlijk niet klinisch relevant. We kunnen op basis van deze studie dus niet bevestigen dat de aangepaste gevechtslaarzen een duidelijke bijdrage kunnen leveren aan het herstel van CECS-patiënten. Vervolgonderzoek zou met een grotere populatie moeten worden uitgevoerd om eventuele verschillen duidelijker zichtbaar te krijgen. Verder is een aandachtspunt om in vervolgonderzoek de EMG-elektroden met name aan de achterzijde van het onderbeen beter te bevestigen, teneinde dataverlies door bewegingsartefacten te voorkomen.

Literatuurlijst

1. Zimmermann W.O.: Beschrijving van een revalidatiepeloton van leerling militairen in de fase van de initiële functieopleiding. Ned Mil Geneesk T 2005 (2):47-56.
2. Zimmermann W.O.: Beschrijving van een revalidatiepeloton van leerling militairen in de fase van de initiële functieopleiding. Ned Mil Geneesk T 2008 (1):21-24.
3. Wilder RP, Sethi S.: Overuse injuries: tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. Clin Sports Med. 2004 Jan;23(1):55-81.
4. Barnes M.: Diagnosis and management of chronic compartment syndromes: a review of the literature. Br J Sports Med. 1997;31(1):21.
5. Farr D, Selesnick H.: Chronic exertional compartment syndrome in a collegiate soccer player: a case report and literature review. Am J Orthop. 2008;37(7):374-7.
6. Waterman, B.R., Laughlin, M., Kilcoyne, K., Cameron, K.L., Owen, B.D. (2013):. Surgical treatment of chronic exertional compartment syndrome of the leg: failure rates and postoperative disability in an active patient population. Journal of Bone and Joint Surgery America, 1995(7):592-6.
7. Blackman PG.: A review of chronic exertional compartment syndrome in the lower leg. Med Sci Sports Exerc. 2000;32(3):4-10.
8. Diebal AR, Gregory R, Alitz C, Gerber JP.: Effects of forefoot running on chronic exertional compartment syndrome: a case series. Int J Sports Phys Ther. 2011 Dec;6(4):312-21.
9. Diebal AR, Gregory R, Alitz C, Gerber JP.: Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome. Am J Sports Med. 2012 May;40(5):1060-7.
10. Romanov N, Robson J. Pose Method of triathlon techniques. Coral Gables: Pose Tech Press, 2008.
11. Romkes J, Rudmann C, Brunner R.: Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. Clin Biomech Bristol, Avon. 2006 Jan;21(1):75-81.
12. Demura T, Demura S.: The effects of shoes with a rounded soft sole in the anterior-posterior direction on leg joint angle and muscle activity. Foot Edinb. 2012 Sep;22(3):150-5.
13. Sobhani S, Zwerver J, van den Heuvel E, Postema K, Dekker R, Hijmans JM.: Rocker shoes reduce Achilles tendon load in running and walking in patients with chronic Achilles tendinopathy. J Sci Med Sport. 2014 Feb 14.

14. Myers KA, Long JT, Klein JP, Wertsch JJ, Janisse D, Harris GF.: Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics. *Gait Posture*. 2006 Nov;24(3):323-30.
15. Murley GS, Buldt AK, Trump PJ, Wickham JB.: Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009 Apr;19(2):e69-77.
16. Seniam group.: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Enschede , the Netherlands. Available from: URL: <http://www.seniam.org>
17. E. Robertson, PhD, FCSB Biomechanics Laboratory, School of Human Kinetics, University of Ottawa, Ottawa, Canada 2010
18. Li JX, Hong Y.: Kinematic and Electromyographic Analysis of the Trunk and Lower Limbs During Walking in Negative-Heeled Shoes. *Am Podiatr Med Assoc*. 2007;97(6):447-56.
19. Branthwaite H, Chockalingam N, Pandyan A, Khatri G.: Evaluation of lower limb electromyographic activity when using unstable shoes for the first time: a pilot quasi control trial. *Prosthet Orthot Int*. 2013 Aug;37(4):275-81.
20. Nigg B, Hintzen S, Ferber R.: Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006 Jan;21(1):82-8.

Bijlagen

Projectplan:

Aanpassing van de militaire gevechtslaars ten behoeve van militairen met een chronisch compartimentssyndroom van de onderbenen

Naam: Jireh Lim
Studentnummer: 09005870
e-mail: JYJ_Lim@hotmail.com
Behaalde studiepunten: 44
Datum: 03-02-2014

1. Onderwerp

Werkveld: Arbeid/Sport/Revalidatie

Beroepsrol : Onderzoeker

2. Probleemstelling

Aanleiding

Veel militairen krijgen in de opleiding of parate tijd te maken met onderbeenklachten. Het gaat hierbij meestal om mediaal tibiaal stress syndroom (shin splints) of chronisch compartimentsyndroom, afgekort CECS.^{1,2} CECS is een aandoening waarbij sprake is van een verhoogde druk binnen vooral de voorste spierloge van het onderbeen. De blessure ontstaat vaak bij hardlopen en (al dan niet geforceerd) marsen op legerlaarzen, met ernstige beperkingen in belastbaarheid tot gevolg. Klachten verdwijnen alleen bij het volledig stoppen van alle inspannende activiteiten. Reductie in omvang en intensiteit van de belasting is in de militaire (opleidings-) setting vaak geen optie. Conservatieve therapie (NSAID's, orthosis, fysio-/oefentherapie) geeft beperkt resultaat.

Recente *case studies* vanuit de USArmy laten veelbelovende resultaten zien van een conservatieve behandeling gericht op verandering in hardlooptechniek, meer specifiek het overgaan van hiellanding naar mid-/voorvoetlanding.^{3,4} De hypothese is dat hierdoor de druk in de voorste loges van de onderbenen zal afnemen en daarmee de belasting op de beenspieren die bij de patiënt de CECS klachten veroorzaken.

De Nederlandse Defensieorganisatie heeft afgelopen jaar een aantal vergelijkbare *case studies* uitgevoerd (Helmhout 2014, in voorbereiding voor publicatie). Hierin was het doel de effectiviteit van een 6-weeks trainingsprogramma bij militairen met CECS te evalueren, gericht op het aanleren van een hardlooptechniek conform de Pose Running Method®. De belangrijkste Pose-principes bij hardlopen zijn: verhoogde pasfrequentie, verkleinen paslengte en benen optrekken in plaats van afzetten.⁵ Hoewel minder uitgesproken als de resultaten van de USArmy studie, lieten de *case studies* binnen Defensie positieve effecten van de Pose hardlooptechniek op de CECS klachten zien. Deze resulteren duiden erop dat een conservatieve benadering, middels verandering in hardlooptechniek, positief invloed kan hebben op het beloop van CECS klachten bij militairen.

Een substantieel deel van CECS klachten bij militairen ontstaan echter niet bij hardlooptactiviteiten maar bij marsen (verplaatsen te voet), een typisch militaire activiteit. Momenteel loopt een case study die

evalueert of veranderingen in marstechniek, deels gebaseerd op genoemde Pose hardloopprijncipes, tot gunstige effecten kan leiden bij deze patiëntengroep.

Deze nieuwe studie richt zich dus primair op vergroting van de individuele belastbaarheid, niet op het verminderen van de opgelegde belasting. Wat dat laatste betreft is het interessant te kijken of aanpassingen aan het schoeisel dat door militairen wordt gebruikt tijdens marsactiviteiten, de gevechtslaars, een extra ondersteunend (positief) effect op CECS-klachten heeft. Te denken valt aan aanpassingen als hakafronding en/of hakverlaging. De hypothese is dat door deze aanpassingen de afwikkeling van de voet tijdens marsen beter ondersteund wordt en, daarmee, de belasting van de m. tibialis anterior verminderd kan worden met 30%.

3. Methode

Proefpersonen

Voor de studie zijn 30 gezonde mannelijke deelnemers in de leeftijd 18 tot 30 jaar nodig, vergelijkbaar met de belangrijkste risicogroep voor CECS binnen defensie.

Onderzoekslocatie

Alle metingen zullen plaatsvinden bij de afdeling Trainingsgeneeskunde en Trainingsfysiologie, op de Kromhoutkazerne te Utrecht. Vanuit de militaire sportgeneeskunde en trainingsfysiologie werkt TGTF aan de verbetering van de fysieke en mentale inzetbaarheid, fitheid en daaraan gerelateerde gezondheid van individuen en eenheden, gericht op het grondgebonden optreden voor de gehele krijgsmacht.

Metingen

Voor de metingen van de studie wordt gebruik gemaakt van een ambulant, dynamisch EMG meetsysteem (BTS FREEWALK, Brooklyn NY, USA). De EMG-activiteit van de m. tibialis anterior wordt gemeten middels de tijd van aanspannen tijdens een loopcyclus en de amplitude (gestandaardiseerd naar een maximal voluntary contraction). Daarnaast zullen de (subjectieve) bevindingen van de deelnemers worden meegenomen in een standaardvragenlijst.

Proefmetingen

Bij de proefmetingen met genoemde systemen worden collega's binnen TGTF gevraagd om als proefpersoon te dienen. Daarbij is de bedoeling om te kijken of de benodigde apparatuur naar behoren functioneert en of de gemaakte testprotocollen praktisch uitvoerbaar zijn.

Meetprotocol

In grote lijn zal iedere proefpersoon zowel met een paar standaard gevechtslaarzen als met een paar aangepaste gevechtslaarzen de metingen (EMG, vragenlijst) ondergaan. De EMG-metingen zullen worden gedaan tijdens een geprotocolleerde, progressieve looptest op de lopende band. De type en mate van progressie (snelheid, helling) wordt nader bepaald.

Dataverwerking en -analyse

Het uitlezen en verwerken van data vindt plaats met behulp van de bij beide systemen geleverde software, aangevuld met analyses in SPSS.

4. Voorlopige literatuurlijst

1. Zimmermann W.O.: Beschrijving van een revalidatiepeloton van leerling militairen in de fase van de initiële functieopleiding. Ned Mil Geneesk T 2005 (2):47-56.
2. Zimmermann W.O.: Beschrijving van een revalidatiepeloton van leerling militairen in de fase van de initiële functieopleiding. Ned Mil Geneesk T 2008 (1):21-24.
3. Diebal AR, Gregory R, Alitz C, Gerber JP. Effects of forefoot running on chronic exertional compartment syndrome: a case series. Int J Sports Phys Ther. 2011 Dec;6(4):312-21.
4. Diebal AR, Gregory R, Alitz C, Gerber JP. Am J Sports Med. 2012 May;40(5):1060-7. Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome.
5. Romanov N, Robson J. Pose Method of triathlon techniques. Coral Gables: Pose Tech Press, 2008.

5. Planning

Week	Taken/bezigheden	Aantal uren
Week 1	Literatuur studie	24
	Start verslaglegging	10
Week 2	EMG-apparatuur bestuderen	20
	Testen van EMG-apparatuur	16
	Verslaglegging	2
Week 3	EMG-apparatuur bestuderen	12
	Testen van EMG-apparatuur	15
	Analyseren van de testdata	8
	Schoeisel analyseren	3
	Vragenlijst opstellen	5
	Verslaglegging	2
Week 4	Testen van EMG-apparatuur	25
	Analyseren van de data	15
	Vragenlijst verbeteren	2
	Schoeisel analyseren	2
	Verslaglegging	2
Week 5	Proef meetprotocollen maken en uitvoeren	20
	Data analyseren	15
	Aanpassingen bedenken schoeisel	5
	Verslaglegging	3
Week 6	Analyseren van de proefmetingen	20
	Begin maken aan verbeterde meetprotocollen	10
	Aanpassingen schoeisel definitief maken	3
	Verslaglegging	4
Week 7	Verbeterde meetprotocollen maken en uitvoeren	20
	Testmetingen met verbeterde protocol	3
	Verslaglegging	2
Week 8	Metingen uitvoeren met proefpersonen	24
	Data analyseren	10
	Vragenlijsten afnemen en resultaten analyseren	4
	Verslaglegging	3
Week 9	Metingen uitvoeren met proefpersonen	20
	Data analyseren	10
	Vragenlijsten afnemen en resultaten analyseren	4
	Verslaglegging	2
Week 10	Metingen uitvoeren met proefpersonen	20
	Data analyseren	10
	Vragenlijsten afnemen en resultaten analyseren	5
	Verslaglegging	3

Week 11	Data verwerking van metingen en vragenlijsten	30
	Verslaglegging	4
Week 12	Data verwerking van metingen en vragenlijsten	25
	Verslaglegging	4
Week 13	Afronden scriptie	25
	Presentatie maken en oefenen	10
Week 14	Presenteren en verdedigen	2

6. Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

Plannen

Betere structuur aanbrengen in mijn werk en deze ook aanhouden zodat dit project binnen 14 weken succesvol kan worden afgerond.

Communicatieve vaardigheden

De communicatieve vaardigheden zijn in dit project zeker belangrijk. Er moet goed worden gecommuniceerd met de proefpersonen om de metingen tot een goed einde te leiden. Verder is een goede communicatie met de collega's ook van belang.

Bewegingsanalyse

Bewegingsanalyse is in dit project zeer belangrijk, hieruit worden houdingen en gegeven gehaald om conclusies te kunnen trekken.

Meetapparatuur beheersen

Tijdens dit project zal er worden gewerkt met EMG-apparatuur en accellerometers. Na dit project is de bedoeling dat ik genoeg vaardigheden heb opgebouwd om deze apparatuur goed te beheersen.

Data analyse

Tijdens dit project zal ik de vaardigheden beheersen om de data zelfstandig in SPSS te kunnen analyseren. De ingeleverde vragenlijsten worden netjes verwerkt zodat er een goed overzicht komt van de resultaten hiervan.