

ISOVARPAAN PITKÄN KOUKISTAJALIHAKSEN ROOLI KÄVELYN AIKANA

Jaana Jussila

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2017

Ohjaaja: Taija Juutinen

TIIVISTELMÄ

Jussila, J. 2017. Isovarpaan pitkän koukistajalihaksen rooli kävelyn aikana. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu -tutkielma, 57 s., (3 liitettä).

Isovarpaan pitkä koukistajalihas (flexor hallucis longus, FHL) osallistuu moniin eri tehtäviin. FHL:n tehtäviä ovat isovarpaan koukistus ja osittain myös koko jalan ja nilkan plantaarifleksio. FHL-lihas avustaa myös supinaatiossa ja tukee jalan mediaalista pitkittäiskaarta.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää FHL-lihaksen roolia erilaisten kävelytehtävien aikana. Tutkimuksessa vertailtiin, miten kävelynopeus (hidas, normaali, nopea) ja erilaiset jalkineet (juoksukengät, varvassandaalit, ilman kenkiä) vaikuttavat FHL-lihaksen aktiivisuuteen. Tutkittavilta mitattiin myös jalan anatomisia mittoja, joiden perusteella määritettiin tutkittavan jalan rakenne (matalakaarinen, normaalikaarinen, korkeakaarinen). Tarkoituksena oli myös selvittää, onko matalakaarisella jalan anatomisella rakenteella yhteyttä FHL-lihaksen toimintaan. Tutkimukseen osallistui yhteensä 11 vapaaehtoista tutkittavaa, 4 miestä ja 7 naista. Tutkittavat olivat nuoria ja terveitä ja lähes kaikki tutkittavat olivat fyysisesti aktiivisia. Kriteerinä tutkimukseen osallistumiselle oli, että tutkittavalla ei ole ollut jalkavammaa viimeisen 6 kuukauden aikana.

Tutkimuksessa havaittiin suuria yksilöiden välisiä eroja FHL-lihaksen EMG-aktiivisuudessa erilaisten kävelytehtävien aikana. Nopean kävelyn aikana FHL:n EMG-aktiivisuus oli suurempi kuin hitaan kävelyn aikana ($p=0,018$). Erilaisilla jalkineilla ei todettu olevan vaikutusta FHL:n EMG-aktiivisuuteen. Anatomisten mittausten perusteella voidaan melko suurella varmuudella todeta, ettei kenelläkään tutkittavista ollut lattajalkaa.

Suuret yksilöiden väliset erot FHL:n EMG-aktiivisuudessa saattavat johtua esimerkiksi siitä, että FHL osallistuu moniin eri toimintoihin. On myös mahdollista, että yksilölliset anatomiset ominaisuudet vaikuttavat FHL:n aktiivisuuteen. Tämän tutkimuksen perusteella ei kuitenkaan saatu vastausta siihen, onko lattajalkaisuus yhteydessä muuttuneeseen FHL-lihaksen toimintaan.

Asiasanat: FHL-lihas, EMG-aktiivisuus, kävely, kenkä

ABSTRACT

Jussila, J. 2017. The role of flexor hallucis longus muscle in walking. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis, 57 pp., 3 appendices.

Flexor hallucis longus -muscle (FHL) contributes to many different functions. FHL flexes every joint of the hallux and plantarflexes the ankle. FHL also assists in supination and supports the medial longitudinal arch of the foot.

The aim of this study was to examine the role of FHL during different walking tasks. This study compared how walking speed (slow, normal, fast) and different footwear (running shoes, flip-flops, barefoot) affect FHL muscle activity. The anatomical characteristics of the foot were also measured and based on those measurements subject's foot was determined low arched, normal arched or high arched. The aim of the study was also to find out whether the low arched anatomical structure of the foot correlates with FHL muscle activity. 11 subjects (4 men and 7 women) participated in this study. All the subjects were young and healthy and most of them were physically active. Criteria for the participation was that subjects have not had any foot injury during last 6 months.

Big inter-individual differences in the FHL EMG-activity were found in this study. FHL EMG-activity increased when walking speed increased. FHL EMG-activity measured during fast and slow walking differed statistically significantly ($p = 0.018$). Different footwear were not found to have an effect on FHL EMG-activity. Based on anatomical measurements it is quite certain that none of the subjects had flat foot.

Big inter-individual differences in FHL EMG-activity may be due, for example, to FHL's involvement in many different tasks. It is also possible, that individual anatomical characteristics affect FHL-activity. This study did not provide an answer to whether flat foot was related to changed FHL-muscle activity.

Key words: FHL-muscle, EMG-activity, walking, shoes

SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	1
2	JALKATERÄN, NILKAN JA SÄÄREN ANATOMIA.....	3
2.1	Nilkan ja jalkaterän nivelet.....	3
2.2	Jalkaterien malli ja jalkatyypit.....	4
2.2.1	Lattajalka	5
2.3	Jalkaterän anatomisia mittoja	5
2.4	Säären lihakset.....	8
2.5	FHL-lihaksen anatomia ja funktiot.....	9
2.5.1	FHL:n tendiniitti	11
3	LIHASTEN AKTIVAATIOTASON TUTKIMINEN EMG:N AVULLA.....	12
3.1	EMG-elektrodit ja pinta EMG:n mittaus	12
3.2	SENIAM-suositukset.....	13
3.2.1	EMG-signaalin jatkokäsittely ja analysointi	14
4	KÄVELYANALYYSI	16
4.1	Kävelysykli.....	16
4.2	Kävelysyklin vaiheet	17
4.3	Kävelyanalyysin suorittaminen	19
4.4	EMG:n hyödyntäminen kävelyanalyysissä	20
5	VOIMALEVYT, REAKTIOVOIMAT JA DYNAMOMETRIT.....	23
6	MITÄ FHL-LIHAKSEN TOIMINNASTA TIEDETÄÄN?.....	26
6.1	FHL:n toiminta akillesjännekiputilailla.....	27
6.2	FHL:n muutokset lattajalkaisilla	28
6.3	FHL jänteensiirtoleikkaukset terveydenhuollossa.....	28

7	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	30
8	MENETELMÄT.....	31
8.1	Tutkittavat.....	31
8.2	Tutkimusasetelma.....	31
8.2.1	Ensimmäinen mittauspäivä.....	32
8.2.2	Toinen mittauspäivä	33
8.2.3	Submaksimaaliset ja maksimaaliset plantaarifleksiotehtävät.....	34
8.3	EMG:n mittaaminen	35
8.4	Reaktiivoimien ja vääntömomentin mittaaminen.....	36
8.5	Analyysit.....	38
8.6	Tilastoanalyysit.....	39
9	TULOKSET	40
9.1	Kävelynopeuden vaikutus	41
9.2	Jalkineiden vaikutus	42
10	POHDINTA.....	51
10.1	Tutkimuksen vahvuudet ja rajoitukset.....	54
10.2	Johtopäätökset	55
	LÄHTEET	57
	LIITTEET	

1 JOHDANTO

Isovarpaan pitkä koukistajalihas (flexor hallucis longus) osallistuu moniin eri tehtäviin. Tässä työssä isovarpaan pitkstä koukistajalihaksesta käytetään lyhennettä FHL. FHL-lihaksen kiinnityskohtia (origoita) ovat pohjeluun takapinnan alaosa sekä pohjeluun ja sääriluun välinen sidokudoskalvo (membrana interossea). FHL-lihas kiinnittyy isovarpaan kärkiluuhun jalkapohjan puolelle. FHL:n tehtäviä ovat isovarpaan koukistus ja osittain myös koko jalan ja nilkan plantaarifleksio. FHL-lihas avustaa myös supinaatiossa ja tukee jalan mediaalista pitkittäiskaarta. (Platzer 2003, 264-265.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää FHL-lihaksen roolia erilaisten kävelytehtävien aikana. Tutkimuksessa vertailtiin, miten kävelynopeus ja erilaiset jalkineet vaikuttavat FHL-lihaksen aktiivisuuteen. Erityisenä mielenkiinnon kohteena tutkimuksessa oli myös tutkittavien välillä havaitut erot FHL-lihaksen aktiivisuudessa. Tutkittavilta mitattiin myös jalan anatomisia mittoja, joiden perusteella määritettiin tutkittavan jalan rakenne (matalakaarinen, normaalikaarinen, korkeakaarinen). Tarkoituksena oli myös selvittää, onko matalakaarisella jalan anatomisella rakenteella yhteyttä FHL-lihaksen toimintaan. Hypoteesina oli, että lattajalkaisilla henkilöillä FHL:n toiminta voisi olla muuttunut.

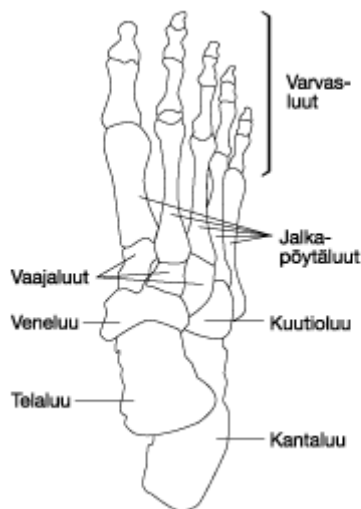
Tämä tutkimus on osa suurempaa tutkimushanketta, jonka tarkoituksena on selvittää yksilöiden välisiä eroja FHL-lihaksen toiminnassa kävelyn ja isometrisen lihastyön aikana. Tutkimushankkeeseen osallistuvat sekä Jyväskylän yliopisto, Kööpenhaminan yliopisto että Tukholman yliopisto. Tähän pro gradu -tutkimukseen liittyvät mittaukset suoritettiin Kööpenhaminassa. Tutkimushankkeen tavoitteena on yhdistää eri yliopistojen osaaminen ja tavoitteena on saada mitattua yhteensä noin 100 tutkittavaa.

FHL-lihaksen toimintaa on tutkittu aikaisemmin suhteellisen vähän. Finni ym. (2006) ja Masood ym. (2014) havaitsivat tutkimuksissaan suuria yksilöiden välisiä eroja FHL:n aktiivisuudessa isometrisen plantaarifleksion aikana. Bojsen-Møller ym. (2010) tutkivat mahdollisia voimansiirron mekanismeja kolmipäisen pohjelihaksen (triceps surae) ja FHL:n välillä ja myös he havaitsivat suuria yksilöiden välisiä eroja FHL:n toiminnassa. Suuria yksilöiden välisiä eroja

havaittiin myös Peterin ym. (2015) tutkimuksessa, jossa tutkittiin FHL:n aktiivisuutta sekä isometrisen plantaarifleksion että kävelyn aikana. Aikaisempiin FHL:n toimintaa koskeviin tutkimuksiin on osallistunut vain pieni määrä tutkittavia, joten tehtyjen tutkimusten perusteella ei voida vielä tehdä päätelmiä yksilöiden välisistä eroista FHL:n toiminnassa. On mahdollista, että suuret yksilöiden väliset erot FHL:n toiminnassa ovat yhteydessä erilaisiin jalkaongelmiin, esimerkiksi lattajalkaan. Muuttunut FHL:n toiminta voi olla myös akillesjänteen vammojen riskitekijä (Finni ym. 2006). Jatkotutkimukset ovat selkeästi tarpeen, jotta saadaan lisää tietoa FHL-lihaksen toiminnasta ja mahdollisista yksilöiden välisistä eroista FHL:n toiminnassa.

2 JALKATERÄN, NILKAN JA SÄÄREN ANATOMIA

Jalkaterä voidaan jakaa sen luisen rakenteen perusteella tarsukseen, metatarsukseen ja falangeihin. Tarsus tarkoittaa jalkaterän takaosaa. Tarsukseen kuuluvia luita ovat telaluu (talus), kantaluu (calcaneus), veneluu (naviculare), kuutioluu (cuboideum) ja kolme vaajaluuta (cuneiformis). Tarsukseen kuuluu siis yhteensä 7 luuta. Metatarsus sijaitsee jalkaterän keskiosassa. Metatarsukseen kuuluu viisi jalkapöydänluuta eli metatarsaaliluuta. Ensimmäisen jalkapöydänluun alapintaan on niveltynyt kaksi seesamluuta. Varpaiden luita kutsutaan falangeiksi. Isovarpaan rakenne poikkeaa muiden varpaiden rakenteesta, sillä isovarpaassa on vain kaksi luuta, tyvijäsen ja kärkijäsen (proksimaalinen ja distaalinen falangi). Muissa varpaissa on kolme luuta; tyvijäsen, keskijäsen ja kärkijäsen. (Platzer 2003, 216-220.) Kuvassa 1 näkyy jalkaterän luiden anatomia.



KUVA 1. Jalkaterän luut. http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=jak00003

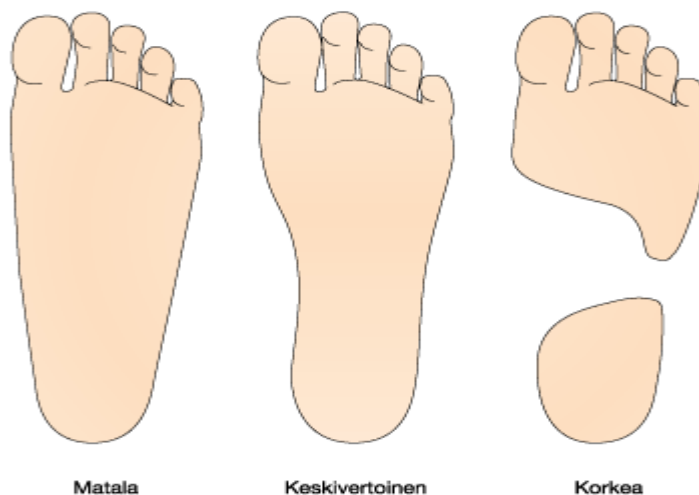
2.1 Nilkan ja jalkaterän nivelet

Nilkassa on ylempi nilkkanivel ja alempi nilkkanivel. Ylemmässä nilkkanivelessä eli talocruraaliniivelessä tapahtuu dorsifleksio ja plantaarifleksio. Liikerata maksimaalisen plantaari- ja

dorsifleksion välillä on noin 70 astetta. Alempi nilkkanivel muodostuu kahdesta erillisestä nivelestä (talocalcaneonavicularis ja subtalaris), jotka kuitenkin muodostavat toiminnallisesti yhden kokonaisuuden. Alemman nilkkanivelen liikkeitä ovat inversio ja eversio. Tarsaali- ja metatarsaaliluiden välillä olevia niveliä kutsutaan tarsometatarsaaliniveliksi. Metatarsaaliluiden välisiä niveliä kutsutaan intermetatarsaaliniveliksi. Metatarsaaliluiden ja varpaiden luiden eli falangien välisiä niveliä kutsutaan metatarsofalangeaaliniveliksi. Falangien välisiä niveliä kutsutaan interfalangeaaliniveliksi. (Platzer 2003, 222-224.)

2.2 Jalkaterien malli ja jalkatyypit

Jalan tukipisteitä ovat tuber calcanei (kantaluun kyhmy) ja 1. ja 5. metatarsaaliluun distaalipäät (Platzer 2003, 228). Jalan tukipisteiden väliin jää jalkaholvi, joka muodostuu kolmesta kaaresta. Jalan kaaria ovat mediaalinen pitkittäiskaari, lateraalinen pitkittäiskaari ja poikittainen kaari. Mediaalinen kaari on korkeampi ja rakenteeltaan joustavampi kuin lateraalinen kaari. Jalkakaarien korkeuden perusteella jalkaterät voidaan luokitella normaalikaarisiin, matalakaarisiin ja korkeakaarisiin. Esimerkiksi märän jalan jättämästä jäljestä voidaan arvioida jalkakaaren korkeutta. (Saarikoski ym. 2012.) Kuvassa 2 näkyy jalkaterien määrittely jalan kaaren korkeuden mukaan.



KUVA 2. Jalkaterien määrittely jalan kaaren korkeuden mukaan. http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=jak00013

2.2.1 Lattajalka

Lattajalka on yleinen jalan virheasento, joka ilmenee 10 - 25 prosentilla aikuisista ihmisistä (Huang ym. 2004). Lattajalaksi kutsutaan jalkaa, jossa jalan sisäsyrjän kaari on madaltunut (Saarikoski 2017). Lattajalka saattaa aiheuttaa erilaisia oireita, mutta se voi olla myös oireeton (Huang ym. 2004). Lattajalkaan liittyvä jalan pehmytkudosten venyminen saattaa aiheuttaa kipua jalan sisäkaressa ja nilkoissa. Lattajalkaa voidaan hoitaa harjoittamalla alaraajan lihaksia, erityisesti niitä lihaksia, jotka tukevat jalan kaarirakenteita. (Saarikoski 2017.) Levingerin ym. (2010) mukaan lattajalasta kärsivillä ihmisillä jalan liike on erilainen kävelyn aikana. Tämä muuttunut jalan liike saattaa aiheuttaa ylimääräistä pronaatiota ja tästä johtuen lattajalkaisilla henkilöillä saattaa olla suurentunut riski saada erilaisia alaraajojen rasitusvammoja (Levinger ym. 2010).

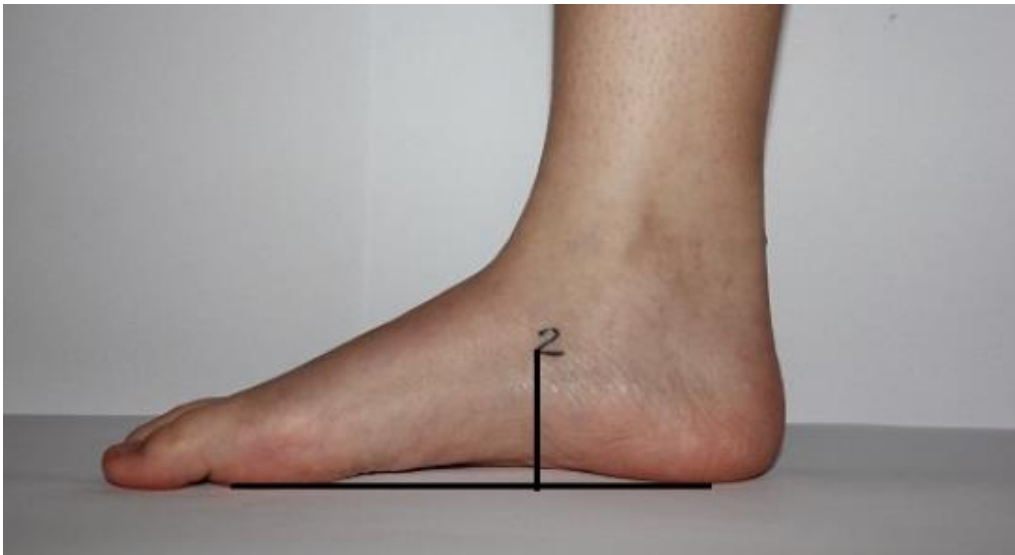
2.3 Jalkaterän anatomisia mittoja

Subtalaarinivel voi olla lepoasennossa tai neutraalissa asennossa. Lepoasennossa subtalaarinivel on silloin, kun ihminen seisoo normaalisti ja paino on jalkojen päällä. Subtalaarinivelen neutraali asento täytyy määrittää käsin tunnustelemalla eli palpoimalla. Ensin peukalo-etusormiotteella palpoidaan telaluun etuosan mediaalinen ja lateraalinen kärki. Telaluuta liikutetaan hitaasti puolelta toiselle ja samalla tunnustellaan luun etureunan kärkiä. Kun telaluun mediaalinen ja lateraalinen reuna tuntuvat yhtä selkeästi molemmilla puolilla, on subtalaarinivel neutraalissa asennossa. Jalkaterän anatomisia mittoja voidaan mitata sekä subtalaarinivelen ollessa lepoasennossa että nivelen ollessa neutraalissa asennossa. (Nilsson ym. 2012.)

Kuvassa 3 esitetään, kuinka määritetään veneluun kyhmyn korkeus (navicular height). Veneluun kyhmy merkitään kynällä (merkitty kuvassa numerolla 2) ja kyhmyn kohtisuora etäisyys maasta mitataan. Mittaamalla veneluun kyhmyn etäisyyttä maasta voidaan määrittää myös veneluun vertikaalinen liike (navicular drop) suhteessa alustaan. Veneluun vertikaalinen liikku-

minen mitataan tutkittavan seisoessa. Subtalaarinivel asetetaan neutraaliin asentoon ja tutkittavan paino on vain kevyesti tutkittavan jalan päällä. Veneluun kyhmyn etäisyys alustaan mitataan nivelen ollessa neutraalissa asennossa. Tämän jälkeen tutkittava siirtää painon tasaisesti molemmille jalkaterille ja veneluun kyhmyn etäisyys alustaan mitataan uudestaan. Mittaustulosten erotus on veneluun vertikaalinen liike. Jalkaterän eri luista juuri veneluussa tapahtuu eniten liikettä kävelyn aikana. (Väyrynen 2017; Nilsson ym. 2012.)

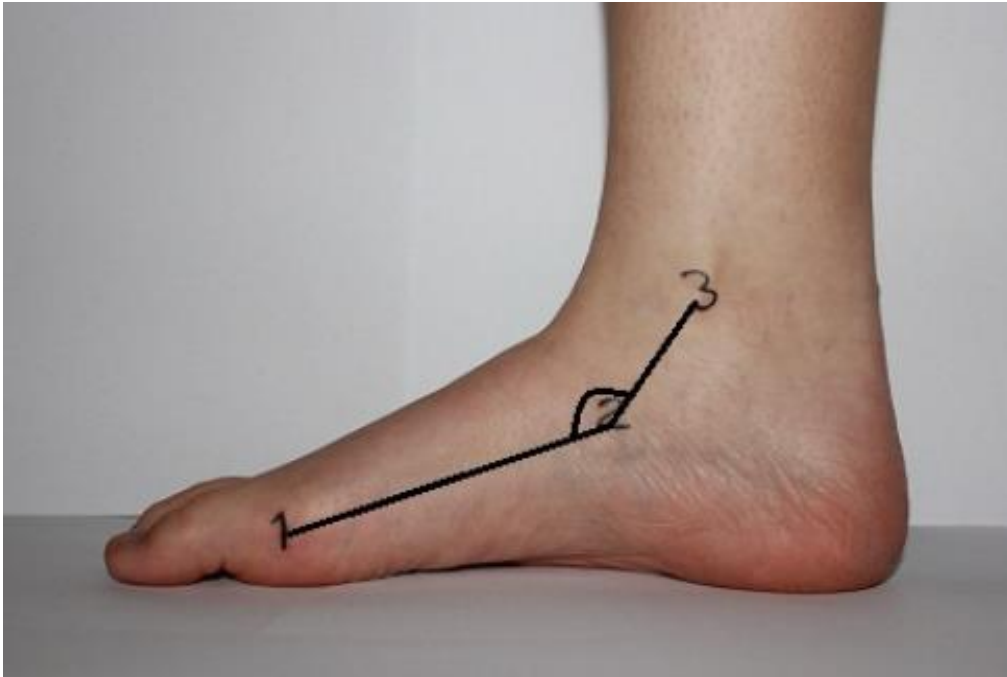
Nilsson ym. (2012) tutkimuksen mukaan normaaliksi luokiteltu veneluun vertikaalinen liike on välillä 0,6 - 1,8 senttimetriä. 0,6 senttimetriä pienempi arvo tarkoittaa liian jäykkää sisäkaarta ja 1,8 senttimetriä suurempi arvo taas tarkoittaa liian joustavaa sisäkaarta. Täytyy kuitenkin huomioida, ettei Nilssonin ym. (2012) tutkimuksessa ole otettu huomioon muiden muuttujien vaikutusta. Esimerkiksi Brodyn (1982) mukaan normaaliksi luokiteltu veneluun vertikaalinen liike on keskimäärin 1 cm.



KUVA 3. Veneluun kyhmyn korkeus (navicular height), kun subtalaarinivel on neutraalissa asennossa (Nilsson ym. 2012).

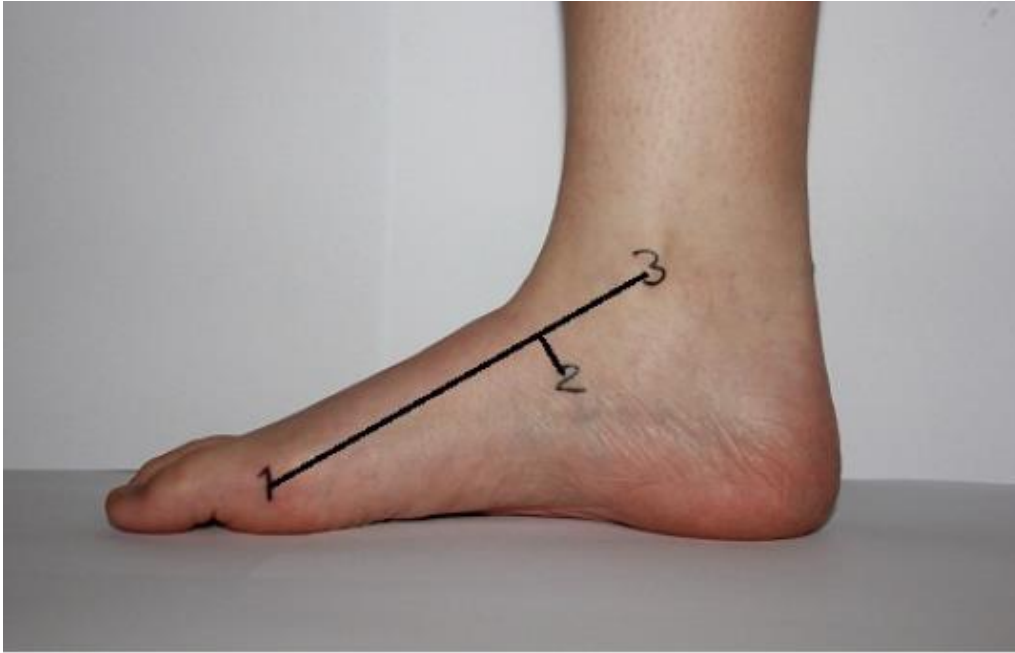
Mitattaessa sisäkaaren pitkittäistä kulmaa (longitudinal arch angle, LAA) merkitään tussilla ensimmäisen jalkapöytäluun kärkipään keskikohta (1), veneluun kyhmy (2) ja sisäkehräsluun keskikohta (3) kuvan 4 mukaisesti. Goniometrin keskikohta asetetaan veneluun kyhmyn kohdalle ja goniometrin siivekkeet suunnataan kohti ensimmäistä jalkapöytäluuta ja sisäkehräsluuta.

Tällä tavoin mitatun kulman normaali arvo on 131-152 astetta. (Väyrynen 2017; Nilsson ym. 2012.)



KUVA 4. Jalan sisäkaaren pitkittäinen kulma, kun subtalaarinivel on neutraalissa asennossa (Nilsson ym. 2012).

Myös Feissin linjaa mitattaessa merkitään tussilla ensimmäisen jalkapöytäluun kärkipään keskikohta (1), veneluun kyhmy (2) ja sisäkehräsluun keskikohta (3) kuvan 5 mukaisesti. Tämän jälkeen piirretään viiva yhdistämään pisteet 1 ja 3 ja kohtisuora viiva veneluun kyhmystä (2) pisteitä 1 ja 3 yhdistävään viivaan. Lyhyen viivan pituus senttimetreinä on Feissin linja. Mikäli veneluun kyhmy (2) on pitkän viivan alapuolella, on Feissin linjan arvo negatiivinen ja mikäli veneluun kyhmy on viivan yläpuolella, on Feissin linjan arvo positiivinen. Kuvassa 5 Feissin linja on arvoltaan negatiivinen. (Nilsson ym. 2012.)



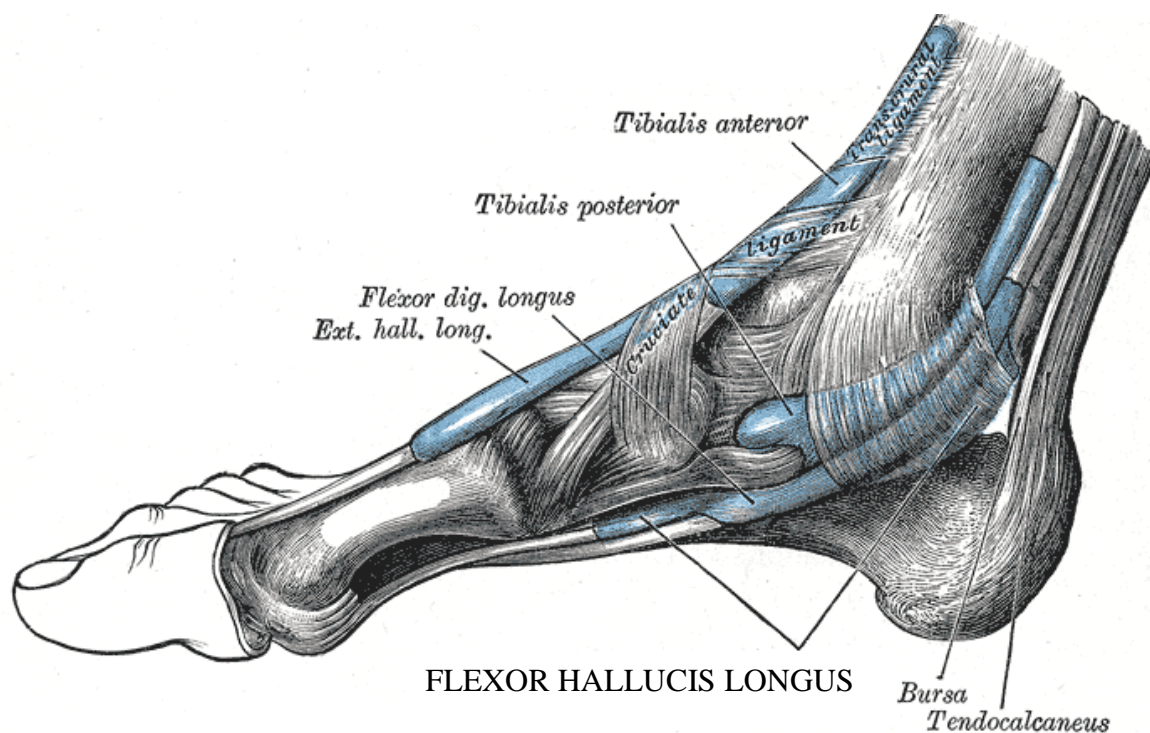
KUVA 5. Feissin linjaa kuvaava suora subtalaarinivelen ollessa neutraalissa asennossa.

2.4 Säären lihakset

Säären takaosan pinnallisia lihaksia ovat kaksoiskantalihas (m. gastrocnemius medialis ja lateralis) sekä leveä kantalihas (m. soleus). Yhdessä näitä lihaksia (gastrocnemius ja soleus) kutsutaan kolmipäiseksi pohjelihakseksi (m. triceps surae). Kolmipäinen pohjelihas kiinnittyy kantaluuhun akillesjänteen välityksellä. Akillesjänne on yksi ihmiskehon vahvimpia jäniteitä. Supistuessaan kolmipäinen pohjelihas ojentaa nilkkaa, eli toimii plantaarifleksorina. (Platzer 2003, 256-265.) Säären etuosan lihaksia ovat etummainen säärilihas (tibialis anterior), varpaiden pitkä ojentajalihas (extensor digitorum longus) ja isovarpaan ojentajalihas (extensor hallucis longus). Etummainen säärilihas on päävaikuttajalihas nilkan dorsifleksiossa ja muut säären etuosan lihakset ovat heikkoja dorsifleksoreita. Säären alueen syviä lihaksia ovat FHL:n lisäksi varpaiden pitkä koukistajalihas (flexor digitorum longus), takimmainen säärilihas (tibialis posterior), pitkä pohjeluulihhas (peroneus longus) ja lyhyt pohjeluulihhas (peroneus brevis). Kaikki edellä mainitut säären syvät lihakset toimivat heikkoina nilkan plantaarifleksoreina. (Whittle 2007, 14-15.)

2.5 FHL-lihaksen anatomia ja funktiot

FHL:a hermottaa säärihermo eli nervus tibialis. Säärihermo on lonkkahermon toinen päätehaara. FHL-lihaksen kiinnityskohtia ovat pohjeluun takapinnan alaosa ja membrana interossea. Membrana interossea on pohjeluun ja sääriluun välinen sidekudoskalvo, joka pitää luita kiinni toisissaan. FHL-lihas kiinnittyy isovarpaan kärkiluuhun jalkapohjan puolelle. FHL:n tehtäviä ovat isovarpaan koukistus ja osittain myös koko jalan ja nilkan plantaarifleksio. FHL-lihas avustaa myös supinaatiossa. Lisäksi FHL tukee jalan mediaalista pitkittäiskaarta. FHL:n jänne kulkee sisäkehräsluun takana ahtaan sidekudoksisen ja luisen tunnelin läpi. (Platzer 2003, 264-265.) Kuvassa 6 näkyy FHL:n jänneen lisäksi myös tibialis anterior, tibialis posterior sekä flexor digitorum longus-lihasten jänneet.



KUVA 6. FHL-lihaksen jänneen sijainti. https://en.wikipedia.org/wiki/Flexor_hallucis_longus_muscle

Uudempien tutkimustulosten mukaan (Edama ym. 2016) FHL toimii myös 2- ja 3-varpaiden koukistajana. Aikaisemmissa tutkimuksissa (Mao ym. 2015) on havaittu, että FHL- ja flexor

digitorum longus (FDL) -jänteiden välillä on olemassa yhteyksiä ja siten FHL toimii osittain myös muiden kuin isovarpaan koukistajana. Tutkimuksessaan Edama ym. (2016) tutkivat tarkemmin FHL- ja FDL-lihasten välisiä anatomisia yhteyksiä. Tutkimuksen kohteena oli yhteensä 100 jalkaa, jotka olivat peräisin yhteensä 55 vainajalta. Kaikissa tutkimuksen kohteena olevissa jaloissa havaittiin olevan jonkinlainen yhteys FHL- ja FDL -lihasten välillä. Yleisin yhteys (86 % tapauksista) oli yksi yhdyshaara FHL:n jänteestä FDL:n jänteeseen. 11 % tutkimuksen kohteena olleista jaloista havaittiin kaksi erillistä yhdyshaaraa FHL:n ja FDL:n välillä. 3 % tapauksista FHL:n ja FDL:n välillä oli ristikkäinen yhteys. Edaman ym. (2016) tutkimus vahvistaa sitä käsitystä, että FHL toimii myös 2- ja 3-varpaiden koukistajana.

Poikkijuovaisten lihasten arkkitehtuuri määrittelee hyvin pitkälle sen, miten lihas toimii. Lihaksen arkkitehtuuri tarkoittaa käytännössä sitä, miten lihaksen solut ovat järjestäytyneet voimantuottoakselin suhteen. Lihassolujen pituus voi vaihdella muutamista millimetreistä jopa kymmeneen senttimetriin. Solut eivät kuitenkaan koskaan ole yhtä pitkiä kuin lihas. Solujen pituuden (fiber length = FL) suhde koko lihaksen pituuteen (muscle length= ML) vaihtelee noin 0,2 - 0,6 välillä. (Lieber & Friden 2000.) Ward ym. (2009) tutkivat jalan lihasten anatomiaa ja arkkitehtuuria vainajien lihaksien avulla. Heillä oli käytössä yhteensä 19 vainajalta peräisin oleva FHL-lihas. Wardin ym. (2009) tutkimuksen mukaan FHL-lihaksen massa oli $38,9 \pm 17,1$ g. FHL-lihaksen pituus oli tutkimuksen mukaan $26,88 \pm 3,55$ cm ja lihassolun pituus $5,27 \pm 1,29$ cm. FHL:n lihassolun pituuden suhde koko lihas-jännekompleksin pituuteen oli 0,2. Koska FHL:n FL/ML suhde on pieni, voidaan päätellä, että FHL-lihas saattaa toimia lähes isometrisesti lihaksen pituuden muutoksen ollessa suhteellisen vähäistä.

FHL:n fysiologinen poikkipinta-ala on suuri verrattuna muihin säären syviin fleksorilihaksiin (Friedrich & Brand 1990). FHL kulkee usean eri nivelen yli, esimerkiksi nilkkanivelen ja ensimmäisen metatarsofalangeaalinelven yli. Kävellessä isovarvas on viimeinen kontaktipinta maahan kävelyn työntövaiheen aikana. On siis todennäköistä, että FHL:lla on tärkeä rooli kävelyn työntövaiheessa.

2.5.1 FHL:n tendiniitti

FHL:n tendiniitti tarkoittaa lihaksen jänteen tulehdustilaa. Tätä vaivaa kutsutaan usein tanssijan tendiniitiksi, koska vaiva on yleinen esimerkiksi balettitanssijoilla. Yksi FHL:n tendiniitin oireista on kipu nilkan sisä-takaosassa, sisäkehräsluun takapuolella. Kipua esiintyy erityisesti plantaarifleksion ja dorsifleksion aikana. Myös jänteen lievä turvotus ja kosketusarkuus ovat tyypillisiä oireita. Krooninen FHL-tendinopatia voi johtaa krooniseen kipuun ja sidekudoksen muodostumiseen. Sidekudoksen muodostuminen voi aiheuttaa liikelaaajuuden pienenemistä. (Simpson & Howard 2009.)

3 LIHASTEN AKTIVAATIOTASON TUTKIMINEN EMG:N AVULLA

EMG on yleisimmin käytetty menetelmä tutkittaessa lihasten aktiivisuutta liikkumisen aikana. Elektromyografia eli EMG tarkoittaa menetelmää, jonka avulla mitataan luurankolihasen sähköistä aktiiviteettia. Aktiopotentiaalien aiheuttamia solujen sähköisen toiminnan muutoksia voidaan mitata erilaisten EMG -elektrodien avulla. (Enoka 2008, 197.)

3.1 EMG-elektrodit ja pinta EMG:n mittaus

EMG:tä mitattaessa elektrodit voidaan laittaa iholle (pinta EMG eli surface EMG), ihon alle (subcutaneous EMG) tai lihaksen sisälle (intramuscular EMG). Pintaelektrodit voivat olla joko mono- tai bipolaarisia, joista bipolaariset elektrodit ovat yleisimmin käytettyjä. Bipolaariset elektrodit mittaavat jännite- eli potentiaalieroja. (Enoka 2008, 198.) On olemassa erikokoisia ja erilaisista materiaaleista valmistettuja elektrodeja, mutta nykysuosituksen mukaan tulisi käyttää hopeasta tai hopeakloridista valmistettuja pintaelektrodeja (Seniam 2016). Lankaelektrodien tai neulaelektrodien avulla voidaan mitata EMG:tä lihaksen sisältä. Lankaelektrodien avulla on mahdollista mitata jopa yksittäisten motoristen yksiköiden aktiopotentiaaleja. Pintaelektrodit taas mittaavat alla olevan lihaksen aktiopotentiaalien summaa. (Enoka 2008, 198.)

EMG-tuloksia analysoitaessa täytyy huomioida, että ihon pinnalta mitattu signaali riippuu monesta eri asiasta. Esimerkiksi mittauksessa käytettyjen elektrodien koko ja muoto vaikuttavat signaalin muotoon. Elektrodien sijoituspaikka iholla vaikuttaa merkittävästi EMG-signaaliin. Innervaatioalue (innervation zone) on pieni alue, jossa on paljon hermolihasliitoksia. Suurin amplitudi saadaan, kun elektrodit sijoitetaan innervaatioalueen ja jänteen kiinnityskohdan puoliväliin. Jos elektrodit sijoitetaan siten, että navat ovat eri puolilla innervaatioaluetta, on signaalin amplitudi pieni. (Enoka 2008, 198.)

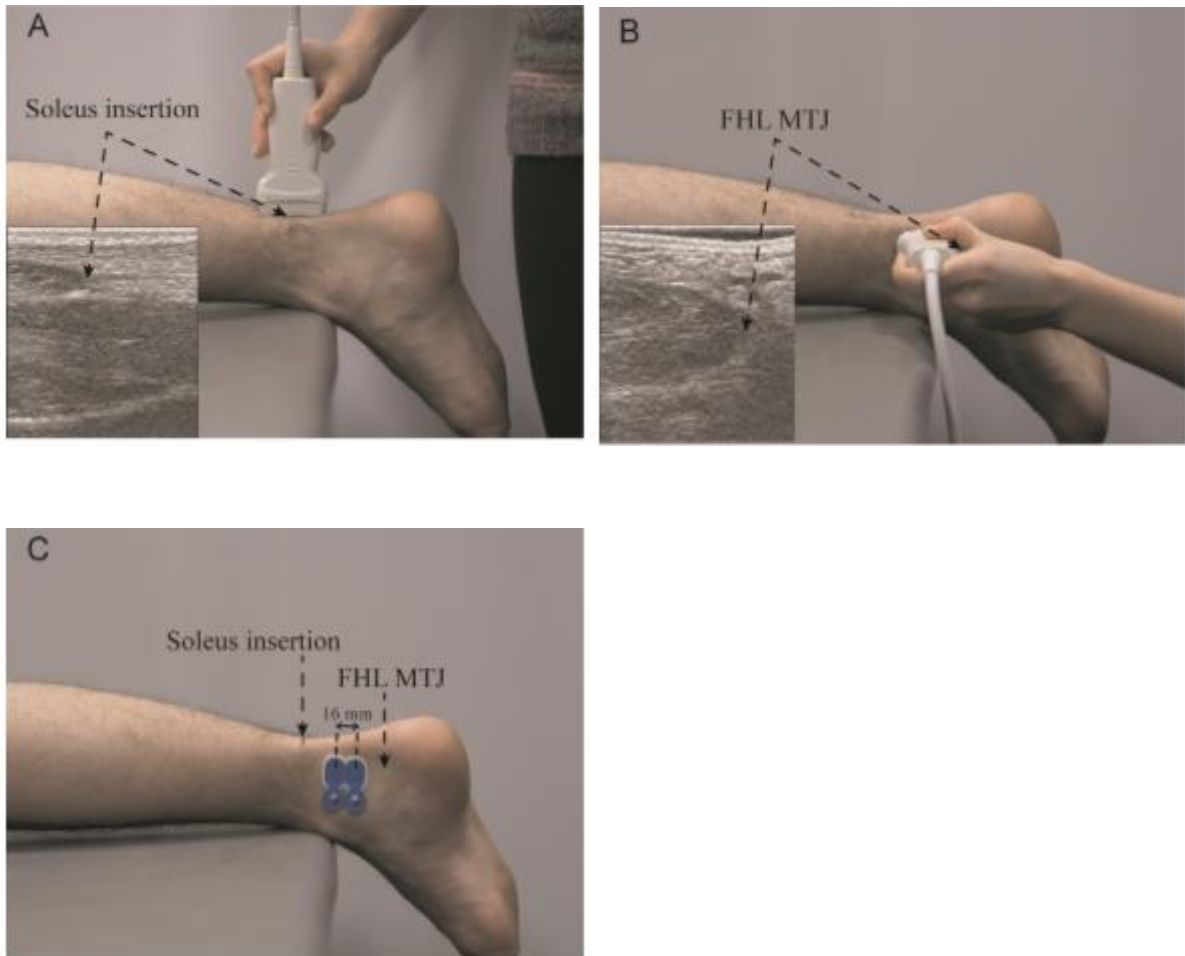
Myös ihon ja elektrodin välinen kontakti, ihon rakenne, ihonalaisen rasvakudoksen paksuus ja kudosten johtavuus vaikuttavat signaaliin. (Enoka 2008, 198.) Ihon ja elektrodin välistä kontaktia voidaan parantaa merkittävästi oikeilla toimenpiteillä. Aluksi ihoalueelta, johon elektro-

dit kiinnitetään, ajetaan pois ihokarvat. Tämän jälkeen ihoalue pyyhitään alkoholilla ja alkoholin annetaan haihtua ennen elektrodien kiinnittämistä. Ihoa myös hangataan kevyesti hiekkapaperilla ennen kuin iho pyyhitään alkoholilla. (Seniam 2016.) Lisäksi lihassolujen pituus ja pennaatiokulma sekä solukalvon ja motoristen yksiköiden ominaisuudet vaikuttavat EMG-signaaliin. Tuloksia tulkittaessa täytyy huomioida myös mahdollinen ylikuuluminen (crosstalk), eli viereisistä lihaksista tuleva aktiivisuus. (Enoka 2008, 198.) Optimaalinen elektrodinapojen välinen etäisyys riippuu lihassolujen pituudesta. Suositus on, että elektrodinapojen välinen etäisyys olisi 20 mm tai pienten lihasten osalta alle $\frac{1}{4}$ lihassolun pituudesta. (Hermens ym. 1999.)

3.2 SENIAM-suositukset

SENIAM on lyhenne sanoista surface electromyography for noninvasive assessment of muscles. SENIAM projekti käynnistettiin, koska oli tarvetta yhtenäistää EMG:n mittauskäytäntöjä. SENIAM projektin myötä on laadittu eurooppalaiset suositukset liittyen elektrodien sijoittamiseen. Tällä hetkellä on olemassa SENIAMin ohje elektrodien sijoittamiseen 30 lihaksen osalta. SENIAMista löytyy ohje, mihin kohtaan elektrodit tulee kiinnittää esimerkiksi leveään kantalihakseen, kaksoiskantalihakseen ja etummaiseen säärilihakseen. FHL-lihaksen osalta ei ole laadittu SENIAMin ohjetta elektrodien kiinnittämisen suhteen. (Seniam 2016.)

Kuvassa 7 on esitetty EMG-elektrodien kiinnityspaikka FHL-lihakseen. Oikean kohdan määrittämisessä täytyy käyttää apuna ultraäänikuvausta. Leveän kantalihaksen kiinnittymiskohta ja FHL:n lihas-jänneliitoskohta määritetään ultraäänikuvauksen avulla ja elektrodit sijoitetaan näiden kahden anatomisen kohdan väliin. Elektrodit sijoitetaan nilkan mediaaliselle puolelle, sisäkehräsluun posterioriselle puolelle. Mitattaessa FHL:n EMG:tä Bojsen-Møller ym. (2010), Masood ym. (2014) ja Peter ym. (2015) ovat käyttäneet FHL:n osalta elektrodia, jossa napojen välistä etäisyyttä on pienennetty 16 millimetriin. Elektrodien napojen välistä etäisyyttä pienentämällä voidaan minimoida ylikuulumisen mahdollisuus. Peterin ym. (2015) tutkimuksessa mitattiin myös etummaisen säärilihaksen, ulomman ja sisemmän kaksoiskantalihaksen sekä leveän lantalihaksen EMG:tä ja muiden samassa tutkimuksessa käytettyjen elektrodien napojen väli oli 22 mm.



KUVA 7. Elektrodin kiinnityspaikan määrittäminen FHL-lihakseen. Leveän kantalihaksen kiinnittymiskohta (A) ja FHL:n lihas-jänneliitos (muscle-tendon junction, MTJ) (B). Elektrodin paikka (C). (Peter ym. 2015)

3.2.1 EMG-signaalin jatkokäsittely ja analysointi

Suodatuksen avulla EMG-signaalista saadaan poistettua häiriöitä. Häiriösignaaleja voidaan poistaa yli- ja alipäästösuodatuksen avulla. Raaka EMG-signaaliille tehdään useimmiten tasa-suuntaus, eli raaka EMG:n negatiiviset piikit käännetään positiivisiksi. Integroinnissa (IEMG) lasketaan pinta-ala tasasuunnatusta EMG:stä. aEMG tarkoittaa tasasuunnatun EMG:n keski-määräistä amplitudia. Root Mean Square eli RMS taas kertoo signaalin amplitudista valitulla ajanjaksolla. (Enoka 2008, 201-202.)

Pinta EMG:n tuloksia analysoitaessa täytyy huomioida, että eri henkilöiden tuloksia ei voi suoraan vertailla keskenään. EMG:n amplitudia käytettäessä se täytyy suhteuttaa eli normalisoida johonkin tiettyyn arvoon. EMG:n normalisointi tapahtuu vertaamalla arvoa isometrisessä tilanteessa mitattuun EMG:hen tai maksimi M-aaltoon. EMG-signaaleja vertailtaessa täytyy huomioida myös lihastyötapaa. Esimerkiksi submaksimaalisessa suorituksessa konsentrisen lihastyön EMG on suurempi kuin eksentrisen lihastyön EMG (Komi ym. 1987). Vaikka EMG-aktiivisuus olisi yhtä suuri, se ei tarkoita sitä, että myös tuotettu voima olisi yhtä suuri. EMG-laitteiston keräyskapasiteetti asettaa rajoituksia kaikkien toimivien lihasten EMG:n rekisteröintiin. Mikäli EMG-signaalia saadaan kerättyä yhteensä kahdeksalla eri kanavalla, voidaan EMG:tä mitata molemmista alaraajoista neljästä eri lihaksesta. Mikäli laitteisto pystyy keräämään signaalia 16 eri kanavalta, saadaan mitattua useamman lihaksen aktiivisuutta. (Kauranen & Nurkka 2010, 389-390.)

4 KÄVELYANALYYSI

Ihmisen kävely on monimutkainen prosessi, johon osallistuvat aivot, selkäydin, perifeeriset hermot, lihakset, luut ja nivelet (Whitte 2007, 1). Kävelyn tulisi olla kivutonta, tehokasta ja eteenpäin vievää (Väyrynen 2017, 186). Jotta voidaan ymmärtää erilaisia kävelyyn liittyviä ongelmia, täytyy tietää millaista on normaali kävely. On kuitenkin haasteellista asettaa normaalin kävelyn määritelmiä, sillä ei ole olemassa yhtä oikeaa tai väärää tapaa kävellä. Esimerkiksi ikä, sukupuoli ja kehon anatomia vaikuttavat ihmisen kävelytyyliin. (Whittle 2007, 47.) Tutkimusten perusteella on pystytty määrittämään, missä vaiheessa kävelysykliä kukin lihas tyypillisesti aktivoituu. On kuitenkin mahdollista, että eri ihmiset aktivoivat hieman eri lihaksia kävelyn aikana ilman että kävely olisi luokiteltavissa millään lailla epänormaaliksi. Myös esimerkiksi kävelynopeuden muutos ja väsymys voivat aiheuttaa muutoksia kävelyn aikaisessa lihasaktiivisuudessa. (Whittle 1991, 72.)

4.1 Kävelysykli

Kävely muodostuu kävelysyklistä, jolla tarkoitetaan saman jalan peräkkäisten kantaiskujen välistä aikaa. Kävelysykli jaetaan tukivaiheeseen (stance phase) ja heilahdusvaiheeseen (swing phase). Normaalissa kävelysyklissä on 60 % tukivaihetta ja 40 % heilahdusvaihetta. (Whittle 2007, 52-54.) Kävelyn kaksoistukivaiheen aikana molemmat jalat ovat maassa. Kaksoistukivaiheen osuus on noin 25 % koko syklistä. Tukivaiheen kesto lyhenee, kun kävelynopeus kasvaa. Kilpakävelyssä (nopeus 3 m/s) tukivaiheen kesto on 50 % kävelysyklistä ja juostessa tukivaiheen kesto lyhenee entisestään. (Enoka 2008, 141-142.)

Kävely ja juoksu ovat ihmiselle ominaisia liikkumistapoja. Kävelyn määritelmän mukaan ihmisellä on kävellessä koko ajan kontakti alustaan, kun taas juoksun aikana molemmat jalat voivat olla ilmassa (Whittle 2007, 48). Kiihdytysvaihe, rytmisen vaihe ja hidastumisvaihe ovat kolme kävelyn päävaihetta (Väyrynen 2017, 182). Kun ihminen on liikkeelle lähdön jälkeen saavuttanut halutun kävelynopeuden, vakioidaan askeltiheys ja askelpituus. Kun kävelynopeus on vakioitunut, sanotaan että kävely on saavuttanut tasaisen rytmisen vaiheen. Kävelyanalyysiä

tehdessä keskitytään tarkastelussa yleensä rytmiseen vaiheeseen ja kiihdytys- ja hidastumisvaihe jätetään huomioimatta. (Kauranen & Nurkka 2010, 381-382.)

4.2 Kävelysyklin vaiheet

Kävelyn sykli jaetaan kuuteen, seitsemään tai kahdeksaan eri vaiheeseen lähteestä riippuen.

Perryn (2010) mukaan kävelysyklin eri vaihteita ovat:

1. Alkukontakti eli kantaisku (initial contact, heel strike)
2. Kuormitusvaihe (loading response)
3. Keskitukivaihe (midstance)
4. Päätöstukivaihe (terminal stance)
5. Esiheilahdus eli varvastyöntö (pre-swing)
6. Alkuheilahdus (initial swing)
7. Keskiheilahdus (mid swing)
8. Päätösheilahdus (terminal swing)

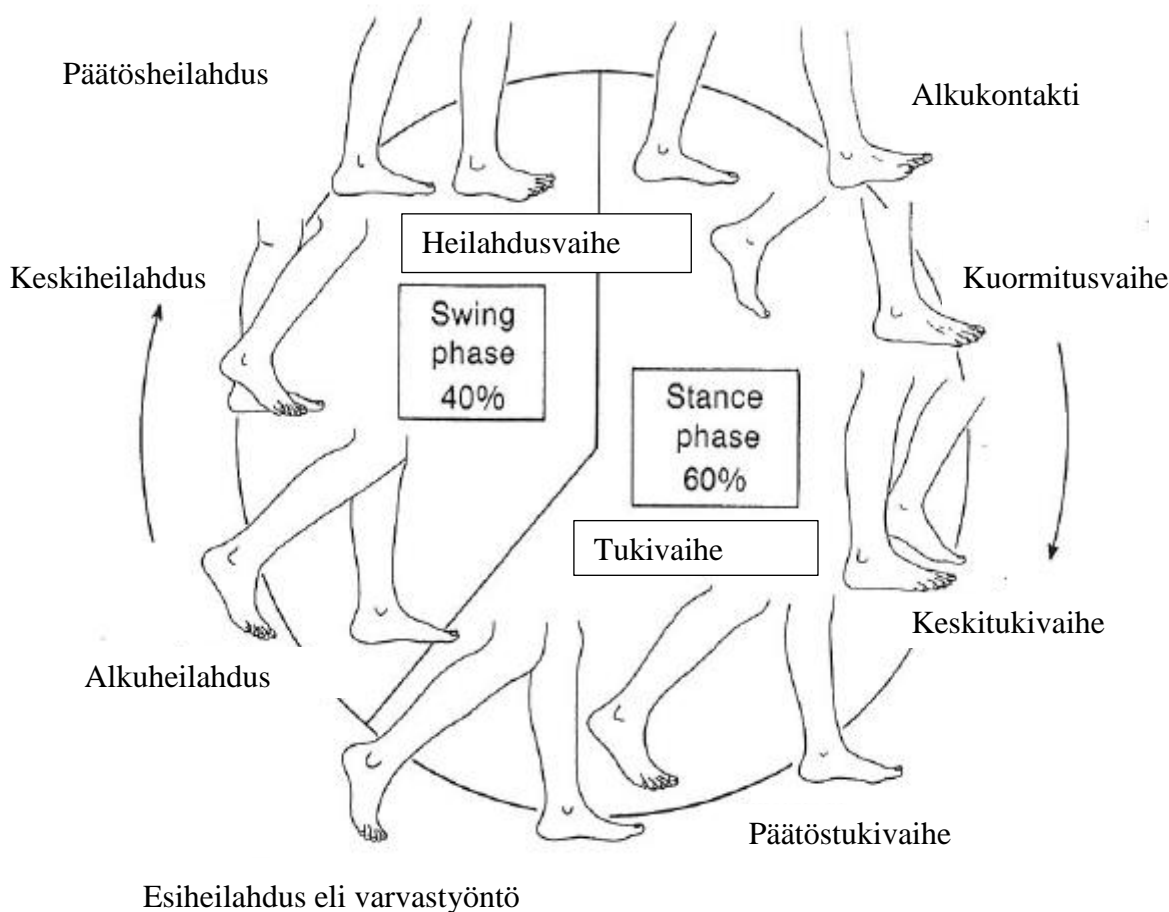
Kantaiskuvaiheen osuus kävelyn syklistä on vain noin 0-5 %, eli kantaisku on hyvin lyhyt tapahtuma. Mikäli kävelystä puuttuu kantaisku, käytetään tästä vaiheesta nimeä alkukontakti. Kantaiskuvaihe hidastaa menoa etenemissuunnassa ja tämän vuoksi esimerkiksi pikajuoksijat pyrkivät ohittamaan tämän vaiheen hyvin nopeasti tai jopa juoksevat päkiöillä koko matkan. (Kauranen & Nurkka 2010, 383.) Ylempi nilkkanivel on tyypillisesti kantaiskuvaiheessa 90 asteen kulmassa ja jalkaterä on kääntynyt hieman inversioon (Whittle 2007, 66). Nilkan dorsifleksorit etummainen säärilihäs ja isovarpaan ojentajalihas ovat kantaiskuvaiheessa voimakkaasti aktivoituneina (Kauranen & Nurkka 2010, 383).

Kävelysyklin toinen vaihe on kuormitusvaihe, jonka aikana kehon massan painopiste siirtyy maassa olevan yhden jalan varaan. Kuormitusvaiheessa säären lihakset ylläpitävät kehon asentoa ja tasapainoa. Alaraajan lihasten tärkein tehtävä kuormitusvaiheessa on estää kehon massan painopisteen putoamista liian alas. (Ahonen 1998, 185-191.) Kävelysyklin kolmannen vaiheen eli keskitukivaiheen aikana jalka pysyy paikallaan alustalla. Keskitukivaihe alkaa, kun kontralateraalinen heilahdusvaiheessa oleva jalka ohittaa maassa olevan jalan. Keskitukivaiheen

kesto on noin 20 % kävelyn syklistä. (Vaughan ym. 1992, 10-11.) Perryn (1992) tutkimusten mukaan FHL-lihas on aktiivinen kävelyn keskitukivaiheen aikana.

Päätöstukivaihetta kutsutaan myös kannankohotusvaiheeksi, joka alkaa, kun kantapää irtoaa alustasta. (Vaughan ym. 1992, 10.) Päätöstukivaiheen aikana suurin osa kehon painosta alkaa siirtyä toiselle alaraajalle. (Kauranen & Nurkka 2010, 384). Kolmipäinen pohjelihas tekee voimakasta konsentrista lihastyötä kun kantapää irtoaa alustasta (Vaughan 1992, 10). Varvastyöntövaiheen aikana päkiä ja varpaat irtoavat lopullisesti alustasta. Tässä vaiheessa reaktiovoimien resultanttivektori on suuntautunut hyvin selkeästi menosuuntaan. Kävelyä eteenpäin vievä vaihe on varvastyöntövaiheessa voimakkaimmillaan. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.) Nilkkanivelen plantaarifleksio saavuttaa huippuarvonsa noin 25 astetta heti varpaiden irtoamisen jälkeen (Whittle 2007, 76.) Varvastyöntövaiheen viimeinen työntö tapahtuu päkiän sisäsyryllä ja isovarpaalla (Kauranen & Nurkka 2010, 384). Perryn (1992) tutkimusten mukaan FHL-lihaksen aktiivisuus päättyy siinä vaiheessa, kun varvas irtoaa maasta. Heilahdusvaihetta voidaan pitää jalan lepovaiheena kävelyn syklissä, sillä heilahdusvaihe on selvästi tukivaihetta passiivisempi vaihe (Kauranen & Nurkka 2010, 385). Kävelysyklin eri vaiheet on visualisoitu kuvassa 8.

Jotta ihminen pystyy kävelemään ilman ongelmia ja tehokkaasti, täytyy kymmenien eri lihasten aktivoitua oikea-aikaisesti. Kun tarkastellaan kävelyn aikaisia lihasaktiivisuuskäyriä, täytyy muistaa, että kävelyssä lihakset tekevät vuorotellen konsentristä, isometristä ja eksentristä lihastyötä riippuen syklin vaiheesta. EMG ei kuitenkaan pysty erottelemaan eri lihastyömuotoja. (Kauranen & Nurkka 2010, 385.)



KUVA 8. Kävelysyklin vaiheet (muokattu Vaughan ym. 1992, 11 mukaan).

4.3 Kävelyanalyysin suorittaminen

Kävelyanalyysiä tehdessä täytyy kiinnittää erityistä huomiota mittauspaikan suunnitteluun. Ensimmäkin käytössä olevan tilan pitäisi olla riittävän suuri. Optimaalisin tilanne on, jos käyttöön saadaan vähintään 15 metriä pitkä kävelyväylä. Optimaalisessa tilanteessa alussa olisi noin 2,5 metrin matka, jolloin saavutetaan tasainen kävelynopeus. Myös lopussa olisi tässä tapauksessa 2,5 metriä tilaa hidastaa kävelyvauhtia. Analyysi voidaan tässä tapauksessa suorittaa tasavauhtiselta 10 metrin matkalta, johon sisältyy useampia askeleita. (Kauranen & Nurkka 2010, 386.) Analysoitava kävelysuoritus kannattaa toistaa useita kertoja, sillä suoritusten välillä saattaa esiintyä suurta vaihtelua (Whittle 2007, 182). Askeleiden keskiarvoistaminen vähentää variaa-

tioiden osuutta ja lisää tätä kautta kävelyanalyysin luotettavuutta. Myös mittauspaikan lämpötilaan täytyy kiinnittää huomiota, sillä viileä tai kylmä ilma saattaa aiheuttaa lihasaktiivisuuden nousua. (Kauranen & Nurkka 2010, 386.)

Kävelystä yleisimmin analysoitava parametri on kävelynopeus. Kävelyanalyysissä kävelynopeus voidaan joko vakioida tai antaa tutkittavan kävellä hänelle luonnollisella kävelynopeudella. Kävely omalla luonnollisella nopeudella soveltuu tilanteisiin, joissa kävely analysoidaan vain yhden kerran (poikkileikkausasetelma). Mikäli mittauksia on tarkoitus suorittaa useampia tietyin väliajoin (pitkittäisasetelma) ja tutkia kävelyssä tapahtuvia muutoksia, kannattaa vakioida kävelynopeus. Muita kävelystä analysoitavia parametrejä ovat esimerkiksi askelpituus ja yhteen kävelysykliin kulunut aika (Whittle 2007, 143). Lähes kaikki kävelystä analysoitavat parametrit ovat riippuvaisia kävelynopeudesta. Mikäli tutkittava kävelee kahdessa mittaustilanteessa eri kävelynopeudella, menettää moni parametri vertailtavuutensa. (Kauranen & Nurkka 2010, 387.)

On tyypillistä, että testattava henkilö keskittyy kävelyn enemmän joutuessaan ulkopuolisen henkilön tarkkailtavaksi. Usein kävelyanalyseissä testattavan ryhti parantuu, kävelynopeus kasvaa ja patologiset liikemallit saattavat hävitä. Tutkittavan kävely saattaa siis parantua oleellisesti normaalista ja luonnollisesta kävelystä. Testattavalle täytyy aina korostaa kävelyn luonnollisuuden tärkeyttä. (Kauranen & Nurkka 2010, 387.) Kävelytutkimus kannattaa aina tehdä sekä avojaloin että kengät jalassa. Kengät saattavat korostaa tai korjata rakenteellisten tai toiminnallisten tekijöiden aiheuttamia ongelmia. (Väyrynen 2017.)

4.4 EMG:n hyödyntäminen kävelyanalyysissä

Ihmisen kävelyä tutkittaessa hyödynnetään paljon EMG-mittauksia. Kävelyssä lähes samanlaisena toistuva kävelysykli mahdollistaa EMG-signaalien keräämisen useasta peräkkäisestä kävelysyklistä. Sykliä keskiarvoistaminen lisää mittauksen luotettavuutta ja toistettavuutta. (Kauranen & Nurkka 2010, 389.) EMG:n avulla saadaan tietoa lihasten aktivoitumisen ajankohdasta sekä lihasaktiivisuuden suhteellisesta voimakkuudesta kävelysyklin eri vaiheiden aikana (Harris & Wertsch 1994). Jokaiselle yksittäiselle lihakselle voidaan määrittää kävelysyklin aikainen

EMG-profiili, joka kertoo tarkasteltavan lihaksen neuraalisen aktiivisuuden ajankohdat ja voimakkuuden kävelysyklin eri vaiheissa. Kävelyn symmetriaa voidaan tutkia vertaamalla oikean ja vasemman jalan vastaavien lihasten EMG-profiileja ja haettaessa selitystä patologisille liikkeille voidaan verrata tutkittavan EMG-profiilia normaaliin EMG-profiiliin. Täytyy kuitenkin huomioida, että normaalien EMG-profiilien variaatiot ovat merkittäviä lihasaktiivisuuksien määrän suhteen. Lihasten aktiivisuushuippujen ajoittumisessa kävelysyklin aikana ei sen sijaan ole kovin suuria vaihteluja. (Kangas 1998.)

Kävelyn aikainen EMG-mittaus yhdistetään yleensä myös joihinkin muihin biomekaanisiin mittauksiin, jotta lihasten sähköinen aktiivisuus saadaan kohdistettua kävelyn syklin oikeisiin vaiheisiin ajallisesti. Pelkkä EMG-käyrä ilman tietoa sen ajallisesta yhteydestä kävelyn syklin eri vaiheisiin ei ole kovin informatiivinen. Kävelyn analysoinnissa käytetään EMG:n lisäksi usein liikeanalysointilaitteistoa, voimalevyanturia tai erilaisia painepohjallisia. Näiden mittausten avulla kävelystä saadaan määritettyä ainakin kantaisku ja varvastyöntö. (Kauranen & Nurkka 2010, 389.) Kuvassa 9 näkyy viiden eri lihaksen EMG-aktiivisuus kävelyn aikana sekä kävelyn aikana mitatut reaktiivoimat.

Ihmisen liikkumista tutkittaessa on käytetty sekä lankaelektrodeja että pintaelektrodeja (Harris & Wertchsh 1994). Lihaksen sisälle asetettavien elektrodien käyttö aiheuttaa käytännössä aina jonkin verran kipua (Finsteter 2004). Mikäli tutkimuksessa käytettäisiin lihaksen sisäistä elektrodia, täytyisi paikalla olla terveydenhuoltoalan ammattilainen asentamassa elektrodia paikalleen. Lisäksi lihaksen sisäistä elektrodia käytettäessä mitattaisiin EMG-aktiivisuutta hyvin pieneltä alueelta. Ihmisen liikkumista tutkittaessa käytetäänkin lähes poikkeuksetta pinta EMG:n mittausta, sillä sen voi suorittaa myös henkilö, jolla ei ole terveydenhuoltoalan koulutusta. Pinta EMG:llä aktiivisuutta saadaan mitattua laajemmalla alueelta kuin lanka- tai neulaelektrodien avulla. (Merletti & Parker 2004, 381-382.) Pintaelektrodit soveltuvat erityisesti alaraajojen suurten pinnallisten lihasten toiminnan mittaamiseen. Pintaelektrodien heikkoutena on niiden huono soveltuvuus syvien ja pienten lihasten tutkimiseen. Syvien alaraajojen lihasten tutkimiseen voidaan käyttää lankaelektrodia, mikäli pintaelektrodien avulla ei saada puhdasta signaalia. Liikkumista tutkittaessa EMG:tä mitataan usein sekä agonisti-, antagonisti- että synergisti- lihaksista. Kun EMG:tä mitataan suorituksen aikana useammasta eri lihaksesta, voidaan vertailla eri lihasten aktiivisuustasoja kyseisen liikkeen aikana. (Kauranen & Nurkka 2010, 390.)

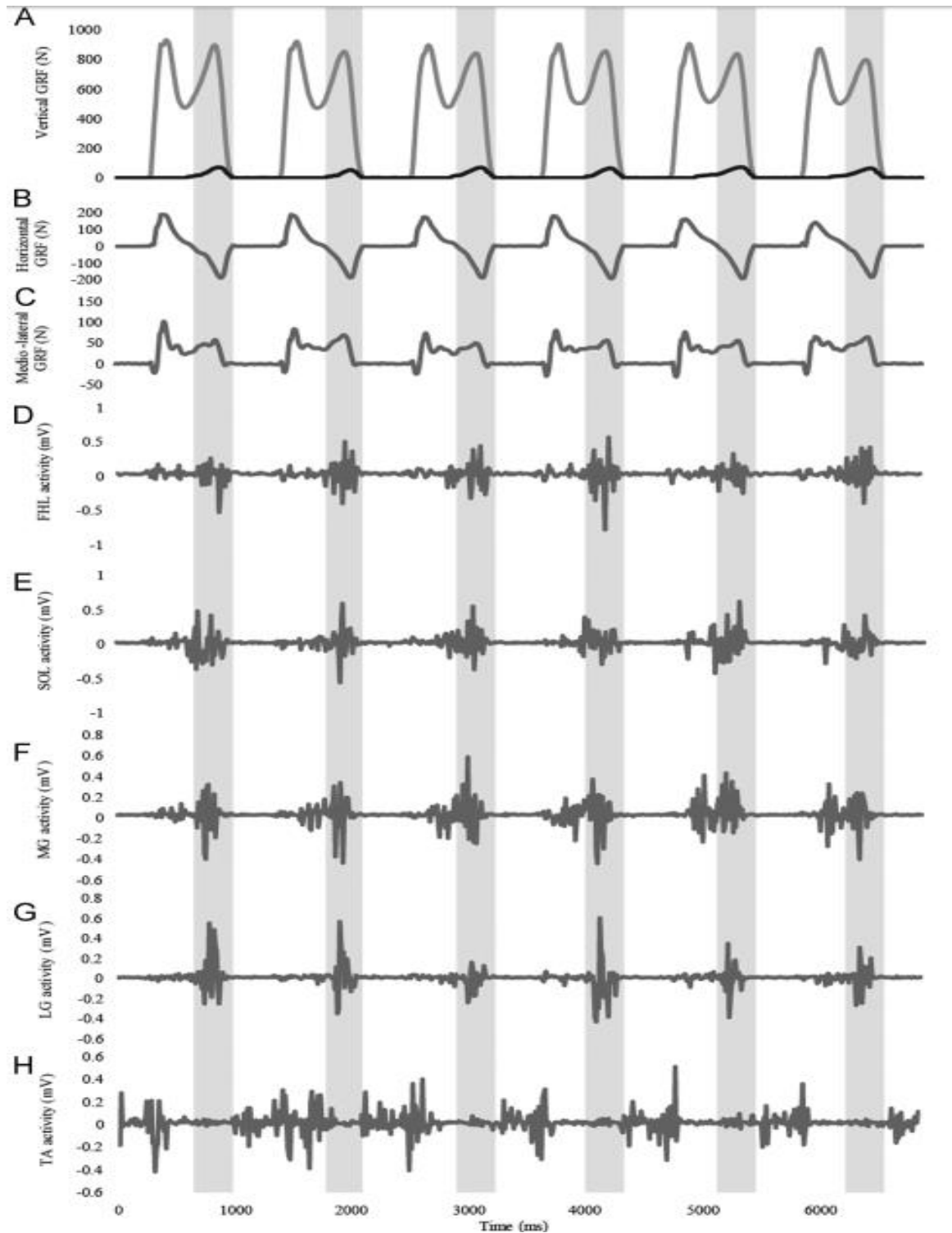
Kävelytutkimusten EMG-mittauksissa täytyy aina huomioida ylikuuluminen, eli ympäröivistä lihaksista tulevat signaalit. Kävelyn aikana useat vierekkäiset ja päällekkäiset lihakset toimivat yhtä aikaa eri lihastyötavoilla. Ylikuulumista ei koskaan voida poistaa EMG-signaalista kokonaan, mutta sen osuutta voidaan pienentää esimerkiksi oikeilla elektrodien sijoitteluilla ja differentiaalivahvistuksella. Jotkut elektrodit ja niiden yhteysjohdot liikkuvat alaraajojen distaalisissa ja dynaamisesti toimivien lihasten päällä kävelyn aikana. Liikkumisen ja johtojen heilumisen takia EMG-signaaliin tulee jonkin verran häiriötä. (Kauranen & Nurkka 2010, 391.)

5 VOIMALEVYTY, REAKTIOVOIMAT JA DYNAMOMETRIT

Voimalevyanturien avulla voidaan mitata alustaan kohdistuvia voimia (Whittle 2007, 160). Kävelyn aikana tuotetaan voimia alustaan tukivaiheen aikana. Tukivaiheen aikana mitattava reaktiovoima (GRF eli ground reaction force) muodostuu kaikkien kehon segmenttien ja kiihtyvyyksien muodostamasta summavoimasta eli resultanttivoimasta. Resultanttivoima voidaan jakaa yhteensä kolmeen eri komponenttiin, pystyvoimaan (z) sekä vaakavoimiin etu-takasuunnassa (y) ja sivusuunnassa (x). Pystyvoimaa kutsutaan myös vertikaalivoimaksi. (Winter 2009, 117.)

Kuvan 9 ylimmässä sarakkeessa (A) näkyy kävelynaikainen vertikaalinen reaktiovoima. Kuvan 9 sarakkeen A alin viiva taas kuvaa voimaa isovarpaan alueella. Kävelyn aikana pystysuuntaista vertikaalivoimaa kuvaava käyrä on kaksihuippuinen. Käyrän ensimmäinen huippu johtuu painon vastaanottamisesta ja toinen huippu työntövaiheesta. (Winter 2009, 119.) Kantapään osuessa maahan pystysuuntaisessa voimassa nähdään joskus myös kolmas voimapiikki, jonka kesto on vain 10 - 20 millisekuntia. Tätä kolmatta kantauskun piikkiä ei ilmene jokaisessa askelkontaktissa kävelyn luonnollisesta variaatiosta johtuen. Kolmatta piikkiä ei myöskään havaita läheskään kaikilla ihmisillä. (Whittle 1999.)

Kävelyn aikana vaakasuuntaiset voimat ovat paljon pienempiä kuin pystysuuntainen voima. Etu-takasuuntainen vaakavoima on kävelyn aikana noin 25 % kehon painosta. (Perry 1992, 417-418.) Kun kehon paino vastaanotetaan askelkontaktin alussa, tuotetaan alustaan negatiivinen etu-takasuuntainen vaakavoima. Työntövaiheessa kehoa kiihdytetään eteenpäin ja etu-takasuuntainen voima on tällöin positiivinen. (Winter 2009, 119.) Sivusuuntainen vaakavoima liittyy tasapainon ylläpitämiseen ja sen suuruus on yleensä alle 10 % kehon painosta. (Perry 1992, 417). Kuvassa 9 toisessa (B) ja kolmannessa (C) sarakkeessa näkyvät myös kävelyn aikaiset vaakavoimat.



Kuva 9. A-C kuvissa reaktiivoimat kävelyn aikana. D-H esittävät eri lihasten EMG-aktiivisuutta. (D = FHL, E = soleus, F = medial gastrocnemius, G = lateral gastrocnemius, H = tibialis anterior.) Harmaa alue kuvaa kävelyn työntövaihetta. (Peter ym. 2015.)

Voimadynamometrien avulla voidaan mitata maksimaalista tahdonalaista isometristä voimantuottoa. Isometrisillä testeillä voidaan mitata tarkasti tietyn lihaksen tai lihasryhmän voimantuottoa tietyllä nivelkulmalla. Isometrisessä maksimivoimamittauksessa tutkittava tuottaa voimaa niin paljon kuin mahdollista liikkumatonta kohdetta vastaan. Lihaksen tai lihasryhmän tuottama maksimivoima voidaan ilmaista Newtonina (N), kilogrammoina (kg) tai vääntömomenttina (Nm). Isometrisen maksimivoiman mittauksessa tulee olla tarkka nivelkulmien vaihtosuhteen, sillä tuotettu voima on riippuvainen nivelkulmasta. Nivelkulma tulee määrittää goniometrin avulla. Maksimaalisiin voimamittauksiin yhdistetään usein myös EMG-mittaus. EMG voidaan määrittää maksimaalisen ja erilaisten submaksimaalisten kuormitusten aikana. (Keskinen ym. 2004, 138-139.) EMG:n normalisointi tapahtuu tyypillisesti siten, että verrataan mitattua EMG-arvoa isometrisessä tilanteessa mitattuun EMG:hen.

6 MITÄ FHL-LIHAKSEN TOIMINNASTA TIEDETÄÄN?

FHL:lla on useita eri tehtäviä, esimerkiksi nilkan plantaarifleksio, isovarpaan koukistus sekä jalan mediaalisen pitkittäiskaaren tukeminen. FHL-lihaksen toimintaa ihmisen liikkumisen aikana on tutkittu tähän mennessä suhteellisen vähän ja aikaisemmin tehdyissä tutkimuksissa tutkittavien määrä on ollut pieni. Aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu, että eri ihmisten välillä on suuria eroja FHL-lihaksen aktiivisuudessa isometrisen plantaarifleksion aikana. Esimerkiksi Bojsen-Mollerin ym. (2010) tutkimuksessa kolmella tutkittavalla FHL:n aktiivisuus oli suuri plantaarifleksioitehtävien aikana kun taas neljällä tutkittavalla FHL:n aktiivisuus oli vähäinen tai olematon vastaavien tehtävien aikana. Myös tässä tapauksessa tutkittavia oli vain 7 kappaletta, joten suuria johtopäätöksiä ei tämän perusteella voida tehdä.

Suuria yksilöiden välisiä eroja on myös havaittu varpaan fleksorilihasten maksimaalisessa voimantuotossa (Goldmann & Brüggemann 2012). Myös voimansiirron mekanismeissa FHL:n ja kolmipäisen pohjelihaksen välillä on havaittu suuria yksilöllisiä eroja (Bojsen-Møller ym 2010). On mahdollista, että näillä suurilla yksilöllisillä eroavaisuuksilla olisi yhteyttä erilaisiin jalan alueen ongelmiin, esimerkiksi akillesjänteen tulehdukseen ja lattajalkaan. Aikaisemmat tutkimukset on tehty pienellä ihmisjoukolla, joten tarkemman tiedon saamiseksi tutkimuksia täytyisi tehdä suuremmalla ihmisjoukolla.

Peter ym. (2015) tutkivat FHL-lihaksen EMG:tä ja voimantuottoa isometrisen plantaarifleksion ja kävelyn varvastyönnön aikana. Isovarpaan alueelle kohdistuu suuria voimia kävelyn varvastyönnön aikana. Koska FHL on isovarpaan koukistajalihas, oletetaan sen roolin olevan merkittävä kävelyn varvastyöntövaiheessa. Aikaisemmin tehdyssä tutkimuksessa Jacob (2001) oli arvioinut, että kävelyn tukivaiheen aikana FHL:n jänteeseen vaikuttaa voima, joka vastaa noin 52 % kehon painosta. Perryn (1992) tutkimuksen mukaan FHL-lihaksen aktiivisuus on maksimaalinen kävelyn kanta irti-vaiheen (terminal stance) aikana.

Peterin ym. (2015) tutkimuksessa mitattiin FHL:n ja muiden säären alueen lihasten pinta EMG:tä submaksimaalisen plantaarifleksion aikana. Tutkittavat suorittivat nilkan plantaarifleksiota useilla eri vääntömomenteilla (20, 40, 60, 80, 100 ja 120 Nm). EMG:tä mitattiin myös

maksimaalisen tahdonalaisen plantaarifleksion aikana. FHL:n aktiivisuutta verrattiin muiden säären alueen lihasten aktiivisuuteen. Tutkimuksessa havaittiin, että FHL:n aktiivisuus (%MVC:stä) lisääntyi vääntömomentin kasvaessa. Maksimaalinen isometrisen plantaarifleksion vääntömomentti oli tutkimuksessa 362 ± 78 Nm. Samassa tutkimuksessa Peter ym. selvittivät myös FHL-lihaksen toimintaa kävelyn aikana erilaisilla kävelynopeuksilla. Kävelyn aikana kontaktivoimia mitattiin voimalevyillä ja lisäksi kävelyn aikana mitattiin EMG:tä. Tutkimuksessa havaittiin, että kävelynopeuden kasvaessa myös FHL-lihaksen aktiivisuus lisääntyy.

Peter ym. (2015) käyttivät tutkimuksessaan myös painetta mittaavia Pedar-X pohjallisia sekä kävelyn että plantaarifleksioitehtävien aikana. Pedar-X pohjalliset sisältävät yhteensä 99 painetta mittaavaa sensoria. Painetta mittaavien pohjallisten avulla saatiin tietoa siitä, miten paine jakautuu jalkapohjan alueella erilaisten suoritusten aikana. Tutkijat olivat tässä tapauksessa kiinnostuneita lähinnä siitä, miten suuri osa voimasta kohdistuu isovarpaan alueelle. Tutkimuksessa havaittiin, että kävelynopeuden kasvaessa voiman maksimiarvo isovarpaan alueella kasvoi suhteessa enemmän kuin voiman maksimiarvo koko jalkapohjan alueella. Isometrisen plantaarifleksion aikana tätä ilmiötä ei taas havaittu. Vääntömomentin kasvaessa isovarpaan alueella vaikuttava voima kasvoi, mutta ei yhtään enempää suhteessa koko jalkapohjan alueelle vaikuttavaan voimaan. (Peter ym. 2015.)

6.1 FHL:n toiminta akillesjännekipupotilailla

Masood ym. (2014) vertailivat tutkimuksessaan plantaarifleksorilihasten toimintaa kroonista akillesjännekipua sairastavien henkilöiden sekä terveiden verrokkihenkilöiden välillä. Kaikilla tutkimukseen osallistuneilla akillesjännekipupotilailla oli kipua vain toisen jalan akillesjänneessä. Tutkimuksessa vertailtiin myös akillesjännekipupotilaiden terveen ja kipeän jalan välisiä eroja. Tutkimuksessa mitattiin kolmipäisen pohjelihaksen ja FHL-lihaksen pinta EMG-aktiivisuutta isometrisen plantaarifleksion aikana (30 % MVC:stä).

Normalisoitu leveän kantalihaksen EMG-aktiivisuus oli kipeässä jalassa korkeampi kuin terveessä jalassa ja terveillä verrokkihenkilöillä. FHL-lihaksen EMG-amplitudi oli akillesjännekipupotilailla korkeampi kipeässä jalassa kuin terveessä jalassa. Kipupotilailla maksimaalinen

isometrinen plantaarifleksiovoima oli noin 14 % suurempi terveessä jalassa kuin kipuilevassa jalassa. Akillesjännevamman vuoksi kipeässä jalassa sekundaariset plantaarifleksorit, kuten FHL aktivoituvat enemmän, koska ne kompensoivat heikentynyttä kolmipäisen pohjelihaksen toimintaa. Hieman yllättävä havainto tutkimuksessa kuitenkin oli, että myös leveän kantalihaksen aktiivisuus oli suurempi kipeässä jalassa kuin terveessä jalassa. (Masood ym 2014.).

6.2 FHL:n muutokset lattajalkaisilla

Mikäli tiettyyn lihakseen kohdistuu jatkuvasti suuri mekaaninen rasitus, lihaksen voima ja poikkipinta-ala kasvavat. On todettu, että lattajalkaisilla henkilöillä FHL ja FDL (flexor digitorum longus) lihakset ovat poikkipinta-alaltaan suurempia kuin normaalijalkaisilla verrokeilla (Angin ym. 2014). Tutkijoiden oletus oli, että tämä ilmiö saattaa johtua kompensoitiosta, eli tämän avulla pyritään ylläpitämään normaalia jalan asentoa. FHL ja FDL ovat lihaksia, jotka ylläpitävät mediaalisen pitkittäiskaaren rakennetta sekä ovat osallisina jalan supinaatiossa. Mikäli tämä oletus on oikea, lattajalkaisuus saattaa aiheuttaa FHL- ja FDL-lihasten hypertrofiaa (Kirane ym. 2008; Wacker ym. 2003). Toisen tutkimuksen mukaan FHL:n hypertrofia lattajalkaisilla henkilöillä saattaisi johtua siitä, että sen avulla kompensoidaan tibialis posteriorin heikentynyttä toimintaa (Wacker ym. 2003).

6.3 FHL jänteensiirtoleikkaukset terveydenhuollossa

Kroonisia akillesjänteen repeämiä hoidetaan tietyissä tapauksissa siten, että käytetään apuna FHL:n jännettä (Lee ym. 2009; Hahn ym. 2008; Park & Sung 2012; Yeoman ym., 2012). Tätä toimenpidettä kutsutaan nimellä FHL-jänteensiirto (FHL tendon transfer). Tämän toimenpiteen aikana FHL:n jänne leikataan poikki ja se kiinnitetään akillesjänteen kiinnityskohtaan. Tämän jälkeen FHL:n jänne yhdistetään akillesjänteeseen. Toimenpiteenä tämä jänteensiirto on suhteellisen yksinkertainen. Ei ole kuitenkaan tehty kovin paljon tutkimuksia siitä, miten tämä FHL:n jänteen leikkaaminen vaikuttaa ihmisen liikkumiseen toimenpiteen jälkeen. Leikkauksen jälkeen FHL osallistuu edelleen nilkan plantaarifleksioon, mutta sen muut toiminnot on leikkauksen jälkeen menetetty. Oksanen ym. (2014) tekivät tutkimuksen, jossa selvitettiin FHL:n jänteen siirron aiheuttamaa vaikutusta plantaarifleksion aikaiseen voimatasoon ja FHL:n

hypertrofiaan. Tämän tutkimuksen mukaan FHL pystyi myös leikkauksen jälkeen tuottamaan riittävän plantaarifleksiovoiman kävelyn aikana. Tutkimuksessa kuitenkin todettiin, että FHL:n tuottama voima oli leikatussa jalassa vielä kahden vuoden jälkeenkin pienempi kuin terveessä jalassa.

Peter ym. (2016) tutkivat FHL-lihaksen lihassolukimppujen toimintaa kävelyn aikana. Tutkimuksessa FHL:n lihassolukimppujen pituuden muutosta monitoroitiin ultraäänen avulla ja samanaikaisesti mitattiin lihasten EMG:tä. Tutkittavat suorittivat kävelytehtävät kolmella eri kävelynopeudella. Tutkimuksessa todettiin, että lihassolukimppun pituus kantaiskun, varvastyönön ja EMG:n huippuarvon aikana ei muuttunut kävelynopeuden muuttuessa. Tutkimuksen mukaan FHL:n lihassolukimput toimivat lähes isometrisesti ainakin hitaan kävelyn tukivaiheen aikana. (Peter ym. 2016.)

7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

FHL-lihas osallistuu moniin eri toimintoihin. FHL:n tehtäviä ovat esimerkiksi isovarpaan koukistus ja osittain myös koko jalan ja nilkan plantaarifleksio. FHL-lihas avustaa myös supinaatiossa ja tukee jalan mediaalista pitkittäiskaarta. (Platzer 2003, 264-265.)

FHL-lihaksen toimintaa on tutkittu aikaisemmin suhteellisen vähän. Erityisesti sellaisia tutkimuksia, joissa FHL:n toimintaa olisi tutkittu liikkumisen aikana, on hyvin niukasti. Aikaisemmin tehdyissä tutkimuksissa on kuitenkin havaittu suuria yksilöiden välisiä eroja FHL:n aktiivisuudessa. Aikaisempiin FHL:n toimintaa koskeviin tutkimuksiin on osallistunut vain pieni määrä tutkittavia, joten tehtyjen tutkimusten perusteella ei voida vielä tehdä päätelmiä yksilöiden välisistä eroista FHL:n toiminnassa. On mahdollista, että suuret yksilöiden väliset erot FHL:n toiminnassa ovat yhteydessä erilaisiin jalkaongelmiin, esimerkiksi lattajalkaan ja akillesjänteen tulehdukseen.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää FHL-lihaksen roolia erilaisten kävelytehtävien aikana. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, havaitaanko yksilöiden välillä suuria eroja FHL:n aktiivisuudessa. Tutkimuksen avulla haluttiin myös selvittää, onko kävelynopeudella ja erilaisilla jalkineilla vaikutusta FHL:n aktiivisuuteen. Tutkimushypoteesina oli, että sekä kävelynopeus että erilaiset jalkineet vaikuttavat FHL:n aktiivisuuteen. Tutkittavilta mitattiin myös jalan anatomisia mittoja, joiden perusteella määritettiin tutkittavan jalan rakenne (matalakaarinen, normaalikaarinen, korkeakaarinen). Tutkimuksen tarkoituksena oli lisäksi selvittää, onko matalakaarisella jalan anatomisella rakenteella yhteyttä FHL-lihaksen toimintaan. Tutkimushypoteesina oli, että lattajalkaisella henkilöllä FHL:n aktiivisuus olisi normaalia suurempi.

8 MENETELMÄT

8.1 Tutkittavat

Tutkimukseen osallistui yhteensä 11 vapaaehtoista tutkittavaa, 4 miestä ja 7 naista. Alun perin tutkittavia oli yhteensä 14, mutta yksi tutkittavista ei päässyt osallistumaan kaikkiin mittauksiin ja kahdelta tutkittavalta ei onnistuttu keräämään analysoitavaa dataa. Tutkittavat olivat nuoria ja terveitä ja lähes kaikki tutkittavat olivat fyysisesti aktiivisia. Kriteerinä tutkimukseen osallistumiselle oli, että tutkittavalla ei ole ollut jalkavammaa viimeisen 6 kuukauden aikana. Ennen tutkimukseen osallistumista tutkittaville kerrottiin tutkimuksen tarkoitus ja mittausten sisältö. Tutkittavat saivat informaatiota tutkimuksesta sekä kirjallisesti että suullisesti ja tämän jälkeen he allekirjoittivat suostumuksen tutkimukseen osallistumisesta (liite 1). Kööpenhaminan yliopiston eettinen toimikunta oli myöntänyt luvan tutkimuksen suorittamiseen.

Suurin osa tutkittavista oli yliopisto-opiskelijoita. Tutkittavia rekrytoitiin esimerkiksi opiskelijoiden sähköpostiin lähetetyn ilmoituksen kautta. Tutkittavia rekrytoitiin aktiivisesti myös yliopiston tiloissa, esimerkiksi erilaisten tapaamisten yhteydessä. Tutkittaviksi rekrytoitiin myös muutama Kööpenhaminassa asuva tuttava. Taulukossa 1 on esitetty tutkittavien taustatiedot.

TAULUKKO 1. Tutkittavien taustatiedot (keskiarvo \pm keskihajonta).

	Naiset	Miehet
Ikä (v)	28,6 \pm 5,5	23,5 \pm 1,0
Pituus (cm)	167,4 \pm 5,3	179,5 \pm 9,7
Paino (kg)	59,1 \pm 7,0	77,8 \pm 6,4
Painoindeksi (kg/m ²)	21,0 \pm 1,6	24,4 \pm 4,6

8.2 Tutkimusasetelma

Tutkittavat osallistuivat tutkimukseen kahtena erillisenä päivänä. Ensimmäisenä mittauspäivänä tutkittavat täyttivät aluksi lyhyen kyselylomakkeen (liite 2, lomakkeen ylälaita). Kyselylomakkeeseen kirjattiin tutkittavan syntymäaika, pituus, paino, fyysisen aktiivisuuden määrä,

tieto mahdollisista aikaisemmista jalkavammoista sekä kengännumero. Tutkittavat kirjoittivat lomakkeeseen, minkä tyyppistä urheilua he harrastavat (urheilulaji(t)) sekä kuinka monta kertaa viikossa he harrastavat urheilua.

8.2.1 Ensimmäinen mittauspäivä

Ensimmäisenä mittauspäivänä määritettiin aluksi tutkittavan jalan anatomisia mittoja oikeasta jalasta. Taulukkoon 2 on listattu tutkimuksessa määritetyt anatomiset mitat.

TAULUKKO 2. Tutkittavan jalasta määritetyt anatomiset mitat

Jalan pituus
Alaraajan pituus
Säären ympärysmitta
Jalkapohjan muoto
Veneluun kyhmyn etäisyys maasta subtalaarinivelen ollessa neutraalissa asennossa (navicular height)
Veneluun kyhmyn etäisyys maasta subtalaarinivelen ollessa lepoasennossa
Veneluun vertikaalinen liikkuminen (navicular drop)
Sisäkaaren pitkittäinen kulma (subtalaarinivel neutraalissa asennossa)
Sisäkaaren pitkittäinen kulma (subtalaarinivel relaxoituneena)
Feissin linja (subtalaarinivel neutraalissa asennossa)
Feissin linja (subtalaarinivel relaxoituneena)

Jalan pituus määritettiin mittaamalla etäisyys suoliluun etuyläkärsästä (spina iliaca anterior superior) sisäkehräksen (mediaalisen malleolin) korkeimpaan kohtaan. Alaraajan pituus määritettiin mittaamalla etäisyys reisiluun ulkosivunastasta (epicondylus lateralis femoris) ulkokehräksen (malleolus lateralis) alimpaan kohtaan. Säären ympärysmitta määritettiin siten, että mitattiin säären ympärysmitta sen paksuimmasta kohdasta. Jalkapohjan muoto määritettiin siten, että tutkittava seiso paperin päällä ja jalan ympärysmitta piirrettiin kynällä. Jalkapohjan muotoa kuvaavaan piirroksen merkittiin myös ensimmäisen metatarsaalnivelen sijainti. Jalkapohjan muotoa kuvaavan piirroksen avulla määritettiin myös ensimmäisen metatarsaalnivelen ja kantapään uloimman osan etäisyys (truncated foot length). Normalisoitu veneluun kyhmyn etäisyys maasta (normalized navicular height) laskettiin kaavalla veneluun kyhmyn etäisyys maasta jaettuna ensimmäisen metatarsaalnivelen ja kantapään uloimman osan etäisyys.

Jalan anatomisten mittojen määrittämisen jälkeen tutkittavat tekivät nilkkadynamometrillä isometrisiä submaksimaalisia ja maksimaalisia suorituksia. Voimamittausten tuloksia ei kirjattu ollenkaan ylös ensimmäisenä mittauspäivänä, sillä varsinaiset mittaukset suoritettiin vasta tutkittavien saapuessa paikalle toisen kerran. Ensimmäisen harjoittelukerran tarkoitus oli perehdyttää tutkittavia suoritettaviin tehtäviin ja minimoida tätä kautta oppimisen vaikutus. Tutkittavat suorittivat perehdytyskerralla nilkan plantaarifleksiota voimatasoilla 50 %, 80 % ja 100 % maksimaalisesta voimatasosta. Tutkittavien toinen tehtävä oli suorittaa nilkan plantaarifleksiota ja samaan aikaan koukistaa myös isovarvasta. Myös tämä toinen tehtävä suoritettiin voimatasoilla 50 %, 80 % ja 100 % maksimaalisesta voimatasosta. Voimatasot 50 % ja 80 % maksimista perustuivat tutkittavan subjektiiviseen arvioon. Tutkittavat harjoittelivat myös suoritusta, jossa oli tarkoitus suorittaa nilkan plantaarifleksiota ilman, että FHL osallistuu suoritukseen. Lopuksi tutkittavat harjoittelivat pelkkää isovarpaan koukistusta.

8.2.2 Toinen mittauspäivä

Varsinaiset mittaukset suoritettiin toisena mittauspäivänä. Aluksi tutkittavat perehdyttiin kävelytehtäviin, joita oli yhteensä 7 kappaletta. Tutkittavat kävelivät kolmen voimalevyn yli ja samalla mitattiin EMG:tä yhteensä viidestä eri lihaksesta tutkittavan oikeasta jalasta. Ensimmäinen tehtävä oli kävellä juoksukengät jalassa voimalevyjen yli omalla luonnollisella kävelynopeudella. Tutkittavat kävelivät mahdollisimman luonnollisesti katsomatta maahan ja tutkijoiden tehtävänä oli katsoa mihin tutkittava astui. Onnistunut askel saatiin aina silloin, kun tutkittava astui kokonaan oikealla jalalla voimalevyn päälle. Kävelytehtävää jatkettiin, kunnes saatiin riittävä määrä (8-10) onnistuneita askelia oikealla jalalla. Ensimmäisen kävelytehtävän jälkeen hitain ja nopein kävelyaika jätettiin huomioimatta ja muiden jäljelle jääneiden aikojen perusteella laskettiin kävelyaikojen keskiarvo. Näin saatiin määritettyä tutkittavan luonnollisen kävelyn keskimääräinen nopeus (preferred speed walking = W) Ensimmäinen tehtävän jälkeen kävelytehtävät suoritettiin satunnaisessa järjestyksessä. Tutkittavat suorittivat myös kävelytehtävät, joissa he kävelivät 30 % nopeammin ja 30 % hitaammin kuin ensimmäisessä kävelytehtävässä W. Nämä tehtävät nimettiin WF (nopea kävely) ja WS (hidas kävely). Onnistunut suoritus kävelytehtävissä WF ja WS määritettiin siten, että kävelyaika poikkesi enintään ± 5 prosenttia lasketusta tavoiteajasta. Tutkittavat kävelivät myös omalla luonnollisella kävelynopeu-

della sekä paljain jaloin pelkät sukat jalassa että varvassandaalit jalassa. Nämä tehtävät nimettiin WB (kävely paljain jaloin) ja WFP (kävely varvassandaalit jalassa). Mikäli tutkittavan kävelynopeus paljain jaloin tai varvassandaalit jalassa poikkesi merkittävästi aluksi määritetystä kävelynopeudesta W (kävely luonnollisella nopeudella juoksulenkkarit jalassa), suorittivat tutkittavat vielä erikseen tehtävän, jossa käveltiin samalla nopeudella kuin ensimmäisessä kävelytehtävässä. Nämä tehtävät nimettiin WBM (kävely paljain jaloin, nopeus sama kuin ensimmäisessä tehtävässä) ja WFM (kävely varvassandaalit, nopeus sama kuin ensimmäisessä tehtävässä). Taulukossa 3 on koottuna tutkittavien suorittamat kävelytehtävät, kävelytehtävien kuvaukset sekä eri tehtäville käytetyt tunnistekoodit.

TAULUKKO 3. Tutkittavien suorittamat kävelytehtävät

Kävely omalla luonnollisella kävelynopeudella juoksukengät jalassa	W
Kävely juoksukengät jalassa 30 % nopeammin kuin tehtävässä W	WF
Kävely juoksukengät jalassa 30 % hitaammin kuin tehtävässä W	WS
Kävely paljain jaloin pelkät sukat jalassa nopeuden ollessa sama kuin tehtävässä W	WBM
Kävely varvassandaalit jalassa nopeuden ollessa sama kuin tehtävässä W	WFM
Kävely paljain jaloin pelkät sukat jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella	WB
Kävely varvassandaalit jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella	WFP

8.2.3 Submaksimaaliset ja maksimaaliset plantaarifleksioitehtävät

Toisena mittauspäivänä ennen varsinaisia mittauksia tutkittavat suorittivat useampia lämmittelysuorituksia. Maksimaalisten suoritusten aikana tutkittavia ohjeistettiin ylläpitämään maksimaalista voimatasoa noin 2 - 3 sekunnin ajan. Kaikkien maksimaalisten suoritusten välillä oli vähintään 1,5 minuutin tauko. Tutkittavien ensimmäinen tehtävä lämmittelyn jälkeen oli maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio. Seuraava tehtävä oli suorittaa yhtä aikaa maksimaalista isovarpaan koukistusta ja maksimaalista nilkan plantaarifleksiota. Tutkittavat tekivät myös nilkan plantaarifleksiota sellaisella voimakkuudella, että mukana ei ole isovarpaan koukistusta. Tämän suorituksen aikana EMG:tä seurattiin näytöltä ja tutkittavaa ohjeistettiin tarvittaessa käyttämään hieman vähemmän voimaa. Seuraavaksi tutkittavat tekivät pelkästään isovarpaan

koukistusta. Viimeinen tehtävä oli suorittaa maksimaalista dorsifleksiota. Ennen maksimaalista dorsifleksiota tutkittavat tekivät muutaman lämmittelysuorituksen pienemmällä voimatasolla. Tutkittavat suorittivat jokaisen tehtävän 2-3 kertaa. Näiden testien tarkoituksena oli löytää maksimaalinen EMG, jota käytettiin signaalin normalisoinnissa. Taulukkoon 4 on koottu tutkittavien suorittamat tehtävät, joiden aikana EMG:tä ja vääntömomenttia mitattiin.

TAULUKKO 4. Tutkittavien suorittamat isometriset voimamittaukset ja eri tehtävien tunniste-koodit.

Maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio	MVIC
Maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio ja samaan aikaan maksimaalinen isovarpaan koukistus	MVIC_BIG_TOE
Isometrinen plantaarifleksio ilman isovarpaan koukistusta	NO_FHL
Isovarpaan koukistus ilman samanaikaista nilkan plantaarifleksiota	ONLY_FHL
Maksimaalinen isometrinen nilkan dorsifleksio	MVIC_TA

8.3 EMG:n mittaaminen

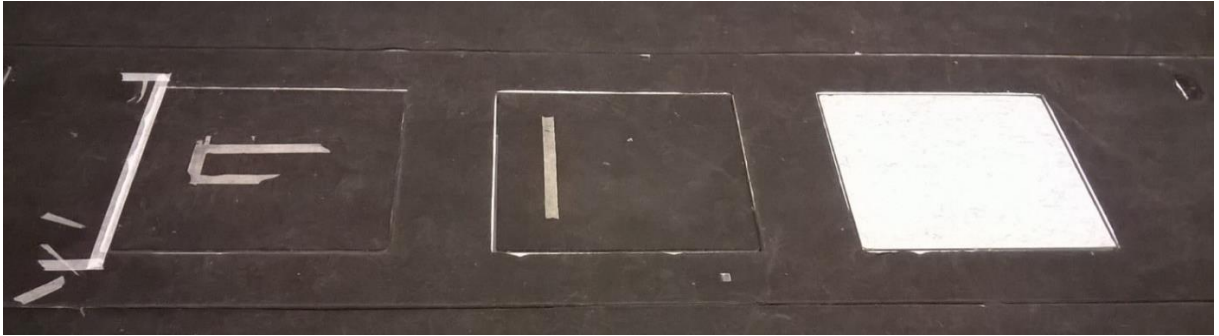
Lihasten EMG -aktiivisuutta mitattiin telemetrisen MARQ -laitteen (MQ16, Marq-Medical, Farum, Tanska) avulla. EMG-signaalin keräystaajuus oli 1000 Hz. Tutkimuksessa käytettiin bipolaarisia Ambu Bluesensor N hopea-hopea kloridi pintaelektrodeja (Ambu A/S, Ballerup, Tanska). EMG-aktiivisuutta mitattiin yhteensä viidestä eri lihaksesta, FHL:stä (flexor hallucis longus), mediaalisesta kaksoiskantalihaksesta (gastrocnemius medialis), lateraalista kaksoiskantalihaksesta (gastrocnemius lateralis), leveästä kantalihaksesta (soleus) ja etummaisesta säärilihaksesta (tibialis anterior). Elektrodiin oikea sijoituspaikka FHL:ään määritettiin ultraäänilaitteen avulla kuvan 7 mukaisesti. Ultraäänilaitteen avulla jokaiselta tutkittavalta määritettiin leveän kantalihaksen kiinnittymiskohta sekä FHL:n jänne-lihasliitos ja elektrodit sijoitettiin näiden kahden anatomisen kohdan väliin. FHL:n päälle sijoitettavien elektrodien napojen välinen ero oli poikkeuksellisesti 16 mm (Bojsen-Moller ym. 2010). Muiden lihasten kohdalla napojen välinen ero oli 22 mm. FHL:n elektrodien napojen välistä eroa pienennettiin siten, että molempien elektrodien reunoista leikattiin pieni pala pois. Etummaiseen säärilihakseen sekä kaksoiskantalihakseen elektrodit kiinnitettiin SENIAMin ohjeistuksen mukaan. Leveään kan-

talihakseen elektrodit sijoitettiin muuten SENIAMin ohjeen mukaan, mutta elektrodit sijoitettiin oikean jalan lateraaliseen puolelle, koska haluttiin välttää FHL:n ja leveän kantalihaksen välistä ylikuulumista. EMG:n normalisointi suoritettiin mittaamalla EMG:tä maksimaalisen plantaarifleksion ja dorsifleksion aikana.

Ennen elektrodien kiinnittämistä mittausalueelta ajeltiin ihokarvat pois. Tämän jälkeen ihon pintaa raaputettiin hieman hiekkapaperilla. Lopuksi iho pyyhittiin alkoholia sisältävällä puhdistuslapuilla. Elektrodien kiinnittämisen jälkeen impedanssi tarkistettiin mittarin avulla. Impedanssi oli aina alle 5 k Ω . Ennen kävelytehtävien aloitusta tutkittavaa pyydettiin suorittamaan plantaarifleksiota ja isovarpaan koukistusta, jotta EMG-signaalin laatu saatiin tarkistettua.

8.4 Reaktiivoimien ja vääntömomentin mittaaminen

Tutkittavat suorittivat kävelytehtävät Kööpenhaminan yliopiston kävelylaboratoriossa. Laboratoriossa oli yhteensä 3 voimalevyä (AMTI OR6-5-1, Watertown, MA, USA), jotka sijaitsivat peräkkäin (Kuva 10). Jokainen voimalevy oli kooltaan noin 50,8 cm x 50,8 cm ja voimalevyjen välissä oli noin 20 cm väli. Tutkittavat aloittivat kävelyn 2-3 metriä ennen ensimmäistä voimalevyä ja jatkoivat kävelyä 2-3 metriä viimeisen voimalevyn jälkeen. Tutkittavien kävelytehtävien aikana mitattiin vertikaalinen reaktiivoima. Voimalevydata kerättiin MATLAB-ohjelmalla (MathWorks Inc., Natick, USA). Mittaus käynnistettiin painamalla MATLAB-ohjelman graafisessa käyttöliittymässä olevaa painiketta ja tämän jälkeen tutkittavalle annettiin kehoitus lähteä liikkeelle. Voimalevyysignaali muunnettiin analogisesta muodosta digitaaliseen muotoon A/D-muuntimen avulla (NI BNC-2120, Austin, USA).



KUVA 10. Kööpenhaminan kävelylaboratorion kolme voimalevyä.

Kävelyaika mitattiin valokennojen avulla. Ensimmäinen lasersäde sijaitsi noin 33,5 cm ennen ensimmäistä voimalevyä ja toinen lasersäde noin 20 cm kolmannen voimalevyn jälkeen. Kahden lasersäteen välinen etäisyys oli 2,56 m. Lasersäteiden välinen tarkka etäisyys oli tiedossa, muut mitat ovat mittanauhalla mitattuja. Lasersäteet katkesivat tutkittavan kulkiessa niiden ohi ja tämän perusteella saatiin määritettyä aika, joka tutkittavalla kului 2,56 metrin mittaisen matkan kävelyyn.

Isometriset voimamittaukset tehtiin Kööpenhaminan yliopiston KinCom-dynamometrillä (Kinetic Communicator, Chattecx Corporation, Chattanooga, USA) KinCom-laboratoriossa. Voimasignaalin keräystaajuus oli 1000 Hz. Tutkittavat makasivat KinCom-dynamometrissä päinmakuulla kuvan 11 mukaisesti. Tutkittavat sidottiin penkkiin kiinni mahdollisimman tiukkaan, jotta lihastyön aikana tapahtuisi mahdollisimman vähän liikettä. Vasen jalka sidottiin penkkiin kiinni pohkeen kohdalta ja molemmat jalat polvien kohdalta kuvan 11 mukaisesti. Lisäksi tutkittavat sidottiin penkkiin kiinni hartioden kohdalta. Kaikkia tutkittavia ohjeistettiin sijoittamaan kädet samalla tavoin lämmittelysuoritusten ja kaikkien viiden eri tehtävän aikana. KinCom-dynamometrin rotaatioakseli säädettiin ulkokehräksen kohdalle ja tutkittavan jalkaan laitettiin pyöräilykenkä, joka saatiin kiinnitettyä dynamometrin polkimeen. KinCom-dynamometrin mittaama voimasignaali kerrottiin yksilöllisellä vipuvarren arvolla, jonka jälkeen saatiin määritettyä vääntömomentti (Nm). Voimamittausdata tallennettiin MATLAB-ohjelmaan (MathWorks Inc., Natick, USA).



KUVA 11. Tutkimuksessa käytetty Kincom–dynamometri ja tutkittava valmiina isometriseen nilkan ojennukseen.

8.5 Analyysit

EMG-signaaleille tehtiin kaistanpäästösuodatus (20 – 450 Hz) käyttäen Butterworth-suodatinta. Jokaisen eri lihaksen root mean square (RMS) EMG-aktiivisuus määritettiin kävelyn tukivaiheen ajalta ja kaikkien onnistuneiden askelien RMS-arvot keskiarvoistettiin eri kävelytehtävissä. Kävelyn aikainen EMG normalisoitiin maksimaalisessa isometrisessä tilanteessa 1 sekunnin aikaikkunasta määritettyyn RMS-arvoon. Sekunnin aikaikkuna määritettiin ajalta, jolloin saavutettiin tasanne maksimaalisessa voimantuotossa.

8.6 Tilastoanalyysit

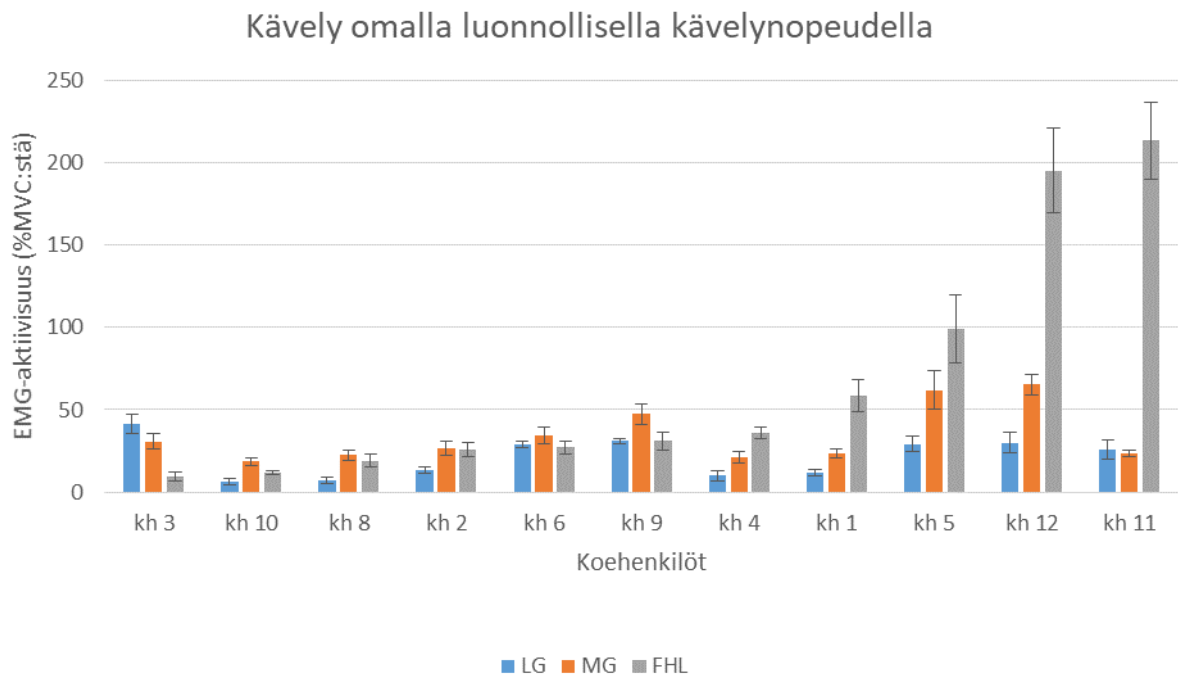
Normalisoiduista EMG:n RMS-arvoista laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat. Aineiston normaalijakautuneisuuden testaamiseen käytettiin Saphiro-Wilkin W -testiä, koska tutkittavien määrä oli pieni (11). Tutkimuksen pääkohteen, FHL-lihaksen osalta Saphiro-Wilkin W -testi osoitti, että tulokset eivät noudata normaalijakaumaa. Myöskään etummaisen säärihaksen ja mediaalisen kaksoiskantalihaksen kohdalla tulokset eivät noudattaneet normaalijakaumaa. Sen sijaan leveän kantalihaksen ja lateraalisen kaksoiskantalihaksen osalta tulokset noudattivat normaalijakaumaa. Tilastoanalyseissä päätettiin käyttää nonparametrisiä testejä.

Analyseissä keskityttiin erityisesti FHL-lihakseen. Friedmanin ANOVA:n avulla selvitettiin eri kävelytehtävien välisiä eroja FHL-lihaksen osalta. Vertailussa olivat siis kävelynopeuden osalta kävelytehtävät W, WF ja WS ja eri jalkineiden osalta kävelytehtävät W, WB ja WFP. Jos ANOVA:n päätulos oli merkitsevä, parivertailuissa käytettiin parittaista t-testiä, joiden tulos korjattiin käyttämällä Bonferronin korjausta, eli laskennallinen p:n arvo kerrottiin kolmella. Tulos katsottiin tilastollisesti merkitseväksi, kun $p < 0,05$. Tilastoanalyysit tehtiin IBM SPSS Statistics 24 -ohjelmalla.

9 TULOKSET

Tutkimuksessa havaittiin suuria yksilöiden välisiä eroja FHL-lihaksen EMG -aktiivisuudessa. Kuviossa 1 tutkittavien FHL:n EMG-aktiivisuudet (% MVC:stä) on kuvattu pienimmästä arvosta suurimpaan arvoon. Pienin mitattu FHL:n EMG RMS arvo oli 10 % MVC:stä (tutkittavalla numero 3) ja suurin mitattu arvo oli 213 % MVC:stä (tutkittavalla numero 11).

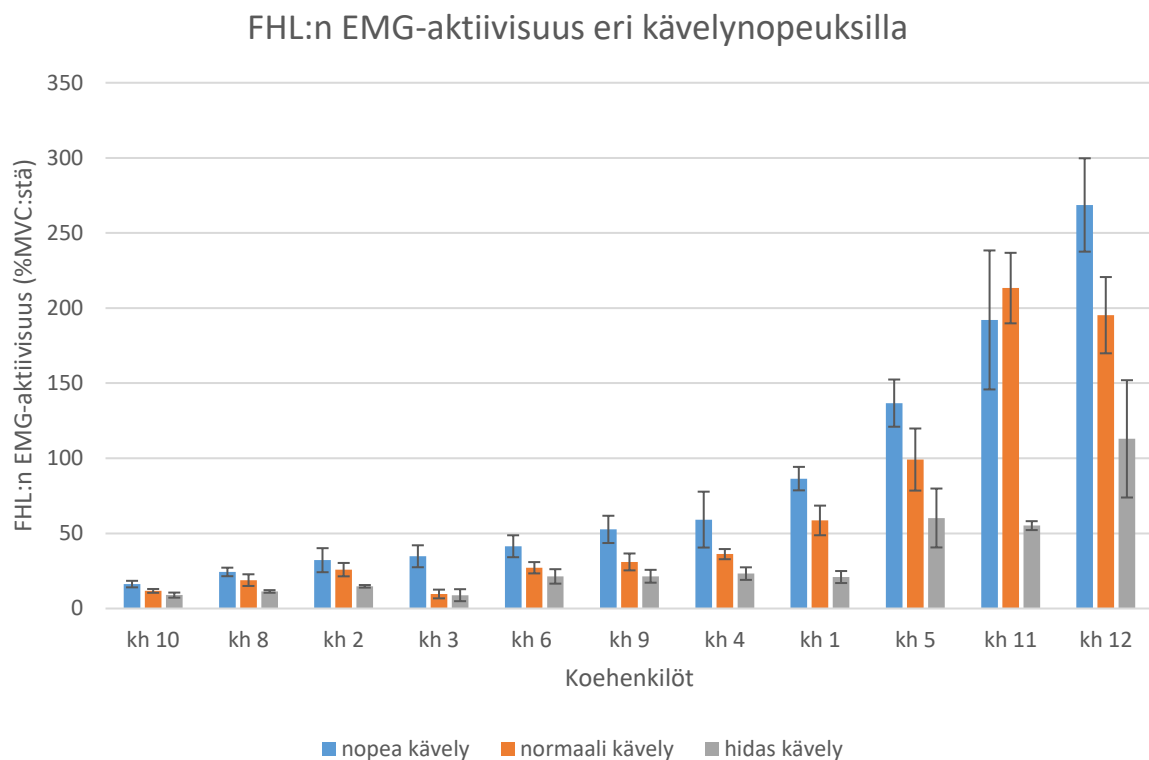
Myös muiden lihasten kohdalla havaittiin yksilöiden välisiä eroja lihaksen EMG-aktiivisuudessa. Kuviossa 1 näkyy myös, kuinka EMG-aktiivisuus vaihtelee eri tutkittavilla lateraalisisessa ja mediaalisessa kaksoiskantalihaksessa käveltäessä omalla luonnollisella kävelynopeudella juoksukengät jalassa. Kuten kuviosta 1 näkyy, yksilöiden väliset erot ovat merkittävämmät FHL:ssä verrattuna lateraaliseen ja mediaalisen kaksoiskantalihakseen. Liitteessä 3 on koottuna kaikkien eri kävelytehtävien aikaiset FHL:n EMG RMS -arvojen keskiarvot ja keskihajonnat.



KUVIO 1. Lateraalisen ja mediaalisen kaksoiskantalihaksen (LG ja MG) sekä FHL:n EMG-aktiivisuus (% MVC:stä) kävellessä juoksukengät jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella (keskiarvo \pm keskihajonta).

9.1 Kävelynopeuden vaikutus

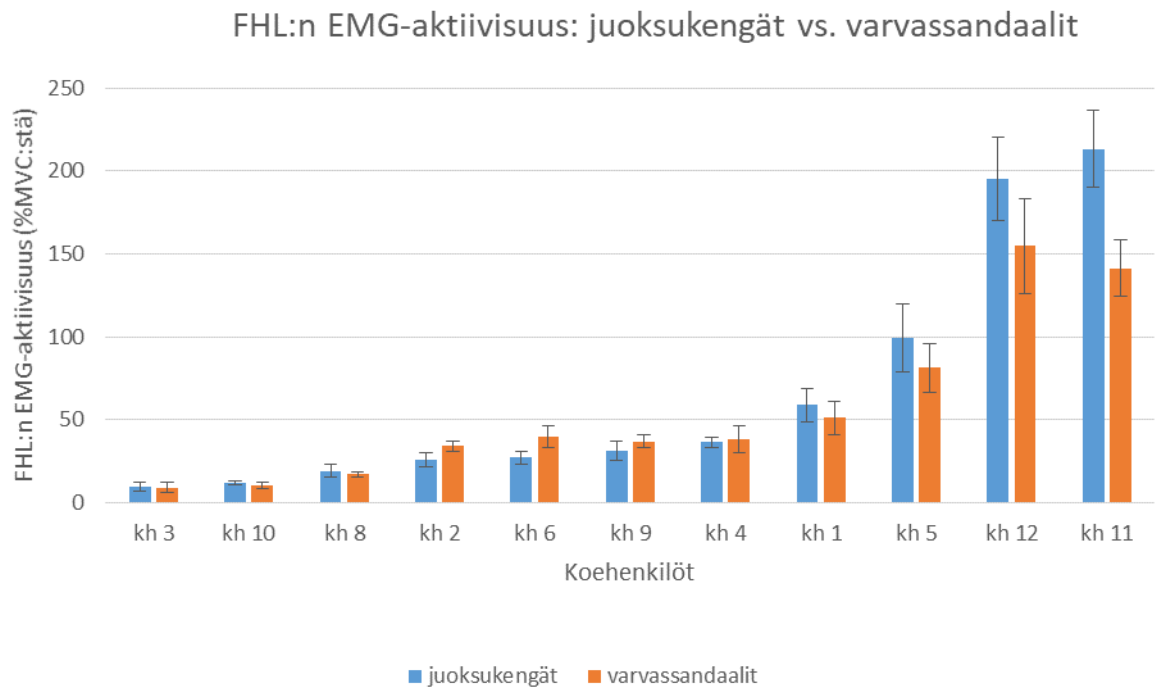
Kävelynopeuden kasvaessa FHL:n EMG-aktiivisuus lisääntyi. Nopean ja hitaan kävelyn aikana mitatut FHL:n EMG-aktiivisuudet erosivat toisistaan tilastollisesti merkitsevästi ($p=0,018$). Nopean kävelyn aikana FHL:n EMG-aktiivisuus oli melkein merkitsevästi suurempi kuin normaalin kävelyn aikana ($p=0,06$). Kuviosta 2 näkyy, kuinka EMG-aktiivisuus muuttuu eri tutkittavilla nopean, normaalin ja hitaan kävelyn aikana. Myös kuviosta 2 voidaan nähdä, että FHL:n EMG-aktiivisuudessa on suuria yksilöiden välisiä eroja. Nopean kävelyn aikana mitattu pienin EMG-aktiivisuuden keskiarvo oli 16 % MVC:stä (tutkittavalla numero 10) ja suurin mitattu arvo 269 % MVC:stä (tutkittavalla numero 12). Hitaan kävelyn aikana pienin mitattu EMG-aktiivisuuden keskiarvo oli 9 % MVC:stä (tutkittavalla numero 3) ja suurin mitattu arvo 113 % MVC:stä (tutkittavalla numero 12).



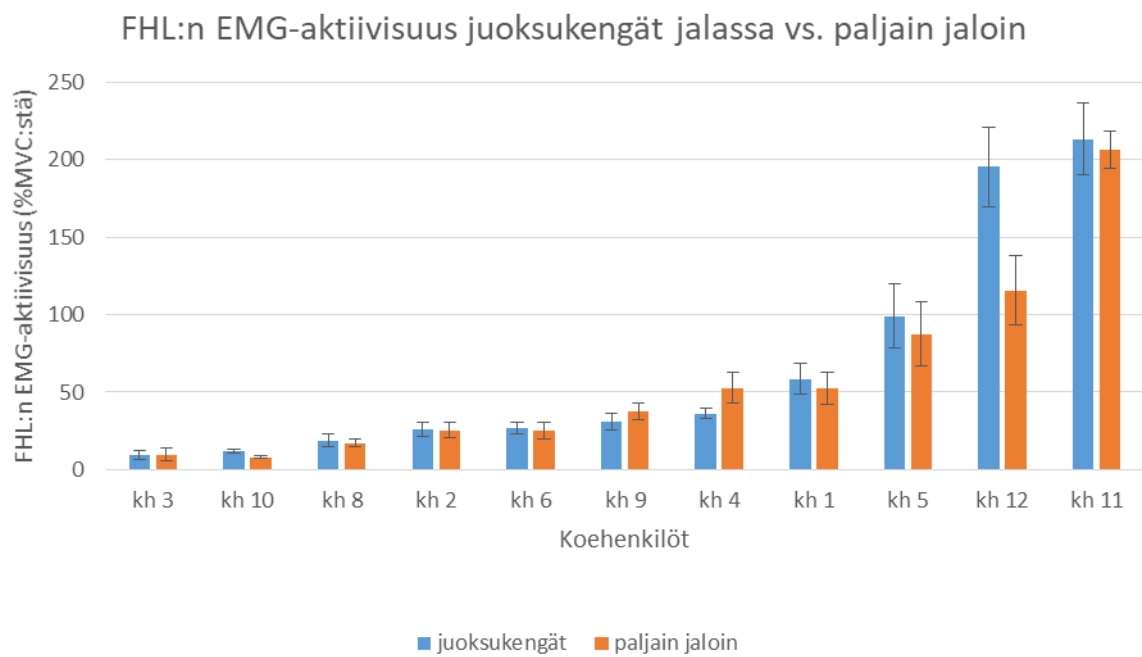
KUVIO 2. FHL:n EMG-aktiivisuus (% MVC:stä) eri tutkittavilla nopean, normaalin ja hitaan kävelyn aikana.

9.2 Jalkineiden vaikutus

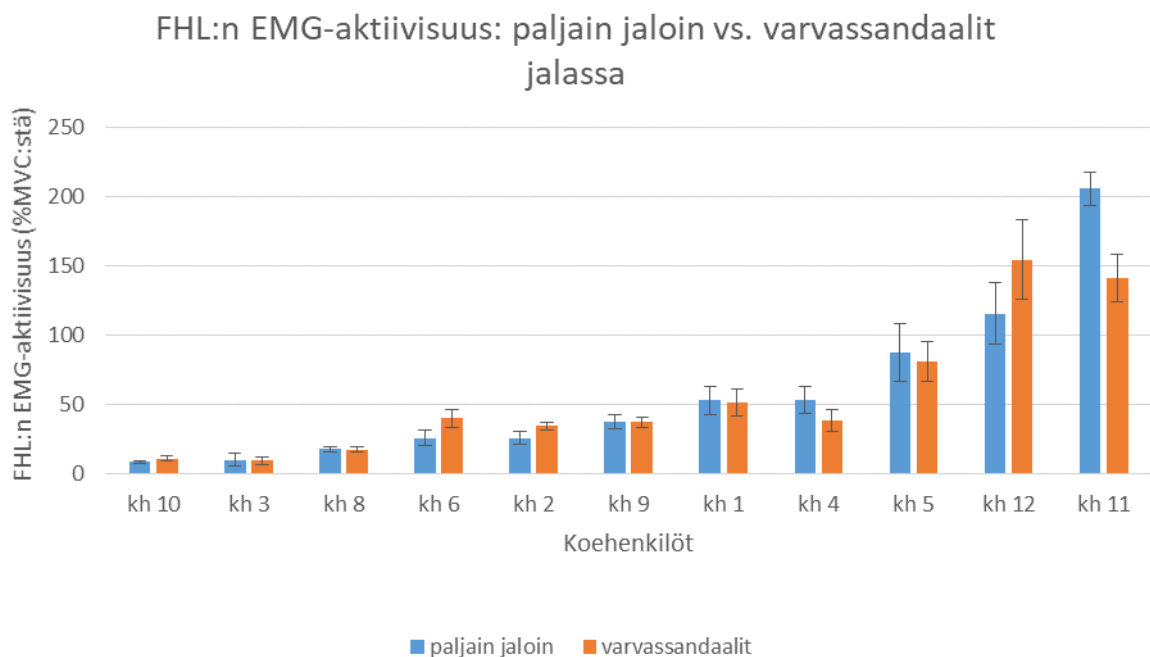
Kuviossa 3 verrataan FHL:n EMG-aktiivisuutta kävellessä juoksukengät jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella versus kävellessä varvassandaalit jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella. Vertailtaessa kävelyä juoksukengillä ja varvassandaaleilla ei FHL:n EMG-aktiivisuus eroa tilastollisesti merkitsevästi. Verrattaessa kävelyä juoksukengät jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella versus kävely paljain jaloin omalla luonnollisella kävelynopeudella (kuvio 4) ei myöskään havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa FHL:n aktiivisuudessa. Kuviossa 5 verrataan FHL:n EMG-aktiivisuutta kävellessä paljain jaloin omalla luonnollisella kävelynopeudella versus kävellessä varvassandaalit jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella. Myöskään tässä tapauksessa paljain jaloin versus varvassandaalit jalassa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja FHL:n EMG-aktiivisuudessa.



KUVIO 3. FHL:n EMG-aktiivisuus (% MVC:stä) eri tutkittavilla käveltyessä juoksukengät jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella ja käveltyessä varvassandaalit jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella.



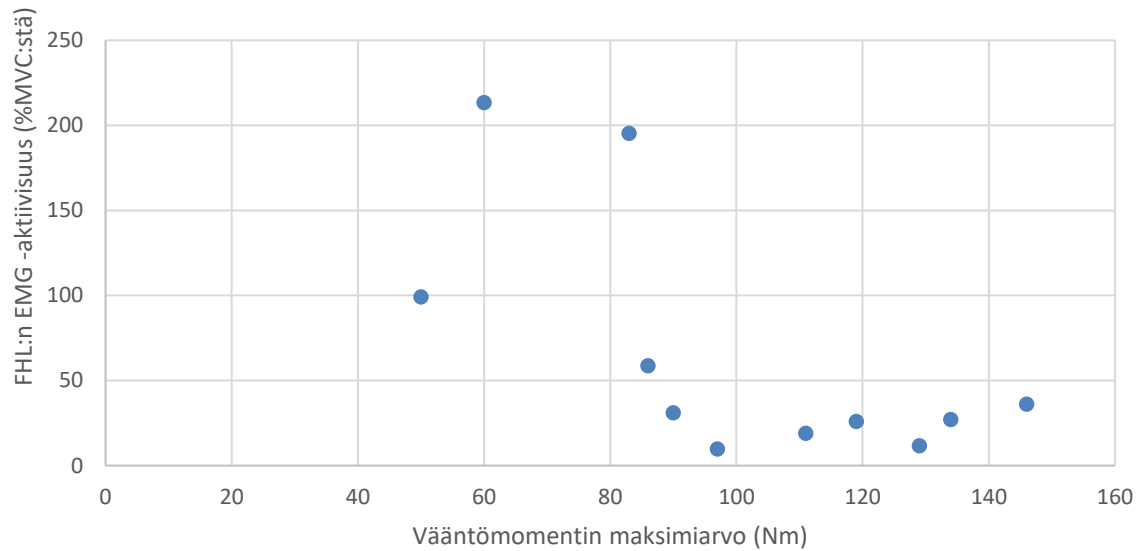
KUVIO 4. FHL:n EMG-aktiivisuus (% MVC:stä) eri tutkittavilla kävellessä juoksukengät jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella ja kävellessä paljain jaloin omalla luonnollisella kävelynopeudella.



KUVIO 5. FHL:n EMG-aktiivisuus (% MVC:stä) eri tutkittavilla käveltyessä paljain jaloin omalla luonnollisella kävelynopeudella ja käveltyessä varvassandaalit jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella.

Kuviossa 6 on esitetty FHL:n EMG-aktiivisuus kävelyn aikana käveltyessä juoksukengät jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella sekä isometrisen plantaarifleksion aikana mitattu vääntömomentin maksimiarvo eri tutkittavilla. Kävelyn aikaisen FHL:n EMG-aktiivisuuden ja maksimaalisen vääntömomentin välillä on negatiivinen korrelaatio. ($r=-0,66$ ja 1-suuntaisen testin p-arvo 0,013). Taulukkoon 5 on vielä koottu maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion aikana mitatut vääntömomentin maksimiarvot eri tutkittavilla sekä kaikkien tutkittavien vääntömomentin keskiarvo.

FHL:n EMG-aktiivisuus kävelyn aikana ja maksimaalinen isometrinen vääntömomentti



KUVIO 6. FHL:n EMG-aktiivisuuden ja maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion vääntömomentin arvon välinen suhde.

TAULUKKO 5. Maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion aikana mitatut vääntömomentin maksimiarvot.

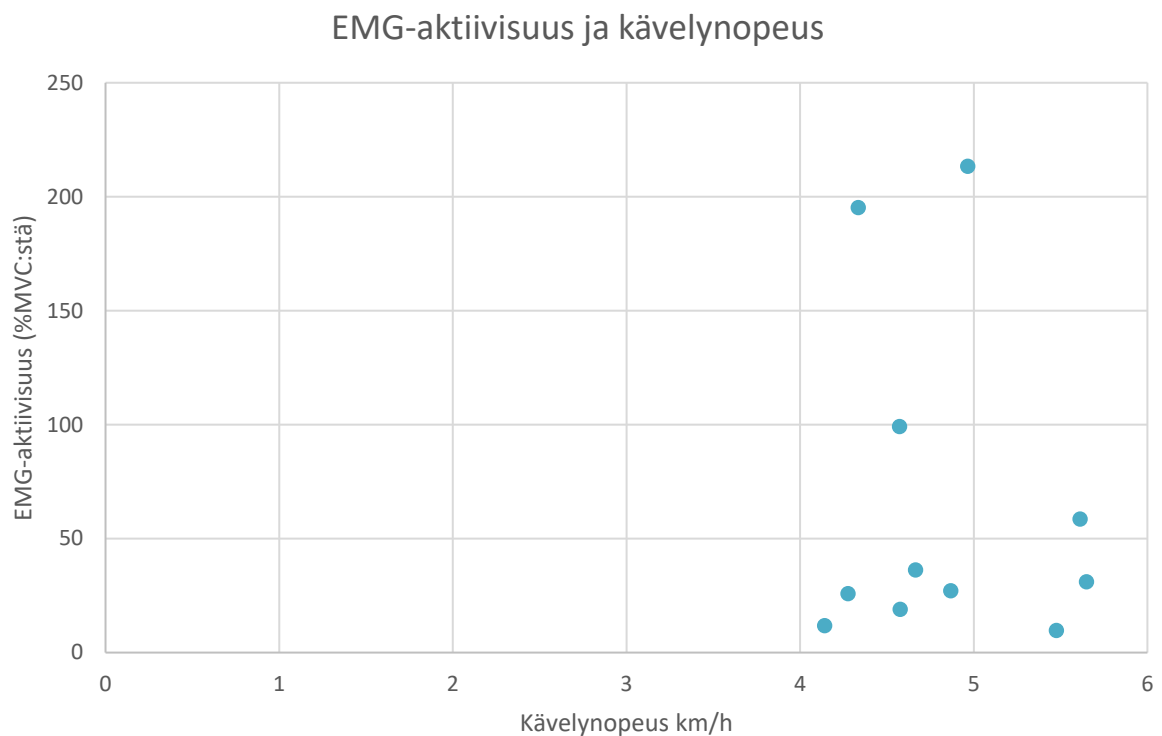
Tutkittava	Vääntömomentin maksimiarvo (Nm)
1	86
2	119
3	97
4	146
5	50
6	134
8	111
9	90
10	129
11	60
12	83
Kaikkien tutkittavien keskiarvo	100

Taulukossa 6 on ilmoitettu kävelynopeuden keskiarvo (km/h) eri tutkittavilla kävelytehtävien W (kävely omalla luonnollisella kävelynopeudella juoksukengät jalassa), WB (kävely paljain jaloin pelkät sukat jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella) ja WFP (kävely varvassandaalit jalassa omalla luonnollisella kävelynopeudella) aikana. Taulukossa 6 on myös ilmoitettu kaikkien tutkittavien kävelynopeuden keskiarvo. Taulukkoon 6 on merkitty lihavoidulla fontilla keskimääräistä suuremmat kävelynopeudet.

TAULUKKO 6. Eri tutkittavien kävelynopeuden keskiarvo, kun tutkittavat saivat kävellä omalla luonnollisella kävelynopeudella.

Tutkittava	Kävelynopeus juoksukengät jalassa (W) (km/h)	Kävelynopeus paljain jaloin (WB) (km/h)	Kävelynopeus varvassandaalit jalassa (WFP) (km/h)
1	5,6	5,1	5,3
2	4,3	4,1	4,1
3	5,5	5,3	5,2
4	4,7	5,3	5,0
5	4,6	4,4	4,5
6	4,9	4,9	5,0
8	4,6	4,5	4,7
9	5,6	5,8	5,9
10	4,1	3,8	3,7
11	5,0	4,7	4,9
12	4,3	3,9	3,8
Kaikkien tutkittavien keskiarvo	4,8	4,7	4,7

Kuviossa 7 on esitetty FHL:n EMG-aktiivisuuden (%MVC:stä) ja kävelynopeuden (km/h) välinen suhde, kun tutkittavat kävelivät omalla luonnollisella kävelynopeudella juoksukengät jalassa (kävelytehtävä W). FHL:n EMG-aktiivisuuden ja kävelynopeuden välillä ei havaittu korrelaatiota ($r = -0,12$, 1-suuntaisen p-testin arvo on 0,36).



KUVIO 7. FHL:n EMG-aktiivisuuden ja kävelynopeuden välinen suhde, kun tutkittavat kävelivät omalla luonnollisella kävelynopeudella juoksukengät jalassa.

Taulukossa 7 on ilmoitettu kävelynopeuden keskiarvo (km/h) eri tutkittavilla nopean ja hitaan kävelyn aikana. Nopean kävelyn (WF) aikana tutkittavat kävelivät 30 % nopeammin kuin oman luonnollisen kävelyn aikana ja vastaavasti hitaan kävelyn aikana tutkittavat kävelivät 30 % hitaammin kuin oman luonnollisen kävelyn aikana. Tutkimuksessa hyväksyttiin näissä kävelytehtävissä WF ja WS enintään $\pm 5\%$ poikkeama tavoiteajasta. Taulukossa 7 on ilmoitettu myös FHL:n EMG-aktiivisuuden keskiarvo eri tutkittavilla nopean ja hitaan kävelyn aikana. Myöskään näissä kävelytehtävissä WF (nopea kävely) ja WS (hidas kävely) FHL:n EMG-aktiivisuuden ja kävelynopeuden välillä ei havaittu korrelaatiota. (nopea kävely: $r = -0,19$, 1-suuntaisen p-testin arvo 0,28; hidas kävely: $r = -0,29$, 1-suuntaisen p-testin arvo 0,19)

TAULUKKO 7. Tutkittavien keskimääräinen kävelynopeus nopean ja hitaan kävelyn aikana sekä FHL:n EMG-aktiivisuus nopean ja hitaan kävelyn aikana.

Tutkittava	Kävelynopeus nopean kävelyn aikana (WF) (km/h)	FHL:n EMG-aktiivisuus nopean kävelyn aikana (%MVC:stä)	Kävelynopeus hitaan kävelyn aikana (WS) (km/h)	FHL:n EMG-aktiivisuus hitaan kävelyn aikana (%MVC:stä)
1	7,2	86	4,0	21
2	5,6	32	3,1	15
3	7,2	35	3,9	9
4	6,0	59	3,3	23
5	6,0	137	3,3	60
6	6,3	41	3,4	21
8	5,9	24	3,2	11
9	7,2	53	4,0	21
10	5,3	16	3,1	9
11	6,2	192	3,4	55
12	5,5	269	3,1	113
Kaikkien tutkittavien keskiarvo	6,2	86	3,4	33

Taulukossa 8 näkyy tutkittavien oikeasta jalasta mitatut tai mittausten perusteella lasketut anatomiset mitat. Kahteen alimpaan sarakkeeseen on merkitty ohjeellinen kyseisen anatomisen mitan pienin ja suurin normaaliksi luokiteltu arvo (Nilsson ym. 2012). Normaalista poikkeavat arvot on merkitty taulukkoon suuremmalla lihavoidulla fontilla. Kaikki tutkittavilta mitatut normaalista poikkeavat arvot viittaavat siihen, että tutkittavalla olisi korkeakaarinen tai jäykkä jalka. Yksikään normaaliksi luokitellun arvon ulkopuolelle sijoittuva arvo ei viitannut matalakaariseen jalkaan tai löysään jalan rakenteeseen.

TAULUKKO 8. Tutkittavien oikeasta jalasta mitatut anatomiset mitat, joiden perusteella voidaan määrittää onko jalka korkeakaarinen, normaalikaarinen vai matalakaarinen

Tutkittava	Mitta 1	Mitta 2	Mitta 3	Mitta 4	Mitta 5	Mitta 6
1	4,2	-1,5	140	0,7	0,8	3
2	4,5	-1,1	164	0	-0,1	10
3	5,5	-0,8	139	0,8	0,8	7
4	5,3	-1,8	155	0,7	0,3	12
5	4,3	-1,3	146	0,4	0,3	5
6	5,4	-1,5	141	0,2	0,2	2
8	5,4	-1,1	155	0,2	0,4	1
9	4,9	-1,7	144	0,2	-0,1	2
10	3,7	-2,3	141	-0,5	0,1	3
11	4,5	-2,1	142	-0,7	-0,2	7
12	4,5	-1,4	152	1,1	0,3	2
Pienin normaalkiksi luokiteltu arvo	3,6	-2,6	131	0,6	-0,1	-1
Suurin normaalkiksi luokiteltu arvo	5,5	-1,2	152	1,8	0,9	13

Mitta 1: veneluun kyhmyn etäisyys maasta (cm),

Mitta 2: Feissin linja subtalaarinivelen ollessa neutraalissa asennossa (cm)

Mitta 3: sisäkaaren pitkittäinen kulma subtalaarinivelen ollessa neutraalissa asennossa (°)

Mitta 4: veneluun vertikaalinen liike

Mitta 5: Arvojen erotus: Feissin linja neutraalissa asennossa – Feissin linja lepoasennossa

Mitta 6: Arvojen erotus: sisäkaaren pitkittäinen kulma neutraalissa asennossa – sisäkaaren pitkittäinen kulma lepoasennossa

10 POHDINTA

Tutkimuksessa havaittiin suuria yksilöiden välisiä eroja FHL-lihaksen EMG-aktiivisuudessa. Tässä aineistossa kahdella tutkittavalla FHL:n EMG-aktiivisuus oli huomattavasti suurempi kuin muilla yhdeksällä tutkittavalla. Tämän tutkimuksen tulokset ovat siis yhteneväisiä aiempien raporttien kanssa, joissa havaittiin suuria yksilöiden välisiä eroja FHL:n toiminnassa (Finni ym. 2006; Masood ym. 2014; Bojsen-Møller ym. 2010). Tämä tutkimus vahvistaa edelleen käsitystä, että yksilöiden väliset erot FHL:n aktiivisuudessa olisivat suuria. Tähän tutkimukseen osallistui kuitenkin vain 11 tutkittavaa, joten näiden tulosten perusteella ei voida vielä tehdä laajoja johtopäätöksiä yksilöiden välisistä eroista.

Tämän tutkimuksen tulosten perusteella kävelynopeudella oli vaikutusta FHL:n EMG-aktiivisuuteen. Kävelynopeuden kasvaessa FHL:n EMG-aktiivisuus lisääntyi. FHL:n EMG-aktiivisuus oli merkittävästi suurempi nopean kävelyn kontaktivaiheen aikana kuin hitaassa kävelyssä. Myös verrattaessa nopeaa kävelyä ja normaalia kävelyä saatiin lähes merkitsevä ero. Erilaisilla jalkineilla ei todettu olevan vaikutusta FHL:n EMG-aktiivisuuteen. Vertailtaessa kävelyä juoksukengät jalassa, paljain jaloin ja varvassandaalit jalassa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja FHL:n EMG-aktiivisuudessa. Jalan anatomisten ominaisuuksien mittaustulosten perusteella todettiin, että kenelläkään tutkittavista ei ollut lattajalkaa eikä viimeistä hypoteesia voitu näinollen tutkia.

Tutkimuksessa havaittiin, että kävelynopeuden kasvaessa FHL:n EMG-aktiivisuus lisääntyi. Myös Peter ym. (2015) tekivät tutkimuksessaan saman havainnon. Näiden tehtyjen tutkimusten perusteella vaikuttaisi siltä, että FHL:n rooli korostuu erityisesti nopean kävelyn aikana. Hieman yllättävää oli, että erilaisilla jalkineilla ei todettu olevan vaikutusta FHL:n aktiivisuuteen. Etukäteen olisi voinut olettaa, että FHL:n aktiivisuus olisi erilainen kävellessä erilaisilla jalkineilla. Kävely paljain jaloin on biomekaanisesti hieman erilaista kuin kävely jalkineilla, sillä paksupohjainen kenkä (esimerkiksi juoksukenkä) aiheuttaa ylemmän nilkkanivelen korostuneen dorsifleksion jalkaterän tullessa alkukontaktissa alustalle ja tämä lisää säären etuosan lihasten kuormitusta (Väyrynen 2017). Tutkimuksessa ei kuitenkaan havaittu eroa FHL:n EMG-aktiivisuudessa kävellessä paljain jaloin tai juoksukengät jalassa. Etukäteen olisi myös voinut

olettaa, että FHL:n EMG-aktiivisuus olisi suurin käveltyessä varvassandaalit jalassa. Tilastollisesti merkitsevää eroa ei kuitenkaan tässä tutkimuksessa havaittu, kun verrattiin kävelyä eri jalkineilla.

Ensimmäisessä kävelytehtävässä (W) tutkittavat kävelivät omalla luonnollisella kävelynopeudellaan. Myös kävelytehtävissä WB (kävely paljain jaloin) ja WFP (kävely varvassandaalit jalassa) tutkittavat saivat kävellä omalla luonnollisella kävelynopeudellaan. Eri tutkittavien oma luonnollinen kävelynopeus luonnollisesti vaihtelee hieman, joten FHL:n EMG-variaatioon saattaa vaikuttaa myös variaatio kävelynopeudessa. Tutkittavan 1 kohdalla FHL:n EMG-aktiivisuuteen saattaa vaikuttaa myös kävelynopeus, sillä tutkittavan 1 kävelynopeus oli keskimääräistä suurempi. Esimerkiksi kävelytehtävässä W tutkittavan 1 keskimääräinen kävelynopeus oli 5,6 km/h, kun kaikkien tutkittavien kävelynopeuden keskiarvo oli 4,8 km/h. Tutkittavalla 5 FHL:n EMG-aktiivisuus oli kaikissa kävelytehtävissä keskimääräistä suurempi. Tutkittavan 5 kävelynopeus oli kuitenkin tehtävissä W, WB ja WFP keskimääräistä hieman hitaampi. Tutkittavilla 11 ja 12 FHL:n EMG-aktiivisuus oli merkittävästi suurempi kuin muilla tutkittavilla. Tutkittavalla 12 kävelynopeus oli keskimääräistä hitaampi. Esimerkiksi kävelytehtävässä W tutkittavan 12 kävelynopeus oli keskimäärin 4,3 km/h, kun kaikkien tutkittavien nopeuden keskiarvo oli 4,8 km/h. Tutkittavilla 5 ja 12 keskimääräistä suurempi FHL:n EMG-aktiivisuus ei siis johdu nopeammasta yksilöllisestä kävelynopeudesta. Tutkittavalla 11 kävelynopeus tehtävissä W ja WFP oli hieman keskimääräistä suurempi. Tehtävässä WB tutkittavan 11 kävelynopeus (4,7 km/h) oli juuri sama kuin kaikkien tutkittavien kävelynopeuden keskiarvo. Tutkittavien FHL:n EMG-aktiivisuuden ja kävelynopeuden välillä ei havaittu korrelaatiota, kun tutkittavat kävelivät omalla luonnollisella kävelynopeudellaan. ($r = -0,12$, 1-suuntaisen p-testin arvo on 0,36). Korrelaatiota kävelynopeuden ja FHL:n EMG-aktiivisuuden välillä ei havaittu myöskään nopean kävelyn (WF; $r = -0,19$, 1-suuntaisen p-testin arvo 0,28) eikä hitaan kävelyn (WS; $r = -0,29$, 1-suuntaisen p-testin arvo 0,19) aikana. Voidaan siis päätellä, että tutkimuksessa havaitut suuret yksilölliset erot FHL:n EMG-aktiivisuudessa johtuvat myös muista tekijöistä kuin pelkästään erosta yksilöllisessä kävelynopeudessa.

Kaikki tutkittavilta mitatut normaalista poikkeavat anatomiset mitat viittasivat siihen, että tutkittavalla oli korkeakaarinen tai jäykkä jalka. Yksikään normaaliksi luokitellun arvon ulkopuolelle sijoittuva arvo ei viitannut matalakaariseen jalkaan tai löysään jalan rakenteeseen. Näiden

mittaustulosten perusteella voidaan siis melko suurella varmuudella todeta, että kenelläkään tutkittavista ei ollut lattajalkaa. Tässä tutkimuksessa jokaisen tutkittavan yhteensä kuutta mitattua jalan anatomista mittausta verrattiin Nilsson ym. (2012) tutkimuksen perusteella normaaliksi luokiteltuihin arvoihin. Kahdella tutkittavalla kaikki mitatut arvot olivat normaaleiksi luokiteltuja. Viidellä tutkittavalla ainoastaan yksi arvo kuudesta viittasi korkeakaariseen jalkaan muiden arvojen ollessa normaaleiksi luokiteltuja. Yhdellä tutkittavista kaksi mitatuista arvoista viittasi korkeakaariseen jalkaan muiden neljän arvon ollessa normaalin rajoissa. Kahdella tutkittavalla kolme mitatusta arvosta viittasi korkeakaariseen jalkaan ja kolme arvoa taas viittasi normaalikaariseen jalkaan. Tulosten tulkinta ei ole jalan anatomisten mittojen kohdalla täysin yksiselitteistä. Nilsson ym. (2012) eivät antaneet ohjeistusta siihen, miten tuloksia tulisi tulkita, mikäli osa arvoista viittaa korkeakaariseen ja osa normaalikaariseen jalkaan.

Angin ym. (2004) havaitsivat tutkimuksessaan, että lattajalkaisilla henkilöillä FHL-lihas on suurempi poikkipinta-alaltaan kuin normaalijalkaisilla verrokeilla. Yksi tutkimuksen hypoteeseista oli, että lattajalkaisilla henkilöillä FHL-lihaksen toiminta saattaisi olla normaalista poikkeavaa. Tähän kysymykseen tässä tutkimuksessa ei saatu vastausta, koska kenelläkään tutkittavista ei todettu tulosten perusteella lattajalkaa. Tutkittavilla numero 11 ja 12 FHL:n EMG-aktiivisuus oli merkittävästi suurempi kuin muilla tutkittavilla. Tutkittavalla 12 kaikki mitatut anatomiset mitat viittasivat normaalikaariseen jalkaan. Tutkittavalla 11 kaksi mitatuista arvoista viittasi korkeakaariseen jalkaan ja neljä arvoa viittasi normaalikaariseen jalkaan. Näin pienen tutkittavien määrän perusteella ei voi vielä tehdä yleistyksiä, mutta näyttäisi siltä, että myös normaalikaarisessa jalassa FHL:n aktiivisuus voi olla hyvin suuri kävelyn aikana.

Kahdella tutkittavalla FHL:n EMG-aktiivisuus oli poikkeuksellisen suurta verrattuna muihin tutkittaviin. Näyttäisi siltä, että suurentunut FHL:n aktiivisuus kävelyn aikana voisi olla yhteydessä hieman matalampaan maksimaalisen plantaarifleksion aikaiseen voimatasoon. Masood ym. (2014) tutkivat akillesjännekipupotilaita sekä terveitä verrokkihenkilöitä ja he havaitsivat tutkimuksessaan, että akillesjännekipupotilailla FHL:n EMG-aktiivisuus oli suurempi kipeässä jalassa kuin terveessä jalassa. Masood ym. (2014) havaitsivat samassa tutkimuksessa myös, että maksimaalinen isometrinen plantaarifleksiovoima oli kipupotilailla suurempi terveessä jalassa kuin kipuilevassa jalassa. Akillesjännevamman takia kipeässä jalassa FHL aktivoituu enem-

män, koska se kompensoi heikentyntä kolmipäisen pohjelihaksen toimintaa. Tähän tutkimukseen osallistuneet tutkittavat olivat terveitä, sillä he eivät raportoineet kärsineensä mistään jalkavammoista edellisen 6 kuukauden aikana. Pienestä tutkittavien määrästä johtuen tämän tutkimuksen perusteella ei voida vielä tehdä laajoja päätelmiä, mutta on kuitenkin mahdollista, että suurentunut FHL:n aktiivisuus kävelyn aikana voisi olla yhteydessä heikompaan plantaarifleksorilihasten voimatasoon. Lisäksi on huomioitavaa, että kaksi tutkittavaa, joilla havaittiin poikkeuksellisen suurta FHL:n aktiivisuutta kävelyn aikana, ovat molemmat miespuolisia. Tästäkin syystä heidän vääntömomentin maksimiarvojaan voi pitää poikkeuksellisen pieninä. Täytyy tietenkin huomioida, että myös muut lihakset, lähinnä kolmipäinen pohjelihas, osallistuvat myös nilkan plantaarifleksioon. FHL ei ole päävaikuttajalihas nilkan plantaarifleksiossa.

10.1 Tutkimuksen vahvuudet ja rajoitukset

Tämän tutkimuksen vahvuuksiin kuului tutkimusasetelma. Tutkimukseen kuului useita erilaisia kävelytehtäviä. Tutkittavat suorittivat saman kävelytehtävän sekä kengät jalassa, paljain jaloin että varvassandaalit jalassa. Sama kävelytehtävä suoritettiin myös usealla eri kävelynopeudella. Kävely paljain jaloin ja kävely varvassandaalit jalassa suoritettiin sekä omalla luonnollisella kävelynopeudella että kontrolloidulla nopeudella (nopeuden täytyi olla sama kuin käveltäessä juoksukengät jalassa).

Täytyy huomioida, että FHL-lihaksen EMG-aktiivisuuden mittaaminen pintaelektrodeilla ei ole vielä validoitu menetelmä. Koska FHL on kooltaan suhteellisen pieni lihas, on mahdollista että EMG-mittauksissa ilmenee ylikuulumista leveästä kantalihaksesta. Tutkimuksessa pyrittiin minimoimaan ylikuulumisen mahdollisuus siten, että elektrodien sijoittaminen FHL:ään määritettiin tarkkaan ja elektrodien napojen välistä eroa pienennettiin 16 millimetriin. Tässä tutkimuksessa käytettiin FHL:n elektrodien sijoittamiseen samaa protokollaa kuin Bojsen-Møller ym. (2010). Bojsen-Møller ym. demonstroivat tutkimuksessaan myös visuaalisesti, että ylikuulumisen voidaan minimoida tätä protokollaa käyttämällä. Vaikka elektrodien sijoituspaikka määritettiin ultraäänilaitteen avulla mahdollisimman tarkkaan, ei ylikuulumisen mahdollisuutta voida täysin sulkea pois. Jatkotutkimukset FHL:n pintaEMG-mittausmenetelmän validoimiseksi ovat

jo tällä hetkellä käynnissä. Validointitutkimuksessa FHL:n, leveän kantalihaksen, kaksoiskantalihaksen ja etummaisen säärilihaksen EMG-aktiivisuutta on tarkoitus mitata sekä pintaelektrodeilla että lihaksen sisälle asetettavilla elektrodeilla. Validointitutkimuksen hypoteesi on, että ylikuuluminen muista lihaksista on minimaalista.

Täytyy myös huomioida, että kaikki henkilöt eivät välttämättä kykene aktivoimaan FHL-lihasta yhtä tehokkaasti isometrisen lihastyön aikana. Tämä voi vaikuttaa isometrisen lihastyön aikana mitattuun FHL:n EMG-arvoon. On mahdollista, että joillekin tutkittavilla oli haastava tehtävä koukistaa isovarvasta maksimaalisella voimakkuudella ja samaan aikaan tehdä maksimaalista nilkan plantaarifleksiota. Tutkimusasetelma oli kuitenkin suunniteltu siten, että tutkittavat osallistuivat mittauksiin kahtena eri päivänä. Ensimmäisenä mittauspäivänä tutkittavat harjoittelivat isometrisiä tehtäviä ja saivat näin ollen harjoitella isovarpaan koukistusta etukäteen.

Täytyy lisäksi huomioida, että subtalaarinivelen asettaminen neutraaliin asentoon on haasteellista. Tämä virhelähde täytyy ottaa huomioon niiden jalan anatomisten mittojen kohdalla, jotka on mitattu subtalaarinivelen ollessa neutraalissa asennossa. Pierrynowskin ym. (1996) tutkimuksessa oli verrattu ammattilaisten ja opiskelijoiden taitoa asettaa subtalaarinivel neutraaliin asentoon. Heidän tutkimuksensa mukaan 90 % ammattilaisista pystyi asettamaan subtalaarinivelen neutraaliin asentoon ± 3 asteen tarkkuudella vastaavan luvun ollessa opiskelijoilla $\pm 4,9$ astetta. Vaikka ammattilaiset kykenivät tässä Pierrynowskin ym. (1996) tutkimuksessa parempaan suoritukseen, on myös ammattilaisen suorituksessa parantamisen varaa. Tähän perustuen jalan anatomisten mittojen mittaustuloksissa esiintyy pieniä virheitä johtuen subtalaarinivelen neutraalin asennon määrittämisen haasteellisuudesta. Mittavirhettä pyrittiin tutkimuksessa vähentämään siten, että subtalaarinivelen neutraalin asennon määrittäminen tehtiin mahdollisimman huolellisesti ja mittaukselle oli varattu reilusti aikaa. Mittauksen suorittanut henkilö oli myös harjoitellut nivelen oikean asennon määrittäystä etukäteen.

10.2 Johtopäätökset

Tutkimuksessa havaittiin suuria yksilöiden välisiä eroja FHL-lihaksen aktiivisuudessa erilaisissa kävelytehtävissä. Suuret yksilöiden väliset erot FHL:n EMG-aktiivisuudessa saattavat

johtua esimerkiksi siitä, että FHL osallistuu moniin eri toimintoihin, kuten isovarpaan koukistukseen, koko jalan ja nilkan plantaarifleksioon, supinaatioon sekä jalan mediaalisen pitkittäiskaaren tukemiseen.

On myös mahdollista, että yksilölliset anatomiset ominaisuudet vaikuttavat FHL:n aktiivisuuteen. Tutkimushypoteesina oli, että lattajalkaisilla henkilöillä saatettaisiin havaita muutoksia FHL:n aktiivisuudessa. Kenelläkään tutkittavista ei kuitenkaan todettu mitausten perusteella lattajalkaa, joten tähän tutkimuskysymykseen ei saatu vastausta.

Tutkimuksessa oli mukana yhteensä 11 tutkittavaa, joten tämän tutkimuksen tulosten perusteella ei voida vielä tehdä laajoja päätelmiä yksilöiden välisistä eroista. Tämän tutkimuksen tulokset korostavat entisestään sitä, että suuremmalla tutkittavien määrällä tehtävät tutkimukset ovat tarpeen.

LÄHTEET

- Ahonen, J. 1998. Kävelyn vaiheet ja niiden aikana tapahtuvat muutokset koko kehossa. Teok-
sessa J. Ahonen (toim.) Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. VK-Kustannus
Oy, Lahti.
- Ahonen, J. & Sandström, M. 2011. Liikkuva ihminen –aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu
biomekaniikka. VK-Kustannus Oy.
- Angin, S., Crofts, G., Mickle, K.J., Nester, C.J. 2014. Ultrasound evaluation of foot muscles
and plantar fascia in pes planus. *Gait & Posture*, 40: (1) 48-52.
- Bojsen-Møller, J., Schwartz, S., Kalliokoski, K.K., Finni, T., Magnusson, S.P. 2010. Intermus-
cular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. *Journal of Ap-
plied Physiology* 109, 1608-1618.
- Brody D.M. 1982. Techniques in the evaluation and treatment of the injures runner. *Orthopedic
Clinics of North America*. 13: 541-558
- Edama, M., Inai, T. Kageyama, I., Kubo, M., Nashimoto, S., Onishi, H., Takabayashi, T.,
Watanabe, H. & Yokoyama, E. 2016. Anatomical study of toe flexion by flexor hallucis
longus. *Annals of Anatomy*. 204, 80-85.
- Enoka, R. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. Fourth Edition. Human kinetics.
- Finni, T., Hodgson, J.A., Lai, A.M., Edgerton, V.R., Sinha, S. 2006. Muscle synergism during
isometric plantarflexion in Achilles tendon rupture patients and in normal subjects re-
vealed by velocity-encoded cine phase-contrast MRI. *Clinical Biomechanics* 21(1): 67-
74.
- Finsteter, J. 2004. Effect of needle-EMG on blood pressure and heart rate. *Journal of Electro-
myography and Kinesiology*. 14:283-286.
- Friedrich, J.A. & Brand, R.A. 1990. Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal
of Biomechanics*. 23:1. 95-95.
- Goldmann, J.P. & Bruggemann, G.P. 2012. The potential of human toe flexor muscles to pro-
duce force. *Journal of Anatomy* 221: 187-194.
- Hahn, F., Meyer, P., Maiwald, C., Zanetti, M., Vienne, P. (2008): Treatment of chronic achilles
tendinopathy and ruptures with flexor hallucis tendon transfer: clinical outcome and
MRI findings. *Foot & Ankle International*, 29: 8. 794-802.

- Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G. 1999. European recommendations for surface electromyography, Roessingh Research and Development, Enschede, Netherlands.
- Huang, Y.C., Wang, L.Y., Wang, H.C., Chang, K.L., Leong, C.P. 2004. The relationship between the flexible flatfoot and plantar fasciitis: ultrasonographic evaluation. *Chang Gung Medical Journal*, 27 (6) 443-448.
- Howard, T. & Simpson, M. 2009. Tendinopathies of the Foot and Ankle. *American Family Physician*. Volume 80, Number 10, 1007-1114
- Jacob, H.A. 2001. Forces acting in the forefoot during normal gait-an estimate. *Clinical biomechanics*, 16:9. 783-792
- Kirane, Y.M., Michelson, J.D., Sharkey, N.A. (2008): Evidence of isometric function of the flexor hallucis longus muscle in normal gait. *Journal of Biomechanics*, 41: 9. 1919-1928.
- Platzer, W. 2003. *Color Atlas/Text of Human Anatomy Vol. 1 Locomotor System. 4. painos.* New York, Thieme Medical Publishers Inc.
- Kangas, J. 1998. Kävelyn analysoinnissa käytettävä teknologia nykypäivänä. Teoksessa J. Aho-
nen (toim.) Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. VK-Kustannus Oy, Lahti.
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Liikuntatieteellinen Seura ry.
- Keskinen, K., Häkkinen, K. & Kallinen, M. 2004. Kuntotestauksen käsikirja. Liikuntatieteellinen seura ry. Tammer-paino Oy Tampere.
- Komi, P.V., Kaneko, M. & Aura, O. 1987. EMG activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 8: 22-29, suppl.
- Lee, K.B., Park, Y.H., Yoon, T.R., Chung, J.Y. 2009. Reconstruction of neglected Achilles tendon rupture using the flexor hallucis tendon. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17: 3. 316-320.
- Levinger, P., Murley, G.S., Barton, C.J., Cotchett, M.P., McSweeney, S.R., Menz, H.B. 2010. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 32 (4). 519-523.
- Lieber, R.L. & Friden, J. 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*. 23:1647-1666.

- Mao, H., Shi, Z., Wapner, K.L., Dong, W., Yin, W. & Xu, D. 2015. Anatomical study for flexor hallucis longus tendon transfer in treatment of Achilles tendinopathy. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 37: 639-647.
- Masood, T., Kalliokoski, K., Bojsen-Moller, J, Magnusson S & Finni, T. 2014. Plantarflexor muscle function in healthy and chronic Achilles tendon pain subjects evaluated by the use of EMG and PET imaging. *Clinical biomechanics*. 29, 564-570.
- Merletti, R. & Parker, P. 2004. *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. IEEE Press Series.
- Nilsson, M., Friis, R., Michaelsen, M., Jacobsen, P. & Nielsen, R. 2012. Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research*. 5:3.
- Oksanen, M.M., Haapasalo, H.H., Elo, P.P., Laine, H.J. 2014. Hypertrophy of the flexor hallucis longus muscle after tendon transfer in patients with chronic Achilles tendon rupture. *Foot and Ankle Surgery*, 20: 4. 253-257.
- Park, Y.S., Sung, K.S. (2012): Surgical reconstruction of chronic Achilles tendon ruptures using various methods. *Orthopedics*, 35: 2. 213-218.
- Perry, J. 1992. *Gait analysis: normal and pathological function*. 1. painos. Slack Incorporated, Thorofare, NJ, USA.
- Perry, J. & Burnfield, J.M. 2010. *Gait analysis. Normal and pathological function*. 2. painos. USA: SLACK Incorporated.
- Peter, A., Hegyi, A. Finni, T. & Cronin, N. 2016. In vivo fascicle behavior of the flexor hallucis longus muscle at different walking speeds. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
- Peter, A., Hegyi, A., Stenroth, L., Finni, T & Cronin, N. 2015. EMG and force production of the flexor hallucis longus muscle in isometric plantarflexion and the push-off phase of walking. *Journal of Biomechanics*. 48, 3413-3419.
- Pierrynowski, MR., Smith, SB. & Mlynarczyk, JH. 1996. Proficiency of foot care specialists to place the rearfoot at subtalar neutral. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 86:217-223.
- Saarikoski, R. 2017. Toiminnallinen harjoittelu alaraajaongelmien ehkäisyssä ja hoidossa. Teoksessa M. Stolt, A. Flink, R. Saarikoski & P.Väyrynen (toim.) *Jalkaterveys*. 1. painos. Helsinki: Duodecim, 214

- Saarikoski, R., Stolt, M. & Liukkonen I. 2012. Jalkaterien malli ja jalkatyypit. Kustannus Oy Duodecim. Viitattu 15.4.2016.
http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=jal00011
- www.seniam.org. Viitattu 22.4.2016
- Vaughan, CL., Davis, BL & O'Connor JC. 1992. Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers.
- Väyrynen, P. 2017. Alaraajojen biomekaanisten toimintojen tutkiminen. Teoksessa M. Stolt, A. Flink, R. Saarikoski & P.Väyrynen (toim.) Jalkaterveys. 1. painos. Helsinki: Duodecim, 146
- Wacker, J., Calder, J.D., Engstrom, C.M., Saxby, T.S. 2003. MR morphometry of posterior tibialis muscle in adult acquired flat foot. *Foot & Ankle International*, 24: 4. 354-357.
- Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., Lieber, R.L. 2009. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467 (4) 1074-1082.
- Whittle, M.W. 1999a. Gait analysis an introduction. 4. painos. Butterworth Heinemann Elsevier.
- Whittle, M.W. 1999. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot. *Gait and Posture*. 10: 264-275
- Winter, D. 2004. Biomechanics and motor control of human movement. Third edition. John Wiley and Sons, Inc.
- Yeoman, T.F., Brown, M.J., Pillai, A. 2012. Early post-operative results of neglected tendo-Achilles rupture reconstruction using short flexor hallucis longus tendon transfer: a prospective review. *The Foot*, 22: 3. 219-223.

LIITTEET

LIITE 1. Suostumuslomake

LIITE 2. Tutkimuksen tarkistuslista

LIITE 3. Eri kävelytehtävien aikana FHL:stä mitatut normalisoidut EMG RMS arvot (%MVC, keskiarvo ja keskihajonta).

LIITE 1. Suostumuslomake.

**Inter-individual differences in the function of flexor hallucis longus muscle and its role
in different walking and in isometric tasks**

1. RESEARCHER CONTACT INFORMATION

- Tine Alkjaer (PhD); Professor, University of Copenhagen; Tel: +45 28 75 72 16; e-mail: talkjaer@sund.ku.dk

- Neil Cronin (PhD); Docent, responsible researcher, University of Jyväskylä, Department of Biology of Physical Activity; Tel: 040 805 3735; e-mail: neil.j.cronin@jyu.fi

- Taija Juutinen (PhD); Professor, University of Jyväskylä, Department of Biology of Physical Activity; Tel: 040 5566582; e-mail: taija.m.juutinen@jyu.fi

- Annamaria Peter (MSc); PhD student, University of Jyväskylä, Department of Biology of Physical Activity; Tel: +36 202090600; e-mail: annamaria.a.peter@jyu.fi

- Andras Hegyi (MSc); PhD student, University of Jyväskylä, Department of Biology of Physical Activity; Tel: +36 205461116; e-mail: andras.a.hegyi@jyu.fi

- Jaana Jussila (BSc); Master student, University of Jyväskylä, Department of Biology of Physical Activity, Tel: +358 5036 41977; e-mail: jaana.i.jussila@student.jyu.fi

2. BACKGROUND INFORMATION AND DATA STORAGE

The study will be conducted in the Motor Control lab at the University of Copenhagen. When applying for ethical approval for the project, a registry form has been completed. Data collected in paper-form will be stored on the Department premises, and other data will be stored on the researchers' own password-protected computer media, which are kept in locked rooms. The results of the research will be published in international peer-reviewed journals and conferences.

3. RESEARCH AIMS AND SIGNIFICANCE

The purposes of this study are: to examine the differences in the use of flexor hallucis longus muscle during different functional tasks such as walking and isometric tasks.

4. PROCEDURES INVOLVED IN THE STUDY

The total measurement time will be approximately 3 hours and testing will be completed in 2 sessions. Session one will take around an hour where subject will familiarize to the dynamometer tasks and to the force plate. Furthermore, foot structure measurement will be conducted. In session two (around two hours) the subject will perform walking trials with different speeds and conditions and will perform different force production tasks in the dynamometer. During these surface electromyography (EMG) electrodes will be attached to five muscles on the right leg.

5. SUBJECT BENEFITS AND DISCOMFORTS RELATED TO THE STUDY

Benefits of participation: This study represents an excellent opportunity to learn more about testing methods used in Biomechanics research, and to experience the use of state-of-the-art equipment to examine scientific problems. Furthermore, the data obtained from the subjects will be published in international journals. This represents a unique opportunity to take part in a project that will increase our understanding how different people use their shank muscles.

Risks and possible discomforts related to the study: All of the research methods being applied in this study are commonly used scientific methods, and will be performed by experienced researchers. None of the methods pose any significant risk to the subject. In the unlikely event of an emergency, first aid facilities are located in the measurement area, and all researchers are prepared to deal with incidences of injury and illness.

6. HOW AND WHERE ARE THE RESEARCH RESULTS GOING TO BE USED?

The aim of these measurements is to produce scientific articles to be published in international journals. Some of the results may also be presented at international scientific congresses/seminars and used in PhD and Masters Theses.

7. SUBJECT RIGHTS

Participation is entirely voluntary. Subjects have the right to withdraw consent and discontinue participation at any time without any consequences. Any data collected from the subjects will be treated as strictly confidential, and will only be used for research purposes. The results of the research study will be published in reports but a single subject's name or identity will not be revealed. Subjects have the right to request more information about the study from members of the research group at any point.

8. CONSENT FROM THE SUBJECT

I have read the above information. The nature, demands, risks, and benefits of the study have been explained to me, as well as my rights. I agree to participate in the experiments and measurements according to the given advice. I will not participate in the study if I have a cold, a temperature or otherwise feel unwell. I have the right to refuse or interrupt the experiments at any stage. My study results can be used for scientific publications or reports as long as my identity is not revealed.

Date

Subject's signature

Date

Researcher's signature

LIITE 2. Tutkimuksen tarkistuslista.

Inter-individual differences in the function of flexor hallucis longus muscle and its role in different walking and isometric tasks

Check list

Subject ID:

Familiarization section, informed consent

Date of the measurement:

Name:

Gender:

Date of birth:

Body weight:

Body height:

Physical activity:

Times per week:

Previous foot injuries:

Date:

Time:

Leg length:

Lower leg length:

Calf circumference:

Foot size:

Foot drawing

Foot length:

vertical distance:

truncated foot length:

Normalized navicular height:

Navicular drop:

Navicular height:

navicular drop test:

Longitudinal arch angle:

Feiss line:

Arch index:

Longitudinal arch angle (relaxed):

Feiss line (relaxed):

FHL muscle length _____ mm

Soleus muscle length _____ mm

US imaging

Cross sectional area and/or thickness of FHL (where): _____ picture 2x

Pennation angle: _____ picture

Distance between the soleus insertion and FHL insertion: _____ (picture) _____
mm

EMG

Preparation, electrode placement (place on FHL!) and impedance measurement

Electric goniometer

Ankle dynamometer

- **Lever arm:** _____ cm
- Warm up
- 3 maximal isometric big toe plantar flexion contractions superimposed on ankle isometric plantarflexion (2 minutes rest, relaxed joints) (**MVIC_BIG_TOE**)
- 3 maximal ankle plantar flexion (2 minutes rest, relaxed joints) (**MVIC**)
- Plantar flexion without FHL (**NO_FHL**)
- Big toe flexion without ankle plantar flexion (**ONLY_FHL**)
- 3 maximal ankle dorsal flexion (2 minutes rest, relaxed joints) (**MVIC_TA**)

Walking on force plate (4 good trials)

Visually attending to a distant object

	1.trial	2.trial	3.trial	4.trial	5.trial	Mean	Goal
Preferred speed walking (W)							-----
30% faster (WF)						-----	
30% slower (WS)						-----	
Barefoot (matched) (WBM)						-----	
Flip-flop (matched) (WFM)						-----	
Barefoot (preferred) (WB)						-----	-----
Flip-flop (preferred) (WFP)						-----	-----

Comments:

LIITE 3. Eri kävelytehtävien aikana FHL:stä mitatut normalisoidut EMG RMS arvot (%MVC, keskiarvo ja keskihajonta).

Kävelytehtävä	W	WF	WS	WBM	WFM	WB	WFP
kh 1	59 (10)	86 (8)	21 (4)	53 (9)	63 (9)	53 (10)	51 (10)
kh 2	26 (4)	32 (8)	15 (0,9)	28 (7)	42 (6)	25 (5)	34 (3)
kh 3	10 (3)	35 (7)	9 (4)	12 (3)	12 (4)	10 (4)	9 (3)
kh 4	36 (3)	59 (19)	23 (4)	54 (9)	43 (11)	53 (10)	38 (8)
kh 5	99 (21)	137 (16)	60 (20)	98 (23)	80 (12)	87 (21)	81 (15)
kh 6	27 (4)	41 (7)	21 (5)	25 (5)	37 (7)	25 (5)	40 (7)
kh 8	19 (4)	24 (3)	11 (0,9)	17 (2)	17 (2)	17 (2)	17 (2)
kh 9	31 (6)	53 (9)	21 (4)	39 (4)	36 (4)	37 (5)	37 (4)
kh 10	12 (1)	16 (2)	9 (2)	11 (2)	12 (1)	8 (0,9)	10 (2)
kh 11	213 (23)	192 (46)	55 (3)	206 (17)	141 (17)	206 (12)	141 (17)
kh 12	195 (25)	269 (31)	113 (39)	141 (30)	176 (17)	116 (22)	155 (28)
Kaikkien tutkittavien keskiarvo	66 (73)	86 (81)	33 (32)	62 (62)	60 (53)	58 (59)	56 (50)

W = kävely juoksukengät jalassa omalla luonnollisella nopeudella, WF = nopea kävely, WS = hidas kävely, WBM = kävely paljain jaloin, samalla nopeudella kuin tehtävä W, WFM = kävely varvassandaalit jalassa, samalla nopeudella kuin tehtävä W, WB = kävely paljain jaloin omalla luonnollisella nopeudella ja WFP = kävely varvassandaalit jalassa omalla luonnollisella nopeudella.