

**HYVÄ- JA HUONOKUNTOISTEN LIHASAKTIIVISUUS
SUBMAKSIMAALISEN JUOKSUN AIKANA**

Aki Karjalainen

Jyväskylän yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Biomekaniikan pro gradu -tutkielma
Kevät 2004
Ohjaaja: Janne Avela

TIIVISTELMÄ

Karjalainen Aki. 2003. Hyvä- ja huonokuntoisten lihasaktiivisuus submaksimaalisen juoksun aikana. Biomekaniikan pro gradu -tutkielma Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 48 sivua.

Tässä tutkimuksessa pyrittiin löytämään lihasten aktiivisuudessa mahdollisesti löytyviä eroavaisuuksia juoksun aikana hyvä- ja huonokuntoisilla. Koehenkilöinä toimivat 12 mieshenkilöä, joiden keski-ikä oli 38 ± 10 vuotta, keskipituus 183 ± 4 cm, keskimääräinen paino $81,7 \pm 7,9$ kg ja VO_2 -max $43,1 \pm 9,5$ ml/kg/min. Koehenkilöt jaettiin polkupyörä-ergometrillä tehdyn epäsuoran VO_2 -max testin tulosten perusteella hyvä (ryhmä A)- ja huonokuntoisten (ryhmä B) ryhmään.

Koehenkilöiltä mitattiin maksimi voimatuotto sekä lihasaktiivisuus elektromyografialla (EMG) maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen (MVC) aikana Vastus Lateralis- (VL), Rectus Femoris- (RF), Gluteus Maximus- (GM) sekä Biceps Femoris- (BF) lihaksista. Tämän jälkeen koehenkilöt juoksivat kaksi neljän minuutin jaksoa juoksumatolla. Juoksuvaudit olivat 8 km/h ja 12 km/h. EMG-aktiivisuus, syke ja VO_2 -kulutus mitattiin jaksojen viimeisen minuutin ajalta. Jaksojen loputtua koehenkilöiltä määritettiin veren laktaattipitoisuus.

Lihaskäivisuudesta määritettiin ajan suhteen keskiarvoistettu EMG-aktiivisuus (aEMG) ennen maakontaktia sekä jarrutusvaiheen ja työntövaiheen aikana. Lihaskäivisuus suhteutettiin MVC-työn aikaiseen aktiivisuuteen. Ryhmien väliset tulokset analysoitiin yksisuuntaisella ANOVA:lla.

Hyväkuntoisilla juoksun jarrutusvaiheen ja työntövaiheen aEMG-suhde GM-lihaksessa oli suurempi kuin huonokuntoisilla ($p < 0,05$). Jarrutusvaiheessa VL:n ja GM:n aktiivisuus oli hyväkuntoisilla korkeampaa (ns.). Lihaskäivisuus-malleissa vauhdin noustessa huonokuntoisilla aktiivisuusvaiheet aikaistuivat ja niiden amplitudi kasvoi verrattuna hyväkuntoisiin (ns.).

Juoksun aikainen hapenkulutus oli vauhdilla 12 km/h suurempaa hyväkuntoisilla ($p < 0,05$). Laktaattiarvoilla korjattuna hapenkulutus ei kuitenkaan eronnut ryhmien välillä.

Juoksun aikainen suhteellinen lihasaktiivisuus ei eronnut ryhmien välillä merkitsevästi. Hyväkuntoisilta löydettiin viitteitä suuremmasta suhteellisesta aktiivisuudesta esiaktiivisuus ja jarrutusvaiheen aikana. Tämä voi viitata hyväkuntoisten parempaan kykyyn ajoittaa lihasten aktivointia, ja niin hyödyntää venymis-lyhenemissyklin avulla elastista energiaa.

Avainsanat: Juoksu, EMG, Lihaskäivisuus

ABSTRACT

Karjalainen Aki. 2003. Muscle activity of well-conditioned and sedentary adults during submaximal distance running. Department of biology of physical activity, University of Jyväskylä, 48 pages

The purpose of this study was to examine differences in muscle activity between well-conditioned and sedentary people during running. Subjects were 12 voluntary adult males, with average age of 38 ± 10 years, height 183 ± 4 cm, body mass $81,7 \pm 7,9$ kg and VO_2 -max $43,1 \pm 9,5$ ml/kg/min. The subjects were divided into two different groups, well-conditioned (group A) and sedentary (group B), according to the results of submaximal VO_2 -max test with bicycle-ergometer.

First maximal force production and electromyographic (EMG) activity of the Vastus Lateralis (VL)-, Rectus Femoris (RF)-, Gluteus Maximus (GM)- and Biceps Femoris (BF)- muscles were measured under maximal voluntary contraction (MVC). Then the subjects ran two 4-minute running bouts on treadmill. Running speeds were 8 km/h and 12 km/h. EMG-activity, heart-rate and oxygen uptake were measured during the last minute of the running bout. Blood lactate level was also analysed.

The preactivity-, braking- and push-off –phases were defined and time-averaged. Time-averaged EMG values were examined in relation to MVC activity. Statistical significances were analysed with one-way analysis of variance (ANOVA).

The relationship of aEMG activity between braking- and push-off –phases in Gluteus Maximus was significantly different between the groups ($p < 0,05$). Well-conditioned runners had higher muscle activity in VL and GM muscles during the braking phase (ns.). When examining muscle activity patterns in the group B, muscles became active earlier and aEMG amplitude increased with increasing running speed (ns.).

Oxygen uptake was higher in group A when running 12 km/h ($p < 0,05$). However there was no difference between the groups after correcting energetic values of blood lactate.

Relative muscle activity between the groups did not differ significantly. This is true, although some indications of higher activity in muscles during preactivity- and braking-phases existed in the group A. This may indicate that the well-conditioned runners may have better ability of timing and activation of their muscles and therefore they may be more able to storage and utilize elastic energy via stretch-shortening cycle of tendomuscular system.

Key words: Running, EMG, Muscle activity

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	6
2	HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ	7
2.1	Lihasten rakenne	7
2.2	Lihassupistus ja sen ohjaus	7
2.3	Motorinen yksikkö	9
2.4	Lihastoiminta.....	9
2.5	Venymis-lyhenemissykli	10
3	ELEKTROMYOGRAFIA.....	11
3.1	Mittauslaitteisto	11
3.2	Elektrodit	11
3.3	Elektrodien sijoittaminen	12
3.4	EMG-signaaliin vaikuttavia tekijöitä	13
3.4.1	Impedanssi ja resistanssi	13
3.4.2	Häiriöt.....	14
3.4.3	Kohina	14
3.4.4	Rekisteröinti pinta-ala	14
3.4.5	Tallentamistaajuus	15
3.4.6	Vahvistimen ominaisuudet	15
4	SIGNAALIN KÄSITTELY	16
4.1	Esikäsittely	16
4.2	EMG-signaalin analysointi.....	17
5	JUOKSUN BIOMEKANIikka	19
5.1	Askelpituus, -tiheys ja kontaktiaika	19
5.2	Lihasktiivisuus.....	19
5.3	Aktiivisuuden vaihtelu	20
5.4	Venymis-lyhenemis-sykli ja juoksun taloudellisuus.....	22
6	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	23
7	TUTKIMUSMENETELMÄT	24
7.1	Koehenkilöt	24
7.2	Tutkimuksen eteneminen	24
7.3	Mittaukset	25
7.4	Voima- ja EMG-analyysit	28

7.5	Hapenkulutuksen analyysi.....	28
7.6	Tilastollinen analyysi.....	28
8	TULOKSET	29
8.1	Isometrinen maksimivoima	29
8.2	Juoksu.....	29
8.2.1	EMG-aktiivisuus	30
8.2.2	Lihasktiivisuusmallit	36
9	POHDINTA.....	42
LÄHTEET		

1 JOHDANTO

Juoksun biomekaniikkaa on tutkittu paljon (mm. Mann & Hagy, 1980; Cavanagh, 1990). Koska juoksu on luonnollinen liikkumismuoto ja se antaa monipuolista tietoa muun muassa hermo-lihasjärjestelmän toiminnasta, on se yksi käytetyimmistä tutkimuksen kohteista. Juoksu sisältää tyypillisen liikkumiseen liittyvän lihastoiminnan muodon, venymis-lyhenemissyklin. Suuri osa tutkimusta on tehty juoksua tai liikuntaa harrastavilla yksilöillä. Juoksun aikaisista lihasaktiivisuusmalleista on löydetty eroavaisuuksia harjaantuneiden ja harjaantumattomien juoksijoiden väliltä.

Tutkimuksissa on havaittu, että juoksun aikainen tehokas voimantuotto vaatii kehittyntä motorista ohjausta sekä liikkeiden oikeaa ajoitusta. Kohonnut voimantuotto juoksunopeuden kasvaessa johtuu pääasiassa jalan ojentajien lisääntyneestä esiaktiivisuudesta (Komi et al., 1987) sekä lantion ojentajan lisääntyneestä aktivaatiosta (Simonsen et al., 1985; Kyröläinen et al. 1999).

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia jalan lihasten EMG-aktiivisuutta kahdella eri juoksunopeudella ja selvittää, löytyykö näistä muuttujista eroavaisuuksia hyvä- ja huonokuntoisten yksilöiden välillä.

2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ

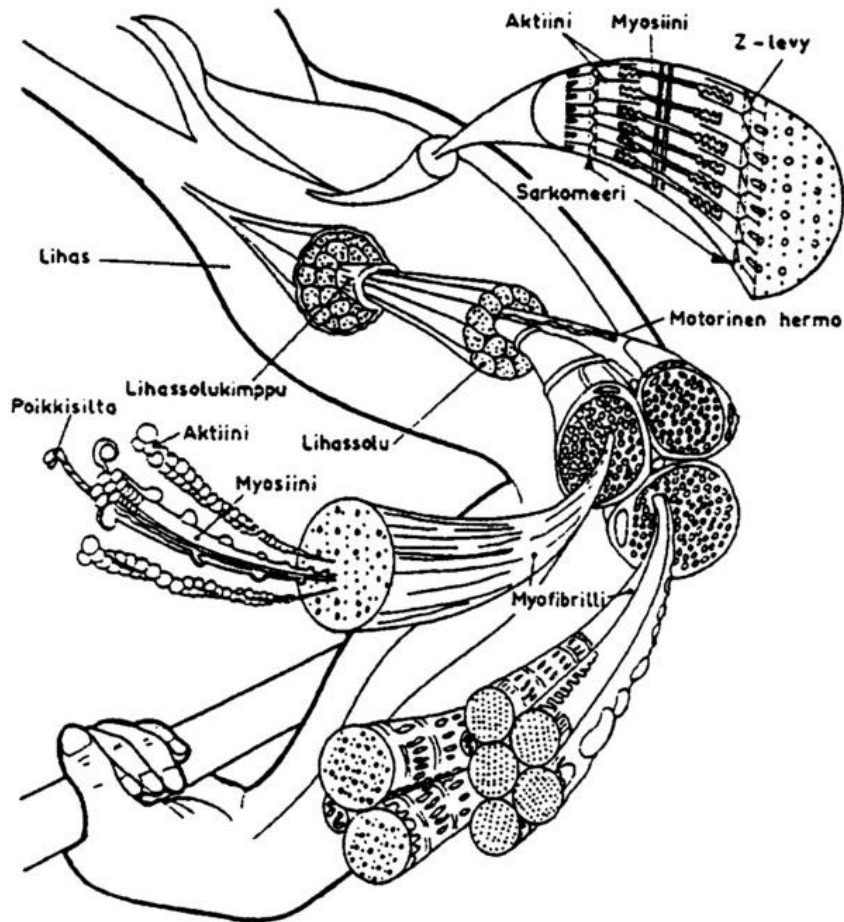
Lihasten toimintaa on tutkittu jo antiikin ajoista lähtien. Yhä kehittyneemmät mittausmenetelmät ovat tuoneet koko ajan lisätietoa lihasten toimintatavoista sekä niiden käyttäytymisestä erilaisissa tilanteissa.

2.1 Lihasten rakenne

Lihakset rakentuvat lihassoluista, joiden läpimitta on 10-80 μm ja jotka voivat olla jopa koko lihaksen pituisia. Lihassoluja hermottaa yksi hermopääte, joka sijaitsee suurinpiirtein lihaksen tai lihassolun keskellä. Lihassolun sisällä on useita, jopa tuhansia myofibrillejä, joissa kussakin on noin 1500 myosiinifilamenttia ja 3000 aktiinifilamenttia vierekkäin järjestäytyneenä. Näiden filamenttien välinen liike saa aikaan lihassupistuksen. (Guyton 1991, 67.) Lihaksen kokonaisrakenne näkyy kuvasta 1.

2.2 Lihassupistus ja sen ohjaus

Lihassupistus saa alkunsa hermosolusta tulevan aktiopotentiaalin saavuttua hermolihaskliitokseen. Liitokseen vapautuu aktiopotentiaalin vaikutuksesta asetyylikoliinia. Asetyylikoliini muuttaa lihassolukalvon läpäisevyyttä, jolloin natriumioneja pääsee lihassolukalvon aukoista sisälle. Tämä siirtyminen aiheuttaa lihassolukalvon sähköisen varauksen muuttumisen. Syntynyttä jännitemuutosta kutsutaan aktiopotentiaaliksi. Aktiopotentiaali siirtyy lihassolukalvoa pitkin poikittaistubuluksiin, joissa se aiheuttaa kalsiumionien vapautumisen sarkoplasmisesta retikulumista. Kalsiumionit sitoutuvat troponomyosiiniin ja aiheuttavat aktiinin ja myosiinin välisten poikittaissiltojen syntymisen. Poikittaissillat aiheuttavat aktiinin ja myosiinin liukumisen toistensa suhteen eli lihassupistuksen. Supistumiskäskyn loputtua kalsiumionit siirretään takaisin sarkoplasmiseen retikulumiin ja lihas relaksoituu. (Guyton, 1991, 68.)



KUVA 1. Lihaksen rakenne. (Häkkinen, 1991,18.)

Lihaksen saama supistuskäsky on lähtöisin joko keskushermostosta tahdonalaisesti tuotettuna (suora ohjaus) tai selkäytimestä autonomisesti tuotettuna (epäsuora ohjaus). Tärkein motorisen aivokuoren käskyjä toimittava rata on kortikospinaalirata. Kortikospinaaliradan aksonit alkavat isoavokuoresta ja jatkuvat selkäyttimeen tai aivorunkoon, jossa ne muodostavat synapseja joko välineuronien tai alfa-motoneuronien kanssa. Kortikospinaaliradassa on sekä nopeita myeliinitupellisia hermoja että hitaita myeliinituettomia hermoja. Suurin osa kortikospinaaliradan neuroneista vaihtaa puolta joko ydinjatkeessa tai selkäytimessä. Näin ollen kehon oikeaa puolta ohjaa aivojen vasen puoli ja vasenta oikea. (Nienstedt et al. 1997, 553.)

Keskushermostosta aktiopotentiaalin lihaksiin vieviä neuroneja kutsutaan perifeerisiksi hermoiksi. Näitä ovat alfa- ja gamma-motoneuronit sekä inter- eli välineuronit. α -motoneuronit muodostavat lihaksen hermo-lihasliitoksen kun taas γ -motoneuroni käyttää lihasspindelien intrafusaalisoluja ja antaa palautetta lihasten toiminnasta. Lihasspindelireagoi lihaksen pituuden muutoksiin ja muutosten nopeuteen. Golgin jänne-elin reagoi puolestaan lihaksen voiman muutoksiin ja suojaa lihaksia inhiboimalla niiden toimintaa tarpeen vaatiessa. Renshawin solut inhiboivat ympäröiviä motoneuroneja ja antavat näin palautetta hermoston toiminnasta. Muita palautteen antajia lihaksesta ovat vapaat hermopäätteet. Lihaksesta ja sen toiminnasta palautetta antavia elimiä kutsutaan proprioseptoreiksi. (Guyton 1991, 591 ; Basmajian & De Luca 1985, 125-132.)

2.3 Motorinen yksikkö

Motorinen yksikkö käsittää kaikki yhden liikehermosolun hermottamat lihassolut. Motorinen yksikkö koostuu yhdestä liikehermosolusta, sen aksonista, päättehaaroista ja niiden hermottamista lihasoluista. Motorisen yksikön koko vaihtelee muutamasta solusta jopa kymmeneen tuhansiin soluihin, ja se voi sijaita hajautuneena laajallekin alueelle lihaksessa. Samaan motoriseen yksikköön kuuluvilla lihasoluilla on samanlaiset fysiologiset ja biokemialliset ominaisuudet, joiden mukaan ne voidaan jakaa hitaisiin (I-luokan) ja nopeisiin (IIa- ja IIb-luokan) motorisiin yksiköihin. Hermosolusta lähtevä aktiopotentiaali jatkuu lihasfiiberin molempiin päihin hermolihas-liitoksen jälkeen. Motorisen yksikön aktiopotentiaali muodostuu yksittäisten lihasfiiberien aktiopotentiaaleista. Motorisen yksikön hermottamat lihassolut supistuvat yhtäaikaan tai lähes yhtäaikaan, sillä eri pituiset hermopäätteet sekä välittäjäaineen määrä ja sen vapautuminen vaikuttavat aktiopotentiaalin siirtymiseen. (Basmajian & De Luca 1985, 10-18.; Arendt-Nielsen et al. 1989.)

2.4 Lihastoiminta

Lihaksen toiminta jaetaan lihaspituuden muutosten mukaan dynaamiseen ja isometriseen lihastoimintaan. Isometrisessä lihastoiminnassa lihas-jänne –kompleksin pituus ei muutu lihaksen supistuessa. Dynaamisessa toiminnassa lihaksen pituus muuttuu joko lihaksen voiman ansiosta tai ulkoisen kuorman seurauksena. Dynaaminen lihastoiminta jaetaan konsentriseen ja eksentriseen lihastoimintaan. Konsentrisessä lihastyössä lihas-

jänne -kompleksin pituus lyhenee lihaksen tuottaman voiman ansiosta. Eksentrisessä lihastyössä kompleksin pituus kasvaa ulkoisen kuorman vaikutuksesta. Supistuessaan lihas lyhenee noin kahteen kolmasosaan lepopituudestaan. (Basmajian & De Luca 1985, 11-20; Häkkinen 1991, 22-23.)

2.5 Venymis-lyhenemissykli

Venymis-lyhenemis –tyyppinen lihastoiminta esiintyy kaikissa luonnollisissa liikkeissä. Luonnollisissa liikkeissä venytyksen aiheuttaa usein kehon ulkopuolinen voima, kuten esimerkiksi painovoima (Komi 2003). Liikkeen alussa lihas supistuu eksentrisesti, jolloin sen pituus kasvaa. Eksentristä työtä seuraa välitön konsentrisen työn vaihe, jolloin lihas lyhenee. Lihaksen venyessä sen supistuviin (mm. aktiini-myosiini –rakenteet) ja venyviin (mm. jänne, lihaskalvot jne.) rakenteisiin varastoituu elastista energiaa (Cavagna et al., 1971; Komi 1984). Kun eksentristä työtä seuraa välitön konsentrisen työn vaihe, osa tästä varastoituneesta energiasta voidaan käyttää hyödyksi ja näin vähentää aktiivisen lihastyön määrää (Cavagna et al., 1968). Mitä voimakkaammin ja nopeammin lihas venyy, sitä enemmän energiaa varastoituu ja sitä suurempia voimia voidaan tuottaa konsentrisesti (Komi & Gollhofer 1997).

3 ELEKTROMYOGRAFIA

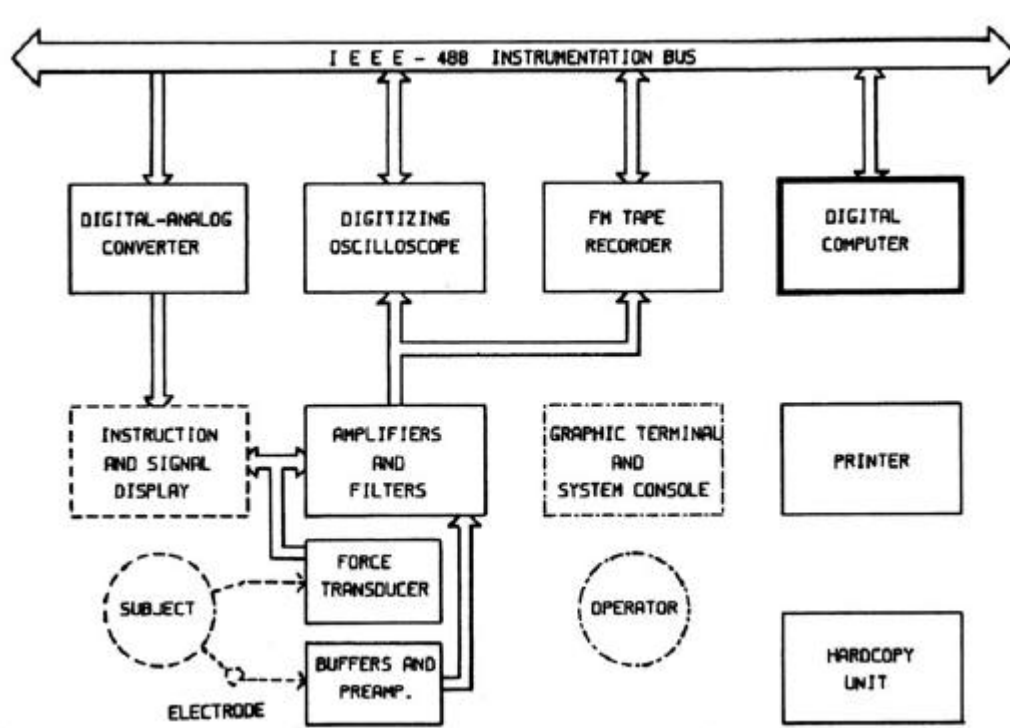
Elektromyografia, eli EMG-signaali on elektrodin rekisteröimisalueella sijaitsevien motoristen yksiköiden aiheuttamien aktiopotentiaalien painotettu summa.(Arendt-Nielsen et al. 1989.). EMG-signaali kuvaa siis lihaksen sähköisiä ominaisuuksia.

3.1 Mittauslaitteisto

EMG-signaalin keräys voidaan suorittaa mitä moninaisimmilla laitteistoilla. Signaalin keräämiseen voidaan käyttää sekä langallisia että langattomia EMG-mittajärjestelmiä. Molempien järjestelmien perustoimintaperiaate on sama. Elektrodista mitattu signaali siirtyy joko vahvistimien tai etuvahvistimen kautta signaalin käsittelyyn. Käsittelyjä ovat erilaiset suodattimet, tasasuuntaus jne. Etuvahvistimesta signaalin siirto voi olla joko langallista tai langatonta. Varsinaisen vahvistuksen jälkeen signaali voidaan tallentaa myöhempää analysointia varten tai sitä voidaan analysoida oskilloskoopilla tai siirtää A/D-muuntimen kautta tietokoneelle analysoitavaksi. EMG-mittajärjestelmien perustoimintaperiaate näkyy kuvasta 2. (Basmajian & De Luca, 1985, 104-105).

3.2 Elektrodit

Elektromyografiassa käytetään monia eri tyyppisiä ja eri rakenteisia elektrodeja. Elektrodit voidaan jakaa kahteen pääluokkaan, pintaelektrodeihin ja in vivo -sijoitettaviin elektrodeihin, joita ovat neula- ja lankaelektrodit. Elektrodit valitaan käyttötarkoituksen mukaan. Päävalintaperusteina on vaikuttavuus tutkittuun ilmiöön sekä sijoituspaikka, jonka pitää olla sellainen jossa elektrodi pystyy havaitsemaan ionien liikkeen aiheuttaman sähkövirran. Elektrodin osaa, joka on kontaktissa lihaskudoksen kanssa kutsutaan ilmaisinpinnaksi. Ilmaisinpintojen lukumäärän mukaan elektrodeja kutsutaan *mono-* eli yksi-, *bipolaarisiksi* eli kaksinapaisiksi tai *polypolaarisiksi* eli useampinapaisiksi. (Basmajian & De Luca, 1985, 22.)



KUVA 2. EMG-signaalin keräys ja laitteisto kaaviokuvana (Basmajian & De Luca, 1985, 105.)

Pintaelektrodit toimivat yksinkertaisella periaatteella. Metallilevy (yleensä hopeaa tai hopeakloridia) asetetaan ihon pinnalle, josta se mittaa ihon lävitse lihaksen sähköistä aktiivisuutta. Pintaelektrodien etuja ovat käyttömukavuus, helppo saatavuus ja pieni haitta koehenkilölle. Pintaelektrodien käyttö vaatii kuitenkin valmistelua ennen kuin niitä voidaan kiinnittää ihon pinnalle. Pintaelektrodien käyttö on suositeltavaa vain pinnallisten ja suurten lihasten sekä motorisen toiminnan aktivaatioaikojen ja suuruuden mittaamisessa ja tutkimisessa. (Basmajian & De Luca, 1985, 22-26.)

3.3 Elektrodiin sijoittaminen

Elektrodin oikea sijoittaminen on tärkeää mittausten onnistumisessa. SENIAMin mukaan paras kiinnittämiskohta sijaitsee lihaksen motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puolivälissä. SENIAM suosittelee elektrodinapojen väliseksi etäisyydeksi 20 mm tai $\frac{1}{4}$ lihasfiiberin pituudesta sekä bipolaaristen elektrodien sijoittamista lihasfiibereiden suuntaisesti impedanssin vähentämiseksi. Elektrodien kiinnittämiseen voi käyttää elastista nauhaa, teippiä tai muuta materiaalia, joka ei käyttäytymisellään vaikuta mitatta-

vaan lihakseen mutta pitää kuitenkin elektrodin liikkumattomana paikallaan. Samaa periaatetta noudatetaan myös elektrodikaapeleiden sijoittamisessa. Kaapelit on sijoitettava ja kiinnitettävä niin, ettei mitattava ilmiö häiriinny ja ettei kaapeleihin synny liikaa häiriötä. Jotta signaalin laatu on riittävää, pintaelektrodeja käytettäessä on tehtävä joitakin alkuvalmisteluja, jotka vähentävät signaalin häiriötä. Ihon pinnalta pitää poistaa kuollut solukko ja rasvakerros esim. hiekkapaperilla ja tarvittaessa ajella karvat, jonka jälkeen iho desinfioidaan. Sähköisen kontaktin parantamiseksi käytetään pintaelektrodeissa suolageeliä tai –tahnaa. Nämä toimenpiteet laskevat ihon impedanssia ja sekä parantavat EMG-signaalin laatua. (SENIAM, 1999, 15-21; Basmajian & De Luca, 1985, 39.)

3.4 EMG-signaaliin vaikuttavia tekijöitä

Motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit havaitaan suhteessa maahan mittaelektrodeilla. Basmajianin ja De Lucan (1985) mukaan motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien muotoon vaikuttavat kudosten suodatusominaisuudet sekä impulssin johtumisnopeus lihasfiiberissä. Johtumisnopeuteen puolestaan vaikuttavat lihasfiibereiden poikkipinta-ala, lihaksen sisäinen pH sekä muut solukalvon ominaisuudet. (Basmajian & De Luca 1985). Eri tyyppisillä motorisilla yksiköillä on myös erilaisia sähköisiä ominaisuuksia (Ioku & Jinnai, 1973). Mitattuun EMG-signaaliin ja sen muotoon vaikuttavat Winterin (1990) mukaan lihaksen supistumis- ja venymisnopeus, lihasjännityksen tuottamisnopeus, väsymys sekä refleksitoiminta.

3.4.1 Impedanssi ja resistanssi

Lihaksen anisotrooppisten ominaisuuksien vuoksi sen *impedanssi* vaihtelee eri suunnissa. Tämän ominaisuuden vuoksi suositellaankin elektrodin sijoittamista pitkittäin lihasfiibereihin nähden, jolloin impedanssi pienenee. Nostamalla elektrodin ilmaispinta-alan suuruutta voidaan impedanssia pienentää. Ihon *resistanssi* vaikeuttaa signaalin havaittavuutta. Resistanssia aiheuttavat mm. lämpötilasta, ihon puhtaus, paksuus ja ihonalaisen kerroksen paksuus sekä elektrodin koko. Resistanssia pyritään laskemaan poistamalla kuollut solukko ja parantamalla sähköisen signaalin johtuvuutta suolageelillä. (Basmajian & De Luca, 1985, 37-48.)

3.4.2 Häiriöt

Mitattavaa lihasta ympäröivien lihasten sähköinen aktiivisuus aiheuttaa häiriöitä mitattavan lihaksen EMG-signaaliin. Tätä ilmiötä kutsutaan *cross-talk*:ksi. Elektrodiin ilmaisinpinta-alalla ei ole Basmajianin ja de Lucan (1985) mukaan niin suurta merkitystä mitatun EMG-signaalin *cross-talk*iin kuin elektrodinapojen välisellä etäisyydellä. Toisaalta liian suuri ilmaisinpinta-ala lisää *cross-talk*ia. *Cross-talk* määritetään lähekkäisistä lihaksista mitattujen EMG-signaalien välisellä keskinäiskorrelaatiomittauksilla. Moritanin (1990) käyttämän metodin mukaisesti *cross-talk* määritetään seuraavasti. Sähköstimulaattorin stimuloitielektrodilla aiheutetaan supramaksimaalinen ärsyke (kesto 0.2 ms) motoriseen pisteeseen, josta määritetään mitatun lihaksen maksimaalinen M-aalto. Maksimaalinen M-aalto kuvaa kohdelihaksen kaikkien motoristen yksiköiden yhtäaikaista hetkellistä syttymistä. Samanaikaisesti mitataan viereisen lihaksen EMG – aktiivisuutta, josta voidaan erottaa stimuloitu M-aalto. Näin pystytään mittaamaan M-aallon suhteellinen amplitudi vastakkaisesta lihaksesta eli *cross-talk*. Luotettava *cross-talk* -analyysi vaatii käytännössä kolmen sekunnin maksimaalisen lihassupistuksen mittaamista (Winter et al. 1994.).

3.4.3 Kohina

Mitatun signaalin mukana seuraa usein myös ei-haluttuja komponentteja. Kohina, *noise*, voi olla lähtöisin ympäröivistä sähkökentistä, staattisesta sähköstä tai sähköjohdoista. Myös elektrodien tai johtojen liike aiheuttaa ei-toivottuja häiriöitä mitattuun EMG-signaaliin. Kohinaa esiintyy yleensä matalilla taajuuksilla, kuten sähköverkon taajuudella 50 Hz. (Basmajian & De Luca, 1985, 52-53; Winter, 1990, 200.) Häiriökohinan poistamiseksi voidaan käyttää myös yli- ja alipäästösuotimia. Häiriökohinan aiheuttaman virheen suuruutta voidaan pienentää viemällä signaalin vahvistinyksikkö mahdollisimman lähelle mitattavaa kohdetta.

3.4.4 Rekisteröinti pinta-ala

Lihaksen sähköisen toiminnan tasajännitteinen osuus pystytään poistamaan bipolaarisella elektrodilla erotus- eli differentiaalivahvistimen avulla (Basmajian & De Luca, 1985, 37). Koska elektrodin havaitsema signaali heikkenee jo 2 mm päästä lihaksesta, on

elektrodin ilmaisin pinta-alalla merkitystä. Pinta-alan kasvaessa myös alue, jolta signaali havaitaan kasvaa ja EMG-signaalin cross-talkin lisääntyy. Bipolaariset elektrodit ovat herkempiä ja omaavat pienemmän rekisteröinti pinta-alan (pick-up area) kuin monopolaariset elektrodit. (Basmajian & De Luca, 1985, 42.)

3.4.5 Tallentamistaajuus

Signaalin tallentamisessa voidaan menettää tärkeää tietoa signaalin ominaisuuksista. Nyquistin teoreeman mukaan tallentamistaajuuden pitää olla vähintään kaksi kertaa korkeampi kuin korkein mitattavan signaalin taajuuskomponentti. Jotta tietoa signaalin muodosta ei menetetä, tulee tallentamistapa valita mitattavan ilmiön perusteella. (Basmajian & De Luca, 1985, 57.)

3.4.6 Vahvistimen ominaisuudet

Vahvistimen sisääntuloimpedanssi ja sisääntulovastus vaikuttavat vahvistimesta tulevaan signaaliin. Sisääntulovastus on pienin jännite, minkä vahvistin vahvistaa. Kaikki sisääntulovastusta pienemmät signaalit eivät vahvistu. Sisääntuloimpedanssi, joka kuvaa virran vastustusta, on syytä olla mahdollisimman suuri. Tällöin sähkövirta ei indusoi häiriöitä signaaliin. (Basmajian & De Luca, 1985, 54-55.)

Vahvistimen *kaistanleveys* kuvaa vahvistimen vahvistamat taajuudet. Ulkopuolelle jäävät taajuudet tulisi jäädä kokonaan vahvistamatta. Ideaali tilanteessa kaikkia taajuuksia vahvistetaan saman verran. Käytännössä näin ei ole ja tätä ominaisuutta mitataan vahvistus-kaistanleveys –suhteella. Kaistanleveyden ala-arvona pidetään Basmajianin ja De Lucan (1985) mukaan 20 Hertziä.

4 SIGNAALIN KÄSITTELY

EMG-signaalia täytyy käsitellä ennen kuin sitä voidaan analysoida. Ensimmäinen käsittely tapahtuu yleensä jo elektrodikaapeleiden jälkeen, jolloin signaalia vahvistetaan ja siitä suodatetaan pois ei-toivotut häiriöt.

4.1 Esikäsitteily

Signaalin häiriöiden poistamiseksi voidaan käyttää joko vahvistimen kaistaleveyden määrittämistä sopivaksi tai erillisiä elektronisia suodatuskomponentteja, joiden laatu yleensä on parempi ja hinnaltaan sopivampi kuin hyvän monipuolisen vahvistimen. Alataajuudella 20 Hz käytetään ylipäästösudatinta, joka leikkaa signaalista pois kaikki alle 20 Hz:n taajuudet. Lihaksen kudosten liikkumisesta aiheutuvia häiriöitä esiintyy kuitenkin vielä alla 30 Hz taajuuksilla. Ylätaajuus valitaan yleensä tutkittavan kohteen mukaan niin, että korkein taajuus on hieman korkeampi kuin mitattavan ominaisuuden taajuus. Pinta-elektrodeilla mitattaessa ylärajana pidetään 2000 Hz, mutta SENIAM (1999) suosittelee ylärajaksi 1000 Hz. (Basmajian & De Luca, 1985, 52-104.)

Koska EMG on voimakkaasti aika ja voimakkuus riippuvainen suure, ja vaihtelee suuresti nollan molemmiin puolin, on signaalia muunnettava, jotta siitä saisi hyödyllistä tietoa. Tasasuuntauksessa käsitellään vain EMG-signaalin positiivista puolta. Puolisuuntauksessa se tapahtuu poistamalla signaalista kaikki alle nollan olevat arvot, jolloin tietoa katoaa. Kokosuunnatussa signaalissa taas kaikki alle nollan olevat arvot invertoidaan ja lisätään jo yli nollan olevaan signaaliosuuteen. EMG-signaalin käsittelyssä käytetään koko-suunnattua signaalia, jolloin tietoa ei häviä. (Basmajian & De Luca, 1985, 95.)

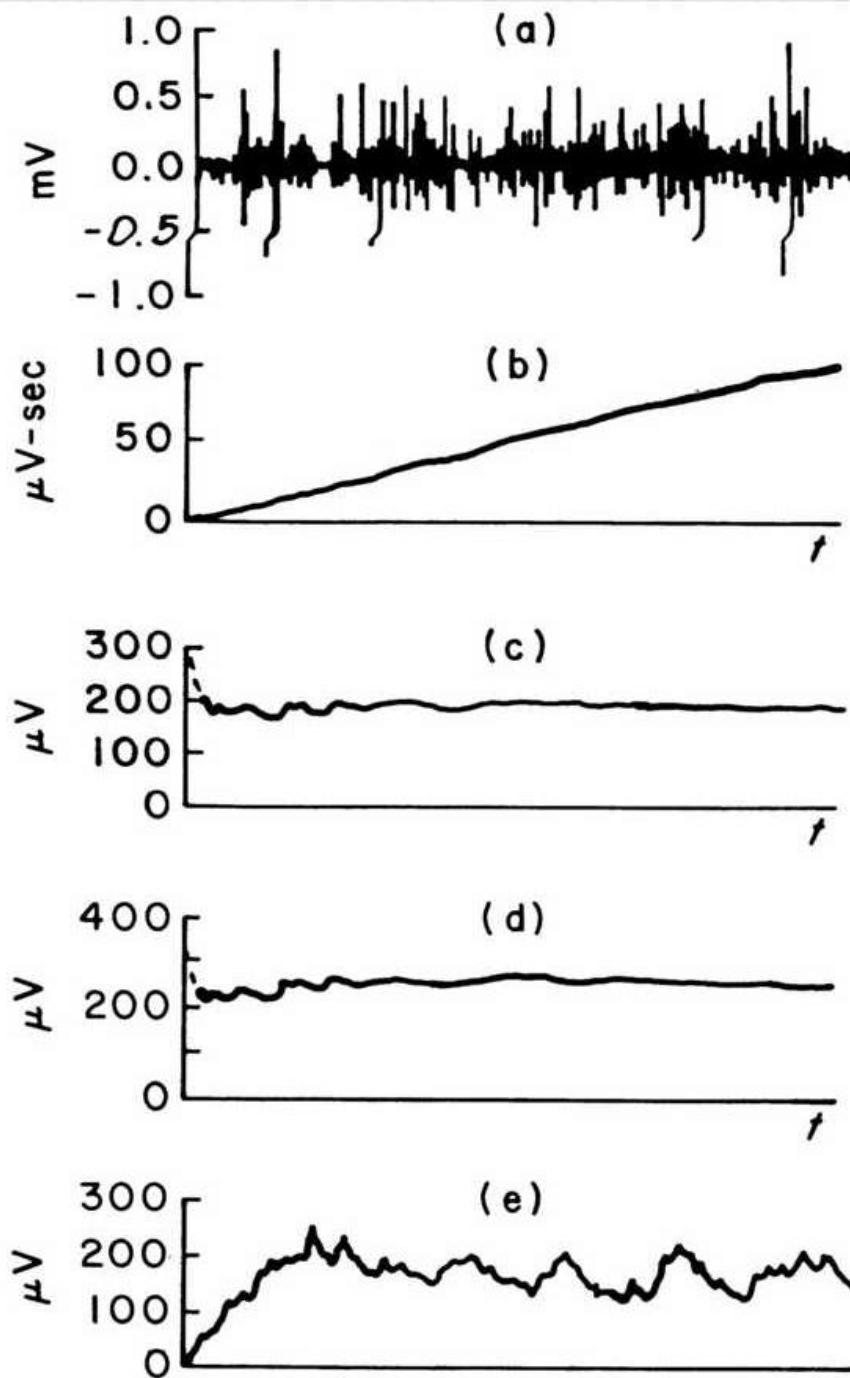
Koska koko-suunnattu signaali ilmaisee EMG:n muuttuvaa ominaisuutta, käytetään usein signaalin tasoittamista eli *smoothingia* terävien huippujen poistamiseksi. Tällöin signaali näyttää tasaisemmalta. Suodattaminen tapahtuu alipäästö-suodattimien avulla; mitä pienempi leikkuutaajuus, sitä tasaisempi signaali. (Basmajian & De Luca, 1985, 95.)

4.2 EMG-signaalin analysointi

EMG-signaalia käsitellään yleensä integroimalla, jolloin matemaattisesti lasketaan tasa-suunnatun EMG-signaalin ja x-akselin väliin jäävän alueen pinta-ala. Integroidun EMG-signaalin arvot ilmoitetaan iEMG-arvoina. IEMG:tä käytetään paljon koska, sillä on todettu olevan yhteys voimantuottoon. EMG:n kasvaessa voima kasvaa lineaarisesti tai lähes lineaarisesti. Nopeiden motoristen yksiköiden tuottama voima ei kuitenkaan ole lineaarinen EMG:n suhteen toisin kuin hitaiden yksiköiden tuottama voima. (Komi & Viitasalo, 1976; Basmajian & De Luca, 1985; Solomonow et al., 1990.)

Jotta EMG-signaali olisi verrattavissa toisiin mittauksiin, käytetään sen ilmoittamiseen keskiarvoistamista ajan suhteen. EMG-signaalin integraaliarvot jaetaan ajan suhteen, jolloin keskiarvoistetut tulokset ilmoitetaan aEMG-arvoina. Näin saadaan keskiarvoisen tulos, johon eivät EMG-signaalin nopeat vaihtelut vaikuta niin yhtä paljon kun suoraan raaka-EMG:stä analysoitaessa. Tämä tapa on digitaalinen versio smoothingista. Basmajian & De Lucan (1985) suosittelivat keskiarvoistamista 100-200 ms ajalta. Tullee kuitenkin huomata, että mitä lyhyempi aika, sitä enemmän EMG-signaalin vaihtelut vaikuttavat tulokseen.

Myös *RMS-arvoa* käytetään nykyään paljon. Syy tähän on pienempi virhearvio, jolloin arvo sisältää enemmän tietoa kuin aEMG. RMS-arvo määritetään aEMG:n toisen potenssin neliöjuurena. (Basmajian & De Luca, 1985, 84-97.) Esimerkki eri EMG-arvojen signaalista näkyy kuvasta 4.



KUVA 3. EMG-signaalien aikakäyrät. a) raaka-EMG b) integroitu EMG (ei keskiarvoistettu c) aEMG d) RMS e) tasoitettu EMG. EMG-arvot b-e ovat kokotasasuunnattuja. (Basmajian & De Luca, 1985, 94.)

5 JUOKSUN BIOMEKANIikka

Juoksua on tutkittu monien erilaisten biomekaanisten muuttujien suhteen. Tällaisia muuttujia ovat askelpituus, askeltiheys, kontaktiajat, nivelkulmien muutokset, eri lihasten EMG-aktiivisuus, maahan ja niveliin kohdistuvat voimat, raajojen liikenopeudet ja kiihtyvyydet sekä muut erilaiset kinematiikkaa kuvaavat suureet. Yleensä biomekaanisten muuttujien lisäksi on lisätiedon saamiseksi mitattu myös valittuja fysiologisia muuttujia, kuten sykettä, ventilaatiota jne. (Cavanagh, 1990).

5.1 Askelpituus, -tiheys ja kontaktiaika

Juoksunopeuden kasvaminen vaatii joko askelpituuden kasvattamista tai askeltiheyden nousua. Askeltiheyden nousu aiheuttaa jalan maakontaktiajan, eli maakontaktin hetkelisen keston, pienenemisen. Kyröläinen et al. (2003) mittasi tutkimuksessaan juoksunopeuden noustessa 4 m/s:ta maksimaaliseksi askelpituuden kasvavan $1,51 \pm 0,10$ metristä $2,12 \pm 0,15$ metriin ja askeltiheyden nousevan $2,82 \pm 0,13$ Hertzistä $4,16 \pm 0,26$ Hertziin. Samalla keskimääräiset kontaktiajat lyhenivät $0,203 \pm 0,011$ sekunnista $0,112 + 0,007$ sekuntiin. Useat muut tutkijat (mm. Nilsson et al. 1985; Nilsson & Thorstensson 1989) ovat tutkimuksissaan saaneet samanlaisia tuloksia.

5.2 Lihasktiivisuus

Juoksun aikana eri lihakset aktivoituvat vaihteittain niin heilahdusvaiheen kuin tukivaiheen suhteen. Eri lihasten väliset erot aktiivisuudessa on helppo havaita lihasaktiivisuusmalleista, jotka yleensä esitetään kontaktihetken tai kontaktiajan suhteen. Lihasktiivisuusmallit eri lihaksista näkyvät kuvista 4 ja 5 (Kyröläinen et al. 1999; Kyröläinen et al. 2003).

Gluteus Maximus aktivoituu heilahdusvaiheen lopussa ja pysyy aktiivisena kontaktin alun sekä jarrutusvaiheen ajan. Hitaammilla juoksuvauhdeilla aktivoituminen tapahtuu lähempänä kontaktihetkeä. Tällöin lihas hidastaa aluksi reiden koukistumista ja myöhemmin kontaktin aikana stabiloii lonkan ja reiden asentoa (McClay et al.1990).

Vastus Lateralis aktivoituu hieman ennen kontaktia ja saavuttaa aktiivisuushuippunsa juoksun kontaktivaiheen aikana. Lihäs toimii tällöin aktiivisesti yhdessä *Quadriceps femoris* –lihaskokonaisuuden kanssa polven ojentajana (McClay et al.1990).

Biceps Femoriksella on kaksi aktiivisuushuippua. Lihäs aktivoituu heilahdus vaiheen lopussa, jolloin se hidastaa lonkan koukistumista sekä kontrolloi polven koukistumista. Ennen kontaktivaihetta ja sen alussa *Biceps Femoris* osallistuu lonkan ojentamiseen sekä polven ojentamiseen. Lihäs ei ole aktiivinen kontaktivaiheen lopussa eikä heilahdusvaiheen alussa. (Simonsen et al. 1985; McClay et al.1990).

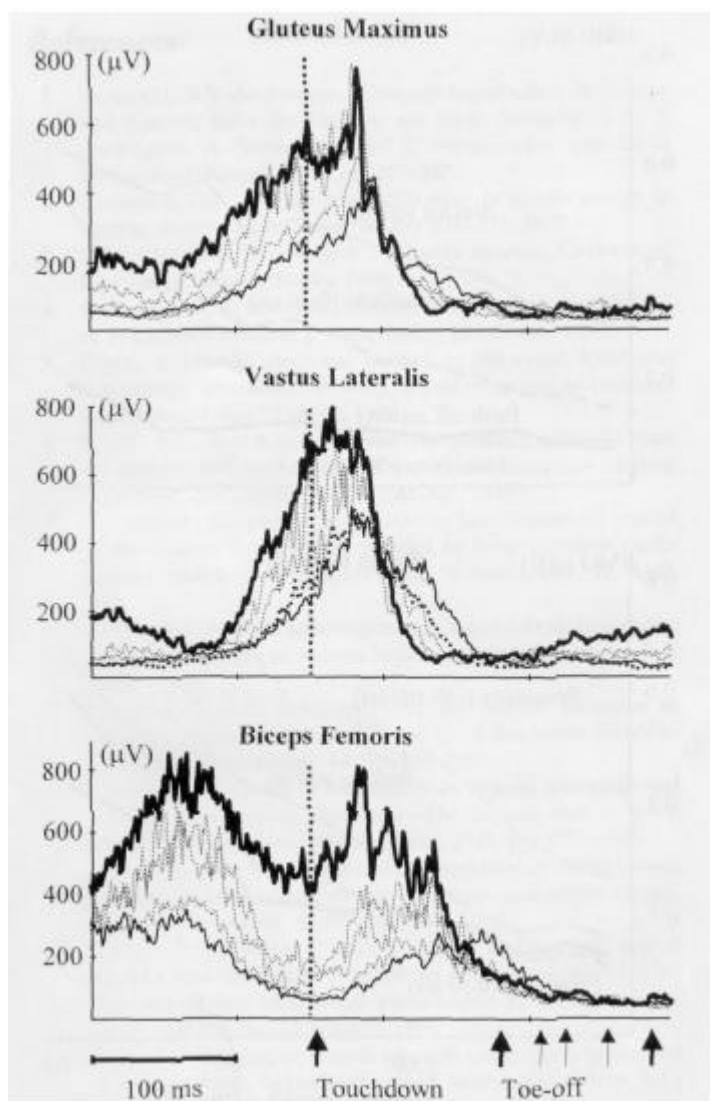
Myös *Rectus Femoris*, joka on kuten *Vastus Lateralis*kin osa *Quadriceps Femoriks*en lihaskokonaisuutta, aktivoituu juoksun aikana kahdessa vaiheessa. Ensimmäinen aktivoituminen tapahtuu heilahdusvaiheen alussa ja liittyy lihaksen toimintaa lonkan koukistajana. Toinen aktiivisuusvaihe tapahtuu heilahdusvaiheen lopussa sekä kontaktin alun aikana ja liittyy *Quadriceps Femoris* –kokonaisuuden toimintaan. (McClay et al.1990).

5.3 Aktiivisuuden vaihtelu

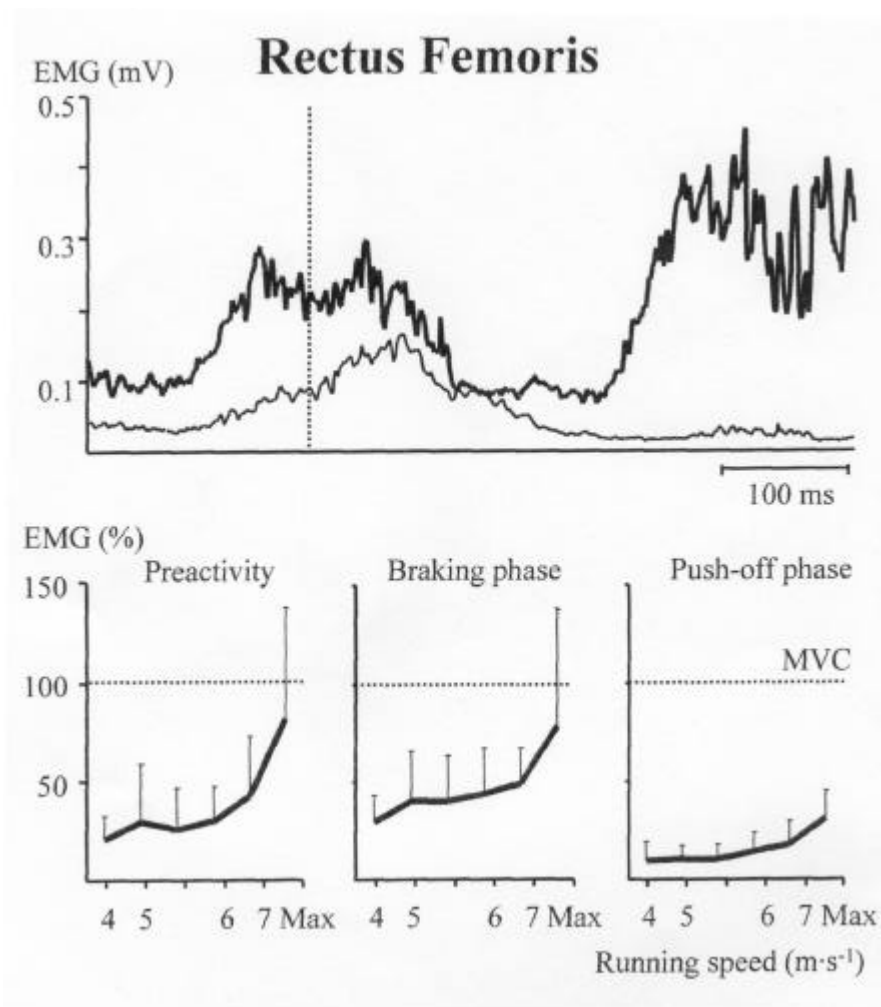
Lihäsaktiivisuusmalleja pitäisi pääasiassa tarkastella suhteessa jalan maakontaktiaikaan. Kontaktin aikana tapahtuu jalan lihaksissa venymis-lyhenemissykli (SSC), joka on erittäin hyödyllinen voimantuoton kannalta (Cavagna, 1977).

Juoksunopeuden kasvaessa lisääntyy yleensä myös maakontaktin aikainen EMG-aktiivisuus jalan lihaksissa (Nilsson et al. 1985; Mero & Komi 1986; Kyröläinen et al. 1999; Kyröläinen et al. 2003) ja lihasten aktivoituminen aikaistuu (Nilsson et al., 1985). Tosin Ito et al. (1985) ovat saaneet tutkimuksissaan myös päinvastaisia tuloksia. EMG-aktiivisuuden kasvu ja muutokset juoksunopeuden noustessa näkyvät hyvin kuvista 4 ja 5 (Kyröläinen et al. 1999; Kyröläinen et al. 2003).

Aktiivisuus nousee juoksunopeuden kasvaessa samankaltaisesti niin esiaktiivisuus-, jarrutus- kuin työntövaiheessakin. Esimerkki aktiivisuuden noususta näkyy kuvasta 5 (Kyröläinen et al. 2003).



KUVA 4. EMG-aktiivisuusmallien muutokset juoksunopeuden kasvaessa eri lihaksilla. (Kyröläinen et al. 1999)



KUVA 5. Aktiivisuuden nousu juoksunopeuden suhteen Rectus femoriksessa. Alemmissa kuvissa EMG-aktiivisuus on suhteutettu MVC-aktiivisuuteen. Pisteviiva kuvaa MVC-aktiivisuuden määrää. (Kyröläinen et al. 2003)

5.4 Venymis-lyhenemis-sykli ja juoksun taloudellisuus

Juoksun aikana lihakset tekevät työtä venymis-lyhenemis –sykleissä (Cavagna et al., 1971). Kontaktia alussa lihaksen venyvät varastoiden näin elastista energiaa, jota työntövaiheessa voidaan hyödyntää. (Cavagna et al. 1971; Komi 1984). Tämä johtaa siihen, että lihaksen ei tarvitse aktiivisesti tehdä niin suurta työmäärää kuin silloin, jos venymistä ei tapahtuisi ennen supistumista. Vauhdin kasvaessa myös varastoituvan energian määrä kasvaa ja juoksupuolesta tulee taloudellisempaa (Cavagna & Kaneko, 1977; Ito et al. 1983). Yksilöiden välillä on havaittu eroja elastisen energia varastoisemisessa ja hyödyntämisessä (Bosco 1982).

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tarkastella lihasten toimintaa, sekä sen eroavaisuuksien ilmenemistä ja voimakkuutta eri ikäisillä ja kuntosilla miehillä juoksun aikana. Tämä tapahtui tutkimalla lihasten toimintaa juoksun aikana mittaamalla niiden sähköistä aktiivisuutta sekä määrittämällä lihasten aktiivisuus juoksun vaiheissa. Tavoitteena oli löytää vastaus olettamuksiin:

Eri kuntoisten henkilöiden välillä on olemassa eroavaisuuksia lihasaktiivisuudessa juoksun eri vaiheissa.

Samalla juoksunopeudella juostessa huonokuntoisten henkilöiden lihasaktiivisuus on suurempaa kuin hyväkuntoisilla.

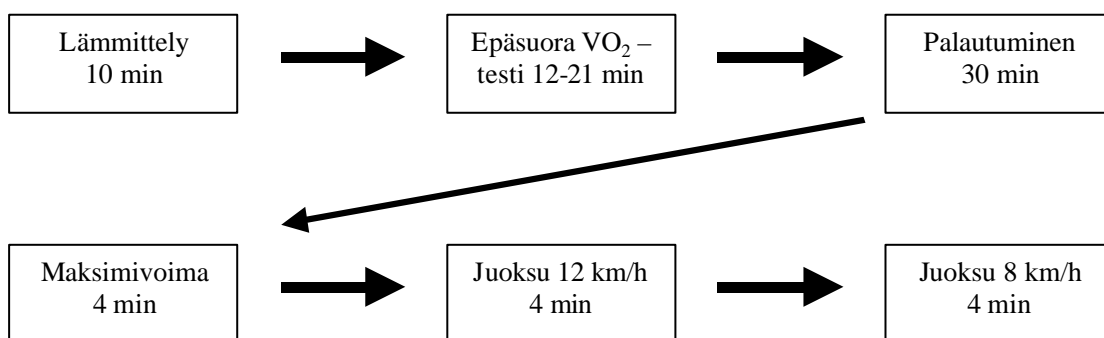
Hyväkuntoisilla on paremman lihasaktivaation ajoittamisen sekä tehokkaamman venymis-lyhenemissyklin vuoksi parempi juoksun taloudellisuus kuin huonokuntoisilla, kun taloudellisuutta arvioidaan hapenkulutuksen perusteella.

7 TUTKIMUSMENETELMÄT

7.1 Koehenkilöt

Tutkimuksen koehenkilöiksi valittiin 12 eri ikäistä vapaaehtoista mieshenkilöä, joilla jokaisella oli liikuntatausta, mutta jotka eivät olleet harjoitelleet aktiivisesti mitään lajia muutamaan vuoteen. Jotta otos edustaisi kattavasta koko väestöstä, koehenkilöiksi haluttiin henkilöitä, jotka ovat harrastaneet useita eri lajeja lukuun ottamatta juoksua. Lisäksi koehenkilöt pyrittiin saamaan niin, että he edustavat mahdollisimman laajasti eri ikä- ja kuntoluokkia sekä ammattialoja. Koehenkilöiden keski-ikä 38 ± 10 vuotta, keskipituus 183 ± 4 cm, keskimääräinen paino $81,7 \pm 7,9$ kg ja VO_2 -max $43,1 \pm 9,5$ ml/kg/min. Tutkimuksen alussa koehenkilöille tehtiin epäsuora maksimihapenotto –testi Fitwaren ohjeiden mukaan. Testin perusteella koehenkilöt jaettiin kahteen ryhmään, hyvä- (5 hlö) ja huonokuntoisiin (7 hlö). Tulosten tarkastelussa tutkittiin eroavaisuuksia näiden kahden luokan välillä.

7.2 Tutkimuksen eteneminen



KUVA 6. Mittausten eteneminen

Tutkimuksen eteneminen näkyy kuvasta 6. Ensiksi jokainen koehenkilö suoritti alkulämmittelyn kuntopyörällä. Alkulämmittelyn kesto oli noin 10 minuuttia. Lämmittelyn jälkeen koehenkilöt suorittivat Fitwaren epäsuoran VO_2 -max testin tavoitesykkeeseen

saakka. Ennen voimamittausten aloittamista, koehenkilöt pitivät 30 minuutin mittaisen palautumistauon.

Voimamittaukset koostuivat kahdesta eri osasta: polven ja reiden ojentajien sekä polven koukistajien voiman mittaamisesta. Molemmissa mittauksissa koehenkilöllä oli kaksi minuuttia aikaa suorittaa kolme isometristä maksimaalista tahdonalaista lihassupistusta (MVC).

Voimamittausten jälkeen koehenkilöt suorittivat kaksi neljän minuutin juoksukuormitusta juoksumatolla. Ensimmäinen kuormitus suoritettiin vauhdilla 8 km/h ja toinen vauhdilla 12 km/h. Nopeudet valittiin sellaisiksi, että koehenkilöiden on pakko juosta, ja että nopeuksien välinen ero on riittävä selkeiden erojen löytämiseksi.

7.3 Mittaukset

Voimamittauksissa koehenkilöiltä mitattiin isometrinen maksimivoima (MVC) kolme kertaa kahden minuutin aikana ensin ojentajien voima jalkadynamometrissä (Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän Yliopisto), ja sitten koukistajien voima voimapenkissä (Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän Yliopisto). Mittausasento määritettiin niin, että koehenkilön polvikulma oli kaikissa mittauksissa 107° . Voimapenkin rakenne sekä mittausasetelma näkyy kuvasta 7.

Maksimivoimamittausten aikana koehenkilöiltä mitattiin EMG-aktiivisuus (ME3000P, Mega Electronic Ltd., Kuopio) Beckmanin bipolaarisilla (elektrodien välinen etäisyys 20mm) pintaelektrodeilla (650437) samanaikaisesti Vastus lateraliksesta, Rectus femoriksesta, Biceps femoriksesta sekä Gluteus maximuksesta. Mittaustaajuutena käytettiin 1000 Hz. Samalla mitattiin voima-anturin antama voima. Sekä ojentajien että koukistajien mittauksessa koehenkilöt suorittivat kahden minuutin aikana kolme maksimaalista tahdonalaista supistusta (MVC).



KUVA 7. Mittaus voimapenkissä.

Juoksun aikana mitattiin EMG-aktiivisuus samalla tavalla kuin voimamittauksissa. Juoksun eri vaiheiden selvittämiseksi mitattiin polvikulman muutokset goniometrillä (Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän Yliopisto) sekä kontaktiajat kengän sisälle sijoitettavalla kontaktipohjallisella (Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän Yliopisto). Lisäksi mitattiin koehenkilöiltä hengityskaasumuuttujat kaasuanalysointorilla (MedGraphics, Medical Graphics Corporation, St. Paul, MN, USA). Jokaiselta koehenkilöltä mitattiin lihasten juoksun aikainen EMG-aktiivisuus molempien kuormien viimeiseltä minuutilta. Mitta-anturit ja koeasetelma näkyvät kuvasta 8.



KUVA 8. Antureiden kiinnitys jalkaan.

Juoksumittauksissa koehenkilöt juoksivat juoksumatolla (Kotkan telineyhtymä, Kotka) aluksi neljän minuutin jakson 8 km/h nopeudella ja toisen neljän minuutin jakson nopeudella 12 km/h. Koska juoksu suoritettiin kahdella eri nopeudella ja tarkoituksena oli verrata eri kuntoryhmien välisiä tuloksia, mitattiin kuormituksen ajalta hengityskaasumuuttujat (O_2 ja CO_2), kuormitusjakson lopussa syke sekä molempien juoksujaksojen jälkeen veren laktaattiarvot.

7.4 Voima- ja EMG-analyysit

Voimamittauksissa mitattu EMG-aktiivisuus tasasuunnattiin ohjelmallisesti. Mitatusta signaalista määritettiin keskimääräinen aktiivisuus (aEMG) 200 ms ajalta. Aktiivisuus määritettiin 100 ms ennen maksimivoiman saavuttamista sekä 100 ms sen jälkeen.

EMG-aktiivisuuden arvioinnin helpottamiseksi määritettiin kontaktiaika käyttämällä kontaktipohjallisia, sekä jarrutus- ja työntövaihe mittaamalla goniometrillä polvikulman muutoksia. Jarrutusvaiheen katsottiin alkavaksi kontaktin alusta ja loppuvan kun polvi saavuttaa pienimmän polvikulmansa (hetki, jolloin polvikulman pieneneminen pysähtyy ja kasvu alkaa). Juoksun aikana aktiivisuus mitattiin kahden eri vauhdin, 8 km/h ja 12 km/h, aikana. EMG-aktiivisuutta tarkasteltiin maakontaktin suhteen. Mitatusta EMG-signaalista määritettiin keskimääräinen EMG-aktiivisuus eli aEMG, kolmelle eri vaiheelle: esiaktiivisuus 150 ms ennen kontaktia, jarrutusvaiheelle sekä työntövaiheelle. Juoksun aikana mitattu aEMG-arvo suhteutettiin MVC-työn aikana mitattuun EMG-aktiivisuuteen.

7.5 Hapenkulutuksen analyysi

Koehenkilöiden hapenkulutukseksi määritettiin kuormitusjakson viimeisen minuutin keskiarvo. Koska juoksuvauhdeilla syntyi kuitenkin laktaattia, ei pelkkä mitattu hapenkulutus kerro kaikkea. Todellisen hapenkulutuksen arvioimiseksi muutettiin mitatun laktaattiraja-arvon (<2,0 mmol) ylittäväältä osalta laktaattiarvo hapenkulutukseksi Di Pramperon et al. (1993) kaavalla, jossa veren laktaattipitoisuuden 1 mmol kasvu on verrannollinen 3 ml/kg hapenkulutuksen nousuun. Saatu tulos lisättiin hengityskaasu-analysointorilla mitattuun hapenkulutukseen.

7.6 Tilastollinen analyysi

Tuloksien analysoinnissa käytettiin yksisuuntaista varianssi analyysiä (ANOVA). Jokaisesta mitatusta signaalista laskettiin ryhmien keskiarvo sekä keskihajonta. Tulokset ilmoitetaan, ellei toisin mainita, muodossa: keskiarvo \pm keskihajonta. Merkitsevyyden raja-arvona on $P = 0,05$.

8 TULOKSET

Koehenkilöt jaettiin epäsuoran hapenotto –testin perusteella kahteen ryhmään, hyvä- ja huonokuntoisiin. Hyväkuntoisilla (ryhmä A) keskimääräinen VO_2 -max oli $51,7 \pm 5,7$ ml/kg/min ja huonokuntoisilla (ryhmä B) $37,0 \pm 6,2$ ml/kg/min ($P < 0,01$).

8.1 Isometrinen maksimivoima

Ryhmässä A (hyväkuntoiset) reiden ja polven ojentajien isometrinen maksimivoima oli 1813 ± 538 N ja ryhmässä B (huonokuntoiset) 1556 ± 294 N (ns.). Polven koukistajissa ryhmä A sai arvoksi 404 ± 82 N ja ryhmä B 511 ± 116 N (ns.).

8.2 Juoksu

Juoksun aikana mitattujen fysiologisten muuttujien arvot näkyvät taulukosta 1. Taulukosta näkyy selkeästi erot syke- ja laktaattiarvoissa ryhmien välillä (ns.). Hetkellisestä hapenkulutuksesta löytyy ero ($p < 0,05$) vauhdilla 12 km/h. Kun 2 mmol laktaatin ylittävä osa muunnetaan vastaavaksi hapenkulutukseksi, ei ryhmien välillä ole eroa.

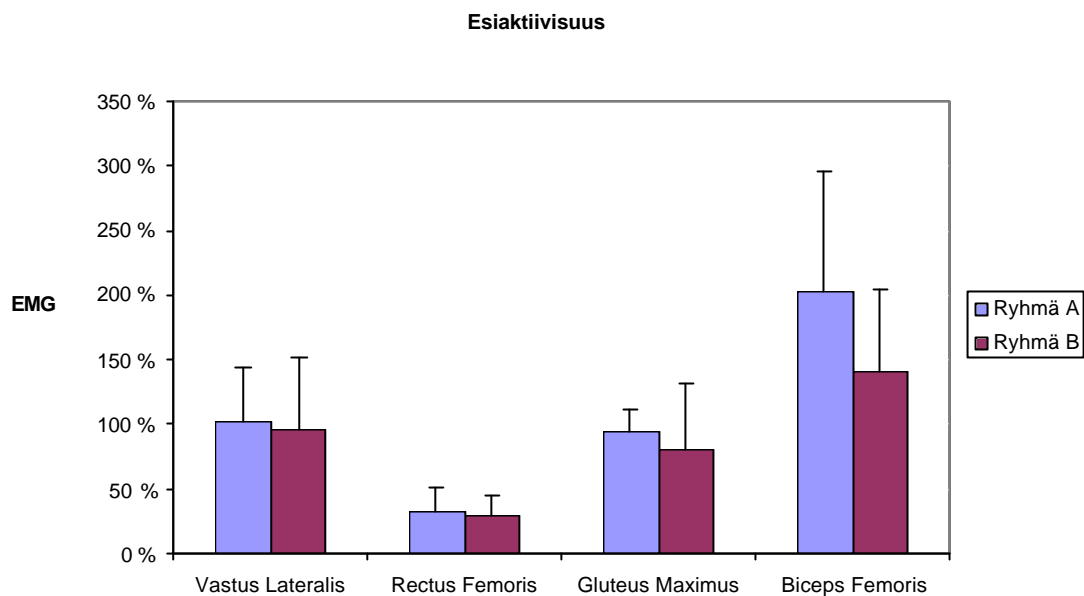
TAULUKKO 1. Juoksun muuttujat ryhmittäin

	Vauhti 8 km/h	Vauhti 12 km/h
<i>Ryhmä A</i>		
syke (bpm)	143 ± 14	165 ± 11
laktaatti (mmol/l)	2,6 ± 1,4	5,32 ± 1,7
VO ₂ (ml/kg/min)	33,2 ± 3,5	41,9 ± 3,5
Korjattu VO ₂	35,4 ± 5,6	51,8 ± 6,1
<i>Ryhmä B</i>		
syke (bpm)	150 ± 5	177 ± 13
laktaatti (mmol/l)	3,8 ± 1,8	7,2 ± 2,3
VO ₂ (ml/kg/min)	30,0 ± 2,8	37,2 ± 3,3*
Korjattu VO ₂	35,8 ± 4,8	52,9 ± 6,3

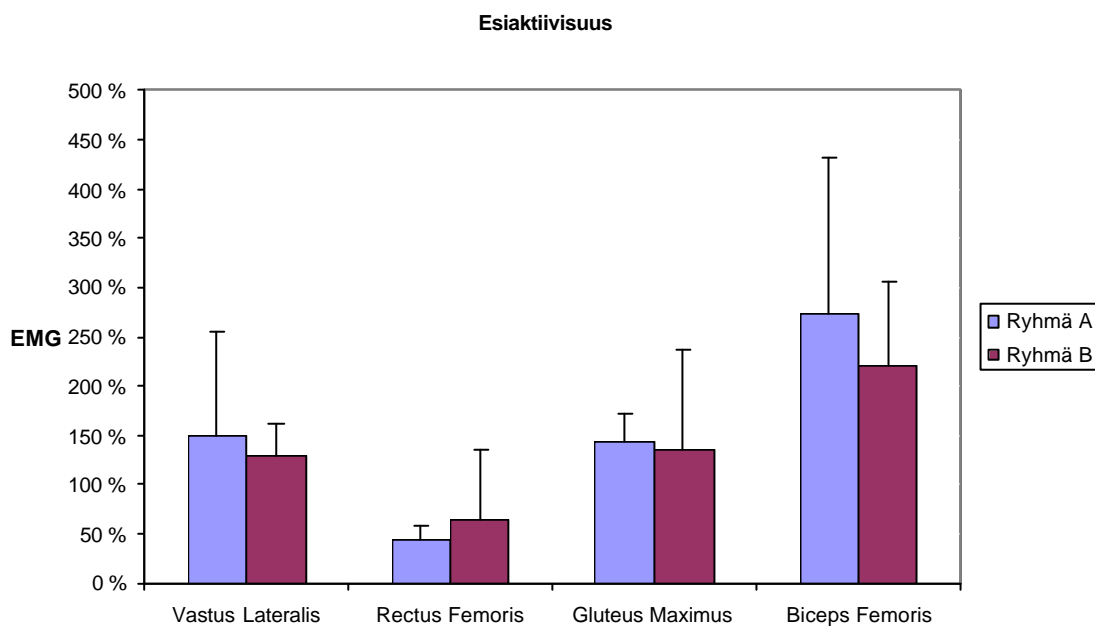
8.2.1 EMG-aktiivisuus

Juoksun aikana mitatuista EMG-aktiivisuuksista löytyi joitakin eroavaisuuksia hyvä- ja huonokuntoisten välillä. EMG-arvot on suhteutettu MVC-työn EMG-aktiivisuuteen.

Ryhmien välisen EMG-aktiivisuuden erot esiaktiivisuusvaiheessa näkyy kuvista 9 ja 10. Biceps Femoriksessa on havaittavissa korkeampi esiaktiivisuus ryhmällä A. Erot eivät kuitenkaan ole tilastollisesti merkitseviä (ns.).

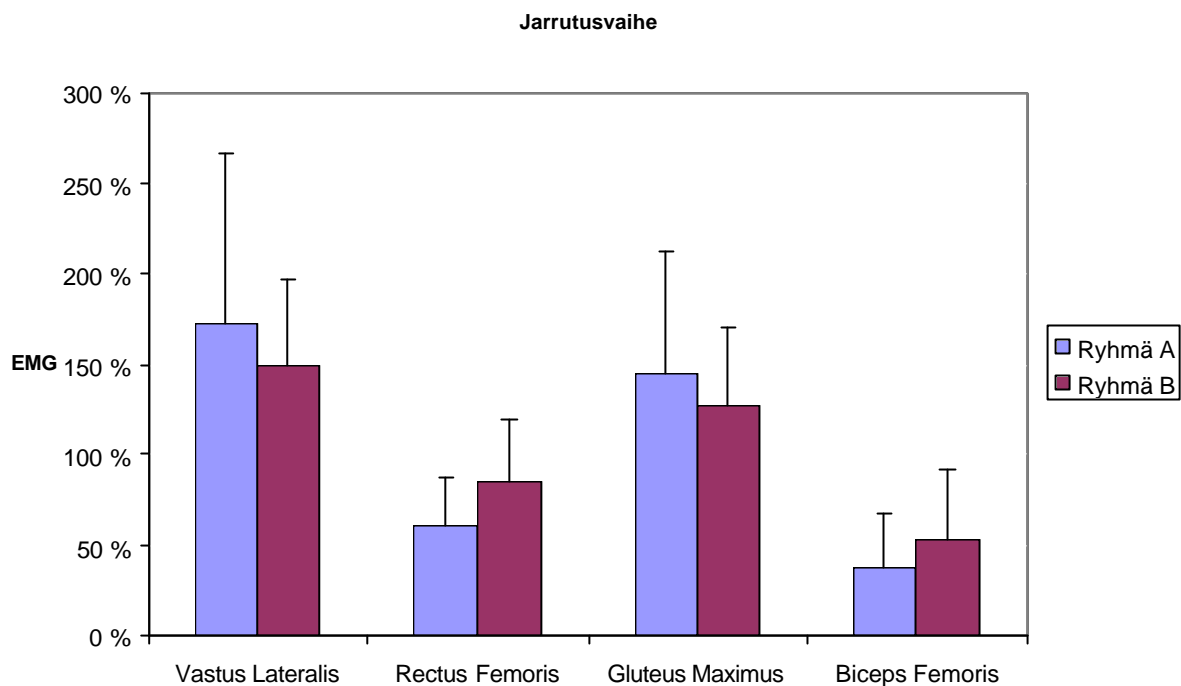


KUVA 9. Lihasten esiaktiivisuus 8 km/h vauhdissa.

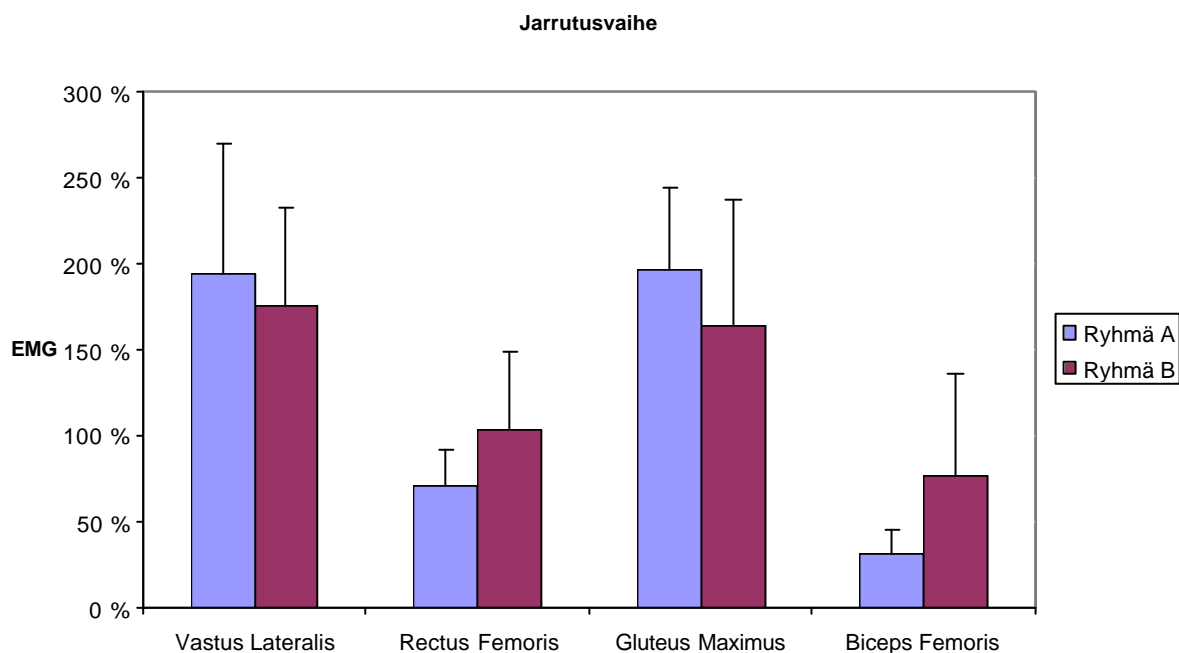


KUVA 10. Lihasten esiaktiivisuus 12 km/h vauhdissa.

Juoksun jarrutusvaiheessa (eksentrinen työ) Vastus Lateralis ja Gluteus Maximus olivat hieman aktiivisempia ryhmällä A sekä 8 km/h että 12 km/h vauhdissa (ns.). Biceps Femoriksen ja Rectus Femoriksen aktiivisuus oli suurempaa ryhmällä B (ns.). (Kuvat 11 ja 12).

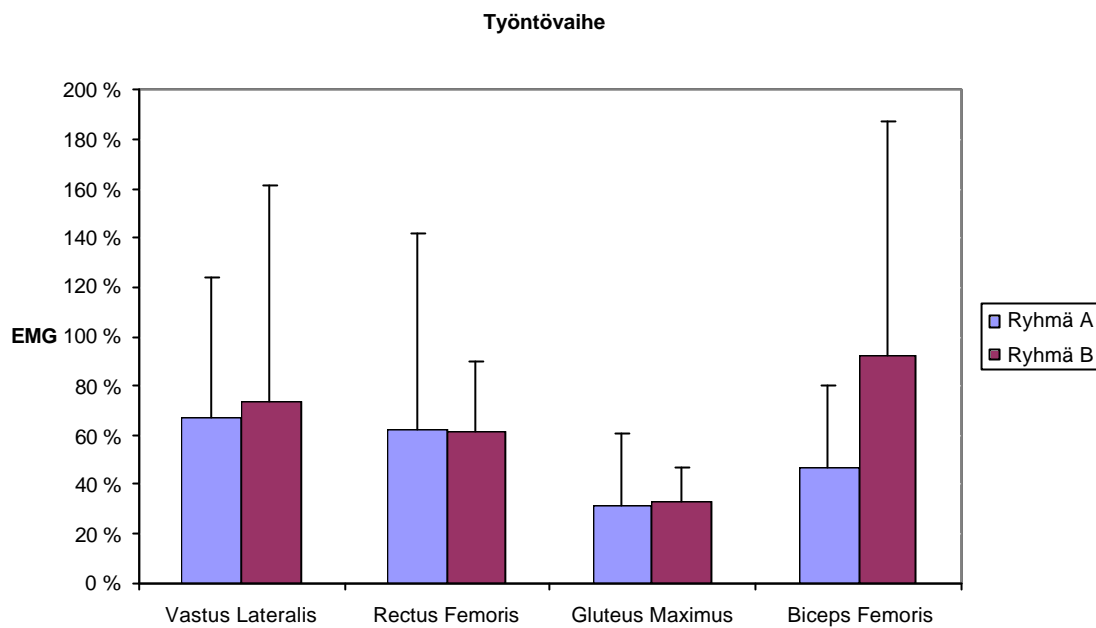


KUVA 11. Jarrutusvaiheen EMG-aktiivisuus lihaksissa 8 km/h vauhdissa.

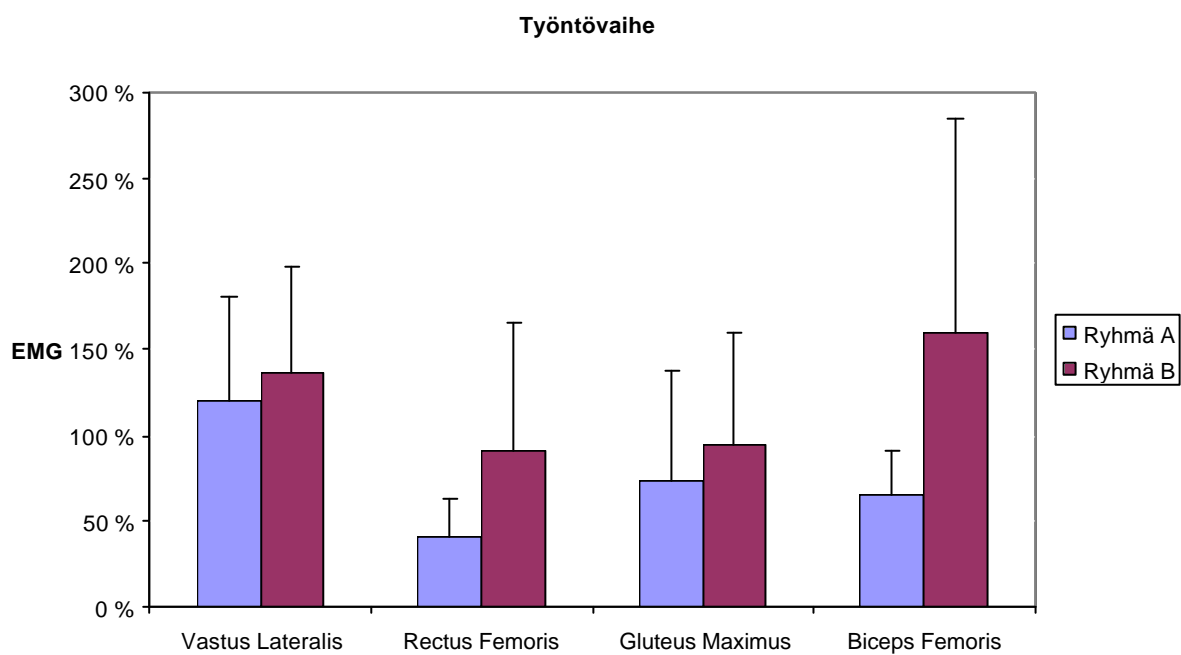


KUVA 12. Jarrutusvaiheen EMG-aktiivisuus lihaksissa 12 km/h vauhdissa.

Työntövaiheen aktiivisuus näkyy kuvista 13 ja 14. Vauhdin noustessa ryhmän B aktiivisuuden kasvu oli suurempaa (ns.) Huonokuntoisilla (ryhmä B) Biceps Femoris oli työntövaiheessa aktiivisempi kuin hyväkuntoisilla (ryhmä A) (ns.).

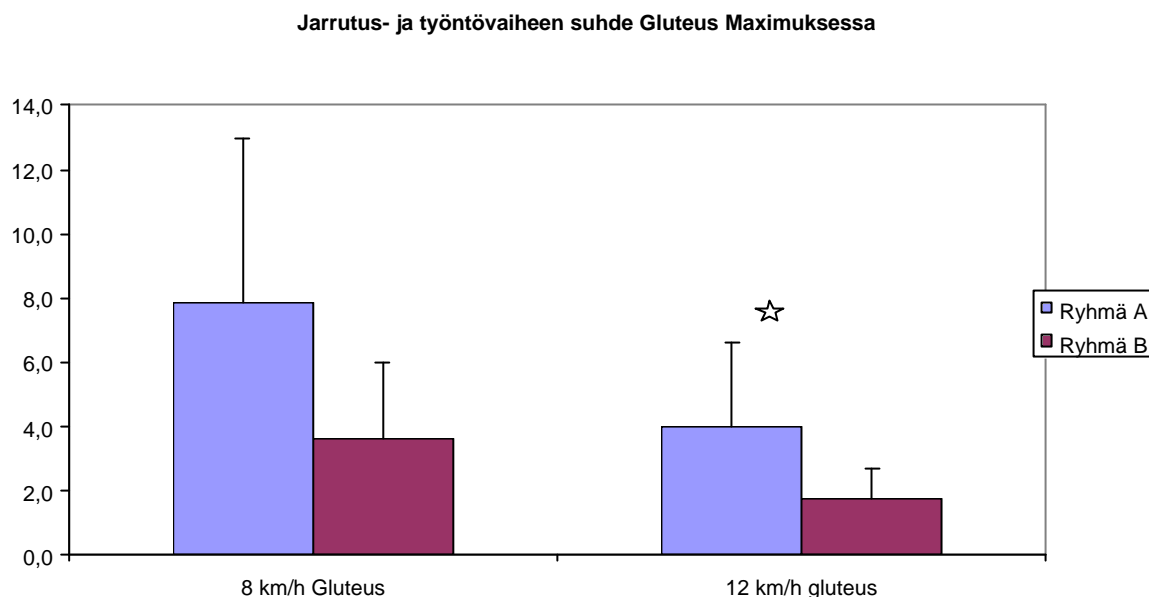


KUVA 13. Lihasen EMG-aktiivisuus työntövaiheessa 8 km/h vauhdissa.



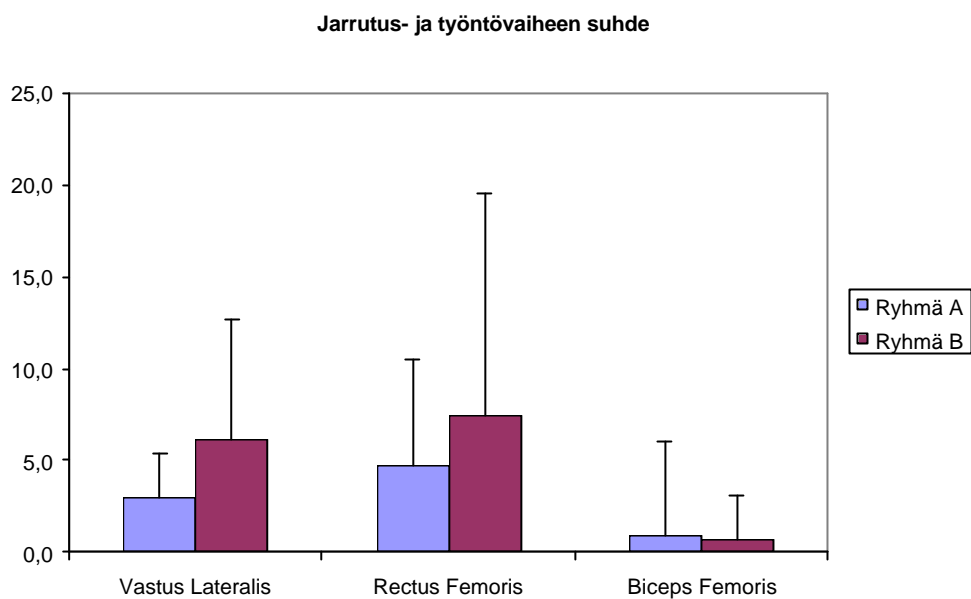
KUVA 14. Lihasen EMG-aktiivisuus työntövaiheessa 12 km/h vauhdissa.

Eksentrisen ja konsentrisen työn suhde eli jarrutus- ja työntövaiheen EMG-aktiivisuuksien suhde oli selkein Gluteus Maximuksessa. Ero on tilastollisesti merkitsevä ($p < 0,05$). (Kuva 15.) Eksentrisessä työn aikana lihaksen aktiivisuus oli suurempaa kuin konsentrisessä työssä.

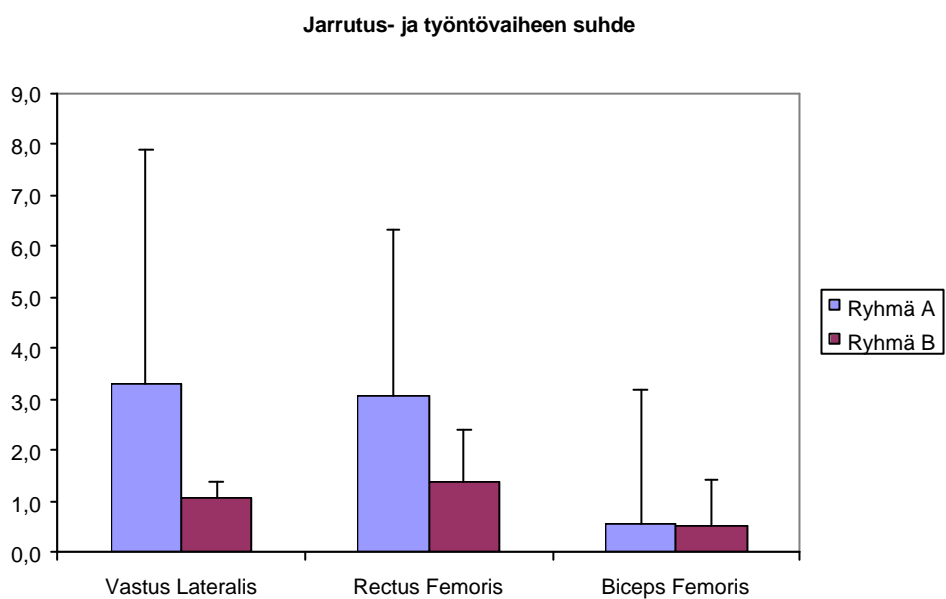


KUVA 15. Jarrutus- ja työntövaiheen EMG-aktiivisuuden suhde 8 km/h ja 12 km/h vauhteissa.

Muiden lihasten jarrutus- ja työntövaiheen eli eksentrisen ja konsentrisen työn erot näkyvät kuvista 16 ja 17. Vauhdilla 8 km/h jarrutusvaiheen aktiivisuuksien suhde oli suurempaa huonokuntoisilla, kun taas korkeammalla vauhdilla eksentrisen ja konsentrisen työn suhde oli suurempi ryhmällä A.



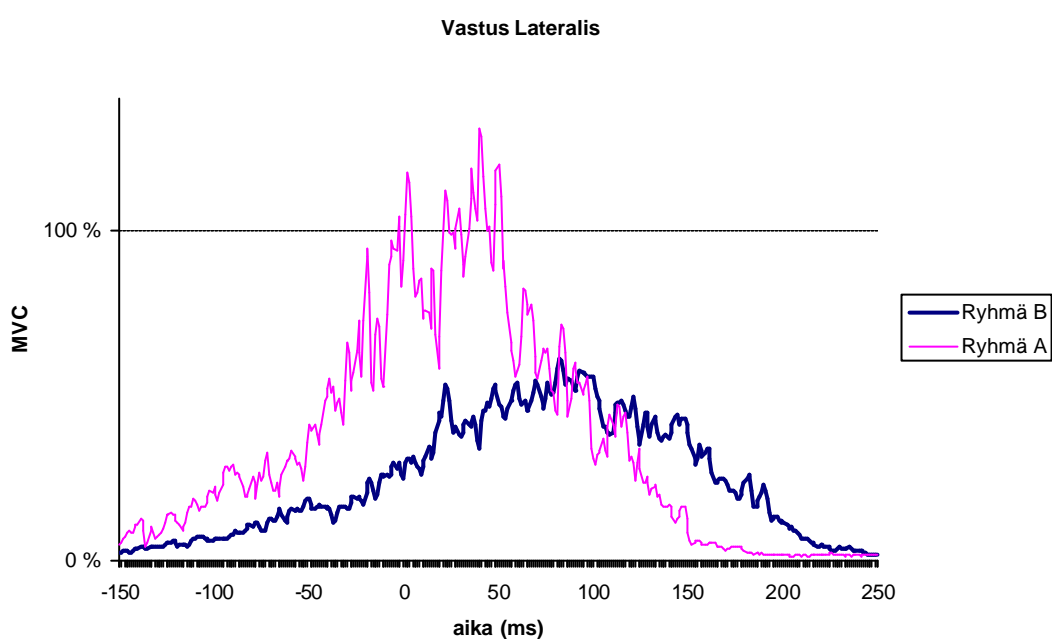
KUVA 16. Jarrutus- ja työntövaiheen EMG-aktiivisuuden suhde 8 km/h (ns.).



KUVA 17. Jarrutus- ja työntövaiheen EMG-aktiivisuuden suhde 12 km/h. (ns.)

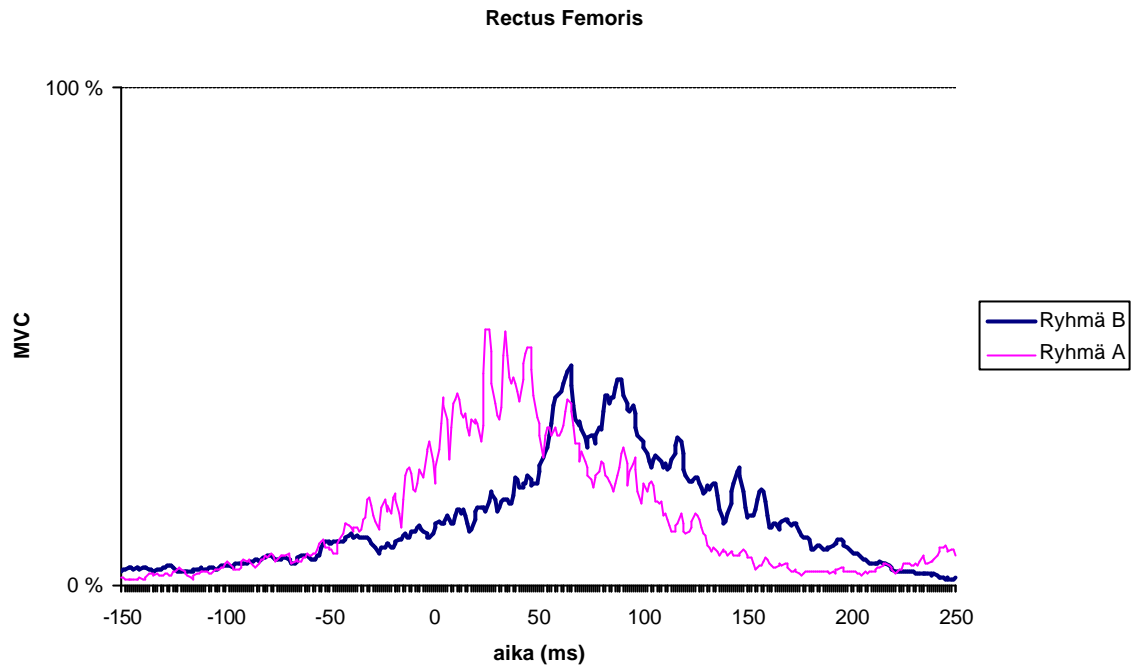
8.2.2 Lihasaktiivisuusmallit

Juoksun aikana mitattu EMG-aktiivisuus suhteutettiin kontaktiaikaan. Jokaiselta koehenkilöltä valittiin kymmenen askelta, joiden aikainen EMG-aktiivisuus keskiarvoistettiin. Nämä lihasaktiivisuudet keskiarvoistettiin VO_2 -maxin perusteella jaettuihin ryhmiin A, hyväkuntoiset, ja B, huonokuntoiset. Malleissa kontaktin alkamishetki on merkitty 0-kohdaksi. Lihasaktiivisuusmalleja keskiarvoistettiin isometrisen MVC-työn aEMG:n suhteen. Kuvaajissa 100 % -arvo tarkoittaa samansuuruista aktiivisuutta MVC-työn kanssa



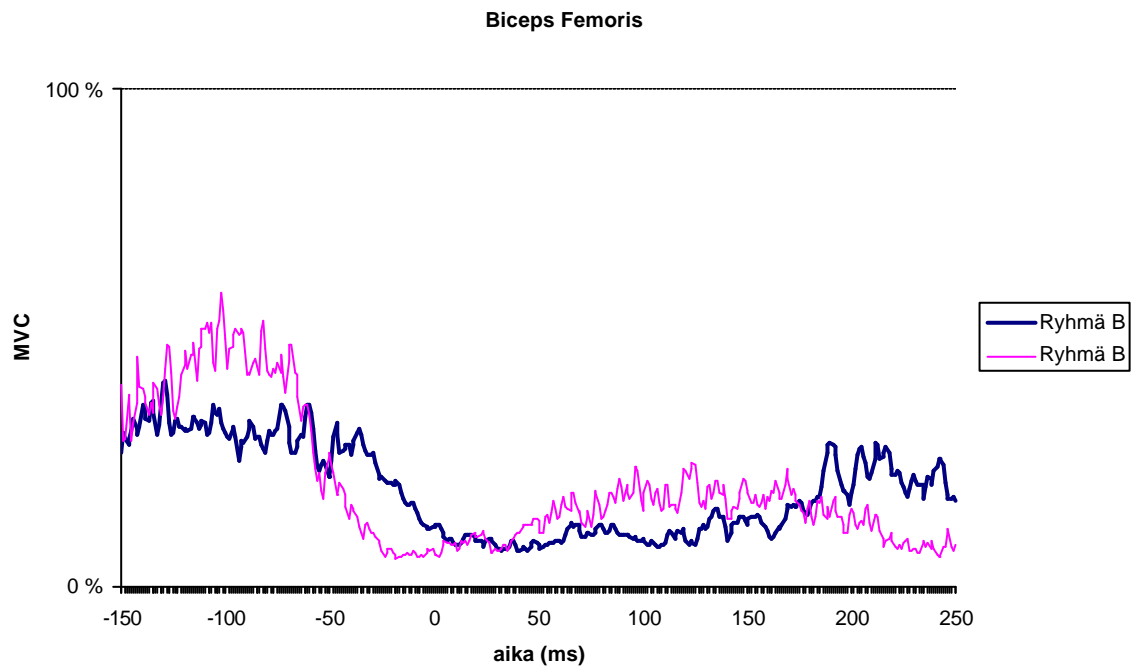
KUVA 18. Vastus Lateraliksen aktiivisuuden erot hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdilla 8 km/h.

Ryhmällä A Vastus Lateraliksen aktiivisuus on suurempaa ennen kontaktihetkeä ja kontaktin alussa. Lihas on aktiivinen pidempään ryhmällä B. (kuva 18).



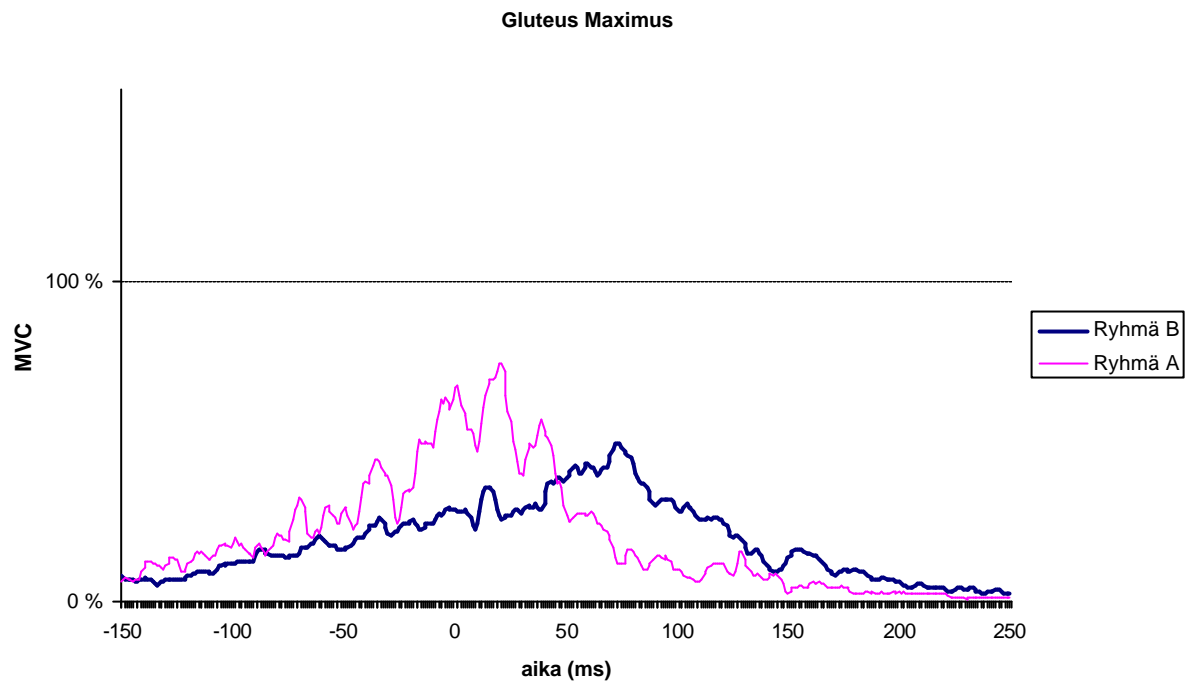
KUVA 19. Rectus Femoriksen aktiivisuuden erot hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdilla 8 km/h.

Rectus Femoriksen aktiivisuus näkyy kuvasta 19. Ryhmällä A lihas aktivoituu aikaisemmin kuin ryhmällä B. Lihas on aktiivinen ennen kontaktia ja sen alussa



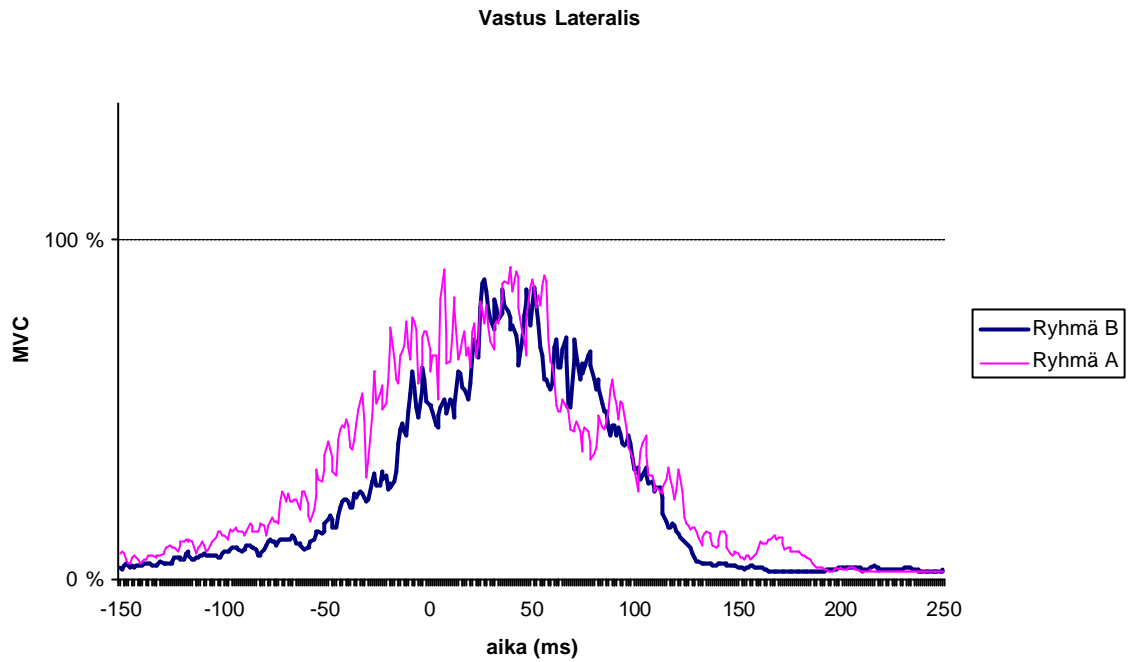
KUVA 20. Biceps Femoriksen aktiivisuuden erot hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdilla 8 km/h.

Biceps Femoriksessa ryhmillä on hyvin samankaltainen aktiivisuusmalli. Ryhmällä A aktiivisuus loppuu kuitenkin aikaisemmin ennen kontaktia kuin ryhmällä B. (kuva 20).



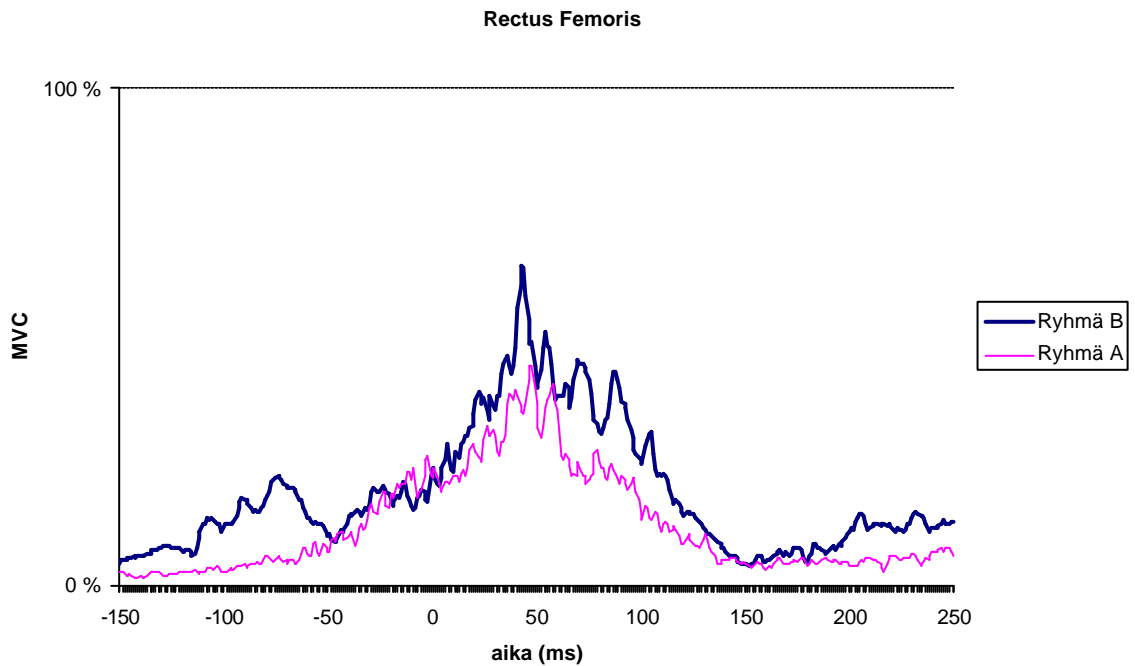
KUVA 21. Gluteus Maximuksen aktiivisuuden erot hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdilla 8 km/h.

Ryhmällä A Gluteus maximuksen aktiivisuus (kuva 21) ennen kontaktia ja kontaktin alussa on selvästi suurempaa kuin ryhmällä B.



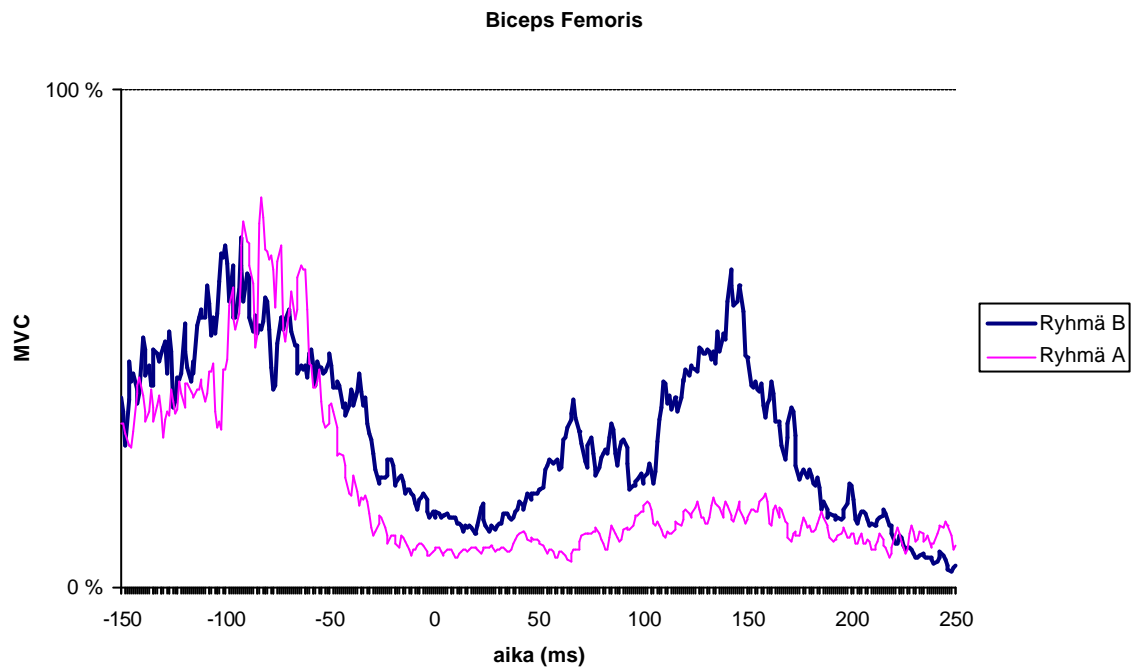
KUVA 22. Vastus Lateraliksen aktiivisuus hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdissa 12 km/h.

Vauhdilla 12 km/h Ryhmän A esiaktiivisuus Vastus Lateraliksessa on 50 ms ennen kontak-
tia hieman suurempaa. Aktiivisuuden malli on hyvin samankaltainen molemmilla ryhmillä.
(kuva 22.)



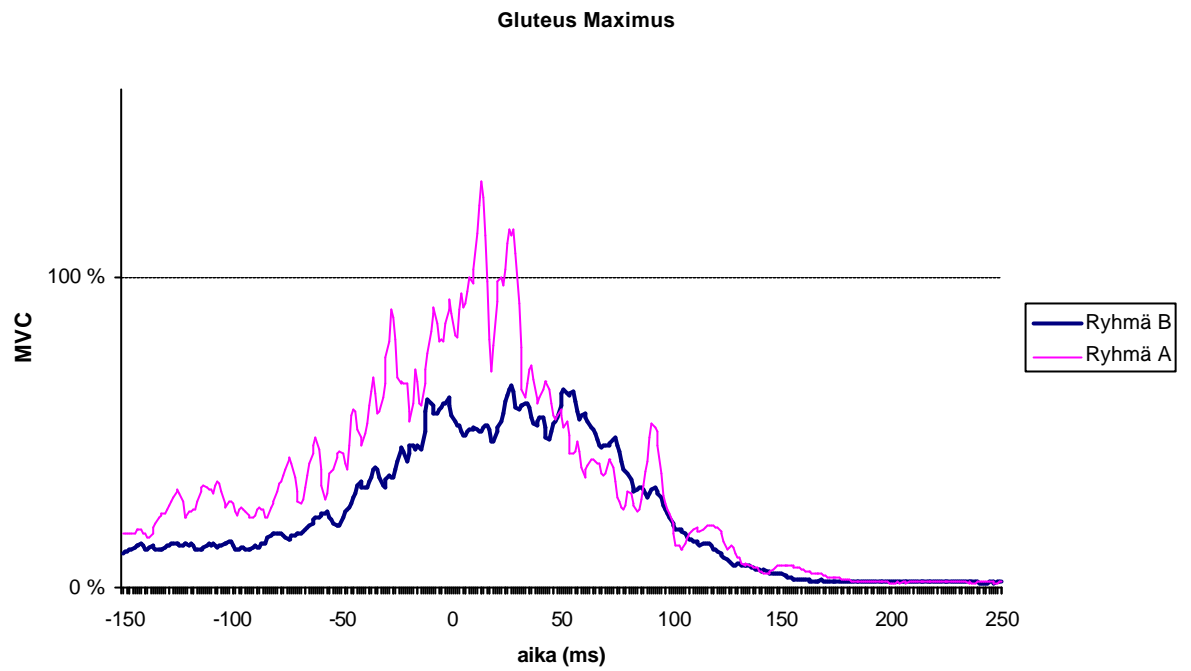
KUVA 23. Rectus Femoriksen aktiivisuus hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdissa 12 km/h..

Rectus Femoriksen aktiivisuus vauhdissa 12 km/h näkyy kuvasta 23. Ryhmässä B on hie-
man suurempi aktiivisuus kontaktihetken jälkeen.



KUVA 24. Biceps Femoriksen aktiivisuus hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdissa 12 km/h.

Kuvassa 24 näkyy Biceps Femoriksen aktiivisuus. Ryhmässä B aktiivisuus on kontaktin loppuvaiheessa huomattavasti suurempaa.



KUVA 25. Gluteus Maximuksen aktiivisuus hyvä- ja huonokuntoisilla vauhdissa 12 km/h.

Gluteus Maximuksessa on kontaktia edeltävä ja sen aikainen aktiivisuus huomattavasti suurempaa ryhmällä A. (kuva 25).

9 POHDINTA

Juoksun eri vaiheissa lihasten aktiivisuuksissa oli havaittavissa hyvä- ja huonokuntoisten välisiä eroja. Tulokset eivät suurimmaksi osaksi kuitenkaan olleet tilastollisesti merkitseviä. Selkeimpiä erot olivat juoksun jarrutusvaiheessa, missä tehdään eksentristä lihastyötä sekä Biceps Femoriksen esiaktiivisuudessa.

Juoksunopeuden kasvu aiheuttaa suurempia niveliin ja jalkaan kohdistuvia kuormitusvoimia. Esiaktiivisuudella ja eksentrisellä työllä on suora yhteys elastisen energian varastoitumiseen. Korkea esi- ja jarrutusaktiivisuus lihaksissa estää tarpeettomia nivelten kulmautumoksia, lisäten jännelihasten jäykkyyttä sekä kykyä varastoida energiaa, ja täten juoksun taloudellisuutta. (Nichols & Houk 1976; Cavagna, 1977; Kyröläinen et al. 1995; Kyröläinen et al. 1999). Merkkejä tällaisesta toiminnasta voidaan nähdä jarrutusvaiheen aikana Vastus Lateralikselta sekä Gluteus Maximukselta (kuvat 11 ja 12).

Biceps Femoriksen toiminnassa oli eroavaisuuksia ryhmien välillä juoksun työntövaiheessa. Huonokuntoiset käyttivät takareiden lihasta enemmän vauhdin ylläpitämiseksi kuin hyväkuntoiset (kuvat 13 ja 14.). Huonokuntoisilla (ryhmä B) myös aktiivisuuden nousu vauhdin kasvaessa oli selkeämpää kuin hyväkuntoisilla. Tämä voisi viitata hyväkuntoisten parempaan kykyyn ylläpitää sekä lantion että polven asentoa kontaktivaiheen aikana. Lantion ja polven asennon ylläpidosta antaa viitteitä myös hyväkuntoisten suurempi aktiivisuus Vastus Lateraliksessa ja Gluteus Maximuksessa jarrutusvaiheen aikana. (McClay et al. 1990).

EMG-aktiivisuudessa jarrutus- ja työntövaiheen suhteen Gluteus Maximuksessa havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ($p < 0,05$) kuntoluokkien välillä (kuva 15.). Tämä tulos noudattaa venymis-lyhenemissyklin tuntomerkkejä (Komi, 2003). Eksentrisessä vaiheessa hyväkuntoisilla aktiivisuus oli suurempaa kuin huonokuntoisilla, kun taas työntövaiheessa tilanne oli päinvastoin. Tämä voi osaksi johtua siitä, että hyväkuntoiset pystyvät hyödyntämään varastoimaansa elastista energiaa, ja näin ollen heidän ei työntövaiheessa tarvitse tehdä niin paljoa konsentristä työtä kuin huonokuntoisten, mikä on nähtävissä myös EMG-aktiivisuudessa ja sen kasvussa juoksuvauhdin noustessa (kuvat 14 ja 15.).

Juoksunopeuden kasvattaminen tapahtuu joko askeltiheyttä ja/tai askelpituutta lisäämällä. Askeltiheyden ja askelpituuden muuttaminen onnistuu vain hermo-lihasjärjestelmän aktiivisuuden muutoksilla. Osa tästä aktiivisuuden kohoamisesta johtuu tahdonalaisesta toiminnasta ja proprioseptoreista tulevasta informaatiosta. (Dietz 1992.) Proprioseptoreiden signaalit lisäävät lihaksiin tulevaa käskytystä ja näin muuttavat sekä lihaksen toimintaa että aktiivisuutta juoksunopeuden kasvaessa. Samankaltainen muutos näkyi tässäkin tutkimuksessa EMG-amplitudien kasvamisena.

Tässä tutkimuksessa saadut lihasaktiivisuusmallit (kuvat 18-25) noudattavat hyvin aikaisempien tutkimusten tuloksia (Kyröläinen et. al. 1999; 2001; 2003). Juoksunopeuden kasvaessa, Gluteus Maximuksen amplitudi nousi, vaikka aktiivisuuden kesto-aika pysyi lähes samana. Varsinkin hyväkuntoisten ryhmässä amplitudin nousu oli selkeä. Kuitenkin Vastus Lateralis käyttäytyi varsinkin ryhmällä A aikaisempien tutkimusten vastaisesti. Vastus Lateraliksen aktiivisuus oli 8 km/h vauhdilla suurempi kuin 12 km/h. Ero voi osaltaan selittyä vertikaalisen liikkeen lisääntyneellä määrällä sekä koehenkilöiden tottumattomuudella juoksumatolla juoksuun. Matala juoksunopeus tuntui hölkkäämiseltä ja aiheutti muutoksia normaaliin juokсутyyliin. Ryhmällä B Vastus Lateraliksen aktiivisuus muuttui aikaisempien tutkimusten mukaisesti, eli amplitudi nousi juoksunopeuden noustessa. Suurimmat aktiivisuuden muutokset juoksunopeuden kasvaessa löytyivät Biceps Femoriksesta. Sen amplitudi kohosi sekä esi- että kontaktivaiheessa molemmilla ryhmillä. Yleisesti ottaen tulokset noudattivat aikaisempia havaintoja (Kyröläinen et. al. 1999; 2001; 2003) aktiivisuuden aikaistumisesta sekä noususta.

Lihaskäivisuusmalleista ei löydetty tilastollisesti merkitseviä eroavaisuuksia ryhmien välillä. Lihaskäivisuusmalleista voidaan kuitenkin nähdä joitakin ryhmien välisiä eroja niin esiaktiivisuuden, jarrutusvaiheen kuin työntövaiheen suhteen. Ryhmien sisäinen keskijajonta oli suurta. Tämä johtui osaksi yksilöiden välisistä fysiologisista eroista (jalan pituus, säären pituus jne.) ja juokсутyylistä sekä yksilöiden EMG-aktiivisuuden vaihtelusta askelten välillä.

Koska tutkimuksessa kuormitus ylitti huonokuntoisten osalta ns. steady-state -tilan, eli tilan, jossa tarvittava energia voidaan tuottaa hapen avulla, on koehenkilöiden juoksun taloudellisuutta hankala arvioida. Kuormitusten aikana mitatussa hapenkulutuksessa oli vauhdilla 8 km/h hyväkuntoisilla (ryhmä A) suurempi hapenkulutus kuin huonokuntoisilla. Tämä ero selittyy anaerobisilla energian tuotolla, joka näkyi huonokuntoisten laktaattitason

nousuna. Vauhdilla 12 km/h mitattu hapenkulutus oli ryhmällä B matalampi kuin ryhmällä A ($p < 0,05$). Korkeammalla vauhdilla huonokuntoiset kuormittuivat lähes maksimaalisesti, mistä kertoo heidän lähes identtinen hapenkulutusarvonsa epäsuoraan VO_2 -max -testiin verrattuna. Vauhti aiheutti myös laktaattitason reilun nousun. Di Pramperon et al (1993) mukaan korjattu energiankulutus, jossa laktaatin perusteella lasketaan todellinen hapenkulutus antoi ryhmille kuitenkin lähes identtiset hapenkulutuksen arvot. Pelkästään hapenkulutukseen perustuva lähestymistapa ei näytä antavan riittävästi vastauksia hyvä- ja huonokuntoisten välillä oleviin eroavaisuuksiin.

Osa tämän tutkimuksen eroavaisuuksista hyvä- ja huonokuntoisten välillä voi selittyä koehenkilöiden harjaantumisenä juoksemaan. Tottuneet juoksijat pystyvät aktivoimaan lihaksiaan tehokkaammin sekä vähentämään vastavaikuttajalihasten aktiivisuutta, pystyen näin tuottamaan tarvittu liikkeen pienemmällä neuraalisella käskytyksellä. Pienempi neuraalinen käskytykset johtaa aktiivisen lihastyön vähenemiseen, ja näin olettaen pienempään energiankulutukseen.

Tässä tutkimuksessa merkittävä koetuloksiin vaikuttava seikka oli pieni koeryhmä. Koeryhmän sisällä hajonta oli tulosten suhteen melko suurta. Suuremmalla koeryhmällä ei yksilöiden henkilökohtaisilla ominaisuuksilla olisi ollut yhtä suurta merkitystä tuloksiin kuin näin pienellä otannalla. Lisäksi isommalla koeryhmällä olisi saatu selkeämmin näkyviin mahdolliset yksilöiden tulosten poikkeamat koko populaatiosta. Mikä puolestaan olisi edesauttanut mahdollisten mittausteknisien virheiden poistumista tuloksista ja näin mahdollistanut luotettavamman tulosten arvioinnin. Koehenkilöt pyrittiin tutkimukseen valitsemaan niin, että jokainen heistä harrastaisi liikuntaa vähän, mutta ei varsinaisesti harjoittelisi mitään. Silti voidaan olettaa, että ainakin osa eroista johtuu yksilöiden harjoittelutautasta, joka saattaa olla vuosienkin takaista.

Tämä tutkimus antoi joitakin viitteitä hyvä- ja huonokuntoisten välillä olevista eroavaisuuksista juoksun aikana. Hyväkuntoisilla lihasten aktiivisuuden suhde eksentrisen ja konsentrisen työn välillä juoksussa on suurempi kuin huonokuntoisilla. Tämä viittaisi kykyyn hyödyntää elastista energiaa, joka puolestaan johtaa vähentyneeseen energian kulutukseen ja parempaa taloudellisuuteen juostessa. Lisäksi hyväkuntoisilla näyttäisi olevan parempi kyky aktivoida lihaksia sekä ajoittaa aktiivisuus paremmin, ja näin estää tarpeettomia nivelten kulmamuutoksia juoksun kontaktin aikana. Koska ryhmien välillä ei arvioidun energian kulutuksen perusteella ollut juurikaan eroa, joka voi osaksi selittyä sillä, että juoksu-

matto ei mallinna todellista juoksua riittävän hyvin, ei hyväkuntoisilla voida sanoa varmasti olevan parempaa kykyä hyödyntää elastista energiaa juoksun aikana.

Tämän tutkimuksen tuloksilla ei saatu riittävästi todisteita hyvä- ja huonokuntoisten välillä olevista eroavaisuuksista lihasaktiivisuuksissa. Tarvetta olisikin tarkemmille lisätutkimuksille, joilla yhteyksiä ja vaikutuksia taloudellisuuden ja lihasaktiivisuusmallien suhteen voitaisiin tutkia tarkemmin. Nämä tutkimukset olisi hyvä tehdä mahdollisimman luonnollisissa olosuhteissa. Näissä tutkimuksissa olisi hyödyllistä päästä arvioimaan maahan kohdistuvia reaktiovoimia sekä laskennallisesti nivelten välittämiä sisäisiä voimia.

LÄHTEET

- Arendt-Nielsen, L., Mills, K.R. & Foster, A. 1989. Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle and Nerve* 12, 493-497.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. 1985. *Muscles alive*. Fifth edition. Williams & Wilkins. Baltimore, USA.
- Bigland-Ritchie, B. 1981. EMG/Force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and science reviews*, Vol 9. (Ed. D.I. Miller) American College of Sports Medicine series.
- Bosco, C. 1982. Stretch-shortening cycle in skeletal muscle function, with special reference to elastic energy and potentiation of myoelectrical activity. *Studies in Sport, Physical Education and Health*, 15, University of Jyväskylä.
- Cavagna, G.A., Dusman, B & Margaria, R. 1968. Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, 24, 21-32.
- Cavagna, G.A., Komarek, L. & Mazzoleni, S. 1971 The Mechanics of sprint running. *Journal of Physiology*, 217, 709-721.
- Cavagna, G.A. 1977. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 5, 89-127.
- Cavagna, G.A. & Kaneko, M. 1977 Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 263, 467-481.
- Cavanagh, P.R. 1990. (editor) *Biomechanics of Distance Running*. Human Kinetics: Champaign, IL, USA.
- Dietz, V. 1992 Human neuronal control of automatic functional movements: Interaction between central programs and afferent input. *Physiological Rev.* 72, 33-69.
- Di Prampero, P.E., Capelli, C. & Pagliaro, P. 1993. Energetics of best performances in middle-distance running. *Journal of Applied Physiology*, 74, 2318-2324.
- Guyton, A.C. 1991. *Textbook of medical physiology*. W.B. Saunders Company. Philadelphia, USA.
- Häkkinen, K. 1991. *Voimaharjoittelun perusteet*. Gummerus. Jyväskylä.

- Ioku, M. & Jinnai, D. 1973. Fast and slow motor unit activities in EMG.. In: J.E. Desmedt (Ed.) *New developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 1, 86-88. Basel, Switzerland.
- Ito, A., Komi, P.V., Sjödin, B., Bosco, C. & Karlsson, J. 1983. Influence of running speed on the mechanical efficiency of sprinters and distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15, 299-308.
- Ito, A., Fuchimoto, T. & Kaneko, M. 1985. Quantitative analysis of EMG during various speeds of running. In: *Biomechanics IXB*, D.A. Winter, R.W. Norman, R.P. Wells, K.C. Heyes and A.E. Patla, eds., 301-306, Human Kinetics: Champaign, IL, USA.
- Komi, P.V. 1984. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Science Reviews*, 12, 81-121, The Collamore Press, Lexington, MA, USA
- Komi, P.V. 2003. *Strength and power in sports*. Second edition. Blackwell Science Ltd. Oxford, Great Britain.
- Komi, P.V., Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D. and Frick, U. 1987. Interaction between man and shoe in running: consideration for a more comprehensive measurement approach. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 196-202.
- Komi, P.V. & Gollhofer, A. 1997. Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC-exercise. *Journal of Applied Biomechanics*. 12, 451-460.
- Komi, P.V. & Viitasalo, J. 1976. Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta Physiologica Scandinavica*, 96: 267-276
- Kyröläinen, H., Komi, P.V. & Belli, A. 1995. Mechanical efficiency in athletes during running. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 5, 200-208.
- Kyröläinen, H., Komi, P.V. & Belli, A. 1999. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13, 400-406.
- Kyröläinen, H., Avela, J. & Komi, P.V. 2003. Changes in muscle activity with increasing running speed. Unpublished.
- Mann, R.A. & Hagy, J. 1980. Biomechanics of walking, running and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 8, 345-350.

- Mero, A. & Komi, P.V. 1986. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at sub-maximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 553-561.
- McClay, I.S., Lake, M.J. & Cavanagh, P.R. Muscle activity in running. In: *Biomechanics of Distance Running*. Cavanagh, P.R. 1990. (editor) *Human Kinetics: Champaign:IL*.
- Moritani, T., Oddson, L. and Torstensson, A. (1990). Electromyographic evidence of selective fatigue during eccentric phase of stretch/shortening cycles in man. *European Journal of Applied Physiology*. 60, 425-429.
- Nichols, T.R. & Houk, J.C. 1976. Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from action of stretch reflex. *Journal of Neurophysiology*, 39, 119-142.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkvist, S-E. 1997. *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. WSOY. Porvoo
- Nilsson, J., Thorstensson, A. & Halbertsma, J. 1985. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123, 457-475.
- Nilsson, J. & Thorstensson, A. 1989. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136, 217-227.
- SENIAM. 1999. *European Recommendations for Surface Electromyography. Results of the SENIAM project*. Roessingh Research and Development.
- Simonsen, E.B., Thomsen, L. & Klausen, K. 1985. Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. *European Journal of Applied Physiology*, 54, 524-532.
- Solomonow, M., Baratta, R., Shoji, H. & D'Ambrosia, R. 1990. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 30, 141-152.
- Winter, D.A. 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*. Second edition. Wiley-interscience publications. New York, USA.
- Winter, D.A., Fuglevand, A.J. & Archer, S.E. 1994. Cross-talk in surface electromyography; theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4(1), 15-26.