

**SUMMAAVAN EMG - MITTAUKSEN KÄYTTÖ
ANAEROBISEN KYNNYSRAJAN MÄÄRITTÄMISEEN JA
KESTÄVYYSHARJOITTELUN SEURANTAAN**

Toivo Vilavuo

Biomekaniikan pro gradu – työ

Kevät 2007

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaajat:

Janne Avela

Taija Finni

TIIVISTELMÄ

Toivo Vilavuo, 2007. Summaavan EMG – mittauksen käyttö anaerobisen kynnyksrajain määrittämiseen ja kestävyysharjoittelun seurantaan. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto. Biomekaniikan pro gradu-tutkielma, 66 s.

Harjoittelun toteuttaminen oikein valitulla sykealueella on merkityksellistä. Syke-rajain tarkkaan määrittelemiseen käytetään veren laktaattipitoisuutta ja hengitysmuuttujien arvoja. Lihaksen biosähköisten ilmiöiden mittauksista on toivottu helppoa, tarkkaa ja kenttäolosuhteisiin sopivaa mittausten menetelmää anaerobisen kynnyksrajain määrittämiseen. Tässä tutkimuksessa käytetty suomalainen innovaatio antaa mahdollisuuden tutkia lihaksen aktiopotentiaalain muutoksia suorituksen aikana ilman hankalaa elektrodien asennusta lihaksen pinnalle.

Tutkimuksen tarkoitus oli selvittää voiko summaavalla lihasaktiivisuuden mittauksella saadun tiedon avulla selvittää anaerobinen kynnyks juoksumattotestissä ja soveltuuko mittaustapa harjoittelun seurantaan. Koehenkilöinä toimi terveitä alle 30-vuotiaita miehiä (n=28), jotka oli jaettu kahteen ryhmään: 1) juoksua kilpailutarkoituksessa harrastaviin ja 2) kuntoliikuntaa harrastaviin tai harrastamattomiin. Suoran maksimihapenottookykytestin tulosten ja kynnyksrajain määrittämisen perusteella tehdyn 3000 m kenttätestin jälkeen arvioitiin mitatun lihasaktiivisuuden käyttömahdollisuutta harjoittelun apuna.

Yksilökohtaisen anaerobisen kynnyksrajain määrittäminen lihasaktiivisuuden avulla ei ole helppoa, eikä siihen tässä tutkimuksessa pystytty. Kuormaa portaittain lisättäessä summa-aktiivisuuden keskiarvokasvu oli $17,09 \pm 7,33 \mu\text{V}$. Keskiarvot laskettiin kolmesta kuormasta ennen ja jälkeen anaerobisen kynnyksen. Poikkeuksen muodosti juoksua kilpailutarkoituksessa harjoitelleiden koehenkilöiden lihasaktiivisuudesta löytynyt anaerobiselle tehoalueelle sijoittuva kynnyks, jolla lihasaktiivisuuden kasvu oli $27,2 \pm 24,87 \mu\text{V}$ ($p < 0,05$). Tämä kynnyks tulee korostetusti esille reiden ojentaja-lihaksista saaduista mittaustuloksista. Summaavan lihasaktiivisuuden avulla voidaan seurata myös yksilötasolla suorituksen tehoa ja käyttää tietoa mm. suoritustason ja teknisesti oikean suorituksen seurantaan.

Avainsanat: Elektromyografia, anaerobinen kynnyks, harjoittelun seuranta

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	5
2	HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ	8
2.1	Lihaksen rakenne	8
2.2	Lihaksen komponentit.....	9
2.3	Lihastyypit ja motorinen yksikkö	11
2.4	Lihaksen toiminta.....	12
2.5	Hermosolun rakenne ja toiminta	14
2.6	Aktiopotentiali.....	15
3	EMG ELEKTROMYOGRAFIA	17
3.1	EMG:n synty	17
3.2	EMG:n mittaaminen.....	19
3.2.1	Yleistä mittaamisesta	19
3.2.2	Elektrodit.....	20
3.2.3	Mittauselektroniikka	22
3.3	Signaalin käsittely ja analysointi.....	23
4	SUORITUSKYKY JUOKSUTESTISSÄ	25
4.1	Suorituskyky	25
4.2	Suorituskykyä rajoittavia tekijöitä	25
4.3	Kynnysrajojen määrittäminen	26
5	TUTKIMUKSIA KYNNYSRAJOJEN JA EMG:N YHTEYKSISTÄ.....	29
5.1	Emg:n suhde hapenkulutukseen.....	29
5.2	Emg anaerobisen kynnyksen kuvaajana.....	34
6	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	37
7	TUTKIMUSMENETELMÄT.....	38
7.1	Koehenkilöt	38
7.2	Mittauksen vaiheet	39
7.3	Mittaukset.....	40

7.3.1	Laitteisto.....	40
7.3.2	Juoksumattotesti.....	41
7.3.3	Kenttätesti	42
7.4	Tilastolliset menetelmät	44
8	TULOKSET	45
8.1	SummaEMG ja kynnysrajat juoksumattotestissä.....	45
8.2	SummaEMG:n ja sykkeen erot juoksumatto- ja kenttätestin välillä.....	51
9	POHDINTA	54
9.1	Päätulokset	54
9.2	SummaEMG:n suhde harjoitteluun.....	55
9.3	SummaEMG:n suhde hapenkulutukseen ja laktaatti-arvoihin	56
9.4	Mittaustekniikka.....	57
9.5	Tutkimuksen arviointi	58
9.6	Jatkotutkimusehdotuksia	59
9.7	Johtopäätökset	59
10	LÄHTEET	61

JOHDANTO

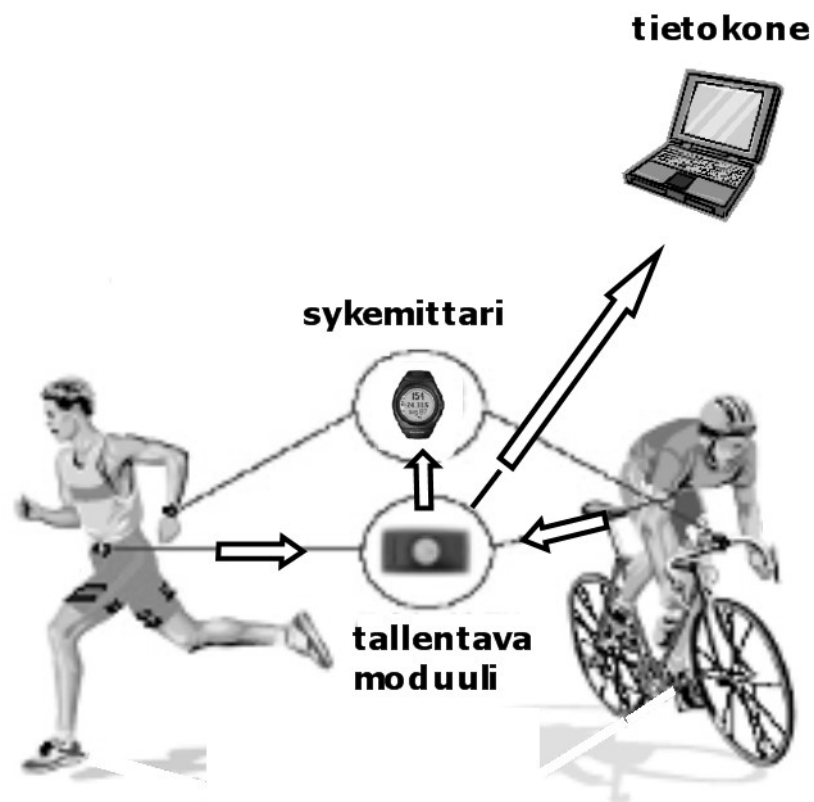
Siirtyminen hapellisesta aineenvaihdunnasta hapettoman energiantuotannon alueelle on ollut urheiluvalmennuksen kiinnostuksen kohteena jo kauan. Yleisesti käytetyn menetelmän mukaisesti näitä rajoja etsitään sykkeen, hengityskaasujen ja veren laktaattipitoisuuden mittauksella. Kynnysrajat on löydettävissä etsimällä näiden muuttujien epälineaarinen jatkuvuuskohta. Mittaustekniikoiden kehittyessä on havaittu, että lihaksen sähköisestä aktiivisuutta mittaavalla elektromyografialla (EMG) saadaan suorituksen aikana epälineaarisuus esille ennen hapettomaan energiantuottoon siirtymistä ja sen jälkeen (Viitasalo ym. 1985).

EMG-mittaus voidaan tehdä ihon pinnalta ja siten se on helppoutensa lisäksi testattavan kannalta miellyttävämpi menetelmä verrattuna veren laktaattipitoisuuden määrittämiseen ottamalla näyte sormenpäältä. EMG-mittaus on reaaliaikaista, joten tutkijalla tai valmentajalla on mahdollisuus ohjata lihaskuormitusta jo harjoituksen aikana. Mittausasetelman rakentaminen johdotuksineen ja huolellisuutta vaativine valmisteluineen ei ole kuitenkaan sovelias kenttätesteihin eikä nopeasti toteutettaviin seurantatutkimuksiin.

Suomalaiset yritykset Suunto Oy ja Mega Elektroniikka Oy ovat kehittäneet yhteistyössä langattomaan tiedonsiirtoon soveltuvan mittaustekniikan, jolla vähäisin alkuvalmisteluin voidaan mitata lihasten sähköistä aktiivisuutta pitkäkestoisen liikuntasuorituksen aikana kenttäolosuhteissa. Tämä tarjoaa käyttäjälleen mahdollisuuden seurata lihasaktiivisuuttaan reaaliajassa rannetietokoneen näytöltä. EMG mitataan juuri niistä lihaksista, jotka pääsääntöisesti rasittuvat suorituksen aikana. Siten EMG-tekniikka antaa kohdistetumman ja tarkemman tiedon työtä tekevien lihasten tilasta verrattuna normaalin sykemittauksen antamaan koko elimistöä käsittelevään tietoon.

Mittauslaitteisto sisältää kolme pääkomponenttia (kuva 1). Lihaskäivisuutta mittaavat elektrodit ovat kiinnitetty urheiluhousuihin, jolloin ne ovat suorassa kosketuksessa ihoon ja siten mitattavaan lihakseen. Housuihin kiinnitetään moduuli, johon elektrodeista saadut EMG-signaalit tallennetaan ja osittain myös prosessoidaan.

Moduulissa on lisäksi langaton lähetin, jonka avulla tärkeimmät suorituksen aikaiset tulokset lähetetään ranteessa olevaan sykemittariin. Suorituksen jälkeen voidaan moduulin muistissa olevat signaalit siirtää tietokoneessa olevalle analysointiohjelmalle jatkokäsiteltäväksi.



KUVA 1. Mittausjärjestelmä Mega/Suunto

Tämä tutkimus on osa Jyväskylän yliopiston terveystieteen- ja liikuntabiologian laitoksella toteutettua laajempaa tutkimusta, jonka tavoitteena oli validoida edellä esitelty tekniikka. Kokonaisuus käsitti voimamittauksissa toteutetun vertailun perinteisten EMG-elektrodien ja uuden mittauslaitteiston välillä. Toinen osa-alue oli EMG-housujen testaaminen käytännön olosuhteissa vertaamalla niiden antamaa mittaustietoa hengitysmuuttujiin, voimamittauksiin ja koehenkilöiden terveystietoihin.

Työn pääoletukseksi muodostui mahdollisuus löytää kynnyksäraja edellä esitettyjen aineenvaihdunnallisten energiatuottoreittien välillä tulkitsemalla ainoastaan EMG-housujen avulla saatua mittaustulosta.

1 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ

Luustolihakset ovat poikkijuovaista lihaskudosta, joka kykenee nopeaan supistukseen. Lihakset eivät ole suorassa yhteydessä luustoon, vaan välittävät aikaansaadun voiman sidekudosten ja apurakenteiden kautta. Luustolihasia kutsutaan myös tahdonalaisiksi lihaksiksi. Vastakohta tälle on ns. sileä lihaksisto, joka ei ole tietoisesti kontrolloitavissa. (Hervonen 2004.)

1.1 Lihaksen rakenne

Lihassy on lihaksen perusyksikkö ja se koostuu myofibrilleistä ja edelleen myofilamenteista. Lihassy on yksi solu, jossa on satoja tumia. (Hervonen 2004.)

Lihassolut ovat järjestäytyneet kimpuiksi, *fasciculuksiksi*. Ne tuottavat voiman supistuessaan ja siten liikuttavat kehon osia nivelien kautta. Kun lihas supistuu ja lyhenee, sen lähtökohta säilyy usein paikallaan ja kiinnityskohta liikkuu (Moore & Dalley 1999). Hyviä esimerkkejä ovat etureiden nelipäinen reisilihasryhmä (QF) ja takareiden kaksipäinen reisilihas (BF).

Poikkijuovaiset lihakset ovat muodostuneet soluista, *fiibereistä*. Solu voi olla yli 30 cm pitkä ja halkaisijaltaan 0.01mm ja 0.1mm välillä. Jokainen solu on erillinen kokonaisuus ja niillä on kyky liukua pituussuuntaisesti. Erään arvion mukaan ihmisen kehossa on noin 270 miljoonaa poikkijuovaisen lihaksen solua. (Rasch & Burke 1974.)

Kolme tärkeintä lihaksen rakenneominaisuutta on pituus, paksuus ja solujen pennaatiokulma. Lihaksen pituuden lisääntyessä liikepituus ja -nopeus lisääntyvät. Paksun lihaksen sisältää suhteellisesti enemmän rinnakkaisia lihassoluja, joten sen voimantuotto on suurempaa kuin ohuen lihaksen. Pennaatiokulmalla tarkoitetaan lihassolujen ja voiman summavektorin välistä kulmaa, joka kasvaessaan vähentää lihaksen supistusnopeutta ja lisää voimantuottoa, koska kulman kasvaessa samaan tilavuuteen mahtuu useampia lihassoluja. (Enoka 2002.)

QF ja BF tyyppiset lihakset sisältävät myös kipupäätteitä ja aistielimiä. Proprioseptoreiden ensisijainen tehtävä on välittää tietoa ulkoisista olosuhteista, kuten asennosta ja kehon liikkeestä (Rasch & Burke 1974).

Aikuisen ihmisen painosta arviolta 45 % on lihaksia. Tahdonalaisia lihaksia on arviolta 434, joista vain noin 75 parin tehtävänä on asennon ylläpito tai liikkuminen. Muiden tämän ryhmän pienempien lihasten osuus on hallita liikkumisen kannalta toissijaisia tehtäviä, kuten äänen tuottoa, kasvojen ilmeitä ja hikoilua. (Rasch & Burke 1974.)

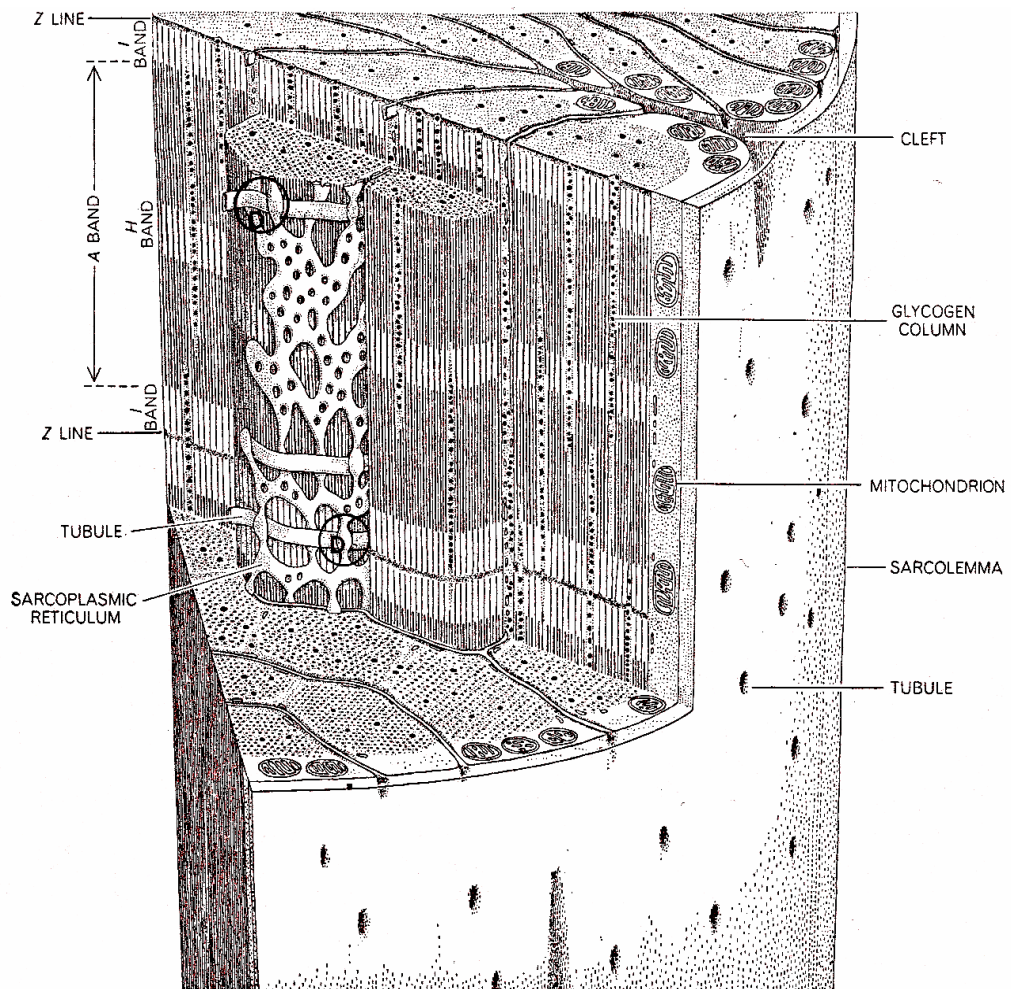
1.2 Lihaksen komponentit

Keskeiset komponentit mikroskooppisessa tarkastelussa ovat kaikissa poikkujuovaisissa lihassoluissa olevat rinnakkaiset paksut filamentit (kuva 2). Ne näyttyvät vuorotellen tummina ja vaaleina juovina. Yhdessä paksut filamentit muodostavat molekyyliarakenteeltaan symmetrisen vyöhykkeen, joka mahdollistaa polarisoituneen valon heijastumisen (anisotropic); tästä tulee yleistynyt nimitys *A-vyö* tai ensisijaisen rakennusaineensa mukaisesti nimitys *myosiinifilamentti*. Ohuet filamentit ovat limittyneenä niihin ja jatkuvat yli *A-vyön* rajan kiinnittyen *Z*-rajalle. Ohuet filamentit ovat usein samanpituisia ja rentoutuneessa lihaksessa niiden vapaa pää ylettyy lähelle *A-vyön* keskustaa. Näin muodostuu filamenttien tiheydestä johtuva vaaleampi alue. Tätä keski-aluetta nimitetään *H-alueeksi*. *Z*-rajalta *A-vyön* reunaan jatkuva alue ei heijasta polarisoitunutta valoa (isotropic) ja on nimetty vastaavasti *I-vyöksi*. Ohuita filamentteja kutsutaan rakennusaineensa mukaisesti *aktiinifilamentiksi*. Filamenttien yhteisnimitys on *myofilamentit*. (Hoyle 1983; Chaffin 1991.)

Useiden *Z*-rajojen välisten filamenttien muodostamaa ryhmää sanotaan *sarkomeeriksi*. Jos kaikki filamentit olisivat samanpituisia ja jos lihassolujen halkaisija olisi sama koko pituudeltaan ilman halkeilemista tai haaroittumista, niin niiden poikittaisleikkeet näyttäisivät siisteiltä kiekoilta. Käytännössä sarkomeerit eivät ole yhdensuuntaisia. Niiden pituus ei aina täsmää solun pituuteen, jonka seurauksena on epäjärjestyttä lateraalissa suunnassa. Epäjärjestyksen määrä vaihtelee soluissa: joissakin on vain muutama, toiset ovat laajalti epäjärjestyneet (Hoyle 1983).

Mitokondrioiksi nimetyt yksiköt ovat asettuneet I- ja Z-alueiden päihin. Mitokondriot ovat solun sisäisiä voimalaitoksia, jotka tuottavat noin 95 % lihassupistuksen tarvitsemasta adenosiinitrifosfaatista (ATP) (Rasch & Burke 1974).

Lihassolua ympäröivän sisätukikalvon alla on ohut elastinen *sarkolemma*-kalvo, jonka merkitys lihaksen aktivoitumiseen on merkittävä. Sarkolemman ja myofilaamentit yhdistävä solulima, sarkoplasma, on verkkomainen muodostelma. Tämä kokonaisuus esiintyy kirjallisuudessa nimellä *sarkoplastinen retikulumi*. Sen verkkoko ei ole koskaan säännöllinen. Rajatapauksena se on saattanut pienentyä sarkaksi rinnakkaisia putkiloita. (Hoyle 1983.)



KUVA 2. Lihaksen rakenne (Hoyle 1983).

1.3 Lihastyypit ja motorinen yksikkö

Luustolihakset jakaantuvat kolmeen lihassyyn perustyyppiin, joilla on eriävät mekaaniset ja metaboliset ominaisuudet (Tellis ym. 2004). Taulukossa 1 on esitetty tyyppien ominaisuudet histokemiallisella värjäysmenetelmällä saadun tuloksen mukaisena (Lane 1996).

TAULUKKO 1. Lihassolujen perustyyppien ominaisuuksia (mukailten Lane 1996).

	Tyyppi I	Tyyppi IIA	Tyyppi IIB
Aerobinen kapasiteetti	hyvä	kohtalainen	huono
Mitokondriotiheys	suuri	kohtalainen	pieni
Kapillaaritiheys	suuri	suuri	pieni
Anaerobinen kapasiteetti	huono	kohtalainen	hyvä
Supistumisnopeus	hidas	nopea	nopea
Supistumisvoima	pieni	kohtalainen	suuri
Väsymisen kesto	suuri	kohtalainen	pieni

Tyyppin I lihassolu on rakentunut laajan kapillaariverkoston varaan, jonka avulla sen aineenvaihdunnallinen toiminta sopii hyvin aerobiseen energiantuottoon. Tyyppi IIB on koostumukseltaan lähinnä anaerobiseen toimintatapaan sopiva. (McKenzie ym. 1985.)

Motorinen yksikkö on hermosolu ja kaikkien sen hermottamien lihassolujen kokonaisuus (kts. luku 2.5 Hermosolun rakenne ja toiminta). Pienten, tarkkaan työhön soveltuvien lihaksien hermosolun runko on verrattain pieni. Vastaavasti suurten voimakkaiden lihasten motorisissa yksiköissä on suurirunkoisia hermosoluja ja hermotettavien lihassolujen määrä on suuri. Motoristen yksiköiden ominaisuudet, supistumisaika ja väsymisen kesto riippuvat hermotettavien lihassolujen ominaisuuksista. Nopeiden yksiköiden syttymistaajuus on noin 50 Hz, kun se hitaiden

yksiköiden osalta on noin 10 Hz. (Purves 2004, Cruess 1982). Taulukossa 2 on esitetty motoristen yksiköiden perusjako.

TAULUKKO 2. Motoristen yksiköiden jako ominaisuuksien mukaan (mukaillen Cruess 1982).

	Hitaat (S)	Nopeat-väsymystä vastustavat (FR)	Nopeat- väsyvät (FF)
Syttymisnopeus	hidas	kohtalainen	nopea
Väsymisen kesto	suuri	kohtalainen	pieni

Yleisesti hyväksytyn käsityksen mukaan motoneuroneilla on säännönmukainen syttymisjärjestys. Pienet, hitaat aksonit hermottavat hitaat ja hitaasti väsyvät lihas-solut ensiksi. Nopeiden aksonien hermottamat nopeat ja väsyvät lihassolut aktivoi-tuvat myöhemmin. Tämän järjestyksen esitti ensimmäisenä Henneman ym. vuonna 1965. He totesivat, että jokaista motoneuronia selkäytimessä aktivoi sama stimu-lus, joten syttymisjärjestys määräytyy motorisen yksikön hermosolun koon ja vas-tuksen mukaan. (Grimby 1987.)

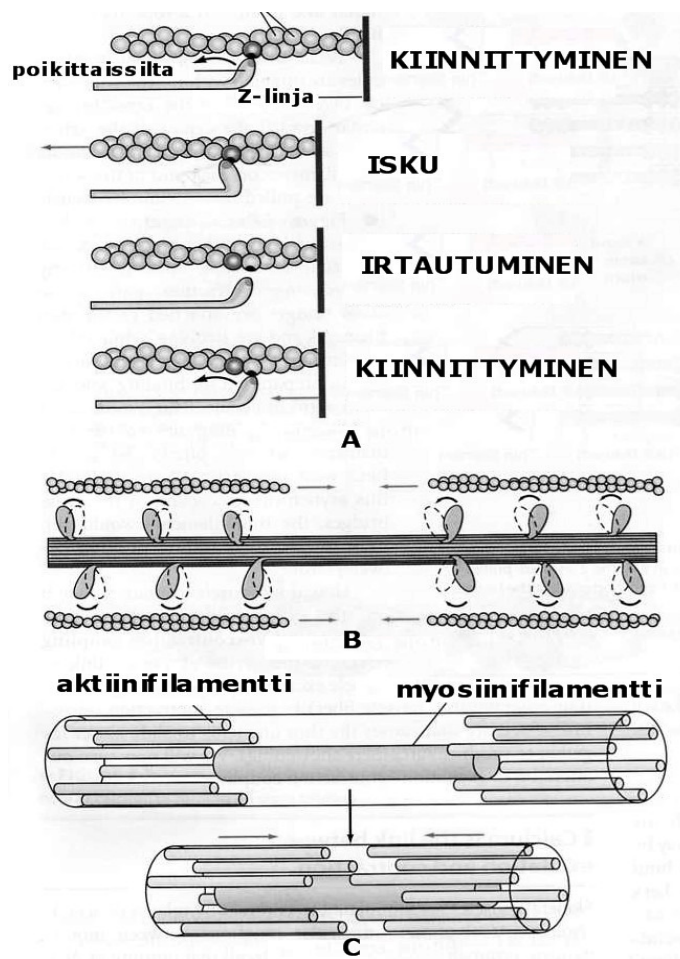
1.4 Lihaksen toiminta

Lihaksen voimantuottomekanismi on kuvattu alkujaan liukuvan-filamentin hypo-teesiksi (Hutton 1957, Adams 2002, 55 mukaan). Maksimaalinen lihaksen aikaan-saama aktiivinen jännitys kasvaa lähestyttäessä optimipituutta, joka on lähellä li-haksen lepopituutta. Lihaksen pidentyessä edelleen sen aktiivinen voimantuotto laskee. Tämän selittää aktiini- ja myosiinifilamenttien vähentyvä keskinäisvaiku-tus. Toisaalta voimantuotto lisääntyy lihasvenytyksen kasvaessa, koska venytys saa aikaan jännitystä passiivisissa komponenteissa kuten jänteissä, nivelsiteissä ja lihaskalvoissa (Adams 2002).

Kun hermosolun aktiopotentiali stimuloi lihasta tapahtuu supistuminen, *twitch*. Aktiopotentiali leviää sisäänpäin lihassolussa ja aiheuttaa sakroplastisen retiku-lumin kalvon muutoksen niin, että kalsium (Ca^{2+})- ionien läpäisevyys lisääntyy.

Ca^{2+} -ionit vapautuvat poikittaissäkeistä ja kiinnittyvät aktiinifilamentin pinnalla olevaan troponiini-proteiiniin.

Aktiinifilamentin rungon muodostavat pitkittäin toisiinsa kietoutuneet aktiini-proteiiniketjut. Jokaisessa aktiinimolekyylissä on kiinnittymiskohta myosiinifilamentin päähän, *poikittaissiltaan*. Lepotilassa tuon paikan varaa toinen aktiinifilamentin pinnalla olevan proteiini, tropomyosiini. Ca^{2+} -ionien kiinnittyminen troponiiniin johtaa tropomyosiinin siirtymiseen ja siten poikittaissilloille vapautuu paikka aktiinifilamentissa. Lihassupistuksen aikana myosiinifilamentin pää kiinnittyy aktiinifilamenttiin, vetää taipuessaan aktiinifilamenttia kunnes se irtoaa valmiiksi uuteen siirtymään. Jokaisen myosiinifilamentin ympärillä on kuusi aktiinifilamenttia, jotka kaikki siirtyvät samanaikaisesti saaden aikaan lihassupistuksen kuvan 3 mukaisesti. (Sherwood 2006, Enoka 2002).



KUVA 3. Poikittaissiltojen toiminta. A) proteiinitason siirtymä B) myosiinifilamentin toiminta C) filamenttien yhteistoiminta (mukaiillen Sherwood 2006).

Paikallisen aktiopotentiaalin poistuttua, Ca^{2+} -ionit palautuvat lepotilanteen aikaiselle paikalleen sakroplastiseen retikulumiin.

Lihaksen lyhentyessä myofilamentit säilyvät pääosin samanpituisina, mutta sarkomeerin päissä kiinni olevat aktiinifilamentit liukuvat toisiaan kohti. Coulombin laki vuorovaikutuksesta huolehtii siitä, että maksimaalisessa supistuksessa lihasta lyhentävä voima ja kemiallinen energiakulutus ovat suhteessa keskinäisessä vaikutuksessa olevien poikittaissiltojen ja aktiinien lukumäärän kanssa. (Rasch & Burke 1974.)

1.5 Hermosolun rakenne ja toiminta

Hermosolu on rakenteellinen ja toiminnallinen perusyksikkö. Sen osat ovat solun *runko*, *dendriitti* ja *aksoni*. Dendriittiin tuleva toimintakäsky, impulssi, siirtyy runkoon ja aksoni välittää impulssin eteenpäin solun rungosta. Aksonia ympäröivä myeliinikerros ja sen joihinkin aksoneihin muodostamat myeliinitupet lisäävät merkittävästi impulssin siirtymisnopeutta. Hermosolut välittävät impulssit toisilleen *synapsien* kautta. Näissä kemialliset välittäjäaineet joko vapautuvat tai tulevat vastaanotetuiksi ja siten inhiboivat tai eksitoivat vastaanottajaansa. (Moore & Dalley 1999.)

Hermosolut voivat kuljettaa vain sähköisiä pulsseja. Tieto siirtyy – ei energia. Sähköpulssien koko on vakio, mutta niiden frekvenssi saattaa vaihdella; mitä suurempi stimulus, sitä taajempi frekvenssi. Hermosoluille on kuitenkin mahdollista reagoida sähköisiin, mekaanisiin, kemikaalisiin tai lämpöstimuluksiin, vaikkakin reseptorin pääte-elin saattaa tehdä hermosolun herkäksi tietylle ärsykkeelle. Aivojen on pystyttävä erottelemaan aktivoituneet hermosolut yksilöllisesti, koska impulssi on samanlainen riippumatta ärsykkeestä. (Rasch & Burke 1974.)

Lihaksen toimintakäskyt välittyvät hermoston avulla. Rakenteellisena jakona on esitetty keskushermostojärjestelmä ja ääreishermostojärjestelmä (Moore & Dalley 1999). QF ja BF lihaksisto saavat hermotuksensa spinaalisesta tahdonalaisesta hermostosta, joka on osa ääreishermostojärjestelmää. Selkäydinhermot ovat sekahermoja: niissä on sekä sensorisia, että motorisia soluja. Molempia tarvitaan lihak-

sen toimintoihin. Selkäytimen harmaan aineen etusarvessa motoriset solut muodostavat linkin motoriselle vasteelle. Tämä kokonaisuus yhdessä sen axonin ja kaikkien sitä hermottavien lihassolujen kanssa muodostavat *motorisen yksikön* (Brunnström 1972).

Samaa lihassolua hermottavien motoristen hermojen kokonaisuutta nimitetään kyseisen lihaksen motoriseksi hermoaltaaksi. Altaasta on löydettävissä kahta erityyppistä motorista hermosolua. Lihaskäminä tunnettua erityistä lihassolua hermottavaa sensorista hermosolua nimitetään γ -motoriseksi hermosoluksi. Liikettä aikaansaavia lihasoluja hermottaa α -motorinen hermosolu. (Purves 2004.)

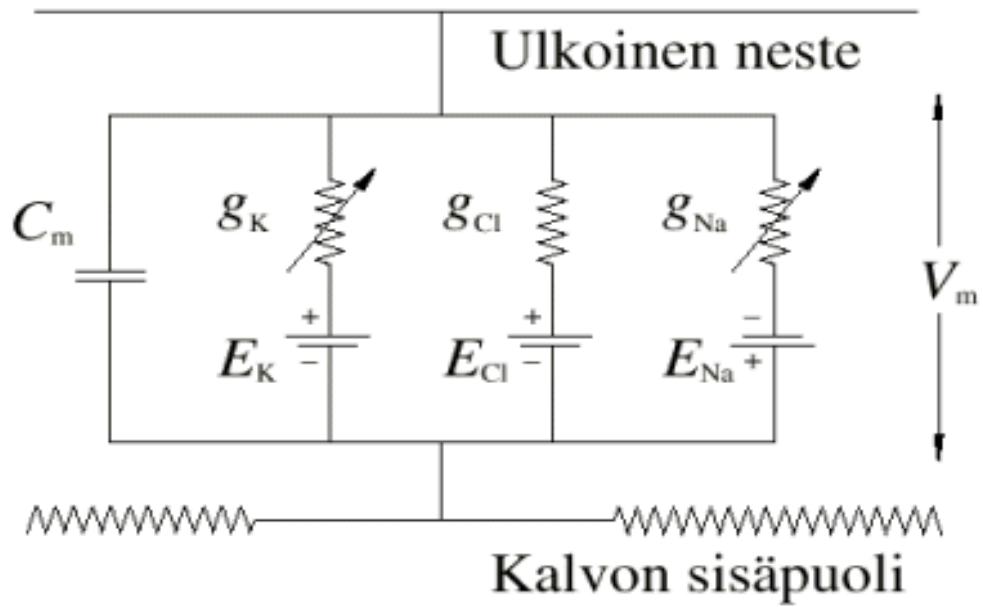
Motorinen yksikkö on tunnettu fysiologisena kokonaisuutena jo vuodesta 1925, jolloin se kuvattiin motoneuroni-aksoniksi ja sitä avustaviksi lihassoluiksi (Liddell ym. 1925, Ekstedt 1964, 8 mukaan).

1.6 Aktiopotentiaali

Aktiopotentiaali on solukalvon sisä- ja ulkopuolen konsentraatioeroon perustuva kemiallinen ja sähkötekninen reaktio. Normaalitytilanteessa solussa on tasapaino, jonka mahdollistaa kalium- (K^+), natrium- (Na^+) ja kloridi -ionien (Cl^-) konsentraatioiden ero kalvon eri puolilla. Aktiopotentiaali edellyttää solukalvon konsentraatioeron lisäksi jänniteherkkiä ionikanavia, jotka aukeavat ja sulkeutuvat jänniteeron mukaisesti. Kun solun sisäosa on depolarisoitunut eli muuttunut riittävän positiiviseksi, avautuvat natriumkanavat aksonikeossa. Na^+ -ionien tunkeutuminen soluun lisää depolarisaatiota ja aiheuttaa viereisten kanavien aukeamisen. Näin syntyy hermopäätteisiin asti etenevä aalto (Ilmoniemi 2001). Kalvojännitteen pieneminen jatkuu, kunnes K^+ -ionien läpäisevyys kasvaa riittävän isoksi ja kompensoi Na^+ vaikutuksen. Tämä K^+ porttitoiminta johtaa kanavan nopeaan sulkeutumiseen noin -40 mV - -50 mV tasolla (Sejersted 1987).

Kuvassa 4 on esitetty tasapaino ekvivalenttina virtapiirinä. Kuvassa solukalvon läpäisevyys on merkitty johtavuustunnuksella g . C on solukalvon kapasitanssi, $E_K = -97$ mV, $E_{Cl} = -90$ mV, $E_{Na} = +66$ mV. Aktiopotentiaalin syntyminen edellyttää yhtä suuria Na^+ - ja K^+ -tiheysvirtoja. Synaptisen eksitaation aiheuttaman de-

polarisaation jäädessä tämän tason alapuolelle, jää depolarisaatio paikalliseksi ja jännite palautuu takaisin lepotentiaaliin. (Ilmoniemi 2001.)



KUVA 4. Neuronin solukalvon ekvivalentti virtapiiri. (Ilmoniemi 2001).

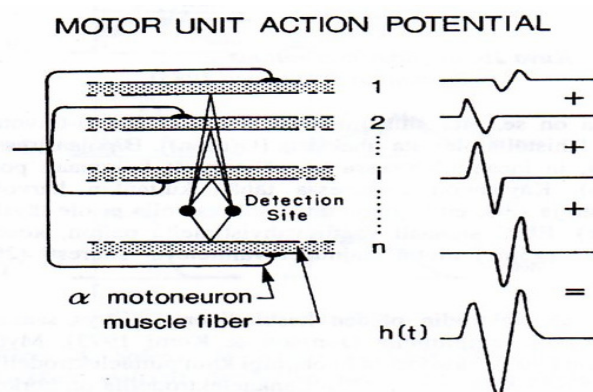
2 EMG ELEKTROMYOGRAFIA

2.1 EMG:n synty

Lihassupistuksessa lihassolujen ja niitä hermottavan α -motoneuronin muodostamassa motorisessa yksikössä asetyylikoliinin synnyttämä kemiallinen reaktio muuttuu lihassolukalvolla aktiopotentiaaliksi. Syntynyt sähköinen aktiivisuus on mitattavissa myoelektrisenä signaalina, jännitteenä. Tämän ilmiön mittaamista ja saatujen arvojen esittämistä kutsutaan elektromyografiaksi (Electromyography, EMG). (Basmajian & Luca 1985.)

Yksittäisen motorisen yksikön aktiopotentiaali on summa kaikkien sen hermottamien lihassolujen aktiopotentiaaleista (kuva 5). Aktiopotentiaalin amplitudin suuruuteen vaikuttaa kolme tekijää:

- Mitä suurempi on lihassolun halkaisija, sitä suurempi on amplitudi.
- Lihassolun ja elektrodin välisen etäisyyden kasvaessa amplitudi pienenee kudosten signaalia vaimentavan vaikutuksen takia.
- Elektrodin signaalia suodattavat ominaisuudet, kuten elektrodien koko ja rakenteelliset ominaisuudet, muuttavat myös amplitudia. (Basmajian & Luca 1985.)

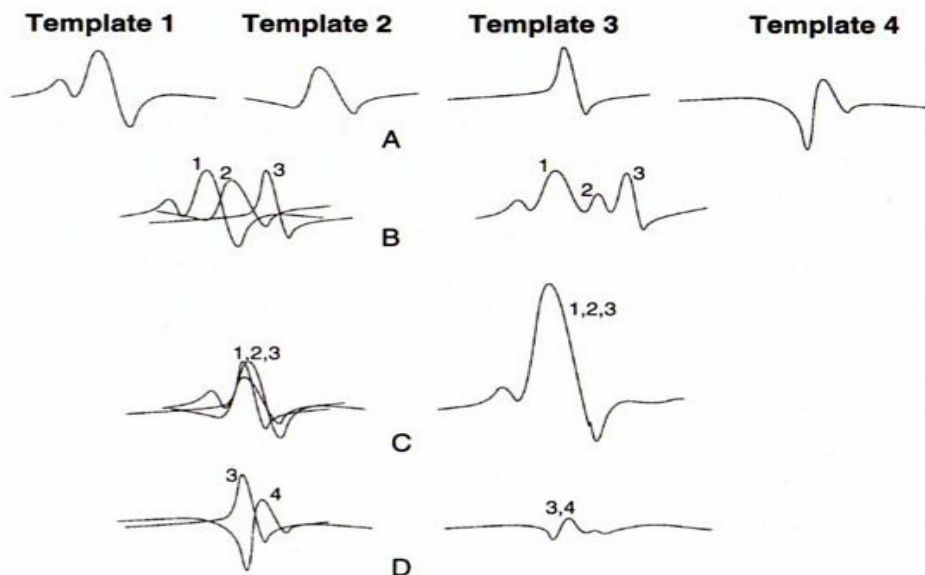


KUVA 5. Yhden motorisen yksikön aktiopotentiaalin summaatio (Basmajian & Luca 1985).

Mitattaessa lihaksen sähköistä aktiivisuutta ihon pinnalta saadaan signaali, joka on summa kaikkien niiden motoristen yksiköiden aktiopotentiaalista, mitkä sijoittuvat ihon alla mittauselektrodien mittausalueelle (Farina ym. 2004).

Motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit saattavat olla samaan aikaan varaukseltaan vastakkaiset ja siten kumoavat toisensa amplitudiensa suhteessa. Tätä vaikutusta nimitetään *canceloinniksi*. Silloin mitatun summasignaalin amplitudi ei anna oikeaa kuvaa hermoston ohjauksesta eikä lihaksen aktiivisuuden määrästä. (Farina ym. 2004.)

Kuvassa 6 on esitetty vaihtoehtoja neljän motorisen yksikön *aktiopotentiaalien summaatiosta* riippuen niiden syttymisen keskinäisestä ajoituksesta. Vaihtoehdossa B aktiopotentiaalit 1,2 ja 3 syttyvät vain osittain samanaikaisesti, jolloin niiden summa-amplitudi ei kasva suureksi. Vaihtoehdossa C aktiopotentiaalit 1,2 ja 3 syttyvät hyvin samanaikaisesti ja varauksiltaan samoina, jolloin niiden summa-amplitudi on suurimmillaan. Vaihtoehdossa D aktiopotentiaalit 3 ja 4 syttyvät samanaikaisesti, mutta varaukseltaan erisuuntaisina, jolloin niiden summa-amplitudi jää signaalien kumoutumisen takia pieneksi.



KUVA 6. Erilaisia vaihtoehtoja neljän motorisen yksikön aktiopotentiaalien summaatiolle riippuen niiden syttymisen keskinäisestä ajoituksesta (Merletti & Parker 2004, Etawil & Stashuk 1996 mukaan).

EMG-mittauksia on hyödynnetty hermolihasjärjestelmän ongelmien ja adaptaation tutkimisessa, ergonomiaan liittyvissä tutkimuksissa sekä biomekaanisissa mm. voimantuottoon liittyvissä tutkimuksissa (Enoka 2002). Myös neurologisten tutkimusten yhteydessä on käytetty EMG:tä (Merletti & Parker 2004). EMG-tutkimuksia on käytetty myös proteesien kehittämiseksi, jolloin proteesin liikkeen ohjaamiseen käytetään kehon lihassignaaleja (Basmajian & Luca 1985).

2.2 EMG:n mittaaminen

2.2.1 Yleistä mittaamisesta

EMG-signaaleja on tutkittu jo 1800-luvulta lähtien. Ranskalainen Du-Bois-Reymond v. 1849 ja saksalainen Piper v. 1912 olivat edelläkävijöitä kehittäessään laitteita, joilla EMG-signaalia voitaisiin mitata (Basmajian & Luca 1985). Myöhemmin on ilmestynyt lukuisa joukko tieteellisiä raportteja käsitellen EMG-signaalin mittaamista ja siihen liittyen mittauselektrodien kokoa, sijoittelua ja etäisyyttä toisiinsa. Silti EMG-signaalin mittaamiseen liittyy vieläkin epäselvyyksiä. Tutkimuksissa saadut tulokset ovat usein ristiriitaisia ja toistettavuudeltaan huonoja. Syynä on EMG-signaalin mittaamenetelmiin liittyvät vakiintumattomat käytännöt ja itse signaaliin liittyvät monet häiriötekijät. (Merletti & Parker 2004.)

Pinta-EMG signaaliin vaikuttavat tekijät voidaan jakaa ei-fysiologisiin ja fysiologisiin tekijöihin. Ei-fysiologiset tekijät ovat anatomiaan ja mittaajajärjestelmiin liittyvät sekä geometriset ja fyysiset tekijät. Fysiologiset tekijät liittyvät lihassolukalvon ja motorisen yksikön ominaisuuksiin. (Farina ym. 2004.)

EMG-mittauksiin voi vaikuttaa useita häiriö- ja virhelähteitä. Yleisimmät virheet aiheutuvat lihaksen ja elektrodin välisten kudosten vaikutuksesta signaaliin, muiden kuin mitattavan lihaksen aiheuttamien lihasten sähköisestä aktiivisuudesta, elektrodin ja ihon välisen liitoksen aiheuttamasta kohinasta, liikkeen aiheuttamista häiriöistä, mahdollisten mittaускаapeleiden aiheuttamista häiriöistä ja sähköverkon aiheuttamista häiriöistä (Glancy ym. 2002).

Erityisesti pintaelektrodeilla tapahtuvaa EMG:n mittaamista on pyritty yhtenäistämään eurooppalaisella SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) -aloitteella (Hermens ym. 1999). Aloitteen tavoitteena oli luoda yhteiset periaatteet EMG:n käyttämisestä mittausmenetelmänä kliinisissä tutkimuksissa. Mittaamiseen vaikuttavia tekijöitä ja tekniikoita pyrittiin standardisoimaan. Tarkoitus oli tehdä EMG-tutkimuksista luotettavampia ja eri tutkimuslaitoksissa tehtyjen tutkimusten tuloksista vertailukelpoisia. (Merletti & Parker 2004; Hermens ym. 1999.)

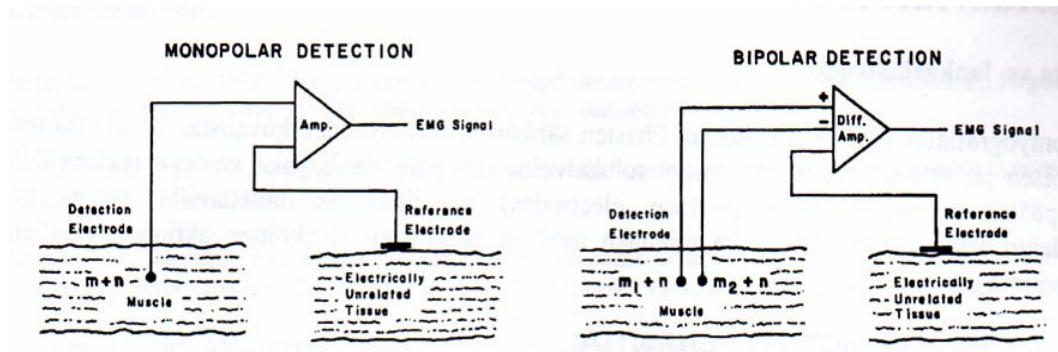
2.2.2 Elektrodit

EMG:tä mitataan elektrodeilla, joita ovat ihon päälle sijoitettavat non-invasiiviset tai ihon alle sijoitettavat invasiiviset neula- ja lankaelektrodit. Elektrodityyppi valitaan mahdollisimman harmittomaksi koehenkilölle ja huomioiden, että elektrodi saadaan riittävän lähelle lihaksesta mitattavaa, ionien synnyttämää sähkövirtaa. Edelleen valintaan vaikuttaa se, tutkitaanko yksittäistä motorista yksikköä vai useamman motorisen yksikön toimintaa. Myös mittaamisen helppo toteutettavuus, käytettävissä oleva aika ja puitteet sekä koehenkilöt vaikuttavat elektrodityypin valintaan. (Basmajian & Luca 1985.)

Pintaelektrodit. Yleisin ja mitattavalle henkilölle miellyttävin mittausmenetelmä on pintaelektrodimittaus. Pintaelektrodeja käytetään silloin kun halutaan tutkia useiden motoristen yksiköiden sähköistä aktiivisuutta (Basmajian & Luca 1985). Pintaelektrodeja on sekä passiivisia että aktiivisia. Passiivinen elektrodi muodostuu sähköä johtavasta aineesta, usein hopeisesta ja hopea-kloridilla pinnoitetusta pienestä levystä, jonka avulla voidaan mitata jännitettä ihon pinnalta. Aktiivisessa elektrodissa on passiivisen elektrodin tapaan sähköä johtava anturielementti, mutta siihen on yhdistetty jo elektrodissa esivahvistin, jonka tehtävänä on parantaa signaalin laatua nostamalla elektrodien sisäänmenoimpedanssia (Basmajian & Luca 1985). Erityisesti passiivisia pintaelektrodeja käytettäessä on tärkeää poistaa kuollut ihokerros mitattavalta kohdalta, jotta ihon ja elektrodin välinen sähköinen impedanssi olisi mahdollisimman alhainen. (Basmajian & Luca 1985; Hermens ym. 1999). Passiivisiin elektrodeihin lisätään johtavuuden parantamiseksi geeliä. Elekt-

rodi kiinnitetään ihoon tiukasti, koska liitoksen tulee olla tiivis sähköisen vastuksen minimoimiseksi (Basmajian & Luca 1985).

Rakenteeltaan elektrodit jaetaan joko mono- tai bipolaarisiin sen mukaan onko elektrodissa yksi vai kaksi ihoa vasten asennettavaa elementtiä (kuva 7). Lisäksi tarvitaan vertailuelektrodi, jonka sähköiseen potentiaaliin varsinaisen mittauselektrodin potentiaalia verrataan. Vertailuelektrodi sijoitetaan sellaiseen paikkaan, jossa on mahdollisimman vähän sähköistä aktiivisuutta, eikä siihen vaikuta samat sähköiset signaalit kuin mittauselektrodiin. Monopolaarisen mittaustekniikan haittapuoli on se, että yhden elektrodin kautta välittyvät kaikki sen läheisyydessä vaikuttavat signaalit, joista monet ovat muualta kuin mittauskohteesta tulevia häiriöitä. Bipolaarisilla elektrodeilla, jolloin mittaavia elektrodeja on kaksi, vältetään monopolaarisen mittausten kaltaisten häiriöiden välittyminen edelleen. Niissä kumpikin elektrodi mittaa saman häiriösignaalin, joka suodattuu pois differentiaalivahvistimen vahvistaessa kahden sisään tulevan signaalin erotuksen. (Basmajian & Luca 1985.)



KUVA 7. Vasemmalla monopolaarinen ja oikealla bipolaarinen EMG-signaalin mittaustapa (Basmajian & Luca 1985).

Elektrodien johtavan pinnan pinta-alalla on merkitystä mitattavaan signaaliin: pinta-alan kasvaessa se mittaa useamman motorisen yksikön potentiaalia. Riskinä on ei-toivottujen signaalien välittyminen läheisistä lihaksista. Pinta-alan kasvaessa myös matalataajuiset häiriöt siirtyvät helpommin signaaliin. (Basmajian & Luca 1985; Hermens ym. 1999.)

Neula- ja lankaelektrodit. Neula- ja lankaelektrodeja käytetään haluttaessa tutkia pienempää aluetta lihaksessa kuin pintaelektrodilla. Tyypillisesti nämä ovat pie-

nempää lihaksia tai jonkin lihaksen yksittäisiä motorisia yksiköitä. Halkaisijaltaan neulaelektrodit ovat 25 – 200 µm, riippuen montako mittauskanavaa niissä on (Basmajian & Luca 1985).

Lankaelektrodit alkoivat yleistyä myöhemmin kuin pinta- ja neulaelektrodit. Lankaelektrodit valmistetaan lujasta n. 25 µm paksusta, eristeellä päällystetystä langasta. Materiaalina käytetään platinaseoksia, hopeaa ja nikkeli-kromiseoksia. Eristeenä käytetään nailonia, polyuretaania ja teflonia. Lankaelektrodeja on käytetty erityisesti haluttaessa selvittää yksittäisen motorisen yksikön aktiopotentiaalin käyttäytymistä. (Basmajian & Luca 1985.)

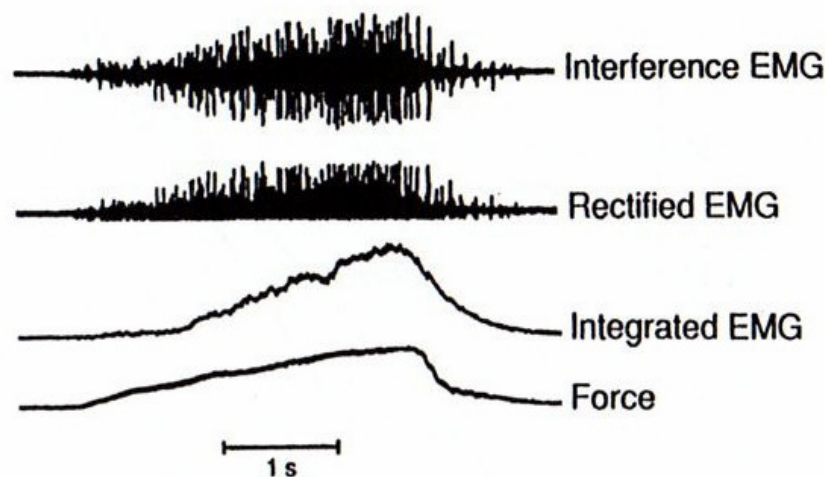
2.2.3 Mittauselektroniikka

EMG-signaalin mittaamiseen liittyy monenlaisia haasteita sen alhaisen jännitetason ja erilaisten häiriötekijöiden takia (Glancy ym. 2002; Farina ym. 2004). Alhainen jännitetaso vaatii vahvistusta, jotta sitä voitaisiin käsitellä. Lisäksi mittauksen yhteydessä pyritään välttämään signaalin vaimeneminen ihon ja elektrodin välisessä kontaktissa. Häiriöiden siirtyminen signaaliin pyritään estämään kaistanpäästösuoittimilla (Basmajian & Luca 1985).

SENIAM-suosituksissa on annettu ohjearvoja pinta-EMG:n mittaamisessa käytettävien laitteiden sähköisistä parametreista, kuten näytteenottotaajuudesta, käytettävien kaistanpäästösuoittimien taajuuksista, vahvistimien sisäänmenoimpedansseista, A/D-muuntimista jne. Sopivaksi taajuusalueeksi suositellaan yleensä käytettäväksi 10 - 500 Hz:n aluetta, mikä kattaa hyvin EMG-signaalin ilmenemistaajuuudet. Matalataajuisia alle 20 Hz häiriöitä aiheuttavat yleensä liikkeestä johtuvat häiriöt mm. elektrodien kaapeleiden vuoksi tai ihon ja elektrodin välisessä liitoksessa. Suurempia häiriötaajuuksia aiheuttavat sähköverkon 50 Hz:n taajuus ja muut ympäristöstä välittyvät sähköiset signaalit. Näytteenottotaajuudeksi suositellaan vähintään 1000 Hz:ä, silloin kun ylärajataajuus on 500 Hz ja erikoistapauksissa 2000 – 4000 Hz:ä, kun ylärajataajuus on 1000 Hz. Signaalin muunnoksessa analogisesta digitaaliseksi suositellaan käytettäväksi 12- tai 16-bittistä A/D-muunninta. (Hermens ym. 1999.)

2.3 Signaalin käsittely ja analysointi

EMG-signaalista pyritään suodattamaan jo mittausvaiheessa pois eri taajuiset häiriösignaalit. Tallennettua EMG-signaalia täytyy kuitenkin usein vielä käsitellä ennen kuin sitä voidaan analysoida kulloisenkin tarpeen mukaisesti. On olemassa useita tapoja käsitellä EMG-signaalia, mutta yksi yleisimmistä on sen tasasuuntaus ja integrointi (Enoka 2002). Kuvassa 8 on esitetty yksinkertaistettu kuvio ns. raaka-EMG-signaalista, sama signaali tasasuunnattuna ja integroituna sekä vastaavalla lihassupistuksella tehdyn liikkeen voimakäyrä.



KUVA 8. Isometrisessä supistuksessa mitattu EMG-signaali käsittelyvaiheineen sekä vastaava voimakäyrä (Enoka 2002).

Yllä kuvattua menetelmää nimitetään aikaperusteiseksi analyysiksi (*Time Domain Analysis*), jolloin tutkitaan signaalin amplitudia, muuttujina useimmiten signaalin keskimääräinen tasasuunnattu arvo (ARV Averaged Rectified Value) tai tehollisarvo (RMS Root Mean Square). Amplitudia kuvaavia muuttujia käytetään tutkitessa lihaksen voimantuottoa. (Enoka 2002; Basmajian & Luca 1985.)

Toisessa, ns. taajuusperusteisessä (*Frequency Domain Analysis*) analyysissä tutkitaan signaalin käyttäytymistä taajuuden funktiona (teho-tiheys spektri, Power Spectrum), muuttujina ovat tyypillisesti MNF Mean Frequency (keskimääräinen taajuus) ja / tai MDF Median Frequency (taajuus, joka jakaa teho-tiheys spektrin

pinta-alan kahteen yhtä suureen osaan). Taajuutta kuvaavia muuttujia käytetään tutkittaessa lihaksen väsymistä ja yksittäisten motoristen yksiköitten rekrytointi-strategioita. (Merletti & Parker 2004.)

3 SUORITUSKYKY JUOKSUTESTISSÄ

3.1 Suorituskyky

Urheilun ja liikunnan yhteydessä suorituskyvyllä tarkoitetaan yleensä kykyä selviytyä fyysisistä tehtävistä mahdollisimman pienin ponnistuksin ja tehokkaasti (Niskanen 1996).

Mikä tahansa systeemi voidaan kuvata fysiikan termein voima, teho ja työ. Teoreettisesti jokainen lihassolu voidaan määritellä näiden parametrien mukaisesti. Käytännön testeissä ihmisen suorituskyky mitataan useasta lihaksesta tai lihasryhmästä yhden tai useamman nivelen yli. Suorituskykyä vertailtaessa tulisi myös huomioida käytettävien lihasten lisäksi koehenkilön asento. Lisäksi lihassolut on määriteltävissä niille ominaisen aerobisen ja anaerobisen toimintamallin mukaan. Kuitenkin aerobisen suorituskyvyn mittaauksissa selvitetään useinkin vain aerobista tehoa mittaamalla suoraan hapen kulutuksen huippuarvoa. (MacDougal & Wenger 1991.)

3.2 Suorituskykyä rajoittavia tekijöitä

Suorituskykyä rajaavat tekijät voidaan luokitella seuraavasti:

- hapenottoikyky (Jones & Carter 2000; Noakes ym. 2001)
- lihasväsymys (Sherwood 2006)
- tekninen suoritus (Jones & Carter 2000)
- aineenvaihdunta (Morehouse & Miller 1976)
- motivaatio (Boksem ym. 2006)
- perintötekijät (Shephard 1978)
- ihmisen ja lihassolujen mitat (Shephard 1978)

Tässä työssä keskitytään kolmen ensimmäisen luokan ominaisuuksiin.

Hapenottokyky on määritelty ihmisen kestävyysuorituskykyä rajaavaksi tekijäksi jo vuonna 1923 (Nummela ym. 2006). Hill ja Lupton esittivät ensimmäisenä, että juoksijan suorituskyky voidaan määrittää nopeuden ja väsymiseen johtavan ajan suhteena (Smith & Jones 2001). Hapenottokykyyn ja sen kinetiikkaan liittyen aktiivisissa lihaksissa kehittyvällä hypoksialla on yhteys lihaksen väsymiseen ja siten rajoittaa osaltaan maksimaalista suorituskykyä (Jones & Carter 2000; Noakes ym. 2001).

Lihäsväsymys koostuu sentraalisesta ja perifeerisestä väsymisestä. Sentraalinen väsymys on vähentynyt keskushermoston ohjausta. Esimerkki keskushermoston ohjauksesta on lihasmassan suorituskykyä rajaava säätely sekä akuutin että kroonisen hypoksian aikana. Tästä osoituksena on hypoksian aikainen emg-aktiivisuuden vähentyminen (Noakes ym. 2001). Perifeerinen väsymys ilmenee heikentyneenä lihassolutason suorituskykynä. Paikallinen adensiinidifostaatin ja epäorgaanisen fostaatin vähentyminen vaikuttaa energialähteenä toimivan adensiinitrifosfaatin hajoamiseen ja siten suoraan poikittaissiltojen toimintaan ja Ca^{2+} -ionin vapautumiseen ja siirtymään takaisin sarkoplastiseen retikulumiin (Sherwood 2006).

Tekninen suoritus ja sen taloudellisuus on määritelty tarvittavan hapen ja täyden suoritusintensiteetin suhteena (Jones & Carter 2000). Hapenkulutuksen yksilölliset erot ovat merkittäviä submaksimaalisen suorituksen aikana. Taloudellisesti juoksevilla urheilijoilla on myös EMG-mittauksen avulla osoitettu, että aikainen suoran reisilihaksen aktivointi ja lyhyt yhtäaikainen reiden takaosan lihasten ja kaksoiskantalihaksen aktivaatio heilahdusvaiheen aikana parantaa juoksun taloudellisuutta. Aktivaatiomalli kahden nivelen ylittävissä lihaksissa poikkeaa edellä kuvatusta (Heise ym. 1996). Coyle ym. (1991) löysivät merkittävän toisiaan tukevan yhteyden suorituskyvyn, harjoitteluvuosien ja tyyppin I lihassolujen välillä pyöräilijöille tekemässään tutkimuksessa. He pitivät harjoitusvuosien tuloksena kehittyneitä lihasadaptaatiota taloudellisuuden selittäjänä.

3.3 Kynnysrajojen määrittäminen

Aineenvaihduntaan liittyen laktaattipitoisuuden nousu perustasosta ja siihen suhteutettu ventilaation muutos on erinomainen suorituskykyä ennustava muuttuja

(Jones & Carter 2000). Esimerkiksi juokсутестin avulla voidaan määrittää laktaatin ja nopeuden kynnykset; nopeus, kun laktaatti nousee perustasostaan ja suurin nopeus, jolla laktaatti vielä tasaantuu juoksunopeuden pysyessä vakiona. Nämä kynnykset ovat osoittautuneet hyviksi mittareiksi niin itse suorituskykyä kuin harjoittelun tehokkuuttakin arvioitaessa (Smith & Jones 2001).

Harjoituksen aikaisen rasituksen kasvaessa ei aerobinen aineenvaihdunta enää riitä, vaan elimistö siirtyy tuottamaan tarvittavaa lisäenergiaa myös anaerobisesti. Tämän seurauksena veren laktaattipitoisuus nousee, joka johtaa solun sisäiseen happamuuteen (Caprarola & Dotson 1985). Siirtymäalue on nimetty *anaerobiseksi kynnykseksi*. Se on määritelty työn tasoksi tai hapenottotasoksi jolloin anaerobinen aineenvaihduntatapa tulee vallitsevaksi (Wasserman 1973). Toisaalta yleisemmin käytetty määritelmä perustuu suoritustehon tasoon, jossa laktaatin määrä ei enää vakioidu (McLellan 1993).

Laktaatin perusteella on määritetty *aerobinen kynnyk*s kohta, jossa veren laktaattipitoisuus ensimmäisen kerran nousee perustasostaan. Tällä tasolla on havainnoitu myös hapenkulutuksen epälineaarinen nousu (Wasserman 1973). Samanaikaisesti hiilidioksidin tuotto ja ventilaation suhde hapenkulutukseen kasvaa sekä hengitysosamäärä nousee. (Nummela 1998).

Kirjallisuudesta löytyy useita nimityksiä ja määritysmenetelmiä kynnyksille. Tässä tutkimuksessa on käytetty yleisesti suomalaisessa kestävyysurheilussa käytettyä määritysmenetelmää, joka on esitetty Liite ry:n julkaisemassa teoksessa (Nummela 1998).

Aerobisen kynnyksen määrittävät indikaattorit ovat:

- laktaatin nousu mitatusta perustasosta
- ventilaation ensimmäinen lineaarisuudesta poikkeava muutoskohta suhteessa hapenkulutukseen
- ventilaation ja hapenkulutuksen suhteen alin kohta
- laktaatin ja hapenkulutuksen suhteen alin kohta
- sisään- ja uloshengitetyn hapen erotuksen korkein kohta

Anaerobisen kynnyksen määrittävät indikaattorit ovat:

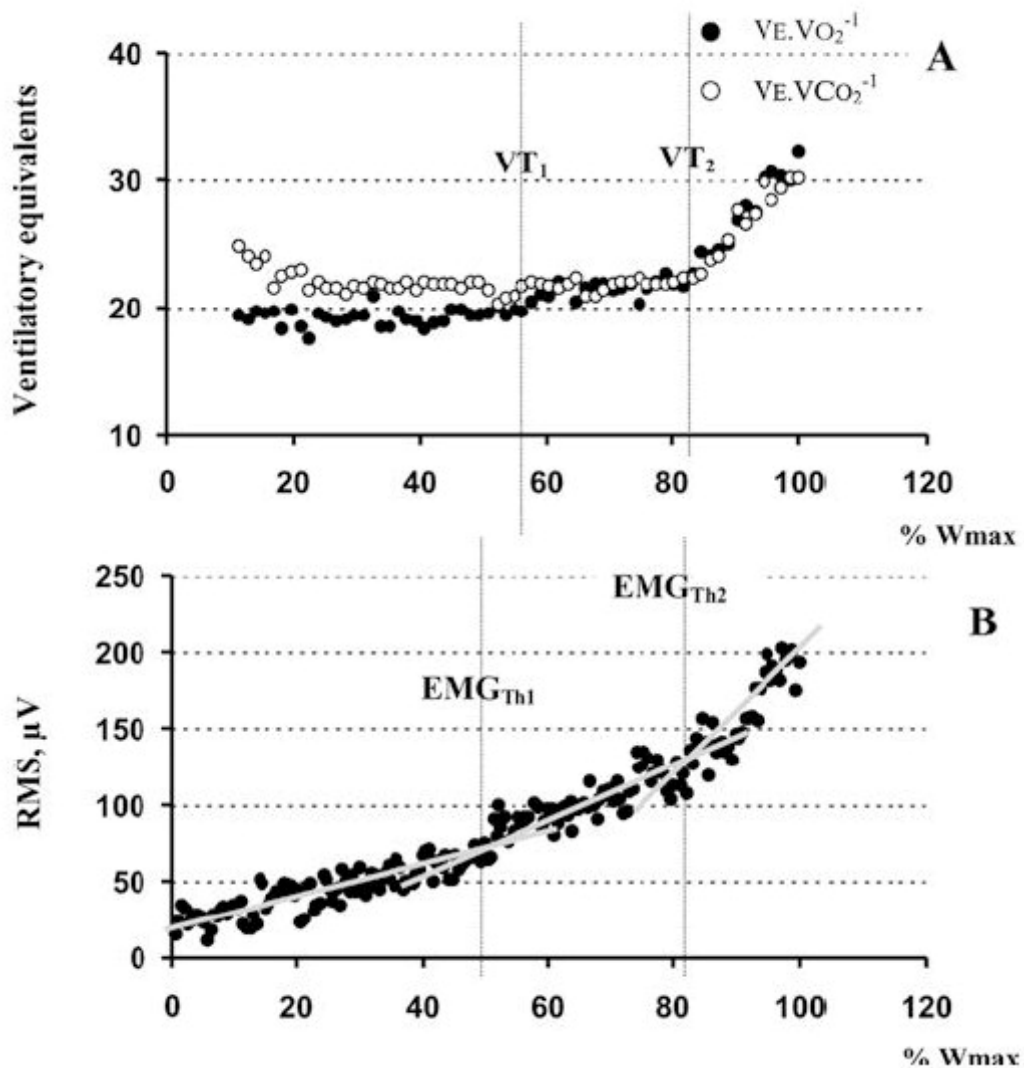
- laktaatin jyrkkä nousukohta
- ventilaation ja hapenkulutuksen suhteen jyrkkä nousukohta
- ventilaation ja hiilidioksidin tuoton suhteen jyrkkä nousukohta
- sisään- ja uloshengitetyn hapen erotuksen jyrkkä laskukohta

4 TUTKIMUKSIA KYNNYSRAJOJEN JA EMG:N YHTEYKSISTÄ

Lihaksen toiminnan ja fysiologisten muuttujien, kuten lihaksen hapenkulutus, suhdetta dynaamisen työn aikana on tutkittu runsaasti. Useat tutkimuksia julkaisseet tutkijat eivät ole voineet selvittää tätä yhteyttä, koska he ovat verranneet mitattuja muuttujia keskenään mieluummin kuin niiden ajallista muuttumista jatkuvassa liikkeessä (Hofmann ym. 1994). Monien tutkimusten tarkoituksena onkin ollut selvittää yksityiskohtaisia yhteyksiä tarkoin spesifioituissa tilanteissa ja valituilla lihaksilla. Tämän työn aiheeseen liittyvät tutkimukset voidaan jakaa kahteen päälinjaan. Yleisimmin tutkijoiden kiinnostuksena on ollut hapenkulutuksen kynnysarvojen ja EMG-kynnysten suhde. Toinen lähestymistapa on ollut aerobisen- ja anaerobisen kynnysrajan tai niihin verrattavan kynnyksen löytäminen EMG:n avulla.

4.1 Emg:n suhde hapenkulutukseen

Hug ym. (2003b) ovat tutkineet EMG:n ja keuhkotuuletuksen (ventilaatio) kynnysrajojen suhdetta ammattilaispyöräilijöillä. Heidän tutkimuksessaan kahdeksan pyöräilijää polki pyöräergometrillä vaiheittaisen harjoituksen väsymiseen asti. He aloittivat 100 W kuormalla lisäten sitä minuutin välein 26 W. Hengityskaasut sekä neliöllinen keskiarvo EMG:stä (rmsEMG) mitattiin pintaelektrodeilla kustakin lihaksesta. EMG teho-tiheys spektri laskettiin kahden sekunnin näytteistysjaksolta koko testin ajalta. Kynnysrajojen määrittelyyn käytetty rmsEMG arvo laskettiin jokaisesta kahden sekunnin jaksosta mikrovoltteina (μV). Saatuja rmsEMG arvoja verrattiin tuotettuun tehoon (kuva 9). Fysiologisina vertailumuuttujina käytettiin ventilaation (VE) suhdetta hapenkulutukseen (VE/VO_2) ja hiilidioksidin tuottoon (VE/VCO_2). (Hug ym. 2003b)



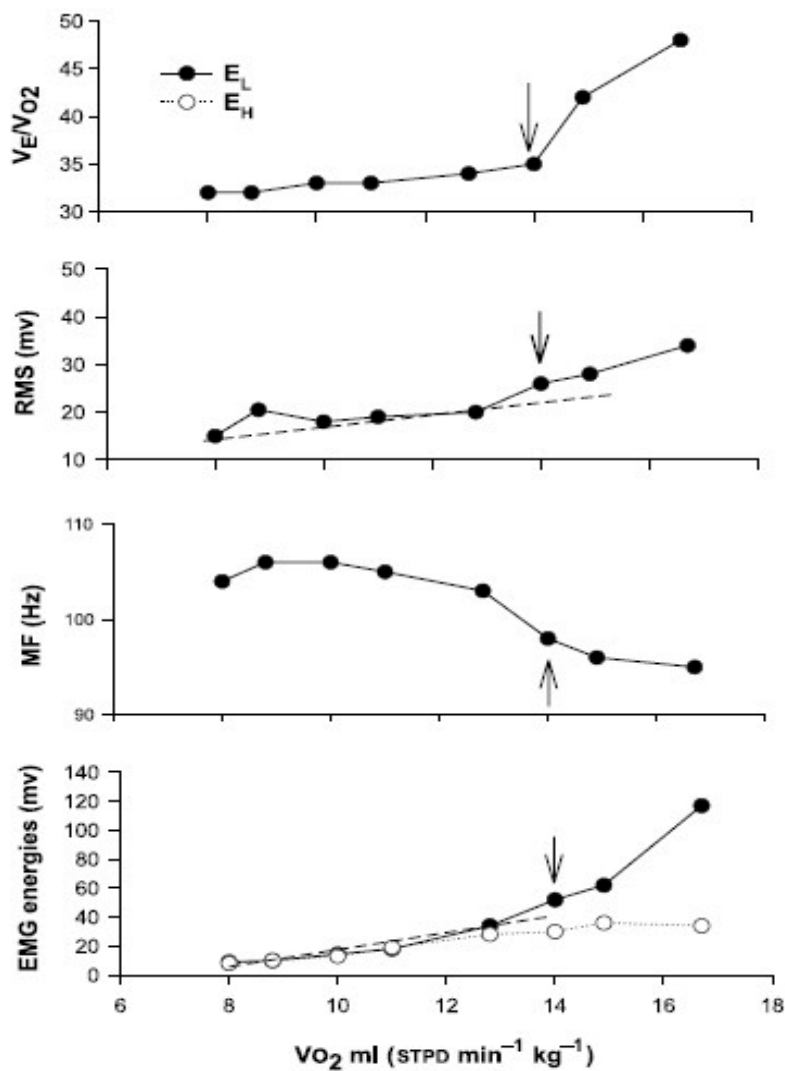
KUVA 9. Ammattilaispyöräilijöiden kynnyksrajavertailu (Hug ym. 2003b).

Ammattilaispyöräilijöiden EMG-aktiivisuudesta on löydettävissä kaksi kynnyksrajaa. Alemmat vertailukynnykset VT_1 ja EMG_{Th1} eroavat merkittävästi. Toiset vertailukynnykset VT_2 ja EMG_{Th2} eivät poikkea toisistaan.

Tämän tutkimuksen perusteella EMG voisi olla käyttökelpoinen non-invasiivinen menetelmä ylemmän kynnyksrajan löytämiseksi useimmista pyöräilyyn tarvittavista lihaksista (Hug ym. 2003b; Lucia ym. 1999).

Samankaltaiseen johtopäätökseen päätyivät Hug ym. (2003a) tutkiessaan EMG:n avulla saatujen väsymisoireiden vaikutusta hapenkulutukseen. He mittasivat pyö-

räergometritestissä ulomman reisilihaksen aktiivisuutta bipolarisella pinta-anturilla. Koehenkilöryhmän muodosti 40 vapaaehtoista miestä. Lihaskäytävyyden mitatut muuttujat olivat rmsEMG, keskiarvotaajuus (MF) sekä tehospektristä lasketut EMG energiatasot E_L ja E_H . Matalampi energiataso laskettiin tiheyskaistalta 10 – 80 Hz ja korkeampi tiheyskaistalta 90 – 300 Hz. Tässä tutkimuksessa laskettiin saadut muuttujat hapenkulutuksen funktiona. Lihaskäytävyyden rinnalla käytettiin vertailumuuttujana ventilaation ja hapenkulutuksen suhdetta. (Hug ym. 2003a). Kuvassa 10 on nuolella esitetty kynnyksyhteys tutkittujen muuttujien välillä.



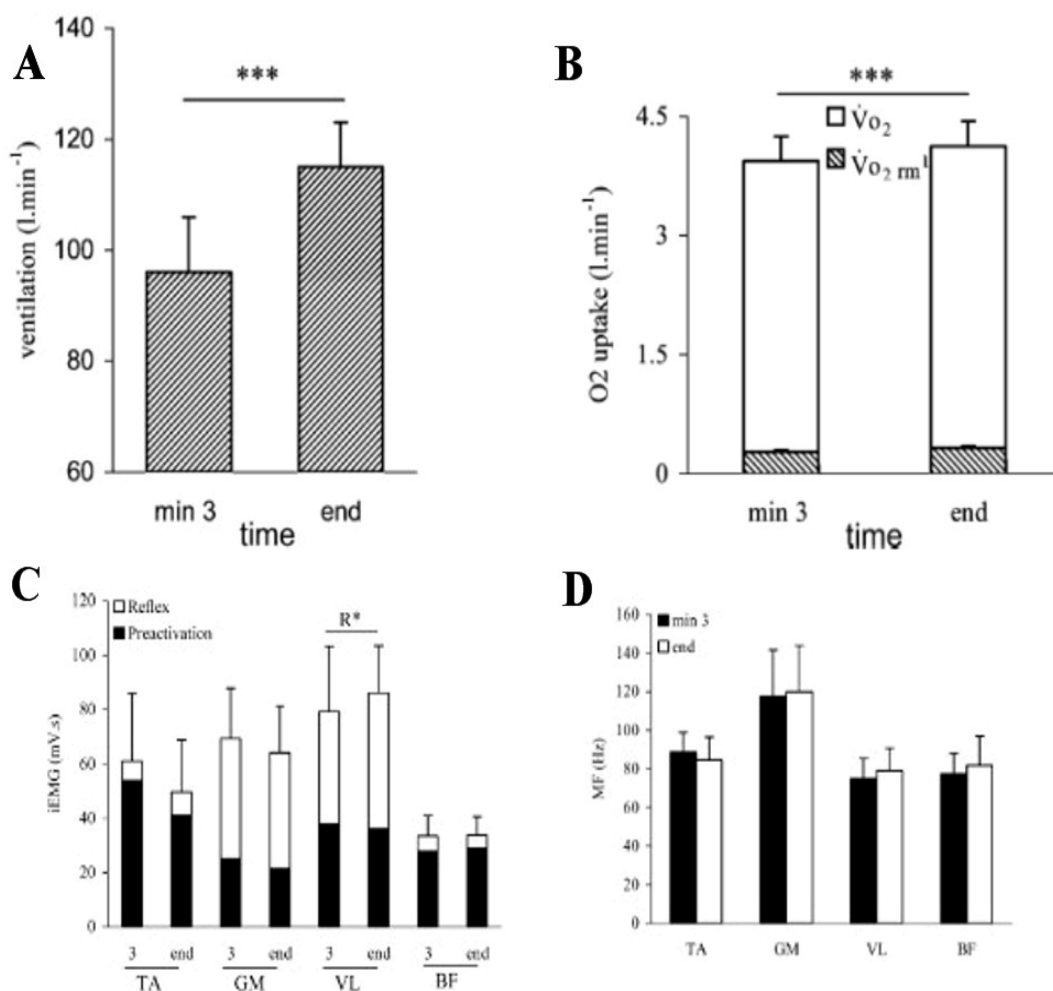
KUVA 10. Esimerkki kynnyksrajoista hapenkulutuksen suhteen yhdellä koehenkilöllä (Hug ym. 2003a).

Tutkimus osoittaa, että 85 %:lla koehenkilöistä ilmenee väsymisreaktio samaan aikaan kuin saavutetaan kynnyksäraja ventilaation ja hapenkulutuksen suhteessa. Väsymisreaktiota kuvataan E_L tason nousulla. (Hug ym. 2003a.)

Hug ym. (2004) esittävät hermo-lihasjärjestelmän väsymisen aiheuttajaksi lihaksiin kerääntyvien aineenvaihduntakemikaalien stimulusta ryhmän IV afferentteihin ja siten vaikuttavan hengityskeskukseen.

Edellisistä tutkimuksista poiketen Avogadro ym. (2003) päätyivät toteamaan, ettei juoksumattotestissä hapenkulutuksen lisääntymisellä ja lihastyöllä ole keskinäistä korrelaatiota. He tutkivat 11 koehenkilöllä hapenkulutuksen ja integroidun EMG:n (iEMG) välillä. Koehenkilöt juoksivat väsymiseen asti 90 % tasolla maksimaalisesta nopeudestaan. $VO_2\max$ ja sen mahdollistama nopeus oli selvitetty etukäteen. Emg-arvojen perustana käytettiin keskiarvoistusta kahdeksasta peräkkäisestä askeleesta. Vertailumuuttujina olivat keskiarvotaajuus (MF) sekä esi- ja refleksiaktivaatiot. Esiaktivaatio katsottiin alkavaksi 100 ms ennen askeleen iskeytymisestä alustaan ja päättyvän 30 ms sen jälkeen. Refleksiaktivaatio mitattiin esiaktivaation lopusta 120 ms asti. Tutkittavat lihakset olivat takimmainen säärihikas, kaksoiskantalihas, ulompi reisilihas ja kaksipäinen reisilihas. (Avogadro ym. 2003.)

Kuva 11 esittää muuttujien kehityksen kolmen minuutin kohdalla juoksun alkamisesta ja juoksun lopussa. Hapenkulutuksessa on erotettu hengityslihasten hapenkulutus (VO_{2rm}).



KUVA 11. Juoksutestin muuttujien kehitys. (A) ventilaation muutos. (B) hapenkulutuksen muutos. (C) iEMG muutos. (D) Keskiarvotaajuuden muutos (Avogado ym. 2003 mukailen).

Hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden yhteys on moninainen. Kuitenkin keskiarvoistetun EMG-taajuusspektrin on havaittu laskevan aluksi hapenkulutuksen kasvusta huolimatta aina hapenkulutuksen tasaantumisvaiheelle saakka, jolloin lihasaktiivisuus kääntyy nousuun (Borrani ym. 2001; Sabapathy 2004). Kovan harjoituksen jatkuessa tai sen toistuessa lihastyön kinetiikka muuttuu. Tämän uskotaan johtuvan osaltaan II tyypin lihassolujen lisääntyvästä aktiivisuudesta (Borrani ym. 2001; Burnley 2002; Mateika & Duffin 1994).

Nummela ym. (2006) havaitsivat, että viiden kilometrin juoksutestissä juoksijat, jotka kykenivät pitämään lihaksen rekrytointitason korkeana menestyivät paremmin kuin juoksijat, joiden lihasrekrytointi heikkeni. Lihassolujen rekrytointimallin

selvittäminen antaa kestävyysominaisuuksien lisäksi tietoa energian käytöstä ja aineenvaihdunnasta (Haman ym. 2004).

Rekrytointimallin muutoksesta huolimatta lihasaktiivisuus ja voimantuotto vähenivät pitkäkestoisessa suorituksessa, kuten 100 km:n pyöräilyssä. Tämä iEMG vähenemä tapahtuu, vaikka lihassoluista vain alle 20 % MVC tasosta olisi rekrytoituina. (St Clair Gibson ym. 2001.)

4.2 Emg anaerobisen kynnyksen kuvaajana

Aerobisen ja anaerobisen kynnyksrajien löytämiseksi EMG:n avulla on tehty verrattain vähän tutkimusta. Emg-mittauksen käyttö on yleistä ja kynnyksrajoja on määritetty usein niiden tutkimusten ohessa, joissa on mitattu veren laktaattiarvoja.

Bunc ym. (1995) etsivät anaerobisen kynnyksen (AT) laktaatin (LA), sykereaktion (HR), lihasaktivaation ja ventilaation avulla, kullekin erikseen. Lihasaktivaation muuttujaksi laskettiin rmsEMG. Koeryhmä käsitti 24 naisopiskelijaa. Heidän tehtävänä oli ajaa pyöräergometrillä minuutin välein kasvavalla kuormalla aina väsymiseen asti. LA mitattiin kuormien välillä korvanlehdessä, rmsEMG saatiin bipolaarianturilla oikeasta ulommasta reisilihaksesta. Sykkeen mittaus oli jatkuva viiden sekunnin intervallilla.

Kynnyksrajien määrittämiseksi käytettiin lineaariseen korrelaatioon perustuvaa ohjelmaa, jonka avulla löydettiin muuttujan kehityksen käänne pisteet. Muuttujat määritettiin tuotetun tehon (PO) funktiona. Kaikista muuttujista löytyi yksilölliset kynnyksrajat. Vaikka kynnykset eivät luonnollisesti olleet samoja suhteessa voimantuottoon, niiden vertailemiseen käytettiin suhdetta yksilölliseen maksimi-hapenkulutukseen (taulukko 3).

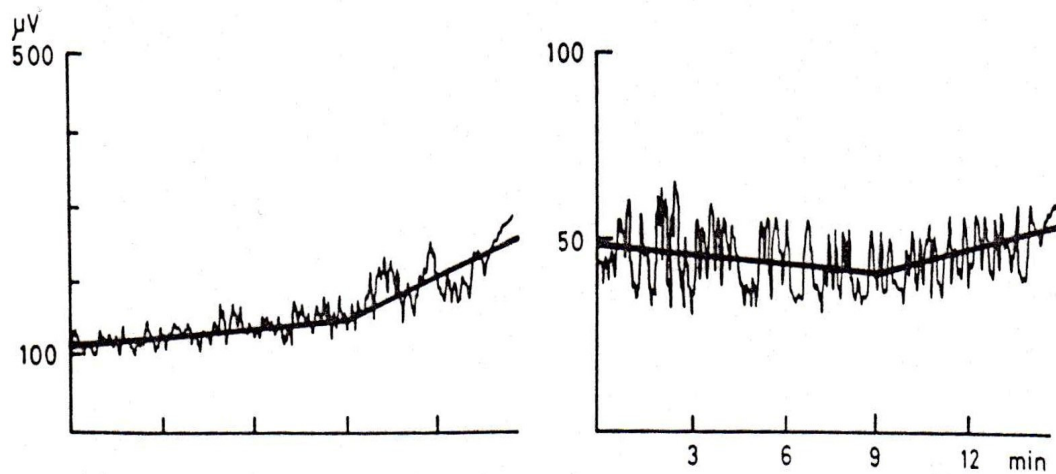
TAULUKKO 3. Kynnysrajojen suhde hapenkulutukseen (Bunc ym. 1995 mukail-
len).

KYNNYSARVON VO₂	KESKIARVO	KESKIHAJONTA
% VO₂max	ml/kg/min	
VO₂_HR	35,2	4,2
% VO₂max	72,2	8,4
VO₂_VE	35,1	3,7
% VO₂max	71,9	7,8
VO₂_LA	35,3	4,1
% VO₂max	72,2	8,0
VO₂_EMG	35,6	4,3
% VO₂max	72,9	7,9

Tutkimus johtaa päätelmään, että myös sykereaktio voi toimia vaihtoehtoisena anaerobisen kynnysrajan määrittäjänä (Bunc ym. 1995).

Anaerobisen kynnyn määrittäminen polkupyöräergometrillä toteutuu yksiselitteisesti niin, että merkittävä epälineaarisuus muuttujissa tuotetun tehon funktiona ilmenee samaan aikaan rmsEMG- arvossa ja laktaatin kehityksessä (Nagata 1981). Kynnys esiintyy riippumatta siitä onko kysymyksessä työtä tekevä nelipäinen reisilihas tai kaksoiskantalihas vai enemmän levossa oleva otsalihas (frontalis). (Airaksinen ym. 1992; Hänninen ym. 1989).

Kuvassa 12 on esitetty ulomman reisilihaksen ja otsalihaksen EMG-vaste pyöräergometritutkimuksessa. Reisilihaksen aktiivisuus nousee kuorman kasvaessa. Levossa olevan otsalihaksen aktiivisuus on lähes vakio kynnystasolle asti, jolloin kasvusuunta on nähtävissä. (Airaksinen ym 1992).



KUVA 12. Reisilihaksen (vasen) ja otsalihaksen (oikea) aktiivisuus pyöräergometrites-
tissä (Airaksinen ym 1992).

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimusohjelman yhtenä tavoitteena oli validoida Mega Elektroniikka Oy:n ja Suunto Oy:n kehittämät EMG:tä mittaavat urheiluhousut. Tässä myös käytännön tarpeisiin suunnatussa osatutkimuksessa pyrittiin selvittämään lihasryhmien aktiopotentialien summan käyttöä fysiologisten kynnyksrajojen määrittelyyn. Tämän kaltaisen tekniikan käyttöönotolle olisi tarvetta, koska tuolloin voitaisiin välttää nykyisin käytettävä pääsääntöisesti veren laktaattipitoisuuteen perustuva kynnyksmäärittely.

Kynnyksarvojen määrittelyn jälkeen tapahtuva suunnitelmallinen harjoittelu edellyttää näiden arvojen seurantaakin myös kenttäolosuhteissa. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään EMG-housujen antaman tiedon sopivuutta mm. kunkin harjoituksen kannalta tarkoituksenmukaisimman suoritusasteen valvontaan harjoituksen aikana ja oikean suoritusasteen seurantaan.

Tutkimusongelmat olivat:

- Voiko summaEMG:tä mittaavien housujen tuottaman tiedon avulla määrittellä anaerobinen kynnyks?
- Eroaako kuntoilijoiden ja kilpaurheilijoiden summaEMG:n arvot ja niiden muutos toisistaan juoksumatto- ja kenttätestissä ja testien välillä?
- Voiko summaEMG:tä seuraamalla hallita kestävyysharjoittelun aikana haluttu harjoitusaste?

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tutkimus oli kaksiosainen maksimisuorituskykyä vaativa testisarja. Koehenkilöt olivat vapaaehtoisia. Kaikki kokeeseen aloittaneet eivät voineet suorittaa testiä kokonaisuudessaan. Kesken lopettamiseen vaikuttivat loukkaantumiset ja sairastumiset, joiden vakavuus todettiin jonkun seuraavista poissulkukriteereistä täyttäväksi:

- EKG mittauksen perusteella todettu epänormaali toiminta
- koeviikon aikana kärsitty kuume tai flunssa
- jalkojen lihaksissa, nivelissä tai luustossa oleva juoksua haittaava vamma
- koetta edeltävinä päivinä nautittu runsas alkoholimäärä
- alkumittauksen perusteella annettu lääkärin päätös
- koehenkilön oma päätös

6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä oli 28 tervettä miestä. Eettisen toimikunnan lausunnon mukaan koehenkilöiden tuli olla 18 – 30 vuotiaita. Koehenkilöt jaettiin kahteen ryhmään, joista kuntoilijaryhmään kuului 16 liikuntatottumuksiltaan normaalia henkilöä. Heidän joukossaan oli varsin aktiivisesti liikuntaa harrastavia sekä lähes liikuntaa harrastamattomia osallistujia. Juoksija-ryhmään kuului 12 aktiivisesti juoksurheilua harrastavaa ja kilpailevaa koehenkilöä. Valtaosa näistä urheilijoista oli suunnistajia. Kooste koehenkilöiden perustiedoista on esitetty taulukossa 4. Kaikkien testihenkilöiden kanssa keskusteltiin koko koesarjan tarkoituksesta ja tavoitteista. Heiltä pyydettiin myös kirjallinen suostumus tutkimukseen osallistumisesta.

TAULUKKO 4. Koehenkilöiden perustiedot keskiarvoina (n=28)

	Ikä vuotta	Paino kg	Pituus m	Rasvaprosentti
Kuntoilijaryhmä	25,4	73,2	177	15,0
Juoksijaryhmä	24,8	69,1	178	10,5
Yhteensä	25,1	71,1	178	12,8

6.2 Mittauksen vaiheet

Mittaukset toteutettiin kolmessa vaiheessa. Ensimmäisen testipäivän tavoite oli selvittää kyselytutkimuksella koehenkilöiden liikunnallinen ja elintapoihin liittyvä tausta. Alkuvalmisteluihin kuului myös antropometriset mittaukset ja EKG-mittaus ilman fyysisiä testejä, jotta varmistettiin pienin mahdollinen riski rasitustestissä. Alkumittauksia edelsi yön paasto ja verikoe. Koesarjan toteuttaminen edellytti lääkärin tekemän EKG – ja verikoetulosten tulkinnan ja hyväksymisen.

Toisessa vaiheessa koehenkilöiltä mitattiin maksimaalinen hapenottokyky juoksumattotestillä. Samalla heille määritettiin yksilölliset kynnystasot.

Kenttätesti toteutettiin noin kaksi viikkoa juoksumattotestin jälkeen. Koehenkilöt juoksimat 3000 m matkan juoksumattotestin tulosten perusteella suunnitellun nopeusaikataulun mukaisesti. Suoritusta edelsi lämmittelyjuoksu niin ikään ennalta määritellyllä nopeudella.

Testipäivien yhteydessä mitattiin ihon lämpötilan muutokset polven yläpuolelta koko suorituksen ajalta. Ultraäänimittauksella selvitettiin rasvakudoksen ja lihasten paksuus EMG-elektrodien alta. Isometrisen dynamometrin avulla mitattiin koehenkilöiden bilateraalin voimantuottotaso ennen ja jälkeen suoritusten. Testijakson aikana koehenkilöt pitivät ruokailupöytäkirjaa kolmen päivän ajan. Osa mittauksista kuului laajempaan testisarjaan eikä niitä ole käsitelty tässä tutkimuksessa.

6.3 Mittaukset

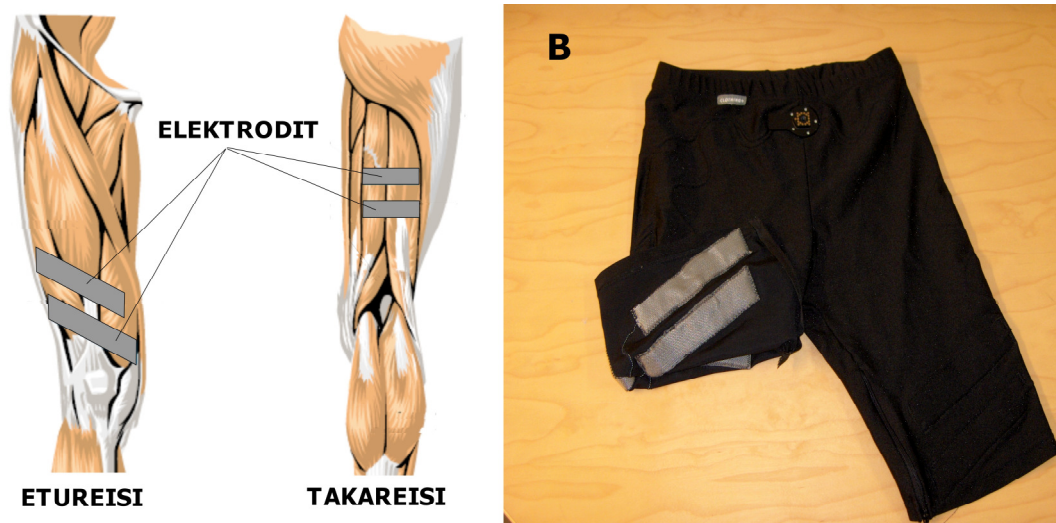
Ensimmäisen päivän alkutestejä varten annettiin koehenkilöille ohje pidättäytyä syömisestä 12 tunnin ajan. Yleisohjeena muutoin oli, että päivää ennen raskautesta vältetään kovaa harjoittelua. Testin poissulkukriteereistä koottu kysymyssarja esitettiin koehenkilöille aina ennen suorituksen alkua. Samalla selvitettiin kysymällä myös ne lantion, polvien, nilkkojen ja jalkojen lihaksistoon liittyvät tunteukset, joilla saattaisi olla merkitystä testituloksiin.

6.3.1 Laitteisto

Antropometriset mittaukset tehtiin kehon koostumusta mittaavalla bioimpedanssiin perustuvalla InBody-laitteella (InBody 720, Biospace Corporation Limited, Korea, Soul). Samalla laitteella mitattiin myös paino. Pituus mitattiin erikseen seinään kiinteästi asennetulla mittarilla.

Varsinaisen summaEMG:n mittauslaitteiston muodostivat urheiluhousut, joihin oli kiinnitetty bipolaarinen elektrodipari molempien lahkeiden etu- ja takaosaan (kuva 13) sekä mittaustietoa keräävä moduuli. Referenssielektrodi oli ommeltuna pitkitäin housun sivulle. Etupuolen elektrodit mittasivat ulomman ja sisemmän reisilihaksen aktiivisuutta. Suoran reisilihaksen aktiivisuuden mittaamista pyrittiin välttämään, koska se laitteen valmistajan mukaan käyttäytyy toisin ja saattaa aiheuttaa tuloksen tulkintaan ongelmia (Hu ym. 2006). Takaosan elektrodit mittasivat aktiivisuutta kaksipäisen reisilihaksen, puolijänteisen- ja puolikalvoisen lihaksen kohdalta. Järjestelyllä saatiin mitattua yhteensä 12 lihaksen summaEMG neljällä kanavalla. Ennen käyttöä elektrodit kasteltiin huolellisesti. Urheiluhousut ja elektrodien asema suhteessa lihaksistoon on esitetty kuvassa 13.

Mittausdatan keräävä moduuli kiinnitettiin housujen etupuolelle vyötärön tasolle. Moduuli tallensi raakaEMG-signaalin näytteistystaajuudella 1000 Hz ja taajuusalueelta 50 – 200 Hz (-3dB). Raakasignaali tasasuunnattiin ja keskiarvoistettiin 100 ms jaksoille. Moduulista saatiin purettua neljän kanavan summaEMG.



KUVA 13. A) Elektrodien paikka suhteessa reisien lihaksiin. B) HeiMo EMG- housut. EMG-elektrodit näkyvät käännetyin sisäpuolella pareittain.

Sykemittarina käytettiin rannekello-tyyppistä sykemittaria ja rinnan ympärille kiinnitettävää mittausanturia (Suunto t6, Vantaa, Suomi). Kello-osaan oli erikseen ohjelmoitu mahdollisuus seurata sykearvon lisäksi kaikkien neljän kanavan summaEMG arvoa.

Tulosten purkamiseen käytettiin HeiMo PC Software-ohjelmistoa (Suunto Oy, Vantaa, Suomi). Juoksumattotestin hengityskaasumittaukseen käytettiin juoksumattoa ja kaasuanalysointia (Sensormedics, Vmax series 229, Kalifornia, USA). Veren laktaattipitoisuus mitattiin kenttäkäyttöön suunnitellulla laktaattimittarilla (Lactate Pro, Arkray, Kioto, Japani).

6.3.2 Juoksumattotesti

Juoksumattotesti aloitettiin hyväksytyjen alkumittausten jälkeen. Lyhimmillään aika mittauksista kokeeseen oli kolme tuntia. Joidenkin testattavien kohdalla aika venyi lähes viikon mittaiseksi. Ennen testin aloitusta selvitettiin päivän terveystilanne kyselyllä ja mitattiin verenpaine ja veren laktaattipitoisuus levossa. Laajempaan tutkimussarjaan liittyen koehenkilöille kiinnitettiin lämpötermistorit polven yläpuolelle ihon pintalämmön mittaamiseksi. Samoin heidän jalkojen voimantuotto mitattiin bilateraalaisesti voimapankeissa ennen ja jälkeen juoksutestin.

Juoksumattotesti toteutettiin ns. nopeusmallilla, jossa maton kulma pidettiin vakioituna 1 asteen kulmassa nopeutta asteittain kasvattaen. Lämmittelyjuoksun kesto oli 5 min ja nopeus valittiin kunkin koehenkilön oman valinnan mukaisesti siten, että syke ei noussut etukäteistietojen perusteella arvioidulle aerobiselle kynnykselle. Lämmittelyn jälkeen asennettiin kaasuanalysaattorin maski ja kerättiin minuutin lepo hengityskaasut.

Varsinainen testi aloitettiin lämmittelynopeudella, mikäli se todettiin riittävän alhaiseksi, mutta kuitenkin juoksunopeudeksi. Oli tärkeää, että lihasaktiiviteetin mitaus toteutettiin alusta alkaen juoksuna, koska ripeästä kävelystä siirtyminen juoksuun muuttaa myös mitattavien lihasten suhteellista aktiiviteettiä. Juoksunopeutta lisättiin aina 1 km/h. Kunkin tason nimellispituus oli 3 minuuttia. Jakson lopussa matto pysäytettiin ja otettiin laktaattinäyte koehenkilön sormenpäältä. Näytteenottoon kului noin 20 sekuntia. Välittömästi näytteenoton jälkeen matto käynnistettiin uudelleen. Mikäli matto jouduttiin pitämään pysäytettynä enemmän kuin 45 sekuntia, aloitettiin 3 minuutin jakso kokonaan alusta. Aloitus jouduttiin uusimaan vain kerran koko testisarjan aikana. Koehenkilöiden yksilöllinen summaEMG, syke ja hengitysmuuttujat keskiarvoistettiin juoksumattotestissä kunkin nopeustason viimeisen 30 sekunnin ajalta

Juoksumattotestin tarkoituksena oli summaEMG:n lisäksi mitata kynnystason määrittämiseen vaikuttavat muuttujat kertymäkaasumittauksella. Tällöin mitattiin hiilidioksidin tuotto, ventilaatio ja hengitysosamäärä. Syke mitattiin rannetietokoneeseen integroidulla sykemittarilla. Mittaustulosten perusteella määritettiin kunkin koehenkilön aerobinen ja anaerobinen kynnystaso. Kynnysrajat määritettiin suomalaisessa kestävyysurheilussa käytetyllä menetelmällä. (kts. kohta 4.3 Kynnysrajojen määrittäminen).

6.3.3 Kenttätesti

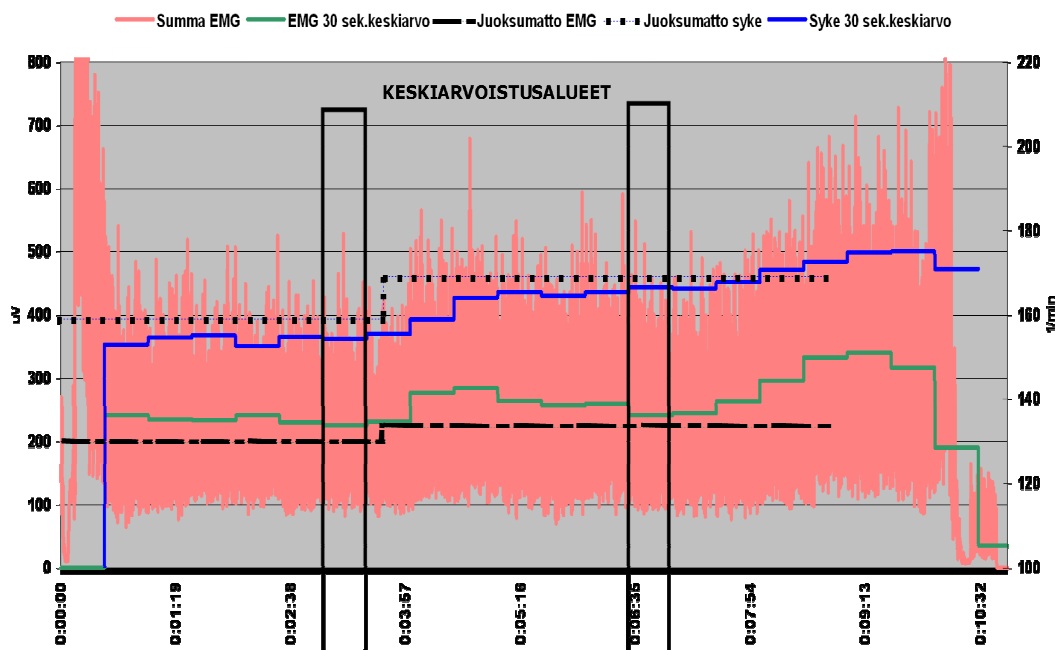
Kenttätesti toteutettiin hallissa 200 m radalla. Hallissa oli kiinteästi asennettu valojänis. Testissä juostu matka oli yhteensä 3000 m. Juoksun alussa pyydettiin juoksijoita kiihdyttämään maksiminopeuteensa heti, jotta lattiaan sijoitetun voimalevyn yli juostessa saataisiin mitattua maksimaalinen voimantuotto. Koska maalipaikka

oli sama, koehenkilöt juoksivat voimalevyn yli myös loppukirivaiheessa. Voimalevytutkimusten tulokset eivät kuulu tämän työn piiriin.

Kullekin juoksijalle oli laadittu juoksuaikataulu siten, että nopeudet valittiin yksilöllisesti juoksumattotestissä saatujen anaerobisen- ja aerobisen kynnysnopeuden mukaisesti seuraavasti:

- Kokonaismatkaan kuulumaton 800 m lämmittelyjuoksu toteutettiin 1 km/h nopeammin kuin määritetty aerobinen kynnysnopeus. Alkukiihdytyksen jälkeen nopeus hidastettiin vauhtikestävyysalueelle 1 km/h alle anaerobisen kynnysnopeuden. Tällä nopeudella juostiin 1000 m.
- Seuraavat 1200 m juostiin nopeudella 1 km/h yli anaerobisen kynnysnopeuden.
- Viimeiset 800 m koehenkilöillä oli vapaa maksiminopeus ja heitä kannustettiin tehokkaaseen loppukiriin. Valojäniksen nopeus säädettiin juoksumattotestissä saavutettuun maksiminopeuteen.

Kenttätestin aikana mitattiin summaEMG ja syke. Tulosten analysointiin käytettiin juoksumattotestin tapaan 30 sekunnin keskiarvoistusta. Keskiarvoistusjakso valittiin siten, että keskiarvoistukseen otettiin viimeinen täysi 30 sekunnin jakso testin alusta lähtien ennen nopeuden vaihtumiskohtaa. Täten varmistettiin juokсутekniikan vakioituminen, mutta vältettiin koehenkilön mahdollinen valmistautuminen nopeuden muutokseen. Sykearvot keskiarvoistettiin samalla periaatteella (kuva 14).



KUVA 14. Esimerkki kenttätestin koehenkilötiedostosta. Suorakaiteet kuvaavat suoritusosan kohdan, josta 30 sek. keskiarvoistus on laskettu.

Ennalta suunnitellut juoksunopeudet ovat koottu taulukkoon 6 (kts. kohta 8.2 SummaEMG:n ja sykkeen erot juoksumatto- ja kenttätestin välillä).

6.4 Tilastolliset menetelmät

Testituloksia käsiteltiin ryhmäkohtaisina keskiarvoina (\bar{X}) ja keskihajontoina (SD).

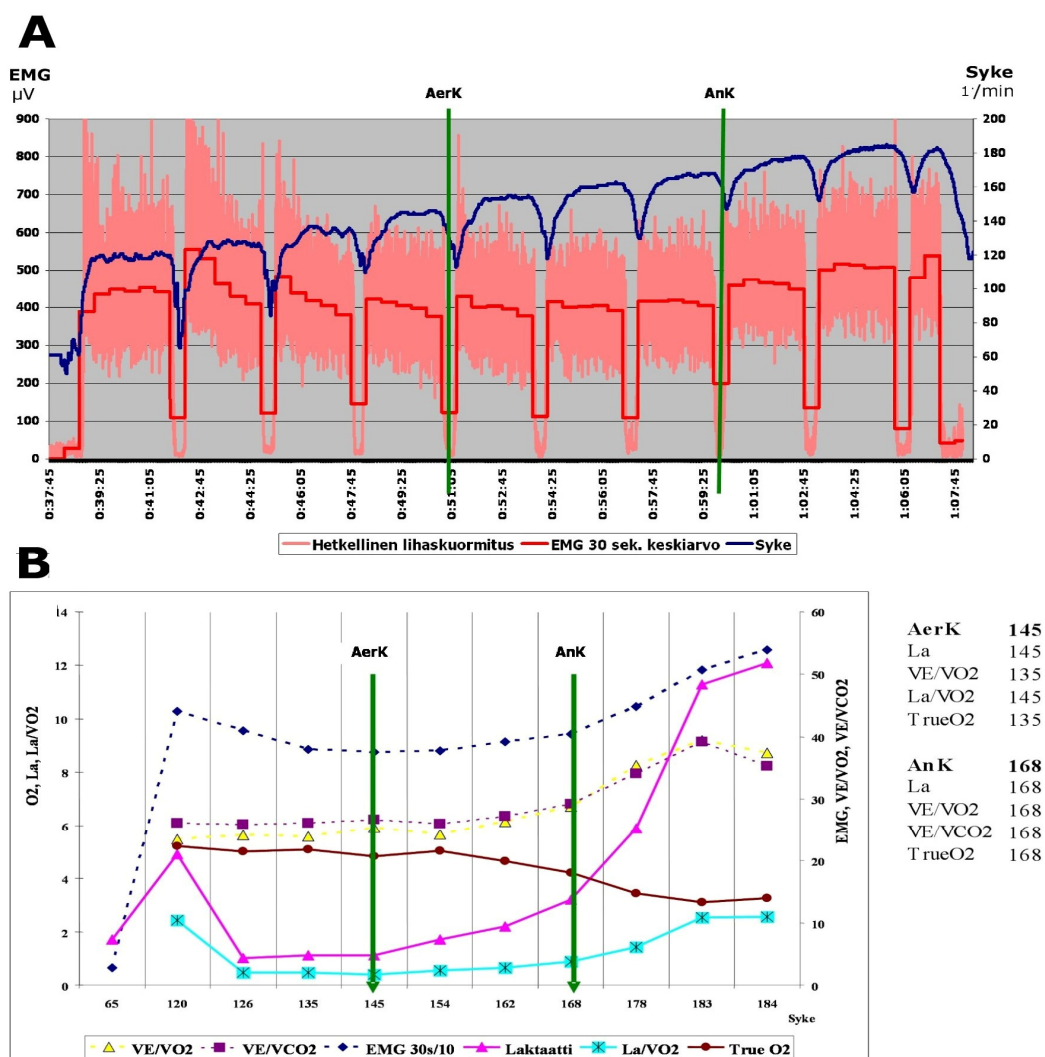
Tilastollisiin normaalijakaumatesteihin sovellettiin Lilliefors testiä. Tutkittavien arvojen ollessa normaalijakautuneita käytettiin merkitsevyyden määrittämiseen parittaista t-testiä. Wilcoxon testiä käytettiin jos arvot eivät olleet normaalijakautuneita. Tulosten merkitsevyys on merkitty melkein merkitseväksi ($p < 0,05$) *, merkitseväksi ($p < 0,01$) **, erittäin merkitseväksi ($p < 0,001$) *** ja ei merkitseväksi (n.s).

Tulosten käsittelyyn ja merkittävyyksien arviointiin käytettiin MatLAB 7.1 tilasto-ohjelmistoa. Merkitsemämuoto kokonaisuudessaan on $\bar{X} \pm SD$ (merkitsevyys).

7 TULOKSET

7.1 SummaEMG ja kynnyksrajat juoksumattotestissä

Koehenkilöiden juoksumattosuoritukset dokumentoitiin kuvan 15 mukaisesti tiedostoihin, joiden perusteella määritettiin yksilöllinen aerobinen ja anaerobinen kynnystaso.



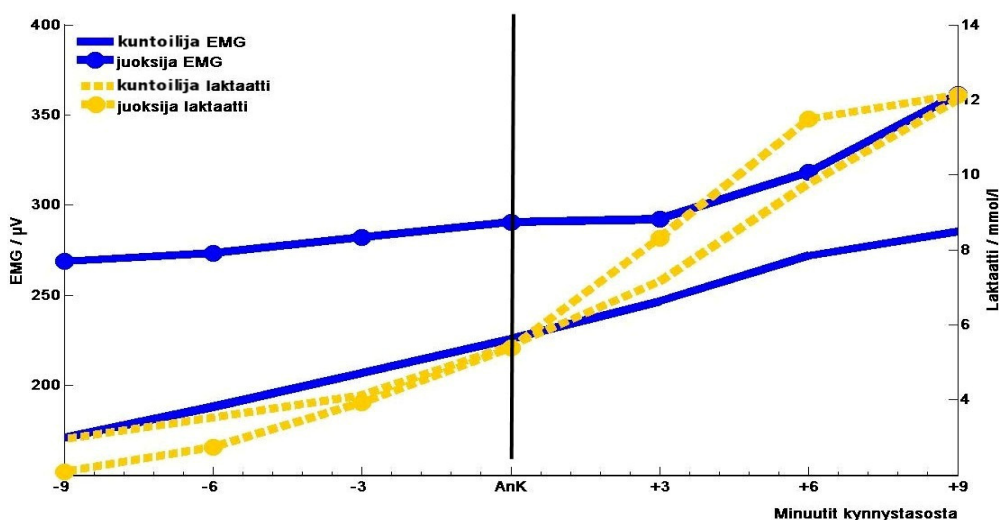
KUVA 15. Esimerkki yhden koehenkilön mittauksesta. A) Raaka- ja keskiarvoEMG ja syke juoksumattotestin aikana. B) Kynnysten määrittäminen hengitysmuuttujien ja laktaatin avulla. Aerobinen (AerK) ja anaerobinen (AnK) kynnys on merkitty kuviin pystyviivoin.

Juoksumattotestin tulokset on esitetty taulukossa 5. Koeryhmien keskiarvojen erot anaerobisen kynnyksen kohdalla olivat sykkeen osalta 1,9 isku/min (n.s), maksimaalinen hapenkulutus erosi 13,3 ml/min/kg ($p < 0,001$) ja summaEMG:n keskiarvot erosivat 68 μV ($p < 0,05$).

TAULUKKO 5. Ryhmäkohtaiset erot juoksumattotestillä mitatuissa päämuuttujissa.

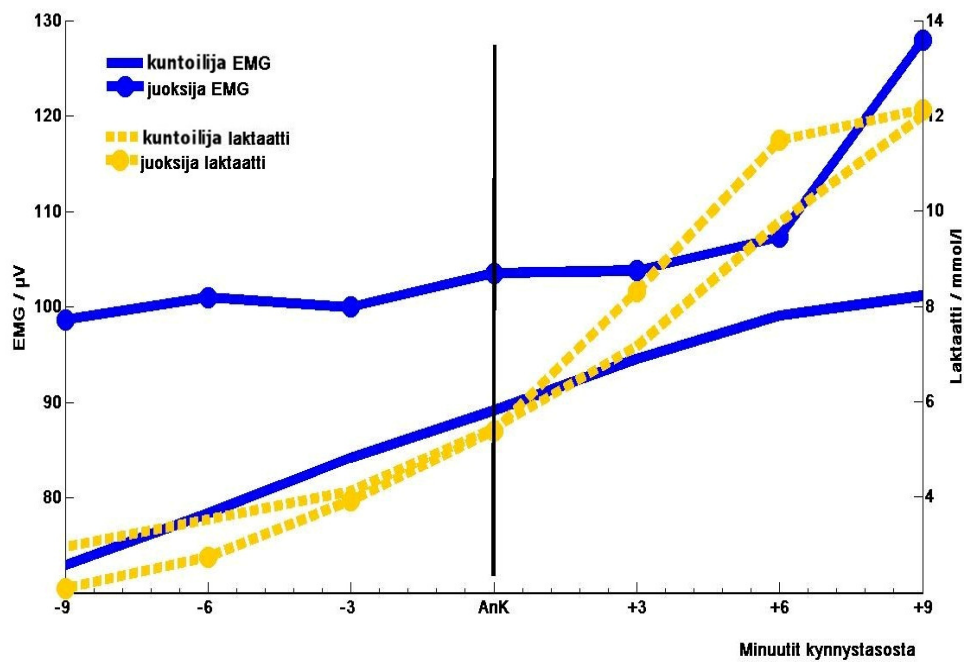
ryhmä	Syke anaerobisella kynnyksellä		VO ₂ max		EMG anaerobisella kynnyksellä	
	isku/min		ml/min/kg		μV	
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD
kuntoilija	185,4	9,97	50,41	7,37	225,81	80,62
juoksija	183,5	11,00	63,68	8,42	293,50	69,60

SummaEMG:n kehittyminen anaerobista kynnystä ennen ja sen jälkeen suhteessa laktaattiin osoittaa eron testiryhmien välillä. Kuntoilijaryhmän summaEMG kasvaa suorassa suhteessa kuormituksen lisääntymiseen, mutta juoksijaryhmällä erotuu kynnyksen laktaatin kynnyksen jälkeen (kuva 16).



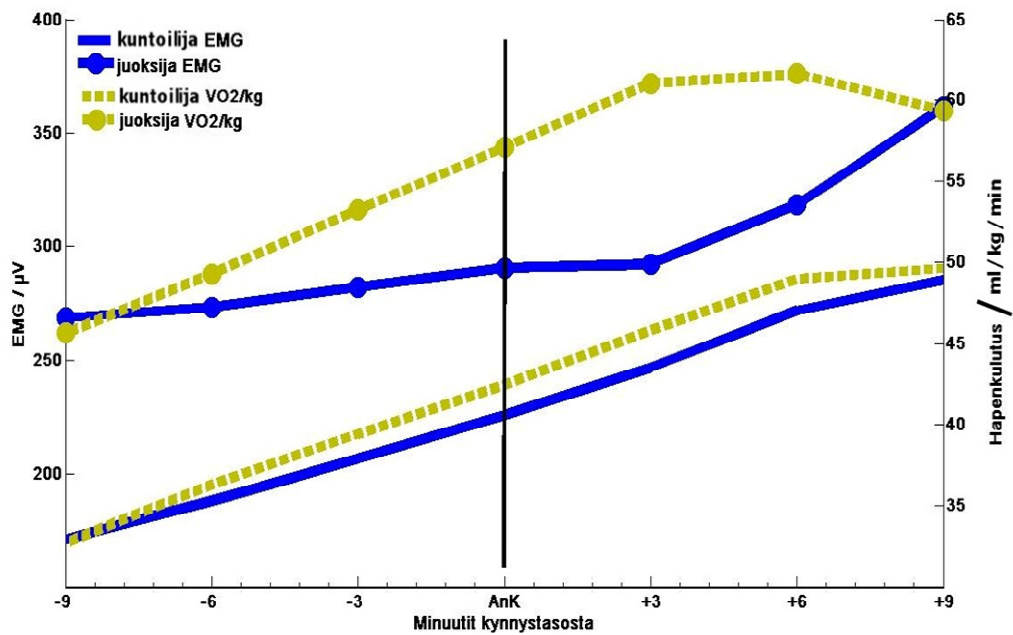
KUVA 16. SummaEMG:n ja laktaatin muutos ennen ja jälkeen anaerobisen kynnyksen. Anaerobinen kynnyksen taso on merkitty pystyviivalla ja EMG:n ja laktaatin kehitystä seurataan koeryhmittäin 9 min ennen ja jälkeen kynnyksen tason.

Etureisien osuus summaEMG:n kokonaisarvosta anaerobisen kynnyksen tasolla on kuntoilijaryhmällä 82,1 % ja juoksijaryhmällä 62,4 %. Etureisien erillistarkastelu siirtää summaEMG:n kynnystasoa (kuva 17). Takareisien erillistarkastelu ei muuta merkittävästi tuloksia verrattaessa yhteistarkasteluun.

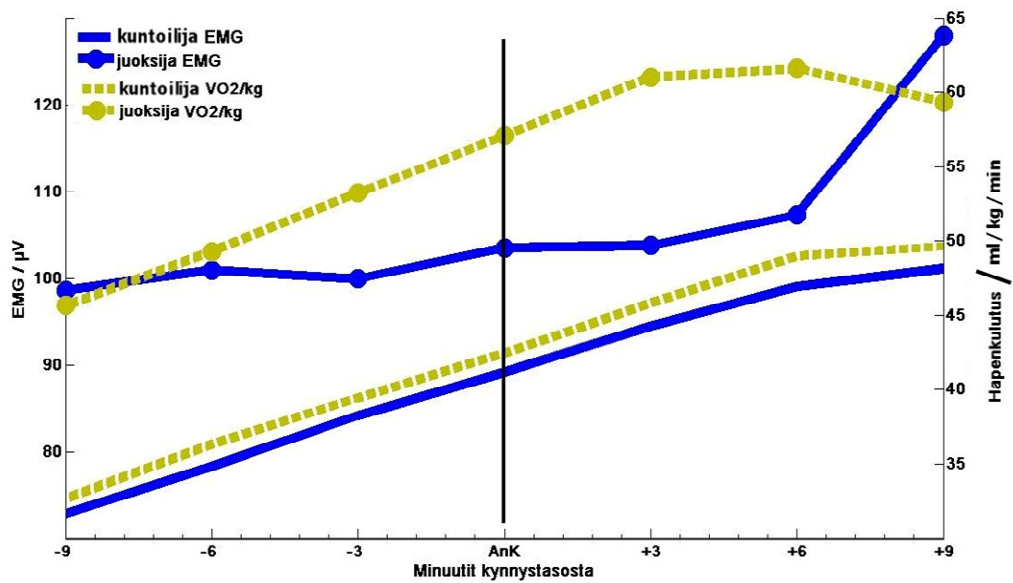


KUVA 17. Etureisien summaEMG:n ja laktaatin muutos ennen ja jälkeen anaerobisen kynnyksen. Anaerobinen kynnystaso on merkitty pystyviivalla ja etureisien EMG:n ja laktaatin kehitystä seurataan koeryhmittäin 9 min ennen ja jälkeen kynnystason.

Hapenkulutuksen ja summaEMG:n välillä ei ole vastaavanlaista eroa testiryhmien välillä. Hapenkulutuksen huippuarvot saavutetaan kummassakin ryhmässä selkeästi anaerobisen kynnystason jälkeen ja se ajoittuu kummakin ryhmän osalta summaEMG:n kynnystason kohdalle (kuva 18). Etureisien summaEMG:n ja hapenkulutusvertailu on esitetty kuvassa 19.

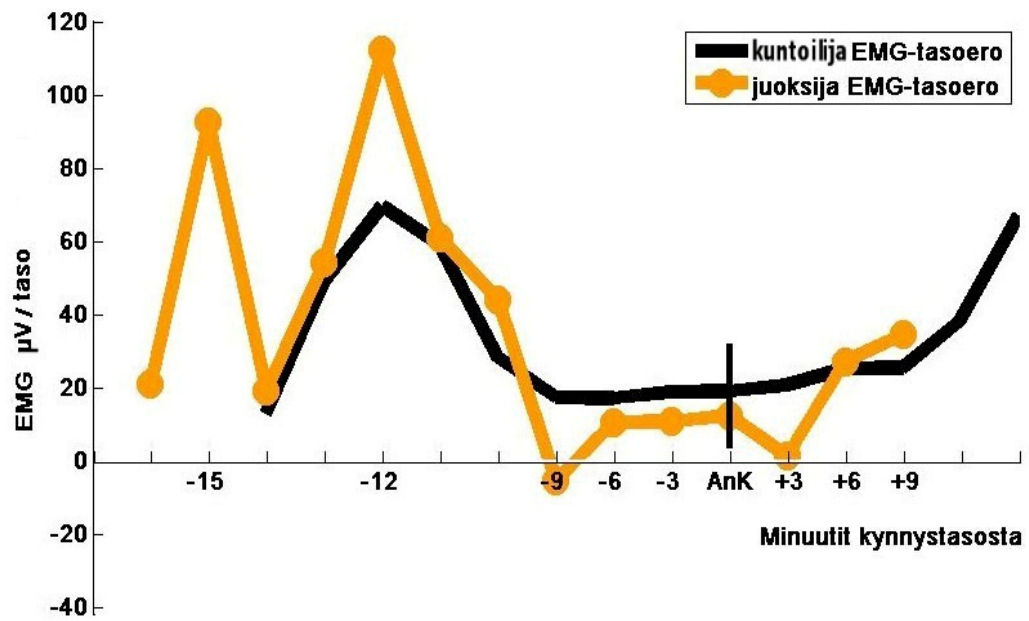


KUVA 18. SummaEMG:n ja hapenkulutuksen muutos ennen ja jälkeen anaerobisen kynnyksen.



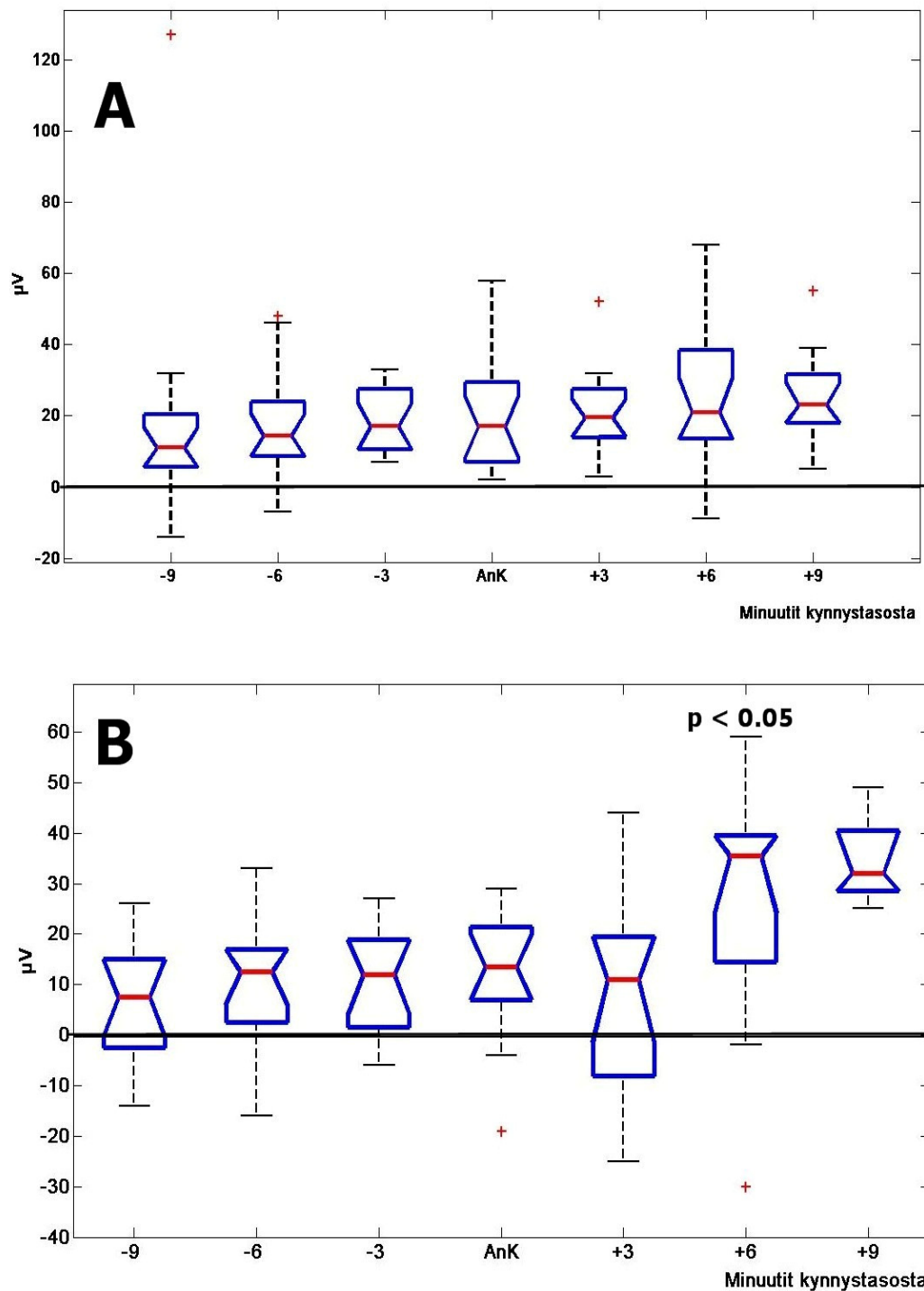
KUVA 19. Etureisien summaEMG:n ja hapenkulutuksen muutos ennen ja jälkeen anaerobisen kynnyksen.

SummaEMG:n muutoskehitys juoksumattotestin edetessä on esitetty kuvassa 20. Tasoero on kunkin kuormitustason summaEMG arvon erotus edellisestä kuormitustasoarvosta.



KUVA 20. SummaEMG:n keskiarvoerot suoritustasojen välillä koko juoksumattotestin ajalta.

Tasoerojen muutokset 9 min ennen ja jälkeen anaerobisen kynnysrajan on esitetty kuvassa 21. Kummankaan testiryhmän muutosarvot eivät ole tilastollisesti merkittäviä lukuunottamatta juoksijaryhmän tasomuutosta välillä 3 min - 6 min anaerobisen kynnnyksen jälkeen.



KUVA 21. SummaEMG:n tasoerojen vaihtelu anaerobisen kynnyksrajän läheisyydessä. A) kuntoilijaryhmä. B) juoksijaryhmä. Tasojen laatikkokuvioiden rajat kuvaavat summaEMG erotuksen alemmaa kvartiilia, mediaania ja ylempää kvartiilia. Koko hajonta on kuvattu viivoilla ja sen ylittävät hajanäytteet on merkitty ristillä.

7.2 SummaEMG:n ja sykkeen erot juoksumatto- ja kenttätestin välillä

Koehenkilöiden kenttätestien suoritukset dokumentoitiin kuvan 14 mukaisiin tiedostoihin ja keskiarvoistus tehtiin kappaleessa 7.3.3 Kenttätesti esitetyllä tavalla. Kenttätestiin valitut nopeudet on koottu taulukkoon 6.

TAULUKKO 6. Kenttätestissä käytetyt nopeudet

Juoksunopeus (m/s)		\bar{X}	SD	min	maks.
Kuntoilijaryhmä	lämmittely	2,73	0,33	2,22	3,33
	alle AnK	2,99	0,28	2,22	3,33
	yli AnK	3,54	0,28	2,78	3,89
Juoksijaryhmä	lämmittely	4,03	0,32	3,61	4,72
	alle AnK	4,37	0,38	3,89	5,00
	yli AnK	4,90	0,34	4,44	5,28

Sykemuutokset testien välillä on esitetty taulukossa 7 ja summaEMG:n muutokset ovat taulukossa 8. Tilastollisesti merkittävät erot testien välillä ovat vain sykkeessä hitailla nopeuksilla.

TAULUKKO 7. Sykevertailu juoksumatto- ja kenttätestin välillä

Syke (isku/min)		Kuntoilijaryhmä		Juoksijaryhmä	
		\bar{X}	SD	\bar{X}	SD
juoksumatto	lämmittely	170,6	9,4	170,5	11,8
	alle AnK	176,5	9,4	176,9	12,9
	yli AnK	188,1	8,6	187,6	11,8
kenttätesti	lämmittely	149,7 ***	12,2	152,1 **	9,7
	alle AnK	167,8 *	7,6	168,0	9,8
	yli AnK	182,4	6,8	181,9	8,9

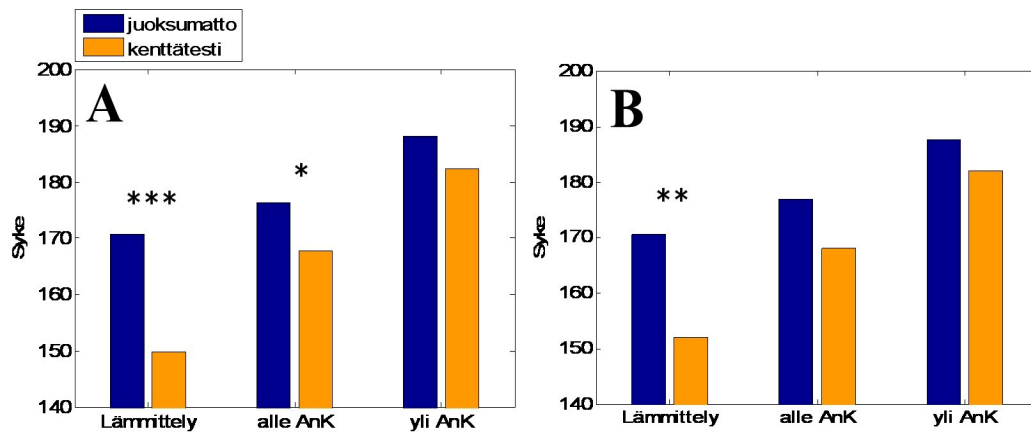
TAULUKKO 8. SummaEMG vertailu juoksumatto- ja kenttätestin välillä

SummaEMG (μ V)		Kuntoilijaryhmä		Juoksijaryhmä	
		\bar{X}	SD	\bar{X}	SD
juoksumatto	lämmittely	196,2	66,8	254,9	65,1
	alle AnK	196,8	79,1	266,8	57,1
	yli AnK	240,1	94,1	283,1	51,0
kenttätesti	lämmittely	171,9	52,4	261,8	66,5
	alle AnK	190,7	60,0	322,7	122,5
	yli AnK	229,5	77,7	328,9	105,9

Kuvissa 22 ja 23 on selkeämmin nähtävissä testien keskiarvojen erot sykkeessä ja summaEMG:ssä. Kuntoilijaryhmän sykekeskiarvojen ero testien välillä oli lämmit-

telyvaiheessa 20,9 isku/min ($p < 0,001$), AnK:n alapuolella 8,8 ($p < 0,05$) ja AnK:n yläpuolella 5,7 isku/min (n.s).

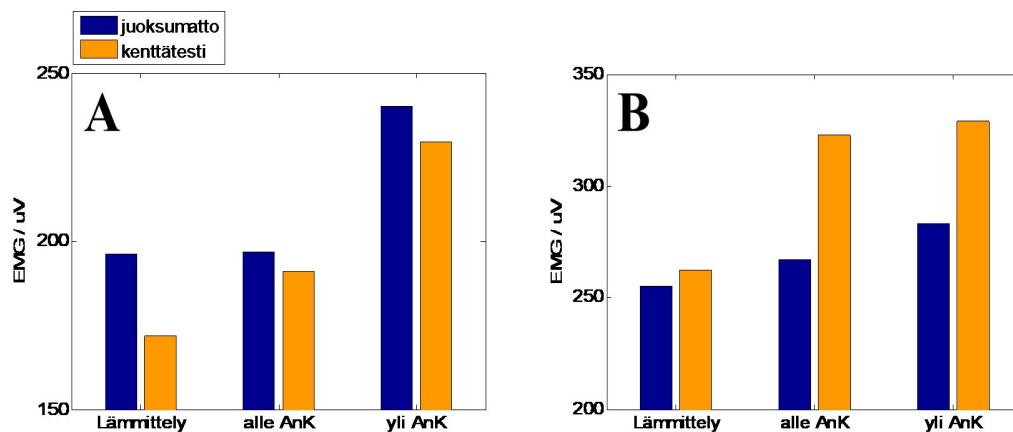
Juoksijaryhmän sykekeskiarvojen ero testien välillä oli lämmittelyvaiheessa 18,4 isku/min ($p < 0,01$), AnK:n alapuolella 8,9 isku/min (n.s) ja AnK:n yläpuolella 5,7 isku/min (n.s). Ryhmien välillä ei ole merkittävää eroa.



KUVA 22. Testien sykevertailu. A) kuntoilijaryhmä B) juoksijaryhmä

Kuntoilijaryhmän summaEMG:n keskiarvojen ero testien välillä oli lämmittelyvaiheessa 24,3 μV (n.s), AnK:n alapuolella 6,0 μV (n.s) ja AnK:n yläpuolella 10,1 μV (n.s).

Juoksijaryhmän summaEMG:n keskiarvojen ero testien välillä oli lämmittelyvaiheessa -6,7 μV (n.s), AnK:n alapuolella -56,0 μV (n.s) ja AnK:n yläpuolella -45,8 μV (n.s). Ryhmien summaEMG:n muutokset olivat vastakkaiset (kuva 23).



KUVA 23. Testien summaEMG-vertailu. A) kuntoilijaryhmä B) juoksijaryhmä

8 POHDINTA

8.1 Päätulokset

Juoksumattotestin aikana kuormaa asteittain lisättäessä oli kaikkien koehenkilöiden summaEMG:n keskiarvokasvu $17,09 \pm 7,33 \mu\text{V}$. Keskiarvot laskettiin kolmesta kuormasta ennen ja jälkeen anaerobisen kynnyksen. SummaEMG:n keskiarvojen kasvu oli tasaista kummassakin koeryhmässä. Poikkeuksen muodosti juoksua kilpailutarkoituksessa harjoitelleiden koehenkilöiden lihasaktiivisuudesta löytynyt anaerobiselle tehoalueelle sijoittuva kynnys $27,2 \pm 24,87 \mu\text{V}$ ($p < 0,05$).

Koeryhmien keskiarvoerot anaerobisen kynnyksrajan kohdalla olivat sykkeen osalta 1,9 iskua/min (n.s), maksimaalinen hapenkulutus oli 13,3 ml/min/kg ($p < 0,001$) suurempi juoksijaryhmällä ja summaEMG:n keskiarvot olivat juoksijaryhmällä 68 μV ($p < 0,005$) suuremmat.

Sykereaktio siirryttäessä juoksumattotestistä kenttätestiin osoittautui samansuuntaiseksi kuntoilija- ja juoksijaryhmien välillä. Kuntoilijaryhmän lämmittelyjuoksun aikainen keskiarvosykkeen lasku juoksumattotestistä kenttätestiin oli 12,3 % ($p < 0,001$), juoksussa alle AnK:n se oli 4,9 % ($p < 0,05$) pienempi ja juostessa yli AnK:n se oli 3,0 % (n.s) pienempi. Vastaavat laskeneet arvot olivat juoksijaryhmällä 10,8 % ($p < 0,01$), 5,0 % (n.s) ja 3,0 % (n.s).

SummaEMG-arvojen muutos testimuotojen välillä on vastakkainen ryhmien kesken. Kuntoilijaryhmän EMG-taso laski ja juoksijoilla se nousi siirryttäessä kenttätestiin. Kuntoilijaryhmän lämmittelyjuoksun aikainen keskiarvosykkeen lasku juoksumattotestistä kenttätestiin oli 12,4 % (n.s), juoksussa alle AnK:n se oli 3,0 % (n.s) pienempi ja juostessa yli AnK:n se oli 4,2 % (n.s) pienempi. Vastaavat nousseet arvot olivat juoksijaryhmällä 2,6 % (n.s), 20,1 % (n.s) ja 16,2 % (n.s).

8.2 SummaEMG:n suhde harjoitteluun

SummaEMG vakioitui yksilökohtaiselle tasolleen vasta lähestyttäessä aerobista kynnystä. Juoksijan lihaksiston kyky sopeutua juoksuun hitaalla vauhdilla on huono. Lähes kävelyvauhdilla juostessa lihaksisto toimii harjaantumattomalla alueella. Suorituksen alussa tapahtuvan säädön jälkeen voidaan ylläpitää submaksimaalista suoritustasoa verrattain pienin muutoksin juoksun taloudessa, kinetiikassa ja kinematiikassa (Finni ym. 2003). SummaEMG:n lähes sattumanvarainen vaihtelu hitailla nopeuksilla kertoo menetelmän sopivuudesta vain niille suoritustasoille, joilla tutkittava on tottunut liikkumaan (kts. kuva 20). Satunnaisten mittausten tekeminen ei ole suotavaa, vaan pitkäjänteinen ja johdonmukainen trendien seuranta tuottaa arvokasta lisätietoa käyttäjälleen.

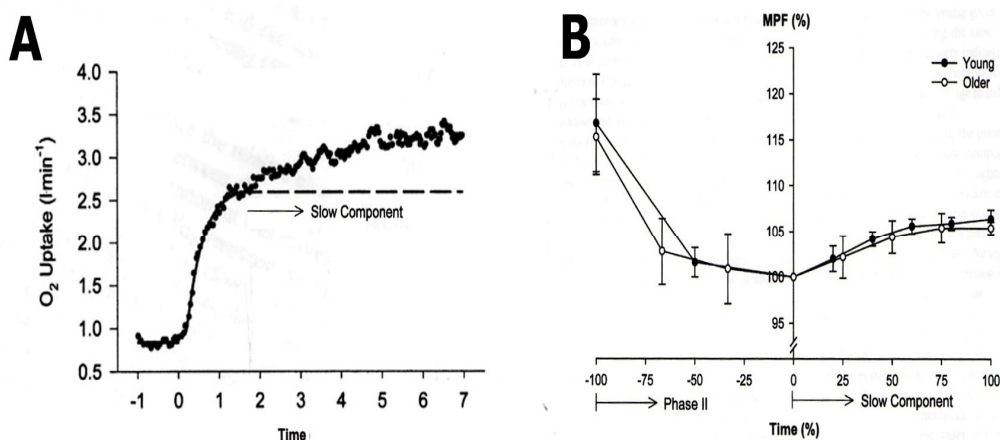
Vuosia harjoitelleet juoksijat eivät enää kykene parantamaan juoksutehoaan raskaan harjoittelun seurauksena (Arrese ym. 2005). Voidaan olettaa, että pitkällisen harjoittelun jälkeen urheilija on saavuttanut biologiset rajansa. Näihin rajoihin kuuluu myös neuraalinen ohjaus ja lihaksiston mekaaninen adaptaatio, joka auttaa sopeutumaan parhaalla mahdollisella tavalla suoritukseen. Juoksijaryhmän juoksuharjoittelusta oli merkittävä. Kuntoilijaryhmän koehenkilöiden liikunnallinen aktiiviteetti oli myös suuri, mutta verrattain monipuolinen. SummaEMG:n kehityksen ja juoksijaryhmältä löydetyn kynnystason perusteella voidaan olettaa, että kuntoilijaryhmässä juoksussa käytettävissä lihaksissa ilmeni adaptaatiovajetta (kts. kuva 16). Juoksijaryhmä pystyi vielä maksimaalisen suorituksen aikana löytämään merkittävän lisätehon hermostollisesta ohjauksesta. Juoksijoilla summaEMG:n arvot kasvoivat vielä 3000 m loppukirissä. Kuntoilijaryhmän lihasaktiiviteetti ei enää loppukirivaiheessa oleellisesti kasvanut. Yksinkertaisella vertailulla tämä ero näkyy myös juoksunopeudessa.

EMG-aktiivisuus alenee rinnasteisesti voimantuoton kanssa huolimatta tietoisista ponnisteluista maksimaalisen tehon tuottamiseksi (St Clair Gibson ym. 2001). Tämän tutkimuksen aikana emme saaneet esille summaEMG:ssä näkyvää alenemaa. Molemmat testit osoittautuivat joko liian lyhytaikaisiksi tai maksimisuorituksen osuus liian pieneksi väsymyksen aikaansaamiseksi. Pintapuolinen tarkastelu ennen

kenttätestiä ja sen jälkeen suoritetun maksimivoimatestin tuloksiin tukee tätä oletusta.

8.3 SummaEMG:n suhde hapenkulutukseen ja laktaatti-arvoihin

Hapenkulutus. Hitaalla hapenoton komponentilla tarkoitetaan hapenoton lisääntymistä vielä sen jälkeen kun vakiokuormitteisen suorituksen hapenotton tasaantumisvaihe on saavutettu. Tasaantuminen tapahtuu noin 2-3 minuutin jälkeen suorituksen alusta (kuva 24). Hitaan kasvun VO_2 jatkaa nousuaan useita minuutteja ja voi saavuttaa huippunsa vasta täydellisen uupumuksen tullessa. EMG:n keskiarvoistettu tehollinen taajuus (MPF) nousee saavutettaessa hitaan kasvun VO_2 -taso (Borrani ym. 2001; Sabapathy 2004). Raskaalla kuormituksella, 95 % VO_{2max} :sta, tehtävän työn aikana ojentajalihaksista mitattu MPF kääntyy nousuun kahden minuutin jälkeen jatkuen täydelliseen uupumukseen. (Borrani ym. 2001).



KUVA 24. A) Hapenkulutuksen hitaan kasvun vaihe B) EMG tehollisen arvon muutos hitaan kasvun alueella (mukaillen Sabapathy 2004).

Nämä tulokset yleistämällä EMG-mittauksiin yleensä voidaan päätellä, että myös juoksijoiden summaEMG:n taso on yhteydessä VO_2 tasaantumisvaiheen huipun saavuttamiseen ja siten merkki lähestyvistä uupumuksesta, jos kuormitus pysyy ennallaan. Tätä puoltaa ennenkaikkea huomio etureisien ja hapenkulutuksen ver-

tailusta, jossa EMG:n kynnystaso on siirtynyt lähemmäksi suorituksen loppua (kuva 19).

EMG:n taajuusalueella 10 – 80 Hz on havaittu selkeä yhteys ventilaation ja hapenkulutuksen suhteesta löytyviin kynnysrajoihin (Hug ym. 2003a). Tämän tutkimuksen mittauksessa käytetty taajuusalue 50 – 200 Hz on laaja, joten kynnystason arviointi taajuusalueen perusteella on vaikeaa, vaikkakin oletimme tulosten painottuvan matalien taajuuksien puolelle. Painotus ei ole kuitenkaan riittävä osoittamaan kynnystasoja taajuuskaistojen avulla. SummaEMG:n tiedoista ei enää voi tehdä taajuusanalyysejä.

Laktaatti. Kynnysrajojen määrittämiseen tässä tutkimuksessa käytettiin pääsääntöisesti laktaattimittauksen tuloksia ja niitä tukevana hengitysmuuttujien arvoja. SummaEMG:n tasainen kehitys kynnysrajoilla ei tue oletusta siitä, että laktaatin kertyminen ja lihaksen sähköinen aktiivisuus olisivat täysin sidoksissa toisiinsa. Mielenkiintoinen havainto on huomata, että kuntoilijaryhmän ja juoksijaryhmän laktaattiarvojen keskiarvo on lähes sama anaerobisella kynnyksellä (kuvat 16 ja 17).

8.4 Mittaustekniikka

Tutkimuksessa käytetty EMG:n mittaustekniikka on yksinkertaisuutensa vuoksi helppokäyttöinen. Yksinkertaisuus tarkoittaa myös sitä, että mittaustulosten jatkokäsittely yksipuolistuu. Esimerkiksi väsymysreaktion havainnoimiseksi olisi ensiarvoisen tärkeää selvittää EMG:n muutokset taajuuden suhteen. Motoristen yksiköiden syttymisreaktioiden summaantuminen saa aikaan lihaksen kokonaissuorituksen. Käytetty mittaustekniikka kykenee tuon summaation rekisteröimään, mutta sen avulla ei voida arvioida syttymistaajuuksien muuttumista suorituksen edetessä, koska laitteiston antama tieto on jo käsiteltyä summaEMG:tä. Siksi perifeerisen väsymyksen ja eri lihassolutyyppien käytön ja käytettävyyden arviointi osoittautui vaikeaksi. Saatujen tulosten perusteella ei voida väsymysreaktiota selkeästi havaita. Tosin merkittävä nousu iEMG-arvoissa anaerobisen kynnyksen yläpuolella on tulkittu heijastavan väsymystä ja FF motoristen yksiköiden rekrytoitumista (Taylor ym. 1997). Vastaavanlainen merkittävä nousu havaittiin vain juoksijaryhmällä.

Kaikkien koehenkilöiden summaEMG nousi kuormituksen edetessä. Yksilökohtaisissa tulostuloksissa havaitun summaEMG:n pohjatasen nousun ei voitu selkeästi osoittaa viittaavan väsymykseen. Pohjatasen nousu on ilmeistä juoksunopeuden lisääntyessä ja joissakin tapauksissa se johtui elektrodien irtautumisesta iholta ja osoitti vastuksen kasvamista elektrodin ja lihaksen välillä.

Mittausteknisesti suuren lihassolumäärän samanaikainen mittaaminen johtaa ajoittain aktiopotentiaalien kumoutumiseen. Tällöin joidenkin lihassoluryhmien negatiivinen varaus kumoaa osaltaan positiivisia varauksia. Tämä saattaa osaltaan selittää suuret hetkelliset vaihtelut mittausdatassa. Pitkäaikaisella keskiarvoistuksella saadaan kuitenkin mitattua kokonaisaktiivaatiotasoa ja sen tulkitsemiseksi tarvitaan yksilöllisesti kerättyä tietoa pitkältä ajalta.

8.5 Tutkimuksen arviointi

Tutkimukseen osallistuneiden koehenkilöiden määrä oli pieni, kuitenkin riittävä tilastollisten merkittävyyksien arviointiin. Keskiarvoihin ja merkittävyyksiin tulee suhtautua kriittisesti. Tämän tutkimuksen pieni otanta saattoi vaikuttaa suhteellisen suureen hajontaan. Testiryhmien ero tuntuu antropometristen mittausten ja taustaselvitysten perusteella pieneltä. Kuitenkin EMG -mittausten perusteella ero oli ilmeinen. Tämä on osaltaan perustelu sille, että ko. tutkimusmenetelmä on erittäin herkkä yksilöllisille eroille ja edellyttää tutkittavasta tarkkaa tietoa ja johdonmukaista seuranta.

Juoksumattotutkimuksen summaEMG-mittauksista 64 % kelpuutettiin sellaisenaan, 28 % kelpasi soveltuvin osin ja 7 % hylättiin kelvottomana. Kenttätestin mittaustuloksista hylättiin 8 % ja 13 % kelpuutettiin soveltuvin osin. Suurin hylkäämisten syy oli elektrodikontaktin irtoaminen iholta. Osoittautui, että huolellinen elektrodien kastelu ennen testiä ja poikkeuksellisesti testin aikana auttoi kontaktin pysyvyyteen. Käytettävissä oli kahta housukokoa. Joidenkin koehenkilöiden kohdalla housut olivat liian isot ja joidenkin liian pienet. Mittauslaitteisto toimi hyvin. Pienten teknisten ongelmien kanssa opittiin toimimaan testin edetessä, eivätkä ne vaikuttaneet mittaustuloksiin.

Juoksumattotestin kuormitustasojen kestoaika oli kolme minuuttia hengitysmuuttujien mittaamisen edellyttämän tasaantumisvaiheen löytämiseksi. EMG-arvot muuttuvat kuitenkin lähes välittömästi liikkeen mukaisesti. Kolmen minuutin jakso on liian pitkä, jotta jatkuvan mittauksen etu kynnyksen löytämiseksi olisi käytettävissä. Selvittämättä jäi, voisiko laktaatin perusteella mitattu kynnyksellä olla lähempänä juoksijoilla mitattua EMG-kynnystä, jos laktaattimittaus olisi jatkuvaa.

8.6 Jatkotutkimusehdotuksia

Tutkimus osoitti mittaustekniikan teknisen toimivuuden myös kenttäolosuhteissa. Luonteenomainen piirre tuloksille on niiden yksilöllisyys. Jatkotutkimuksissa voisi keskittyä seuraamaan yksilökohtaisten seurantatutkimusten tuottamaa tietoa urheilijalle. Laitteiston verraton ominaisuus on kyky mitata jalkojen ojentajien ja koukistajien EMG:n erot. Pidempiaikaisessa seurannassa teknisen suorituseroja voi tutkia urheilijoiden välillä ja kehittää yksilöllisesti ilman erikseen tehtyä liikeanalyysiä. Samoin tutkimusten ulottaminen kuntoutuksen tuomien tulosten arviointiin olisi kiinnostavaa.

8.7 Johtopäätökset

Tämän tutkimuksen perusteella voidaan todeta, että

- summaEMG mittauksella ei ole mahdollista määrittellä yksilöllistä anaerobista eikä aerobista kynnyksrajaa siten kuin ne määritellään hengitysmuuttujien avulla. Spesifisesti harjoitelleiden henkilöiden osalta on löydettävissä tilastollisesti merkittävä kynnyks, joka ajoittuu selkeästi anaerobiselle alueelle.
- juoksijoiden summaEMG:n arvot kasvavat juoksumattotestistä kenttätestiin siirryttäessä, kun ne kuntoilijoilla laskivat. Lisäksi juoksua spesifisesti harjoittelevat pystyvät vielä juoksun loppukirivaiheessa löytämään merkittävän lisän lihasaktivaatioonsa verrattaessa kuntoilijoihin. Juoksijoilla summaEMG:n arvot kasvoivat vielä selvästi juoksumattotestin lopussa.

- summaEMG mittauksella on mahdollista seurata ja hallita pitkäkestoisen harjoittelun tehoa. Mittaustulos on yksilöllinen, eikä se ole urheilijan kohdalla verrattavissa ryhmäkohtaisiin summaEMG-tasoihin. Harjoittelutehon seurannan edellytyksenä on hyvä aikaisempi tietämys urheilijan EMG-tasoista. Lisäksi luotettavan mittaustuloksen saaminen edellyttää pitkällistä lajikohtaista harjoittelua, teknisesti vakioitunutta suoritusta ja tottumusta mittalaitteen käyttöön.

9 LÄHTEET

Adams, A.M, Bogduk, N., Burton, K., Dolan, P. 2002. The biomechanics of back pain. Churchill Livingstone, Edinburg, 50-59.

Airaksinen, O., Remes, A., Kolari, P.J., Sihvonen, T., Hänninen, O., Penttilä, I. 1992. Real-time evaluation of anaerobic threshold with rms-EMG of working and nonworking muscles during incremental bicycle ergometer test. *Acupuncture & Electro-Therapeutics Research* 17 (4), 259 – 271.

Arrese, A.L., Ostáriz, E.S., Casajus, M., Izquierdo, D.M. 2005. The changes in running performance and maximal oxugen uptake after long-term training in elite athletes. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*. 45, 435 – 440.

Avogadro, P., Dolenc, A., Belli, A. 2003. Changes in mechanical work during severe exhausting running. *European Journal of Applied Physiology* 90, 165 – 170.

Basmanjan, J.V., De Luca, C. 1985. *Muscles Alive*. Williams & Wilkins, Baltimore, 4 – 68.

Borrani, F., Candau, R., Millet, G.Y., Perrey, S., Fuchslocher, J., Rouillon, J.D. 2001. Is the VO₂ slow component dependent on progressive recruitment of fast-twitch fibers in trained runners? *Journal of Applied Physiology* 90, 2212 – 2220.

Brunnström, S. 1972. *Clinical Kinesiology*. F.A. Davis Company, Philadelphia, 33- 37.

Bunc, V., Hofman, P., Leitner., Gaisl, G. 1995. Verification of the heart rate threshold. *European Journal of Applied Physiology* 70, 263 – 269.

Burnley, M., Doust, J.H., Ball, D., Jones, A.J. 2002. Effects of prior heavy exercise on VO₂ kinetics during heavy exercise related to changes in muscle activity, *European Journal of Applied Physiology* 93, 167 - 174.

Caprarola, M.A., Dotson, C.O. 1985. Objective Analytical procedure for determining anaerobic threshold. Teoksessa Dotson, C.O., Humphrey, J.H. (toim.) *Exercise Physiology Vol.1*, AMS Press, Inc., New York, 1- 2.

- Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J. 1991. Occupational biomechanics. John Wiley & Sons New York, 31-51.
- Coyle, E.F., Feltner, M.E., Kautz, S.A., Hamilton, M.T., Montain, S.J. Baylor, A.M., Abraham, L.D., Petrek, G.W. 1991. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 23 (1), 93 – 107.
- Cruess, R L. 1982. The musculoskeletal system. Churchill Livingstone Inc., New York, 341.
- Ekstedt, J. 1964. Human single muscle fiber action potentials. Almqvist & Wiksells boktryckeri Ab, Uppsala, 8.
- Enoka, R. M. 2002. Neuromechanics of human movement. *Human Kinetics*, Leeds, 251 – 261.
- Farina, D., Merletti, R., Enoka, R. 2004. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96, 1486 - 1495.
- Finni, T., Kyröläinen, H., Avela, J., Komi, P-V. 2003. Maximal but not submaximal performance is reduced by constant-speed 10-km run. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*. 43 (4), 411-417.
- Glancy, E.A., Morin, E.L., Merletti, R. 2002. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electrody. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12, 1-16.
- Green, H.J. 1991. What do tests measure? Teoksessa MacDougal, J.D., Wenger, H.A., Green, H.J. (toim.) *Physiological Testing of the High-Performance Athlete*, Human Kinetics Books, Champaign, 17 – 18.
- Grimby, L. 1987. Motor unit recruitment during normal locomotion. Teoksessa Marconnet, P., Komi, P.V. (toim.). *Muscular function in exercise and training*. Karger, Basel, 142 - 151.

- Haman, F., Legault, S.R., Weber, J-M. 2004. Fuel selection during intense shivering in humans: EMG pattern reflects carbohydrate oxidation. *The Journal of Physiology* 556, 305 – 313.
- Heise, G.D., Morgan, D.W., Hough, H., Craib, M. 1996. Relationships between running economy and temporal EMG characteristics of bi-articular leg muscles. *International Journal of Sports Medicine* 17 (2), 128 – 133.
- Hermens, H., Fredriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, C., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G. 1999. European recommendations for surface electromyography, Roessingh Research and Development, Enschede.
- Hervonen, A. 2004. Tuki- ja liikuntaelimestön anatomia. Lääketieteellinen oppimateriaalikuustantamo Oy, Tampere, 48.
- Hofmann, P., Bunc, V., Leitner, H., Pokan, R., Gaisl, G. 1994. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology* 69, 132 – 139.
- Hoyle, G. 1983. *Muscles and their neural control*. John Wiley & Sons, New York, 41-59.
- Hu, M., Finni, T., Alén, M., Wang, J., Zou, L., Zhou, W., Cheng, S. 2006. Myoelectrical manifestations of quadriceps fatigue during dynamic exercise differ in mono- and bi-articular muscles. *Biology of Sports* 23 (4), 327 – 329.
- Hug, F., Faucher, M., Kipson, N., Jammes, Y. 2003a. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 23 (4), 208 – 214.
- Hug, F., Laplaud, D, Savin, B., Grélot, L. 2003b. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *European Journal of Applied Physiology* 90, 643 – 646.
- Hug, F., Faucher, M., Marqueste, T., Guillot, C., Kipson, N., Jammes, Y. 2004. Electromyographic signs of neuromuscular fatigue are concomitant with further increase in ventilation during static handgrip. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 24, 25 – 32.

Hänninen, O., Airaksinen, O., Karipohja, M., Manninen, K., Sihvonen, T., Pekkarinen, H. 1989. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. *Biomedica Biochimica Acta*. 48 (5-6), 493 – 503.

Ilmoniemi, R. 2001 *Elektrofysiologiaa, Aivojen sähköinen toiminta*, Helsingin teknillinen korkeakoulu [WWW-dokumentti]. Päivitetty 4.9.2001 [viitattu 2.10.2006]. <http://www.biomag.hus.fi/braincourse/L3.html#RTFTtoC1> .

Jones, A. M., Carter, H. 2000. The effect of endurance training on parameters of aerobic fitness. *Journal of Sports Medicine* 29 (6), 373 - 386.

Lane, R. J. M. 1996. *Handbook of muscle disease*. Marcel Dekker, New York, 121.

Lucia, A., Sanchez, O., Carvajal, A., Chicharro, J.L. 1999. Analysis of aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine* 33 (3), 178 – 185.

Merletti, R., Parker P. 2004. *Electromyography*. John Wiley & Sons, New Jersey, 107 – 249

Mateika, J.H., Duffin, J. 1994. The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia. *European Journal of Applied Physiology* 69, 110 – 118.

McKenzie, D.C., Parkhouse, W.S., Rhodes, E.C., Ovalle, W.K., Shinn, S.L. 1985. Anaerobic capacity and muscle fiber type. Teoksessa Dotson, C.O., Humphrey, J.H. (toim.) *Exercise Physiology Vol.1*. AMS Press, Inc., New York, 24.

McLellan, T.M., Jacobs, I. 1993. Reliability, reproducibility and validity of the individual anaerobic threshold. *European Journal of Applied Physiology* 67, 125 – 131.

Moore, K.L., Dalley, A.F. 1999. *Clinically oriented anatomy*. Lippincott Williams&Wilkins, Baltimore, 26-31.

Morehouse, L.E., Miller, A.T. 1976. *Physiology of exercise*. The C.V. Mosby company, Saint Louis, 129 -130.

Nagata, A., Muro, M., Moritani, T., Yoshida, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. *Japanese Journal of Physiology* 31 (4), 585 – 597.

Nummela, A. 1988. Aerobinen ja anaerobinen kynnys. Teoksessa Nummela, A. (toim.) *Kuntotestauksen perusteet*, Liite ry, Helsinki, 25 – 30.

Nummela, A., Paavolainen, L.M., Sharwood, K.A., Lamber, M.I., Noakes, T.D., Rusko, H.K. 2006. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology* 97, 1 – 8.

Niskanen, P. (toim.). 1996. *Fyysinen suorituskyky ja sitä selittävät tekijät*, Kuopion yliopisto [WWW-dokumentti], [viitattu 17.10.2006]. <http://ffp.uku.fi/intro/suoritus.htm>

Noakes T.D., Peltonen, J.E., Rusko H.K. 2001. Evidence that a central governor regulates exercise performance during acute hypoxia and hyperoxia. *The Journal of Experimental Biology* 204, 3225 – 3234.

Purves, D., Augustine, G.J., Fitzpatrick, D., Hall, W.C., LaMantia, A-S., McNamara, J.O., Williams, S.M. 2004. *Neuroscience*. Sinauer Associates Inc., Massachusetts, 376.

Rasch, P.J., Burke, R.K. 1974. *Kinesiology and applied anatomy*. Lea & Febiger, Philadelphia, 43-65.

Sabapathy, S., Schneider, A.D., Comadira, G., Johnston, I., Morris, N.M. 2004. Oxygen uptake kinetics during severe exercise: a comparison between young and older men. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 139, 203 – 213.

Sejersted, O.M, Hallen, J. 1987. Na, K Homeostasis of skeletal muscle during activation. Teoksessa Marconnet, P., Komi, P.V. (toim.). *Muscular function in exercise and training*. Karger, Basel, 1 -3.

Shephard, R.J. 1978. *Human physiological work capacity*. Cambridge University Press, London, 87 -125.

Sherwood, L. 2006. Human physiology. Thomson Brooks/Cole, Belmont, 255 - 275.

Smith, C.G.M., Jones, A.M. 2001. The relationship between critical velocity, maximal lactate steady-state velocity and lactate turnpoint velocity in runners. *Journal of Applied Physiology* 85, 19 – 26.

St Clair Gibson, A., Schabert, E. J., Noakes, T.D. 2001. Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. *American Journal of Physiology* 281 (1), 187 – 196.

Taylor, A.D., Bronks, R., Bryant, A.L. 1997. The relationship between electromyography and work intensity revisited: a brief review with references to lactic acidosis and hyperammonia. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 37 (7), 387 – 398.

Tellis, C.M., Rosen, C., Thekdi, A., Sciote, J.J. 2004. Anatomy and fiber type composition of human interantleroid muscle. *Annals of Otolaryngology & Laryngology*, 113 (2), 96 – 107.

Wasserman, K., Whipp, B.J., Koyl, S.N., Beaver, W.L. 1973. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology* 35(2), 236 - 243.

Viitasalo, J., Luhtanen, P., Rahkila, P., Rusko, H. 1985. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiologica Scandinavica* 124; 287 – 293.