

**MONIKANAVAELEKTRODILLA MITATTU ALUEELLINEN
LIHASAKTIIVISUUS ERI NIVELKULMILLA ISOMETRI-
SESSÄ TAHDONALAISESSA JA SÄHKÖSTIMULAATIOLLA
AIHEUTETUSSA LIHASTYÖSSÄ**

Toni Joutjärvi

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

2014

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaajat:

Taija Juutinen

Harri Piitulainen

TIIVISTELMÄ

Joutjärvi, Toni 2014. Monikanavaelektrodilla mitattu alueellinen lihasaktiivisuus eri nivelkulmilla isometrisessä tahdonalaisessa ja sähköstimulaatiolla aiheutetussa lihastyössä. Biomekaniikan pro gradu -tutkielma. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 68 sivua.

Elektromyografiaa (EMG) on käytetty jo vuosikymmeniä lihasaktiivisuuden tutkimisessa, mutta edelleen siihen liittyy useita epävarmuustekijöitä. Yksi näistä on EMG-signaalin normalisointi eli kuinka elektromyogrammi tulisi normalisoida erilaisissa suorituksissa ja millainen referenssisupistus tulisi valita normalisointiyhtälön viitearvoksi. Normalisointia pidetään edellytyksenä EMG-signaaleja vertailevalle analyysille, jos signaalit ovat rekisteröity eri lihaksista, eri henkilöiltä tai samasta lihaksesta eri ajan-kohtina. Normalisointimenetelmän valinnalla on olennainen vaikutus tutkimuksen kohteena olevan suorituksen tulosten tulkintaan ja validiteettiin.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää nilkan nivelkulman sekä voimatason ja sähköstimulaation vaikutusta lateraalista kaksoiskantalihaksesta monikanavaisella matriisielektrodilla mitattuun alueelliseen lihasaktiivisuuteen tarkastelemalla lihasaktiivisuuden RMS-amplitudin ja sen alueellisen jakauman muutoksia nivelkulmien ja lihasaktiivisuustilanteiden välillä. Käytetyt nivelkulmat olivat 80°, 100° ja 113°, ja voimatasot maksimaalinen (MVIC) ja submaksimaalinen (subMVIC; 20 % maksimista) tahdonalainen isometrinen lihassupistus. Lisäksi mitattiin maksimi-M-aalto passiivisesta lihaksesta (M_{\max}) sekä maksimaalisen (M_{\max} -MVIC) ja submaksimaalisen (M_{\max} -subMVIC; 20 % maksimista) tahdonalaisen isometrisen lihassupistuksen aikainen maksimi-M-aalto. Nivelkulman vaikutus lateraalisen kaksoiskantalihaksen lihasaktiivisuuteen oli vähäistä kaikkien raportoitujen muuttujien osalta. Lihasaktiivisuustilanteen vaikutus alueelliseen lihasaktiivisuuteen erosi pääsääntöisesti tahdonalaisten lihassupistusten (MVIC, subMVIC) ja sähköstimulaatiolla aiheutettujen lihassupistusten (M_{\max}) välillä tausta-aktiivisuudesta (M_{\max} -MVIC, M_{\max} -subMVIC) riippumatta. Tutkimuksessa havaittiin monikanavaisen mittauksen tuovan tiettyjä hyötyjä verrattuna tavanomaiseen pinta-EMG -konfiguraatioon, mutta tulosten

perusteella ei kuitenkaan voida osoittaa, mikä käytetyistä menetelmistä soveltuisi parhaiten matriisielektrodilla rekisteröidyn elektromyogrammin normalisointiin.

Avainsanat: elektromyografia, lihasaktiivisuus, matriisielektrodi, normalisointi

ABSTRACT

Joutjärvi, Toni 2014. The spatial muscle activity in isometric voluntary and electrically elicited muscle contractions with different joint angles measured with high-density surface electromyography. Master's thesis in biomechanics. Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, 68 pages.

Despite electromyography (EMG) being used by scientists for decades, it is still a matter of discussion whether muscle activation can be precisely studied using surface EMG. Normalisation of the EMG signal is one of the uncertainties, i.e. how electromyograms recorded from different tasks should be normalised and what kind of muscle contraction should be used as a reference value for the normalisation equation. Normalisation is a prerequisite for a comparative analysis of EMG signals if electromyograms are to be compared between muscles, between individuals, or between days within a subject and a muscle. The choice of a normalisation procedure affects essentially the validity of the results obtained from a study.

This study aimed to examine the effect of ankle joint angle, force level and electrical stimulation on the spatial muscle activity of the lateral head of the gastrocnemius muscle by comparing RMS amplitude and spatial distribution of the activity measured with a high-density surface EMG configuration between the joint angles and the muscle contraction conditions. The joint angles used in measurements were 80°, 100° and 113° and force levels were maximal (MVIC) and submaximal (subMVIC; 20 % of maximum) voluntary isometric contraction. Maximal M-wave was also measured from passive muscle (M_{\max}) and during maximal (M_{\max} -MVIC) and submaximal (M_{\max} -subMVIC; 20 % of maximum) voluntary isometric contraction. The effect of the joint angle on the muscle activity was insignificant among the most of the reported variables. Significant differences in spatial muscle activity were found between the voluntary muscle contraction conditions (MVIC, subMVIC) and the electrically elicited contractions (M_{\max}) regardless of the background muscle activity (M_{\max} -MVIC, M_{\max} -subMVIC). It was concluded that the multichannel measurement provides certain advantages relative to the conventional bipolar EMG recordings, but based on the results derived the study could

not establish which of the proposed conditions used elicits the most reliable normalisation reference value for high-density surface EMG recordings.

Keywords: high-density surface electromyography, muscle activity, normalisation

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

1	JOHDANTO	7
2	HERMOLIHASJÄRJESTELMÄ	9
2.1	Hermoston rakenne ja toiminta	9
2.1.1	Hermoston rakenne	9
2.1.2	Hermoston motoriset toiminnot	10
2.2	Motorinen yksikkö	11
2.3	Lihaksen rakenne ja toiminta	13
2.3.1	Luustolihasrakenteen rakenne.....	13
2.3.2	Lihassupistus	15
3	ELEKTROMYOGRAFIA	16
3.1	Lihaksen sähköinen aktiivisuus	16
3.1.1	Kalvopotentiaali	16
3.1.2	Aktiopotentiaali.....	17
3.2	EMG:n mittaaminen ja elektrodityypit	18
3.2.1	EMG:n mittaaminen.....	19
3.2.2	EMG-signaaliin vaikuttavat tekijät	20
3.2.3	Neula- ja lankaelektrodit	22
3.2.4	Pintaelektrodit	23
3.2.5	Monikanavainen pintaelektrodi.....	25
3.2.6	EMG:n mittaaminen sähköstimulaatiolla aikaansaadusta lihassupistuksesta	26
3.3	EMG-signaalin käsittely ja analysointi	28
4	ELEKTROMYOGRAMMIN NORMALISOINTI.....	30
4.1	EMG-signaalin normalisointiprosessi ja tavoitteet	30
4.2	Normalisointimenetelmiä.....	31
4.2.1	Yleisimmin käytetyt normalisointimenetelmät	31

4.2.2	Normalisointimenetelmien rajoitteet ja ongelmat.....	33
4.2.3	Normalisointimenetelmän valinta	34
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	36
6	TUTKIMUSMENETELMÄT.....	37
6.1	Koehenkilöt.....	37
6.2	Protokolla	37
6.3	Mittaukset.....	39
6.3.1	EMG.....	39
6.3.2	Voimamittaukset	40
6.3.3	Sähköstimulaatio	41
6.4	Analyysit	41
6.5	Tilastolliset analyysit	42
7	TULOKSET	43
7.1	RMS-amplitudi.....	43
7.1.1	Matriisielektrodin kaikkien kanavien keskiarvoamplitudi.....	43
7.1.2	Matriisielektrodin yksittäisten kanavien RMS-amplitudi	44
7.1.3	RMS-amplitudin muutokset yksittäisillä koehenkilöillä.....	48
7.2	Lihasktiivisuuden painopiste.....	50
7.3	Lihasktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio	51
7.3.1	Lihasktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio nivelkulmien välillä.....	51
7.3.2	Lihasktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio lihasaktiivisuustilanteiden välillä.....	53
8	POHDINTA	54
8.1	Päätulokset	54
8.2	Nivelkulman vaikutus alueelliseen lihasaktiivisuuteen	55
8.3	Lihasktiivisuustilanteen vaikutus alueelliseen lihasaktiivisuuteen	56
8.4	Virhelähteet ja rajoitteet	57
8.5	Johtopäätökset ja jatkotutkimukset	59
9	LÄHTEET	61

1 JOHDANTO

Biologisten signaalien avulla voidaan mitata ja tutkia ihmisen elimistön toimintaa erilaisissa olosuhteissa. Yleisesti käytettyjä biosignaaleja ovat esimerkiksi sydämen sähköistä toimintaa kuvastava elektrokardiografia (EKG) ja aivojen sähköisiä ilmiöitä kuvaava elektroenkefalografia (EEG). Samaan tapaan voidaan tutkia myös hermojärjestelmän aikaansaamaa luustolihasjen aktivoitumista mittaamalla lihassupistuksen aikana syntyviä sähköisiä potentiaaleja. Tätä lihaksen sähköisen aktiivisuuden rekisteröintiä kutsutaan elektromyografiaksi (EMG). Elektromyogrammilla tarkoitetaan lihaksen sähköisestä aktiivisuudesta tehtyä tallennetta.

Hermolihasjärjestelmän motoristen yksiköiden tuottamia sähköisiä signaaleja voidaan rekisteröidä ihon pinnalta lihaksen kohdalle sijoitettavien elektrodien välityksellä eli pinta-EMG:n avulla (Farina ym. 2004a). Viimeisen kymmenen vuoden aikana pinta-EMG -tutkimukset ovat suuntautuneet erityisesti kohti kaksiulotteisia EMG-mittauksia monikanavaisella matriisielektrodilla (Merletti ym. 2009). Pinta-EMG:tä voidaan soveltaa moniin eri käyttötarkoituksiin, mutta siihen liittyy myös useita erilaisia rajoituksia, jotka täytyy huomioida tulosten tieteellisen vertailukelpoisuuden varmistamiseksi (De Luca 1997; Farina ym. 2004a). EMG-signaalin ymmärtämiseksi on tunnettava hermolihasjärjestelmä ja lihasten tapa tuottaa biosähköisiä signaaleja. Tämän lisäksi on tiedettävä ne mekanismit ja ilmiöt, joilla on vaikutusta signaaleihin, kuten myös vastaavasti se, kuinka signaalit kuvastavat tiettyjä mekanismeja ja ilmiöitä. (Moritani ym. 2004.) De Luca (1997) toteaa ”EMG:tä on liian helppo käyttää ja näin ollen liian helppo väärinkäyttää” pitää edelleen hyvin paikkansa.

Elektromyogrammit, jotka on saatu eri lihaksista, eri yksilöiltä tai samalta yksilöltä eri mittauskerroilla, eivät ole keskenään suoraan vertailukelpoisia, koska mittausolosuhteet vaihtelevat mittauskerrasta toiseen. Tätä ongelmaa pyritään usein ratkaisemaan normalisoinnilla, jolloin absoluuttisen tuloksen sijasta tarkastellaan suhteellista tulosta: esimerkiksi tietystä suorituksesta rekisteröityä EMG:tä suhteessa maksimaalisesta tahdonalaisesta lihassupistuksesta (MVC) rekisteröityyn EMG:hen tai suhteessa lihaksesta sähköstimulaation avulla saatuun maksimaaliseen summa-aktiopotentiaaliin (M-aalto).

Tässä työssä normalisointiongelmaa tutkitaan monikanavaista matriisielektrodiä käyttäen. Tutkimuksen tavoitteena on selvittää nivelkulman sekä voimatason ja sähköstimulaation (lihasaktiivisuustilanteiden) vaikutusta matriisielektrodilla mitattuun alueelliseen lihasaktiivisuuteen, ja siten tuottaa uutta tutkimusmetodologista tietoa elektromyografiaan liittyen. Tulosten perusteella voidaan mahdollisesti arvioida, mikä olisi luotettavin referenssiarvo lateraalista kaksoiskantalihaksesta (*m. gastrocnemius lateralis*) rekisteröidyn elektromyogrammin normalisoinnissa. Tutkimuksen tuloksia ei kuitenkaan sovelleta minkään tietyn tehtävän EMG-rekisteröinnin normalisointiin tässä työssä.

2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄ

2.1 Hermoston rakenne ja toiminta

Hermosto on elimistön pääasiallinen tiedonvälitys- ja säätelyjärjestelmä ja siten se kontrolloi myös kaikkia lihasten liikkeitä. Hermosto koostuu varsinaisista hermosoluista eli neuroneista ja niitä tukevista hermotukisoluista eli gliasoluista. (Marieb & Hoehn 2007, 388–391.)

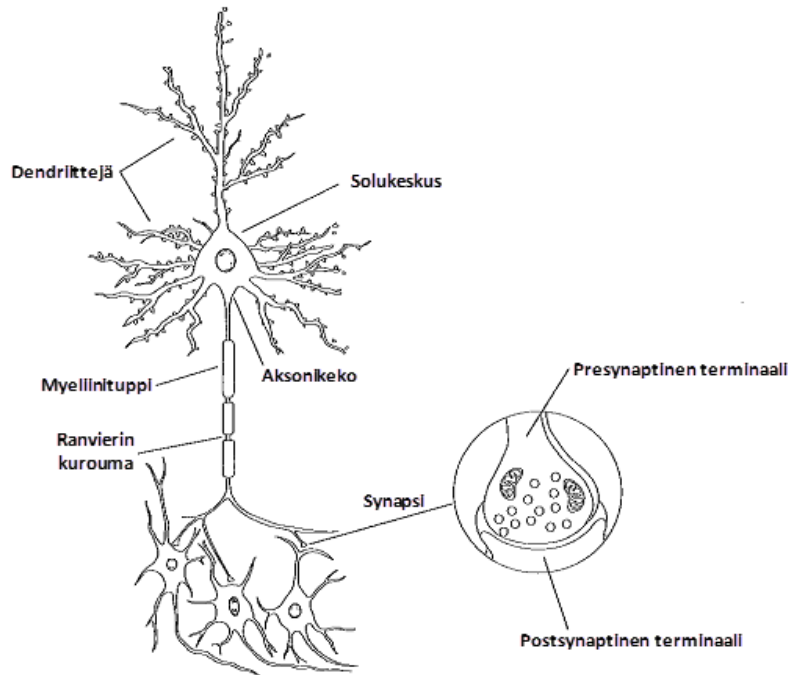
2.1.1 Hermoston rakenne

Anatomisesti hermosto jakautuu keskushermostoon ja ääreishermostoon. Keskushermostoon sisältyvät aivot ja selkäydin, jotka toimivat kehon sisä- ja ulkopuolelta tulevan tiedon vastaanottajana ja muokkaajana sekä motoristen komentojen koordinoijana. Ääreishermosto koostuu pääasiassa aivo- ja selkäydinhermoista, jotka välittävät viestejä keskushermoston ja kehon eri osien välillä. (Marieb & Hoehn 2007, 388–389; Martini & Nath 2009, 387–388.)

Toiminnallisesti ääreishermosto voidaan jakaa sensoriseen (afferentti) ja motoriseen (efferentti) osaan. Motoriset hermot eli liikehermot vievät toimintakäskyjä lihaksille ja rauhasille, kun taas sensoriset hermot tuovat keskushermostolle tietoa kehon aistinreseptoreilta. Lisäksi voidaan tehdä jako somaattiseen ja autonomiseen osaan. Somaattisella hermostolla tarkoitetaan tahdosta riippuvaa hermoston osaa ja sen avulla ihminen voi säädellä poikkijuovaisten lihastensa liikkeitä. Autonominen hermosto puolestaan vaikuttaa sileän lihaksiston ja sydänlihaksen tahdosta riippumattomiin liikkeisiin ja rauhasien aktiivisuuteen. (Marieb & Hoehn 2007, 388–389; Martini & Nath 2009, 387–388.)

Hermostojärjestelmän toiminnan perustana ovat neuronit (kuva 1), jotka ovat erikoistuneet kuljettamaan hermoimpulsseja. Toiminnallisesti neuronit voidaan jakaa aistitoimintoja välittäviin sensorisiin hermosoluihin, lihassoluihin vaikuttaviin liikehermosoluihin eli motoneuroneihin ja kahden muun neuronin välissä sijaitseviin välineuroneihin. Tavalli-

sesti neuronissa on solukeskus eli sooma, useita tuojahaarakkeita eli dendriittejä ja yksi viejähaarakke eli aksoni. Aksoni voi kuitenkin jakautua loppuosastaan useiksi haaroiksi eli telodendroneiksi, jotka muodostavat toisten hermosolujen kanssa liittymiä eli synapseja tai lihassolujen kanssa synapsin kaltaisia hermo-lihasliitoksia. Ääreishermoston pitkiä aksoneita nimitetään hermosyiksi ja niistä muodostuneita hermosykimppuja hermoiksi. (Marieb & Hoehn 2007, 389–393; Martini & Nath 2009, 388–392.)



KUVA 1. Neuron ja synapsi (mukaeltu Enoka 2008, 183).

2.1.2 Hermoston motoriset toiminnot

Kaikkia luustolihasien liikkeitä ohjaavat viime kädessä aivorungon ja selkäytimen efferentit liikehermosolut eli alfamotoneuronit. Niiden soomat sijaitsevat joko selkäytimen etupylväässä tai aivorungossa ja aksonit ulottuvat niiden hermottamiin lihassoluihin saakka. Yksittäinen alfamotoneuron hermottaa aksoninsa ja sen haarojen välityksellä yhden lihaksen useita eri lihassoluja jokaisen haaran liittyessä hermo-lihasliitoksen välityksellä kukin yhteen lihassoluun. (Enoka 2008, 215–217; Moritani ym. 2004.) Hermoimpulssi kulkee aksonissa sähköisenä signaalina leviten kaikkiin hermosyyn päätehaaroihin. Tätä nopeasti solukalvoa pitkin etenevää jännitteen muutosta nimitetään aktiopotentiaaliksi. Liikehermosolusta aktiopotentiaali siirtyy kemiallisen välittäjäaineen, asetylikoliinin (ACh), avulla hermo-lihasliitoksen kautta kaikkiin hermottamiinsa li-

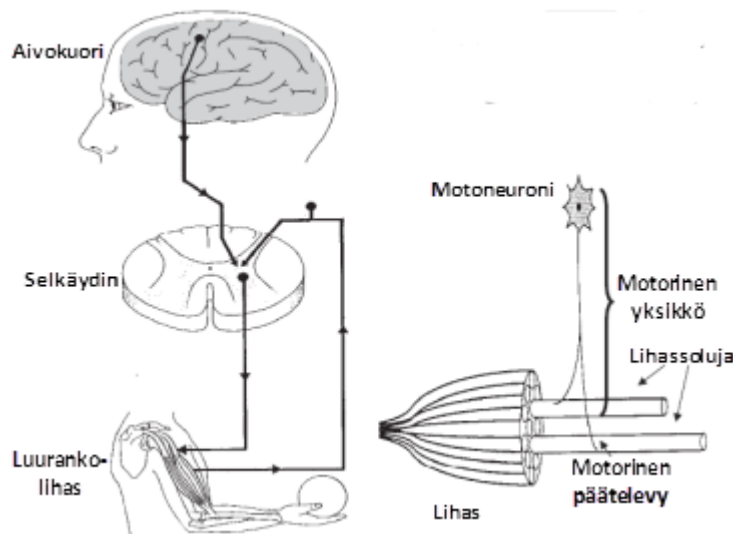
hassoluihin aiheuttaen eri vaiheiden jälkeen niiden supistumisen. (Enoka 2008, 181–191.)

Motoneuroneihin vaikuttavat useat eri säätelyjärjestelmät ja ne saavat sekä eksitoivia että inhiboivia impulsseja dendriittiensä välityksellä joko suoraan tai välillisesti lähes kaikkialta aivokuoresta, aivorungon eri osista, pikkuaivoista sekä sisäkorvan, ihon, lihasten, jänteiden ja nivelten reseptoreista. Aktiopotentiaalinen muodostuminen neuronissa riippuu sen synapseihin saapuvien impulssien nettovaikutuksesta. (Enoka 2008, 192–193; Nienstedt ym. 2004, 544–559.) Lihashajasteet eli refleksit ovat tahdosta riippumattomia nopeita ja lyhytkestoisia lihastoiminnan vasteita, joita tietyt ärsykkeet aiheuttavat. Refleksissä informaatio kulkee afferenttia hermosyötä pitkin selkäyttimeen ja sieltä vähimmillään yhden synapsin välityksellä efferenttiä hermosyötä lihakseen. Automaattiset vasteet ovat refleksejä kompleksisempia ja ne perustuvat joko sensorisiin hermoimpulsseihin tai oletettuihin tarpeisiin. Näitä ovat esimerkiksi asennon ylläpitoon tai liikkumiseen liittyvä automaattinen lihasaktiivisuus kuten raajojen myötäliikkeet. Tahdonalaisissa liikkeissä supistuskäskyt ovat puolestaan lähtöisin aivokuoresta ja ne perustuvat havaittuihin tarpeisiin. (Enoka 2008, 249–299; Nienstedt ym. 2004, 544–559.)

2.2 Motorinen yksikkö

Alfamotoneuroni ja kaikki sen hermottamat lihassolut toimivat yhdessä muodostaen motorisen yksikön (kuva 2), joka on hermolihasjärjestelmän pienin toiminnallinen kokonaisuus (Enoka 2008, 215; Moritani ym. 2004). Yksittäisen alfamotoneuronin hermottamien lihassolujen määrä voi vaihdella lateral rectus -lihaksen (yksi silmää liikuttavista lihaksista) noin viidestä lihassolusta aina mediaalisen kaksoiskantalihaksen (m. gastrocnemius medialis) noin 2 000 lihassoluun saakka. Lihassolujen määrä on merkittävin tekijä motoristen yksiköiden erilaiseen voimantuottoon. (Enoka & Fuglevand 2001.) Useimmat luurankolihakset koostuvat muutamasta sadasta motorisesta yksiköstä, mutta yksiköiden määrä vaihtelee lihaksen koon mukaisesti kymmenistä yli tuhanteen. Yhden motorisen yksikön lihassolujen ominaisuudet ovat lähes identtisiä, mutta eri yksiköiden välillä fysiologiset ominaisuudet, kuten supistumisnopeus, voimantuottokyky

ja väsymisen vastustuskyky, vaihtelevat ja motorisia yksiköitä tai lihassoluja voidaan luokitella kyseisten ominaisuuksien perusteella. Luokan I lihassolut ovat hitaasti supistuvia ja hyvin väsymystä vastustavia, luokan IIa solut nopeasti supistuvia ja väsymystä sietäviä ja luokan IIb solut nopeita ja väsyviä. Myös motoristen yksiköiden aineenvaihdunnallisissa ja sähköisissä ominaisuuksissa sekä aksonin koossa on eroja. Erityyppisten motoristen yksiköiden prosentuaalinen osuus ihmisen luurankolihasissa vaihtelee suuresti eri lihasten ja yksilöiden välillä. (Enoka 2008, 215–223; Moritani ym. 2004.)



KUVA 2. Motorisen kontrollin rakenteet sekä motorinen yksikkö ja sen komponentit (mukaeltu Moritani ym. 2004).

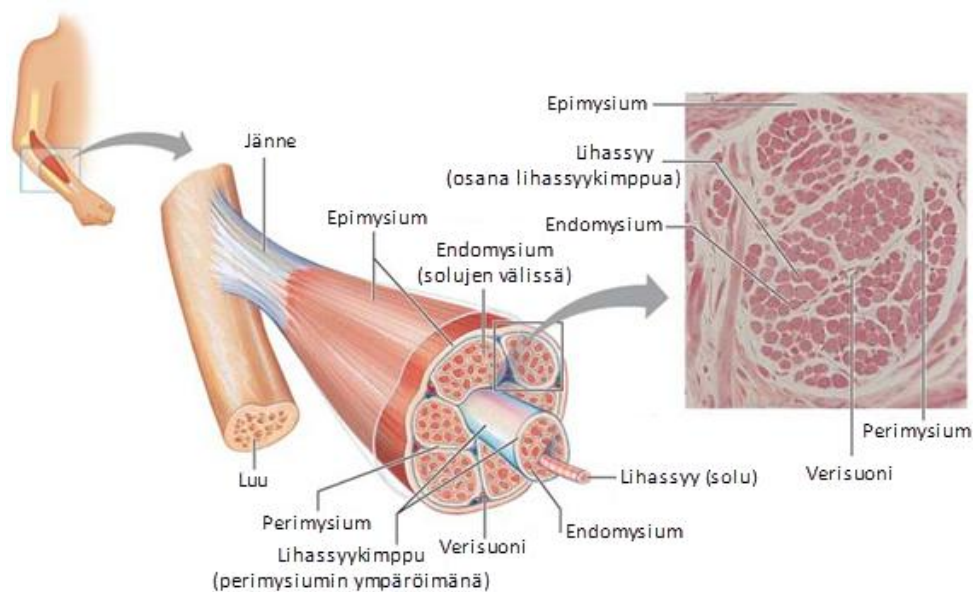
Lihaksen voimantuoton lisäys tapahtuu joko lisäämällä aktiivisten motoristen yksiköiden määrää eli rekrytoimalla uusia yksiköitä tai lisäämällä alfamotoneuronien aktiopotentiaalien taajuutta eli käytössä olevien yksiköiden syttymistiheyttä (Enoka 2008, 223–228; Moritani ym. 2004). Rekrytoinnin ja syttymistiheyden välinen suhde vaihtelee lihaksittain ja esimerkiksi joillakin käden lihaksilla rekrytoinnin yläraja, jonka jälkeen ainoastaan syttymistiheys kasvaa, saavutetaan noin 50 prosentin tasolla maksimaaliseen tahdonalaiseen supistukseen vaadittavasta voimasta (Enoka & Fuglevand 2001). Motoriset yksiköt rekrytoidaan pääsääntöisesti suhteellisen muuttumattomassa järjestyksessä alfamotoneuronin koon mukaisesti pienimmästä suurimpaan (Henneman ym. 1965; Moritani ym. 2004).

2.3 Lihaksen rakenne ja toiminta

Lihaskudos voidaan jakaa rakenteensa ja toimintansa perusteella kolmeen luokkaan: sydänlihaskudokseen, muun muassa sisäelimissä ja verisuonten seinämissä esiintyvään siileään lihaskudokseen ja luustolihasten poikkijuovaiseen lihaskudokseen. Kaikille lihaskudostyypeille on ominaista supistumiskyky, mutta vain luustolihakset ovat tahdonalaisesti ohjattavissa. (Martini & Nath 2009, 294.)

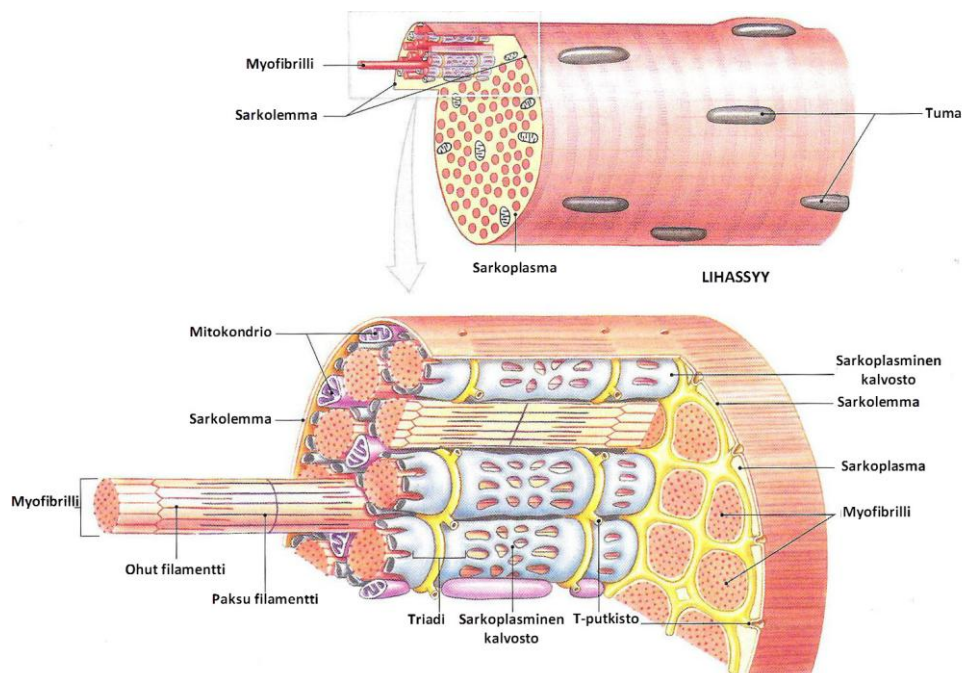
2.3.1 Luustolihaksen rakenne

Luustolihakset (kuva 3) koostuvat pääosin poikkijuovaisesta lihaskudoksesta, mutta ne sisältävät myös sidekudosta, hermoja ja verisuonistoa. Lihassolut eli lihassyyt ovat muodoltaan pitkänomaisia ja ne lomittuvat toisiinsa kolmen sidekudoskalvon välityksellä. Jokaista lihassyötä ympäröi endomysium ja useista lihassyistä muodostuneita lihassykimppuja perimysium. Uloimpana koko lihasta ympäröivä sidekudoskalvo on epimysium. Lihaksen molemmissa päissä näiden kalvojen kollageenisyyt muodostavat jänneitä, joiden avulla lihas kiinnittyy luuihin. Muutamia poikkeuksia lukuun ottamatta luustolihakset ovat kiinnittyneinä luuihin nivelen eri puolelta ja siten mahdollistavat kehon tai sen osien liikkeitä kuten myös asennon ylläpidon. (Enoka 2008, 205–207; Marieb & Hoehn 2007, 281–284.)



KUVA 3. Luustolihaksen rakenne (mukaeltu Marieb & Hoehn 2007, 282).

Lihassyyn (kuva 4) solulimaa eli sarkoplasmaa ympäröi sarkolemmaksi nimitetty lihas-solukalvo, jota pitkin hermojärjestelmän alulle panema aktiopotentiaali leviää lihassolussa. Sarkoplasman sisällä on myös kalvojärjestelmä, joka on toiminnallisesti yhteydessä sarkolemmaan ja mahdollistaa aktiopotentiaalin nopean leviämisen lihassyyn sisään kohti supistuvia komponentteja. Tämä järjestelmä koostuu poikittaisista T-putkistoista sekä pitkittäisestä sarkoplasmaisesta kalvostosta. Sähköinen aktiopotentiaali ei kuitenkaan suoraan johda lihassyyn supistumiseen, vaan sarkoplasmaisen kalvoston tehtävänä on vapauttaa kalsiumioneja, jotka mahdollistavat lihassupistuksen. (Enoka 2008, 205–207; Marieb & Hoehn 2007, 284–287.)



KUVA 4. Lihassy (Martini & Nath 2009, 297).

Lihassyiden pituus vaihtelee 1–400 millimetrin ja halkaisija 10–60 mikrometrin välillä. Jokainen lihassy sisältää rinnakkain useita pituussuuntaisia lihassäikeitä eli myofibrillejä, jotka koostuvat lukuisista ohuista ja paksuista myofilamenteista. Paksut myosiinifilamentit ja ohuet enimmäkseen aktiinista koostuvat filamentit ovat myofibrillissä säännöllisessä järjestyksessä ja muodostavat sarkomeereiksi kutsuttuja toiminnallisia perusyksiköitä. Paksun filamentin jokaisesta myosiinimolekyylistä ulkonee kaksi pallomaista päätä, jotka voivat muodostaa poikittaisiltoja ohuen filamentin kanssa. Sarkomeerien ohuiden filamenttien liukuminen paksujen filamenttien ohitse myosiinipäiden vetämänä saa lopulta aikaan lihassolun supistumisen. Ohuet filamentit sisältävät myös aktiini- ja

myosiiniproteiinien keskinäistä vaikutusta säänteleviä tropomyosiini- ja troponiiniproteiineja. (Enoka 2008, 207–209; Marieb & Hoehn 2007, 284–287.)

2.3.2 Lihassupistus

Lihassolun supistuminen saa alkunsa hermo-lihasliitokseen saapuvasta stimuluksesta. Hermo-lihasliitoksen välittäjäaineen (ACh) kiinnittyminen sarkolemman ACh-reseptoreihin aiheuttaa muutoksia solukalvon läpäisevyydessä, jolloin Na^+ -ionien sisäänvirtaus saa aikaan motorisessa päätelevyssä depolarisaation eli solukalvolle ominaisen lepopotentiaalieron häviämisen lyhyeksi hetkeksi. Sähköiset muutokset synnyttävät aktiopotentiaalin, joka etenee sarkolemmaa pitkin kohti lihassyyn molempia päätyjä sekä T-putkistoja. Tämä johtaa kalsium-ionien (Ca^{2+}) vapautumiseen sarkoplasmisesta kalvostosta ja edelleen Ca^{2+} -ionien sitoutumisen troponiiniin. Troponiinin muodonmuutoksen johdosta tropomyosiinin estovaikutus poistuu ja aktiinin aktiiviset kohdat paljastuvat. Tällöin myosiinin ja aktiinin välinen vuorovaikutus mahdollistuu, niiden väliset poikittaissillat aktivoituvat ja filamentit voivat liikkua toisiinsa nähden. Käskytyksen loppuessa myös kalsiumionien vapautuminen loppuu ja kemiallisesta energiasta (adenoosiini-trifosfaatti, ATP) riippuvainen kalsiumpumppu (Ca^{2+} ATPase) siirtää Ca^{2+} -ioneja takaisin sarkoplasmiseen kalvostoon. Samalla solunsisäisen Ca^{2+} -pitoisuuden laskiessa tropomyosiinin estovaikutus palautuu ja myosiinin ja aktiinin välinen vuorovaikutus estyy. (Enoka 2008, 210–213; Marieb & Hoehn 2007, 287–295.)

3 ELEKTROMYOGRAFIA

3.1 Lihaksen sähköinen aktiivisuus

Lihassolukalvolla (sarkolemma) on merkittävä tehtävä lihaksen supistumisessa, sillä se välittää supistumiskäskyn koko lihassoluun ja voimaa tuottaville proteiinirakenteille. Käskyn eteneminen perustuu sarkolemman kahteen ominaisuuteen: solukalvon sisä- ja ulkopuolen välillä lepotilassa vallitsevaan kalvojännitteeseen (lepopotentiaali) ja kykyyn tuottaa hermo-lihasliitoksesta sarkolemmaa pitkin kohti jännettä aktiivisesti eteneviä lyhytaikaisia kalvojännitteen muutoksia (aktiopotentiaali). Kumpikin ominaisuus pohjautuu ionien eli sähköisesti varautuneiden atomien liikkeeseen sarkolemman läpi. (Enoka 2008, 178.) EMG-signaali kuvaa näitä lihassoluissa tapahtuvia sähköisen aktiivisuuden muutoksia.

3.1.1 Lepopotentiaali

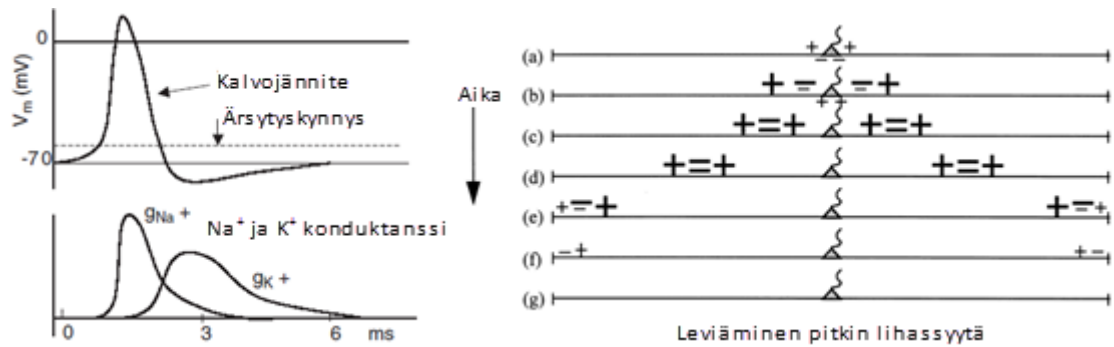
Sarkolemman perusrakenne koostuu kahdesta vastakkaisesta pohjimmiltaan läpäisemättömästä fosfolipidikerroksesta. Lisäksi se sisältää solun toimintoihin osallistuvia kalvoproteiineja, joilla on kyky kontrolloida ionien virtausta kalvon puolelta toiselta. Proteiinit muodostavat esimerkiksi solukalvon läpi ulottuvia passiivisia ionikanavia tai toimivat aktiivisesti pumppuina siirtäen ioneja solusta sisään ja ulos. Ionikanavat avautuvat ja sulkeutuvat tietyistä sähköisistä ja kemiallisista ärsykkeistä ja päästävät tiettyjä ioneja nopeasti lävitseen. Ionikanavat ja -pumput mahdollistavat ionien siirtymisen kalvon puolelta toiselta ja siten kalvojännitteen syntymisen sekä depolarisaation eli lepopotentiaalin hetkellisen häviämisen. (Green 2004.)

Lihassolukalvon lepopotentiaali eli solun solukalvossa esiintyvä jännite, jossa kalvon sisäpuoli on lepotilassa negatiivisesti varautunut ulkopintaan verrattuna, vaihtelee yleensä -60–80 mV:n välillä. Kalvopotentiaali määräytyy solunsisäisten ja -ulkoisten elektrolyyttipitoisuuksien perusteella, ja siihen vaikuttavat pääasiassa Na^+ , K^+ ja Cl^- ionien konsentraatioerot solukalvon eri puolilla ja niiden läpäisevyys solukalvon suhteen. Lepotilassa Na^+ ja Cl^- -pitoisuudet ovat pieniä solun sisäpuolella ja suuria ulkopuo-

lella, kun taas K^+ -pitoisuuden osalta tilanne on päinvastainen. Natrium-kaliumpumppu (Na^+K^+ -ATPase) ylläpitää Na^+ ja K^+ -ionien pitoisuuseroja solukalvon eri puolilla ja siten saa aikaan kalvojännitteen muodostumisen, mutta tarvitsee energiaa (ATP:tä) toimakseen. (Green 2004.)

3.1.2 Aktiopotentiaali

Jotta lihassolu voi tuottaa voimaa, täytyy sarkolemman pystyä toistuvasti reagoimaan hermoimpulssiin depolarisoitumalla ja edelleen depolarisaatioaaltoa eli aktiopotentiaalia levittämällä. Impulssin siirtyminen hermo-lihasliitoksen läpi ACh:n välityksellä laukaisee motorisessa päätelevyssä depolarisaation, joka leviää nopeasti pitkin sarkolemmaa. Sarkolemman depolarisaation saa aikaan Na^+ -ionien sisäänvirtaus jänniteohjattujen ionikanavien avautuessa muutaman millisekunnin ajaksi (kuva 5). Tätä seuraa K^+ -kanavien avautuminen ja K^+ -ionien ulosvirtaus, jolloin solukalvon sisäosan positiivinen varaus palautuu takaisin negatiiviseksi eli tapahtuu repolarisaatio ja lepotentiaali tulee näin palautetuksi. Joidenkin Na^+ -kanavien avautuminen aiheuttaa myös viereisten Na^+ -kanavien avautumisen, ja sarkolemmaa sekä T-putkistoa pitkin leviävä aktiopotentiaali on siis seurausta näiden kalvojännitteen muutoksiin reagoivien solukalvon läpi kulkevien ionikanavien avautumisesta. (Green 2004.) Aktiopotentiaalın aallonmuoto, amplitudi ja kesto määräytyvät sarkolemman ionikanavien toiminnan mukaisesti (Moritani ym. 2004). Andreassen ja Arendt-Nielsen (1987) mittasivat lihassolun aktiopotentiaalın johdumisnopeuden olevan keskimäärin 3,7 m/s. Wallinga-De Jonge ym. (1985) vertasivat tyyppin II nopeiden ja tyyppin I hitaiden lihassolujen aktiopotentiaalien ominaisuuksia ja raportoivat nopeiden solujen aktiopotentiaalien amplitudin olevan suurempi sekä depolarisaatio- ja repolarisaatiovaiheiden tapahtuvan nopeammin ja repolarisaatiovaiheen muodon vaihtelevan enemmän. Vaikka kalvopotentiaali palautuu lepotasolle aktiopotentiaalın jälkeen, Na^+ ja K^+ -ionit täytyy kuljettaa takaisin solukalvon läpi, sillä ionien kasautuminen aiheuttaa ärsyntyvyyden heikkenemistä. Tämä kuljetus tapahtuu natrium-kaliumpumppujen avulla, ja se mahdollistaa aikaisempien pitoisuuserojen palautumisen sekä toistuvat aktiopotentiaalit lihassolussa. (Clausen ym. 1998.)



KUVA 5. Kalvopotentiaalin muutos sekä natrium- ja kalsiumionien konduktanssi aktiopotentiaalin aikana (mukaeltu Moritani ym. 2004) sekä kaavio aktiopotentiaalin elinkaaresta (synty motorisessa päätelevyssä (a, b), leviäminen pitkin lihassyötä (c, d) ja häviäminen lihassänneliitoksessa (e, f, g)) (mukaeltu Roeleveld ym. 1997).

3.2 EMG:n mittaaminen ja elektrodityypit

EMG:n historia ulottuu vuoteen 1849, jolloin Dubois-Raymond havaitsi mahdollisuuden mitata lihaksen sähköistä aktiivisuutta tahdonalaisesta lihassupistuksesta. Ensimmäisen lihaksen sähköisen aktiivisuuden rekisteröinnin toteutti Marey vuonna 1890, ja hän myös esitteli termin elektromyografia. 1900- ja 2000-luvuilla niin mittauselektronikka kuin myös tallennettujen signaalien ominaisuuksiin liittyvä tietämys on kehittynyt jatkuvasti. (Reaz ym. 2006.)

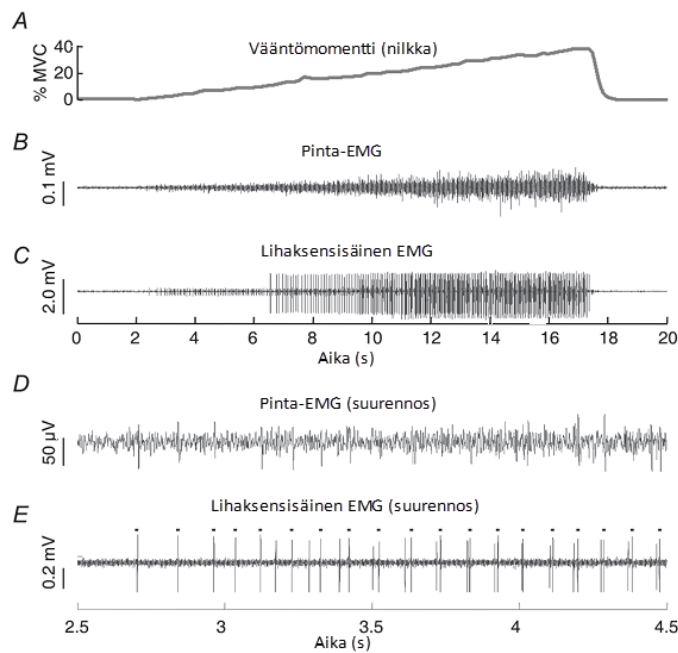
Elektromyografiaa on käytetty muun muassa hermolihäsjärjestelmän adaptaation tutkimisessa, kliinisessä neurofysiologiassa hermolihäsjärjestelmän häiriöiden diagnosoinnissa, kuntoutuksen apuvälineenä sekä esimerkiksi ergonomiaan liittyvissä tutkimuksissa ja sovelluksissa (Drost ym. 2006; Enoka 2008, 197; Merletti & Parker 2004; Reaz ym. 2006). Biomekaniikassa EMG:tä on hyödynnetty pääasiassa kolmella eri tavalla: lihasaktiivisuuden alkamisajankohtaa tutkittaessa, lihasväsymyksen indikaattorina sekä EMG-signaalin ja lihaksen tuottaman voiman väliseen yhteyteen liittyen. Lihasaktiivisuuden alkamis- ja päättymishetken perusteella voidaan määrittää esimerkiksi tietyn tehtävän (kuten askelluksen) tapahtumaketju useamman lihaksen osallistuessa suoritukseen. Vastaavasti EMG-signaalin ja lihaksen tuottaman voiman välisen yhteyden avulla voidaan saada informaatiota yksittäisen lihaksen osuudesta voimamuutoksiin. (De Luca 1997.)

3.2.1 EMG:n mittaaminen

Sarkolemman sähköisten potentiaalientien vaihteluita voidaan mitata joko solunsisäisen ja -ulkoisen potentiaalierotuksena (kuva 5) tai kokonaan solun ulkopuolelle sijoitettujen elektrodien potentiaalierona (Enoka 2008, 197–201). EMG:n mittaustekniikat perustuvat näistä jälkimmäiseen eli paikallisten sähköfysiologisten prosessien aiheuttaman sähkövirran johtumiseen tietylle etäisyydelle, esimerkiksi iholle, sen aktiivisesta lähteestä eli lihassolusta (Roeleveld & Stegeman 2002). EMG-elektrodi toimii lihaksen sähköisen aktiivisuuden sensorina ja sen tehtävänä on muuntaa kudoksen ionivirta elektrodin metallijohtimien elektronivirraksi (Merletti ym. 2009). EMG:n rekisteröinnissä voidaan käyttää joko lihaksensisäisiä neula- ja lankaelektrodeja tai ihon pinnalle lihaksen kohdalle kiinnitettäviä pintaelektrodeja. Jälkimmäisen tekniikan käyttö rajoittuu pinnallisiin lihaksiin ja sitä kutsutaan pintaelektromyografiaksi. (Farina ym. 2004c.) EMG:n mittaaminen on painottunut käytännöllisempiin pintaelektrodeihin, ja invasiivisia neula- ja lankaelektrodeja elektrodina on käytetty pääasiassa kauempana ihosta sijaitseviin lihaksiin tai yksittäisten motoristen yksiköiden ominaisuuksien tutkimiseen (Reaz ym. 2006). Viimeisen kymmenen vuoden aikana pinta-EMG -tutkimukset ovat suuntautuneet erityisesti kohti kaksiulotteisia EMG-mittauksia monikanavaisilla matriisielektrodeilla (Merletti ym. 2009).

Elektromyogrammi esittää summaatiota kaikkien aktiivisten motoristen yksiköiden kaikkien lihassolujen aktiopotentiaaleista, jotka johtuvat EMG-elektrodien havainnointialueen lomitse (Reaz ym. 2006). Neula- ja lankaelektrodeilla EMG:n rekisteröinti on mahdollista hyvin lähellä signaalilähdettä, kun taas pintaelektrodeilla signaalin rekisteröinti tapahtuu huomattavasti kauempana sen lähteestä. (Roeleveld & Stegeman 2002.) Pinta-EMG:tä käytettäessä tavoitteena on useimmiten havainnoida mahdollisimman monen motorisen yksikön yhteisaktiivisuutta. Pinta-EMG ilmaisee useiden motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien summautumista elektrodien suuremmasta pinta-alasta johtuen. Tällä tavalla saadaan yleisluonteisempi kuva koko lihaksen aktiivisuudesta kuin lihaksensisäisillä elektrodeilla. Neula- ja lankaelektrodeilla voidaan puolestaan tutkia helpommin pienempiä alueita, kuten yksittäisiä motorisia yksiköitä ja niiden aktiivisuutta. (Garcia & Vieira 2011; Merletti ym. 2009.) Kuvassa 6 on esitetty sekä lihaksensisäinen (6c, 6e) että pintaelektromyogrammi (6b, 6d) rekisteröitynä mediaalisesta kaksois-

kantalihaksesta nilkan plantaarifleksiossa isometrisen lihassupistuksen aikana, kun vääntömomenttia (6a) on nostettu välillä 0–40 % maksimaalisesta tahdonalaisesta lihassupistuksesta (MVC). Lihaksensisäisen elektromyogrammin piikit vastaavat yksittäisten motoristen yksiköiden aktiopotentiaaleja, kun taas pintaelektromyogrammissa nämä eivät ole selvästi havaittavissa. (Garcia & Vieira 2011.)



KUVA 6. Vääntömomentti (a) nilkan isometrisessä plantaarifleksiossa sekä rekisteröity pintaelektromyogrammi (b), lihaksensisäisen elektromyogrammi (c) ja suurennos näistä (d, e) (muokattu Garcia & Vieira 2011).

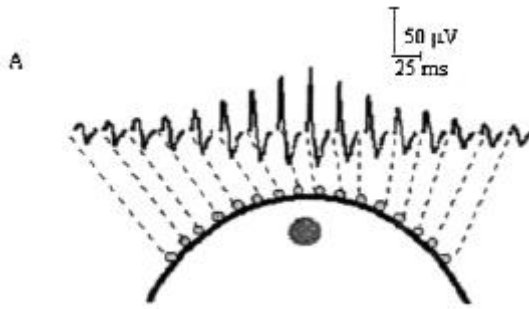
3.2.2 EMG-signaalin vaikuttavat tekijät

EMG-signaalin taajuus- ja amplitudisisältöön vaikuttavat useat erilaiset fysiologiset, anatomiset, fyysiset, geometriset ja mittauslaitteistoon liittyvät tekijät. Fysiologiset tekijät liittyvät lihassolukalvon ja motoristen yksiköiden ominaisuuksiin (esim. johtumisnopeus sekä motoristen yksiköiden rekrytointi ja syttymistiheys) aiemmissa kappaleissa kerrotun mukaisesti. (Farina ym 2002; Farina ym. 2004a.) Koska EMG-signaali muodostuu motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien summasta, eri motoristen yksiköiden syttymisen eriaikaisuudella on haittavaikutus erityisesti pinta-EMG -mittauksiin. Yhden aktiopotentiaalin positiivisen vaiheen tapahtuminen samanaikaisesti toisen aktiopotentiaalin negatiivisen vaiheen kanssa johtaa summasignaalin kumoutumiseen. Motoristen

yksiköiden eriaikaiset aktiopotentiaalit pienentävät siten signaalin amplitudia, mikä aiheuttaa hermostollisen ohjauksen ja lihasaktiivisuuden määrän aliarviointia. (Yao ym. 2000.) Keenanin ym. (2005) simulaatiotulosten perusteella jopa 62 % EMG-signaalin amplitudista voi hävitä kumoutumisen seurauksena.

Anatomisia tekijöitä ovat muun muassa iho- ja ihonalaiskudosten paksuus, motoristen yksiköiden rakenne ja jakauma, lihassyiden määrä motorisessa yksikössä, lihassyiden pituus sekä hermotusvyöhykkeiden ja jänneliitosten sijainti. Geometriset tekijät liittyvät lihaksen supistumiseen ja siitä aiheutuvaan elektrodien sijainnin muutokseen suhteessa lihakseen. (Merletti ym. 2001; Farina ym. 2004a.) Supistumisen aikaiset lihaksen geometrian kolmiulotteiset muutokset voivat olla merkittäviä ja väistämättä vaikuttavat elektrodin ja lihassyiden sekä hermotusvyöhykkeiden sijaintiin toisiinsa nähden. Piitulainen ym. (2009) mukaan kaksipäisen olkalihaksen (m. biceps brachii) hermotusvyöhykkeen sijainnin muutos suhteessa elektrodiin oli keskimäärin 6 mm ja enimmillään jopa 24 mm voimatasen muuttuessa. Martin ja MacIsaac (2006) puolestaan raportoivat kaksipäisen olkalihaksen hermotusvyöhykkeen siirtyvän 5–30 mm suhteessa elektrodeihin käden ojennuksen yhteydessä kyynärnivelen nivelkulman muuttuessa voimatasosta riippumatta. Pinta-EMG:tä käytettäessä on siten tärkeää huomioida hermotusvyöhykkeen sijainti ja sen vaikutus rekisteröityyn amplitudiin (ks. myös kappale 3.2.4).

Fyysisiä tekijöitä ovat kudosten sähkönjohtokyky ja siihen yhteydessä oleva ylikuuluminen eli muista kuin tutkittavasta lihaksesta lähtöisin olevat mittauselektrodiin johtuneet signaalit. (Merletti ym. 2001; Farina ym. 2004a.) Signaalilähteen ja elektrodien väliin jäävällä kudoksella on merkittävä vaikutus havaittuihin signaaleihin erityisesti pinta-elektrodeilla tehdyissä mittauksissa. Kudosten sähkönjohtokyky toisaalta mahdollistaa EMG:n mittaamisen etäällä sen lähteestä, mutta se myös vaikuttaa signaalien aallonmuotoon ja amplitudiin sekä suodattaa korkeita taajuuksia. (Roeleveld & Stegeman 2002.) Motorisen yksikön ja elektrodin välisen etäisyyden kasvu pienentää EMG:n amplitudia (kuva 7) ja lisäksi myös kudoksen tyypillä on vaikutus amplitudiin. (Roeleveld ym. 1997.)



KUVA 7. Motorisen yksikön ja mittauselektrodin välisen etäisyyden vaikutus signaalin amplitudiin (mukaeltu Roeleveld & Stegeman 2002).

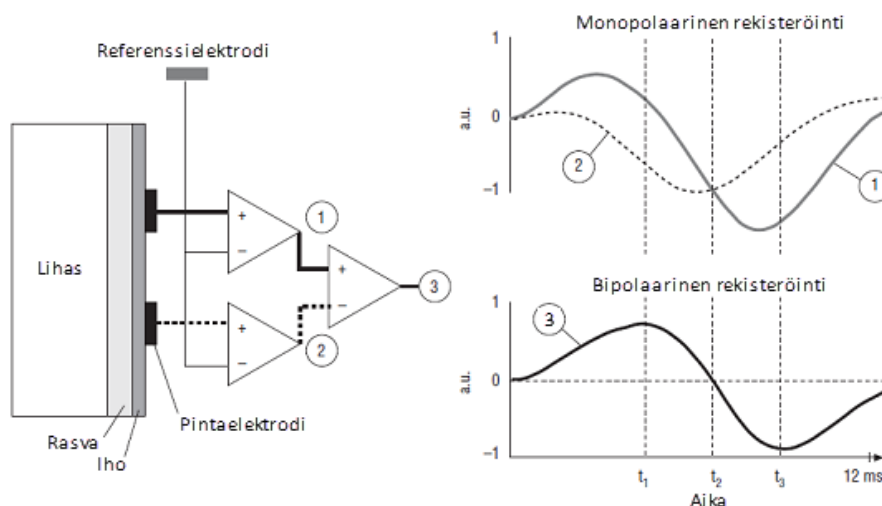
EMG-rekisteröintiin vaikuttaa myös ulkoisia tekijöitä, jotka liittyvät pääasiassa mittauslaitteistoon kuten elektrodien ja ihon välinen kontakti (impedanssi, kohina), elektrodien tyyppi, koko ja muoto, elektrodien välinen etäisyys sekä niiden sijainti suhteessa lihakseen ja lihassyiden suuntaan (Farina ym. 2004a). Näitä tekijöitä käsitellään seuraavissa kappaleissa eri elektrodityyppien osalta erikseen.

3.2.3 Neula- ja lankaelektrodit

EMG-signaaleja voidaan rekisteröidä lihaksensisäisesti lihakseen sijoitettujen neula- tai lankaelektrodien avulla. Neulaelektrodin halkaisija on tyypillisesti 0,3–0,5 millimetriä, mikä on suurempi kuin lihassolujen koko. Elektrodin kiinnittäminen aiheuttaa yleensä epämukavuutta tai kipua (Strommen & Daube 2001) ja myös vahingoittaa joitakin lihassoluja. Lankaelektrodin halkaisija on pienempi, mutta myös se asetetaan paikalleen neulan avulla. Neulan poiston jälkeen sitä on kuitenkin vaikea edes tunkea ja siten myös lihaksen voimakas supistaminen on mahdollista. Elektrodin tyypistä ja sen sijainnista riippuen havaittujen aktiopotentiaalien lähteenä olevien lihassolujen määrä voi vaihdella yhdestä kymmeneen. Rekisteröity aktiopotentiaali ei silti edusta motorisen yksikön kaikkia lihasoluja. Toistomittauksissa hankaluutena on elektrodien uudelleensijoittaminen siten että rekisteröinti tapahtuisi samoista motorisista yksiköistä. (Merletti & Farina 2009.)

3.2.4 Pintaelektrodit

Pinta-EMG:tä mitataan yleensä joko mono- tai bipolaarisella konfiguraatiolla. Monopolaarisessa konfiguraatiossa sijoitetaan yksi elektrodi ihon pinnalle aktiivisen lihaksen päälle ja vertailuelektrodi etäälle aktiivisesta kudoksesta. Sarkolemmaa pitkin etenevät yksittäiseen motoriseen yksiköön kuuluvien lihassolujen aktiopotentialit voidaan tällöin havaita kolmivaiheisena ja pääosin negatiivisena aaltona (kuva 8, signaalit 1 & 2). (Roeleveld & Stegeman 2002.) Tavanomaisesti pinta-EMG:tä on mitattu bipolaarisella konfiguraatiolla eli vertailuelektrodin ja aktiivisen lihaksen päälle kiinnitettyjen kahden elektrodin avulla rekisteröityjen monopolaaristen signaalien välisenä erotuksena (differentiaalisesti) (kuva 8, signaali 3). Elektrodit sijoitetaan tyypillisesti lihaksen hermotusvyöhykkeen eli alueen, jolla hermo-lihasliitokset sijaitsevat, ja distaalisen jänteen välisen alueen puoliväliin lihassyiden suuntaisesti. (Hermens ym. 2000; Karlsson ym. 2009.) Elektrodien kiinnitys hermotusvyöhykkeen eri puolille johtaisi kahden samanlaisen monopolaarisen signaalin rekisteröintiin, mistä seuraisi bipolaarisen signaalin kumoutuminen (Garcia & Vieira 2011). Yksi askel eteenpäin kompleksisuudessa johtaa kolmen elektrodin käyttöön ja kaksoisdifferentiaalisignaaliin (van Vugt & van Dijk 2001).



KUVA 8. Pinta-EMG:n mittaaminen mono- ja bipolaarisella järjestelmällä (mukaeltu Garcia & Vieira 2011).

Pintaelektrodin ominaisuudet, esimerkiksi fyysiset mitat, muoto, tekniikka ja rakenne- materiaalit, voivat merkittävästi vaikuttaa rekisteröityyn signaaliin (Hermens ym. 2000). Elektrodien halkaisija on tyypillisesti 10 mm ja elektrodien välinen etäisyys 20 mm.

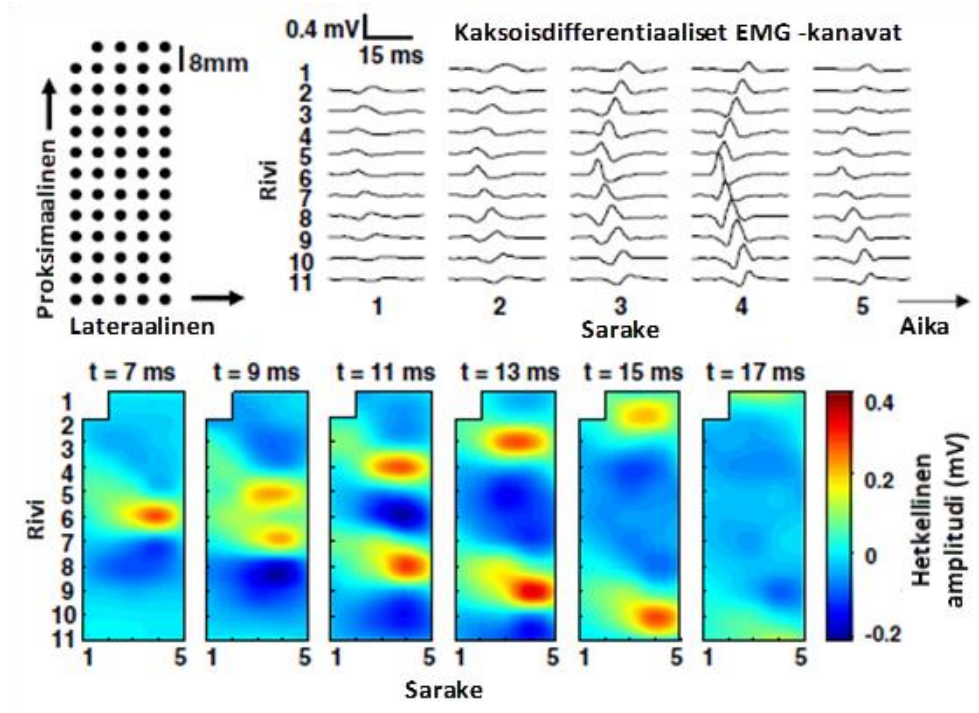
Pintaelektrodit voidaan jakaa valmistustekniikan ja -materiaalien perusteella polarisoi-
tuviin ja polarisoitumattomiin elektrodeihin sekä kuivaelektrodeihin ja märkäelektro-
deihin. Märkäelektrodit sisältävät sähköä johtavaa geeliä ihon ja elektrodipintojen välis-
sä. Lähes polarisoitumaton hopea-hopeakloridi (Ag-AgCl) -elektrodi on nykyisin laa-
jimmin käytetty elektrodityyppi johtuen sen elektrodipinnan ja geelin välisestä mata-
lammasta häiriötasosta muihin metallielektrodeihin verrattuna. Elektrodien ja ihon väli-
sen impedanssin pienentämiseksi ja häiriöiden vähentämiseksi suositellaan ihon esikä-
sittelyä ennen elektrodien kiinnitystä. Esikäsitteily koostuu ihokarvojen poistamisesta,
kuolleen ihosolukon poistosta kevyesti hiomalla ja ihon puhdistuksesta. Elektrodien
ominaisuuksiin ja asettamiseen liittyviä suosituksia on tuottanut eurooppalainen yhteis-
toimintaprojekti SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment
of Muscles). (Hermens ym. 2000; Merletti ym. 2009.)

Myoelektrinen aktiivisuus ilmenee ihon pinnalla sähköisinä potentiaaleina, joiden kais-
tanleveys on rajallinen (15–400 Hz) ja amplitudit hyvin pieniä (joistakin mikrovoltteista
muutamaan millivolttiin). Signaalien rekisteröintiin, vahvistamiseen ja digitalisointiin
(analogia-digitaalimuunnokseen) tarvitaan siten erittäin herkkiä laitteita ja niiden osalta
on oleellista huomioida etenkin näytteenottotaajuus ja A/D-muunnoksen erottelukyky
(resoluutio). Vahvistus on lisäksi tärkeää sovittaa A/D-muuntimen dynaamiselle alueel-
le (yleensä $\pm 2,5 \text{ V} - \pm 10 \text{ V}$) sopivaksi. (Garcia & Vieira 2011.) Monopolaarinen mittaus
on herkkä ulkopuolisille häiriösignaaleille (esimerkiksi sähköverkko) ja muista kuin
tutkittavasta lihaksesta peräisin olevalle aktiivisuudelle eli ylikuulumiselle. Bipolaari-
sella konfiguraatiolla voidaan vähentää häiriöiden ja ylikuulumisen vaikutusta EMG-
signaaliin, sillä nämä ilmiöt ilmenevät hyvin samankaltaisina kummassakin elektrodissa
ja siten vaimentuvat differentiaalisignaalisissa. Tosin myös syvällä tutkittavassa lihakses-
sa sijaitsevien motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit vaimentuvat samaan tapaan. (De
Luca & Merletti 1988; Garcia & Vieira 2011.) De Luca ja Merlettin (1988) mukaan
ylikuulumisen osuus pinta-EMG -signaalin huipusta-huippuun amplitudista voi olla jo-
pa lähes 17 prosenttia.

3.2.5 Monikanavainen pintaelektrodi

Pinta-EMG -mittauksissa on perinteisesti käytetty yhtä elektrodiparia eli bipolaarista konfiguraatiota yhden lihaksen elektromyogrammin tallentamiseksi, jolloin saadaan yleiskuva kyseisen lihaksen aktiivisuudesta. Lihaskäyttö ei kuitenkaan ole yhdenmukaista koko lihaksen alueella (Holtermann ym. 2005), eikä yksittäisestä pisteestä rekisteröity elektromyogrammi todennäköisesti edusta koko lihaksen aktiivisuutta (Hodson-Tole ym. 2013). Tärkein syy elektrodien lisäämiseen onkin tarve kerätä useita signaaleja laajalta alueelta saman lihaksen eri kohdista, mikä voidaan toteuttaa pienentämällä elektrodien kokoa ja niiden välistä etäisyyttä. Tätä tarkoitusta varten on kehitetty matriisielektrodeja, jotka sisältävät useita vierekkäisiä elementtejä lineaarisesti joko yhdessä tai kahdessa ulottuvuudessa. Niillä tehdyistä EMG-rekisteröinneistä käytetään nimitystä monikanavainen (engl. MC-sEMG, multi-channel surface EMG) tai suuritiheksinen (engl. HD-sEMG, high-density surface EMG) elektromyografia. Monikanavaisten elektrodien ominaisuudet vaihtelevat merkittävästi esimerkiksi koon, muodon, materiaalien, elektrodien välisen etäisyyden ja ihokontaktin osalta. (Garcia & Vieira 2011.) EMG:n rekisteröinti tapahtuu kuitenkin samojen periaatteiden mukaisesti kuin tavanomaisella mono- tai bipolaarisella konfiguraatiolla. Bipolaarisessa rekisteröinnissä monikanavaisen elektrodin peräkkäisistä elementeistä muodostetaan pareja, joista differentiaalisignaalit koostuvat. (Zwarts & Stegeman 2003.)

Kuvassa 9 on esitetty kaavio kaksikulotteisesta 64-kanavaisesta matriisielektrodista, joka koostuu 13 rivistä ja 5 sarakkeesta (yksi elektrodi puuttuu vasemmasta yläkulmasta, elektrodit pyöreitä ja halkaisijaltaan 2 mm, elektrodien välinen etäisyys kummassakin suunnassa 8 mm). Kyseisellä elektrodilla on siis mahdollista rekisteröidä lihaskäyttöä 64 eri pisteestä, ja muodostaa tallenteista 59 bipolaarista (differentiaali) tai 54 tripolaarista (kaksoisdifferentiaali) EMG-signaalia. Kuvassa 9 on esitetty myös esimerkki elektrodilla havaitusta yksittäisen motorisen yksikön aktiopotentialista isometrisen lihassupistuksen aikana sekä lihaskäyttökartat aktiopotentialin etenemisestä hermostusvyöhykkeeltä kohti jännettä käyttäen tripolaarista konfiguraatiota.



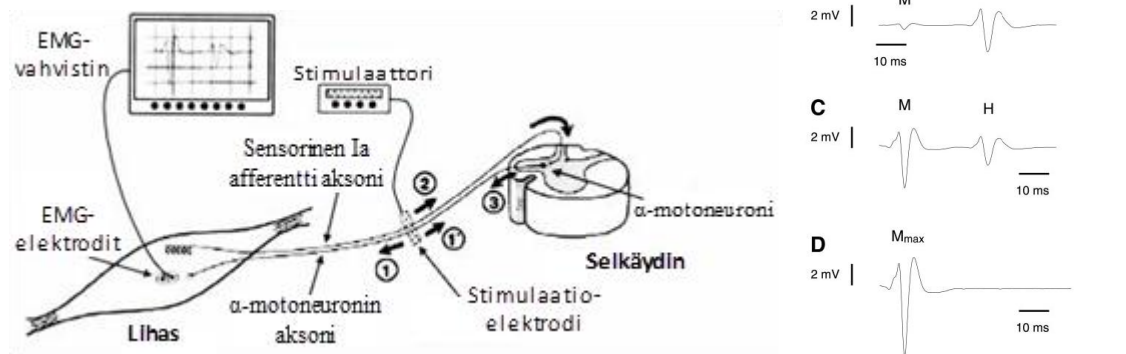
KUVA 9. Kaaviokuva 64-kanavaisesta matriisielektrodista (ylhällä vasemmalla), esimerkki havaitusta aktiopotentiaalista (ylhällä oikealla) ja lihasaktiivisuuskartat aktiopotentiaalin etenemisestä (alhaalla) (mukaeltu Merletti ym. 2009).

Toisiaan lähekkäin sijaitsevat pienet elektrodit välittävät tietoa lihasaktiivisuuden ajallisen jakauman lisäksi myös aktiivisuuden alueellisesta jakautumisesta (Merletti ym. 2009). Monikanavaisella elektrodilla on mahdollista selvittää esimerkiksi hermotusvyöhykkeiden sijainti sekä lihassolun johtumisnopeus, pituus ja orientaatio (Farina & Merletti 2004; Lapatki ym. 2006). Lisäksi useita kanavia keskiarvoistamalla voidaan saavuttaa parempi EMG/voima -suhteen yhdenmukaisuus kuin yksittäisellä elektrodiparilla (Rantalainen ym. 2012). Signaalista on mahdollista myös erottaa sen rakenneosat eli yksittäisten motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit ja analysoida yksittäisen motorisen yksikön ominaisuuksia (De Luca ym. 2006; Kleine ym 2007).

3.2.6 EMG:n mittaaminen sähköstimulaatiolla aikaansaadusta lihassupistuksesta

EMG-signaalia voidaan tallentaa niin tahdonalaisen lihassupistuksen aikana kuin myös tiettyyn ääreishermon haaraan kohdistuvan sähköisen stimulaation synnyttämän lihassupistuksen aikana. EMG:lla voidaan havaita kuvan 10 mukaisesti kaksi erillistä sähköstimulaatiolla aikaansaatua vastetta: M-aalto motoriseen hermosyhyyn kohdistuneesta

stimuluksesta (kuva 10, impulssi 1) ja H-refleksi (Hoffmannin refleksi), joka syntyy sensorisen hermosyyn (Ia afferentti) stimulaation seurauksena (kuva 10, impulssi 2). Ensin mainitussa impulssi kulkee suoraan kohti hermo-lihasliitosta ja jälkimmäisessä impulssi kulkee selkäyttimeen aiheuttaen alfamotoneuronin ärsyyntymisen ja edelleen aktiopotentiaalin johtumisen aksonia pitkin kohti lihasta (kuva 10, impulssi 3). M-aalto havaitaan ajallisesti ennen H-refleksiä impulssin kulkeman lyhyemmän reitin johdosta. Sähköstimulaation kykyyn aikaansaada aktiopotentiaaleja ääreishermon aksoneissa vaikuttavat sähkövirran jakautuminen ja yksittäisten aksonien läpimitat. M-aallon havaitseminen vaatii korkeamman stimuluksen intensiteetin kuin H-refleksi, mikä on seurausta alfamotoneuronien Ia-afferentteja ohuempien aksonien suuremmasta aktivointikynnyksestä. Stimuluksen intensiteettiä riittävästi nostettaessa H-refleksi pienenee ja lopulta katoaa stimuluksesta aiheutuvan alfamotoneuronin antidromisen eli aksonia vastasuuntaan kulkevan aktiopotentiaalin (kuva 10, impulssi 1') vaikutuksesta, kun taas M-aalto vastaavasti kasvaa intensiteettiä nostettaessa (kuva 10, a–d). (Enoka 2008, 257–259; Palmieri ym. 2004.)



KUVA 10. M-aallon ja H-refleksin synty sekä stimuluksen intensiteetin asteittaisen kasvattamisen vaikutus M-aallon ja H-refleksin amplitudiin (mukaeltu Aagaard ym. 2002).

Alfamotoneuronien sähköstimulaatiolla on mahdollista aktivoida yksittäistä lihasta kontrolloidusti ja ilman keskushermoston vaikutusta sekä tutkia sarkolemmän ärsyyntyvyyttä. M-aalto kuvastaa samanaikaisesti aktivoituneiden motoristen yksiköiden potentiaalien summautumista, joten M-aallon koon muutos ilmaisee muutosta aktiivisten motoristen yksiköiden määrässä. Stimulaation sähkövirtaa nostettaessa M-aallon amplitudi

kasvaa niin kauan, kunnes kaikki kyseisestä stimulaatiokohdasta ärsytettävissä olevat motoriset yksiköt ovat aktivoituneet (M_{\max}). (Merletti ym. 1992; Merletti ym. 2009.) M_{\max} merkitsee siten koko liikehermosoluston eli samaa lihasta hermottavien motoneuronien aktivoitumista ja samalla lihaksen maksimiaktivaatiota (Palmieri ym. 2004). Sähkövirran intensiteetin lisäksi M-aallon ominaisuuksiin vaikuttavat muun muassa motoristen yksiköiden sijainti lihaksessa, niiden johtumisnopeudet ja hermotusvyöhykkeiden hajautuminen, ihonalaiskudoksen paksuus sekä EMG-elektrodien sijainti suhteessa lihassyihin (Farina ym. 2004b; Keenan ym. 2006; Merletti ym. 2009). Sähköstimulaation käyttö aiheuttaa artefakteja, jotka ovat seurausta stimulaation sähkövirran leviämisestä laajalle alueelle kudoksiin ja siten myös EMG-elektrodeihin. Artefaktien ehkäisemiseen ja poistamiseen on kuitenkin kehitetty useita eri menetelmiä. (Knaflitz & Merletti 1988; Merletti ym. 2009.)

3.3 EMG-signaalin käsittely ja analysointi

Elektromyogrammi sisältää tietoa niin lihaksen fysiologisista ja morfologisista ominaisuuksista kuin myös sen hermostollisesta ohjauksesta (Karlsson ym. 2009). Lihaksen tuottaman voiman arviointi, motoriseen tehtävään osallistuvien lihasten identifiointi ja hermoimpulssien aikaansaamien lihasvasteiden havainnointi ovat joitakin esimerkkejä EMG-signaalin hyödyntämisestä. Kun halutaan tietää esimerkiksi lihaksen aktiivisuustaso tai aktiivisuuden kesto, EMG:n raakasignaalia usein prosessoidaan ensin eri tavoin. (Burden 2010; Garcia & Vieira 2011.) Erilaiset fysiologiset ja morfologiset ominaisuudet voivat kuitenkin johtaa yhdenmuotoisiin EMG-signaaleihin ja tämän lisäksi signaali voi sisältää kohinaa, häiriöitä ja muita artefakteja. Tästä syystä elektromyogrammien analysointiin on kehitetty lukuisia eri menetelmiä. Analysointia edeltää usein esikäsitteily, jolla yleensä tarkoitetaan signaalin laadun arviointia ja signaalin suodattamista. (Karlsson ym. 2009.) Signaalin laadun arviointi voidaan tehdä visuaalisesti tarkastelemalla, mutta monikanavaisten elektrodien osalta se on melko työlästä. Esimerkiksi Grönlund ym. (2005) ovat esittäneet ohjelmistoperustaisen menetelmän monikanavaisen EMG-rekisteröinnin signaalien laadun määrittämiseksi. Suodattamisen tavoitteena on signaali-kohinasuhteen parantaminen poistamalla signaalista epämieluisia komponentte-

ja aika- ja tilaperustaisten suodattimien avulla. (Garcia & Vieira 2011; Karlsson ym. 2009.)

EMG-signaalin amplitudin analysointiin on useita eri menetelmiä, esimerkiksi huipusta-huippuun -amplitudin määrittäminen, RMS-amplitudin (engl. root mean square) eli tehollisarvon tai keskimääräisen tasasuunnatun arvon (engl. ARV, average rectified value) käyttö (Garcia & Vieira 2011). EMG-signaalin amplitudi liittyy läheisesti motoristen yksiköiden aktiivisuuteen. Sekä lihaksen tuottaman voiman suuruus että EMG-signaalin amplitudi pohjautuvat rekrytoitujen motoristen yksiköiden määrään ja syttymistiheyteen, joten voiman ja amplitudin välillä voidaan siten olettaa olevan yhteys. Kaikki elektromyogrammin amplitudimuutokset eivät kuitenkaan aiheudu muutoksista motoristen yksiköiden aktiivisuudessa, sillä EMG:n amplitudiin vaikuttavat kappaleen 3.2.2 mukaisesti useat eri sisäiset ja ulkoiset tekijät. Tietyllä asetelmalla mitatun EMG-amplitudin ja voiman suhde ei siis ole yleisesti pätevä. (De Luca 1997; Farina ym. 2004a.) Staudenmannin ym. (2005) mukaan monikanavaisen EMG-elektrodin käyttö paransi EMG:hen perustuvaa voimatason arviointia noin 30 % verrattuna tavanomaisiin bipolaarisiiin elektrodeihin.

EMG-signaalista voidaan analysoida aikaperustaisten analyysien lisäksi myös muutoksia aktiopotentiaalien muodossa ja leveydessä taajuusanalyysien avulla. Esimerkiksi lihasta väsyttäessä aktiopotentiaalien johtumisnopeuden on havaittu laskevan progressiivisesti, mikä aiheuttaa EMG-signaalin matalampien taajuuksien suhteellisen osuuden kasvamisen. Tämä voidaan havaita myös taajuusjakauman keskiarvon (MNF, mean frequency) ja mediaanin (MDF, median frequency) muutoksina. (Merletti ym. 1991; Merletti ym. 2001). Samoin pitkäkestoinen sähköstimulaation on todettu aiheuttavan sarkolemman johtumisnopeuden hidastumista eli M-aallon kesto on pidentynyt. Johtumisnopeus ei kuitenkaan ole ainoa taajuusmuuttujiin vaikuttava fysiologinen tekijä. (Merletti ym. 1990.) Lihäsväsymyksen lisäksi taajuusanalyseilla on tutkittu muun muassa muutoksia motoristen yksiköiden rekrytoinnissa (Farina ym. 2004a).

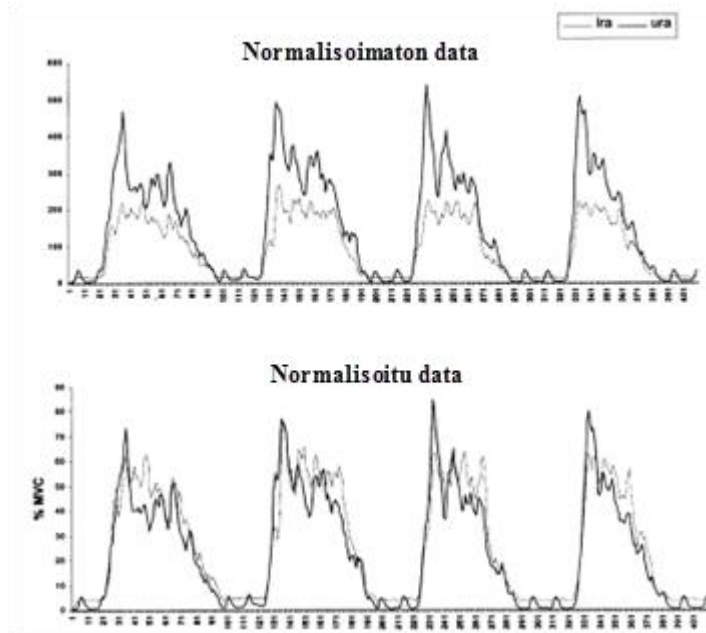
4 ELEKTROMYOGRAMMIN NORMALISOINTI

4.1 EMG-signaalin normalisointiprosessi ja tavoitteet

Käsittämätön elektromyogrammi eli lihassupistuksen aikana mittauselektrodeilla havaittujen motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien summautuminen ilmaistaan yleensä jännitteinä tai mielivaltaisina yksikköinä ajan funktiona. Elektromyogrammin normalisoinnissa tutkimuksen kohteena olevasta tapahtumasta tai tehtävästä rekisteröity EMG-signaali suhteutetaan saman lihaksen tietystä referenssisupistuksesta rekisteröityyn EMG-signaalin. Prosessin tuloksena elektromyogrammi ilmaistaan millivolttien sijaan suhteellisenä osuutena (prosentteina) referenssiarvosta. (Burden 2010; Lehman & McGill 1999.) Tyypillisesti EMG on normalisoitu maksimaaliseen hermostolliseen ohjaukseen eli esimerkiksi tutkittavan henkilön suorittamaan kohdelihaksen isometriseen maksimaaliseen tahdonalaiseen lihassupistukseen (MVC) tietyllä lihaspituudella. (Burden 2010; De Luca 1997; Hug 2010; Lehman & McGill 1999). Myös submaksimaalista lihassupistusta voidaan käyttää normalisoinnin viitearvona erityisesti, jos MVC on hankalasti mitattavissa. (Hug 2010; Lehman & McGill 1999). Lisäksi viitearvoina on käytetty muun muassa tutkimuksen kohteena olevasta dynaamisesta suorituksesta rekisteröidyn elektromyogrammin keskiarvoa tai maksimaalista arvoa (Burden 2010; Soderberg & Knutson 2000).

Normalisointi on perusedellytys mille tahansa EMG-signaaleja vertailevalle aikaperustaiselle analyysille silloin, kun signaalit on tallennettu eri lihaksista, eri henkilöiltä tai samasta lihaksesta eri ajankohtina (Burden 2010; De Luca 1997; Lehman & McGill 1999). EMG-signaalin suuruusluokkaan vaikuttavia tekijöitä on lukuisia (kuten kappaleessa 3 on todettu) ja niiden kaikkien kontrollointi on mahdotonta (De Luca 1997). Normalisoinnilla voidaan rajata näiden muuttujien vaihtelevuuden vaikutuksia signaaliin ja siten helpottaa signaalien vertailua. (Clarys 2000; Lehman & McGill 1999). Ilmaisemalla aktiivisuuden taso prosentuaalisena osuutena esimerkiksi MVC:stä, voidaan lisäksi arvioida lihasaktiivisuuden tasoa tietyssä tehtävässä suhteessa lihaksen maksimikapasiteettiin (Burden 2010). Joissakin kliinisissä tutkimuksissa elektromyogrammin amplitudia on tulkittu suoraan mittauslaitteiston ilmoittamina millivolteina. Absoluut-

tisten arvojen käyttö voi johtaa kuitenkin merkittäviin virhetulkintoihin, kuten Lehman ja McGill (1999) osoittivat (kuva 11). Absoluuttisten arvojen perusteella suoran vatsalihaksen (m. rectus abdominis) alaosa rekisteröity keskimääräinen aktiivisuus istumaannousussa oli vain 61 % saman lihaksen yläosa rekisteröidystä aktiivisuudesta, mutta normalisoinnin jälkeen aktiivisuuden todettiin olevan samansuuruisia kummassakin lihaksen osassa (Lehman & McGill 1999).



KUVA 11. Normalisoimaton ja MVC:hen normalisoitu lihasaktiivisuus suoran vatsalihaksen ylä- ja alaosa (mukaeltu Lehman & McGill 1999).

4.2 Normalisointimenetelmiä

4.2.1 Yleisimmin käytetyt normalisointimenetelmät

EMG-datan normalisoinnissa käytetyn viitearvon tulee olla standardisoitu ja toistettava (Burden & Bartlett 1999). Burdenin (2010) mukaan oleellisesti erilaisia normalisointimenetelmiä on esitelty kahdeksan kappaletta. Lisäksi menetelmistä on hieman toisistaan eroavia sovelluksia muun muassa EMG-signaalin käsittelyn eroavaisuuksista ja submaksimaalisten voimatasojen vaihteluista johtuen. Alla on listattu näiden kahdeksan menetelmän normalisointiyhtälön nimittäjät eli viitearvot, joihin varsinainen tutkimuk-

sen kohteena olevasta suorituksesta rekisteröity elektromyogrammi suhteutetaan: (Burden 2010.)

- 1) Tutkimuksen kohteena olevasta suorituksesta rekisteröidyn elektromyogrammin keskiarvo (yleensä keskiarvona useammasta kuin yhdestä suorituksesta) (*Mean-Task*).
- 2) Tutkimuksen kohteena olevasta suorituksesta rekisteröidyn elektromyogrammin maksimi-arvo (yleensä keskiarvona useammasta kuin yhdestä suorituksesta) (*Peak_{Task}*).
- 3) Submaksimaalisesta isometrisestä tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin maksimi-arvo (*Isometric-sub_{MVC}*).
- 4) Submaksimaalisesta dynaamisesta tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin maksimi-arvo (*Dynamic-sub_{MVC}*).
- 5) Maksimaalisesta isometrisestä tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin maksimi-arvo sattumanvaraisella nivelkulmalla (yleensä nivelen liikelaajuuden puolivälistä) (*Isometric-arb_{MVC}*).
- 6) Maksimaalisesta isometrisestä tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin maksimi-arvo käyttäen vastaavaa nivelkulmaa kuin tutkimuksen kohteena olevassa suorituksesta (*Isometric-spec_{MVC}*).
- 7) Maksimaalisesta dynaamisesta tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin maksimi-arvo käyttäen vastaavaa nivelkulmaa kuin tutkimuksen kohteena olevassa suorituksesta (*Dynamic-spec_{MVC}*).
- 8) Maksimaalisesta isokineettisestä tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin maksimi-arvo käyttäen vastaavaa nivelkulmaa ja kulmanopeutta kuin tutkimuksen kohteena olevassa suorituksesta (*Isokinetic-spec_{MVC}*).

Edellisten lisäksi ainakin M -aaltoa on hyödynnetty normalisoitaessa EMG:llä mitattua lihaksen aktiivisuustasoa (Merletti ym 2009). Esimerkiksi Rich & Cafarelli (2000) normalisoivat tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin M_{\max} :iin kontrolloidakseen ihonalaiskudoksen impedanssin vaihtelevuutta ja Zory ym. (2005) normalisoivat maksimaalisesta tahdonalaisesta lihassupistuksesta rekisteröidyn elektromyogrammin M_{\max} :iin erottaakseen perifeerisen väsymyksen sentraalisesta väsymyksestä. Myös refleksitutkimuksissa on yleistä käyttää M_{\max} :a viitearvona (esimerkiksi H-refleksi/ M_{\max}) (Tucker ym. 2005).

4.2.2 Normalisointimenetelmien rajoitteet ja ongelmat

Maksimaalisen tahdonalaisen lihassupistuksen käyttöä normalisoinnin viitearvona on kritisoitu muun muassa siksi, että MVC-mittauksen luotettavuus on kyseenalaista ja normalisoinnin tuloksena voidaan saada tulokseksi aktiivisuustasoja, jotka ylittävät 100 % MVC:stä (Burden 2010). Esimerkiksi Hautier ym. (2000) raportoivat ulomman reisilihaksen (m. vastus lateralis) aktiivisuustasoksi 126 % MVC:stä maksimaalisen polkemisharjoituksen aikana ja Jobe ym. (1984) raportoivat EMG-aktiivisuudeksi jopa 226 % MVC:stä baseball-syötössä. MVC-arvon luotettavuutta heikentävät epävarmuus siitä, että koehenkilö todella tuottaa maksimaalisesti voimaa ja että mitattu voima liittyy juuri tutkimuksen kohteena oleviin lihaksiin. MVC-arvoon vaikuttavat myös suorituksen nivelkulmat ja lihastyötävät. (Clarys 2000; De Luca 1997.) Yllä mainituista rajoituksista johtuen Clarys (2000) esitti, että staattisia supistuksia ei voida käyttää dynaamisten suoritusten viitearvona. Maksimivoimantuoton ongelmaa on pyritty selvittämään maksimaalisen supistuksen aikana annetun supramaksimaalisen sähköstimulaation avulla. Mikäli stimuloinnin seurauksena ei havaita voiman lisäämistä, voidaan olettaa voimantuoton olleen maksimaalista. Tosin stimulaation aiheuttama motoristen yksiköiden synkroninen syttyminen ei välttämättä tuota yhtäläillä voimaa kuin keskushermostosta peräisin olevat eriaikaiset hermoimpulssit. (De Luca 1997.) M_{max} :a on pidetty vakaana ja täsmällisenä mittarina maksimaaliselle lihasaktiivisuudelle, mutta myös M_{max} :n muutosten on todettu olevan mahdollisia (Tucker ym. 2005.) Normalisoinnilla isometriseen MVC:hen EMG-signaalin amplitudin kumoutumisen vaikutuksia voidaan kuitenkin vähentää huomattavasti, mutta toisaalta se voi aiheuttaa aktiivisuuden yliarviointia keskitason lihasaktiivisuudessa (Keenan ym. 2005). Kompleksisempien *Isometric-spec_{MVC}* tai *Isokinetic-spec_{MVC}* -menetelmien eduista verrattuna helpoiten toteutettavissa olevaan *Isometric-arb_{MVC}* -menetelmään ei ole vahvaa tieteellistä näyttöä (Burden 2010).

Submaksimaalista isometristä supistusta on käytetty viitearvona (esim. Yang & Winter 1984), koska submaksimaalisesta supistuksesta rekisteröityä elektromyogrammeja on pidetty luotettavampana kuin MVC:stä rekisteröityä elektromyogrammeja (Yang & Winter 1983). Myös De Luca (1997) suositteli submaksimaalisen isometrisen supistuksen (alle 80 % MVC:stä) käyttöä normalisoinnin viitearvona. Uudemmat tutkimukset kuitenkin

osoittavat, että sekä submaksimaaliset että maksimaaliset menetelmät tuottavat luotettavia tuloksia (Burden 2010).

Samasta kuin tutkimuksen kohteena olevasta dynaamisesta suorituksesta rekisteröidyn keskiarvo- tai maksimi-EMG:n ($Mean_{Task}$ ja $Mean_{Peak}$ -menetelmät) käyttöä viitearvona haittaavat EMG:n voima-nopeussuhde ja elektrodien (ihon) liikkuminen suhteessa lihakseen. Menetelmät kuitenkin pienentävät yksilöiden välisten tulosten hajontaa (variatiokerrointa), mutta voivat myös häivyttää todellista biologista vaihtelua ryhmän sisällä. Menetelmät eivät myöskään ole tarpeeksi herkkiä, jotta niillä voitaisiin selvittää lihasaktiivisuuden muutoksia suorituksesta. (Burden & Bartlett 1999; Soderberg & Knutson 2000.)

4.2.3 Normalisointimenetelmän valinta

Normalisoinnin tulokset voivat erota toisistaan käytetystä menetelmästä riippuen eli normalisointiyhtälöiden nimittäjien erilaisesta luonteesta johtuen. Esimerkiksi $Mean_{Task}$ -menetelmä tuottaa suuruusluokaltaan erilaisia tuloksia kuin $Peak_{Task}$ -menetelmä normalisointiyhtälössä käytetyn suuruusluokaltaan pienemmän nimittäjän seurauksena. Sama ilmiö voidaan havaita $Isometric-sub_{MVC}$ ja $Isometric-arb_{MVC}$ sekä $Dynamic-sub_{MVC}$ ja $Isometric-arb_{MVC}$ -menetelmien välillä. (Burden 2010.) Ainoastaan MVC-menetelmien tavoitteena on selvittää lihaksen aktiivisuustasoa suhteessa maksimikapasiteettiin. Muut normalisointimenetelmät ilmaisevat yleisluontoisesti EMG-signaalin muutoksia, jotka aiheutuvat kuorman tai liikenopeuden muutoksista. (Burden & Bartlett 1999.)

Ennen elektromyogrammin normalisointia on tärkeää selvittää itse menetelmän reliabiliteetti eli luotettavuus. Reliabiliteetti ilmaisee sen miten luotettavasti ja toistettavasti käytetty mittaus- tai tutkimusmenetelmä mittaa haluttua ilmiötä. Epäluotettavan EMG-signaalin käyttö viitearvona voi johtaa lopputulosten huonompaan luotettavuuteen verrattuna normalisoimattomaan EMG-signaaliin. (Ball & Scurr 2010.) Normalisointimenetelmiä voidaan verrata keskenään sen perusteella, miten tehokkaita ne ovat elektromyogrammien vertailussa, miten ne vaikuttavat tulosten vaihtelevuuteen yksittäisen henkilön tai eri yksilöiden välillä sekä niiden herkkyuden perusteella. Vertailu on mah-

dollista tehdä joko normalisoitujen elektromyogrammien osalta tai vaihtoehtoisesti tarkastelemalla ainoastaan eri menetelmien normalisointiyhtälön viitearvoa soveltamatta sitä mihinkään tietyn tehtävän EMG-rekisteröintiin. (Burden 2010.)

Yksiselitteisesti parhaasta normalisointimenetelmästä ei ole tällä hetkellä yksimielisyyttä (Burden 2010). Myöskään SENIAM-projektin suosituksissa tai Kansainvälisen elektrofysiologian ja kinesiologian yhdistyksen (International Society of Electrophysiology and Kinesiology, ISEK) standardeissa ei selkeästi oteta kantaa normalisointimenetelmän valintaan (Hermens ym. 1999; Merletti 1999). Burden (2010) suosittelee normalisoinnin viitearvoksi isometristä tai dynaamisista MVC:tä, vaikka kumpikaan menetelmä ei takaa täsmällistä tietoa lihaksen aktiivisuustasosta eli täsmällistä arvoa suhteessa maksimaaliseen neuraaliseen ohjaukseen tietyssä tehtävässä (Burden 2010; Hug 2010). Myös tutkittavasta suorituksesta rekisteröityä keskiarvo- tai maksimi-EMG:tä voidaan käyttää viitearvona, mikäli ainoana tavoitteena on vähentää EMG-signaalin vaihtelevuutta yksilöiden välillä (Burden 2010). Standardoidun ja luotettavan normalisointimenetelmän tarpeesta kertoo se että, viime vuosina on julkaistu useita artikkeleita (esim. Albertus-Kajee ym. 2010, Albertus-Kajee ym. 2011, Balshaw & Hunter 2012; Bolgla & Uhl 2007, Chapman ym. 2010, Norcross ym. 2010 ja Rouffet & Hautier 2008), joissa on pyritty selvittämään tarkoituksenmukaisinta menetelmää.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen päätavoitteena oli selvittää nivelkulman (80° , 100° ja 113°) vaikutusta matriisielektrodilla mitattuun alueelliseen lihasaktiivisuuteen tahdonalaisessa isometrisessä lihastyössä eri voimatasoilla sekä sähköstimulaatiolla aiheutetussa lihassupistuksessa. Tulosten perusteella voidaan mahdollisesti arvioida lateraalista kaksoiskantalihaksesta (m. gastrocnemius lateralis) eri lihasaktiivisuustilanteissa rekisteröidyn pinta-EMG:n soveltuvuutta normalisointiin. Tässä tutkimuksessa vertailtiin seuraavia viittä lihasaktiivisuustilannetta:

- 1) maksimaalisesta tahdonalaisesta isometrisestä lihassupistuksesta rekisteröityä elektromyogrammia (MVIC)
- 2) submaksimaalisesta (20 % maksimista) tahdonalaisesta isometrisestä lihassupistuksesta rekisteröityä elektromyogrammia (subMVIC)
- 3) passiivisesta lihaksesta rekisteröityä maksimi-M-aaltoa (M_{\max})
- 4) maksimaalisen tahdonalaisen isometrisen lihassupistuksen aikaista maksimi-M-aaltoa (M_{\max} -MVIC)
- 5) submaksimaalisen (20 % maksimista) tahdonalaisen isometrisen lihassupistuksen aikaista maksimi-M-aaltoa (M_{\max} -subMVIC)

Vertailu tehtiin tarkastelemalla oikean nilkan plantaarifleksiossa lateraalista kaksoiskantalihaksesta rekisteröidyn lihasaktiivisuuden RMS-amplitudin ja sen alueellisen jakauman muutoksia eri nivelkulmilla ja eri tilanteiden välillä. Tässä työssä tuloksia ei käytetä minkään tietyn tehtävän EMG-rekisteröinnin normalisointiin, vaan ne ovat epäsuorasti laajemmin sovellettavissa EMG:n normalisoinnissa ja niiden tarkoitus on antaa uutta tutkimusmetodologista tietoa EMG:n osalta.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 11 vapaaehtoista koehenkilöä. Koehenkilöt olivat 22–34 -vuotiaita miehiä ja heillä ei saanut olla alaraajojen hermo-lihasjärjestelmän toimintaan vaikuttavia sairauksia tai lääkitystä eikä myöskään koko elimistöön liittyvää sairautta (kuten syöpä tai diabetes). Koehenkilöiden antropometriset tiedot on ilmoitettu taulukossa 1. Koehenkilöiden tuli välttää etenkin alaraajojen raskasta liikuntaa kolme vuorokautta ennen tutkimusta sekä alkoholin nauttimista 24 tuntia ennen ja kofeiinipitoisten tuotteiden nauttimista 2 tuntia ennen mittauskertaa. Koehenkilöille selvitettiin tutkimuksen tarkoitus ja kulku sekä suoritettavat toimenpiteet ja he allekirjoittivat suostumuslomakkeen ennen tutkimuksen aloittamista. Koehenkilöillä oli mahdollisuus keskeyttää tutkimus milloin tahansa tutkimuksen aikana. Tutkimukseen oli saatu Jyväskylän yliopiston eettisen toimikunnan lausunto.

TAULUKKO 1. Koehenkilötiedot (n = 11).

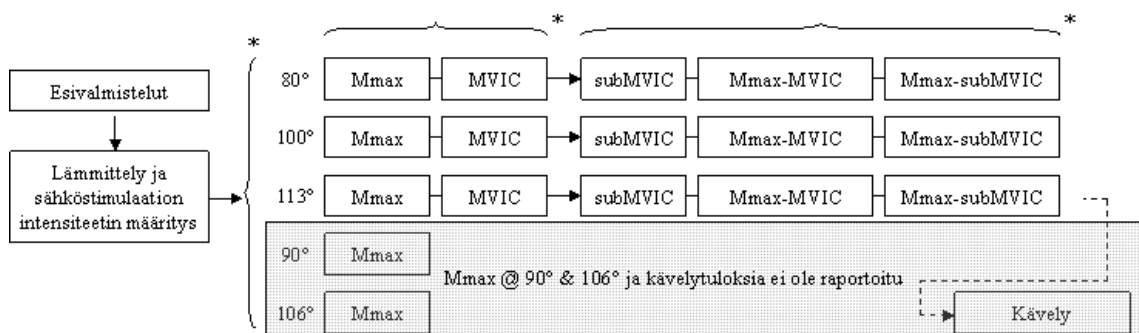
	keskiarvo ja keskihajonta
Ikä (v)	27,7 ± 3,7
Pituus (cm)	174,7 ± 7,3
Paino (kg)	72,2 ± 9,2

6.2 Protokolla

Tutkimuksen mittaukset suoritettiin Jyväskylän yliopiston liikuntatieteellisen tiedekunnan biomekaniikan laboratoriossa 18.1.–28.3.2012 välisenä aikana. Kaikki mittaukset yksittäisen koehenkilön osalta tehtiin yhden mittauskerran aikana. Aluksi suoritettiin antropometriset mittaukset, jotka sisälsivät kehon pituuden ja painon sekä jalkaterän pituuden mittaukset. Seuraavaksi tehtiin tarvittavat esivalmistelut, kuten EMG-elektrodien kiinnitys sekä stimulaatioelektrodin optimaalisen sijainnin selvittäminen ja kiinnitys. Tämän jälkeen koehenkilö siirtyi istumaan nilkkadynamometriin, teki muutamia lämmittely- ja harjoitussuorituksia sekä tutustui mittauslaitteistoon. Lisäksi määritettiin la-

teraalisen kaksoiskantalihaksen maksimaalisen M-aallon tuottamiseen vaadittava säärihermoon annetun sähköstimulaation intensiteetti.

Varsinaiset mittaukset sisälsivät oikean nilkan plantaarifleksioon osallistuvien lihasten maksimaalisia ja submaksimaalisia isometrisiä lihassupistuksia istuma-asennossa sekä tahdonalaisesti että perifeeristä sähköstimulaatiota käyttäen. Lihaskäyttöä mitattiin viidestä eri lihasaktiivisuustilanteesta kolmella eri nilkan nivelkulmalla ja jokainen tilanne toistettiin kahdesti. Lihaskäyttötilanteita olivat passiiviseen lihakseen annettu perifeerinen sähköstimulaatio, isometrinen maksimaalinen ja submaksimaalinen (20 % maksimista) tahdonalainen lihassupistus sekä isometrisen maksimaalisen ja submaksimaalisen tahdonalaisen lihassupistuksen aikana annettu perifeerinen sähköstimulaatio. Maksimaalisessa suorituksessa koehenkilön tavoitteena oli ylläpitää voimatasoa viiden sekunnin ajan ja koehenkilöä kannustettiin suorituksen aikana. Submaksimaalisessa suorituksessa voimatasoa pidettiin yllä 15 sekuntia. Tahdonalaisiin suorituksiin liittyvät sähköstimuloinnit annettiin, kun koehenkilön tuottama voima oli tasaantunut tavoitetasolle. Maksimaalisten suoritusten jälkeen pidettiin kahden minuutin tauko ja muiden tilanteiden jälkeen 20–60 sekunnin tauko. Käytetyt nivelkulmat olivat 80, 100 ja 113 astetta. Sekä nivelkulmien että eri lihasaktiivisuustilanteiden suoritusjärjestys oli satunnaistettu, mutta yhden kulman kaikki viisi tilannetta mitattiin kuitenkin peräkkäin. Lisäksi MVIC mitattiin aina ennen submaksimaalisia suorituksia, jotta koehenkilö pystyi toteuttamaan subMVIC-suorituksen halutulla 20 %:n intensiteetillä. Dynamometrimitausten jälkeen hermo-lihasjärjestelmään toimintaa mitattiin lisäksi kävelysuorituksesta, jonka tuloksia on raportoitu Sami Kumpulaisen (2012) pro gradu -tutkielmassa. Tiivistelmä mittausprotokollasta on esitetty kuvassa 12. Mittauskäynnin kokonaiskesto esivalmisteluineen oli noin kolme tuntia koehenkilöä kohden.

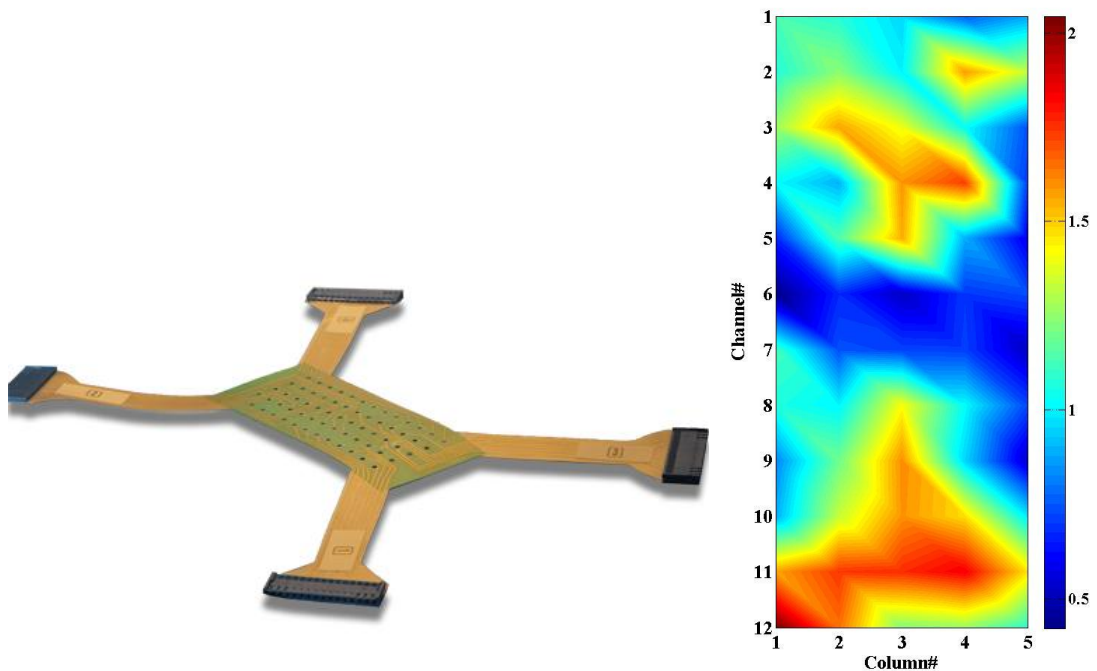


KUVA 12. Mittausprotokolla (* = nivelkulmien ja lihasaktiivisuustilanteiden suoritusjärjestys oli satunnaistettu).

6.3 Mittaukset

6.3.1 EMG

Oikean jalan kaksoinkantalihaksen lateraalisen pään sähköistä aktiivisuutta mitattiin 64-kanavaisella pintaelektrodilla (OTBioelettronica, Torino, Italia) (kuva 13). Matriisi koostui 13 rivistä ja viidestä sarakkeesta, mutta proksimaalisen ja mediaalisen reunan kulmassa ei sijainnut elektrodiä. Yksittäiset elektrodit olivat pyöreitä, halkaisijaltaan 2 mm, ja elektrodien välinen etäisyys kummassakin suunnassa oli 8 mm. Kutakin elektrodiä käytettiin 2–3 koehenkilön mittauksiin. Matriisielektrodin kiinnitykseen käytettiin kertakäyttöistä vaahtomuovista valmistettua kaksipuoleista tarraa. Matriisielektrodin keskipiste sijoitettiin kaksoinkantalihaksen lateraalisen pään pitkittäis- ja poikittaissuuntaiseen keskipisteeseen. Ennen elektrodin asettamista kiinnityskohdan alainen iho valmisteltiin ajamalla ihokarvat, poistamalla kevyesti ihon pintakerroksen kuollutta ihosolukkoa hienojakoisella hiomapaperilla ja puhdistamalla iho puhdistusliuoksella. Kiinnityksen jälkeen jokainen elektrodi täytettiin sähköä johtavalla geelillä. Vesipitoisen geelin kuivumisen vuoksi sitä lisättiin tarvittaessa myös mittausten aikana.



KUVA 13. Matriisielektrodi (<http://www.otbioelettronica.it>) ja esimerkki lateraalisesta kaksoinkantalihaksesta rekisteröidystä lihasaktiivisuudesta (RMS-amplitudi).

EMG-signaalit muunnettiin digitaaliseksi ja vahvistettiin 128-kanavaisella EMG-vahvistimella (EMG-USB, OTBioelettronica, Torino, Italia). Näytteenottotaajuus oli 2048 Hz, A/D-muunnos 12-bittinen, kaistanleveys 10–750 Hz ja vahvistusta vaihdettiin lihasaktiivisuustilanteen mukaisesti: kaikissa sähköstimulaatiotilanteissa vahvistus oli 200, kun taas tahdonalaisessa maksimaalisessa ja submaksimaalisessa supistuksessa vahvistukset olivat 1000 ja 2000. Sähköstimulaation yhteydessä vahvistimen kaikki EMG-kanavat nollattiin viiden millisekunnin ajaksi stimulaatiopulssin aiheuttaman EMG-kanavien saturoitumisen välttämiseksi. Stimulaatiopulssin ja vahvistimen nollauksen synkronointiin käytettiin pulssigeneraattoria (Esiaseteltava pulssijonogeneraattori, Jyväskylän yliopisto, Suomi). EMG-signaalit tallennettiin OT BioLab-ohjelmistolla (versio 1.3.4205.19, OTBioelettronica, Torino, Italia).

6.3.2 Voimamittaukset

Oikean nilkan plantaarifleksiossa tuotetun voiman mittaukseen käytettiin nilkkadynamometriä (Jyväskylän yliopisto, Suomi), joka rekisteröi laitteen polkimen vääntömomentin. Polkimen asentoa säädettiin manuaalisesti ja se oli mahdollista lukita vain kapaleessa 6.2 mainittuihin viiteen eri kulmaan. Koehenkilön oikea jalkaterä kiinnitettiin kahdella remmillä polkimeen. Penkin etäisyys polkimeen säädettiin siten, että koehenkilö istui laitteessa oikea jalka suorana (polvikulma 180°) ja selkä kiinni selkänojassa. Myös koehenkilön oikea reisi kiinnitettiin remmillä penkkiin polven yläpuolelta. Koehenkilöllä oli mahdollisuus seurata reaaliaikaista voimasignaalia tietokoneen näytöltä koko mittauksen ajan. Submaksimaalisissa suorituksissa näytölle piirrettiin maksimaalisen suorituksen perusteella laskettu 20 %:n tavoitetaso, ja koehenkilön tuli pitää voimantuotto mahdollisimman lähellä kyseistä tasoa. Voimasignaalin näytteenottotaajuus oli 2048 Hz, sille tehtiin 12-bittinen A/D-muunnos EMG-vahvistimella (EMG-USB) ja se tallennettiin OT BioLab-ohjelmistolla. Reaaliaikaisessa voimasignaalin tarkastelussa käytettiin 16-bittistä A/D-muunninta (Power 1401, CED Ltd, Cambridge, Yhdistynyt kuningaskunta) ja Signal 4.04 -ohjelmistoa (Signal software, CED Ltd, Cambridge, Yhdistynyt kuningaskunta).

6.3.3 Sähköstimulaatio

Säärihermon (n. tibialis) sähköstimulaatiota käytettiin kaksoinkantalihaksen lateraalisen pään M_{\max} :n rekisteröintiin eri lihasaktiivisuustilanteissa. Stimulointielektrodeista anodi (5 cm x 8 cm) kiinnitettiin patellan yläpuolelle ja kertakäyttöinen katodi (Ag/AgCl, 1,5 cm x 1,5 cm) polvitaipeseen. Katodin optimaalinen sijaintikohta popliteal fossa -linjan ympärillä etsittiin koehenkilön ollessa makuuasennossa ja seuraamalla M-aallon muutosta stimulointielektrodin sijaintia vaihdettaessa. Koehenkilön istuessa nilkkadynamometrin penkissä määritettiin vielä M_{\max} :n vaadittava sähkövirran intensiteetti. Näissä toimenpiteissä M-aallon muutoksia seurattiin ainoastaan yhdestä matriisielektrodin keskellä sijaitsevasta elektrodiparista. Varsinaisissa mittauksissa käytettiin supramaksimaalista intensiteettiä (150 %), jotta M_{\max} varmuudella saavutettiin. Sähköstimulaattorin (Digitimer Stimulator DS7, Digitimer Ltd, Hertfordshire, Yhdistynyt kuningaskunta) antaman yksittäisen kanttiaallon kesto oli 1 ms.

6.4 Analyysit

OT Biolab-ohjelmistolla tallennetut binääritiedostot käsiteltiin ja analysoitiin Matlab-ympäristössä (Matlab versio 7.10.0.499 (R2010a), MathWorks Inc, Massachusetts, Yhdysvallat) tarkoitusta varten tehdyillä analysointiskripteillä. Aluksi jokaisesta tiedostosta määritettiin aikaikkuna, joka otettiin mukaan varsinaiseen analyysiin. MVIC-tilanteissa käytettiin 1000 ms:n aikaikkunaa maksimaalisen voimantuoton kohdalta, subMVIC -tilanteissa myös 1000 ms:n aikaikkunaa mahdollisimman vakaalta voimantuoton jaksolta ja kaikissa M_{\max} -tilanteissa 30 ms:n aikaikkunaa stimulointipulssista alkaen. Tämän jälkeen tarkasteltiin jokaista matriisielektrodin 59 bipolaarista kanavaa visuaalisesti valitulta aikaikkunalta ja hylättiin selkeästi häiriöiset kanavat jatkoanalyysistä. Hylättyjä kanavia oli keskimäärin 4 ± 2 (vaihteluväli 1–9). Jokaisesta hyväksytyistä kanavasta laskettiin EMG-amplitudi (RMS) ja keskimääräinen taajuus (MNF) määritetyltä aikaikkunalta sekä kaikkien kanavien keskiarvot. Tiedostoista määritettiin myös lihasaktiivisuuden painopiste (CoG) ja maksimaalinen voimantuotto. RMS-arvoista piirrettiin kaksiulotteiset lihasaktiivisuuskartat jokaisesta koetilanteesta sekä ryhmätason lihasaktiivisuuskartat eri lihasaktiivisuustilanteista ja nivelkulmista.

Ryhmätason kuvat esittävät suhteellisia RMS-amplitudeja eli koehenkilön RMS-matriisit normalisoitiin ensin kyseisen koehenkilön maksimi-RMS-arvolla (korkeimmalla yksittäisen kanavan RMS-arvolla), jolloin matriisin jokaisen kanavan skaalaksi saatiin 0–1. Kartan punaiset sävyt kuvaavat korkeampaa amplitudia ja siniset sävyt matalampaa amplitudia. Lisäksi piirrettiin normalisoitujen koko ryhmän RMS-karttojen erotuskartat kaikkien tilanteiden ja nivelkulmien väliltä prosentteina ilmaistuna. Näissä kartoissa siniset sävyt kuvaavat negatiivista ja punaiset sävyt positiivista muutosta vihreän ollessa nolla.

6.5 Tilastolliset analyysit

Jokaisen koehenkilön RMS-amplitudeista laskettiin spatiaalinen korrelaatio eri nivelkulmien ja lihasaktiivisuustilanteiden välillä Matlab-ympäristössä. Muut tilastolliset analyysit tehtiin SPSS-ohjelmistolla (SPSS for Windows, versio 17, SPSS Inc, Chicago, Yhdysvallat). Tulokset on esitetty keskiarvoina ja keskihajontoina (SD). Aineiston normaalijakautuneisuus testattiin Shapiro-Wilk:n testillä. Kahdessa tilanteessa 45:stä muuttuja ei ollut normaalijakautunut. Näiden kohdalla jakautuneisuus varmistettiin kvantiilikuvioista (Q-Q plot). Ryhmien välisiä eroja tutkittiin kaksisuuntaisella varianssianalyysillä (ANOVA; 3 nivelkulmaa x 5 lihasaktiivisuustilannetta) ja tilastollisten erojen paikantamiseen käytettiin Tukey HSD (honestly significant difference) post hoc -testiä. Tilastollisen merkitsevyyden rajana on käytetty arvoa $p < 0,05$. Tilastollisen merkitsevyyden suuruuden kuvaamiseksi on käytetty tähtisymbolia seuraavasti: tilastollisesti merkitsevä * = $p < 0,05$, tilastollisesti hyvin merkitsevä ** = $p < 0,01$ ja tilastollisesti erittäin merkitsevä *** = $p < 0,001$.

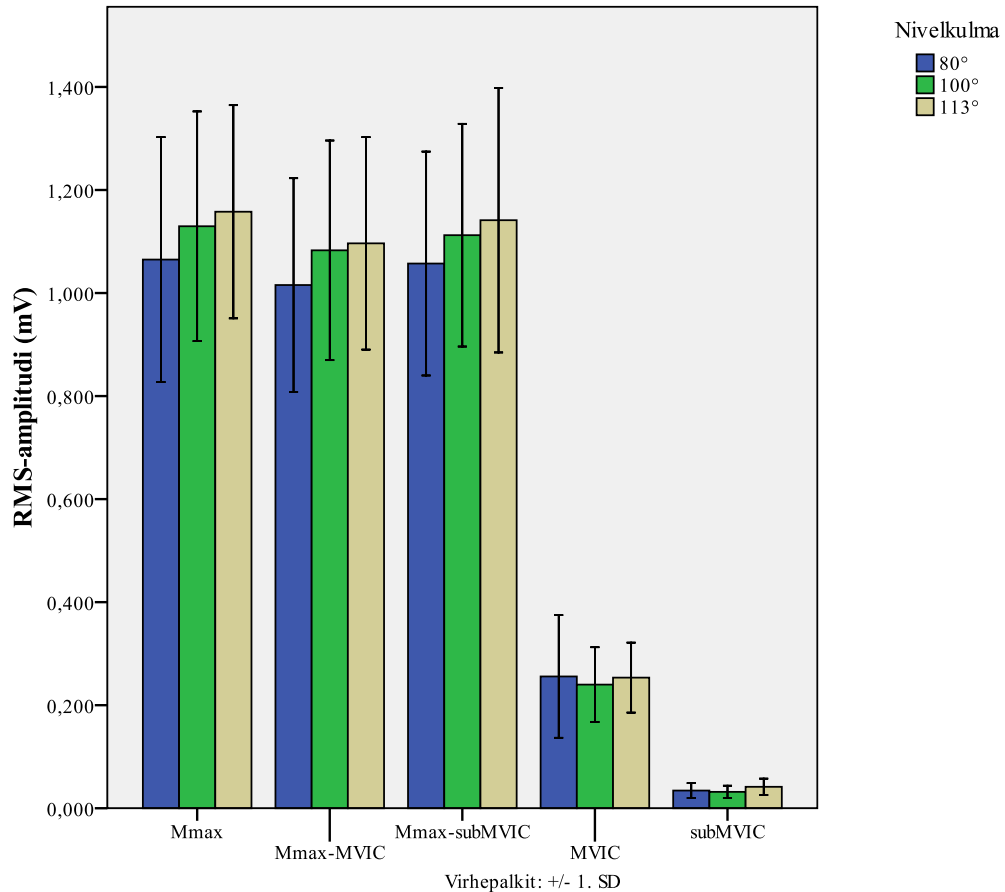
7 TULOKSET

Tulokset on jaettu kolmeen eri kokonaisuuteen. Ensimmäisessä osassa käsitellään RMS-amplitudin absoluuttisia arvoja sekä suhteellisia muutoksia matriisielektrodin kanavien välillä. Toisessa ja kolmannessa osassa esitetään lihasaktiivisuuden jakautumista kuvaavia muuttujia eli lihasaktiivisuuden painopisteen ja lihasaktiivisuuden spatiaalisen korrelaation muutoksia.

7.1 RMS-amplitudi

7.1.1 Matriisielektrodin kaikkien kanavien keskiarvoamplitudi

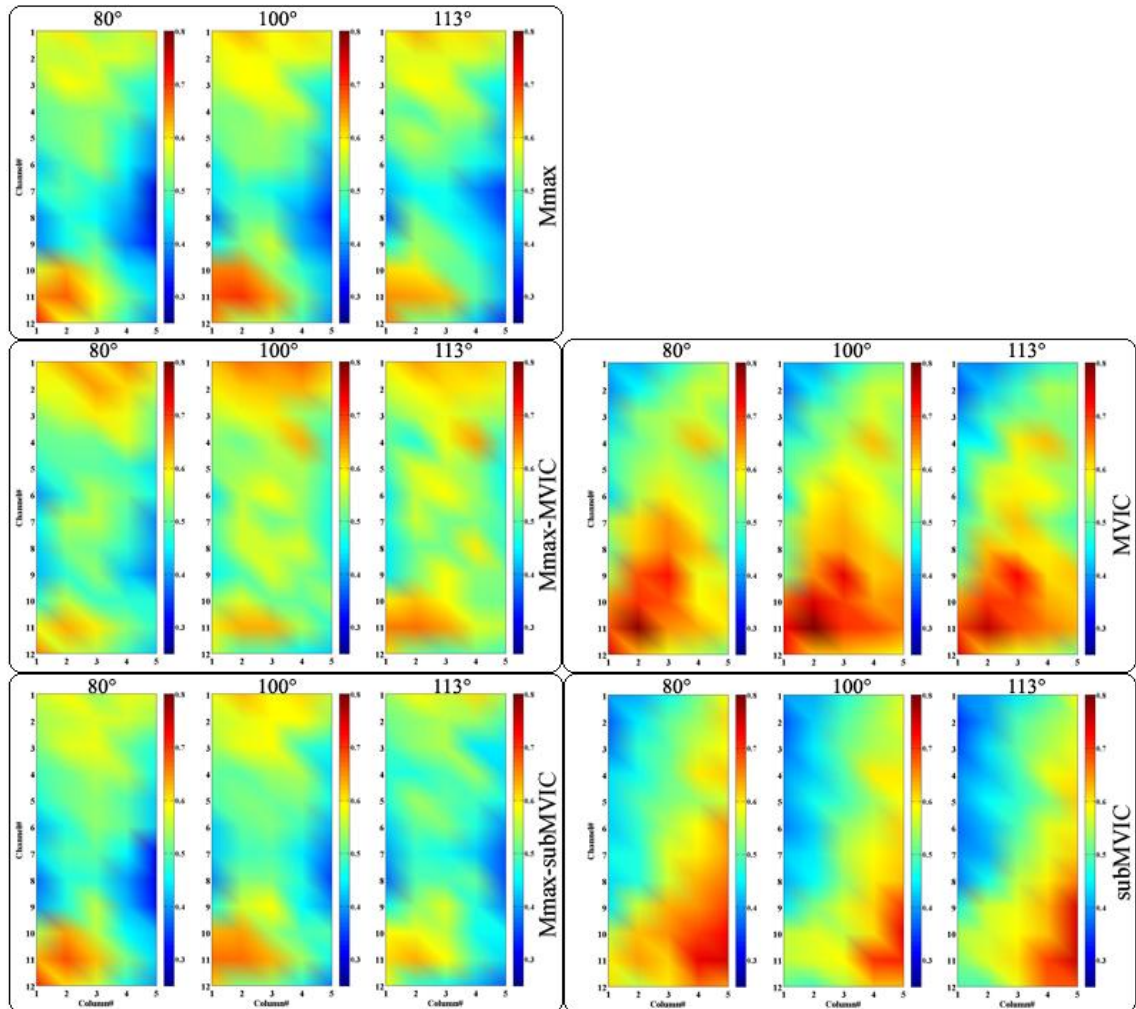
Matriisielektrodin kaikkien kanavien keskiarvoamplitudin (RMS) keskiarvossa ei ollut merkitseviä eroja nivelkulmien välillä, mutta lihasaktiivisuustilanteiden välillä eroja oli odotetusti (kuva 14). Odotusten mukaisesti M_{\max} , M_{\max} -MVIC ja M_{\max} -subMVIC -tilanteissa keskiarvo oli huomattavasti suurempi kuin MVIC-tilanteissa ($p < 0,001$) tai subMVIC-tilanteissa ($p < 0,001$). Samoin MVIC-tilanteessa keskiarvo oli suurempi kuin subMVIC-tilanteessa ($p < 0,001$). Sen sijaan eri M_{\max} -tilanteiden välillä ei ollut merkitseviä eroja, vaikkakin keskiarvo hieman kasvoi nivelkulman suurentuessa.



KUVA 14. Keskimääräiset RMS-amplitudit eri lihasaktiivisuutilanteissa ja eri nivelkulmilla kaikilta hyväksytyiltä bipolaarikanavilta. MVIC ja subMVIC erosivat kaikista muista tilanteista ($p < 0,001$).

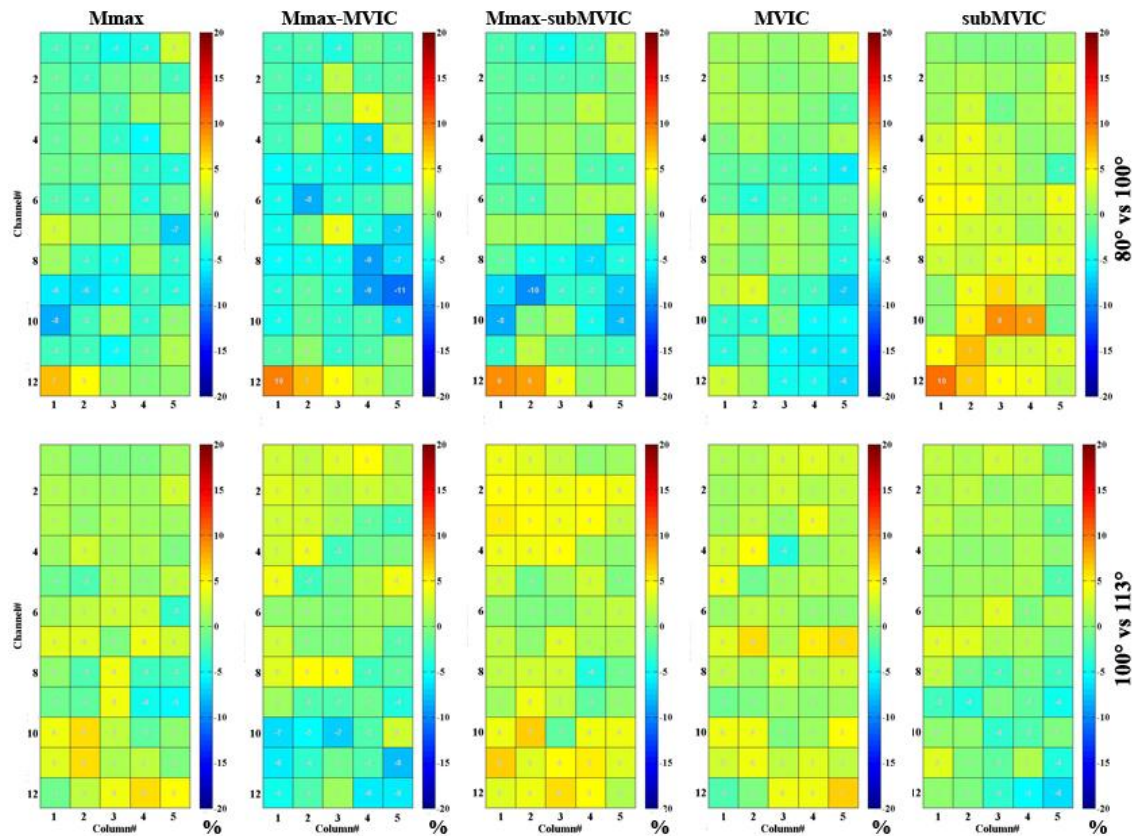
7.1.2 Matriisielectrodirin yksittäisten kanavien RMS-amplitudi

Yksittäisen bipolaarikanavan RMS-amplitudin muutos voi olla huomattavasti suurempi kuin koko matriisin keskiarvoamplitudin muutos. Näitä yksittäisten kanavien muutoksia on havainnollistettu seuraavissa kuvissa. Kuvassa 15 on esitetty suhteellisen RMS-amplitudin keskiarvo matriisielectrodirin kaikilta elektrodipareilta eri lihasaktiivisuutilanteissa ja eri nivelkulmilla.



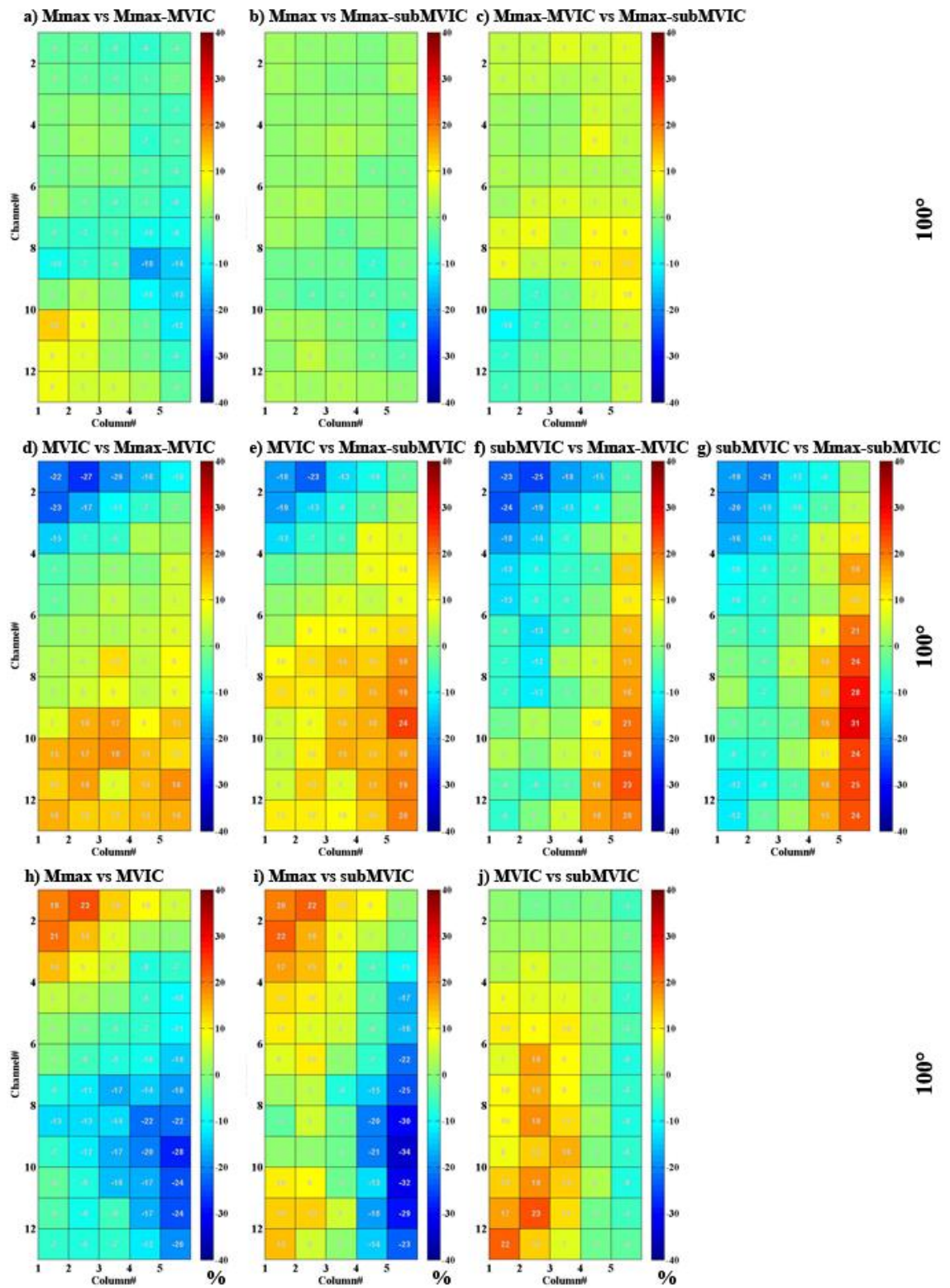
KUVA 15. Suhteelliset RMS-amplitudit eri lihasaktiivisuutilanteissa ja eri nivelkulmilla matriisielectroдин yksittäisiltä bipolaarikanavilta. Matriisielectroдин proksimaalisin bipolaarinen kanava on merkitty arvolla 1 ja distaalisin kanava arvolla 12, ja mediaalisin sarake arvolla 1 ja lateraalisin sarake arvolla 5.

RMS-amplitudin kanavakohtaiset muutokset nivelkulmien välillä olivat melko vähäisiä, kuten kuvasta 15 on huomioitavissa. Kuvassa 16 on havainnollistettu suhteellisten RMS-amplitudien prosentuaaliset muutokset nivelkulmien 80° ja 100° sekä 100° ja 113° välillä eri lihasaktiivisuutilanteissa. Suurin yksittäinen muutos (-10,9 %) rekistrettiin M_{\max} -MVIC -tilanteessa nivelkulmien 80° ja 100° välillä elektroдин viidennen sarakkeen yhdeksännestä kanavaparista.



KUVA 16. Suhteellisten RMS-amplituiden prosentuaaliset (%) muutokset nivelkulmien 80° ja 100° sekä 100° ja 113° välillä eri lihasaktiivisuutilanteissa. Siniset sävyt kuvaavat negatiivista ja punaiset sävyt positiivista muutosta vihreän ollessa nolla.

Lihaskäivisuustilanteiden välillä yksittäisillä kanavilla sen sijaan esiintyi suurempia muutoksia. Kuvassa 17 on havainnollistettu lihasaktiivisuustilanteiden välisiä kanava-kohtaisia muutoksia nivelkulmalla 100° . Kuvasta voidaan havaita, että sähköstimulaatiota sisältäneiden tilanteiden väliset muutokset (ylärivi; kohdat a, b ja c) olivat vähäisempiä kuin vertailtaessa tahdonalaisia tilanteita sähköstimulaatiota sisältäneisiin tilanteisiin (kohdat d, e, f, g h ja i) tai maksimaalista tahdonalaista supistusta submaksimaaliseen tahdonalaiseen supistukseen (kohta j). Esimerkiksi M_{\max} ja M_{\max} -subMVIC -tilanteiden välillä muutosprosenttien vaihteluväli oli $-8,0$ – $4,0$ %, kun subMVIC ja M_{\max} -subMVIC -tilanteiden välillä vaihteluväli oli $-21,1$ – $30,6$ %.



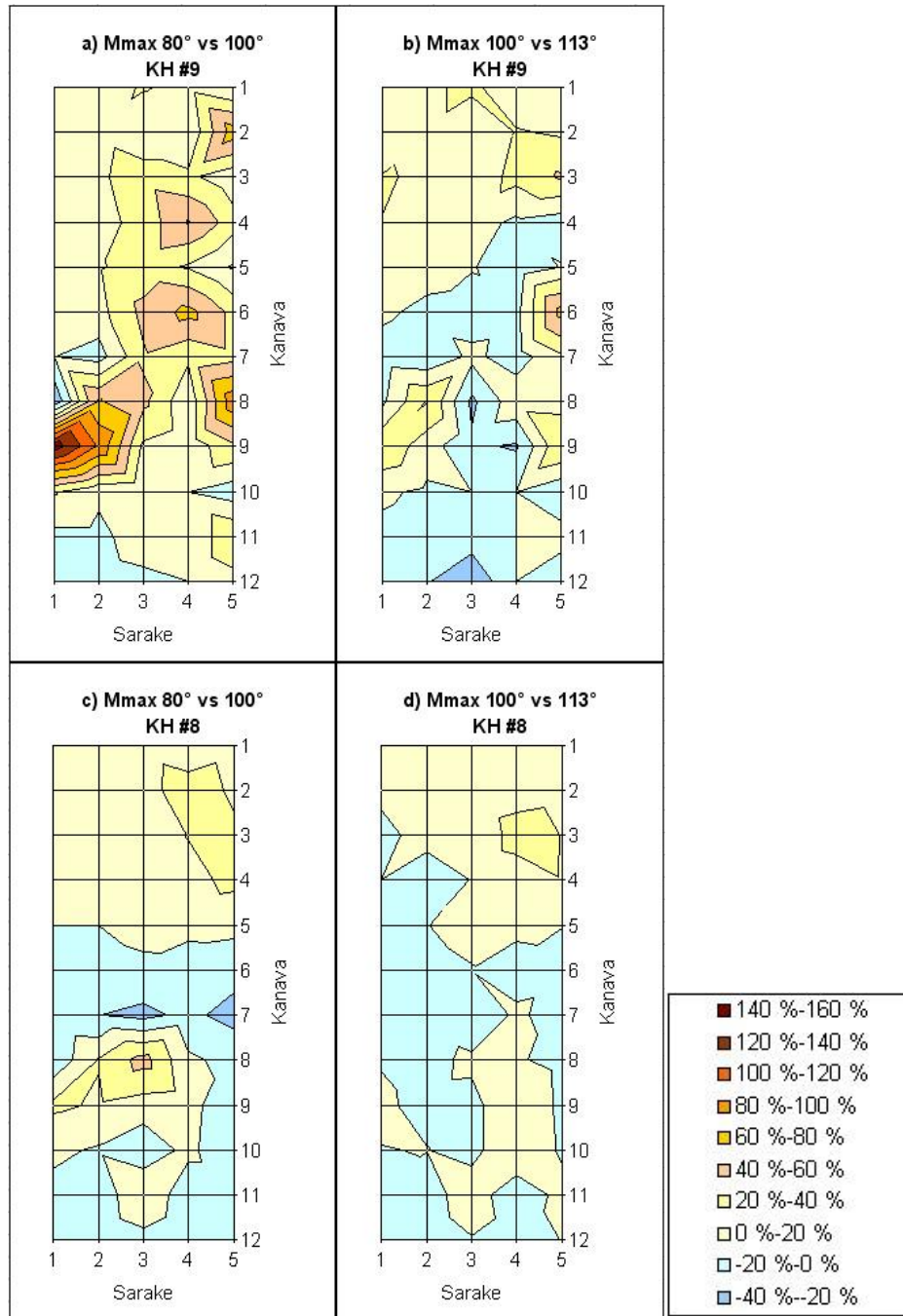
KUVA 17. Suhteellisten RMS-amplitudien prosentuaaliset (%) muutokset lihasaktiivisuustilanteiden välillä keskimmaisella nivelkulmalla (100°). Siniset sävyt kuvaavat negatiivista ja punaiset sävyt positiivista muutosta vihreän ollessa nolla.

Lihasktiivisuuden painopisteen ja spatiaalisen korrelaation ryhmätason eroavaisuuksia tarkastellaan tarkemmin kappaleissa 7.2 ja 7.3.

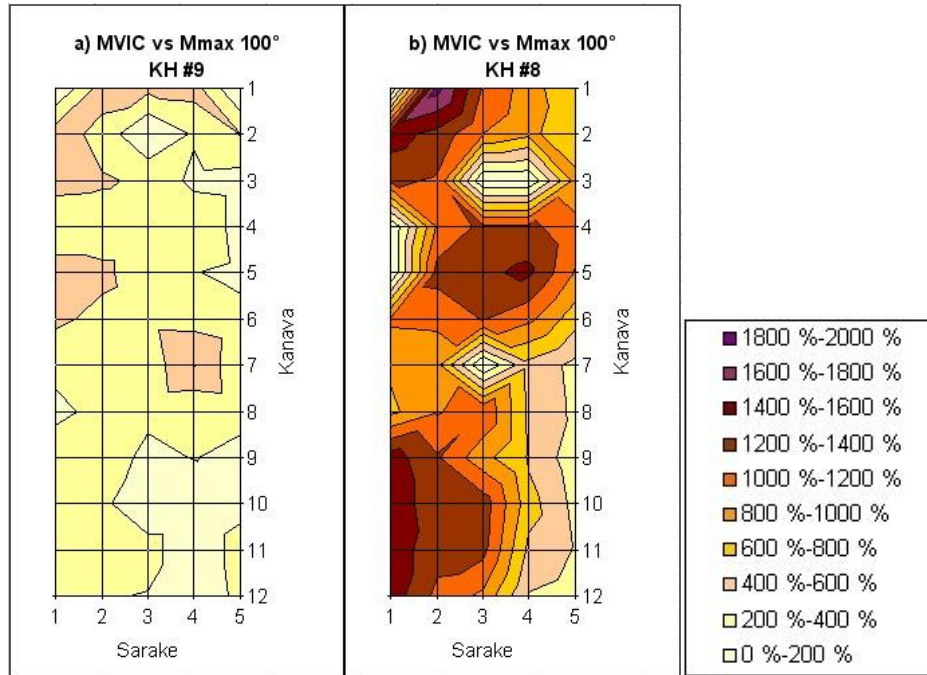
7.1.3 RMS-amplitudin muutokset yksittäisillä koehenkilöillä

Kuvissa 18 ja 19 on havainnollistettu RMS-amplitudissa tapahtuvia muutoksia yksittäisen koehenkilön ja yksittäisen kanavan tasolla. Kuvan 18 ylärivillä on esitetty absoluuttisten RMS-amplitudien kanavakohtaiset muutokset M_{\max} -tilanteesta nivelkulmien 80° ja 100° sekä 100° ja 113° välillä koehenkilöltä, jolla matriisin kaikkien kanavien RMS-amplitudin keskiarvon muutos oli yksi suurimmista. Koehenkilön kaikkien kanavien keskiarvo muuttui 16,9 % nivelkulmien 80° ja 100° välillä (kuva 18a) ja 4,4 % nivelkulmien 100° ja 113° välillä (kuva 18b). Yksittäisen kanavan tasolla muutokset olivat huomattavasti suurempia: enimmillään 151,8 % (18a: sarake 1; kanava 9) ja 67,9 % (18b: sarake 5; kanava 6). Alarivillä on esitetty vastaava data koehenkilöltä, jolla koko matriisin RMS-amplitudin keskiarvon muutos oli vähäisintä kyseisessä lihasaktiivisuustilanteessa. Vaikka keskiarvon muutokset olivat vain 0,1 % (kuva 18c) ja 0,6 % (kuva 18d), niin yksittäisen kanavan osalta muutokset olivat suurimmillaan 47,4 % (18c: sarake 3; kanava 8) ja 30,0 % (18d: sarake 4; kanava 3) tässä järjestyksessä.

Kuvassa 19 on esitetty absoluuttisten RMS-amplitudien kanavakohtaiset muutokset MVIC- ja M_{\max} -tilanteiden välillä 100° nivelkulmalla samoilta koehenkilöiltä. RMS-amplitudi oli odotetusti korkeampi M_{\max} - kuin MVIC-tilanteessa sekä koko ryhmän kaikkien kanavien keskiarvon (M_{\max} : $1,130 \pm 0,067$; MVIC: $0,240 \pm 0,022$) että jokaisen koehenkilön kaikkien kanavien keskiarvon osalta. Koehenkilöiden välillä oli kuitenkin huomattavia eroja; esimerkiksi kuvan 19a koehenkilöllä kaikkien kanavien keskiarvo kasvoi 282 % ja kuvan 19b koehenkilöllä 920 %. Yksittäisen kanavan osalta muutosten vaihteluvälit kyseisillä koehenkilöillä olivat vastaavasti 115–603 % ja 283–1873 %.



KUVA 18. Absoluuttisten RMS-amplituiden prosentuaaliset kanavakohtaiset muutokset kahdelta koehenkilöltä M_{\max} -lihasaktiivisuustilanteesta nivelkulmien 80° ja 100° sekä 100° ja 113° välillä.



KUVA 19. Absoluuttisten RMS-amplituiden prosentuaaliset kanavakohtaiset muutokset kahdelta koehenkilöltä nivelkulmalla 100° MVIC- ja M_{\max} -lihasaktiivisuustilanteiden välillä.

7.2 Lihasaktiivisuuden painopiste

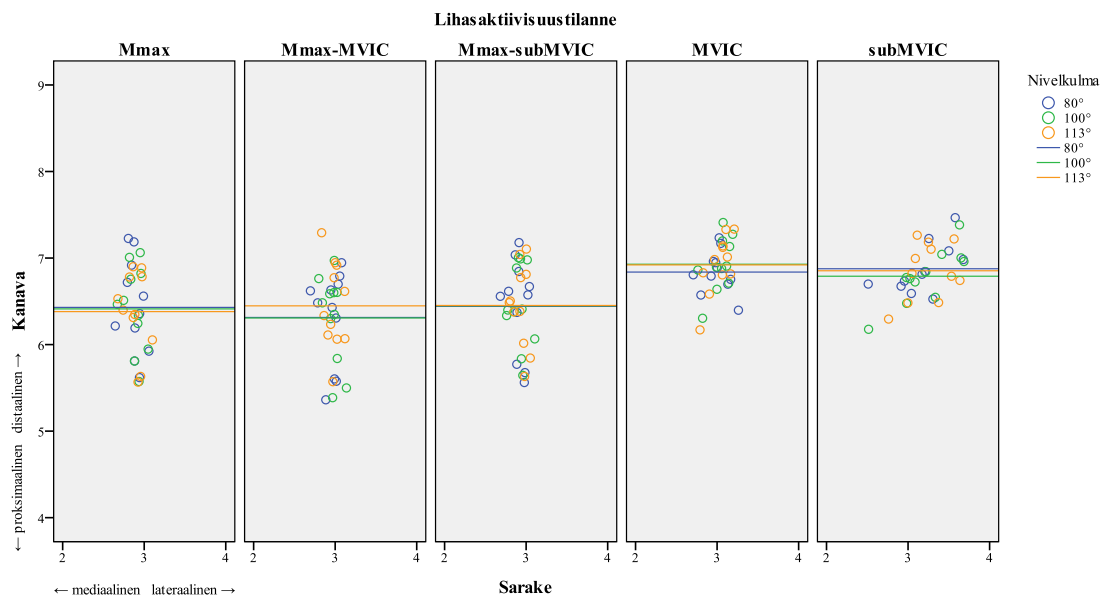
Taulukossa 2 ja kuvassa 20 on esitetty lihasaktiivisuuden painopisteen koordinaatit. Myös tässä yhteydessä x-akselin arvo 1 vastasi matriisielektrodin proksimaalisinta bipolaarista kanavaparia ja arvo 12 distaalisinta kanavaparia, samoin kuin y-akselin arvo 1 vastasi mediaalisinta saraketta ja arvo 5 lateraalisinta saraketta.

M_{\max} , M_{\max} -MVIC ja M_{\max} -subMVIC -tilanteissa painopiste lihaksen pituussuunnassa (y-akseli) oli merkitsevästi proksimaalisempi kuin MVIC-tilanteissa ($p < 0,001$; $p < 0,001$; $p = 0,001$ tässä järjestyksessä) tai subMVIC-tilanteissa ($p = 0,001$; $p < 0,001$; $p = 0,004$). Eri M_{\max} -tilanteiden välillä tai MVIC- ja subMVIC-tilanteiden välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja. Lihaksen poikittaissuunnassa (x-akseli) painopiste oli merkitsevästi lateraalisempi subMVIC-tilanteessa verrattuna kaikkiin muihin tilanteisiin ($p < 0,001$). Tämän lisäksi merkitsevä ero oli vain M_{\max} :n ja MVIC:n välillä ($p = 0,016$) painopisteen ollessa lateraalisempi MVIC-tilanteessa.

Nivelkulmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia.

TAULUKKO 2. Lihasaktiivisuuden painopisteet eri tilanteissa ja nivelkulmilla (x = med.–lat. - akseli; y = proks.–dist. - akseli)

Lihasaktiivisuustilanne	Nivelkulma		
	80°	100°	113°
	y ; x	y ; x	y ; x
Mmax	6,43 ± 0,54 ; 2,88 ± 0,11	6,41 ± 0,49 ; 2,88 ± 0,11	6,38 ± 0,47 ; 2,89 ± 0,12
Mmax-MVIC	6,31 ± 0,54 ; 2,95 ± 0,12	6,31 ± 0,52 ; 2,97 ± 0,09	6,45 ± 0,50 ; 2,98 ± 0,09
Mmax-subMVIC	6,44 ± 0,55 ; 2,91 ± 0,10	6,45 ± 0,48 ; 2,92 ± 0,10	6,45 ± 0,47 ; 2,93 ± 0,08
MVIC	6,84 ± 0,24 ; 3,00 ± 0,16	6,93 ± 0,32 ; 3,03 ± 0,13	6,92 ± 0,34 ; 3,03 ± 0,14
subMVIC	6,88 ± 0,29 ; 3,19 ± 0,33	6,79 ± 0,32 ; 3,23 ± 0,36	6,85 ± 0,33 ; 3,24 ± 0,27



KUVA 20. Lihasaktiivisuuden painopisteet eri lihasaktiivisuutilanteissa ja eri nivelkulmilla kailta koehenkilöiltä (ympyrät) sekä keskiarvot (vaakaviivat) lihaksen pituussuunnassa (huom. proksimaalinen pää kuvassa alhaalla).

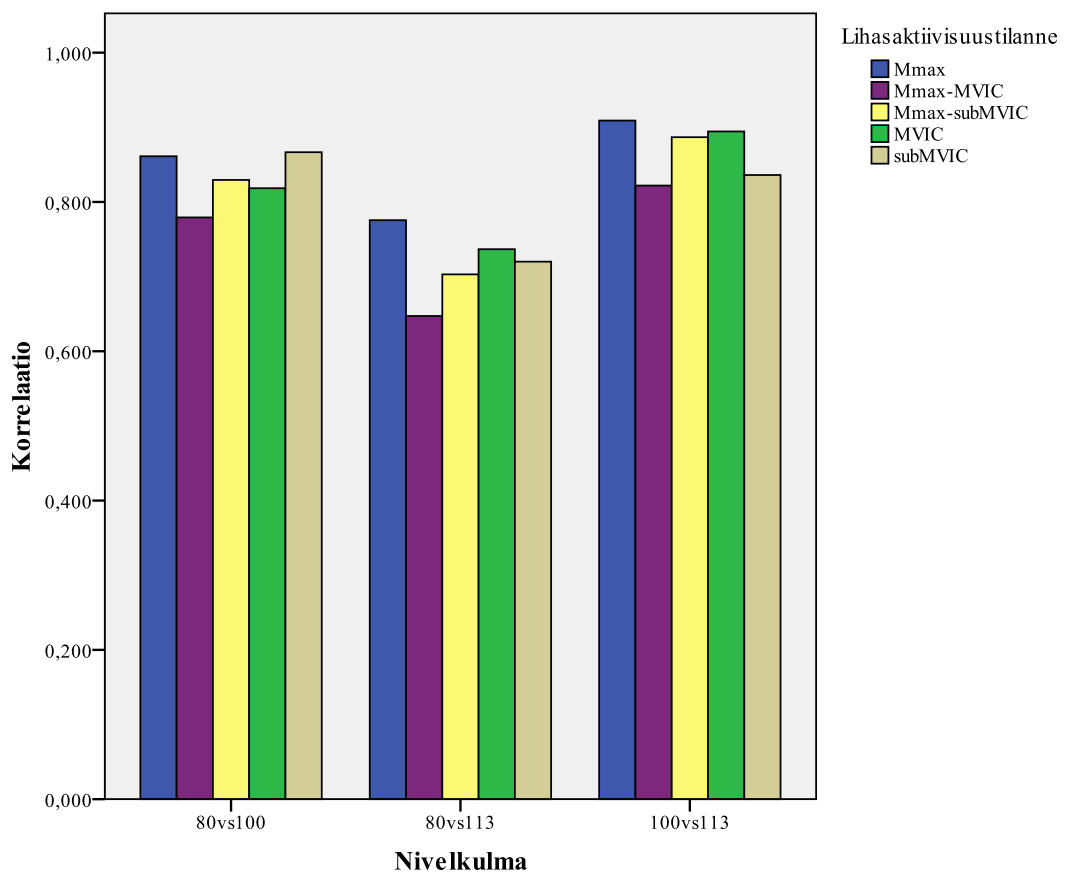
7.3 Lihasaktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio

7.3.1 Lihasaktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio nivelkulmien välillä

Spatiaalinen korrelaatio laskettiin koehenkilöiden RMS-amplitudeista eri nivelkulmien ja lihasaktiivisuustilanteiden välillä. Tarkasteltaessa nivelkulmien välisiä korrelaatioita nivelkulmien ääripäiden eli 80°:n ja 113°:n välinen korrelaatio ($0,717 \pm 0,197$) oli merkitsevästi ($p < 0,001$) pienempi verrattuna korrelaatioihin nivelkulmien 80° ja 100°

($0,831 \pm 0,141$) tai 100° ja 113° ($0,870 \pm 0,109$) välillä. Ero korrelaatioissa nivelkulmien 80° vs. 100° ja 100° vs. 113° välillä ei ollut merkitsevä.

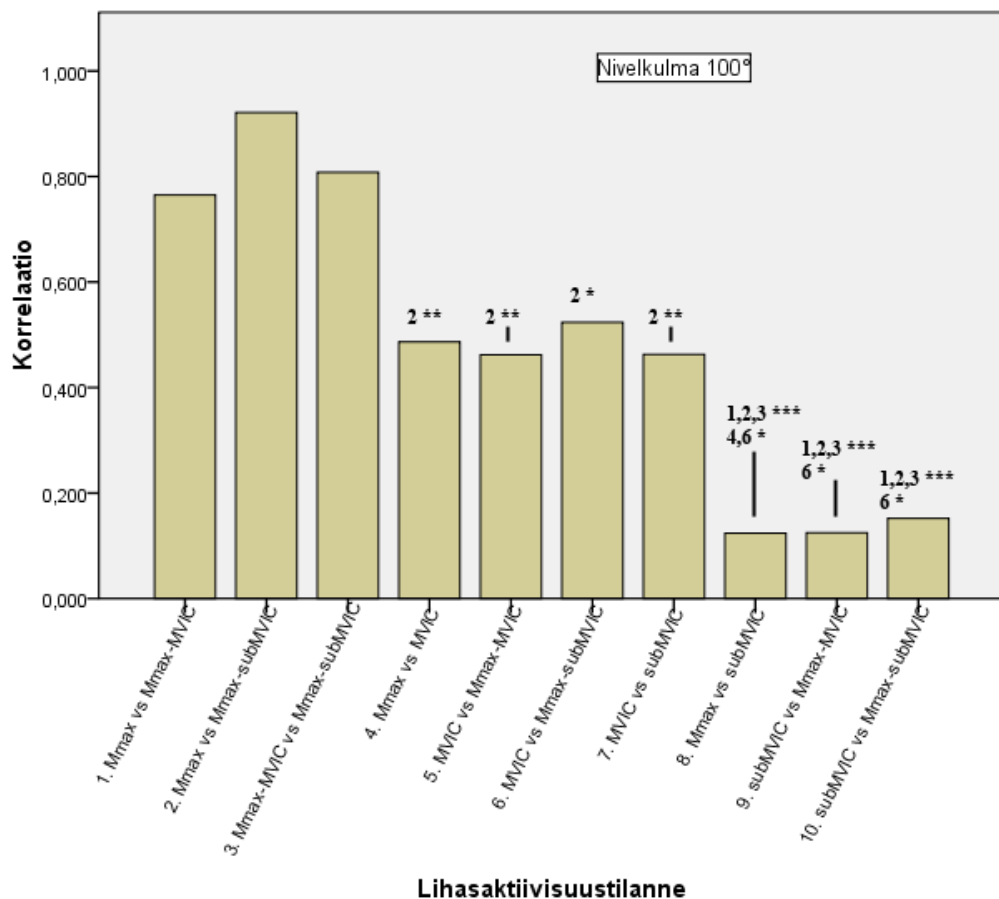
Lihasktiivisuustilanteista korkein spatiaalisen korrelaation keskiarvo nivelkulmien välillä oli M_{\max} -tilanteessa (80 vs. 100: $0,861 \pm 0,125$; 80 vs. 113: $0,776 \pm 0,139$; 100 vs. 113: $0,909 \pm 0,078$) ja matalin M_{\max} -MVIC -tilanteessa (80 vs. 100: $0,779 \pm 0,202$; 80 vs. 113: $0,647 \pm 0,202$ 100 vs. 113: $0,822 \pm 0,112$), mutta tilanteet eivät eronneet toisistaan tilastollisesti merkitsevästi (kuva 21).



KUVA 21. Lihasktiivisuuden (RMS-amplitudi) spatiaalisen korrelaation keskiarvo eri lihasaktiivisuustilanteissa eri nivelkulmien välillä. 80° vs 113° -korrelaatio oli pienempi verrattuna korrelaatioihin 80° vs 100° ($p < 0,001$) tai 100° vs 113° ($p < 0,001$).

7.3.2 Lihasaktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio lihasaktiivisuustilanteiden välillä

Kuvassa 22 on esitetty lihasaktiivisuuden spatiaalisen korrelaation keskiarvo eri lihasaktiivisuustilanteiden välillä nivelkulmalla 100° . Nivelkulmat eivät eronneet toisistaan tilastollisesti merkitsevästi. Riippuvuus oli vahvinta sähköstimulaatiota sisältäneiden tilanteiden keskinäisissä vertailuissa (M_{\max} vs M_{\max} -MVIC: $0,765 \pm 0,172$; M_{\max} vs M_{\max} -subMVIC: $0,921 \pm 0,056$; M_{\max} -MVIC vs M_{\max} -subMVIC: $0,808 \pm 0,125$). MVIC:n ja kaikkien muiden tilanteiden välillä oli kohtalainen korrelaatio (MVIC vs M_{\max} : $0,487 \pm 0,305$; MVIC vs M_{\max} -MVIC: $0,462 \pm 0,345$; MVIC vs M_{\max} -subMVIC: $0,524 \pm 0,301$; MVIC vs subMVIC: $0,463 \pm 0,397$). SubMVIC- ja eri sähköstimulaatiotilanteiden välillä korrelaatiot olivat heikkoja (subMVIC vs M_{\max} : $0,124 \pm 0,282$; subMVIC vs M_{\max} -MVIC: $0,125 \pm 0,172$; subMVIC vs M_{\max} -subMVIC: $0,152 \pm 0,268$).



KUVA 22. Lihasaktiivisuuden (RMS-amplitudi) spatiaalisen korrelaation keskiarvo keskimääräisellä nivelkulmalla (100°) eri lihasaktiivisuustilanteiden välillä.

8 POHDINTA

8.1 Päätulokset

Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään nivelkulman ja lihasaktiivisuustilanteen vaikutusta lateraalista kaksoiskantalihaksesta matriisielektrodilla mitattuun alueelliseen lihasaktiivisuuteen. Eroavaisuuksia etsittiin pääasiassa kaikkien kanavien keskiarvoamplitudin, lihasaktiivisuuden painopisteen ja spatiaalisen korrelaation muutoksista. Nivelkulmien välisissä vertailuissa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja matriisielektrodin kaikkien kanavien keskiarvoamplitudin keskiarvon muutoksissa, kuten ei myöskään lihasaktiivisuuden painopisteen muutoksissa. Spatiaalisen korrelaation osalta 80°:n ja 113°:n välinen korrelaatio oli heikompi kuin korrelaatio nivelkulmien 80° ja 100° tai 100° ja 113° välillä. Eri lihasaktiivisuustilanteiden välillä ei kuitenkaan havaittu eroja tarkasteltaessa korrelaatioita eri nivelkulmien kesken.

Lihasktiivisuustilanteiden välillä eroja oli odotusten mukaisesti keskimääräisessä RMS-amplitudissa tahdonalaisten (MVIC, subMVIC) ja sähköstimulaatiolla aiheutettujen lihassupistusten (M_{\max} , M_{\max} -MVIC, M_{\max} -subMVIC) välillä. Myös lihasaktiivisuuden painopisteen muutokset erosivat tahdonalaisten ja sähköstimulaatiota sisältäneiden lihassupistusten välillä. Lihaksen pituussuunnassa painopiste oli merkitsevästi proksimaalisempi kaikissa kolmessa eri M_{\max} -tilanteessa kuin tahdonalaisissa supistuksissa. Poikittaissuunnassa painopiste oli mediaalisempi eri M_{\max} -tilanteissa kuin tahdonalaisissa supistuksissa, mutta ero oli tilastollisesti merkitsevä vain neljässä tapauksessa kuudesta. Huomioitavaa oli lisäksi se, että sähköstimulaatiota sisältäneet tilanteet eivät eronneet merkitsevästi toisistaan keskiarvoamplitudin suhteen, eivätkä lihasaktiivisuuden painopisteen kummankaan akselin suunnassa. Myös lihasaktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio oli vahvempi M_{\max} -tilanteiden välisissä vertailuissa kuin tahdonalaisten ja sähköstimulaatiotilanteiden välillä.

8.2 Nivelkulman vaikutus alueelliseen lihasaktiivisuuteen

Nivelkulman vaikutus matriisielektrodilla mitattuun kaksoinkantalihaksen lateraalisen pään lihasaktiivisuuteen oli vähäistä kaikkien raportoitujen muuttujien osalta (ainoa tilastollisesti merkitsevä ero spatiaalisessa korrelaatioissa). Ero lihaspituudessa tai lihaksen paikan muutoksessa kulmien välillä näyttäisi siis vaikuttaneen RMS-amplitudin jakaumaan melko vähän ja geometristen muutosten olleen siten odotuksia pienemmät. Toisin sanoen lihaksen paikan muutos oli todennäköisesti pienempi kuin elektrodien välinen etäisyys (8 mm). Tähän viittaa erityisesti lihasaktiivisuuden painopisteen pysyminen lähes muuttumattomana. Toisaalta suurta painopisteen muutosta ei voi välttämättä odottaakaan, koska myös tarkasteltava alue vaihtuu nivelkulman mukaan ja painopiste pyrkii hakeutumaan lähelle matriisin keskiosaa eikä siten seuraa kovin herkästi todellisesta geometrista muutosta.

Koska lihasaktiivisuuden painopiste ei yksistään kuvasta kaikkia lihasaktiivisuuden jakautumiseen liittyviä muutoksia, koehenkilöiden RMS-amplitudeista laskettiin myös lihasaktiivisuuden spatiaalinen korrelaatio eri nivelkulmien välillä. Siitä voidaan huomata muutoksia kuitenkin tapahtuneen, sillä nivelkulmien ääripäiden 80°:n ja 113°:n välinen korrelaatio oli merkitsevästi heikompi kuin 80°:n ja 100°:n tai 100°:n ja 113°:n välinen korrelaatio. Blazeovich ym. (2012) raportoivat kaksoiskantalihaksen pituuden muuttuvan keskimäärin 24 mm (12 %) nilkan 20°:n plantaarifleksion (vastaa tämän työn 110°:ta) ja 20°:n dorsifleksion (70°) välillä sekä muutoksen olevan lineaarista näiden nivelkulmien välillä. Lihaksen pituuden muutos ei silti välttämättä ole sama kuin lihaksen paikan muutos suhteessa pintaelektrodeihin. Korrelaatiokertoimet kuitenkin kuvastivat samankaltaista muutosta, sillä vahvin korrelaatio ($0,870 \pm 0,109$) esiintyi pienimmän nivelkulmamutoksen (100° vs 113°) välillä ja vastaavasti heikoin ($0,717 \pm 0,197$) suurimman nivelkulmamutoksen (80° vs 113°) välillä.

Myös suhteellisissa RMS-amplitudeissa (kuvat 15 ja 16) esiintyi pieniä kanavakohtaisia muutoksia nivelkulman vaihtuessa. Silmämääräisen tarkastelun perusteella yhdenmuukaisen trendin havaitseminen kyseisissä muutoksissa on kuitenkin vaikeaa. Lihasaktiivisuuskartoissa (kuva 15) on havaittavissa vähäistä (enintään yhden elektrodivälin eli 8 millimetrin suuruista) liukumista lihaksen pitkittäissuunnassa. Visuaalisen tarkastelun

perusteella suuria muutoksia lihasaktiivisuudessa nivelkulman suhteen esiintyi ainoastaan yksittäisen koehenkilön lihasaktiivisuuskartoissa yksittäisen kanavan tasolla (kuva 18). RMS-amplitudin kaikkien kanavien keskiarvon keskiarvoa tarkasteltaessa eroavaisuuksia ei ollut havaittavissa. Tämän perusteella bipolaarisen elektrodiparin sijainnilla suhteessa lihakseen näyttäisi olevan huomattava merkitys rekisteröityyn elektromyogrammiin. Toisin sanoen matriisielektrodi näyttäisi keskiarvoistavan koko elektrodialueen lihasaktiivisuuden erittäin hyvin, mikä kertoo matriisielektrodin luotettavuudesta. Myös aiempien tutkimusten perusteella lihasrunгон päältä rekisteröidyssä pinta-EMG:ssä esiintyy alueellista vaihtelua (Hodson-Tole ym. 2013; Holtermann ym. 2005; Garcia & Vieira 2011; Piitulainen ym. 2009; Rantalainen ym. 2012; Staudenmann ym. 2005). Esimerkiksi Hodson-Tole ym. (2013) raportoivat, että sulkamaisista lihaksista, kuten kaksoiskantalihas, yksittäisestä pisteestä rekisteröity EMG-signaali ei todennäköisesti edusta koko lihaksen aktiivisuutta. Matriisielektrodiä käytettäessä on mahdollista huomioida myös hermotusvyöhykkeen sijainti ja sen vaikutus tuloksiin. Tavanomaisessa bipolaarisessa konfiguraatiossa ei suositella elektrodien sijoittamista hermotusvyöhykkeen alueelle (Hermens ym. 1999), mutta isokokoisia matriisielektrodeja käytettäessä asetelma on useimmiten toisenlainen joidenkin elektrodien sijaitessa todennäköisesti hermotusvyöhykkeen kohdalla. Hermotusvyöhykkeen tai lihas-jänneliitoksen liikuminen suhteessa elektrodiin vaikuttaa rekisteröityyn amplitudiin ja voi selittää erityisesti yksittäisen kanavan suuriakin amplitudimuutoksia signaalin kumoutumisesta johtuen. Tavanomaisessa yhden elektrodiparin mittauskonfiguraatiossa tämän ilmiön havaitseminen on haasteellista.

8.3 Lihasaktiivisuustilanteen vaikutus alueelliseen lihasaktiivisuuteen

Tulosten perusteella voidaan todeta tahdonalaisten lihassupistusten (MVIC, subMVIC) pääsääntöisesti eronneen sähköstimulaatiolla aiheutetuista lihassupistuksista (M_{\max}) tausta-aktiivisuudesta (M_{\max} -MVIC, M_{\max} -subMVIC) riippumatta sekä RMS-amplitudin että lihasaktiivisuuden painopisteen osalta. RMS-amplitudin kaikkien kanavien keskiarvon huomattava ero MVIC:n ja M_{\max} -tilanteiden välillä oli odotettavissa, vaikka molemmissa tapauksissa oletettaisiin kaikkien motoristen yksiköiden aktivoituvan (mutta ei synkronoidusti). M_{\max} -tilanteista rekisteröity yli kolminkertainen amplitudi verrattuna

MVIC-tilanteeseen johtuu useiden motoristen yksiköiden samanaikaisesta aktivoitumisesta sähköstimulaation yhteydessä, kun taas tahdonalaisissa supistuksissa motoristen yksiköiden aktivoituminen on epäsynkronista ja johtaa signaalin kumoutumiseen (Keenan ym. 2005; Merletti ym. 1992). Myös Cioni ym. (1985) mittasivat suuruusluokaltaan lähes vastaavanlaisia eroja tahdonalaisten ja sähköstimulaatiolla aikaansaatuisten lihassupistusten välillä.

Painopisteen koordinaattien ja spatiaalisen korrelaation muutokset lihasaktiivisuustilanteiden välillä voivat johtua ainakin mahdollisista eroista motoristen yksiköiden rekrytoinnissa ja EMG-elektrodin sijainnin muutoksesta eri lihasaktiivisuustilanteissa suhteessa tutkittavaan lihakseen. Hodson-Tole ym. (2013) tutkivat mediaalisen kaksoiskantalihaksen lihasaktiivisuuden jakaumaa seisoma-asentoa ylläpidettäessä sekä säärihermoa sähköisesti stimuloitaessa ja raportoivat seisoma-asennossa aktivoituvien yksiköiden sijaitsevan todennäköisemmin distaalimpana verrattuna sähköstimulaatiossa aktivoituvien yksiköihin. Lisäksi lihaksen anatomiassa voi tapahtua muutoksia lihassupistuksen aikana myös kontrolloiduissa isometrisissä suorituksissa, mikä voi aiheuttaa eroavaisuuksia lihasaktiivisuuden alueelliseen jakaumaan. Matriisielektrodin kanavien sijainti suhteessa lihaksen hermotusvyöhykkeen tai lihas-jänneliitoksen sijaintiin vaikuttaa rekisteröityyn amplitudiin ja siten myös painopisteeseen sekä spatiaaliseen korrelaatioon tilanteiden välillä. Sijainnin muutoksia eri voimatasoilla voidaan selittää lihassolujen lyhentymisellä ja distaalisen jänteen pitenemisellä voimatason nousun yhteydessä. (Piitulainen ym. 2009.) Lisäksi korkeamman syttymiskynnyksen omaavien motoristen yksiköiden hermolihasliitoksen sijainti voi mahdollisesti erota matalammilla voimatasoilla rekrytoituista yksiköistä, jolloin myös rekisteröidyssä lihasaktiivisuudessa voidaan havaita alueellisia muutoksia (Rantalainen ym. 2012).

8.4 Virhelähteet ja rajoitteet

Mittausvirheitä voi aiheutua niin käytetystä laitteistosta kuin teknisistä virheistä. Rekisteröidyissä signaaleissa oli silmämääräisesti havaittavissa hieman taustahäiriötä. Sub-MVIC-suorituksissa mitatut amplitudit olivat hyvin pieniä (RMS-amplitudi alimmillaan < 0,01 mV) ja muutamilla koehenkilöillä aktiopotentiaalit olivat melko vaikeasti erotet-

tavissa taustahäiriöstä. Visuaalisessa esianalyysissä hylättiin kaikki kanavat, joissa aktiopotentialit eivät olleet havaittavissa tai jotka olivat selkeästi häiriöisiä. Joissakin tapauksissa hylkääminen oli kuitenkin tulkinnanvaraista, mikä voi ainakin vähäisessä määrin vaikuttaa tuloksiin. Varsinkin korrelaatiokerroin on herkkä poikkeaville havainnoille, joten tulosten luotettavuus voi kärsiä esimerkiksi satunnaisesti esiintyvän häiriön vuoksi. Vastaavasti järjestelmällisesti esiintyvä häiriö voi vahvistaa korrelaatiokerrointa aiheetta. Viitteitä tämän suuntaiseen virheeseen on kahden koehenkilön datassa. Kyseisiltä koehenkilöiltä rekisteröidyissä signaaleissa esiintyi eniten häiriötä silmämääräisen analyysin perusteella ja heillä subMVIC-suoritusten korrelaatiokertoimet olivat keskimääräistä korkeampia, kun kaikissa muissa tilanteissa heidän korrelaatiokertoimet olivat keskimääräistä alhaisempia.

M_{\max} -tilanteiden analysoinnissa aikaikkunan pituus valittiin siten, että kaikkien koehenkilöiden M-aalto varmuudella mahtuu valittuun vakio pituiseen ikkunaan. Tällä on vaikutusta keskiarvoamplitudiin, sillä M-aallon kestossa on vaihtelua koehenkilöiden välillä. Siten M-aallon RMS-arvo alenee systemaattisesti samalla koehenkilöllä, mutta vaikutus on vakiomääräinen M-aallon keston pysyessä samana.

EMG-mittauksien luotettavuuteen voivat lisäksi vaikuttaa esimerkiksi väsymys, oppiminen, psykologiset tekijät tai myötävaikuttajalihasten toiminta (De Luca 1997; Enoka & Fuglevand 2001; Merletti 1999; Yang & Winter 1983). Esimerkiksi MVIC-tilanteiden osalta ei voida olla varmoja siitä, että koehenkilö todella tuotti maksimaalisesti voimaa juuri mittauksen kohteena olevalla lihaksella. Kolmipäinen pohjelihas (m. triceps surae) muodostuu kaksoiskantaliihaksesta ja leveästä kantaliihaksesta (m. soleus), jotka toimivat synergisteinä nilkan plantaarifleksiossa, mutta lihasten suhteellinen osuus maksimaalisessa voimantuotossa voi vaihdella nivelkulmien ja yritysten välillä (Miaki ym. 1999; Yang & Winter 1983). Mittausten kesto koehenkilöä kohden oli vähintään kaksi tuntia ja sisälsi useita maksimaalisia lihassupistuksia (vähintään 10). Väsymyksen vaikutusta tuloksiin pyrittiin kontrolloimaan satunnaistamalla nivelkulmien ja lihasaktiivisuustilanteiden suoritusjärjestys sekä pitämällä vähintään kahden minuutin tauko maksimaalisten suoritusten välillä. Harjoitussuorituksilla pyrittiin välttämään oppimisvaikutuksen esiintymistä mittausdatassa.

8.5 Johtopäätökset ja jatkotutkimukset

Sisäisten ja ulkoisten tekijöiden vaikutusta EMG-signaalin tallentamiseen on kattavasti dokumentoitu, minkä johdosta elektromyogrammin normalisointia tietyissä vertailutilanteissa kannatetaan yleisesti (De Luca 1997). Ennen normalisointimenetelmän valintaa on kuitenkin arvioitava viitearvon luotettavuus (Burden & Bartlett 1999). Aiemmat tutkimukset ovat esitelleet useita eri metodeja viitearvon tuottamiseksi (Burden 2010), mutta monikanavaisia matriisielektrodeja ei ole juurikaan hyödynnetty tässä yhteydessä. Monikanavainen elektrodi mahdollistaa EMG-muuttujien laskemisen usean kanavan keskiarvona, jolloin elektrodin sijainnin tai lihaksen geometrian muutosten aiheuttama vaihtelu vähenee ja tulosten luotettavuus paranee (Farina ym. 2004). Samoin $M_{\max:n}$ käyttö normalisoinnissa on ollut vähäistä, sillä normalisointimenetelmät ovat koostuneet pääasiassa isometrisestä, isokineettisestä tai dynaamisesta lihasaktiivisuudesta (Burden 2010).

Tässä tutkimuksessa viitearvon luotettavuutta arvioitiin tarkastelemalla nivelkulman ja lihasaktiivisuustilanteen vaikutusta alueelliseen lihasaktiivisuuteen, mutta tulosten perusteella ei voida osoittaa, millä käytetyistä menetelmistä saataisiin luotettavin referenssiarvo matriisielektrodilla rekisteröidyn elektromyogrammin normalisoinnissa. Dynaamisissa suorituksissa parhaiten soveltuvana menetelmänä voidaan pitää sitä, jossa spatiaalisen jakauman vaihtelu nivelkulmien välillä on vähäisintä. Siten mistään käytetyistä lihasaktiivisuustilanteista rekisteröityä EMG-signaalia ei voida pitää selkeästi parhaana tai edes parempana referenssiarvona. M_{\max} , MVIC tai subMVIC -tilanteet ovat kuitenkin helpommin toteutettavissa ja mitattavissa kuin näiden yhdistelmät. Toisin sanoen M_{\max} -MVIC ja M_{\max} -subMVIC -menetelmien käyttö ei tämän tutkimuksen perusteella näyttäisi tuovan lisäarvoa tulosten luotettavuuden suhteen, mutta niiden mittaaminen on hieman monimutkaisempaa ja enemmän aikaa vievää. Normalisointimenetelmän soveltuvuuteen vaikuttaa lisäksi myös se, mihin tilanteeseen normalisointia tarvitaan. Tahdonalaisten ja sähköstimulaatiolla aiheutettujen lihassupistuksisten välillä havaittiin eroja lihasaktiivisuuden spatiaalisessa jakaumassa, joten on myös perusteltua ajatella, että tahdonalaisten suoritusten EMG kannattaa normalisoida tahdonalaisesta supistuksesta rekisteröidyllä viitearvolla. Jatkotutkimukset ovat kuitenkin tarpeen ennen kuin suosituksia menetelmän valinnasta voidaan tehdä. Muun muassa toistettavuutta (esim. suori-

tusten tai päivien välillä) ei tutkittu tässä työssä. Lisäksi voisi olla hyödyllistä soveltaa tuloksia käytäntöön esimerkiksi normalisoimalla kävelytehtävästä rekisteröity EMG-data.

9 LÄHTEET

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. 2002. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology* 92 (6), 2309–2318.
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W. & Lambert, M. 2010. Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (6), 1036–1043.
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P. & Lambert, M. I. 2011. Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 579–586.
- Andreassen, S. & Arendt-Nielsen, L. 1987. Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *The Journal of Physiology* 391, 561–571.
- Ball, N. & Scurr, J. 2010. An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (1), 81–88.
- Balshaw, T. G. & Hunter, A. M. 2012. Evaluation of electromyography normalisation methods for the back squat. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22, 308–319.
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Waugh, C. M., Fath, F., Miller, S. C. & Kay, A. D. 2012. Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology* 113 (9), 1446–1455.
- Bolgla, L. A. & Uhl, T. L. 2007. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17 (1), 102–111.
- Burden, A. 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (6), 1023–1035.
- Burden, A. & Bartlett, R. 1999. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics* 21 (4), 247–257.

- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J. & Hodges, P. W. 2010. Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (1), 108–117.
- Clarys, J. P. 2000. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics* 43 (10), 1750–1762.
- Clausen, T., Nielsen, O. B., Harrison, A. P., Flatman, J. A. & Overgaard, K. 1998. The Na⁺,K⁺ pump and muscle excitability. *Acta Physiologica Scandinavica* 162 (3), 183–190.
- De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D. & Nawab, S. H. 2006. Decomposition of surface EMG signals. *Journal of Neurophysiology* 96 (3), 1646–1657.
- De Luca, C. J. & Merletti, R. 1988. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 69 (6), 568–575.
- De Luca, C. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13 (2), 135–163.
- Drost, G., Stegeman, D. F., van Engelen, B. G. M. & Zwarts, M. J. 2006. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16 (6), 586–602.
- Enoka, R. M. & Fuglevand, A. J. 2001. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle & Nerve* 24 (1), 4–17.
- Enoka, R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. (4. painos) Champaign, IL: Human Kinetics.
- Farina, D., Cescon, C. & Merletti, R. 2002. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biological Cybernetics* 86 (6), 445–456.
- Farina, D. & Merletti, R. 2004. Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings. *Journal of Neuroscience Methods* 134 (2), 199–208.
- Farina, D., Blanchietti, A., Pozzo, M. & Merletti, R. 2004a. M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation. *Journal of Applied Physiology* 97 (2), 545–555.
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. M. 2004b. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96 (4), 1486–1495.

- Farina, D., Merletti, R. & Stegeman, D. 2004c. Biophysics of the generation of EMG signals. Teoksessa Merletti, R. & Parker, P. (toim.) *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, NJ: IEEE/Wiley, 81–105.
- García, C. & Vieira, T. 2011. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte* 4 (1), 17–28.
- Green, H. J. 2004. Membrane excitability, weakness, and fatigue. *Canadian Journal of Applied Physiology* 29 (3), 291–307.
- Grönlund, C., Roeleveld, K., Holtermann, A. & Karlsson, J. 2005. On-line signal quality estimation of multichannel surface electromyograms. *Medical and Biological Engineering and Computing* 43 (3), 357–364.
- Hautier, C. A., Arsac, L., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A. & Lacour, J. R. 2000. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32 (4), 839.
- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D. O. 1965. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology* 28, 560–580.
- Hermens, H. J. & Commission des Communautés européennes Biomedical and Health Research Programme 1999. SENIAM: European recommendations for surface electromyography: Results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10 (5), 361–374.
- Hodson-Tole, E. F., Loram, I. D. & Vieira, T. M. 2013. Myoelectric activity along human gastrocnemius medialis: different spatial distributions of postural and electrically elicited surface potentials. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23 (1), 43–50.
- Holtermann, A., Roeleveld, K. & Karlsson, J. S. 2005. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (2), 131–137.
- Hug, F. 2011. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21 (1), 1–12.
- Jobe, F. W., Moynes, D. R., Tibone, J. E. & Perry, J. 1984. An EMG analysis of the shoulder in pitching. *The American Journal of Sports Medicine* 12 (3), 218–220.

- Karlsson, J. S., Roeleveld, K., Grönlund, C., Holtermann, A. & Östlund, N. 2009. Signal processing of the surface electromyogram to gain insight into neuromuscular physiology. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 367 (1887), 337–356.
- Keenan, K. G., Farina, D., Maluf, K. S., Merletti, R. & Enoka, R. M. 2005. Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *Journal of Applied Physiology* 98 (1), 120–131.
- Keenan, K. G., Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. M. 2006. Influence of motor unit properties on the size of the simulated evoked surface EMG potential. *Experimental Brain Research* 169 (1), 37–49.
- Kleine, B. U., van Dijk, J. P., Lapatki, B. G., Zwarts, M. J. & Stegeman, D. F. 2007. Using two-dimensional spatial information in decomposition of surface EMG signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17 (5), 535–548.
- Knaflitz, M. & Merletti, R. 1988. Suppression of simulation artifacts from myoelectric-evoked potential recordings. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering* 35 (9), 758–763.
- Lapatki, B. G., Oostenveld, R., Van Dijk, J. P., Jonas, I. E., Zwarts, M. J. & Stegeman, D. F. 2006. Topographical characteristics of motor units of the lower facial musculature revealed by means of high-density surface EMG. *Journal of Neurophysiology* 95 (1), 342–354.
- Lehman, G. J. & McGill, S. M. 1999. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 22 (7), 444–446.
- Marieb, E. N. & Hoehn, K. 2007. *Human anatomy & physiology*. (7. painos) San Francisco: Pearson Benjamin Cummings.
- Martin, S. & MacIsaac, D. 2006. Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16 (2), 144–148.
- Martini, F. & Nath, J. L. 2009. *Fundamentals of anatomy & physiology*. (8. painos) Boston, Mass.: Addison-Wesley.
- Merletti, R. 1999. Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9 (1), 3–4.

- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E. & Minetto, M. A. 2009. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clinical Biomechanics* 24 (2), 122–134.
- Merletti, R. & Farina, D. 2009. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences* 367 (1887), 357–368.
- Merletti, R., Knaflitz, M. & De Luca, C. J. 1990. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of applied physiology* 69 (5), 1810–1820.
- Merletti, R., Knaflitz, M. & De Luca, C. J. 1992. Electrically evoked myoelectric signals. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 19 (4), 293–340.
- Merletti, R., Lo Conte, L. & Orizio, C. 1991. Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1 (1), 20–33.
- Merletti, R. & Parker, P. 2004. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, NJ : IEEE/Wiley.
- Merletti, R., Rainoldi, A. & Farina, D. 2001. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 29 (1), 20.
- Miaki, H., Someya, F. & Tachino, K. 1999. A comparison of electrical activity in the triceps surae at maximum isometric contraction with the knee and ankle at various angles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 80 (3), 185–191.
- Moritani, T., Stegeman, D. & Merletti, R. 2004. Basic physiology and biophysics of EMG signal generation. Teoksessa Merletti, R. & Parker, P. (toim.) *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, NJ: IEEE/Wiley, 1–25.
- Nienstedt, W. 2004. *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. (15 uud. painos) Helsinki: Wsoy.
- Norcross, M. F., Troy Blackburn, J. & Goerger, B. M. 2010. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (3), 420–425.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D. & Hoffman, M. A. 2004. The hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training* 39 (3), 268–277.

- Piitulainen, H., Rantalainen, T., Linnamo, V., Komi, P. & Avela, J. 2009. Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19 (4), 667–675.
- Raez, M. B., Hussain, M. S. & Mohd-Yasin, F. 2006. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* 8, 11–35.
- Rantalainen, T., Klodowski, A. & Piitulainen, H. 2012. Effect of innervation zones in estimating biceps brachii force-EMG relationship during isometric contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22 (1), 80–87.
- Rich, C. & Cafarelli, E. 2000. Submaximal motor unit firing rates after 8 wk of isometric resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32 (1), 190.
- Roeleveld, K., Blok, J., Stegeman, D. & Van Oosterom, A. 1997. Volume conduction models for surface EMG; confrontation with measurements. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 7 (4), 221–232.
- Roeleveld, K. & Stegeman, D. F. 2002. What do we learn from motor unit action potentials in surface electromyography? *Muscle & Nerve* 25 (11), 92–97.
- Rouffet, D. M. & Hautier, C. A. 2008. EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (5), 866–878.
- Soderberg, G. L. & Knutson, L. M. 2000. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy* 80 (5), 485–498.
- Staudenmann, D., Kingma, I., Stegeman, D. F. & Van Dieën, J. H. 2005. Towards optimal multi-channel EMG electrode configurations in muscle force estimation: a high density EMG study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (1), 1–11.
- Strommen, J. A. & Daube, J. R. 2001. Determinants of pain in needle electromyography. *Clinical Neurophysiology* 112 (8), 1414–1418.
- Tucker, K. J., Tuncer, M. & Türker, K. S. 2005. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. *Human Movement Science* 24 (5), 667–688.
- Van Vugt, J. & Van Dijk, J. 2001. A convenient method to reduce crosstalk in surface EMG. *Clinical Neurophysiology* 112 (4), 583–592.
- Wallinga-de Jonge, W., Gielen, F. L. H., Wirtz, P., De Jong, P. & Broenink, J. 1985. The different intracellular action potentials of fast and slow muscle fibres. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 60 (6), 539–547.

- Yang, J. & Winter, D. 1984. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 65 (9), 517.
- Yang, J. & Winter, D. 1983. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 64 (9), 417.
- Yao, W., Fuglevand, R. J. & Enoka, R. M. 2000. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *Journal of Neurophysiology* 83 (1), 441–452.
- Zory, R., Boerio, D., Jubeau, M. & Maffiuletti, N. 2005. Central and peripheral fatigue of the knee extensor muscles induced by electromyostimulation. *International Journal of Sports Medicine* 26 (10), 847–853.
- Zwarts, M. J. & Stegeman, D. F. 2003. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle & Nerve* 28 (1), 1–17.