

**VENYMIS-LYHENEMISSYKLUSTYYPPIINEN LIHASVÄSYMYS:
EMG:N JA EMG/VOIMA-SUHTEEN MUUTTUMINEN**

Esa Liimatainen

LitM

Biomekaniikan
pro gradu -tutkielma
Jyväskylän yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Kevät 1997

SISÄLLYS

1 JOHDANTO	1
2 LIHASTOIMINTA	3
2.1 Lihastoiminnan perusrakenne	3
2.2 Ohjauksradat	4
2.3 Motorinen yksikkö	5
2.4 Lihastoimintatavat	6
3 EMG-SIGNAALI LIHASTOIMINNASSA	8
3.1 EMG:n määritelmä	8
3.2 EMG:n mittaaminen ja siihen vaikuttavat muuttujat	8
3.2.1 Elektrodit	9
3.2.2 Teho-tiheysspektri	10
3.2.3 Cross-talk -ilmiö	11
3.2.4 Ihon resistanssi	11
3.3 EMG-signaalin käsittelymenetelmät	12
4 VOIMA	13
4.1 Voima fysiologisena ilmiönä	13
4.2 Venymis-lyhenemissykluksessa ilmenevät voimantuottotavat	14
4.3 IEMG:n ja voiman yhteys	14
5 LIHASVÄSYMYS	17
5.1 Määritelmä	17
5.2 Sentraalinen lihasväsymys	19
5.3 Perifeerinen lihasväsymys	19
6 EMG:N MUUTTUMINEN LIHASVÄSYMUKSESSÄ	21
6.1 IEMG:n muuttuminen	22
6.2 Teho-tiheysspektrin muuttuminen	23
6.3 Impulssin johtumisnopeuden muuttuminen	24
7 EMG-VOIMA -SUHTEEN MUUTTUMINEN LIHASVÄSYMUKSESSÄ	26
8 TUTKIMUSONGELMAT	34

9 TUTKIMUSMENETELMÄT	35
9.1 Koehenkilöt	35
9.2 Aineiston keruu	35
9.3 Mittausprotokolla	36
9.4 Aineiston analysointi	38
10 TULOKSET	40
10.1 Väsytyssarjojen aiheuttamat muutokset voimantuotto-ominaisuuksissa	40
10.2 Maksimaalisen kelkkahypyn muutokset väsytyksen jälkeen	41
10.3 Pudotushyppyjen muutokset väsytyksen jälkeen	41
10.4 Maksimaalinen isometrinen polvenojennus	42
10.4.1 Voimantuoton muutokset	42
10.4.2 M. vastus lateraloksen EMG-muutokset	43
10.4.3 M. vastus medialoksen EMG-muutokset	44
10.4.4 EMG/voima-suhde isometrisessä polvenojennuksessa	46
10.5 Kelkkamaksimihyppy	46
10.5.1 Preaktivaatiovaiheen muutokset	46
10.5.2 Eksentrisen vaiheen muutokset	47
10.5.3 Konsentrisen vaiheen muutokset	48
10.6 Väsytyssarjat	50
10.6.1 Väsytyssarjojen kesto	50
10.6.2 Preaktivaatiovaiheen muutokset	50
10.6.3 Eksentrisen vaiheen muutokset	52
10.6.4 Konsentrisen vaiheen muutokset	55
10.7 Pudotushyppy	58
10.7.1 Preaktivaation muutokset	58
10.7.2 Eksentrisen vaiheen muutokset	58
10.7.3 Konsentrisen vaiheen muutokset	60
10.8 Veriarvomuuttujat	62
10.8.1 Laktaatin muutokset	62
10.8.2 Kreatiinikinaasin muutokset	62
10.9 EMG/voima-suhde VLS-sarjoissa	63
10.9.1 EMG/voima-suhde kelkkamaksimihypyissä	63
10.9.2 EMG/voima-suhde väsytyssarjoissa	65
10.9.3 EMG/voima-suhde pudotushyppyissä	70
11 POHDINTA	73
11.1 Päätulokset	73
11.2 Palautuminen	76
11.3 Valmennukselliset näkökohdat	77
11.4 Kriittikää tutkimuksen suorittamisesta	78
11.4 Jatkotutkimuksen aiheita	79

LÄHTEET		81
LIITTEET		86
Liite 1	Liikeketju	86
Liite 2	Motoneuronin aktivaatioon vaikuttavat tekijät	87
Liite 3	Voimantuoton määrän riippuvuus lihastyötavasta ja supistusnopeudesta	88
Liite 4	EMG:n teho-tiheyspektrin muuttujat	88
Liite 5	Motorisen yksikön nykäysten tuottama tetaaninen voima	89
Liite 6	Erilaisten motoristen yksiköiden ominaisuudet ja väsyminen	89
Liite 7	Kaikki tulokset	90

TIIVISTELMÄ

Liimatainen, Esa Henrik (1997): VENYMIS-LYHENEMISSYKLUSTYYPPINEN LIHASVÄSYMYS: EMG:N JA EMG/VOIMA-SUHTEEN MUUTTUMINEN. Biomekaniikan pro gradu-tutkielma. Jyväskylän yliopisto.

Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia eri tehoisten venymis-lyhenemissyklussuoritusten (VLS) vaikutuksia alaraajojen eri lihasten EMG-muuttujiin sekä EMG/voima-suhteeseen. Lisäksi tutkittiin väsymysmuutosten palautumista heti väsytyksen jälkeen, kaksi tuntia väsytyksestä, kaksi päivää sekä neljä päivää väsytyksestä. Isometrisestä polvenojennuksesta mitattiin EMG ja voima. Veriarvoista mitattiin laktaatti ja seerumin kreatiinikinaasi.

Koehenkilöinä oli 12 miestä (pituus 183 ± 11 cm, paino 78.6 ± 12.7 kg ja ikä 27.8 ± 5.9 v). Väsytyssarjoissa käytettiin kelkkalaitetta ja tehoalueet olivat 100 %, 80 % ja 60 % maksimaalisesta ponnistuskorkeudesta. Väsytyssarjoissa kulloinkin käytetyt tehoalueet satunnaistettiin. Suorituksen loppuminen määritettiin kyvyttömyydestä ylläpitää määrättyä ponnistuskorkeutta. EMG:t mitattiin m. soleus (SOL), m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius lateralis (GA), m. vastus lateralis (VL) ja m. vastus medialis (VM) -lihaksista Beckmannin pintaelektrodeilla ja signaali siirrettiin telemetrisesti (Glonner, Germany, vahvistus 200-kertainen, kaistataajuus 3-360 Hz) tietokoneelle (Codal, Dataq Instruments). EMG-muuttujista määritettiin teho-tiheyspektri ja IEMG. Voima mitattiin isometrisessä maksimaalisessa polvenojennuksessa (polvikulma 100 astetta). Pudotushyppyjen tuloksia käytettiin kuvaamaan lähinnä säären lihasten toimintakykyä väsymyksessä. VLS-sarjat jaettiin esiaktiivisuusvaiheeseen (100 ms ennen kontaktin alkua), eksentriseen vaiheeseen (jarruttava vaihe) sekä konsentriseen vaiheeseen (työntövaihe) väsytyssarjoissa kelkan nopeuden perusteella ja pudotushypyissä liikeanalyysin (suurnopeusvideokamera) avulla.

Tutkimuksessa havaittiin, että väsymyksen primaarinen syy on lihaksen supistuvan komponentin kyvyttömyys neuraalisesta aktivaatiosta huolimatta tuottaa vaadittavaa voimaa. Tätä tukee havainto EMG/voima-suhteen kasvamisesta väsytyksessä. EMG-signaalin teho-tiheyspektri muuttuu alemmille taajuuksille väsymyksessä ja isometrisessä polvenojennuksessa maksimaalinen EMG kasvoi sekä VL- että VM-lihaksissa. Syynä voi olla koehenkilöiden kyvyttömyys rekrytoida maksimaalisesti lihaksiansa ennen väsytyssarjaa, jolloin väsytyksen jälkeen voidaan supistaa lihasta tehokkaammin. Lisäksi isometrinen EMG/voima-suhde nousi varsinkin 80 % ja 60 % sarjoissa (21.2 ± 4.9 %, $p < .01$ ja 19.5 ± 5 %, $p < .001$, suhteellisesti). Väsytyssarjoissa lihasten preaktiivisuus, eksentrisen vaiheen aktiivisuus ja konsentrisen vaiheen aktiivisuus kasvoi väsymyksen myötä. Maksimaalisessa kelkkahypyssä agonistilihasten (SOL, GA) preaktiivisuus laski, mutta antagonistilihaksen (TA) vastaavasti nousi. EMG/voima-suhde nousi konsentrisessa vaiheessa selvästi enemmän kuin eksentrisessä vaiheessa. Lisäksi EMG-aktiivisuuden lisääntyminen väsymyksen myötä VLS-sarjojen preaktiivisuusvaiheessa, eksentrisessä vaiheessa sekä konsentrisessa vaiheessa viittaa lihastason happamuuden vaikutuksiin lihaksen supistuvan komponentin toiminnassa. Väsymyksen myötä reiden suurten lihasten aktiivisuus lisääntyy, sillä ne ottavat suuremman osan ponnistustyön tekemisestä kuin säären pienet lihakset. Muuttujat palautuivat melko hyvin neljän päivän kuluessa lähtötasolle. Lihasväsymyksen pääasiallinen syy näyttää tämän tutkimuksen mukaan olevan hermo-lihasliitoksen jälkeisessä osassa liikeketjua eli lihaksen supistuvan komponentin ominaisuuksien huononemisessa.

Avainsanat: EMG, EMG/voima-suhde, venymis-lyhenemissyklus, maksimaalinen ja submaksimaalinen lihasväsymys

1 JOHDANTO

Ihmisen liikkuminen ja sen ymmärtäminen on askarruttanut ihmismieliä kautta aikojen. Varhaisimmat tutkimukset ovat käsitelleet ihmisen liikkumista ja lihasten toimintaa. Urheilun ja liikkumisen biomekaniikkaa on tutkittu, jotta ymmärrettäisiin ihmisen liikuntakoneiston toimintaa ja siihen vaikuttavien tekijöiden keskinäisiä suhteita eri tilanteissa. Urheilu suoritusten tutkimisessa on painopiste ollut suoritusten tehokkuuden ja taloudellisuuden parantamisessa ja siten urheilijoiden suorituskyvyn maksimoimisessa. Tutkimuksen tehokkaina hyödyntäjinä ovatkin olleet kilpaurheilijat, jotka ovat saaneet harjoitteluongelmiinsa vastauksia usein biomekaniikan tutkimuksen tuloksista. Myös liikuntavammojen tutkimuksessa on ollut hyötyä biomekaniikan tiedoista.

Lihäsväsymys on jokaiselle ihmiselle tuttua. Tutkimuksen edistyessä on havaittu, että väsymys voidaan määrittellä eri tavoin tutkimusongelman mukaan. Kysymys ei siis ole mistään uudesta ongelmasta, mutta silti ei kaikkea tiedetä lihäsväsymykseen ja sen syntyamiseen vaikuttavista eri tekijöistä tai niiden keskinäisistä suhteista. Paljon tiedetään hermolihasjärjestelmän toiminnasta, mutta kaikki tieto ei riitä selittämään havaittuja tutkimustuloksia lihäsväsymyksen osalta. Tutkimus on spesifioitunut erilaisten ajatustapojen ympärille sen mukaan, minkä tekijän katsotaan kulloinkin viime kädessä olevan vastuussa lihäsväsymyksen takana. Bigland-Ritchie (1981) toteaa, että lihäsväsymys voidaan karkeasti jakaa joko sentraaliseen tai perifeeriseen lihäsväsymykseen. Sentraalisen tulkinnan mukaan lihaksen neuraalisen käskytyksen väheneminen on perimmäinen syy lihaksen voimantuoton vähenemiseen. Tämän teorian mukaan ihmisen tahdonalainen hermosto pystyy maksimaalisesti käskyttämään supistuvia lihaksia ja mikäli käskytyks heikkenee, vähenee myös lihasten suorituskyky. Perifeerisen teorian mukaan lihaksen supistuvien komponenttien ominaisuuksien huononeminen on suurin syy lihäsväsymykseen. Tämä tarkoittaa sitä, että lihas ei neuraalisesta käskytyksestä huolimatta pysty supistumaan vaaditulla tavalla. Molempia teorioita puoltavia tutkimustuloksia on löydetty (mm. Bigland-Ritchie 1981, 1987; Moritani et al. 1982). Lihäsväsymyksen takana oleva teoria riippuu ratkaisevasti väsymyksen aiheuttavasta suorituksesta, joten eri teoriat eivät ole vääriä ja toisensa poissulkevia, vaan niitä molempia voidaan hyödyntää silloin, kun tiedetään suorituksen vaatimukset lihastoiminnalle ja lihastoiminnan kesto. Rajojen määrittäminen sentraaliselle ja perifeeriselle lihäsväsymykselle voi tosin olla vaikeaa.

Lihäsväsymys on urheiluvälmennuksen keskeisiä termejä, sillä se pyritään urheiluvälmennuksessa aiheuttamaan systemaattisesti ja spesifisti, koska väsytyksestä palautumisen kautta voidaan suorituskykyä kohottaa. Siksi on syytä tuntea ne mekanismit, millä eri ominaisuuksia väsytetään, mitkä piirteet väsymyksessä korostuvat ja miten nämä ominaisuudet palautuvat väsymyksestä. Uuden harjoituskerran ajoittaminen palautumisvaiheeseen johtaa progressiiviseen harjoitteluun ja siten tulosten parantamiseen. Harjoittelutauon määrittäminen kahden harjoituskerran välillä on ollut enemmän tai vähemmän arpaletä, sillä ei ole luotettavia keinoja todeta palautumista ja sen edistymistä tarkasti. Tiettyjä perusajatuksia harjoittelun rytmityksestä sovelletaan aina uudestaan, vaikka harjoittelu ei olisikaan aina samanlaista, ja tällöin virheitä tulee tehtyä suhteellisen helposti. Hermostollinen väsyminen on erilaista kuin lihastason väsyminen ja tämä seikka tulisi ottaa huomioon harjoittelussa ja lihahuoltotoimissa. Välmentäjä, joka tuntee urheilijansa palautumiskyvyn eri harjoitteiden vaikutuksista, osaa ohjelmoida harjoittelua välttäten liiallista kuormitusta samalla pitäen harjoittelun riittävän vaativana huippu-urheiluun tähdättäessä tai huipulla pysymisessä.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää eri tehoisten venymis-lyhenemissuklustyypisten suoritussten vaikutuksia alaraajojen eri lihasten (m. tibialis anterior, m. soleus, m. gastrocnemius medialis, m. vastus lateralis ja m. vastus medialis) EMG-muuttujiin ja EMG/voima-suhteeseen. Lisäksi tutkittiin väsymismuutosten palautumista kaksi tuntia, kaksi päivää sekä neljä päivää väsytyksen jälkeen. Tämä tutkimus oli osa suurempaa kokonaisuutta, jossa lihäsväsymykseen vaikuttavia tekijöitä tutkittiin eri näkökulmista, joten ainoastaan EMG- ja voimamittaukset muodostavat tämän tutkimuksen aineiston.

2 LIHASTOIMINTA

Luurankolihasilla tarkoitetaan luihin ja niveliin kiinnittyviä poikkijuovaisia lihaksia, joiden avulla ihminen liikkuu ja kommunikoi. Ihmisen kehon painosta noin 40 % on poikkijuovaista lihasta ja 10 % sileätä ja sydänlihasta. Lihaksen supistumisessa vaikuttavat peruslainsuhteet ovat monelta osin samanlaisia lihastyypistä riippumatta (Guyton 1991, 67).

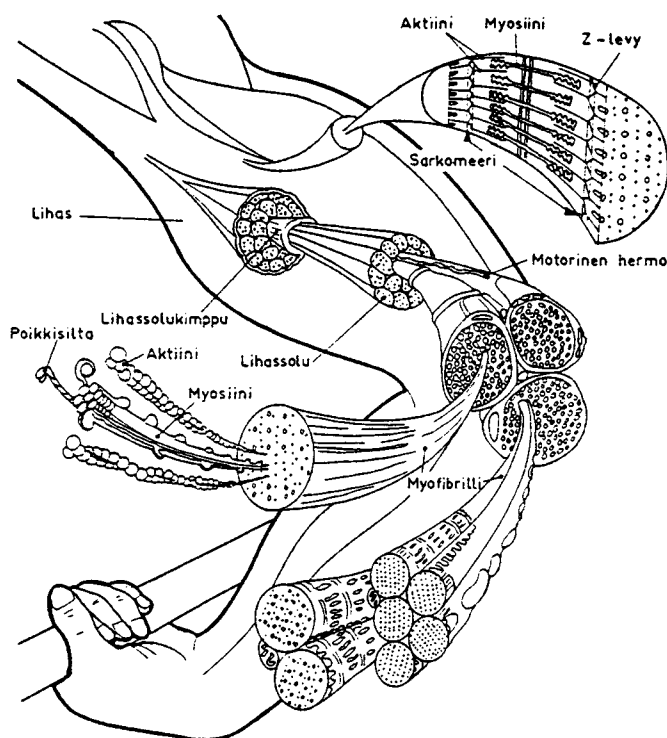
2.1 Lihastoiminnan perusrakenne

Luurankolihakset ovat rakentuneet lihassoluista, joiden koko vaihtelee 10 ja 80 μm :n välillä. Suurin osa lihassoluista on pituudeltaan koko lihaksen pituisia ja niitä hermottaa kutakin yksi hermopääte, joka on suunnilleen lihassolun keskellä. Lihaksen solukalvoa sanotaan sarkolemmaksi, joka koostuu plasmamembraanista ja ohuesta polysakkaridikerroksesta, jossa on paljon kollageenisäikeitä. Lihassolun sisällä on useita satoja tai tuhansia myofibrillejä, joissa vuorostaan on kussakin 1500 myosiinifilamenttia ja 3000 aktiinifilamenttia järjestyneinä vierekkäin. Nämä filamentit aikaansaavat lihassupistuksen. (Guyton 1991, 67.) (KUVIO 1)

Lihassupistuksen kulku on Guytonin (1991, 68) mukaan seuraava:

- 1) Liikehermosolua pitkin tulee aktiopotentiaali hermo-lihasliitokseen.
- 2) Hermo erittää neurotransmitteriä (asetyylkoliinia) liitokseen.
- 3) Asetyylkoliini avaa lihassolukalvon proteiinikäytävät.
- 4) Natriumioneja pääsee lihassolukalvon aukoista sisälle -> aktiopotentiaali.
- 5) Aktiopotentiaali kulkee lihassolukalvoa pitkin ja kulkee lihassolun sisälle T-tubuluksien kautta ja vapauttaa sarkoplasmaattisesta retikulumista kalsiumioneja.
- 6) Kalsiumionit aiheuttavat aktiinin ja myosiinin liukumisen toistensa lomiin.
- 7) Supistuskäskyn loputtua kalsiumionit pumpataan takaisin sarkoplasmaattiseen retikulumiin ja lihas relaksoituu.

Aktiinin ja myosiinin välisen poikkisillan kesto riippuu kalsiumin olemassaolosta; poikkisillat kestävät n. 40-100 millisekuntia, joten lihaksen jatkuva jännittäminen vaatii uusien välisiltojen jatkuvaa muodostumista. Poikkisillan kestoksi on tutkimuksissa saatu n. 15 ms (Stienen et al. 1978) ja 150-340 ms (Curtin et al. 1974). Goldspinkin (1978) mukaan hitaan solun poikkisilta kestää kauemmin kuin nopean solun. Poikkisillan kesto asettaa tietyn rajan esimerkiksi lihaksen esiaktiivisuuden tehokkuudelle, sillä jos esiaktiivisuuden määrää ja sen vaikutusta lihaksen toimintaan mitataan, on mittaus suoritettava aikavälillä 100 ms ennen kontaktin alkua.



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

2.2 Ohjausradat

Lihaksen saama supistuskäsky voi olla joko keskushermostosta tahdonalaisesti tuotettu tai selkäytimestä peräisin; suora tai epäsuora ohjaus. Molemmat on otettava huomioon lihaksen saamaa neuraalista inputtia arvioitaessa. Lihaksen supistuskäsky tulee liikehermoa pitkin (α - tai γ -motoneuronia pitkin). Lihaksen hermotuksen ja siihen vaikuttavien tekijöiden tunteminen on ensisijaisen tärkeää lihasten toiminnan syvällisemmän tuntemisen sekä siinä esiintyvien ilmiöiden ymmärtämiseksi. (LIITE 1)

Kortikospinaalirata on tärkein motorisen aivokuoren käskyjä eteenpäin vievä rata. Sen aksonit alkavat isoaivokuoresta ja jatkuvat ilman välisynapseja selkäyttimeen tai aivorunkoon, jossa ne muodostavat välineuronien tai α -motoneuronien kanssa synapseja. Kortikospinaaliradan hermo-
syissä on sekä nopeasti että hitaasti johtavia hermoja; puolella niistä on myeliinituppi. Suurin osa kortikospinaaliradaston neuroneista vaihtaa puolta ydinjatkeessa, viimeistään selkäytimessä. Näin ollen kehon oikean puolen liikkeiden alkukohta on vasemmassa aivokuoressa ja päinvastoin. Pyramidiradaston toiminta liittyy tarkkoihin tahdonalaisiin liikkeisiin (Nienstedt et al. 1989, 553).

Perifeerisiin hermoihin luetaan aktiopotentiaalain keskushermostosta lihaksiin vievät neuronit. Niitä ovat α - ja γ -motoneuronit sekä interneuronit. α -motoneuronit muodostavat suoraan lihassolun kanssa hermo-lihasliitoksen ja γ -motoneuroni käskyttää lihasspindelin intrafusaalisoluja. Lihasspindeli reagoi lihaspituuden muutoksiin pyrkimällä ylläpitämään vallitsevaa lihaspituutta. Golgin jänne-elin reagoi lihaksen jännitystilan muutoksiin ja toimii suojaavana elimenä lihaksen rasituskestävyydelle. Interneuronit ovat pieniä ja helposti ärsyntyviä ja pystyvät kuljettamaan jopa 1500 impulssia sekunnissa. Lähes kaikki impulssit kortikospinaaliradasta kulkevat interneuronien kautta motorisiin liikehermoihin. Interneuroneihin on luettava myös Renshawin solut, jotka aiheuttavat inhiboivia signaaleja lähistön liikehermosoluihin ja joiden syttymisfrekvenssi riippuu läheisen motoneuronin syttymisfrekvenssistä. (Basmajian & De Luca 1985, 131; Guyton 1991, 591) LIITE 2

2.3 Motorinen yksikkö

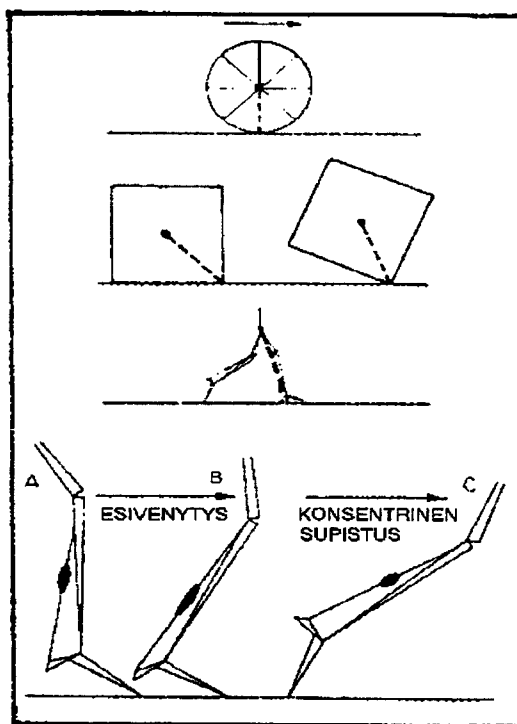
Motorinen yksikkö (MY) on lihassolujen muodostama ryhmä, joita hermottaa yksi efferentti anteriorisen haaran liikehermosolu. Motorinen yksikkö on siis pienin lihastoiminnallinen yksikkö, jota keskushermosto kontrolloi. Siihen kuuluu yksi liikehermosolu, sen aksoni, päätehaarat ja sen hermottamat lihassolut (3-5000 kpl). Motoriseen yksikköön kuuluvilla lihassoluilla on samanlaiset fysiologiset ja biokemialliset ominaisuudet, joiden mukaan ne voidaan jakaa nopeisiin (IIb/IIluokan) sekä hitaisiin (I-luokan) motorisiin yksiköihin. (Paxinos 1990, 138; Basmajian & De Luca 1985, 10). Motoriseen yksikköön kuuluvien lihassolujen määrä vaihtelee lihaksen toimintatarkoituksen mukaan. Mitä vähemmän lihassoluja motorisessa yksikössä on, sitä tarkempi sen toiminnan säätely on. Isoissa raajalihaksissa, joissa voimantuotto on suuri, on motorista yksikköä kohti satoja tai tuhansia lihassoluja. Tällöin lihaksella on suuri voima, mutta

voiman säätely on epätarkempaa. Motorisen yksikön hermottamat lihassolut supistuvat yhtäaikaa tai lähes yhtäaikaa, sillä siihen vaikuttavat hermopäätteen pituus ja välittäjäaineen vapautuminen synapsipäätteestä. Hermopäätteen pituus on hieman eri pituinen, joten aktiopotentiaalin saapuminen lihassoluihin vaihtelee. Välittäjäaineen (asetyylikoliini) vapautumisen määrän sattumanvaraisuus vaikuttaa lihassolun aktiopotentiaalin alkamisen nopeuteen (Basmajian & De Luca 1985, 11; Häkkinen 1991, 12).

2.4 Lihastoimintatavat

Lihastoiminta jaetaan lihaspituuden muutosten mukaan joko isometriseen tai dynaamiseen lihassupistukseen. Isometrisessä lihastoiminnassa lihaksen pituus ei muutu lihaksen supistuessa, mutta dynaamisessa lihastoiminnassa lihaksen pituus muuttuu joko lihaksen tuottaman voiman ansiosta tai ulkoisen kuorman seurauksena. Dynaaminen lihastoiminta jaetaan konsentriseen ja eksentriseen lihastoimintaan. Konsentrisessä lihastoiminnassa lihaksen sisäinen voima aiheuttaa lihaksen ulkoisen pituuden muutoksen. Lihaksen pituus lyhenee supistuessaan noin 57 % lepopituudestaan ja tuottaa samalla voimaa. Lihassupistuksen nopeuden kasvaessa lihaksen tuottaman voiman määrä pienenee. Eksentrisessä lihastoiminnassa lihas supistuu, mutta sen pituus kasvaa supistuksen aikana. Eksentrisen lihastyön tuottama voima on suurin, isometrisen toiseksi suurin ja konsentrisen pienin. Lihaksen lihaskalvot ja elastiset osat (jänteet, ym.) ovat mukana vastustamassa venytystä ja siten lisäävät voimantuottoa. Eksentrisen supistuksen nopeuden kasvaessa lihaksen voimantuotto kasvaa (Komi 1973; Basmajian & De Luca 1985, 20; Häkkinen 1991, 22-23). LIITE 3.

Jatkuvaa eksentrisen ja konsentrisen lihastoiminnan vaihtelua sanotaan venymis-lyhenemisyklukseksi. Eksentrisen vaiheen aikana venytettyyn lihakseen varastoituu elastista energiaa, joka on hyödynnettävissä seuraavan konsentrisen supistuksen aikana. (Cavagna et al 1968; Huijing 1991). On myös mahdollista, että lihasvenytysrefleksin lyhyt-latenssi -komponentti lisää omalta osaltaan lihaksen supistumisen voimakkuutta (Dietz et al. 1979). Lähes kaikessa ihmisen liikkumisessa (käveleminen, juokseminen ja hyppääminen) hyödynnetään lihaksen venymistä ja supistumista, sillä hyvin harvoin ihmisen liikkuminen tapahtuu pelkästään konsentrisen tai eksentrisen lihastyön avulla. (KUVIO 2)



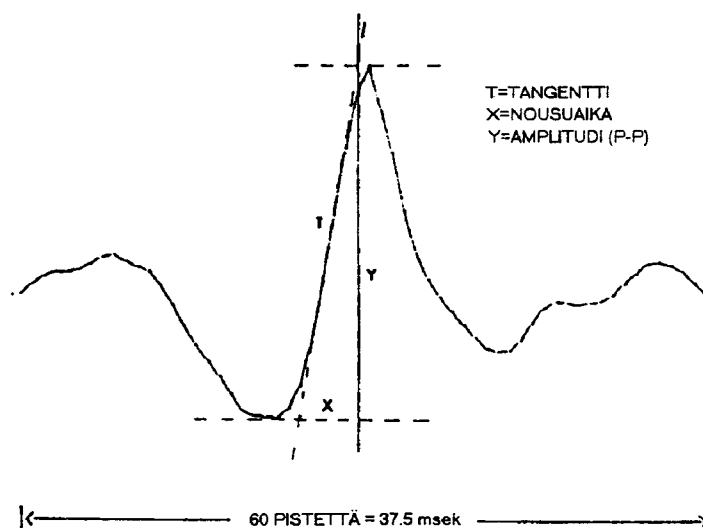
Kuvio 2. Venymis-lyhenemissykli. (Komi 1983)

Tutkittavista lihaksista *m. vastus lateralis* (VL) ja *m. vastus medialis* (VM) ovat osia suuremmasta lihaskokonaisuudesta *m. quadriceps femoriksesta*. *M. quadriceps femoriksen* toiminta on luonteeltaan pääosin staattista, sillä se estää polvinivelen koukistumisen seisoma-asennossa. Sekä VL että VM alkavat molemmat femurista, linea asperasta ja kiinnittyvät tuberositas tibiaeen ligamentum patellaen välityksellä. Ne ovat polvinivelen pääekstensoreita ja niiden hermotuksesta huolehtii *n. femoralis*. (Hervonen 1987, 232-233.) VM-lihaksen voima lisääntyy 60 % viimeisen 15 asteen aikana polven ojennuksessa ja ko. lihaksen tärkein tehtävä onkin estää patellan lateraalinen dislokaatio polven ojennusliikkeissä (Lieb & Perry 1968). *M. tibialis anterior* (TA) lähtee tibiasta, membrana interosseasta ja kiinnittyy os cuneiforme medialikseen, basis ossis metatarsalis I:een. Lihaksen tehtävänä on nilkan dorsaalifleksio, supinaatio sekä jalkaholvin tukeminen. *M. tibialis anterioria* hermottaa *n. peroneus profundus*. *M. gastrocnemius* (GA) ja *m. soleus* (SOL) muodostavat yhdessä *m. triceps surae*n, jonka tehtävänä on nilkan plantaarifleksio, jalkaterän supinaatio sekä avustaa heikosti polven fleksiossa. *M. gastrocnemiuksen* mediaalinen pää lähtee condylus medialis femoriksesta ja polvinivelen kapselista. Lateraalinen pää lähtee condylus lateralis femoriksesta ja polvinivelen kapselista. Molemmat päät kiinnittyvät tuber calcaneihin. *M. soleus* lähtee tibiasta ja fibulasta sekä kiinnittyy tuber calcaneihin. Molempia lihaksia hermottaa *n. tibialis*. (Hervonen 1987, 248-251.)

3 EMG-SIGNAALI LIHASTOIMINNASSA

3.1 EMG:n määritelmä

Hermosolusta lähtevä aktiopotentiaali jatkuu lihasfiberein molempiin päihin hermolihasliitoksen jälkeen. Motorisen yksikön aktiopotentiaali muodostuu yksittäisten lihasfibrierien aktiopotentiaaleista. EMG-signaali on elektrodin rekisteröimisalueella sijaitsevien motoristen yksiköiden aiheuttamien aktiopotentiaalien painotettu summa (Arendt-Nielsen et al. 1989) (KUVIO 3).



Kuvio 3. Motorisen yksikön aktiopotentiaali ja siitä mitattavat muuttujat. (Viitasalo & Komi 1975)

3.2 EMG:n mittaaminen ja siihen vaikuttavat muuttujat

Motorisen yksikön aktiopotentiaalin aaltorintaman muotoon vaikuttaa Basmajianin & De Lucan (1985, 210) mukaan kudosten suodatusominaisuudet sekä impulssinjohtumisnopeus. Johtumisnopeuteen vaikuttavat lihasfibrierin poikkipinta-ala, lihaksensisäinen pH sekä muut solukalvon ominaisuudet. EMG-signaaliin vaikuttavat Winterin (1990, 195) mukaan lihaksen supistumis- tai venymisnopeus, lihasjännityksen tuottamisnopeus, väsymys sekä refleksitoiminta. Ioku & Jinnai (1973) havaitsivat eri tyyppisillä motorisilla yksiköillä olevan erilaisia sähköisiä ominaisuuksia. Motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit havaitaan elektrodilla suhteessa maahan. Elektrodista kaukana olevat motoriset yksiköt tuottavat pienemmän aktiopotentiaalin kuin lähellä

olevat motoriset yksiköt. Mitattavan jännitteen suuruuteen vaikuttavat aktiivisten lihassäikeiden geometrinen sijainti toisiinsa nähden ja välikudosten aiheuttama siirtofunktio, johon vaikuttavat signaalin frekvenssit sekä välikudoksen paksuus (Luhtanen 1988, 134). Elektrodiensa lisäksi niiden sijoittaminen mitattavan lihaksen päälle tai sisälle vaikuttaa saadun signaalin ominaisuuksiin. Elektrodiensa sijoittamisessa on huomioitava vahvistimen signal-to-noise -ratio, signaalin stabiliteetti eli elektrodin liikkuminen lihaksen suhteen ja cross-talk muista lihaksista. EMG-signaalin amplitudin suuruus ei siis ole määräävä tekijä elektrodien sijoittamisessa. Lihaksen apurakenteet (jänteet, lihaskalvot, ym.) aiheuttavat muutoksia EMG-signaaliin, joten elektrodit on syytä asettaa riittävän kauas niistä. Yleensä suositellaankin pintaelektrodeja käytettäessä elektrodin sijoittamista lihaksen innervaatiopisteen ja jänteen välisen alueen keskelle (Basmajian & De Luca 1985, 61-64).

3.2.1 Elektrodit

Elektrodi mittaa lihaksen sähköisten muutosten suuruutta ja muutosnopeutta. Elektrodin ilmaisinpinta on suorassa sähköisessä kontaktissa lihaskudoksen kanssa. Jos ilmaisinpintoja on yksi, elektrodi on monopolaarinen; jos ilmaisinpintoja on kaksi, elektrodi on bipolaarinen. Valittavissa ovat mikro-, lanka-, neula- ja pintaelektrodit, joita voidaan käyttää tutkittavan lihastoiminnan mukaan ja eri elektrodityyppejä voidaan käyttää myös samanaikaisesti (Basmajian & De Luca 1985, 22).

Mikroelektrodeja käytetään solunsisäisten sähkövirtojen ja potentiaalimuutosten mittaamisessa. Elektrodin kärjen tulee olla hyvin ohut, alle 1 mikronia (10^{-6} m). Materiaalina voi olla joko lasi (mikropipetti) tai metalli. Metallinen mikroelektrodi on suorassa kontaktissa tutkittavan kudoksen kanssa kun taas lasisessa mikroelektrodissa kudoksen ja metallielektrodin välissä on elektrolyyttiliuosta, yleensä kaliumkloridiliuosta (Strong 1970, 151). **Lankaelektrodit** ovat käyttökelpoisia liikkeiden tutkimisessa, sillä lanka on erittäin ohut ja sen takia lähes kivuton. Lisäksi lankaelektrodi on helppo asentaa ja ottaa pois. Lankamateriaaleina käyvät platinan seokset, hopea ja nikkelikromilanka. Pintaeristemateriaaleista parhaita ovat nylon ja teflon sekä polyuretaani, sillä ne antavat langalle lisäjykkyyttä eivätkä ne murene langan taipuessa, joka voi johtaa ylimääräisten ilmaisinpintojen muodostumiseen ja sitä kautta EMG-signaalin häiriöihin. Lankaelektrodi asennetaan onton neulan sisällä. Kun neula otetaan pois, jää lankaelektrodi sisälle

ja liikkuu paikaltaan varsin vähän. Lankaelektrodien käyttö rajoittuu syvien lihasten kokonais-EMG:n mittaamiseen ja rajoitetusti motorisen yksikön aktiopotentiaalien tutkimiseen (Basmajian & De Luca 1985, 30-34). **Neulaelektrodit** sopivat mm. yksittäisten motoristen yksiköiden toiminnan tutkimiseen, esimerkiksi motorisen yksikön aktiopotentiaalin, syttymisfrekvenssin ja rekrytoinnin tutkimiseen. Monopolaarisessa neulaelektrodissa on onton neulan sisällä metallilanka, joka toimii ilmaisinpintana. Bipolaarisessa neulaelektrodissa metallilankoja on kaksi. Neulaelektrodissa ilmaisinpinnat voivat olla myös neulan kyljessä. Neulaelektrodin etu on siinä, että sen paikkaa voidaan vaihtaa kesken mittauksen, varsinkin alempien syttymisfrekvenssien lihassupistusten aikana. Näin saadaan tietoa useammista motorisista yksiköistä saman lihassupistuksen aikana. Neulaelektrodin materiaaliksi soveltuvat mm. volframi ja platina (Basmajian & De Luca 1985, 26-29). Yksinkertaisimmat **pintaelektrodit** olivat metallilevyjä, jotka asetettiin ihon pinnalle. Nykyiset kehittyneemmät elektrodit toimivat käytännössä samalla tavalla. Pintaelektrodin tulee olla tiiviisti ihossa kiinni, jotta kunnollinen kontakti säilyisi. Ihon pinnan kuollut solukko ja rasvakerros kannattaa poistaa kevyesti hankaamalla esimerkiksi hiekkapaperilla ja desinfioida iho sprillä, jolloin ihon ja elektrodin välinen impedanssi vähenee. Pintaelektrodit ovat käyttökelpoisia mitattaessa suurten lihasten aktiivisuutta sekä motorisen toiminnan aktivaatioaikaa ja suuruutta. Lisäksi ne ovat helppoja käyttää, ne antavat yleensä luotettavaa tietoa eikä niistä aiheudu haittaa koehenkilöille (Basmajian & De Luca 1985, 22-26).

3.2.2 Teho-tiheyspektri

Teho-tiheyspektri on EMG-signaalin aktiopotentiaalien kesto tietyllä aikavälillä. Mitä nopeammin aktiopotentiaali lihasfiiberissä johtuu, sitä enemmän niitä mahtuu tietylle aikavälille. Tehotiheysspektrin keskeisimmät muuttujat ovat MPF (Mean Power Frequency), joka on spektrin painopisteessä sijaitsevan frekvenssin arvo ja amplitudi. MF (Median Frequency) puolittaa teho-tiheyspektrin voiman suhteen kahteen yhtä suureen osaan. Mean Frequency on keskiarvofrekvenssi, Mode Frequency taas on spektrin huippuarvo. MPF:n sekä MF:n muutoksista voidaan päätellä, aiheutuuko EMG-signaali nopeiden vai hitaiden motoristen yksiköiden syttymisestä ja miten niiden keskinäiset suhteet muuttuvat (Basmajian & De Luca 1985, 215) LIITE 4

3.2.3 Cross-talk -ilmiö

Cross-talk -ilmiöllä tarkoitetaan muiden lihasten sähköisen aktiviteetin vaikutusta mitattavan lihaksen EMG-signaaliin. Cross-talk -efektiä mitataan siten, että EMG-signaalien kesken suoritetaan keskinäiskorrelaatiomittaus, joka ilmaisee signaalien vaikutukset toisiinsa. Winter et al. (1994) toteaa, että cross-talk-analyysin reliabiliteetti kasvaa, kun mittausaika kasvaa. Käytännössä analyysin tekemiseen riittää kolmen sekunnin maksimaalisen lihassupistuksen EMG-signaali. Basmajianin ja De Lucan (1985, 45) mukaan elektrodin ilmaisinpinnan suuruudella ei ole suurta merkitystä cross-talkin suuruuteen, kysymys on bipolaarisessa elektrodissa ilmaisinpintojen välimatkasta. He suosittelevat pintaelektrodimittauksissa käytettäväksi 1 senttimetrin välistä etäisyyttä ilmaisinpintojen välillä.

3.2.4 Ihon resistanssi

Kaikilla aineilla on sähkön kulkua vastustava ominaisuus eli resistanssi. Ihon resistanssi määritetään sähkön kulkua ihon läpi hidastavaksi tekijäksi. Ihon resistanssiin vaikuttavat mm. lämpötila, ihon puhtaus, ihon paksuus, ihonalaiskerroksen paksuus, mittaavan elektrodin pinta-ala, mahdollisesti käytettävän elektrodipastan ominaisuudet ja määrä (Luhtanen 1988, 134; Basmajian & De Luca 1985, 19-20).

Lihaskudoksella on sisäistä impedanssia muiden kudosten mukaisesti. Impedanssin suuruus riippuu vaihtovirran taajuudesta siten, että impedanssi on alhaisempi matalalla taajuuksilla kuin korkeammilla taajuuksilla. Tällöin lihaskudos toimii eräänlaisena low-pass -suotimena. Impedanssi on myös riippuvainen aktiivisen lihasfiberin ja mittaavan elektrodin välisestä etäisyydestä. Impedanssi on anisotrooppinen suure (erilainen eri suunnassa), sillä lihassolujen välissä kulkee solunulkoisen nesteiden täyttämiä kanavia, joiden suunnassa sähkövirta kulkee helpommin eli impedanssi on pienempi. Tutkimuksissa on todettu, että impedanssin suuruus lihasrungon poikkisuunnassa on 7-10 kertaa niin suuri kuin pitkittäissuunnassa (Basmajian & De Luca 1985, 39).

3.3 EMG-signaalin käsittelymenetelmät

EMG-mittauksissa saatua signaalia täytyy usein käsitellä eri tavoin, jotta häiriöiden vaikutukset signaaliin saadaan poistettua. Pintaelektrodilla mitattujen sähköisten signaalien amplitudi on enintään 5 mV. Signaalia täytyy vahvistaa, jotta se olisi yhteensopiva erilaisten näyttölaitteiden ja tallennusnauhureiden kanssa. Koehenkilö tuottaa biofysikaalisissa mittauksissa aina sekä toivotun signaalin (EMG, EKG, EEG, ym.) että häiriösignaalin, sillä ihmiskeho johtaa hyvin sähköä. Häiriösignaali on Yhdysvalloissa 60 Hz taajuinen ja Suomessa 50 Hz ja johtuu voimalinjoista tai sähköstaattisesti kytketystä tai magneettisesti indusoituneesta häiriökentästä. Differentiaalivahvistin vahvistaa toivottua signaalia ja poistaa häiriösignaalia; poiston tehokkuutta kuvaa CMRR (Common Mode Rejection Ratio) (Strong 1970, 295-318; Winter 1990, 200). Vahvistimen tulee Luhtasen (1988) mukaan toistaa halutulla kaistanleveydellä kaikkia taajuuksia samalla tavalla. Häiriösignaalia voidaan poistaa mm. maadoituksen parantamisella tai ala- ja ylärajaleikkausfrekvenssien säätelyllä (low- ja high-pass-filter), jolloin suodattaminen poistaa epäfysiologisen taajuuden omaavat signaalit. EMG-signaalia voidaan tasasuunnata, jolloin negatiiviset EMG-signaalin arvot voidaan poistaa (puoliaaltotasasuuntaus) tai negatiiviset arvot käännetään positiivisiksi, jolloin saadaan kokoaaltotasasuunnattu EMG-signaali (Basmajian & De Luca 1985, 94). Tasasuunnattu EMG-signaali sopii lihaksen aktiivisuuden laadulliseen tutkimiseen, lihastoiminnan ajoituksen tarkkailuun, kuten raaka-EMG-signaalikin. Integroitu EMG (IEMG) saadaan integroimalla pinta-ala tasasuunnatun EMG-signaalin ja aika-akselin välillä. Integroidun EMG:n yksikkö on voltitisekunti (Vs), yleisemmin millivoltitisekunti (mVs). Integroimisväli on yleensä 50-200 millisekuntia (Luhtanen 1988, 145).

4 VOIMA

Voima (F) määritellään kappaleen liiketilän muutoksen syyksi. Jos kappaleeseen vaikuttaa voima, se on kiihtyvässä liikkeessä. Kappaleeseen vaikuttava voima on tällöin kappaleen massan (m) ja kappaleen kiihtyvyyden (a) tulo. Tämä yhtälö tunnetaan Newtonin II lakina: Kappaleeseen kohdistuva voima aiheuttaa kappaleelle kiihtyvyyden, jonka suunta on sama kuin voiman suunta ja suuruus kääntäen verrannollinen kappaleen massaan. Voiman yksikkö SI-järjestelmässä on Newton (N); 1 N on voima, joka antaa 1 kg:n painoiselle kappaleelle $1 \text{ m} \times \text{s}^{-2}$ kiihtyvyyden. (Ohanian 1989, 104-105)

4.1 Voima fysiologisena ilmiönä

Lihaskuitu tuottaa supistuessaan voimaa, joka johtuu aktiinin ja myosiinin välisten poikittaissiltojen muodostumisesta sekä niiden liukumisesta toistensa lomitse. Lihaskuitu tuottaa voimaa 3-5 kg/cm² normaalilla lihaspituudella maksimaalisessa tetanisessa supistuksessa. Lihaskuitun voima on suoraan verrannollinen lihaspinnan poikkipinta-alaan, lisäksi siihen vaikuttaa lihaspinnan supistumisnopeus ja solujakauma, joka on jokaisella ihmisellä yksilöllinen (Guyton 1991, 75-76).

Biofysikaalisissa mittauksissa voimaa mitataan voima-anturilla, jonka toimintaperiaate perustuu joko vastusvenymäliuskan muodonmuutoksen aiheuttamaan jännitteenmuutokseen tai pietsosähköisyyteen. Pietsosähköisyydellä tarkoitetaan mekaanisen jännityksen aiheuttamaa sähköisyyttä, joka havaitaan sellaisissa kiteissä, joiden rakenteella ei ole symmetriakeskusta. Voimalevyanturi mittaa voimaa ajan funktiona. Anturien ulostulon analoginen jännite muuttuu suoraan verrannollisesta kuormaan. Voiman x- y- ja z-komponentit vahvistetaan erikseen. Voiman mittauksessa on tiedettävä mm. voimien mitta-alueet eri vahvistuksilla, voimien kalibrointitavat ja niiden tarpeellisuus, voimalevyanturin herkkyys ja mittausherkkyyden vaihtelut, ulostulon lineaarisuus eri mitta-alueilla, ulostulon hysteresis, eri suuntaisten voimien mittauksen vaikutus toisiinsa, kuormittamattoman levyn luonnollinen frekvenssi sekä mitta-levyn jäykkyys suhteessa kuormittavaan voimaan. Voimalevyanturin kalibrointi on tärkeää sekä ennen voimamittauksia että niiden jälkeen. (Luhtanen 1988, 82)

4.2 Venymis-lyhenemissykluksessa ilmenevät voimantuottotavat

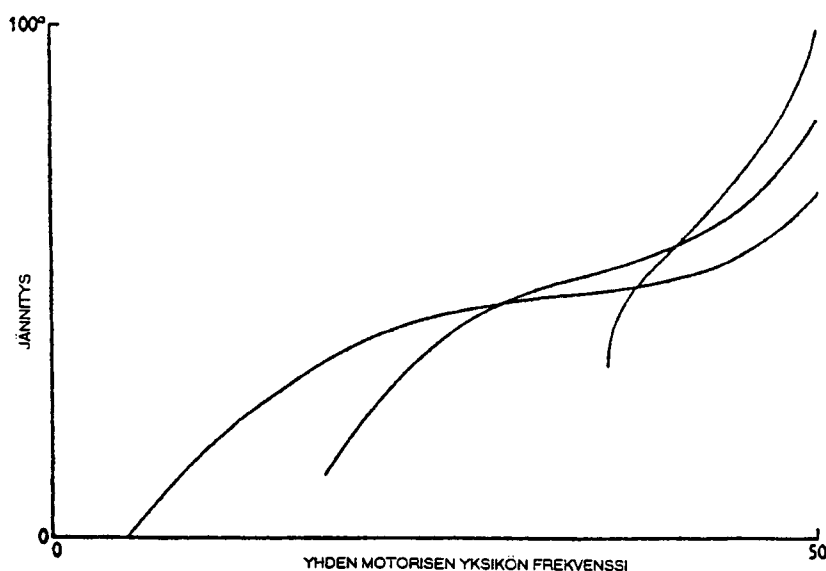
Lihaksella on kyky varastoida itseensä elastista energiaa lihaksen venytyksen yhteydessä. Tämä energia varastoituu lihaksen supistuvien valkuaisaineosasten aktiinin ja myosiinin välisiin poikittaissiltoihin sekä lihaksen apurakenteisiin (lihaskalvot, sidekudosrakenteet). Tämän energian määrä riippuu lihaksen aktivaatiotasosta eli neuraalisesta supistuskäskystä. Esiaktiivinen lihas vastustaa enemmän lihaksen venytystä ja näin ollen varastoi enemmän elastista energiaa. Tämä elastinen energia on hyödynnettävissä lihaksen supistuessa. Jos supistus ei tapahdu heti venytyksen jälkeen, muuttuu varastoitunut elastinen energia lämmöksi (Cavagna et al. 1968; De Haan et al. 1991).

Lihaksen supistuessa eksentrisesti lihaksen pituus kasvaa eli lihas vastustaa supistuessaan ulkoisen voiman aiheuttamaa lihaspituuden lisääntymistä. Tällöin lihaksen voimantuotto on suurimmillaan. Lihaksen voimantuottoon vaikuttaa lisäksi venytyksen nopeus, sillä suurilla venytysnopeuksilla lihaksen voimantuotto on suurempi kuin hitailla venytyksillä. Tämä voimantuoton kasvu suurilla nopeuksilla johtuu elastisten rakenteiden venytystä vastustavasta ominaisuudesta. Lihaksen supistumisen eksentrisen vaiheen päätyttyä liike loppuu. Tämän jälkeen on lyhyt isometrinen vaihe, jossa lihaspituus ei muutu lihaksen ollessa aktiivinen. Isometrisen vaiheen jälkeen alkaa konsentrisen vaihe, jolloin lihas supistuessaan lyhenee. Konsentrisen voimantuotto on sitä suurempi, mitä hitaammilla supistusnopeuksilla lihas supistuu. Supistusnopeuden kasvaessa lihas tuottaa liikkuvaan kohteeseen vähemmän voimaa (Komi 1973). Kun suoritetaan hyppy ilman kevennystä, käytetään ainoastaan lihaksen supistuvan komponentin tuottamaa voimaa. Kun hypätään esikevennyksellä, on hypyssä mukana myös elastiset osat. Lihaksen mekaanisen mallin mukaan on olemassa supistuvan komponentin lisäksi peräkkäinen elastinen komponentti ja rinnakkainen elastinen komponentti. Tätä erotusta hyppyykorkeudessa, joka saavutetaan esikevennyksellä, sanotaan elastisuudeksi (Komi ja Bosco 1978).

4.3 IEMG:n ja voiman yhteys

Lihasnäkyä aiheuttaa aktiopotentialista ja tuottaa voimaa. Niiden väliseen yhteyteen vaikuttaa lihaksen solusuhde, nivelkulma, supistustapa ja -nopeus. Isometrinen supistus on luotettavin IEMG/voima -suhteen tutkimisessa, sillä lihaspituus ja nivelkulma ovat vakioita. Lihas tuottaa

voimaa kahdella tavalla: uusia motorisia yksiköitä rekrytoimalla (ensin pienemmät, sitten isommat MY:t) ja aktiivisten motoristen yksiköiden syttymisfrekvenssiä lisäämällä. Voimantuoton asteittaiset nousut voidaan selittää uusien motoristen yksiköiden rekrytoinnilla ja hienosäätö syttymisfrekvenssiä säätämällä (Person & Kudina 1972; Bigland & Lippold 1954a) (KUVIO 4). On selvää, että jos motorisen yksikön aktiopotentiaali kasvaa, kasvaa samalla myös EMG:n amplitudi. Mitä suurempi motorinen yksikkö, sitä suurempi MY:n aktiopotentiaali ja myös EMG-signaali (Komi & Viitasalo 1976). Lihaksen ominaisuuksien mittaaminen riippuu tutkittavasta lihaksesta ja mittaustekniikasta, joten eri tutkijoiden saamat ristiriitaiset tulokset IEMG/voima -suhteen lineaarisuudesta/nonlineaarisuudesta voivat osaltaan johtua siitä. Komin (1973) mukaan EMG pysyy suhteellisen muuttumattomana lihaksen jännitystason muutoksista huolimatta konsentrisessa ja eksentrisessä lihastoiminnassa. Tämä viittaa siihen, että EMG mittaa vain lihaksen supistuvan osan aktivaatiota, joka eroaa huomattavasti jänteestä mitatusta voimasta. Uudempien tutkimusten mukaan EMG:n amplitudi on konsentrisessa lihastoiminnassa suurempi kuin eksentrisessä lihastoiminnassa, jos työn määrä pysyy vakiona (Komi 1992).



Kuvio 4. Lihaksen voimantuoton lisääntyminen motoristen yksiköiden toiminnan muutoksilla. (Bigland & Lippold 1954a)

EMG-signaali on melko hyvin verrannollinen voiman mittauksessa, sillä EMG:n kasvaessa myös voima kasvaa lineaarisesti tai melkein lineaarisesti. Solomonowin et al. (1990) mukaan FT-tyypin (fast twitch) lihasfiberin tuottama voima ei ole lineaarinen EMG:n suhteen kun taas ST-tyypin (slow twitch) lihasfiberin tuottama voima on lineaarinen. Eri kokoisilla motorisilla yksiköillä on erilainen kynnystaajuus (pienet motoriset yksiköt rekrytoidaan ensin, isommat vasta suuren voimantuoton alueella), joten eri lihasten voimantuottoa ei EMG-signaalin avulla voida verrata keskenään (Basmajian & De Luca 1985, 200)

5 LIHASVÄSYMYS

5.1 Määritelmä

Lihäsväsymyksellä tarkoitetaan neuromuskulaarisen järjestelmän vähentyntä kykyä tuottaa voimaa tai tehdä työtä. Dorland's pocket medical dictionary (1991) määrittelee väsymyksen lisääntyneeksi epämielilyttäväksi olotilaksi, jolloin tehokkuus on vähentynyt pitkitetyn tai liällisen ponnistelun vuoksi. Lihäsväsymys ilmenee voiman ja ärsyккеeseen reagoitakyvyn puutteena. Lihäsväsymys voi paikallistua liikeketjun kaikkiin osiin, mm. 1) neuraalisen inputin saamiseen lihakseen, 2) lihaksen ravinnonsaantia ylläpitävän erilaisiin entsymaattisiin ja metaboliisiin prosesseihin ja 3) eksitaatio-kontraktio -yhteyteen, joka liittää kaksi edellistä tapahtumaa toisiinsa (Bigland-Ritchie 1981). Edwardsin (1981, 2) mukaan lihäsväsymyksen seurauksena älyllinen/psykykkinen sekä motorinen suorituskyky huononee, lihaksen EMG-aktiivisuus tietyllä kuormalla lisääntyy, EMG/voima -suhde siirtyy vasemmalle ja voimantuotto huononee. Väsymyksen seurauksena ilmenee mm. lisääntynyt ponnistus tietyn voimatason ylläpitämiseksi, epämielilyttävä tunne tai kipu lihäsktiivisuuden yhteydessä ja huomattava voimantuoton aleneminen.

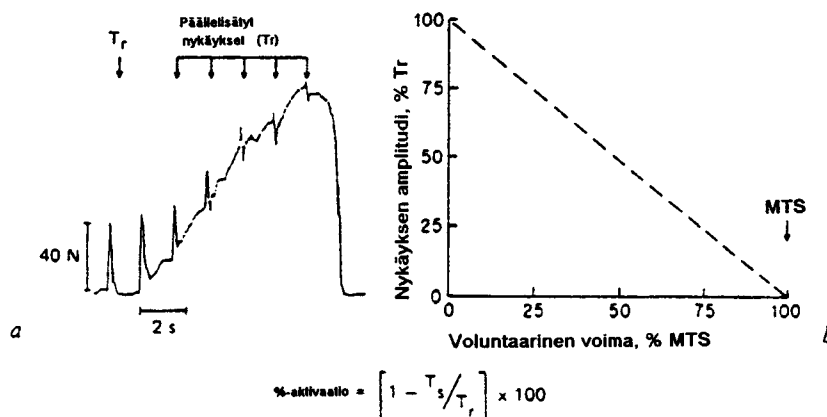
Tutkimusasetelmissä koehenkilöitä on pyydetty suorittamaan maksimaalinen lihassupistus, mutta esimerkiksi ulkoisella sähköstimulaatiolla on lihaksesta saatu enemmän voimaa ulos kuin tahdonalainen supistus on antanut. Tämä viittaa siihen, että tahdonalainen lihassupistus ei pysty stimuloimaan lihasta tarpeeksi tehokkaasti. Neuraalisen käskytyksen määrää rajoittaa keskushermosto ja perifeerisen hermoston takaisinkytkennät selkäytimen alueella. Keskushermoston kontrollin huononeminen (mm. mielenhäiriöt, pelko, raivo) on luultavasti vaikuttanut kertomuksiin yli-inhimillisistä voimista pelon tai raivostumisen seurauksena. Lihaksen stimuloinnin kautta saatu maksimaalinen neuraalinen käskytyk mahdollistaa lihaksen supistuvan komponentin osuuden tutkimista lihäsväsymyksen osana. Lihastason väsymys ilmenee neuraalisen käskyn kyvyttömyytenä aiheuttaa lihassupistusta. Gibson ja Edwards (1985) määrittelevät lihäsväsymykselle erilaisia fysiologisia luokkia. (KUVIO 5)

Sentraalinen väsymys johtuu Gibsonin ja Edwardsin (1985) mukaan motivaation puutteesta, impulssin huonontuneesta johtumisesta selkäytimessä tai motoneuronien huonontuneesta

aktivoinnista. Bigland-Ritchie (1987) tutki sentraalista väsymystä antamalla sähköstimulaatiota lihakselle. Rento lihas antoi tietyn voimavasteen tietyn amplitudin sähköimpulsseilla. Kun lihaksen voluntaarista eli tahdonalaista jännitystä lisättiin, antoi sähköimpulssi pienemmän vasteen kunnes lihas oli maksimaalisesti jännittynyt. Maksimaalinen tahdonalainen jännitys on niin tehokas, että sähköstimulaatio ei aiheuta voimantuoton lisäystä. (KUVIO 6)

Väsymys	Ominaisuudet	Mekanismit
1) Sentraalinen	Tahdonalaisen supistuksen tuottama voima tai lämpö pienempi kuin sähköstimulaatiolla aikaansaatu	Kyvyttömyys ylläpitää motoristen yksiköiden rekrytointia ja/tai syttymistaajuutta
2) Perifeerinen	Voiman ja lämmöntuoton suuruus sama voluntaarisessa ja tahdonalaisessa supistuksessa	
a) Korkea frekvenssi	Selektiivinen voimantuoton väheneminen korkeilla stimulointifrekvensseillä	Huonontunut neuromuskulaarinen siirtyminen ja/tai lihaksen aktiopotentialin johtuminen
b) Matala frekvenssi	Selektiivinen voimantuoton väheneminen matalilla stimulointifrekvensseillä	Huonontunut eksitaatio-kontraktio - koplaus

Kuvio 5. Lihäsväsymyksen määrittely (Gibson & Edwards 1985)



Kuvio 6. Sähköstimulaation vaikutukset lihaksen voimantuottoon (Bigland-Ritchie 1987)

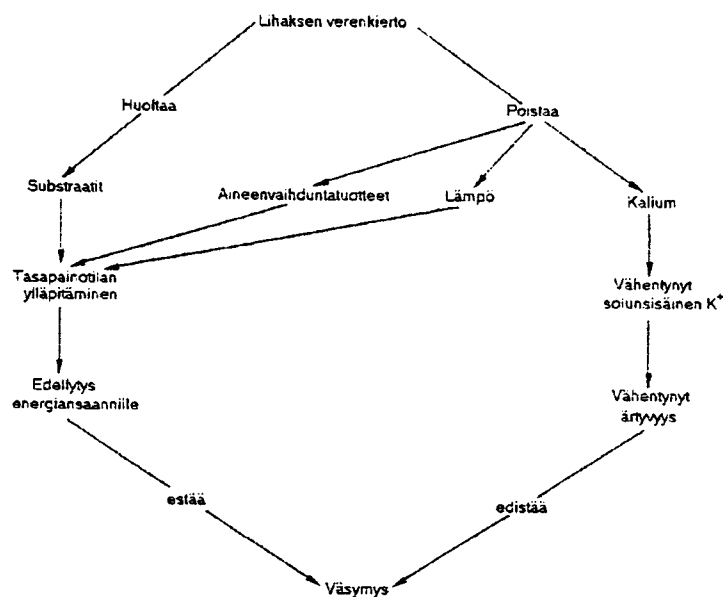
5.2 Sentraalinen lihasväsymys

Sentraalinen lihasväsymys näkyy kyvyttömyytenä aktivoida lihasta maksimaalisesti, tällöin sähköstimulaatiolla saadaan lihaksen voimantuotto lisääntymään. Normaalin lihaskontraktion syttymistaajuus on Gibsonin ja Edwardsin (1985) mukaan 5 ja 30 Hz välillä. Lihaksen syttymistaajuuden lasku toimii suojaavana tapahtumana motoneuronin, hermolihasliittymän ja lihasfiberin sähkönjohtumiskyvylle. Tällöin on kyseessä ns. korkeataajuinen lihasväsymys. Kun lihasta ei voida aktivoida riittävästä stimuloitiefrekvenssistä huolimatta, kyseessä on matalataajuinen lihasväsymys. Lihaksen väsyttäminen dynaamisesti tai iskeemisesti (hapan saanti estetty) isometrisesti, aiheuttaa matalataajuisen lihasväsymyksen. Lihaksen voimantuotto laskee, ellei syttymisfrekvenssiä saada nostettua tai jos muita rinnakkaisia MY:tä ei saada rekrytoitua. Lihaksen aineenvaihdunnan lopputuotteiden (maitohappo) kerääntymistä on luultu vallitsevasti ainoksi syyksi matalataajuisen lihasväsymyksen ilmenemiseen. Lihaksen eksentrisen toiminta rikkoo lihasrakenteita ja matalataajuinen lihasväsymys liittyykin lihaksen venytykseen aktivaation aikana. Matalataajuinen lihasväsymys ei aiheuta teho-tiheysspektrin muuttumista matalammille taajuuksille, kuten korkeataajuinen lihasväsymys (Moxham et al. 1982).

5.3 Perifeerinen lihasväsymys

Perifeerinen lihasväsymys johtuu neuronien huonontuneesta toiminnasta, hermolihasliitoksen huonontuneesta kyvystä johtaa impulsseja, lihasfiberien sähköisen aktivaation heikkenemisestä tai lihasfiberin sisäisen aktivaatioprosessin huonontumisesta. (Gibson & Edwards 1985). Sjøgaard (1987) toteaa lihaksen verenkierron olevan tärkeä tekijä lihasväsymyksen estäjänä. Lihaksen isometrinen supistus pysäyttää verenkierron lihaksen sisällä, kun supistuksen teho ylittää 50 %. Verenkierto on rajoittunut jo 20 % supistusteholla. Lihaksen supistuvan komponentin on yleisesti ajateltu tarvitsevan verenkierron mukana tulevaa energiaa toimiakseen. (KUVIO 7). Kaliumin määrä solukalvon eri puolilla määrittelee lihassolukalvon membraanipotentiaalin. Lihaksen supistumisen aikana kaliumin määrä lihassolussa laskee ja natrium-kalium-pumppu toimittaa kaliumia soluun takaisin. Mortimer et al. (1970) tutki iskemian vaikutuksia lihaksen aktiopotentialin johtumisnopeuteen, tuloksena oli aktiopotentialin keston kasvaminen iskemian aikana. Kissan m. gastrocnemiuksen aktiopotentialin johtumisnopeus laski enemmän kuin soleuksen. Havaitut muutokset johtumisnopeudessa olivat riittäviä tuottamaan lihasväsymyksen aiheuttamat muutokset EMG:n teho-tiheysspektrissä. Beliveau et al. (1992)

tutki lihaksen jatkuvaa isometristä supistusta m. biceps brachiilla 30 % ja 70 % tehoilla sekä palautumisen aikana. Pintaelektrodeilla mitatusta EMG-signaalista tutkittiin MPF. Tuloksista havaittiin, että MPF palautuu minuuteissa väsytyksen jälkeen vaikka lihaksen pH on alhaalla (asidoosi). Tämä osoittaa, että lihassolun johtumisnopeus ei ole yksinomaan kiinni happamuuden lisääntymisestä.



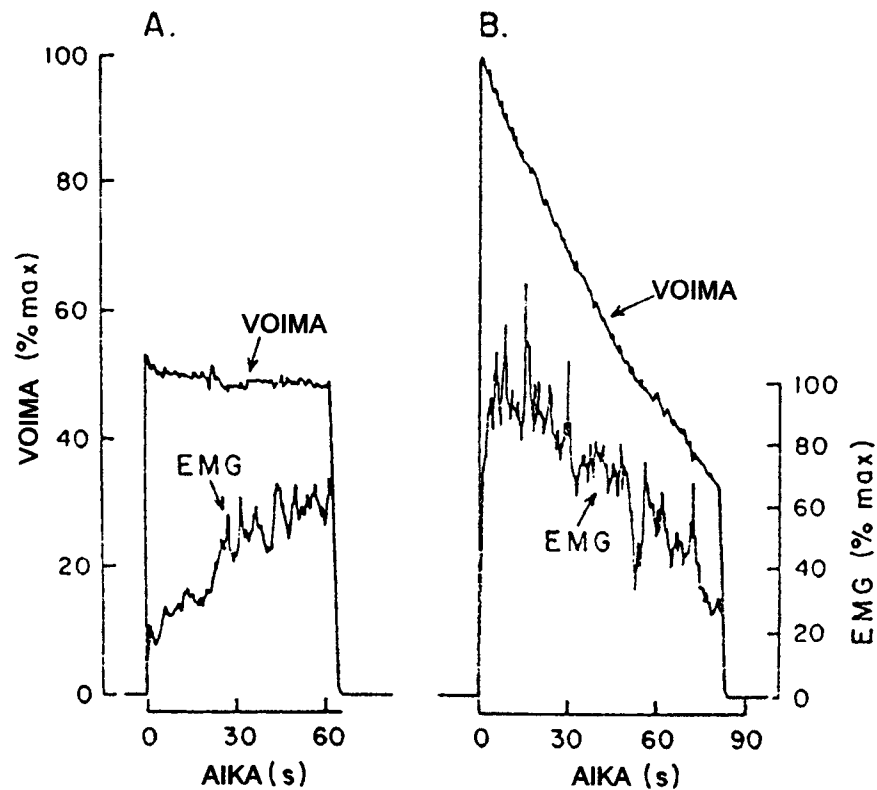
Kuvio 7. Lihaksen verenkierron vaikutukset ionikonsentraatioon ja lihasväsymykseen. (Sjögaard 1987).

Lihasväsymyksessä lihaksen maksimivoimantuotto laskee, voimantuottonopeus laskee, lihaksen supistumisnopeus vähenee ja myös lihaksen relaksaatioaika pitenee. Lisäksi lihaksen hermotus muuttuu siten, että motorisen yksikön syttymisfrekvenssi siirtyy matalammille taajuuksille. Edington & Edgerton (1976) osoittivat erilaisten motoristen yksiköiden ominaisuudet, miten ne tuottavat voimaa ja miten ne väsyvät. (LIITTEET 5 ja 6)

6 EMG:N MUUTTUMINEN LIHASVÄSYMYKSESSÄ

EMG-signaalin muuttuminen lihasväsymyksessä riippuu lihassupistuksen tehosta. Mikäli lihas supistuu submaksimaalisesti ja supistusta pyritään ylläpitämään mahdollisimman pitkään, nousee EMG:n amplitudi supistuksen jatkuessa kunnes supistusta ei voida enää ylläpitää. Tätä selitetään uusien motoristen yksiköiden ottamisella mukaan väsyneiden tilalle. Näin ollen lihaksen sähköisten ominaisuuksien tulisi pysyä muuttumattomina. Maksimaalisessa tahdonalaisessa suorituksessa, jossa teho on 100 % heti alusta lähtien, EMG ja voima alkavat vähentyä heti suorituksen alusta lähtien samalla tavalla. Tämä viittaa neuraalisen käskytyksen riittämättömyyteen aiheuttaa maksimaalista lihassupistusta (Winter 1990, 210; Bigland-Ritchie 1981)

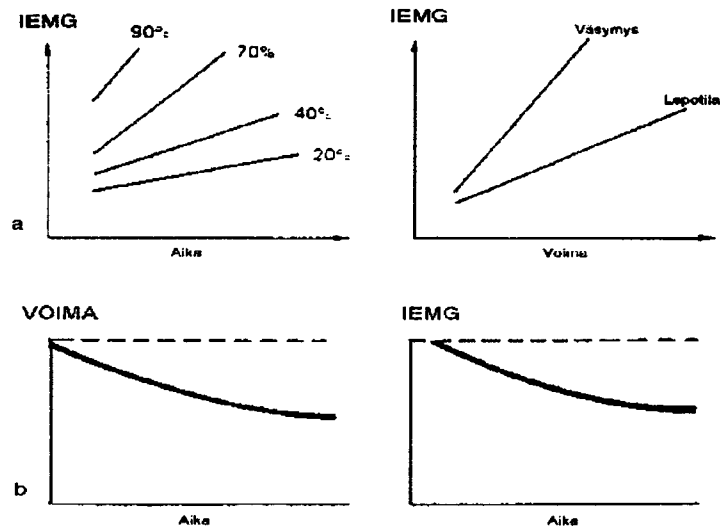
KUVIO 8.



Kuvio 8. EMG ja Voima submaksimaalisen ja maksimaalisen isometrisen lihassupistuksen aikana. (Bigland-Ritchie 1981)

6.1 IEMG:n muuttuminen

Submaksimaalisen supistuksen ylläpitäminen johtaa lihasväsymykseen, joka aiheuttaa neuraalisen käskytyksen lisääntymisen lihakseen. Lihaksen aktivaatiotason mittarina on käytetty integroitua EMG-signaalia. Integroitu EMG muuttuu Komin (1984) mukaan seuraavasti: (KUVIO 9) 1) IEMG lisääntyy ylläpidetyn isometrisen submaksimaalisen kontraktion aikana, 2) lihasväsymisen yhteydessä IEMG/voima -suhde siirtyy kokonaisuudessaan vasemmalle isometrisessä voimantuotossa ja 3) kun maksimaalisessa kontraktiossa IEMG vähenee, myös voima vähenee (KUVIO 9).



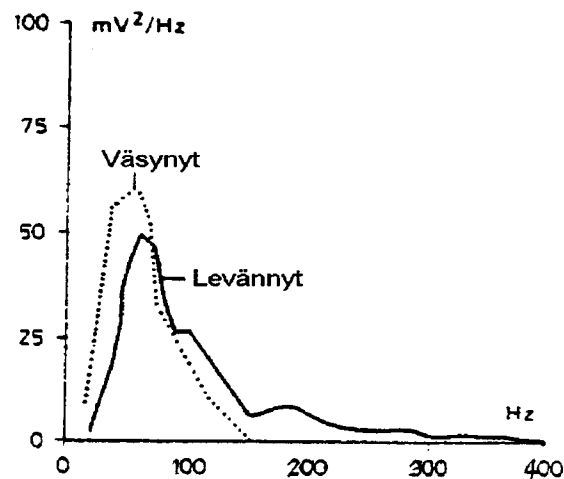
Kuvio 9. IEMG:n muuttuminen lihasväsymyksen aikana (Komi 1984)

Tietyn voimatason saavuttamiseksi siis tarvitaan enemmän neuraalista käskytystä lihasväsymyksen ilmetessä. Tähän ovat päätyneet tutkimuksissaan mm. Edwards ja Lippold (1956) sekä Moritani et al. (1982). Winter (1990, 210) toteaa, että kun lihasfiiberin johtumisnopeus lihasväsymyksessä laskee, siitä johtuu impulssin leventyminen ja EMG:n amplitudin kasvu. Näin ollen pinta-ala lisääntyy tasasuunnatun EMG-käyrän alla ja IEMG kasvaa. Vaikka MY:t syttyvät itsenäisesti toisistaan riippumatta, lihasväsymyksen yhteydessä niiden syttymisen on havaittu noudattavan tiettyä yhdenmukaisuutta eli synkronisaatiota. Tämä havaitaan sekä voima- että EMG-käyristä vapinana (tremor). Tällöin motoriset yksiköt syttyvät yhdenmukaisesti pieninä sykäyksinä.

6.2 Teho-tiheyspektrin muuttuminen

Jotta EMG:n muutokset voidaan ymmärtää lihasväsymyksen seurauksena, täytyy tutkia motorisen yksikön aktiopotentiaalin muutoksia lihasväsymyksen aikana ja sen jälkeen. Motorisen yksikön aktiopotentiaalin amplitudi kasvaa ja sen kesto-aika pitenee. Samoin aktiopotentiaalien lukumäärä kasvaa supistuksen loppua kohti. Aktiopotentiaalin nousuaika pitenee, mutta amplitudi/nousuaika suhde (A/RT -ratio) pysyy suhteellisen muuttumattomana. Motorisen yksikön teho-tiheyspektri muuttuu alemmille taajuuksille, teho-tiheyspektri laskee lähes lineaarisesti ajan funktiona lihasväsymyksen seurauksena. Teho-tiheyspektristä voidaan laskea, mitkä syttymisfrekvenssit pääasiallisesti aiheuttavat voimantuoton. Tämä osoittaa, että voimantuotto johtuu alempien frekvenssien lisääntymisestä (hitaat motoriset yksiköt) samalla korkeampien frekvenssien hävitessä (nopeat motoriset yksiköt) (Viitasalo & Komi 1977). Kestoajan pitenemiseen Winter (1990) löytää kaksi syytä: kaikkien tai joidenkin aktiopotentiaalien alentunut johtumisnopeus, hitaat MY:t pitempikestoisine aktiopotentiaaleineen pysyvät aktiivisina ja nopeat MY:t (nopeammat aktiopotentiaalit) sammuvat.

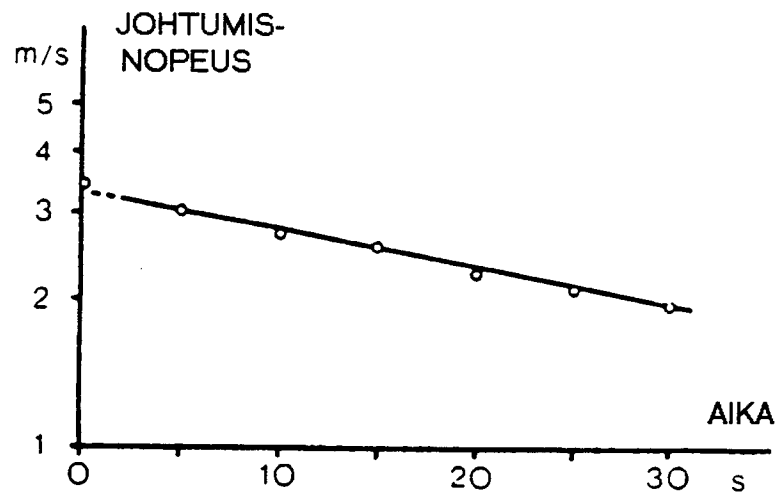
Komin ja Teschin (1979) mukaan EMG-signaalin teho-tiheyspektri muuttuu väsymyksessä matalampien taajuuksien suuntaan (KUVIO 10). Zwarts et al. (1987) esittää ilmiölle sekä sentraalisia että perifeerisiä syitä. Sentraalisia syitä ovat tutkijoiden mukaan mm. motoristen yksiköiden synkronisaatio, jolla tarkoitetaan syttymisfrekvenssien yhdenmukaistumista (Person & Miskin 1964; Furness et al. 1977), uusien motoristen yksiköiden rekrytointi ja motorisen yksikön syttymistaajuusajan muutokset (Lago & Jones 1977; Van Boxtel & Shomaker 1984). Perifeerisistä syistä mainitaan motorisen yksikön potentiaalimuutokset, jotka johtuvat lihassäikeen impulssinjohtumisnopeuden laskemisesta (Lindström et al. 1970).



Kuvio 10. EMG:n teho-tiheysspektrin muuttuminen lihasväsäyksessä. (Komi & Tesch 1979)

6.3 Impulssin johtumisnopeuden muuttuminen

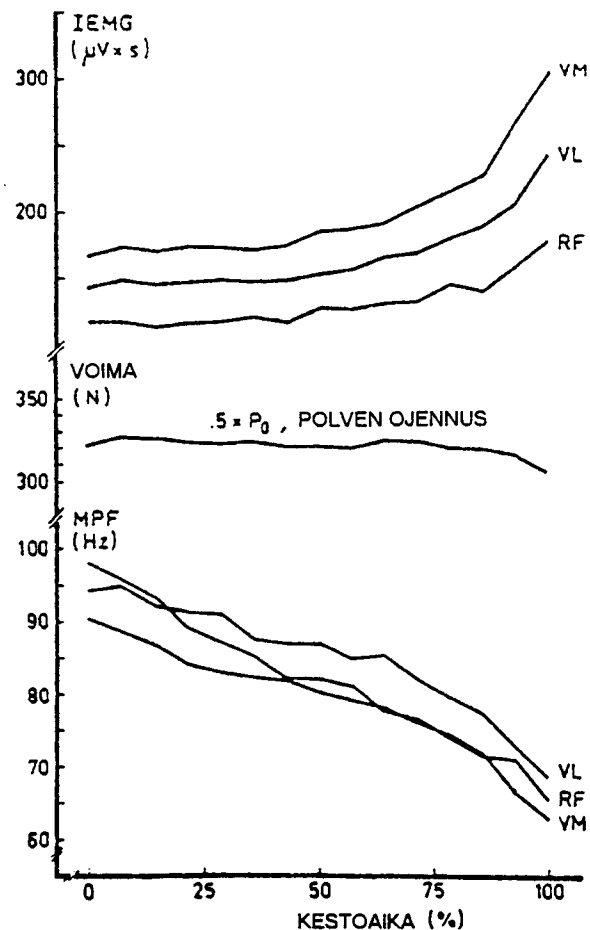
Lihassolun impulssinjohtumisnopeuteen vaikuttaa Basmajianin & De Lucan (1985, 210) mukaan lihassolun poikkipinta-ala, lihaksensisäinen pH (H^+ -ionien kerääntyminen tai poistuminen) sekä muut lihassolukalvon ominaisuudet. Lihassäikeeseen tulevan sähköimpulssin johtumisnopeus laskee lihassupistuksen jatkuttua pitkään (KUVIO 11). Syynä on pidetty metabolisten aineenvaihduntatuotteiden kertymistä lihakseen jatkuvan lihassupistuksen aikana (Mortimer et al. 1970). Naeije & Zorn (1982) tutkivat lihasfiiberin johtumisnopeutta 50 % jännitystasolla uupumukseen asti m. biceps brachiilla ja totesivat, että osalla koehenkilöistä johtumisnopeus ei muuttunut lainkaan, joten MPF:n muutokset eivät pelkästään aiheudu johtumisnopeuden muuttumisesta. Syynä voi olla erilaisten lihassolutyyppien johtumisnopeuden erot. Broman et al. (1985) tutkivat johtumisnopeuden muutoksia m. tibialis anteriorilla ja havaitsivat, että muut spektrin parametrit (RMS eli root mean square, Median frequency ja Mean frequency) muuttuivat enemmän kuin johtumisnopeus. Muut syyt (yksittäisten MY:den syttymisfrekvenssimuutokset ja eri MY:den syttymisen korrelaatio ts. synkronisaatio) ovat heidän mukaansa pääasiallisesti vastuussa teho-tiheysspektrin muuttumisesta alemmille taajuuksille.



Kuvio 11. Aktiopotentiaalın johtumisnopeuden muuttuminen maksimikuormituksen aikana. (Lindström et al. 1970)

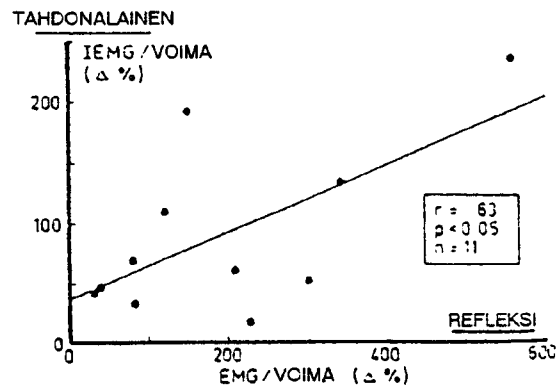
7 EMG/VOIMA -SUHTEEN MUUTTUMINEN LIHASVÄSYMYKSESSÄ

EMG/voima -suhde mittaa lihaksen neuraalisen inputin (keskushermoston ja refleksitoiminnan yhteistoiminta) vaikutusta lihastoiminnan tuottamaan mitattavaan voimaan. Beliveau et al. (1992) käyttivät voiman ja EMG-signaalin RMS -arvon (Root Mean Square) suhteesta termiä NME (NeuroMuscular Efficiency). RMS, joka ilmaisee EMG:n tehoiteyssiäspektrin amplitudia, lisääntyy kuormituksen myötä. Kuten edellä todettiin, lihasväsymyksen yhteydessä EMG lisääntyy ja voimantuotto laskee. Tällöin EMG/voima -suhde kasvaa. Häkkinen ja Komi (1982) tutkivat EMG/voima -suhdetta isometrisen väsymyksen kautta. Väsymys aiheutettiin 50 % isometrisellä supistuksella uupumukseen asti. Koehenkilö näki vaaditun jännitystason edessään olevalla XY-piirturilla. EMG mitattiin reiden ojentajalihaksista (RF, VL ja VM) bipolaarisilla pintaelektrodeilla ja EMG-signaalista laskettiin IEMG sekä tehoiteyssiäspektristä MPF. (KUVIO 12)



Kuvio 12. IEMG:n ja MPF:n keskiarvot 50 % isometrisen väsymyksen aikana. (Häkkinen ja Komi 1982)

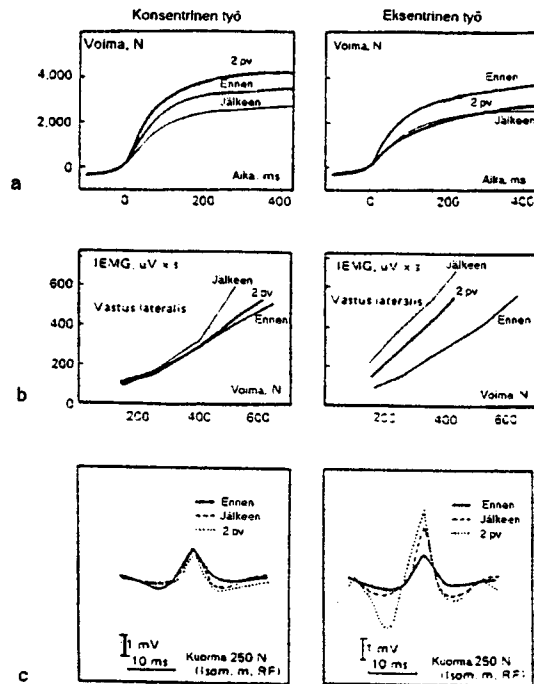
Lihاسبiopsiasta (VL) tutkittiin nopeiden ja hitaiden solujen suhde (FT/ST ratio). Tuloksina saatiin IEMG:n kasvaminen ja MPF:n laskeminen. MPF:n lasku liittyi nopeiden solujen prosenttiosuuteen m. vastus lateraaliksen poikkipinta-alasta. Tutkijat totesivat väsymisen aiheutuneen lähinnä supistuvissa mekanismeissa. (KUVIO 13).



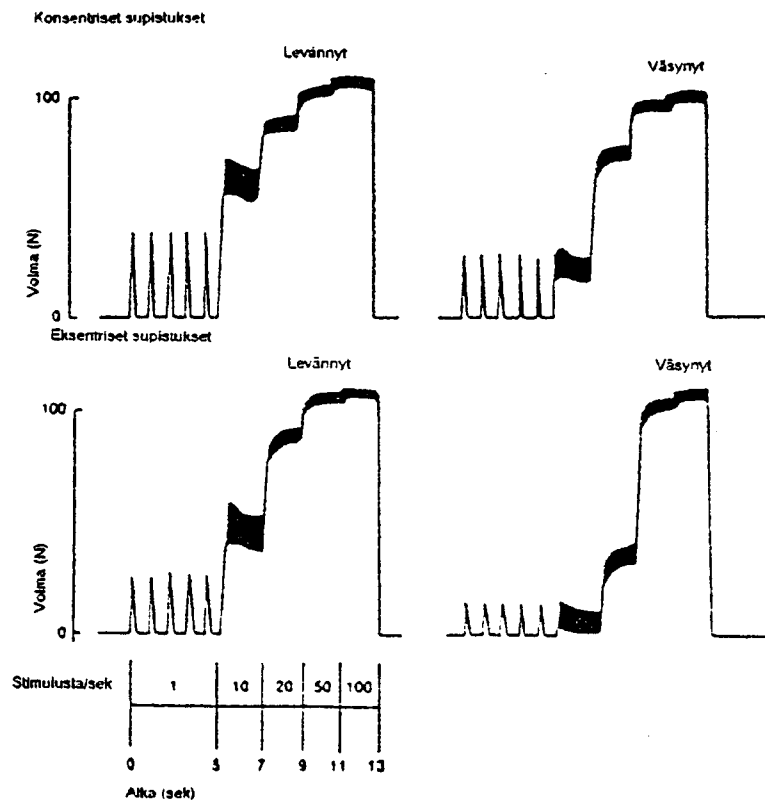
Kuvio 13. IEMG/voima-suhteen muuttuminen refleksissä ja voluntaarisessa voimantuotossa. (Häkkinen & Komi 1982)

Komi ja Viitasalo (1977) tutkivat EMG:n muutoksia toistuvassa eksentrisessä ja konsentrisessä lihastoiminnassa neljän koehenkilön voimin. Koehenkilöt suorittivat 40 maksimaalista konsentrista ja eksentristä lihassupistusta. Lihassupistus kesti 3,5 sekuntia ja tauko supistusten välillä oli 11,5 sekuntia joten kokonaisajaksi tuli noin 10 minuuttia. Kokeessa käytettiin dynamometriä, joka liikkui vakionopeudella. EMG mitattiin pintaelektrodeilla RF ja VL lihaksista ja signaalista määritettiin IEMG, AMUP (Averaged Motor Unit Potential) ja MPF. Lisäksi tehtiin lihasbiopsia sekä hapenkulutus mitattiin. Laktaatti ja seerumin kreatiiniikinaasi analysoitiin myös. Isometrinen maksimi jalkojen ojentajille mitattiin ennen, heti väsymyksen jälkeen sekä kaksi päivää jälkeen. Tutkijat havaitsivat, että lihaksen jännitystaso laski enemmän eksentrisissä kuin konsentrisissa supistuksissa mitattuna suorituksen keskiosasta. Integroitu EMG laski supistusten alussa paljon, pysyi sitten lähes muuttumattomana molemmissa lihastyötavoissa. Lihaksen EMG/voima -suhde muuttui molemmissa lihastyötavoissa samankaltaisesti, mutta muutos oli eksentrisessä työssä suurempi kuin konsentrisessä. Motorisen yksikön aktiopotentiali muuttui huomattavasti eksentrisen työn jälkeen, viitaten eksentrisen työn olevan enemmän väsyttävää kuin konsentrisen työn. (KUVIOT 14 ja 15). Kreatiiniikinaasin määrä oli eksentrisen työn jälkeen suurempi kuin konsentrisen työn, viitaten suurempaan lihastason vaurioon. Motorisen yksikön aktiopotentialin kasvaminen eksentrisen työn jälkeen selittyy tutkijoiden mukaan joko sidekudoksen turpoamisena ja sen venytysarkuuden

lisääntymisenä (Asmussen 1956) tai neuraalisen käskytyksen tarpeen lisääntymisenä arkaan lihakseen.

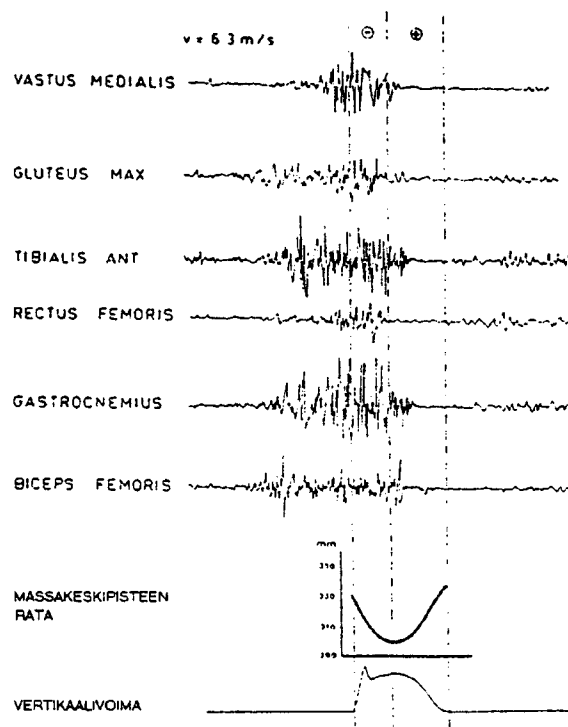


Kuvio 14. Konsentrisen ja eksentrisen väsytyksen vaikutukset (a) isometriseen voima-aika käyrään, (b) IEMG/voima -suhteeseen sekä (c) AMUP (Averaged Motor Unit Potential) kestoan. (Komi & Viitasalo 1977)



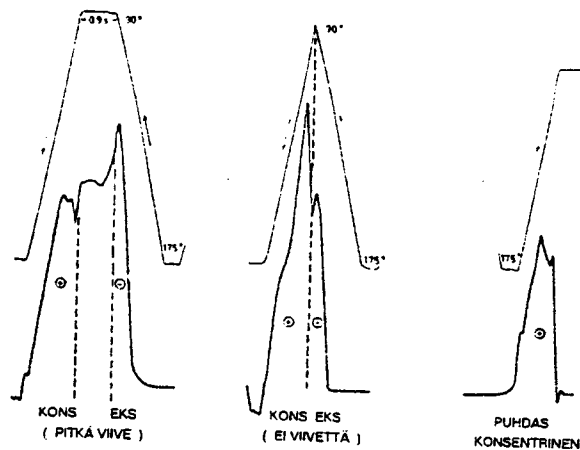
Kuvio 15. Ohjelmoidun sähköstimulaation aiheuttamat muutokset koehenkilön konsentrisessa ja eksentrisessä voimantuotossa Gibsonin ja Edwardsin (1985) mukaan.

Venymis-lyhenemissyklin osien ja EMG:n suhdetta voidaan mitata yhdistämällä mekaaniset parametrit sekä lihasaktiivisuus. Tämä saavutetaan selvittämällä eksentrisen ja konsentrisen vaiheen alkamisajankohta syklissä. Voimantuottokäyrästä ei näe eksentrisen ja konsentrisen vaiheen muutosta, mutta liikeanalyysillä voidaan kehon massakeskipisteen liikerata selvittää. Eksentrisen vaihe päättyy silloin, kun kehon massakeskipiste on alhaisimmassa kohdassa. (KUVIO 16) Kun EMG-aktiivisuus on jaettu preaktiivivaiheeseen, eksentriseen ja konsentriseen vaiheeseen, voidaan niiden muutoksia tutkia lihasväsymyksessä eri intensiteeteillä esimerkiksi ensimmäisen kymmenen ja viimeisen kymmenen syklin aikana.



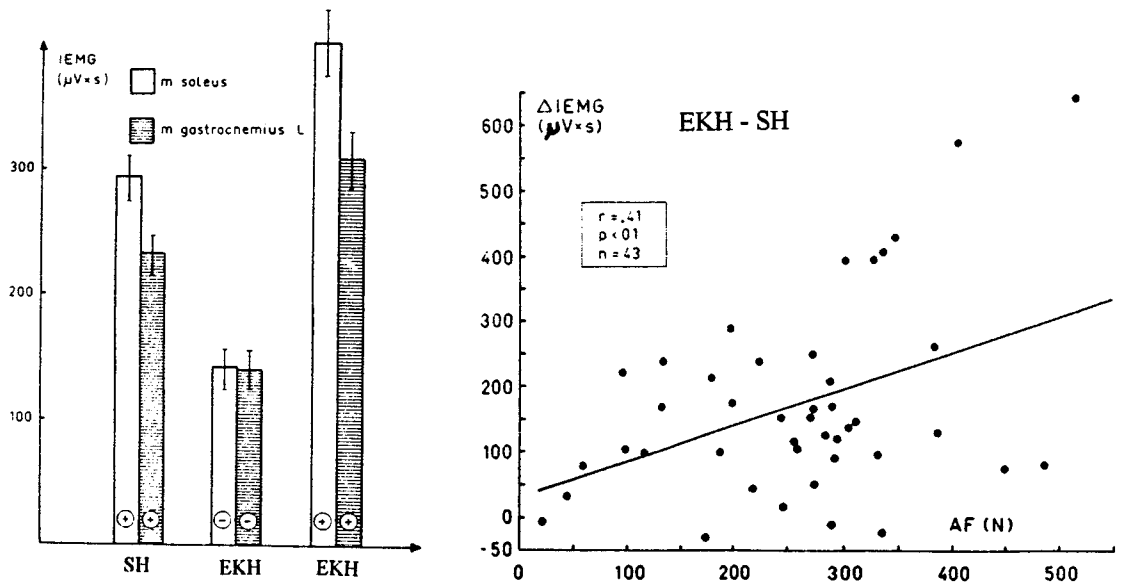
Kuvio 16. Lihaksen toiminnan ja mekaanisten parametrien yhteys. (Komi 1983)

Eksentrisen vaiheen mahdollisimman nopea muuttaminen konsentriseksi parantaa lihakseen varastoidun elastisen energian käyttämistä hyväksi seuraavan konsentrisen supistuksen aikana, jolloin lihaksen tarvitseman neuraalisen aktivaation määrä on pienempi ja toiminnan hyötysuhde paranee. Mikäli esivenytystä ei heti seuraa konsentrisen supistus, muuttuu varastoitunut energia lämmöksi. (Cavagna et al. 1968; Komi 1983) (KUVIO 17).



Kuvio 17. Eksentrisen ja konsentrisen välisen vaiheen keston vaikutus voimantuottoon (Komi 1983)

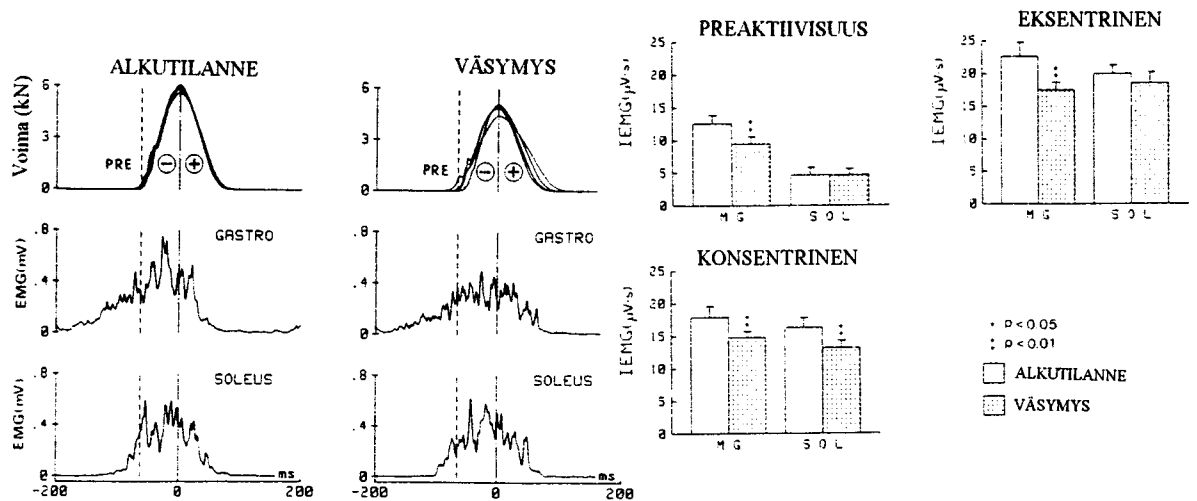
Bosco et al. (1982a) toteaa, että esivenytys lisää lihaksen voimantuottoa ja samalla laskee lihaksen sähköistä aktiivisuutta. Tämä näkyy IEMG/voima -suhteen paranemisena. Suorituksen paranemiseen vaikuttaa sekä elastisuus että myoelektrinen potentiaatio. (KUVIO 18)



Kuviot 18a ja 18b. IEMG:n muutokset LG ja SOL lihaksissa staattisessa ja esikevennyshypyssä. (Bosco et al. 1982b)

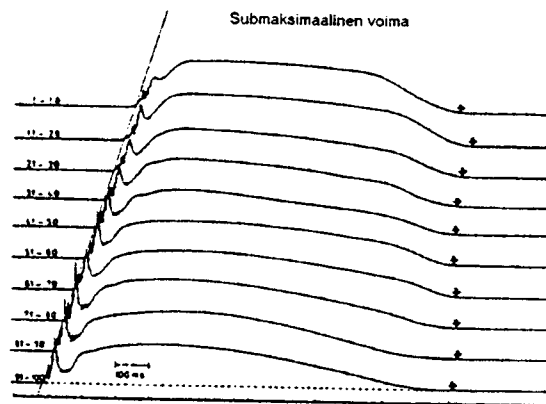
Moritani et al. (1990) tutki pohjelihasten aktiivisuuden muutoksia maksimaalisten vertikaalihyppyjen tuottamassa lihasväsymyksessä. Tutkijat huomasivat nopean solutyypin MG

lihaksen (mediaalinen gastrocnemius) väsymyksen olevan erilaisen kuin soleuksen (hidas solutyyppe). MG-lihaksen EMG-aktivaatio laski preaktivaatiovaiheessa, konsentrisessa sekä eksentrisessä vaiheessa. Soleuksen EMG-aktivaatio laski ainoastaan konsentrisessä vaiheessa. (KUVIOT 19a ja 19b)

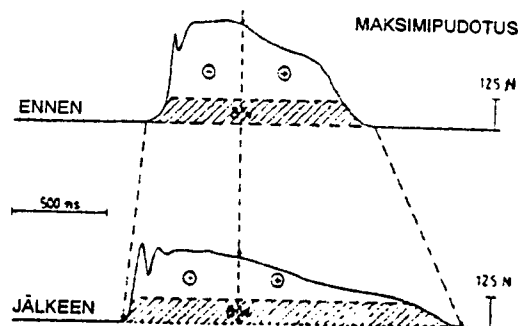


Kuviot 19a ja 19b. Aktivaatiomuutokset väsymyksen aikana MG ja SOL lihaksissa. (Moritani et al. 1990)

Gollhofer et al. (1987a) teetti koehenkilöillä 100 submaksimaalista venymis-lyhenemissyklusta, jotka johtivat uupumukseen. Lisäksi tehtiin maksimaalisia kaatumisia voimalevyanturin päälle (otettiin käsillä vastaan). Tutkijat havaitsivat voima-aikakäyrän muuttuvan siten, että huippuvoima kasvoi samalla kun sitä seuraava voimantuotto laski. Kulmanopeudet nivelissä muuttuivat siten, että eksentrisen vaiheen kulmanopeus kasvoi konsentrisen vaiheen kulmanopeuden laskiessa. Kontaktiaika kasvoi konsentrisessä vaiheessa enemmän kuin eksentrisessä vaiheessa. Lisäksi havaittiin lieviä muutoksia nivelkulmamuuutoksissa kontaktivaiheessa, irtoamisvaiheessa sekä maksimifleksiossa. Tutkijat havaitsivat venymis-lyhenemissykluksella olevan samankaltaisia piirteitä isometrisen ja konsentrisen lihasväsymyksen kanssa. Energian hyödyntäminen eksentrisestä vaiheesta konsentriseen vaiheeseen laski huomattavasti. Näin ollen lihasjäykkyyden säätelymekanismien mittarina venymis-lyhenemissykluksen aiheuttama lihasväsymys on käyttökelpoinen. (KUVIO 20)

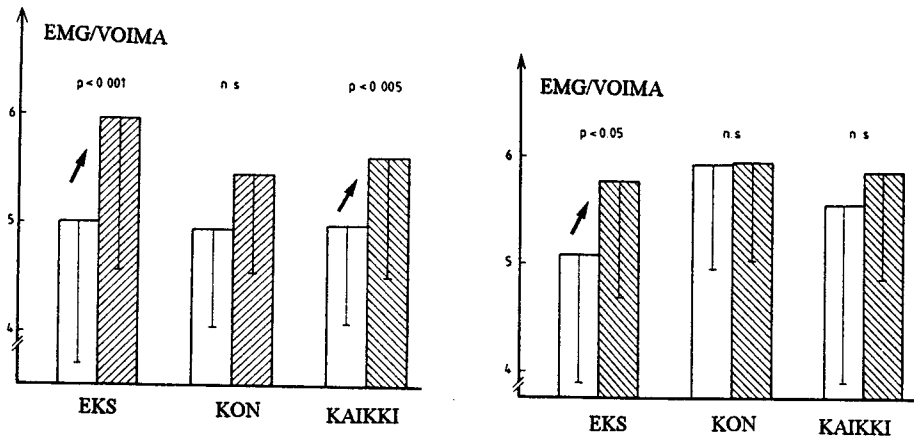


Kuvio 20. Keskiarvotettu voima-aika käyrä sadan sykluksen lihasväsymyksen aikana. (Gollhofer et al. 1987a)



Kuvio 21. Maksimipudotuksen voima-aika -käyrän vertailu ennen ja jälkeen väsymyksen. (Gollhofer et al. 1987a)

Gollhofer et al. (1987b) tutki samanlaisen väsytyksen vaikutuksia lihaksen EMG-aktiivisuuteen. IEMG aktiivisuus nousi merkitsevästi sekä eksentrisessä että konsentrisessä vaiheessa. Jos IEMG aikainormalisoitiin, muutokset eivät olleet merkitseviä. Submaksimaalisella kuormituksella väsymys aiheutti neuraalisen inputin kasvamisen m. triceps brachiille sekä konsentrisessä että eksentrisessä vaiheessa. Maksimipudotuksessa konsentrisen vaiheen aktivaatio laski selvästi. IEMG/voima suhde kasvoi erityisesti eksentrisessä vaiheessa sekä submaksimaalisessa että maksimaalisessa rasituksessa. Lihasktivaatio laskee väsymisen myötä venymis-lyhenemissykluksen eksentrisessä vaiheessa (KUVIO 22).



Kuvio 22. Venymis-lyhenemissyklusen tuottamat väsymysvasteet lihaksen EMG-arvoihin submaksimaalisilla ja maksimaalisilla kuormilla. Kahdesta yhteenliitetystä pylväästä vasemmanpuoleinen pylväs kuvaa tilannetta ennen väsytystä ja oikeanpuoleinen pylväs tilannetta väsytyksen jälkeen. (Gollhofer et al. 1987b)

8 TUTKIMUSONGELMAT

Venymis-lyhenemissykli voidaan ajatella muuttumattomaksi toimintamuodoksi, jossa samat vaiheet toistuvat jatkuvasti. Tällöin syklin vaiheita voidaan verrata toisiinsa eri sykleissä ja syklejä voidaan yhdistää laskemalla monen syklin keskiarvot. Sama koskee syklien mitattavia muuttujia; sekä lihassähköisiä että mekaanisia muuttujia. Näin voidaan esimerkiksi verrata syklin preaktivaation, eksentrisen ja konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden määrää ja laatua. Muutokset EMG-signaalissa kertovat syklin vaiheiden sekä voimantuoton keskinäisestä suhteesta. Kaikki korkean intensiteetin lihastoiminnan aiheuttama lihasväsymys on pyritty selittämään laktaatin kerääntymisellä tai neuromuskulaarisen häiriön avulla tai lihaksen aktiopotentiaalin johtumisen hitautena. Kuitenkin esimerkiksi 100 metrin maksimaalisen juoksun jälkeinen lihasväsymys on täysin erilaista kuin 400 metrin juoksun jälkeen. Molemmat väsymystyypit on selitetty korkeatehoisen lihastoiminnan aiheuttaman lihasväsymyksen teorian mukaan. On syytä olettaa, että eri suoritustehoilla suoritettujen lihasväsytysten kesken on havaittavissa selviä eroja sekä lihasväsymisen ilmenemisessä sekä väsymisen sijainnissa. Näin ollen on tarpeen tutkia venymis-lyhenemissyklustyyppisen suorituksen aiheuttamaa lihasväsymistä eri intensiteettitasoilla. Tämän tutkimuksen ongelmat voidaan kiteyttää seuraavasti:

- 1) Miten eri tehoiset VLS-tyyppiset lihasväsytyssarjat vaikuttavat lihaksen voimantuotto-ominaisuuksiin ja EMG:aan ?
- 2) Miten EMG- ja voimantuotto-ominaisuudet palautuvat väsytyksestä ?

9 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tämä tutkimus on osa suurempaa tutkimusprojektia, jossa lihasväsymykseen vaikuttavia tekijöitä tutkittiin useasta eri näkökulmasta. Tämä tutkimus käytti vain pienen osan koko tutkimusprotokollan sisältämästä aineistosta. Näin ollen jatkossa esitellään vain EMG- ja voimamittausten suorittaminen.

9.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä oli 12 tervettä miestä, jotka ilmoittautuivat vapaaehtoisina tutkimukseen. Heitä informoitiin mittauksista ja he saivat keskeyttää mittaukset milloin halusivat. Heidän urheilutautensa oli vaihteleva, mutta aktiivurheilijoita ei enää ollut mukana. Koehenkilöt tutustuivat koejärjestelyihin huolellisesti ja kokeilivat väsyttämässä käytettyä kelkkaa ennen mittausten alkua. Koehenkilöiden fyysiset ominaisuudet on koottu taulukkoon 1.

TAULUKKO 1 Koehenkilöiden fyysiset ominaisuudet.

Pituus	183 ± 11 cm
Paino	78.6 ± 12.7 kg
Ikä	27.8 ± 5.9 v

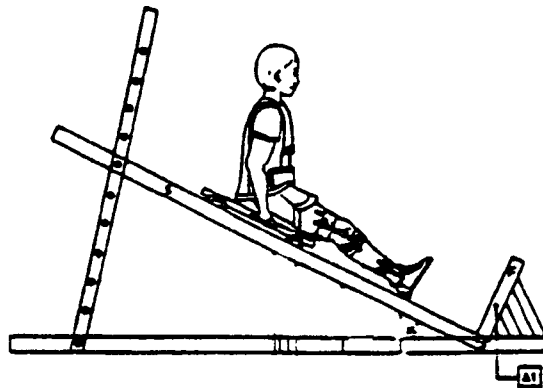
9.2 Aineiston keruu

Koehenkilö valmisteltiin mittauksia varten kiinnittämällä pinta-elektrodit (Beckmanin bipolaarinen miniatyyrielektrodi, elektrodien välinen etäisyys 20 mm, ilmaispinta 4 mm, Beckman miniature skin electrodes 650437, IL, USA) vastus lateralikseen, vastus medialikseen, soleukseen, tibialis anterioriin sekä gastrocnemius medialikseen. Kaikki elektrodit kiinnitettiin lihaksen rungon päälle. Elektrodien kiinnitys varmistettiin teippauksella. EMG-elektrodien paikat merkittiin tussilla, jotta jatkomittauksissa elektrodit saataisiin mahdollisimman tarkasti samalle paikalle. Ihokarvat ajettiin partakoneella pois ja ihon resistanssia pienennettiin hiomalla hiekkapaperilla kuollutta ihoa pois ja puhdistamalla ihoa sprillä. Ihon resistanssi pidettiin alle 6 kΩ. EMG-signaali siirrettiin telemetrisesti (Glonner, Germany) Racal-nauhuriin (Racal 14)

jatkotoimenpiteitä varten. Signaali otettiin samanaikaisesti tietokoneen muistiin (Codas, Dataq Instruments Inc., OH, USA) ja vahvistettiin ja suodatettiin. Signaalin puhtaus tarkastettiin oskilloskoopilta ennen mittausten aloittamista. Koehenkilöiden paino mitattiin kaikkien kokeeseen tarvittavien laitteiden kanssa. Ennen varsinaisen mittausprotokollan alkua koehenkilö suoritti kaikkien lihasten aktivoinnin, jonka avulla mitattiin eri lihasten elektromyogrammien cross-talk -efektiä.

9.3 Mittausprotokolla

Koehenkilö suoritti 6 minuutin lämmittelyn penkille astumisena (20 cm korkea penkki, tempo 60 lyöntiä minuutissa, vuorominuutein aloittavaa jalkaa vaihtaen). Tämän jälkeen koehenkilöltä otettiin verinäyte, josta mitattiin laktaatti, sekä kreatiiniikinaasiarvot. Seuraavaksi koehenkilö meni tuoliin, jossa polvikulma voitiin rajoittaa 100 asteeseen ja lantio kiinnitettiin hyvin. Koehenkilö suoritti maksimaalisen polven ojennuksen mahdollisimman nopeasti ja mahdollisimman suurella voimalla. Sen jälkeen koehenkilö siirtyi kelkalle (KUVIO 23).



Kuvio 23. Väsytyssarjoissa käytetty kelkka. Ponnistusalueena on voimalevyanturi. (Kyröläinen et al. 1990)

Kelkassa koehenkilö suoritti kaksi maksimaalista ponnistusta ennaltamäärätystä korkeudesta (80 cm yli jalkojen ojennuspituuden). Näistä hypyistä valittiin parempi suoritus, jonka perusteella väsytyksen prosentuaalinen teho mitattiin (90, 80 ja 60 % maksimista). Koehenkilön edessä oli televisio hypyn korkeuden visuaalista palautetta varten. Mitta-asteikko pyrittiin asetettamaan siten, että kelkan tukiraudat eivät haitanneet näkyvyyttä. Ponnistus suoritettiin 90 asteen polvikulmasta. Koehenkilö suoritti väsytyssarjan kelkassa tietyllä teholla, joka oli arvottu.

Väsytyksessä koehenkilö ylläpiti tiettyä hyppykorkeutta (yli 90 % maksimista sadan prosentin väsytyssarjassa, 80 % maksimista 80 %:n väsytyssarjassa ja 60 % maksimista 60 %:n väsytyssarjassa) niin kauan kuin jaksoi, kunnes väsymys kasvoi liian suureksi. Silloin kokeen valvoja keskeytti suorituksen. Tämän jälkeen koehenkilö suoritti maksimaalisen hypyn kelkalla ennaltamäärätystä korkeudesta (80 cm yli jalkojen ojennuspituuden). Isometrisen polvenojennuksen ja pudotushyppyjen jälkeen otettiin verinäyte (kreatiiniкинаasi). (TAULUKKO 2)

TAULUKKO 2. Koko koeprotokollan aikataulu.

Lämmittely: Penkille nousua 6 minuuttia, joka minuutti aloittavaa jalkaa vaihtaen.

Lämmittelyn päätyttyä:

- 4 min. Nilkkarefleksit (8 kertaa)
- 7 min. Sähköstimulaatioprotokolla (rento, explosiivinen maksimi, maksimi + sähkö)
- 9 min. Pudotushyppy (2 yritystä)
- 12 min. Kelkkamaksimimääritys (2 yritystä)
- 15 min. Väsytyssarjaprotokolla

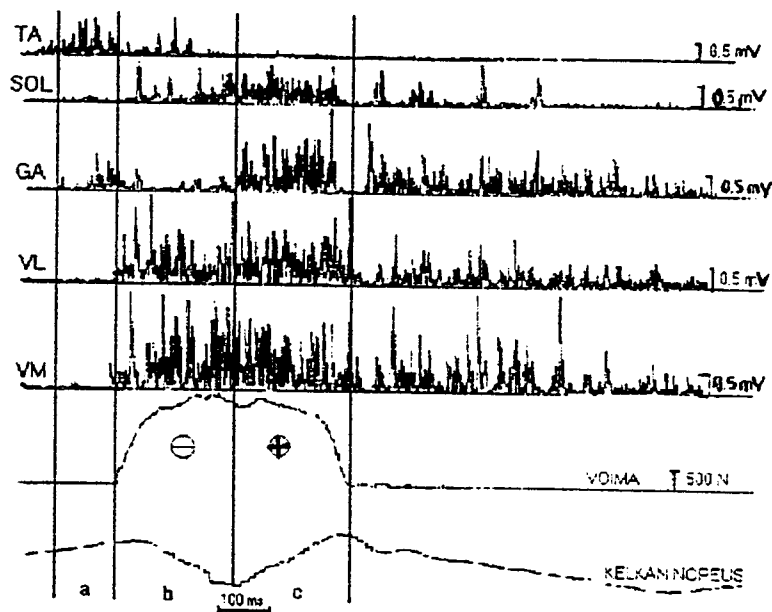
Uupumisen jälkeen:

- 5 sek. Maksimi kelkkahyppy
- 1 min. Nilkkarefleksit (8 kertaa)
- 2,5 min. Sähköstimulaatioprotokolla
- 3,5 min. Pudotushyppy (2 yritystä)
- 5 min. Sähköstimulaatioprotokolla

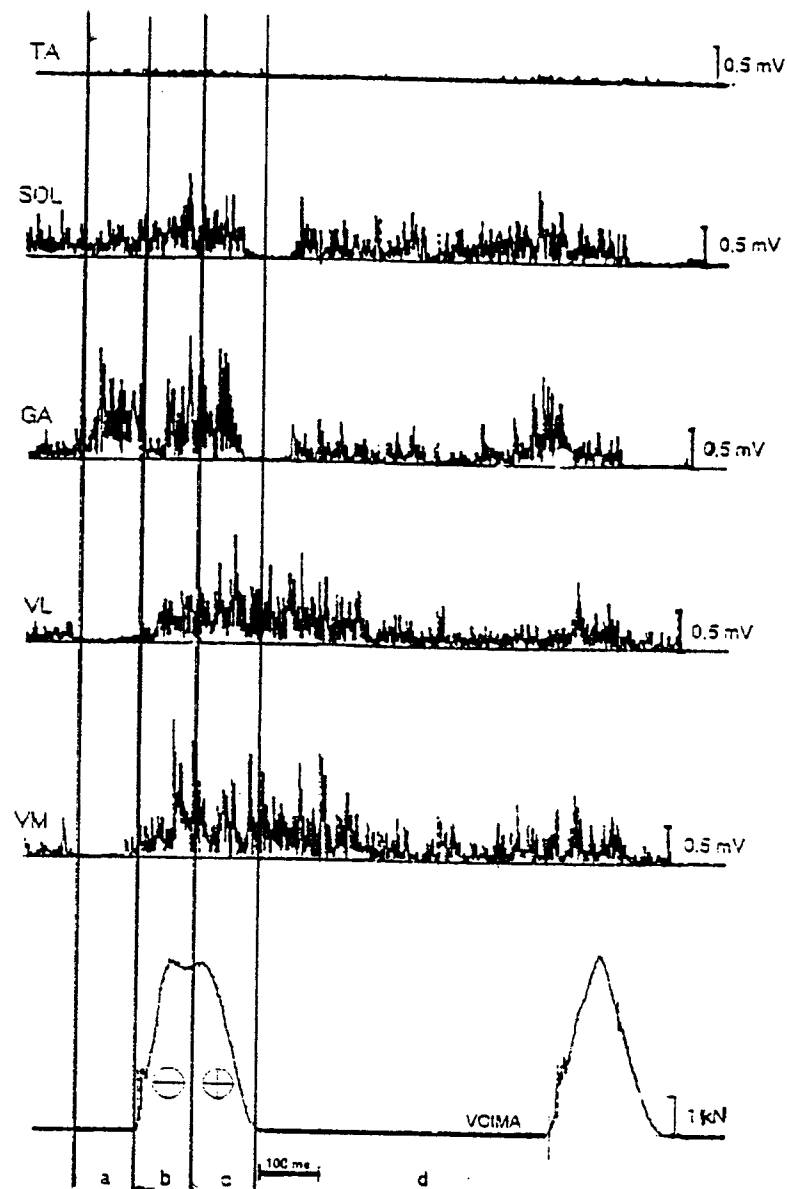
Kaksi tuntia väsytyssarjan jälkeen mitattiin pudotushyppy ja maksimikelkkahyppy. Elektrodit olivat koko ajan kiinni koehenkilöllä. Kaksi päivää ja neljä päivää väsytyksen jälkeen mittaukset olivat muuten samat, mutta mittauksia edelti lämmittely kuten ennen väsytyssarjaakin, mutta väsytyssarjaa ei suoritettu. Väsytyssarjoja oli siis kolme. Eri tehoisten väsytyssarjojen välillä koehenkilöillä oli viikon mittainen palautumisjakso, joten eri väsytyssarjojen vaikutukset toisiinsa saatiin estettyä.

9.4 Aineiston analysointi

Saaduista mittaustuloksista määritettiin erilaisia EMG- ja voimamuuttujia. (KUVIOT 24 ja 25) Lihasten EMG-aktiivisuus jaettiin preaktiivisuusvaiheeseen (a), eksentriseen vaiheeseen (b) ja konsentriseen vaiheeseen (c). Voima mitattiin eksentrisessä ja konsentrisessa vaiheessa. Lisäksi määritettiin voimakäyrästä eksentrisen vaiheen kesto ja eksentrisen vaiheen voiman maksimiarvo. Samat muuttujat laskettiin konsentrisesta vaiheesta. Pudotushyppyissä laskettiin vielä lentoaika (d), joka oli konsentrisen vaiheen voimantuoton lopusta uuden maakontaktin voimantuoton alkuun.



Kuvio 24. Kelkkahyppyjen ja väsytyssarjojen muuttujien laskentaperiaate.



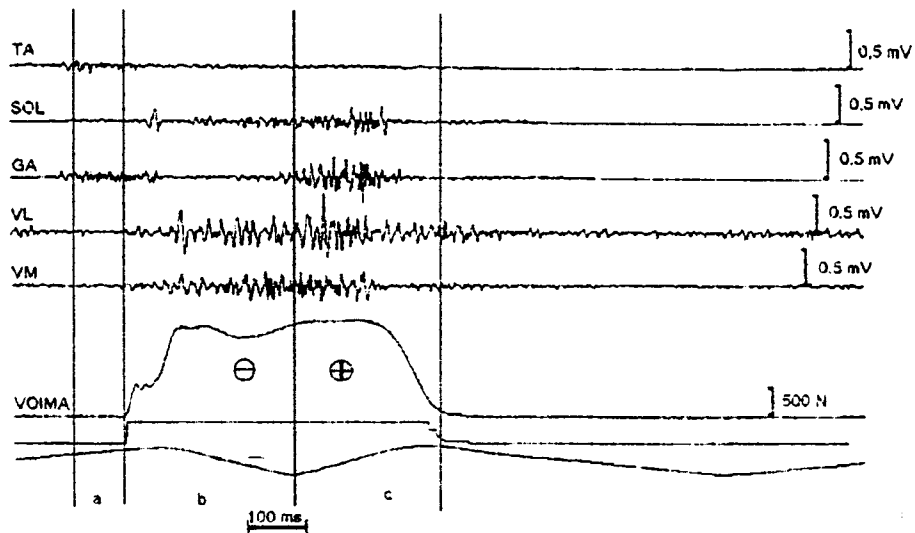
Kuvio 25. Pudotushyppyjen muuttujien laskentaperiaate.

Saadut muuttujat analysoitiin MAIN-mittausohjelmalla (Abtast- und Auswertungsprogramm der neurologischen universitätsklinik, D-7800 Freiburg) ja saatu data muutettiin SPSS- ja EXCEL-tiedostoiksi. Teho-tiheysspektrin muuttujat analysoitiin ME 3000- ohjelmalla (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland). Varsinainen tilastollinen analysointi tapahtui SPSSWIN6.1 ja SPSS/PC+ -ohjelmilla ja kuviot piirrettiin EXCEL-taulukkolaskentaohjelmalla. Tilastollisissa analyysissä käytettiin MANOVA-testiä (multivariate analysis of variance) ja studentin t-testiä keskiarvojen eroja ja niiden tilastollista merkitsevyyttä mitattaessa.

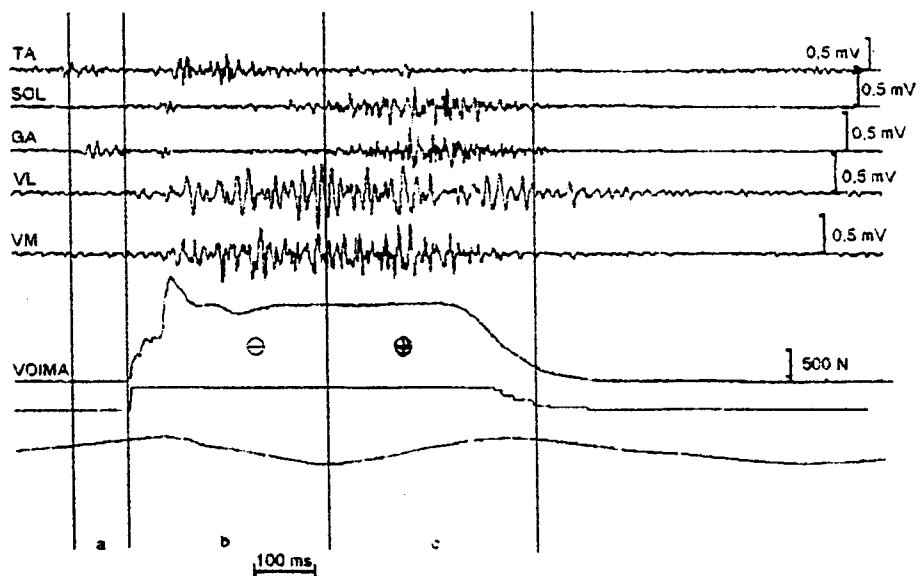
10 TULOKSET

10.1 Väsytyssarjojen aiheuttamat muutokset voimantuotto-ominaisuuksissa

Väsytyssarjat aiheuttivat selviä muutoksia voimaan ja EMG:aan eri lihaksissa. Väsyminen näkyy voimantuottoajan kasvamisena sekä voimakäyrän madaltumisena. Lisäksi tyypillinen väsymysilmiö on törmäyspiikin kasvaminen voimantuoton alussa. Kuvat ovat yhden koehenkilön tuloksia 60 % teholla suoritetusta väsytyssarjasta (KUVIOT 26 ja 27).



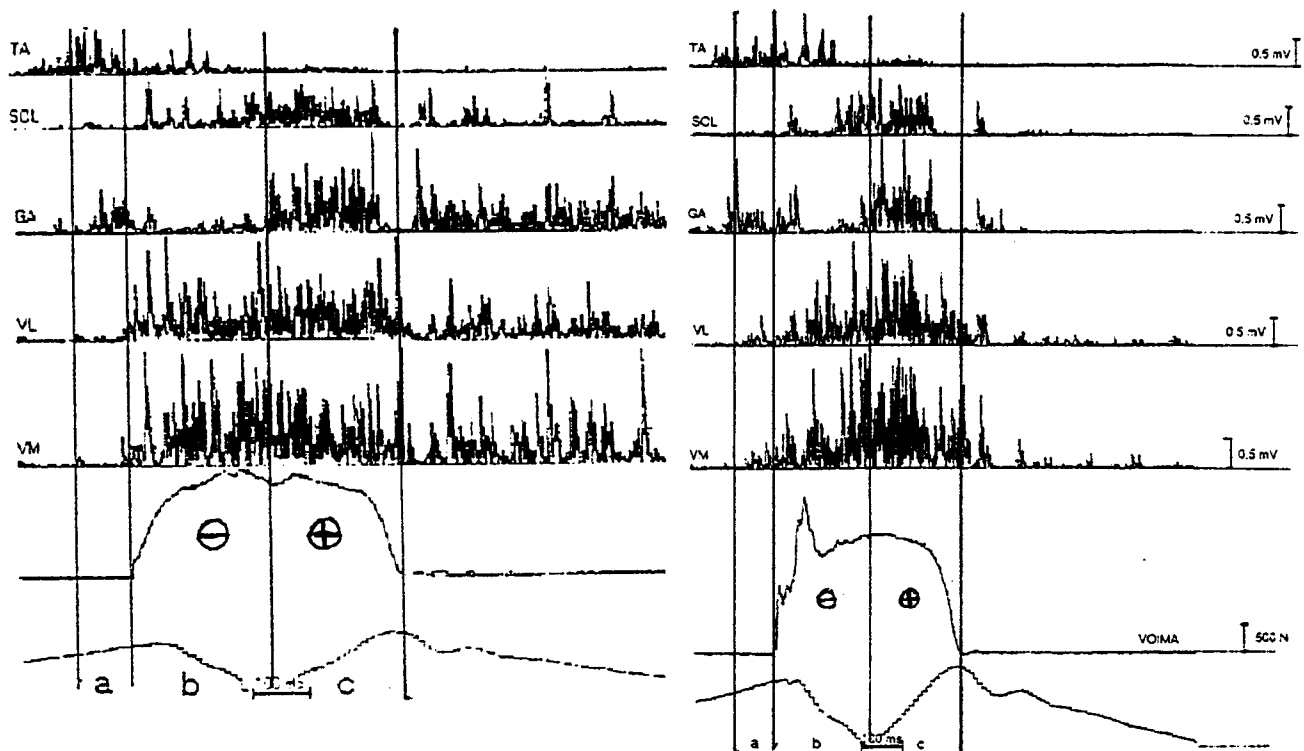
Kuvio 26. 60 % väsytyssarjan ensimmäinen summa (hyppyt 1-8 keskiarvoistettuna).



Kuvio 27. 60 % väsytyssarjan viimeinen summa (viimeiset 8 hyppyä keskiarvoistettuna).

10.2 Maksimaalisen kelkkahyppy muutokset väsytyksen jälkeen

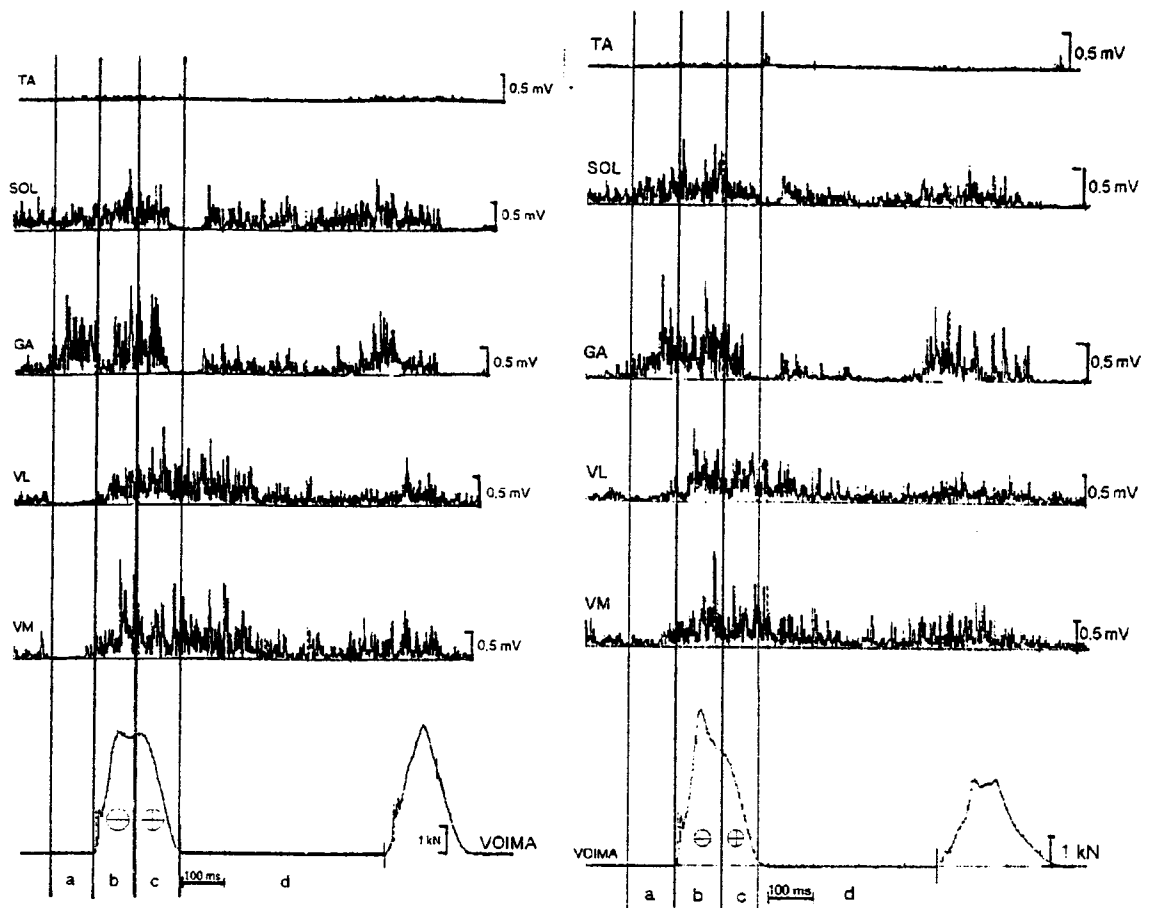
Maksimaalinen kelkkahyppy muuttui myös selvästi väsymisen seurauksena. Kokonais-EMG on pienempi kuin alussa, voimakäyrä on pitempi ja matalampi sekä törmäyspiikki voimakäyrässä on erittäin selvä. Kuvien maksimikelkkahypyt ovat yhden koehenkilön mittaustulokset 100 % sarjan protokollasta (KUVIOT 28a ja 28b).



Kuvio 28a. Maksimaalinen kelkkahyppy ennen väsytystä (100 %) ja kuvio 28b. Maksimaalinen kelkkahyppy väsytyksen jälkeen (100 %).

10.3 Pudotushyppyjen muutokset väsytyksen jälkeen

Pudotushyppyjen muutoksista selvimät ovat törmäyspiikin kasvaminen väsytyksen jälkeen ja lentoajan pieneneminen. Lisäksi on havaittavissa voimantuottoajan lyheneminen. Esimerkkihypyt ovat yhden koehenkilön mittaustulokset 100 % sarjasta (KUVIOT 29a ja 29b).



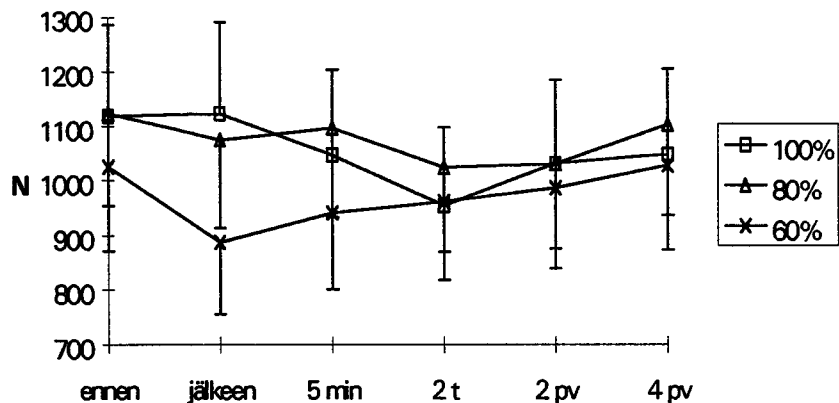
Kuvio 29a. Pudotushyppy ennen väsytystä (100 %) ja kuvio 29b. Pudotushyppy väsytyksen jälkeen (100 %).

Kaikki tulokset ovat numeerisessa muodossa ja eri mittausten tilastolliset merkitsevyydet on merkitty taulukoihin liitteessä 7. Kuvioihin ei ole merkitty tilastollista merkitsevyyttä.

10.4 Maksimaalinen isometrisen polvenojennus

10.4.1 Voimantuoton muutokset

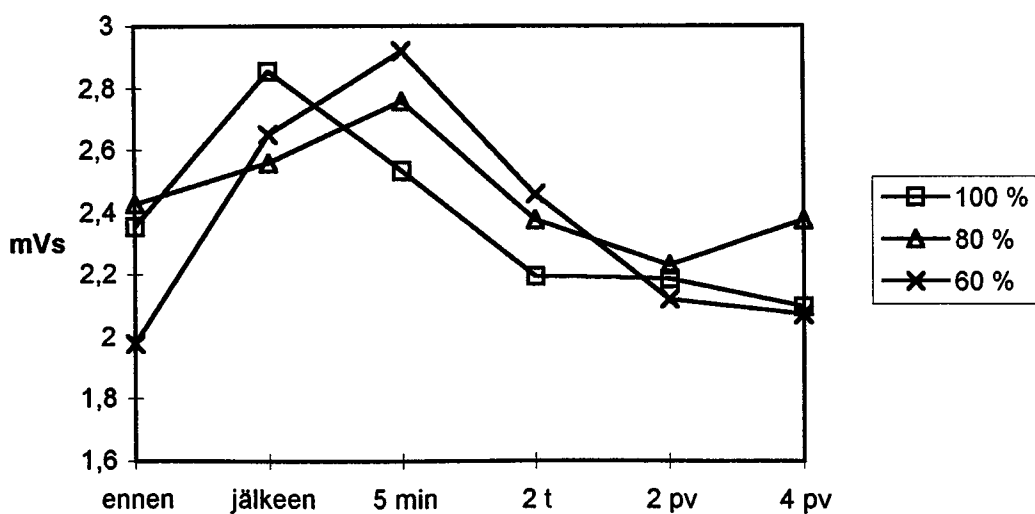
Isometrinen voimantuotto laski väsytyksen seurauksena muissa sarjoissa paitsi 100 % sarjassa, jossa voimantuotto jopa hieman nousi väsytyksen jälkeen. Voimantuotto palautui neljän päivän kuluessa melko hyvin alkutilanteen tasolle. (KUVIO 30; LIITE 7)



Kuvio 30. Isometrisen voimantuoton muuttuminen eri väsytyssarjoissa.

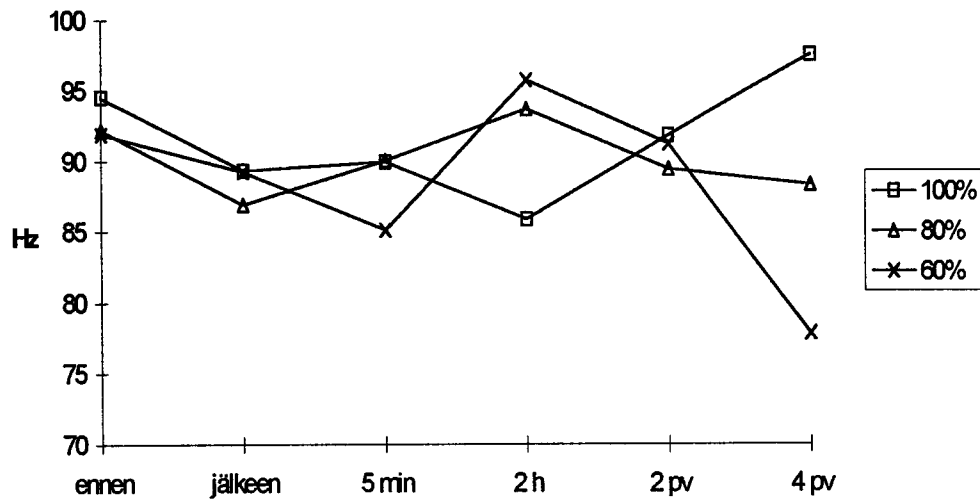
10.4.2 M. vastus lateralixen EMG-muutokset

IEMG kasvoi kaikissa sarjoissa väsytyksen jälkeen ja pysyi korkealla vielä viisi minuuttia väsytyksen päättymisestä. Varsinkin 60 % sarjassa muutokset olivat huomattavia (KUVIO 31; LIITE 7)



Kuvio 31. EMG-aktiivisuuden muuttuminen VL-lihaksessa isometrisessä maksimaalisessa supistuksessa.

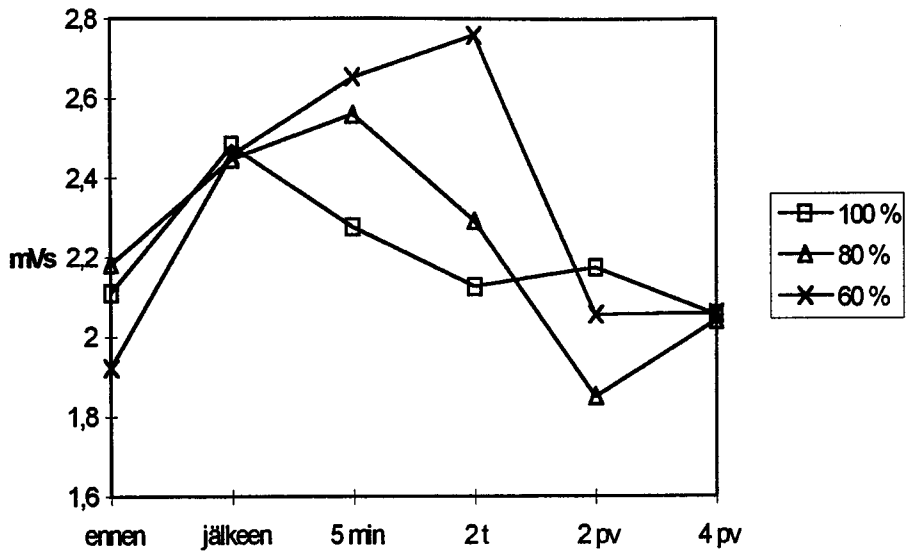
EMG-signaalin tehotiheysspektri (Mean Power Frequency, MPF) laski heti väsytyksen jälkeen kaikissa väsytyssarjoissa ja pysyi alhaalla vielä viisi minuuttia väsytyksen päättymisestä (KUVIO 32; LIITE 7).



Kuvio 32. EMG-signaalin teho-tiheysspektrin muuttuminen VL-lihaksessa isometrisen supistuksen aikana.

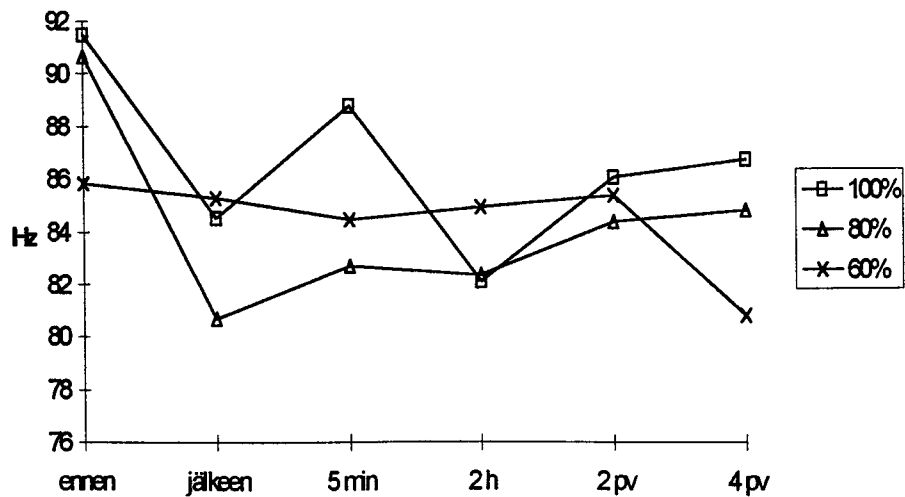
10.4.3 M. vastus medialiksen EMG-muutokset

IEMG muuttui huomattavasti lähtötilanteeseen verrattuna VM-lihaksessa. 60 % sarjassa IEMG oli noussut kaksi tuntia väsytyksen päättymisestä huomattavasti lähtötilanteeseen verrattuna, kun muissa sarjoissa se oli jo palautumassa lähtötasolle (KUVIO 33; LIITE 7)



Kuvio 33. Integroidun EMG:n muuttuminen isometrisessä lihassupistuksessa (VM).

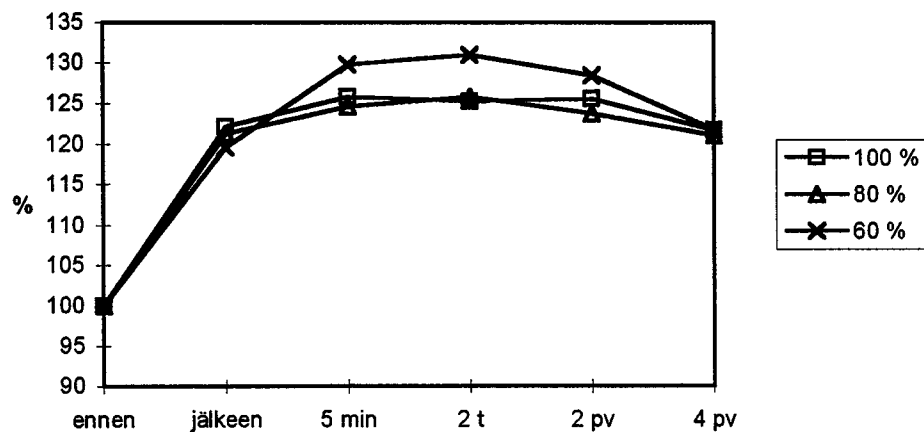
Tehotiheyspektri (MPF) laski varsinkin 100 % ja 80 % sarjoissa selvästi heti väsytyksen jälkeen, mutta 60 % sarjassa tapahtui vain lievä lasku lähtötilanteeseen verrattuna. (KUVIO 34; LIITE 7)



Kuvio 34. EMG-signaalin teho-tiheyspektrin muuttuminen VM-lihaksessa isometrisen supistuksen aikana.

10.4.4 EMG/voima - suhde isometrisessä polvenojennuksessa

VL- ja VM- lihasten yhteinen EMG aiheuttaa kokonaisvoimantuoton. On mahdotonta erottaa, mikä osa voimasta on VL-lihaksen ja mikä VM-lihaksen aiheuttamaa. EMG/Voima-suhde onkin esitetty VL- ja VM-lihasten yhteisenä EMG:n määränä jaettuna kokonaisvoimantuotolla. EMG/Voima -suhde kasvoi kaikissa sarjoissa alkumittaukseen verrattuna tilastollisesti merkitsevästi ja pysyi korkealla vielä neljä päivää väsytyksen päättymisestä. (KUVIO 35; LIITE 7)



Kuvio 35. EMG/voima-suhteen muuttuminen (VL+VM) maksimaalisessa isometrisessä polvenojennuksessa.

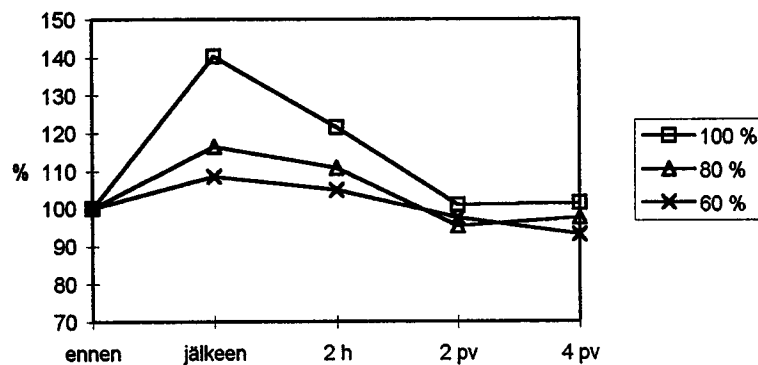
10.5 Kelkkamaksimihyyt

10.5.1 Preaktivaatiovaiheen muutokset

Preaktivaatio muuttui siten, että antagonistilihaksen (TA) aktiivisuus nousi, mutta agonistilihasten (SOL, GA, VL ja VM) laski väsytyksen seurauksena. Muutokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä muutamaa peräkkäistä mittausta lukuunottamatta (LIITE 7).

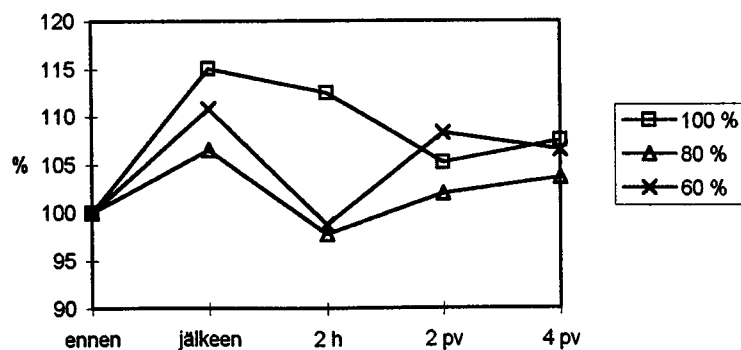
10.5.2 Eksentrisen vaiheen muutokset

VM-lihaksen aktiivisuus eksentrisessä vaiheessa muuttui suhteessa eniten kaikista lihaksista maksimaalisessa kelkkahypyssä. Varsinkin 100 % sarjassa muutos oli huomattava heti väsytyksen jälkeen. Muutokset palautuivat melko hyvin mittauksia edeltäneelle tasolle neljän päivän kuluttua. (KUVIO 36; LIITE 7)



Kuvio 36. VM-lihaksen eksentrisen vaiheen EMG-aktiivisuus maksimaalisessa kelkkahypyssä.

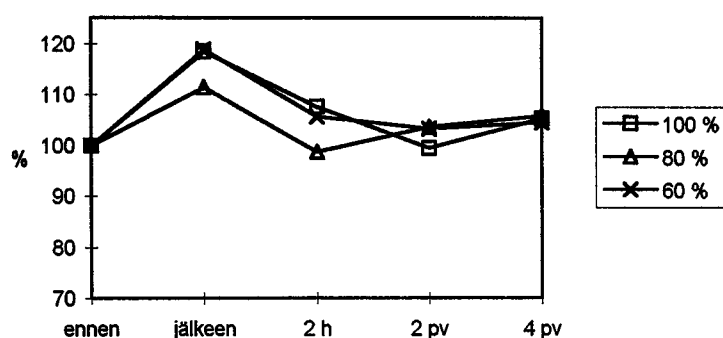
Eksentrisen vaiheen voimantuottoajan kasvaminen on yleensä hyvä merkki lihaksen voimantuotossa ilmenevistä väsymysoireista. Voimantuottoaika kasvoi selvästi heti väsytyksen jälkeen kaikissa väsytyssarjoissa. 100 % sarjassa voimantuottoaika kasvoi eniten muihin väsytyssarjoihin verrattuna (KUVIO 37; LIITE 7).



Kuvio 37. Eksentrisen vaiheen voimantuottoajan muuttuminen maksimaalisissa kelkkahypyissä.

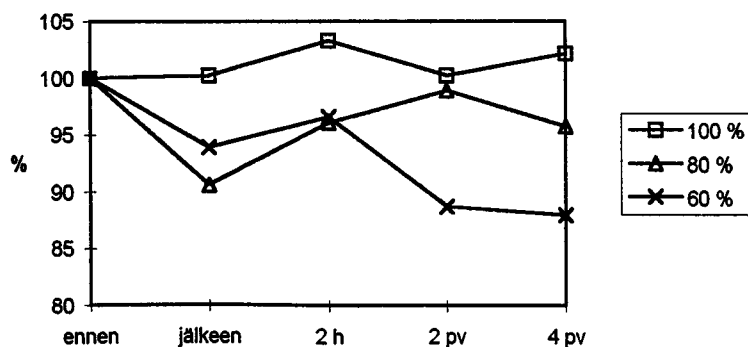
10.5.3 Konsentrisen vaiheen muutokset

SOL-lihaksen aktiivisuus konsentrisessä vaiheessa nousi alussa eniten, mutta palautui jo noin kahden vuorokauden kuluttua lähelle alkuarvoa. Suurin muutos oli 100 % sarjassa heti väsytyksen jälkeen. Myös toisen ja kolmannen mittauksen välinen muutos oli 100 % sarjassa tilastollisesti merkitsevä ($p < .05$). Samansuuruisen muutos tapahtui 80 % sarjassa ($p < .05$). Myöhemmissä mittauksissa muutokset olivat pienempiä (KUVIO 38; LIITE 7).



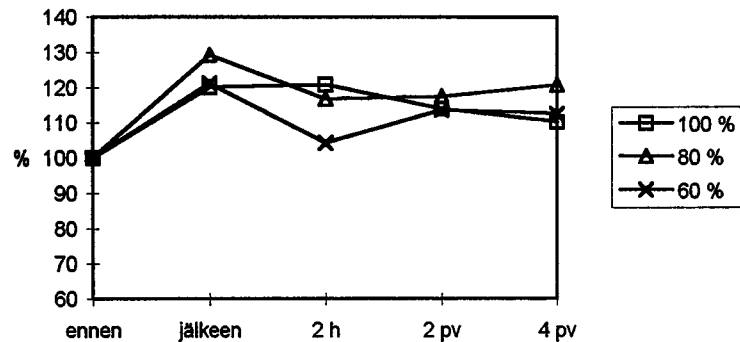
Kuvio 38. Konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden muuttuminen maksimaalisessa kelkkahypyssä.

GA-lihaksen konsentrisen vaiheen muutokset olivat 100 %:lla pieniä, mutta 80 % ja 60 % sarjoissa tapahtui selvää aktiivisuuden laskua heti väsytyssarjan päätyttyä. Kaksi päivää myöhemmin 60 % sarjassa muutos oli tilastollisesti merkitsevä ($p < .05$) (KUVIO 39; LIITE 7)



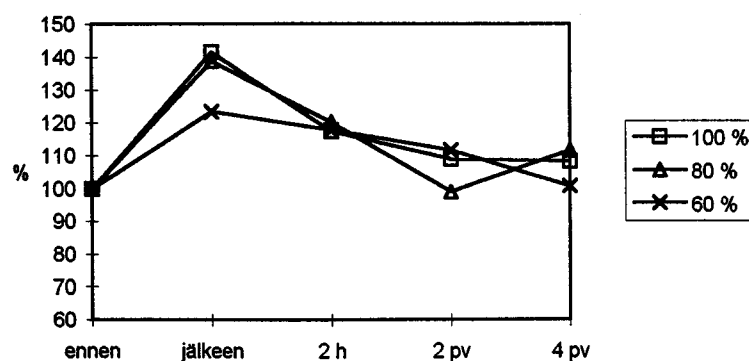
Kuvio 39. Konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden muuttuminen maksimaalisessa kelkkahypyssä (GA).

VL-lihaksessa aktivaation nousu oli suurinta heti väsytyksen jälkeen. Kaksi tuntia myöhemmin tilastollisesti merkitsevät muutokset saatiin 100 % sarjassa ($p < .01$) ja 80 % sarjassa ($p < .05$). Kaksi päivää myöhemmin 60 % sarjassa muutos oli erittäin merkitsevä ($p < .000$). Neljän päivän jälkeen aktivaatio oli kaikissa väsytyssarjoissa vielä lähtötason yläpuolella (KUVIO 40; LIITE 7)



Kuvio 40. Konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden muuttuminen maksimaalisessa kelkkahypyssä (VL).

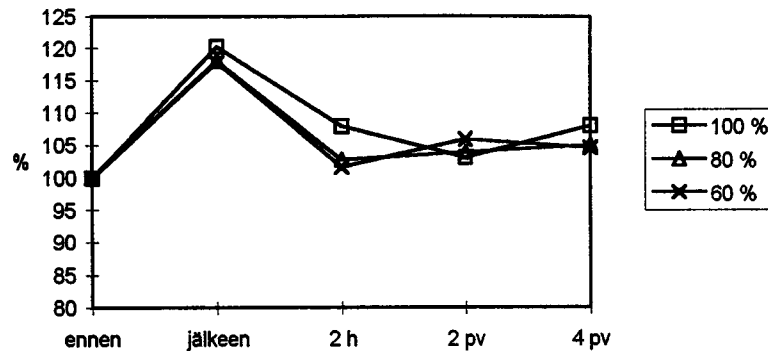
VM-lihaksen aktivaatio muuttui huomattavasti heti väsytyssarjan jälkeen. Kaksi tuntia väsytyksestä 100 % ja 80 % muutokset olivat merkitseviä. Kaksi päivää väsytyksestä 80 % sarjassa arvo kävi alkuarvon alapuolella (KUVIO 41; LIITE 7).



Kuvio 41. Konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden muuttuminen maksimaalisessa kelkkahypyssä (VM).

Konsentrisen voimantuottoaika kohosi heti väsytyssarjojen jälkeen huomattavasti alkuarvon yläpuolelle. Kaksi tuntia myöhemmin 100 % sarjassa aika oli merkitsevästi suurempi. Neljä päivää väsytyksestä vain 100 % sarjassa arvo oli tilastollisesti merkitsevästi korkeampi.

Voimantuottoaika tuli lähemmäs alkumittausta palautumisen edistyessä. (KUVIO 42; LIITE 7)



Kuvio 42. Konsentrisen vaiheen voimantuottoajan muuttuminen maksimaalisessa kelkkahypyssä.

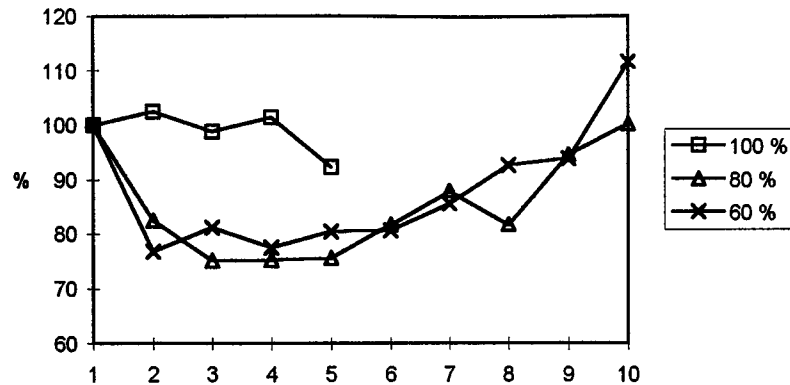
10.6 Väsytyssarjat

10.6.1 Väsytyssarjojen kesto

Väsytyssarjat vaihtelivat kestoiltaan huomattavasti, sillä koehenkilöiden joukko oli varsin vaihteleva suorituskyvyn suhteen. 100 % väsytyssarja eli maksimaalisen ponnistamisen sarja kesti 56.31 ± 20.6 sekuntia eli keskimäärin minuutin. Sarja päättyi, kun koehenkilö ei saavuttanut 90 % tasoa maksimaalisesta ponnistuskorkeudesta. 80 % sarjan kesto oli 137.1 ± 72.04 sekuntia, joten keskihajonta oli yli minuutin. 60 % sarjassa keskimääräinen vaihtelu sarjojen pituudessa oli suurin; 450.8 ± 303.1 sekuntia.

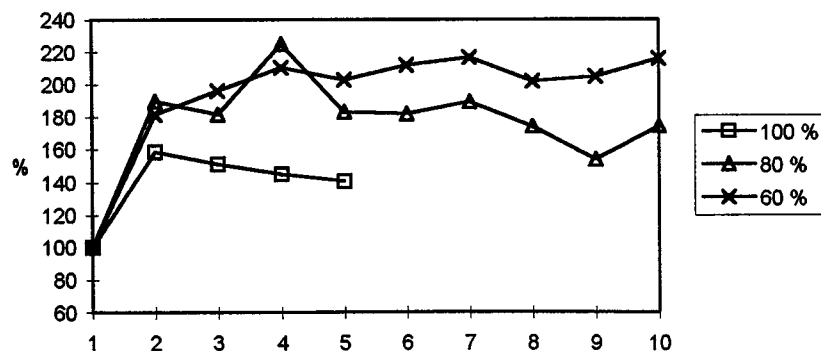
10.6.2 Preaktivaatiovaiheen muutokset

TA-lihaksen preaktivaatio ei 100 % sarjassa juurikaan muuttunut, mutta 80 % ja 60 % sarjoissa ko. lihaksen aktivaatio laski alkuarvoon verrattuna tilastollisesti merkitsevästi. Väsytyksen loppua kohti aktiivisuus kuitenkin nousi ja viimeisissä mittauksissa aktiivisuus oli jo alkuarvoa korkeampi (KUVIO 43; LIITE 7).



Kuvio 43. Preaktiivisuuden muuttuminen TA-lihaksessa väsytyssarjojen aikana.

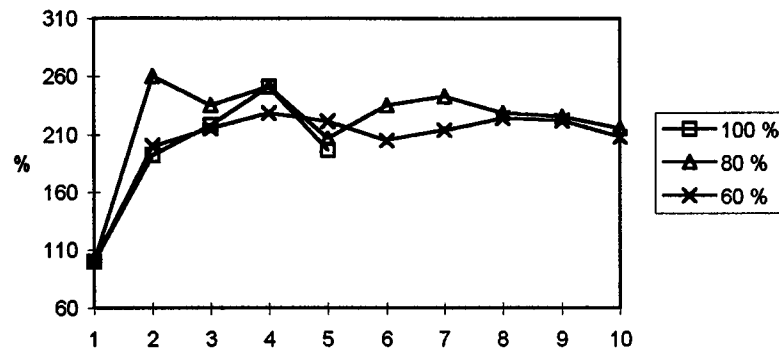
VL-lihaksen preaktiivisuus nousi heti väsytyksen alussa kaikissa väsytyssarjoissa. 100 % sarjassa väsytyksen aikana aktiivisuus pysyi lähes 50 % korkeammalla kuin alkuarvo koko väsytyksen ajan. Muissa sarjoissa suurin nousu oli kuitenkin kolmannessa mittauksessa väsytyksen alusta. Varsinkin 60 % sarjassa aktivaatio pysyi korkealla alkuarvoon verrattuna kolmannen mittauksen jälkeen. 80 % sarjassa aktivaatio pysyi hieman alhaisempana (KUVIO 44; LIITE 7)



Kuvio 44. VL-lihaksen preaktiivisuuden muuttuminen väsytyssarjojen aikana.

VM-lihaksen preaktiivisuus muuttui vielä radikaalimmin ensimmäisessä mittauksessa väsytyksen alettua. Arvot pysyivät korkealla koko sarjojen ajan olen lähes jatkuvasti yli 100 % alkuarvoa korkeammalla. 80 % sarjassa ainoastaan kolmannen mittauksen muutos

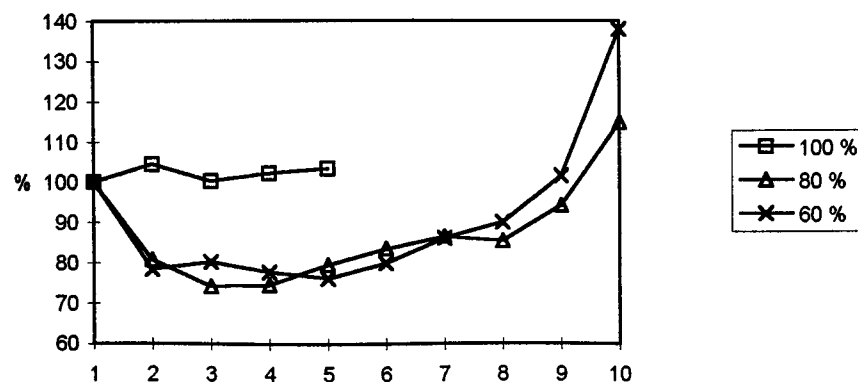
alkuarvoon verrattuna ei ollut merkitsevä. 60 % sarjassa kaikki arvot 3-4 mittauksesta lähtien olivat merkitseviä alkuarvoon verrattuna (KUVIO 45; LIITE 7).



Kuvio 45. VM-lihaksen preaktiivisuuden muuttuminen väsytyssarjojen aikana.

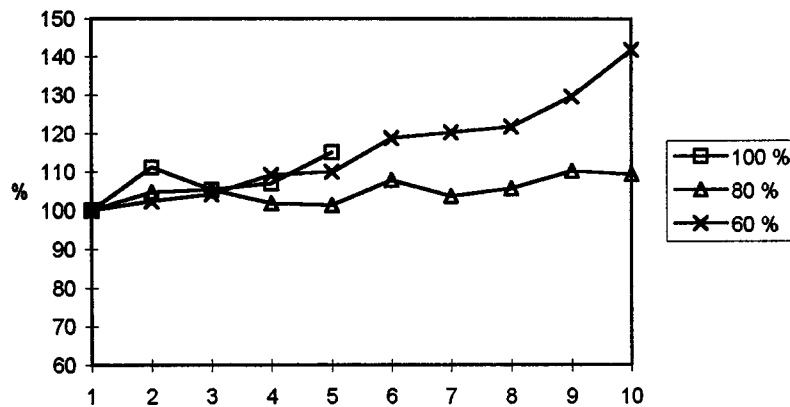
10.6.3 Eksentrisen vaiheen muutokset

TA-lihaksen eksentrisen vaiheen aktiivisuus noudatti tiettyä trendiä, jossa 100 % sarjassa aktiivisuuden arvo pysyi jatkuvasti hieman alkuarvoa korkeammalla. Sen sijaan 80 % sarjassa ja 60 % sarjassa aktiivisuus laski heti sarjan alkamisen jälkeen noin 20 % alle alkuarvon nouden väsytyssarjan loppua kohden yli alkuarvon. Kuitenkin 80 % sarjassa TA-lihaksen aktivaatio oli tilastollisesti merkitsevä alusta mittaukseen 3-4 asti. 60 % sarjassa aktivaatio oli merkitsevä alusta mittaukseen 6-7 asti (KUVIO 46; LIITE 7).



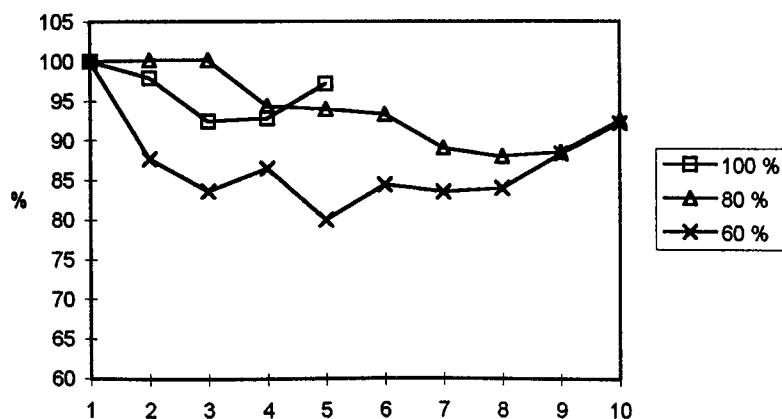
Kuvio 46. TA-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa.

SOL-lihaksessa eksentrisen vaiheen EMG-aktiivisuus nousi kaikissa väsytyssarjoissa alkuarvoa korkeammalle. 60 % sarjassa aktiivisuus oli jatkuvasti 80 % sarjaa korkeampi, nousten viimeisessä mittauksessa selvästi korkeammalle kuin 80 % sarjassa. 60 % sarjassa muutokset olivat merkitseviä muutoksen 4-5 jälkeen (KUVIO 47; LIITE 7).



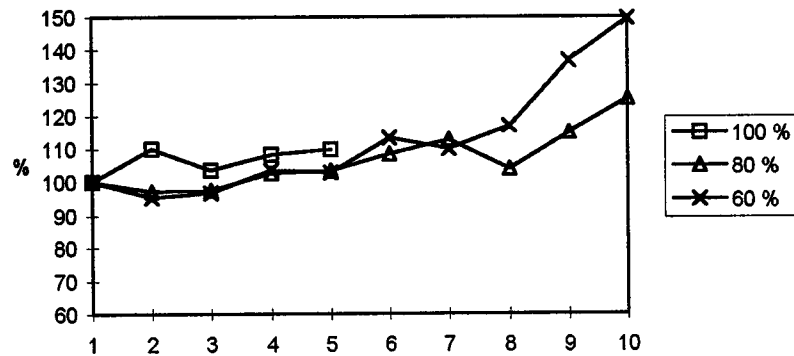
Kuvio 47. SOL-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa.

GA-lihaksen eksentrisen vaiheen EMG-aktiivisuus laski alle alkumittauksen 100 % ja 60 % sarjoissa, mutta 80 % sarjassa nousi yli alkumittauksen. 80 % sarjassa aktiivisuus pysyi yli alkuarvon vielä toisessakin mittauksessa, mutta laski sitten alle nollatason. Muuten koko väsytyssarjan aikana aktiivisuus pysyi n. 10 % alkuarvoa alempana. 80 % sarjassa muutokset olivat merkitseviä muutoksen 6-7 jälkeen, 60 % sarjassa muutoksen 3-4 jälkeen. (KUVIO 48; LIITE 7)



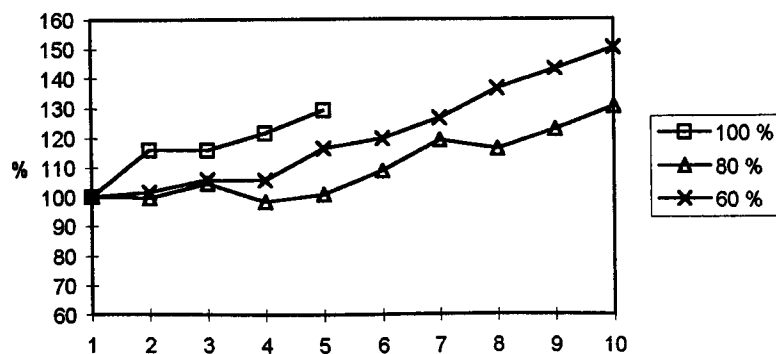
Kuvio 48. GA-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa.

VL-lihaksen eksentrisen vaiheen aikana aktiivisuus laski 80 % ja 60 % sarjoissa aluksi, mutta nousi sitten alkuarvoa korkeammalle ja pysyi siellä väsytyssarjan loppuun asti. 60 % sarjassa aktiivisuus nousi lopussa vielä reilusti. 80 % sarjassa nousua oli myös havaittavissa sarjan loppua kohti, mutta ei yhtä paljon. 100 % väsytyksessä VL-lihaksen eksentrisen vaiheen aktivaatio nousi väsytyksen alusta ensimmäisessä mittauksessa ja pysyi hieman alkuarvon yläpuolella koko sarjan ajan. (KUVIO 49; LIITE 7)



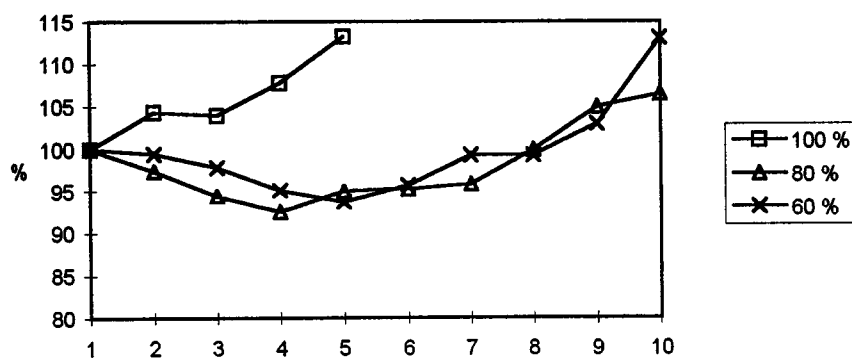
Kuvio 49. VL-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa.

VM-lihaksen eksentrisen vaiheen aktiivisuus nousi 100 % sarjassa tasaisesti väsytyksen jatkuessa. 80 % sarjassa arvo vaihteli alkuarvon molemmin puolin ja vasta viidennestä mittauksesta alkaen aktiivisuus alkoi kohota selvästi alkuarvon yläpuolelle. Suurimmillaan VM-lihaksen aktivaatio oli 80 % sarjan päättyessä. 60 % sarjassa arvot nousivat suhteellisen tasaisesti. Arvot olivat 60 % sarjassa merkitseviä mittauksen 4-5 jälkeen. 80 % sarjassa arvot olivat merkitseviä mittauksen 6-7 jälkeen (KUVIO 50; LIITE 7).



Kuvio 50. VM-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa.

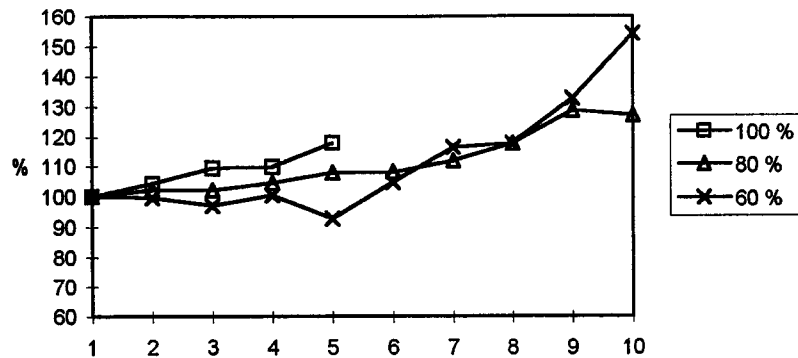
Väsytyssarjojen voimantuottoaika eksentrisessä vaiheessa muuttui siten, että 100 % sarjassa voimantuottoaika nousi tasaisesti väsytyssarjan loppua kohti. 80 % sarjassa arvo laski alussa reilusti alle alkumittauksen nousten sitten tasaisesti lähemmäs alkuarvoa ja nousten 9. mittauksessa yli alkuarvon. 60 % sarjassa voimantuottoaika laski 80 % sarjaa hitaammin ollen alhaisimmillaan viidennessä mittauksessa ja nousten sitten yli alkuarvon. Sarjan päättyessä oli voimantuottoaika 80 % ja 60 % sarjoissa noussut alkumittausta korkeammalle (KUVIO 51; LIITE 7).



Kuvio 51. Eksentrisen vaiheen voimantuottoajan muutokset väsytyssarjoissa.

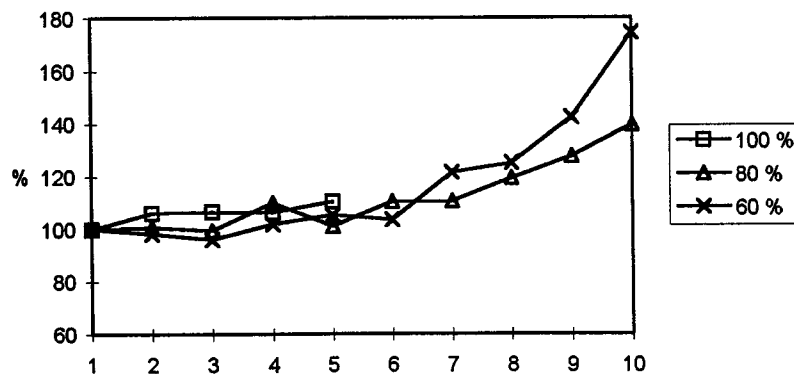
10.6.4 Konsentrisen vaiheen muutokset

SOL-lihaksen aktiivisuus konsentrisessä vaiheessa nousi 100 % ja 80 % sarjoissa tasaisesti. 60 % sarjassa arvo vaihteli aluksi alkuarvon molemmin puolin, mutta kuudennen mittauksen jälkeen nousi tasaisesti ollen viimeisessä mittauksessa alkuarvoa korkeampi (KUVIO 52; LIITE 7).



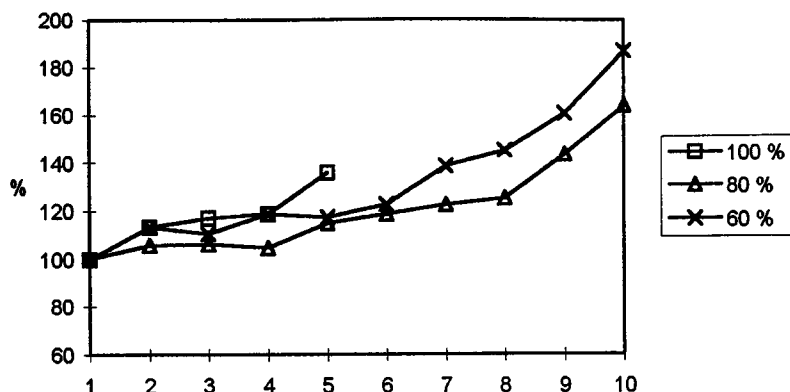
Kuvio 52. SOL-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjan konsentrisessa vaiheessa.

VL-lihaksen konsentrisen aktiivisuus nousi 100 % sarjassa 1. mittauksessa korkeammalle kuin alussa ja pysyi ylhäällä koko sarjan ajan. 80 % sarjassa aktivaatio vaihteli ensin alkuarvon ylä- ja alapuolella, mutta nousi sitten kuudennessa mittauksessa alkuarvoa korkeammalle ja pysyi siellä nousten tasaisesti. 60 % sarjassa aktivaatio laski ensin hieman alkutilanteen alapuolelle, nousten sitten kuudennessa mittauksessa korkeammalle ja oli viimeisessä mittauksessa huomattavasti alkuarvoa korkeammalla (KUVIO 53; LIITE 7).



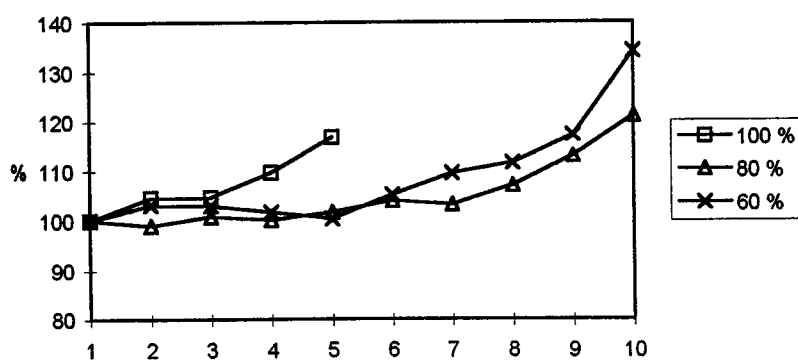
Kuvio 53. VL-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjan konsentrisessa vaiheessa.

VM-lihaksen aktivaatio nousi tasaisesti 100 % sarjassa. 80 % ja 60 % sarjoissa trendi oli samansuuntainen; 60 % sarjassa muutos oli alussa suurempi kuin 80 % sarjassa ja nousi väsytyssarjan edetessä. Kaikilla sarjoilla VM-lihaksen konsentrisen vaiheen aktiivisuuden nousu oli melko tasaista. (KUVIO 54)



Kuvio 54. VM-lihaksen EMG-aktiivisuus väsytyssarjan konsentrisessa vaiheessa.

Väsytyssarjan konsentrisen vaiheen voimantuottoaika nousi 100 % sarjassa tasaisesti. 80 % sarjassa voimantuottoaika nousi hitaammin, alussa jopa laski hieman ja nousi viimeiseen mittaukseen erittäin merkittävästi alkutason yläpuolelle. 60 % sarjassa arvo vaihteli hetken alkuarvon lähellä, mutta väsytyssarjan edetessä nousi erittäin merkittävästi alkuarvoa korkeammalle (KUVIO 55; LIITE 7).

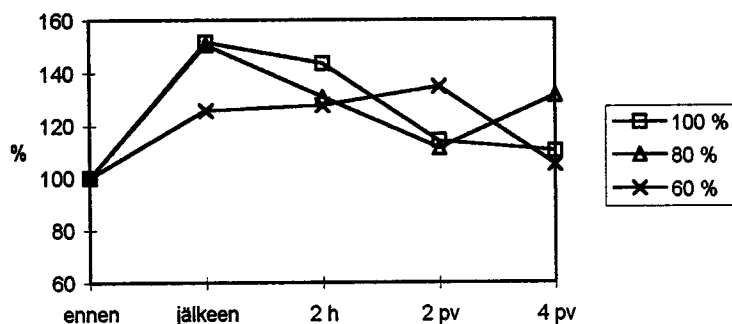


Kuvio 55. Konsentrisen vaiheen voimantuottoajan muutokset väsytyssarjoissa.

10.7 Pudotushyppy

10.7.1 Preaktivaatiovaiheen muutokset

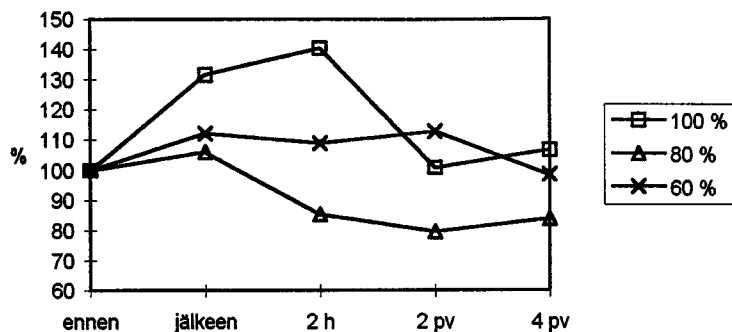
VM-lihaksen preaktivaatio muuttui eniten heti väsytyksen päätyttyä alkuarvoa korkeammaksi. Kaksi tuntia myöhemmin arvo oli kaikissa sarjoissa alkuarvoa korkeammalla. Kaksi päivää myöhemmin arvot olivat laskeneet jo noin 10 prosentin tasolle alkuarvoa korkeammalle ja neljä päivää väsytyksestä arvot olivat jokseenkin palautuneet alkuarvoihin lukuunottamatta 80 % sarjaa (KUVIO 56; LIITE 7).



Kuvio 56. VM-lihaksen preaktivaation muutokset pudotushyppyissä.

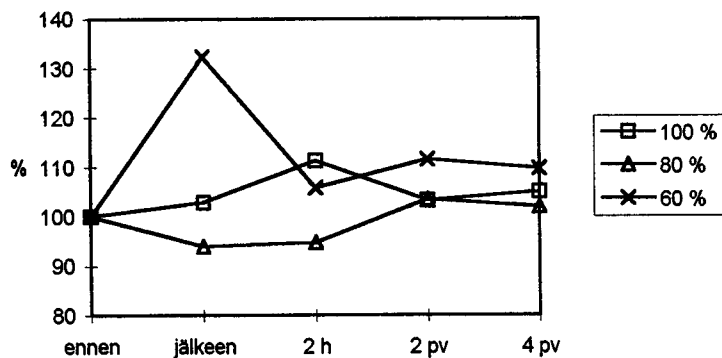
10.7.2 Eksentrisen vaiheen muutokset

VM-lihaksen eksentrisen vaiheen aktivaatiotaso nousi eniten heti väsytyksen jälkeen 100 % sarjassa alkuarvoon verrattuna. Kaksi tuntia myöhemmin vain 80 % sarjassa arvo oli alkuarvoa alhaisempi. Kaksi päivää väsytyksestä 80 % sarjassa arvo jatkoi laskuaan, 100 % sarjassa arvo oli lähes lähtötilanteessa ja 60 % sarjassa alkua korkeampi (KUVIO 57; LIITE 7).



Kuvio 57. VM-lihaksen EMG-aktiivisuusmuutokset pudotushyppyjen eksentrisessä vaiheessa.

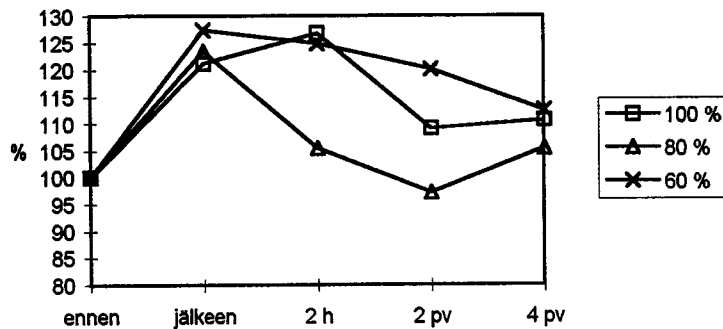
Pudotushyppyissä eksentrisen vaiheen voimantuottoaika nousi 100 % ja 60 % sarjoissa heti väsytyksen jälkeen alkumittaukseen verrattuna, mutta 80 % sarjassa laski. Kaksi tuntia myöhemmin arvo oli 100 % sarjassa noussut edelleen korkeammalle kuin alussa. 80 % sarjassa arvo oli edelleen alle alkumittauksen ja 60 % sarjassa vain vähän alkumittauksista korkeammalla. Neljän päivän jälkeen väsytyksestä olivat voimantuottoajat vielä hieman alkumittauksista korkeammat. (KUVIO 58; LIITE 7).



Kuvio 58. Eksentrisen vaiheen voimantuottoajan muutokset pudotushyppyissä.

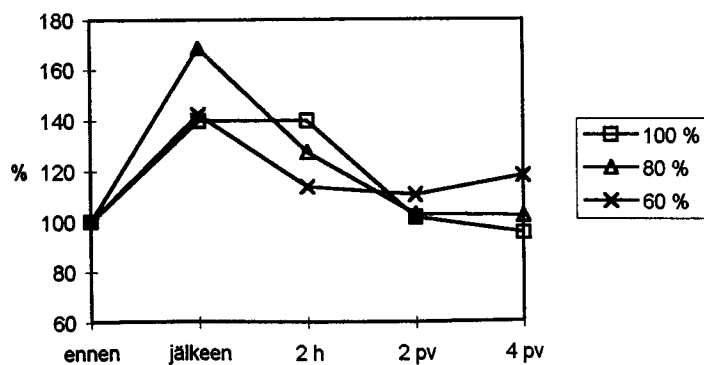
10.7.3 Konsentrisen vaiheen muutokset

SOL-lihaksen aktivaatio nousi kaikissa sarjoissa heti väsytyksen päätyttyä noin 20, mutta laski varsinkin 80 % sarjassa kaksi päivää väsytyksestä alle lähtötason. 60 % sarjassa aktiivisuus laski tasaisesti. Neljä päivää väsytyksestä 100 % sarjassa arvo oli alkuarvoa korkeammalla (KUVIO 59; LIITE 7).



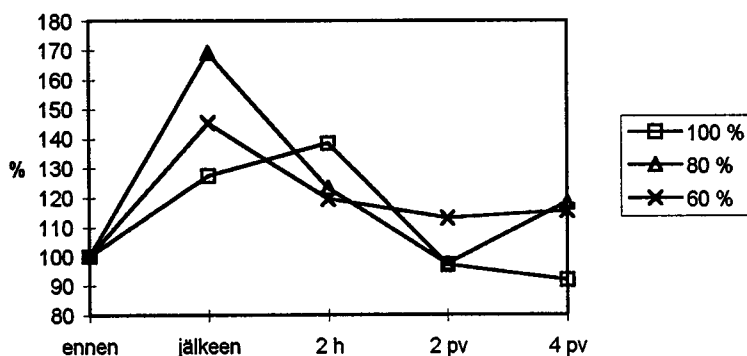
Kuvio 59. SOL-lihaksen EMG-aktiivisuuden muutokset pudotushyppyjen konsentrisessa vaiheessa.

VL-lihaksen konsentrisen vaiheen EMG-aktivaatio nousi heti väsytyksen jälkeen eniten 80 % sarjassa, toiseksi eniten 60 % sarjassa ja vähiten 100 % sarjassa. 100 % sarjassa arvo oli korkeimmalla kaikista sarjoista kahden tunnin kuluttua. Aktiivisuus laski kahden vuorokauden kuluttua muissa sarjoissa, paitsi 60 % sarjassa. Neljän vuorokauden kuluttua väsytyksestä 60 % sarja oli vielä aktiivisuudessa koholla alkuarvosta (KUVIO 60; LIITE 7).



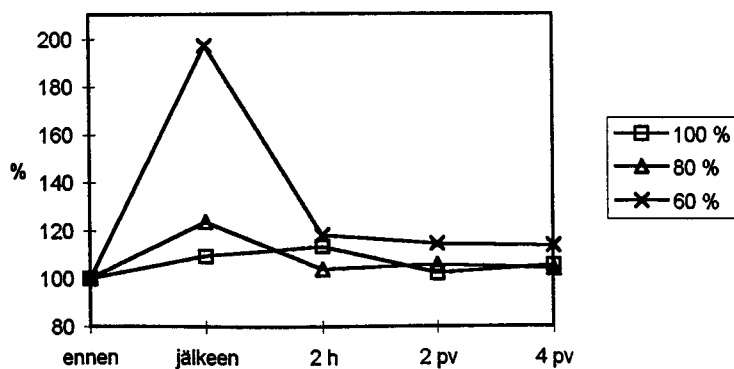
Kuvio 60. VL-lihaksen EMG-aktiivisuuden muutokset pudotushyppyjen konsentrisessa vaiheessa.

VM-lihaksen aktiivisuuden nousu oli suurin heti väsytyksen jälkeen 80 % sarjassa, toiseksi suurin 60 % sarjassa ja alhaisin 100 % sarjassa. Kaksi tuntia myöhemmin 100 % sarjassa oli suurin aktivaatio. Kaksi päivää myöhemmin aktivaatio oli laskenut 100 % ja 80 % alle alkuarvon, mutta 60 % sarjassa arvo oli vielä koholla alkumittaukseen verrattuna. Pitkien sarjojen (80 % ja 60 %) arvot olivat vielä neljä päivää väsytyksestä korkeammat kuin alkumittaus, mutta 100 % sarjassa arvo oli jo alle alkuarvon (KUVIO 61; LIITE 7).



Kuvio 61. VM-lihaksen EMG-aktiivisuuden muutokset pudotushyppyjen konsentrisessa vaiheessa.

Konsentrisen vaiheen voimantuottoaika muuttui heti väsytyksen jälkeen eniten 60 % sarjassa. Kaksi tuntia myöhemmin kaikissa sarjoissa arvo alkuarvoa korkeampi. Neljä päivää väsytyksestä oli 60 % sarjassa arvo korkeimmalla alkumittaukseen verrattuna (KUVIO 62; LIITE 7).



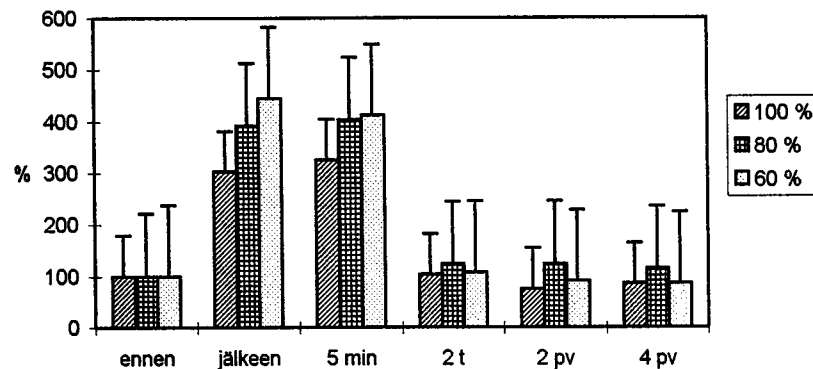
Kuvio 62. Konsentrisen vaiheen voimantuottoajan muuttuminen pudotushyppyissä.

10.8 Veriarvomuuttujat

Väsytyssarjojen vaikutusta suorituskykyyn pyrittiin mittaamaan myös veriarvomääriyksillä. Väsytystä ennen otettu näyte oli vertailuarvona väsytyksen jälkeen otetuille näytteille. Verinäytteistä määritettiin laktaatti- ja kreatiinikinaasipitoisuudet.

10.8.1 Laktaatin muutokset

Veren laktaattipitoisuus muuttui heti väsytyksen jälkeen kaikissa sarjoissa tilastollisesti erittäin merkitsevästi lähtöarvoa korkeammalle. Viisi minuuttia väsytyksestä laktaatti oli edelleen kaikissa sarjoissa tilastollisesti erittäin merkitsevästi alkuarvoa korkeammalla. Kaksi tuntia myöhemmin laktaatti oli jo laskenut huomattavasti alemmaksi ja kaksi päivää väsytyksestä arvo oli 100 % sarjassa jo alle lähtötason. Neljä päivää väsytyksestä laktaattiarvot olivat muissa sarjoissa palautuneet alle lähtötason, paitsi 80 % sarjassa, jossa arvo oli alkuarvoa korkeampi (KUVIO 63; LIITE 7).

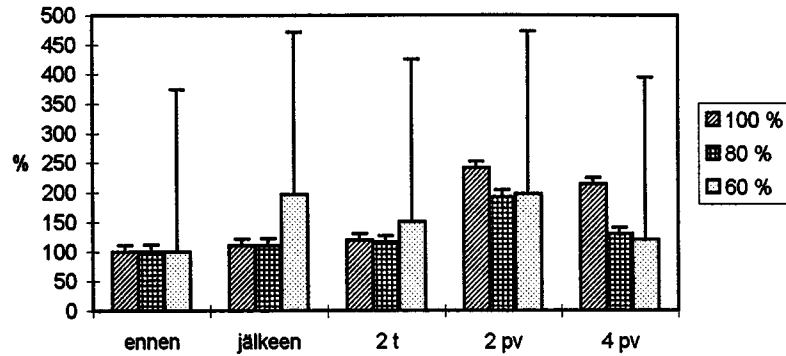


Kuvio 63. Veren laktaattiarvojen muuttuminen väsytyssarjojen jälkeen.

10.8.2 Kreatiinikinaasin muutokset

Seerumin kreatiinikinaasi nousi heti väsytyksen jälkeen 100 % ja 80 % sarjoissa noin 10 % alkuarvoa korkeammalle (molemmilla sarjoilla $p < .05$), mutta 60 % sarjassa nousu oli jyrkempi. Kreatiinikinaasin pitoisuus muuttui 100 % sarjassa vasta kaksi päivää väsytyksestä selvästi alkuarvoa korkeammalle, kun se 80 % ja 60 % sarjoissa oli noin 90 % alkuarvoa

korkeampi. Neljä päivää väsytyksestä kreatiinikinaasin pitoisuus oli 100 % sarjassa vielä 110 % alkumittausta korkeampi, kun se 80 % ja 60 % sarjoissa oli vain 20-30 % alkuarvoa korkeampi (KUVIO 64; LIITE 7).

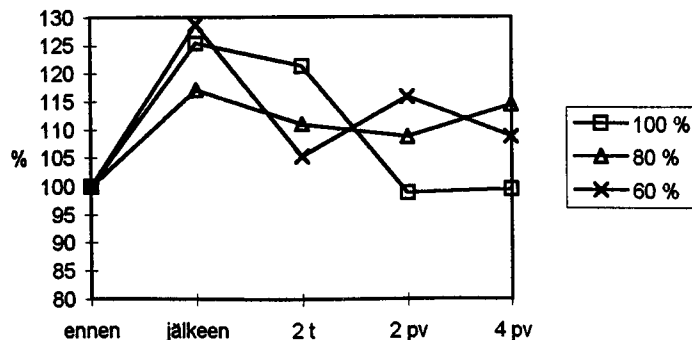


Kuvio 64. Seerumin kreatiinikinaasin muuttuminen väsytyssarjojen jälkeen.

10.9 EMG/voima - suhde VLS-sarjoissa

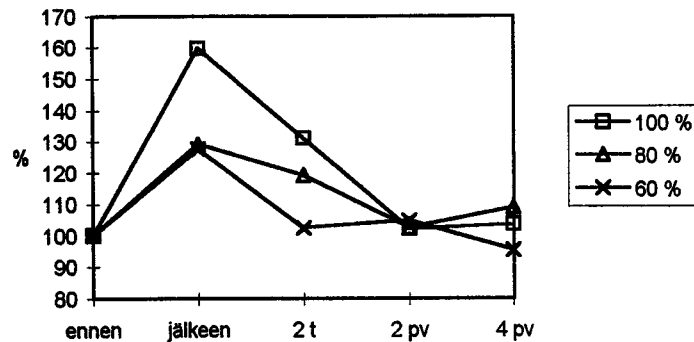
10.9.1 EMG/voima - suhde kelkkamaksimihypyissä

VL-lihaksen EMG/voima - suhde muuttui 100 % sarjassa tilastollisesti merkitsevästi alkumittaukseen verrattuna kaksi tuntia väsytyksestä, jolloin arvo oli 21.2 ± 27.8 , $p < .05$ alkumittausta korkeammalla. Muiden sarjojen muutokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä (KUVIO 65; LIITE 7).



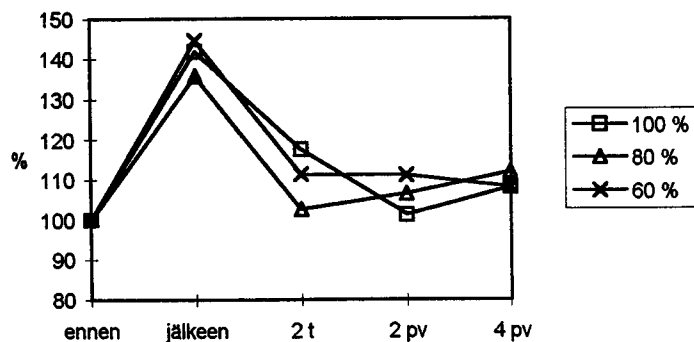
Kuvio 65. EMG/voima - suhde VL-lihaksessa maksimaalisen kelkkahypyn eksentrisessä vaiheessa.

VM-lihaksen EMG/voima - suhde nousi 100 % sarjassa heti väsytyksen jälkeen 59.8 ± 56.3 %, $p < .05$ ja kaksi tuntia väsytyksestä arvo oli 31.2 ± 31.8 %, $p < .01$ alkumittauksen yläpuolella. 80 % sarjassa heti väsytyksen jälkeen arvo nousi 29.1 ± 42.2 %, $p < .05$, mutta myöhemmät muutokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä (KUVIO 66; LIITE 7).



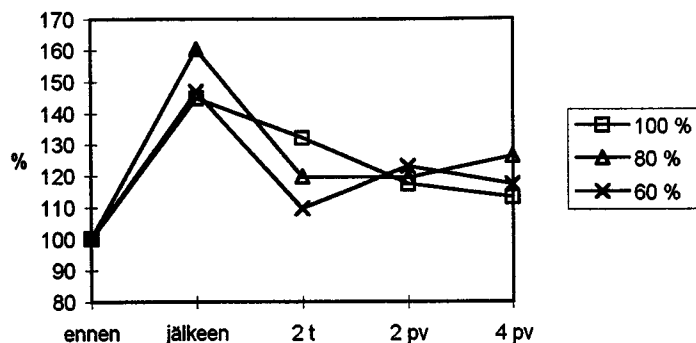
Kuvio 66. EMG/voima - suhde VM-lihaksessa maksimaalisen kelkkahypyn eksentrisessä vaiheessa.

SOL-lihaksen EMG/voima - suhde nousi kaikissa sarjoissa heti väsytyksen jälkeen mitattuna. Kaksi tuntia myöhemmin arvo oli enää 100 % sarjassa tilastollisesti merkitsevästi (17.4 ± 21 %, $p < .05$) alkumittauksen yläpuolella (KUVIO 67; LIITE 7).



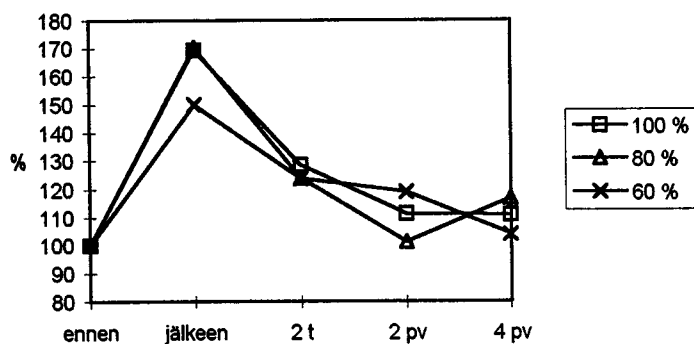
Kuvio 67. EMG/voima - suhde kelkkamaksimihypyn konsentrisessä vaiheessa SOL-lihaksessa.

VL-lihaksen konsentrisen vaiheen EMG/voima - suhde nousi kaikissa sarjoissa heti väsytyksen jälkeen. Kaksi tuntia väsytyksestä 100 % sarjassa arvo oli 32.2 ± 32.4 %, $p < .01$ alkumittauksen yläpuolella. Kaksi päivää väsytyksestä 80 % sarjassa arvo oli 19.4 ± 12.4 %, $p < .000$ alkumittauksta korkeampi (KUVIO 68; LIITE 7).



Kuvio 68. Konsentrisen vaiheen EMG/voima - suhde maksimaalisessa kelkkahypyssä VL-lihaksessa.

VM-lihaksessa tapahtui myös tilastollisesti merkitseviä muutoksia EMG/voima - suhteessa kelkkahypyn konsentrisessä vaiheessa. 100 % sarjassa suhde nousi heti väsytyksen jälkeen $69.4 \pm 43 \%$, $p < .000$, 80 % sarjassa $70.3 \pm 52.4 \%$, $p < .000$ ja 60 % sarjassa $50.1 \pm 50.7 \%$, $p < .01$. Kaksi päivää väsytyksestä oli muutos merkitsevä enää 60 % sarjassa ($19.1 \pm 26 \%$, $p < .05$) alkuarvon yläpuolella (KUVIO 69; LIITE 7).

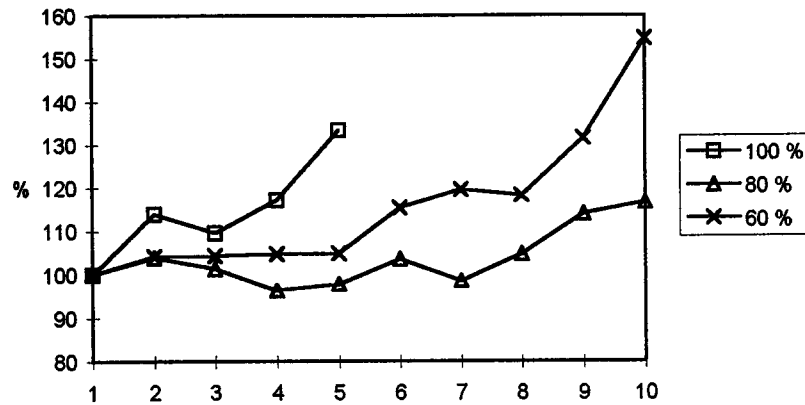


Kuvio 69. EMG/voima-suhteen muuttuminen VM-lihaksessa maksimaalisen kelkkahypyn konsentrisessä vaiheessa.

10.9.2 EMG/voima - suhde väsytyssarjoissa

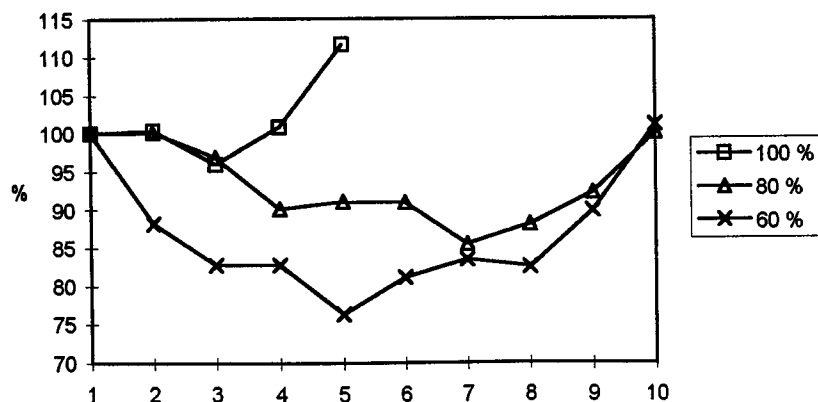
Väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa EMG/voima-suhde muuttui SOL-lihaksessa 100 % sarjassa vasta viimeisessä sarjassa merkitsevästi, ollen $33.3 \pm 48.3 \%$, $p < .05$ alkuarvoa korkeammalla. 80 % sarjassa muutokset olivat tilastollisesti merkitseviä 9. ja 10.

mittauksessa. 60 % sarjassa muutokset olivat merkitseviä 7. mittauksen jälkeen (19.5 ± 21 %, $p < .05$; 18.2 ± 16.5 %, $p < .01$; 31.6 ± 31 %, $p < .01$ ja 54.7 ± 40.1 %, $p < .000$) (KUVIO 70; LIITE 7).



Kuvio 70. EMG/voima-suhteen muuttuminen väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa SOL-lihaksessa.

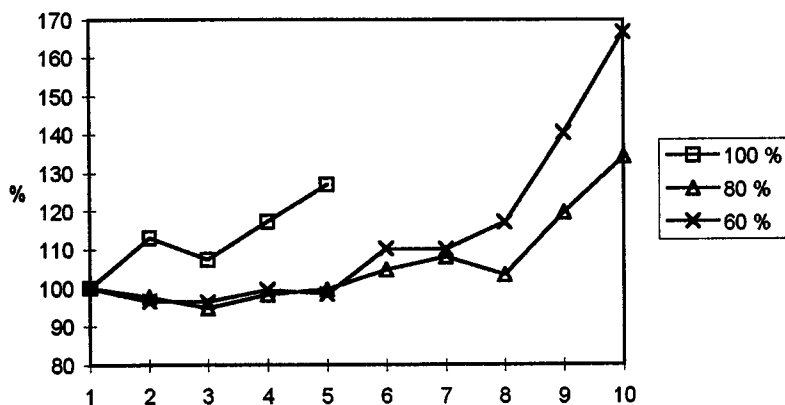
GA-lihaksen EMG/voima-suhde muuttui väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa tilastollisesti merkitsevästi sarjan keskivaiheilla; 80 % sarjassa 3., 6. ja 7. mittaus olivat merkitseviä. 60 % sarjassa mittaukset 3 - 7 olivat tilastollisesti merkitseviä ($p < .05$) (KUVIO 71; LIITE 7).



Kuvio 71. GA-lihaksen EMG/voima-suhde väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa.

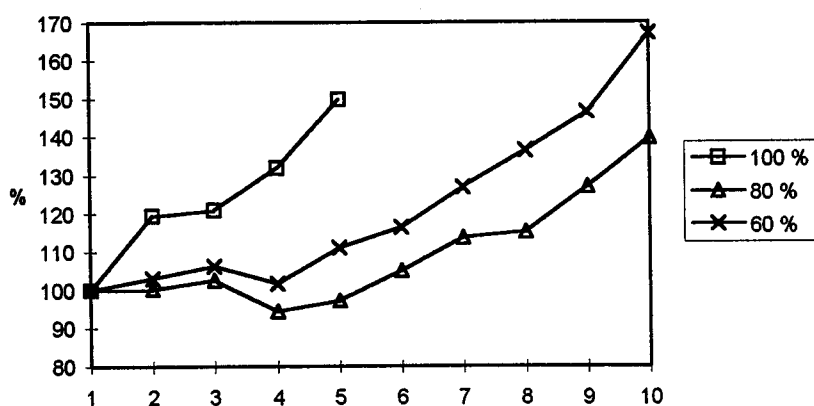
VL-lihaksen väsytyssarjan eksentrisen vaiheen EMG/voima-suhde oli 100 % sarjassa merkitsevä vain 4. mittauksessa. 80 % sarjassa mittaukset 9 ja 10 olivat merkitseviä ($19.4 \pm$

23.1 %, $p < .05$ ja 34.2 ± 28.4 %, $p < .000$). 60 % sarjassa myös mittaukset 9 ja 10 olivat merkitseviä (40.3 p 49.8 %, $p < .05$ ja 66.7 ± 52.7 %, $p < .000$) (KUVIO 72; LIITE 7).



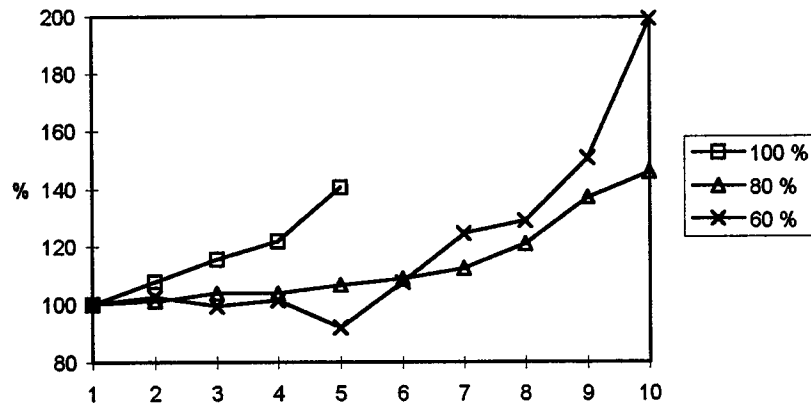
Kuvio 72. VL-lihaksen eksentrisen vaiheen EMG/voima-suhde väsytyssarjoissa.

VM-lihaksen EMG/voima-suhde nousi 100 % sarjassa merkitsevästi heti alusta lähtien. 80 % ja 60 % sarjoissa muutokset olivat merkitseviä 7. mittauksen jälkeen (KUVIO 73; LIITE 7).



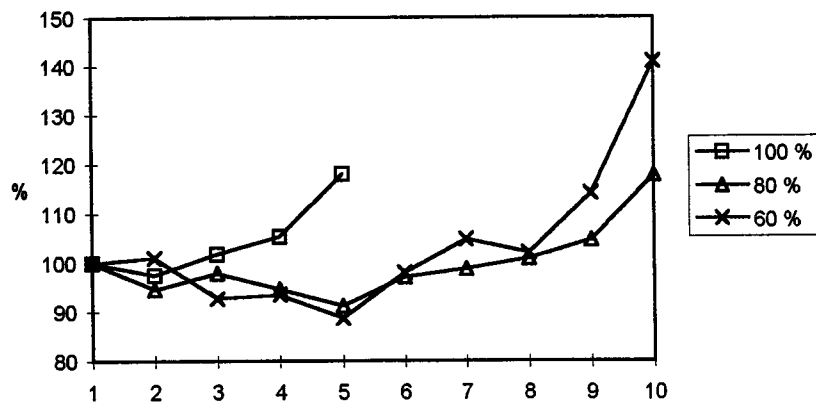
Kuvio 73. VM-lihaksen EMG/voima-suhde väsytyssarjojen eksentrisessä vaiheessa.

Väsytyssarjojen konsentrisen vaiheen EMG/voima-muutokset olivat SOL-lihaksessa 100 % sarjassa merkitseviä 2. - 4. mittauksissa ollen alkuarvoa korkeampia. 80 % sarjassa 8. - 10. mittaus olivat merkitseviä. 60 % sarjassa merkitseviä olivat muutokset 7., 9. ja 10. mittauksissa (KUVIO 74; LIITE 7).



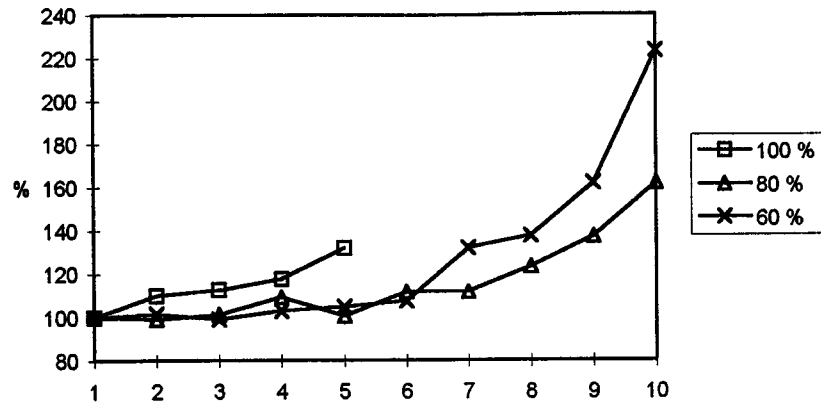
Kuvio 74. EMG/voima-suhde SOL-lihaksessa väsytyssarjojen konsentrisessa vaiheessa.

GA-lihaksen EMG/voima-suhde muuttui väsytyssarjojen konsentrisessa vaiheessa 100 % sarjassa vain sarjan lopussa merkitsevästi (18.2 ± 21 %, $p < .05$). 80 % sarjassa tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei ollut, mutta 60 % sarjassa 10. mittauksen muutos (41 ± 52.6 %, $p < .05$) oli tilastollisesti merkitsevä (KUVIO 75; LIITE 7).



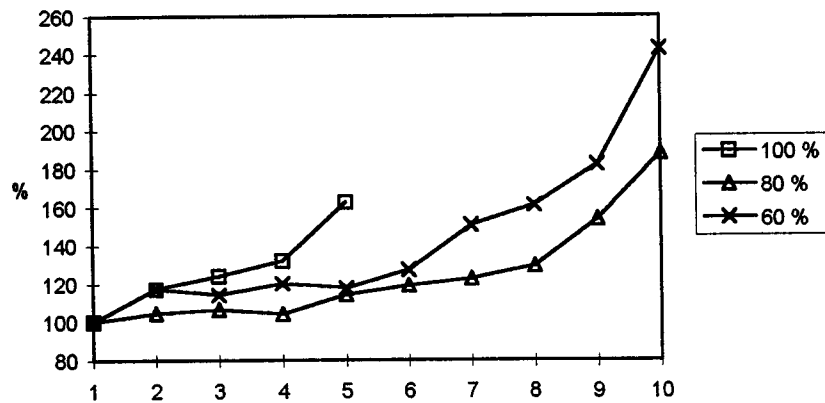
Kuvio 75. GA-lihaksen EMG/voima-suhteen muuttuminen väsytyssarjojen konsentrisessa vaiheessa.

VL-lihaksen EMG/voima-suhde muuttui 100 % sarjassa tilastollisesti merkitsevästi 2. mittauksen jälkeen. 80 % sarjassa muutokset olivat merkitseviä 7. mittauksen jälkeen. 60 % sarjassa muutokset 9 ja 10 olivat merkitseviä (9. mittaus 62.2 ± 63.8 %, $p < .01$ ja 10. mittaus 123 ± 80.3 %, $p < .000$) (KUVIO 76; LIITE 7).



Kuvio 76. VL-lihaksen EMG/voima-suhteen muuttuminen väsytyssarjojen konsentrisessa vaiheessa.

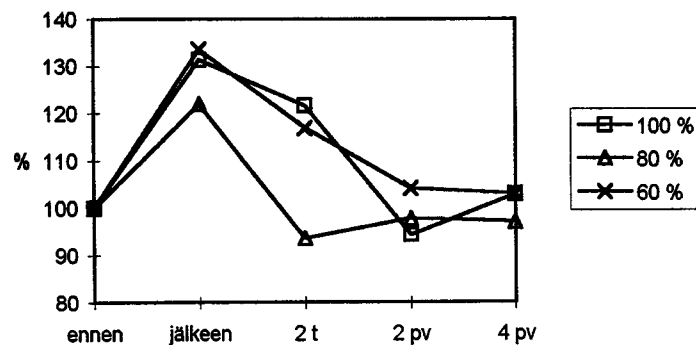
Kaikki VM-lihaksen EMG/voima-suhteen muutokset olivat 100 % sarjassa tilastollisesti merkitseviä alkumittaukseen verrattuna. 80 % sarjassa muutokset olivat merkitseviä 6. mittauksen jälkeen. 60 % sarjassa merkitsevyydet olivat samoissa mittauksissa kuin 80 % sarjassakin (KUVIO 77; LIITE 7).



Kuvio 77. VM-lihaksen EMG/voima-suhteen muuttuminen väsytyssarjojen konsentrisessa vaiheessa.

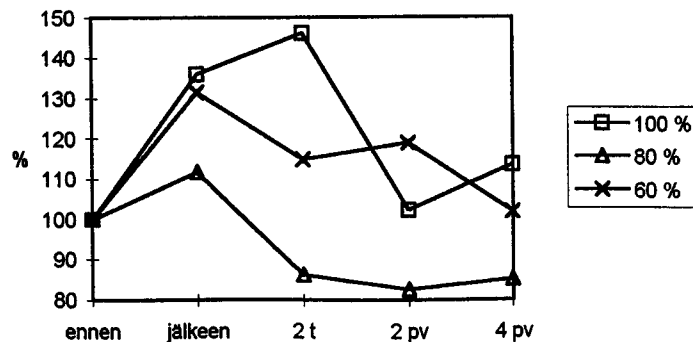
10.9.3 EMG/voima - suhde pudotushyppyissä

GA-lihaksen EMG/voima-suhteen muutokset olivat tilastollisesti merkitseviä ainoastaan 100 % sarjassa heti väsytyksen jälkeen suoritetussa mittauksessa, jolloin arvo oli $31.3 \pm 27.1 \%$, $p < .01$ alkumittausta korkeampi. Muut muutokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä (KUVIO 78; LIITE 7).



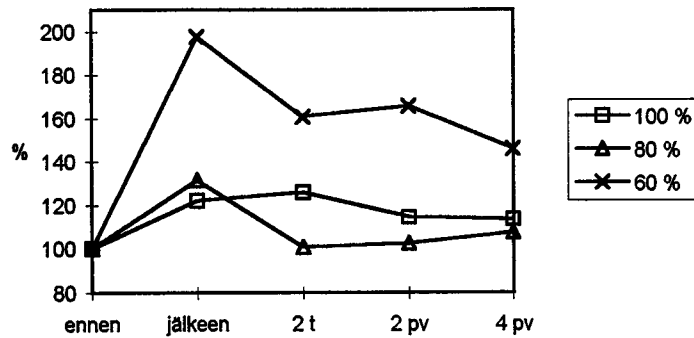
Kuvio 78. EMG/voima-suhteen muuttuminen GA-lihaksessa pudotushyppyjen eksentrisessä vaiheessa.

VM-lihaksen EMG/voima-suhde pudotushyppyjen eksentrisessä vaiheessa sen sijaan muuttui tilastollisesti merkitsevästi 100 % sarjassa heti väsytyksen jälkeen ($36.1 \pm 37.2 \%$, $p < .05$). 80 % sarjassa kaksi tuntia väsytyksestä arvo oli $13.8 \pm 21.6 \%$, $p < .05$ alkuarvoa alhaisempi, kaksi päivää väsytyksestä $17.5 \pm 23.1 \%$, $p < .05$ alhaisempi ja neljä päivää väsytyksestä $15 \pm 36.6 \%$, $p < .05$ alkuarvoa alhaisempi. 60 % sarjassa muutokset eivät olleet merkitseviä (KUVIO 79; LIITE 7).



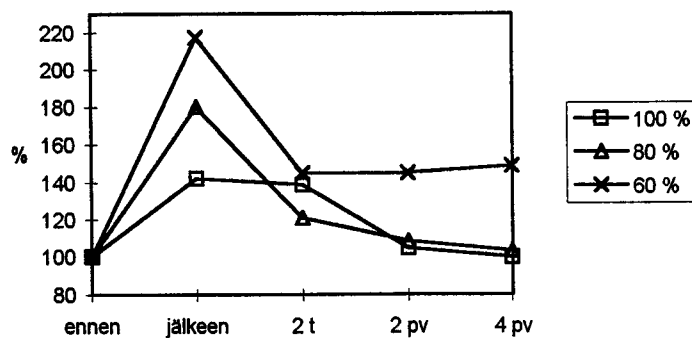
Kuvio 79. VM-lihaksen EMG/voima-suhteen muuttuminen pudotushyppyjen eksentrisessä vaiheessa.

Pudotushyppyjen konsentrisessa vaiheessa SOL-lihaksen EMG/voima-suhde ei muuttunut 100 % sarjassa merkittävästi, mutta 80 % sarjassa heti väsytyksen jälkeen arvo oli 31.6 ± 32 %, $p < .01$ alkuarvoa korkeampi. 60 % sarjassa vastaavassa tilanteessa arvo oli 97.4 ± 89.8 %, $p < .05$ alkuarvoa korkeampi (KUVIO 80; LIITE 7).



Kuvio 80. SOL-lihaksen EMG/voima-suhteen muuttuminen pudotushyppyjen konsentrisessa vaiheessa.

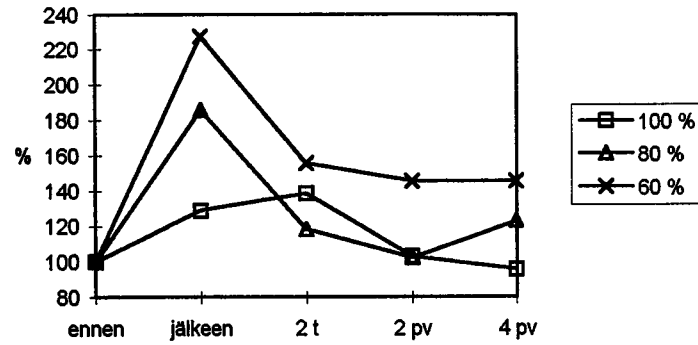
VL-lihaksen EMG/voima-suhde muuttui tilastollisesti merkittävästi vain heti väsytyksen jälkeen suoritetuissa mittauksissa. 100 % sarjassa arvo muuttui 42 ± 53.4 %, $p < .05$ ja 60 % sarjassa 117 ± 114.4 %, $p < .01$ alkuarvoa korkeammalle. 80 % sarjassa muutokset eivät olleet merkittäviä (KUVIO 81; LIITE 7).



Kuvio 81. VL-lihaksen EMG/voima-suhteen muuttuminen pudotushyppyjen konsentrisessa vaiheessa.

VM-lihaksen EMG/voima-suhde muuttui myös vain heti väsytyksen jälkeen suoritetuissa mittauksissa tilastollisesti merkittävästi. 80 % sarjassa arvo nousi 85.9 ± 85.2 %, $p < .01$ alkumittausta korkeammalle ja 60 % sarjassa 127.6 ± 114.2 %, $p < .05$ alkuarvoa

korkeammalle. Muut muutokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä (KUVIO 82; LIITE 7).



Kuvio 82. VM-lihaksen EMG/voima-suhteen muuttuminen pudotushyppyjen konsentrisessa vaiheessa.

11 POHDINTA

11.1 Päätulokset

Tutkimuksen päätuloksina havaittiin, että lihasväsymyksen seurauksena *isometrisessä polvenojennuksessa* voima laski, EMG-signaalin tehotiheyspektri muuttui alemmille taajuuksille, lihasten EMG-aktiivisuus nousi sekä EMG/voima-suhde nousi varsinkin 80 % ja 60 % sarjoissa.

Kelkkamaksimihypyissä antagonistilihaksen preaktiivisuus nousi ja agonistin laski, eksentrisessä ja konsentrisessa vaiheessa EMG-aktiivisuus nousi väsytyksen jälkeen. EMG/voima-suhde kasvoi väsytyksen jälkeen sekä eksentrisessä että konsentrisessa vaiheessa kaikissa lihaksissa, mutta konsentrisessa vaiheessa selvästi enemmän kuin eksentrisessä vaiheessa.

Väsytyssarjoissa lihasten preaktiivisuus kasvoi väsytyssarjan aikana, mutta laski varsinkin GA- ja SOL- lihasten osalta varsin nopeasti alas. VL- ja VM-lihasten osalta preaktiivisuus pysyi korkealla koko väsytyssarjan ajan. Eksentrisen vaiheen EMG-aktiivisuus lisääntyi väsytyksen loppua kohti; antagonistin aktiivisuus nousi lopussa agonistiin verrattuna huomattavasti enemmän. Konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuus nousi tasaisesti väsytyssarjan aikana kaikissa lihaksissa. EMG/voima-suhde nousi väsymyksen myötä kaikissa lihaksissa sekä eksentrisessä että konsentrisessa vaiheessa.

Pudotushypyissä preaktiivaatio nousi väsytyksen jälkeen, eksentrisessä vaiheessa antagonistilihaksen (TA) aktiivisuus laski, mutta agonistilihasten aktiivisuus nousi. Konsentrisessa vaiheessa kaikkien lihasten aktiivisuus nousi. EMG/voima-suhde nousi sekä eksentrisessä että konsentrisessa vaiheessa, mutta eri väsytystehojen välillä oli suuria eroja. Eksentrisen vaiheen EMG/voima-suhde nousi eniten sekä 100 % että 60 % sarjassa, mutta konsentrisen vaiheen EMG/voima-suhde nousi eniten 60 % sarjassa.

Lihäsväsymyksen sijaintipaikka näyttäisi tämän tutkimuksen perusteella olevan hermo-lihasliitoksen jälkeinen osa liikeketjua. Lihäsväsymys VLS -sarjoissa johtuu siis lihaksen supistuvan komponentin kyvyttömyydestä tuottaa voimaa neuraalisesta käskytyksestä huolimatta. Tätä tulosta tukee havainto lihaksen EMG/Voima -suhteen kasvamisesta.

Isometrisen polvenojennuksen voimantuoton lasku on normaali väsymysilmiö, jonka syitä ovat laktaatin kertyminen lihaksiin ja sen aiheuttama kalsiumin vapautumisen hidastuminen. Tehotiheyspektrin lasku alemmille taajuuksille on myös laktaatin kertymisen aiheuttamaa, sillä laktaatin kertyminen aiheuttaa happamuuden lisääntymistä (pH laskee) ja lihassolun solukalvon kyky johtaa aktiopotentiaalia laskee (Lindström et al. 1970). Teho-tiheyspektri laskee myös siksi, että nopeat motoriset yksiköt ovat väsymyksen takia inaktiivisia, mutta hitaat motoriset yksiköt ovat aktiivisia (Viitasalo & Komi 1977).

Maksimaalisen isometrisen polvenojennuksen EMG-aktiivisuuden lisääntyminen voi johtua kolmesta tekijästä: 1) koehenkilöt eivät pystyneet rekrytoimaan kaikkia motorisia yksiköitä ennen väsytyssarjaa, joten väsytyssarjan jälkeen enemmän MY:tä on käytössä ja seurauksena on lisääntynyt EMG-aktiivitaso 2) motoristen yksiköiden syttymistaajuus muuttui yhteneväksi, s.o. synkronisaatiota tapahtui MY:den syttymistaajuudessa (Person & Miskin 1964) 3) aktiopotentiaalin johtumisnopeus hidastui, jolloin saman amplitudin omaava aktiopotentiaali viipyy kauemmin elektrodin mittausalueella. Tästä seuraa integroidun EMG:n kasvu (Winter 1990). EMG/voima-suhteen nouseminen isometrisessä polvenojennuksessa viittaa mekaaniseen väsymiseen sähköisen väsymyksen sijasta (Komi 1992). Lihaskeskushermostolta käskyn supistua, mutta ei siitä huolimatta saa voimaa tuotettua niin paljon kuin käsky edellyttää eli lihaksen mekaaninen hyötysuhde huononee. EMG/voima-suhteen huononeminen 80 % ja 60 % sarjoissa on seurausta suorituksen pitkästä kestosta (energiavarojen väheneminen, ATP- ja KP-varastot ovat vähentyneet ja laktaattia kerääntyy lihakseen).

Kelkkamaksimihyppyjen preaktiivisuuden nousu voi olla seurausta keskushermoston lisääntyneestä tarpeesta vaimentaa eksentrisen vaiheen lihasvenytystä ja samalla saada väsyneestä lihaksesta voimaa konsentrisen vaiheen työhön. Agonistin preaktiivisuuden lasku viittaa lihaksen toiminnan heikkenemiseen siinä määrin, että maksimaalinen suoritus on liikaa. Antagonistin preaktiivisuuden lisääntyminen viittaa nivelen stabilointiin maksimaalisessa suorituksessa (Eloranta 1980). Konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden nousu johtuu lihakseen kertyvän laktaatin aiheuttamasta arkuudesta, jolloin lihasta aktivoidaan enemmän. EMG/voima-suhteen nousu viittaa väsymyksen sijainnin olevan lihassolutasolla, ts. hermolihaskliitoksen jälkeen. Eksentrisen EMG/voima-suhde ei nouse niin paljon kuin konsentrisen, sillä lihaksen elastisten osien osuus voimantuottoon on suuri, eikä elastisuusominaisuuksien voida olettaa muuttuvan samalla tavoin kuin lihaksen

supistuvan komponenttien. Lisäksi EMG mittaa vain lihaksen supistuvan komponentin aktiivaatiota, joten eksentrisessä vaiheessa EMG on pienempi vähäisempien aktiivisten motoristen yksiköiden määrän takia (Komi et al. 1987). Toisaalta Komi ja Viitasalo (1977) havaitsivat EMG/voima-suhteen muuttuvan eksentrisessä lihastyössä enemmän kuin konsentrisessä lihastyössä. Integroitu EMG ei juuri muuttunut, mutta lihaksen jännitystaso laski eksentrisessä työssä enemmän kuin konsentrisessä työssä.

Väsytyssarjoissa preaktiivisuus nousee, sillä lihaksen jännitystasoa kohottamalla voidaan varastoida elastista energiaa lihakseen ja siten tuottaa enemmän voimaa vastaavasti konsentrisessä vaiheessa (Cavagna et al. 1968, Komi 1983). SOL- ja GA-lihasten preaktiivisuus nousee ensin huomattavan korkealle, mutta laskee sitten jyrkästi. Syynä voi olla se, että keskushermosto muuttaa lihasten toimintamallia taloudellisempaan suuntaan. Tämä tarkoittaa sitä, että väsytyssarjojen alussa vaadittu hyppykorkeus saavutetaan helposti pohkeen lihasten toiminnalla. Kun suoritus etenee, väsyminen kasvaa, eikä pohkeen lihasten preaktiivisuudella ole merkitystä suorituksen kannalta. Tällöin VL- ja VM-lihakset ovat pääsuorittajat ja niiden preaktiivisuus pysyykin korkealla koko suorituksen ajan.

Antagonisti-agonisti-yhteys on samansuuntainen kuin kelkkamaksimihypyissä, sillä antagonistilihaksen aktiivisuus nousee loppua kohti agonistilihaksen kanssa. Syynä lienee nivelten stabiloiminen ja yleisen jäykkyyden tarpeen lisääntyminen väsymisen yhteydessä (Eloranta 1980). Eksentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden nousu viittaa siihen, että törmäysvoiman vastustaminen on väsymyksen edetessä yhä vaikeampaa. Lisäksi konsentrisen vaiheen helpottamiseksi on eksentrisessä vaiheessa tarpeen jännittää lihasta elastisen energian varastoimiseksi. Konsentrisen vaiheen EMG-aktiivisuuden lisääntyminen on seurausta pyrkimyksestä saavuttaa vaadittu hyppytaaso, sillä sen saavuttaminen on väsymisen myötä yhä vaikeampaa. Tilanne on sama kuin submaksimaalisen supistuksen ylläpitämisessä uupumiseen asti (mm. Bigland-Ritchie 1981). Väsytyssarjan lopussa tapahtuva agonistilihasten aktivaation nouseminen on yleisen neuraalisen käskytyksen lisääntymisen seurausta.

Konsentrisen vaiheen EMG/voima-suhteen huononeminen väsytyssarjoissa on seurausta lihaksen supistuvan komponentin pettämisestä happamuuden lisääntyessä. Tällöin käskytyksestä huolimatta lihas ei pysty tuottamaan voimaa tarpeeksi, jolloin EMG/voima-suhde nousee (Komi 1984).

Pudotushypyissä preaktiivisuuden nousu on seurausta hermoston yrityksestä kompensoida väsyneen lihaksen voimantuoton laskua lisääntyneellä käskytyksellä. Preaktiivisuuden lisääntymisen kautta saadaan lihasjäykkyyttä lisättyä ja siten lieventää törmäysvoimaa pudotuksessa. Eksentrisen vaiheen antagonistilihaksen aktiivisuuden lasku ja agonistilihasten aktiivisuuden nousu selittyy pyrkimyksenä helpottaa konsentrisen vaiheen voimantuottoa lihasjäykkyyden lisääntymisellä, jolloin elastista energiaa varastoituu enemmän venytettävään lihakseen. Moritani et al. (1990) saivat hieman poikkeavia tuloksia, sillä heidän maksimaalisilla vertikaalihypyillä aiheutettu väsymys laski GA-lihaksen aktivaatiota kaikissa vaiheissa (preaktivaatio, eksentrisen ja konsentrisen vaihe). Sen sijaan SOL-lihaksen aktivaatio laski vain konsentrisessä vaiheessa. Heidän mukaansa sentraalisesti ohjattu preaktivaatio ja reflektorisesti ohjattu eksentrisen vaiheen aktivaatio muuttuvat eniten väsymyksessä. EMG/voima-suhteen nousu johtuu lihaksen supistuvan komponentin toiminnan huonontumisesta lisääntyneestä neuraalisesta käskytyksestä huolimatta. Konsentrisen vaiheen EMG/voima-suhde huononi eniten 60 % sarjassa siksi, että pisimpään kestäneenä väsytyssarjana 60 % sarja aiheutti suurimman laktaatin kertymisen työskenteleviin lihaksiin.

11.2 Palautuminen

EMG-muuttujista palautui huonoiten mediaanifrekvenssi 80 % ja 60 % sarjoissa, joissa arvot olivat vielä selvästi alkumittauksen alapuolella neljä päivää väsytyksen päättymisestä. Syynä frekvenssin alhaisuuteen on Viitasalon ja Komin (1977) mukaan alempien frekvenssien lisääntymisestä (hitaat motoriset yksiköt) korkeiden frekvenssien hävitessä (nopeat motorisen yksiköt). Nopeiden motoristen yksiköiden poissaoloon voi vaikuttaa lihasarkuus, jolloin maksimaalinen lihaksen supistaminen on erittäin kivuliasta. Suurimman voiman tuottavat nopeat motoriset yksiköt, joissa on paljon lihassoluja ja joiden ärsytyskynnys on suuri (Bigland & Lippold 1954a). 80 % ja 60 % sarjat aiheuttivat suurimman lihasvaurion, josta indikaattorina on seerumin kreatiinikinaasin kohoaminen kyseisten sarjojen jälkeen.

Maksimaalisessa kelkkahypyssä GA-lihaksen konsentrisen vaiheen aktivaatio pysyi myös alhaalla 80 % ja 60 % sarjoissa vielä neljä päivää väsytyksestä. Tämä viittaa siihen, että GA-lihas nopeana lihaksena ei ole palautunut pitkän väsytyssarjan vaikutuksista ja

lihaskaurioista. Samoin VM-lihaksen EMG-aktiivisuus oli alhaalla pudotushyppyjen eksentrisessä ja konsentrisessä vaiheessa 80 % sarjassa vielä neljä päivää väsytyksestä.

EMG/voima-suhteen kasvaminen tarkoittaa lihaksen mekaanisen hyötysuhteen huononemista (Komi 1984). Maksimaalisessa kelkkahypyssä VL-lihaksen eksentrisen EMG/voima-suhde oli koholla 80 % ja 60 % sarjojen jälkeen vielä neljä päivää väsytyksen päättymisestä. Samoin oli SOL-lihaksen EMG/voima-suhde 60 % sarjassa eksentrisessä vaiheessa mitattuna. GA-lihaksen eksentrisen EMG/voima-suhde taas oli koholla 100 % sarjassa maksimaalisissa kelkkahypyissä vielä neljä päivää väsytyksestä. Konsentrisen EMG/voima-suhde oli koholla VL- ja VM-lihaksissa kaikilla väsytystehoilla, mutta GA-lihaksessa varsinkin 100 % sarjassa. Pudotushypyissä konsentrisen EMG/voima-suhde oli koholla SOL-, GA-, VL- ja VM-lihaksissa vielä neljä päivää väsytyksestä varsinkin 60 % sarjassa. Palautuminen ei siis ollut täydellinen neljä päivää väsytyksen jälkeen, joten väsytyssarjan on täytynyt vaikuttaa lihakseen rakenteellisesti. Lihaksen vaurioituminen vaikuttaa sen toimintaan ja eksentrisen lihastoiminnan on todettu aiheuttavan lihaskaurioita ja lihaskarkuuta (mm. Komi & Viitasalo 1977).

11.3 Valmennukselliset näkökohdat

Maksimaalisen EMG:n kasvaminen väsytyssarjojen seurauksena voi olla seurausta siitä, että vasta väsymisen jälkeen koehenkilö saa lihaksensa täydellisemmin supistumaan. Suoritusta se ei enää paranna, sillä supistuva komponentti on jo menettänyt ominaisuuksiaan voiman tuottamiseen (EMG/voima-suhde kasvaa). Ennen kilpailua onkin syytä verryttelyssä herätellä lihakset siten, että motoriset yksiköt saataisiin mahdollisimman hyvin ja tehokkaasti käyttöön. Tämä voidaan tehdä monella tavalla, mutta suurimmat lihaskännitykset ilman lihaskaurion vaaraa saavutetaan isometrisillä supistuksilla. Eksentriset supistukset aiheuttavat suhteellisesti suuremman kuorman lihaskoluja kohti kuin konsentriset supistukset, joten lihaskaurio voi seurata liiallista eksentristä harjoittelua. Isometrisissä supistuksissa ei vahingoiteta lihaksen supistuvaa komponenttia, vaan parannetaan hermoston kykyä käskyttää lihasta, jolloin kilpailusuoritukseen saadaan enemmän irti.

Ainakin viikko ennen kilpailua on syytä välttää kovia, väsyttäviä VLS-harjoituksia, varsinkin 80 % ja 60 % sarjoja maksimaalisesta tehosta (GA-lihaksen konsentrisen EMG-aktiivisuus

on alhaalla vielä neljä päivää väsytyksen jälkeen; KUVIO 39; LIITE 7), sillä nopeat lihakset eivät luultavasti ole palautuneet täydellisesti tämänkaltaisesta rasituksesta. Sama koskee harjoittelun jaksottamista, sillä uupumukseen asti suoritettu korkeatehoinen VLS-harjoitus vaatii vähintään neljän vuorokauden täydellisen levon, jotta elimistö olisi valmis uuteen vastaavaan harjoitukseen. Hyppylajien harrastajat eivät myöskään hyödy siitä, että eksentrisen voimantuottoaika ja VL-lihaksen EMG-aktivaatio on koholla 60 % sarjan jälkeen vielä neljä päivää kovasta VLS-harjoituksesta, sillä jos näin pian raskaan VLS-harjoituksen jälkeen hyppää esim. pituutta, voi olettaa ponnistuksen jäävän tehottomaksi ja suorituksen huonoksi.

EMG/voima-suhteessa hermo-lihasjärjestelmän kannalta on kysymys mekaanisen hyötysuhteen hyödyntämisestä; jos EMG/voima-suhde on korkealla, ei neuraalinen käskytyks (tahdonalainen maksimaalinen yritys) anna koko kuvaa suorituksen tehokkuudesta. Tällöin mahtavasta yrittämisestä huolimatta suorituksen tehokkuus ja tulos jää vaatimattomaksi. Näin ollen ei ole järkevää harjoitella siten, että nousukuntoa hakiessa toistaa kovia VLS-harjoituksia parin päivän viiveellä, sillä niistä ei ehdi palautua riittävästi tosiasiallisen hyödyn saavuttamiseksi. Muutama lepopäivä, jopa lepopiikko vaativan, kovatehoisen VLS-harjoituksen jälkeen (80 % ja 60 % tehot) tekee hyvää hermoston ja lihaksiston supistuvan komponentin kannalta.

11.4 Kritiikkiä tutkimuksen suorittamisesta

Koehenkilöiden joukossa ei välttämättä olisi tarvittu fyysisen suorituskyvyn ääripäitä (maksimaalisen nopeuden ja voiman sekä toisaalta maksimaalisen kestävyuden koehenkilöitä), sillä hyvin suuret keskihajonnat varmistivat sen, että tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei tullut keskiarvon valtavasta kasvusta tai vähenemisestä huolimatta. Lisäksi eri koehenkilöiden erityyppinen reagointi väsytyksmuuttujille aiheutti sen, että korrelaatioita ei juurikaan löytynyt eri muuttujien välillä. On ilman muuta selvää, että jos yhden koehenkilön suoritus samantehoisessa väsytyssarjassa kestää 15 minuuttia ja toisen 3 minuuttia, eivät muutokset voi olla vertailukelpoisia.

EMG-mittauksissa vaadittu 6 k Ω :n raja ihon impedanssille oli erittäin vaikea saavuttaa, joten koehenkilöiden iho vaurioitui ja arpeutui ankaran hiekkapaperilla hankaamisen takia

pahasti. Elektrodien paikkaa oli yhdessä tapauksessa muutettava hieman, jotta se voitaisiin laittaa terveen ihon päälle. Tämä elektrodin pakollinen siirtäminen on ollut paljon suurempi haitta EMG-signaalin kannalta kuin pieni impedanssin nousu, sillä aivan uudet motoriset yksiköt ovat elektrodin mittausalueella kuin ennen siirtämistä ja signaali ei ole enää vertailukelpoinen saman koehenkilön mittausten kanssa. Vaikkakin käytimme samoja elektrodisarjoja samoilla koehenkilöillä läpi koko mittausten, muutaman kerran mittaavat elektrodit vaihtuivat koehenkilöiden kesken. Elektrodit olivat kaikki samanlaisia, mutta niissä saattaa olla pieniä eroja mittauksen herkkyyden suhteen.

11.5 Jatkotutkimuksen aiheita

Jatkotutkimuksissa EMG- ja EMG/voima-suhteen muutoksista VLS-sarjoissa voitaisiin keskittyä spesifimpään ongelmaan; mitkä tekijät vaikuttavat lihaksen supistuvan komponentin voimantuoton laskuun, mikä niiden keskinäinen suhde on, mitkä tekijät tulevat ensin esiin väsymyksessä ja vaikuttavatko eri tekijät toisiinsa voimantuoton suhteen.

Neuraalinen käskytyks lihakselle näyttäisi riittävän (EMG/voima-suhde kasvaa väsymyksessä), mutta voimaa ei pystytä tuottamaan. Lihaksensisäinen pH, lihassolukalvon aktiopotentiaalin johtumisnopeus, motorisen yksikön aktiopotentiaalin ominaisuuksien muutokset sekä kalsiumin vapautuminen sarkoplasmaattisesta retikulumista vaikuttavat kaikki lihaksen aktiinin ja myosiinin välisessä toiminnassa ja ovat vastuussa neuraalisen käskyn muuttamisessa mekaaniseksi energiaksi i. voimaksi. Näistä kalsiumin vapautuminen on vaikeimmin mitattavissa oleva muuttuja. Lihassolukalvon johtumisnopeuden muutoksia voidaan mitata motorisen yksikön aktiopotentiaalista (KUVIO 3) ja lihaksensisäistä pH:ta voidaan epäsuorasti mitata esim. veren laktaattipitoisuuden avulla, vaikkakaan ei kovin tarkasti.

Koska EMG/voima-suhde kasvoi eniten 60 % protokollassa, olisivat muutokset suurimmat 60 % teholla suoritettussa harjoituksessa ja oletettavasti myös koehenkilöitä voitaisiin paremmin ”pitää kurissa”, ettei väliintulevia muuttujia pääsisi häiritsemään mittauksia. Tämä tarkoittaa sitä, että koehenkilöiden fyysinen aktiivisuus mittausten aikana ja seurantatutkimuksissa tulisi voida vakioda eli muu fyysisesti rasittava harjoittelu tulisi voida estää mittausten aikana. Lisäksi koehenkilöt voitaisiin valita siten, että kuntotaso olisi kaikilla

lähes sama, jotta suuria eroja suorituskyvyssä ei tulisi. Mittausten ajankohta tulisi olla kaikille sama (vuorokaudenaika), sillä vireystila muuttuu päivän aikana paljonkin ja vaikuttaa mittauksiin suorituskyvyn muutosten kautta.

LÄHTEET

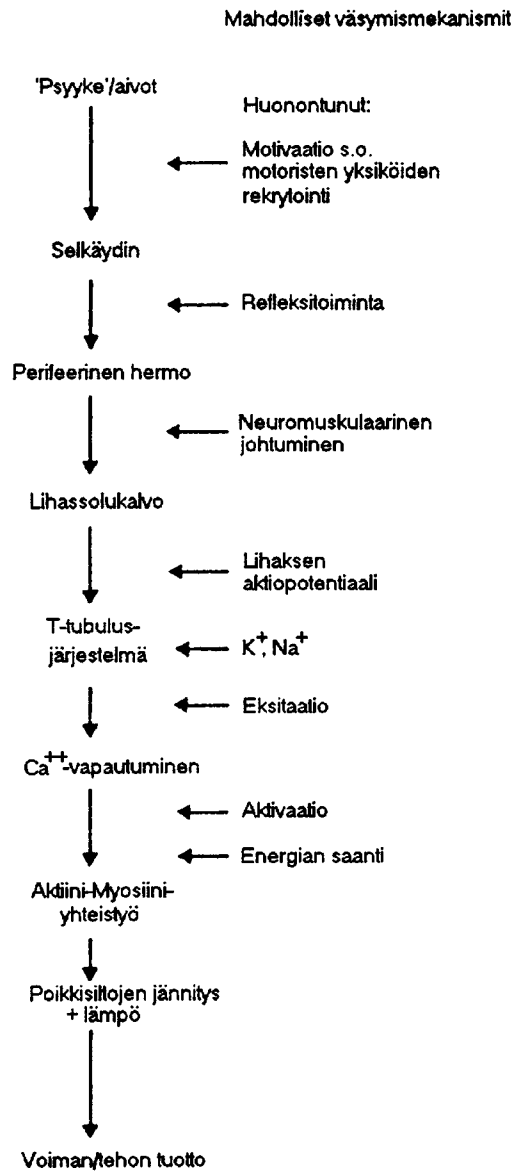
- Arendt-Nielsen, L., Mills, K. R. & Forster, A. (1989). Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle and Nerve* 12: 493-497.
- Asmussen, E. (1956). Observations on experimental muscle soreness. *Acta Rheumatica Scandinavica* 2: 109-116.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive*. Fifth edition. Williams & Wilkins.
- Beliveau, L., Van Hoecke, J., Garapon-Bar, C., Gaillard, E., Herry, J. P., Atlan, G. & Bouissou, P. (1992). Myoelectrical and metabolic changes in muscle fatigue. *International journal of Sports Medicine* Vol. 13 Suppl. 1, pp 153-155.
- Bigland, B. & Lippold, O. C. J. (1954a). Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *Journal of Physiology* 125, 322-335.
- Bigland, B. & Lippold, O. C. J. (1954b). The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *Journal of Physiology* 123, 214-224.
- Bigland-Ritchie, B. (1981). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Vol. 9. (toim.) D.I. Miller. American College of Sports Medicine Series.
- Bigland-Ritchie, B. (1987). Fatigue of human limb and respiratory muscles. *Medicine and Sport Science* vol. 26. 110-118.
- Bosco, C., Viitasalo, J. H. T., Komi, P. V. & Luhtanen, P. (1982a). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle. *Acta Physiologica Scandinavica* 114: 557-565.
- Bosco, C., Tarkka, I & Komi, P. V. (1982b). Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal of Sports Medicine* 3: 137-140.
- Broman, H., Bilotto, G. & De Luca, C. J. (1985). Myoelectric signal conduction velocity and special parameters: influence of force and time. *Journal of Applied Physiology* 58 (5): 1428-1437.
- Cavagna, G.A., Dusman, B. & Margaria, R. (1968). Positive work done by the previously stretched muscle. *Journal of applied physiology* 24: 21-32.
- Curtin, N., Gilbert, C., Kretzschmer, K. M. & Wilkie, D. R. (1974). The effect of the performance of work on total energy output and metabolism during muscular contraction. *Journal of Physiology* 238: 455-472.

- De Haan, A. de Lodder, M. A. N. & Sargeant, A. J. (1991). Influence of an active pre-stretch on fatigue of skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology* 62: 268-273.
- Dietz, V., Schmidtbleicher, D. & Noth, J. (1979). Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of Neurophysiology* 12 (5): 1212-1223.
- Dorland's pocket medical dictionary (1991). 23rd edition. Philadelphia, Pa Saunders.
- Edington, D. & Edgerton, V. (1976). The biology of physical activity. Houghton Mifflin Co. Boston.
- Edwards, R. G. & Lippold, O. C. J. (1956). The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *Journal of physiology* 132, 677-68 1.
- Edwards, R. H. T. (1981). Human muscle function and fatigue. In: Porter and Whelan (Eds) *Human muscle fatigue: Physiological Mechanisms*. Ciba Foundation Symposium No. 82, pp. 1- 18. Pitman Medical. London.
- Eloranta, V. (1980). Reiden lihaksiston aktiivisuus ja koordinointi alaraajojen dynaamisissa kuormitustilanteissa. Liikuntafysiologian lisensiaattitutkielma. Jyväskylän yliopisto. 1980.
- Furness, P., Jessop, J. & Lippold, O. C. J. (1977). Long lasting increases in the tremor of human hand muscles following brief, strong effort. *Journal of Physiology* 265: 821-83 1.
- Gibson, H. & Edwards, R. H. T. (1985). Muscular exercise and fatigue. *Sports Medicine* 2: 120-132.
- Goldspink, G. (1978) Energy turnover during contraction of different types of muscle. In: *Bio mechanics VI-A*, Edited by E. Asmussen and K. Jörgensen. pp. 27-39.
- Gollhofer, A., Komi, P. V., Miyashita, M. & Aura, O. (1987a). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: Changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine* 8: 71-78.
- Gollhofer, A., Komi, P. V., Fujitsuka, N. & Miyashita, M. (1987b). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. 11. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine* 8: 38-47. Supplement.
- Guyton, A.C. (1991). *Textbook of medical physiology*. W.B. Saunders Company.
- Hervonen, A. (1987). Tuki- ja liikuntaelimestön anatomia. Lääketieteellinen oppimateriaalikeskustantamo, Tampere
- Huijing, P.A. (1991). Elastic potential of muscle. In: Komi, P.V. (ed.) *Strength and Power in Sport*. Oxford, Blackwell Scientific Publications, pp. 151-168.
- Häkkinen, K. (1991). *Voimaharjoittelun perusteet*. Gummerus. Jyväskylä.

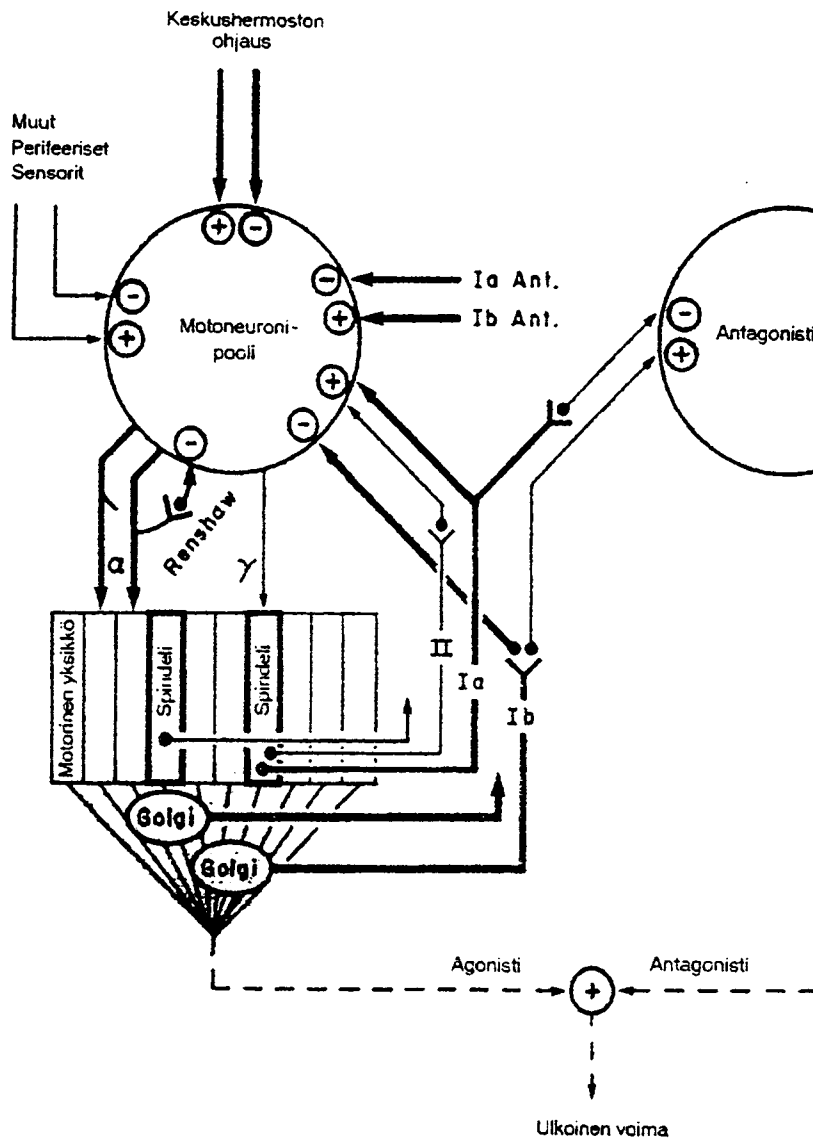
- Häkkinen, K. & Komi, P. V. (1982). Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 55: 436-444.
- Ioku, M. & Jinnai, D. (1973). Fast and slow motor unit activities in EMG. New developments in *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. In: J. E. Desmedt (Ed.), vol. 1, pp. 86-88.
- Komi, P. V. (1973). Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. *New developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. In: J. E. Desmedt (Ed.) Vol. 1. pp. 596-606.
- Komi, P. V. & Tesch, P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology* 42, 41-50.
- Komi, P. V. & Viitasalo, J. H. T. (1976). Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta Physiologica Scandinavica* 96: 267-276.
- Komi, P. V. & Viitasalo, J. H. T. (1977). Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions. *Acta Physiologica Scandinavica* 100: 246-254.
- Komi, P. V. & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in men and women. *Med Sci Sport* 10: 261-265.
- Komi, P. V. (1983). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and sport sciences reviews* 12, 1984, pp. 81-121. Lexington, Mass.
- Komi, P. V. (1984). Fatigue and recovery of neuromuscular function. *Medicine and Sport Sciences* vol. 17. 187-201.
- Komi, P. V. (1992). Electromyographic, mechanical, and metabolic changes during static and dynamic fatigue. *Medicine and sport science* vol. 34 (ed. Marconnet, P., Komi, P. V., Saltin, B. & Sejersted, O. M.). *Muscle fatigue mechanisms in exercise and training*. 197-215. Karger, Basel.
- Kyröläinen, H., Komi, P. V., Oksanen, P., Häkkinen, K., Cheng, S. & Kim, D.H. (1990). Mechanical efficiency of locomotion in females during different kinds of muscle action. *European Journal of Applied Physiology* 61: 446-452.
- Lago, P. & Jones, N. B. (1977). Effect of motor unit firing statistics on EMG spectra. *Med. Biol. Eng. Comput.* 15: 648-655.
- Lieb, F. J. & Perry, J. (1968). Quadriceps function: an anatomical and mechanical study using amputated limbs. *Journal of Bone and Joint Surgery* 50 A: 1535-1538.

- Lindström, L., Magnusson, R. Petersén, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography* 4., 341-356.
- Luhtanen, P. (1988). *Biomekaniikan tutkimusmenetelmien perusteet*. Jyväskylän yliopisto.
- Moritani, T., Nagata, A. & Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 14 (3): 198-202.
- Moritani, T., Oddson, L. & Thorstensson, A. (1990). Electromyographic evidence of selective fatigue during the eccentric phase of stretch/shortening cycles in man. *European Journal of Applied Physiology* 60: 425-429.
- Mortimer, J.T., Magnusson, R. & Petersén, I. (1970). Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum. *American Journal of Physiology*. Vol. 219 (5): 1324-1329.
- Moxham, J., Edwards, R. H. T., Aubier, M., De Troyer, G., Farkas, G., Maclem, P. T. & Roussos, C. (1982). Changes in EMG power spectrum (high to low ratio) with force fatigue in humans. *Journal of Applied Physiology: Respiratory Environmental and Exercise Physiology* 53: 1094-1099.
- Naeije, M. & Zorn, H. (1982). Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man. *European Journal of Applied Physiology* 50: 23-33.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkquist, S-E. (1989). *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. WSOY. Porvoo.
- Ohanian, H. C. (1989). *Physics*. Second edition expanded. W.W. Norton & Company, Inc. New York.
- Paxinos, G. (1990). *The Human Nervous System*. San Diego (Calif.) Academic Press.
- Person, R. S. & Miskin, L. N. (1964) Auto- and cross correlation of the electrical activity of muscles. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2: 155-159.
- Person, R. S. & Kudina, L. P. (1972). Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 32: 471-483.
- Solomonow, M., Baratta, R., Shoji, H. & D'Ambrosia, R. (1990). The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyography and clinical Neurophysiology* 30: 141-152.
- Sjøgaard, G. (1987). Muscle fatigue. *Medicine and Sports Science*. vol. 26. 98-109.

- Stienen, G. D. M., Blange, T. & Schneer, M. (1978). Tension response of frog sartorius muscle to quick ramp-shaped and some effects of metabolic inhibition. *Pflügers Arch. Eng. J. Physiol.* 376: 97-104.
- Strong, A. (1970). *Biophysical measurements*. Beaverton, Oregon.
- Van Boxtel, A. & Schomaker, L. B. R. (1984). Influence of motor unit firing statistics on the median frequency of the EMG power spectrum. *European Journal of Applied Physiology* 52: 207-213.
- Viitasalo, J. H. T. & Komi, P. V. (1975). Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. *Acta Physiologica Scandinavica* 93: 531-539.
- Viitasalo, J. H. T. & Komi, P. V. (1977). Signal characteristics of EMG during fatigue. *European journal of Applied Physiology* 37: 111-121.
- Vredenburg, J. & Rau, G. (1973). Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In: *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 1, J. E. Desmedt (Ed.) Karger, Basel, Switzerland. pp. 607-622.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Second edition. A Wiley-interscience publication.
- Winter, D.A., Fuglevand, A.J. & Archer, S.E. (1994). Cross-talk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 4 (1): 15-26.
- Zwarts, M. J., Van Weerden, T. W. & Haenen, H. T. M. (1987). Relationship between average muscle fibre conduction velocity and EMG power spectra during isometric contraction, recovery and applied ischemia. *European Journal of Applied Physiology* 56: 212-216.

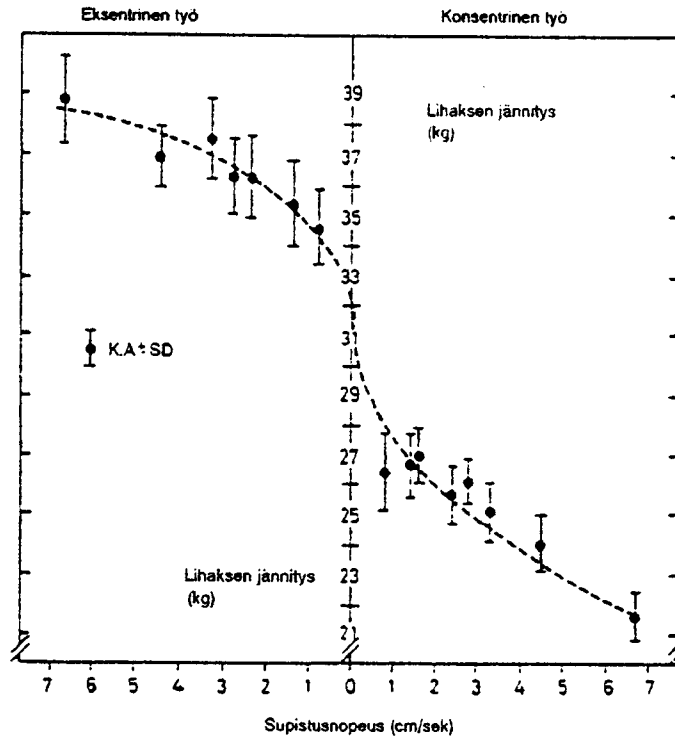


LIITE 1. Liikeketju. (Gibson & Edwards 1985)



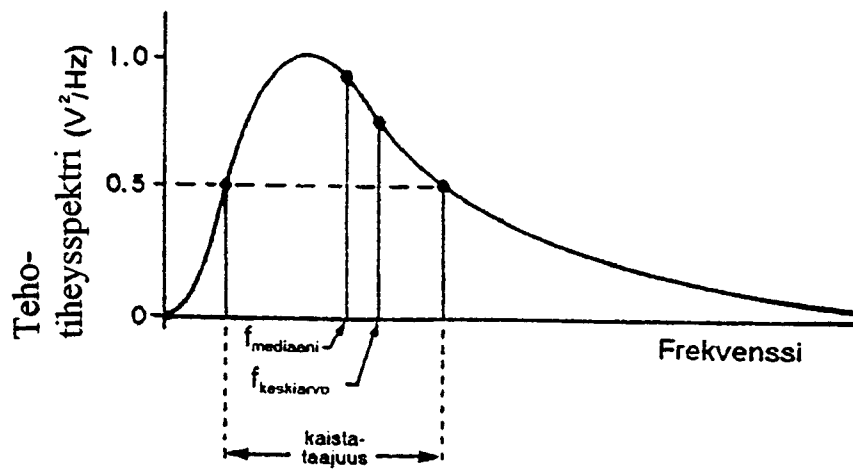
Liite 2. Motoneuronin aktivaatioon vaikuttavat tekijät. (Basmajian & De Luca 1985)

Liite 3.



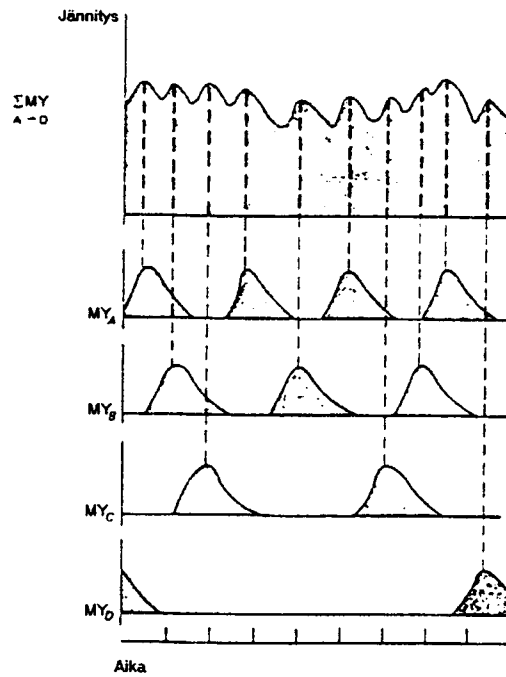
Liite 3. Voimantuoton määrän riippuvuus lihastyötavasta ja supistuksen nopeudesta. (Komi 1973)

Liite 4.



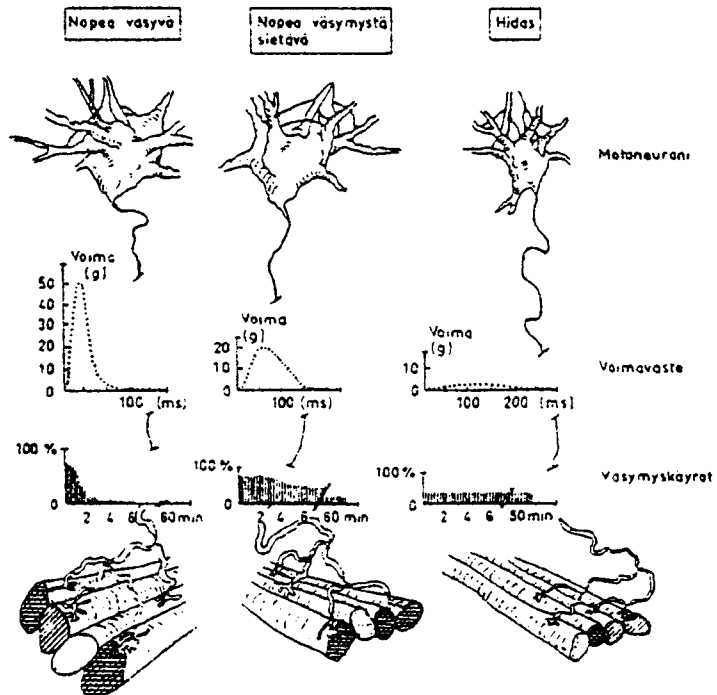
LIITE 4. EMG:n Teho-tiheyspektrin muuttujat. (Basmajian & De Luca 1985)

Liite 5.



LIITE 5. Motorisen yksikön nykäysten tuottama tetaaninen voima. (Edington & Edgerton 1976)

Liite 6.



LIITE 6. Erialaisten motoristen yksiköiden ominaisuudet ja väsyminen. (Edington & Edgerton 1976)

Liite 7.

Kaikki mitatut tulokset. Ensimmäiseen mittaukseen verrattuna tilastollisesti merkitsevät muutokset on lihavoitu ja edelliseen mittaukseen verrattuna tilastollisesti merkitsevät muutokset on alleviivattu. Kaikki mitatut arvot ovat keskiarvoja. Lihasten lyhenteet ovat: TA = m. tibialis anterior, SOL = m. soleus, GA = m. gastrocnemius, VL = m. vastus lateralis, VM = m. vastus medialis. Ensimmäinen tähtimerkintä lukuarvon jälkeen tarkoittaa tilastollista merkitsevyyttä ensimmäiseen mittaukseen (alkuarvoon) verrattuna ja kauttaviivan jälkeinen tähtimerkintä tarkoittaa tilastollista merkitsevyyttä edelliseen mittaukseen verrattuna.

* = $p < .05$ ** = $p < .01$ *** = $p < .001$

Isometrinen polvenojennus

Voimamuutokset (N)

	100%	80%	60%
ennen	1118,60	1123,18	1025,51
jälkeen	1124,59	1075,87	888,17*
5 min	<u>1048,12*</u>	1098,83	942,68
2 t	<u>955,99*/*</u>	1024,77***	963,06
2 pv	1032,26	1031,08	987,88
4 pv	1049,18	1104,00	1028,55

IEMG-muutokset VL-lihaksessa (mVs)

	100 %	80 %	60 %
ennen	2,3561	2,4271	1,9800
jälkeen	2,854*	2,5588	2,6490*
5 min	<u>2,5325*</u>	2,7668*	2,9194***
2 t	2,1932	2,3770	<u>2,4606*/*</u>
2 pv	2,1854	2,2293	2,1191
4 pv	2,0927*	2,3735	2,0692

IEMG-muutokset VM-lihaksessa (mVs)

	100 %	80 %	60 %
ennen	2,1104	2,1821	1,9220
jälkeen	2,4813	2,4486	2,458**
5 min	2,2751	2,559*	2,653***
2 t	2,1253	2,2920	2,759**
2 pv	2,1746	<u>1,849*</u>	<u>2,055*</u>
4 pv	2,0557	2,0417	2,0604

IEMG/Voima-suhteen muutokset (VL) (%)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	117,18**	113,85*	152,22**
5 min	112,52*	122,22*	162,17***
2 t	111,66	109,82	<u>133,13*/*</u>
2 pv	93,12	101,68	<u>111,07*/*</u>
4 pv	92,42	99,24	107,46

IEMG/Voima-suhteen muutokset (VM) (%)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	116,27	122,26*	155,20***
5 min	115,54	119,09**	156,78***
2 t	120,35*	115,09*	158,82***
2 pv	107,00	<u>97,12*</u>	<u>115,58***</u>
4 pv	100,82	97,53	109,08

IEMG/Voima-suhteen muutokset (VL+VM) (%)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	122,14*	121,25**	119,58***
5 min	125,79*	124,62**	129,82***
2 t	125,31*	125,82**	131,01***
2 pv	125,56	123,67	128,43
4 pv	121,65	121	121,79

Teho-tiheysspektrin muutokset (VL) (Hz)

	100 %	80 %	60 %
ennen	94,5	92,2	91,9
jälkeen	89,3*	86,9	89,3
5 min	90	90,1	85,2
2 t	85,9	93,7	<u>95,8*</u>
2 pv	91,8	89,5	91,3
4 pv	97,6	88,3	77,8

Teho-tiheysspektrin muutokset (VM) (Hz)

	100 %	80 %	60 %
ennen	91,5	90,7	85,8
jälkeen	84,5*	80,7*	85,3
5 min	88,6	82,7	84,4
2 t	82,1	82,3	84,9
2 pv	86	84,3	85,3
4 pv	86,7	84,8	80,8

EMG-muutokset (%)

Kelkkamaksimihyppyjen muutokset (%)

Preaktivaatiovaihe (TA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	110,84	108,73	105,47
2 h	104,37	106,22	101,01
2 pv	121,45	110,99	103,13
4 pv	114,55	117,20	96,67

Preaktivaatiovaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	88,06	84,66	81,95
2 h	108,61	104,80	110,18
2 pv	<u>138,21*</u>	88,35	85,74
4 pv	127,00	111,58	100,30

(jatkuu)

Preaktivaativaihe (GA)				Preaktivaativaihe (VL)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	77,64	85,96	81,92	jälkeen	101,57	103,77	106,04
2 h	102,69	120,42	150,65	2 h	117,63	112,22	103,92
2 pv	207,90	95,82	88,54	2 pv	113,46	100,83	91,84
4 pv	182,96	126,44	127,30	4 pv	98,77	105,65	110,91
Preaktivaativaihe (VM)				Preaktivaativaihe (VL)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	117,83	132,71	103,40	jälkeen	101,57	103,77	106,04
2 h	114,34	127,77	115,37	2 h	117,63	112,22	103,92
2 pv	96,74	<u>102,11*</u>	<u>90,32*</u>	2 pv	113,46	100,83	91,84
4 pv	96,61	113,88	97,25	4 pv	98,77	105,65	110,91
Kelkkamaksimihyppyjen muutokset (%)							
Eksentrisen vaihe (TA)				Eksentrisen vaihe (SOL)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	122,37	117,24	112,44	jälkeen	102,63	82,54**	100,80
2 h	123,94	101,15	100,46	2 h	100,76	95,74	104,52
2 pv	112,19	109,52	108,52	2 pv	103,03	92,50*	102,98
4 pv	115,42	124,10	95,17	4 pv	99,62	95,54	108,67
Eksentrisen vaihe (GA)				Eksentrisen vaihe (VL)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	111,00	87,39	102,83	jälkeen	110,74	105,33	109,62
2 h	103,14	95,22	98,05	2 h	113,50	103,21	105,95
2 pv	104,29	91,81	96,40	2 pv	98,17	99,84	105,95
4 pv	107,20	90,23	102,02	4 pv	97,40	102,48	104,88
Eksentrisen vaihe (VM)				Eksentrisen vaihe (VL)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	140,32*	116,45*	108,54	jälkeen	110,74	105,33	109,62
2 h	121,54*	110,83	104,83	2 h	113,50	103,21	105,95
2 pv	<u>100,88*</u>	<u>95,36*</u>	97,53	2 pv	98,17	99,84	105,95
4 pv	101,44	97,45	93,16	4 pv	97,40	102,48	104,88
Kelkkamaksimihyppyjen muutokset (%)							
Konsentrisen vaihe (TA)				Konsentrisen vaihe (SOL)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	154,38	118,72*	120,65	jälkeen	118,44*	111,42*	118,86*
2 h	130,58	118,30	111,07	2 h	107,54*	98,71	105,66
2 pv	<u>110,25*</u>	104,91	139,05	2 pv	99,47	103,66	103,36
4 pv	124,57	127,56	119,09	4 pv	105,28	105,81	104,54
Konsentrisen vaihe (GA)				Konsentrisen vaihe (VL)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	100,20	90,62	93,94	jälkeen	120,00*	129,29*	121,18*
2 h	103,32	96,06	96,62	2 h	120,85**	116,75*	104,21
2 pv	100,18	98,88	88,77*	2 pv	114,14	117,56***	113,69
4 pv	102,19	95,83	87,99***	4 pv	110,26	120,85*	112,67

(jatkuu)

Konsentrinen vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	141,38***	138,84**	123,21*
2 h	117,14*	119,93	117,59*
2 pv	108,85	<u>98,85*</u>	111,55*
4 pv	108,22	<u>111,57*</u>	100,80

Väsytyssarjojen muutokset (%)

Preaktiivisuusvaihe (TA)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	102,42	82,50*	76,85**
3	98,80	75,13*	81,16**
4	101,41	75,26*	77,53**
5	<u>92,37*</u>	75,68*	80,50*
6		<u>81,79*</u>	80,68**
7		88,03	85,68*
8		81,71	92,66
9		94,56	93,89
10		100,29	111,70

Preaktiivisuusvaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	111,94	163,86	197,64
3	104,80	154,68	<u>138,44*</u>
4	118,42	145,62	155,85
5	103,12	<u>118,00*</u>	145,37
6		134,35	137,44
7		124,08	154,82
8		116,52	153,14
9		116,02	161,43
10		118,63	141,98

Preaktiivisuus (GA)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	88,11	171,36	233,39
3	87,75	164,00	136,90
4	94,76	<u>140,72*</u>	153,38
5	77,79*	100,67	132,46
6		102,48	105,17
7		106,37	115,48
8		90,74	123,47
9		90,70	122,50
10		98,77	93,48

Preaktiivisuus (VL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	158,42	190,08*	181,56*
3	151,35	181,70*	196,03*
4	144,75	<u>225,13**/*</u>	210,27**
5	140,65	<u>183,09*</u>	202,76***
6		182,25**	211,65***
7		189,37**	216,46**
8		174,10*	202,06**
9		153,94	204,75***
10		<u>174,08*</u>	215,69***

Preaktiivisuus (VM)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	192,04	260,07**	199,67
3	217,96	234,92*	215,47
4	251,35	251,12	<u>228,52*/*</u>
5	196,44	206,30*	221,47**
6		234,94**	204,65**
7		242,84**	213,74**
8		228,24*	224,32**
9		225,34**	221,68**
10		215,11	207,72*

Väsytyssarjojen muutokset (%)

Eksentrisen vaihe (TA)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	104,39	80,66*	78,29**
3	100,37	74,26**	80,30**
5	103,32	<u>79,50*</u>	76,13**
6		83,42	79,77*
8		85,48	90,11
9		<u>94,27**</u>	101,54
10		<u>114,87**</u>	<u>137,96*</u>

Eksentrisen vaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	111,10	104,70	102,31
3	105,34	105,34	104,23
5	<u>115,09*</u>	101,29	110,00
6		107,79	<u>118,89*/*</u>
8		105,68	121,84*
9		110,19	129,60**
10		109,28	141,82**

(jatkuu)

Eksentrisen vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	97,87	100,19	87,60
3	92,37	100,18	83,61*
4	92,76	<u>94,35*</u>	86,39
5	97,13	93,95	80,03*
6		93,27	84,37*
7		89,00**	83,48*
8		87,93*	84,03
9		88,41*	88,32
10		92,54	92,17

Eksentrisen vaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	109,89	97,03	95,42
3	103,53	97,55	96,83
4	108,18	102,59	103,45
5	109,85	103,31	102,74
6		108,39	<u>113,27*</u>
7		112,78	109,94
8		<u>104,01**</u>	116,92
9		<u>115,08*</u>	<u>136,87**</u>
10		<u>125,29*</u>	<u>149,67***</u>

Eksentrisen vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	115,99**	99,68	101,45
3	116,14	104,69	106,14
4	121,61*	98,37	105,78
5	129,30*	100,78	<u>116,49**</u>
6		108,79	119,73**
7		119,29*	126,70**
8		116,42*	136,68***
9		122,89*	143,37**
10		130,60	150,39***

Väsytyssarjojen muutokset (%)

Konsentrisen vaihe (TA)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	95,73	96,17	93,23
3	97,40	99,47	93,33
4	92,87	96,86	101,29
5	101,09	<u>102,43*</u>	96,93
6		105,89	98,35
7		104,59	112,91
8		104,96	104,17
9		106,61	119,11
10		123,14	136,38

Konsentrisen vaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	104,32	102,18	99,72
3	109,43	102,23	97,10
4	109,90	104,51	100,46
5	118,13	108,01	92,85
6		108,15	<u>104,82*</u>
7		111,83	116,29*
8		117,68**	117,63
9		<u>128,78***</u>	132,87*
10		127,14	<u>154,31**</u>

Konsentrisen vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	94,40	95,73*	98,57
3	96,11	97,34	90,14
4	94,79	96,00	93,13
5	99,14	92,08	89,24*
6		97,06	<u>94,88*</u>
7		99,11	97,14
8		98,84	93,76
9		98,71	100,48
10		102,75	109,41

Konsentrisen vaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	106,17	100,67	98,24
3	106,45	99,52	96,06
4	106,20	109,88	101,99
5	110,32*	<u>101,19*</u>	105,36
6		110,35	103,63
7		110,67	<u>121,61**</u>
8		119,43*	125,28
9		127,58**	142,73**
10		139,81	<u>174,42***</u>

(jatkuu)

Konsentriin vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	113,27*	105,68	113,20
3	116,93*	106,26	110,46
4	118,58*	104,59	118,58
5	<u>135,66**</u>	<u>114,96*</u>	117,25
6		118,57*	122,73*
7		122,74*	138,62**
8		125,39***	145,40**
9		<u>143,62***</u>	160,98**
10		164,00	<u>186,93***</u>

Pudotushyppyjen muutokset (%)

Preaktivaatiovaihe (TA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	98,01	104,53	90,38
2 h	95,46	<u>89,21*</u>	92,33
2 pv	95,02	96,08	99,16
4 pv	100,57	98,80	92,88

Preaktivaatiovaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	124,17	128,33	110,76
2 h	113,12	107,52	98,95
2 pv	98,02	100,85	92,54
4 pv	<u>116,89*</u>	<u>116,71*</u>	92,17

Preaktivaatiovaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	146,17*	135,77	125,50
2 h	116,55	<u>111,38**</u>	110,40
2 pv	114,47	105,66	99,34
4 pv	103,76	104,12	103,72

Preaktivaatiovaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	146,55*	166,99	128,19
2 h	129,77	<u>123,60*</u>	135,79
2 pv	127,21	120,54	115,02
4 pv	119,87	138,41	132,31

Preaktivaatiovaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	151,77*	150,81	125,67
2 h	143,61***	<u>130,71*</u>	127,72
2 pv	<u>113,91**</u>	<u>111,21*</u>	134,92
4 pv	110,16	131,49	105,00

Pudotushyppyjen muutokset (%)

Eksentriin vaihe (TA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	101,30	95,94	90,72
2 h	123,24	<u>82,87**</u>	89,26
2 pv	99,51	<u>96,25*</u>	104,87
4 pv	104,42	98,99	100,41

Eksentriin vaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	115,98	100,74	106,42
2 h	114,63	90,76*	113,67
2 pv	98,54	94,94	106,91
4 pv	110,21	102,92	100,25

Eksentriin vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	127,42*	115,62	115,01
2 h	117,87	<u>92,21**</u>	112,01
2 pv	93,35	94,09	101,00
4 pv	98,64	96,61	100,81

Eksentriin vaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	131,59	106,37	111,96
2 h	120,77	90,07	101,10
2 pv	119,63	88,75	111,58
4 pv	111,63	100,56	111,12

(jatkuu)

Eksentrisen vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	131,57*	106,07	112,19
2 h	140,47	85,32*†	109,02
2 pv	100,85	79,57*	112,89
4 pv	106,78	83,72*	98,36

Pudotushyppyjen muutokset (%)

Konsentrisen vaihe (TA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	119,75	137,06*	170,11*
2 h	119,34	95,23*	127,28
2 pv	107,44	99,30	142,50
4 pv	117,43	88,31	127,22

Konsentrisen vaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	121,16	123,43*	127,39
2 h	126,79*	105,44	124,84
2 pv	109,10	97,22	120,08
4 pv	110,64	105,47	112,54

Konsentrisen vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	117,38	113,09	101,44
2 h	119,14	99,73	96,08
2 pv	104,73	107,33	98,24
4 pv	110,09	100,39	102,46

Konsentrisen vaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	139,87**	168,64**	142,30
2 h	139,89	127,26*	113,66
2 pv	101,43	102,67	110,19
4 pv	95,00	102,06	117,74

Konsentrisen vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	127,34	169,07***	145,60
2 h	138,45	123,13*	119,45
2 pv	97,06*	97,42*	113,02
4 pv	91,72	118,26	115,48

Voimamuutokset (%)

Kelkkamaksimihyppy (%)

Eksentrisen vaihe

Voimantuottoaika

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	115,01**	106,48	110,80*
2 h	112,39**	97,72*	98,75*
2 pv	105,18	101,94	108,23
4 pv	107,45*	103,63	106,53

Voiman maksimiarvo

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	92,55	88,67	106,78
2 h	95,74	96,18	104,85
2 pv	102,74	103,65	96,36
4 pv	98,53	99,09	98,06

Konsentrisen vaihe

Voimantuottoaika

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	120,37***	118,06***	117,86***
2 h	107,95*	102,78***	101,62**
2 pv	103,18	103,98	105,95
4 pv	108,03*	105,00	104,65

Voiman maksimiarvo

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	92,12	89,07	84,88***
2 h	92,58*	100,29	96,54*
2 pv	98,33	97,99	91,72*
4 pv	97,24	98,70	97,14

(jatkuu)

Väsytyssarjat (%)**Eksentrisen vaihe****Voimantuottoaika**

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	104,32*	97,41	99,46
3	103,95	94,44*/*	97,82
4	107,68*	92,51*	95,11*
5	113,22**/***	94,95*	93,71*
6		95,25	95,70
7		95,88	99,32**
8		99,91	99,26
9		104,93**	102,93
10		106,42	113,14*/***

Voiman maksimiarvo

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	98,71	102,84	101,13
3	97,86	106,36	105,82**
4	94,51*/**	109,82	109,44*
5	94,09	108,39	110,72**
6		108,75	106,01*
7		108,72	105,42
8		105,90	105,40
9		101,69	103,31
10		101,05	98,15*

Konsentrisen vaihe**Voimantuottoaika**

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	104,56*	98,97	103,08
3	104,59*	100,84	103,03
4	109,74**/**	100,13	101,69
5	116,89**/*	101,69	100,41
6		104,00	105,18*
7		103,21	109,57
8		107,16	111,67
9		113,04**/**	117,35**
10		121,18***	134,24***/*

Voiman maksimiarvo

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	97,75	102,78	98,20
3	95,84**	105,20	100,50
4	91,71**/**	107,95	103,18
5	86,24***/*	106,49	103,84
6		104,50	100,46*
7		103,82	95,91**
8		99,30	98,73
9		95,16	91,67
10		90,00	82,51**/***

Pudotushyppy (%)**Eksentrisen vaihe****Voimantuottoaika**

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	102,82	93,94	132,22
2 h	111,17	94,77	105,87
2 pv	103,25	103,45	111,48
4 pv	105,01	101,95	109,71

Voiman maksimiarvo

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	96,32	95,13	84,22*
2 h	103,30	104,08*	90,93*
2 pv	103,66	98,28	96,97
4 pv	97,24	98,73	90,57*/*

Konsentrisen vaihe**Voimantuottoaika**

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	109,24	123,82**	197,08
2 h	113,31	103,58**	118,17
2 pv	102,18	105,70	114,24
4 pv	105,18	103,89	113,63

Voiman maksimiarvo

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	101,06	97,40	80,16
2 h	98,19	98,86	94,67
2 pv	96,79	97,68	89,93
4 pv	98,63	98,10	92,61

EMG/Voima -suhteen muutokset (%)**Kelkkamaksimihyppy (%)****Eksentrisen vaihe (SOL)**

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	116,88	89,99	117,72
2 t	109,72	106,43	101,23
2 pv	103,17	100,59	110,92
4 pv	102,95	105,12	110,42

Eksentrisen vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	126,02	92,80	120,57
2 t	110,99	108,18	94,40
2 pv	104,59	98,58	103,39
4 pv	112,32	97,99	103,86

(jatkuu)

Eksentrisen vaihe (VL)				Eksentrisen vaihe (VM)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	125,37	117,04	128,71	jälkeen	159,78*	129,14*	127,57
2 t	121,24*	110,98	<u>105,28*</u>	2 t	131,21**	119,14	102,35
2 pv	<u>98,81*</u>	108,68	115,79	2 pv	<u>102,14**</u>	<u>102,43*</u>	104,70
4 pv	99,48	114,50	108,74	4 pv	103,58	108,98	95,30

Konsentrisen vaihe (SOL)				Konsentrisen vaihe (GA)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	141,81**	135,68***	144,67**	jälkeen	118,51***	110,03	113,51
2 t	<u>117,40*/*</u>	<u>102,50**</u>	<u>111,28*</u>	2 t	112,27*	98,28	101,53
2 pv	<u>101,21*</u>	106,48	111,17	2 pv	101,61	101,00	93,97
4 pv	108,07	111,90	108,06	4 pv	105,46	100,71	90,23*

Konsentrisen vaihe (VL)				Konsentrisen vaihe (VM)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100	ennen	100	100	100
jälkeen	144,90**	160,32**	147,02**	jälkeen	169,45***	170,32***	150,14***
2 t	<u>132,24**/*</u>	<u>119,85**</u>	<u>109,88*</u>	2 t	<u>128,51*/*</u>	<u>124,00**</u>	123,76*
2 pv	117,50	119,37***	123,08	2 pv	<u>111,21*</u>	101,16	119,09*
4 pv	113,35	126,25*	117,32	4 pv	110,79	116,74	103,80

EMG/Voima-suhteen muutokset Väsytyssarjat (%)

Eksentrisen vaihe (SOL)				Eksentrisen vaihe (GA)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
1	100	100	100	1	100	100	100
2	113,84	103,78	104,18	2	100,37	100,09	88,16
3	109,42	101,40	104,32	3	95,90	<u>96,83*</u>	82,73*
4	117,10	96,26	104,73	4	100,73	<u>89,97*/*</u>	82,76*
5	<u>133,31*/*</u>	97,75	104,96	5	<u>111,55*</u>	90,93	76,26*
6		103,61	<u>115,27*</u>	6		90,85	81,08*
7		<u>98,51*</u>	119,52*	7		85,39**	83,39*
8		104,77	118,17**	8		88,09*	82,51
9		<u>113,96*/*</u>	<u>131,61**/*</u>	9		92,28	<u>89,81*</u>
10		116,56**	<u>154,72***/*</u>	10		100,03	<u>101,11**</u>

Eksentrisen vaihe (VL)				Eksentrisen vaihe (VM)			
	100 %	80 %	60 %		100 %	80 %	60 %
1	100	100	100	1	100	100	100
2	113,04	97,46	96,45	2	119,28**	100,16	102,99
3	107,25	94,60	96,32	3	120,85*	102,42	106,23
4	<u>117,21*</u>	98,15	99,50	4	131,96**	94,26	101,69
5	126,95*	99,56	98,30	5	<u>149,87**/*</u>	97,23	<u>111,02*</u>
6		104,75	<u>110,12*</u>	6		105,01	116,30
7		108,05	109,95	7		113,65*	127,05*
8		103,33	117,08	8		115,23*	136,48*
9		<u>119,43*/*</u>	<u>140,33*/*</u>	9		<u>127,15*/*</u>	146,46**
10		<u>134,24***/*</u>	<u>166,66***/*</u>	10		139,73***	<u>167,01**/*</u>

(jatkuu)

Konsentrinen vaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	107,76	101,09	102,34
3	<u>115,62*</u>	103,73	99,37
4	<u>121,83***</u>	103,83	101,32
5	<u>140,72**</u>	106,65	92,00
6		108,83	<u>107,57**</u>
7		112,46	<u>124,42*</u>
8		<u>120,98**</u>	128,80
9		<u>137,19**</u>	<u>150,85*</u>
10		<u>146,05***</u>	<u>199,34**</u>

Konsentrinen vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	97,50	94,53	100,96
3	101,84	97,93	92,67
4	105,31	94,62	93,52
5	<u>118,17**</u>	91,14	88,74
6		97,09	<u>98,03**</u>
7		98,85	104,82
8		100,86	102,05
9		104,63	114,20
10		<u>117,91*</u>	<u>140,91**</u>

Konsentrinen vaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	109,50	99,10	101,41
3	<u>112,42*</u>	101,03	99,10
4	<u>117,62*</u>	109,16	102,75
5	<u>131,81**</u>	100,41	104,59
6		111,53	107,27
7		111,39	<u>131,74**</u>
8		<u>123,34*</u>	137,43
9		<u>137,28**</u>	<u>162,21**</u>
10		<u>162,11***</u>	<u>223,00***</u>

Konsentrinen vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	<u>117,13*</u>	104,18	117,10
3	<u>124,08**</u>	106,50	114,05
4	<u>131,96***</u>	103,95	120,12
5	<u>162,80***</u>	<u>113,84*</u>	117,50
6		119,12	127,36
7		<u>122,56*</u>	<u>150,75*</u>
8		<u>129,43**</u>	<u>161,16*</u>
9		<u>153,76**</u>	<u>182,30**</u>
10		<u>188,12**</u>	<u>242,75***</u>

EMG/Voima -suhteen muutokset (%)

Pudotushyppy (%)

Eksentrisen vaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	<u>119,98*</u>	106,37	123,97
2 t	119,34	91,89	120,95
2 pv	99,43	98,32	110,54
4 pv	115,48	103,33	101,93

Eksentrisen vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	<u>131,29**</u>	121,93	<u>133,44**</u>
2 t	121,58	<u>93,48**</u>	<u>116,83*</u>
2 pv	94,29	97,67	104,09
4 pv	102,88	97,06	103,01

Eksentrisen vaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	138,95	112,12	130,71
2 t	125,31	90,81	104,91
2 pv	121,59	92,97	115,09
4 pv	116,99	101,75	112,90

Eksentrisen vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	<u>136,11*</u>	111,75	131,56
2 t	146,20	<u>86,17**</u>	114,95
2 pv	102,45	<u>82,54*</u>	118,92
4 pv	113,46	<u>85,04*</u>	101,84

Konsentrinen vaihe (SOL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	122,14	<u>131,64**</u>	<u>197,44*</u>
2 t	126,06	<u>100,62**</u>	160,74
2 pv	114,42	102,29	165,80
4 pv	113,53	107,35	145,91

Konsentrinen vaihe (GA)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	117,73	121,99	160,04
2 t	118,43	<u>94,64*</u>	115,82
2 pv	108,99	<u>111,78*</u>	133,38
4 pv	115,26	103,58	131,33

Konsentrinen vaihe (VL)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	<u>142,01*</u>	<u>179,87**</u>	217,02
2 t	138,35	<u>120,66**</u>	144,57
2 pv	104,52	108,37	144,83
4 pv	99,69	103,25	148,71

Konsentrinen vaihe (VM)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	128,63	<u>185,88**</u>	<u>227,58*</u>
2 t	138,45	<u>118,10**</u>	155,39
2 pv	<u>102,73*</u>	102,25	145,33
4 pv	95,44	122,79	145,47

(jatkuu)

Veriarvomuutokset (%)**Laktaatti (%)**

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	301,96***	391,94***	444,21***
5 min	325,03***^r	403,60***	411,52***
2 t	103,08***	122,76***	106,89***
2 pv	74,76*	123,67	90,38
4 pv	85,60	114,84	85,53

Kreatiiniinaasi (%)

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	110,82*	110,51*	196,82
2 t	119,65***^r	115,43*	150,94*
2 pv	241,42	192,91	198,12*^r
4 pv	214,39	129,90	120,81

EMG-aktiivisuus kokonaismuutokset (%)**Kelkkamaksimihyppy (%)****Eksentrisen vaihe**

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	120,37*	101,66	106,66
2 t	113,20	100,45	102,72
2 pv	100,65	95,59	101,19
4 pv	102,02	99,02	98,74

Konsentrisen vaihe

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	121,48**	118,07**	113,98
2 t	112,37**	108,27	106,01
2 pv	105,22	104,72	105,45
4 pv	106,81	109,45	101,74

Kokonaismuutos

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	120,70***	110,47*	109,87**
2 t	112,27**	104,52	104,03
2 pv	103,27	100,51	102,61
4 pv	104,53	104,61	100,00

Pudotushyppy (%)**Eksentrisen vaihe**

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	122,90*	105,03	106,73
2 t	123,01	88,11*	102,58
2 pv	101,67	88,03*	105,60
4 pv	106,59	93,67	98,75

Konsentrisen vaihe

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	124,04	138,12***	129,44
2 t	129,35	108,80	110,52
2 pv	100,79	99,23	108,94
4 pv	99,58	101,51	110,20

Kokonaismuutos

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	120,88*	119,24***	113,48*
2 t	123,96	97,08	99,93
2 pv	100,13	92,88	102,26
4 pv	102,39	96,07	99,78

Väsytyssarjat (%)**Eksentrisen vaihe**

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	109,08*	97,23	93,33*
3	105,07	97,46	95,04
4	108,43	95,69	98,03
5	113,11	97,39	99,27
6		102,79	105,40
7		105,74	106,74
8		102,26	112,01*
9		109,69	123,26*
10		118,60**	136,02***

Konsentrisen vaihe

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	103,93	100,53	100,44
3	106,45	99,93	96,65
4	106,02	102,59	101,94
5	114,13**	102,26	99,62
6		107,43	104,13
7		109,71	116,70*
8		114,00**	117,33
9		121,87***	131,07**
10		130,60***	152,21***

(jatkuu)

Kokonaismuutos

	100 %	80 %	60 %
1	100	100	100
2	106,09*	98,99	96,92
3	105,86*	98,54	95,61
4	107,00**	99,16	100,20
5	113,69***	99,64	99,34
6		104,94	104,37
7		107,21	112,07
8		108,33*	114,45
9		116,13***	127,26*
10		124,85***	143,92***

Lentoaika pudotushyppyssä

	100 %	80 %	60 %
ennen	100	100	100
jälkeen	104,29	96,87	77,30***
2 t	99,69	103,17	93,80**
2 pv	99,65	99,00	90,65**
4 pv	100,61	100,93	93,50*