

**KOKO KEHOON KOHDISTUVAN PITKÄAIKAISEN  
TÄRINÄN VAIKUTUKSET HERMOLIHAS-  
JÄRJESTELMÄÄN**

Anni Hakkarainen

Pro Gradu –tutkielma

Kevät 2008

Liikuntabiologian laitos, Vuotech

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat:

Vesa Linnamo ja

Jukka Salmi

## TIIVISTELMÄ

Hakkarainen, Anni 2008. Koko kehoon kohdistuvan pitkäaikaisen tärinän vaikutukset hermolihasarjelmään. Liikuntabiologian laitos, Vuotech, Jyväskylän yliopisto. Biomekaniikan pro gradu –tutkielma, 78 s.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää pitkäkestoisen (30 minuuttia) ja matalataajuisen (5-10 Hz) kokokehontärinän vaikutusta hermolihasarjelmään. Koska pitkäkestoisen kokokehontärinän tiedetään aiheuttavan väsymyksen oireita ja väsymyksen hermostollisen vasteen alenemista, haluttiin selvittää aiheuttaako pitkäkestoinen tärinäaltistus samankaltaisia muutoksia. Yleisin kokokehontärinän terveyshaitta on selkäkipu. Tästä syystä haluttiin myös selvittää aiheuttaako kokokehontärinä selän lihaksien väsymistä, jota tutkittiin mittaamalla selän lihasaktiivisuutta elektromyografian (EMG) avulla ennen ja jälkeen altistuksen. Koehenkiöiksi mittauksiin osallistui 20 tervettä miestä, jotka eivät aikaisemmassa työssään olleet altistuneet käsi- tai kokokehontärinälle. 10 miestä muodostivat kontrolliryhmän (KR), jota ei altistettu kokokehontärinälle vaan he istuivat 30 minuuttia ja 10 miehestä koostuva tärinäryhmä (TR) altistettiin 30 minuutin kestoiselle kokokehontärinälle. Hermolihasarjelmän toiminnasta saatiin tietoa mittaamalla maksimaalista nilkan ojentajan voimaa (MVC) ja sen aikaista lihasaktiivisuutta soleus-lihaksesta (EMG) avulla. Lisäksi käyttämällä sähköistä stimulaatiota saatiin mitattua  $\alpha$ -motoneuronialtaan herkkyyttä (H-refleksi), hermolihasarjelmän johtumisominaisuuksia (M-aalto) sekä tahdonalaisen aktiivisuuden vaikutusta voimantuottoon (V-aalto). Selästä (m. multifidus) EMG:tä rekisteröitiin staattisen selän ojennuksen ajalta. Mittaukset suoritettiin sekä ennen että jälkeen altistuksen. Tärinäaltistuksen aikana mitattiin kiihtyvyyksiä kolmiakselisilla kiihtyvyyssantureilla koehenkiöistä otsasta ja lantiosta sekä tärinäpenkin istuimesta, jotta saatiin selville tärinän väimeneminen tai voimistuminen kehossa.

Matalataajuinen 30 minuutin kestoisen kokokehontärinä ei aiheuttanut suuria muutoksia tuloksiin. Nilkan ojentajan MVC aleni kummassakin ryhmässä, mutta tärinäryhmässä tilastollisesti merkitsevästi (TR:  $-3,0 \pm 4,7$  % ( $p < 0,05$ ) ja KR:  $-4,7 \pm 14,2$  %). MVC:n aikaisen soleus-lihaksesta mitatun elektromyografian keskimääräisen amplitudin (aEMG) suhteellinen muutos oli tärinäryhmässä  $1,7 \pm 19,5$  % ja kontrolliryhmässä  $-4,4 \pm 22,7$  % sekä median frequencyn (MF) muutos tärinäryhmässä  $-5,6 \pm 6,6$  % ja kontrolliryhmässä  $-7,3 \pm 12,6$  %. Sentraalisia muutoksia selvittämään käytettiin apuna H-refleksin ja V-aallon tuloksia. H-refleksi -arvot ( $H_{max}/M_{max}$ ) nousivat kummassakin ryhmässä (TR:  $12,9 \pm 22,5$  % ja KR:  $15,7 \pm 27,3$  %).  $V/M_{max}$ -suhde laski TR:ssä  $-2,7 \pm 58,5$  % ja nousi KR:ssä  $34,5 \pm 20,8$  % ( $p < 0,05$ ). Aktiivaatiotaso parani tärinäryhmässä, muttei kontrolliryhmässä (TR:  $2,2 \pm 5,4$  %, KR:  $-3,3 \pm 14,3$  %). Perifeerisiä muutoksia selvittämään käytettiin apuna M-aallon ja passiivisen lihasnykäyksen tuloksia. M-aallon amplitudi kasvoi kummassakin ryhmässä, mutta tärinäryhmässä tilastollisesti merkitsevästi (TR:  $4,9 \pm 5,8$  % ( $p < 0,05$ ) ja KR:  $2,9 \pm 7,8$  %). Myös M-aallon kesto kasvoi kummassakin ryhmässä ( $9,5 \pm 7,7$  % ja KR:ssä  $5,7 \pm 12,7$  %). M-aallon latenssijassa muutokset jäivät hyvin pieniksi. Passiivisen lihasnykäyksen (passive twitch) maksimi-voima laski sekä TR:ssä  $-1,3 \pm 10,1$  % että KR:ssä  $-0,9 \pm 5,3$  %. Selän multifiduslihaksesta rekisteröidyn EMG:n (staattisen selän ojennuksen ajalta) aEMG:ssä ei havaittu selviä muutoksia ja tuloksissa tapahtui suurta vaihtelua. TR:ssä MF-arvot olivat suurempia tärinäaltistuksen jälkeen, mutta kuormien väliset erot olivat pieniä. KR:ssä MF:n kasvu altistuksen jälkeen oli sitä voimakkaampaa mitä suurempi kuorma oli kyseessä. Varsinkin 10 kg:n kuormalla kasvu oli selkeintä ( $p < 0,05$ ). Korrelaatioissa huo-

mattiin MVC:n ja RPE:n suhteellisten muutosten välinen yhteys ( $p < 0,05$ ). Matalin tärinäaltistuksen aikainen kiihtyvyys (RMS) havaittiin istuimen penkistä ( $1.11 \pm 0.17 \text{ m/s}^2$ ), joka oli merkitsevästi alhaisempi ( $p < .001$ ) kuin lantiosta ( $1.52 \pm 0.25 \text{ m/s}^2$ ) ja ( $p < .05$ ) päästä ( $1.21 \pm 0.20 \text{ m/s}^2$ ) mitattu kiihtyvyys.

Tutkimustulosten perusteella voidaan olettaa, että 30 minuutin kestoinen kokokehontärinä saattaa aiheuttaa väsymistä hermolihaskäytössä ja väsymystä tapahtuisi enemmän hermolihaskäytön perifeerisissä kuin sentraalisissa osissa. Tätä tulosta tukee nilkan ojentajan MVC:n heikentyminen tärinäaltistuksen jälkeen sekä muutokset M-aallossa. Lisäksi lisääntynyt aktivaatio tärinän jälkeen ei viittäisi sentraaliseen väsymiseen. Selvää tietoa lihasväsymyksestä selän lihaksissa ei saatu tutkimustulosten perusteella. RMS-tulosten perusteella voitiin päätellä, että tehokkaampaa ja totuuden mukaisempaa on mitata kiihtyvyyttä suoraan ihmisestä lantion seudulta kuin penkistä.

Avainsanat: kokokehontärinä, hermolihaskäytelmä, sentraalinen ja perifeerinen väsyminen

## ABSTRACT

Hakkarainen, Anni 2008. Long term whole body vibration: Effects on neuromuscular system. Department of Biology of Physical Activity, Vuotech, University of Jyväskylä. Master's Thesis of Biomechanics, 78 pp.

The purpose of the study was to investigate the effects of long term (30 minutes) and low frequency Whole Body Vibration (WBV) on neuromuscular system. It is known that WBV causes fatigue to a subject and fatigue decreases neural response. Therefore it was investigated if WBV would lead to similar kind of changes. It is also known that WBV causes back pain. Thereby another purpose was to examine if vibration exposure causes alternations in electromyography (EMG) recorded from back muscles (m. multifidus). Measurements were carried out with 20 healthy subjects who hadn't been exposed to WBV or hand vibration at previous jobs. 10 subjects formed vibration group (A) and 10 subjects formed control group (B). Both groups performed the same tests except the vibration group sat 30 minutes on a vibration bench and control group the same time without vibration exposure on the same bench. Function of the neuromuscular system was measured by means of plantar flexor MVC and EMG recordings during MVC (m. soleus). Also by using electrical stimulation excitability of the motor neuron pool (H-reflex), neuromuscular propagation (M-wave) and level of voluntary activation in strength gain (V-wave) were measured. EMG was recorded from back muscles (m. multifidus) during static back extension. All measurements were done before and after the exposures. Vibration values (RMS) were measured using tri-axial accelerometers during WBV from forehead and pelvis of test subjects and also from the seat of the vibration bench.

The low frequency WBV exposure (30 minutes) didn't show clear changes. Plantar flexor MVC decreased in both groups, but in (A) change was significant (A:  $-3,0 \pm 4,7$  % ( $p < 0,05$ ) and B:  $-4,7 \pm 14,2$  %). The average amplitude of EMG (aEMG) during MVC (m. soleus) increased in (A)  $1,7 \pm 19,5$  % and decreased in (B)  $-4,4 \pm 22,7$  %. The median frequency (MF) during MVC (m. soleus) decreased in (A)  $-5,6 \pm 6,6$  % and in (B)  $-7,3 \pm 12,6$  %. To get more information about central fatigue, results of H-reflex and V-wave were used. H-reflex ( $H_{max}/M_{max}$ ) improved in both groups (A:  $12,9 \pm 22,5$  %, B:  $15,7 \pm 27,3$  %).  $V/M_{max}$  decreased in both groups, but in (B) the change was significant (A:  $-2,7 \pm 58,5$  % and B:  $-34,5 \pm 20,8$  %  $p < 0,05$ ). Activation improved after vibration exposure (A:  $2,2 \pm 5,4$  %) and decreased in control group (B:  $-3,3 \pm 14,3$  %). To get more information about peripheral fatigue, results of M-wave and passive twitch were used. Amplitude of  $M_{max}$ -wave increased in (A)  $4,9 \pm 5,8$  % ( $p < 0,05$ ) and decreased in (B)  $-2,9 \pm 7,8$  %. Duration of the M-wave increased in both groups (A:  $9,5 \pm 7,7$  %, B:  $5,7 \pm 12,7$  %), but changes in the latency time of M-wave were small. Maximal force of the passive twitch increased in both groups (A:  $-1,3 \pm 10,1$  % and B:  $-0,9 \pm 5,3$  %). aEMG results (m. multifidus) during static back extension didn't show any clear changes. MF (m. multifidus) during static back extension increased in both groups. There were no clear changes between loads in (A) with loads of 0, 5 and 10 kg. In (B) MF increased along with the load and changes were significant with load of 10 kg ( $p < 0,05$ ). Statistically significant relationship between MVC and RPE relative changes was found in this study. The lowest acceleration (RMS) was observed from the seat pad ( $1.11 \pm 0.17$  m/s<sup>2</sup>) which was significantly lower ( $p < .001$ ) than from pelvis ( $1.52 \pm 0.25$  m/s<sup>2</sup>) and ( $p < .05$ ) from forehead ( $1.21 \pm 0.20$  m/s<sup>2</sup>).

According to the results it can be assumed that WBV (30 minutes) may cause fatigue in neuromuscular system and changes may rather occur in peripheral parts of the neuromuscular system than in the central parts. This assumption supports decreases in MVC and changes in M-wave behavior after the vibration exposure. Increased activation was observed after vibration which doesn't indicate fatigue of central nervous system. This study didn't offer any clear evidence about fatigue of back muscles caused by WBV. According to the results of RMS it was assumed that more efficient placement to measure vibration is from the pelvis area than from the seat.

Keywords: Whole body vibration (WBV), neuromuscular system, central and peripheral fatigue

## LYHENTEET

MVC	maksimaalinen tahdonalainen voimantuotto
EMG	elektromyografia
aEMG	elektromyografian keskimääräinen amplitudi
MF	Median Frequency, tehotiheysspektrin taajuuskomponentti
TVR	Tonic Vibration Reflex, tooninen värinärefleksi
RPE	Rating of Perceived Exertion, kuormittuneisuuden arviointi
RMS	Root Mean Square, kiihtyvyyden (värinän) tehollisarvo
TR	värinäryhmä
KR	kontrolliryhmä (ei värinäaltistusta)

## SISÄLLYS

<b>1 JOHDANTO .....</b>	<b>10</b>
<b>2 TÄRINÄ .....</b>	<b>11</b>
2.1 TÄRINÄÄN LIITTYVIÄ MUUTTUJIA.....	11
2.1.1 Kiihtyvyys, taajuus ja amplitudi.....	11
2.1.2 RMS-arvo .....	11
2.1.3 Tärinän suunnat.....	12
<b>3 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄ .....</b>	<b>13</b>
3.1 HERMOSTON RAKENNE JA TOIMINTA .....	13
3.1.1 Hermosto.....	13
3.1.2 Hermosolu.....	13
3.1.3 Motorinen yksikkö.....	14
3.1.4 Lihaksen rakenne .....	15
3.1.5 Lihassupistus.....	15
3.2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINNAN MITTAAMINEN.....	16
3.2.1 EMG.....	16
3.2.2 H-refleksi ja M-aalto .....	18
3.2.3 $H_{max}/M_{max}$ –suhde.....	19
3.2.4 V-aalto .....	20
3.3 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMINEEN .....	21
3.3.1 Sentraalinen väsymys.....	21
3.3.2 Perifeerinen väsymys .....	22
<b>4 SELÄN KUORMITUS.....</b>	<b>24</b>
4.1 SELKÄRANGAN RAKENNE .....	24
4.2 SELKÄYDIN.....	26
4.3 SELKÄKIPU .....	28
4.4 ISTUMISEN KUORMITTAVUUS SELÄLLE .....	28
4.5 KOKOKEHONTÄRINÄN KUORMITTAVUUS SELÄLLE .....	29

<b>5 TÄRINÄN VAIKUTUS IHMISEEN .....</b>	<b>30</b>
5.1 TERVEYSHAITAT .....	31
5.2 TÄRINÄN VAIKUTUS HERMOLIHASJÄRJESTELMÄÄN .....	33
5.2.1 Voimantuoton paraneminen.....	34
5.2.2 Voimantuoton heikentyminen.....	36
5.3 TÄRINÄN VAIKUTUS VERENKIERTOON .....	38
<b>6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....</b>	<b>39</b>
<b>7 MENETELMÄT .....</b>	<b>40</b>
7.1 KOEHENKILÖT .....	40
7.2 MITTAUSPROTOKOLLA .....	41
7.3 MITTAUKSET .....	42
7.3.1 Maksimaalinen tahdonalainen nilkan ojennus .....	42
7.3.2 EMG.....	42
7.3.3 H-refleksi .....	44
7.3.4 M-aalto.....	45
7.3.5 V-aalto ja aktivaatiotaso.....	45
7.3.6 Passiivinen lihasnykäys .....	47
7.3.7 RPE .....	48
7.3.8 Tärinäaltistus .....	48
7.4 TILASTOLLINEN ANALYYSI .....	49
<b>8 TULOKSET .....</b>	<b>50</b>
8.1 MAKSIMAALINEN TAHDONALAINEN NILKAN OJENNUS (MVC).....	50
8.2 MVC:N AIKAINEN AEMG .....	50
8.3 MVC:N AIKAINEN MF .....	51
8.4 H-REFLEKSI .....	52
8.5 M-AALTO.....	53
8.5.1 M <sub>max</sub> -aallon amplitudi.....	53
8.5.2 M <sub>max</sub> -aallon latenssi.....	53
8.5.3 M <sub>max</sub> -aallon kesto.....	54



8.6 V-AALTO .....	54
8.7 AKTIVAATIOTASO.....	55
8.8 PASSIIVINEN LIHASNYKÄYS .....	56
8.9 SELÄN STAATTINEN OJENNUS .....	57
8.9.1 <i>aEMG</i> .....	57
8.9.2 <i>MF</i> .....	58
8.10 KIIHTYVYYS (RMS) .....	59
8.11 RPE.....	60
8.12 KORRELAATIOT .....	61
8.12.1 <i>MVC/RPE</i> .....	61
8.12.2 <i>V/Mmax/RPE</i> .....	63
<b>9 POHDINTA.....</b>	<b>64</b>

## 1 JOHDANTO

Tärinädirektiivi 2002/44/EY asettaa raja-arvot työntekijöihin kohdistuvalle keho- ja käsitärinälle sekä määrittää työnantajan ja työntekijän vastuut tärinän seurannassa ja torjunnassa. Kehotärinän raja-arvo (8 tunnin vertailuajaksi standardoitu altistus) päivittäisessä altistuksessa on  $1,15 \text{ m/s}^2$  (RMS) ja toiminta-arvo  $0,5 \text{ m/s}^2$  (RMS). Työnantajan on riskienarvioinnissa otettava huomioon vaihtoehtoiset työvälineet, jotka on suunniteltu vähentämään tärinälle altistumisen tasoa. Tärinän mittaus ja vaikutusten arviointi työkoneissa ”TÄRVIÖ” on tutkimusprojekti, jonka tavoitteena on mitata ihmiseen kohdistuvia kokokehontärinöitä EU-direktiivin puitteissa. Tämän tutkielman tarkoituksena onkin selvittää kokokehontärinän kuormittavuutta ihmisessä käyttämällä direktiivin määrittämiä tärinäarvoja. TÄRVIÖ-tutkimusprojektin yhteydessä toteutettava pro gradu –tutkielman tilaajana toimi Oulun Yliopiston Mittalaitelaboratorio (MILA). Projektin muita yhteistyökumppaneita ovat Tekes, Kajaanin ammattikorkeakoulu, Ponsse Oyj, Sunit Oy ja Ebsolut Oy.

Kehotärinälle altistumisesta puhutaan silloin, kun tärinä siirtyy alustan kautta kehoon lattian, istuinosan tai selkänöjan välityksellä. Ihmisen vaste tärinäkuormalle riippuu pääosin kolmesta tekijästä: amplitudista, taajuudesta ja lihas- tai niveljäykkyydestä. Tärinän on esitetty aiheuttavan väsymisen oireita ja näin ollen voimantuoton alenemista. Tärinän tiedetään kuitenkin myös aikaansaavan tärinärefleksejä (TVR), joilla on havaittu olevan positiivisia vaikutuksia, kuten esimerkiksi parannusta voimantuotossa sekä osteoporoosiin sairastumisen ehkäisyssä. Positiivisten vasteiden tapauksissa tärinäaltistus on kuitenkin ollut suurempitaajuisia, kuin tässä tutkielmassa käytettävä tärinäaltistus. Tutkimuksessa onkin tarkoituksena selvittää tapahtuuko 30 minuutin matalataajuisen (5-10 Hz) tärinäaltistuksen seurauksena muutoksia hermolihaksjärjestelmän toiminnassa ja ovatko muutokset sentraalisia vai perifeerisiä. Yleisin raportoitu terveyshaitta metsä- ja rakennuskoneiden kuljettajilla on selkäkipu. Tämän vuoksi halutaan lisäksi selvittää tapahtuuko selän lihaksissa väsymistä. Koska tärinän vasteiden määrittämiseen on oletettu liittyvän myös psykologiset vasteet, haluttiin tärinäaltistuksen aikana koehenkilöiden arvioivan omaa kuormittuneisuuden tilaa.

## 2 TÄRINÄ

Tärinä on mekaanista liikettä, joka värähtelee tietyn pisteen ympärillä. Se on yksi muoto mekaanista aaltoa ja kuten kaikki aallot se kuljettaa energiaa. Tärinä tarvitsee mekaanisen rakenteen, jonka läpi se voi liikkua. Tämä rakenne voi olla osa konetta, ajoneuvoa, työkalua tai jopa ihmistä. (Mansfield, 2005)

### 2.1 Tärinään liittyviä muuttujia

#### 2.1.1 Kiihtyvyys, taajuus ja amplitudi

Yksinkertaisin aaltotyyppi (siniaalto) esitetään matemaattisesti seuraavasti:

$$a(t) = A \sin(2\pi f t),$$

jossa  $a(t)$  on kiihtyvyys (mittayksikkö  $\text{m/s}^2$ ) ajan hetkellä  $t$ . Tällä aallolla on taajuus  $f$ , joka ilmoittaa yhden sekunnin aikana tapahtuvien liikejaksojen määrän, mittayksikkönä käytetään hertziä [Hz]. Joten taajuuden noustessa, yhden syklin käyttämä aika vähenee. (Mansfield, 2005) Aallon voimakkuutta mitataan amplitudilla ( $A$ ) ja sen perusyksikkö on metri [m] (Bruel & Kjaer, 1982).

#### 2.1.2 RMS-arvo

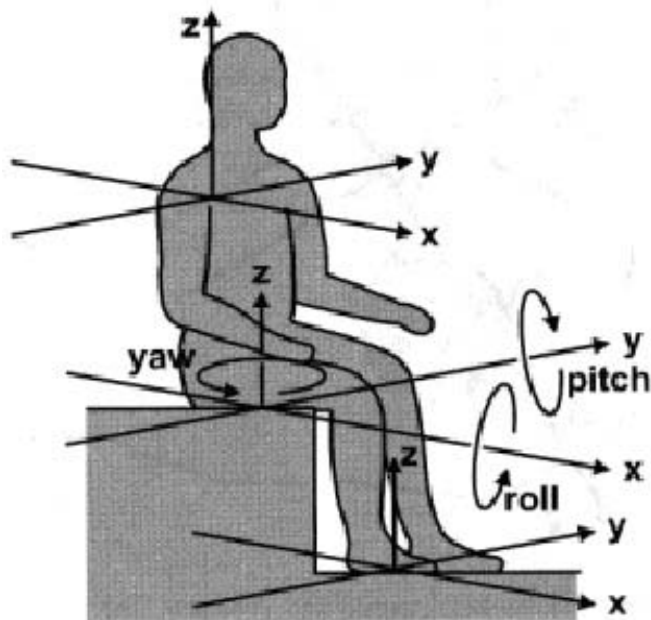
RMS-arvo on oleellisin tapa ilmoittaa tärinän voimakkuutta, koska se ottaa huomioon aallon edeltävän historian ja antaa amplitudille arvon, mikä viittaa suoraan energiamäärään ja näin ollen myös tärinän haitallisuuteen (Bruel & Kjaer, 1982). Tehollisarvo voidaan laskea kaavalla:

$$\text{Tehollisarvo} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt}$$

### 2.1.3 Tärinän suunnat

Tärinä voi esiintyä missä tahansa suunnassa. Koko kehon tärinässä eteen-taakse –suuntainen liike (tärinä) on määritelty x-akselilla, lateraali y-akselilla ja vertikaali z-akselilla tapahtuvaksi liikkeeksi (Kuva 1). (Mansfield, 2005)

Tärinäksi voidaan myös määritellä akseleiden ympärillä tapahtuvaa liikettä. *Roll* tarkoittaa pyörimisliikettä x-akselin, *Pitch* y-akselin ja *Yaw* z-akselin ympärillä (Kuva 1). (Mansfield, 2005)



KUVA 1. Tärinän suunnat. (Mansfield, 2005)

## **3 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄ**

Hermolihasjärjestelmällä on huomattava mukautumiskyky, tosin pitkään on myös tiedetty, että hermostolla on alhainen uusiutumiskyky. Esimerkiksi perifeerisen hermon vaurioituessa toipumista voi tapahtua. Vakava vaurio voi johtaa suoraan hermon surkastumiseen. (Enoka, 2002)

### **3.1 Hermoston rakenne ja toiminta**

#### **3.1.1 Hermosto**

Anatomisesti hermosto jaetaan keskushermostoon ja ääreishermostoon. Keskushermosto eli sentraalinen hermosto on kallon ja selkärangan muodostaman luisen suojuksen sisällä. Siihen kuuluvat aivot ja selkäydin. Kummallakin on sekä somaattisia että autonomisia toimintoja. Ääreishermostoon eli perifeeriseen hermostoon kuuluvat aivohermot ja selkäydinhermot sekä autonomisen hermoston perifeeriset osat. Aivojen liiketoiminnot eli motoriset toiminnot ovat tarpeen lihasten säätelyssä. Aivo- ja selkäydinhermojen tyvessä olevat  $\alpha$ -motoneuronit ohjaavat lihasten toimintaa. Sensoriset hermot taas tuovat tietoa keskushermostolle aistielimistä kehon eri osista. Hermosyitä, jotka tuovat tietoa keskushermostoon sanotaan tuoviksi eli afferenteiksi hermosyiksi. Tietoa pois päin vievät hermosyyt ovat vieviä eli efferentejä syitä. (Niestedt ym. 2004)

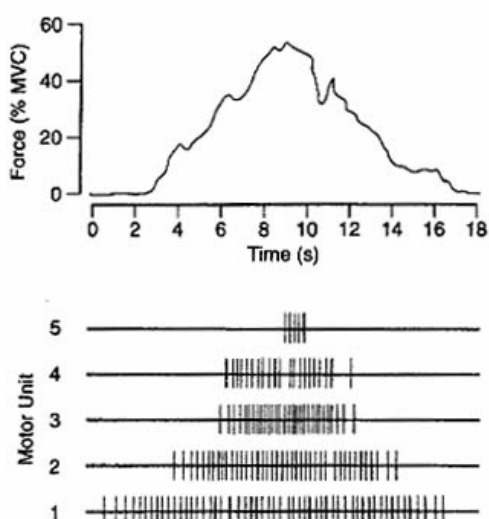
#### **3.1.2 Hermosolu**

Hermosolu (neuroni) on erikoistunut kuljettamaan eteenpäin hermoimpulsseja. Se on yhteydessä toisten solujen kanssa välittäjäaineiden avulla. Tavallisesti neuronissa on sooma, yksi viejähaarake (aksoni) ja useita tuojahaarakkeita (dendriittejä). Loppuosastaan aksoni jakautuu moniksi haaroiksi, kollateraaleiksi. Haarat muodostavat toisten hermosolujen kanssa liittymiä eli synapseja tai lihassolujen kanssa synapseja muistuttavia hermolihasliitoksia. Suuri hermosolu voi olla osallisena kymmeneen tuhansiin synapseihin. (Niestedt ym. 2004)

Hermosto vaikuttaa muihin elimiin välittäjäaineiden, hormonien ja troofisesti vaikuttavien aineiden välityksellä. Välittäjäaineille on ominaista, että hermosolut pystyvät niiden avulla siirtämään informaatiota nopeasti ja hyvin tarkasti juuri oikeaan paikkaan. Pitkien aksoniensa avulla neuronit toimittavat muutamassa millisekunnissa välittäjäainetta muutaman nanometrin päähän lihas- tai rauhasolun tai toisen hermosolun solukalvosta. Näin esimerkiksi tietyn motorisen hermosolun toiminta aiheuttaa supistusta vain tietyn lihaksen joissakin tietyissä lihassoluissa. (Niestedt ym. 2004)

### 3.1.3 Motorinen yksikkö

Motorinen yksikkö on hermolihäsjärjestelmän pienin toiminnallinen kokonaisuus. Motorisen yksikön määritelmän mukaan siihen kuuluvat yhden motorisen hermon sooma, dendriitit, aksoni ja aksonin haarat, hermolihäsliitokset sekä kaikki lihassolut, joita tämä hermosolu hermottaa. (Enoka, 2002) Pienet ja tarkkuutta vaativat lihakset voivat sisältää vain muutamia lihassoluja, kun taas suuret ja ei niin tarkkaa työtä vaativat lihakset voivat sisältää useita satoja lihassoluja yhdessä motorisessa yksikössä (Guyton & Hall, 1996). Keskushermosto vaikuttaa lihaksen voimantuottoon säätämällä yksittäisen motorisen yksikön syttymisfrekvenssiä ja säätämällä uusien motoristen yksiköiden rekrytointia (kuva 2). (Enoka, 2002)



KUVA 2. Motoristen yksiköiden rekrytointimalli. Voiman kasvaessa syttymisfrekvenssi lisääntyy ja tämän jälkeen otetaan käyttöön uusia motorisia yksiköitä. Voiman laskiessa tapahtuma on käänteinen. (Enoka, 2002)

Motorisen yksikön yksittäistä supistumista kutsutaan twitchiksi, joka on voima-aika – vaste yksittäiselle aktivoinnille. Normaalisti aktivointi tulee hermostolta, mutta se voidaan saada aikaan myös keinotekoisesti tuotetulla sähköstimuluksella. Twitch-vastetta kuvataan yleensä kolmella mittauksella; ajalla voiman alkamisesta huippuvoimaan (supistumisaika), saavutettu huippuvoima sekä ajalla voiman laskemisesta puoleen huippuvoimasta (HRT, Half Relaxation Time). Supistumisaika riippuu siitä kuinka hyvin  $\text{Ca}^{2+}$  vapautuu sarkoplasmisesta retikulumista. Supistumisajan perusteella voidaan päätellä onko kyseessä nopea vai hidas motorinen yksikkö. (Enoka, 2002)

### 3.1.4 Lihaksen rakenne

Kaikki luurankolihakset rakentuvat lihassoluista, joiden läpimitta voi olla 10-80 mm:stä jopa koko lihaksen pituiseksi. Lihassoluja hermottaa yksi hermopääte, joka sijaitsee lihaksen tai lihassolun keskellä. Lihassolun sisällä on useita satoja, jopa useita tuhansia myofibrillejä, joissa kussakin on noin 1500 myosiinifilamenttia ja 3000 aktiinifilamenttia vierekkäin. Poikittaissillat, jotka työntyvät esiin myosiinifilamenttien pinnasta, saavat yhdessä filamenttien kanssa aikaan lihassupistuksen. (Guyton & Hall, 1996)

### 3.1.5 Lihassupistus

Aktiopotentiali on lyhytaikainen sähköinen signaali, joka voi kulkea hermo- tai lihas-syissä. Fyysisesti se edustaa tilannetta solukalvolla, jolloin  $\text{Na}^+$  ja  $\text{K}^+$  -jakauma hetkellisesti muuttuu. Sekä neuronit että lihassolut voivat tuottaa sähköistä potentiaalia. Aktiopotentialin tuottavalla neuronilla on synaptinen potentiaali, joka voi olla joko kiihdyttävä tai estävä. Neuroneilla voi olla yli 10000 synapsia, jotka vastaanottavat tietoa perifeerisiltä osilta ja keskushermostolta. (Enoka, 2002)

Lihassupistus saa alkunsa aktiopotentialin kulkiessa motorista hermoa pitkin lihassoluun. Hermolihasliitokseen (aksonin ja lihassolun välinen liitos) vapautuu aktiopotentialin vaikutuksesta asetyylikoliinia, joka saa aikaan muutoksen lihassolukalvon läpäisevyydessä, jolloin natriumioneja pääsee lihassolukalvon aukoista sisälle. Tämä siirtyminen aiheuttaa lihassolukalvon sähköisen varauksen muuttumisen. Aktiopotentiali

siirtyy lihassolukalvoa pitkin poikittaistubuluksiin, joissa se aiheuttaa kalsiumionien vapautumisen sarkoplasmisesta retikulumista. Kalsiumionit sitoutuvat tropomyosiiniin ja aiheuttavat aktiini- ja myosiinifilamenttien välisten poikittaissiltojen syntymisen. Poikittaissillat aiheuttavat aktiini- ja myosiinifilamenttien liukumisen toistensa lomaan eli lihassupistuksen. Supistumiskäskyn loputtua kalsiumionit siirretään takaisin sarkoplasmiseen retikulumiin, joka saa aikaan lihassupistuksen päättymisen ja lihas relaksoituu. (Guyton & Hall, 1996).

## **3.2 Hermolihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen**

### **3.2.1 EMG**

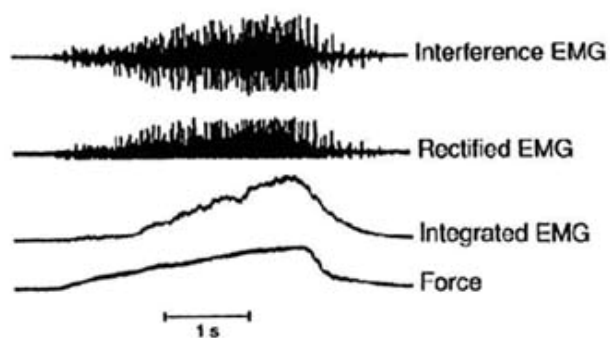
Elektromyografialla (EMG) tarkoitetaan lihasten sähköisen aktiivisuuden kuvausta. Solun sisäisen ja ulkoisen jännitteen muuttuessa syntyy solukalvolla aktiopotentiaali, joka voidaan rekisteröidä ihon päältä esimerkiksi pintaelektrodeilla.

EMG-elektrodien avulla päästään myös selvittämään hermoston johtumisnopeuksia sähköstimulaation avulla. EMG-mittauksia on hyödynnetty hermolihaskäytännön ongelmien ja adaptaation tutkimisessa, ergonomiaan liittyvissä tutkimuksissa sekä biomekaanisissa mm. voimantuottoon liittyvissä tutkimuksissa (Enoka, 2002). Aktiopotentiaalilin voimakkuuteen ja muotoon vaikuttaa impulssin johtumisnopeus lihasfiiberissä (Basmajian & De Luca 1985). Lihaskäytännön johtumisnopeuteen vaikuttaa mm. lihasväsymys (Bigland-Richie, 1981). Lisäksi vaikuttavia tekijöitä voivat olla lihasfiiberien poikkipinta-ala, lihaksen sisäinen pH sekä muut muutokset solukalvolla (Basmajian & De Luca 1985).

EMG-signaalit ovat jännitteeltään pieniä (1 – 20 mV), joten signaali täytyy vahvistaa ennen analysointia. Lisäksi signaalin keräystaajuus tulee ottaa huomioon tallennusvaiheessa, Nyquistin teoreeman mukaan tallentamistaajuuden tulee olla vähintään kaksi kertaa yhtä suuri kuin korkeimman EMG-signaalin taajuuskomponentti. Yleensä 1 kHz on riittävä. Häiriöiden poistamiseksi tulee signaalista myös poistaa häiriösignaalit ali- ja ylipäästösuodatuksen avulla. (Basmajian & De Luca 1985)



EMG-signaalissa tapahtuu taajuudessa suuria vaihteluita. Käytetyimpiä muuttujia ovat Median Frequency (MF), joka jakaa tehoalueen kahteen yhtä suureen osaan sekä Mean Power Frequency (MPF), joka kuvaa keskimääräistä taajuutta. Esimerkiksi lihasväsymyksen myötä solukalvolla johtumisnopeus voi hidastua ja tästä syystä MF laskee. Tasasuunnattu EMG voidaan integroida (iEMG), jolloin on kysymys pinta-alan laskemisesta. Mikäli integroitu EMG jaetaan käytetyllä ajalla saadaan keskimääräinen amplitudi (aEMG), joka vastaa tasasuunnatun EMG:n keskiarvoa edellyttäen, ettei signaalia ole suodatettu. Kuvasta 3 voidaan nähdä raaka EMG-signaali tasasuunnattuna, integroituna sekä lihassupistuksen aikainen voima. (Enoka, 2002)



KUVA 3. Isometrisen supistuksen aikainen EMG-signaali ja voima. Integroidun EMG:n nähdään nousevan lihasaktiivisuuden johdosta rinnakkain voiman kanssa. (Enoka, 2002)

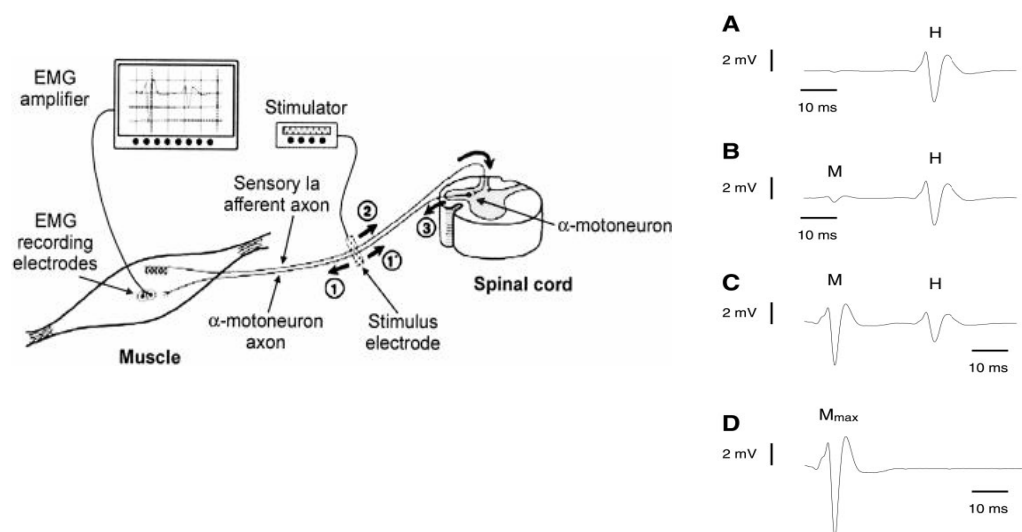
### 3.2.2 H-refleksi ja M-aalto

*H-refleksi* kuvaa  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyyden tilaa. Sähköisen stimuloinnin Posterior tibialis –hermoon on havaittu aiheuttavan pohjelihaksiston supistumisen. Kun sähköisen stimuluksen intensiteettiä nostetaan, stimulus aiheuttaa ensin ärsykkeen lihasspindelistä lähtevässä Ia-afferenttihermossa. Noin 15 ms:n viiveellä tämä ärsyke saavuttaa motoneuronialtaan aiheuttaen siinä eksitatorisen postsynaptisen potentiaalin (EPSP), joka ylittää tiettyjen motoristen yksiköiden syttymiskynnyksen. Tämän syttymisen vaste nähdään taas noin 15-20 ms:n lisäviiveen jälkeen lihaksesta mitattavassa EMG:ssä (H-refleksi). (Hugon, 1973)

Muutokset H-refleksin koossa on normaalisti uskottu heijastuvan johtumisen tehokkuudesta Ia afferenteista  $\alpha$ -motoneuroneihin. H-refleksi voi olla pienempi tahdonalaisen lihassupistuksen aikana kuin levossa. (Schiepatti 1987) H-refleksin väsymisen tai heikentymisen määrä riippuu sekä sen hetkisestä tahdonalaisesti että sähköisesti saavutetusta motorisesta aktiivisuudesta (Crone ym. 1989). Väsymyksen on todettu heikentävän H-refleksiä (Duchateau & Hainaut, 1993).

*M-aalto* kuvaa hermolihasjärjestelmän johtumisominaisuuksia (Enoka, 2002). M-aallon esiintymiseen tarvitaan suurempi stimulaatio kuin H-refleksiin, sillä sen esiintymiseen tarvitaan motoristen aksoneiden suoraa stimulointia. Melkein kaikissa tapauksissa on mahdollista stimuloida Ia sensorisia neuroneita ennen kuin motoriset aksonit aktivoituvat. Koska M-aalto ei kulje selkäytimen kautta, ei sitä voida kutsua refleksiksi, vaan sillä tarkoitetaan lihasvastetta. Tästä syystä M-aallolla on myös lyhyempi latenssiaika, sillä aktiopotentiaalien tulee kulkea lyhyempi matka lihasvasteen esiintymiseen. Esimerkiksi soleus-lihaksessa M-aallon latenssiaika on noin 6-9 millisekuntia kun taas samassa lihaksessa H-refleksi esiintyy noin 30 millisekunnin kuluttua stimuloinnista. (Riann ym. 2004.) Kuvassa 4 on esitetty refleksikaari.

Kuvasta 4 voidaan myös nähdä kuinka nostamalla sähköistä intensiteettiä maksimi H-refleksi saadaan esiintymään ennen maksimi M-aaltoa ja millainen vaikutus näillä kahdella mitattavalla muuttujalla on toisiinsa. Amplitudi on merkitty kuvaan y-akselille. Maksimi H-refleksi (maksimi H-refleksin amplitudi,  $H_{max}$ ) esiintyy stimulaation intensiteetin saavutettua tietyn arvon, jonka jälkeen M-aalto alkaa tulla näkyviin. Tästä eteenpäin intensiteettiä nostamalla H-refleksi alkaa pienenemään ja kokonaan hävittäään saavutetaan maksimi M-aalto (maksimi M-aallon amplitudi,  $M_{max}$ ). Supramaksimaalisella stimulaatiolla aiheutetun  $M_{max}$ -aallon analysointia käytetään menetelmänä motorisen hermon, hermolihasliitoksen ja lihassolukalvon herkkyuden mittaamisessa (Schieppati, 1987). Kasvu M-aallon amplitudissa voi johtua  $Na^+K^+$ -pumpun lisääntyneestä aktiivisuudesta, joka taas voi aiheuttaa lisäystä voimaan (Enoka ym. 1992).



KUVA 4. H-refleksi ja M-aalto sekä sähköintensiteetin noston vaikutus toisiinsa. (Aagaard ym. 2002)

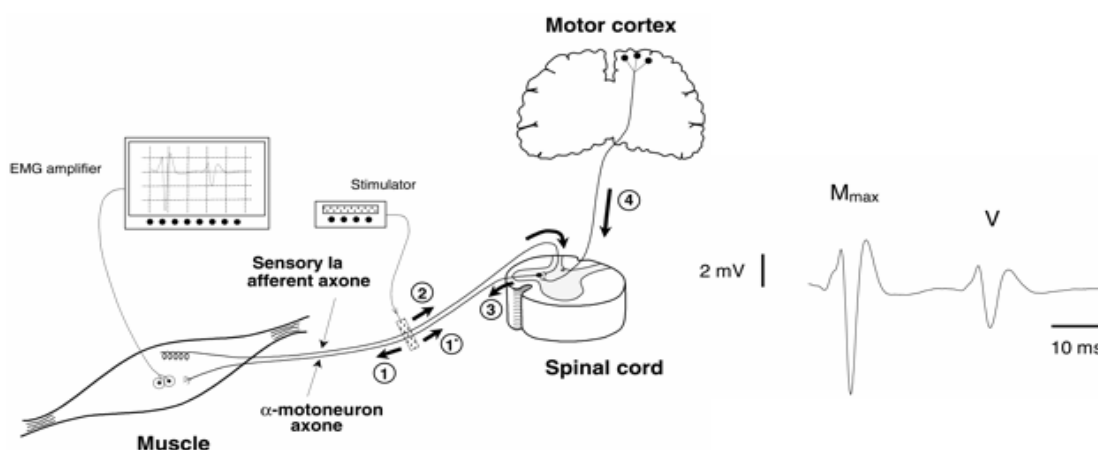
### 3.2.3 $H_{max}/M_{max}$ –suhde

Koska  $H_{max}$  on epäsuora arvio rekrytoituneiden motoneuronien määrästä ja  $M_{max}$  kuvaa koko motoneuronialtaan tilaa (Hugon 1973, Pierrot-Deseilligny ym. 2000),  $H_{max}/M_{max}$  –suhdetta voidaan käyttää suhdelukuna tulkitsemaan koko motoneuronialtaan rekrytointikykyä.  $H_{max}/M_{max}$  –suhdetta käytettäessä tulee M-aallon amplitudin olla vakio, eli

siinä ei ole saanut tapahtua muutosta, jotta tiedetään suhdeluvun muutoksen johtuvan pelkästään muutoksesta H-refleksin amplitudissa. (Palmieri ym. 2004)

### 3.2.4 V-aalto

H-refleksi voidaan mitata myös yhtäaikaaisesti tahdonalaisen lihassupistuksen kanssa. Tällaisessa tilanteessa herätettyä vastetta kutsutaan V-aalloksi. (Sale ym. 1983) V-aalto on H-refleksi, joka syntyy tahdonalaisen aktiivisuuden ja keinotekoisesti tuotetun sähköisen supramaksimaalisen stimulauksen seurauksena ja sitä voidaan käyttää kuvastamaan  $\alpha$ -motoneuronien neuraalisen ohjauksen tasoa MVC:n aikana (Upton ym. 1971). V-aalto siis kuvastaa koko efferenttiä motorista ulostulon voimakkuutta  $\alpha$ -motoneuronialtaasta (Aagaard ym. 2002). Motoneuronien aktiivisuusastetta voidaan arvioida kun V-aalto suhteutetaan samanaikaisesti aiheutettuun M-aaltoon ( $V/M_{max}$ ), joka on siis tässä tilanteessa maksimaalinen. Suhteutettaessa mahdolliset perifeeriset signaalin johtavuuteen vaikuttavat tekijät eliminoituvat. Kirjallisuuden mukaan harjoittelusta johtuva  $V/M_{max}$ -suhteen lisääntyminen aiheutuu motoristen neuronien herkkyyden lisääntymisestä. Tämä taas voi johtua tahdonalaisen hermotuksen lisääntymisestä tai  $\alpha$ -motoneuronialtaaseen vaikuttavien inhibitoristen tekijöiden (pre-synaptinen inhibio) vaikutusten vähenemistä. (Sale ym. 1983) Kuvassa 5 on esitetty V-aaltokaari.



Kuva 5. V-aaltokaari. (Aagaard ym, 2002)

### **3.3 Hermolihasjärjestelmän väsyminen**

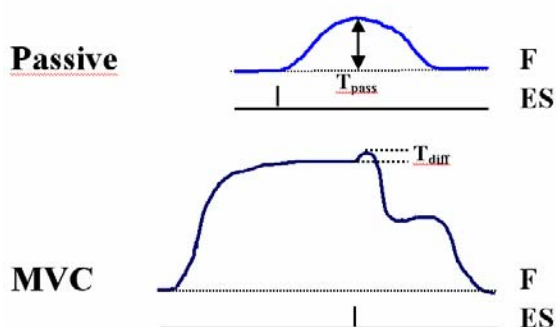
Yleisesti sanottuna lihasväsymys viittaa fyysisen toiminnan aiheuttamaan akuuttiin toimintakyvyn heikentymiseen (Enoka, 2002). Väsymyksellä on sekä sentraalisia että perifeerisiä komponentteja, joiden osuus väsymiseen näyttäisi olevan tehtävästä riippuvainen (Enoka & Stuart, 1992). Sentraalisella väsymyksellä tarkoitetaan keskushermoston kyvyttömyyttä tuottaa voimaa (Enoka, 2002), kun taas perifeerinen väsymys kertoo lihaksen alentuneesta kyvystä tuottaa voimaa (Gibson & Edwards, 1985).

#### **3.3.1 Sentraalinen väsymys**

Sentraalisella väsymyksellä tarkoitetaan keskushermoston kyvyttömyyttä tuottaa tai ylläpitää tarvittavaa lihasvoimaa (Enoka, 2002). Tämä voi johtua osaksi kyvyttömyydestä aktivoida motoneuroneita. Syiksi on myös esitetty motivaation alenemista tai signaalin välittymisen heikkenemistä selkäydintasolla (Bigland-Ritchie, 1981). Sentraaliseen väsymykseen kuuluvat kaikki lihasten toimintaa ohjaavat mekanismit ja rakenteet alkaen motorisesta korteksista ja päättyen hermolihasliittymään (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Sentraalinen väsymys aiheuttaa mahdollisesti tehtävän keskeyttämisen uupumuksessa, vaikka lihas voisi vielä toimia (Gandevia, 2001).

Sentraalista väsymystä voidaan tutkia määrittämällä aktivaatiotaso sähköstimulointiin perustuvalla menetelmällä (Allen ym. 1998). Maksimaalinen aktivaatio pystytään määrittämään johtamalla hermoon supramaksimaalinen sähköstimulus (superimposed twitch) maksimaalisen lihassupistuksen aikana (Merton, 1954). Kuvassa 6 on esitetty aktivaation laskentakaava.

## MVC + Activation Level



$$AL = (100\% - (T_{diff} / T_{pass} \cdot 100\%))$$

KUVA 6. Aktivaatiotason laskentakaava. (Gandevia, 2001)

### 3.3.2 Perifeerinen väsymys

Perifeerinen väsymys kertoo lihaksen alentuneesta kyvystä tuottaa voimaa. Tähän voi olla syynä aktiopotentialin kulun heikentyminen hermolihhasliitoksessa, lihassolukalvolla, T-tubulaari-järjestelmässä sekä sarkoplasmisen kalvoston ja lihaksen supistuvien osien toiminnassa. (Gibson & Edwards, 1985) Fittsin (1996) mukaan perifeerinen lihasväsymys johtuu hermolihhasjärjestelmän heikentyneestä kyvystä siirtää aktiopotentiali poikittaissiltojen aktiivisuudeksi (ärsytys-supistuskoplaus = excitation-contraction coupling, ECC) ja pitää sisällään seitsemän vaihetta johon lihasväsymys voi vaikuttaa:

- 1) sarkolemmman (lihassolukalvon) aktiopotentiali
- 2) aktiopotentialin leviäminen t-tubulusjärjestelmään
- 3) viive aktiopotentialin leviämisen ja  $Ca^{2+}$  vapautumisen sarkoplasmisesta reticulumista välillä
- 4)  $Ca^{2+}$  vapautuminen sarkoplasmisesta reticulumista
- 5)  $Ca^{2+}$  takaisinotto sarkoplasmiseen reticulumiin
- 6)  $Ca^{2+}$  sitoutuminen troponiiniin
- 7) aktomyosiinin ATP hydrolyysi ja poikittaissiltojen toimintasykli

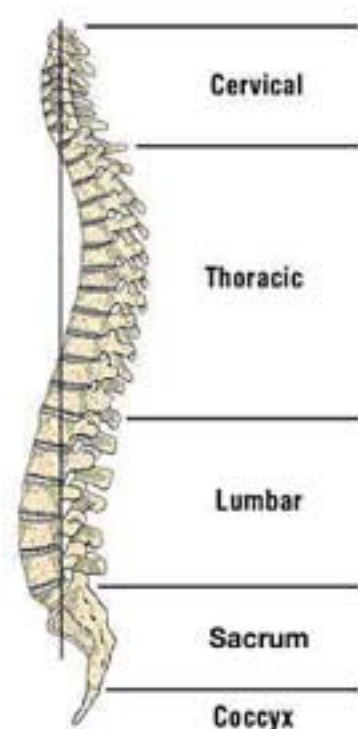
Perifeerinen väsymys voidaan jakaa matala- ja korkeataajuusväsymykseen. Korkeataajuusväsymys on seurausta aktiopotentialin johtumisen heikkenemisestä yli sarkolemman. Matalataajuusväsymyksessä taas on kyse muutoksista ärsytyssupistuskoplauksessa (Edwards, 1981).

Bigland-Ritchie ja muut (1986) pyrkivät todistamaan neuraalisen tai aineenvaihdunnallisen tekijän pois voimantuoton (ja ärsytys-supistuskoplauksen) heikentymisestä. Koehenkilöilleen tekemissään 30 minuutin väsymyksen aikana MVC ja sähköisellä stimulaatiolla aikaansaatu voima alenivat rinnakkain väsytyksen loppua kohden. Eli koehenkilöt pystyivät suorittamaan tahdonalaisesti sen verran voimaan kuin mitä lihaksella oli mahdollista tuottaa.

## 4 SELÄN KUORMITUS

### 4.1 Selkärangan rakenne

Selkäranka (kuvassa 7) on 32-34 nikaman muodostama vahva, mutta silti taipuisa vartalon tuki. Siihen kuuluu 7 kaula (cervical)-, 12 rinta (thoracic)-, 5 lanne (lumbar)-, 5 risti (sacrum)- ja 3-5 häntänikamaa (coccyx). Aikuisella ei erillisiä luita ole kuitenkaan näin monta, sillä ristinikamat ovat kasvaneet yhteen ja samoin yleensä myös häntänikamat. (Nienstedt & Hänninen, 2004)



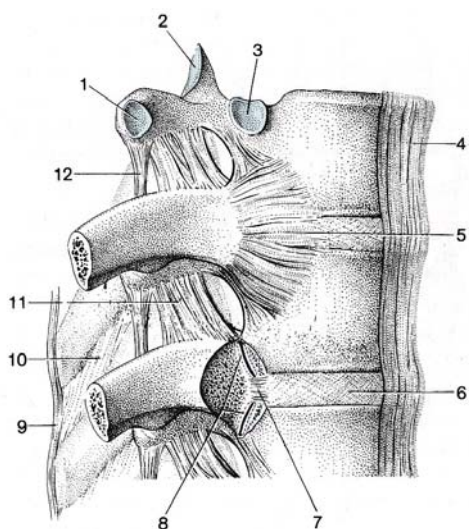
KUVA 7. Selkäranka. ([www.spine-health.com](http://www.spine-health.com))

Nikaman varsinaisena kantavana osana on nikaman solmu, josta lähtee taaksepäin nikaman kaari. Perättäisten nikaman kaarien muodostamassa selkärankakanavassa eli selkäydinkanavassa on selkäydin, joka ulottuu aikuisella kaularangasta suunnilleen ensimmäisen lannenikaman kohdalle. (Nienstedt & Hänninen, 2004)



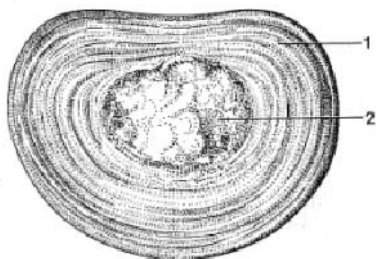
Jokaisen nikaman haarasta lähtee yhteensä seitsemän haaraketta. Kuten luiden ulokkeet ja nytermät yleensäkin ne toimivat siteiden ja jänteiden kiinnityskohtina. Suoraan taaksepäin suuntautuva okahaarake tuntuu selvästi ihon läpi. Aivan erityisen selvästi tuntuu alimman kaulanikaman okahaarake. Kaksi poikkihaaraketta suuntautuvat sivulle. Naapurinikamiin ylös ja alas nivELYvät yhteensä neljä nivelhaaraketta. (Nienstedt & Hänninen, 2004)

Naapurinikamien solmut liittyvät toisiinsa joustavan rustoisen nikamavälilevyn välityksellä (kuva 8). Välilevyt muodostavat yhteensä noin neljänneksen ristiluun yläpuolisesta selkärangasta. Ihminen on aamulla 1-2 cm pidempi kuin illalla, sillä pystyasennossa olevalta päivän rasitus painaa nikamavälilevyjä kokoon. (Nienstedt & Hänninen, 2004) Välilevyn tehtävänä on toimia kahden nikaman välisenä nivelenä mahdollistaen taivutus- ja kierto- liikkeet. Toisaalta välilevy muodostaa tukevan nikamien välisen liitoksen ja toimii myös kompressiovoimien iskunvaimentimena. Se siis mahdollistaa nikamien välille kuormituksen alaisen liikkeen. Välilevy koostuu pääasiassa kollageeneista, proteoglykaaneista ja vedestä. Proteoglykaanin uusiutuminen voi viedä yli 4 vuotta, kun taas eräiden tutkimusten mukaan kollageenin uusiutuminen voi kestää jopa kymmeniä vuosia. (Koistinen ym. 2004)



KUVA 8. Nikamavälilevy rintanikamien välissä (nro 6). (Nienstedt & Hänninen, 2004)

Välilevyn reunaosan muodostaa runsaasti kollageenisyytä sisältävä syyrustoinen rengas. Sisus on pehmeämpää ainetta ja vaimentaa tyynyn tavoin tärähdyksiä (kuva 9, nro 1). Jos rustorengas (kuva 9, nro 2) murtuu, tunkeutuu pehmeä sisus ulos. Tämä tapahtuu usein lannerikamien alueella ja tavallisesti taaksepäin selkärangankanavaan. Painaessaan hermojuuria tällainen lannerangan välilevyn pullistuma aiheuttaa kovaa jalkaan säteilevää kipua (iskias). (Nienstedt & Hänninen, 2004)



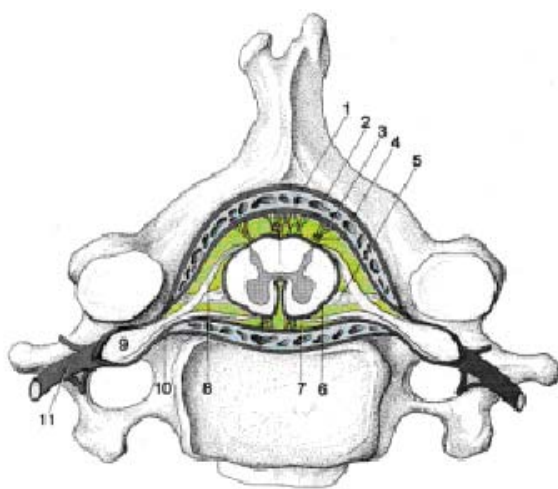
KUVA 9. Nikamanvälilevyn aksiaalinen rakenne. (Nienstedt & Hänninen, 2004)

Kaulanikamista on kaksi ylintä erikoistunut pään liikkeisiin. Ylimmät kaulanikamat ovat pieniä, sillä ne joutuvat kannattamaan yläpuolellaan yleensä vain päätä. Rintanikamista lähtevät kylkiluut ja rintanikamat liikkuvat verraten vähän. Lannerikamat ovat suurimmat kaikista nikamista. Lanneranka on muutenkin vahvarakenteinen. Koska rasitus on lannerangan alueella suuri, ovat useimmat selkäviat kuitenkin juuri sen alueella (nikamat, välilevyt, siteet, lihakset). Selkärankaa tukee lihaksien lisäksi melkoinen joukko siteitä, joista lyhimmat kulkevat kahden naapurinikaman välillä, pisimmät kallonpohjasta häntäluuhun asti. (Nienstedt & Hänninen, 2004)

## 4.2 Selkäydin

Selkäydin sijaitsee nikamapilarin muodostamassa selkäydinkanavassa eli spinaalikanavassa. Selkäydin on 40-50 cm pitkä pilari, joka ulottuu kallon pohjan aukosta, foramen magnumista, L1-nikaman alareunan tasolle. Selkäytimen profiilissa on nähtävissä kaksi laakeaa paksunnosta, toinen kaulapunosta ja toinen hartiapunosta ja toinen lanneristipunosta. Selkäytimen paksuus vaihtelee 1 ja 1,5 cm:n välillä. Selkäytimestä lähtevät ääreishermit kulkevat nikamien väliin jäävistä hermojuuriaukoista. (Soinila ym., 2001) Selkäydin muodostuu kehityksen aikana hermostoputken kaudaaliosasta. Hermosolut ryhmittyvät harmaaksi aineeksi (kuva 10) surkastuneen keskuskanavan ympärille ja

muodostavat koko ytimen alueella parilliset etusarvet, joissa ovat poikkijuovaista lihaksistoa hermottavat alemmat motoneuronit, sekä takasarvet, joihin saapuvat takajuuren ganglion sensoristen neuronien sentraaliset haarat. Takasarvessa ovat projektioneuronit, jotka välittävät sensorisen impulssin aivoihin. Näiden hermosolujen lisäksi sekä etuettä takasarvissa on runsaasti interneuroneita, jotka osallistuvat sensorisen ja motorisen impulssin säätelyyn kunkin segmentin tasolla. Ne myös vastaavat segmenttien välisestä tiedonsiirrosta esim. spinaaliheijasteiden aikana. (Soinila ym., 2001)



KUVA 10. Selkäytimen sijainti selkärangan kanavassa. Harmaa aine muodostaa H-kirjaimen muotoisen kuvion lähimpänä selkäytimen keskuskanavaa. Valkoinen aine on harmaan aineen ulkopuolella. (Nienstedt & Hänninen, 2004)

Selkäytimen reuna-alueet ovat valkeaa ainetta (kuva 10) ja koostuvat ytimen pituus-suunnassa kulkevista nousevista ja laskevista radoista, jotka sisältävät runsaasti myelinoituneita aksoneita (Soinila ym. 2001). Valkeassa aineessa on runsaasti afferentteja ja efferenttejä hermoratoja (Nienstedt & Hänninen, 2004). Rinta- ja lannerangan alueella tasoilla T1-L2 on etu- ja takasarven välissä erillinen lateraalisarvi, jossa sijaitsevat sympaattisen järjestelmän preganglionaariset neuronit. Parasympaattisen järjestelmän spinaaliset preganglionaariset neuronit sijaitsevat sakraalitasolla S2-S4. (Soinila ym., 2001)

### 4.3 Selkäkipu

Selkäkipu aistitaan hermojärjestelmän kautta. Selkäkipu voi välittyä useista rangan rakenteista, sillä kiputuntemusta välittäviä hermopäätteitä (nosiseptoreita) sijaitsee mm. välilevyn pinnallisissa osissa, nivelkapseleissa, lihaksissa, valtimoissa ja hermoon liittyvissä rakenteissa. Primaarinen afferentti nosiseptinen (PAN) hermosäie ärsyyntyy, kun siihen kohdistetaan riittävän voimakas ärsyke. Mikäli hermoon kohdistuu pienempi-intensiteettinen, mutta toistuva ärsyke, aiheuttaa tämä myös hermosäikeiden ärsyyntymistä. Jatkuva ääriasennessa tapahtuva työskentely (esim. lannelordoosin korostuminen tai ”lysähtäneessä” asennessa istuminen) ruokkii jatkuessaan pitkään epämukavuuden tunnetta ja kipua. (Koistinen ym. 2004)

Ilmeisesti varsin harvoin selkäkipu johtuu pelkästään myofaskiaalisesta kipuoireistosta (MPS). Lihaskipu, lihaskipu ja lihasten kireys ei välttämättä johdu pelkästään lihaksista. Se voi olla merkinä segmentaalista ärsytyksestä funktionaalisessa yksikössä, se voi olla oire neuropatiasta tai heijastaa yleistä lihastoiminnon tasapainohäiriötä. (Koistinen ym. 2004)

### 4.4 Istumisen kuormittavuus selälle

Toimistotuolilla istuminen pitkiä aikoja voi aiheuttaa alaselän kipua tai pahentaa jo olevia selkä- tai niskaongelmia. Suurin syy tähän, toimistotuolilla istuessa tai yleensäkin, on staattinen (muuttumaton) istuma-asento mikä lisää raskautta selässä, niskassa, hartioissa, käsissä ja jaloissa sekä erityisesti voi lisätä suuria määriä painetta selän lihaksissa ja selkärangan välilevyissä. ([www.spine-health.com](http://www.spine-health.com))

## 4.5 Kokokehontärinän kuormittavuus selälle

Tärinän arvioidaan olevan yksi merkittävä tekijä, joka voi suoraan aiheuttaa selkäkipuja tai vastaavasti epäsuorasti pahentaa niitä, koska tilastollisesti suurin osa terveysongelmista liittyy niihin työprosesseihin, joissa esiintyy tärinää (Seidel ym. 1986a).

Pitkäaikaisen kokokehontärinän tiedetään vaikuttavan selkärankaan ja siihen liittyvään hermostoon. Selkärangan on todettu olevan vaurioaltis ihmiseen kohdistuvan tärinän johdosta (Lings, 1999) ja eniten tärinälle ja tärinän vaikutuksille alistuu selkärangassa lantion seutu (Esim. Seidel 1986a, Seidel 1993, Bowenzi 1999, Lings 2000).

Elektromyografiaa (EMG) on käytetty erilaisissa testausmenetelmissä selän lihasten väsymisen selvittämisessä, joihin liittyy selän lihakset eri tehtävissä. Eräässä tutkimuksessa pääteltiin, ettei kokokehontärinään liittyvä lihasaktiivisuus olisi riittävä suojelumekanismi (Seidel ym., 1986b). Kuten myös istuma-asennolla (Zimmermann, 1993) on myös tärinän taajuudella havaittu olevan vaikutusta selässä tapahtuviin ilmiöihin. Selän lihaksista (erector spinae) rekisteröidyn EMG:n amplitudin huomattavan kasvun havaitsi Zimmermann (1997) tutkimuksessaan taajuuden ylittäessä 6 Hz:n tason.

Lihaksien on havaittu pystyvän hallitsemaan tärinän aiheuttamia liikkeitä ihmiskehossa tärinätaajuuden ollessa alle 8 Hz (Freund 1983, Seidel ym. 1986b). Hansson ym. (1991) havaitsivat selkälihasten väsymistä tärinäaltistuksen aikana. Tämän on todennut myös Troup (1978), jolloin hän havaitsi lihasten käytön lisäävän selkärangan kuormittuneisuutta.

## 5 TÄRINÄN VAIKUTUS IHMISEEN

Ihmisen vaste tärinöille ei sisällä pelkästään biomekaanisia, vaan myös fysiologisia prosesseja. Biomekaaniset näkökohdat määrittelevät miten tärinä saavuttaa kehon, etenee kehossa ja kuinka kehon eri osat liikkuvat tietyissä annetuissa tärinäolosuhteissa. Lähestymällä asiaa fysiologisesta näkökulmasta, määritellään miten keho reagoi näihin tärinälähteen aiheuttamiin liikkeisiin. (Mester ym. 2003)

Monet fysiologiset tutkimukset ovat osoittaneet, että ihmisen vaste tärinäkuormalle riippuu pääosin kolmesta tekijästä: amplitudista, taajuudesta ja lihas- tai niveljäykkyydestä (esim. Hagbarth & Eklund 1966, Martin & Park 1997). Vaikka tutkimusmateriaalia löytyy valtavasti koskien tärinän siirtymistä istuimesta-päähän tai jaloista-päähän, tärinän eteneminen kehossa on silti varsin huonosti ymmärretty (Mester, 2003). Tämän yhtenä selittävänä tekijänä voidaankin pitää resonanssitaajuuden vaihtelevuutta kehon eri osissa (Mester ym. 2003), johon vaikuttavat myös kehon asento sekä tärinän suunta (Dupuis ym. 1972). Monista eri työtieteen tutkimuksista saadut tulokset tärinän vaikutuksista ihmiskehossa ovatkin vaihdelleet tuhoisista mahdollisesti hyödyllisiin (Fritton ym, 1997). Urheilun puolella tärinän vaikutuksia on tutkittu varsin vähän (Mester ym. 2003).

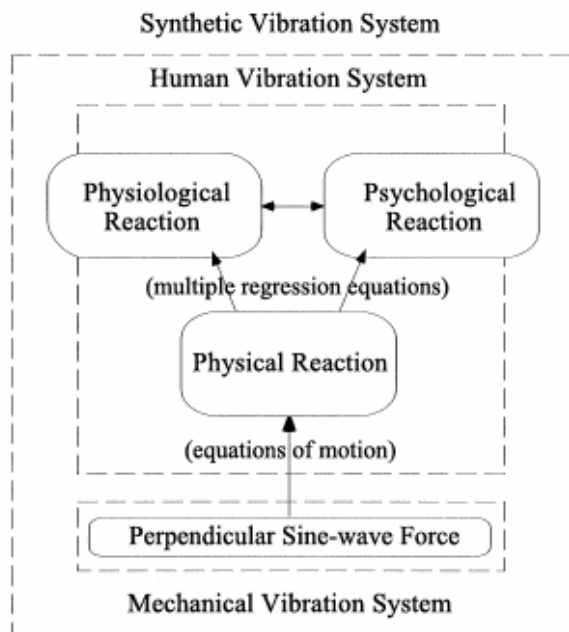
## 5.1 Terveyshaitat

Monet koneiden kuljettajat, metsurit, kivihiojat jne. altistuvat tärinälle jokapäiväisessä työssään. Tärinä voi olla peräisin moottorista tulevasta liikkeestä, joka välittyy kehoon joko käsien tai istuimen kautta tai maaston aiheuttamista tärähdyksistä. Yleisimmiksi tärinän aiheuttamiksi oireiksi metsureilla on raportoitu valkosormisuus ja käsien puutuminen (Aatola ym. 1981). Sormien verisuonten kohtauksittainen supistuminen tekee sormet ohimenevästi valkoisiksi ja tunnottomiksi (Wasserman ja Taylor, 1977). Sormien puutuminen ja kihelmöinti, tunnon ja lämmön aistimisen madaltuminen ovat seurausta hermojen vaurioista käsissä ja hankaloittaa työskentelemistä pienten esineiden kanssa (Health and Safety Executive 2007). Tärinäaltistusoireiden kehittyminen riippuu tärisevän työkalun käytössä tarvittavasta voimasta (Aatola ym. 1981).

Tärinälle altistuminen määritellään voimakkuuden (RMS) ja altistusajan yhteisvaikutuksesta. Teorian ja standardin mukaisesti saman tärinätason terveysvaikutus kasvaa, kun altistusaika pitenee. Standardin (ISO 2631) mukaan altistusajan ja RMS-arvon suhde on neliöllinen, eli tärinätason kaksinkertaistuksessa pitää altistusajan pienentyä neljäsosaan, jotta sama vaikutus säilyy. (Marjanen, 2005)

Yleisimmin raportoitu kokokehontärinästä johtuva terveysriski on selkäkipu (Mansfield, 2005). Koko kehoon kohdistuvan tärinän on myös epäilty vaikuttavan mm. seuraaviin toimintoihin: verenkierron, hengityksen, aineenvaihdunnan, ruoansulatuksen, sentraalisen ja perifeerisen hermoston, lisääntymiskyvyn, kuulon, lihasten, luuston ja nivelien toimintaan (Griffin, 1990). Tähän asti on myös tehty tutkimuksia, joissa tärinän aikaista mukavuutta on arvioitu kyselyiden kautta. Mukavuus on määritelmä, joka koostuu sekä fysiologisesta että psykologisesta komponentista (Griffin, 1990). Tämän vuoksi tärinästä aiheutuvan epämukavuuden syyt ovat vaikeasti selvitettävissä.

Kubo ym. raportoivat tutkimuksessaan tärinästä johtuvan pään, rintakehän ja vatsan liikehdinnän olevan suurinta resonanssitaajuudella 2 - 11 Hz. Kyseisessä tutkimuksessa koehenkilöiden altistus tärinälle koostui istumisesta tärisevässä penkissä. Kuvassa 11 on esitetty tutkimuksessa kehitetty tärinämalli fysiologisten, fyysisten ja psykologisten muuttujien yhteisvaikutuksesta. (Kubo ym. 2000)



KUVA 11. Tärinämalli fysiologisista, psykologisista ja fyysisistä vaikutuksista. (Kubo ym. 2000)



## 5.2 Tärinän vaikutus hermolihaskäyttöön

Pitkäkestoisen tärinän vaikutusta hermolihaskäyttöön on tutkittu varsin vähän. Tärinän tiedetään aiheuttavan väsymyksen oireita (Liu ym. 1995). Syyt tähän ovat kuitenkin vielä epäselviä.

Keho ei sisällä yksittäistä tärinää aistivaa elintä, vaan yhdistää signaaleja näkö-, tasapaino-, kuulo- ja somaattisesta järjestelmästä. Somaattinen järjestelmä voidaan jakaa kolmeen osaan: 1) liikkeiden aistimukset (kinetic), 2) sisäelinten aistimukset (visceral) ja 3) ihon aistimukset (cutaneous). Liikkeiden aisti käyttää nivelistä, lihaksista ja jänteistä tulevia proprioseptoreiden signaaleja antaakseen aivoille palautetta asennosta ja voimista eri segmenteissä. Samalla tavalla sisäelinaistimus käyttää reseptoreita vatsan alueella. (Mansfield, 2005)

Jo 1960-luvun puolivälillä tutkijat havaitsivat tärinän aikaansaavan tärinärefleksejä (TVR, tonic vibration reflex) lihaksessa, jonka jännettä ärsytettiin tärinällä (Hagbarth & Eklund 1966). TVR syntyy pääosin lihasspindelien Ia hermosyiden aktiivisuuden johdosta. On tuloksia, jotka esittävät myös ihoreseptoreiden sekä tyypin II afferenttien hermosyiden myötävaikuttavan TVR:ään (Romaiguère ym. 1991, Park & Martin 1993). Koska TVR lisää lihasaktiivisuutta, ei voida täysin sanoa supraspinaalisen lihasvoiman kontrolloinnin olevan yhteydessä lihasaktiivisuuden kanssa.

TVR pystyy voimistumaan vain tiettyyn rajaan asti ja onkin esitetty, että 100 Hz:iin asti tuotetulla tärinäaltistuksella TVR voimistuisi motoristen yksiköiden rekrytoinnista korkeammalla kynnyksellä ja motoneuronien depolarisaation vaikutuksesta (Romaiguère ym. 1991). Onkin siis järkeenkäypää, että lihasväsymys nousee korkeammilla tärinätasoilla. Tähän voi myös vaikuttaa aktiivisten motoristen yksiköiden vähentyminen motoneuronialta (Mester ym. 2003).

Työskentelyn tärisevien työvälineiden kanssa on esitetty vaikuttavan heikentävästi sekä nopeisiin että hitaisiin hermo- ja lihaskuituihin sekä parasympaattisen hermoston aktiivisuu-

teen (Murata ym. 1991, Araki ym. 1991). Sympaattisen hermoston aktiivisuus paljasti käsitärinän olevan yhteydessä perifeeristen hermojen johtumisnopeuden alenemiseen (Murata ym. 1991).

Pitkäkestoisen tärinäaltistuksen on osoitettu vähentävän kestoja ylläpitää raajan asentoa. Tämä viittaa perifeerisen hermoston vasteiden motoneuroniaaliseen näyttelevän huomattavaa roolia asennon ylläpitämiseen tehtävissä, jotka vaativat aktiivista kontrollointia raajan asennon varmistamiseksi. Kyseisessä tutkimuksessa hauislihaksen (biceps brachii) jänteeseen syötettiin stimulaattorilla tärinää 100 Hz:n taajuudella. Haluttu voimataso, 20% maksimivoimasta, tuli ylläpitää kyynärpään ojentajalihaksella (elbow extensor) niin kauan kuin mahdollista ja värähtelyn syöttö aloitettiin suorituksen alettua. (Mottram ym. 2005) Havaintoa tukee myös Seidelin ym. tutkimus, jossa pääteltiin selkärangan ja perifeerisen hermoston vaurioituvan voimakkaan pitkäkestoisen kokokehon tärinän vaikutuksesta (Seidel ym. 1986).

Lihaksisto sen monine eri refleksitoimintoinen on ihmisen suurin biologinen alijärjestelmä, joka reagoi tärinään. Mikäli tärinän taajuus ja amplitudi ovat sopivan suuruisia voi Ia hermosyiden korkea herkkyys johtaa kaikkien vastaavan tyyppin hermosyiden aktivoitumiseen. (Mester ym. 2003)

### **5.2.1 Voimantuoton paraneminen**

Urheilussa suorituskyvyn parantaminen, eli toisin sanoen lihasvoiman ja tehon parantaminen, herättävät aina suurta mielenkiintoa. Erilaisia tutkimuksia onkin toteutettu käsittelemällä tärinästimulaation aiheuttamia vaikutuksia voimaharjoittelussa.

Tärinän on todettu saavan aikaan tärinärefleksejä (Burke ym. 1976, Hagbarth & Eklund 1966), joka taas johtaa voiman tuoton lisääntymiseen (Burke ym. 1976). Tästä syystä tärinää käytetäänkin osana harjoitusohjelmaa lihasvoiman parantamiseksi. On kuitenkin vielä epäselvää millä kokokehontärinän tarkalla määrällä esiintyy refleksi-lihasaktiivisuutta ja kuinka tämä johtaisi lyhytaikaiseen hermoperäiseen adaptaatioon ja täten parantaisi suorituskykyä. (Bosco ym. 1998, 1999, 2000).

Yoshitake havaitsi vuonna 2004 tutkimuksessaan akillesjänteeseen 100 Hz:n (amplitudi 1,5 mm) taajuudella syötetyn pitkäkestoisen (30 min) tärinäaltisteen parantavan MVC:tä ( $29 \pm 20\%$ ), kun taas kontrolliryhmässä MVC aleni ( $-5 \pm 12\%$ ). Samassa tutkimuksessa myös havaittiin tärinän vähentävän voiman vaihtelua isometrisessä nilkan ojennus (plantaari flexio) –voimassa matalilla voimatasoilla (2,5-10 % maksimivoimasta). Tämä viittaisi Ia afferenttien syötteiden edesauttavan voimatason ylläpitämistä tietyllä matalalla voimatasolla. (Yoshitake, 2004)

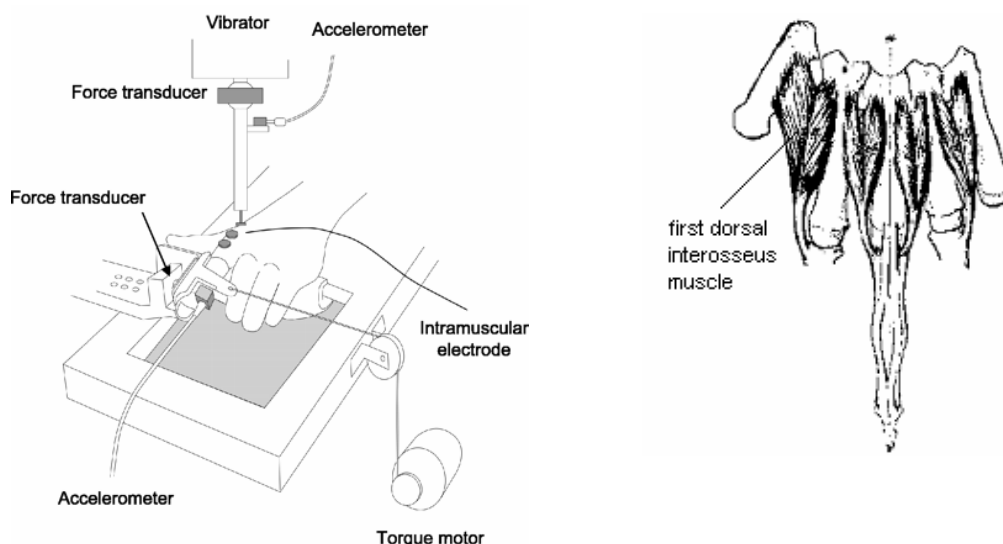
Koko kehon tärinäaltistusta 35-40 Hz:n taajuudella (amplitudi 1,7 – 2,5 mm) on myös käytetty 58-74 –vuotiaille naisille estämään osteoporoosiin sairastumista. Naiset harjoittelivat kolmesti viikossa 24 viikon ajan. Ryhmä suoritti staattisia ja dynaamisia polven ojennus –liikkeitä tärisevällä (35 – 40 Hz) alustalla, joka mekaanisesti kuormittui ja näin aikaansai refleksimäisiä lihassupistuksia (TVR). Harjoitus kesti 20-30 minuuttia sisältäen lepotauot. Tuloksena isometrinen ja dynaaminen MVC kasvoi 15 %. Tärinästä johtuvia sivuvaikutuksia ei havaittu tutkimuksessa. (Verschueren ym. 2004)

Positiivisia tuloksia voimantuoton paranemiseen on havaittu myös lyhyemmällä kokokehontärinän altistusajalla, syynä tähän pääteltiin olevan lyhytaikaisen tärinän akuutti vaikutus hermolihaskäytelmään. Harjoittelu koostui varpaillaan seisonnasta yhdellä jalalla (polvikulma  $110^\circ$ ) 60 sekunnin ajan tärisevällä (taajuus 26 Hz, amplitudi 10 mm) alustalla. Harjoitus toistettiin 10 kertaa 60 sekunnin levoilla. Kontrolliryhmää vastasi samalla protokollalla, mutta ilman tärinää, toteutettu seisominen toisella jalalla. Koeasetelmassa jaloilla tehtiin maksimaalisia dynaamisia harjoitteita jalkaprässillä 70, 90, 110 ja 130 kg:n kuormilla. Tärinälle altistetun jalan keskiarvonopeus, -voima ja -teho parani selvästi kontrolliryhmään verrattuna. (Bosco, 1999)

## 5.2.2 Voimantuoton heikentyminen

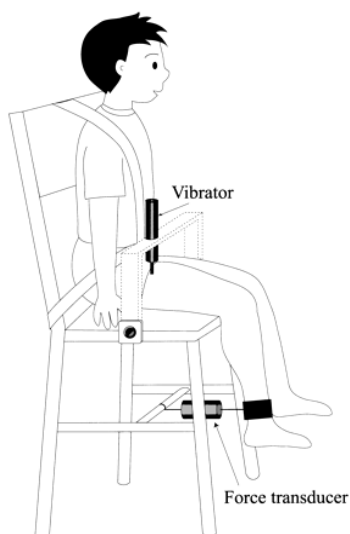
Lyhytkestoisen värinäaltistuksen on havaittu saavan aikaan positiivisia tuloksia voimantuotossa; keskiarvonopeudessa, -voimassa ja -tehossa (Bosco, 1999). On kuitenkin havaittu ettei kokokehontärinän avulla suoritettu harjoittelu paranna maksimaalista tahdonalaista lihasaktiivisuutta ja tästä syystä MVC:tä. Tähän tulokseen päädyttiin altistettaessa koehenkilöitä minuutin kestoisella värinällä koehenkilöiden seistessä avojoaloin tärisevällä alustalla ja polvikulman ollessa 110°. Yhden minuutin kestoisen ja taajuudeltaan 30 Hz:n (amplitudi 8mm) altistus tehtiin yhteensä viisi kertaa kahden minuutin tauoilla. Altistuksien jälkeen mitattiin polven ojentajan MVC. Harjoitus tehtiin kuusi kertaa kahden viikon aikana. Tuloksissa havaittiin laskua MVC:ssä. Voima palautui perustasoon 3 tunnin päästä altistuksesta. (de Ruiter ym. 2002)

Motoristen yksiköiden aktiivisuuden kasvua havaittiin tutkimuksessa, jossa kämmenen first dorsal interosseus –lihas altistettiin pitkäkestoiselle (30 min) 75 Hz taajuiselle värinälle. Amplitudi oli säädetty tuottamaan värinärefleksejä. Seurauksena lihaksen maksimivoiman todettiin vähenevän 15 %. Lisääntyneen motoristen yksiköiden aktiivisuuden pääteltiin johtuneen lihaksen alentuneesta kyvystä tuottaa voimaa. Submaksimaalisella voimatasolla huomattiin myös voimavaihtelun lisääntyneen värinän vuoksi. Samaisessa tutkimuksessa haluttiin myös selvittää värinän vaikutusta venytysrefleksiin. Koska venytysrefleksin lyhyen viiveen SLR (Short Latency Reflex) -komponentti kasvoi värinän jälkeen, MVC:n heikentymisen syynä ei voida pitää Ia afferentin väistymistä ylläpitää tahdonalaista suoritusta. Luultavimmin syy voi löytyä TVR:n aiheuttamasta heikentymisestä ärsytyssupistuskoplauksessa (ECC), jota on havaittu pitkäkestoisissa matalavoimaisissa lihassupistuksissa (Enoka & Stuart, 1992). Tutkimuksessa myös pääteltiin lihaksen kohdalla, johon värinää syötetään, olevan vaikutusta saataviin vasteesiin. Kuvassa 12 on esitetty tutkimuksessa käytetty koeasetelma. (Shinohara ym. 2005)



KUVA 12. Koeasetelma first dorsal interosseus –lihaksen maksimivoiman mittaamiseen (Shinohara ym. 2005) sekä first dorsal interosseus –lihas (Wikipedia, 2007).

Pidetään mahdollisena, että MVC:n vahvistavana tekijänä toimisi Ia afferentin vapautuminen lihasspindelistä, kun taas Ib afferentti toimisi heikentävänä tekijänä. Yksittäiseen jalan synergisti lihakseen (rectus femoris) syötetyn värinäaltisteen (kuvassa 13) on havaittu aiheuttavan polven ojentajan MVC:n alenemista 30 minuutin kestoisen värinäaltistuksen jälkeen taajuuden ollessa 30 Hz ja amplitudin 1 mm. Koeasetelma oli valittu niin, että värinä stimuloisi Ia-afferentteja muttei Ib-afferentteja. Rectus femoris -lihaksen aktiivisuuden huomattiin myös alentuneen värinäaltistuksen jälkeen. Samassa tutkimuksessa myös selvitettiin tapahtuuko rectus femoris-, vastus lateralis- ja vastus medialis-lihasten iEMG:ssä muutosta, mutta tässä tutkimuksessa muutosta ei havaittu. (Kouzaki ym., 2000)



KUVA 13. Värinäaltistus rectus femoris –lihakseen. (Kouzaki ym., 2000)

On kuitenkin myös esitetty, että väsymys ja täten MVC:n aleneminen johtuisi psykologisista syistä. 10 minuutin 2–5 Hz:n värinäaltisteen psykologisiksi reaktioiksi on havaittu mm. väsymystä, haukottelua, uneliaisuutta, poissaolevuutta, silmien väsymystä, kärsimättömyyttä, ärtyneisyyttä ja huimausta (Kubo ym. 2000). Tämän vuoksi aiemmin mainittu lihasvoiman aleneminen johtuisi juuri näistä oireista, eikä välttämättä hermolihasjärjestelmän toiminnasta.

### **5.3 Tärinän vaikutus verenkiertoon**

Lihaskoivon heikkenemistä verenkiertohäiriöiden vuoksi ei pidetä mahdollisena (Färkilä 1978, Itoh ym. 1977). Samaan on päädytty myös toisessa tutkimuksessa, jossa henkilöillä ei esiintynyt valkosormisuutta, mutta silti yläraajojen puutumista (Pyykkö, 1974). Vuonna 1982, tutkittaessa metsätyöntekijöiden käsiin aiheuttamia värinän vaikutuksia, Hisanaga havaitsi, ettei hermon johtumisnopeuden ja valkosormisuuden välillä ollut yhteyttä. Tosin hiirille tehdyssä tutkimuksessa matalataajuisen (45 Hz) 15 minuutin päivittäisen värinäaltistuksen huomattiin vähentävän 6 viikon aikana hiussuonten määrää (29 %) pohjelihaksessa (Murfee ym. 2005).

## 6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tärinädirektiivi 2002/44/EY asettaa raja-arvot työntekijöihin kohdistuvalle keho-tärinälle. Kehotärinän raja-arvo päivittäisessä altistuksessa on  $1,15 \text{ m/s}^2$  (RMS) ja toiminta-arvo  $0,5 \text{ m/s}^2$  (RMS). Tärinän on havaittu aiheuttavan väsymisen oireita ja näin ollen voimantuoton alenemista. Tärinällä tiedetään kuitenkin olevan myös positiivisia vaikutuksia, kuten esimerkiksi parannusta voimantuotossa sekä osteoporoosiin sairastumisen ehkäisyssä. Ihmisen vaste tärinäkuormalle riippuu pääosin kolmesta tekijästä: amplitudista, taajuudesta ja lihas- tai niveljäykkyyydestä. Tärinän eteneminen kehossa on silti varsin huonosti ymmärretty. Monista eri työtieteen tutkimuksista saadut tulokset tärinän vaikutuksista ihmiskehossa ovatkin vaihdelleet tuhoisista mahdollisesti hyödyllisiin. Tärinän tiedetään aikaansaavan tärinärefleksejä (TVR, tonic vibration reflex). TVR syntyy pääosin lihasspindelin Ia hermosyiden aktiivisuuden johdosta. On kuitenkin vielä epäselvää millä kokokehontärinän tarkalla määrällä esiintyy refleksi-lihasaktiivisuutta ja kuinka tämä johtaisi lyhytaikaiseen hermoperäiseen adaptaatioon parantaen voimantuottoa, ja millainen tärinä ja tärinän määrä saa aikaan negatiivisia vaikutuksia. Miten siis tärinä vaikuttaa hermolihasjärjestelmään ei vielä tarkoin tiedetä.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää aiheuttaako pitkäkestoinen (30 min) matalataajuinen tärinäaltistus muutoksia hermolihasjärjestelmän toiminnassa ja ovatko muutokset sentraalisia vai perifeerisiä. Lisäksi haluttiin saada tietoa aiheuttaako tärinä selän lihaksien väsymistä. Tutkimuksen tavoitteena oli lisäksi saada uusia ideoita tärinän vaikutusten tutkimiseen, sillä tärinän vaikutusten mekanismit ihmiskehossa ovat vielä varsin epäselviä.

Tutkimusongelmat ovat:

- I. Aiheuttaako tärinä muutoksia hermolihasjärjestelmän toiminnassa ja ovatko muutokset sentraalisia vai perifeerisiä?
- II. Tapahtuuko tärinän aikana väsymystä selän lihaksissa?

## 7 MENETELMÄT

### 7.1 Koehenkilöt

Koehenkilöiksi kontrolliryhmään (KR) valittiin 10 tervettä miestä iältään 24-28 –vuotta sekä tärinäaltistusryhmään (TR) 10 tervettä miestä iältään 24-33 –vuotta (taulukko 1). Koehenkilöt eivät olleet aikaisemmassa työssään altistuneet kokokehontärinälle. Kontrolliryhmästä kaksi koehenkilöä joutui keskeyttämään mittaukset sekä tärinäryhmästä yhden koehenkilön tuloksia ei saatu tallennettua laitteisto-ongelmien vuoksi. Koehenkilöitä informoitiin etukäteen tutkimuksen sisällöstä ja keskeyttämiskriteereistä. Koehenkilöt saivat keskeyttää tutkimuksen halutessaan ilman syytä tai mikäli heille tapahtuisi loukkaantumisia. Koehenkilöt allekirjoittivat kirjallisen sitoumuksen tutkimukseen osallistumisesta.

TAULUKKO 1. Kontrolli- ja tärinäryhmän koehenkilöjakauma.

Ryhmä	Ikä	Pituus [cm]	Paino [kg]
<b>KR</b>	24,5 ± 2,4	180,8 ± 4,1	78,1 ± 3,4
<b>TR</b>	27,6 ± 2,7	181,7 ± 7,6	81,8 ± 15,8



## 7.2 Mittausprotokolla

Koko mittausprotokolla suoritettiin samassa järjestyksessä ennen ja jälkeen altistuksien. Kontrolliryhmä istui mittauksien välissä 30 minuuttia ilman tärinää ja tärinäryhmä altistettiin 30 minuutin kestoisella tärinällä tärinäpenkissä (Oulun yliopisto, Mittalaitelaboratorio). Tärinäaltistuksen aikana koehenkilöiltä kysyttiin tuntemuksia käyttämällä apuna Borgin RPE-taulukkoa. Kysely suoritettiin viiden minuutin välein. Ennen mittauksien aloittamista koehenkilöt lämmittelivät 10 minuuttia polkupyöraergometrillä.

Mittausprotokolla:

1. H-refleksi –mittaukset
2. Maksimaalinen tahdonalainen nilkan ojennus (MVC) voimapenkissä / V-aalto
3. Passiivinen Twitch
4. Selän ojennus selkäpenkissä (2 x ilman painoa, 2 x 5 kg:n kuormalla, 2 x 10 kg:n kuormalla)
5. Altistus (KR: istuminen 30 minuuttia, TR: tärinäaltistus tärinäpenkissä istuen 30 minuuttia)
6. H-refleksi –mittaukset
7. Maksimaalinen tahdonalainen nilkan ojennus (MVC) voimapenkissä / V-aalto
8. Passiivinen Twitch
9. Selän ojennus selkäpenkissä (2 x ilman painoa, 2 x 5 kg:n kuormalla, 2 x 10 kg:n kuormalla)

## 7.3 Mittaukset

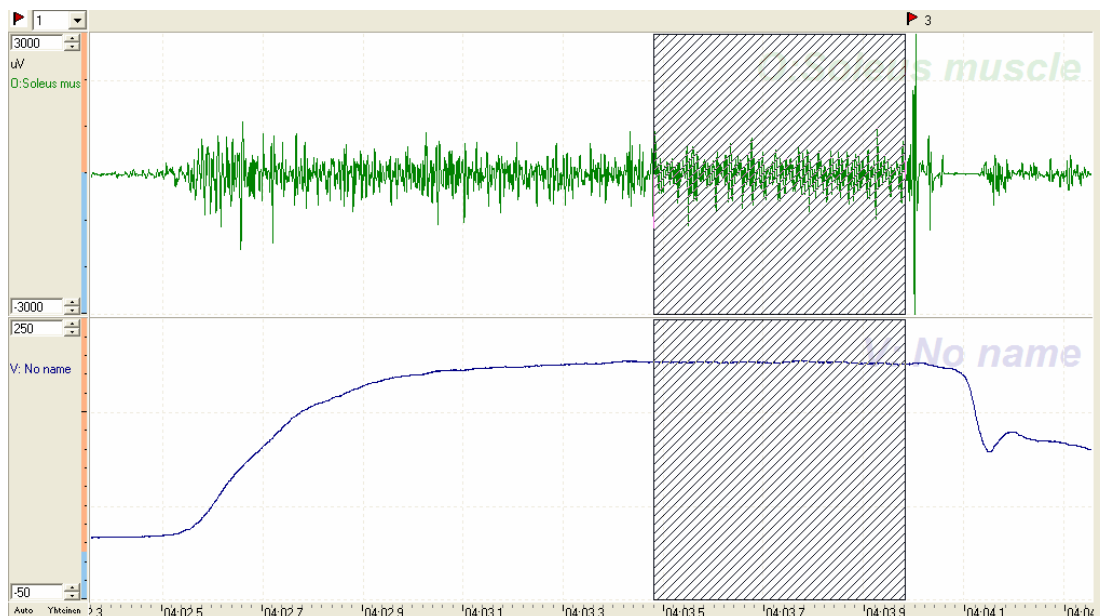
### 7.3.1 Maksimaalinen tahdonalainen nilkan ojennus

Nilkan ojentajan MVC mitattiin koehenkilöiltä voimapenkissä. Koehenkilöt istuivat nilkan ojennus -penkissä selkä suorana ja jalan/polven ollessa suorana. Suoritukset tehtiin pelkästään oikealla jalalla. Ennen mittauksia koehenkilöitä pyydettiin tekemään 2-3 lämmittelysuoritusta. Varsinaisissa mittauksissa koehenkilöiden tuli suorittaa kolme maksimaalista nilkan ojennusta ja saavuttaa maksimi voimataso mahdollisimman nopeasti. Koehenkilöt aloittivat suorituksen käskystä ja koehenkilöitä kannustettiin suorituksen ajan. Suorituksen kesto oli noin 3 sekuntia. Suoritusten välillä pidettiin minuutin tauot. Suorituksista analysoitavaksi valittiin maksimivoimaltaan paras suoritus. Signaalinkeruuksessa käytettiin ME6000:a ja Isolation Unit ME4ISO:a. Signaalin käsittely tapahtui Spike 2-ohjelmalla.

### 7.3.2 EMG

Ennen EMG-pintaelektrodien paikalleen asettamista iho valmisteltiin huolellisesti poistamalla ihokarvat, hiomalla ihoa hiontapaperilla ja tämän jälkeen puhdistamalla iho puhdistusaineella (NeoAmisept) irronneesta ihosolukosta. Elektrodit valmisteltiin kiinnittämällä näihin kaksipuoleiset teipit sekä levittämällä elektrodipastaa. Lihaksiin elektrodit kiinnitettiin lihasrunгон suuntaisesti Seniamin suosituksen mukaan (Seniam, 1999). Ennen elektrodin lopullista kiinnittämistä varmistettiin yleismittarilla ihon vastuksen olevan alle 10 k $\Omega$ . Lopuksi elektrodien kiinnitys varmistettiin teippaamalla nämä ihoon. EMG-signaalia rekisteröitiin 1) oikean jalan soleus-lihaksesta ja 2) alaselästä multifidus-lihaksesta.

Oikean jalan soleus-lihaksesta EMG:tä rekisteröitiin MVC:n aikana. EMG-signaalista 500 ms (kuva 14) ajalta analysoitiin elektromyografian keskimääräinen amplitudi (eEMG) ja median frequency (MF) MegaWin-ohjelman avulla (Mega Electronics Ltd). Signaalien keräystaajuutena oli 2000 Hz



KUVA 14. EMG:n rekisteröinti soleus-lihaksesta MVC:n aikana. EMG:stä analysoitiin aEMG ja MF 500ms:n ajalta (varjostettu alue).

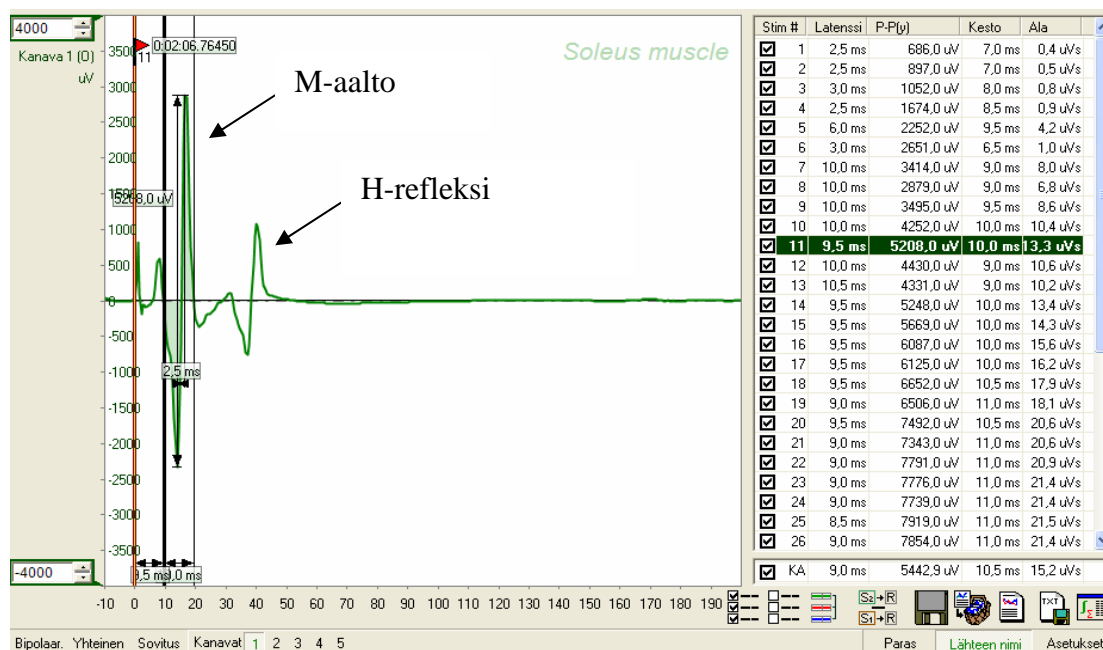
Multifidus-lihaksesta (kuva 15) rekisteröitiin EMG:tä selän staattisten ojennusliikkeiden ajalta ilman painoa, 5 kilon painolla sekä 10 kilon painolla. Koehenkilön tuli ojennaa selkä suoraksi selkäpenkissä ala-asennosta ja pitää ojennusta staattisesti yllä 3 sekuntia ja tämän jälkeen laskeutua takaisin aloitusasentoon. Kullakin kuormalla ojennus suoritettiin kaksi kertaa. Koehenkilöt lämmittelivät 2-3 kertaa ennen mittauksia, jotta koehenkilöt tiesivät miten pitkälle ojennus tulee viedä. Tuloksista analysoitiin staattisen selän ojennuksen ajalta (3 sekuntia) MF ja aEMG. Signaalin keruussa käytettiin ME6000:a (Mega Electronics Ltd). Signaalien keräystaajuus oli 2000 Hz. Signaalin käsittely tapahtui MegaWin-ohjelman (Mega Electronics Ltd) avulla.



KUVA 15. Multifidus-lihas. (www.seniam.org)

### 7.3.3 H-refleksi

H-refleksiä (kuva 16) mitattiin selvittämään tärinän vaikutusta hermolihasjärjestelmän sentraaliseen osaan. H-refleksi kuvaa  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyyden tilaa (Schiepatti 1987). H-refleksi -mittauksissa sähköstimulaationa käytettiin 200  $\mu$ s:n kantiaaltosignaalia (Constant current stimulator DS7A, Digimeter Ltd). Stimulaatio annettiin polvi- taipeeseen tibialis-hermoon ja vaste saatiin mitattua soleus-lihaksesta. Koehenkilöt seisovat mittauksen ajan jalat suorina lantion leveydellä toisistaan. Herkkyyskäyrän määrittämiseksi selvitettiin ensin sähköintensiteetin määrä, jolla H-refleksi saatiin näkyviin ja tämän jälkeen intensiteettiä nostamalla kohta jolloin H-refleksi hävisi. Kun saatiin selville alue, jolla H-refleksi esiintyi, tehtiin saadulla alueella 30 stimulaatiota eri intensiteeteillä. H-refleksi -kaaresta saatiin selvitettyä H-refleksin maksimi (p-p) amplitudi ( $H_{max}$ ). Stimulaatioiden välillä pidettiin taukoa vähintään 10 sekuntia (Crone & Nielsen, 1989). Signaalin keruussa käytettiin ME6000 (Mega Electronics Ltd) ja Isolation Unit ME4ISO:a (Mega Electronics Ltd). Signaalin käsittely tapahtui MegaWin -ohjelmalla (Mega Electronics Ltd).



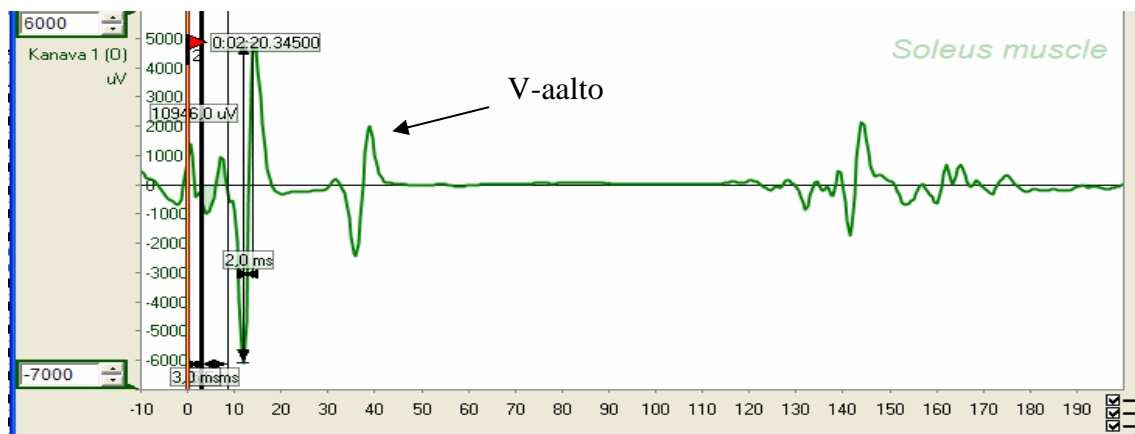
KUVA 16. M-aalto ja H-refleksi.

### 7.3.4 M-aalto

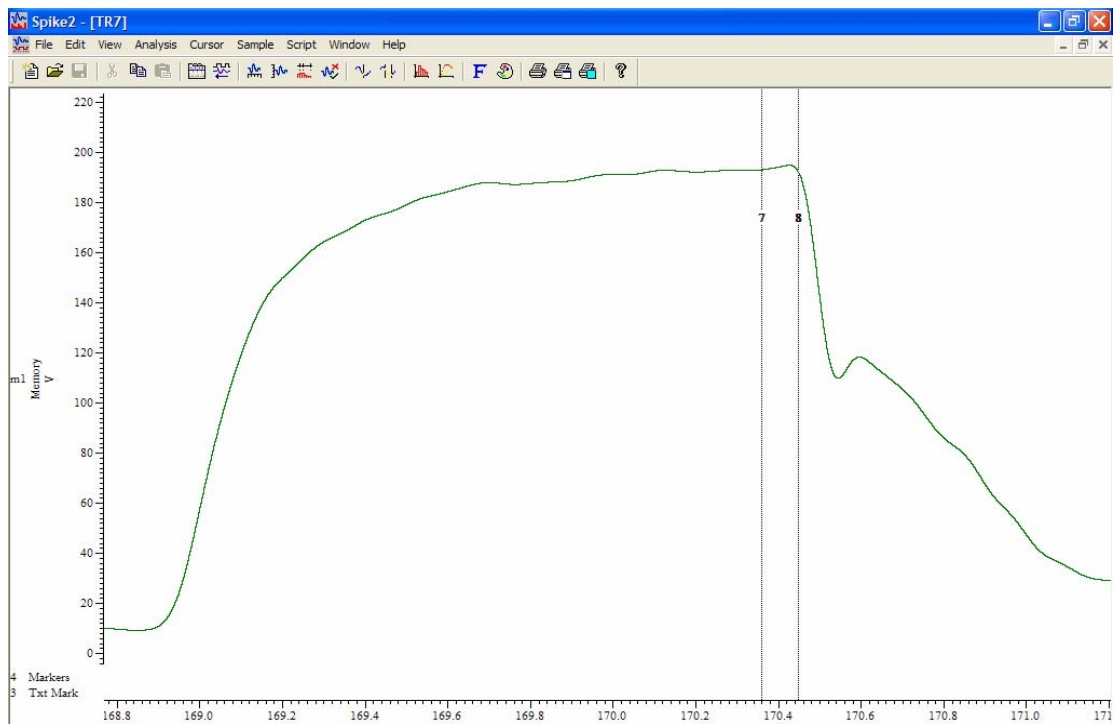
M-aaltoa (kuva 16) mitattiin selvittämään tärinän aiheuttamia muutoksia hermolihaskäytännön perifeerisissä osissa. M-aallon analysointia käytetäänkin menetelmänä motorisen hermon, hermolihaskäytännön ja lihassolukalvon herkkyyden mittaamisessa (Schieppati, 1987). Sähköstimulaationa (Digimeter Ltd) M-aallon esiintymiseen käytettiin 200  $\mu$ s:n kanttiaaltoa. Stimulaation intensiteettiä nostettiin niin pitkään, ettei M-aallon amplitudi enää noussut. Maksimi ( $M_{max}$ ) varmistettiin vielä nostamalla intensiteettiä pariin otteeseen, jotta varmistettiin, ettei M-aalto enää kasvanut. Tuloksista analysoitiin  $M_{max}$ -aallon (p-p) amplitudi, latenssi sekä kesto. Maksimi M-aaltoa ( $M_{max}$ ) käytettiin myös  $H_{max}/M_{max}$  -suhteen selvittämiseksi. Signaalin keruussa käytettiin ME6000 (Mega Electronics Ltd) ja Isolation Unit ME4ISO:a (Mega Electronics Ltd). Signaalin käsittely tapahtui MegaWin -ohjelmalla (Mega Electronics Ltd).

### 7.3.5 V-aalto ja aktivaatiotaso

V-aalto syntyy tahdonalaisen aktiivisuuden ja keinotekoisesti tuotetun sähköisen supramaksimaalisen stimuluksen seurauksena ja sitä voidaan käyttää kuvastamaan  $\alpha$ -motoneuroneiden neuraalisen ohjauksen tasoa MVC:n aikana (Upton ym. 1971). V-aalto (kuva 17) ja mahdollinen voiman lisäys MVC:hen (kuva 18) saatiin mitattua maksimaalisen nilkan ojennuksen yhteydessä koehenkilöiden pidettyä yllä MVC:tä 1-2 sekunnin ajan, jonka jälkeen annettiin 200  $\mu$ s:n kestoisen supramaksimaalisen sähköstimulaation (superimposed twitch, Merton 1954) polvitaipeseen tibialis-hermoon. Sähköstimulaation (Digimeter Ltd) intensiteetti oli siis +125-150 % maksimi M-aallon saavutaneeseen sähköintensiteettiin. Koehenkilöt aloittivat suorituksen käskystä ja koehenkilöitä kannustettiin suorituksen ajan. Suoritusten välillä pidettiin minuutin tauot. Tuloksista analysoitiin  $V_{max}$ -aallon (p-p) amplitudi ja tämän suhde  $M_{max}$ -aaltoon. Lisäksi aktivaatiotason selvittämiseksi analysoitiin mahdollinen supramaksimaalisella sähköstimulaatiolla aikaansaatu voiman lisäys MVC:hen. Signaalin keruussa käytettiin ME6000 ja Isolation Unit ME4ISO:a. Signaalin käsittely tapahtui MegaWin -ohjelmalla. (Digimeter Ltd)



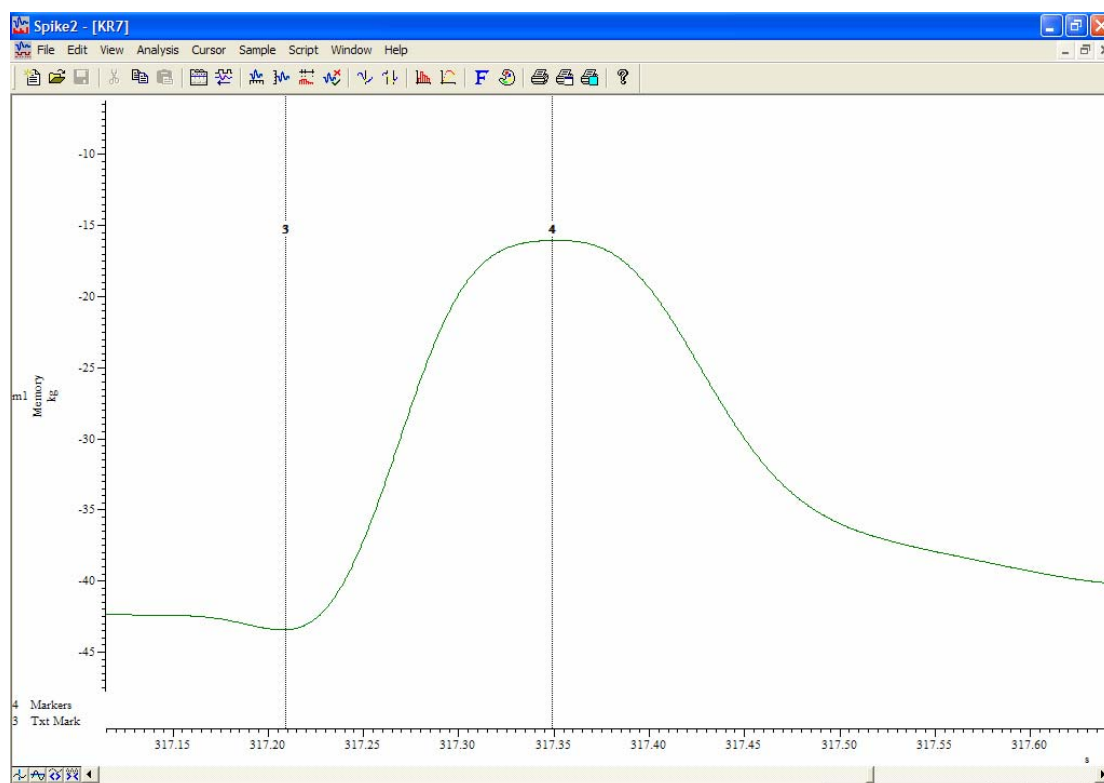
KUVA 17. V-aalto.



KUVA 18. Sähköstimulaatiolla (superimposed twitch) aikaansaatu voiman lisäys MVC:hen. Alue rajattu pystykursoreiden väliin.

### 7.3.6 Passiivinen lihasnykäys

Passiivinen lihasnykäys suoritettiin kaksi kertaa koehenkilön istuessa nilkanojennuspenkissä jalan ollessa suorana ja passiivinen. Passiivinen nykäys saatiin aikaan supra-maksimaalisen, kestoltaan 200  $\mu$ s, sähköstimulaation (+125-150% maksimi M-aallon saavuttaneeseen sähköintensiiteettiin) avulla, joka annettiin polvitaiveeseen tibialis-hermoon. Stimulaatioiden välillä pidettiin minuutin tauko. Tuloksista analysoitiin stimulaation aiheuttama voima (kuva 19), jota käytettiin myös apuna aktivaatiotason selvittämiseen. Signaalin keruussa käytettiin ME6000 (Mega Electronics Ltd) ja Isolation Unit ME4ISO:a (Mega Electronics Ltd). Signaalin käsittely tapahtui Spike 2-ohjelmalla (Cambridge Electronic Desing). Stimulaattorina käytettiin kuten H-refleksin, M- ja V-aallon mittauksissa Digimeter Ltd:n DS7A:a.



KUVA 19. Passiivisen lihasnykäyksen aikaansaama voima.

### 7.3.7 RPE

Tärinäaltistuksen aikana koehenkilöiltä tiedusteltiin tärinän aiheuttamaa tuntemusta tai miten kuormittavalta tai rasittavalta tärinä tuntui. Kysely suoritettiin viiden minuutin välein, viimeisen arvioinnin koehenkilö suoritti minuutti ennen altistuksen päättymistä.

Kuormituksen aikaista rasitustasoa arvioitiin 15-portaisella asteikolla (Borg's RPE scale) skaalalla 6–20, missä alin lukuarvo (6) tarkoittaa ennen testiä vallitsevaa kuormituksetonta rasitustasoa, vastaavasti ylimmät lukuarvot (18–20) vastaavat erittäin rasittavaa, suorituskyvyn rajoilla olevaa rasitustasoa. (ACSM, 2005)

### 7.3.8 Tärinäaltistus

Tärinäryhmän koehenkilöt altistettiin kuvassa 20 näkyvässä tärinäpenkissä (Oulun yliopisto, Mittalaitelaboratorio) 30 minuutin kestoiselle kokokehontärinälle jonka keskiarvo RMS oli 1 m/s<sup>2</sup>. Tärinä oli z-akselin suuntaista epäsäännöllistä liikettä taajuuden vaihdella 5-10 Hz:n välillä ja amplitudin vaihdella noin 2-10 cm välillä. Tärinällä haluttiin kopioida mm. metsäkoneella työskentelyä epätasaisessa maastossa. Altistuksen aikaista kiihtyvyyttä mitattiin kolmiakselisilla kiihtyvyyssantureilla (Svantek, Poland & Crossbow, USA) x-, y-, ja z-suunnista. Kiihtyvyyssanturit kiinnitettiin penkkiin (Svantek), lantioon suoliluun harjan (anterior superior iliac spine) päälle (Crossbow) sekä päähän otsaan (Crossbow). Kiihtyvyyssanturit teipattiin ihoon sekä penkkiin, jotta ne eivät päässeet liikkumaan tärinän aikana. Tulokset analysoitiin LabView:lla toteutetulla Tärinän mittaus -ohjelmalla (Oulun yliopisto, Mittalaitelaboratorio). Ohjelma laskee tärinän kiihtyvyyden RMS-arvona z-, x- ja y-akseleilta erikseen sekä yhdistetyn RMS:n, jossa otettiin huomioon kaikki akselit.





KUVA 20. Tärinäpenkki. (Oulun yliopisto, Mittalaitelaboratorio)

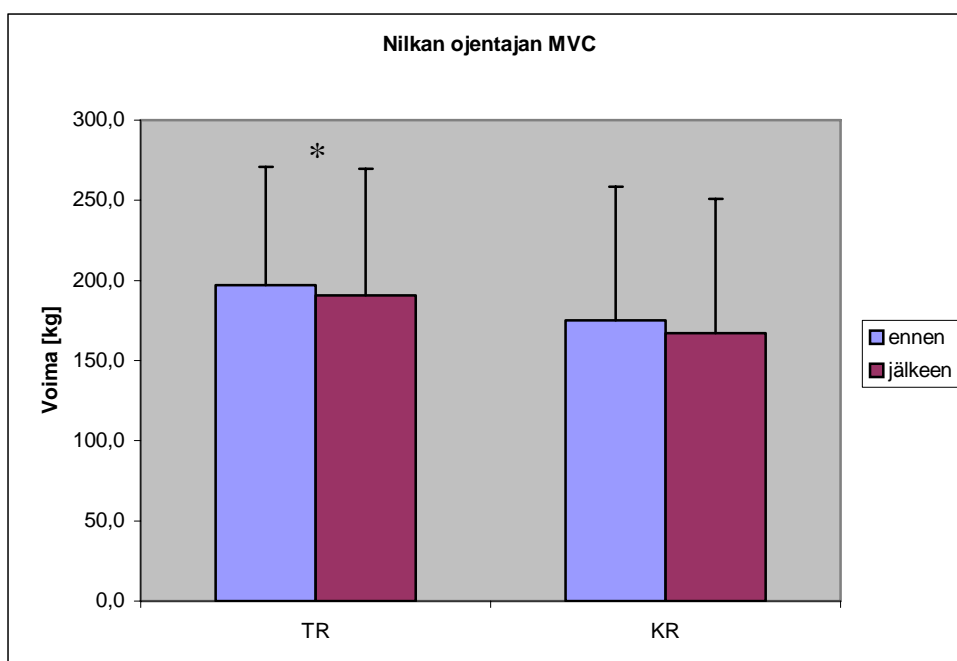
## 7.4 Tilastollinen analyysi

Tilastolliseen tarkasteluun käytettiin SPSS 13.0 –ohjelmaa. Tuloksista laskettiin muuttujien keskiarvot ja –hajonnat, jotka on esitetty keskiarvo  $\pm$  keskihajonta. Ennen ja jälkeen altistuksien välisen tulosten analysointiin käytettiin parillista T-testiä. Joidenkin muuttujien välisen yhteyden selvittämiseen käytettiin Pearsonin korrelaatiokerrointa. Ryhmien välisten tulosten analysointiin käytettiin parillista T-testiä. Tuloksissa ja kuvissa merkitsevyystasot on merkitty tähdillä:  $p < 0,001$  (\*\*\*) ;  $p < 0,01$  (\*\*) ja  $p < 0,05$  (\*).

## 8 TULOKSET

### 8.1 Maksimaalinen tahdonalainen nilkan ojennus (MVC)

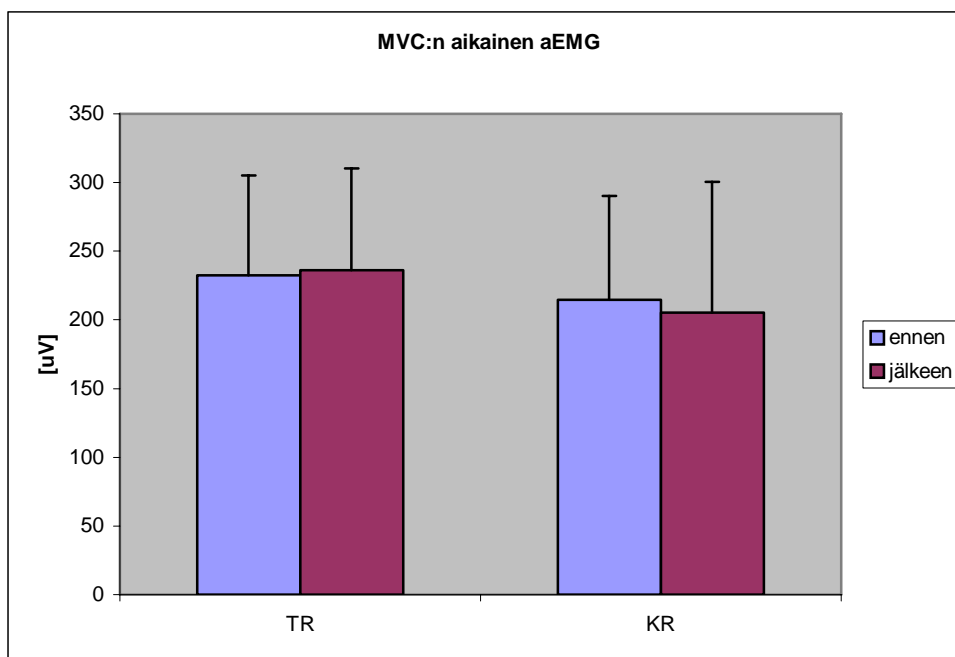
MVC:ssä tapahtui laskua kummassakin ryhmässä. Tärinäryhmässä (TR) MVC heikkeni  $-3,1 \pm 4,7 \%$  ( $p < 0,05$ ). Kontrolliryhmässä (KR) MVC heikkeni  $-4,7 \pm 14,2$  (n.s.). Tulokset esitetty kuvassa 21.



KUVA 21. MVC:n suhteelliset muutokset altistuksen jälkeen.

### 8.2 MVC:n aikainen aEMG

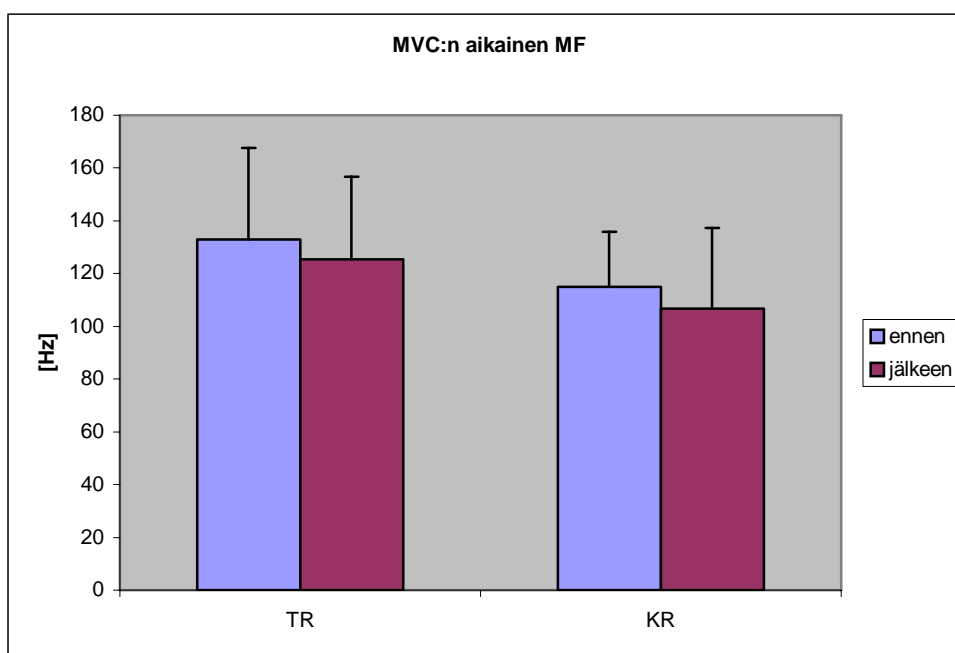
Soleus-lihaksesta rekisteröidyn maksimivoiman aikainen aEMG nousi altistuksen jälkeen TR:ssä  $1,7 \pm 19,5 \%$ . KR:ssä aEMG taas laski  $-4,4 \pm 22,7 \%$ . Tulokset esitetty kuvassa 22.



KUVA 22. MVC:n aikainen aEMG ennen ja jälkeen altistuksen.

### 8.3 MVC:n aikainen MF

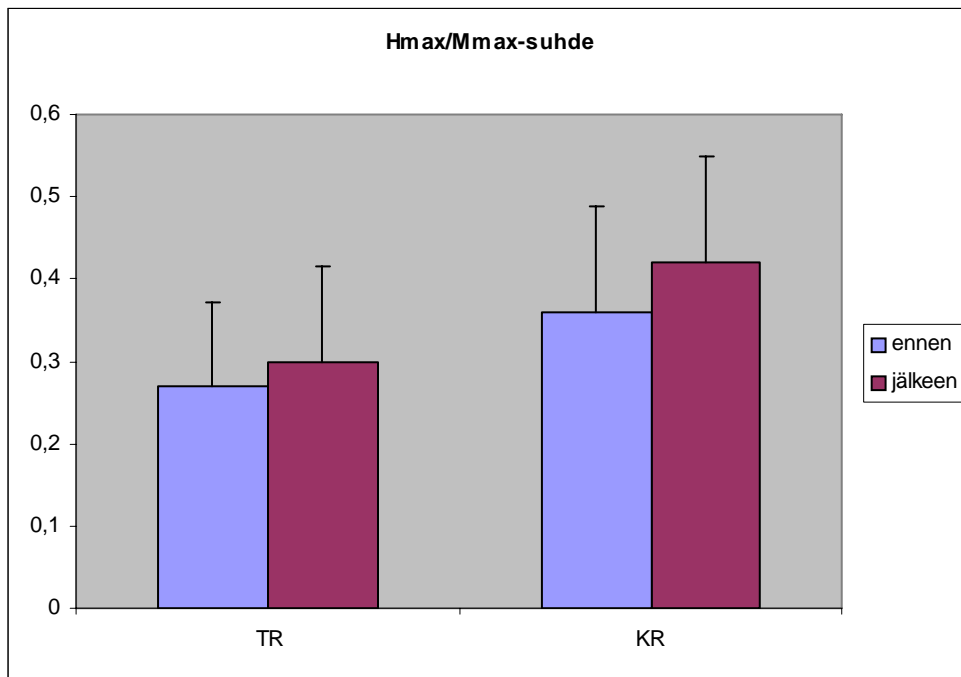
MF-arvoissa havaittiin laskua kummassakin ryhmässä, mutta muutokset eivät poikenneet selvästi ryhmien välillä. TR: MVC:n aikainen MF laski  $-5,6 \pm 6,6$  %. KR: MF:n lasku tässä ryhmässä hieman selkeämpää;  $-7,3 \pm 12,6$  %. Tulokset esitetty kuvassa 23.



KUVA 23. MVC:n aikainen MF ennen ja jälkeen altistuksen.

## 8.4 H-refleksi

H-refleksi -arvot nousivat kummassakin ryhmässä. TR:  $H_{\max}/M_{\max}$ -suhde nousi altistuksen jälkeen  $12,9 \pm 22,5\%$  (n.s.). KR: oli havaittavissa hieman selvempää  $H_{\max}/M_{\max}$ -suhteen kasvua;  $15,7 \pm 27,3 \%$  (n.s.). Tulokset esitetty kuvassa 24.

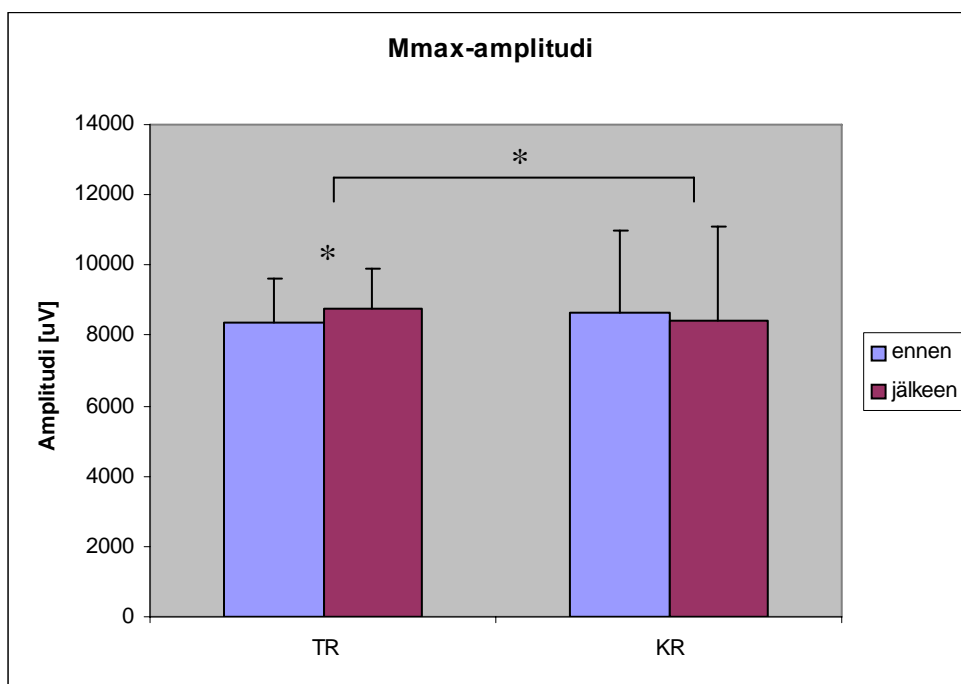


KUVA 24.  $H_{\max}/M_{\max}$  suhde ennen ja jälkeen altistuksen.

## 8.5 M-aalto

### 8.5.1 M<sub>max</sub>-aallon amplitudi

TR: M<sub>max</sub>-aallon amplitudi kasvoi  $4,9 \pm 5,8$  % ( $p < 0,05$ ). KR: Amplitudi laski  $-2,9 \pm 7,8$  % (n.s.). Ryhmien välillä havaittiin merkitsevä ero ( $p < 0,05$ ). Tulokset esitetty kuvassa 25.



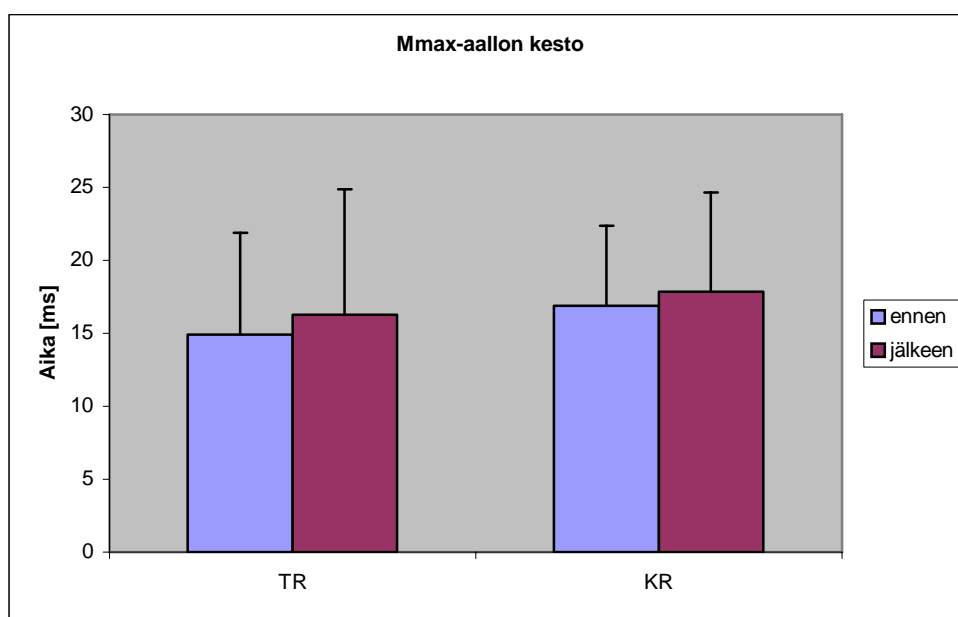
KUVA 25. M<sub>max</sub>-aallon amplitudi ennen ja jälkeen altistuksen.

### 8.5.2 M<sub>max</sub>-aallon latenssi

Latenssiajat eivät poikenneet selvästi toisistaan ennen ja jälkeen altistuksen kummassakaan ryhmässä. TR: Latenssiaika kasvoi  $1,2 \pm 0,7$  % (n.s.). KR: Latenssiaika kasvoi  $0,8 \pm 5,3$  % (n.s.).

### 8.5.3 M<sub>max</sub>-aallon kesto

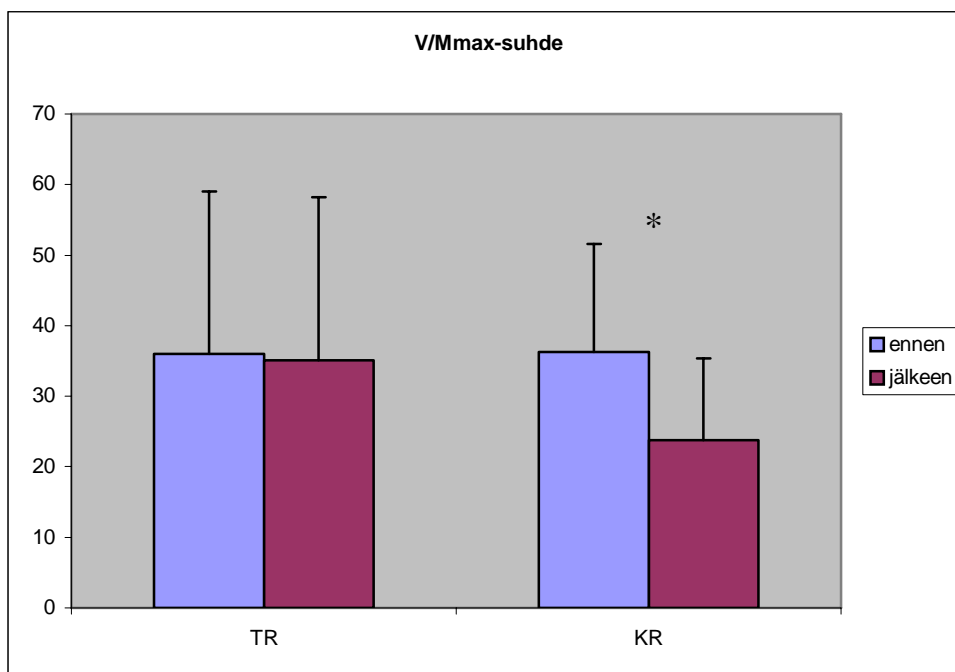
TR: M<sub>max</sub>-aallon kesto kasvoi altistuksen jälkeen  $9,5 \pm 7,7$  % (n.s.). KR: M<sub>max</sub>-aallon kesto kasvoi  $5,7 \pm 12,7$  % (n.s.). Tulokset esitetty kuvassa 26.



KUVA 26. M<sub>max</sub>-aallon kesto ennen ja jälkeen altistuksen.

### 8.6 V-aalto

TR: V/M<sub>max</sub>-suhde aleni  $-2,7 \pm 58,5$  % (n.s.). Tässä ryhmässä oli myös selvää vaihtelua ja suhteessa tapahtui sekä kasvua että laskua koehenkilöiden välillä. KR: V/M<sub>max</sub>-suhteen lasku oli selkeämpää;  $-34,5 \pm 20,8$  % ( $p < 0,05$ ). Tulokset esitetty kuvassa 27.

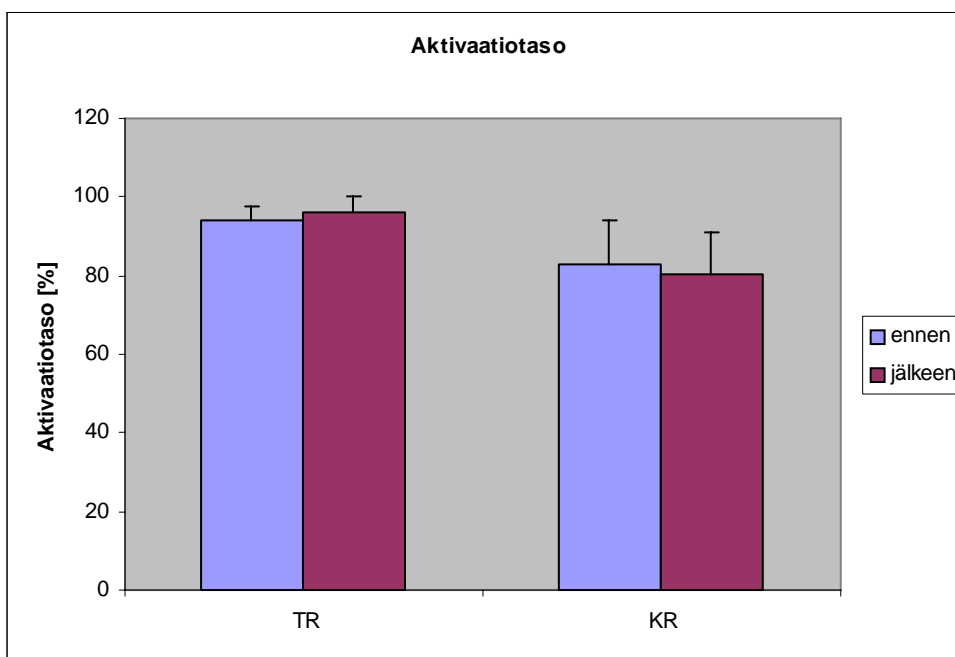


KUVA 27. V/M<sub>max</sub>-suhde ennen ja jälkeen altistuksen.

## 8.7 Aktivaatiotaso

Tuloksissa havaittiin eroa ryhmien välillä. TR: Aktivaatiotaso parani  $2,2 \pm 5,4$  % (n.s.).

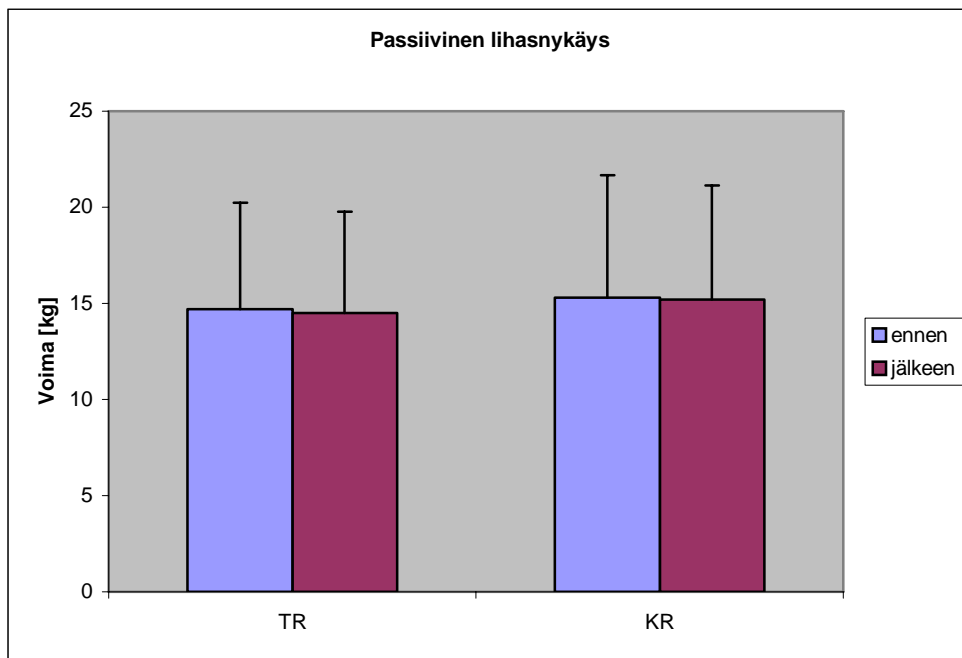
KR: Aktivaatiotaso heikkeni  $-3,3 \pm 14,3$  % (n.s.). Tässä ryhmässä vaihtelua esiintyi selvästi enemmän kuin TR:ssä. Tulokset esitetty kuvassa 28.



KUVA 28. Aktivaatiotasot ennen ja jälkeen altistuksen.

## 8.8 Passiivinen lihasnykäys

Passiivisen lihasnykäyksen voimassa ei havaittu selvää muutosta ryhmien välillä eikä ennen ja jälkeen altistuksen välillä. Lihasnykäyksen voima heikkeni TR:ssä  $-1,3 \pm 10,1$  % (n.s.) ja KR:ssä  $-0,9 \pm 5,3$  % (n.s.). Tulokset esitetty kuvassa 29.



KUVA 29. Passiivinen lihasnykäys: voima ennen ja jälkeen altistuksen.



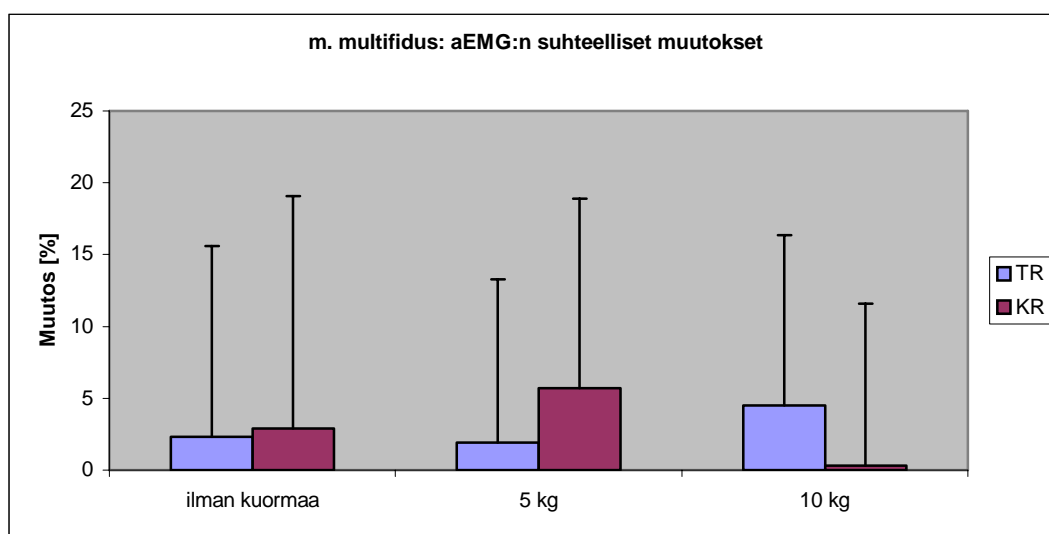
## 8.9 Selän staattinen ojennus

### 8.9.1 aEMG

Tuloksissa havaittiin vaihtelua kummassakin ryhmässä. TR: Tuloksissa ei ilmennyt selviä eroja eri kuormien välillä. KR: aEMG:ssä ei havaittu selvää eroa ilman kuormaa ja 10 kg:n kuorman välillä, kun taas 5 kg:lla aEMG kasvoi. Tulokset esitetty taulukossa 3 ja kuvassa 30.

TAULUKKO 3. aEMG eri kuormilla ennen ja jälkeen altistuksen.

aEMG [ $\mu$ V]	TR:ennen (k.a $\pm$ s.d)	TR:jälkeen (k.a $\pm$ s.d)	KR:ennen (k.a $\pm$ s.d)	KR:jälkeen (k.a $\pm$ s.d)
ilman kuormaa	88,7 $\pm$ 24,6	90,7 $\pm$ 26,4	120,8 $\pm$ 26,2	124,2 $\pm$ 28,5
5 kg	98,3 $\pm$ 31,3	100,1 $\pm$ 29,1	127,1 $\pm$ 28,8	134,3 $\pm$ 29,7
10 kg	112,4 $\pm$ 35,5	117,5 $\pm$ 36,1	156,7 $\pm$ 41,4	157,2 $\pm$ 39,2



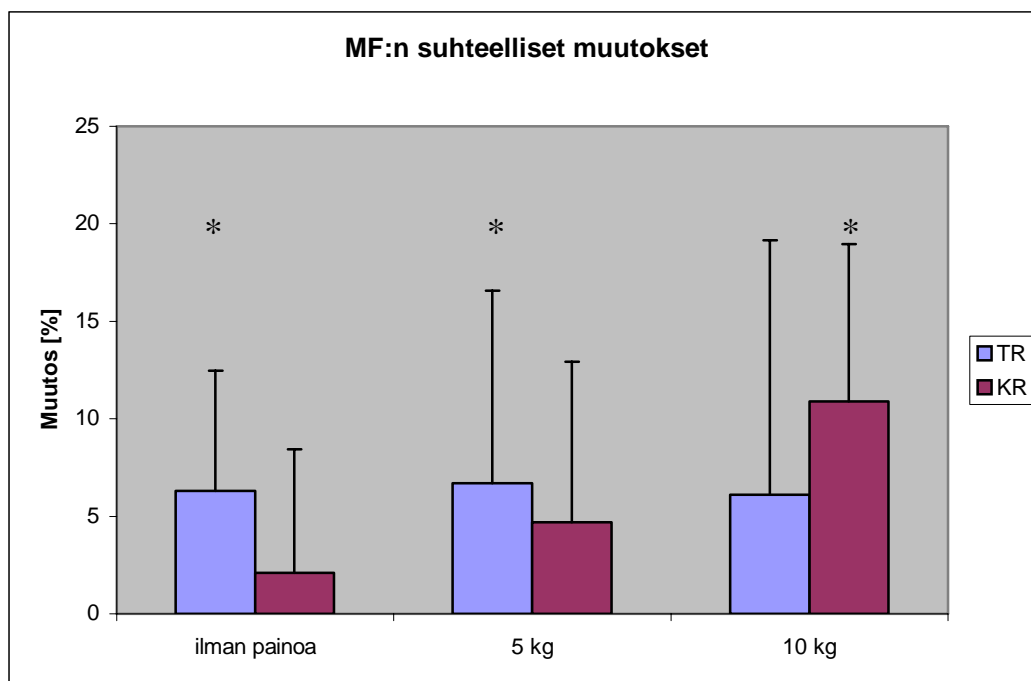
KUVA 30. aEMG:n suhteelliset muutokset eri kuormilla altistuksen jälkeen.

### 8.9.2 MF

TR: MF-arvot olivat suurempia altistuksen jälkeen (ilman kuormaa ja 5 kg:n kuormalla:  $p < 0,05$ , 10 kg:n kuormalla n.s.) ja kuormien väliset erot olivat pieniä. KR: MF:n kasvu altistuksen jälkeen oli voimakkaampaa mitä suurempi kuorma oli kyseessä. Varsinkin 10 kg:n kuormalla kasvu oli selkeintä ( $p < 0,05$ ). Ryhmien väliset erot eivät olleet tilastollisesti merkittäviä. MF:n suhteelliset muutokset esitetty taulukossa 4 ja kuvassa 31.

TAULUKKO 4. MF eri kuormilla ennen ja jälkeen altistuksen.

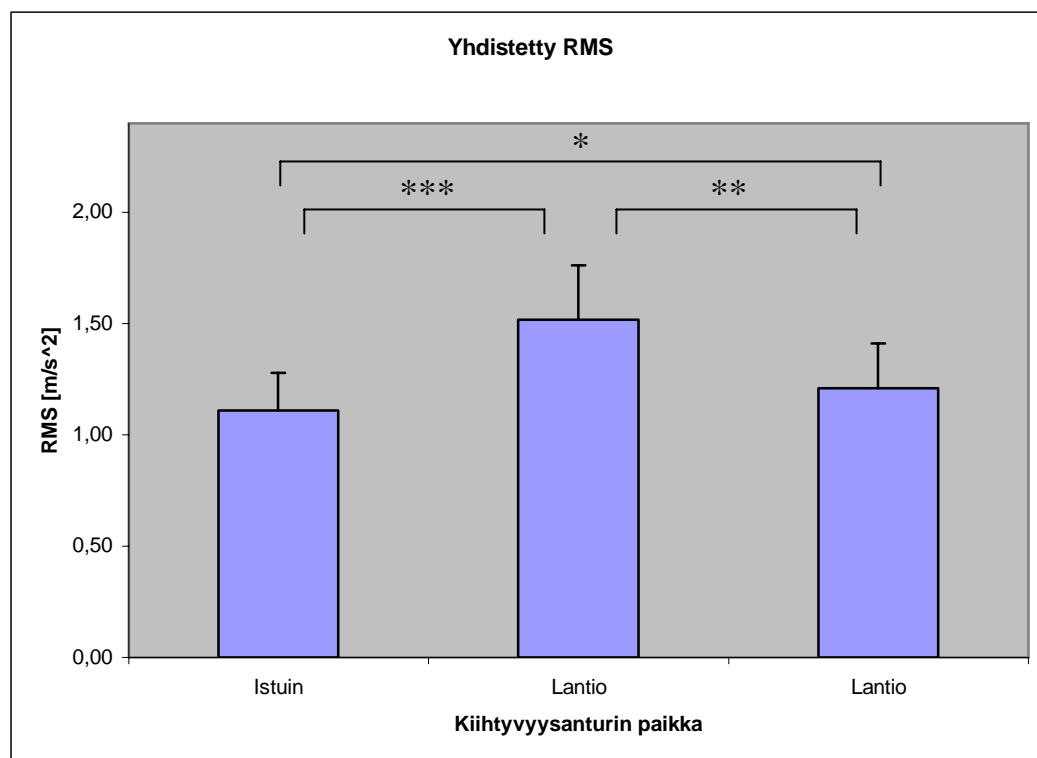
MF [Hz]	TR:ennen (k.a±s.d)	TR:jälkeen (k.a±s.d)	KR:ennen (k.a±s.d)	KR:jälkeen (k.a±s.d)
ilman kuormaa	74,1 ± 13,6	78,7 ± 13,8	75,8 ± 10,7	77,4 ± 9,0
5 kg	65,9 ± 13,7	70,4 ± 11,6	65,4 ± 7,3	68,5 ± 8,5
10 kg	57,8 ± 12,5	61,4 ± 11,1	52,7 ± 4,7	58,4 ± 8,0



KUVA 31. MF:n suhteelliset muutokset eri kuormilla altistuksen jälkeen.

## 8.10 Kiihtyvyys (RMS)

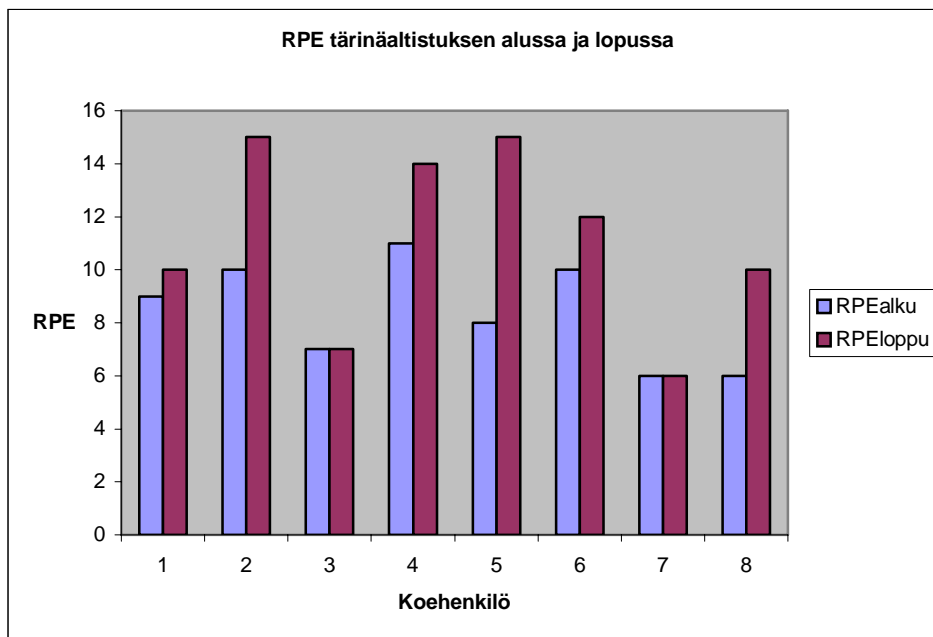
Tärinäaltistuksen aikana mitattu kiihtyvyys (yhdistetty RMS 30 minuutin ajalta) oli selvästi voimakkainta lantiosta mitattuna ( $1,52 \pm 0,25 \text{ m/s}^2$ ). Päästä mitattu RMS oli  $1,21 \pm 0,20 \text{ m/s}^2$  ja istuimesta  $1,11 \pm 0,17 \text{ m/s}^2$ . RMS arvo on ns. yhdistetty RMS, jossa on otettu huomioon x- y- ja z-suuntainen kiihtyvyys. Lantiosta mitattu kiihtyvyys oli  $37 \pm 11 \%$  ( $p < 0,001$ ) voimakkaampaa istuimeen verrattuna sekä päästä mitattu  $9 \pm 8 \%$  ( $p < 0,05$  voimakkaampaa istuimeen verrattuna. Lantiosta mitattu kiihtyvyys oli  $26 \pm 13 \%$  ( $p < 0,01$ ) voimakkaampaa päähän verrattuna. Tulokset on esitetty kuvassa 32.



KUVA 32. Yhdistetty RMS tärinäaltistuksen ajalta.

## 8.11 RPE

Koehenkilökohtaiset RPE-arvot on esitetty kuvassa 33, josta voidaan nähdä koehenkilöittäin tärinäaltistuksen kuormittavuuden arvio 5. minuutin kohdalla (RPEalku) ja 29. minuutin kohdalla (RPEloppu). RPE-tuloksia hyödynnettiin korrelaatioissa.



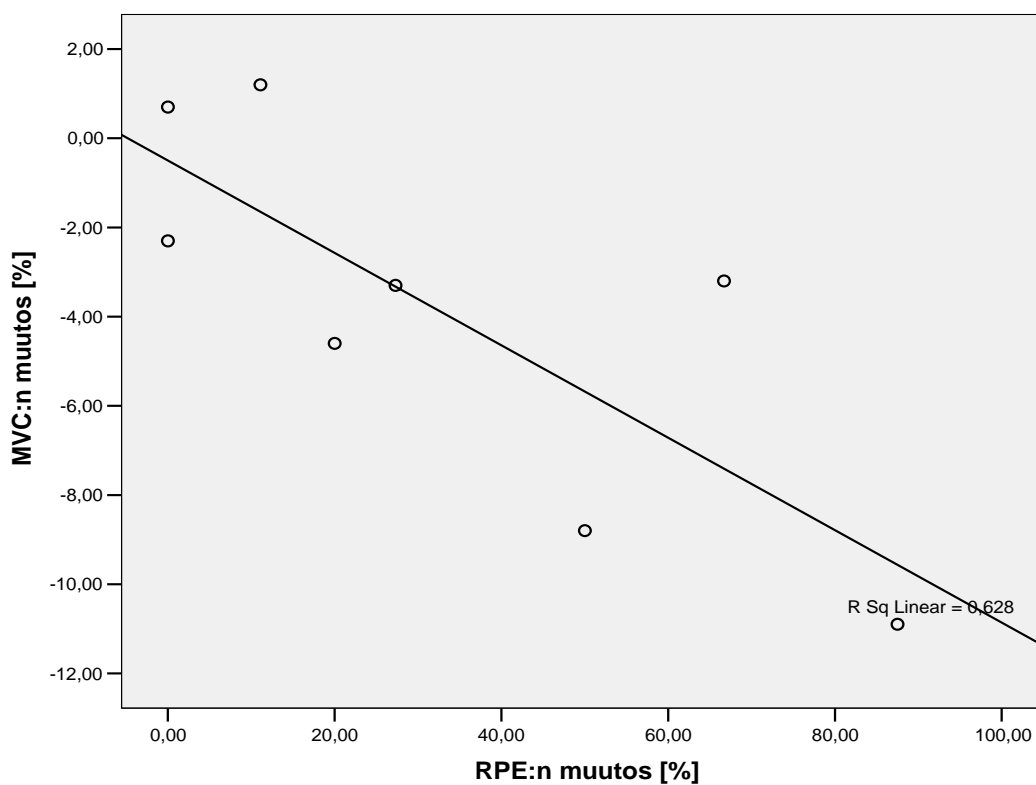
KUVA 33. Koehenkilökohtaiset RPE-arvot altistuksen alussa ja lopussa.

## 8.12 Korrelaatiot

Korrelaatioiden teossa tavoitteena oli selvittää löydetäänkö yhteyksiä psykologisten ja fysiologisten vasteiden välillä. Tulokset on esitetty vain niistä muuttujista, missä havaittiin tilastollisesti merkitsevä korrelaatio ( $p < 0,05$ ).

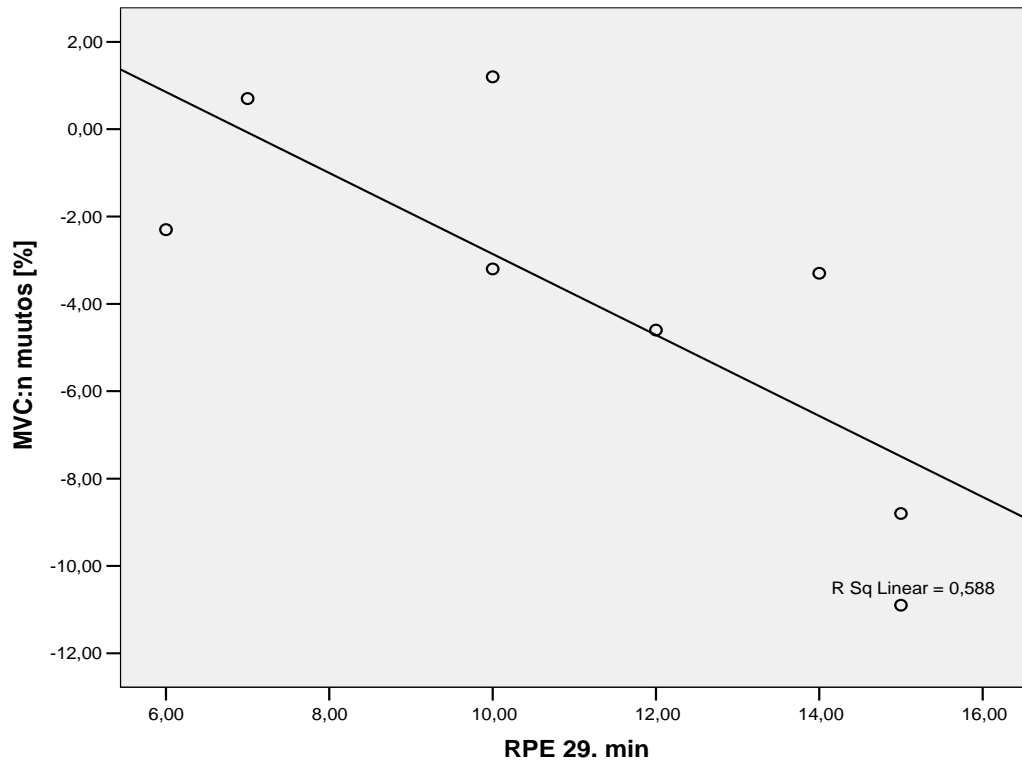
### 8.12.1 MVC/RPE

MVC:n ja RPE:n suhteellisten muutoksien välillä havaittiin negatiivinen korrelaatio ( $r = -0,792$ ,  $p < 0,05$ ,  $N = 8$ ). Tulokset esitetty kuvassa 34.



KUVA. 34. MVC:n ja RPE:n suhteellisten muutosten välinen negatiivinen korrelaatio.

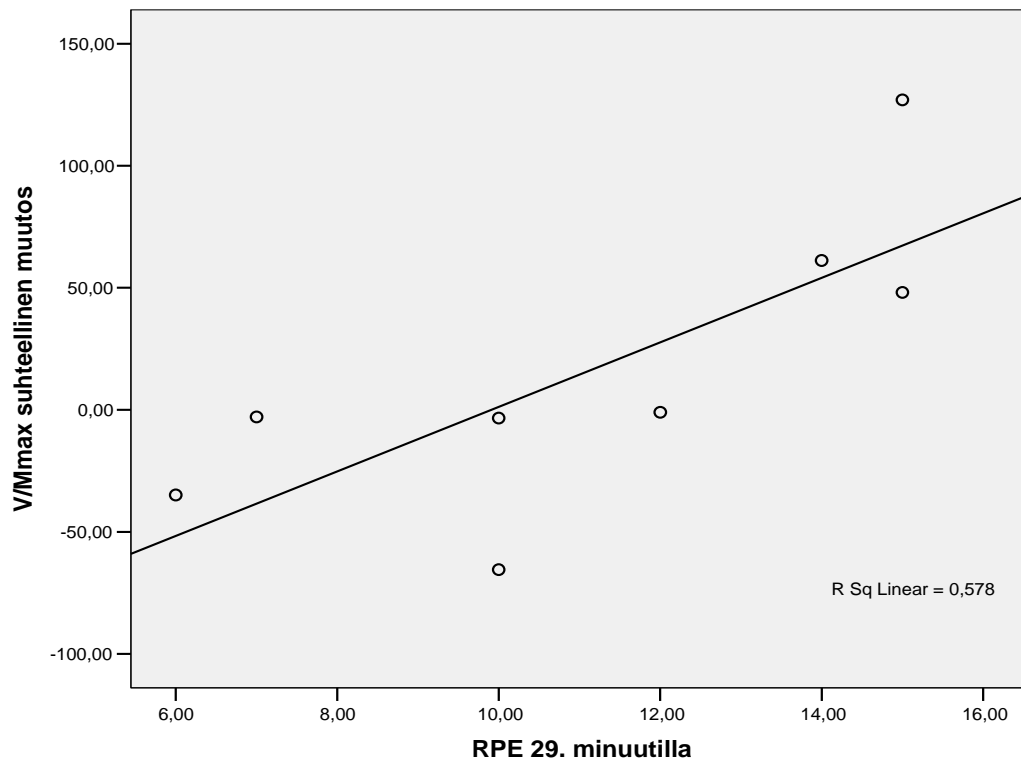
Edellistä korrelaatiota tukemaan selvitettiin myös MVC:n ja RPE:n (viimeisellä minuutilla) välinen korrelaatio. Tuloksena havaittiin negatiivinen korrelaatio ( $r=-0,767$ ,  $p<0,05$ ,  $N=8$ ). Tulokset esitetty kuvassa 35.



KUVA 35. MVC:n suhteellisen muutoksen ja RPE: (29. minuutilla) välinen korrelaatio.

### 8.12.2 V/Mmax/RPE

RPE:n viimeisen minuutin ja  $V/M_{\max}$  -suhteellisella muutoksella oli yhteyttä ( $r=0,760$ ;  $p<0,05$ ;  $N=8$ ). Tosin muuttujien suhteellisia muutoksia tarkastelemalla, ei näiden välillä havaittu yhteyttä. Tulokset esitetty kuvassa 36.



KUVA 36. V/Mmax suhteellisen muutoksen ja RPE (29. minuutilla) välinen korrelaatio.

## 9 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää aiheuttaako pitkäkestoinen (30 min) matalataajuinen värinäaltistus muutoksia hermolihasjärjestelmän toiminnassa ja ovatko muutokset sentraalisia vai perifeerisiä. Lisäksi haluttiin saada tietoa, voisivatko mahdolliset värinästä aiheutuvat selkäkivut selittyä lihasväsymyksellä. Koska kokokehontärinän vaikutuksia hermolihasjärjestelmään on tutkittu varsin vähän tässä tutkimuksessa käytetyillä altistusmenetelmillä (taajuus, amplitudi, kesto), voitiin kuitenkin olettaa, että matalataajuinen pitkäkestoinen värinä aiheuttaisi väsymystä (Kubo, 2000) ja näin ollen väsymistä voisi esiintyä myös hermolihasjärjestelmän puolella. Lisäksi haluttiin tietää koehenkilöiden oma arvio värinän kuormittavuudesta. Tähän tarkoitukseen käytettiin RPE-taulukkoa.

Tutkimuksen päätulokset olivat 1) nilkan ojentajan MVC laski värinäaltistuksen jälkeen, 2) aktivaatiotaso parani värinäaltistuksen jälkeen ja 3) värinä (RMS) oli voimakkainta lantiosta mitattuna.

Tärinäaltistuksen jälkeisen maksimivoiman vähentymisen on esitetty johtuvan lihaksen alentuneesta kyvystä tuottaa voimaa (Shinohara ym. 2005). MVC:n heikentymisen syyinä ei pidetä Ia afferentin väistymistä ylläpitää tahdonalaista suoritusta vaan syyn on arveltu löytyvän TVR:n aiheuttamasta heikentymisestä ärsytyssupistuskoplauksessa (Enoka & Stuart, 1992). Tässä tutkimuksessa MVC laski kummassakin ryhmässä altistuksen jälkeen, tosin TR:ssä tilastollisesti merkitsevästi ja yhtä koehenkilöä lukuun ottamatta muutos negatiivista;  $-3,0 \pm 4,7 \%$  ( $p < 0,05$ ). KR:ssä MVC:ssä tapahtui myös laskua, mutta vaihtelu oli selvästi suurempaa;  $-4,7 \pm 14,2 \%$ . MVC:n laskuun liittyen soleus-lihaksen aEMG nousi TR:ssä  $1,7 \pm 19,5 \%$  ja laski KR:ssä  $-4,4 \pm 22,7 \%$ . Tosin aEMG:n ja MVC:n tai MF:n ja MVC:n suhteellisten muutosten väliltä ei löytynyt yhteyttä kummastakaan ryhmässä. Tässä tutkimuksessa havaittu aEMG:n lisääntyminen TR:ssä voisi osin selittää MVC:n laskun, tosin muutokset aEMG:ssä jäivät pieniksi ja tuloksissa esiintyi suurta vaihtelua. Näiden tulosten tulkinnessa täytyy kuitenkin ottaa huomioon voimapenkin portaittainen säätö, joka tuotti ongelmia joidenkin koehenkilöi-



den kohdalla ja näin jalan asento on saattanut vaikuttaa tuloksiin virheellisesti. Myöskin tähän tutkimukseen valittu lihasryhmä, josta vasteet mitattiin olisi voitu valita lähempää sitä kohtaa mitä kautta keho altistettiin tärinälle (esim. reisilihas), jolloin oltaisiin luultavammin saatu myös selvempiä muutoksia. H-refleksin mittaamiseen pohkeesta tibialis-hermosta/soleus-lihaksesta päädyttiin kuitenkin siitä syystä, että se oli käytännöllisin vaihtoehto.

Sentraalisella väsymyksellä tarkoitetaan keskushermoston kyvyttömyyttä tuottaa tai ylläpitää tarvittavaa lihasvoimaa (Enoka, 2002). Syiksi on myös esitetty motivaation alenemista tai signaalin välittymisen heikkenemistä selkäydintasolla (Bigland-Ritchie, 1981). On myös esitetty, että väsymys ja täten MVC:n aleneminen johtuisi psykologisista syistä. Reaktioiksi onkin havaittu mm. väsymystä. (Kubo ym. 2000) Väsymyksen tai motivaation heikentymisen ei havaittu tässä tutkimuksessa vaikuttaneen MVC:hen tärinäaltistuksen jälkeen. TR:ssä aktivaatiotaso parani hieman, kun taas KR:ssä tapahtui pientä heikentymistä. Kummankaan ryhmän tulokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. V-aallon avulla voidaan kuvastaa  $\alpha$ -motoneuroneiden neuraalisen ohjauksen tasoa MVC:n aikana (Upton ym. 1971). V-aalto -arvoissa tapahtui heikentymistä kummassakin ryhmässä ja kontrolliryhmässä muutos oli tilastollisesti merkitsevä. Näiden tulosten perusteella voidaan arvella kontrolliryhmän altistuksen olleen kuormittavampaa, sillä  $V/M_{\max}$ -suhde heikkeni  $-34,5 \pm 20,8 \%$  ( $p < 0,05$ ) ja lisäksi myös aktivaatiossa tapahtui heikentymistä. Tämä on voinut johtua esimerkiksi istumisasennon staattisuudesta. Tärinäryhmässä V-aalto -arvoissa tapahtui pientä heikentymistä ( $-2,7 \pm 58,5 \%$ ). Aktivaatiotason tuloksista päätellen tärinällä oli kiihdyttävä vaikutus aktivaatioon staattiseen istumiseen verrattuna. Aktivaatiotason suhteellinen muutos ei korreloinut yhdessä MVC:n suhteellisen muutoksen kanssa. Osaltaan myös tärinän aiheuttama sentraalinen väsymys voidaan sulkea pois näiden tulosten perusteella. Tämä tulos myös tukee oletusta, että tärinä aiheuttaisi muutoksia enemmän hermolihasjärjestelmän perifeerisissä kuin sentraalisissa osissa. Voi kuitenkin olla, että oppimista on tapahtunut maksimaalisen nilkan ojennuksen suorittamisessa, jolla olisi selvä vaikutus aktivaatiotason tuloksiin. Tosin oppimisen tapauksessa voisi olettaa, että tätä olisi tapahtunut kummassakin ryhmässä, mutta havaintona oli kuitenkin aktivaatiotason paraneminen tärinäryhmässä ja aleneminen kontrolliryhmässä. Mielenkiintoista oli myös huomata  $V/M_{\max}$  ja RPE:n välinen yhteys, sillä muuttujien välillä havaittiin positiivinen korrelaatio ( $r=0,760$ ;  $p < 0,05$ ;  $N=8$ ). Tosin tarkasteltaessa muuttujien välisiä suhteellisia muutoksia,

ei korrelaatiota enää esiintynyt. MVC- ja V-aalto-tulosten muutoksissa havaittiin ristiriitoja, joka myös osaltaan viittaisi värinän aiheuttavan muutoksia perifeerisissä osissa.

On esitetty, että TVR voimistuisi 100 Hz:iin asti tuotetulla värinäaltistuksella (Romai-guère ym. 1991). Lihasväsymys siis nousisi korkeammilla värinätasoilla. Myös aktiivisten motoristen yksiköiden vähentyminen motoneuronialtaassa voisi vaikuttaa tähän. (Mester ym. 2003) Koska tämän tutkimuksen osalta ei voida sanoa tapahtuiko käytetyllä värinäaltistuksella TVR:jä, ei myöskään voida sanoa tapahtuiko muutosta motoristen yksiköiden tasolla. Tässä tutkimuksessa H-refleksi -arvot paranivat kummassakin ryhmässä. Värinäryhmässä (TR)  $H_{max}/M_{max}$ -suhde parani altistuksen jälkeen  $12,9 \pm 22,5\%$ . Kontrolliryhmässä oli havaittavissa hieman selvempää  $H_{max}/M_{max}$  -suhteen kasvua;  $15,7 \pm 27,3 \%$ . Koska kummankin ryhmän tulokset olivat positiivisia, ei johtopäätöksiä värinän vaikutuksesta voida tehdä. H-refleksi kuvaa johtuvuuden tehokkuutta Ia afferenteista  $\alpha$ -motoneuroneihin (Schiepatti 1987). Voidaankin siis sanoa, ettei kummassakaan ryhmässä tapahtunut väsymistä ainakaan sentraalisella tasolla.

M-aalto -tuloksissa havaittiin TR:ssä  $M_{max}$ -aallon amplitudin kasvua  $4,9 \pm 5,8 \%$  ( $p < 0,05$ ) altistuksen jälkeen. Syynä  $M_{max}$ -amplitudin kasvuun voi olla värinän aiheuttama lisääntynyt lihasaktiivisuus soleus-lihaksessa. KR:ssä amplitudi laski  $-2,9 \pm 7,8 \%$ . Kasvua havaittiin myös  $M_{max}$ -aallon kestossa (TR:  $9,5 \pm 7,7 \%$ , KR:  $5,7 \pm 12,7 \%$ ), mutta  $M_{max}$ -aallon amplitudin kasvun ja  $M_{max}$ -aallon keston välillä ei ollut korrelaatiota. Koska kasvu M-aallon amplitudissa voi johtua  $Na^+ - K^+$  -pumpun lisääntyneestä aktiivisuudesta (Enoka ym. 1992), voisi M-aallon keston pidentyminen johtua lihassolukalvon johtuvuuden muutoksista. Huomattavaa kuitenkin oli, että TR:ssä yhtä koehenkilöä lukuun ottamatta  $M_{max}$ -aallon kesto kasvoi.  $M_{max}$ -aallon keston kasvun yhtenä syynä voivat olla aineenvaihdunnalliset tekijät lihassolutasolla, ärsytyssupistuskoplauksessa (Fitts, 1996).  $M_{max}$ -aallon latenssiajassa ei havaittu selvää eroa ryhmien välillä. M-aallon amplitudin kasvu ja M-aallon keston kasvu ovat ristiriitaisia tuloksia, joten varmaa päätöstä värinän vaikutuksista lihastasolla ei näiden tulosten perusteella voida tehdä.

Passiivisen lihasnykäyksen voiman tuloksissa ei ilmennyt selviä eroja altisteiden välillä. TR:ssä voima heikkeni TR:ssä  $-1,3 \pm 10,1 \%$  ja KR:ssä  $-0,9 \pm 5,3 \%$ . M-aalto-

mittauksiin liittyen tuloksilla ei ollut yhteyttä, vaikka muutosten M-aallossa arveltiin johtuvan aineenvaihdunnallisista tekijöistä lihassolutasolla. Supistumisajan tiedetään riippuvan siitä, kuinka hyvin  $\text{Ca}^{2+}$  vapautuu sarkoplasmisesta retikulumista (Enoka, 2002).

Selän multifidus-lihaksesta rekisteröidyistä EMG:n aEMG-tuloksista ei saatu juurikaan lisätietoa. aEMG nousi kummassakin ryhmässä altistuksen jälkeen, johon on voinut olla syynä selän lihasten väsyminen. Mahdollisesti rasittavampi altistus oli KR:n koehenkilöillä ja tähän on nähtävimmän ollut syynä istumisasennon staattisuus. Tuloksissa kuitenkin havaittiin suurta vaihtelua. Myös MF arvot nousivat kummassakin ryhmässä ja tuloksissa havaittiin suurta vaihtelua. Näistä tuloksista voidaan kuitenkin huomioida se, ettei TR:ssä tapahtunut suurta muutosta kuormien välillä, kun taas KR:ssä MF kasvoi kuorman myötä. MF:n nousu on oletettavaa lihastyön lisääntyessä (Enoka, 2002). Tulosten perusteella voidaan varovaisesti olettaa, ettei tärinän jälkeen ollut mahdollista rekrytoida niin paljon nopeita motorisia yksiköitä, sillä ne olivat luultavasti voineet väsyä tärinäaltistuksen aikana. MF-tulokset eivät ainakaan antaneet viitteitä siitä, että lihakset olisivat väsyneet kummassakaan altistuksessa. On kuitenkin mahdollista, että valituille selän lihaksille tutkimuksessa käytetty tärinäaltistus ei luultavimmin ollut tarpeeksi kuormittavaa tai selän lihasten väsymisen selvittämiseen käytetty koeasetelma ei soveltunut tähän tarkoitukseen. Yksi selittävä tekijä voi myös olla aiempien tutkimusten tulokset, joissa oli havaittu lihasten pystyvän hallitsemaan tärinän aiheuttamia liikkeitä tärinätaajuuden ollessa alle 8 Hz (Freund 1983, Seidel ym. 1986b). Tässä tutkimuksessa käytetty taajuus vaihteli 5-10 Hz:n välillä. Alaselän ja lantion seudun on kuitenkin havaittu joutuvan suurimmalle kuormitukselle tärinän aikana (Esim. Seidel 1986a, Seidel 1993, Bowenzi 1999, Lings 2000), mutta näistä tuloksista ei voitu päätellä lihasten rasittuneen. Heräsi myös kysymys, voisiko lihaksen koolla olla vaikutusta tärinästä saataisiin vasteisiin?

Tämän tutkimuksen ainoa psykologisen (RPE) ja fysiologisen muuttujan välinen yhteys löytyi maksimaalisen nilkan ojennus –voiman tuloksista ( $r=-0,792$ ,  $p<0,05$ ). Mitä enemmän heikentymistä tapahtui MVC:ssä altistuksen jälkeen, sitä suurempi oli myös muutos RPE-arvossa 5. minuutin ja 29. minuutin välillä. RPE-taulukon avulla suoritettu kysely koostui koehenkilön mukavuuden ja kuormittuneisuuden arvioinnista. Korrelaation voi selittää osaltaan motivaation puute tai väsyminen, tosin aktiivisuustuloksista

kävi ilmi, että aktivaatiotaso jopa parani tärinäryhmässä. Tästä syystä perifeeristen tekijöiden mahdollisuus MVC:n laskuun voi olla mahdollista.

Tärinän aikaisten kiihtyvyyksien (yhdistetty RMS) mittaustuloksista huomattiin lantiossa mitatun tärinän olleen 37 % voimakkaampaa istuimesta mitattuun verrattuna. Koska penkin ( $1,11 \pm 0,12 \text{ m/s}^2$ ) ja lantion ( $1,52 \pm 0,22 \text{ m/s}^2$ ) välinen RMS:n erotus on selkeä ( $p < 0,001$ ), voidaan todeta lantion seudulla olevien lihasten, luiden ja tukikudosten vaikuttavan tärinän voimistumiseen. Kun taas verrataan päästä ja lantiosta mitattua RMS:ää, huomataan tärinän vaimentuvan selvästi ( $p < 0,01$ ). Tämän vuoksi voidaankin olettaa mm. selässä olevien luiden, välilevyjen ja lihasten vaimentavan tärinää. Ja koska tärinä mitattiin nimenomaan päästä, ei voida sulkea pois myöskään niskan osallisuutta tärinän vaimentamiseen. Voidaan siis todeta, että pelkkää istuinturua käyttämällä ei saada selvää kuvaa siitä, pysytäänkö direktiivin asettamissa rajoissa tärinälle altistumisessa. Myös ymmärtääksemme tärinän välittymistä kehossa ja tärinän vaikutuksia tulisi tärinää mitata useammasta kehon eri kohdasta ja kehittää tärinän mittaamiseen soveltuvia laitteita. Tästä voisi olla apua eri kehon kohdista saatujen vasteiden tulkintaan.

Tärinää oli alun perin tarkoitus mitata selästä, mutta mittausteknisistä syistä päädyttiin lantioon. Tätä päätöstä tuki myös tieto selkärangan lantion seudun altistuvan tärinälle ja tärinän vaikutuksille eniten (Seidel 1986a, Seidel 1993, Bowenzi 1999, Lings 2000). Seuraavia tutkimuksia ajatellen olisi tärkeää perehtyä selvittämään mitkä osat tai mekanismit selässä vaimentavat tärinää. Koska tässä tutkimuksessa ei saatu selviä tuloksia lihasväsymyksestä multifidus-lihaksessa, ei voida sanoa johtuvatko tärinästä aiheutuvat selkäkivut (esim. Mansfield 2005, Seidel ym. 1986a) nimenomaan lihasväsymyksestä.

Missä siis menee raja tärinän negatiivisten ja positiivisten vasteiden välillä ja mitkä asiat tähän vaikuttavat? Eri tutkimustulosten perusteella näyttäisi monen eri muuttujan vaikuttavan tärinästä saatuihin vasteisiin, kuten mm. tärinän keston, amplitudin, taajuuden, lihaksen tilan (passiivinen/jännitetty), niveljäykkyyden ja tärinän altistuskohdalla (yksittäinen lihas vs. lihasryhmä vs. koko keho). Jalan lihasten harjoittamisella (Bosco 1999 & de Ruyter ym. 2002) tärisevällä alustalla on saatu sekä positiivisia että negatiivisia tuloksia voimantuottoon, vaikka altistustaika, tärinän kesto, taajuus ja amplitudi olivat lähes samanlaiset. Bosco havaitsi positiivisia tuloksia voimantuoton nopeuteen ja tehoon liittyen, kun taas de Ruyter negatiivisia tuloksia MVC:ssä. Iä afferenttien syöt-

teiden on havaittu edesauttavan voimatason ylläpitämistä tietyllä matalalla voimatasolla (Yoshitake, 2004), voisikin siis olla mahdollista, että myös Boscon tutkimuksessa saadut positiiviset tulokset olisivat johtuneet Ia afferenttien toiminnasta. Voisiko siis olla mahdollista, että tärinällä olisi yhtä aikaa sekä negatiivisia että positiivisia vaikutuksia, ja voisivatko ne olla pysyviä? Tästä syystä olisi siis edelleen tärkeää tehdä pidempiaikaisia seurantatutkimuksia, jotta päästäisiin syvemmälle tärinän vaikutuksiin ihmiskehossa, ja jotta tiedettäisiin ovatko direktiivin määrittämät raja-arvot riittäviä ehkäisemään terveyshaittoja.

Mittausten yhtenä virhelähteenä voidaan pitää isometrisissä voimamittauksissa käytetyn nilkanojennus –penkin toimintaa, sillä mm. passiivisen lihasnykäyksen HRT (Half Relaxion Time) -analysointi jouduttiin jättämään pois tuloksista voimakäyrässä esiintyneiden poikkeusten vuoksi. Tutkimuksessa esiintyneisiin virhelähteisiin voidaan myöskin lukea osaltaan tärinäpenkin toiminta. Tärinän voimakkuuteen on voinut vaikuttaa koehenkilöiden paino ja näin ollen tämä on voinut vaikuttaa mittauksista saatuihin vasteisiin. Penkin vaimennuksen säätö painon mukaan oli osittain hankalaa penkin säätömekanismista johtuen, sillä säätö oli mahdollista vain mekaanisesti, eikä sitä voitu säätää automaattisesti painon mukaan. Kevyemmille koehenkilöille tärinä oli selvästi ”terävämpää”, joka on myös voinut vaikuttaa altistuksesta saatuihin vasteisiin. Tämän on voinut aiheuttaa joko tärinälähteen ilmanpainepumput tai penkin vaimennusmekanismi.

Yhteenvetona näiden tutkimustulosten pohjalta voidaan olettaa, että matalataajuinen (5-10 Hz) 30 minuutin kestoinen kokokehontärinä saattaa aiheuttaa väsymystä hermolihaskäytännössä ja muutoksia tapahtuisi ennemmin hermolihaskäytännön perifeerisessä kuin sentraalisessa toiminnassa. Tätä päättelyä tukee havaitut muutokset maksimaalissa nilkan ojennus –voimassa sekä osaltaan myös muutokset lihastasolla M-aallossa. Perifeerisen hermoston on jopa epäilty vaurioituvan voimakkaan pitkäkestoisen kokokehontärinän vaikutuksesta (Seidel ym. 1986). Lisäksi aktivaatiotason parannus tärinäaltistuksen jälkeen auttaa sulkemaan pois sentraalisen väsymisen. Vaikka tutkimuksen koehenkilömäärä oli varsin suppea, olisi näiden tulosten perusteella hermolihaskäytännön tutkimiselle kokokehon tärinäaltistuksessa lisää aihetta. MVC:n ja RPE:n suhteellisten muutosten väliltä löydettiin yhteys. Kokokehontärinä olisi siis kuormittanut kehoa sen verran, että se sai aikaan väsymistä. Uusia menetelmiä mitata tärinän vaikutuksia ihmisessä tulisikin kehittää, jotta tiedettäisiin aiheuttaako tärinä nimenomaan

pitkäkestoisia vaurioita vai väliaikaisia muutoksia hermolihaskäytössä. Näiden tulosten perusteella voidaan myös epäillä, onko tärinädirektiivi 2002/44/EY:n asettama kokokehontärinän toiminta-arvo  $0,5 \text{ m/s}^2$  ja raja-arvo  $1,15 \text{ m/s}^2$  riittävät ehkäisemään terveyshaittoja niille, jotka altistuvat kokokehontärinälle jokapäiväisessä työssään ja suojeleeko standardi suurilta tärinäkuormilta (suuret amplitudit). Mikäli tärinänmittauslaitteistoa halutaan kehittää kaupalliseen tarkoitukseen, tulisi nykyisin käytetyn istuinturinin sijasta keskittyä kehittämään anturia, joka mittaa tärinää suoraan ihmisestä alaselän tai lantion alueelta. Tämän tutkimuksen perustella tärinä oli voimakkainta juuri lantion seudulla ja mikäli tärinää mitattaisiin istuimen sijasta ihmisestä itsestään, otettaisiin huomioon myös ihmiskehon yksilöllisyys.

## LÄHTEET

- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P., Dyhre-Poulsen, P., 2002. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology*, 92: 2309-2318.
- Aatola, S., Hoikkala, M., Korhonen, O., Starck, J., Turtiainen, K. 1981. Työterveyslaitoksen tutkimus, Käsiin kohdistuva tärinä: Moottorisahan tärinän mittaus ja haitallisuuden arviointi.
- Allen, G.M., McKenzie, D.K., & Gandevia, S.C. 1998. Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle & Nerve*, 21: 318-328.
- Araki S., Murata K., Yokoyama K. 1993. Assessment of central, peripheral, and autonomic nervous system functions in vibrating tool operators: neuroelectrophysiological studies. *Environmental research*, 62(2): 272-282.
- ACSM, 2000 (The American College of Sports Medicine ). s. 78–79.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. 1985 *Muscles alive*. Fifth edition. Williams & Wilkins.
- Bigland-Ritchie B. 1981. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9: 75-117.
- Bigland-Ritchie, B., Cafarelli, E., & Vøllestad, N.K. (1986) Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 556: 137-148.
- Bigland-Ritchie, B., Woods, J.J. 1984. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 7: 691-699.

Bosco, C., Colli, R., Intorini, E., Cardinale, M., Iacovelli, M., Tihanyi, J., von Duvillard, S.P., Viru, A. 1999. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Journal of Clinical Physiology*, 19: 183-187.

Bowenzi, M., Hulshof C.T.J. 1999. An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *International Archive of Occupational Environmental Health*, 72: 351-365.

Bruel & Kjaer. 1982. *Measuring Vibration*. Bruel & Kjaer, Denmark. [www-lähde.  
http://www.bksv.com/pdf/Measuring\\_Vibration.pdf](http://www.lähde.http://www.bksv.com/pdf/Measuring_Vibration.pdf) (luettu 21.1.2007) s.6.

Crone, C., Nielsen, J. 1989. Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man. *Experimental Brain Research*., 78: 28-32.

De Ruyter, C.J., van der Linden, R.M., van der Zijden, M.J.A., Hollander, A.P., de Haan A. 2002. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *European Journal of Applied Physiology* (2003), 88: 472–475.

Duchateau, J. & Hainaut, K. 1993. Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. *Journal of Physiology (London)*, 471: 787-799.

Dupuis, H., Hartung, E. & Louda, L. 1972. Vergleich regelloser Schwingungen einesbegrenzten Frequenzbereiches mit sinusförmigen Schwingungen hinsichtlich der Einwirkung auf den Menschen. *Ergonomics*, 15: 237-265.

Edwards, R.H.T. 1981. Human muscle function and fatigue. In *Human muscle fatigue :Physiological Mechanism*, edited by Porter, W., & Whelan, J. London. 1-18.

Enoka, R.M. 2002. *Neuromechanics of Human Movement*. Human kinetics, USA. S. 53-55, 278-279, 283, 289-299, 375, 391, 435-436.

Enoka, R.M. & Stuart, D.G. 1992. Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72: 1631–1648.



Euroopan parlamentin ja neuvoston direktiivi 2002/44/EY, annettu 25 päivänä kesäkuuta 2002.

Freund, H.J., 1983. Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. *Physiological Reviews*, 63: 387–428.

Fritton, J.C., Rubin, C.T., Qin, Y.X. & McLeod, K.J. 1997. Whole-body vibration in the skeleton: development of a resonance-based testing device. *Annals of Biomedical Engineering*, 25: 831-839.

Färkkilä, M. 1978. Grip force in vibration disease. *Scandinavian journal of Work, Environment and Health*, 4: 159-166.

Gandevia, S. C. 2001. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81: 1725-1789.

Gandevia, S.C., Enoka, R.M., McComas, A.J., Stuart, D.G. & Thomas, C.K. 1995. *Fatigue: Neural and muscular mechanisms*. New York: Plenum Press.

Griffin, M.J. 1997. *Handbook of Human Vibration*. Academic Press, London. s.171-186.

Guyton, A.C. & Hall, J.E. 1996. *Textbook of Medical Physiology*. 9. painos. W.B. Saunders Company. s. 73-74, 74-75, 82, 247.

Hagbarth, K.-E. & Eklund, G. 1966. Motor effects of vibratory muscle stimuli in man. *Proceedings of the First Nobel Symposium*. Stockholm (1965), 177-186.

Hansson T, Magnusson M, Broman H. 1991. Back muscle fatigue and seated whole-body vibration: an experimental study in man. *Clinical Biomechanics*, 6: 173-78.

Health and Safety Executive. 2007. Hand-arm vibration at work. www-lähde. <http://www.hse.gov.uk/vibration/hav/index.htm> (luettu 26.1.2007).

Hisanaga, H. 1982. Studies of peripheral nerve conduction velocities in vibrating tool operators. *Sangyo Igaku*, 24(3): 284-293.

Hugon, M. 1973. Methodology of the Hoffmann reflex in man. In *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, ed. Desmedt, Karger, Basel, 277-293.

ISO 2631-1. 1997. Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration-Part 1: General requirements, International Organization for Standardization, Switzerland.

Itoh, N., Kasamatsu, T., Matsumoto, K., Iwata, H. 1977. A comparative study of the vibration disease among chain saw, piston-operated tool and rotating tool operators. *Japanese Journal of Industrial Health*, 19: 38-45.

Koistinen, J., Airaksinen, O., Grönblad, M., Kangas, J., Kouri, J-P., Kukkonen, R., Leminen, P., Lindgren, K-A., Mänttari, T., Paatelma, M., Pohjolainen, T., Siitonen, T., Tapanainen, M., van Wijmen, P., Vanharanta, H. 1998. *Selän rakenne, toiminta ja kuntoutus*. Gummerus Kirjapaino Oy. s. 41, 54-55.

Kouzaki, M., Shonohara, M., Fukunaga, T. 2000. Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. *Journal of Applied Physiology*, 89: 1420-1424.

Kubo, M., Terauchi, F., Aoki, H., Matsuoka, Y. 2000. An investigation into a synthetic vibration model for humans: An investigation into a mechanical vibration human model constructed according to the relations between the physical, psychological and physiological reactions of human exposed to vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 27: 219-232.

Lings, S. & Leboeuf-Yde, C. Whole Body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International Archives of Occupational and Environmental Health* (1999), 73: s 290-297.

Liu, J.Z., Kubo, M., Aoki, H., Liu, N., Kou, P.H., Suzuki, T. 1995. A study on the difference of human sensation evaluation to whole body vibration in sitting and lying postures. *Journal of Physiological Anthropology*, 14 (5): 219±226.

Mansfield, N.J. 2005. *Human response to vibration*. CRC Press LLC. s.1-2, 9, 14, 23.

Marjanen, Y. 2005. Whole body vibration measurements and calculations of the daily 8-hour values in Finnish working environments. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, 24: 117-123.

Martin, B.J. & Park, H.-S. 1997. Analysis of the tonic vibration reflexes: influence of vibration variables on motor unit synchronisation and fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 75: 504-511.

Merton, P. A. 1954. Voluntary strength and fatigue. *The Journal of Physiology*, 123: 553–564.

Mester, J., Spitzenpfeil P. & Yue, Z. Kirjassa Komi, P.V. 2003. *Strength and power training in sports*. Second edition. Blackwell Science Ltd. Oxford, Great Britain. s. 489-500.

Mottram C.J., Maluf K.S., Stephenson J.L., Anderson M.K. and Enoka R.M. 2005. Prolonged Vibration of the Biceps Brachii Tendon Reduces Time to Failure When Maintaining Arm Position With a Submaximal Load. *Journal of Neurophysiology* (2006), 95: 1185-1193.

Murata K., Araki S., Maeda K. 1991. Autonomic and peripheral nervous system dysfunction in workers exposed to hand-arm vibration: a study of R-R interval variability and distribution of nerve conduction velocities. *International archives of occupational and environmental health*, 63(3): 205-11.

Murfee, W.L., Hammett, L.A., Evans, C., Xie, L., Squire, M., Rubin, C., Judex, S., Skalak, T.C. 2005. *Journal of Applied Physiology*, 98: 2376-2380.

Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., Björkqvist S.-E. 2004. Ihmisen fysiologia ja anatomia. WS Bookwell Oy. s.64, 109-112, 516-518, 547.

Palmieri, R.M., Ingersoll, C.D., Hoffman, M.A. 2004. The Hoffman Reflex: Methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training*, 39(3): 268-277.

Park, H.-S. & Martin, B.J. 1993. Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. *Scandinavian Journal of Work Environment and Health*, 19: 35-42.

Pierrot-Deseilligny E, Mazevet D. 2000. The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans: interest and limits. *Neurophysiological Clinical*, 30: 67–80.

Pyykkö I. 1974. The prevalence and symptoms of traumatic vasospastic disease among lumberjacks in Finland. *Work Environ Health*, 11: 118-131.

Pyykkö, I., Färkkilä, M., Toivanen J., Korhonen, O., Hyvärinen J. 1976. Transmission of vibration in the hand-arm system with special reference to changes in compression force and acceleration. *Scandinavian journal of Work, Environment and Health*, 2: 87-95.

Riann M.P., Ingersoll C.D., Hoffman M.A. 2004. The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *Journal of Athletic Training*, 39(3): 268-277.

Romaiguère, P., Vedel, J.-P., Azylay, J.-P. & Pagni, S. 1991. Differential activation of motor units in the wrist extensor muscles during tonic vibration reflex in man. *Journal of Physiology*, 444: 645-667.

Sale, D.G., MacDougall, J.D., Upton, A.R.M., McComas, A.J. 1983. Effects of strength training upon motoneuron excitability in man. *Medicin and Science in Sport and Exercise*, 15: 57-62.

Schieppati, M. 1987. The Hoffmann reflex: A means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. *Progress in Neurobiology*, 28: 345-376.

Seidel, H., Bluethnet R., Hiz B. 1986b. Effects of sinusoidal whole-body vibration on the lumbar spine: the stress-strain relationship *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 57: 207-223.

Seidel, H., Heide, R. 1986a. Long-term effects of whole-body vibration: a critical survey of the literature. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 58(1): 1-26.

Seidel, H. 1993. Selected health risks caused by long-term whole body vibration. *American Journal of Industrial Medicine*, 23: 589-604.

Seniam. 1999. European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development BV.

Shinohara, M., Moritz, C.T., Pascoe, M.A., and Enoka, R.M. 2005. Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle. *Journal of Applied Physiology*, 99: 1835-1842.

Troup, J.D.G. 1978. Driver's back pain and its prevention, a review of the postural, vibratory and muscular factors, together with the problem of transmitted road-shock. *Applied Ergonomics*, 9: 207-214.

Upton, A.R.M., McComas, A.J. & Sica, R.E.P. 1971. Potentiation of "late" responses evoked in muscles during effort. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 34: 699-711.

Verschueren, S., Roelants, M., Delecluse, C., Swinnen, S., Vanderschueren, D., Boonen, S. 2004. Effect of 6-Month Whole Body Vibration Training on Hip Density, Muscle Strength, and Postural Control in Postmenopausal Women: A Randomized Controlled Pilot Study. *Journal of bone and mineral research* 19(3).

Wasserman, D.E., Taylor, W. 1977. Proceedings of the international occupational hand-arm vibration conference. Ed. D.E. Wasserman ja W. Taylor, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati, Ohio, U.S.A. 1977, 4-6.

Wikipedia. 2007. www-lähde. <http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Gray428.png> (luettu: 22.1.2007).

[www.seniam.org](http://www.seniam.org). 2007.

[http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerbackLoc03\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerbackLoc03_large.gif) (luettu 18.12.2007)

[www.spine-health.com](http://www.spine-health.com). 2007. <http://www.spine-health.com/topics/anat/a01.html> (luettu 23.11.2007)

[www.spine-health.com](http://www.spine-health.com). 2007. <http://www.spine-health.com/topics/cd/ergo/ergo05.html> (luettu 23.11.2007)

Zimmermann, C. L., Cook T. M., Goel V. K. 1993. Effects of seated posture on erector spinae EMG activity during whole-body vibration. *Ergonomics*, 36: 667-675.

Zimmermann, C.L. & Cook, T.M. 1997. Effects of vibration frequency and postural changes on human responses to seated whole-body vibration exposure. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 69(3): 167-179.

Yoshitake, Y., Shinohara, M., Kouzaki, M., Fukunaga, T. 2004. Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. *Journal of Applied Physiology*, 97: 2090-2097.