

**Nelipistevyötuennan vaikutus ylävartalon lihasaktiivisuuteen,
selkälihasten refleksivasteeseen ja lihasväsymykseen
työkoneperäisessä värinäaltistuksessa.**

Petteri Jylänki

Biomekaniikan Pro Gradu -tutkielma

Kevät 2013

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto, Vuotech

Ohjaajat:

V. Linnamo

J. Salmi

TIIVISTELMÄ

Jylänki, Juha Petteri 2013. Nelipistevyötuennan vaikutus ylävartalon lihasaktiivisuuteen, selkälihasten refleksivasteeseen ja lihasväsymykseen työkoneperäisessä tärinäaltistuksessa. Liikuntabiologian laitos, Vuotech, Jyväskylän Yliopisto. Biomekaniikan pro gradu –tutkielma, 94 s.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää nelipistevyön tuennan merkitys pitkäkestoisessa (7x8 min) työkoneperäisessä tärinäaltistuksessa. Tuennan vaikutusta tutkittiin mittaamalla altistuksen aiheuttamaa lihasaktiivisuutta altistuksen aikana, sekä altistuksen jälkeistä lihasväsymystä. Tutkimuksessa pyrittiin hakemaan myös yhteyttä lihasaktiivisuuden ja koehenkilöiden kokeman subjektiivisen rasituksen välillä. Lisäksi tutkittiin tuennan merkitystä koehenkilöiden selän ojentajalihasten refleksivasteiden muutoksiin äkillisessä y-suuntaisessa istuma-alustan poikkeutuksessa. Altistuksen aikaista lihasaktiivisuutta, refleksivasteita ja väsymistä tutkittiin käyttämällä tekstiiliin integroitua EMG mittausteknologiaa. EMG mittaukset suoritettiin selän ojentajalihaksista, vinoista vatsalihaksista sekä epäkäslihaksista. Lihasaktiivisuutta tutkittiin analysoimalla EMG pitkäkestoisesta altistuksesta sekä tärinäherätteen maksimikiikhtyvyyshetimitä Selkälihasten väsymistä tutkittiin Biering-Sørensen menetelmällä mittaamalla selän ojentajalihasten kestävyttä isometrisesti sekä väsymisen aiheuttamia EMG spektrin muutoksia. Koettua rasitusta arvioitiin kyselyllä, joka toteutettiin VAS menetelmällä. Koska keskivartalon lihakset ovat ainoa aktiivinen komponentti, joka voi vaikuttaa suojaavasti ulkoisen häiriön tapauksessa, refleksivastemuutoksilla ja lihasväsymisellä voi olla merkitystä oikea-aikaisen ja riittävän suojan aikaansaamiseksi erityisesti iskumaisessa altistuksessa.

Aidosta työkoneympäristöstä tallennettu pitkäkestoinen heräte aiheutti lihasaktiivisuuden muutoksia altistuksen edetessä. Lihasaktiivisuus pääosin kasvoi, sekä tuennan kanssa, että ilman tuentaa. Ilman vöitä selän ojentajalihaksissa aktiivisuuden suhteellinen kasvu oli oikealla puolella 9.6 ± 24.1 % (n.s.) ja vasemmalla puolella 9.7 ± 24.1 % (n.s.). Vasemmalla puolella vöiden kanssa aktiivisuuden kasvu oli 15.4 ± 22.7 % ($p < 0.05$). Poikkeuksena lihasaktiivisuuden kasvuun, oikean puolen selän

ojentajalihaksissa aktiivisuus laski tuennan kanssa -13.8 ± 20.4 % ($p < 0.05$). Epäkäslihaksissa aktiivisuus lisääntyi sekä tuetussa, että ei tuetussa altistuksessa. Oikealla puolella ilman voittoa aktiivisuus kasvoi 20.0 ± 36.9 % (n.s) ja vöiden kanssa 50.0 ± 98.7 % (n.s). Vasemmalla puolella ilman voittoa aktiivisuus kasvoi 16.5 ± 43.1 % (n.s) ja vöiden kanssa 64.0 ± 92 % ($p < 0.05$). Altistusjaksoja vertailtaessa tuennan vaikutus näkyi jokaisessa mitatussa lihasryhmässä pienempänä aktiivisuutena. Oikean puolen epäkäslihaksessa tuenta laski lihasaktiivisuutta tilastollisesti merkitsevästi, sekä 1. että 7. altistujaksolla: 43.8 ± 60.3 % ($p < 0.05$) ja 32.3 ± 48.5 ($p < 0.05$). Koehenkilöiden kokema rasitus kasvoi altistuksen myötä: ilman tuentaa VAS keskiarvon muutos oli 10.67 ± 11.27 % ($p < 0.001$) ja tuennan kanssa VAS keskiarvon muutos oli 11.89 ± 11.25 % ($p < 0.01$). Refleksivasteessa tuennan ei havaittu merkittävästi vaikuttavan latenssiin eikä refleksivasteiden lihasaktiivisuuteen. Lihasaktiivisuuden ja koehenkilöiden kokeman rasituksen välillä havaittiin yhteys. Selän ojentajalihaksissa vasemmalla puolella ilman voittoa $r=0,989$, $p < 0.05$ ja vöiden kanssa $r=0,996$, $p < 0.05$. Myös epäkäslihaksissa havaittiin oikealla puolella tilastollinen merkitsevyys tuetussa mittauksessa $r=0.991$, $p < 0.05$ sekä ilman tuentaa vasemmalla puolella $r=0,995$, $p < 0.05$.

Yhteenvedon todetaan, että nelipistevyöllä toteutetulla tuennalla on merkitystä lihasaktiivisuuteen, sekä keskivartalossa, että epäkäslihaksissa. Tutkimuksen perusteella tuenta myös vaikuttaa koehenkilön kokemaan rasitukseen vähentävästi. Tutkimuksessa ei voitu osoittaa altistuksen aiheuttamaa lihasväsymystä eikä vaikutusta asentokontrollin heikkenemiseen vertailutilanteessa. Tekstiiliin integroitu EMG mittausmenetelmä osoittautui nopeaksi ja sopivaksi tavaksi mitata lihasaktiivisuutta pitkäkestoisesta koko kehon värinäaltistuksesta. Tutkimuksessa esiintynyt lihasaktiivisuuden kasvu voi pidemmissä altistuksissa vaikuttaa refleksivasteisiin ja sitä kautta heikentyneeseen asentokontrolliin ja puutteelliseen lihaskontrolliin lantion alueella.

Avainsanat: Koko kehon värinä, lihasaktiivisuus, EMG, väsyminen, refleksi

ABSTRACT

Jylänki, Juha Petteri 2013. The effect of harness belt support to upper body muscle activity, back extensor muscle reflex response and muscle fatigue in a construction and forest machinery based whole-body vibration exposure. Department of Biology of Physical Activity, Vuotech, University of Jyväskylä. Master's Thesis of Biomechanics, 94 pp.

The purpose of this study was to investigate the effect of a harness belt support in construction and forest machinery based (7x8 min) long whole body vibration exposure. The effect of seating support was evaluated by measuring the muscle activity during the exposure and the fatigue after the exposure. After exposure, back muscle reflex response was examined using the sudden perturbation in y-direction (laterally) while seated. The correlation between the subjective feeling and muscle activity was also investigated. The muscle activity was measured using EMG electrodes which were embedded to textiles. Muscles under investigation were Erector Spinae, Obliquus Externus and Trapezius. Muscle activity was analysed during the long term exposure and phases with maximal acceleration. The back extensor fatigue was investigated using Biering-Sørensen method, where endurance is measured using submaximal isometric contraction. EMG spectrum changes from Erector Spinae were recorded and analysed. Subjective stress from exposure was recorded and analyzed using VAS method. Because the abdominal body muscles are the only active component that can protect the lumbar spine from external perturbations, changes in the reflex responses and muscle fatigue can have importance in right-timing and adequate protection level especially in a shock type of perturbations.

The random type vibration, which was recorded from the forwarder, caused changes in muscle activity during exposure. The muscle activity mainly increased with and without harness belt support. In Erector Spinae muscles the activity increment during exposure was on the right side 9.6 ± 24.1 % (n.s.) and 9.7 ± 24.1 % (n.s.) on the left side without the support. With the harness support the activity increment on the left side was 15.4 ± 22.7 % ($p < 0.05$). With the exception of increased muscle activity, on the right side of

the Erector Spinae the activity decreased -13.8 ± 20.4 % ($p < 0.05$). In Trapezius muscles the activity increase was on right side 20.0 ± 36.9 % (n.s) without harness belt and with belt 50.0 ± 98.7 % (n.s). On the left side without the harness belt activity increase was 16.5 ± 43.1 % (n.s) and with belt 64.0 ± 92 % ($p < 0.05$). When the muscle activity was compared by exposure periods the effect of the harness belt support was seen as a reduced muscle activity in each evaluated muscle group. On the right side of the trapezius muscle the harness belt support reduced the muscle activity both 1st and 7th exposure period: 43.8 ± 60.3 % ($p < 0.05$) and 32.3 ± 48.5 ($p < 0.05$). During the exposure the subjective stress was increased. In both cases there was a statistically significant difference in subjective stress: without support averaged VAS change was 10.67 ± 11.27 % ($p < 0.001$) and with support averaged VAS change was 11.89 ± 11.25 % ($p < 0.01$). With the harness support there was no clear difference on short latency reflex or the muscle activity on reflex response. It was found that there is a connection between the experienced stress level and muscle activity. With Erector Spinae muscle on left side without harness support $r = 0.989$, $p < 0.05$ and with support $r = 0.996$, $p < 0.05$. Also with Trapezius muscle there was a statistical significance on right side when the exposure was done with support $r = 0.991$, $p < 0.05$ and on left side without the harness belt support $r = 0.995$, $p < 0.05$.

As a conclusion it can be assumed that the harness belt support can have a degrading effect on muscle activity on abdominal muscles and trapezius muscles. In addition to this the support has also an effect to degrade the experienced stress level. In this investigation it was not possible to show the changes in fatigue level or postural control. The EMG garment was shown to be a fast and suitable way to record muscle activity from the longer whole-body vibration exposure periods. Based on this study it is assumed that increased muscle activity due to whole body vibration exposure can have an effect to reflex responses and inadequate postural control on pelvic area.

Keywords: Whole-body vibration, muscle activity, EMG, fatigue, reflex

LYHENTEET

ATP	Adenosinotrifosfaatti
COP	Center Of Pressure
EKG	Electro Kardiografia
EMG	Electromyography
ES	Erector Spinae
EY	Euroopan Yhteisö
FE	Finite Element
Hz	Hertsi, ilmaisee värähtelyä / sekunti
IAP	Intra Abdominal Pressure
ISO	International Standard Organization
LHD	Load Haul Dump (Kaivostyökone)
MEP	Motor Evoked Potential
MF	Multifidus
MVC	Maximal Voluntary Contraction
MVE	Maximum Voluntary Electrical Activity
OE	Obliquus Externus
OI	Obliquus Intenus
QL	Quadratus Lumborum
m/s ²	kiihtyvyyden yksikkö
RA	Rectus Abdominis
rms	Root Mean Square
RVC	Reference Voluntary Contraction
RVE	Reference Voluntary Electrical Activity
SAE PAD	Society of Automotive Engineers
SR	Sarkoplasminen Reticulum

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	11
2	TÄRINÄ TYÖKONEISSA.....	12
2.1	Tärinään liittyvät muuttujat.....	12
2.2	Työkoneiden istuimien tärinävaimennus	13
3	TÄRINÄALTISTUKSEN TUTKIMUS, MITTAAMINEN- JA ARVIOINTIMENETELMÄT.....	14
3.1	Standardit	14
3.1.1	ISO 2631-1	14
3.1.2	ISO 2631-5	15
3.2	Tutkimuksissa käytetyt koko kehon tärinäherätteet.....	16
3.3	Kiihtyvyysanturit	17
3.4	Kiihtyvyysanturien kiinnitys kehon tärinän mittauksessa	18
3.5	Näennäinen massa, mekaaninen impedanssi ja mallinnus.....	21
3.6	Biomekaniikan mallinnus koko kehon tärinässä.....	21
3.7	Tärinän vaikutus tasapainoon ja asentokontrolliin.....	22
3.8	Tärinäaltistuksen subjektiivinen arviointi	23
4	KEHON VASTE JA LIHASAKTIIVISUUS TÄRINÄALTISTUKSESSA.....	25
4.1	Lannerangan stabilisaatiomalli	27
4.2	Keskivartalon lihakset ja niiden lannerankaa tukeva toiminta.....	28
4.2.1	Lihassolutyypit ja supistumisnopeus	29
4.2.2	Luustolihasen väsyminen.....	30
4.2.3	Lihaksen maksimaalinen voimatuottokyvyn ja lihasväsymyksen arvioiminen	31
4.3	Lihaskäytävyyden vasteet koko kehon tärinälle	32

5	EMG KOKO KEHON TÄRINÄMITTAUKSESSA.....	36
5.1	Menetelmäkuvaus EMG mittauksista	36
5.1.1	Elektrodityypit ja mittauskohtasuositukset	36
5.1.2	Instrumentointi: Vahvistimet, Suodatukset ja Prosessointi.....	37
5.1.3	Dynaamisessa koko kehon värinämittauksessa ilmenevät häiriöt	38
5.2	EMG lihasaktiivisuuden ja väsymisen mittaamisessa.....	40
5.2.1	Lihaskäivisuus	40
5.2.2	Lihaskäyminen ja EMG tulkinta	40
5.2.3	EMG mittauksen normalisointi	41
5.3	Tekstiiliin integroidut EMG elektrodit.....	42
6	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	43
7	MENETELMÄT	44
7.1	Koehenkilöt	44
7.2	Mittausjärjestely	45
7.2.1	Istuin ja istuma-asento.....	46
7.2.2	Hallintalaitteet	46
7.2.3	Tekstiilieihiin integroitu EMG mittaus ja mitattavat lihakset.....	47
7.2.4	Kiihtyvyyssmittaus koehenkilöistä.....	49
7.2.5	Altistusjakson kuvaus ja analysointi	49
7.3	Mittausprotokolla	50
7.4	Mittaukset.....	52
7.4.1	Refleksimittaus.....	52
7.4.2	Isometrinen voiman mittaus	53
7.4.3	Sørensen menetelmä ja alaselän EMG.....	55
7.4.4	Tärinäaltistus heräte	56
7.4.5	Subjektiiivinen arviointi.....	57
7.5	Tilastollinen analyysi	58
8	TULOKSET	59

8.1	Refleksimittaukset.....	59
8.2	Lihasktiivisuudet altistuksen aikana.....	61
8.3	Maksimi-iskun aiheuttama lihasktivisuus	67
8.4	Biering-Sørensen menetelmä ja väsymisindeksit	71
8.5	Subjektiiivinen rasitus	72
8.6	Korrelaatiot	73
9	POHDINTA	75
10	LÄHTEET.....	82

1 JOHDANTO

Euroalueella tehtyjen tutkimusten mukaan selkäkipu on yksi suurimmista työntekijöiden raportoimista vaivoista ja syy työpoissaoloon (Parent-Thirion 2012; Edwards 2010). Noin 46 % miehistä ja 47 % naisista olivat vastanneet kärsineensä selkävaivoista viimeisen vuoden aikana. Suurin osa tuki- ja liikuntaelin vaivoja kärsineistä työskenteli maa- ja metsätalous, kuljetus sekä rakennusalalla (Parent-Thirion 2012). Työkoneperäisen koko kehon värinän on epäilty aiheuttavan valtaosan alaselkävaivoista. Vuonna 2002 asetettu värinädirektiivi 2002/44/EY määrittää raja-arvot työntekijöihin kohdistuvalle käsi- ja koko kehon värinälle. Valtioneuvoston asetus (48/2005) työntekijöiden suojelemisesta värinästä aiheutuvilta vaaroilta määrittää toimintaohjeet ja vastuut värinäasetukselle. Laki velvoittaa lähinnä työnantajaa ja siinä asetetaan värinälle altistuksen toiminta- ja raja-arvot ja niiden ylittymisestä seuraavat velvoitteet. Värinädirektiivi ja valtioneuvoston asetus ei aseta hetkellisille huippuarvoille rajoja, mutta iskut ja tärähdykset on otettava tapauskohtaisesti huomioon riskin arvioinnissa.

Tässä tutkimuksessa tehtiin katsaus aiemmin tehtyihin värinäaltistustutkimuksiin. Kerätyn tiedon pohjalta tutkimuksessa haettiin uusia mahdollisia biomekaanisia sekä fysiologisia mittausmenetelmiä ihmisen kokeman värinäaltistuksen tutkimiseksi työkoneympäristössä. Aiemmat tutkimukset ovat painottuneet selkärangan ja keskivartalon värinäaltistuksen tutkimiseen ja sitä kautta kudosalueiden vaurioiden tutkimiseen, kehittyen edelleen mallinnusmenetelmiin, joilla värinäaltistuksia sekä vammautumismekanismeja on pyritty arvioimaan laskennallisesti. Värinäaltistus tutkimuksissa on usein käytetty puhtaita x, y tai z-suuntaisia herätteitä, joista käytetyin on z-suuntainen eli vertikaaliheräte. Tässä tutkimuksessa haluttiin ottaa myös uutta näkökulmaa altistustutkimukseen kenttäolosuhteissa, hyödyntämällä uudenlaista tekstiiliin integroitua elektromyografiomittausta lihasaktiivisuuden ja lihasväsymisen tutkimisessa. Altistuksessa käytettiin työkoneympäristöstä tallennettua herätettä, joka pystyttiin toistamaan laboratorio-olosuhteissa liikealustan herätteenä.

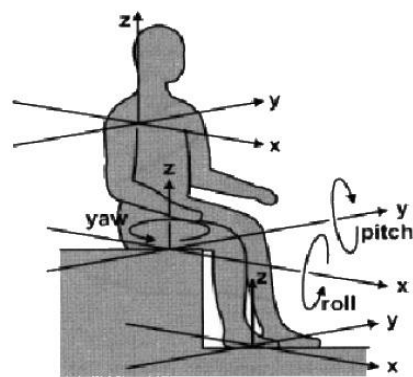
2 TÄRINÄ TYÖKONEISSA

Työkoneiden värinäaltistuksia voidaan arvioida tietokantoihin tallennettujen värinätietojen sekä altistuslaskennan avulla. Esimerkiksi Umeån yliopiston kansanterveyden ja kliinisen lääketieteen laitos ylläpitää tietokantaa eri konetyypeistä mitatuista värinäarvoista (Umeå University 2013). Altistuslaskelmat ovat kuitenkin arvioita ja mittauksia aidosta ympäristöstä tarvitaan todellisen altistuksen määrittämiseen.

2.1 Värinään liittyvät muuttujat

Värinä voi esiintyä missä tahansa suunnassa. Koko kehon värinässä eteen-taakse suuntainen liike (värinä) on määritelty x-akselilla, lateraali y-akselilla ja vertikaali z-akselilla tapahtuvaksi liikkeeksi (Kuva 1). (Mansfield 2005, 9)

Värinäksi voidaan myös määritellä akseleiden ympärillä tapahtuvaa liikettä. *Roll* tarkoittaa pyörimisliikettä x-akselin, *Pitch* y-akselin ja *Yaw* z-akselin ympärillä (Kuva 1). (Mansfield 2005, 9.)



KUVA 1. Värinän suunnat (Mansfield 2005, 9).

Värinä voi olla luonteeltaan determinististä, jossa värähtely noudattaa tiettyä kaavaa, tässä tapauksessa värinää voidaan ennustaa aiemman värähtelyn perusteella. Värinä voi olla myös satunnaista, jolloin värinää ei voi ennustaa eteenpäin kuin tilastollisesti. Edellisten lisäksi värinää voidaan luonnehtia iskumaiseksi, jolloin heräte voi olla pulssi,

askelmainen tai tilapäinen värähtely, jolloin värinä on epäsäännöllistä. Värinää kuvataan yleisesti parametreilla amplitudi ja taajuus. (Harris 2002, 1.1.-1.2.) Lisäksi värinää kuvataan termillä kiihtyvyyys, joka kuvaa värinäessä esiintyviä nopeuden ja suunnan muutoksia (Harris 2002, 1.23).

2.2 Työkoneiden istuimien värinävaimennus

Ajoneuvon istuimen mukavuutta voidaan tutkia kahdesta eri näkökulmasta, staattiset parametrit sekä dynaamiset parametrit (Mansfield 2005, 31). Ebe ja Griffin (2000) pyrkivät luomaan laadullisen mallin istuimille staattisten ja dynaamisten ominaisuuksien perusteella. Lopputuloksena tutkimuksessa todettiin hypoteesin mukaisesti, että kokonaisistuinmukavuus riippuu istuimen staattisten ja dynaamisten ominaisuuksien yhteisvaikutuksesta ja että istuimen staattinen epämukavuus vaikuttaa tuolin kokonaisuuden mukavuuteen värinäaltistuksen voimakkuuden mukaan. Olennaisinta istuimen suunnittelussa on pyrkiä suunnittelemaan istuin mahdollisimman hyvin käyttöympäristöään vastaavaksi (Mansfield 2005, 32).

Usein työkoneiden istuimet ovat jousitettuja, ja tuolin rakenteessa on erillinen jousitusmekanismi tuolin istuinpehmusteiden lisäksi. Jousimekanismi voi olla esimerkiksi mekaanisesti tai ilmanpaineella toimiva. Useimmiten jousitetun istuimen resonanssitaajuus on 2 Hz kohdalla ja tavoitteena on vaimentaa tuolin vertikaalisuuntaista värinänjohtavuutta resonanssitaajuuden yläpuolella (Mansfield 2005, 37-38). Aktiivisissa jousitusmekanismeissa pyritään aktiivisen monitoroinnin ja ohjauksen avulla järjestämään paras mahdollinen vaimennus. Aktiivisella järjestelmällä pystytään paremmin säätämään istuimen jousto-ominaisuudet esimerkiksi kuljettajan painon mukaan, sekä ajotilanteeseen sopivaksi (Maciejewski 2010).

3 TÄRINÄALTISTUKSEN TUTKIMUS, MITTAAMINEN- JA ARVIOINTIMENETELMÄT

Koko kehon tärinää on tutkittu paljon, mutta edelleen on epäselvää mikä tai mitkä mekanismit koko kehon tärinässä aiheuttavat selkäkipuja ja vammoja. Seidel (2005) ehdottaa koko kehon tärinätutkimukselle seuraavia painotusalueita (1) biodynamiikan epälineaarisuuden tutkiminen, (2) x- ja y-akselin suuntainen koko kehon tärinän vaikutus, (3) selkärangan vahvuus leikkausvoimia vastaan (4) kontaktiparametrit ihmisen ja istuimen välillä, (5) asennon merkitys ja lihasaktiivisuus sekä (6) selkärangan materiaalistien ominaisuuksien tutkiminen.

Pääperiaate ihmisen kokeman tärinäaltistuksen arvioinnissa on ollut mitata tärinätaso ympäristön ja ihmisen rajapinnasta. Istuvan asennon tärinäaltistus tulee mitata istuimen ja vartalon välistä, koska monesti rakenteet ja istuimen ominaisuudet muuttavat tärinän ominaisuuksia. Jos altistavaa tärinätasoa ei pystytä mittaamaan ihmisen ja ympäristön rajapinnasta, käytetään laskennallisia keinoja, jolla tärinän siirtofunktiota arvioidaan kontaktirajapintaan. Vaikka mitattava rajapinta saataisiinkin määritettyä optimaalisesti istuin-ihminen rajapintaan, tämä ei takaa sitä että tulokset olisivat täysin vertailukelpoisia keskenään eri istuintyyppien ja ihmisten välillä. Tämä selittyy sillä, että ihminen ja tuoli muodostavat värähtelijäsystemin, joka voi muuttaa tuoliin ja ihmiseen kohdistuvan tärinän määrää. (Griffin 1997, 454-457; Hakkarainen 2008; ISO 2631-1 1997.)

3.1 Standardit

3.1.1 ISO 2631-1

Ihmiseen kohdistuvan tärinän arvioinnissa käytetään usein ISO 2631-1 standardia; Mekaaninen tärinä ja isku – Ihmisen koko kehon tärinäaltistuksen arvioiminen. Standardin ensimmäinen osa käsittelee yleisiä vaatimuksia. Standardi antaa ohjeistukset

mittausten suorittamiselle periodiselle, satunnaiselle ja tilapäiselle koko kehon tärinälle. Tämän lisäksi standardin lisäosat antavat ohjeistuksia tulosten tulkitsemiselle, sekä mahdollisten painotusten käyttämiseksi. Pääasiallisesti standardi antaa ohjeistukset istuinrajapinnasta tapahtuvalle mittaukselle, mutta antaa myös ohjeistusta istuimen selkätuesta, sekä jaloista tehtäville mittauksille. (Mansfield 2005, 151.)

Perusmenetelmänä tärinän arvioinnille ISO 2631-1 standardissa esitetään painotetun kiihtyvyyden (rms) arvon käyttöä. Painotettu kiihtyvyys ilmoitetaan m/s^2 translationaaliselle tärinälle. Esiintyneitä kiihtyvyyden arvoja painotetaan suunnan ja taajuusalueen mukaan, jotka on esitetty standardissa (ISO 2631-1 1997).

Huippukerointa (crest factor) voidaan käyttää tutkittaessa ISO2631-1 perusmenetelmän soveltuvuutta tärinän arvioimiselle. Perusmenetelmä voi aliarvioida tärinän vakavuuden, jos tärinän huippukeroin ylittää arvon 9. Tämä johtuu siitä, että tärinässä, jossa tulee satunnaisia terveydelle haitallisia iskuja, rms arvo ei välttämättä anna oikeaa kuvaa tärinän tai tärinäaltistuksen vaarallisuudesta. Tämän takia satunnaisia iskuja, suuria huippukertoimia tai hetkellistä tärinävaihteluita sisältävässä tärinässä on hyvä raportoida myös huippukertoimen arvo, sekä tarvittaessa käyttää tärinän arvioimisessa lisämenetelmiä, kuten juokseva (running) rms tai 4th power menetelmä. Juokseva rms menetelmä ottaa huomioon satunnaiset iskut ja hetkelliset tärinät, käyttämällä lyhyttä aikavakiota integroinnissa. 4th power menetelmä on perusmenetelmää herkempi tärinässä esiintyville lyhyille piikeille. (ISO2631-1 1997.).

Viimeisin ISO 2631-1 (1997) ei sisällä raja-arvoja altistuksille, mutta sen liitteet B, C, D arvioivat tärinäaltistuksen vaikutuksia terveydelle, mukavuudelle, tärinän havainnoinnille ja matkapahoinvoinnille, joita voi käyttää yhdessä tieteellisen tutkimusmateriaalin kanssa.

3.1.2 ISO 2631-5

ISO 2631-1 standardissa on todettu olevan puutteita iskumaisten herätteiden arvioimiseksi erityisesti silloin, kun heräte sisältää useampia iskuja. Useampien

iskumaisten herätteiden ja arviointia varten on kehitetty ISO 2631-5 standardi (Waters ym. 2007). Standardin tavoitteena on ollut luoda laskentamalli iskumaisen tärinän altistuksesta ja terveysvaikutuksista selkärangan alueella. Standardin laskentamalli soveltuu rentoon, ei tuettuun istuma-asentoon (ISO 2631-5 2004).

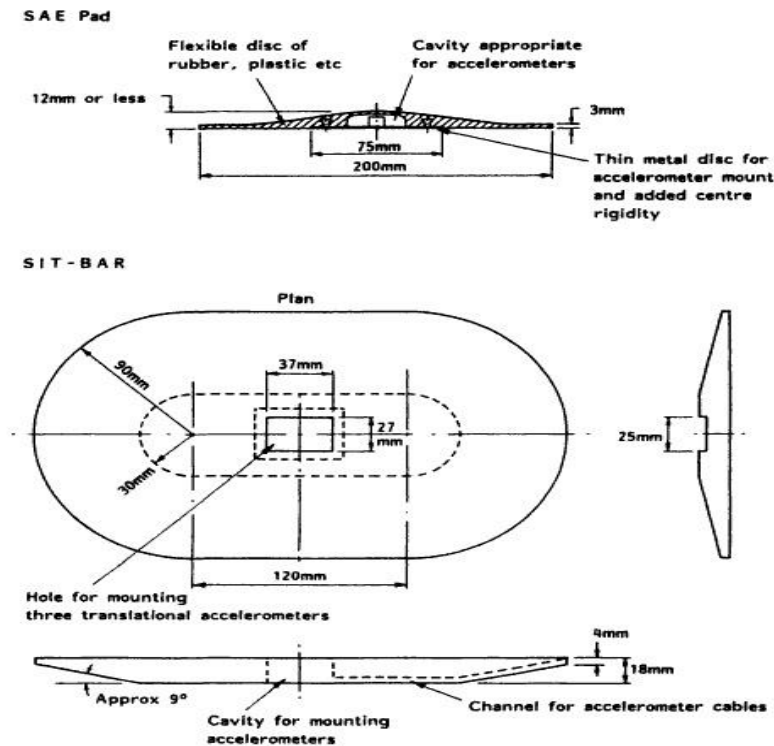
3.2 Tutkimuksissa käytetyt koko kehon tärinäherätteet

Istuinasennossa koko kehon tärinätutkimuksissa vertikaalista eli z-suuntaista herätettä on tutkittu horisontaalisuuntia enemmän. Tämä johtuu todennäköisesti siitä syystä, että vertikaalitärinän on huomattu aiheuttavan enemmän resonansseja ja epälineaarista käyttäytymistä, sekä tärinän johtuminen päähän on todettu olevan voimakkaampaa vertikaalitärinässä. (Dupuis 1986, 14-17.) Niinikään Paddan (1999) toteaa väitöskirjansa kirjallisuuskatsauksessa, että vertikaali suunta on tutkituin tärinäsuunta. Yleisesti käytetyimpiä ovat, niin kutsutut puhtaat herätesignaalit. Tämän vuoksi Paddan esittää, että kentältä tallennettua työkoneiden todellista tärinäherätettä tulisi vertailla laboratorio-olosuhteissa käytettyihin herätteisiin. Tällä tavalla saataisiin selville kuinka hyvin herätteet ja niiden tuottamat vasteet vastaavat toisiaan. (Paddan 1999, 24.) Santos ym. (2008) käyttivät tutkimuksessaan kaivostyökoneen (Load Haul Dump, LHD) tärinää mallintavaa, luonteeltaan satunnaista herätettä. Tärinä oli tallennettu kiihtyvyyssantureiden avulla oikeassa työkoneympäristössä Boilaeun ym. (2006) tutkimusten yhteydessä. Kerätty kiihtyvyydata oli pelkästään vertikaalisuuntaista. Tärinän spektri sisälsi taajuuksia 0.5 – 20 Hz ja kiihtyvyyden maksimi oli 2.7 Hz taajuudella. ISO2631-1 menetelmällä laskettu taajuuspainotettu kiihtyvyyden keskiarvo $a_w(0.5 - 20 \text{ Hz})$ oli 0.86m/s^2 .

Lundström ja Lindberg (1983) tutkivat tärinäsuuntia 56 työkoneesta, joissa kolmessatoista horisontaalisuuntaa oli voimakkaampaa kuin vertikaalisuunta. Tämän lisäksi huomattiin, että jokaisessa tutkimuksessa ainakin yhden horisontaalisuunnan tärinä oli vähintään 90% vertikaalisuuntaisen tärinän voimakkuudesta. Tämän vuoksi on esitetty, että myös horisontaalisuunnat tulisi huomioida paremmin tutkimuksissa. (Mansfield 2005, 47.)

3.3 Kiihtyvyyssanturit

Pehmeällä alustalla istuvaan ihmisen kohdistuvaa tärinää on mitattu käyttämällä kiihtyvyyssantureilla varustettua istuintyynyä, joka asennetaan ihmisen ja istuinalustan väliin. Kuvassa 2, on esitetty SAE PAD istuinalusta, sekä SIT-BAR istuinalusta, joka kykenee mittaamaan myös rotaatioliikettä.



KUVA 2. SAE PAD (Society of Automotive Engineers PAD) sekä SIT-BAR istuinalusta (Griffin 1997, 457).

Jos voidaan osoittaa, että alustan rakenne on riittävän jäykkä, niin anturit voidaan sijoittaa kontaktipisteen lähietäisyydelle ja projisoida tärinä haluttuun pisteeseen laskennallisesti (Griffin 1997, 460-461). Anturit tulee valita kohteen mukaan siten, että anturin fyysiset ominaisuudet, taajuusvaste, herkkyys, resoluutio, amplitudirajat sekä -lineaarisuus, lämpöominaisuudet, kalibrointiominaisuudet ja signaalin käsittelyyn tarvittavat ominaisuudet ovat tilanteeseen sopivat. Erityisen tärkeää on huomioida, että itse anturi ei vaikuta tuloksiin esimerkiksi painonsa vuoksi (Griffin 1997, 482; Harris 2002, 12.15). Yleinen sääntö on, että anturin paino tulisi olla alle 1/10 mitattavan kohteen dynaamisesta massasta (Chaffin 1999, 469). Tärinäaltistuksessa yleisimmin

käytettyjä antureita ovat pietsosähköiset ja pietsoresistiiviset anturit (Griffin 1997, 462; Harris 2002, 12.16,12.24). Pietsoresistiiviset anturit ovat parempia mitattaessa matalia taajuuksia ja niillä päästään mittaamaan lähelle 0 Hz taajuuksia. Pietsoresistiiviset anturit ovat erittäin herkkiä, mutta usein ne ovat kuitenkin kookkaita. Pietsosähköiset anturit soveltuvat paremmin korkeille taajuuksille ja ovat epäherkempiä. Fyysisiltä ominaisuuksiltaan pietsosähköiset anturit ovat pieniä ja kevyitä. (Chaffin 1999, 468-469.)

3.4 Kiihtyvyyssanturien kiinnitys kehon värinän mittauksessa

Määriteltäessä ihmiseen kohdistuvaa värinää, esimerkiksi biomekaanisia ominaisuuksia tutkittaessa, anturit joudutaan usein kiinnittämään ihmiseen. Tämä asettaa painorajan anturille. Painoraja riippuu tutkittavasta taajuusalueesta sekä kiinnityskohdan efektiivisestä massasta. (Harris 2002, 12.15)

Paddan (1998) on laatinut listan tutkimuksista ja yhteenvedot, joissa istuimen värähtelyn johtumista päähän on tutkittu erilaisin menetelmin. Tutkimuksista 10 oli tehty x-suuntaisella herätteellä eli edes-takainen suunta, 14 oli tehty sivuttaisella eli lateraaliherätteellä ja 46 tutkimusta käyttäen vertikaaliherätettä. Tutkimuksissa pään liikettä mittaava kiihtyvyyssanturi oli kiinnitetty vaihtelevasti päälle erilaisin kiinnitysmenetelmin tai koehenkilön hampaiden väliin asetettavalla purutangolla, jossa kiihtyvyyssanturi sijaitsi. Tehdessään yhteenvedoa tutkimuksesta huomattavaa oli että tutkimustuloksista saatu vaihtelu sekä tutkimusmenetelmien vaihtelu (mittauskohdat sekä menetelmät) oli niin suurta, että johtopäätöstä värinän siirtymisestä istuimesta päähän ei voitu antaa. Yhteenvetona voitiin todeta, että värinän taajuus on yksi monista asioista, jotka vaikuttavat värinän johtumisessa istuimesta päähän. (Paddan, 1998.)

Seidel ym. (1986) tutkivat neljällä miespuolisella koehenkilöllä kovalla anatomisesti muotoillulla istuimella istuvan ihmisen selkärangan rasiasta (L3-L4 tasolla) mittaamalla ylävartalon lihasaktiivisuutta sekä kiihtyvyyksiä ylävartalosta, päästä sekä istuinallustasta. Herätteenä käytettiin sinimuotoista vertikaaliherätettä taajuuspyyhkäisyä 1-15 Hz kahdella intensiteetillä ($I_1=1.5\text{ms}^{-2}$ sekä $I_2=3.0\text{ms}^{-2}$ rms).

Tutkimuksen tarkoituksena oli saada lisätietoja kuinka hyvin teoreettiset värinän arviointimenetelmät (IS 2631, 1974) vastasivat mitattuja arvoja. EMG mitattiin selän ojentajalihaksista T12/L1 tasoilta käyttäen bipolaarisia pintaelektrodeita. Tämän lisäksi EMG mitattiin myös suorista vatsalihaksesta. Kiihtyvyydet mitattiin päästä käyttäen purutanko kiihtyvyyssanturia, kiihtyvyyssanturit oli myös kiinnitetty olkapäihin ja selkärangan iholle T5 okahaarakkeen kohdalle. Lisäksi kiihtyvyys mitattiin istuinalustasta. Kyseisessä tutkimuksessa selkälihaksen eivät kyenneet suojelemaan selkäranka värinältä kaikilla herätteillä, koska lihasten aktiivisuus ei noudattanut riittävän hyvin kehoon kohdistuneen värinän ajoitusta, erityisesti resonanssitaajuuden yläpuolella. Näin ollen malleja, joilla arvioidaan selkärankaan kohdistuvia voimia optimaalisesti käyttäytyvän lihasaktiivisuuden perusteella, tulisi tarkkailla kriittisesti. Erityisen suurilla voimilla selkärankaan arvioitiin kohdistuvan 7.5, 8 ja 4.5 Hz taajuuksilla. (Seidel ym. 1986.)

Madakashira-Pranesh (2011) teki väitöskirjansa kirjallisuuskatsauksessa yhteenvedon kiihtyvyyssantureiden sijoituksesta ylävartaloon (Kuva 3). Omaan tutkimukseensa hän valitsi kirjallisuuskatsauksen perusteella viisi mittapistettä kolmiakselisille kiihtyvyyssantureille. Mittapistet asetettiin ihon päälle nikamien C7, T5, T12, L3 ja L5 läheisyyteen. Saatua tuloksia verrattiin kuvassa 3 merkinnällä † viitattuihin tutkimuksiin. Tutkimuksen yhteenvedon todettiin, että non-invasiiviset kiihtyvyyssanturit ovat erittäin herkkiä häiriöille, joista Madakashira-Pranesh nostaa esille ihon elastiset vaikutukset, sekä mahdolliset asennustavasta johtuvat virheet, joiden vuoksi selkärangan ja sisäelinten värähtelyä ei voidaan suoraan tulkita mitattua datasta. (Madakashira-Pranesh 2011.)

	Study	Purpose (Type of Input Excitation)	Sensor Location on Body (Axes)
Invasive Studies	Zagorski <i>et al.</i> (1976)	Measure acceleration at different spine locations (Sinusoidal)	Head, C7, T7, L, S3 (Z)
	Panjabi <i>et al.</i> (1986) †	K-wire accelerometers to measure vertebral motion directly (Sinusoidal)	L1, L3, Sacrum (X, Z, Pitch)
	Pope <i>et al.</i> (1986)	Comparison of LED displacement on skin versus vertebral pins (Sinusoidal)	L3, PSIS (Z)
	Sandover and Dupuis (1987)	K-wire photogrammetric study of vertebral displacement (Sinusoidal)	T12, L1, L2, L3, L4 (X, Z)
	Pope <i>et al.</i> (1989) †	Measure lumbar vertebral response on cushioned seats (Impact)	L3, Sacrum (Z)
	Pope <i>et al.</i> (1991)	Relative shear, axial and pitch movements of lumbar vertebrae (Sinusoidal)	L3, L4, L5 (X, Z, Pitch)
	Magnusson <i>et al.</i> (1993) †	Analyse the influence of back support on lumbar transmission (Impact)	L3, L4 (X, Z)
	El-Khatib <i>et al.</i> (1998) †	Measure acceleration vertebral transmission in human cadavers (Random)	L1 – L5, Sternum (Z)
	Pope <i>et al.</i> (1998)	Response of lumbar vertebra on different types of seats (Impact)	L3 (Z)
	El-Khatib and Guillon (2001)	Measure intradiscal pressure in lumbar spinal units of cadavers (Random)	Discs: L1 – L5
	Non-invasive Studies	Donati and Bonthoux (1983)	Simultaneous measurement of DPMI and thoracic acceleration transmissibility (Random and Swept Sine)
Seidel <i>et al.</i> (1986)		Predict the lumbar stress and strain with acceleration and EMG measurements (Sinusoidal)	Head, shoulder, T5 (Z)
Hinz and Seidel (1987)		Analyse non-linearity of vibration transmission through the body (Sinusoidal)	Head, Shoulder, T5 (Z)
Hinz <i>et al.</i> (1988a) †		Derive functions for correcting tissue effect on skin mounted accelerometers (Sinusoidal)	T5, L3 (Z)
Hinz <i>et al.</i> (1988b)		Bi-dimensional relative motion of lumbar vertebrae (Sinusoidal)	Head, Shoulder, L3, L4 (X, Z)
Hinz <i>et al.</i> (1994)		Predict compressive loads on lumbar vertebra during transient vibration (Half and full Sinusoids)	Acromion, L3, L4 (Z)
Zimmermann and Cook (1997)		Analyse effect of pelvic tilt on vibration transmission properties of the body (Sinusoidal)	Head, T5, Pelvis (Z)
Seidel <i>et al.</i> (1998)		Predict vertebral loads due to vibration (Field Measured Signal)	T5, T11, S1, S3 (Z)
Kitazaki and Griffin (1998)		Extract modes of vibration of the human body (Random)	Head, T1, T6, T11, L3, Sacrum (X, Z)
Matsumoto and Griffin (1998) †		Study movement of the seated body (Random)	Head, T1, T5, T10, L1, L3, L5, Pelvis (X, Z, Pitch)
Mansfield and Griffin (2000)		Analyse pelvic movement under vibration (Random)	Upper and lower abdomen, L3, iliac crest, PS iliac spine (X, Z)
Matsumoto and Griffin (2002)		Investigation of the effect of excitation magnitude on acceleration at different body segments (Random)	T1, T5, T10, L1, L3, L5, L5 (Z, Pitch)
Yoshimura and Nakai (2005)		Measurement of vibration at different segments of the body for development of biodynamic model (Random)	L1, L2, L3, L4, L5 (Z)

† Study chosen for response comparison in Chapter 4

KUVA 3: Yhteenvedo kiihtyvyyssanturien sijoituksesta koko kehon tärinämittauksissa (Madakashira-Pranesh, 2011).

Standardit määrittävät tarkat ohjeet kiihtyvyyssanturien sijoittamiselle istuin-ihminen rajapintaan, mutta ohjeistusta kiihtyvyyssantureiden sijoittamiselle mitattaessa kiihtyvyyksiä ylävartalosta ja päästä ei ole määritelty. Paddan (1999) tutki väitöskirjansa kirjallisuuskatsauksessa kiihtyvyyssantureiden mittauskohtia ja lopputuloksena totesi, että purutanko (bitebar) on yleisin menetelmä, kun tutkitaan

tärinän johtumista istuimesta päähän. Tällä vältetään anturin kiinnityksestä aiheutuvat haasteet. (Paddan, 1999.)

3.5 Näennäinen massa, mekaaninen impedanssi ja mallinnus

Kehon vastetta tärinäherätteelle on tutkittu myös määrittämällä kehon aiheuttama näennäinen massa (apparent mass). Näennäisellä massalla tarkoitetaan kehon aiheuttamien resonanssien aikaansaamia voimia eri taajuuksien tärinäherätteiden suhteen. Vaikuttavat voimat voidaan mitata kiihtyvyyssanturien ja voimalevyn avulla istuinalustasta. Määrittämällä näennäinen massa, voidaan arvioida ihmisen dynaamista vastetta tärinäherätteelle ja tätä voidaan käyttää ennustettaessa esimerkiksi ajoneuvon istuimen dynaamisia ominaisuuksia, sekä arvioitaessa ihmisen biomekaanisia ominaisuuksia (Mansfield 2005, 44-45). Istuvalla ihmisellä alle 1.5 Hz taajuuksilla keho käyttäytyy yhtenäisen massan tavoin, mutta taajuuksilla 1.5-6 Hz kehoon alkaa muodostua resonansseja. Mallinnuksessa tämä taajuusalue on vielä hallittavissa, mutta 5-6 Hz yläpuolisilla taajuuksilla mallinnus monimutkaistuu, koska kehon impedanssikäyttäytyminen muuttuu vartalon resonanssien lisääntymisestä, jotka osaltaan johtuvat lihasjännityksistä (Dupuis 1986, 15-17). Tämän vuoksi biomekaanisia ja fysiologisia mittauksia tarvitaan myös mallien kehittämiseen. Elektromyografia on ollut yksi työkalu pyrittäessä fysiologisten ilmiöiden ja erityisesti lihasjännitysten tutkimiseen tärinäaltistuksen aikana (Zimmerman 1993).

3.6 Biomekaniikan mallinnus koko kehon tärinässä

Lumped-parameter ja Finite-Element (FE) mallinnukset ovat olleet keinoja lisätä tietoa koko kehon tärinän vaikutuksista kehossa. Lumped-parameter mallinnuksessa keho on mallinnettu keskitettyihin massoihin, jotka on kiinnitetty toisiinsa jousi-vaimennin elementeillä. Lumped-parameter mallia käytetään biodynamiikan mallinnuksessa. Finite-Element mallinnuksessa ihmisvartalon on oletettu koostuvan useista äärellisistä osista. Näiden osien ominaisuudet on määritetty kokeellisesti esimerkiksi

ihmisruumiiden ruumiinosia käyttäen. FE mallinnusta voidaan käyttää sekä biodynaamiseen mallinnukseen että vammautumisen arvioimiseen (Liang ym 2006.)

Vaikka tietämys selän alueen anatomiasta ja mallinnuskeinot kehittyvät koko ajan, tämä ei poista tarvetta varsinaisten biomekaanisten mittausmenetelmien käytölle. Tämä siitä syystä, että mallinnuksessa käytetään normaalipopulaation perusteella tehtyjä malleja ja poikkeamat aiheuttavat vaihtelua ja esimerkiksi lihasten mallintamiseen tarvitaan lisää tarkkuutta (Seidel ym. 2001; Pankoke ym. 1998; Bazrgari ym. 2008).

3.7 Tärinän vaikutus tasapainoon ja asentokontrolliin

Koko kehon tärinän on osoitettu myös aiheuttavan häiriötä tasapainoon. Oullier ym. (2009), tutkivat tasapainohäiriötä voimalevyllä mitatun painekeskipisteen (center of pressure, COP) avulla puskutraktorin kuljettajilla heti työpäivän jälkeen ja havaitsivat merkkejä tasapainon heikkenemisestä. Työkoneajossa tapahtuva tärinäaltistus oli kestoltaan 2 tuntia. Tutkimuksessa koehenkilöt tekivät myös sensorimotorisia venytysharjoitteita, joiden huomattiin palauttavan tasapainon nopeammin verrattuna passiivisen palautumisen. Santos ym. (2008) tutkivat myös tärinäaltistuksen vaikutusta tasapainoon tasapainolevyn avulla ja heidän tutkimuksessaan tasapainon heikkenemistä ei havaittu 60 minuutin vertikaalisessa tärinäaltistuksessa. Santosin tutkimuksessa viitatus aiemmat tutkimukset ovat osoittaneet ristiriitaisia tuloksia tärinäaltistuksen vaikutuksesta tasapainoon. Tutkimuksensa pohdinnassa Santosin tutkimusryhmä haki syitä ristiriitaisiin tuloksiin altistusten kestosta, tärinän suunnasta, satunnaisuudesta/periodisuudesta, tärinäympäristön vaikutuksesta (laboratorio vs. oikea työkoneympäristö), mutta selitystä ei tutkimuksessa löydetty. Mani ym. (2010) tekivät katsauksen tutkimuksista tärinän vaikutuksesta tasapainoon ja yhteenvedona tutkimusten tulokset olivat ristiriitaisia.

Toistaalta selkälihasten väsymisen on havaittu vaikuttavan asentokontrollistrategiaan siten, että asentokontrolli siirtyy keskivartalon lihaksista alaraajoihin (Johanson ym. 2011). Tutkimuksessa löydettiin viitteitä siitä, että akuutti selkälihasten väsyminen vähentää selän proprioseptiivisen asentokontrollin vaikutusta ja sen myötä

asentokontrolli siirtyy enemmän alaraajoihin. Dupeyron ja kumppanit (2010) tutkivat selän lihasten väsymisen vaikutusta selkälihasten refleksivasteen latenssiin ja amplitudiin. Häiriö toteutettiin x-suuntaisesta poikkeuttamalla ylävartaloa eteenpäin. Selän väsymisen ei havaittu aiheuttavan suuria muutoksia latenssiin. Refleksivasteen amplitudissa sen sijaan havaittiin korkeampia arvoja väsytyksen jälkeen. Slota ym. (2008) tutkivat epästabiliin istuimen ja koko kehon tärinän vaikutusta keskivartalon asentokontrolliin ja tutkimus osoitti, että koko kehon tärinä epästabiliilla istuimella aiheutti heikentyneen asentokontrollin. Asentokontrollin heikkenemisen oletettiin johtuvan selkärankaa tukevien passiivikudosten sekä aktiivisten lihasten jäykkyyden pienenemisestä, jonka oletettiin heikentävän refleksikontrollia ja johtavan heikentyneeseen asentokontrolliin.

3.8 Tärinäaltistuksen subjektiivinen arviointi

Biomekaanisten ja fysiologisten mittausten, eli niin kutsuttujen objektiivisten menetelmien lisäksi subjektiivisia menetelmiä on käytetty tutkittaessa ihmisen kokemaa koko kehon tärinäaltistusta. Termiä subjektiivinen käytetään, koska arvio perustuu koehenkilön kokemaan altistukseen, jotka vaihtelevat eri koehenkilöiden välillä (Dupuis 1986, 77-78). Tärinäaltistuksen arvioinnissa käytettyjä menetelmiä ovat olleet esimerkiksi Borg CR-10 (Hacaambwa ym. 2007) ja Visual Analogue Scale (VAS) (Mayton ym. 2005). Edellisten lisäksi Morgan and Mansfield (2009) käyttivät kiertyneen ajoasennon ja yhtäaikaisen koko kehon tärinän altistuksen arvioinnissa Porterin kehokarttamenetelmää, jossa eri kehonosien epämukavuutta ilmaistaan 1-6 asteikolla suullisesti. Helppokäyttöisyyden johdosta Borg CR-10 ja VAS soveltuvat hyvin arviointiin, jossa parametreina ovat kivun arviointi, väsymys, fyysinen rasitus ja epämukavuus (Hacaambwa ym. 2007; Hasson ym. 2005). VAS menetelmässä koehenkilö arvioi tunteuksensa graafiselle, usein 10 cm pitkälle asteikolle, jonka päissä on tuntemusta kuvaavat äärimmäiset arvot esimerkiksi ”ei räsitystä” ja ”sietämätön rasitus” (Hasson ym. 2005)

ISO 2631-1 (1997) liite C antaa viitearvot tuntemuksille eri suuruisille tärinäaltistuksille joukkoliikenteessä (TAULUKKO 1). Viitearvioissa on huomioitava, että altistustuntemus

riippuu altistuksen kestosta ja siitä mitä toimia matkustaja tekee tai suunnittelee tekevänsä matkan aikana. Lisäksi ympäristön olosuhteet vaikuttavat tuntemuksiin.

TAULUKKO 1: Epämukavuusalueet eri tärinäherätteille, mukailtu (ISO2631-1, 1997)

Kiihtyvyys	Tuntemus
$<0,315 \text{ m/s}^2$	Ei epämukava
$0,315 \text{ m/s}^2 - 0,63 \text{ m/s}^2$	Vähän epämukava
$0,5 \text{ m/s}^2 - 1 \text{ m/s}^2$	Kohtuullisen epämukava
$0,8 \text{ m/s}^2 - 1,6 \text{ m/s}^2$	Epämukava
$1,25 \text{ m/s}^2 - 2,5 \text{ m/s}^2$	Erittäin epämukava
$> 2 \text{ m/s}^2$	Äärimmäisen epämukava

4 KEHON VASTE JA LIHASAKTIIVISUUS TÄRINÄALTISTUKSESSA

Koko kehon värinäaltistuksessa keho ei käyttäydy kuten passiivinen viskoelastinen systeemi, vaan reagoi värinäherätteeseen monimutkaisella tavalla. Monimutkainen vaste johtuu kehon biomekaanisesta rakenteesta sekä suuresta määrästä mekanoreseptoreita, jotka ohjaavat kehon asentoa, lihasjännityksiä ja siten motorisia ominaisuuksia. Värinän aiheuttama vaste aiheutuu värinän taajuudesta, amplitudista, kiihtyvyydestä ja värinän suunnasta, sekä värinän kestosta. Näiden lisäksi vasteeseen vaikuttavat myös kehon asento, antropometria, lihasten jännitystilat sekä väsymys ja kehoa tukevat rakenteet. (Chaffin 1999, 471-472.)

Ihmisen kokeman värinän vasteet voidaan erotella mekaaniseen, sensomotoriseen, fysiologiseen ja psykologiseen. Erilaiset vasteet johtuvat muun muassa värinän taajuudesta ja taajuusalueet on jaettu taulukon 2 mukaisesti. Taajuusalueet menevät osittain päällekkäin, koska selviä rajoja ei voida asettaa. (Chaffin 1999, 472.)

TAULUKKO 2: Ihmisen aistiherkkyudet eri taajuisille värinöille. (Mukaiilu , Chaffin 1999, 472)

Taajuusalue	Taajuudet	Herkkyysalue	Esimerkkiympäristö
Matala	0 -2 Hz	Tasapainoistit	Laivat, lentokoneet
Keskitaajuus	2 - 30 Hz	Biomekaniikka: vartalon resonanssit	Maa kulkuneuvot, lentokoneet
Korkea	>20 Hz	Somatosensoriset aistit: lihasten liikeaistit, jänteet, iho	Työkalut, koneet

Mataliin taajuuksiin (<1 Hz) ihminen reagoi vestibulaariaistien (sisäkorvan asentoaisti, otoliitit) sekä näköaistin kautta ja keho käyttäytyy yhtenäisenä massana (Seidel ym. 1986). Taajuusalueella 2-30 Hz ilmenee vahvimmin kehon eri osien ja kudosten resonansseja. Korkeilla taajuuksilla (20-300Hz) lihasten ja jänteiden proprioseptiset

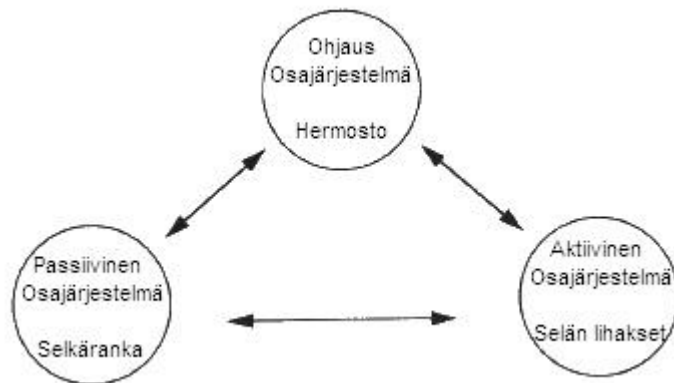
(liikeaistimus) ja eksteroreseptorit (tuntoaistimukset kehon ulkopuolelta) aiheuttavat vasteen. (Chaffin 1999, 472.).

Ihmisen sisällä olevat elimet, pehmyt kudokset ja kudokset eivät pysty aktiivisesti reagoimaan värinäherätteeseen samoin kuin luurankolihakset. Värinä voi aiheuttaa kehoon resonanssin, joka voi olla kudoksille erittäin haitallista. (Dupuis 1986, 14). Vartalon resonanssin istuma-asennossa on useissa tutkimuksissa osoitettu olevan vertikaalisella herätteellä 4-5 Hz taajuusalueella (Seidel ym. 1986; Dupuis 1986, 27). Bazrgari ym. (2008) summasivat omaan tutkimukseensa aiempien tutkimuksien tuloksista seuraavat huomiot: Ojentautunut istuma-asento nostaa resonanssitaajuutta ja vastaavasti vähentää värinän johtavuutta, matalammilla taajuuksilla (2-4 Hz) johtavuuden on osoitettu olevan korkeampi rennossa istuma-asennossa ja lihasaktiivisuuden lisäämisen on todettu nostavan resonanssitaajuutta sekä värinän johtumista kehossa, kun taas resonanssitaajuuden siirtyminen matalammalle taajuudelle voi tapahtua lihasten väsyessä.

Selkärangan stabilointimekanismi on monimutkainen kokonaisuus, jossa keskushermoston tulee jatkuvasti tulkita selkärangan stabiliteetin sen hetkistä tilannetta, sekä samanaikaisesti varautua tuleviin tilanteisiin. Tietoa ohjausta varten keskushermosto kerää perifeerisistä mekanoreseptoreilta sekä muilta aistijärjestelmiltä (Richardson ym. 2004, 24).

4.1 Lannerangan stabilisaatiomalli

Panjabi (1992) on kehittänyt mallin, jossa selkärangan stabilisointi systeemi koostuu kolmesta osasta (Kuva 4)



KUVA 4. Selkärangan stabilisaatiomalli (Panjabi 1992)

Passiivinen osa koostuu selkärangasta, fasettinivelliitoksista, välilevyistä, selkärangan nivelsiteistä, nivelkapseleista sekä lihasten passiivista komponenteista. Mallin aktiivinen osa koostuu selkärankaa ympäröivistä lihaksista ja jänteistä. Hermostollinen kontrolliosa koostuu liike- ja asentoreseptoreista, jotka sijaitsevat nivelsiteissä, jänteissä ja lihaksissa sekä hermokeskuksissa. (Panjabi ym. 1992). Seidel (2005) esittää, että syvät lyhyet lihakset kuten multifidus ja rotator lihakset voivat olla feedback kontrollissa pitkiä ulkoisia lihaksia tärkeämmässä roolissa, koska kyseiset lihakset sisältävät 2-6 kertaa enemmän lihasspindelitä, verrattuna pitkiin pinnallisiin lihaksiin.

Normaalitilanteessa stabilisaatiomallin osa-alueiden tulisi taata riittävä selkärangan stabilisuus muuttuviin olosuhteisiin, kuten selkärangan asentomuutokset, staattiset ja dynaamiset muutokset. Jonkin osajärjestelmän toimintahäiriössä, johtuen esimerkiksi vammautumisesta, rappeutumisesta tai sairaudesta, hermostollinen ohjauskeskus saa tietoa puutteista ja pyrkii kompensoimaan tilannetta aktiivisen osajärjestelmän kautta. Osajärjestelmien puutteet voivat kehittyä vaiheittain tai äkillisesti. Vaikka toimintahäiriö pystyttäisiin kompensoimaan, kompensoinnista aiheutuneet seuraukset voivat olla peruuttamattomat. Seurauksia voivat olla kudosten enneaikainen

rappeutuminen, lihasjännitykset, vammat tai väsymys, jotka myöhemmässä vaiheessa voivat johtaa kiputiloihin. (Panjabi ym. 1992.).

4.2 Keskivartalon lihakset ja niiden lannerankaa tukeva toiminta

Bergmark (1989, 20-21) on jakanut lannerankaa stabiloivat lihakset kahteen ryhmään toiminnallisuuden ja kiinnityspisteiden mukaan. Lokaaliin ryhmään kuuluvat alaselän alueella lihakset, joiden lähtö- tai kiinnityspiste on selkärangassa. Lokaalien lihasten tehtävään kuuluu ylläpitää lannerangan kaarta sekä antaa sagittaalista sekä lateraalista jäykkyyttä selkärangalle. Tästä ryhmästä on kuitenkin poissuljettu *psaos* lihas, koska sen toiminta liittyy globaalien lihasten toimintaan (lantion koukistus). Globaaleihin lihaksiin Bergmark luokittelee erector spinae (ES) lihakset, obliquus internus (OI), obliquus externus (OE), rectus abdominis (RA) sekä quadratus lumborum (QL) lihakset. Globaalien lihasten tehtävänä on vastata ulkoisiin voimiin, jotka voivat horjuttaa selkärangan tasapainoa. Tämän lisäksi ne toimivat aktiivisesti rintarangan asennon muutoksissa suhteessa lantioon.

Dorsaaliselältä puolelta lumbaarinen multifidus, lumbaarinen longissimus ja iliocostalis ovat tärkeässä roolissa lannerangan stabiliteetin kontrolloimisessa (Richardson ym. 2004, 71). Selkärangan molemmiin puoliin toimiessaan selän lihakset toimivat ektensoreina, mutta lumbaarinen longissimus ja iliocostalis voivat avustaa myös lateraaliflexiota (Richardson ym. 2004, 62). Tutkimukset mm. (Sicra ja Kostevc 1985) ovat osoittaneet, että lumbaarisessa multifiduksessa, erector spinaen thorakaalisissa ja lumbaarisissa osissa on runsaasti tyyppin I hitaita lihassoluja, joka suuren poikkipinta-alan sekä laajan verisuoniverkoston lisäksi tukee hypoteesia näiden lihasten toonisesta ja asentoa ylläpitävästä roolista (Richardson ym. 2004, 63).

Hodges (2004) listaa ventraalipuolella seuraavat lihakset ja niiden vaikutukset lumbopelvisen stabiliteettiin: transversus abdominis (TrA), obliquus internus abdominis (OI), obliquus externus abdominis (OE), rectus abdominis (RA) sekä pallea (Richardson ym. 2004, 31-36). TrA on tutkittu antavan lannerangan stabiliteettia intra abdominaalisen paineen (IAP) sekä fascia jännityksen lisäyksen kautta ja sen kyky tuottaa vartalon

liikettä on rajallinen (Richardson ym. 2004, 34). Myös OI toimii TrA lihaksen tavoin antaen stabilointia IAP:n kautta (Richardson ym. 2004, 34). Anatomisen rakenteen vuoksi OI toiminta liittyy vartalon liikkeisiin kuten vartalon fleksioon, samanpuoleisen vartalon kiertoon sekä lateraalifleksioon (Richardson ym. 2004, 40). OE on pinnallisin vartalon lateraalisista vatsalihaksista. OE:n päätoiminnoiksi on tutkittu vartalon fleksio, vartalon vastakkainen rotaatio sekä samanpuoleinen vartalon lateraali fleksio (Richardson ym. 2004, 40). RA toimii vartalon fleksiossa ja toiminta rotaatiossa sekä lateraalifleksiossa on vähäistä. Pallean toiminnan selkärangan tukemisessa on epäilty tulevan IAP:n säätelystä (Richardson ym. 2004, 37). Edellä mainittujen toimintojensa pohjalta pinnalliset vatsalihakset, kuten myös paraspinaaliset selän ekstensorit toimivat selkärangan stabilisaatiossa esimerkiksi tilanteessa, jossa istuma-alustaa liikutetaan äkillisesti (Forsberg ja Hirschfeld 1994; Zedka ym. 1998). Zedka ym. (1998) tutkimuksessa huomattiin selän ojentajalihaksissa selkeä vaiheittainen toiminta lateraalin häiriön tapauksessa lihasaktivaation ylävartalon stabilisaatiossa. Ylävartalon stabilisaatiossa lihasten roolit jakautuvat seuraavasti: RA kontrolloi vartalon ekstensiota, OE avustaa saman puolen puoleisen rotaation, vastakkaisen lateraalifleksion ja ekstension hallintaa ja OI avustaa vastakkaisen rotaation, vastakkaisen lateraalifleksion ja ekstension hallintaa (Richardson ym. 2004, 40). Lumbo-pelviseen stabiliteettiin vaikuttavat myös niin kutsutut syvät lantionpohjan lihakset, mutta niitä ei käsitellä tämän työn yhteydessä.

4.2.1 Lihassolutyypit ja supistumisnopeus

Yksi motorinen yksikkö voi ohjata pelkästään joko tyyppiä I tai II tai II tyyppin alalajia olevaa lihassolua (Nemeth 1980). Solutyypit luokitellaan niiden nopeuden, voimantuoton sekä väsymisen mukaan. Tutkimuksissa on pystytty luokittelemaan solutyypit seuraavasti (McArdle 2007, 398):

- 1) Nopea, korkea voimantuotto ja nopea väsyminen (Tyyppi IIb)
- 2) Nopea, keskitasoinen voimantuotto ja hyvä kestävyys (Tyyppi IIa)
- 3) Hidas, matala voimantuotto ja hyvä kestävyys (Tyyppi I)

Tarvittava voimantuotto sekä voimantuottonopeus vaikuttavat motoristen yksiköiden määrään sekä laatuun. Rekrytointi tapahtuu vaiheittain niin kutsutulla *koko periaatteella*, jossa vähän voimaa tarvitsevat aktiviteetit rekrytoivat muutamia pienikokoisia motorisia yksiköitä ja voiman tarpeen lisääntyessä yhä isommat motoriset yksiköt otetaan käyttöön. Koko periaatetta noudattaen hitaat lihassolut, joilla on matalin rekrytointikynnys, otetaan ensimmäisenä käyttöön ja ovat usein käytössä matalia tai keskitason aktiivisuutta vastaavissa tehtävissä. Nopeampia lihassoluja otetaan käyttöön progressiivisesti tarpeen vaatiessa. Voimantuoton nopeuteen ja suuruuteen liittyy olennaisesti myös motoristen yksiköiden rekrytoinnin synkronisuus eli yhtenäisemmällä motoristen yksiköiden ohjauksella maksimaalinen voima sekä voimantuottonopeus kasvaa. (McArdle 2007, 400.)

4.2.2 Luustolihasen väsyminen

Lihasten väsyminen voidaan määritellä voimantuottokapasiteetin menettämisenä tai kykenemättömyytenä ylläpitää voimantuottoa halutulla tasolla (Bigland-Ritchie ym. 1983). Lihäsväsymys voi olla joko sentraalista tai perifeeristä. Sentraalisessa väsymyksessä keskushermoston kyky tuottaa voimaa on heikentynyt, kun taas perifeerisessä väsymyksessä lihaksen kyky tuottaa voimaa on alentunut, johtuen esimerkiksi aineenvaihdunnallisista syistä. (Burke 1981, 358.)

Voimantuoton vähenemisen lisäksi, väsymisen on esitetty myös aiheuttavan myös voimantuottonopeuden heikkenemistä (Burke 1981, 358). Burke on tuonut esille erityisesti lihastyypin merkityksen väsymisessä ja yleisesti supistumisnopeudessa. Sarkoplasmisen reticulumin (SR) Ca^{2+} kuljetusnopeus on hitaita lihassoluja sisältävässä kudoksessa huomattavasti hitaampaa verrattuna nopean lihaksen SR:ssa. Tämä johtuu siitä, että hitaita lihassoluja sisältävän lihaksen SR rakenne on suppeampi sekä vähemmän kehittynyt, kuin nopeiden lihassolujen SR. Sähköisen simulaation tapauksessa on huomattu, että SR Ca^{2+} otto korreloi paremmin lihassupistusnopeuden kanssa verrattuna ATPaasi aktiivisuuteen (Burke 1981, 358). Ylävartalon lihasten tapauksessa kyse on asentoa ylläpitävistä lihaksista, jolloin lihastyypin koostuu pääosin hitaista tyypin I lihaksista, joille on tyypillistä hyvä väsymiskestävyys (Mannion ym.

2000). Sirka ja Kostevc (1985) tekivät kattavan tutkimuksen longissimus ja multifidus lihaksien lihassolutyypeistä. Rintarangan tasolla (T9) tyypin I lihassolujen osuus oli 74% sekä syvissä että pinnallisissa lihaksissa. Lannerangan tasolla (L3) pinnallisessa lihaksessa tyypin I lihassoluja oli 57% ja syvemmissä lihaksissa 67%. Tyypin I lihassolujen läpimitta oli myös merkittävästi suurempi kuin tyypin II lihassolujen vastaava. Tämän vuoksi voidaankin olettaa, että lihasväsymystä ei ole helppoa tulkita asentoa ylläpitävistä lihaksista erityisesti, jos rasitus on lyhytkestoinen tai intensiteetiltään heikko.

Wakeling ja Nigg (2001) totesivat lihasjännityksen vaimentavan pehmytkudoksessa tapahtuvaa värähtelyä jalkojen lihaksissa. Santos ym. (2008) esitti omassa tutkimuksessaan, että kokokehonvärähtelyssä kudostvärähtelyn vaimentaminen lihasjännityksen avulla voi johtaa lihasten väsymiseen. Santos ym. (2008) nostivat myös esille tutkimuksen, jossa Taimela ym. (1999) havaitsivat lihasväsymyksen heikentävän lantion asentokontrollia, joka voi altistaa selkärangan vammoille erityisesti äkillisessä kuormituksessa. Santos ym. (2008) viittasivat tutkimuksessaan myös Hanssonin (1991) ja Wilderin (1994) tekemiin tutkimuksiin, jossa koko kehon värähtelyn oli havaittu aiheuttavan vartalon lihasten väsymistä. Santos ja kumppanit totesivat, että em. tutkimuksen tuloksiin tuo kuitenkin epävarmuutta lyhyt altistusaikaa sekä mittauspäivänä toteutetut muut toiminnot.

4.2.3 Lihaksen maksimaalinen voimantuottokyky ja lihasväsymyksen arvioiminen

Selkälihasten ekstensorien voimantuottokykyä joudutaan usein arvioimaan maksimaalinen voimantuottokyky MVC menetelmän avulla, koska sähköisen stimuluksen antaminen selkälihakseen on vaikea toteuttaa luotettavasti. Bottle ja Strutton (2012) toteuttivat stimuluksen transkraniaalisesti motoriselta korteksilta. Tutkimuksen tulosten perusteella koehenkilöiden MVC (100 %) tuotettu voima jäi noin 3 % stimuluksella tuotetusta voimasta. Tutkittaessa koehenkilön kykyä tuottaa voimaa vapaaehtoisesti, täytyy huomioida, että eri koehenkilöiden välillä voi olla eroja motivaatiossa ja tämä vaikuttaa saatuihin tuloksiin (De Luca 1993).

Selän lihasten kestävyyttä on arvioitu laajasti käyttämällä Sørensen testiä, jonka on kehittänyt Biering-Sørensen vuonna 1984. Sørensen testissä henkilö tekee submaksimaalisen isometrisen ojennuksen esimerkiksi selänojennuspenkissä (Kuva 12). Testin maksimi kesto on 240 s. Testin keskeytyessä aiemmin, saavutettu aika rekisteröidään. Sørensen testiä on alunperin käytetty alaselkäkipuja potoneiden ihmisten tutkimuksessa ja kartoituksessa, jossa oli huomattu, että alaselkäkipuisten koehenkilöiden selkälihasten submaksimaalisen ekstension kestävyys oli merkittävästi heikentynyt (Demoulin 2006). Myöhemmässä vaiheessa Sørensen menetelmään on otettu mukaan selän ojentajalihasten EMG, tuomaan mittaukseen objektiivisesti mitattavan parametrin. Tätä niin kutsuttua muunnettua Sørensen menetelmää ovat tutkimuksissaan käyttäneet Mannion ym. (1997), Bottle ym. (2012) ja Müller ym. (2010).

Selän lihasten palautuminen tulee huomioida altistuksen aiheuttamaa väsymystä arvioitaessa/mitattaessa. Dupeyron ym. (2010) tutkimuksessa havaittiin, että MVC palautui 98.6 % 10 minuutissa ja 87 % kolmessa minuutissa. Yhden minuutin palautumisen kohdalla MVC oli vielä 60 % alkuperäisestä ennen väsytystä olleesta MVC tasosta.

4.3 Lihaskäytön vasteet koko kehon värinälle

Koska lihakset ovat ainoa kudos kehossa, jotka voivat aktiivisesti vastustaa värinää aiheutuvaa stressiä, tulisi lihasten toimintaa ja niitä ohjaavia mekanismeja ymmärtää paremmin (Dupuis 1986, 51). Tämän vuoksi viime vuosikymmenien aikana elektromyografia (EMG) on ollut mukana vartalon lihasten aktiivisuuden tutkimuksissa koko kehon värinäaltistuksen arvioimisessa (Seidel ym. 1986; Zimmerman ym. 1993; Dupuis 1986, 51). Pääasiallinen tavoite myoelektristen signaalien mittaamiselle biomekaniikassa on tutkia lihasten jännitystä, voimantuottoa sekä lihasten väsymystä. (Chaffin 1999, 147). EMG mittaaminen keskivartalosta värinäaltistuksen aikana ei ole ongelmaton, haastetta tuovat elektrodi-ihokontaktista aiheutuvat häiriöt kuten elektrodi-iho rajapinnan kontaktimuutoksista aiheutuvat impedanssivaihtelut (De Luca 2010), ihonalaisen kudoksen paksuus vaimentaa tehokkaasti EMG signaalia

(Hemingway ym. 1995; Norlander ym. 2003) sekä EKG kytkeytyminen ylävartalosta mitattavaan EMG signaaliin (Redfern ym. 1993; Konrad 2005, 11; Blüthner ym. 2002; Santos ym. 2008).

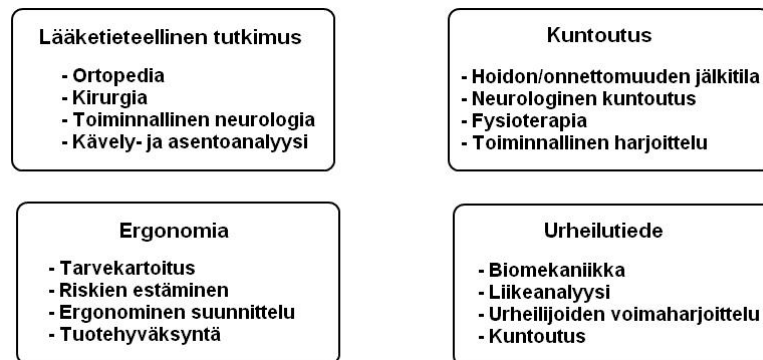
Istuma-asennossa selän lihasaktiivisuutta on tutkittu laajasti dynaamisessa koko kehon värinäaltistuksessa. Blüthner, Seidel ja Hinz (2001) tutkivat selkälihasten myoelektristä aktiivisuutta satunnaisessa vertikaalisessa värähtelyssä. Seidel ym. (1986) tutki ultramatalien ja matalien taajuuksien vaikutusta selän lihasten myoelektriseen aktiivisuuteen. Santos ym. (2008) tutkivat koko kehon värinän vaikutusta tasapainoon ja refleksivasteisiin sekä lihasaktiivisuutta ja lihasväsymystä. Lisäksi istuma-asentojen vaikutusta myoelektriseen aktiivisuuteen on tutkittu periodisen sekä satunnaisen värähtelyn aikana (Dupuis 1986, 28, 51; Zimmerman ym. 1993; Blüthner ym. 2002). Dupuis havaitsi tutkimuksissaan, että matalilla taajuuksilla ja periodisella x-suuntaisella koko kehon värinällä selän lihasaktiivisuus on synkronissa eli samanvaiheista värinäaltistuksen kanssa, mutta satunnaisessa värähtelyssä lihassupistus on jatkuvampaa. Tarkkaa siirtymävaihetta näille ilmiöille ei määritelty. Tämä ilmiö on huomattiin myös z-suuntaisella värähtelyllä (Seidel ym. 1986; Zimmermann ym. 1993). Seidel ym. (1986) esitti oman tutkimuksensa pohjalta, että esikuormitus/jännitys korostaa synkronoitumista, jonka myös Zimmerman ym. (1993) huomasi tutkimuksissaan. Seidel arvioi paremman synkronoitumisen syyksi, että esikuormitetussa lihaksessa venytysrefleksi aktivoituu herkemmin (Seidel ym. 1986). Myöhemmissä tutkimuksissa on huomattu, että myös satunnaisella värähtelyllä ja lihasaktiivisuudella on yhteneväisyyttä, mutta riippuen taajuusalueesta, värinän ja lihasaktiivisuuden vaiheistus muuttuu, havainto tehtiin Robertsonin ja Griffinin toimesta (1989). Näiden lisäksi Seidel ym. (1986) tutki lihasaktivaation ja kiihtyvyyksien suhdetta, josta todettiin, että koko kehon värinäessä lihasaktivaatio ei välttämättä ole oikein ajoitettu parhaan suojauksen saavuttamiseksi. Blüthner ym. (1993) tutkivat lihasaktiivisuutta hetkellisellä koko kehon värinäherätteellä ja totesivat myös viiveen herätevoiman ja maksimaalisen lihasaktiivisuuden välillä. Elektromyografiamittauksia tulkittaessa tulee myös huomioida elektromekaaninen viive. Lihassoima saavutetaan noin 50 ms viiveellä, kyseiseen tapahtumaan liittyvästä EMG aktiivisuudesta (Seidel 2005).

Hodges (Richardson ym. 2004, 20) esittää, että riippuvuus globaaleista lihaksista selkärangan stabilisuuden hallinnassa voi olla ongelmallista, koska ne voivat aiheuttaa liiallista selkärangan jäykistymistä ja sitä kautta aiheuttaa painetta välilevyihin sekä nikamaväleihin, joka voi johtaa puutteelliseen rakenteiden ravitsemukseen tai kulumiseen. Väite pohjautuu mm. Gardner-Morse ja Stokesin (1998) tekemään tutkimukseen, jossa tutkittiin biomekaanisen mallin avulla vastsalihasten aktivaatiota tilanteessa, jossa selkärangan kohdistetaan ulkoisia voimia. Myös Thelen ym. (1996) tutkivat kokeellisesti ylävartalon lihasaktivaatiota äkillisesti ylävartaloon kohdistuvien voimien aikana ja totesivat selkärangan välilevyihin kohdistuvan merkittävän paineen erityisesti ylävartalon kiertyneessä asennossa. Kokeessa koehenkilöt vetivät taljan kautta vastuspainoa, jotka olivat painoltaan 10 tai 20 kg. Kyseisessä kokeessa koehenkilö pystyi ennakoimaan tarvittavaa voimaa ja sikäli lihasten toiminnallisuus ei vastaa tärinäältistustilannetta. Ennakoivassa tilanteessa puhutaan niinkutsutusta feedforward kontrollista (Richardson ym. 2004, 21). Esimerkiksi työkoneissa tapahtuvassa tärinäältistuksessa selkärangan kohdistuvia voimia (suunta ja suuruus) on vaikea ennakoida. Näissä tilanteissa lihashermojärjestelmän tulee toimia nopeasti feedback kontrollin kautta ja yksinkertaisimmillaan kyse on refleksitason toiminnasta (Richardson ym. 2004, 21). Moseley ym. (2003) tutkivat selkälihasten aktiivisuutta ja aktivoitumislatensseja tekemällä kokeen, jossa koehenkilöt pitivät edessään astiaa, johon pudotettiin paino ilman koehenkilön aloitetta, sekä koehenkilön aloitteesta. Merkittävin ero lihasten aktivoitumisessa tapahtui syvän MF lihaksen osalta, jossa se aktivoitui n. 10 ms aikaisemmin, kuin yllättävässä tilanteessa. Ennakoidussa tilanteessa syvän MF lihaksen aktiivisuus oli myös suurempi. Pinnallisissa MF lihaksissa ei huomattu eroja aloitteellisen ja ei-aloitteellisen kokeen välillä. Tutkimuksen perusteella Moseley kumppaneineen vahvistivat hypoteesiaan, että keskushermoston roolilla on merkittävä osuus selkälihasten kontrolloimisessa, tilanteessa, jossa häiriötilanne on odotettavissa. Gardner-Morse ym. (1995) tutkivat selkälihasta ympäröivien paikallisten ja globaalien lihasten lihasjäykkyyden merkitystä rangan stabiloinnissa ja lopputuloksena totesivat, että hitaasti edenneen selän kudosten vaurioitumisen syynä on todennäköisesti heikko lihaskontrolli ja jäykkyys paikallisissa lihaksissa sekä globaalien lihasten alentunut voima, väsyminen tai puuttellinen kontrolli. Johansson ym. (2011) tutkivat selkävaivojen, akuutin selän ojentajalihasten väsymisen ja lihakseen kohdistuneen tärinän vaikutusta asentokontrolliin seisoma-asennossa. Tutkimuksessa

havaittiin, että akuutti selän väsymys aiheutti asentokontrollin siirtymisen keskivartalon lihaksista alaraajoihin. Hodges esittää, että on olemassa kaksi yleistä tapaa parantaa lihasten rankaa suojaavaa roolia. Ensimmäinen keino on minimoida rankaan kohdistuvat voimat toiminnallisten aktiviteettien aikana ja toinen keino on varmistaa että lihasjärjestelmä on koordinoitu optimoimaan lannerangan hallintaa. (Richardson ym. 2004, 21.).

5 EMG KOKO KEHON TÄRINÄMITTAUKSESSA

EMG on ollut viime vuosikymmenien aikana ollut laajasti käytetty menetelmä lihasten tutkimuksessa lääketieteellisessä tutkimuksessa, kuntoutuksessa, ergonomiassa ja urheilutieteissä (Kuva 5). (Konrad 2005, 5)



KUVA 5. EMG sovellusalueita. Mukailtu, (Konrad 2005, 5)

5.1 Menetelmäkuvaus EMG mittauksista

5.1.1 Elektrodityypit ja mittauskohtasuositukset

Elektromyografi mittauksissa on yleisesti käytetty sekä neulaelektrodeja, että pintaelektrodeja (sEMG). Andersson ym. (1974a) vertailivat pintaelektrodimittausta ja lankaelektrodimittausta selän ojentajalihaksen mittauksessa ja huomasivat, että mitä suuremmasta lihasmassasta EMG mitattiin sitä tarkempi arvio lihasaktiivisuuden tasosta saatiin mitattua (Kippers ym. 1985). Pintaelektrodeita käytettäessä vältetään myös ihon alle meneminen, joka helpottaa ja nopeuttaa mittauksen suorittamista. Pintaelektrodimittausmenetelmää ei ole standardoitu. SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) suosittaa seuraavia parametreja pintaelektrodimittaukselle. Ainoana elektrodityyppinä suositellaan bipolaarista elektrodityyppiä. SENIAM ei määrittele elektrodin muotoa, mutta maksimimitaksi elektrodien lihassäikeiden suuntaiselle mitalle SENIAM esittää 10 mm. Raportista tulisi aina ilmetä mittauksessa käytetty elektrodityyppi, muoto ja valmistaja.

Bipolaaristen elektrodien väliseksi etäisyydeksi SENIAM suosittaa 20 mm, pienestä lihaksesta mitattaessa elektrodien etäisyys ei tulisi ylittää $\frac{1}{4}$ lihassäikeen pituudesta. Elektrodien materiaaliksi SENIAM suosittaa esigeelitettyä Ag/AgC elektrodiä. Tämä on osoitettu toimivimmaksi yhdistelmäksi impedanssin minimoimisen ja kemiallisten ilmiöiden kannalta. Esivahvistimen tulisi sijaita mahdollisimman lähellä elektrodiä tai elektrodirakenteessa, häiriöiden minimoimiseksi. Elektrodit tulisi kiinnittää ihoon tukevasti käyttäen kaksipuolista teippiä ja tukien elektrodiä päältäpäin käyttäen kuminauhaa tai teippiä. Ennen elektrodin asennusta iholle tulisi myös tehdä ihokarvojen poisto, kevyt hionta ja puhdistus (SENIAM 2012).

5.1.2 Instrumentointi: Vahvistimet, Suodatukset ja Prosessointi

Elektrodin johtimiin kytkeytyvän yhteismuotoisen häiriön vaimennukselle (CMRR) Merletti ym. (2009) esittää 100-120 dB, joka on saavutettavissa kaupallisilla laitteilla. Suurin osa myoelektrisestä aktiivisuudesta tapahtuu pinta EMG:llä mitattuna 10-500 Hz taajuudella. EMG signaalin suodatuksessa ylipäästösuodatin tulisi sijaita ensimmäisessä instrumentointiasteessa. Ylipäästösuodatus on erityisen tärkeää liikeartefaktien ja elektrodi-ihorajapinnan häiriöiden poistamisessa. Merletti esittääkin että 3 dB rajataajuus tulisi sijaita ylipäästösuodattimella 10-20 Hz taajuudella ja alipäästösuodattimella 400-450 Hz taajuudella, jotta EMG signaalia ei hukattaisi, mutta häiriöt saataisiin eliminoitua mahdollisimman hyvin. Ohuiden ihokerrosten kohdalla, ylärajataajuutta voidaan tarvittaessa nostaa. Jos mitattava kohde sisältää liikettä, kuten kävelyanalyysissä, alarajataajuus voidaan nostaa 25-30 Hz alueelle. Tämä sillä edellytyksellä, että merkittävää EMG dataa ei menetetä. Notch suodattimia esimerkiksi verkkolaitteiden häiriöiden poistoon ei suositella, koska tämä voi hävittää oleellista tietoa, lisäksi suodattimen epälineaarisudet voivat vääristää signaalia suodatusalueen ympäristössä vaihesiirron takia. (Merletti ym. 2009.)

Blüthner ym. 2002 käyttivät selkälihasten aktiivisuuden tutkimuksessaan 10 – 330 Hz taajuuskaistaa (Blüthner 2002). Santos ym. (2008) käyttivät 20–450 Hz kaistanpäästösuodatinta ja tämän lisäksi jälkiprosessoinnissa 60 Hz verkkohäiriö sekä sen harmoniset 420 Hz asti suodatettiin digitaalisesti kaistanestosuodattimella. Tämän

lisäksi EKG ja liikehäiriöt pyrittiin poistamaan digitaalisella ylipäästösuodattimella, jonka alarajataajuus oli 30 Hz Redfern ym. (1993) tutkimustuloksen mukaisesti. Seidel ym. (1988) käyttivät esivahvistinasteessa 10-800 Hz kaistanpäästösuodatusta, mutta jälkiprosessoinnissa alipäästösuodattimen rajataajuus laskettiin 125 Hz:iin.

5.1.3 Dynaamisessa koko kehon värinämittauksessa ilmenevät häiriöt

Yleisiä EMG mittauksissa ilmeneviä matalataajuisia häiriöitä ovat elektrodien johtimiin kytkeytyvät ja johtimien liikkeestä aiheutuvat häiriöt. Tyypillisiin EMG mittaukseen liittyvä ulkoinen häiriö on sähköverkosta kytkeynyt häiriö, joka voi johtua heikosta kaapelikontaktista tai häiriön kytkeytymisestä johtimiin. Lisäksi johtimien liike voi aiheuttaa häiriötä mittaukseen. Näitä häiriöitä pystytään kuitenkin eliminoidaan tehokkaasti uudenaikaisella elektroniikalla sekä huolellisella piirisuunnittelulla. Pohjakohinaa mittauksiin aiheuttavat myös elektroniikkaan liittyvä lämpökohina sekä sähkökemiallinen kohina elektrodi-iho rajapinnassa. Liikkeessä tapahtuvassa mittauksessa elektrodi-ihokontaktista aiheutuvat häiriöt korostuvat lihasten ihonalaisten liikkeiden sekä elektrodi-iho rajapinnan kontaktimuutosten vuoksi aiheuttaen impedanssivaihtelua. (De Luca ym. 2010.)

Tutkimusta liikeartifakteista ylävartalon koko kehon värinämittauksista ei onnistuttu löytämään. Ritzmann ym. (2010) tutkivat koko kehon värinän vaikutusta tibialis anterior, soleus, gastrocnemius ja rectus femoris lihaksessa. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää johtuuko mitattu EMG värinälaitteesta aiheutuvasta liikeartifaktista vai lihaksen refleksivasteesta. Menetelmänä liikeartifaktien tutkimiseksi käytettiin erikoisvalmisteista elektrodiä, jonka avulla pystyttiin eliminoidaan mittauksesta lihaksen aiheuttama EMG. Bipolaarisessa elektrodissa elektrodit kytkettiin 2.2 kOhm vastuksella yhteen mallintamaan ihon impedanssia ja oikea ihokontakti estettiin eristävällä teipillä. Tämän lisäksi tutkimuksessa mitattiin lihasten refleksiä myös mekaanisella herätteellä, jotta oikean refleksin aiheuttama myoelektrinen vaste sekä latenssi saataisiin määritettyä vertailuarvoksi. Tutkimuksen lopputuloksena Ritzman ym. (2010) esittivät, että liikeartifaktit, jotka mitattiin värinäaltistuksen aikana olivat merkityksettömiä. Tutkimuksesta huomioitavaa on se, että modifioitu elektrodi on

täysin eristetty ihosta, joka tarkoittaa ettei referenssielektrodi sisällä iho-elektrodikontaktin impedanssivaihtelua. Iho elektrodikontaktin impedanssivaihtelu voi aiheuttaa merkittävän potentiaalieron bipolaaristen elektrodien välille ja tätä ei tulisi jättää huomioimatta (De Luca ym. 2010).

Ylävartalosta mitattaessa tulee huomioida myös mahdollinen EKG kytkeytyminen EMG mittaukseen. Johtuen 80 Hz keskitaajuudesta kytkeytynyt EKG häiriö on tärkeällä EMG spektrin alueella. Yleisin ja tehokkain keino EKG:n eliminoimiseksi on suodattaa se käyttäen adaptiivisia suodattimia ja hahmontunnistusmenetelmiä (Konrad 2005, 35). Santos ym. (2008) eliminoivat tutkimuksessaan EKG häiriöt aaloke (wavelet) menetelmällä, jonka Blüthner ym. (2002) esittivät omassa tutkimuksessaan. Aallokemenetelmässä mitattu signaali jaetaan komponentteihin, joista muodostetaan menetelmän avulla matemaattisia malleja, joita voidaan hyödyntää signaalin analysoinnissa tai prosessoinnissa. Blüthner ym. (2002) muodostivat QRS kompleksille aallokemallin, jonka avulla EKG eliminoitiin analysoitavasta datasta. Redfern ym. (1993) tutkivat myös ylipäästösuodattimen alarajataajuuden vaikutusta EKG eliminoimiseen ja päätyivät kyseisessä tutkimuksessa 30 Hz alarajaan.

Edellämainittujen häiriölähteiden lisäksi EMG signaalin ilmaisuun vaikuttavat voimakkaasti ihokudos ja erityisesti ihonalaisen rasvakerroksen paksuus sekä EKG:n lisäksi ylikuuluminen muista lihaksista. (Konrad 2005, 11). Hemingway ym. (1995) tutkivat selkarangan viereisten lihasten EMG:tä ja ihonalaisen kudoksen paksuuden vaikutusta ja päätyivät tutkimuksessaan siihen, että jopa 81 % EMG amplitudivaihtelusta johtuu ihonalaisen kudoksen paksuudesta. Menetelmänä ihon kudoksen paksuuden arvioinnissa käytettiin ihopoimun paikallista pihtimittausta, painoindeksi (BMI) menetelmää ja neljästä pisteestä mitatun rasvaprosenttimittauksen tulosta. Parhaan luotettavuuden tutkimuksessa antoi mitattavan lihaksen päältä tehty ihopoimumittaus, mutta tutkimuksessa käytetyt kaksi lihasta (multifidus ja iliocostalis) antoivat vaihtelevia tuloksia, erot olivat noin 30% (Hemingway ym. 1995). Norlander ym. (2003) tekivät vastaavan tutkimuksen käyttämällä ultraäänimittausta, ihopoimumittausta ja BMI määrittystä. Tutkimuksen päätavoitteena oli etsiä menetelmää, jolla eri yksilöiltä mitatut EMG arvot voitaisiin tehdä vertailukelpoiseksi.

Ihopoimumittauksen lisäksi muuttujina tutkimuksessa oli referenssimittauksessa suoritettava maksimaalinen vapaaehtoinen lihassupistus sekä submaksimaalinen lihassupistus. Koehenkilöinä oli 12 keski-ikältään 50 vuotiasta naista ja mittaukset suoritettiin epäkäslihaksesta. Lopputuloksena he totesivat, että tutkimuksessa paras korrelaatio rasvakerroksen ja EMG mittauksen välillä saatiin neljän pisteen ihopoimumittauksen avulla. Tämän lisäksi normalisoinnissa submaksimaalinen lihassupistus antoi paremman luotettavuuden EMG mittaukseen verrattuna maksimaaliseen lihassupistukseen. Lopputuloksena todettiin että alunperin parhaaksi ennustettu ultraääni korreloi vähiten EMG amplitudin kanssa. Paikallinen ihopoimumittaus trapezius lihaksesta ei myöskään antanut luotettavia tuloksia (Norlander ym. 2003).

5.2 EMG lihasaktiivisuuden ja väsymisen mittaamisessa

5.2.1 Lihasaktiivisuus

Pinta EMG mittauksessa lihasaktiivisuuteen liittyvät amplitudimuutokset riippuvat lihasta ohjaavien motoristen yksiköiden määrästä, koosta sekä syttymistiheydestä. Tämän lisäksi lihassäikeiden yksilölliset potentiaalit sekä motoristen yksiköiden synkronoituminen vaikuttaa amplitudin suuruuteen (Bigland-Ritchie ym. 1983).

5.2.2 Lihasväsyminen ja EMG tulkinta

Etsittäessä objektiivista mittausmenetelmää selkälihasten väsymisen tutkimiseen, EMG spektrin tulkinta on havaittu toimivaksi menetelmäksi (Mannion ym. 1997), mutta esimerkiksi lihasväsymiseen yhteydessä havaittu taajuusspektrin siirtyminen alemmille taajuuksille johtuu monesta yhtäaikaisesta fysiologisesta tekijästä ja usein taustalla tapahtuvia ilmiötä joudutaan yksinkertaistamaan tuloksia tulkittaessa (Merletti 2004, 234-235). Tehtyjen tutkimusten nojalla voidaan kuitenkin todeta, että isometrisessä lihassupistuksessa tapahtuva väsyminen korreloi hyvin johtumisnopeuden ja pinta EMG:n taajuusspektrin keskitaajuuden (mean frequency) MNF ja mediaanitaajuuden (median frequency) MDF muutosten kanssa. Pääasiassa siten, että MNF ja MDF

kuvaavat aktiivisten motoristen yksiköiden johtumisnopeuden muutosta (Merletti 2004, 246). De Luca ym. (1993) totesivat alaselän lihasten väsymistutkimisessaan, että menetelmä kykeni erottelemaan selkäkipua kärsivät henkilöt terveistä.

Suoritettaessa lihasväsymistutkimusta EMG taajuusspektrin avulla, on tärkeää että testi suoritetaan isometrisesti ja vakioidaan mahdollisimman hyvin mittausten aikana esimerkiksi rajoittamalla vartalon ojennus tiettyyn pisteeseen (Mannion ym. 1997). Tällä tavalla saadaan mittauksien välinen lihaspituus vakioitua sekä liikeartifaktit minimoitua (De Luca ym. 1993).

5.2.3 EMG mittauksen normalisointi

Kuten edellä mainittiin, EMG mittaukseen vaikuttavista tekijöistä johtuen mitatut arvot voivat vaihdella eri mittauskertojen, mittauskohtien ja eri henkilöiden välillä. Mitattujen EMG signaalien amplitudiarvot on normalisoitava, jotta mittaustulosten vertaileminen olisi mahdollista (Konrad 2005, 29). Yleisimmin EMG-arvot suhteutetaan maksimaalisen lihassupistuksen EMG arvoihin. Jos tiedetään, että kyseisen lihaksen voimantuotto suhteessa tuotettuun myoelektriseen aktiivisuuteen ei ole lineaarinen, paras tapa tehdä normalisointi on käyttää submaksimaalista lihassupistusta (RVC, reference voluntary contraction) (LeVeau & Andersson 1992). MVC normalisoinnissa koehenkilö suorittaa ennen varsinaista koetta nimensä mukaisesti maksimaalisen lihassupistuksen tutkittavalle lihakselle ja saatua EMG aktiivisuusarvoa (MVE, maximal voluntary electrical activation) käytetään vertailuarvoina lihasaktiivisuutta vertailtaessa. MVC normalisointimenetelmään voidaan saada lisätarkkuutta käyttämällä sähköistä stimulaatiota, jolla voidaan tutkia lisääkö lihaksen sähköinen stimulaatio vapaaehtoisesti tuotetun lihassupistuksen voiman tai sähköisen aktivaation tasoa (Merton 1954; Pucci ym. 2006). Vastaavasti submaksimaaliselle lihasaktiivisuuden referenssiarvolle käytetään RVE arvoa (Mathiassen ym. 1995).

Selkälihaksen ojentajien väsymisen arvioinnissa on usein käytetty MVC menetelmää (Mannion ym. 1997; Bottle ym. 2012; Müller ym. 2010), kun taas epäkas- eli trapeziuslihasten tutkimuksessa on käytetty useita erilaisia normalisointimenetelmiä.

Mathiassen ym. (1995) suosittelevat epäkäslihaksille ensisijaisesti käytettäväksi submaksimaalista RVE arvoa.

5.3 Tekstiiliin integroidut EMG elektrodit

Perinteisellä elektrodilla toteutetut elektromyografi mittaukset vaativat huolellisen ihon valmistelun, jossa ihon pintakerros hiotaan kevyesti ja puhdistetaan ennen elektrodin asentamista. Perinteiset elektrodit tarvitsevat myös impedanssin sovitusta varten elektrolyyttigeelin ihon ja elektrodin väliin. Elektrodit voivat olla esigeelitettyjä tai geeli voidaan laittaa itse. Toistettaessa mittauksia useammalla henkilöllä ja useampaan kertaan, EMG mittaamisesta tulee aikaavievää ja työlästä. Tekstiiliin integroidut EMG elektrodit pyrkivät tuomaan helpotusta tähän ongelmaan. Finni ym. (2007) tutkivat validointitutkimuksella tekstiileihin integroitujen elektrodien soveltuvuutta tutkimukseen. Kokeessa tehtiin vertailumittauksia perinteisten bipolaarielektrodien ja tekstiiliin integroitujen elektrodien välillä. Tutkimuksessa käytetyt urheiluhousut antoivat luotettavia tuloksia saman mittauskerran toistomittauksissa sekä useampana päivänä tehtyjen mittauskertojen välillä (vaihtelu oli vähemmän kuin 11 %). Lisäksi voiman ja mitatun myoelektrisen aktiivisuuden suhde oli samansuuruinen perinteisen elektrodin ja tekstiiliin integroitujen elektrodien välillä. Tutkimuksesta tulee huomioida, että käytetty alarajataajuus oli asetettu 50 Hz, kun suositus olisi käyttää noin 20 Hz rajataajuutta. Tikkanen ym (2012) tutkivat mahdollisuutta havaita anaerobinen kynnyksen urheiluhousuihin integroiduilla EMG elektrodilla juoksun aikana. Tutkimuksessa käytettiin myös 50 Hz alarajataajuutta ja perusteena korkealle alarajataajudelle esitettiin liikeartifaktien suodattaminen. Yleisesti tekstiilielektrodin ratkaisun hyödyksi voidaan lukea elektrodien menevän johdotuksen kiinteä asennus, joka vähentää johtojen liikeartifakteja ja yhteismuotoisen häiriön kytkeytymistä. Tekstiiliin kiinnitetty moduli vähentää häiriöille herkän analogisen signaalin kuljetusmatkaa ja liitosrajapintoja (Finni ym. 2007). Tekstiiliin integroituja EMG elektrodeja on myös hyödynnetty tutkimuksessa, jossa tutkittiin päivittäisissä toimissa tapahtuvaa lihasaktiivisuutta (Tikkanen ym. 2013).

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Aiemmat tärinä tutkimukset ovat painottuneet kehon kudosten tärinäaltistuksen tutkimukseen pääasiassa vertikalisuuntaisella tärinäherätteellä. Tämän lisäksi tutkimuksia on tehty laajasti liittyen näennäisen massan mittaukseen ja mallinnusmenetelmien kehittämiseen. Aidosta työkonerympäristöstä tallennetut tärinäherätteet ovat olleet vähemmän käytettyjä. Vertailevaa tutkimusta esimerkiksi parannetun istumatuen vaikutuksesta lihasväsymykseen, ylävartalon lihasten refleksiin istuma-asennossa tai henkilön kokemaan stressireaktioon ei tehdyn kirjallisuuskatstauksen puitteissa onnistuttu löytämään.

Edellämainitun selvityksen perusteella tutkimusongelmaksi muodostui vartalon lihasten aktiivisuuden, lihasväsymisen ja asentokontrollin muutosten tutkiminen satunnaisella työkonerympäristössä y-suuntaisesti dominoivalla tärinäherätteellä. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään nelipistetuen vaikutusta edellämainittuihin parametreihin. Lisäksi tutkimuksessa selvitettiin koehenkilöiden kokeman subjektiivisen rasituksen yhteyttä objektiivisesti mitattuihin parametreihin (lihasaktiivisuus sekä lihasväsymys).

Tutkimuksen osatavoitteena oli tutkia tekstiileihin integroitujen EMG elektrodien soveltuvuutta tärinäaltistustutkimuksessa. EMG mittaukset ovat työläitä ja häiriöherkkiä perinteisillä menetelmillä. Löytämällä uusi toistettava ja luotettava menetelmä, voidaan mittauksia nopeuttaa sekä parantaa mitattavuutta kenttäolosuhteissa. Mittauksien helpottuessa koehenkilöiden määrää on helpompi lisätä paremman otosmäärän saavuttamiseksi.

7 MENETELMÄT

7.1 Koehenkilöt

Koehenkilöksi valittiin 12 tervettä miestä iältään 24 - 42 vuotta. Poissulkukriteetinä oli viimeisen vuoden aikana todettu selkävaiva tai joskus operoitu selkä, lisäksi painoindeksi (BMI, Body Mass Index) rajaksi asetettiin $< 30 \text{ kg/m}^2$. Koehenkilöt eivät olleet työssään altistuneet koko kehon tärinälle. Taustaltaan he olivat harraste- ja aktiiviliikkuja. Koehenkilöille informoitiin etukäteen tutkimuksen sisällöstä ja keskeyttämiskriteereistä. Koehenkilöt saivat keskeyttää tutkimuksen halutessaan ilman syytä tai mikäli heille tapahtuisi loukkaantumisia. Koehenkilöt allekirjoittivat kirjallisen sitoumuksen tutkimukseen osallistumisesta.

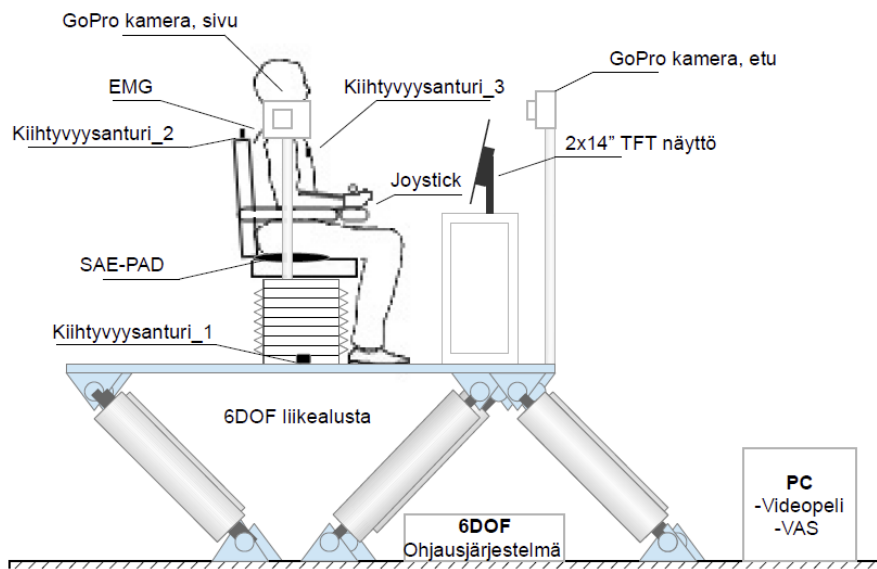
Ennen varsinaisia mittauksia koehenkilöille tehtiin antropometriamittaukset, jotka koostuivat pituus-, paino- ja 4 pisteen ihopoimiumittauksesta. Taulukko 3 sisältää tiedot koehenkilöistä. Mahdolliset lihaskireydet ylävartalon ja hamstring lihasten osalta selvitettiin kurotustestin avulla (ACSM 2006, 88) ja haastattelulla. Kurotustestin tuloksissa kiinnitettiin huomiota mittauskertojen välisiin eroihin koehenkilöittäin. Testin avulla pyrittiin poissulkemaan mahdollinen alaselän tai takareisien lihaskireyden vaikutus tuloksiin.

TAULUKKO 3. Koehenkilöiden tilastolliset tiedot

	Ikä	Pituus	Paino	Rasva %	BMI
Keskiarvot	34.3	181.1	84.5	16.0	25.8
Keskihajonta	5.9	2.2	5.0	3.0	1.4
Maksimi	42.0	184.0	94.7	20.0	28.9
Minimi	24.0	176.5	76.0	12.4	23.7

7.2 Mittausjärjestely

Kokeessa koehenkilöt altistettiin tärinälle kuvan 6 mukaisessa testiympäristössä. Liikelaiteistona oli CEMIS-Oulun tiloissa toimiva Moog kuuden vapausasteen (6DOF) järjestelmä, jota ohjattiin Labview pohjaisella ohjelmistolla. Tärinäherätteenä käytettiin oikeasta työkonerympäristöstä tallennettua tärinää, josta haettiin jakso, jossa y-suuntainen tärinä oli dominoivaa.



KUVA 6. Mittausjärjestely

Kiihtyvyydet mitattiin liikealustasta tuolin kohdalta (Kiihtyvyyssanturi_1) sekä tuolin selkänojasta (Kiihtyvyyssanturi_2) Dytran 3143M1 kiihtyvyyssantureilla (Dytran INC., USA). Kiihtyvyys istuin-ihminen rajapinnasta mitattiin SAE-PAD Svantek 39A istuinanturilla (Svantek, Poland). Periaatekuva anturista esitetty aiemmin tekstissä (Kuva 2). Tärinäaltistus kuvattiin edestä ja sivusta GoPro Hero kameroilla (Woodman Labs Ltd, USA) ja analysointivaiheessa videokuva tahdistettiin liikelaiteistoon jälkiprosessoinnilla. Lihasaktiivisuuden mittausta tehtiin paitaan integroiduilla EMG tekstiilelektrodeilla (Myontec Oy, Kuopio, Finland), joista saatu raakadata kerättiin paidassa olevan modulin muistiin. Moduli oli kiinnitetty paitaan modulin systeemi liittimellä ja sijaitsi koehenkilön rintalastan kohdalla. Testin jälkeen modulin data siirrettiin tietokoneelle myöhempää analyysia varten. Varsinainen tulosten

analysointi suoritettiin käyttämällä Megawin ohjelmistoa (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland) Moduli sisälsi myös kiihtyvyyssanturin (Kiihtyvyyssanturi_3). Tällä pystyttiin mittaamaan koehenkilön liikkeitä x, y ja z suunnassa. Modulin data tahdistettiin EMG dataan manuaalisesti hyödyntämällä herätteiden alussa tehtyä x-suuntaista synkronointipulssia. Ennen varsinaista mittausta EMG ilmaisua pystyttiin monitoroimaan Muscle Monitor (Myontec Oy, Kuopio Finland) ohjelman avulla, jonka avulla pystyttiin varmistamaan EMG mittauksen toimivuus ja häiriöttömyys.

7.2.1 Istuin ja istuma-asento

Liikealustalla käytettiin Be-Ge merkkistä työkoneistuinta (Be-Ge Industri AB, Ruotsi) toisella mittauskerralla ilman voita ja toisella mittauskerralla nelipistevoiden (TRS Motorsport, Hampshire UK) kanssa. Tuolissa oli z-suuntainen korkeuden säätö ja kaikille koehenkilöille käytettiin samaa korkeusasetusta. Korkeussäätö tehtiin koehenkilöiden keskipituuden mukaan siten, että istumakorkeudella koehenkilöiden jalkapohjat ylettivät liikealustan lattiaan. Z-suuntaan vaimennettua istuinta käytettiin, koska tavoitteena oli pyrkiä mahdollisimman aidon ympäristön simuloimiseen. Lisäksi vaimentamaton istuin olisi voinut aiheuttaa liikaa kompressiota hartioihin ja alaselkään erityisesti käytettäessä nelipistevyöratkaisua. Koehenkilöiden jalat lepäsivät lattialla, koska selvityksen mukaan maastoajossa ohjaus tapahtuu käsin joystickien avulla ja polkimet eivät ole käytössä. Tärinäaltistuksen aikana koehenkilöä ohjeistettiin nojaamaan kevyesti selkänojaan ja koehenkilö pyrki pitämään asennon samanlaisena altistuksen ajan.

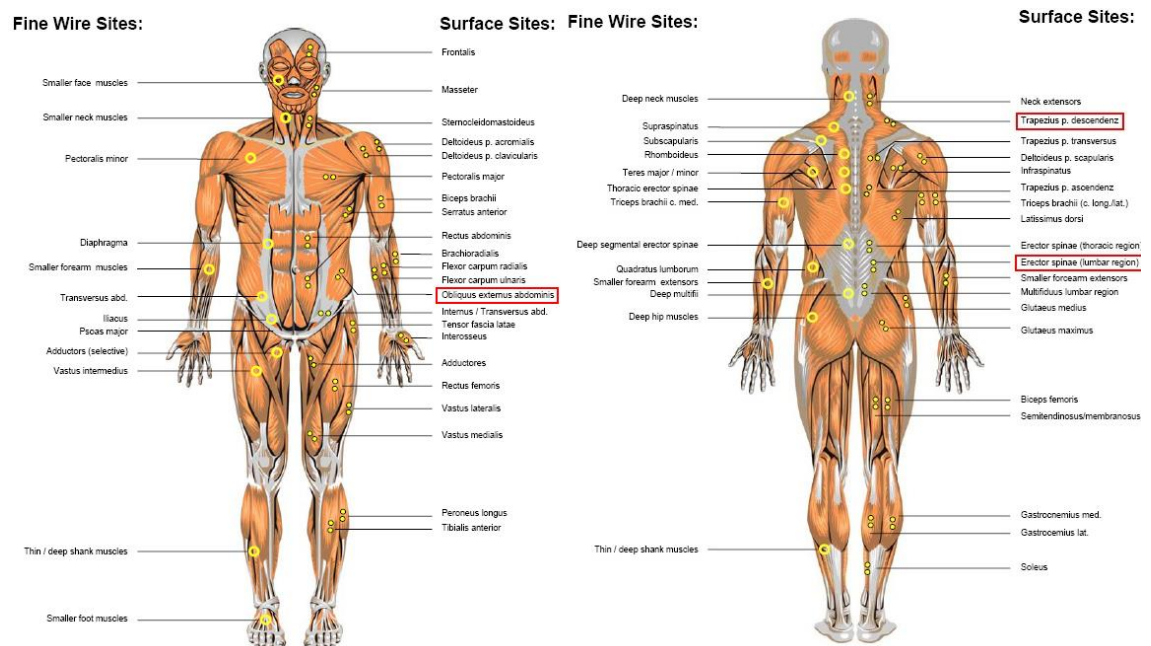
7.2.2 Hallintalaitteet

Altistuksen aikana koehenkilöt pitivät käsivartensa käsinojalla. Metsäkoneessa tarkkuutta vaativaa toimintaa simuloitiin käyttämällä joystickia ja tietokoneen näytön kautta pelattavaa videopeliä altistuksen aikana. Koehenkilöt käyttivät oikeata kättä joystickin ohjaamiseen. Altistuksen aikana suoritettiin myös 8 minuutin välein subjektiivinen kysely tärinäaltistuksen aiheuttamista tuntemuksista. Kyselyyn vastaaminen tapahtui käyttämällä langatonta tietokonehiirtä, jota koehenkilöt pitivät

kädessään tärinäaltistuksen aikana. Altistuksen aikana koehenkilö pyrki pitämään hiiren kursorin näytöllä olevan 3x3 cm neliön sisällä, tämä osaltaan lisäsi keskittymistarvetta ja hartialihasten aktiivisuutta altistuksen aikana.

7.2.3 Tekstiileihin integroitu EMG mittaus ja mitattavat lihakset

Mitattavat lihakset valittiin kirjallisuuskatsauksen ja tutkimuksen tavoitteiden mukaisesti. Kuva 7 on esitetty lihasmittauskohdat SENIAM lihaskarttatyypisesti. Kuvassa punaisilla laatikoilla korostetut lihakset mitattiin.



KUVA 7. Mitatut lihakset/lihasryhmät, mukailtu (Konrad 2005, 19-20)



KUVA 8. EMG mittapaidan elektrodit vatsanpuolelta (vas.) ja selkäpuolelta (oik.)

Mittaukset suoritettiin tekstiiliin integroiduilla EMG elektrodeilla (Myontec Oy, Kuopio Finland). Kuvassa 8 näkyviä ojentajalihasten elektrodeita ei käytetty. Ennen mittauksia tekstiilielektrodit kostutettiin huolellisesti vedellä. Koska altistuksen aikana ei esiinny hikoilua, elektrodeihin lisättiin kosteusvoidetta pitämään yllä kosteutta elektrodin pinnassa ja parantamaan elektrodin-ihon kontaktia. Mittapaitoja oli kahta kokoa (Medium ja Large). L kokoa käytettiin kymmenellä koehenkilöllä ja M kokoa käytettiin kahdella koehenkilöllä.

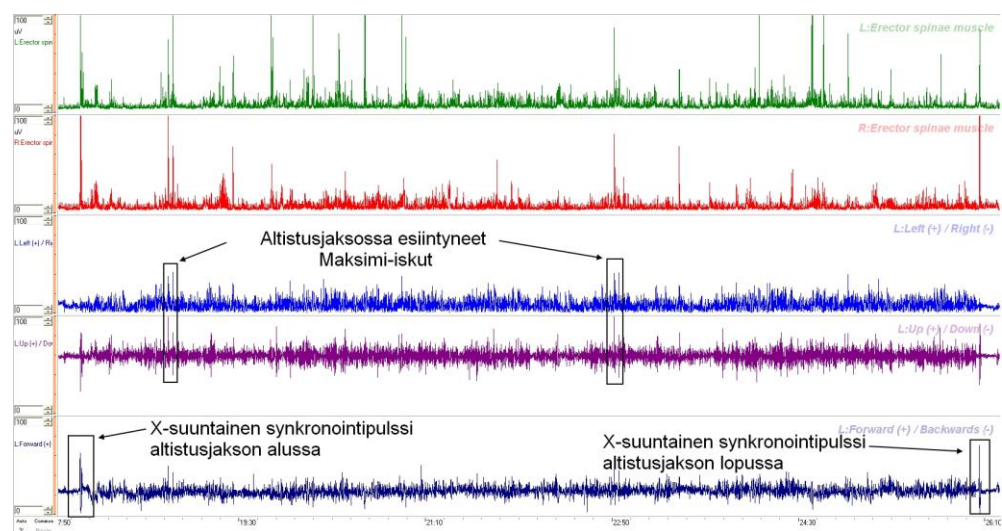
EMG mittaus suoritettiin käyttäen 1000 Hz näytteistystaajuutta. Suodatuksen rajataajuudet (-3dB) olivat; alarajataajuus 50 Hz ja ylärajataajuus 200 Hz. Analyysivaiheessa EMG raakadata siirrettiin mittausmodulista tietokoneelle MegaWin ohjelmistoon. Siirretty data tasasuunnattiin ja keskiarvoistettiin käyttäen RMS menetelmää ja 50 ms ikkunaa. RMS menetelmän avulla pyrittiin minimoimaan pitkän altistuksen aikana tapahtuvien häiriöpiikkien vaikutusta. Mittaustuloksille suoritettiin normalisointi käyttäen MVC ja RVC mittauksista saatuja EMG tasoja. Normalisoinnin jälkeen EMG data keskiarvoistettiin koehenkilöiden kesken. Tilastolliset ajot suoritettiin normalisoidusta EMG datasta. Sørensen testin aikana selän ojentajista mitattu raaka EMG analysoitiin käyttämällä MegaWin ohjelmiston väsymis laskentaominaisuutta, josta tuloksena saatiin MF ja MPF parametrit spektrimuutokselle.

7.2.4 Kiihtyvyydsmittaus koehenkilöistä

Liikealustan ja ihminen-istuinrajapinnan lisäksi kiihtyvyyttä mitattiin myös koehenkilöstä. Kiihtyvyydata mitattiin mikromekaanisesti toteutetulla 3 akselisella kapasitiivisella kiihtyvyyssanturilla, joka oli integroitu mittausmoduliin (Myontec Oy, Kuopio, Finland). Moduli oli kiinnitetty modulin systeemi liittimellä mittapaitaan rintalastan kohdalle. Modulista saatua mittausdataa käytettiin pelkästään EMG mittadatan ja liikealustan synkronointiin.

7.2.5 Altistusjakson kuvaus ja analysointi

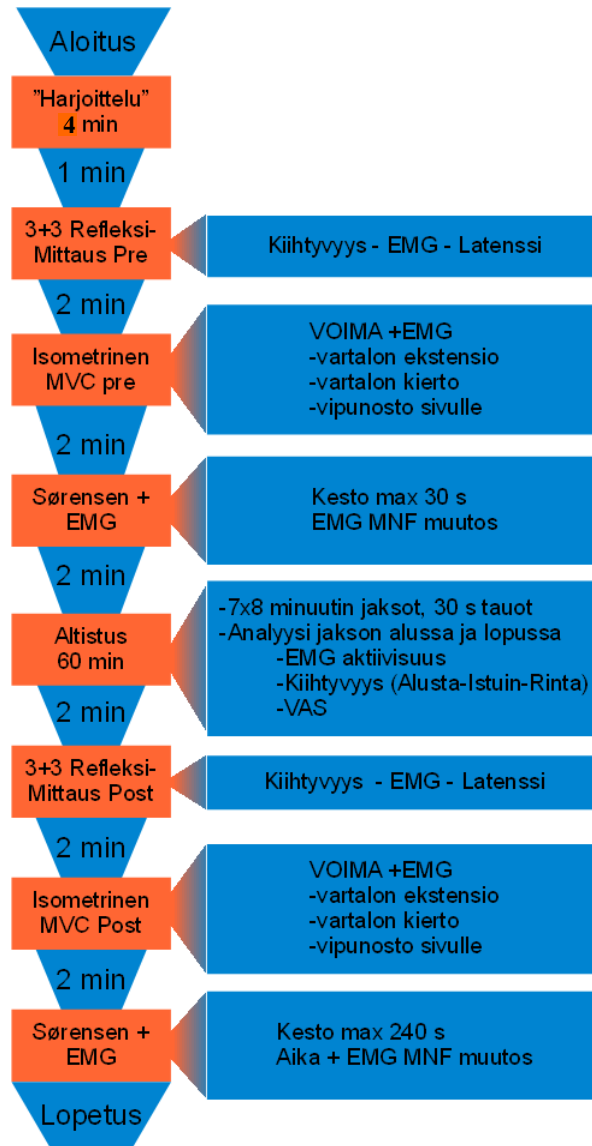
Kuvassa 9 on esitetty yksi kahdeksan minuutin mittainen altistusjakso, sekä selän ojentajalihaksista mitattu EMG (kuvassa 2 ylintä kuvaajaa). Kukin altistusjakso aloitettiin ja päätettiin X-suuntaiseen synkronointipulssiin. EMG analyysit tehtiin 1. , 4. ja 7. altistusjaksolle. Edellisen lisäksi EMG analysoitiin maksimi-iskujen kohdalta, kuvassa iskut esitetty y- ja z-suunnan kiihtyvyydsmittauksesta. Mittauksen avulla pyrittiin tutkimaan tuennan vaikutusta lihasaktiivisuuden kehittymiseen altistuksen edetessä. Kuvassa kiihtyvyyssarvot ovat kiihtyvyyssanturilta saatua raakadataa (ei G-arvoja), koehenkilöstä mitattuja kiihtyvyyssarvoja ei käsitelty absoluuttisina arvoina.



KUVA 9. Mitattu altistusjakso.

7.3 Mittausprotokolla

Mittausprotokolla on kokonaisuudessaan esitetty kuvassa 10. Jokaisen koehenkilön kohdalla mittaukset suoritettiin kahtena eri päivänä CEMIS-Oulun tiloissa, Kajaanissa. Toisella mittauskerralla koehenkilö käytti altistuksessa nelipistevoilla toteutettua tuentaa ja toisella kerralla koe suoritettiin ilman vöitä. Mahdollisen oppimisen aiheuttamaa vaikutusta tuloksiin pyrittiin välttämään jakamalla koehenkilöryhmä kahteen osaan. Toinen ryhmä suoritti ensimmäisen altistuksen vöiden kanssa ja toisen altistuksen ilman vöitä. Toinen ryhmä suoritti mittaukset päinvastaisessa järjestyksessä. Ennen varsinaisen mittauksen aloittamista koehenkilöt saivat tutustua liikelaitteiston simuloimaan tärinään 4 minuutin ajan. Tällä pyrittiin poistamaan ensimmäisen kokemuksen aiheuttama reaktio, joka voisi aiheuttaa virhettä tuloksiin.

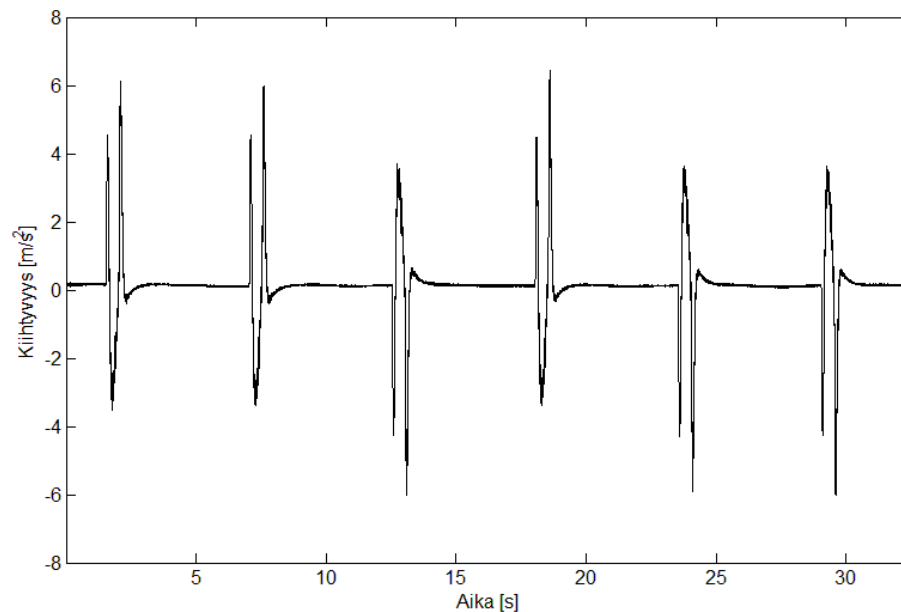


KUVA 10. Mittausprotokolla, suoritus ylhäältä alas

7.4 Mittaukset

7.4.1 Refleksimittaus

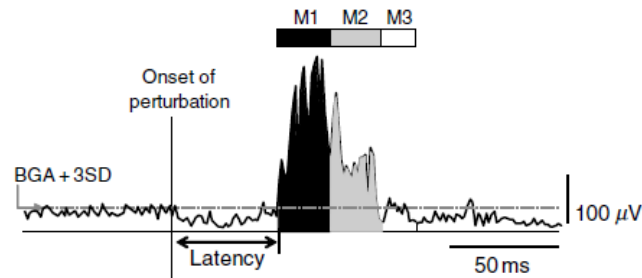
Pre Refleksimittaus suoritettiin liikealustalla työkoneistuimella istuen. Mittauksessa liikealusta teki 6 y-suuntaista transienttityyppistä heilahdusta sekä vasemmalle, että oikealle (Kuva 11). Heilahduksen amplitudi oli suuruudeltaan +/- 9 cm. Post vaiheessa poikkeutukset ajettiin päinvastaisessa järjestyksessä.



KUVA 11. Refleksimittauksen y-suuntainen heräte

Keskivartalon lihasaktiivisuus rekisteröitiin lihaksista EMG:n avulla. Tulokset koehenkilöiden välillä synkronoitiin käyttämällä liikealustan tuottamaa x-suuntaista synkronointiliikettä, jonka jälkeen suoritettiin normalisointi ja keskiarvoistus. Refleksimittaukset suoritettiin ennen tärinäaltistusta ja heti tärinäaltistuksen jälkeen, tulokset analysoitiin vain post vaiheen osalta. Refleksitulosten analysoinnissa käytettiin mm. Kawashiman ja kumppaneiden (2004) käyttämää menetelmää. Tutkimuksessa M1 alkamiskohta määritettiin EMG amplitudin ylittäessä tason $BGA+3SD$, missä BGA on

tausta-aktiiviteetti 100 ms ennen poikkeutusta ja SD on tausta-aktiiviteetista mitattu hajonta (Kuva 12)



KUVA 12. Refleksivasteet, sekä tausta-aktiiviteetin määrittäminen. Mukailtu, (Kawashima ym. 2004)

7.4.2 Isometrinen voiman mittaus

Koehenkilöt suorittivat isometrisesti MVC:n selänohjennuspenkissä ES lihaksille, sekä vartalonkiertolaitteessa OE lihaksille (Kuva 13). Suoritus toistettiin kolme kertaa ja toistojen välillä pidettiin lyhyt noin 20-30 sekunnin tauko. Vartalonkiertolaitteessa suoritettiin 3 toistoa kummallekin puolelle. Suorituksen aikana käytettiin reipasta verbaalista kannustusta ja koehenkilöt pystyivät seuraamaan voimantuottoa digitaaliselta voiman huippuarvonäytöltä. Paras suoritus kolmesta valittiin ja tuloksista rekisteröitiin voima Newtonina sekä lihasten EMG (rms) maksimivoiman ajalta 500 ms ikkunalla.



KUVA 13. MVC mittausjärjestelyt, vartalon ojennus (vas.) ja vartalon kierto (oik.)

Hartiaseudun epäkäsihaksille normalisointi suoritettiin submaksimaalisesti käyttäen 5 kg käsipainoja siten, että alkuasennossa koehenkilö seiso i kädet kyynärpäistä 90 asteen kulmassa ja olkavarret ja kyynärpäät vartalossa kiinni. Tämän jälkeen koehenkilöt suorittivat molempien olkavarsien yhtäaikaisen loitonnuksen sivulle, siten että liikkeen loppuvaiheessa kyynärpäät ja kämmenet olivat hartioiden tasalla (Kuva 14). Liike toistettiin kolme kertaa, käyttäen noin 30 sekunnin taukoja toistojen välillä. Puhtain ja lihasaktiivisuudeltaan suurin suoritus tallennettiin vertailuarvoksi.



KUVA 14. RVC mittaus epäkäslihaksille, vipunosto sivulle.

7.4.3 Sørensen menetelmä ja alaselän EMG

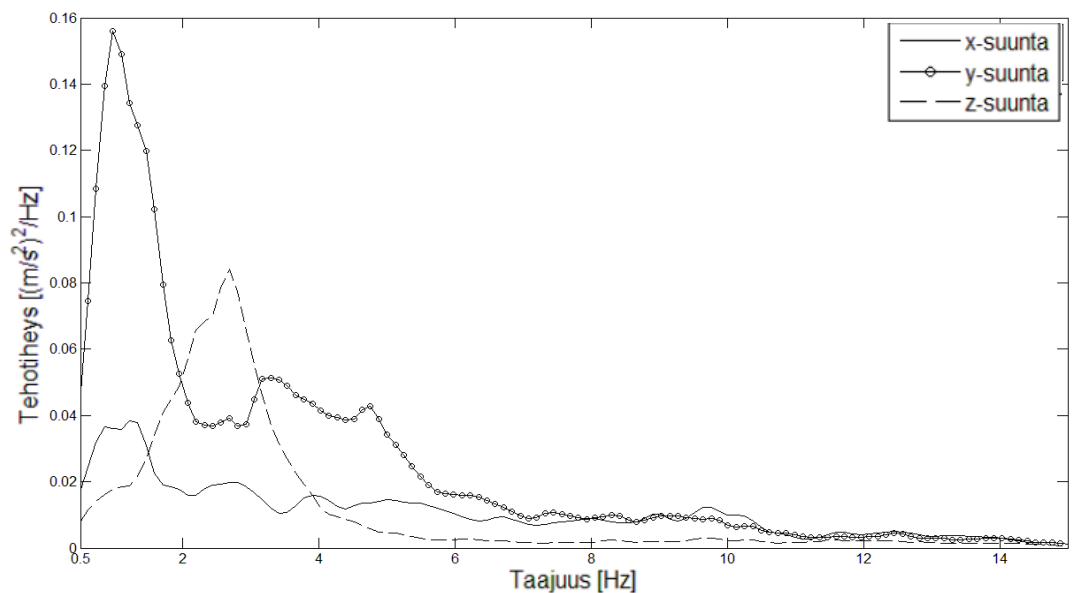
Alaselän lihasväsymisen tutkimiseen käytettiin muunneltua Sørensen testiä (Kuva 15), jonka aikana mitattiin ES lihaksista myös EMG aktiivisuus. Ennen tärinäaltistusta Sørensen testi tehtiin 30 sekunnin mittaisena, josta saatiin vertailuarvo tulosten myöhempää tulkittamista varten. Tärinäaltistuksen jälkeen testi tehtiin 240 sekunnin mittaisena ja ES lihasten aktiivisuus tallennettiin suorituksen ajalta.



KUVA 15. Sørensen testi

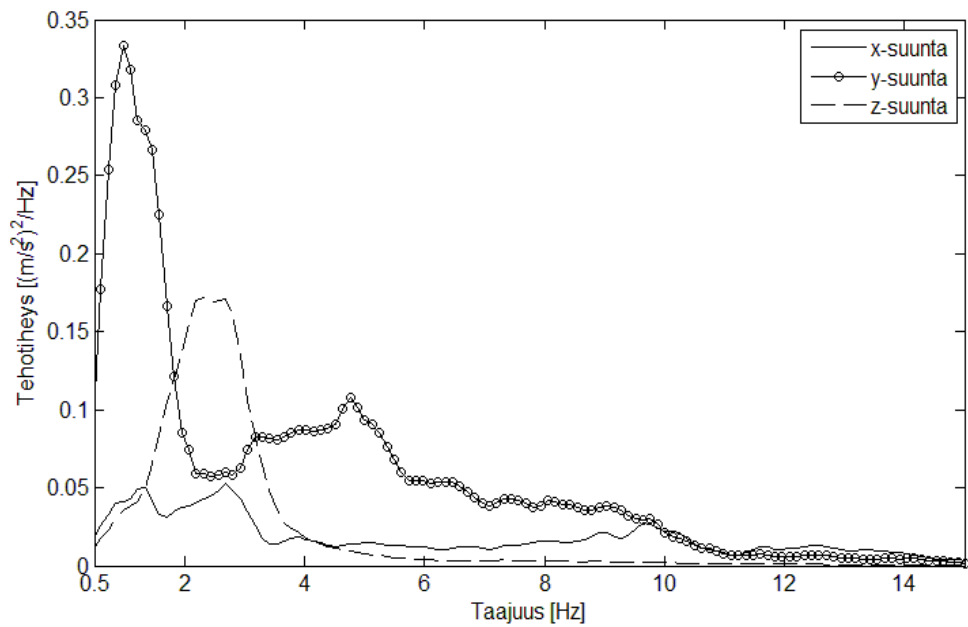
7.4.4 Tärinäaltistus heräte

Tärinäherätteenä käytettiin oikeasta työkoneympäristöstä tallennettua tärinää, josta haettiin jakso, jossa y-suuntainen tärinä oli dominoivaa. Tärinä oli epäsäännöllistä ja istuimen pinnasta ilman koehenkilöä mitatut keskimääräiset taajuuspainotetut rms kiihtyvyydet olivat eri suuntiin $a_x=0,37 \text{ m/s}^2$, $a_y=0,66 \text{ m/s}^2$, $a_z=0,30 \text{ m/s}^2$. Tärinän tehotiheyspektri taajuustasossa on esitetty kuvaajana (Kuva 16).



KUVA 16. Liikealustasta mitattu altistusjakson tehotiheyspektri x-, y- ja z-akseleille.

Tehotiheyspektristä käy ilmi, että y-suuntainen tärinä oli voimakkainta hiukan alle 1 Hz taajuudella ja z-suuntainen tärinä oli voimakkainta 2 - 3 Hz alueella. X-suuntainen tärinä oli intensiteetiltään vähäistä ja jakautui laajemmalle taajuusalueelle. Istuin-ihminen rajapinnasta mitattujen kiihtyvyyksien taajuuspainotetuiksi mediaaniarvoiksi mitattiin $a_x=0,45 \text{ m/s}^2$, $a_y=0,99 \text{ m/s}^2$, $a_z=0,42 \text{ m/s}^2$. Istuin-ihminen rajapinnasta mitattu tehotiheyspektri on esitetty kuvassa 17.



KUVA 17. Mediaanispektri mitattuna ihminen istuin rajapinnasta.

7.4.5 Subjektiiivinen arviointi

Subjektiiivinen mittaus kokeessa suoritettiin käyttämällä VAS menetelmää. VAS arviointi suoritettiin AVAS tietokoneohjelmalla (Neurobehavioral Research Laboratory and Clinic, San Antonio USA), jossa on mahdollista räätälöidä oma kysymyssarja koetta varten. Kokeessa käytetty VAS-jana oli näytöllä n. 10 cm pitkä ja janan alkupään kuvaus oli ”Ei rasitusta”, äärimmäisenä oikealla oli ”Sietämätön rasitus”. Koehenkilöitä ohjeistettiin siten että janan alkupää tarkoittaa nomaalia olotilaa ilman tärinäaltistusta ja ilman väsymystä tai kipuja. Vastaavasti janan oikea ääripää tarkoittaa kipua, joka johtaa testin keskeyttämisen. VAS-janalle vastaaminen tapahtui altistusten välissä, heti altistuksen loputtua.

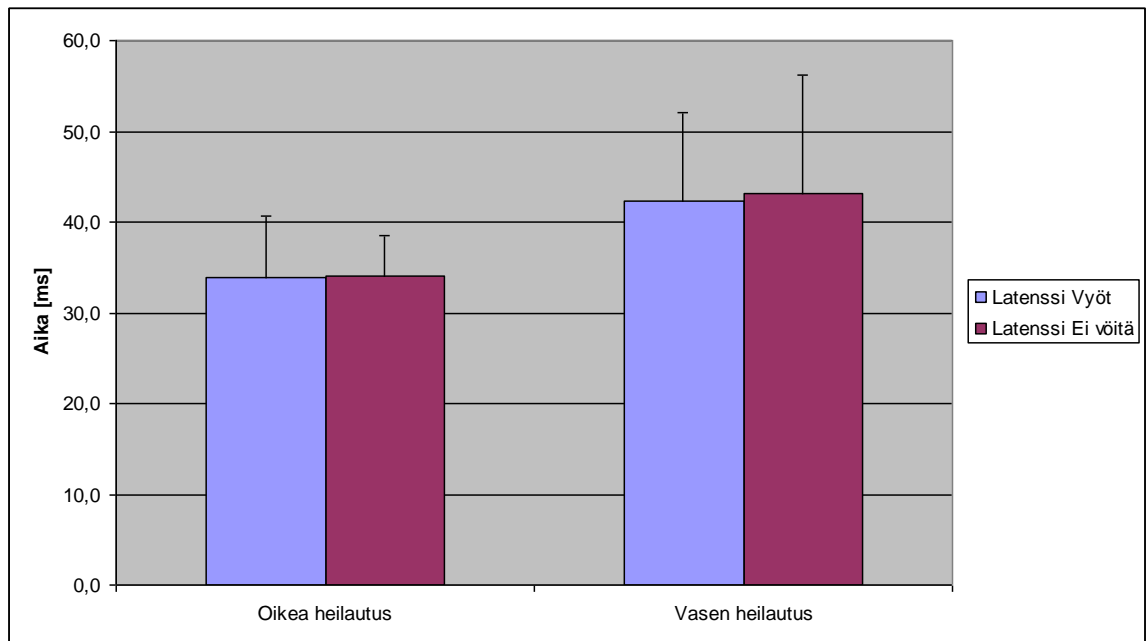
7.5 Tilastollinen analyysi

Aluksi tilastollisesti analysoitavan mittadatan jakautuneisuus tutkittiin. Testit osoittivat, että data ei ollut normaalijakautunutta, jonka vuoksi riippuvien parametrien testit suoritettiin Wilcoxon menetelmällä ja riippumattomien parametrien testit Mann-Whitneyn testillä. Subjektiiivisen rasituksen arvioinnissa käytettiin Friedmann ANOVA testiä. Tulokset on esitetty pääosin kuvaajina sekä lukuarvoina muodossa keskiarvo \pm keskihajonta (S.D). Muuttujien välisen yhteyden selvittämiseen käytettiin Pearsonin korrelaatiokerrointa. Tilastollinen merkitsevyys on ilmaistu merkinnöillä *** tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0.001$, ** tilastollisesti merkitsevä $p < 0.01$ sekä * mahdollinen tilastollinen merkitsevyys $p < 0.05$. Mittatulosten käsittely suoritettiin pääosin MS Excel ohjelmistolla ja tilastolliset analyysit PASW SPSS 18.0 ohjelmistolla.

8 TULOKSET

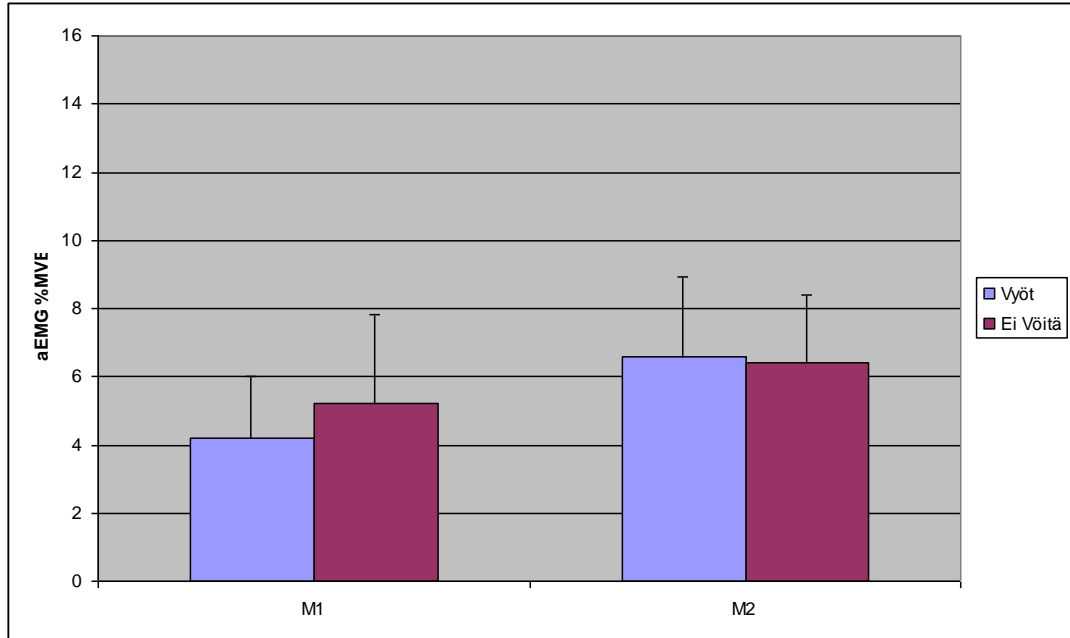
8.1 Refleksimittaukset

Tärinäaltistuksen jälkeen suoritettiin koehenkilöille Y-suuntaiset sivuttaisheilautukset (Kuva 11). Keskivartalon lihasaktiivisuudet mitattiin selän ojentajalihaksista symmetrisesti. Refleksianalyysissä määritettiin sekä vasemman, että oikean puolen M1 refleksin latenssit herätteen alusta. Molempien y-suuntaisten poikkeutusten latenssiajat on esitetty kuvassa 18. Oikean puolen latenssi oli 0.2 ± 8.0 ms (n.s.) ja vasemman puolen latenssi oli 0.9 ± 17.0 ms (n.s.) pidempi ilman voittoa tehdyn altistuksen jälkeen.



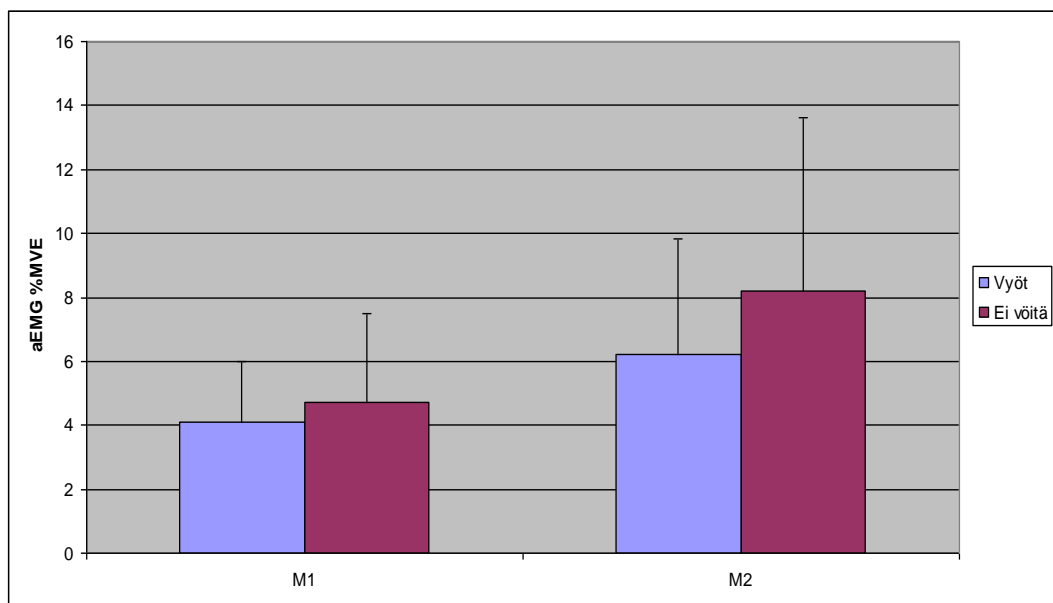
KUVA 18. Latenssiajat, oikean ja vasemman puolen heilautus (n=6)

M1 ja M2 jaksoilta arvioitiin MVE arvoon suhteutetut aEMG arvot. Kuvassa 19 M1 ja M2 lihasaktiivisuudet oikean puoleisessa poikkeutuksessa. M1 aktiivisuus oli 24 ± 13.2 % (n.s.) suurempi ilman voittoa tehdyn altistuksen jälkeen. M2 aktiivisuus oli -3.7 ± 44.0 % (n.s.) pienempi ilman voittoa tehdyn altistuksen jälkeen.



KUVA 19. EMG aktiivisuus M1 ja M2 vasteet, oikea y-suuntainen poikkeutus (n=6)

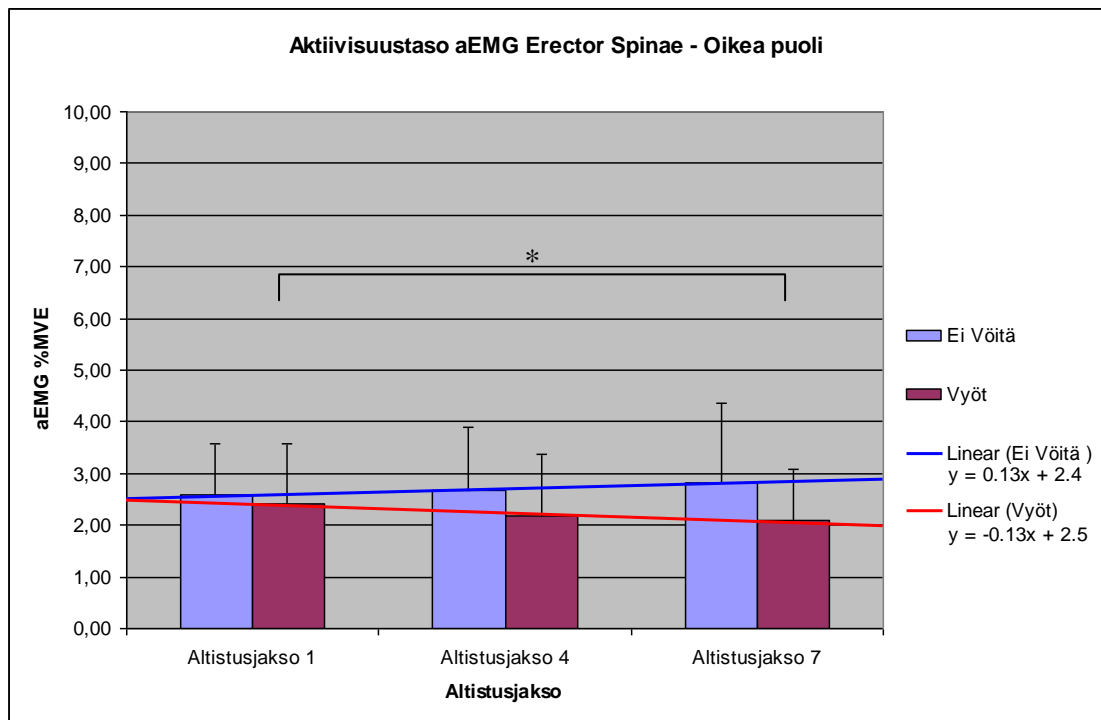
Kuva 20 esittää lihasaktiivisuudet vasemman puolen poikkeutuksessa. M1 aktiivisuus oli 15.6 ± 30.0 % (n.s.) suurempi ilman voit'ä tehdyn altistuksen jälkeen. M2 aktiivisuus oli 33.1 ± 39.7 % (n.s.) pienempi ilman voit'ä tehdyn altistuksen jälkeen.



KUVA 20. EMG aktiivisuus M1 ja M2 vasteet vasen y-suuntainen poikkeutus (n=6)

8.2 Lihasaktiivisuudet altistuksen aikana

Oikean puolen selän ojentajalihaksissa lihasaktiivisuus kasvoi 1. – 7. altistusten välillä ilman vöitä (Kuva 21). Aktiivisuuden kasvu oli 9.6 ± 24.1 % (n.s.). Vöiden kanssa aktiivisuus laski -13.8 ± 20.4 % ($p < 0.05$). Altistusten 1. ja 7. vertailu vöillä ja ilman vöitä on esitetty taulukossa 4. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa, että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.

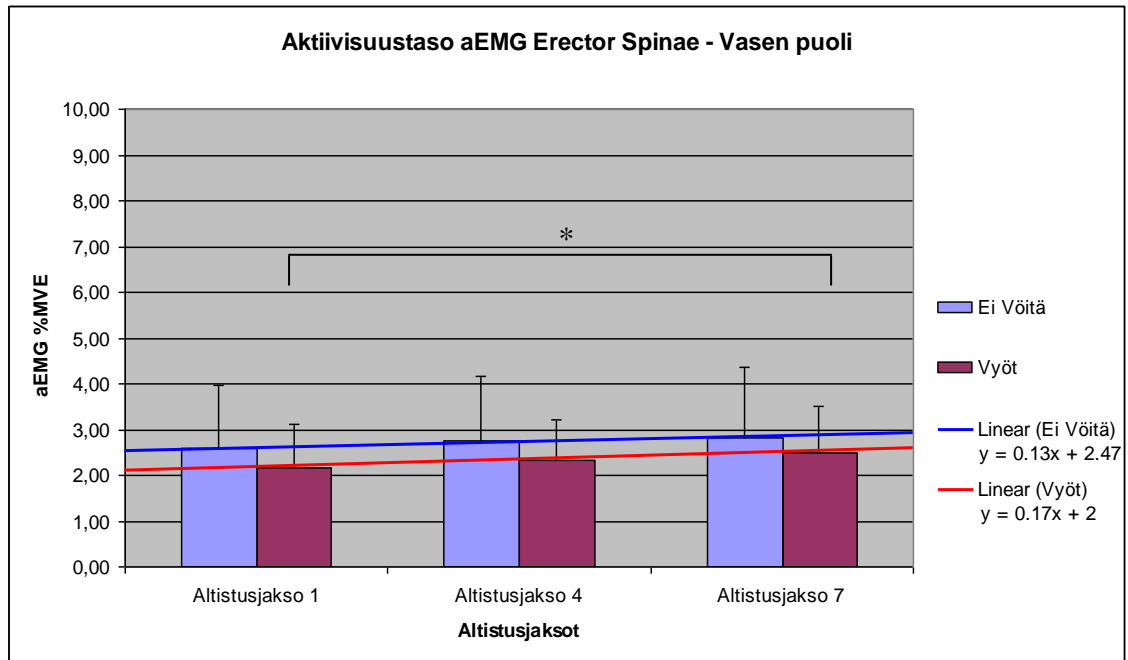


KUVA 21. Selän ojentajalihasten aktiivisuustaso oikealla puolella

TAULUKKO 4. Selän ojentajalihasten aktiivisuus ilman vöitä ja vöillä altistuskohtaisesti

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1; ES oikea puoli	6.5 ± 23.9 %	(n.s)
Altistus 7; ES oikea puoli	26.4 ± 30.1 %	(n.s)

Vasemman puolen selän ojentajalihaksissa lihasten aktiivisuus kasvoi molemmissa tapauksissa (Kuva 22). Ilman voitä aktiivisuus kasvoi $9.7 \pm 24.1 \%$ ja vöiden kanssa $15.4 \pm 22.7 \%$ ($p < 0.05$). Altistusten 1. ja 7. vertailu vöillä ja ilman voitä on esitetty taulukossa 5. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.

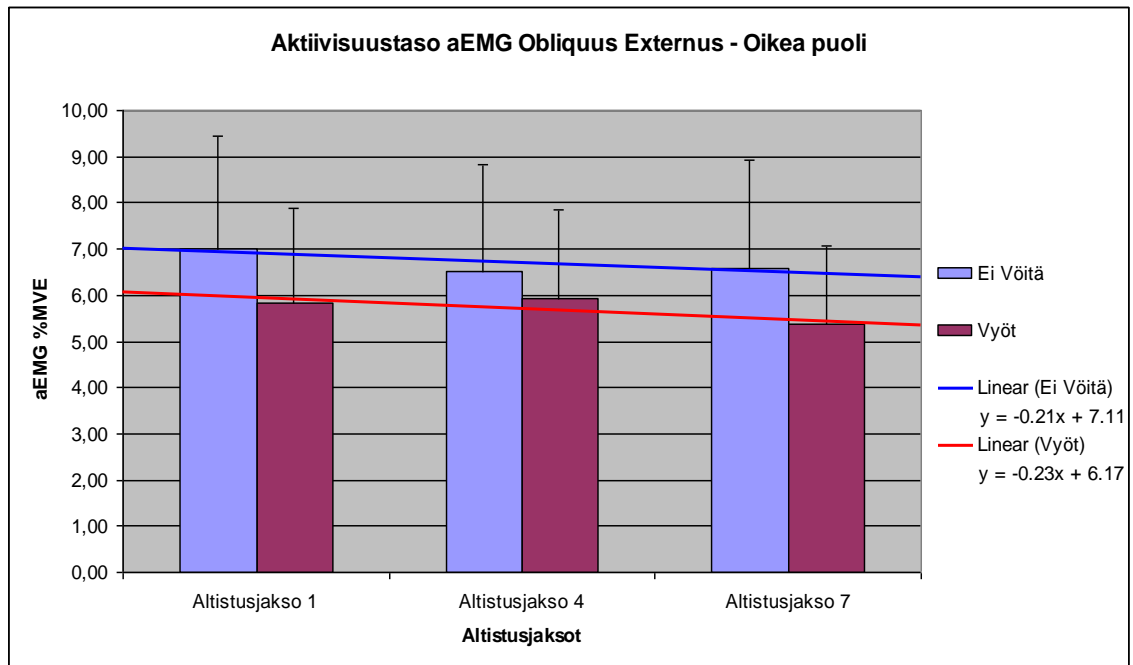


KUVA 22. Selän ojentajalihasten aktiivisuustaso vasemmalla puolella

TAULUKKO 5. Selän ojentajalihasten aktiivisuus ilman voitä ja vöillä altistuskohtaisesti

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1; vasen puoli	$16.1 \pm 38.6 \%$	(n.s)
Altistus 7; vasen puoli	$11.8 \pm 50.7 \%$	(n.s)

Oikean puolen vinojen vatsalihasten aktiivisuus laski molemmissa tapauksissa (Kuva 23). Ilman vöitä aktiivisuus laski 6.0 ± 11.3 % (n.s) ja vöiden kanssa 8.0 ± 19.3 % (n.s). Kummassakaan tapauksessa muutoksessa ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä. Altistusten 1. ja 7. vertailu vöillä ja ilman vöitä on esitetty taulukossa 6. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.

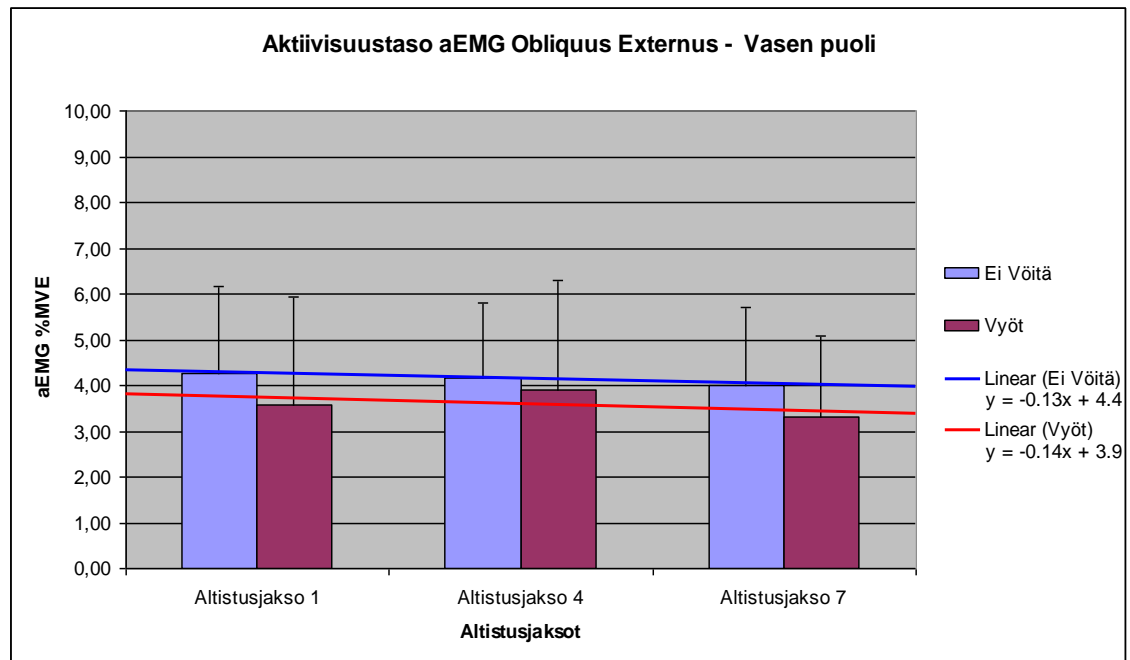


KUVA 23. Vinojen vatsalihasten aktiivisuustaso oikealla puolella

TAULUKKO 6. Vinojen vatsalihasten aktiivisuusero ilman vöitä ja vöillä altistuskohtaisesti

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1, oikea puoli	16.7 ± 29.7 %	(n.s)
Altistus 7, oikea puoli	17.4 ± 33.7 %	(n.s)

Vasemman puolen vinojen vatsalihasten aktiivisuus laski molemmissa tapauksissa 1. – 7. altistuksen välillä (Kuva 24). Ilman voitä aktiivisuus laski 5.9 ± 20.4 % (n.s) ja vöiden kanssa 7.9 ± 14.4 % (n.s). Altistusten 1. ja 7. vertailu vöillä ja ilman voitä on esitetty taulukossa 7. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa, että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.

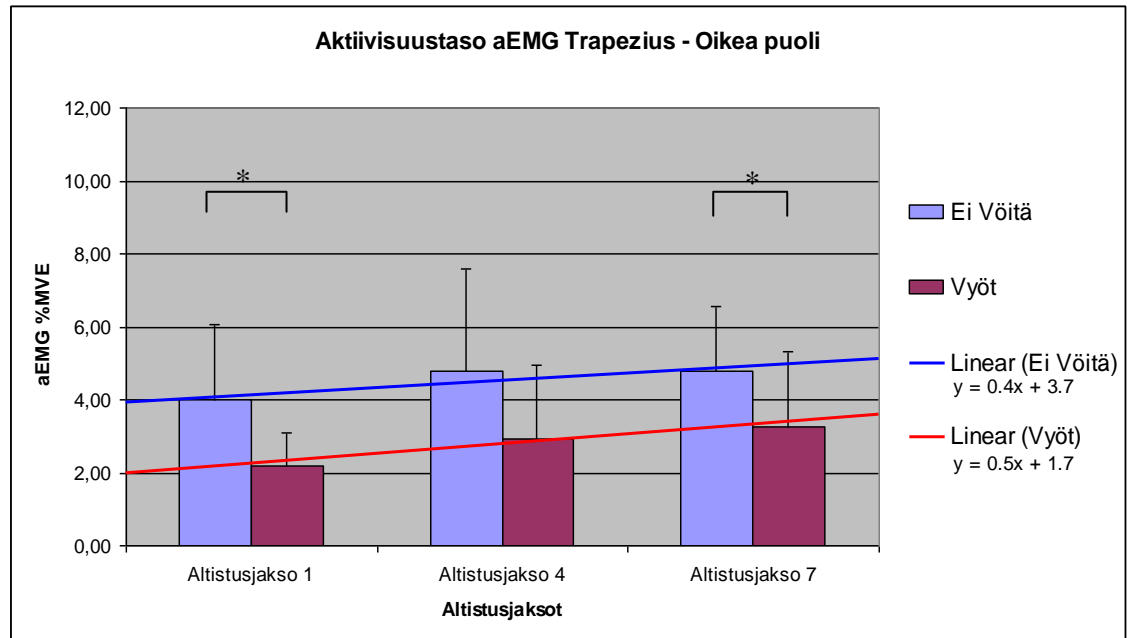


KUVA 24. Vinojen vatsalihasten aktiivisuustaso vasemmalla puolella.

TAULUKKO 7. Vinot vatsalihakset aktiivisuusero ilman voitä ja vöillä altistuskohtaisesti

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1; vasen puoli	15.7 ± 36.6 %	(n.s)
Altistus 7; vasen puoli	17.5 ± 35.7 %	(n.s)

Oikean puolen epäkäslihasten aktiivisuus kasvoi molemmissa tapauksissa 1. – 7. altistuksen välillä (Kuva 25). Ilman voittoa aktiivisuus kasvoi 20.0 ± 36.9 % (n.s) ja vöiden kanssa 50.0 ± 98.7 % (n.s). Altistusten 1. ja 7. vertailu vöillä ja ilman voittoa on esitetty taulukossa 8. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.

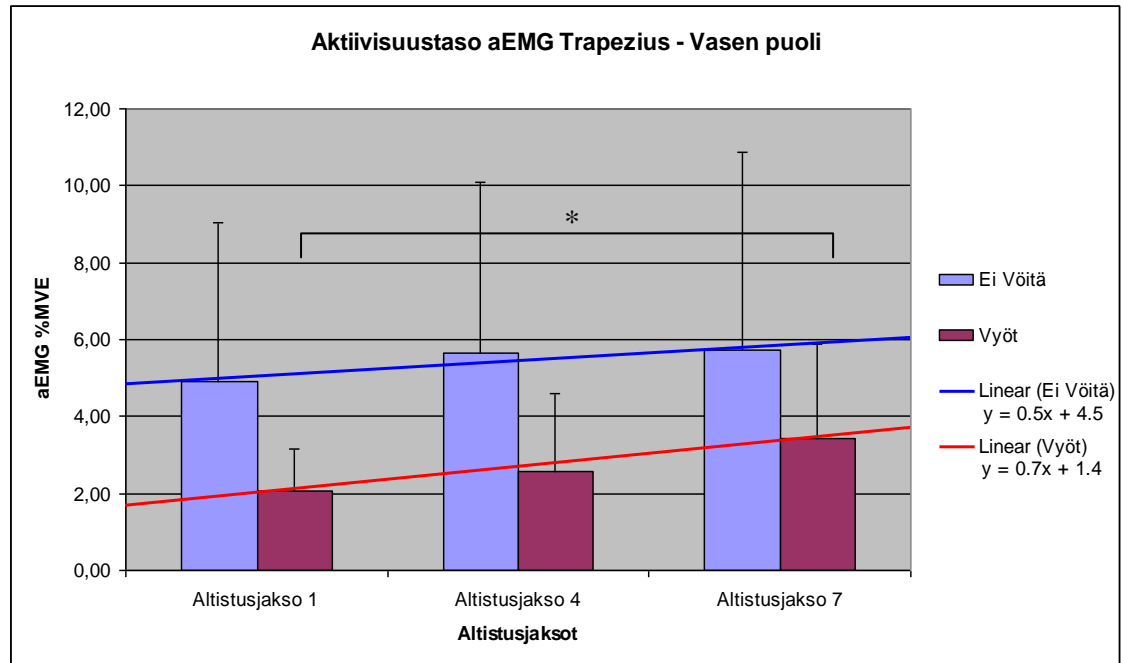


KUVA 25. Trapezius aktiivisuustaso – Pitkä altistus, oikea puoli

TAULUKKO 8. Epäkäslihasten aktiivisuuserot ilman vöitä ja vöillä altistuskohtaisesti

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus1; Oikea puoli	43.8 ± 60.3 %	($p < 0.05$)
Altistus7; Oikea puoli	32.3 ± 48.5 %	($p < 0.05$)

Vasemman puolen epäkäslihasten aktiivisuus nousi molemmissa tapauksissa 1. - 7. altistuksen välillä (Kuva 26). Ilman voitä aktiivisuus nousi 16.5 ± 43.1 % (n.s) ja vöiden kanssa 64.0 ± 92 % ($p < 0.05$). Altistusten 1. ja 7. vertailu vöillä ja ilman voitä on esitetty taulukossa 9. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.



KUVA 26. Trapezius aktiivisuustaso – Pitkä altistus, vasen puoli

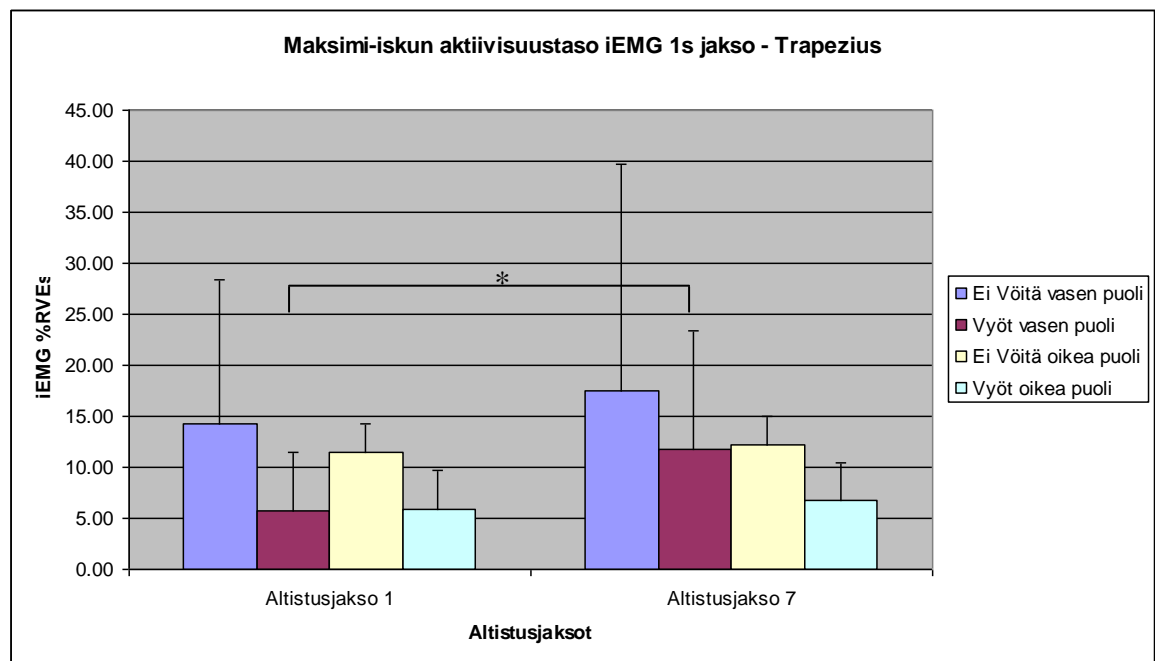
TAULUKKO 9. Epäkäslihasten aktiivisuusero ilman vöitä ja vöillä altistuskohteisesti

	Erotus %MVE	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1; vasen puoli	57.6 ± 74.0 %	(n.s)
Altistus 7; vasen puoli	40.3 ± 72.2 %	(n.s)

8.3 Maksimi-iskun aiheuttama lihasaktiivisuus

Epäkäslihaksissa sekä vasemman, että oikean puolen aktiivisuus oli suurempaa ilman voittoa altistusjaksossa tapahtuneen maksimitärähdyksen aikana (Kuva 27). 1. altistuksen aikana aktiivisuus oli pienempää verrattuna 7. altistuksen aikana mitattuun aktiivisuuteen. Ilman voittoa tehdyissä altistuksissa maksimitärähdyksen lihasaktiivisuus kasvoi vasemman puolen lihaksissa ilman voittoa 22.9 ± 161.5 % (n.s) ja vöiden kanssa 105.8 ± 132.7 % ($p < 0.05$). Oikean puolen lihaksissa aktiivisuus kasvoi vastaavasti ilman voittoa 25.3 ± 44.7 % (n.s) ja vöiden kanssa 15.7 ± 69.1 % (n.s).

Aktiivisuuserot altistuksissa vöillä ja ilman voittoa on esitetty taulukossa 10. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.

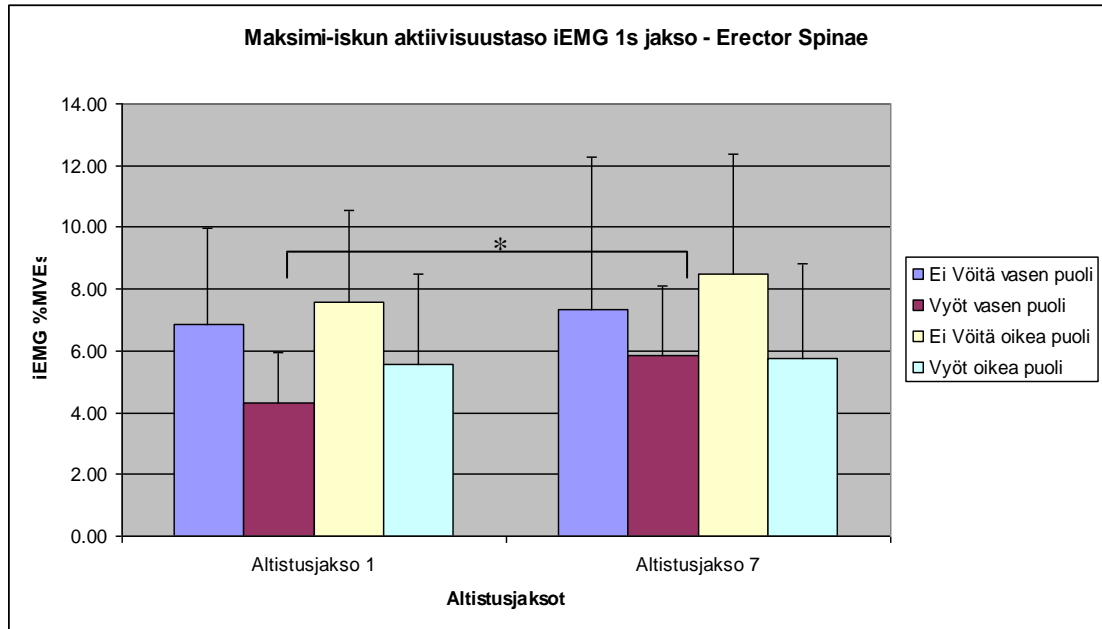


KUVA 27. Altistusjakson maksimi-iskun aktiivisuustaso epäkäslihaksissa

TAULUKKO 10. Epäkäslihasten aktiivisuuserot altistusjakson maksimitärähdyksen aikana

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1; vasen puoli	59.6 ± 88.0 %	(n.s)
Altistus 1; oikea puoli	49.3 ± 77.6 %	(n.s)
Altistus 7; vasen puoli	28.0 ± 70.5 %	(n.s)
Altistus 7; oikea puoli	42.2 ± 75.5 %	(n.s)

Selän ojentajalihaksissa sekä vasemman, että oikean puolen aktiivisuus oli suurempaa ilman vöitä altistuksessa tapahtuneen maksimitärähdyksen aikana (Kuva 28). 1. altistuksen aikana aktiivisuus oli pienempää verrattuna 7. altistuksen aikana mitattuun aktiivisuuteen. Ilman vöitä tehdyissä altistuksissa lihasaktiivisuus kasvoi vasemman puolen lihaksissa ilman vöitä 7.3 ± 48.0 % (n.s) ja vöiden kanssa 34.6 ± 30.5 % ($p < 0.05$). Oikealla puolella aktiivisuus kasvoi vastaavasti ilman vöitä 12.1 ± 45.2 % (n.s) ja vöiden kanssa 3.0 ± 25.2 % (n.s). Aktiivisuuserot altistuksissa vöillä ja ilman vöitä on esitetty taulukossa 11. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.



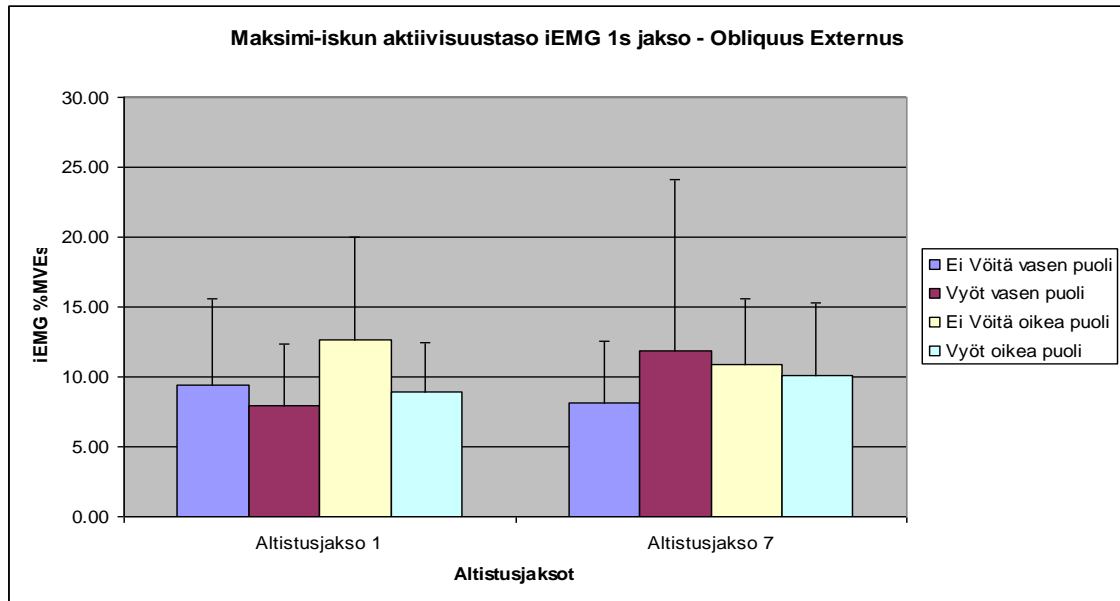
KUVA 28. Altistusjakson maksimi-iskun aktiivisuustaso selän ojentajalihaksissa

TAULUKKO 11. Selän ojentajalihasten aktiivisuuserot altistusjakson maksimitärähdyksen aikana

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1; vasen puoli	36.6 ± 35.6 %	(n.s)
Altistus 1; oikea puoli	26.4 ± 41.4 %	(n.s)
Altistus 7; vasen puoli	20.5 ± 68.7 %	(n.s)
Altistus 7; oikea puoli	32.4 ± 48.5 %	(n.s)

Vinoissa vatsalihaksissa sekä vasemman, että oikean puolen aktiivisuus oli suurempaa ilman voit'ä 1. ja 7. altistuksessa tapahtuneen maksimitärähdyksen aikana lukuunottamatta 7. altistusta, jossa vasemman puolen aktiivisuus oli suurempi vöiden kanssa (Kuva 29). Ilman voit'ä tehdyissä altistuksissa vasemman puolen lihasaktiivisuus laski 13.3 ± 40.7 % (n.s). Aktiivisuus kasvoi vöiden kanssa 49.5 ± 142.1 % (n.s). Oikealla puolella ilman voit'ä aktiivisuus laski 13.9 ± 40.0 % (n.s) ja vöiden kanssa kasvoi 13.1 ± 40.1 % (n.s). Aktiivisuuserot altistuksissa vöillä ja ilman voit'ä on esitetty

taulukossa 12. Positiivinen muutosarvo tarkoittaa, että vöiden kanssa lihasaktiivisuus oli vähäisempää.



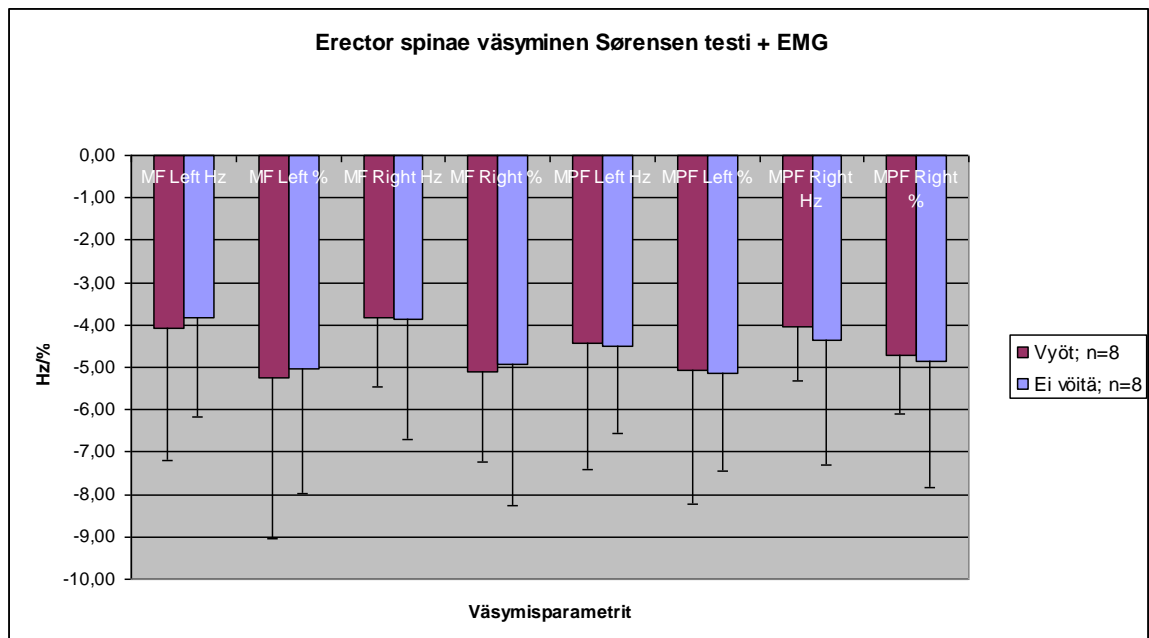
KUVA 29. Altistusjakson maksimi-iskun aktiivisuustaso vinoissa vatsalihaksissa

TAULUKKO 12. Vinojen vatsalihasten aktiivisuuserot altistusjakson maksimitärähdyksen aikana

	Aktiivisuusero %	Tilastollinen merkitsevyys
Altistus 1; vasen puoli	15.9 ± 38.9 %	(n.s)
Altistus 1; oikea puoli	29.6 ± 34.0 %	(n.s)
Altistus 7; vasen puoli	-44.9 ± 153.8 %	(n.s)
Altistus 7; oikea puoli	7.6 ± 45.0 %	(n.s)

8.4 Biering-Sørensen menetelmä ja väsymisindeksit

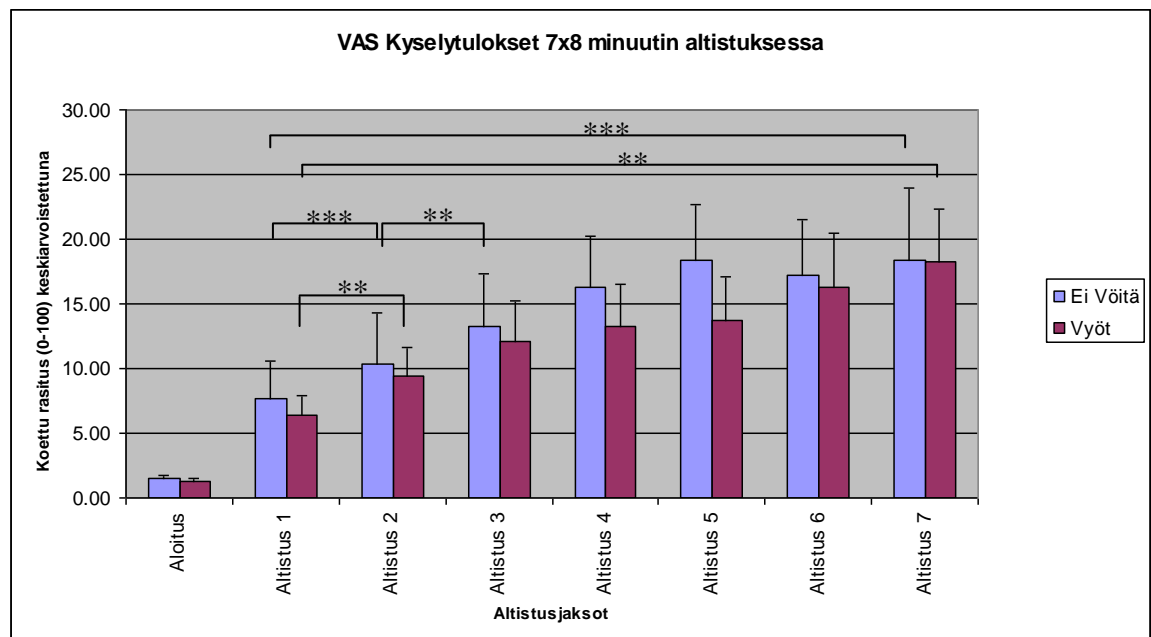
Koehenkilöistä 8/12 kykeni pitämään staattisen selän ojennuksen maksimiajan 240 s molemmilla kerroilla. Kahden koehenkilön tapauksessa testin tulokset jouduttiin mitätöimään. Kahden koehenkilön tapauksessa keskeytyneen testin pitoajat jakautuivat seuraavasti: Toisella koehenkilöllä ilman voittoa tehty altistus 240 s (maksimiaika) ja vöillä tehty altistus 213 s, toisella koehenkilöllä vöillä tehty altistus 177 s ja ilman voittoa tehty altistus 172 s. Altistuksen jälkeen Sørensen testin avulla määritetyt väsymisindeksit (MF, MPF) olivat ilman voittoa tehdyn altistuksen jälkeen suurempia verrattuna vöillä tehtyyn altistukseen. Kuvassa 30 esitetyistä pylväsdiagrammeista nähdään että erot olivat vähäisiä ja hajontaa esintyi koehenkilöiden välillä. Osa koehenkilöiden tuloksista (vöillä mitatut ja ilman voittoa mitatut) jouduttiin poistamaan laitteisto-ongelmien ja koehenkilöiden kokeman pahoinvoinnin vuoksi



KUVA 30. Sørensen menetelmän avulla määritetyt väsymisindeksit

8.5 Subjektiiivinen rasitus

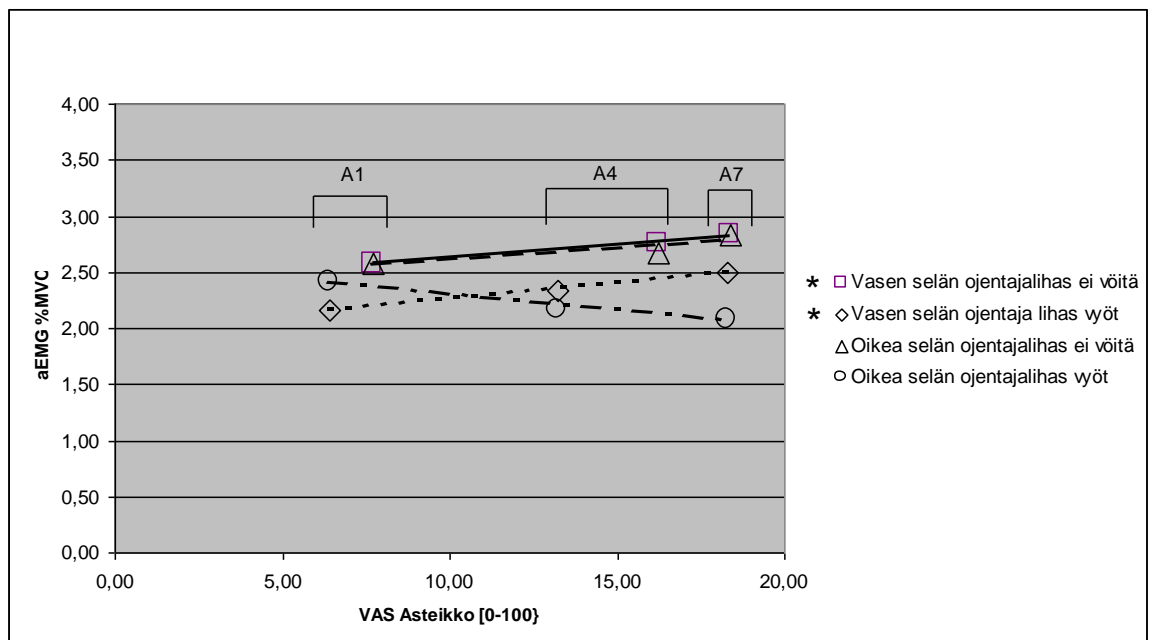
Koehenkilöiden kokema rasitus on esitetty pylväsdiagrammina kuvassa 31. Keskiarvoissa jätettiin huomioimatta 4 arvoa, jotka johtuivat keskeytyneestä altistuksesta tai vastaamatta jättämisestä. Kaikissa altistusvaiheissa ilman voittoa suoritettu altistus koettiin rasittavampana. Koettu rasitusero kasvoi 5. altistusjaksoon asti, jonka jälkeen ero tasottui. Vertailtaessa altistusjaksojen sisällä voittoa vaikuttusta, rasittavuuseroissa ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä. Kun 1. ja 7. altistusjaksoa verrattiin sekä voittolla, että ilman, rasitus kasvoi molemmissa tilanteissa. Ilman voittoa tehdyssä altistuksessa rasitusasteikolla kasvu oli $10.67 \pm 11.27 \%$ ($p < 0.001$) ja voittolla tehdyssä altistuksessa rasitus kasvoi $11.89 \pm 11.25 \%$ ($p < 0.01$). Altistuskohdaisissa vertailuissa ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä. Alkupään altistusjaksojen välillä havaittiin tilastollista merkitsevyyttä altistusjaksojen 1. ja 2. välillä ilman voittoa ($p < 0.001$) ja voittoa kanssa ($p < 0.01$). Näiden lisäksi jaksojen 2. ja 3. rasituksen muutoksessa havaittiin tilastollinen merkitsevyys ($p < 0.01$).



KUVA 31. Altistusjaksojen VAS tulokset keskiarvoistettuna

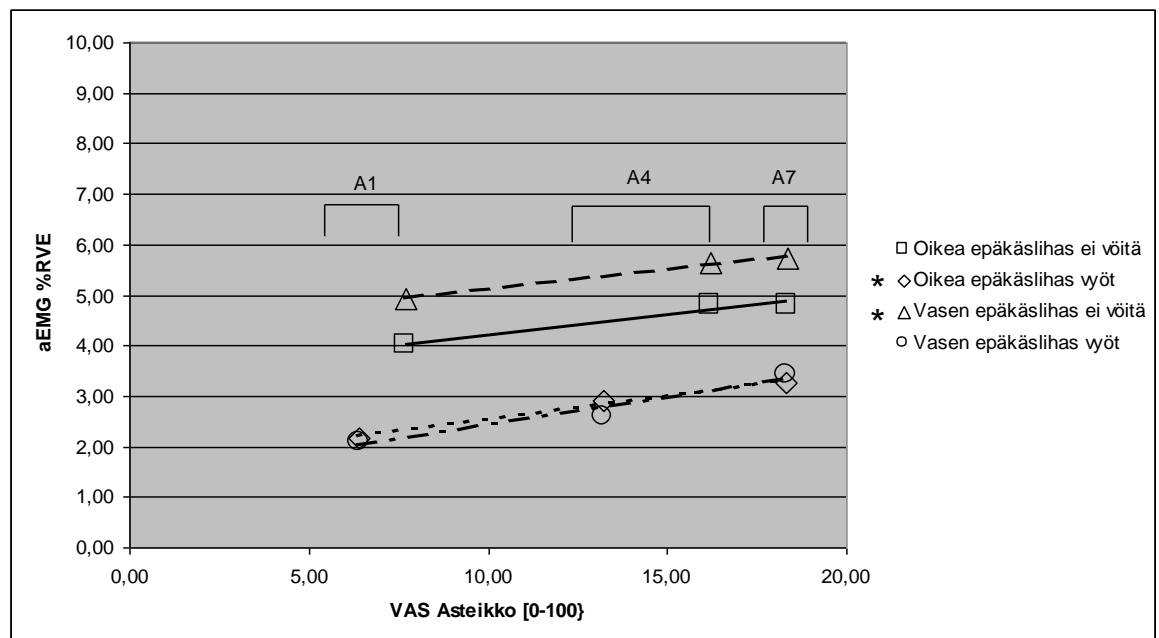
8.6 Korrelaatiot

Korrelaation avulla pyrittiin selvittämään onko koehenkilöiden kokemalla rasituksella yhteyttä lihasaktiivisuuteen. Tuloksissa on esitetty altistusjaksojen 1, 4 ja 7 keskiarvoistetut VAS arvot ja kyseisiä altistusjaksoja vastaavat keskiarvoistetut lihasaktiivisuudet selän ojentaja- (Kuva 32) ja epäkäslihaksista (Kuva 33). Kuvaajissa A1, A3 ja A7 alueille on kerätty kyseisen altistusjakson lihasaktiivisuudet (y-akseli), sekä koehenkilöiden VAS raportointi (x-akseli). Selän ojentajalihasten tapauksessa lihasaktiivisuuden kehitys noudatti koettua rasitusta. Tilastollinen merkitsevyys havaittiin vasemman puolen lihasaktiivisuuden ja koehenkilön kokeman rasituksen tapauksissa, sekä ilman voittoa $r=0,989$, $p<0.05$, $n=3$, että voiton kanssa tehdyssä altistuksessa $r=0,996$, $p<0.05$, $n=3$.



KUVA 32. Selän ojentajalihasten aktiivisuus ja koehenkilöiden kokema rasitus altistusjaksojen A1, A4 ja A7 aikana

Epäkäslihaksen tapauksessa koehenkilöiden kokema raskaus noudatti lihasaktiivisuudessa näkyntä kehitystä (Kuva 33). Tilastollinen merkitsevyys korrelaatioissa havaittiin vöillä tehdyssä altistuksessa oikealla puolella $r=0,991$, $p<0,05$, $n=3$, sekä ilman vöitä tehdyssä altistuksessa vasemmalla puolella $r=0,995$, $p<0,05$, $n=3$. Vinojen vatsalihasten kohdalla koehenkilöiden kokema raskaus noudatti heikoiten lihasaktiivisuudessa näkyntä kehitystä Korrelaatiotestissä tilastollista merkitsevyyttä ei havaittu.



KUVA 33. Epäkäslihasten aktiivisuus ja koehenkilöiden kokema raskaus altistusjaksojen A1, A4 ja A7 aikana

9 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää nelipistevoillä toteutetun tuennan merkitystä koko kehon värinäaltistuksessa. Tutkimuksessa koehenkilöt altistettiin pitkäkestoiselle, yhteensä 56 minuutin (7x8 minuuttia) pituiselle satunnaiselle työkonoperäiselle värinälle, jossa lateraali y-suuntainen aktiivisuus dominoi. Tuennan merkitystä tutkittiin mittaamalla koehenkilöiden keskivartalon, sekä trapezius lihasten aktiivisuutta tekstiiliin integroiduilla EMG elektrodeilla. Lihaskäytävyyden kehittymistä tutkittiin altistuksen edetessä kolmessa eri jaksossa (1., 4. ja 7. jakso). Tämän lisäksi 1. ja 7. altistusjaksosta poimittiin maksimaaliset y-suuntaiset poikkeutukset (kiihtyvyys sekä amplitudi) ja maksimipoikkeutusten ajalta tehtiin lihasaktiivisuusanalyysi 1 s mittaiselta jaksolta. Tutkimuksessa pyrittiin lisäksi määrittämään selän ojentajalihasten väsyminen objektiivisesti käyttämällä Biering-Sørensen menetelmää ja siihen yhdistettyä EMG spektrianalyysiä. Viimeisenä osakokonaisuutena tutkittiin VAS menetelmää käyttäen koehenkilöiden kokemaa rasitusta altistuksen ajalta, jokaisen 8 minuuttia kestäneen altistuksen jälkeen.

Tutkimuksen päätulokset olivat 1) Lihaskäytävyyden on pääosin suurempaa ilman vöitä, kuin vöillä tehdyissä altistuksissa. 2) Tuennalla ei havaittu vaikutusta lyhyen refleksin latenssiin Y-suuntaisessa nopeassa poikkeutuksessa. 3) koehenkilöt kokivat suurempaa subjektiivista rasitusta ilman vöitä tehdyissä altistuksissa verrattuna vöillä tehtyyn altistukseen. 4) Tekstiilipohjaiset, paitaan integroidut EMG elektrodit osoittautuivat toimivaksi ja nopeaksi tavaksi tutkia lihasaktiivisuutta kyseisessä tutkimuksessa.

Lihaskäytävyyden käyttäytymistä koko kehon värinässä on tutkittu paljon (Seidel ym. 1986; Blüthner ym. 2001; Santos ym. 2008; Dupuis 1986; Zimmerman ym. 2003). Dupuis (1986) havaitsi, että periodisessa värähtelyssä lihasaktiivisuus on synkronissa värinän kanssa, mutta satunnaisessa herätteessä lihasaktiivisuus on jatkuvampaa. Seidel ym. (1986) esitti oman tutkimuksensa pohjalta, että esikuormitus/jännitys parantaa synkronoitumista. Tämän pohjalta voitaneen olettaa, että satunnaisessa herätteessä, jos ennakoimista ei voi tehdä, tooninen aktiivisuus lisääntyy. Tässä tutkimuksessa

havaittiin, että lihasaktiivisuus pääosin kasvoi. Selän ojentajalihaksissa aktiivisuuden kasvu oli oikealla puolella 9.6 ± 24.1 % (n.s.) ja 9.7 ± 24.1 % (n.s.) vasemmalla puolella ilman tuentaa tehdyssä altistuksessa. Tuennan kanssa aktiivisuus laski -13.8 ± 20.4 % ($p < 0.05$) oikealla puolella ja vasemmalla puolella kasvoi 15.4 ± 22.7 % ($p < 0.05$). Vinoissa vatsalihaksissa tapahtui kaikissa tapauksissa lihasaktiivisuuden laskua. Epäkäslihaksissa aktiivisuuden kasvu ilman tuentaa oli vasemmalla puolella 16.5 ± 43.1 % (n.s.) ja oikealla puolella 20.0 ± 36.9 % (n.s.). Tuetussa altistuksessa muutos oli vasemmalla puolella 64.0 ± 92 % ($p < 0.05$) ja oikealla puolella 50.0 ± 98.7 % (n.s.). Epäselväksi jäi mistä suurempi kasvanut lihasaktiivisuus epäkäslihaksissa tuetussa tapauksessa johtui. Eräs mahdollinen syy on nivelpisteen siirtyminen kaularangan alueelle, ylävartalon ollessa tuettuna. Tällöin hartialihasten rooli pään tukemisessa korostuu. Lihasaktiivisuuden lisääntymisen on todettu lisäävän tärinän johtumista kehossa (Bazrgari ym. 2008; Dupuis 1986, 28). Tämä voi lisätä kuljettajan kokemaa rasitusta tärinäaltistuksessa. Santos ym. (2008) tutkivat pitkäkestoisen koko kehon tärinän vaikutusta lihasaktiivisuuteen, reflekseihin ja tasapainoon, tutkimuksessa käytettiin pitkäkestoista työkoneneperäistä satunnaista vertikaalitärinää. Santos havaitsi tutkimuksessaan, että selkälihasten (Longissimus L1 taso ja Iliocostalis L3 taso) aktiivisuus oli 22-48 % korkeampi verrattuna kontrollitilanteeseen (istuminen ilman kokokehon tärinää). Santosin tutkimuksessa ei havaittu lihasaktiivisen kasvua altistuksen edetessä, joka erosi tämän tutkimuksen lopputuloksesta. Santos käytti tutkimuksessaan vertikaaliherätettä ja yksittäisten paraspinaalisten lihasten EMG mittauskohdat olivat alempana lannerangassa.

Oikea-aikaisen lihasaktiivisuuden on todettu olevan tärkeä suoja selkärangan suojaamiseksi tärinäaltistuksessa (Forsberg ja Hirschfeld 1994; Zedka ym. 1998). Pitkäaikainen rasitus voi aiheuttaa väsymistä lihaksissa ja johtaa puuttelliseen lihaskontrolliin, joka jatkuessaan voi johtaa vammautumiseen (Panjabi 1992). Tässä tutkimuksessa tuennan merkitys näkyi vähentyneenä lihasaktiivisuutena tuentaa käytettäessä. Lihasaktiivisuustasot pysyivät kokonaisuutena alhaisina altistuksissa (< 10 %MVE). Kun aktiivisuustasoja verrattiin tuennan kanssa ja ilman, selän ojentajalihaksissa oikealla puolella tasot tuennan kanssa olivat 6.5 ± 23.9 % (n.s.) (1. altistus) ja 26.4 ± 30.1 % (n.s.) (7. altistus) pienempiä. Vasemmalla puolella tasot olivat

vastaavasti 16.1 ± 38.6 % (n.s.) (1. altistus) ja 11.8 ± 50.7 % (n.s.) (7. altistus) pienemmät. Vinoissa vatsalihaksissa vyöt vähensivät lihasaktiivisuutta oikealla puolella 16.7 ± 29.7 % (n.s.) (1. altistus) ja 17.4 ± 33.7 % (n.s.) (7. altistus). Vasemmalla puolella aktiivisuuserot olivat samaa suuruusluokkaa. Epäkäslihaksissa oikealla puolella lihasaktiivisuus vöiden kanssa oli 43.8 ± 60.3 % ($p < 0.05$) (1. altistusjakso) ja 32.3 ± 48.5 % ($p < 0.05$) (7. altistusjakso) pienempää verrattuna ilman vöitä tehtyihin mittauksiin. Vasemmalla puolella aktiivisuustasot olivat 57.6 ± 74.0 % (n.s.) (1. altistus) ja 40.3 ± 72.2 % (n.s.) (7. altistus) pienempiä vöiden kanssa.

Maksimipoikkeutuksissa lihasaktiivisuus kasvoi 1. ja 7. altistusjakson välillä. Pääsääntöisesti vyöt aiheuttivat alhaisemman lihasaktiivisuuden altistuksissa. Vertailtaessa epäkäslihasten aktiivisuustasoja altistuskohteisesti, kaikissa muissa tapauksissa vyöt aiheuttivat matalamman lihasaktiivisuuden, paitsi vinoissa vatsalihaksissa vasemmalla puolella viimeisessä altistuksessa. Merkillepantavaa lihasaktiivisuuden kehittymisessä oli, että lähtökohtaisesti lihasaktiivisuus on pienempää vöiden kanssa, mutta useassa tapauksessa aktiivisuus kasvoi vöiden kanssa nopeammin altistuksen edetessä. Tämä kannattaa huomioida kun mietitään sivuttaestuennan merkitystä iskumaisessa tärinäaltistuksessa. Tähän ilmiöön voi viitata myös se, että koehenkilöiden kokema rasitusero ilman vöitä ja vöillä tehdyn mittauksen välillä pieneni myös viimeisissä altistuksissa (6. ja 7. altistus).

Biering-Sørensen menetelmällä pyrittiin määrittämään objektiivisesti tärinäaltistuksesta aiheutunut lihasväsymys. Biering-Sørensen menetelmällä on pystytty erottelamaan alaselkävaivoista kärsivät terveiselkäsistä (Mannion ym. 1997; Bottle ym. 2012; Müller ym. 2010). Tässä tutkimuksessa koehenkilöillä ei ollut todettuja selkävaivoja, joten testin avulla pyrittiin hakemaan eroa tärinäaltistuksen aiheuttamasta selkälihasten väsymisestä. Lopputuloksista jouduttiin poistamaan vöillä tehdyistä mittauksista kolmen koehenkilön tulokset. Ilman vöitä tehdyistä tuloksista poistettiin yhden henkilön tulokset. Poistetut tulokset johtuivat altistuksesta aiheutuneesta pahoinvoinnista ja siitä johtuneesta keskeytyksestä. Lisäksi liikelaitteiston toiminnassa esiintyi ongelmia ja siitä aiheutuneet vajaaksi jääneet altistusajat ja pitkät palautumisajat johtivat tulosten hylkäämiseen. Yleisesti MF ja MPF lasku oli 3-5 % oli vöillä ja ilman vöitä tehdyissä

mittauksissa. Erot vöillä ja ilman vöitä tehdyn mittauksen välillä olivat < 1.0 %. Kun tulosten suuri hajonta otetaan huomioon, johtopäätöstä vöiden vaikutuksesta väsymykseen ei voida tehdä tässä tutkimuksessa. Yksi syy vähäiseen eroon väsymyksessä voi löytyä selän lihasten kestävyysominaisuuksista (Mannion 2000), sekä suhteellisen vähäisestä tärinäaltistuksen intensiteetistä. Altistuksen ja Biering-Sørensen testin välissä suoritettiin myös post MVC testit, jotka mahdollisesti vaikuttivat tuloksiin. Selän ojennuksessa ojennuskulma olisi voinut myös olla suurempi, jolloin väsymisen esiintulo olisi todennäköisesti ollut suurempaa. Ojennuskulma jäi hiukan vajaaksi johtuen selänojennuspenkistä, jota tutkimuksessa käytettiin.

Tärinäaltistuksen jälkeisistä refleksimuutoksista ja lihasaktivaatioviiveistä on aiemmista tutkimuksista ristiriitaista tietoa (Mani 2010). Tähän pyrittiin myös saamaan lisävalaistusta tutkimalla koko kehon tärinän ja tuennan vaikutuksesta refleksivasteisiin y-suuntaisen poikkeutuksen avulla. Refleksivasteen toiminta on kiinnostavaa sikäli, että keskivartalon lihasten oikea-aikainen toiminta ja sopiva aktiivisuus voi auttaa suojaamaan selkärankaa (Forssberg ja Hirschfeld 1994; Zedka ym. 1998). Tavoitteena oli tutkia väsymistä, koska esimerkiksi Santos ym. (2008) on esittänyt, että koko kehon tärinä voi aiheuttaa lihasten väsymistä ja toistaalta Taimela ym. (1999) ja Johansson ym. (2011) ovat esittäneet, että väsyminen voi johtaa asentokontrollin heikkenemiseen tai kontrollistrategian muutoksiin.

Refleksimittauksissa tuennalla ei ollut merkitystä lyhyen refleksivasteen (M1) latenssiaikoihin. Lihasaktiivisuudessa oli viitteitä korkeammista tasoista ilman vöitä tehtyjen altistuksen jälkeen, erityisesti M1 vasteen osalta. Dupeyron ja kumppanit (2010) havaitsivat kohonneita arvoja EMG:ssä x-suuntaisessa ylävartalon poikkeutuksessa, kun selkälihakset oli väsytetty. Oman ja aiempien tutkimusten perusteella Dypeyron esittivät, että kohonnut EMG väsytyksen jälkeen johtuu refleksivasteen kompensatiosta, jolla pyritään korjaamaan mahdollisia puutteita voimantuotossa. Tässä tutkimuksessa väsytyks ei ollut samaa tasoa kuin Dupeyronin tutkimuksessa, joka tulee huomioida tulosten tulkitsemisessa. Slota ym. (2008) tutkivat epästabiliin istuimen ja koko kehon tärinän vaikutusta keskivartalon asentokontrolliin ja tutkimus osoitti, että koko kehon tärinä epästabiiililla istuimella aiheutti heikentyneen

asentokontrollin. Asentokontrollin heikkenemisen oletettiin johtuvan selkärankaan tukevien passiivikudosten, sekä aktiivisten lihasten jäykkyyden pienenemisestä. Tämän oletettiin heikentävän refleksikontrollia ja johtavan heikentyneeseen asentokontrolliin. Johansson ym. (2011) tutkivat selkävaivojen, akuutin selän ojentajalihasten väsymisen ja lihakseen kohdistetun tärinän vaikutusta asentokontrolliin seisoma-asennossa. Tutkimuksessa havaittiin, että akuutti selän väsymys aiheutti asentokontrollin siirtymisen keskivartalon lihaksista nilkan alueelle. Nyt tehdyssä tutkimuksessa tuenta vaikutti altistuksen aikana ylävartalon liikeratoihin pienentävästi ja sillä voi olla samankaltaista vaikutusta asentokontrolliin paranemiseen, mitä Slota ym. (2008) ja Johansson ym. (2011) tutkimuksissaan havaitsivat. Kohonnut EMG saattoi johtua heikentyneen asentokontrollin kompensatiosta ilman voita tehdyssä altistuksessa. Toisaalta refleksivasteita analysoitaessa M2 vaiheen johtumismekanismi tuo epävarmuutta tutkimustuloksiin. Muun muassa Thilmann ym. (1991) tutkivat terveitä ja Huntingtonin oireyhtymää sairastavia koehenkilöitä tavoitteenaan löytää M2 refleksivasteiden johtumismekanismit eri lihaksissa. Tutkimuksessa havaittiin, että transkortikaalisella reitillä on vaihtelevan suuri merkitys, riippuen lihaksen sijainnista ja toiminnasta. tämän tutkimuksen kirjallisuuskatsauksessa ei perehdytty selkälihasten refleksimekanismeihin tarpeeksi kattavasti, että M2 vasteen johtumismekanismista voitaisiin tehdä riittävää analyysiä. Tutkimuksessa ei myöskään ohjeistettu koehenkilöitä millään tavalla valmistautumaan sivuttaisheilautuksiin tai kompensoimaan poikkeutusta, joten koehenkilöstä riippuen koehenkilöiden rentous, reaktioaika tai esiaktiivisuus todennäköisesti vaikutti tuloksiin hajontaa lisäävästi. Manning ym. (2012) esittivät tutkimuksessaan, että yläraajojen tapauksessa ohjeistuksella ja erityisesti reaktioajalla on suuri merkitys M2 vasteen amplitudimodulaatioon. Jatkotutkimuksen kannalta tarkempi refleksivasteiden tutkiminen eri tyyppisillä herätteillä ja väsymisasteilla voisi antaa tietoa asentokontrollista koko kehon tärinässä ja istumatyössä yleisesti. Selkälihasten refleksivasteen tutkimusta voi hankaloittaa Seidel ym. (2005) esittämä väite, että ulkoisten pitkien lihasten rooli on vähäisempi lannerangan stabilisaation feedback kontrollissa ja tämä voi osaltaan selittää sen miksi merkittäviä refleksivaste-eroja ei havaittu ES lihaksissa.

Edellämainittujen virhetekijöiden lisäksi epävarmuutta mittaustuloksiin toivat myös taustatekijät. Koehenkilöille annettiin ohjeeksi välttää rasittavaa liikuntaa 24 tuntia ennen mittausta. Haastattelujen pohjalta kävi ilmi, että osalla koehenkilöillä oli ollut liikunta-aktiivisuutta, jossa aikarajoitus ei täyttnyt. Lisäksi mittausten väliset ajat vaihtelivat koehenkilöiden välillä kahdesta päivästä viikkoon. Tämä johtui osin siitä, että koehenkilöiden mittausaikatauluja jouduttiin muuttamaan matkan varrella. Itse altistuksen aikana osa koehenkilöistä koki pahoinvointia ja useimmissa tapauksissa videopelin pelaamisen lopettaminen auttoi lievittämään pahoinvointia. Tällä voi olla merkitystä ainakin trapeziuslihasten aktiivisuuteen, mutta pelaamisen lopettaminen saattoi vaikuttaa myös yleisesti keskittymistarpeen pienenemiseen sitä kautta pienentyneeseen keskivartalon asentokontrolliin altistuksen aikana.

Yhteenvetona tämän tutkimuksen pohjalta voidaan olettaa, että nelipistevoiden antama tuki vähentää kuljettajan keskivartalon lihasaktiivisuutta ja altistuksen jatkuessa tämä voi vähentää keskivartalon lihasten väsymistä ja vähentää kuljettajan kokemaa räsitusta. Tätä tukee mitatut lihasaktiivisuuserot, jotka voillä tuetussa altistuksessa olivat pienemmät ilman voitä mitattuihin lihasaktiivisuuksiin verrattuna. Koehenkilöiden kokema subjektiivinen räsitus oli myös vähäisempää tuennan kanssa ja altistuksen aikainen lihasaktiivisuus ja koehenkilöiden kokema räsitus tukivat tätä päätelmää. Tuennan merkitys äkillisissä iskumaisessa herätteessä näkyi niinkään vähäisempänä lihasaktiivisuutena altistuksen aikana. Tutkimuksen osalta tuennan vaikutus kuljettajan refleksivasteeseen ja asentokontrolliin jäi puuttelliseksi. Huolimatta tutkimuksellisesti pitkästä altistuksesta, 56 minuutin altistus on suhteellisen vähän verrattuna kokonaisen työpäivän aikana tapahtuvaan altistukseen ja tämän vuoksi tutkimuksessa tapahtunut selkälhasten väsyminen oli vähäistä. Lisäksi refleksivasteen mittaaminen vaatii erityistä tarkkuutta mittausjärjestelyn osalta. Esimerkiksi koehenkilöiden ohjeistuksella ja koehenkilön esi-aktiivisuustasolla, on merkitystä refleksivasteisiin (Manning ym. 2012; Kawashima ym. 2004). Lisäksi käytetyllä refleksiherätteellä on merkitystä refleksivasteeseen (Thilmann ym. 1991). Huolimatta havaituista puutteista tutkimuksessa, suurempi lihasaktiivisuus M1 ja M2 refleksivasteissa ilman voitä tehdyn altistuksen jälkeen voi antaa viitteitä mahdollisesta kompensatiosta asentokontrollissa (Dypeyron ym. 2010). Useiden aiempien tutkimusten yhteenvetona ja tämän tutkimuksen pohjalta jatkotutkimusaiheena voidaan esittää refleksivasteiden

mittausmenetelmien kehittäminen, jolla voitaisiin tutkia keskivartalon lihaskontrollia esimerkiksi erilaisilla istuinvaimennusmekanismeilla sekä erilaisten väsymistilojen jälkeen. Keskivartalon lihaskunnolla on oletettavasti iso merkitys lihaskontrolliin pitkäkestoisessa altistuksessa ja erityisesti suojautumisessa äkillisiä iskumaisia herätteitä vastaan. Luotettava refleksivastemittausmenetelmä voisi toimia työkaluna esimerkiksi lihaskunnan merkityksen arviointiin. Yleisellä tasolla tutkimustavoitteena esitetään menetelmien kehittäminen, jolla pystyttäisiin mittaamaan yksilön kokemaa todellista altistusta työkoneympäristössä käyttäjäystävällisesti ja luotettavasti.

10 LÄHTEET

ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription 7th Edition, 2006. Lippincott Williams & Wilkins. A Wolters Kluwer Company.

Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. & Kasra, M., 2008. Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations — relative roles of inertia and muscle forces. *Journal of Biomechanics* 41, 2639– 2646

Bergmark, A., 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopædica Scandinavica supplementum* 230, 60, 20-21

Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O.C.J. & Woods, J.J., 1983. Contractile Speed and EMG Changes During fatigue of Sustained Maximal Voluntary Contractions. *Journal of Neurophysiology*, 50:1, 313-324

Blüthner, R., Seidel, H. & Hinz, B., 2001. Examination of the myoelectric activity of back muscles during random vibration – methodical approach and first results *Clinical Biomechanics*, 1, 25-30

Blüthner, R., Seidel, H. & Hinz, B., 2002. Myoelectric response of back muscles to vertical random whole-body vibration at different postures. *Journal of Sound and Vibration* 253(1), 37-56.

Boileau, P.-E., Boutin, J., Eger, T. & Smets, M., 2006. Vibration spectral class characterization. In: *Proceedings of the First American Conference on Human Vibration*, Morgantown, WV.

- Bottle, E. & Strutton, P., 2012. Relationship between back muscle endurance and voluntary activation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22, 383-390.
- Burke, R.E., 1983. Motor units: Anatomy, physiology and functional organizations. Kappale 10 kirjassa *HANDBOOK OF PHYSIOLOGY – THE NERVOUS SYSTEM II*.
- Chaffin, D.B., Andersson G.B.J. & Martin, B.J., 1999. *Occupational Biomechanics, Third Edition. A Wiley-Interscience Publication John Wiley & Sons, Inc., 468-469, 471-472*
- Callaghan, J.P., Gunning, J.L. & McGill, S.M., 1998. The relationship between lumbar spine and muscle activity during extensor exercises. *Journal of American Physical Therapy Association.*, 78, 8-18.
- De Foa, J.L., Forrest, W. & Biedermann, H-J., 1989. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *Journal of Anatomy*, 163, 243-247
- De Luca, C.J., 1993. Use of surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve*, 16, 210-216.
- De Luca, C.J., Gilmore, L.D., Kuznetsov, M. & Roy, S.H., 2010. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43, 1573–1579

- Demoulin, C., Vanderthommen, M., Duysens, C. & Crielaard, J-M., 2006. Spinal muscle evaluation using the Sørensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine*, 73 , 43–50
- Dupeyron, A., Perrey, S., Micallef, J-P.& Péliissier, J., 2010. Influence of back muscle fatigue on lumbar reflex adaptation during sudden external force perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 426–432
- Dupuis, H. & Zerlet, G., 1986. *The Effects of Whole-Body vibration*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 51-52, 77-78
- Edwards, P. & Greasley, K., 2010. *Absence from work*. University of Warwick/University of Lancaster. ID: TN0911039S
- Edwards, R.H.T., 1981. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*. Ciba foundation Symposium 82. Pitman Medical, London, 1-18
- Farina, D., Madeleine, P., Graven-Nielsen, T., Merletti, R. & Arendt-Nielsen, L., 2002. Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. *Eur Journal of Applied Physiology*, 86, 469–478
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. M. 2004. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96, 1486-1495

- Forsberg, H. & Hirschfeld, H., 1994. Postural adjustments in sitting humans following external perturbations: muscle activity and kinematics. *Experimental Brain research*, 97, 515-527
- Gregory, D. E., Dunk, N. M. & Callaghan, J. P. 2006. Stability Ball Versus Office Chair: Comparison of Muscle Activation and Lumbar Spine Posture During Prolonged Sitting. *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 48, 142-153
- Griffin, M.J., 1997. *Handbook of Human Vibration*. Academic Press, London.
- Hacaambwa, T.M. & Giacomini, J., 2007. Subjective response to seated fore-and-aft direction whole-body vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37, 61–72
- Hakkarainen, A., 2008. Koko kehoon kohdistuvan pitkäaikaisen tärinän vaikutukset hermolihaskäyttöön. Pro Gradu – tutkielma. Jyväskylän yliopisto liikuntabiologian laitos.
- Hansson, T., Magnusson, M. & Broman, H., 1991. Back muscle fatigue and seated whole body vibrations: an experimental study in man. *Clinical Biomechanics*, 6, 173-178.
- Harris, C.M. & Piersol, A. G., 2002. *Harris' Shock and Vibration Handbook*, Fifth Edition. McGraw -Hill.
- Hasson, D. & Arnetz, B.B., 2005. Validation and Findings Comparing VAS vs. Likert Scales for Psychosocial Measurements. *International Electronic Journal of HealthEducation*, 8, 178-192

- Hemingway, M.A., Biedermann, H.J. & Inglis, J., (1995) Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. *Biofeedback Self Regul*, 20, 39–49
- ISO 2631-1. 1997. Mechanical Vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration-Part 1: General requirements, International Organization for Standardizations, Switzerland.
- ISO 2631-5. 2004. Mechanical Vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration-Part 5: Method for evaluation of vibration containing multiple Shocks, International Organization for Standardizations, Switzerland.
- Kawashima, N., Nakazawa, K., Yamamoto, S.-I., Nozaki, M., A., & Yano, H., 2004. Stretch reflex excitability of the anti-gravity ankle extensor muscle in elderly humans. *Acta Physiol Scand* 180, 95-105.
- Kippers, V. & Parker, A.W., 1985. Electromyographic Studies of Erectores Spinae: Symmetrical Postures and Sagittal trunk Motion. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 31, 3, 95-105
- Konrad, P., 2005. The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.0. Noraxon INC, USA, 5, 11, 29, 35
- Kumar, S., 2010. EMG in rotation-flexion of the torso. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 1146–1154

- Lundström, R. & Lindberg, L. (1983). Helkroppsvibrationer I entreprenadfordon (Whole body vibrations in road construction vehicles). The Swedish National Board of Occupational Safety and Health, Investigation Report 1983,18
- Madakashira-Pranesh, A., 2011. Experimental and analytical study of transmission of whole body vibration to segments of the seated human body. Concordia University Montréal, The department of Mechanical and Industrial Engineering , PhD Thesis, 28, 272
- Maciejewski, I., Meyer, L. & Krzyzynski, T., 2010. The vibration damping effectiveness of an active seat suspension system and its robustness to varying mass loading. *Journal of Sound and Vibration* 329, 3898–3914
- Maciejewski, I., 2012. Control system design of active seat suspensions. *Journal of Sound and Vibration* 331, 1291–1309
- Mani, R., Milosavljevic & S., Sullivan, S.J., 2010. The effect of occupational whole-body vibration on standing balance: A systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics* 40, 698-709
- Manning, C.D., Tolhurst, S.A. & Bawa, P., 2012. Proprioceptive reaction times and long-latency reflexes in humans. *Exp. Brain Res*, 221, 155-166
- Mannion, A., Connolly, B., Wood, K. & Dolan, P. 1997. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34, 4, 427-439

- Mannion, A. F., Käser, L., Weber, E., Rhyner, A., Dvorak, J. & Müntener, M., 2000. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *European Spine Journal*, 9, 273–281.
- Mansfield, N.J. & Griffin, M.J., 2000. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. *Journal of Biomechanics*, 33, 933-941
- Mansfield, N.J., 2005. *Human response to vibration*. CRC Press.
- Mathissen, S.E., Winkel, J. & Hägg, G.M., 1995. Normalization of Surface EMG Amplitude from the Upper Trapezius Muscle in Ergonomic Studies – A Review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5, 4, 197 - 226
- Mayton, A.G., Amirouche, F. & Jobes, C.C., 2005. Comparison of seat designs for underground mine haulage vehicles using the absorbed power and ISO 2631-1(1985)-based ACGIH threshold limit methods, *Int. J. Heavy Vehicle Systems*, 12, 3, 225–238.
- Merletti, R. & Parker, P.A., 2004. *Electromyography Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. IEEE Press Engineering in Medicine and Biology Society. A John Wiley & Sons, 7, 233-253
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A. Merlo, E. & Minetto, M.A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. *Clinical Biomechanics* 24, 122–134

- Merton, P. A., 1954. Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology*, 123, 553-564
- Moseley, G.L., Hodges, P.W. & Gandevia, S.C., 2003. External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles, *Journal of Physiology*, 547.2, 581–587
- Morgan, L. & Mansfield, N.J., 2009. A comparative study of the subjective discomfort caused by whole-body vibration and trunk rotation. Proceedings of the 44th UK conference on Human Response to Vibration, Loughborough, UK.
- Müller, R., Strässle, K. & Wirth, B., 2010. Isometric back muscle endurance: An EMG study on the criterion validity of the Ito test. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 845-850.
- Nemeth, P.M., Pette, D. & Vrbova, G., 1981. Comparison of enzyme activities among single muscle fibres within defined motor units *Journal of Physiology* 311, 489-495
- Nordander, C., Willner, J., Hansson, G.A., Larsson, B., Unge, J., Granquist, L. & Skerfving, S., 2003. Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *European Journal of Applied Physiology*, 89, 514-519.
- Oullier, O., Kavounoudias, A., Duclos, C., Albert.F., Roll, J-P. & Roll, R., 2009. Countering postural posture following prolonged exposure to whole-body vibration: a sensorimotor treatment. *European Journal of Applied Physiology*, 105, 235-245
- Paddan, G.S. & Griffin, M.J., 1998. A Review of the transmission of the translational seat vibration to the head. *Journal of Sound and Vibration*, 215, s. 863,882.

- Paddan, G.S., 1999. Transmission of Mechanical Vibration Through the Human Body to the Head. University of Southampton, Faculty of applied engineering and science, PhD Thesis.
- Panjabi, M., Andersson, G.B.J., Jorneus, L., Hult & E., Mattsson, L. 1986. In Vivo Measurements of Spinal Column Vibrations. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 68-A, 5, 695-702
- Panjabi, M., 1992. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of spinal disorders & Techniques*, 5, 4, 383-389
- Pankoke, S., Buck, B. & Woelfel, H.P., 1998. Dynamic FE model of sitting man adjustable to body height, body mass and posture used for calculating internal forces in the lumbar vertebral disks. *Journal of Sound and Vibration*, 215(4), 827-839
- Parent-Thirion, A., Vermeylen, G., Houten, G., Lyly-Yrjänäinen, M., Biletta, I. & Cabrita, J., 2012, Eurofound, Fifth European Working Conditions Survey, Publications Office of the European Union, Luxembourg.
- Pucci, A. R., Griffin, L. & Cafarelli, E., 2006. Maximal motor unit firing rates during isometric resistance training in men. *Experimental Physiology*, 91, 171–178.

- Redfern, M.S., Hughes, R.E. & Chaffin, D.B., 1993. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recording. *Clinical Biomechanics*, 8, 44–48
- Ritzman, R., Kramer, A., Gruber, M., Gollhofer, A. & Taube, W., 2010. EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflex? *European Journal of Applied Physiology*, 110, 143-151
- Richardson, C., Hodges, P.W. & Hides, J., 2004. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. A motor Control Approach for the Treatment and Prevention. Suomenkielinen versio: Terapeuttinen harjoittelu ja keskivartalon hallinta. Motorisen kontrollin näkökulma alaselkävivun hoidossa ja ennaltaehkäisyssä. 2005. VK- Kustannus.
- Robertson, C.D. & Griffin, M.J. 1989. Laboratory studies of the electromyographic response to whole-body vibration. Technical report,184. Institute of sound and vibration research.
- Santos, B. R., Lariviere, C., Delisle, A., Plamondon, A., Boileau, P-E. & Imbeau, D., 2008. A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38, 626-639
- Seidel, H., 1986. Myoelectric reactions to ultra-low frequency and low frequency whole body vibration. *European Journal of Applied Physiology*, 57, 558-562

Seidel, H., Blüthner, R. & Hinz, B., 1986. Effects of sinusoidal whole-body vibration on the lumbar spine:the stress-strain relationship. *Int Arch Occup Environ Health*,57, 207-223

Seidel, H., Blüthner, R. & Hinz, B., 2001. Application of finite-element models to predict forces acting on the lumbar spine during whole-body vibration. *Clinical Biomechanics*, 1, 57-63

Seidel, H., 2005. On the Relationship between Whole-body Vibration Exposure and Spinal Health Risk. *Industrial Health*, 43, 361–377

www.seniam.org 2012 <http://www.seniam.org/> Recommendations 10.09.2012

Sirka, A. & Kostevc, V., 1985. The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *Journal of Anatomy*, 141, 131-137

Slota, G., Granata, K. & Madigan, M.. 2008. Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance.*Clinical biomechanics*, 23, 381–386

Taimela, S., Kankaanpää, M. & Luoto, S., 1999. The Effect of Lumbar Fatigue on the Ability to Sense a Change in Lumbar Position: A Controlled Study.*Spine* 24, 1322–1327.

- Thilmann, A.F., Schwarz, M., Töpper, R., Fellows, S.J. & Noth, J. 1991. Different mechanisms underlie the long-latency stretch reflex response of active human muscle at different joints. *Journal of Physiology* , 44, 631-643.
- Tikkanen, O. Hu, M., Vilavuo, T., Tolvanen, P., Cheng, S. & Finni, T., 2012. Ventilatory threshold during incremental running can be estimated using EMG shorts *Physiological Measurement*, 33, 603-614
- Tikkanen, O., Haakana, P., Pesola, A. J., Häkkinen, K., Rantalainen, T., Havu, M., Pullinen, T. & Finni, T., 2013. Muscle Activity and Inactivity Periods during Normal Daily Life. *PLoS One* 8(1): e52228. doi:10.1371/journal.pone.0052228
- Todd, G., Taylor, J.L & Gnadevia, S.C., 2003. Measurement of voluntary activation of fresh and fatigued human muscles using transcranial magnetic stimulation. *Journal of Physiology*, 551.2, 661-671
- Umeå University, Faculty of Medicine, Department of Public Health and Clinical Medicine, Occupational and Environmental Medicine. 2013. [www-tietokanta] <http://www.vibration.db.umu.se/HkvSok.aspx?lang=en> 11.3.2013.
- Wakeling, J.M. & Nigg, B.M., 2001. Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *Journal of Applied Physiology*, 90, 412-420.

- Waters, T., Rauche, C., Genaidy, A. & Rashed, T., 2007. A new framework for evaluating potential risk of back disorders due to whole body vibration and repeated mechanical shock., *Ergonomics*, 50:3, 379-395
- Wilder, D., Magnusson, M.L., Fenwick, J. & Pope, M., 1994. The effect of posture and seat suspension design on discomfort and back muscle fatigue during simulated truck driving. *Applied Ergonomics*, 25, 66–76.
- Zedka, M., Kumar, S. & Narayan, Y., 1998. Electromyographic response of the trunk muscles to perturbation in sitting subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 3-10.
- Zimmerman, C. L., Cook, T. M. & Goel, V. K. Effects of seated posture on erector spinae EMG activity during whole body vibration. *Ergonomics*, 36:6, 667-675.