

**VENYTTELYN VAIKUTUS TÄRINÄALTISTUKSEN JA
KIERTYNEEN AJOASENNON AIHEUTTAMAAN SELÄN JA
NISKAN KUORMITUKSEEN**

Liisa Lamminen

Biomekaniikan Pro Gradu -tutkielma

Kevät 2016

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat:

J. Piirainen

V. Linnamo

TIIVISTELMÄ

Lamminen, Liisa 2016. Venyttelyn vaikutus värinäaltistuksen ja kiertyneen ajoasennon aiheuttamaan selän ja niskan kuormitukseen. Biomekaniikan pro gradu -tutkielma, Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 56s.

Tärinälle altistutaan lähes kaikilla ajoneuvoilla ajettaessa, mutta erityisesti työkoneiden kuljettajiin kohdistuu kehotärinää ja samanaikaisesti ajoasento voi poiketa normaalista suorasta ajoasennosta. Pitkäaikaisen kehotärinäaltistuksen tiedetään aiheuttavan terveyshaittoja kuten alaselän ja niskan kiputiloja. Jatkuva altistus epänormaalissa ajoasennossa aiheuttaa myös lihasväsymystä ja keskittymiskyvyn heikkenemistä.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, aiheuttaako värinäaltistus muutoksia isometriseen voimantuottoon. Lisäksi tutkittiin, miten värinäaltistuksen keskeyttävä venyttely vaikuttaa kuljettajien toimintakykyyn, ja väheneekö kuormittuneisuuden tunne niskassa, hartioissa ja alaselässä, kun värinäaltistuksen välillä on tehty venyttelyliikkeitä. Tutkimuksessa käytettiin liikelaitetta, jolla voidaan simuloida epätasaisella alustalla ajoneuvoon kohdistuvaa värinää. Laitteeseen kiinnitettiin simuloitavan ajoneuvon istuin, ohjauspyörä sekä polkimet, jolloin altistus voitiin antaa autenttisessa ajoasennossa. Tärinän vaikutuksia kuljettajan väsymiseen ja voimantuottoon voitiin näin mitata laboratorioolosuhteissa. Testattavina oli 10 tervettä miestä, iältään 29 ± 11 -vuotiaita, joilla ei ollut aiempia niskan, hartioiden tai alaselän vaivoja. Tärinäaltistus simuloi traktorilla tehtävää äestystä ja testattava oli kiertyneessä ajoasennossa 2 x 45 minuutin värinäaltistuksen ajan, jonka aikana hän sai kääntyä suoraan ajoasentoon 15 sekunnin ajaksi 15 minuutin välein.

Testattavilta mitattiin värinäaltistusta ennen ja sen jälkeen isometriset maksimivoimantuotot käsien pystypunnerruksessa ja selän ojennuksessa sekä lihasaktiivisuudet vasemmasta hartialihaksesta, epäkäslihakista ja oikeanpuoleisesta selän ojentajalihaksesta 100 %, 75 %, 50 % ja 25 % voimantuoton aikana. Lisäksi mitattiin testattavien pituus sekä reaktioaika

auditiiviseen ja visuaaliseen ärsykkeeseen. Tärinäaltistuksen aikana testattavilta kirjattiin kuormittuneisuuden tuntemus niskan, hartioiden ja alaselän alueelta 15 minuutin välein.

Voimantuottoon tärinäaltistuksella ei ollut vaikutusta. Kuormittuneisuuden tuntemus kasvoi 90 minuutin tauottoman altistuksen vaikutuksesta tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.05$) sekä niskassa 130.73 ± 56.65 %, hartioissa 89.56 ± 61.39 % että alaselässä 57.62 ± 49.06 %. Kuormittuneisuuden tunne kasvoi tilastollisesti merkitsevästi niskassa ja hartioissa jo 15 minuutin kuluttua altistuksen alkamisesta. Niskan kuormittuneisuuden tunne kasvoi tällöin toisella testikerralla 59.50 ± 31.93 % (ei venyttelyä) ja toisella 54.10 ± 37.03 % (venyttely), ja hartioissa 40.63 ± 41.89 % (ei ven) ja 32.35 ± 33.64 % (ven). Venyttelytauko vähensi kuormittuneisuuden tuntemusta sekä niskan ja hartioiden että alaselän alueella tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.01$); niskassa -29.11 ± 17.32 %, hartioissa -14.98 ± 12.86 % ja alaselässä -15.65 ± 19.27 %. Voimantuotoissa, reaktioajoissa ja pituuden muutoksissa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja.

Tärinäaltistuksen jälkeisen MVC:n aikana mitattujen lihasaktiivisuuksien suhteellisissa muutoksissa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja. Voidaan todeta, ettei tärinäaltistus eikä venyttely vaikuttaneet lihasaktiivisuuteen, mutta venyttelyllä oli positiivinen vaikutus kuormittuneisuuden tunteeseen, jonka perusteella voidaan suositella viiden minuutin venyttelytaukoa kerran tunnissa, kun altistutaan kokokehontärinälle ja ajoasento on samalla epänormaali.

Avainsanat: kokokehontärinä, kiertynyt ajoasento, venyttely, voimantuotto, lihasaktiivisuus, reaktioaika, pituus, kuormittuneisuus.

ABSTRACT

Lamminen, Liisa 2016. The effects of stretching to the loading of back and neck muscles caused by whole body vibration and the rotated driving posture. Master's Thesis of Biomechanics, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, 56 pg.

Especially professional drivers of industrial machines or vehicles are exposed to whole body vibration (WBV), and the driving posture can also differ from the normal neutral posture. Long term WBV is known to cause health problems, such as pain in lower back and shoulder areas. Continuous exposure at rotated posture leads to muscle fatigue and weakened concentration. The aim of this study was to find out if vibration exposure can cause changes in the isometric maximal voluntary contraction (MVC), and how stretching breaks that interrupt the exposure could impact the performance of drivers as compared to others undergoing exposure without a pause. Changes in the perceived exertion were also examined. An electric pneumatic motion platform to simulate driving on a rough platform was used. The test group consisted of ten healthy men aged 29 ± 11 . None of them had experienced any earlier trouble in the neck-shoulder area or in the lower back. The vibration exposure simulated harrowing with a tractor, and the test persons were in rotated posture during the 2 x 45 minutes of exposure. Every 15 minutes they were allowed to turn to the neutral posture for 15 seconds.

Both before and after the exposure the isometric MVC were measured with arm push-ups and spinal extensions. The muscle activity of the left deltoideus, both trapezius and the right erector spinae muscles were also measured during 100%, 75%, 50% and 25% of MVC. In addition, the height of the persons and their reaction time to auditory and visual stimuli were measured. During the exposure rated perceived exertion (RPE) in the neck, shoulders and lower back were asked from the subjects at 15 minute intervals.

The increase of RPE in the neck, shoulders and lower back was statistically significant ($p < 0.05$) after a 90 minute exposure (neck 130.73 ± 56.65 %, shoulders 89.56 ± 61.39 % and lower back 57.62 ± 49.06 %). RPE increased already after a 15 minute exposure.

Changes were in the neck: 59.50 ± 31.93 % (no stretch) and 54.10 ± 37.03 % (stretch) and in shoulders 40.63 ± 41.89 % (no stretch) and 32.35 ± 33.64 % (stretch). Stretching pauses had a statistically significant reducing effect ($p < 0.01$) on the RPE in the neck (-29.11 ± 17.32 %), shoulders (-14.98 ± 12.86 %) and lower back (-15.65 ± 19.27 %). No statistically differences were detected in the MVC, reaction times and heights.

Changes in muscle activity measured during MVC after the exposure were not statistically significant. It can be discovered that the exposure and stretching did not affect to the muscle activity. But stretching had a positive effect on RPE and that is why it is recommended to keep a 5 minute pause of stretching once an hour, when exposed to WBV and the driving posture is rotated.

Key words: WBV, rotated posture, stretch, MVC, muscle activity, reaction time, height, RPE

KÄYTETYT LYHENTEET

EMG	Elektromyografia
aEMG	Keskiarvoistettu EMG-amplitudi
ISO	The International Organization for Standardization
LBP	Alaselän kiputila (Low Back Pain)
MVC	Maksimi tahdonalainen lihassupistus (Maximal Voluntary Contraction)
RMS	Tehollisarvo (Root Mean Square)
RPE	Koettu kuormittavuus (Rated Perceived Exertion)
WBV	Kokokehontärinä (Whole Body Vibration)

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO	7
2 SELÄN JA NISKAN BIOMEKANIikka	9
2.1 Selkärangan rakenne	9
2.2 Selän ja niskan lihakset	11
2.3 Hermo-lihasjärjestelmä	13
2.4 Elektromyografia.....	14
3 SELÄN JA NISKAN KUORMITUS.....	16
3.1 Istuminen.....	16
3.2 Kokokehontärinä.....	16
3.3 Epänormaali/kiertynyt istuma-asento ja kehotärinäältistus	19
3.4 Selän ja niskan kuormituksen mittaaminen.....	21
3.4.1 Kuormituksen vaikutukset pituuteen.....	21
3.4.2 Kuormituksen vaikutukset voimantuottoon ja lihasaktiivisuuteen	22
3.4.3 Kuormituksen vaikutukset reaktionopeuteen	24
3.4.4 Subjektiiivinen tuntemus kuormitustilasta.....	25
3.5 Kehotärinän ja epänormaalín ajoasennon vaikutusten ehkäisy.....	25
4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	28
5 TUTKIMUSMENETELMÄT.....	30
5.1 Testattavat	30
5.2 Tutkimusprotokolla.....	30
5.3 Mittausmenetelmät.....	31
5.3.1 Voimatasomittaukset.....	32

5.3.2	Emg-mittaukset	33
5.3.3	Reaktioaika visuaaliseen ja auditiiviseen ärsykkeeseen	34
5.3.4	Pituusmittaus	34
5.3.5	Kuormittuneisuuden tuntemus	35
5.4	Tärinäaltistus	35
5.5	Venyttelyohjelma	37
5.6	Tulosten käsittely	37
6	TULOKSET	38
6.1	Voimantuotto	38
6.2	Lihaskäyttö	39
6.3	Reaktioajat.....	40
6.4	Pituus.....	41
6.5	Subjekttiivinen kuormittuneisuuden tuntemus.....	41
7	POHDINTA	45
7.1	Rajoitukset	47
7.2	Johtopäätökset.....	48
8	LÄHTEET.....	50

1 JOHDANTO

Kokokehontärinällä (whole body vibration, WBV) tarkoitetaan alustan kautta kehoon välittyvää tärinää. Tärinälle altistutaan lähes kaikilla ajoneuvoilla ajettaessa, mutta erityisesti työkoneiden kuljettajiin kohdistuu kehotärinää - yhdistyneenä usein myös epänormaalin ajoasennon aiheuttamiin haittoihin (Bovenzi ym. 2006; Eger ym. 2008; Mayton ym. 2008; McPhee 2000; Seidel 2005). Tärinäaltistuksen suuruuteen vaikuttavat ajonopeus, maasto, työvaiheet, koneen ja istuimen mekaaninen rakenne sekä käyttäjän työskentelytavat (Mansfield & Maeda 2005; McPhee 2000). Pitkäaikaisen kehotärinäaltistuksen tiedetään aiheuttavan terveyshaittoja kuten alaselän ja niskan kiputiloja (Eger ym. 2008; McPhee 2000). Jatkuva altistus aiheuttaa myös lihasväsymystä ja keskittymiskyvyn heikkenemistä (Rehn ym. 2009; Hostens & Ramon 2005; Morgan & Mansfield 2010; Satou ym. 2007). Kun kuljettaja joutuu olemaan tärinän lisäksi epänormaalisissa - usein kiertyneessä - ajoasennossa, epämukavuuden tunne lisääntyy entisestään (Newell & Mansfield, 2008; Morgan & Mansfield, 2010). Tarkkaa mekanismia, miten terveyshaitat syntyvät, ei tunneta. Tiedetään kuitenkin, että tärinän taajuus ja voimakkuus ovat kaksi vaikuttavinta tekijää (Mansfield 2005; Pollock ym. 2010), mutta myös henkilökohtaiset ominaisuudet sekä pelkästään pitkään jatkunut istuminen vaikuttavat terveyshaittojen kehittymiseen (Santos ym. 2008).

Aikaisemmissa tutkimuksissa on todettu, että tärinäaltistuksen keskeyttävä taukoliikunta auttoi testattavien tasapainon hallinnassa sekä vähensi lihasjäykkyyttä (Oullier ym. 2009; Huang & Griffin 2006). Lisäksi Callaghan ja McGill (2001) ovat todenneet, että istumista on hyvä tauottaa seisomalla ja samalla aiheuttaa vaihtelua lihasaktivaatiotasoissa ja vähentää näin alaselän kuormitusta.

Tässä tutkimuksessa haluttiin yhdistää tärinäaltistus ja kiertynyt ajoasento, jonka on todettu aiheuttavan enemmän epämukavuuden tunnetta kuin pelkkä tärinäaltistus (Newell & Mansfield, 2008; Morgan & Mansfield, 2010). Koska monissa työajoneuvoissa kuljettajan

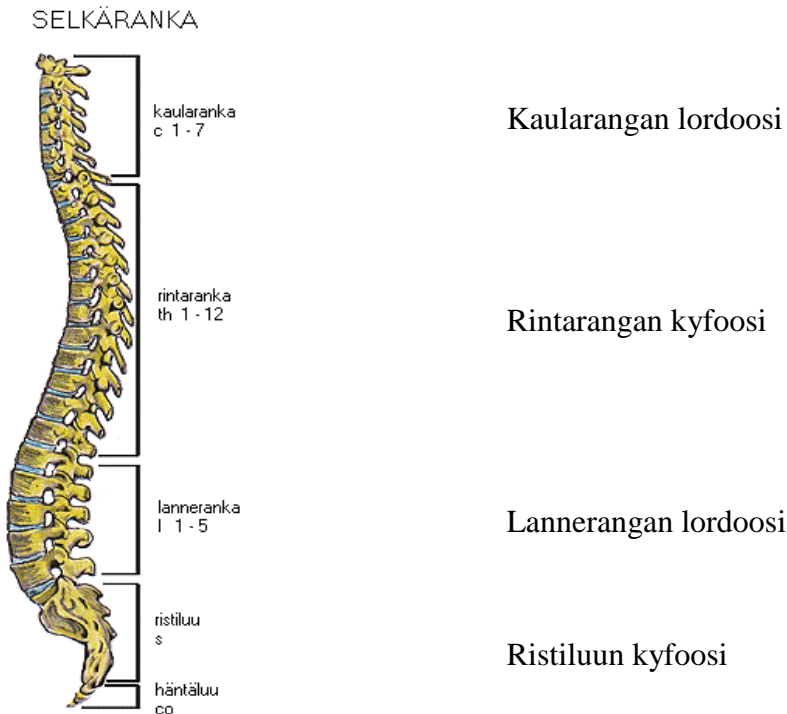
ajoasento voi olla työpäivän aikana useaan otteeseen ja suhteellisen pitkän aikaa yhtäjaksoisesti kiertynyt, haluttiin selvittää altistuksen keskeyttävän venyttelyohjelman vaikutuksia laajemmin. Em. tutkimusten pohjalta päätettiin modifioida Oullierin ym. (2009) ohjelmasta seisoen tehtävä venyttelyohjelma ja tutkia sen vaikutuksia testattavien toimintakykyyn ja kuormittuneisuuteen mittaamalla voimantuottoa, lihasaktiivisuutta, pituutta, reaktioaikaa sekä subjektiivista kuormittuneisuuden tunnetta.

2 SELÄN JA NISKAN BIOMEKANIikka

Ihmisen selän rakenne on muotoutunut vuosituhansien aikana tukemaan seisomista ja liikkumista pystyasennossa. Nykyisin suuri osa työtehtävistä vaatii istumista paikoillaan ja asento voi olla pitkään lähes muuttumaton.

2.1 Selkärangan rakenne

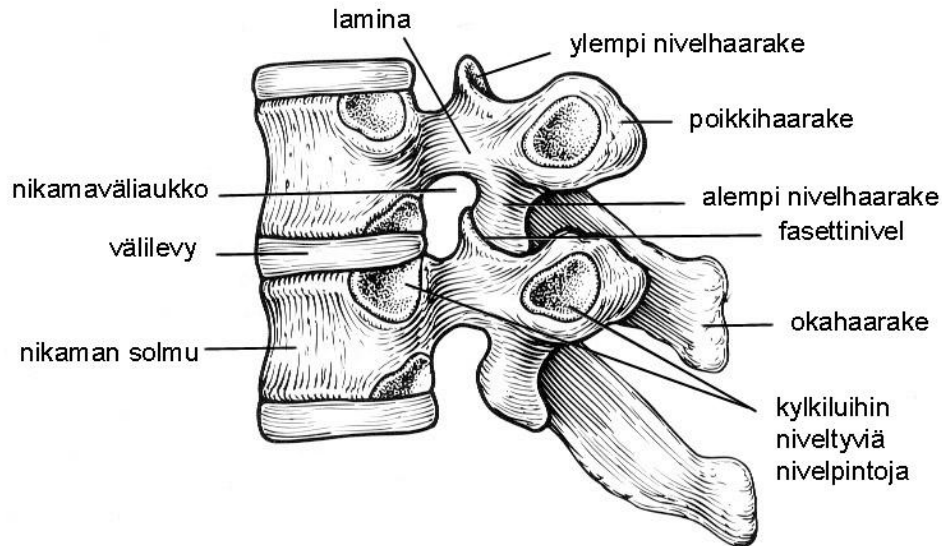
Selkäranka (columna vertebralis) on kehon vahva mutta taipuisa tukiranka. Se muodostuu 32 - 34 luisesta nikamasta sekä niiden välissä olevista tyynymäisistä välilevyistä. Ranka koostuu 7 kaula-, 12 rinta-, 5 lanne-, 5 risti- ja 3 - 5 häntänikamasta, joista ristinikama ja yleensä myös häntänikamat ovat kasvaneet yhteen. Selkärangalle on tyypillistä sen kaareva muoto. Selkärangassa on kolme luonnollista kaarta, jotka mukautuvat liikkeisiin ja kuormitukseen sekä suojaavat selkää vammoilta. Kaula- ja lantioranka kaartuvat eteenpäin muodostaen lordoosin, kun taas rintanikamien ja ristiluun alueella rangon mutka on taaksepäin, jolloin sitä kutsutaan kyfoosiksi (Kuva 1). Paino ja kuormitus jakautuvat kauttaaltaan selän eri osille lannerangan alaosan kuormittuessa kuitenkin eniten, koska se kantaa kehon painon ja liikkuu eniten. Selän kaaret sekä vartalon ja raajojen lihakset pitävät vartalon tasapainossa sekä sallivat sen liikkua ja taipua. (Moore & Dalley 1999; Nienstedt ym. 1999.).



KUVA 1. Selkäranka (Nienstedt ym. 1999)

Nikamat ovat järjestäytyneet päällekkäin selkärangaksi. Niiden ylä- ja alapuolella on joustava välilevy (discus intervertebralis) ja ne kiinnittyvät toisiinsa nivelsiteillä, lihaksilla ja jänteillä. Välilevyjen lisäksi nikamat nivELYTÄVÄT toisiinsa myös fasettinivelten avulla. Nikaman kantavana osana toimii nikaman solmu. Nikamien koko kasvaa rankaa alaspäin mentäessä samalla kun rankaan kohdistuva kuorma kasvaa. Suurimmat nikamat ovat lanne- ja ristirangan rajalla. (Nienstedt ym. 1999.). Vastaavasti välilevyjen paksuudet vaihtelevat ja ovat paksuimmillaan lantion alueella ja ohuimpia rintarangan alueella (Moore & Dalley 1999). Nikaman rakenne on esitetty kuvassa 2. Välilevyt ovat tyynyjä, jotka toimivat vaimentimina tärähdyksissä. Jokaisessa välilevyssä on hyytelömäinen keskusosa ja sen ulkopuolella kiinteä säiemäinen rengas, jossa on kipuhermojen päätteitä. Hyytelömäinen keskusosa sallii nikamien liikkeen eri suuntiin antaen selälle joustavuutta. Nukkuessa välilevyt täyttyvät nesteellä. Liikunnan määrästä riippuen välilevyjen koko, muoto ja joustavuus muuttuvat päivän mittaan. Liikkumisen seurauksena välilevyjen nestettä puristuu ulos ja sisään raviten välilevyjä. Välilevyt painuvat päivän aikana hieman kasaan, minkä

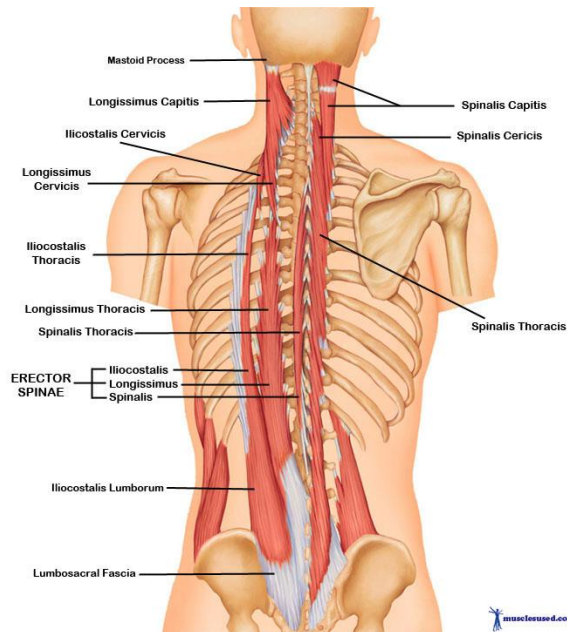
johdosta ihmisen pituus vaihtelee vuorokauden ajasta riippuen. (Nienstedt ym. 1999; Budowick ym. 1995.).



KUVA 2. Selkärangan nikaman rakenne (Budowick ym. 1995)

2.2 Selän ja niskan lihakset

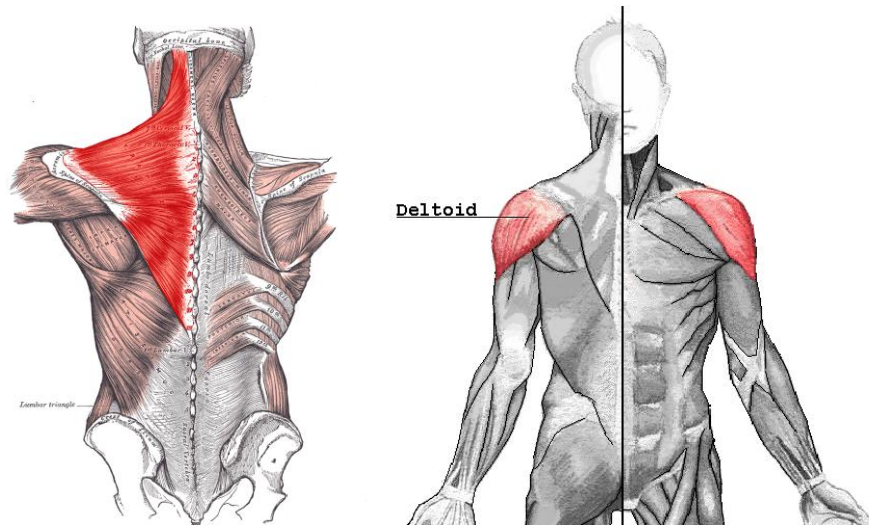
Selän lihakset jaetaan syviin ja pinnallisiin selkälihaksiin. Syvät lihakset säätelevät selkänikamien liikkeitä ja antavat selälle tärkeän dynaamisen tuen pitämällä tukirangan luonnollisessa asennossaan ja molemmat vartalon puolet tasapainossa. Syvät lihakset tukevat kehoa sisältä päin ja parantavat ryhtiä. Syvien selkälihasten päällimmäisen kerroksen muodostaa selän ojentajalihas (m. erector spinae). Se ulottuu kallonpohjasta lantioon ja on kiinni jokaisessa nikamassa (Kuva 3). Tämä voimakas lihas supistuu vartaloa ojentaessa ja on tärkeä pystyasennon säilyttämisessä. Selkäsärky johtuu usein tämän lihaksen heikkoudesta tai vääränlaisesta kuormittamisesta. (Nienstedt ym. 1999.).



KUVA 3. Selän ojentajalihakset

(viitattu 29.5.2016, <http://www.musclesused.com/wp-content/uploads/2012/08/Erector-Spinae-copy.jpg>)

Yläselän ja hartiasseudun pinnallisia lihaksia ovat mm. epäkäslihas ja kolmipäinen hartialihhas eli olkalihas. Epäkäslihas (m. trapezius) sijaitsee yläselässä ja lähtee takaraivonluusta sekä kaula- ja rintanikamien okahaarakkeista ja kiinnittyy lapaluuhun (Kuva 4a). Lihhas liikuttaa lapaluuta, mutta ankkuroi sen myös paikalleen, kun olkavartta liikutetaan. (Nienstedt ym. 1999.). Hartialihhas (m. deltoideus) lähtee solis- ja lapaluusta ja kiinnittyy olkaluun keskiosaan muodostaen olkapään pyöreän muodon (Kuva 4b). Lihasta tarvitaan olkavarren nostamiseen sivulle. (Nienstedt ym. 1999.).



KUVA 4. Epäkäslihas (a) ja hartialihäs (b) (Häggström 2014)

2.3 Hermo-lihasjärjestelmä

Hermosto koostuu keskushermostosta (sentraalinen) ja ääreishermostosta (perifeerinen). Keskushermostoon kuuluvat aivot ja selkäydin, jotka johtavat käskyjä joko motorisia liikehermoja tai autonomisia hermoja pitkin kehon ääreisosiin ja sisäelimiin. Ääreishermostoon kuuluvat aivo- ja selkäydinhermot sekä autonomisen hermoston perifeeriset osat. Hermosto välittää elimistöön hermoimpulsseja hermosolujen (neuroni) kuljettamien hermoimpulssien avulla. Hermoston viestejä vievä haarake eli aksoni haarautuu useaksi haaraksi, jotka kukin muodostavat muiden hermosolujen kanssa liitoksia (synapsi) sekä lihassolujen kanssa hermolihhasliitoksia. (Nienstedt ym. 1999; Winter 2004.). Ihmisen hermo-lihasjärjestelmän pienin toiminnallinen osa on motorinen yksikkö (MY), jonka muodostavat motorinen hermosolu, sen aksoni päätehaaroineen sekä niiden hermottamat lihassolut. Yksi motorinen yksikkö voi kontrolloida muutamaa tai jopa 2000 lihassolua riippuen siitä, miten tarkasti lihaksen liikettä pitää kontrolloida. (Enoka 2008.). Kunkin motorisen yksikön syttyminen on kaikki-tai-ei-mitään -tapahtuma. Lihaksen aktivoituessa lihassolun sisäinen ja ulkoinen varaus muuttuu, jolloin solukalvolle syntyy aktiopotentiaali, jonka mekaaninen tulos on lihassupistus. Keskushermosto vaikuttaa lihaksen voimantuottoon rekrytoimalla uusia motorisia yksiköitä ja lisäämällä aktiivisten

motoristen yksiköiden syttymistaajuutta. Motorisista yksiköistä rekrytoituvat ensin pienemmät ja niiden jälkeen isommat MY:t. Henneman (1957) nimesi havaitsemansa ilmiön ”kokoperiaatteenksi” (Henneman’s size principle). (Enoka 2008; Nienstedt ym. 1999; Winter 2004; Burke & Tsairis 1973.).

Kuormituksen vaikutuksesta lihasaktiivisuus heikkenee, johon syynä voivat olla joko sentraaliset tai perifeeriset tekijät. Lihäsväsymystä voidaan tällöin kutsua joko sentraaliseksi tai perifeeriseksi. Sentraalisella väsymyksellä tarkoitetaan keskushermoston kyvyttömyyttä tuottaa ja ylläpitää tarvittavaa lihasvoimaa. (Enoka 2008; Mero ym. 2007.). Bigland-Ritchie (1981) on esittänyt tutkimuksessaan, että sentraalinen väsymys voi johtua motivaation puutteesta, mutta myös signaalin heikosta välittymisestä hermo-lihasliittymään. Perifeerinen väsymys taas ilmenee lihaksen alentuneena kykynä tuottaa voimaa. Tällöin hermolihaskytkinjärjestelmä ei kykene saamaan aikaan ärsytys-supistusta -koplausta (excitation-contraction coupling, ECC), koska aktiopotentiaalin siirtyminen hermo-lihasliitoksesta poikittaissiltojen toiminnaksi on heikentynyt. (Enoka 2008; Mero ym. 2007.).

2.4 Elektromyografia

Elektromyografialla (EMG) voidaan kuvata lihasten sähköistä aktiivisuutta, johon vaikuttavat mm. α - motoneuronien rekrytoinnissa tapahtuvat muutokset. Näitä ovat mm. aktiopotentiaalin johtuminen hermolihaskytkinliitoksessa ja lihassolukalvolla (De Luca 1997). EMG-signaali kertoo motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien summan. Kun motorisen yksikön aktiopotentiaali kasvaa, kasvaa samalla myös EMG:n amplitudi. Mitä suurempi motorinen yksikkö sitä suurempi MY:n aktiopotentiaali ja myös EMG-signaali. EMG-signaali on melko hyvin verrannollinen voiman mittauksessa, sillä EMG:n kasvaessa myös voima kasvaa lineaarisesti tai melkein lineaarisesti. EMG-mittaus tehdään useimmiten bipolaarisilla pintaelektrodeilla, jolloin verrataan kahden mitatun signaalin eroa referenssisignaaliin. Referenssielektrodi asetetaan paikkaan, jossa lihasaktiivisuus on mahdollisimman vähäistä eli yleensä nikaman tai luun päälle. (Merletti & Parker 2004.).

Hermolihaskäijestelmän väsymistä voidaan tutkia EMG:n ja voimantuoton avulla. Dynaamisessa lihastyössä EMG/voima –suhteen kasvua pidetään merkkinä lihaksen supistuvissa osissa tapahtuvasta väsymisestä. (Gollhofer ym. 1987a; Gollhofer ym. 1987b.). Yleinen käsitys on, että lihasväsymystä ilmentävät amplitudin ja keskitaajuuden (MF) vähentyminen EMG-signaaliassa. Keskitaajuuden vähentyminen johtuu lihasväsymyksen aiheuttamasta solukalvon johtumisnopeuden hidastumisesta (Hostens & Ramon 2005). Toisaalta Lariviere ym. (2002) ovat esittäneet, ettei EMG-amplitudi ole luotettava suure kuvaamaan lihasväsymystä erityisesti silloin, kun asento ei ole tarkasti kontrolloitu. Remes ym. (1984) ovat kuitenkin osoittaneet, että amplitudi korreloi voimakkaasti lihassupistuksen voiman kanssa.

3 SELÄN JA NISKAN KUORMITUS

Selkärangan tehtävästä johtuen se on kuormittuneena lähes aina ihmisen ollessa valveilla. Asennosta riippuen välilevyihin kohdistuva paine vaihtelee. Staattiset asennot lisäävät painetta entisestään ja saattavat aiheuttaa myös lihasjännitystä. Lihasjännitystä esiintyy usein alaselän ja niskan alueella niin työkoneilla ajaessa kuin toimistotyössä. (Hostens & Ramon 2005; Eger ym. 2008.).

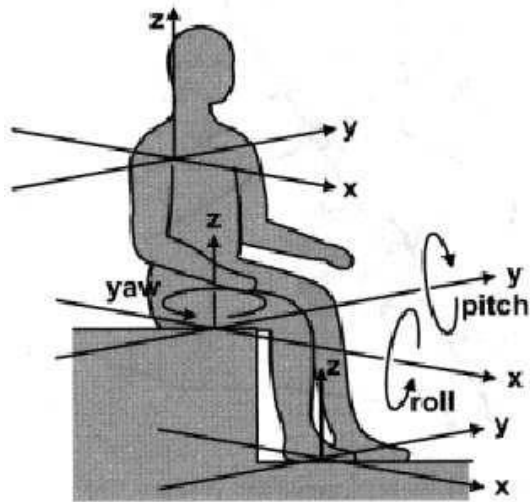
3.1 Istuminen

Aiemmissä tutkimuksissa on saatu ristiriitaisia tuloksia, kuormittuuko selkäranka enemmän istuessa vai seistessä. Leivseth & Drerup (1997) mittasivat rinta- ja lannerangan pituuden muutosta todellisessa työskentely-ympäristössä 6.5 tuntia kestäneen työnteon aikana. Toinen ryhmä työskenteli seisten ja toinen istuen. Vertailua tehtiin myös istuen kaksi tuntia kestäneen työskentelyn ja yhtä pitkään rentoutuneena kestäneen istumisen välillä. Tutkimuksessa todettiin, että selkärangan pituus väheni enemmän seisoessa kuin istuessa. Kuitenkin pitkään istuvassa asennossa tapahtuva työskentely aiheuttaa lihasjäykkyyttä erityisesti niskan, mutta monesti myös koko selän alueella (Lindgren ym. 2005).

3.2 Kokokehontärinä

Tärinä on mekaanista värähtelyä tietyn pisteen suhteen. Mekaanisena aaltona tärinä kuljettaa energiaa kuten muutkin aallot. Edetäkseen tärinä tarvitsee mekaanisen rakenteen, joka voi olla osa konetta, ajoneuvoa, työkalua tai jopa ihmistä. Kiihtyvyys, taajuus ja amplitudi ovat tärinässä esiintyviä muuttujia ja yksinkertaista värähtelytyyppiä voidaan kuvata siniaallolla. Tärinää voi esiintyä missä suunnassa tahansa. Kehotärinän suuntia esitettäessä x-akseli kuvaa eteen/taakse -suuntaista liikettä, y-akseli lateraali- eli

sivuttaisuuntaista ja z-akseli vertikaalisuunnassa tapahtuvaa liikettä (Kuva 5). (Mansfield 2005.).



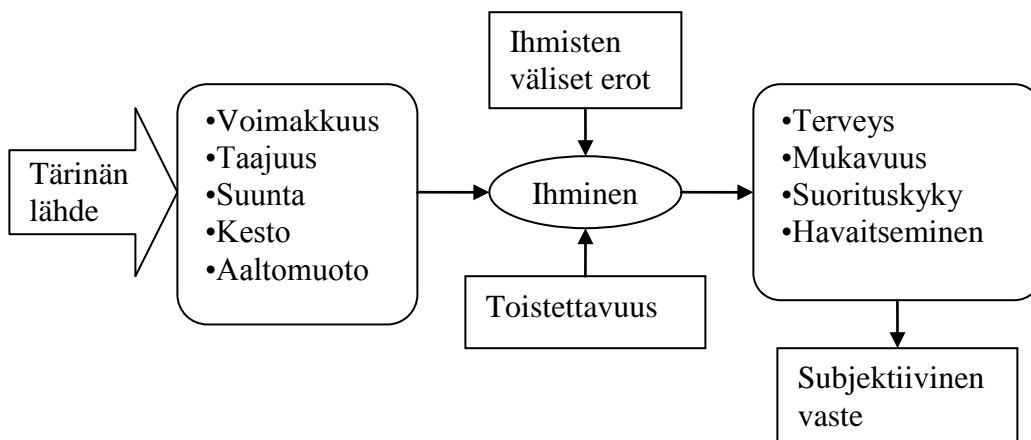
KUVA 5. Tärinän suunnat (BS 6841, 1987)

Standardoitu kehotärinämittaus suoritetaan ihmisen ja istuimen väliseltä rajapinnalta käyttäen kiihtyvyyssanturimuottia, jonka tarkat fyysiset mitat on määritelty ISO 10326-1:1992 -standardissa. Siinä määritelty anturimuotti on maksimissaan 12 mm paksu halkaisijaltaan 250 ± 50 mm laitoja kohti oheneva kumi- tai muovikiekko, jonka keskellä on paikka kolmiakseliselle kiihtyvyyssanturille. (ISO 2631-1 1997). Lukuisia tutkimuksia kehotärinän vaikutuksista on tehty useiden vuosikymmenten ajan, mutta todennäköisesti tutkimus on lisääntynyt alalla EU:n v. 2002 säätämän direktiivin vaikutuksesta. Niinpä 2000-luvulla julkaistuja artikkeleita aiheesta löytyy paljon (mm. Bovenzi ym. 2006; Eger ym. 2008; Hermanns ym. 2008; Birlık 2009).

Euroopan parlamentti ja neuvosto on säätänyt direktiivin 2002/44/EY, joka on saatettu osaksi Suomen kansallista lainsäädäntöä. Direktiivin tarkoituksena on määritellä Euroopan yhteisön tasolla vähimmäisvaatimukset työntekijöiden suojelemiseksi heidän altistuessaan työssään tärinästä aiheutuville riskeille. Se asettaa kahdeksan tunnin vertailu aikaan standardoiduksi päivittäiseksi altistuksen toiminta-arvoksi $0,5 \text{ m/s}^2$ ja raja-arvoksi $1,15 \text{ m/s}^2$. Toiminta-arvon ylittyessä on työnantajan ryhdyttävä toimenpiteisiin altistuksen minimoimiseksi, eikä työntekijän altistus saa missään tilanteessa ylittää raja-arvoa.

Altistuksen toiminta- ja raja-arvot perustuvat kiihtyvyyden taajuuspainotetun neliöllisen keskiarvon (RMS, Root Mean Square) laskemiseen ISO 2631-1:1997 –standardin mukaisesti. Myös itse mittausmenetelmä on standardoitu (ISO 10326-1 1992). Valtioneuvoston säätämässä EU-direktiiviin pohjautuvassa asetuksessa kokokehontärinä on määritelty tärinäksi, joka työntekijän koko kehoon välittyessään aiheuttaa haittaa tai vaaraa hänen terveydelleen tai turvallisuudelleen, erityisesti alaselän sairauksia tai selkärangan vammoja (Valtioneuvoston asetus 48/2005).

Pitkäaikainen altistus tärinälle voi aiheuttaa ihmiselle fysiologisia, patologisia, psykologisia ja biodynaamisia muutoksia (Griffin 1990). Tarkkojen rajojen vetäminen vasteiden välille ei ole mahdollista, mutta niiden eroja voidaan havainnollistaa esimerkin avulla. Esimerkkinä toimii tärinän vaikutus näkökykyyn. Tärinän siirtyminen kehon kautta päähän ja silmään on biodynaaminen vaikutus. Vaikutus silmän verkkokalvon vaurioitumiseen on patologinen, verkkokalvon verenkiertoon fysiologinen ja lukukykyyn psykologinen. Ihmisen reagointi tärinälle on monimutkaista ja muuttuu tärinän ominaisuuksien funktiona. Ihmisten yksilöllisyys aiheuttaa myös huomattavia eroja vasteeseen, vaikka tärinän ominaisuudet olisivatkin kaikille samat. Kuvassa 6 on esitelty tärinälle altistetun ihmisen vasteeseen vaikuttavat tekijät. (Griffin 1990.).



KUVA 6. Ihmisen subjektiiviseen vasteeseen vaikuttavat tekijät (Griffin 1990)

Kehotärinällä on kuitenkin myös hyödyllisiä vaikutuksia (Torvinen ym. 2002). Torvinen ym. (2002) olettivat, että kehotärinä aiheuttaa väsymistä. EMG-mittaukset lihasaktivaation mittaamiseksi neljän minuutin tärinäaltistuksen aikana tehtiin soleus, gastrocnemius ja vastus lateralis –lihaksista. Koehenkilöt kokivat tärinän enemmän stimuloivana kuin väsyttävänä. Subjektiiivisia tuntemuksia tukivat myös kahden minuutin suorituskykytestin tulokset, joissa sekä voimantuotto että tasapaino parantuivat tärinäaltistuksen vaikutuksesta. Vaikka ei ole selvää konsensusta mekanismista, miten WBV vaikuttaa hermo-lihasjärjestelmään, on usein havaittu lihasvoiman kasvua ja siten yhdistetty kehotärinän vaikutukset hermostollisiin tekijöihin (Rehn ym. 2007). Cardinale ja Bosco (2003) ehdottivat tekemänsä katsauksen perusteella, että tärinä voi tehokkaasti parantaa hermo-lihasjärjestelmän suorituskykyä. Marín ym. (2010) esittivät, että jalkojen kautta johdettu tärinäaltistus aiheutti suorituskyvyn paranemista kyynärvarren ojennusten määrässä uupumukseen saakka tehtyjen suoritusten aikana. On kuitenkin tutkimuksia, joissa WBV:n hyötyä harjoittelussa ei ole voitu todentaa (de Ruyter ym. 2003; Delecluse ym. 2005). Ristiriitoja aiheuttavat erilaiset WBV-protokollat ja laitteet sekä testattavien harjoittelusta, ikä ja yksilölliset eroavaisuudet. Tämän takia optimaalisten WBV-harjoittelusuositusten laatiminen on erittäin haastavaa.

3.3 Epänormaali/kiertynyt istuma-asento ja kehotärinäaltistus

Henkilöautolla ajon yhteydessä voidaan puhua normaalista ajoasennosta. Pään ja vartalon kierrot ovat tällöin satunnaisia ja lyhytaikaisia. Työkoneiden kuljettajilla ajoasento sitä vastoin poikkeaa usein normaalista. Tällöin niska tai koko selkäranka ovat joko taivutettuina tai kiertyneinä erityisesti ajoneuvoa peruutettaessa tai ympäristöä tarkkailtaessa. Ajoasentoon vaikuttavat myös istuimen selkä- ja käsinojat sekä ajoneuvon ohjaukseen tarvittavat liikeradat. Lisäksi työkoneilla, kuten metsäkoneet, traktorit ja kaivosajoneuvot, joudutaan usein ajamaan epätasaisissa maastoissa. Tällöin kuljettajat altistuvat pitkäaikaiselle tärinälle. Ajoneuvojen kuljettajilla tyypilliset vaivat ovat ajoittaisia lihasjännityksiä, mutta altistuksen jatkuessa pitkään vaivat voivat muuttua kroonisiksi niska- ja hartiaseudun sekä alaselän kivuiksi. Mm. Wikström ym. (1994) ja Bovenzi ym. (2006)

ovat todenneet, että ajoasento vaikuttaa alaselän ja niskan vaivoihin erityisesti työkoneiden kuljettajilla. Näissä tutkimuksissa on havainnoitu epänormaalia ajoasentoa ja sen vaikutuksia. Niskan ja kehon ajonaikaisista asennoista on kerätty tietoa sekä objektiivisin että subjektiivisin menetelmin. Eger ym. (2008) ovat tutkimuksessaan videoineet kaivosajoneuvojen kuljettajien ajoasentoja työssään ja saanut näin tietoa, kuinka pitkän ajan kuljettaja on kiertyneessä asennossa. Samassa tutkimuksessa arvioitiin lannenikamien L4/L5 väliin kohdistuvaa puristusvoimaa. Kuljettajien riski altistua selkä- tai niskavammoille arvioitiin perustuen sekä tärinäaltistuksen määrään että epänormaalin ajoasennon ja selkärangan kuormituksen määrään. Samassa tutkimuksessa todettiin, että tärinäaltistuksen arvioitu riskitaso korreloi kuljettajien raportoimien vaivojen kanssa.

Lis ym. (2007) totesivat tutkimuksessaan, että istuminen yli puolet työpäivän kestosta yhdistettynä kokokehontärinään ja/tai epänormaaliin asentoon lisää nelinkertaisesti todennäköisyyttä alaselän kipujen lisääntymiseen verrattuna pelkästään istumiseen. Morganin ja Mansfieldin (2010) tekemässä laboratoriotutkimuksessa testattavat henkilöt raportoivat epämukavuuden kasvavan määritellyissä kehon osissa rangan kierron lisääntyessä ja vastaavasti tärinän lisääntyessä. Tuloksien perusteella kiertynyt asento aiheuttaa erityisesti niskan ja hartioiden alueella nopeammin suuremman epämukavuuden tunteen kuin tärinä. Tärinäaltistuksesta johtuva epämukavuuden tunne kohdistui niskaan ja alaselän alueelle. Täten epänormaali ajoasento voi olla suurempi riskitekijä lihaskipujen kehittymiseen.

Okunribido ym. (2006) totesivat tutkimuksessaan, että kuorma-autojen kuljettajat kokivat ajoneuvon tärinän epämiellyttävämpänä kuin epänormaalin ajoasennon. Tosin kuljettajien ajoasento oli suurimmaksi osaksi normaali selän nojatessa selkänojaa vasten. Kiertyneessä tai taipuneessa asennossa kuljettajat olivat lyhyitä jaksoja, vähemmän kuin 30 sekuntia kerrallaan esim. ajoneuvon peruuttamisen ajan. Kuljettajien työhön kuuluivat myös tavaroiden kuormaaminen ja purku ja työajasta kului ajamiseen noin 30 %. Tutkijat totesivat, että tässä tutkimuksessa olleiden kuorma-autokuljettajien alaselän kivut olivat

tilapäisiä kestäen vähemmän kuin viikon. Joka tapauksessa he suosittelivat, että ajoa kiertyneessä asennossa tulisi välttää.

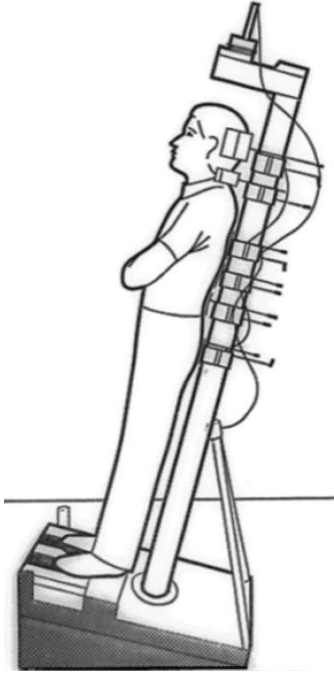
3.4 Selän ja niskan kuormituksen mittaaminen

Selkärankaan kohdistuvaa kuormitusta voidaan mitata monella tapaa. Objektiiiviset menetelmät ovat joko suoria (esim. goniometri ja anturit) tai epäsuoria (esim. video tai havainnointi). Subjektiiivisia menetelmiä ovat esimerkiksi haastattelut tai kyselylomakkeet, joissa testattavat kuvailevat, kuinka usein ja kuinka pitkään he ovat työskennelleet eri asennoissa. (Okunribido ym. 2006; Boshuizen ym. 1990; Bovenzi ym. 2006.). Myös tietokonemallinnusta on käytetty työtehtävän simulointiin, jotta työskentelyasentoa ja nivelkuormitusta on voitu arvioida (Eger ym. 2008). Bovenzi ym. (2006) arvioivat fyysistä kuormitusta sekä työolosuhteiden suoralla havainnoinnilla että testattavien omien arvioiden perusteella. Mayton ym. (2008) keräsivät tietoa maatalousajoneuvojen kuljettajilta mittaamalla tärinämääriä erilaisissa traktorilla suoritetuissa operaatioissa sekä tekemällä kyselyitä testattavien henkilöiden terveydestä ja työhistoriasta.

3.4.1 Kuormituksen vaikutukset pituuteen

Ilman ylimääräistä kuormitusta välilevyt painuvat päivän aikana joka tapauksessa hieman kasaan, minkä johdosta ihmisen pituus vaihtelee vuorokauden ajasta riippuen. Selkärangan kuormittuessa välilevyjen paine kasvaa ja ne joutuvat puristuksiin, jolloin niiden ympäröivä kudos kasvaa ja niistä poistuu nestettä. (Hirsch 1955.). Muutoksista johtuen selkärangan pituus muuttuu. Eklund & Corlett kutsuivat ilmiötä jo vuonna 1984 nimellä ”spinal shrinkage” eli selkärangan kutistuminen. Pituuden muutoksen mittaamiseen on käytetty laitteistoja, joiden eri variaatiot pohjautuvat Eklundin ja Corlettin vuonna 1984 kehittämään stadiometriin. Siinä henkilön seisomapituutta mitataan lineaarianturin avulla. Tutkimusmetodista on tullut yleisesti hyväksytty menetelmä etenkin ergonomia-, työ- ja terapiasovelluksissa, sillä sen on osoitettu kuvastavan selkärankaan kohdistuvaa kuormitusta

(Althoff ym. 1992; Eklund & Corlett 1984; Leivseth & Drerup 1997; McGill ym. 1996; Tyrrell ym. 1985). Kuvassa 7 on esitetty Leivsethin ja Drerupin (1997) tutkimuksissaan käyttämä laite.



KUVA 7. Stadiometri (Leivseth & Drerup 1997)

Bonney & Corlett (2003) totesivat, että vertikaalisen ja horisontaalisen värinän kombinaatio sai aikaan pituuden kasvua, kun taas olosuhteissa ilman värinää testattavien keskimääräinen pituus väheni. Sullivan & McGill (1990) puolestaan havaitsivat tutkimuksessaan, että värinäaltistus istuvassa asennossa aiheutti pituuden vähentymistä, mutta totesivat myös, että päivän päätteeksi testattavat olivatkin pidempiä kuin ennen altistusta. He arvelivat, että pituuden ”ponnahtaminen” aiheutui selkärangan aktivoivasta vasteesta.

3.4.2 Kuormituksen vaikutukset voimantuottoon ja lihasaktiivisuuteen

Ihmisen liikkeessa tarvitaan lihasten tuottamaa voimaa. Lihaksen supistumiseen vaikuttaa koko hermo-lihasjärjestelmä keskushermostosta aina yksittäiseen lihassoluun asti. Kuormituksen vaikutuksesta lihasaktiivisuuden heikkeneminen voi johtua joko sentraalisista

tai perifeerisistä tekijöistä. Kun lihastyön teho on maksimaalista, voimantuotto laskee nopeasti. (Nienstedt ym. 1999.).

Väsymys, joka aiheutuu lyhytkestoisesta räjähtävästä, maksimaalisella nopeudella suoritetusta harjoituksesta voi olla enemmän sentraalista, kun taas raskaan vastusharjoituksen aiheuttama väsymys voi olla sekä sentraalista että perifeeristä (Linnamo ym. 2000). Jatkuvan maksimaalisen voimantuoton ylläpitäminen ei ole mahdollista, sillä voimantuotto laskee heti suorituksen alettua (Nienstedt ym. 1999). Väsymys sinänsä ei ole fyysinen muuttuja. Sen arviointi vaatii fyysisiin muuttujiin perustuvia mitattavia suureita kuten voima tai momentti, teho, nivelen kulmanopeus tai EMG-signaaliin liittyvät amplitudi ja taajuus. (Merletti & Parker 2004.). Kenttätutkimuksissa Hostens & Ramon (2005) ovat tutkineet henkilöiden väsymistä autolla ajossa mittaamalla EMG-vasteita hartioiden lihaksista. Tutkimuksessa mitattiin trapezius- ja deltoideus-lihasten EMG-aktiivisuuksia tunnin ajon aikana, jonka tuloksena yli puolet testattavista raportoi tunteneensa lihasjäykkyyttä. Ajoasento oli tällöin normaali (suora) ja kuljettajan tuli käyttää vaihteistoa lukuisia kertoja, jolloin mitattavat lihakset eivät olleet jatkuvasti aktiivisina; tosin ajoradan kaikki kaarteet kääntyivät vasemmalle. Tutkimuksessa havaittiin, että lihasaktivaation aikana mitatun EMG-signaalin MF-arvo pieneni, kun taas levossa olleista lihaksista mitatussa signaalissa samaa trendiä ei havaittu. Tässä tutkimuksessa myös RMS-arvot pienenivät. Santos ym. (2008) totesivat EMG-amplitudin kasvavan tärinäaltistuksen vaikutuksesta kuin ilman sitä longissimus, iliocostalis lumborum ja multifidus -lihaksissa simuloidessaan laboratorio-olosuhteissa kaivosdumpperin aiheuttamaa kehotärinää. Toisaalta kaikkien lihasten osalta frekvenssi väheni, mutta niin tapahtui myös ilman tärinäaltistusta. Tutkimusryhmä tuli siihen tulokseen, että pelkästään kehotärinä ei välttämättä aiheuta lihasväsymystä, vaan istuminen itsessään generoi sitä. JASA-periaatteen (Joint Analysis of EMG Spectrum and Amplitude) mukaan vähentynyt EMG-amplitudi on merkki lihasvoiman vähenemisestä (Merletti & Parker 2004). Hostens & Ramon (2005) esittivät, että ennen ja jälkeen altistuksen tehtävä isometrinen voimantuoton mittaaminen voisi luotettavammin kuvata väsymyksen tilaa.

Staattisen lihasrasituksen on todettu altistavan niska-hartiaseudun oireille (Sjøgaard & Jensen 2006), joita esiintyy paljon mm. päätetyössä (Nevala & Choi 2013) ja metsäkonetyössä (Asikainen & Harstela 2008). Haukka-Aromaa (2012) totesi tutkimuksessaan, että hartialihasten matalatasoinen lihasaktivaatio saattaa ennakoida raitiovaununkuljettajilla työperäisiä hartiaoireita, jos lihastyö on staattista ja pitkäkestoista. Kyseinen tutkimus tehtiin tekstiilelektrodeilla, joilla ei voida mitata yksittäisen lihaksen aktivaatiota vaan hartialihaksia tutkittiin ryhmänä.

Aarås (1994) arvioi ergonomiatutkimuksessaan staattisen työasennon aiheuttamaa kuormaa mittaamalla EMG:n avulla epäkäslihaksen aktiivisuutta sekä yläraajojen, pään ja selän taivutuskulmia. Sairauspoissaoloja aiheuttavia kiputiloja voidaan Aaråsin tutkimuksen mukaan ehkäistä pitämällä epäkäslihaksen kuorma alle 1-2 % MVC:stä. He totesivat myös, että yläraajoja tulisi pitää mahdollisimman vähän taivutettuina, minkä lisäksi staattisten asentojen kestot tulisi minimoida. Vastaavasti tulisi varmistaa, että tehtävä työ mahdollistaisi yläraajojen dynaamisen liikkeen.

3.4.3 Kuormituksen vaikutukset reaktionopeuteen

Henkilön kuormitustilaa voidaan arvioida myös mittaamalla reaktionopeutta. Se voidaan mitata testattavan antamalla vasteella joko visuaaliseen tai auditiiiviseen ärsykkeeseen. Newell & Mansfield (2008) mittasivat laboratoriotutkimuksessa reaktioaikaa visuaaliseen ärsykkeeseen henkilön istuessa sekä suorassa että kiertyneessä asennossa tärinäaltistuksen aikana. Testattavan tehtävänä oli painaa mahdollisimman nopeasti samansuuntaista nuolinäppäintä, jonka kuva ilmestyi näytölle. Tutkimuksessa käytettiin Loughborougn yliopistossa sijaitsevaa laitetta, jonka kiihtyvyydet istuimen pinnalla olivat x-suunnassa 1.4 m/s^2 ja z-suunnassa 1.1 m/s^2 istuimen pinnalla. Tutkimuksessa käytettiin 2-8 Hz taajuuskaistaa, jonka on todettu olevan tyypillinen ajettaessa karkealla pinnalla. He osoittivat tutkimuksessaan, että kehotärinäaltistus ja kiertynyt asento huonontavat merkittävästi reaktioaikaa ja lisäävät testattavien kuormitusta jopa helpossa tehtävässä.

Työkoneiden kuljettajat ajavat raskaita laitteita, joissa usein on myös iso kuorma, joten ajaessa tarvitaan tarkkuutta ja huolellisuutta. Erityisesti traktorinkuljettajat liikkuvat myös yleisillä teillä, jolloin väsyneenä ajaminen voi olla kohtalokasta. Kehotärinän on todettu vaikuttavan alentavasti vireystilaan jo lyhyen altistuksen aikana. Satou ym. (2007) mittasivat vireystilaa subjektiivisilla kyselyillä sekä EEG-mittaukseen perustuvalla AAT-testillä (Alpha Attenuation Test). Testillä muodostettu AAC-kerroin (Alpha Attenuation Coefficient) kuvaa heidän mukaansa erinomaisesti vireystilan tasoa. Vireystilan laskiessa myös AAC laskee. He totesivat, että tärinäaltistuksen jälkeen AAC-kerroin pieneni huomattavasti, mutta pysyi lähes muuttumattomana, kun tärinäaltistusta ei ollut.

3.4.4 Subjektiivinen tuntemus kuormitustilasta

Subjektiivista kuormitus- tai rasitustilaa voidaan kuvata Borgin RPE (Rated Perceived Exertion) -arvolla. RPE-asteikon eli koetun kuormittavuuden asteikon avulla testattava voi itse arvioida, kuinka rasittavana hän tilaansa pitää. Asteikko alkaa luvusta 6 eli tuntemuksesta ”erittäin kevyt” ja päättyy lukuun 20 eli tuntemukseen ”äärimmäisen rasittava”. (Borg 1998.). Hakkarainen (2008) havaitsi pro gradu -tutkielmassaan, että 30 minuutin tärinäaltistuksen jälkeen nilkan ojennuksen MVC:n ja RPE:n suhteellisten muutosten välillä oli negatiivinen korrelaatio. Mitä enemmän MVC heikentyi, sitä enemmän RPE-arvo kasvoi tärinäaltistuksen aikana. Korrelaatiota voidaan selittää motivaation puutteella tai väsymyksellä.

3.5 Kehotärinän ja epänormaalin ajoasennon vaikutusten ehkäisy

Kehotärinän määrän ja keston kasvaessa kuljettajien kokemat haittavaikutukset lisääntyvät (Morgan 2009). Työkoneenkuljettajien hartia- ja alaselän vaivoja voidaan ehkäistä vähentämällä ajoa kiertyneessä asennossa esim. kääntyvän istuimen avulla. Kuljettajien tärinäaltistusta voidaan vähentää parantamalla ajoneuvon ja istuimen vaimennusta. Kasvattamalla tietoisuutta pitkään tapahtuvan istumisen, tärinäaltistuksen ja kiertyneen

ajoasennon vaikutuksista kuljettaja voi myös omalla käyttäytymisellään vaikuttaa altistumiseensa mm. vähentämällä ajonopeutta ja säätämällä istuimensa itselleen optimaalisesti. (Mayton ym. 2008; Tiemessen ym. 2009.). Tiemessen ym. (2009) epäonnistuivat työkoneiden kuljettajien tärinäaltistuksen vähentämisessä, vaikka kuljettajien tietoisuutta pyrittiin lisäämään sekä tärinän aiheuttamista riskeistä että keinoista vähentää sitä. Tutkimuksen haittapuolina olivat kuljettajien kokema raskas työpaine, mikä esti nopeuden vähentämisen ja taukojen pitämisen. Ajoreittiä ei välttämättä voinut vaihtaa tasaisempaan tai istuimessa ei ollut säätömahdollisuuksia. Kuljettajat eivät myöskään olleet vakuuttuneita esitettyjen keinojen vaikutuksesta tärinän vähentämiseksi, joten ajotapa ei tällöin muuttunut.

On todettu, että kuljettajat ovat alttiita kaatumisille ja horjahduksille poistuessaan työpäivän jälkeen ajoneuvostaan. Ajoneuvosta poistuminen vaatii usein hyppäämistä maahan, minkä on todettu aiheuttavan polvi- ja nilkkakipuja. (Mayton ym. 2008.). Kehotärinäaltistus voi aiheuttaa lihaksissa tahatonta supistusta, joka voi kestää minuuteista jopa tunteihin. Supistustila voi aiheuttaa raajoissa liikkeitä, mitä pidetään yleisesti keskushermostoperäisenä. (mm. Gilhodes ym. 1992.).

Oullier ym. (2009) kehittivät stabilointimenetelmän, jolla yksinkertaisilla liikkeillä voitiin vastata tärinän aiheuttamiin vaikutuksiin tasapainon hallinnassa. Proseduuri koostui sekä ohjaamossa että sen ulkopuolella tehtäviin liikkeisiin. Proseduurilla pyrittiin siihen, että keskushermostoa aktivoimalla adaptoituminen uuteen ympäristöön oli mahdollista. Tutkimuksessa tehtiin tasapainotestit kahdella jalalla sekä pelkästään toisella jalalla seisoen silmät sekä auki että kiinni. Tuloksista voitiin todeta, että tärinäaltistuksen jälkeen sensorimotorisen ohjelman suorittaneilla CoP (Center of Pressure) -alue oli jokaisessa koeasetelmassa pienempi verrattuna tilanteeseen, kun proseduuria ei tehty.

Huang & Griffin (2006) totesivat, että ajoittainen omaehtoinen liikkuminen voi vähentää kehon kudosten jäykkyyttä. Heidän tutkimuksessaan testattavat istuivat seitsemässä eri asennossa kahden tärinäaltistuksen (0.25 ja 2.0 ms^{-2}) ajan. Osa istuma-asennoista oli

staattisia ja osassa henkilöt liikuttivat käsiään tai ylävartaloaan. Istumista on hyvä tauottaa seisomalla ja jatkuva pieni liike vuoroin istuen ja vuoroin seisten aiheuttavat pientä lepoa ja muutosta lihasaktivaatiotasoiissa sekä alaselän kuormituksessa (Callaghan & McGill 2001). Paineenvaihtelut ovat hyödyllisiä välilevyjen aineenvaihdunnalle. Siksi selkä- ja niskakipujen ehkäisemiseksi on tärkeää liikkua työn lomassa. Selkärankaa ympäröivät lihakset tukevat sitä, joten pitämällä lihakset hyvässä kunnossa auttaa koko selän hyvinvointia. (Moore & Dalley 1999.).

Aarås (1994) totesi, että koettuun työkuormaan vaikuttavat työn intensiteetin lisäksi myös taukojen määrä ja kesto. Taukojen määrä vaihteli testattavien kesken hänen tekemässään tutkimuksessa 30 ja 60 minuutin välillä kahdeksan tunnin työpäivän aikana asennustyötä tekevillä ryhmillä, joiden niskan ja hartiaseudun kuormitus vaikutti olevan hyväksyttävällä tasolla, kun tarkasteltiin testattavien poissaoloja niska- ja hartiavaivojen takia. Samanlaisena toistuvan dynaamisen lihastyön vähentäminen ja mahdollisuus asennon ja liikeratojen vaihteluun taukojen lisäksi ovat Aaråsin (1994) mukaan hyödyllisiä sekä työntekijän ergonomian ja hyvinvoinnin että organisaation tuottavuuden kannalta.

4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Työkseen autoa tai muuta ajoneuvoa kuljettavat voivat altistua kokokehontärinälle koko työpäivän ajan. Monesti työkoneilla liikutaan epätasaisessa maastossa, jossa huono näkyvyys voi vaikeuttaa ajoa, ja itse tehtävän suorittaminen edellyttää ajoa epänormaalissa ja usein kiertyneessä ajoasennossa. Staattinen asento missä tahansa työtehtävässä aiheuttaa ennen pitkää väsymistä ja epämukavuuden tunnetta (Hostens & Ramon 2005; Bovenzi ym. 2006). Koska työpäivän aikana pidettyjen taukojen ja työasentojen vaihtelun on todettu vähentävän työntekijän tuntemaa kuormitusta ja parantavan tasapainoa ja vireystilaa tärinäaltistuksen jälkeen (Oullier ym. 2009; Satou ym. 2007), haluttiin tutkia, auttaako tärinäaltistuksen keskeyttävä lyhyt venyttelytauko ylläpitämään testattavan toimintakyvyn entisellään. Tärinäaltistuksen pituudeksi valittiin 2 x 45 minuuttia, joka vastaa Huang ja Griffinin (2006) tutkimuksessaan käyttämää altistuksen kestoa. Heidän tutkimuksessaan testattavat istuivat ko. aikana seitsemässä eri asennossa, joista viidessä sallittiin testattavan omaehtoinen protokollan mukainen liikehdintä. Tärinäaltistukset vaihtelivat 0.5-20 Hz taajuudella, joista kunkin kesto oli 90s. Tämän perusteella arvioitiin, että 90 minuutin yhtäjaksoinen tärinäaltistus istuen samassa kiertyneessä asennossa olisi tarpeeksi kuormittavaa antamaan viitteitä pitkäkestoisen, esimerkiksi koko työpäivän kestävän, altistuksen vaikutuksista.

Tämän tutkimuksen hypoteesina esitettiin, että tärinäaltistus vaikuttaa heikentävästi voimantuottoon ja toimintakykyyn. Tärinäaltistuksen keskeyttävän venyttelytaun oletettiin säilyttävän testattavien toimintakyvyn entisellään tai vaikuttavan toimintakyvyn heikkenemiseen vähemmän kuin keskeytymätön tärinäaltistus. Tutkimuksessa käytettiin liikelaitetta, jolla voidaan simuloida epätasaisella alustalla ajoneuvoon kohdistuvaa tärinää. Laitteeseen kiinnitettiin simuloitavan ajoneuvon istuin, ohjauspyörä sekä polkimet, jolloin altistus voitiin antaa autenttisessa ajoasennossa. Tärinän vaikutuksia kuljettajan väsymiseen ja voimantuottoon voitiin näin mitata laboratorio-olosuhteissa.

Tutkimusongelmat:

1. Aiheuttaako tärinäaltistus muutoksia selän ojentajalihasten sekä olka- ja epäkäslihasten isometriseen voimantuottoon?
2. Vaikuttavatko altistuksen keskeyttäneet venyttelyliikkeet selkärangan pituuteen, lihasaktiivisuuteen, voimantuottoon ja reaktioaikaan verrattuna yhtäjaksoiseen altistukseen?
3. Väheneekö kuormittuneisuuden tunne niskassa, hartioissa ja alaselässä, kun tärinäaltistuksen välillä on tehty venyttelyliikkeitä?

5 TUTKIMUSMENETELMÄT

5.1 Testattavat

Tutkittaviksi valittiin kymmenen 18-40 -vuotiasta (29 ± 11 v) tervettä miestä. Kymmenestä testattavasta neljä oli Kajaanin ammattioppilaitoksen metsäalan opiskelijoita ja kuusi CEMIS:n (Centre for Measurement and Information Systems) työntekijöitä. Pituuden mittaamiseen käytetyn laitteiston (stadiometri, Jyväskylän yliopisto) vuoksi testattavan pituus tuli olla maksimissaan 191 cm. Jokaiselle testattavalle annettiin tiedote, jossa kerrottiin tutkimuksen tarkoitus ja tavoite, tutkimusprotokolla ja -menetelmät, riskit sekä testattavien oikeudet. Testattavilta vaadittiin kirjallinen suostumus osallistumisesta. Ennen testejä testattaville toimitettiin ohje tutkimukseen valmistautumisesta.

5.2 Tutkimusprotokolla

Tutkimuksen mittaukset tehtiin Kajaanissa CEMIS:n laboratoriossa, missä liikelaite sijaitsi. Tutkimusprotokolla testattiin yhden testattavan kanssa ja samalla todettiin laitteiden ja menetelmien toimivuus. Yhden päivän aikana voitiin tehdä mittaukset kahdelle henkilölle. Jokaisen testattavan kumpikin mittauskerta oli samaan aikaan joko aamu- tai iltapäivällä, jotta vuorokauden ajankohta ei olisi vaikuttanut mm. henkilön vireyteen eikä pituuteen. Ensimmäisellä mittauskerralla testattavat harjoittelivat voimantuottolaitteiden käyttöä ja samalla lämmittelivät ennen maksimisuorituksia. Seuraavassa on esitetty tutkimusprotokolla.

1. Alkumittaukset
 - 10 x pituus
 - 3 x reaktioaika käsien isom. voimantuottoon visuaalisella ja auditiivisella ärsykkeellä
 - 3 x selän isom. MVC / lihasaktiivisuus m. erector spinae
 - 3 x käsien isom. MVC / lihasakt. m. trapezius vasen ja oikea, m.deltoideus vasen
2. Tärinäaltistus, kiertynyt ajoasento, 45 min
3. RPE-tuntemus (niska, hartiat, alaselkä) 15 minuutin välein, kyselyn aikana suora ajoasento 15 sekunnin ajan
4. Venyttelyohjelma toisella mittauskerralla 5 min / toisella kerralla tärinäaltistus jatkui ilman taukoa
5. Tärinäaltistus, kiertynyt ajoasento, 45 min
6. RPE-tuntemus (niska, hartiat, alaselkä) 15 minuutin välein, kyselyn aikana suora ajoasento 15 sekunnin ajan
7. Loppumittaukset
 - 10 x pituus
 - 3 x reaktioaika käsien isom. voimantuottoon visuaalisella ja auditiivisella ärsykkeellä
 - 3 x selän isom. MVC / lihasaktiivisuus m. erector spinae
 - 3 x käsien isom. MVC / lihasakt. m. trapezius vasen ja oikea, m.deltoideus vasen

5.3 Mittausmenetelmät

Tutkimus tehtiin kahdessa jaksossa, kunkin testattavan osalta eri päivinä, mutta samaan vuorokauden aikaan. Toisessa jaksossa tärinäaltistuksen puolella välissä suoritettiin ohjatusti venyttelyliikkeet (n. 5 min). Toisessa jaksossa tärinäaltistus annettiin tauotta. Ensimmäisellä kerralla joka toinen testattava teki venyttelyliikkeet altistuksen puolella välissä. Toisella kerralla ne henkilöt, jotka tekivät venyttelyliikkeet ensimmäisellä kerralla, altistettiin tärinälle yhtäjaksoisesti ilman taukoa. Tällä järjestelyllä pyrittiin varmistamaan, että mahdollinen oppiminen ei pääsisi vaikuttamaan tuloksiin.

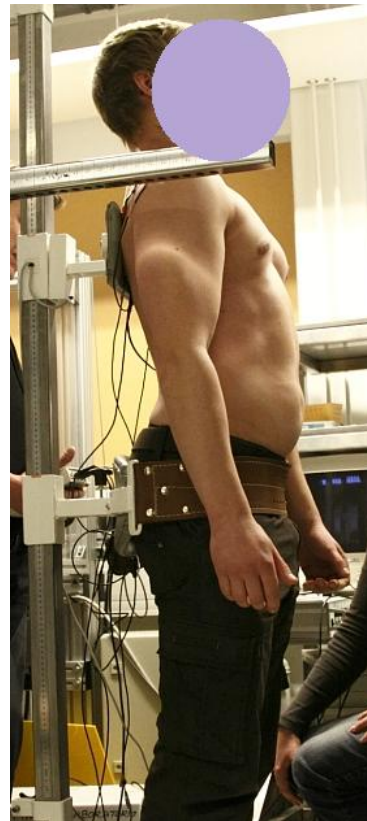
Kummassakin jaksossa mittaukset tehtiin ennen värinäaltistusta ja altistuksen jälkeen. Mitattavia muuttujia olivat isometrinen maksimivoima sekä käsien pystypunnerruksessa että selän ojennuksessa ja EMG-aktiivisuudet maksimaalisen voimantuoton aikana sekä 25 %, 50 % ja 75 % voimatasojen aikana, testattavan pituus, reaktioaika visuaaliseen ja auditiiviseen ärsykkeeseen sekä hänen kokemansa kuormitustaso altistuksen aikana (RPE).

5.3.1 Voimatasomittaukset

Voimatasomittaukset käsien pystypunnerruksessa tehtiin isometrisessä voimapenkissä (Jyväskylän yliopisto) ja selän ojennus vartalodynamometrissä (Jyväskylän yliopisto). Voimapenkissä ote tangosta oli niin leveä, että käsivarret olivat 90°:een kulmassa vartalon sivuilla tangon ollessa vartalon etupuolella (Kuva 8a). Testattavan seisoessa laitteessa ryhdikkäästi vartalodynamometri säädettiin testattavalle sopivaksi siten, että vyö kiinnitettiin lantion ympärille ja voima-anturi lapaluiden kohdalle (Kuva 8b).



KUVA 8a. Voimapenkin asetukset



KUVA 8b. Vartalodynamometrin asetukset

Kummankin laitteen asetukset kirjattiin jokaiselta testattavalta muistiin ensimmäisellä kerralla ja säädettiin samoin jokaisella mittauskerralla. Testattavat tekivät 3-5 submaksimaalista suoritusta harjoitellakseen laitteen toimintaa ja samalla lämmitelläkseen. Molemmissa voimamittauksissa tehtiin kolme suoritusta, joiden välissä oli minuutin tauko. Suorituksista paras kirjattiin tulokseksi. Maksimista laskettiin 25 %, 50 % ja 75 % voimatasot, jonka jälkeen testattavat tekivät jokaisella tasolla kaksi suoritusta minuutin välein. Kaikissa voimamittauksissa signaalit talletettiin MegaWin Biomonitor ME6000 –järjestelmän kautta MegaWin-ohjelmistoon (Mega Electronics Ltd). Näytteenottotaajuus oli 1kHz.

5.3.2 Emg-mittaukset

EMG-aktiivisuus mitattiin MegaWin Biomonitor ME6000 –järjestelmällä. Käytetyt elektrodit olivat bipolaarisia pintaelektrodeja (Ag/AgCl), joiden etäisyys toisistaan oli 2 cm (Jyväskylän yliopisto). Elektrodit valmisteltiin kiinnittämällä niihin kaksipuoliset teipit ja levittämällä niihin sähköä johtavaa elektrodipastaa. Ennen elektrodien kiinnittämistä ihokarvat poistettiin, ihon pinta hiottiin hienolla hiomapaperilla ja puhdistettiin irronneesta ihosolukosta puhdistusaineella (NeoAmisept). Elektrodit asetettiin kuhunkin lihakseen lihasrunгон suuntaisesti SENIAM:n määrittelemiin kohtiin (Hermens ym. 1999). Ennen elektrodien lopullista kiinnittämistä ihon vastus mitattiin yleismittarilla, jolloin vastus oli oltava alle 10 k Ω . Lopuksi kiinnitys varmistettiin teippaamalla elektrodit ihoon. Näytteenottotaajuus oli 1 kHz ja signaalin vahvistus 1000-kertainen.

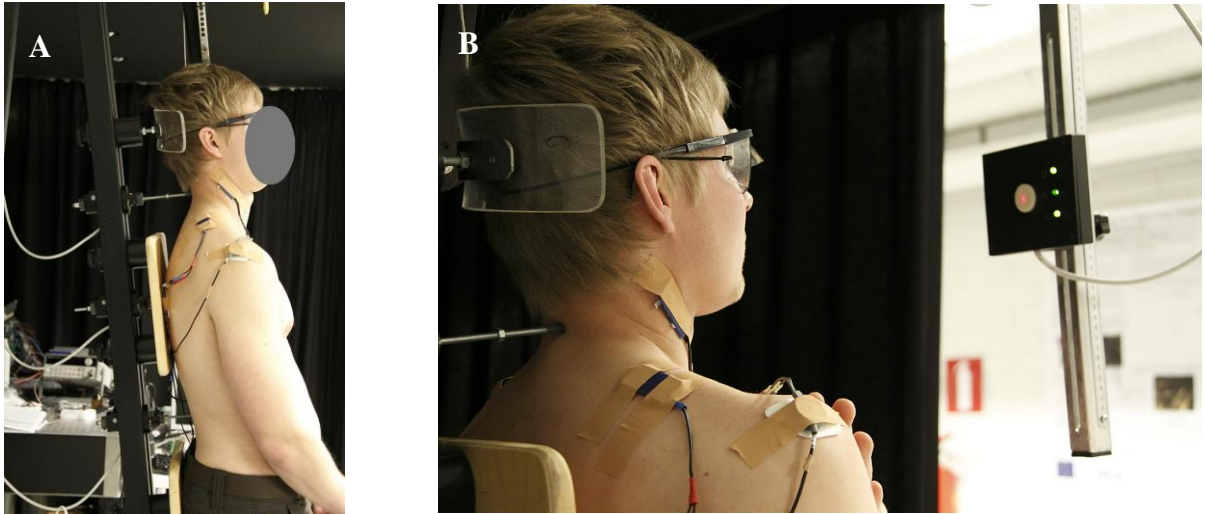
Tässä tutkimuksessa EMG-aktiivisuus mitattiin vasemmasta ja oikeasta epäkäslihaksesta (m. trapezius), vasemmasta hartialihaksesta (m. deltoideus) ja selän ojentajalihaksista (m. erector spinae) selkärangan oikealta puolelta maksimaalisten tahdonalaisten voimantuottojen aikana sekä 25 %, 50 % ja 75 % voimatasoilla. 25 %, 50 % ja 75 % voimatasoilla tehtyjen suoritusten keskiarvo otettiin tulokseksi. Tuloksista analysoitiin aEMG maksimivoiman kohdalta \pm 100 ms.

5.3.3 Reaktioaika visuaaliseen ja auditiiviseen ärsykkeeseen

Ärsyke annettiin Jyväskylän yliopiston Liikuntabiologian laitoksella valmistetulla laitteella (reaktiolaite, Jyväskylän yliopisto), joka oli kytketty MegaWin Biomonitor ME6000 -järjestelmään. Laitteella voidaan antaa joko visuaalinen tai auditiivinen ärsyke. Tässä tutkimuksessa visuaalisena ärsykkeenä toimi yksi valo ja se annettiin aina laitteen ylimpään lamppuun. Ärsykettä annettaessa laitteen napit äänsivät jonkin verran, joten testattavalle annettiin kuulosuojaimet, jotta saatiin eliminoitua napin painamisesta aiheutunut mahdollinen ennakointi. Auditiivinen ärsyke kuului kuulosuojainten läpi. Ärsykkeen nähtyään tai kuultuaan testattavan tehtävänä oli tehdä mahdollisimman nopeasti isometrinen käsien pystypunnerrus voimapenkissä. Reaktioajan mittaamiseen käytettiin MegaWin Biomonitor ME6000 -järjestelmää, jonne ärsykkeen antaminen tallentui. Aika ärsykkeen antamisesta voimantuoton alkamiseen kertoi reaktioajan. Kummassakin tapauksessa kolmesta suorituksesta paras otettiin tulokseksi.

5.3.4 Pituusmittaus

Tässä tutkimuksessa pituusmittaus suoritettiin stadiometrillä (Jyväskylän yliopisto), jonka lineaarianturilta pituustieto siirtyi tietokoneelle. Vartalon asentoa kontrolloitiin kolmen mikrokytkimen avulla kaula-, rinta- ja lannerangan kohdalta. Myös pään asento kontrolloitiin määrättyyn paikkaan heijastettavan lasersäteen avulla. Kuvista 9a ja 9b ilmenevät stadiometrin asetukset.



KUVA 9. Vartalon ja (a) pään asennon kontrollointi (b)

Jokaisesta mittauksesta tallentui 10 tulosta ja mittaus toistettiin 10 kertaa. Tulokseksi laskettiin näiden lukujen keskiarvo.

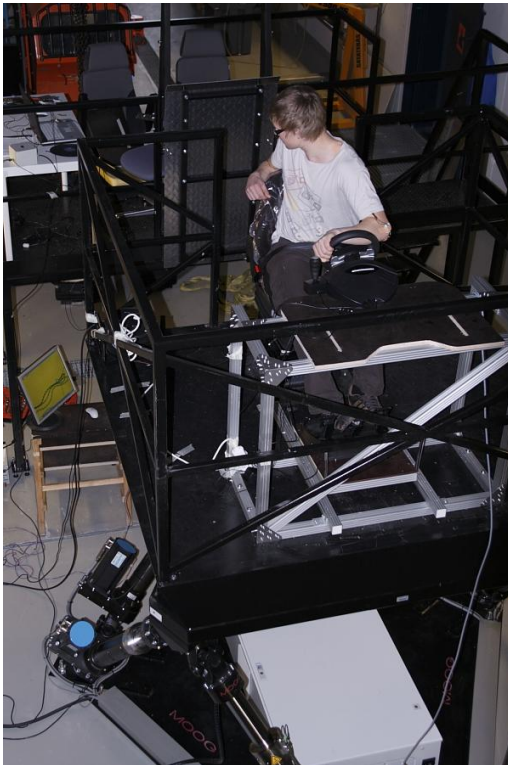
5.3.5 Kuormittuneisuuden tuntemus

Subjekttiivinen kuormitus- tai rasiustila eli RPE-tuntemus kysyttiin testattavalta ennen altistuksen alkamista ja altistuksen aikana 15 minuutin välein asteikolla 6-20. Kun protokolla sisälsi venyttelyä, sen jälkeen kysytty RPE-tuntemus oli samalla RPE-arvo ennen jälkimmäistä altistusta. RPE-tuntemus kirjattiin niskasta, hartioista ja alaselän alueelta.

5.4 Tärinäaltistus

Tärinäaltistus tuotettiin Moog E-Cue 624-1800 –liikelaitteistolla (Moog Inc., USA) (Kuva 10), jonka päälle toteutettu mittausasetelma koostui Grammer MSG95-sarjan ilmavaimennetusta työkoneistuimesta (Algol Technics Oy, Helsinki), ohjauspyörästä ja polkimista. Laitteiston taakse oli asennettu näyttö, johon testattavan tekemät ohjausliikkeet tallentuivat.

Ennen altistusta jokainen testattava ohjattiin samanlaiseen ajoasentoon. Testattava säätö istuimen korkeuden ja etäisyyden ohjauspyörästä ensimmäisellä kerralla itselleen sopivaksi. Mitat otettiin talteen ja istuin säädettiin toisella kerralla samoin asetuksin. Ajoasento oli oikealle kiertynyt, katse taakse alaviistossa (n. 45°) sijainneeseen tietokoneen näyttöön, vasen käsi ohjauspyörän päällä, oikea kyynärvarsi istuimen selkänojalla (Kuva 10). Altistuksen kesto oli kummallakin kerralla 2 x 45 min. Testattavat saivat kääntyä suoraan ajoasentoon 15 minuutin välein 15 sekunnin ajaksi.



KUVA 10. Liikelaitteisto ja testattavan ajoasento

Mittauksissa herätteenä käytettiin traktorivalmistajan (Valtra, Suolahti) testiradalla traktorista tehdyn nauhoituksen pohjalta luotua liikemallia. Mittausten luonteen (2 x 45 min) huomioiden herätettä muokattiin vielä vastaamaan tavanomaisissa/helppoissa oloissa tehtyä äestystä. Heräte täytti testattavilla tehtävien mittausten turvallisuusvaatimukset. Mittauksissa käytetyn tärinän taajuuspainotetut RMS-arvot istuimen alla olevalla anturilla mitattuina on esitetty taulukossa 1.

TAULUKKO 1. Mittauksissa käytetyn värinän taajuuspainotetut RMS-arvot

	x-suunta (ajosuunta)	y-suunta (sivuttaissuunta)	z-suunta (pystysuunta)
Painotettu RMS	0.40 m/s ²	0.73 m/s ²	0.46 m/s ²

5.5 Venyttelyohjelma

Venyttely tehtiin jokaisella kerralla ohjatusti testattavan seistessä liikelaitteistolla sen ollessa pysähtyneenä. Venyttelyohjelma oli modifioitu Oullier ym. (2009) sekä Huang ja Griffinin (2006) käyttämistä malleista. Ohjelma aloitettiin menemällä kolme kertaa peräkkäin kyykkyyyn, jotta veri saataisiin kiertämään jäykistyneissä raajoissa. Ensin venyteltiin niskan ja kaulan alue taivuttamalla päätä kummallekin puolelle ensin suoraan sivulle, sitten viistoon alas katse kainalossa ja lopuksi pää taivutettiin eteen katse alaspäin. Kunkin taivutuksen kesto oli 10 sekuntia. Seuraavaksi venyteltiin alaselkää kumartuneena eteenpäin jalat suorina käsi vastakkaisen pohkeen tai nilkan ulkosyrjällä. Venytys tehtiin kummallekin puolelle ja kumpikin kesti 15 sekuntia. Seuraavaksi venyteltiin rintalihakset pitämällä käsiä yhdessä selän takana ja painamalla olkapäitä alaspäin 15 sekunnin ajan. Kädet irrotettiin, ravisteltiin ja liike toistettiin. Lopuksi pyöriteltiin olkapäitä ensin 10 kertaa eteenpäin ja sen jälkeen 10 kertaa taaksepäin.

5.6 Tulosten käsittely

Kaikki analysoitavat tulokset kirjattiin MegaWin-ohjelmasta MS Excel -taulukkoon. Mittaustulokset normalisoitiin ja arvoista laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat. Testattavien eroavaisuuksia analysoitiin T-testillä. Muuttujat luettiin IBM SPSS Statistics 22 -ohjelmaan, jossa ajettiin toistettujen mittausten varianssianalyysi. Parilliset T-testit tehtiin myös ennen ja jälkeen altistuksen kirjatuille RPE-arvoille. Tulokset olivat tilastollisesti merkitseviä mikäli $p < 0.05$.

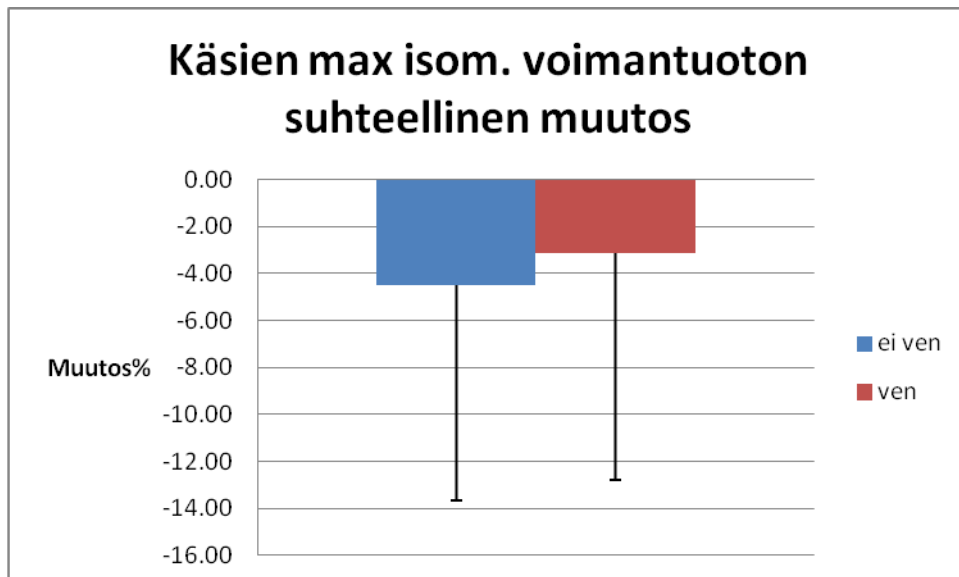
6 TULOKSET

6.1 Voimantuotto

Isometriseen maksimaaliseen voimantuottoon käsien pystypunnerruksessa ei testitilanteiden välillä ilmennyt tilastollisesti merkitsevää muutosta. Tulokset on esitetty taulukossa 2 ja voimantuoton suhteelliset muutokset kuvassa 11.

TAULUKKO 2. Maksimaalinen isometrinen voimantuotto käsien pystypunnerruksessa

Voimantuotto (kg)	Ennen altistusta (ka±sd)	Altistuksen jälkeen (ka±sd)
Ei venyttelyä	66.30 ± 16.71	62.50 ± 14.35
Venyttelytauko	66.40 ± 16.88	64.00 ± 17.24

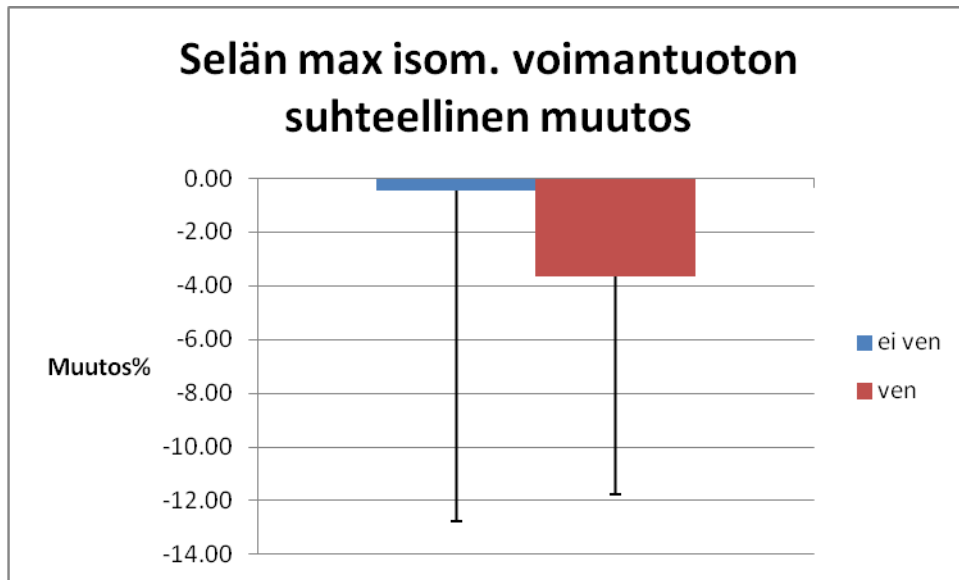


KUVA 11. Isometrisen maksimaalisen voimantuoton suhteelliset muutokset käsien pystypunnerruksessa

Selän voimantuotossa ei myöskään todettu tilastollisesti merkitsevää muutosta. Tulokset on esitetty taulukossa 3 ja kuvassa 12.

TAULUKKO 3. Maksimaalinen isometrinen voimantuotto selän ojennuksessa

Voimantuotto (kg)	Ennen altistusta (ka±sd)	Altistuksen jälkeen (ka±sd)
Ei venyttelyä	105.70 ± 20.44	103.70 ± 17.26
Venyttelytauko	103.60 ± 20.40	100.00 ± 23.49



KUVA 12. Isometrisen maksimaalisen voimantuoton suhteelliset muutokset selän ojennuksessa

6.2 Lihasaktiivisuus

Lihasaktiivisuuksien suhteellisissa muutoksissa käsien maksimaalisen isometrisen pystypunnerruksen voimantuoton aikana ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä eri testitilanteiden välillä, kuten ei myöskään 25 %, 50 % eikä 75 % voimantuoton aikana mitatuista arvoista. Vasemman epäkäslihaksen aEMG nousi maksimisuorituksessa ilman venyttelyä jatkuneen altistuksen jälkeen 6.03 ± 12.07 %, mutta muutos ei ollut kuitenkaan tilastollisesti merkitsevä. Oikean epäkäslihaksen aEMG pysyi lähes muuttumattomana maksimisuorituksessa ilman venyttelyä annetun altistuksen jälkeen (0.26 ± 11.23 %), sekä venyttelyä sisältäneessä testitilanteessa 1.96 ± 19.81 %. Tuloksissa ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä. Vasemman hartialihaksen aEMG:n muutokset maksimisuorituksen aikana

olivat kummassakin testitapauksessa negatiivisia: -4.97 ± 11.33 % (ei ven) ja -0.20 ± 18.78 % (ven). Myöskään nämä muutokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä.

Selän maksimaalisen isometrisen voimantuoton aikaisessa lihasaktiivisuudessa ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä kummassakaan testitilanteessa. Taulukossa 4 on esitetty jokaisen mitatun lihaksen absoluuttiset aEMG-arvot maksimaalisten suoritusten sekä 25 %, 50 % ja 75 % voimantuottojen aikana.

TAULUKKO 4. Absoluuttiset aEMG-arvot

Absoluuttiset aEMG-arvot (μV)		Ei venyttelyä (ka \pm sd)		Venyttelytauko (ka \pm sd)	
Voimantuotto%	Lihaks	Ennen	Jälkeen	Ennen	Jälkeen
100 %	Vasen epäkäslihas	759 \pm 325	768 \pm 357	803 \pm 376	768 \pm 387
100 %	Oikea epäkäslihas	719 \pm 351	675 \pm 337	664 \pm 365	640 \pm 352
100 %	Vasen hartialihäs	215 \pm 86	196 \pm 83	241 \pm 117	231 \pm 110
100 %	Selän ojentajalihas	201 \pm 95	196 \pm 97	194 \pm 95	186 \pm 96
75 %	Vasen epäkäslihas	571 \pm 247	585 \pm 250	596 \pm 239	588 \pm 263
75 %	Oikea epäkäslihas	546 \pm 333	567 \pm 334	500 \pm 257	494 \pm 281
75 %	Vasen hartialihäs	144 \pm 74	142 \pm 64	157 \pm 64	177 \pm 89
75 %	Selän ojentajalihas	131 \pm 58	142 \pm 65	130 \pm 61	148 \pm 73
50 %	Vasen epäkäslihas	406 \pm 200	434 \pm 198	405 \pm 167	422 \pm 183
50 %	Oikea epäkäslihas	378 \pm 194	389 \pm 206	330 \pm 201	339 \pm 193
50 %	Vasen hartialihäs	100 \pm 55	103 \pm 57	104 \pm 48	104 \pm 47
50 %	Selän ojentajalihas	94 \pm 47	95 \pm 45	95 \pm 50	101 \pm 43
25 %	Vasen epäkäslihas	285 \pm 128	268 \pm 130	248 \pm 124	226 \pm 75
25 %	Oikea epäkäslihas	241 \pm 108	229 \pm 117	210 \pm 139	170 \pm 108
25 %	Vasen hartialihäs	64 \pm 35	53 \pm 37	52 \pm 39	50 \pm 35
25 %	Selän ojentajalihas	67 \pm 38	60 \pm 30	59 \pm 28	64 \pm 28

6.3 Reaktioajat

Reaktioaika visuaaliseen ärsykkeeseen kasvoi kummassakin testitilanteessa: 0.49 ± 13.97 % (ei ven) ja 3.98 ± 21.82 % (ven). Reagointi auditiiviseen ärsykkeeseen pysyi lähes muuttumattomana kummassakin testitilanteessa: 0.43 ± 13.50 % (ei ven) ja 0.26 ± 13.27 %

(ven). Reaktioajoissa ei kuitenkaan havaittu tilastollisesti merkitseviä muutoksia. Taulukossa 5 on esitetty reaktioajat sekä auditiiviseen että visuaaliseen ärsykkeeseen.

TAULUKKO 5. Reaktioajat auditiiviseen ja visuaaliseen ärsykkeeseen

Reaktioaika (ms)	Ärsyke	Ennen altistusta (ka±sd)	Altistuksen jälkeen (ka±sd)
Ei venyttelyä	Auditiivinen	176.9 ± 29.7	175.1 ± 20.1
	Visuaalinen	187.7 ± 26.5	186.0 ± 17.6
Venyttelytauko	Auditiivinen	165.0 ± 22.7	164.6 ± 25.5
	Visuaalinen	178.5 ± 36.8	179.5 ± 19.6

6.4 Pituus

Pituudessa ei havaittu muutosta kummassakaan testitilanteessa: 0.02 ± 0.59 % (ei ven) ja -0.09 ± 0.14 % (ven). Taulukossa 6 on esitetty testattavien pituudet altistusta ennen ja sen jälkeen kummassakin testitilanteessa. Tauottoman altistuksen jälkeen yhden testattavan pituusmittaus epäonnistui eivätkä tulokset tallentuneet järjestelmään, joten n oli pituusmittauksissa yhdeksän.

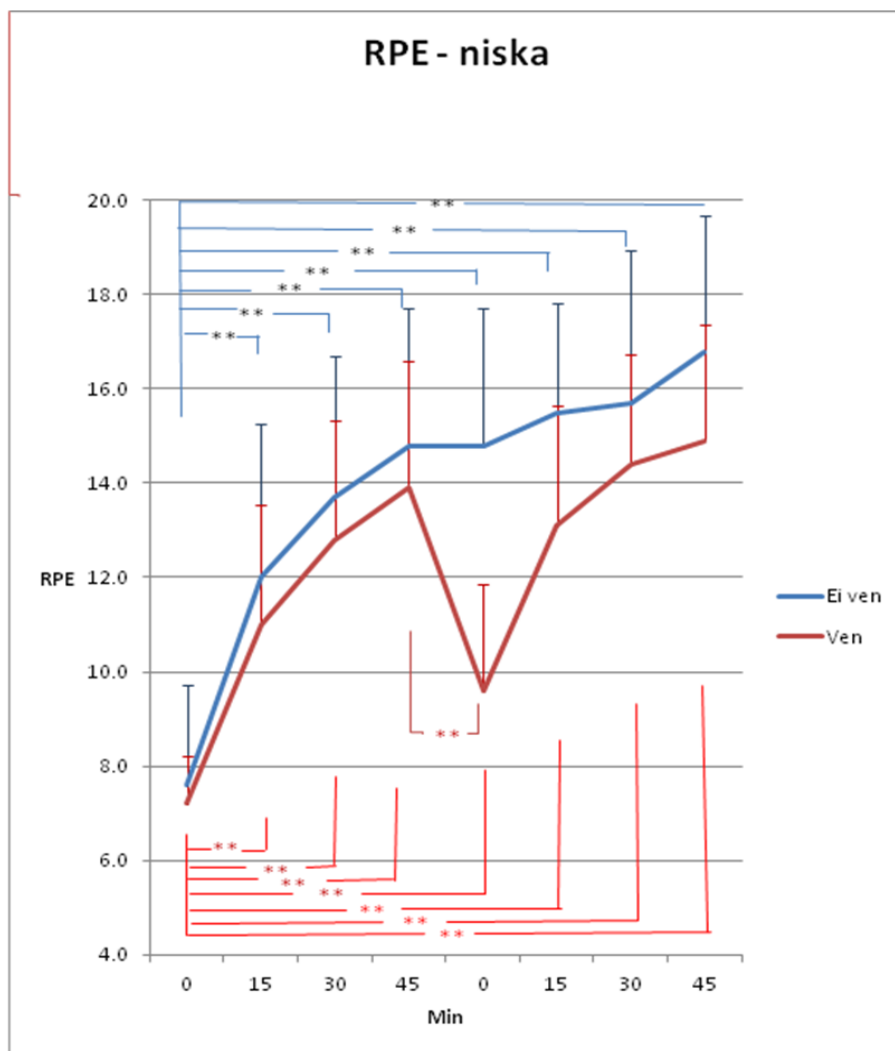
TAULUKKO 6. Pituudet

Pituus (mm) n=9	Ennen altistusta (ka±sd)	Altistuksen jälkeen (ka±sd)
Ei venyttelyä	1761.84 ± 43.48	1762.25 ± 47.73
Venyttelytauko	1773.35 ± 51.96	1771.79 ± 52.13

6.5 Subjekttiivinen kuormittuneisuuden tuntemus

Kuormittuneisuuden tuntemuksen (RPE) suhteellinen muutos niskan alueella oli kummassakin testitapauksessa negatiivinen eli arvot nousivat: 130.73 ± 56.65 % (ei ven) ja

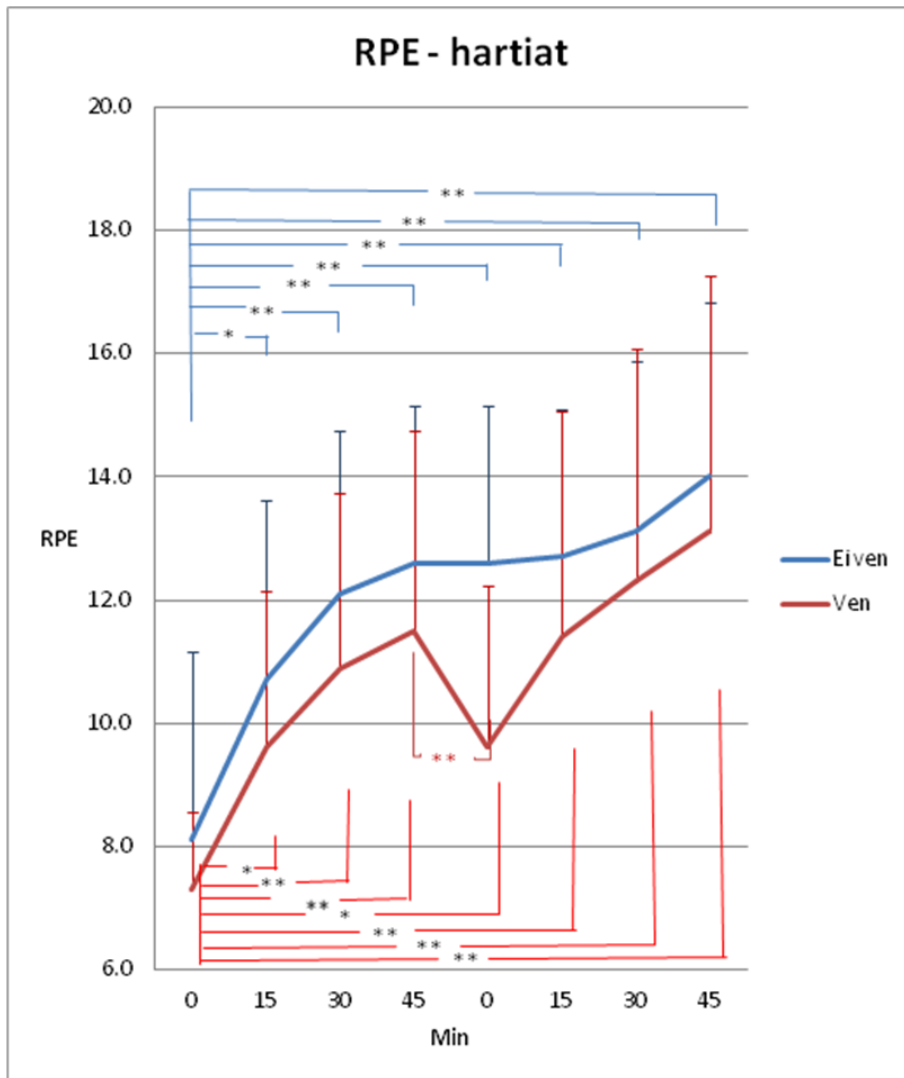
109.05 ± 37.68 % (ven). Kaikki RPE-arvot 15 minuutista lähtien niskan alueelta kasvoivat alkutilanteeseen verrattuna tilastollisesti merkitsevästi kummassakin testitilanteessa ($p < 0.01$, **). Venyttelyä edeltäneen ja heti sen jälkeen niskasta kirjattujen RPE-arvojen muutos oli tilastollisesti merkitsevä (29.11 ± 17.32 %, $p < 0.01$). Kuvasta 13 ilmenevät niskan RPE-tuntemusten kehitys kahdeksalla mittauskerralla kummassakin testitilanteessa.



KUVA 13. RPE-tuntemukset niskan alueella

Hartioiden alueella RPE-tuntemusten suhteelliset muutosprosentit olivat: 89.56 ± 61,39 % (ei ven) ja 81.54 ± 61,25 % (ven). Hartioiden osalta kuormittuneisuuden tunne oli kasvanut tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.05$, *) jo ensimmäisen 15 minuutin aikana kummassakin

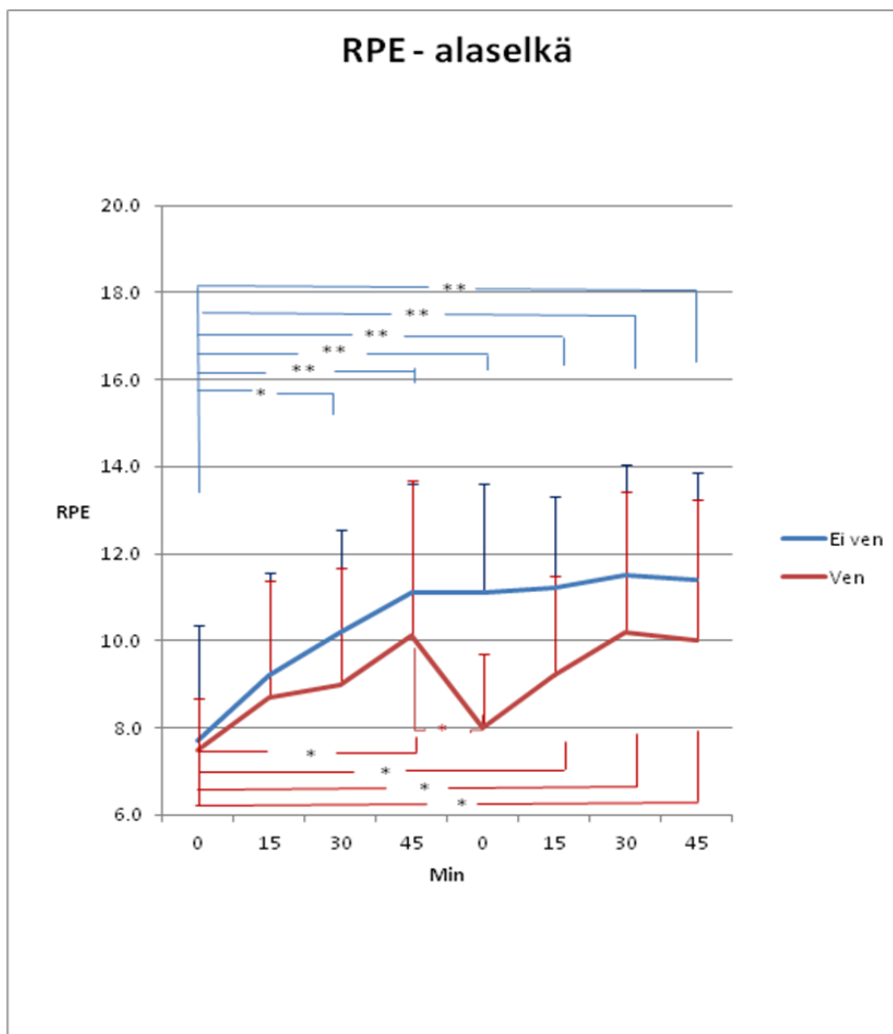
testitilanteessa: 40.63 ± 41.89 % (ei ven) ja 32.35 ± 33.64 % (ven). Alkutilanteeseen verrattuna kaikki muutokset siitä eteenpäin 15 minuutin välein olivat tilastollisesti merkitseviä (joko $p < 0.05$ tai $p < 0.01$). Venyttelyä edeltäneen ja heti sen jälkeen hartioista kirjattujen RPE-arvojen suhteellinen muutos oli -29.11 ± 17.32 % ($p < 0.01$). Kuvassa 14 on esitetty hartiasseudun RPE-arvot kummassakin testitilanteessa.



KUVA 14. RPE-tuntemukset hartioissa

RPE-tuntemukset muuttuivat vähiten alaselän alueella, jolloin ilman venyttelyä annettu altistus nosti RPE-arvoa 57.62 ± 49.06 %, kun venyttelyn sisältämässä testitilanteessa muutos oli 33.96 ± 43.27 %. Testitilanteessa 'ei venyttelyä' 15 minuutin RPE-arvoa lukuun

ottamatta jokainen muutos alkuarvoon verrattuna oli tilastollisesti merkitsevä ($p < 0.05$ tai $p < 0.01$). Kun venyttely oli mukana, RPE-arvo nousi tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.05$) ennen venyttelytaukoa 45 minuutin altistuksen jälkeen. Venyttelytaukon jälkeen muutokset ensimmäisen altistuksen alkutilanteeseen verrattuna olivat tilastollisesti merkitseviä 15, 30 ja 45 minuutin kuluttua ($p < 0.05$). Venyttelyä edeltäneen ja heti sen jälkeen alaselästä kirjattujen RPE-arvojen suhteellinen muutos oli $-15.65 \pm 19.27 \%$ ($p < 0.05$). Kuvasta 15 ilmenevät RPE-tuntemukset kummassakin testitilanteessa.



KUVA 15. RPE-tuntemukset alaselän alueella

7 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, aiheuttaako värinäaltistus muutoksia isometriseen voimantuottoon sekä vaikuttavatko värinäaltistuksen keskeyttävät venyttelyliikkeet selkärangan kuormitukseen, lihasaktiivisuuteen, voimantuottoon ja reaktioaikaan. Lisäksi haluttiin tutkia, väheneekö kuormittuneisuuden tunne niskassa, hartioissa ja alaselässä, kun värinäaltistuksen välillä on tehty venyttelyliikkeitä. Hypoteesina esitettiin, että värinäaltistus vaikuttaa heikentävästi testattavien voimantuottoon ja toimintakykyyn. Lisäksi oletettiin, että värinäaltistuksen keskeyttävä venyttelytauko säilyttäisi testattavien toimintakyvyn entisellään tai vaikuttaisi toimintakyvyn heikkenemiseen vähemmän kuin keskeytymätön värinäaltistus.

Tämän tutkimuksen päätulokset olivat 1) Venyttelytauko vaikutti niskan, hartioiden ja alaselän kuormittuneisuuden tuntemuksiin positiivisesti ja muutokset olivat tilastollisesti merkitseviä 2) Värinäaltistus ja kiertynyt ajoasento vaikuttivat vähiten alaselän kuormituksen tunteeseen.

Altistuksen aikana kuormittuneisuuden tunne kasvoi niskan, hartioiden ja alaselän alueella kummassakin testitilanteessa, joten voidaan todeta, että kokokehontärinä ja kiertynyt ajoasento aiheuttavat selän ja hartiasuuden kuormitusta, mutta vähiten alaselän alueella. Newell & Mansfield (2008) ovat osoittaneet tutkimuksessaan, että jo lyhytkestoinen kokokehontärinä yhdistyneenä kiertyneeseen asentoon lisää testattavien kuormitusta ja vaikeuttaa selviytymistä jo helpossa tehtävässä. Tässä tutkimuksessa kuormittuneisuus koettiin voimakkaimpana niskassa ja vähiten alaselän alueella. Myös Gomes de Oliveira ym. (2001) ovat todenneet, että kokokehontärinä ja epänormaali asento eivät välttämättä aiheuta kiputiloja nimenomaan alaselässä. He totesivat tutkimuksessaan, että helikopterilentäjillä kokokehontärinän sekä lennon aikaisen epäsymmetrisen asennon vaikutukset selän ojentajalihaksen (m. erector spinae) lihasaktiivisuuteen olivat vähäisiä.

Tämän perusteella he esittivät, että selän ojentajalihaksen kuormitus ei välttämättä ole vaikuttava tekijä helikopterilentäjillä havaittuihin alaselän kiputiloihin (LBP).

Kuormittuneisuuden tunne laski tilastollisesti merkitsevästi venyttelytauon aikana niskan, hartioiden sekä alaselän alueella. Venyttelyohjelma saattoi olla yläselän kannalta onnistunut, koska niskan ja hartioiden RPE-arvojen lasku oli venyttelyn jälkeen suurinta. Callaghan ja McGill (2001) ovat tutkimuksissaan todenneet, että istumista on hyvä tauottaa seisomalla ja että pienikin liike vuoroin istuen ja vuoroin seisten vähentää alaselän kuormitusta. Moore ja Dalley (1999) suosittivat tutkimustulosten perusteella liikkumista työn lomassa välilevyjen aineenvaihdunnan parantamiseksi, jolloin selkä- ja niskakivut voivat vähentyä.

Testattavien pituudessa ei havaittu tilastollisesti merkitsevää muutosta. Tämän perusteella voidaan olettaa, että tärinä aiheutti paineenvaihtelua välilevyissä eikä selkärangan kutistumista (spinal shrinkage) tapahtunut 90 minuutin istumisesta huolimatta. Aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu tärinäaltistuksen vaikuttavan pituuteen sekä positiivisesti (Bonney & Corlett 2003) että negatiivisesti (Sullivan & McGill 1990). Jälkimmäisessä tutkimuksessa havaittiin kuitenkin, että päivän päätteeksi testattavat olivat pidempiä kuin ennen altistusta. Bonneyn ja Corlettin tutkimuksessa tärinäaltistuksen kesto oli 60 minuuttia, kun taas Sullivanin ja McGillin 30 minuuttia. Hampel ja Chang (1999) ovat todenneet, että kolme tuntia kestäneen tärinäaltistuksen jälkeen testattavat olivat 2.23 mm pidempiä kuin testattavat, joita ei altistettu tärinälle. Pidempään jatkunut tärinäaltistus olisi voinut myös tässä tutkimuksessa vaikuttaa pituuden kasvuun. Alaselän alhaisemmat RPE-arvojen muutosprosentit sekä pituuden muuttumattomuus voivat kuvastaa sitä, että tärinäaltistus ja kiertynyt ajoasento rasittavat selkärankaa vähemmän kuin yläselän lihaksia. Käytetyn ilmapaimennetun työkoneistuimen korkealla laadulla oli varmasti myös oma osuutensa vähäiseen alaselän kuormittumiseen.

Tärinäaltistuksen jälkeen mitatuissa isometrisissä maksimaalisissa voimantuotoissa käsien pystypunnerruksessa ja selän ojennuksessa ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa

testitilanteiden välillä, eivätkä voimantuoton muutokset kummassakaan testitilanteessa olleet tilastollisesti merkitseviä. Voidaan todeta, että kuormituksella ja venyttelyllä ei ollut vaikutusta voimantuottoon. Pidempi altistus olisi voinut kasvattaa alaselän kuormittuneisuuden tuntemuksia ja sitä kautta vaikuttaa heikentävästi myös voimantuottoon selän osalta. Vastaavasti käsien pystypunnerrustulos olisi voinut heikentyä, kun kiertyneessä asennossa olisi jouduttu olemaan pidempään ja hartioiden kuormittuneisuuden tunne olisi tällöin voinut nousta korkeammaksi. Miten taukojen kesto ja määrä vaikuttavat voimantuottoihin verrattuna tauottomaan altistukseen, tarvitaan lisää tutkimusta. Esimerkiksi 45 minuutin välein pidettävä venyttelytauoko voisi tuoda eroja voimantuottoihin, kun altistuksen kokonaiskesto olisi työpäivän mittainen verrattuna tutkimuksessa käytettyyn 90 minuuttiin.

Tässä tutkimuksessa todettiin, että 90 minuuttia kestävä tärinäaltistus kiertyneessä ajoasennossa ei vielä vaikuta huonontavasti reaktiokykyyn. Newell ja Mansfield (2008) ovat tosin osoittaneet tutkimuksessaan, että kehotärinäaltistus ja kiertynyt asento huonontavat merkittävästi reaktioaikaa jo kolmen minuutin altistuksen vaikutuksesta. Työkoneilla ajetaan työpäivisin useiden tuntien ajan, jolloin riski reaktioajan pidentymiseen kasvaa. Tästä voi seurata vaaratilanteita sekä työtehtävissä että yleisessä tieliikenteessä.

Lihasten EMG-aktiivisuuksia ei rekisteröity tärinäaltistuksen aikana, koska liikelaite aiheutti liian paljon häiriötä EMG-signaaliin.

7.1 Rajoitukset

Tässä tutkimuksessa toisella testauskerralla tärinän keskeytti viiden minuutin venyttelytauoko. Toisella kerralla tärinäaltistus jatkui tauotta. Jos toisella kerralla olisi pidetty venyttelytauon mittainen tauoko tekemättä mitään, olisi voitu tutkia, mikä pelkän tauon merkitys olisi ollut tuloksiin. Tekijä laati venyttelyohjelman Oullier ym.:n (2009) sekä Huang ja Griffinin (2006) tekemien ohjelmien pohjalta. Jos ohjelman suunnitteluun olisi

käytetty fysioterapeutin asiantuntemusta, liikkeet olisivat todennäköisesti olleet paremmin kohdistettuja ja tehokkaampia.

7.2 Johtopäätökset

Tämän tutkimuksen perusteella voidaan todeta, että kehotärinän aiheuttamia haittoja erityisesti työkoneiden kuljettajilla on syytä edelleen tutkia, vaikka Santos ym. (2008) ovat esittäneetkin, että kokokehontärinä yksin ei aiheuta väsymystä, vaan pelkästään istuminen ilman tärinäaltistusta tunnin ajan vaikuttaa selän lihasten väsymiseen. Kehotärinäaltistusta voidaan vähentää mm. lyhentämällä altistusaikoja ja tauottamalla työvuoroja erityisesti silloin, kun ajoasento on epänormaali ja aiheuttaa kuormitusta niskan ja hartioiden alueella (Tiemessen ym. 2007; Oullier ym. 2009). Koska työkoneita ajettaessa tärinältä ei kokonaan voida välttyä, on tärkeää vähentää sen haitallisuus minimiin kehittämällä ajoneuvojen ja istuimien vaimennusta edelleen.

90 minuutin tärinäaltistuksen ei havaittu vaikuttavan tilastollisesti merkitsevästi voimantuottoon tai lihasaktiivisuuteen. Voidaan todeta, että hyvä lihasaktivaatio vähentää kuormituksen tuntemusta sekä parantaa reaktioaikaa. Henkilöille, joilla on todettu huono lihasaktivaatio, voidaan suositella liikuntamuodoksi kuntosalilla tehtäviä henkilökohtaisia lihaskunto- ja liikeharjoitusohjelmia kunkin tarpeiden mukaan suunniteltuina, jotta esimerkiksi nopeusvoimaominaisuuksia saadaan parannettua. aEMG:n kasvu epäkäslihaksissa silloin, kun ei ollut venyttelyä, voi selittää MVC:n lievää laskua lihasväsymyksenä ja siten hermolihaskäytön perifeerinä väsymisenä. Toisaalta hartialihaksen osalta tulokset eivät osoittaneet perifeeristä väsymistä. Kummassakaan testitapauksessa ei havaittu tilastollisesti merkitsevää muutosta selän ojentajalihasten lihasaktiivisuudessa tärinäaltistuksen jälkeisen MVC:n aikana. Voidaan siis todeta, ettei tärinäaltistus eikä venyttely vaikuttaneet lihasaktiivisuuteen eikä voimantuottoon.

On tavallista, että työkoneiden kuljettajat eivät ole tietoisia kehotärinän vaikutuksista ajoneuvoilla ajettaessa. Tutkijat uskovat kuitenkin, että tieto auttaa kuljettajia minimoimaan

riskit ja tuntemukset epämukavuudesta. Tietoisuuden kasvattaminen istuimen säätöjen ja vaimennuksen vaikutuksista sekä vältettävistä ajoasunnoista ovat avainasemassa, kun kehotärinän aiheuttamia vaivoja halutaan vähentää. (Mayton ym. 2008; Tiemessen ym. 2009.). Tämän tutkimuksen tulosten perusteella voi suositella viiden minuutin venyttelytaukoa kerran tunnissa, kun altistuu kokokehontärinälle ja ajoasento on samalla epänormaali.

8 LÄHTEET

- Aarås, A. 1994. The impact of ergonomic intervention on individual health and corporate prosperity in a telecommunications environment. *Ergonomics* 37, 1679-1696.
- Althoff I., Brinckmann P., Frobin W., Sandover J. & Burton K. 1992. An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. Application to sitting postures and whole body vibration. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992 Jun;17(6):682-93.
- Asikainen A. & Harstela P. 2008. Influence of Small Control Levers of Grapple Loader on Muscle Strain, Productivity and Control Errors. *Int. Journal of Forest Engin* 19, 11-20.
- Bigland-Ritchie B. 1981. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9: 75-117.
- Birlik G. 2009. Occupational Exposure to Whole Body Vibration - Train Drivers. *Industrial Health* 2009, 47, 5-10.
- Bonney, R.A. & Corlett, E.N. 2003. Vibration and spinal lengthening in simulated vehicle driving. *Applied Ergonomics* 34, 195-200.
- Borg G. 1998. Borg's perceived exertion and pain scales. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Boshuizen, H.C., Bongers, P.M. & Hulshof, C.T.J. 1990. Self-reported back pain in tractor drivers exposed to whole-body vibration. *Int. Archive of Occupational Environmental Health* 62, 109-115.
- Bovenzi, M., Rui, F., Negro, C., D'Agostin, F., Angotzi, G., Bianchi, S., Bramanti, L., Festa, G., Gatti, S., Pinto, I., Rondina, L. & Stacchini, N. 2006. An epidemiological study of low back pain in professional drivers. *Journal of Sound and Vibration* 298, 514-539.
- BS 6841 1987. British and International Standard. Measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock. British Standards Institute.
- Budowick, M., Bjålie, J.G. & Toverud, K.C. 1995. Anatomian atlas. Universitetsforlaget.

- Burke, R.E. & Tsairis, P. 1973. Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. *The Journal of Physiology*, 234(3), 749–765.
- Callaghan, J.P. & McGill, S.M. 2001. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics* 44, 280-294.
- Cardinale, M. & Bosco, C. 2003. The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev* 2003;31(1):3-7.
- Delecluse, C., Roelants, M., Diels, R., Koninckx, E. & Verschueren, S. 2005. Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *Int J Sports Med* 2005;26(8):662-8.
- De Luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 135-163.
- de Ruyter, C.J., van der Linden, R.M., van der Zijden M.J.A., Hollander, A.P. & de Haan, A. 2003. Short-term effects of the whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *Eur. J Appl Physiol* 2003;88(4-5):472-5.
- Eger, T., Stevenson, J., Callaghan, J.P., Grenier, S. & VibRG 2008. Predictions of health risks associated with the operation of load-haul-dump mining vehicles: Part 2 - Evaluation of operator driving postures and associated postural loading. *Int. Journal of Industrial Ergonomics* 38, 801-815.
- Eklund, J.A. E. & Corlett, E.N. 1984. Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine* 9 189-194.
- Enoka, R.M. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. 4rd edition. Human Kinetics. ISBN-13: 978-0-7360-6679-2.
- Euroopan parlamentin ja neuvoston direktiivi 2002/44/EY 2002. Altistuminen värinäälle työssä.
- Gilhodes J., Gurfinkel, V, & Roll, J. 1992. Role of a muscle spindle afferents in post-contraction and post-vibration motor effect genesis. *Neurosci Lett*. 1992 Feb 3;135(2):247-51.
- Gollhofer, A., Komi, P.V., Fujitsuka, N. & Miyashita, M., 1987a. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises II: Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine* 8, 38- 41.

- Gollhofer, A., Komi, P. V., Miyashita, M. & Aura, O., 1987b. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: Changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine* 8 (2), 71-78.
- Gomes de Oliveira, C., Simpson, D. M. & Nadal, J. 2001. Lumbar back muscle activity of helicopter pilots and whole-body vibration. *Journal of Biomechanics* 34, 1309-1315.
- Griffin, M.J. 1990. *Handbook of Human Vibration*. Academic Press, London, 988 s.
- Hakkarainen, A. 2008. Koko kehoon kohdistuvan pitkäaikaisen tärinän vaikutukset hermolihäsjärjestelmään, Pro Gradu -tutkielma, Jyväskylän yliopisto.
- Hampel, G.A. & Chang, W-R. 1999. Body height change from motor vehicle vibration. *Int J of Industrial Ergonomics* 23 (1999) 489-498.
- Haukka-Aromaa, K. 2012. Hartialihasten kuormittuminen raitiovaunukuljetuksessa, Pro Gradu -tutkielma, Itä-Suomen yliopisto.
- Henneman, E. 1957. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science* 126, 1345–1347.
- Hermanns, I., Raffler, N., Ellegast, R., Fischer, S. & Göres, B. 2008. Simultaneous field measuring method of vibration and body posture for assessment of seated occupational driving tasks. *Int. Journal of Industrial Ergonomics* 38, 255-263.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Hägg, G. 1999. SENIAM: European recommendations for surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Research & Development*, s.16, 44-45, 51-52.
- Hirsch, C. 1955. The reaction of the intervertebral discs to compression forces. *Journal of Bone Joint Surgery* 37A, 1188-1196.
- Hostens, I. & Ramon, H. 2005. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 266-274.
- Huang, Y. & Griffin, M. J. 2006. Effect of voluntary periodic muscular activity on nonlinearity in the apparent mass of the seated human body during vertical random whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration* 298 2006 824-840.
- Häggström, M. 2014. Medical gallery of Mikael Häggström 2014. *Wikiversity Journal of Medicine* 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.008. ISSN 20018762.

- ISO 2631-1 1997. International standard. Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration – Part 1: General requirements. 2nd ed. International Organization for Standardization, Geneva.
- ISO 10326-1 1992. Mechanical vibration – Laboratory method for evaluating vehicle seat vibration – Part 1: Basic requirements 1992. International Organization for Standardization, Switzerland.
- Lariviere C., Arsenault A.B., Gravel D. & Gagnon D., et al. 2002. Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: Reliability and validity issues. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83, 1206-1214.
- Leivseth, G. & Drerup, B. 1997. Spinal shrinkage during work in a sitting posture compared to work in a standing posture. *Clinical Biomechanics* Vol. 12. No. 7/8, pp. 409-418.
- Lindgren, K-A., Mänttari, T. & Voipio, A. 2005. Toistorasituksen aiheuttama yläraajakipu. Tuki- ja liikuntaelinsairaudet. *Duodecim*, ss. 175-180.
- Linnamo, V., Newton, R.U., Häkkinen, K., Komi, P., Davie, A., McGuigan, M. & Triplett-McBride, T. 2000. Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 417-424.
- Lis, A. M., Black, K. M., Korn, H. & Nordin, M. 2007. Association between sitting and occupational lbp. *European Spine Journal* 16 283-298.
- Mansfield, N.J. 2005. Human response to vibration. CRC Press LLC, Florida, 227s.
- Mansfield, N.J. & Maeda, S. 2005. Effect of Backrest and Torso Twist on the Apparent Mass of the Seated Body Exposed to Vertical Vibration. *Industrial Health* 43, 413-420.
- Marín, P.J., Herrero, A.J., Sáinz, N., Rhea, M.R. & García-López, D. 2010. Effects of Different Magnitudes of Whole-Body Vibration on Arm Muscular Performance. *J of Strength and Conditioning Research* 24; (9): 2506-2511.
- Mayton, A.G., Kittysamy, N.K., Ambrose, D.H., Jobes, C.C. & Legault, M.L. 2008. Jarring/jolting exposure and musculoskeletal symptoms among farm equipment operators. *Int. Journal of Industrial Ergonomics* 38, 758-766.

- McPhee, B., Foster, G. & Long, A. 2000. Exposure to Whole-body Vibration for Drivers and Passangers in Mining Vehicles. Part 1. Report of Findings at Four Open-cut Mines and a Coal Loader. Sydney: Joint Coal Board Health & Safety Trust, 2000.
- Merletti, R. & Parker, P. 2004. Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. IEEE PRESS.
- Mero, A., Nummela, A., Keskinen, K. & Häkkinen, K. 2007. Urheiluvammennus. VKKustannus Oy. ISBN: 978-951-9147-44-4.
- Moore, K. & Dalley, A. 1999. Clinically oriented anatomy. Lippincott Williams & Wilkins.
- Morgan, L.J. & Mansfield, N.J. 2010. Whole-body vibration & trunk rotation: a survey of expert opinion. Proceedings of the Contemporary Ergonomics and Human Factors, Keele, UK.
- Nevala, N. & Choi, D. 2013. Ergonomic Comparison of a Sit-Stand Workstation With a Traditional Workstation in Visual Display Unit Work. The Ergonomics Open Journal, 6 (1), 22-27.
- Newell, G.S. & Mansfield, N.J. 2008. Evaluation of reaction time performance and subjective workload during whole-body vibration exposure while seated in upright and twisted postures with and without armrests. Int. Journal of Industrial Ergonomics 38, 499-508.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S-E. 1999. Ihmisen fysiologia ja anatomia. ss.109 - 113, 149-150, 160.
- Okunribido, O.O., Magnusson, M. & Pope, M. 2006. Delivery drivers and low-back-pain: A study of the exposures to posture demands, manual materials handling and whole-body vibration. Int. Journal of Industrial Ergonomics 36, 265-273.
- Oullier, O., Kavounoudias, A., Duclos, C., Albert, F., Roll, J-P. & Roll, R. 2009. Countering postural posteffects following prolonged exposure to whole-body vibration: a sensorimotor treatment. European Journal of Applied Physiology 105, 235-245.
- Pollock, R. D., Woledge, R. C., Mills, K. R., Martin, F. C. & Newham, D. J. 2010. Muscle activity and acceleration during whole body vibration: Effect of frequency and amplitude. Clin. Biomech.2010, doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.05.004.

- Rehn, B., Lidström, J., Skoglund, J. & Lindström, B. 2007. Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports* 2007;17:2-11.
- Rehn, B., Nilsson, T., Lundström, R., Hagberg, M. & Burström, L. 2009. Neck pain combined with arm pain among professional drivers of forest machines and the association with whole-body vibration exposure. *Ergonomics* 52, 1240-1247.
- Remes, A., Rauhala, E. & Hänninen, O. 1984. Fully rectifies, integrated, band (FRIB-) EMG analysis in quantifying muscle activity. Development of a new field equipment. *Acta Physiol Scand*, 537: 65-70.
- Santos, B.R., Larivière, C., Delisle, A., Plamondon, A., Boileau, P-É., Imbeau, D. & Vibration Research Group, 2008. A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue. *Int. Journal of Industrial Ergonomics* 38, 626-639.
- Satou, Y., Ando, H., Nakiri, M., Nagatomi, K., Yamaguchi, Y., Hoshino, M., Tsuji, Y., Muramoto, J., Mori, M., Hara, K. & Ishitake, T. 2007. Effects on Short-Term Exposure to Whole-Body Vibration on Wakefulness Level. *Industrial Health* 45, 217-223.
- Seidel, H. 2005. On the Relationship between Whole-body Vibration Exposure and Spinal Health Risk. *Industrial Health* 43, 361-377.
- Sjøgaard G. & Jensen B. 2006. Low-Level Static Exertion. Teoksessa Marras WS. & Karowski W. (toim.) *Fundamentals and Assessment Tools for Occupational Ergonomics*. 2. painos. Boca Raton. Taylor & Francis Group. s. 14-1 – 14-13.
- Sullivan, A. & McGill, S.M. 1990. Changes in spine length during and after seated whole-body vibration. *Spine* 15 (12), 1250-1257.
- Tiemessen, I., Hulshof, C. & Frings-Dresen, M. 2007. The development of an intervention programme to reduce whole-body vibration exposure at work induced by a change in behaviour: a study protocol. *BMC Public Health* 2007, 7:329 doi:10.1186/1471-2458-7-329.
- Tiemessen, I., Hulshof, C. & Frings-Dresen, M. 2009. Effectiveness of an Occupational Health Intervention Program to Reduce Whole Body Vibration Exposure: An

- Evaluation Study With a Controlled Pretest-Post-test Design. *American Journal of Industrial Medicine* 52:943-952.
- Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T., Pasanen, M., Kontulainen, S., Järvinen, T., Järvinen, M., Oja, P. & Vuori, I. 2002. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical Physiol. & Func. Imaging* 22, 145-152.
- Tyrrell, A.R., Reilly, T. & Troup, J.D. 1985. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine* 10, 161-164.
- Valtioneuvoston asetus työntekijöiden suojelemisesta tärinästä aiheutuville vaaroille (48/2005).
- Wikström, B.-O., Kjellberg, A. & Landström, U. 1994. Health effects of long-term occupational exposure to whole-body vibration: A review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 14, 273 – 292.
- Winter, D. A. 2004. *Biomechanics and motor control of human movement*, 203-210.