

Saimaan ammattikorkeakoulu  
Sosiaali- ja terveysala, Lappeenranta  
Fysioterapeuttikoulutus

Jussi Tolvanen, Samuli Jäntti, Miika Manninen

# **Elektromyografiaan perustuvan biopalautteen käyttö näyttöpäätetyöntekijöiden työergonomi- assa**

Opinnäytetyö 2019

## Tiivistelmä

Jussi Tolvanen, Samuli Jännti, Miika Manninen  
Elektromyografiaan perustuvan biopalautteen käyttö näyttöpäätetyöntekijöiden työergonomiassa, 47 sivua, 4 liitettä  
Saimaan ammattikorkeakoulu  
Sosiaali- ja terveysala, Lappeenranta  
Fysioterapeuttikoulutus  
Opinnäytetyö 2019  
Ohjaaja: Yliopettaja Kari Kauranen, Saimaan ammattikorkeakoulu

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli tutkia, miten neljän päivän mittainen elektromyografiaan perustuva biopalautejakso vaikuttaa Lappeenrannan teknillisen yliopiston toimistotyöntekijöiden niska-hartiaseudun liikkuvuuteen, lihasvoimaan ja kipuun. Opinnäytetyö toteutettiin yhteistyössä Lappeenrannan teknillisen yliopiston kanssa, jonka näyttöpäätetyöntekijöistä koehenkilöt valittiin. Tutkimukseen osallistui neljä vapaaehtoista LUT:n toimistotyöntekijää, joista kolme hyväksyttiin lopulliseen biopalautejaksoon. Biopalautejakso suoritettiin NeuroTrack MyoPlus 2 Pro -laitteella epäkäslihaksen laskevasta osasta molemmilta puolilta samanaikaisesti, ja se kesti neljä päivää.

Tämä opinnäytetyö oli määrällinen tutkimus, jossa käytettiin tiedonkeruumenetelminä alku- ja loppumittauksia sekä EMG-biopalautteen antamia tuloksia työpäivän aikana kerätystä epäkäslihaksen laskevan osan jännitystasoista. Niska-hartiaseudun toimintakykyä arvioitiin hartiarengaan ja kaularangan liikkuvuuden, yläraajan dynaamisen toistotestin ja kivun tuntemuksen mittaamisen avulla. Mittaamiseen käytettiin dolorimetriä. Tutkimukseen ilmoittautui mukaan 19 henkilöä, joista interventiojaksolle valittiin mukaan kolme koehenkilöä Webropol-kyselyn perusteella. Tutkimuksessa tehtiin kaksi mittauskertaa. Ennen biopalautejaksoa suoritettiin alkumittaukset ja neljän päivän jälkeen loppumittaukset.

Tutkimuksessa verrattiin alkumittauksien tuloksia loppumittauksissa saatuihin tuloksiin. Tuloksissa ei huomattu merkitsevää muutosta koehenkilöiden kivun tuntemuksessa eikä niska-hartiaseudun toimintakyvyssä. Biopalautejakson aikana mitatuissa epäkäslihaksen työpäivän aikaisessa lihas-EMG-aktiivisuudessa ei ilmennyt muutosta. Tutkimuksen pienellä otoskoollla sekä biopalautejakson lyhyydellä voi olla vaikutusta tulosten luotettavuuteen. Tulevaisuudessa vastaavanlaisen tutkimuksen voisi suorittaa useammalla koehenkilöllä käyttäen pidempää biopalautejaksoa.

Avainsanat: Elektromyografia, Työergonomia, Kipu, Toimintakyky

## **Abstract**

Jussi Tolvanen, Samuli Jäntti, Miika Manninen

The effects of electromyographic biofeedback on office workers work ergonomics, 47 pages, 4 Appendices

Saimaa University of Applied Sciences

Health Care and Social Services, Lappeenranta

Degree Programme in Physiotherapy

Bachelor's Thesis 2019

Instructor: Principal Lecturer Kari Kauranen, Saimaa University of Applied Sciences

The purpose of this thesis was to examine the effects of electromyographic biofeedback on office workers head and neck areas functional ability by comparing mobility, muscle strength and pain tolerance before and after the intervention. This thesis was carried out in collaboration with Lappeenranta university of technology (LUT) that provided the test subjects. The sample size for this study consisted of four voluntary test subjects, from which three made it to the final biofeedback phase. The duration of the biofeedback phase was four days and NeuroTrack MyoPlus Pro 2 was used for the electromyographic measurements from the upper trapezius muscle.

This thesis was a quantitative study that compared before and after measurements combined with the biofeedback data. This made it a longitudinal study. Functional ability of the head and neck area was evaluated with active movements of the cervical spine and elevation through flexion in the shoulder complex. Evaluations for the muscle strength and pain tolerance consisted of overhead dumbbell press for repetitions and dolorimeter pressure measurement test from the upper trapezius muscle. From the 200 people that were contacted via e-mail about participating to the study, 19 showed interest initially and 17 qualified for the study. Four subjects were randomly selected and three made it to the final biofeedback phase.

Results of the study didn't support any significant changes in the measurement parameters and there were no noticeable differences in the electromyographic activity during intervention. Small sample size and time restrictions may have downgraded the validity of this study. Future applications for this type of study could benefit from bigger sample sizes combined with longer biofeedback period.

Keywords: Electromyography, ergonomics, pain, functional ability

## Sisällysluettelo

1	Johdanto.....	5
2	Elektromyografia.....	6
2.1	Elektromyografian mittausmenetelmät.....	6
2.2	Elektromyografian analysointimenetelmät .....	9
2.3	Elektromyografian käyttö biopalauteena .....	11
3	Lihasakiivisuus.....	13
3.1	Lihastyömuodot ja lihasvoima.....	13
3.2	Lihastyö ja biomekaniikka näyttöpäätetyössä .....	15
3.3	Ergonomia näyttöpäätetyössä.....	15
4	Liikkuvuus ja ryhti .....	17
4.1	Liikkuvuus.....	17
4.2	Optimaalinen ryhti.....	17
5	Kipu.....	18
5.1	Kipuaistimus.....	20
5.2	Lihaskipu.....	21
5.3	Niskahartiaseudun kipu.....	23
5.4	Niskahartiaseudun kipu näyttöpäätetyössä.....	24
6	Tutkimuksen tarkoitus ja tutkimusongelmat .....	25
7	Opinnäytetyön toteutus.....	25
7.1	Aineisto .....	26
7.2	Tutkimusasetelma.....	26
7.3	Tiedonkeruumenetelmät .....	30
7.4	Biopalautejakso.....	34
7.5	Tutkimuksen eettiset näkökohdat.....	35
7.6	Aineiston analysointi .....	36
8	Tulokset.....	36
8.1	Vaikutus niska-hartiaseudun toimintakykyyn .....	36
8.2	Vaikutus niska-hartiaseudun kipuun .....	38
9	Pohdinta.....	38
9.1	Aineisto .....	38
9.2	Menetelmät .....	38
9.3	Tulokset .....	41
9.4	Jatkotutkimusaiheet .....	42
10	Johtopäätökset .....	43
	Lähteet.....	44

### Liitteet

- Liite 1 Saatekirje
- Liite 2 Webropol-kysely
- Liite 3 Suostumuslomake
- Liite 4 Työpisteen ohjeet

# 1 Johdanto

Näyttöpäätetyön määrä on kasvanut tietoteknisten laitteiden käytön lisääntymisen myötä. Muutos on johtanut niska-hartiaseudun sairauksien määrän lisääntymiseen. Suomessa niskaoireet ovat syynä 3–4 %:iin terveyskeskuslääkärillä käynneistä. Suurimman yksittäisen sairauspoissaoloon johtavan vaivan näyttöpäätetyöntekijöillä aiheuttaa niska-hartiaseudun kivut. (Käypä hoito 2017.) Vuonna 2017 Kelan maksamista sairauspäivärahoista 29 miljoonaa kului hartia-seudun pehmytkudossairauksiin (4 %). Tämä muodostaa 9 %:n osuuden kaikista tuki-, liikuntaelin- ja sidekudossairauksista. (Kansaneläkelaitos 2017).

Niskakipua on Terveys 2017 -tutkimuksen mukaan kokenut edellisen kuukauden aikana suomalaisista 30-69- vuotiasta miehistä 33-44 % ja 47-59 % saman ikäisistä naisista (Koponen ym. 2017). Kiputilojen ennaltaehkäisyn kannalta tärkeimmät tekijät ovat tutkimusten mukaan työpaikkakohtaiset ergonomiset ohjeistukset. Epidemiologisten tutkimusten perusteella pitkäkestoinen työskentely istuessa niska etukumarassa suurentaa yksilön niskakivun riskiä. (Käypä hoito 2017.)

Fysioterapiassa elektromyografiaa on käytetty rentoutuksen opettamisessa ja biopalautea havainnollistamisen apuna (Kauranen 2014, 262). Kyseisiä keinoja käytettiin tämän opinnäytetyön tutkimuksessa. Suomessa elektromyografisen biopalautelaitteen käyttö tutkimuksissa on vielä uutta, joten tästä tutkimuksesta saatu tieto tuo esiin biopalautelaitteen käyttömahdollisuuksia näyttöpäätetyöntekijöiden työergonomiassa.

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, miten neljän päivän mittainen biopalautejakso vaikuttaa Lappeenrannan yliopiston toimistotyöntekijöiden niska-hartiaseudun toimintakykyyn ja kipuun. Tutkimuksessa käytetään elektromyografista biopalautelaitetta, joka antaa käyttäjälleen reaaliaikaista palautetta niskahartiaseudun lihasaktiivisuudesta. Opinnäytetyö tehtiin yhteistyössä EMG-laitteiden maahantuojan Physio Pirkko Metsola Oy:n, sekä Lappeenrannan teknillisen yliopiston (LUT) kanssa. Aihe auttaa näyttöpäätetyössä toimivia niska-hartiaseudun ongelmista kärsiviä henkilöitä saamaan tietoa ja keinoja päivittäisten työskentelyasentojen ergonomiseen ylläpitämiseen ja korjaamiseen.

## **2 Elektromyografia**

Luustolihakset pystyvät tuottamaan voimaa, kun motoneuronit lähettävät sähkösignaaleja lihassoluihin. Nämä sähkösignaalit tunnetaan nimellä aktiopotentiaali. Aktiopotentiaalit voidaan mitata niiden kulkiessa lihassolukalvolla, jolloin sitä kutsutaan elektromyografiseksi (EMG) signaaliksi. (Levy 2010, 208.)

EMG:n avulla voidaan tarkastella, onko lihas aktiivinen vai inaktiivinen. Lihaksen EMG-tekniikkaa on käytetty biomekaniikassa vuosikymmeniä määrittämään lihasaktivaatiojärjestyksiä erilaisissa päivittäisissä toiminnoissa kuten kävelyssä, kuntoilussa ja ergonomian tarkastelussa esimerkiksi nostojen yhteydessä. (Levy 2010, 215.)

Fysioterapiassa elektromyografiaa käytetään kuvaamaan hermolihas toimintaa leikkauksien jälkeen, lihastoiminnan opettamisen työkaluna, lihastoiminnan havainnollistamiseen, lihasvoiman ja koordinaation kehittämisessä, sekä vaikuttavuuden todentamisen fysioterapian yhteydessä. Liikuntatieteissä elektromyografialla tutkitaan lihasaktiivisuusmalleja erilaisissa liikkeissä, sekä havainnoidaan harjoittelunvaikutuksia. EMG-diagnostiikassa tarkastellaan yleisimmin, sitä aktivoituuiko lihas silloin kun sen pitäisi tai sitä onko lihas aktiivinen silloin kun sen ei pitäisi olla. (Kauranen 2014, 261-262.)

Lihaksen EMG-aktiivisuus sekä voiman tuotto on riippuvaisia toisistaan. Kun voiman tuotto kasvaa lisääntyy myös lihaksen EMG-aktiivisuus, mutta niiden välinen riippuvuus ei ole lineaarista. Siihen kuinka suuri yhteys voimantuoton ja EMG-aktiivisuuden välillä on, riippuu muun muassa tutkitusta lihaksesta, nivelkulmasta, lihaksen pituudesta, lihastyötavasta, supistumisnopeudesta sekä lihaksen väsymisasteesta. (Kauranen 2014, 281.)

### **2.1 Elektromyografian mittausmenetelmät**

EMG-signaalia pystytään mittaamaan sekä invasiivisesti lihaksen sisältä ja ei-invasiivisesti lihaksen päältä. Invasiivisia menetelmiä ovat lihaksen sisään pistettä-

vät neula- tai lanka elektrodit. Ei-invasiivisesti EMG-signaalia pystytään keräämään joko lihaksen kohdalle ihoon kiinnitettävillä pintaelektrodeilla tai vaatteisiin integroitujen elektrodien avulla. (Levy 2010, 209.)

Pintaelektrodit mittaavat useiden motoristen yksiköiden aktiivisuutta samaan aikaan, mutta lihaksen sisäiset elektrodit pystyvät mittaamaan myös yhden motorisen yksikön aktiivisuutta vähän voimaa vaativien liikkeiden aikana. (Levy 2010, 212.)

EMG aktiivisuuksia voidaan mitata monopolarisella tai bipolarisella menetelmällä. Monopolaarisessa tekniikassa yhden elektrodin mittaamia arvoja verrataan referenssi elektrodin saamiin arvoihin, joka asetetaan muista elektrodeista etäämmälle alueelle, jossa on vähemmän aktiivisuutta kuten esimerkiksi luun päälle. Monopolaarisen tekniikan heikkoutena on, että se rekisteröi myös lihaksen ympäröivistä kudoksista tulevia signaaleja, mikä vääristää lihaksen aktiivisuustasoa. (Kauranen & Nurkka 2010, 306.)

Bipolaarisessa tekniikassa mittaavia elektrodeja on lihaksen päällä kaksi, joiden mittaus signaaleja verrataan referenssielektrodin mittaamiin signaaleihin. Tekniikalla saadaan aikaan huomattavasti parempi signaalien erotuskyky kuin monopolaarisella tekniikalla, sillä siinä suodatetaan pois ympäröivistä kudoksista peräisin olevat virhesignaalit. (Kauranen & Nurkka 2010, 306.)

Mitatut EMG-signaalit ovat yleensä vahvistettu, suodatettu ja muunnettu analogisesta muodosta digitaaliseksi ennen kuin niitä analysoidaan. Signaaleja voi analysoida niin kvantitatiivisesti kuin kvalitatiivisesti riippuen tieteellisen tai kliinisen työn tarkoituksesta miksi signaaleja on mitattu. (Levy 2010, 209.)

EMG signaalit tulee vahvistaa ennen kuin ne ovat analysointikelpoisia. Signaalien vahvistaminen tapahtuu johtamalla ne kaapeleita pitkin esivahvistimeen tai varsinaiseen vahvistimeen. Signaalien vahvistaminen tulisi tapahtua lähellä sen syntymistä, jolloin estetään signaalin siirtymisen aikana muodostuvien häiriösignaalien vahvistuminen. (Kauranen & Nurkka 2010, 310.)

Signaalin vahvistamiseen käytettävän differentiaalivahvistimen tärkeimpiä ominaisuuksia on yhteisjännitevaimennussuhde (*CMRR*). Sen avulla kuvataan vahvistimen häiriösignaalin vaimentamista suhteessa hyötysignaaliin. Se tarkoittaa differentiaali vahvistimen kykyä eliminoida kaksikanavaisen mittauksen samantyyppiset ja yhtenäiset signaalit, jotka johtuvat ympäröivistä kudoksista, sekä ympäristöstä. (Kauranen & Nurkka 2010, 313.)

Jotta EMG signaali saadaan luettavaan muotoon pitää se johtaa A/D-muuntimen kautta, joka muuttaa jatkuvan analogisen signaalin digitaalisiksi arvoiksi, joita voidaan tarkastella tietokoneelta. A/D-muuntimen näytteenottotaajuus pitää olla vähintään kaksi kertaa suurempi, kuin alkuperäisen signaalin suurin taajuus. Tällä tavoin ehkäistään se, että korkeataajuiset signaalit eivät laskostu matalataajuisien signaalien päälle ja täten vääristä signaalia. Pintaelektrodeilla EMG-signaalia mitattaessa esiintyy harvoin yli 500 Hz:n taajuuksia, jonka takia yleisimmät näytteenottotaajuudet ovat 1000 Hz tai 2000 Hz. (Kauranen & Nurkka 2010, 311.)

Suodattimien avulla EMG signaalista pystytään keräämään vain tarvittavalla taajuus alueella tapahtuva aktiivisuus. Suodattamisen voi tehdä analogisesti tai digitaalisesti, mutta analoginen suodattaminen lisää usein signaali kohinaa, joten digitaalista suodattamista käytetään useammin. Signaalia voidaan suodattaa neljällä eri tavalla. (Kauranen & Nurkka 2010, 314.)

Alipäästösuodatin suodattaa korkeataajuiset signaalit pois mittauksesta. Koska pintaelektrodi mittauksessa tapahtuu harvoin yli 500 Hz signaaleja asetetaan alipäästösuodatin yleensä välille 350-500Hz. Ylipäästösuodatin puolestaan suodattaa mittauksesta pois matalataajuiset signaalit. Ylipäästösuodattimen arvoksi asetetaan usein 10 Hz, sillä se poistaa mittauksesta ympäristöstä tulevat matalataajuiset häiriösignaalit. (Kauranen & Nurkka 2010, 314.)

Kaistanpäästösuodattimella voidaan valita tietty taajuusväli millä signaalien rekisteröinti tehdään. Pintaelektrodeilla tehdyssä EMG mittauksessa tämä väli on yleensä 10 Hz-500 Hz, sillä silloin saadaan suodatettua pois epäfysiologiset matalat ja korkeat taajuudet. Kaistanestosuodattimen avulla saadaan suodatettua pois jonkin tietyn taajuusvälin signaalit. Suomessa kaistanesto suodatin laitetaan



usein 50 Hz arvoon, jolloin suodatetaan pois verkkovirrasta tulevat häiriösignaalit. (Kauranen & Nurkka 2010, 314-315.)

Raportointi voi myös laskea EMG-mittausten luotettavuutta ja toistettavuutta. Raportoinnilla ei vaikuteta itse signaalin luotettavuuteen, mutta signaalin suodatus ja vahvistus, analysointimenetelmät sekä testattavien erilaisuus aiheuttavat raportoinnin epätarkkuutta. (Kauranen & Nurkka 2010, 316.)

EMG mittauksen ongelmana voi olla "cross-talk" ilmiö, jossa toisen lihasryhmän tuottamat EMG-signaalit rekisteröityvät mitattavan lihaksen EMG-signaaleihin. Kun näin tapahtuu EMG-mittauksen spesifisyys heikkenee ja voi olla mahdotonta erottaa mitattavan lihaksen EMG-signaalit cross-talk signaaleista. (Cram & Criswell 2011, 6.)

Pintaelektrodien asettelu määrittää pitkälti sen kuinka laadukkaita mitatut signaalit ovat. Koska rasvakudos ja viereisten lihasten aktiivisuus (cross-talk) vaikuttavat EMG-signaaleihin, pitää tutkijan päättää, onko hän kiinnostunut tietyn kohdan vai yleisen alueen aktivaatiosta, kun hän asettelee elektrodit. Mittaukseen on suositeltavaa, että elektrodit asetetaan kauas toisistaan, jolloin saadaan mitattua kaikki lihasenergia, mikä tapahtuu kahden elektrodin välillä. Spesifiin mittaukseen tulee tietää lihaksen tarkka kohta, lihassyiden suunta ja syvyys. (Cram & Criswell 2011, 247.)

## **2.2 Elektromyografian analysointimenetelmät**

Kun EMG-mittaus on suoritettu onnistuneesti, saadaan näkyviin raaka-EMG-signaali, jota vielä muokataan analysoitavampaan muotoon. EMG analyysi aloitetaan aina raaka-EMG-signaalin silmämääräisellä tarkastelulla ja jos mahdollista niin kannattaa tarkastaa signaalin käyttäytyminen sinä aikana, kun lihakset ovat täysin rentona. Jos tänä aikana signaalissa esiintyy aktiivisuutta, fysiologinen signaali on saanut häiriöitä ympäristöstä. Jos raaka-EMG-signaalissa on selvästi nähtävissä häiriöitä tai taustakohinaa kannattaa mittaus uusida. (Kauranen & Nurkka 2010, 316.)

Raaka-EMG-signaalia voidaan muokata, jotta siitä saadaan paremmin tarkasteltava. Amplitudianalyysiä tehdessä raaka-EMG-signaalia voi käsitellä monella eri

tavalla riippuen siitä mitä signaalista yritetään selvittää. Tasasuunnatussa EMG-signaalissa on vain nollalinjan tai sen yläpuolella olevat vaiheet. Tasasuuntauksen voi tehdä joko poistamalla kaikki negatiiviset vaiheet raaka-EMG-signaalista tai ne voidaan kääntää nollatason yläpuolelle peilikuvana. Tasasuunnattua EMG-signaalia käytetään silloin kun halutaan tietää, onko lihaksessa aktivaatiota ja millä tasolla se on. (Kauranen & Nurkka 2010, 317.)

Keskiarvo EMG muodostuu siitä, kun tasasuunnatusta EMG käyrästä katsotaan amplitudien keskiarvo jollakin tietyllä välillä. Keskiarvo EMG:tä käytetään, jos halutaan selvittää, mikä on lihaksen aktiivisuustaso liikkeen aikana tai eri liikkeiden välillä. (Kauranen & Nurkka 2010, 319.)

Tasoitettussa EMG-signaalissa leikataan isoimmat amplitudipoikkeamat pois signaalista. Tällöin EMG-signaalista on helpompi tarkastella amplituditasoja. Tasoituksen jälkeen muodostunut käyrä kertoo signaalin trendistä ja suuntauksesta. (Kauranen & Nurkka 2010, 318.)

Integroidussa EMG:ssä tarkastellaan pinta-alaa mikä on nollalinjan ja amplitudikäyrän välillä tietyllä ajan jaksolla. Integroitu EMG määrittyy amplitudikäyrän korkeudesta sekä analysointijakson pituudesta. Jotta integroitu EMG pysyy vertailukelpoisena, tulee valitun aikavälin olla signaalin eri kohtien tarkastelussa sama. (Kauranen & Nurkka 2010, 319.)

Keskiarvoistettua EMG:tä käytetään silloin kun tutkitaan jotain syklistä liikettä, kuten esimerkiksi kävelyä. Siinä monen syklin erivaiheiden tasoitettut ja tasasuunnatut EMG käyrät asetetaan päällekkäin ja niistä lasketaan jokaiselle vaiheelle oma keskiarvokäyrä. (Kauranen & Nurkka 2010, 320.)

Normalisoidun EMG:n avulla voidaan vertailla tuloksia, joita ei muuten pystyisi vertailla keskenään. Tässä signaali suhteutetaan vertailuarvoon ja amplitudi muutetaan prosenteiksi. Vertailuarvoja on valittavana kolme erilaista. Yleisin käytettävä vertailuarvo on MVC (*maximum voluntary contraction*) jossa mitataan henkilön maksimaalinen lihasvoima tarkastettavasta lihaksesta ja suhteutetaan tutkimuksessa saadut amplitudi tulokset siihen. Toisena vaihtoehtona on ottaa vertailuarvoksi koko mittauksen aikainen maksimiampplitudi ja kolmas vaihtoehto

on ottaa vertailuarvoksi koko mittauksen keskiarvo-EMG. (Kauranen & Nurkka 2010, 320.)

Frekvenssianalyysissa EMG-signaalia tutkitaan frekvenssijakauman pohjalta, eli tarkastellaan sitä, kuinka monta tapahtumaa signaalissa on tapahtunut milläkin taajuudella. Frekvenssianalyysijä käytetään esimerkiksi väsymistutkimuksissa. Frekvenssianalyysissä EMG-signaaleista tehdään teho(tiheys)spektri. Spektri kuvaa sitä, miten EMG-signaalin teho on jakautunut. Tehospektriin vaikuttaa se kuinka paljon motorisia yksiköitä rekrytoidaan, mikä on niiden syttymistaajuus, väsyminen ja se kuinka signaalia on suodatettu. (Kauranen & Nurkka 2010, 321.)

Tehospektristä voidaan laskea erilaisia parametrejä, kuten keskiarvotaajuus, joka kuvaa taajuutta mikä leikkaa amplitudispektrin kahteen samankokoiseen osaan. Mediaanitaajuus on parametri, joka on taajuus mikä jakaa tehospektrin kahteen samankokoiseen osaan. Tehospektrin pinta-ala jaetaan siten, että mediaanitaajuuden molemmilla puolilla on samat tehot ja energiasisällöt. Kolmas parametri, minkä tehospektristä voi laskea, on moodi, joka kuvaa taajuutta mikä esiintyy tehospektrissä eniten. Tehospektristä voidaan määrittää myös kaistaleveys, joka kertoo spektrissä esiintyvien taajuuksien vaihteluvälin. (Kauranen & Nurkka 2010, 322.)

### **2.3 Elektromyografian käyttö biopalauteena**

Pintaelektrodeilla toteutettu EMG biopalaute antaa välittömän palautteen lihaksen sähköisistä signaaleista ja sitä on käytetty usein opettavana menetelmänä opettamaan kuinka kontrolloida lihasaktiivisuutta. Menetelmän avulla on onnistuneesti saatu hoidettua erilaisia kiputiloja kuten päänsärkyä ja niska- sekä alaselkikipuja. (Ehrenborg ym. 2009.)

EMG biopalaute on eniten tutkittu biopalaute menetelmä ja se on osoittautunut tehokkaaksi hoidoksi monissa muskuloskeletaalisissa vaivoissa sekä verenkiertoelimistöön vaikuttavan tapaturman jälkeisessä kuntoutumisessa. (Giggins ym. 2013.)

Kuntoutuksessa käytetyt biopalautemittaukset voidaan jakaa joko fysiologisiin- tai biomekaanisiin mittauksiin. Biomekaanisissa mittauksissa tutkitaan liikettä, asentoa tai voimaa. Fysiologisiin mittauksiin kuuluvat hermostotoiminta, hengityselimistön toiminta tai verenkiertoelimistön toiminta. (Giggins ym. 2013.)

Raeissadat ym. (2008) mainitsevat biopalautteesta saadun hyödyn olevan vain subjektiivisesti mitattuna parempi verrattuna muihin vertailtuihin arvoihin. Tutkimus koostui koeryhmästä ja kontrolliryhmästä, joissa koeryhmän isometrisiin VMO (*Vastus medialis oblique*) harjoitteisiin annettiin biopalautetta. Käytettyinä mittareina olivat WOMAC (*Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index*), Lequesne kyselylomake, ultraäänitutkimus, EMG-pintaelektrodimittaus ja VAS-mittari (*Visual Analog Scale*). Tutkimuksessa vertailtiin alku- ja loppumittausten, sekä ryhmien välistä eroa. Tilastollisesti merkitseviä eroja löytyi vertailuissa vain koehenkilöiden VAS-mittarin tuloksista ( $p < 0.002$ ).

Vuonna 2009 ilmestynyt tutkimus vertasi elektromyografisen biopalautteen vaikutusta migreenin ja jännityspäänsärkyjen hoidossa. Tutkimuksessa vertailtiin koe- ja kontrolliryhmää, joille molemmille opetettiin rentoutustekniikoita, sekä kivun teorian koulutusta. Koeryhmä sai tämän lisäksi 10 kertaa 50 minuuttia kestävä biopalauteharjoittelukerran. Tutkimuksessa ei löytynyt tilastollista merkitsevyyttä biopalautteen hyödyistä koe- ja kontrolliryhmän välillä. (Mullally ym. 2009.)

Elektromyografisesta biopalautteesta on myös saatu tilastollisesti merkitsevää näyttöä. Vuonna 2008 ilmestyneessä tutkimuksessa Holtermann ym. vertailivat näyttöpäätetyöntekijöiden EMG viiden viikon interventiojakson ajan, kahden koeryhmän ja yhden kontrolliryhmän välillä lisätäkseen biopalautteesta saatua tutkimustietoa näyttöpäätetyöntekijöillä työolosuhteissa. Tutkimuksessa löydettiin tilastollisesti merkitseviä muutoksia biopalautteella harjoitelleiden epäkäslihaksen aktiivisuuden vähenemisessä ( $p < 0.05$ ), lihaksen levossa olon hetkien tihentymisellä ( $p < 0.05$ ) ja suhteellisen lihaksen lepoajan pitenemisellä ( $p < 0.05$ ) työpäivän aikana. (Holtermann ym. 2008.)

## 3 Lihasaktiivisuus

### 3.1 Lihastyömuodot ja lihasvoima

Lihaskvoimaa tarvitaan kaikessa liikkumisessa ja se on yksi fyysisen kunnan osa-alueista yhdessä kestävyuden ja nopeuden kanssa. Lihaskvoima voidaan määrittää yksinkertaisesti lihasryhmän tai yksittäisen lihaksen kykynä tehdä työtä. Ihmisen luustonlihakset tuottavat voimaa keskimäärin noin 30 N/cm<sup>2</sup> ja yksittäinen lihassolun voimantuotto on noin 0,3 µN. Lähtökohtaisesti mitä suurempi on lihaksen poikkipinta-ala, sitä suurempi on myös sen voimantuottokyky. Poikkipinta-ala selittää kuitenkin vain noin 50 yksilöiden välisestä lihasvoimasta. (Kauranen & Nurkka 2010, 275.)

Lihaksen voimantuoton katsotaan koostuvan lihaksen mekaanisesta, fysiologisesta- ja neurologisesta lihasvoimasta. Mekaanisia lihasvoimaan vaikuttavat muun muassa nivelkulmat, elastinen komponentti, lihassyiden suunta sekä vipuvarrenpituus. Fysiologisia tekijöitä ovat lihaksen poikkipinta-alan lisäksi, nivelkulma sekä lihaksen koko. Neurologiseen lihasvoimaan vaikuttavat esimerkiksi keskushermostosta lihakseen saapuvien aktiopotentiaalien määrä ja tiheys. (Kauranen & Nurkka 2010, 276.)

Karkea jako lihastyömuotojen välillä voidaan tehdä jakamalla lihastyö staattiseen ja dynaamiseen muotoon riippuen siitä onko lihaksen pituudessa havaittavia ulkoisia muutoksia lihastyönaikana vai ei. Staattisessa lihastyössä lihaksen pituus pysyy samana koko liikesuorituksen ajan, kun dynaamisessa lihastyössä lihas joko lyhenee tai pitenee. Lihaksen pidentyessä lihassupistuksen aikana kutsutaan lihastyötä eksentriseksi lihastyöksi ja lihaksen lyhentyessä konsentriseksi. (Kauranen & Nurkka 2010, 145.)

Staattisessa lihastyössä paine kasvaa lihasaitiossa, mikä heikentää lihaksen energia-aineenvaihduntaa aiheuttaen kompressiota verisuoniin. Staattisen lihastyön aikana lihaksien hapensaanti on heikentynyt tai katkennut kokonaan, kuten myös on aineenvaihdunta tuotteiden kuljettaminen pois lihaksesta. (Launis & Lehtelä 2011, 73.) Lihaksen verenkierto alkaa heikentyä lihastyössä jännitystason kohotessa 5 %:iin maksimaalisesta voimantuotosta. Eri tutkimuksissa on

huomattu, että lihaskudoksen verenkierto estyy täydellisesti staattisessa lihastyössä lihaksesta jännitystason ollessa 20-60 % välillä (Kauranen 2014, 212) Staattisessa lihastyössä lihaksen Maksimaalista supistusvoimaa voidaan ylläpitää vain muutamien sekuntien ajan. (Launis & Lehtelä 2011, 73.)

Lihakset työskentelevät eksentrisesti, joko vapauttaessaan energiaa kehon liikettä hidastaakseen tai vaihtoehtoisesti varastoidessaan syntynyttä elastista energiaa ennen lihaksessa tapahtuvaa supistusta. Lihaksen tuottaessa voimaa eksentrisesti, se voi saavuttaa suuremman jännityksen verrattuna isometriseen tai konsentriseen supistukseen. Tämän mahdollistaa varastoidun elastisen energian hyödyntäminen ja kohonnut kortikaalinen aktivaatio. Tuotettu lihasvoima voi olla lihaksen pidentymisen aikana suuri, huolimatta sen tarvitsemasta vähäisestä energiasta. Lihakset toimivat iskunvaimentimien tapaan vastaanottaessaan mekaanista energiaa pidentyessään eksentrisen lihassupistuksen aikana. Lihakset, jotka liikuttavat ihmistä, työskentelevät iskunvaimentimina esimerkiksi tapauksessa, jossa laskeudutaan alamäkeä pitkin tai hidastetaan jotain kehon osaa esimerkiksi laskeutuessa seisomasta istumaan. Eksentristä lihastyötä sisältyy lähes kaikkiin päivittäisiin toimintoihin, kuten paikasta toiseen liikkumiseen kävelyn avulla ja portaissa kulkemiseen, juoksemiseen, erilaisten esteiden kiertämiseen tai pyrkimykseen saada tasapaino takaisin sen menetyksessä. Todellisuudessa normaalina tapahtuvan liikkumisen aikana eksentristä ja konsentrista lihastyötä on käytännössä lähes yhtä paljon. Eksentrisen toiminta konsentrisen kanssa saa aikaan erilaisia vasteita lihaksessa, jolloin tapahtuu lihaksen erilaista mukautumista. (Kauranen ym. 2010.)

Ensisijaisesti lihaksen tuottaman voiman suuruus riippuu aktivoituvien motoristen yksiköiden määrästä. Mitä useampi lihassolu aktivoituu samaan aikaan sitä suuremman voiman ne tuottavat. Lihaksen tuottaman voiman määrä riippuu myös hermoston lähettämien impulssien määrästä, sekä tiheydestä, jotka aktivoivat lihassoluja. Mikäli halutaan tuottaa korkeampaa lihasvoimaa, lähettää hermosto impulsseja yksittäisille lihassoluille korkeammalla frekvenssillä. Lihassolun syttymistäajuutta nostamalla voi yhden lihassolun voiman tuotto kymmenkertaistua. Yhteen lihakseen liittyy satoja hermosoluja, jotka hermottavat 6-2000 lihassolua. (Kauranen 2014, 174-175.)

### **3.2 Lihastyö ja biomekaniikka näyttöpäätetyössä**

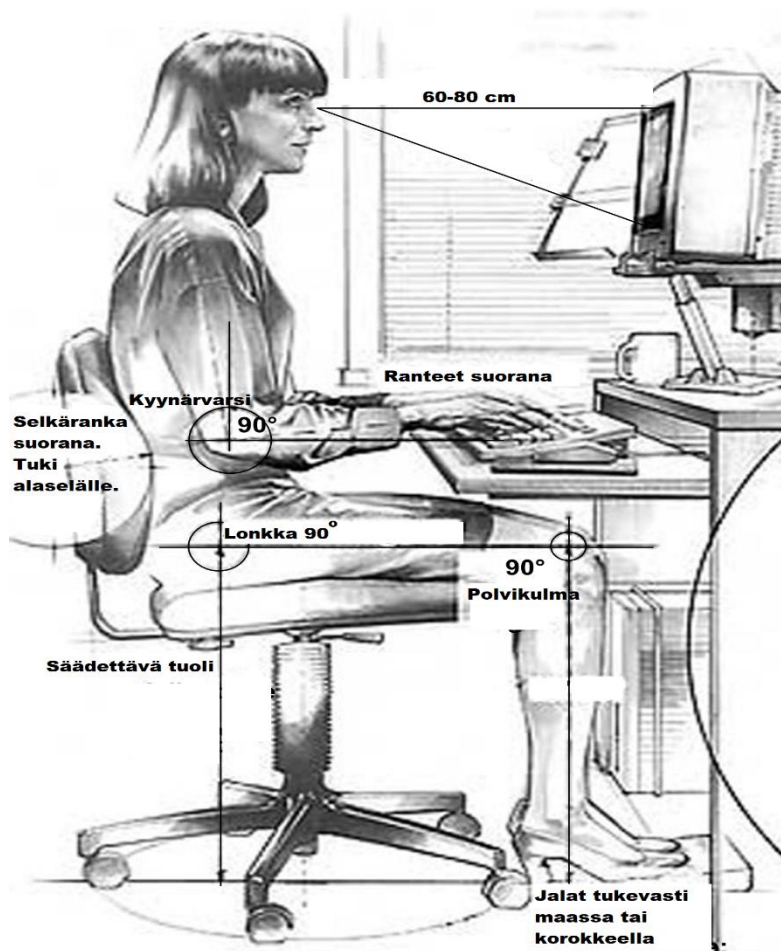
Biomekaaninen kuormitus on tärkeä tekijä useimpien tuki- ja liikuntaelin vaivojen synnyssä (Kauranen & Nurkka 2010, 31). Päätetyössä kuormittumista aiheuttavat erityisesti staattiset työasennot, sillä pitkäkestoinen asennon ylläpitäminen kuormittaa lihaksia, nivelsiteitä, niveliä ja välilevyjä yksipuolisesti heikentäen niiden aineenvaihduntaa (Launis & Lehtelä 2011). Päätetyöskentelyssä niskahartiaseudun lihakset tekevät staattista työtä, sillä ne joutuvat toimimaan stabiloivina lihaksina, jotta kädet saadaan pidettyä sopivassa kulmassa suhteessa hiireen ja näppäimistöön (Cagnie ym. 2006). Tietokoneella työskennellään pitkiä aikoja käsien ollessa vartalon edessä, jolloin olkapäät voivat helposti kiertyä sisärotaatioon. Kuvatussa ryhdissä suunnikaslihakset ovat yli venyneet mikä heikentää niiden aineenvaihduntaa ja voi aiheuttaa kipua. (Yoo 2013.) Suunnikaslihaksien lisäksi hartiasseudun lihaksista epäkäslihaksen lihasjännityksen on todettu kohoavan päätetyöskentelyn aikana (Januario ym. 2018). Epäkäslihaksen verenkierto heikkenee sen kaikissa osissa tietokoneella suoritetun kirjoitustyön aikana (Cagnie ym. 2011).

Pystyasennossa työskenneltäessä asennon ergonomisuutta voidaan tutkia luotisuoran avulla. Kun luotisuora jakaa kehon kahteen symmetriseen osaan edestä ja sivusta katsottuna siten, että selkärangan säilyttäessä kaikki sen luonnolliset mutkat, kuormittaa asento mahdollisimman vähän niveliä, välilevyjä sekä asentoa ylläpitäviä lihaksia ja nivelsiteitä. Pienetkin poikkeamat asennosta synnyttävät momentin, jonka tasapainottamiseen vaaditaan lisääntyntä selkälihasten aktiiviteettia. (Kukkonen ym. 2001.)

### **3.3 Ergonomia näyttöpäätetyössä**

Päätetyöskentelyn yhteydessä työntekijä pystyy ihanteellisessa tilanteessa vaihtelevaan työasentoon istuma- ja seisoma asennon välillä. Näyttöpäätetyönteossa olevan ihmisen tulisi olla liikkeessä mahdollisimman usein työpäivän aikana, jotta aineenvaihdunta ja verenkierto eivät pääse heikentymään liikaa lanneselän alueella. Jokaisen työntekijän itse valitsema ja luontaiselta tuntuva istuma-asento on hyvä selvittää enne kuin aletaan korjata perusistuma-asentoa. Optimaalinen is-

tuma-asento on istujan ollessa istuinluiden päällä lantio neutraaliasennossa, jolloin lannerangan lordoosi ja rintarangan kyfoosi säilyvät normaalissa asennossa. Neutraalissa istuma-asennossa lonkat ja polvet ovat noin 90° kulmassa, selkälihasten jännityksen pysyessä mahdollisimman pienenä. Selän ryhdin kantaessa hyvin hartiarengas asettuu oikealle paikalle ilman suuria lihasjännitys tarpeita. Yläraajojen kannattelu kasvattaa selkälihasten jännitystä, joten ranteiden alle pitäisi saada tuki. Liian hyvään ryhtiin pyrkiminen lisää selkälihasten staattista työtä, joten neutraaliasennon säilyttämiseen pitäisi pyrkiä. (Sandström & Ahonen 2013, 182-198.)



Kuva 1. Suorakulmainen istuma-asento (Mukaiillen: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Computer\\_Workstation\\_Variables\\_cleanup.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Computer_Workstation_Variables_cleanup.png))



Istuma-asento vaihtelee usein työtehtävän mukaan, esimerkiksi eteen kumartunut ja pöytään tukeutuva asento sopii hyvin intensiiviseen näppäilytyöhön ja kirjoittamiseen. Vähäliikkeisessä valvomotyössä suositellaan eteen kumartuneen asennon sijasta selkänojaan nojautumista, mikä vähentää selän rasitusta ja painetta välilevyissä. Työn vaatimuksen vaihdellessa työpisteen mitoitus järjestellään usein siten, että lähtökohtana työskentelylle on suorakulmainen istuma-asento, jossa polvi sekä lonkkanivel ovat molemmat 90° kulmassa (Kuva 1). (Lau-nis & Lehtelä 2011, 150-177.)

## **4 Liikkuvuus ja ryhti**

### **4.1 Liikkuvuus**

Liikkuvuus on kykyä liikuttaa yhtä tai useampaa niveltä liikeradan mukaisesti (Alter 2004). Liikkuvuutta voidaan ajatella joko toiminnallisesti yhtenä suorituskyvyn osatekijänä tai sitten mekaanisesti tapahtuvana nivelten liikelaaajuutena. Nivelten liikkuvuus jaetaan passiiviseen, aktiiviseen ja anatomiseen liikkuvuuteen. Nivelten liikkuvuuteen vaikuttaa niihin liittyvien lihasten voimaominaisuudet. Myös vaikuttaja- (*agonisti*), vastavaikuttaja- (*antagonisti*) ja avustavien lihasten (*synergisti*) koordinaatio vaikuttaa nivelen liikkuvuuteen. (Kalaja 2012, 146-148.) Tässä opinnäytetyössä käytettiin aktiivista (*AROM*) nivelten liikkuvuuden arviointia, joka perustuu koehenkilön itse tuottamaan lihastyöhön.

### **4.2 Optimaalinen ryhti**

Ryhdillä tarkoitetaan koko kehon olemusta erilaisissa asennoissa ja sen ylläpito tapahtuu luiden, nivelten, lihaksiston ja jänteiden välityksellä. Ryhdin ylläpito edellyttää lihaksilta pienimuotoista jatkuvaa jännitystä. Vartalon asennot, toiminnot ja koordinaatio tulisi ottaa huomioon työskennellessä ja myös vapaa-ajalla erilaisissa päivittäisissä toiminnoissa. Näin voidaan välttyä haitoilta, jotka johtuvat ryhdin huonosta kannattelusta. Useasti näitä haittoja on voinut kerääntyä jo pitkään aina lapsuudesta lähtien. Ryhtiin vaikuttavia tekijöitä ovat perinnölliset rakenteet, kuten luusto ja lihasmassa, sekä elämän aikana opitut tapa-asennot. Tapa-asennot ovat niitä, joissa päivittäin vietetään aikaa ja ne voivat aiheuttaa

kudosten ylivenytystä, lyhentymistä ja kiristystä. Tutkimuksissa on pystytty osoittamaan kaularangan asentovirheen yhteyden yleisiin terveysmuuttujiin. Samoin rintarangan köyryselkäisyys on yhdistetty lyhyempään eliniän ennustukseen varsinkin ikääntyvällä väestöllä. Suuria määriä istumista sisältävä arki johtaa myös terveysriskeihin. Varsinkin näyttöpäätetyössä toimivien henkilöiden opettamisen tärkeys korostuu liittyen käsien käytön rentouteen ja niska-hartiaseudun rentouteen. (Sandström & Ahonen 2013, 175-180.)

Ryhtivirheiden vaikutus lapaluiden asentoon, liikuttamiseen ja lihasten aktivoitumiseen on merkittävä. Huonon ryhdin määritelmänä pidetään usein pään työntymistä eteenpäin, rintarangan pyöristymisen lisääntymistä ja olkavarren eteenpäin siirtynyttä asentoa. (Thigpen ym. 2009.) Ryhtivirheitä aiheuttaa heikkojen ja kireiden lihasten yhteisvaikutus (Geier 2015). Eteenpäin työntynyt ryhti lyhentää etupuolen lihaksia, jotka voivat lisätä ryhdin painumista kasaan ja lapaluun kallistusta eteenpäin lisäten sisäkiertoa olkavarressa (Thigpen ym. 2009). Kaularanka ja niska-hartiaseudun lihaksia erityisesti kuormittava asento on pään eteenpäin työntyminen. Yläraajan kannattelu tai ojennus näyttöpäätetyössä, esimerkiksi hiirtä liikuttaessa, johtaa paineen lisääntymiseen ranteessa ja saa aikaan staattisen jännityksen yläraajan alueella. (Friman 2014.)

## 5 Kipu

Kansainvälinen kivun tutkimusyhdistys (*International Association for the study of pain IASP*) määrittelee kivun epämiellyttäväksi sensoriseksi tai emotionaaliseksi kokemukseksi, johon liittyy mahdollinen tai selvä kudოსvaurio. Kipuaistin tehtävänä on varoittaa uhkaavasta vaarasta ja se on tärkeä aisti elossa säilymisen kannalta. Kipua voidaan luokitella erilaisien menetelmien avulla. Kestonmukaisessa luokittelussa kipua luokitellaan akuuttiin alle 4 viikkoa kestäneeseen kipuun, subakuuttiin 4-12 viikkoa kestäneeseen kipuun sekä krooniseen kipuun, joka on kestoltaan yli 12 viikkoa. Krooninen kipua voidaan myös määritellä kivuksi, jossa kivun kesto on jo ylittänyt kudosten normaalin paranemisajan. (Kalso & Vainio 2002, 94.) Kipua voidaan luokitella syntymekanismin mukaisesti kudოსvauriooperaiseen nosiseptiiviseen kipuun, hermoperäiseen neuropaattiseen kipuun ja

idiopaattiseen kipuun, missä kivulle ei ole löydettävissä selittävää kudosis- tai hermovauriota (Kauranen 2017, 546).

### **Nosiseptinen kipu**

Kudosvauriosta varoittava kipu syntyy kipureseptoreiden (nosiseptoreiden) aktivoitumisen seurauksena. Kipureseptorit ovat sensorisia vapaita hermopäätteitä, jotka reagoivat kehon ulkoisiin tai sisäisiin ärsykkeisiin, jotka voivat potentiaalisesti aiheuttaa kudosisvaurion. Nosiseptiivinen kipu voidaan jakaa vielä viskeraaliseen eli sisäelinkipuun ja somaattiseen kipuun, joka on muualta kehosta peräsin olevaa kipua. (Sand ym. 2011, 150). Somaattisiksi nosiseptiivisiksi kivuiksi lasketaan esimerkiksi nivel-, lihas- luustokivut ja tulehduskipu kun taas sisäelintenperäiseksi viskeraaliseksi kivuksi luetaan esimerkiksi sappi- tai virtsatiekivut (Kalso ym. 2018).

### **Neuropaattinen kipu**

Neuropaattisessa kivussa kipu on peräsin kipua välittävästä hermojärjestelmästä. Neuropaattinen kipu voi paikantua yhden tai useamman hermon alueelle ja se voi aiheutua esimerkiksi hermopinteestä tai diabeteksen aiheuttamasta polyneuropatiasta. Tyypillisiä piirteitä neuropaattisessa kivussa on epänormaalit tuntemukset kuten puutuneisuus, pistely, polttava tunne ja kliinisesti todettavat tuntohäiriöt. (Kalso & Vainio 2002, 98.)

### **Idiopaattinen kipu**

Idiopaattinen kipu tarkoittaa, että potilaalla ei ole todettavissa mitään kipua selittävää hermo- tai kudosisvauriota (Kauranen 2017, 546). Idiopaattinen kipu on tavallisesti osa laajempaa oirekuvaa, johon liittyvät muun muassa psykososiaaliset tekijät, muutokset autonomisen hermoston toiminnassa ja kivunvälitysjärjestelmän herkistyminen (Kalso ym. 2018, 130).

## 5.1 Kipuaistimus

Kudoksen kyky tuottaa kipuaistimus riippuu sen sisältämistä nosiseptoreista jotka ovat kudonvauriosta varoittavia kipuhermopäätteitä (Kalso 2018, 58). Kipuhermopäätteet ovat sensoristen hermosolujen eli kipusydien päissä olevia vapaita hermopäätteitä ja ne reagoivat tiettyyn ärsykkeeseen, kuten mekaanisiin- ja kemiallisiin ärsykkeisiin tai lämpötilanmuutoksiin (Sand ym. 2011, 152). Kudonvaurion aiheuttama ärsyke saa aikaan sarjan sähköisiä ja kemiallisia tapahtumia, joiden lopputuloksena on kivun aistiminen ja kokeminen. Kipuhermopäätteiden tiheys vaihtelee suuresti eri kudoksien välillä. Esimerkiksi aivokudoksessa ei ole lainkaan kudonvauriosta varoittavia nosiseptoreita, kun taas silmän sarveiskalvolla niitä on erityisen runsaasti (Kauranen 2017, 547).

### Kivun välittyminen

Kivun välittyminen hermojärjestelmässä voidaan jakaa neljään eri vaiheeseen, jotka ovat kipuärsyksen syntyminen, kivun välittyminen, kivun muuntelu ja kivun kokeminen. Kipuärsyksen syntymisellä (*transductio*), tarkoitetaan kipua aistivien hermopäätteiden nosiseptoreiden aktivoitumista kudonvauriosta varoittavan ärsyksen seurauksena. Nosiseptorin ärtyminen saa aikaan hermopäätteen sähkökemialliseen aktivoitumisen, jossa kipua aiheuttavan ärsyke koodautuu sähköiseksi impulssiksi eli aktiopotentiaaleiksi. (Kauranen 2017, 547.) Kudonvaurion yhteydessä aktiopotentiaalien taajuus ja kesto määrittävät kipuärsyksen voimakkuuden (Kalso ym. 2018, 58).

Kivun välittymisvaiheessa (*transmissio*) nosiseptoreiden koodaama kipuviesti välittyy ääreishermostosta, niihin keskushermoston osiin, joiden aktivoituminen johtaa kipuaistimuksen syntyyn (Kalso ym. 2018, 56). Kipuviesti kulkee ensin kipu- ja kipukipin selkäytimen takasarvessa sijaitseviin päätteisiinsä, jossa ne synapsoivat toisen asteen nosiseptisten vastaanottajaneuronien kanssa (Kauranen 2017, 548). Selkäytimen takasarvesta kipuviesti siirtyy seuraavaksi nousevia hermoratoja pitkin ensin aivorungon kautta talamukseen, josta se välittyy edelleen aivokuorelle (Kalso 2018, 65).

Kivun muuntelulla (*modulaatio*) tarkoitetaan kipuviestin muuntelua hermostossa. Kipuviestiin voidaan vaikuttaa sekä vahvistavasti että vaimentavasti useassa kohtaa elimistöä (Kalso 2018, 57). Kivun muuntelu alkaa selkäytimen takasarveessa. Takasarveen samanaikaisesti kipusignaalin kanssa saapuva sensorinen ärsyke estää kipusignaalin etenemistä porttikontrolliteoriaksi kutsutussa ilmiössä (Kauranen 2017, 54). Kipuviestin estyminen perustuu porttisoluiksi kutsuttujen välineuronien toimintaan (Bjälle 1999, 106.) Aivorungon tasolla kivun muuntelu perustuu endorfiiniteoriaksi kutsuttuun tapahtumaan. Endorfiiniteoriassa aivorungosta laskevat hermoradat estävät kipuviestin välittymistä vaikuttamalla selkäytimessä kipuviestiä välittävien välittäjäaineiden toimintaa. (Kauranen 2017, 549.)

Kivun kokeminen (*perseptio*) on viimeinen vaihe kipuaistimuksen välittymisessä (Kalso ym. 2018, 70). Kudosvauriosta peräisistä kivusta varoittavaa aivojen aluetta nimitetään kipumatriisiksi. Kipumatriisiin luetaan anatomisesti kuluvaksi primaarinen- ja sekundaarinen somatosensorinen aivokuori, etuaivokuori, aivosaa- reke sekä pihtipoimu. (Sandström & Ahonen 2011, 135.) Kipumatriisi muodostaa saapuvista sähköimpulsseista kipuaistimuksen, johon vaikuttavat kipusignaalien voimakkuus, aikaisemmat kipu kokemukset, käsitys kivun merkittävydestä sekä arvio kivun aiheuttamasta uhasta. (Kauranen 2017, 549.)

## **5.2 Lihaskipu**

Jänteiden ja lihaksien kivut ovat yleisiä. Lihaskipujen taustalla voi olla esimerkiksi yksipuolinen rasitus tai epäsuhta levon ja rasituksen välillä. Tavallisimpia lihaskivun taustalla olevia syitä ovat fysiologinen lihasrasitusperäinen kipu, lihaskram- pit, lihaspeitinkalvo kivut, lihasvammat sekä erilaiset sairaudet kuten lihasreuma. (Kalso ym. 2018, 397.)

### **Lihasarasitusperäinen kipu**

Lihasperäistä kipua aiheutuu, kun lihaskudoksessa olevat kipureseptorit aktivoi- tuvat. Lihaksen sisäisiä kipureseptoreita aktivoivat erityisesti vetyionien, ATP (adenosiinitrifosfaatti) määrän lisääntyminen lihaskudoksessa. ATP:tä vapautuu

kudosvaurion yhteydessä lihaskudoksen lisäksi myös kaikista muistakin kudoksista. Vety-ionien määrän on puolestaan huomattu lisääntyvän huomattavasti kaikkien lihaskipujen yhteydessä. (Sandström & Ahonen 2011, 136.)

Lihaskudoksessa kipureseptoreita aktivoivat myös Lihaskudoksen myös aineenvaihdunnan heikentyminen (Sand ym. 2011, 152). Lihaksen hapensaannin huonontuessa kudoksien happipitoisuus laskee ja hiilidioksidipitoisuus kohoaa aiheuttaen pH:n laskua, mikä aktivoi kipureseptoreita (Kalso 2002, 96).

### **Lihaspelitinkalvokipu**

Myofaskiaaliset eli lihaspelitinkalvoperäiset triggerkivut aiheuttavat jomottavaa paikallista tai säteilevää särkyä, joka voi ilmetä yhtä lailla levossa kuin liikkeessäkin (Kalso ym. 2018, 389). Yleisesti on hyväksytty, että lihaksen ylikuormitus ja kudosvauriot voivat johtaa lihaspelitinkalvo peräisiin kipuihin ja triggerpisteiden syntyyn. Triggerpisteitä voikin kehittyä työn, vapaan ajanvieton tai urheilun seurauksena silloin kun toiminnan vaatimukset ylittävät lihaksen normaalin toimintakyvyn ja lihaksen normaali palautuminen häiriintyy. (Bron & Dommerholt 2012.) Tyypillisiä alueita, joissa lihaspelitinkalvo kipua ilmenee, ovat niskahartiaseutu ja lantion alue (Kalso ym. 2018, 389).

Triggerpisteet ovat lihaspelitinkalvon sisäisiä ärtyneitä alueita, jotka voivat aiheuttaa triggerpisteille ominaista säteilykipua, lihasjännitystä tai muita vegetatiivisia oireita esimerkiksi hikoilua tai verisuonten supistumista. Triggerpisteiden välillä voidaan tehdä jako aktiivisiin ja piileviin triggerpisteisiin. Piilevät eli latentit triggerpisteet aktivoituvat esimerkiksi lihasta palpoimalla, kun taas aktiiviset triggerpisteet ovat kivuliaita ilman mitään ulkoisia ärsykeitä. Kullakin lihaksella on omat triggerpisteet ja ne voidaan paikallistaa palpoimalla lihasta. Lihasten palpaation yhteydessä triggerpisteet tuntuvat lihasjuosteena (*taud band*), jossa on havaittavissa selkeää aristusta ja alentunut kipukynnys. (Richter & Hebgen 2007, 115.) Triggerpiste peräisten kiputilojen mittaamisessa voidaan hyödyntää painealgeometriä eli dolorimetriä (Kalso ym. 2018, 398).

Triggerpisteiden synty mekanismia ei täysin tunneta, mutta niiden syntymisestä on olemassa erilaisia teorioita. Suosituin näistä teorioista on integroituneiden triggerpisteiden hypoteesi (*Integrated trigger point hypothesis*), jonka mukaan lihaspeitinkalvo kivun yhteydessä motoriset päätelevyt vapauttavat liiallisesti asetykoliinia, mikä on johtaa kalsiumin lisääntymiseen solulimassa ja lopulta sarkomeerien lyhentymiseen. Sarkomeerien lyhentyminen heikentää kudoksien aineenvaihduntaa ja toisaalta kasvattaa solun energiatarvetta, mikä johtaa paikalliseen energian puutokseen ja triggerpisteiden syntyyn. (Bron & Dommerholt 2012.)

Muut triggerpisteiden syntyä selittävät teoriat ovat radikulopaattinen- ja polymodaalinen teoria. Radikulopaattinen teoria selittää triggerpisteiden synnyn seurausta hermojuurien (*radicals*) ärsytyksellä, kun taas polymodaalinen teoria perustuu polymodalireseptoreihin (*PMRs*). Polymodaaliset reseptorit ovat vapaita hermopäätteitä, jotka sijaitsevat ympäri kehoa. Teorian mukaan polymodaaliset reseptorit aktivoituvat jonkin fysiologisen ärsykkeen, kuten mekaanisen tai kemiallisen ärsytyksen seurauksena ja muodostavat triggerpisteitä. (Niel-Asher 2014, 68.)

### **5.3 Niskahartiaseudun kipu**

Niskahartiaseudun kivulla tarkoitetaan takaraivon, niskan ja hartioiden keskiosissa esiintyvää kipua (Kauranen 2017, 46). Mahdollisia kivun lähteitä niskahartiaseudulla ovat esimerkiksi lihakset, nivelsiteet, fasettinivelet, välilevyt kovakalvo ja hermojuuret. Niskakivulle on kuitenkin harvoin löydettävissä yksittäistä syytä vaan useimmiten taustalla on toiminnallinen tai mekaaninen häiriö. (Kalso ym. 2018, 362.)

Niskahartiaseudun kivut voidaan luokitella esitietojen, oireiden ja löydösten perusteella sairausperäiseen spesifiin kipuun kuten kasvaimiin, piiskaniskuvammasta johtuvaan kipuun, selkäydin kompressio peräiseen kipuun, paikalliseen tai säteilevään niskakipuun sekä epäspesifiin niskakipuun, joka on samalla myös yleisin niskakivun muoto (Kauranen 2017, 46).

Tutkittaessa niskahartiaseudun kivulle altistavia tekijöitä on todettu, että naissukupuoli, korkea ikä, työn korkeat fyysiset ja psyykkiset vaatimukset, huono työilmapiiri, tupakointi ja aiemmat niska- tai selkäkivut altistavat niskahartiaseudun vaivoille myös tulevaisuudessa (McLean ym. 2010). Suomalaista väestöä tutkittaessa myös ylipainolla on todettu olevan yhteys niskahartiaseudun kiputiloihin (Viikari-Juntura 2001).

#### **5.4 Niskahartiaseudun kipu näyttöpäätetyössä**

Niskahartiaseudun kivut ovat nykyaikana yleisiä toimisto- ja näyttöpäätetyöskentelyn yleistyessä. Päivittäisen tietokoneella työskentelyn lisääntyessä niskahartiaseudun kivut ovat yleistyneet toimistotyöntekijöiden keskuudessa ja arviolta 43 % toimistotyötä tekevästä on kärsinyt niskahartiaseudun kivusta kuluneen 12 kk aikana. (Li ym. 2017.)

Niskahartiaseudulle aiheutuu kipua päätetyössä staattisen lihastyön seurauksena, koska työasentoja joudutaan ylläpitämään pitkiä aikoja. Mitä pidempiä staattiset lihastyöjaksot ovat ja mitä useammin ne toistuvat, sitä suurempi on lihaksien, nivelien ja muiden kudoksien ylikuormittumisriski. Yhdeksi tekijäksi niskahartiaseudun kivun taustalla on uskottu olevan matalan syttymistäajuuden ykköstyypinlihassolujen ylikuormittuminen staattisen lihastyön seurauksena. (Sjøgaard, G & Sjøgaard, K 2014; Dellve ym. 2010.)

Suosittelavana ylärajana työssä, jossa vuorottelevat dynaamiset ja staattiset työvaiheet, voidaan pitää 10 % lihaksen maksimaalisesta voimantuotosta. Työtehtävissä, joissa vaaditaan jatkuvasti staattista lihastyötä, on pyrittävä työliikkeiden vaihteluun, sekä työn rytmittämiseen taukojen avulla. Jatkuvan staattisen voimantuoton ylärajaksi esimerkiksi työasentoa ylläpidettäessä on esitetty 5 % lihaksen maksimaalisesta voimantuotosta. (Launis & Lehtelä 2011, 76.) Alentunut lihasaktivaatio epäkäslihaksen laskevassa osassa on pystytty yhdistämään aiemmissa tutkimuksissa alentuneeseen kivuntuntemukseen niskahartiaseudulla sekä parantuneeseen työkykyyn (Dellve ym. 2010; Hermens & Hutten 2002).



## 6 Tutkimuksen tarkoitus ja tutkimusongelmat

Tämän tutkimuksen tavoitteena oli tutkia välittömään EMG:n perustuvan biopalauteen vaikutusta näyttöpäätteellä työskentelevien epäkäslihaksen yläosan jännitystasoon, sekä tutkia onko biopalauteella vaikutusta työntekijöiden työskentelyergonomiaan. Tutkimuskysymykset tähän opinnäytetyöhön olivat:

1. Miten EMG:hen perustuva neljän työpäivän mittainen biopalautejakso vaikuttaa Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijöiden niska-hartiaseudun toimintaan?
  - a. Millainen vaikutus biopalautejaksolla on kaularangan ojennus-, koukistus-, sivutaivutus- ja kiertosuuntien liikkuvuuteen?
  - b. Millainen vaikutus biopalautejaksolla on hartiaseudun liikkuvuuteen koukistussuunnassa?
  - c. Millainen vaikutus biopalautejaksolla on hartiaseudun dynaamiseen toistotestiin?
  - d. Millainen vaikutus biopalautejaksolla on epäkäslihaksen yläosan EMG-aktiivisuuteen työpäivän aikana?
2. Miten EMG:hen perustuva neljän päivän mittainen biopalautejakso vaikuttaa Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijöiden hartiaseudun kivun tuntemukseen.

Tutkimuksen hypoteesina oli, että tuomalla epäkäslihaksen laskevaosan lihasjännitykset koehenkilöiden tietoisuuteen saadaan laskettua lihastonusta niska-hartiaseudulla ja voidaan sitä kautta vaikuttaa niskahartiaseudun toimintaan ja kipuun.

## 7 Opinnäytetyön toteutus

Opinnäytetyön yhteydessä suoritettavat mittaukset tehtiin Saimaan ammattikorkeakoulun tiloissa. Opinnäytetyöhön kuulunut interventiojakso suoritettiin tutkimukseen osallistuneiden Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijöiden työpis-teillä yliopiston tiloissa. Yhteistyökumppaneina opinnäytetyössä toimivat EMG-laitteiden maahantuojat Physio Pirkko Metsola Oy, jonka laitteita käytettiin työn

suorittamiseen, sekä Lappeenrannan teknillinen yliopisto, jonka työntekijöiden joukosta tutkimukseen osallistuvat henkilöt valittiin. Tutkimuksen yhteydessä tehty biopalautejakso suoritettiin kevään 2019 aikana.

## **7.1 Aineisto**

Tutkimukseen osallistuneet henkilöt valittiin Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijöiden joukosta. Henkilöiden sopivuutta osallistua tutkimukseen kartoitettiin ensin Webropol-kyselyn avulla (liite 2), joka lähetettiin saatekirjeen (liite 1) yhteydessä noin 200:lle Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijälle.

Tutkimukseen otettiin mukaan henkilöt, joilla oli ollut kuluvan vuoden aikana kolmena perättäisenä päivänä niska-hartiaseudun kipuja ja he käyttivät vähintään neljä tuntia työaika tietokoneella työskentelyyn. Tutkimuksesta rajattiin pois henkilöt, joilla on sairauksia, jotka voivat aiheuttaa kipua niska-hartiaseudulle. Koehenkilöillä ei myöskään saanut olla aiempaa traumaperäistä vammaa niska-hartiaseudulla.

Kyselylomakkeeseen vastaanottaneista henkilöistä 19 vastasi lähetettyyn kyselyyn ja 17 täytti tutkimuskriteerit. 17 henkilöstä valittiin satunnaisotannalla neljä henkilöä tutkimukseen mukaan, joille suoritettiin alkumittaukset. Neljästä henkilöstä yksi karsiutui pois alkumittauksien yhteydessä esille tulleen tuoreen trauman vuoksi. Karsiutuneen henkilön tilalle ei otettu enää uutta koehenkilöä aika-tila-ongelmien vuoksi, joten interventiovaiheessa oli mukana kolme henkilöä. Interventioon osallistuneiden henkilöiden keski-ikä oli 42 vuotta. Biopalautejaksolla mukana olleista henkilöistä kaksi oli naisia ja yksi oli mies.

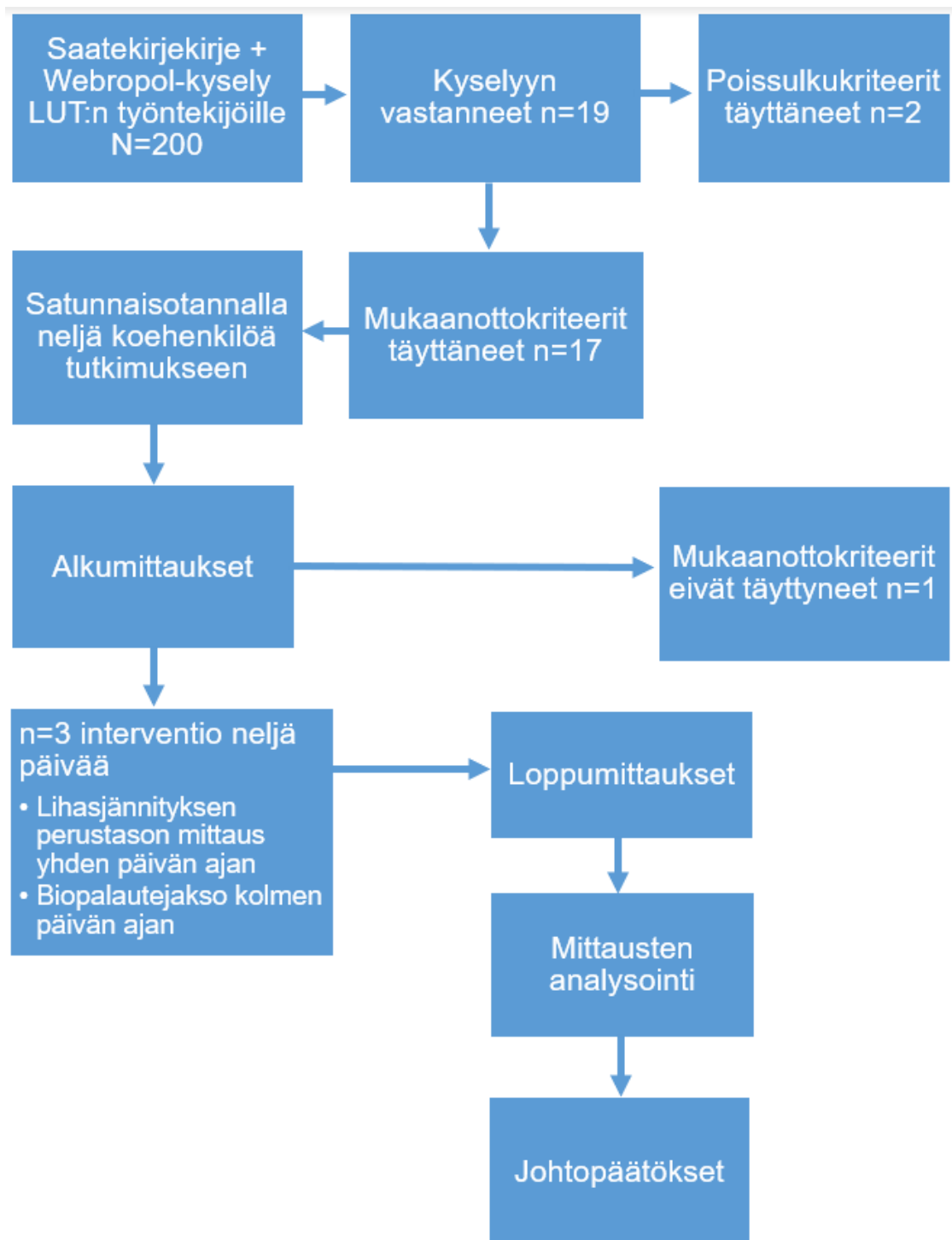
## **7.2 Tutkimusasetelma**

Opinnäytetyö suoritettiin pitkäaistutkimuksena, sillä siinä suoritettiin koehenkilöille alku- ja loppumittaukset (Aaltola & Valli 2010, 260). Tutkimukseen valikoituille koehenkilöille teetettiin alkumittaukset, joissa testattiin kaularangan- ja hartiasiaseudun liikkuvuutta, hartiasiaseudun lihasvoimaa, sekä mitattiin epäkäslihaksen laskevan osan jännitystaso normaalin työpäivän aikana. Aineisto opinnäytetyöhön kerättiin numeraalisessa muodossa testien ja mittauslaitteiden avulla (Vilkkä 2015, 67).

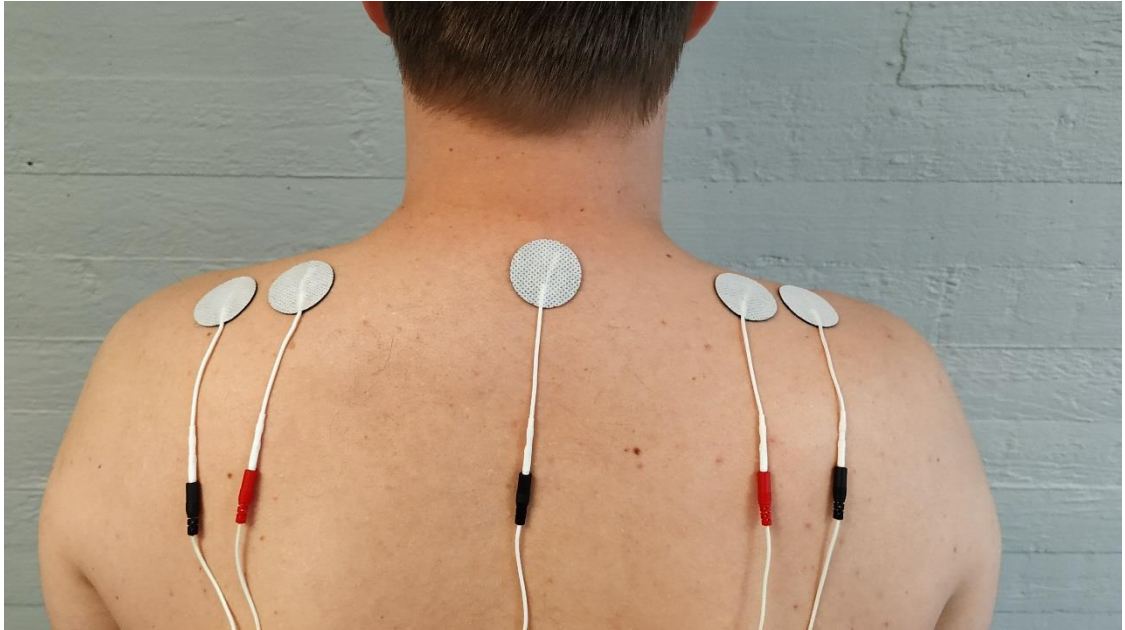
Alkumittauksien jälkeen suoritettiin neljän päivän mittainen interventiojakso, jolloin työntekijä sai palautetta epäkäslihaksen laskevan osan jännitystasosta. Interventiojakson aikana koehenkilö sai hyödyntää oman valintansa mukaan, joko auditiivista tai visuaalista palautetta työpäivän aikana. Auditiivista palautetta hyödyntäessä koehenkilö sai äänimerkin aina, kun hartian jännitystaso nousi yli 10 % lihaksen maksimaalisesta jännitystasosta. Visuaalista palautetta tutkimuksessa hyödyntäminen tapahtui joko työkoneen- tai Neurotrack myoplus 2 näyttöltä. Interventiojakson jälkeen suoritettiin loppumittaukset. Kuvassa 2 on kuvattu tutkimusasetelma ja tutkimuksen eteneminen.

Validiteetti tarkoittaa tietyn mittarin tai tutkimusmenetelmän kykyä mitata juuri sitä asiaa mitä on tarkoitus mitata. Tutkimuksen reliabiliteetilla tarkoitetaan tutkimuksesta saatujen mittaustulosten toistettavuutta. Reliabiliteetti voidaan määrittää esimerkiksi siten että jos kaksi arvioijaa päätyy samaan tulokseen, niin voidaan todeta, että tulos on reliabiili. (Hirsjärvi ym. 2009, 231.)

EMG mittauksen validiutta pyrittiin kasvattamaan opinnäytetyössä siten, että tutkija käy henkilökohtaisesti asettamassa elektrodit koehenkilöille, jolloin elektrodit on oikein aseteltu ja mittaavat oikean lihaksen lihasaktivaatiota. Elektrodien asettelu on myös vakioitu mittaustulosten toistettavuuden parantamiseksi. Kuvassa 3 on kuvattu elektrodien asettelu tässä opinnäytetyössä.



Kuva 2. tutkimusasetelma



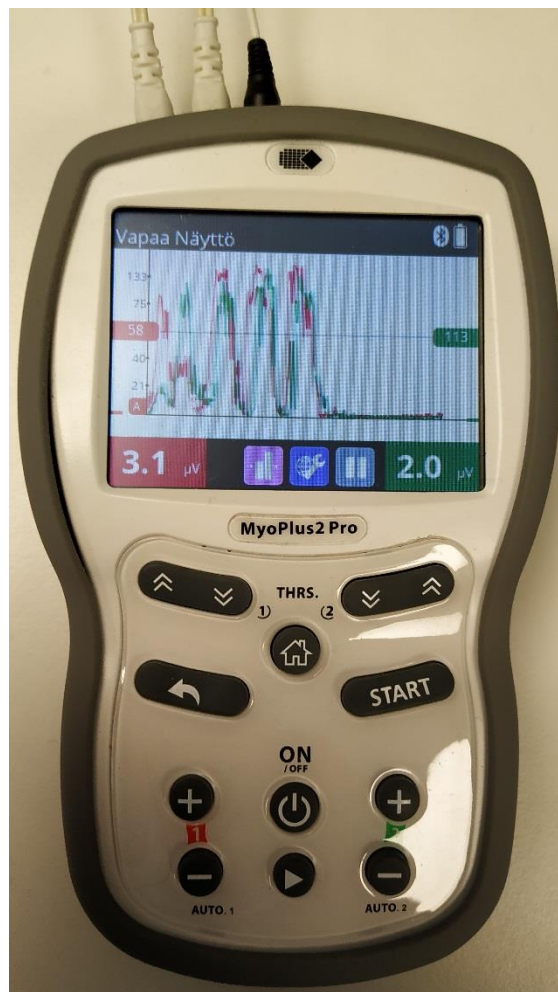
Kuva 3. Elektrodien asettelu mittauksessa

Tutkimuksessa käytettiin bipolaarista mittausmenetelmää, jossa asetettiin kaksi elektrodi molempien epäkäslihakseen laskeviin osiin (*Trapezius pars descendes*), sekä referenssielektrodi seitsemännen kaulanikaman okahaarakkeen päälle. Mediaalisempi epäkäslihakseen sijoitetuista elektrodeista asetettiin puoleen väliin lihasrunkoa seitsemännen kaulanikaman ja olkalisäkkeen puoleenväliin. Lateraalimpi elektrodeista asetettiin siten, että elektrodien reunojen välinen etäisyys oli yhden senttimetrin.

Ennen elektrodien asentamista iho valmisteltiin mittausta varten sähkönjohtuvuuden varmistamiseksi. Elektrodien alle jäävältä alueelta poistettiin ensin kuollutta pintasolukkoa hiomapaperin avulla, jonka karkeus oli 100. Solukon poiston jälkeen iho puhdistettiin desinfiointi aineella, jonka alkoholi pitoisuus oli 75 %. Elektrodien asettelun yhteydessä niiden paikka merkattiin iholle. Toimenpiteen avulla varmistettiin, että elektrodit eivät päässeet siirtymään työvuoron aikana. Ihoon piirrettyjä merkkejä hyödynnettiin mittaus asettelun vakioimiseen luisien maa-merkkien lisäksi. Koehenkilöiden epäkäslihakseen laskevaan osaan asetetun lateraalisen elektrodin etäisyys olkalisäkkeestä kirjattiin ylös elektrodien asettelun vakioimiseksi.

### 7.3 Tiedonkeruumenetelmät

Opinnäytetyössä mitattiin epäkäslihaksen laskevan osan aktiivisuutta NeuroTrack MyoPlus 2 Pro laitteen avulla. NeuroTrack MyoPlus 2 pro on EMG- ja stimulaatiolaite, jonka avulla pystytään tarkastelemaan lihaksen sähköistä toimintaa elektromyografisen tutkimusmenetelmän avulla (Kuva 4). Neurotrack myoplus 2 on kaksi kanavainen, mikä mahdollistaa tiedon keräämisen saman aikaisesti kahdesta eri lihaksesta ja se hyödyntää tiedonkeräämiseen bipolaarista mitausmenetelmää. Neurotrack myoplus 2:n mittaama EMG-alue on 0,2-2000  $\mu\text{V}$  ja sen herkkyys on 0,1  $\mu\text{V}$ . Kaistanestosuodatus laitteessa tapahtuu 50 Hz alueella. Kaistanpäästösuodatuksen taajuus on 19-375 Hz välillä Verity Medical ilmoittaa mittaustarkkuudeksi 4 %  $\mu\text{V}$  lukemasta +/-0,3  $\mu\text{V}$  200 Hz:llä. NeuroTrack MyoPlus 2 CMRR-arvo eli yhteisjännitevaimennus suhde on 130 dB, mikä kuvaa laitteen kykyä vaimentaa häiriösignaalia. Neurotrack myoplus 2:n tallentama EMG-signaali on tasasuunnattua.



#### Kuva 4. NeuroTrack MyoPlus 2 Pro

Opinnäytetyössä käytetyt elektrodit olivat Verity Medicalin valmistamia uudelleen käytettäviä pintaelektrodeja, jotka tarttuvat ihoon oman liimapintansa avulla. Elektrodit olivat halkaisijaltaan 30 mm.

Opinnäytetyön aluksi koehenkilöiltä mitattiin epäkäslihaksen laskevasta osasta lihaksen maksimaalisesta supistusvoimasta kertova MVC-arvo (*Maximum Voluntary Contraction*). Tässä opinnäytetyössä arvo mitattiin Neurotrack myoplus 2 laitteessa olevaan kuormitus/ lepo ohjelmiston avulla. Ohjelmisto ohjaa koehenkilöä suorittamaan 3 työsarjaa, joiden kesto on neljä sekuntia. Sarjojen välillä on aina 60 sekunnin lepotauko. MVC-arvo mitataan istuma-asennossa, käsien roikkuessa rentona luonnollisessa asennossa vartalon sivulla. Koehenkilöä ohjeistetaan nostamaan molemmat hartiat kohti kattoa jännittäen samalla hartioita maksimaalisesti, kunnes laite antaa luvan rentouttaa hartiat. Koehenkilölle näytettiin oikeaoppinen suoritus kertaalleen ennen varsinaista suoritusta. Lihaksen maksimaalinen tahdonalainen supistusvoima mitattiin millivolteina. Mittauksen yhteydessä saatua MVC arvoa hyödynnettiin biopalautejakson aikana, jolloin koehenkilöt saivat hälytyksen välittömästi, kun epäkäslihaksen laskevan osan jännitystaso kohosi 10 % lihaksen MVC arvosta.

Koehenkilöiden työkoneille asennettiin myös tutkimuksen ajaksi NeuroTrack PC Software ohjelma. Ohjelma tallensi bluetoothin välityksellä NeuroTrack MyoPlus 2 Pro:n mittaamaa EMG signaalia 10 metrin säteeltä työkoneelta, joten mittaus tuloksiin ei vaikuttanut työpisteen ulkopuolella tapahtunut lihasaktiivisuus. Intervention vaikuttavuuden arvioinnin yhteydessä NeuroTrack PC Softwaren tallentamista tiedoista seurattiin epäkäslihaksen lakevan osan keskiarvo EMG:tä, josta ohjelma käytti lyhennettä MVC%. NeuroTrack PC Softwaren keräämästä signaalista suodatettiin mittauksen jälkeen pois kaikki koehenkilön maksimaalisen tahdonalaisen supistusvoiman (MVC) ylittävät signaalit.

Koehenkilöiden alku- ja lopputilannetta kartoitetaan liikkuvuus- ja lihasvoimates-tien avulla. Yläraajojen dynaamisella toistotestillä ja hartiasseudun liikkuvuustes-tillä testataan yläraajojen toimintakykyä ja sen yhteyttä niska-hartiasseudun kipuihin. Yläraajan dynaamisessa toistotestissä naiset nostavat 5kg ja miehet 10kg

painoisia käsipainoja. Testissä yläraajoja ojennetaan pään vieressä ylöspäin kyy-närpäiden osoittaessa eteenpäin (kuva 5). Testi lopetetaan, kun yläraajaa ei pys-tytä enää ojentamaan suoraksi tai jos suoritustekniikka on virheellinen. Testistä lasketaan puhtaat suoritukset ja tulosta verrataan asetettuihin viitearvoihin. (THL 2011.)



Kuva 5. Yläraajojen toistotesti

Kuva 6. Hartiarenkaan liikkuvuus

Hartiaseudun liikkuvuustestissä testattava seisoo puolentoista jalkaterän mitan päässä seinästä ja nojaa seinään siten että lapaluut, pakarot ja takaraivo kiinni seinässä. Sen jälkeen testattava nostaa kädet etukautta ylös ja vie niitä pään viereltä niin pitkälle kuin mahdollista suoritus asento ylläpitäen (kuva 6). Tulos arvioidaan siitä, että kuinka lähelle seinää asiakas saa yläraajansa. Mittausas-teikkona 5 kämmenselät seinään, 3 sormenpäät seinään ja 1 ei kosketusta sei-nään. (UKK-Instituutti 2010.) Hartiarenkaan liikelaajuuksiksi on esitetty seuraavia



arvoja: koukistus 0-180 astetta, ojennus 0-60 astetta, loitonuus 0-180 astetta, lähennys 0-75 astetta, ulkokierto 0-90 astetta ja sisäkierto 0-100 astetta (Magee 2014, 271). Tutkimuksessa verrataan alku- ja loppumittausten eroja.

Kaularangan liikkuvuutta mitattiin tässä tutkimuksessa CROM (*Cervical range of motion*) mittarilla (kuva 7). Mittaus suoritettiin kolme kertaa, jolloin tulos on tarpeeksi luotettava. Mittauksessa otettiin arvot kaularangan kierroille, sivutaivutuksille, eteentaivutukselle ja taaksetaivutukselle. Mitattavina parametreinä toimivat asteluvut CROM-mittarista. Kaularangan (C1-C7) liikelaajuuksiksi on esitetty seuraavia arvoja: koukistus 0-90 astetta, ojennus 0-85 astetta, sivutaivutus 0-20-45 astetta ja sivukierto 0-70-90 astetta (Magee 2014, 165-168). Tutkimuksessa verrataan alku- ja loppumittauksien eroja.

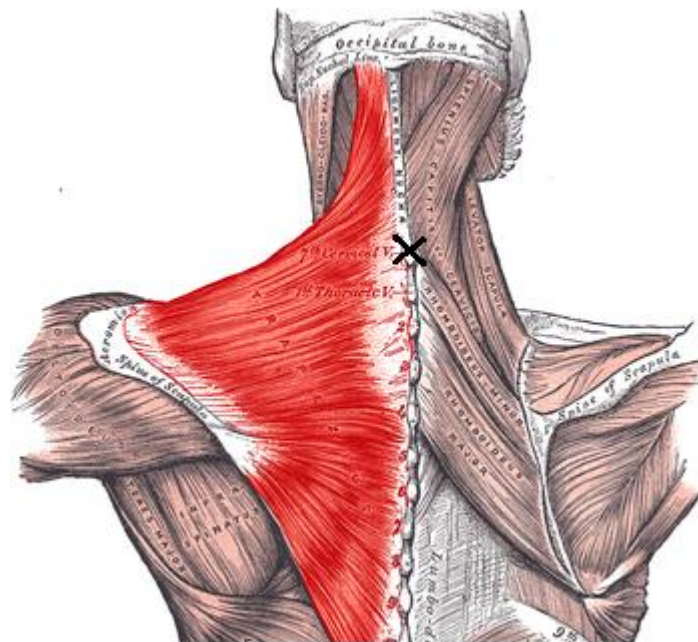


Kuva 7. CROM-mittari

Tutkimuksessa koehenkilöiden kipukynnystä mitattiin painealgometrillä (*dolorimetri*). Painealgometri mittaus suoritettiin epäkäsilihaksen laskevan osan va-

paasta reunasta posterioriselta puolelta seitsemännen kaulanikaman korkeudelta (Kuva 8). Alkumittauksen alussa koehenkilöiltä palpoitiin epäkäslihaksen laskevan osan lihasrungon puolesta välistä triggerpiste, jonka paikka merkattiin tussilla. Triggerpisteen etäisyys seitsemännestä kaulanikaman okahaarakkeesta mitattiin ja kirjattiin ylös mittausten toistettavuuden parantamiseksi.

Mittauksessa koehenkilöitä ohjeistettiin sanomaan seis, kun painealgeometrin aiheuttama paine muuttuu kivuksi. Mittauksessa lisättiin painetta 1 kg/ sekuntia kohden ja mittaus suoritettiin kolme kertaa. Mittaus kertojen välillä pidettiin 30 sekunnin tauko. Tutkimuksessa käytetyn painealgeometrin pään paksuus oli 30 millimetriä. interventiojakson vaikutusta kipukynnykseen mitattiin vertailemalla painealgeometrillä saatuja tuloksia Paine kilo/30 mm aluetta kohden.



Kuva 8. Painealgeometrimittaus (Mukaillen: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Trapezius\\_Gray409.PNG](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Trapezius_Gray409.PNG))

#### 7.4 Biopalautejakso

Biopalautejakson aikana koehenkilöille käytiin jokaisen työvuoron alussa asentamassa NeuroTrack MyoPlus 2 laite, joka haettiin työvuoron lopussa pois. biopalautejakson aikana koehenkilöt hyödynsivät valintansa mukaan joko auditiivista

tai visuaalista palautetta. Koehenkilöt saivat biopalautejakson alussa perehdytyksen laitteen käyttöön. Perehdytyksessä heille ohjeistettiin auditiivisen, sekä visuaalisen biopalautteen käyttö interventiojakson aikana.

Auditiivisessa palautetta käytettäessä koehenkilöt saivat laitteesta hälytysäänien välittömästi epäkäslihaksen laskevan osan jännitystason noustessa 10 % lihaksen maksimaalisesta voimantuotosta. Koehenkilöitä oli ohjeistettu rentouttamaan hartiat äänimerkin jälkeen ja jatkamaan töitä, kun laite hiljeni. Visuaalista palautetta käytettäessä koehenkilöä ohjattiin seuraamaan joko työkoneelle tai NeuroTrack MyoPlus 2 näytölle piirtyvää EMG-signaalia. Koehenkilöä oli ohjeistettu pitämään ruudulle piirtyvä EMG-signaali alle näytöllä näkyvän rajan, joka oli asetettu 10 % epäkäslihaksen laskevan osan maksimaalisesta voimantuotosta. Rajan ylittyessä koehenkilöitä oli ohjeistettu rentouttamaan hartiat ja jatkamaan työskentelyä, kun näytölle piirtyvä EMG signaali oli laskeutunut asetetun rajan alapuolelle. Koehenkilöille oli myös ohjeet työpisteelle (Liite 4), jossa oli ohjeet laitteen hiljentämiseksi ja ohjeet biopalautteen tulkintaan.

## **7.5 Tutkimuksen eettiset näkökohdat**

Tässä opinnäytetyössä käytettiin tutkimuseettisen neuvottelukunnan linjaamia ohjeita hyvästä tieteellisestä käytännöstä. Tutkimuksessa noudatettiin tiedeyhteisön tunnustamia toimintatapoja. Kyselylomakkeella (Liite 2) saadut tiedot käsiteltiin luottamuksellisesti lukituissa tiloissa ja hyvää tieteellistä käytäntöä noudattaen koko tutkimuksen ajan. Saatekirjeessä (Liite 1) tuotiin ilmi selvästi, että tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista, eikä tule sitomaan mihinkään. Keskeyttäminen oli mahdollista missä vaiheessa tutkimusta tahansa ilman seuraamuksia. Kaikki tiedot, mitä tutkimuksessa kerättiin kohdehenkilöistä, säilytettiin henkilötietolain mukaisesti lukituissa tiloissa tai salasanojen takana ja poistettiin/hävitettiin alustamalla käytössä olevat muistitikut, sekä hävitettiin käytössä olleet kansiot tietokoneelta välittömästi tutkimuksen loputtua, kun niitä ei enää tarvittu.

Tutkimukseen osallistuville kerrottiin saatekirjeessä tutkimuksen tarkoitus ja heidän roolinsa tutkimuksen aikana. Tutkimushenkilöille annettiin mahdollisuus olla

tarvittaessa yhteydessä tutkijoihin sähköpostin välityksellä mahdollisten kysymysten tai ilmaantuneiden asioiden läpi käymiseksi. Saatekirjeen yhteydessä tutkimushenkilöille lähetettiin suostumuslomake (Liite 3). Tutkittaville ilmoitettiin saatekirjeessä tietojen keräämisestä henkilörekisteriin tutkimuksen ajaksi. Tutkimuksessa ei ollut minkäänlaisia taloudellisia riippuvuuksia kenenkään osapuolen välillä.

## **7.6 Aineiston analysointi**

Opinnäytetyössä aineiston analysoimiseen käytettiin Spss-ohjelmaa. Tilastollisen merkitsevyyden rajana opinnäytetyössä pidettiin p-arvoa 0,05. Tulosten analysointiin käytettiin tässä opinnäytetyössä Wilcoxonin merkittyjen sijalukujen testiä, sillä tutkimus toteutettiin pienellä osallistujia määrällä ja siinä mitattiin alku- ja loppumittausten välisiä eroja, jolloin saadut tulokset ovat riippuvaisia toisistaan. (Aaltola & Valli 2010, 260-262).

## **8 Tulokset**

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, onko EMG:n avulla toteutetulla biopalautejaksolla vaikutusta epäkäslihaksen yläosan jännitystasoon, sekä selvittää onko tehdyllä interventiolla vaikutusta niskahartiaseudun toimintaan. Tutkimuksessa voimaan jäi nollahypoteesi.

Taulukossa 1 on esitetty tutkimuksen aikana mitattujen parametrien tulokset alkumittauksissa, loppumittauksissa ja esitetty niiden välinen erotus, joka esittää tutkimuksen aikana tapahtunutta muutosta. Tulokset ovat koehenkilöiden tulosten laskettu keskiarvo.

### **8.1 Vaikutus niska-hartiaseudun toimintakykyyn**

EMG:hen perustuva neljän työpäivän mittaisella biopalautejaksolla ei havaittu olevan tilastollisesti merkitsevää vaikutusta Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijöiden niskahartiaseudun toimintaan. Kaularangan liikkuvuudessa ei

	<b>Alkumittaus</b>	<b>Loppumittaus</b>	<b>Muutos</b>
<b>Kaularangan rotaatio</b>	119°	121°	+2°
<b>Kaularangan taivutus</b>	81°	68°	-13°
<b>Kaularangan ojennus/taivutus</b>	123°	117°	-6°
<b>Kiputuntemus oikea puoli</b>	7,0kg	7,1kg	+0,1kg
<b>Kiputuntemus vasen puoli</b>	7,1kg	7,1kg	0,0kg
<b>Yläraajan dynaaminen toistotesti</b>	53 toistoa	54 toistoa	+1 toisto
<b>MVC%</b>	2,3%	2,7%	+0,4 %-yksikköä

Taulukko 1. Tutkimuksessa mitattujen parametrien tulokset ja muutos

tapahtunut tilastollisesti merkitsevää muutosta interventiojakson aikana. Hartiaseudun liikkuvuudessa ei tapahtunut tilastollisesti merkitsevää muutosta interventiojakson aikana. Hartiaseudun lihasvoimassa ei tapahtunut tilastollisesti merkitsevää muutosta interventiojakson aikana. Epäkäslihaksen laskevan osan jännitystasoilla ei tapahtunut tilastollisesti merkitsevää muutosta interventiojakson aikana.

## **8.2 Vaikutus niska-hartiaseudun kipuun**

EMG:hen perustuvalla neljän päivän mittaisella biopalautejaksolla ei havaittu tilastollista merkitsevää vaikutusta Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijöiden laskevaan epäkäslihakseen kohdistetussa painealgeometri kipumittauksessa.

## **9 Pohdinta**

### **9.1 Aineisto**

Työn luotettavuutta heikentää tutkimuksen pieni osallistujamäärä ( $n = 3$ ), jolloin perusjoukkoon yleistäminen heikkenee. Osallistujamäärän niukkuus johtui käytävissä olevista resursseista sekä aikataulullisista rajoitteista. Otoksoon neljästä alkuperäisestä koehenkilöstä yksi jouduttiin tiettyjen kriteerien vuoksi sulkemaan pois alkumittauksilanteessa. Aikataulullisista syistä ei ollut enää mahdollista tuoda uutta koehenkilöä hänen tilalleen. Tutkimus on myös pienestä osallistujamäärästä johtuen herkkä poikkeavuuksille, minkä vuoksi tuloksia ei voida yleistää. Kaikki koehenkilöt olivat Lappeenrannan teknillisen yliopiston työntekijöitä, joista kaksi oli naisia ja yksi mies. Tulosten paremman vertailun ja otoksen edustavuuden kannalta olisi otoksoon syytä olla isompi ja interventioon käytetyn ajan olla pidempi. Tutkimuksessa ei päästy tilastollisesti merkitseviin muutoksiin tutkimuskysymyksissä, mutta yleisesti ottaen tutkimuksen luotettavuutta voitaisiin parantaa kontrolliryhmän avulla. Tuloksia ei voida yleistää perusjoukkoon luotettavasti.

### **9.2 Menetelmät**

Tutkimuksessa käytettyjä tuloksia kerättiin alku- ja loppumittauksilla. Molemmissa alku- ja loppumittauksissa kaikki testipatteriston testit suoritettiin kolme kertaa lukuun ottamatta yläraajojen dynaamista toistotestiä, joka suoritettiin kertaalleen. Tutkimuksen lopuksi alku- ja loppumittauksesta saatuja keskiarvoja vertailtiin keskenään. Alku- ja loppumittauksen välistä reliabiliteettia saattoi heikentää mittausajankohdan vaihtelu, sillä mittausajankohtaa ei saatu järjestymään samalle viikonpäivälle ja samaan kellonaikaan.

Tutkimuksen toteutuksen aikana heräsi myös epäily osan tutkimukseen mukaan valittujen mittareiden validiteetista. Tutkimukseen valittiin hartiasitudun lihasvoimaa mittaamaan yläraajojen dynaaminen toistotesti, jonka tilalle olisi voinut ottaa jonkin spesifimmän hartiasitudun- ja erityisesti epäkäslihaksen laskevan osan voimaa mittaavan testin. Hartiasitudun liikkuvuutta mittaamaan valitun UKK-hartiasitudun liikkuvuustestin tilalle olisi myös voitu valita jokin herkkyydeltään parempi testi, jotta muutoksia olisi voitu havaita. Yleisesti ottaen mittauksien luotettavuutta voidaan parantaa täsmällisen testiprotokollan avulla. Mittauksissa voi syntyä satunnaisvirheitä tai systemaattisia virheitä mittaajasta, mittarista, mitattavasta henkilöstä, ympäristöstä tai kaikista näistä johtuen. (Kauranen & Nurkka 2010, 255.)

### **Webropol-kyselylomake**

Webropol-kyselylomakkeesta tuli ilmi, että kaikki kysymykset eivät olleet täysin yksiselitteisiä vastaajien mielestä ja poissulkukriteerien kohdalla koehenkilö ei ollut ymmärtänyt trauman käsitettä oikein, minkä vuoksi satunnaisotannassa valittu henkilö olikin alkumittauksiin saapuessaan poissulkukriteerin täyttävä. Tämän vuoksi tutkimukseen alun perin suunniteltu koehenkilöiden määrä pudotettiin neljästä kolmeen henkilöön. Samoin mukaanottokriteereissä koehenkilöiltä vaadittiin vain tietty tuntimäärä näyttöpäätetyöaika työpäivän aikana, mutta useat koehenkilöistä tekivät etätöitä, jota ei ollut otettu huomioon kyselyssä eikä aikatauluja laadittaessa. Etätö estivät intervention toteuttamisen työpäivän osalta, minkä vuoksi interventioaika jouduttiin kutistamaan neljästä päivästä kolmeen päivään.

### **CROM**

Kaularangan liikkuvuutta mitattaessa CROM-mittarilla mittausten luotettavuuteen vaikutti mittaaja, joka oli mittauskerroilla sama. Mahdollista mittavirhettä mittausten aikana saattoi tulla, kun koehenkilö kääntää pään ääriasentoon, jolloin voi syntyä vapinaa, joka heiluttaa CROM-mittarin mittaneuloja. Testien validiteetin parantamiseksi käytimme TOIMIA-tietokannassa olevia suoritusohjeita, jolloin testit suoritetaan oikein.

## **Hartiaseudun liikkuvuustesti**

Hartiaseudun liikkuvuutta arvioitiin liikkuvuustestillä, joka suoritettiin ensimmäisenä neljän testin testipatteristosta. Mittauksen reliabiliteettia parannettiin varmistamalla tutkittavan ymmärrys sanallisten ohjeiden lisäksi visuaalisella ohjeistuksella. Sama tutkija ohjeisti kaikki koehenkilöt ja varmisti suorituksen hyväksytyn toistamisen. Mittauksessa tärkeintä oli saada sama koehenkilö suorittamaan yhteneväiset suoritukset alku- ja loppumittausten yhteydessä, jotta niitä voitiin verrata mahdollisimman tarkasti. Mittauksen reliabiliteettia heikensi mittausajankohdan vaihtelut päivän aikana. Yksi koehenkilö oli myös saapunut alkumittaukseen taukojumpan jälkeen ja loppumittauksessa ei ollut mahdollista suorittaa samanaista olosuhdetta mittaushetkeen, joten tämä heikensi reliabiliteettia mittausten välillä.

## **Yläraajojen dynaaminen toistotesti**

Hartiaseudun lihasvoimaa arvioitiin yläraajojen dynaamisella toistotestillä, joka suoritettiin alku- ja loppumittausten yhteydessä viimeisenä suorituksena. Mittauksen reliabiliteettia pyrittiin parantamaan käyttämällä samaa tutkijaa ohjeistamaan suoritus sanallisten ohjeiden lisäksi esimerkkisuorituksen avulla. Toistotestissä mittauksen reliabiliteettiin vaikutti viikonpäivä ja tutkittavan vireystila. Subjektiiivisesti ja spontaanisti mittauksen yhteydessä arvioituna tutkittavat pitivät loppuviikosta tapahtuneita mittauksia vaikeampina. Tähän vaikutti myös mittaukseen sattuneen päivän aikaisempi aktiviteetti työnkuvassa. Myös suorituksen loppuun vieminen jäi ainakin yhdellä koehenkilöllä vajaaksi loppumittauksessa, mikä heikensi reliabiliteettia mittausten välillä.

## **Painealgometri**

Painealgometriä on käytetty useissa tutkimuksissa kipukynnyksen objektiiviseen mittaamiseen (Park ym. 2018). Tässä opinnäytetyössä algometrimittauksen luotettavuutta parannettiin suorittamalla mittaukset samaan aikaan vuorokaudesta ja saman henkilön toimesta. Kiputuntemus vaihtelee kuitenkin huomattavasti, vaikka kipua aiheuttava ärsyke olisikin saman suuruinen (Bjälle ym. 1999, 106).



Kaikkia muuttujia mittaustilanteessa ei voida vakioida. Kivunsietokykyyn vaikuttavat mittaushetkellä oleellisesti esimerkiksi elimistön tulehdustilat, stressihormonien määrä sekä mieliala (Sandström & Ahonen 2011, 134).

### **EMG-mittaus**

Criswell mainitsee kirjassaan Knutsenin katsausartikkelin, jossa on tutkittu pinta-elektrodeilla suoritettujen mittauksien reliabiliteettiä. Katsausartikkeliin oli hyväksytty mukaan yhdeksän eri tutkimusta. Reliabiliteettiä tarkasteltiin tutkimalla eri lihaksien aktiivisuutta saman päivän aikana suoritettujen EMG-mittausten avulla. Mittauksien toistettavuus Knutsenin tarkastelemissa tutkimuksissa oli 0,77-0,98 välillä. (Cram & Criswell 2011, 134.)

EMG-mittauksien yhteydessä tuloksien luotettavuutta voivat heikentää muista lihaksista tulleet signaalit (crosstalk), virheellinen suodatus, tulosten epätarkka raportointi sekä lihasten ja elektrodien liikkuminen. Toisaalta mittauksien luotettavuutta voidaan parantaa mittausten huolellisella valmistelulla, elektrodien oikealla sijoittamisella, käyttämällä lyhyttä elektrodiväliä bipolaarisessa mittauksessa sekä korkeatasoisten mittalaitteiden avulla. (Kauranen & Nurkka 2010, 315.) Tutkimuksen validiteetin parantamiseksi mittausasettelu oli vakioitu luisten määkkien avulla.

### **9.3 Tulokset**

EMG:n avulla toteutetulla biopalautteujaksolla ei tässä opinnäytetyössä ollut vaikutusta niska-hartiaseudun toimintakykyyn eikä niska-hartiaseudun kipuun. Opinnäytetyössä saatujen tulosten mukaan koehenkilöiden epäkäsihasten työpäivän aikainen lihasaktiivisuus kasvoi 17 % intervention ensimmäisen ja viimeisen päivän välillä. Kasvanut lihasaktiivisuus voi johtua siitä, että työviikon edetessä työperäinen rasitus kumuloituu. Aikaisemmissa tutkimuksissa EMG-biopalautteeseen perustuvien ergonomiainterventioiden avulla on pystytty vaikuttamaan alenavasti epäkäsihaksen laskevan osan lihasjännitykseen sekä koettuun kipuun niskahartiaseudulla (Dellve ym. 2010; Hermens & Hutten 2002).

Tämän opinnäytetyön toteutus poikkesi kuitenkin olennaisesti yllämainituista tutkimuksista. Koehenkilöt saivat välittömän palautteen lihaksen jännitystason kohotessa 10 % maksimaalisesta, ja kaikki sen alla jäävät jännitystaso oli määritelty lihaksen "lepotilaksi". Koehenkilöiden maksimaalinen epäkäslihaksen supistusvoima asettui 254-476 millivoltin väliin, jolloin hälytystaso 10 % asettui 25-48  $\mu\text{V}$ :n väliselle alueelle. Hermensin ja Huttenin (2002) tutkimuksessa koehenkilöt saivat hälytyksen, jos lihas ei ollut levossa vähintään 20 % minuutin mittaisella ajanjaksolla. Epäkäslihaksen laskevan osan "lepotilaksi" oli tutkimuksessa määritetty 10  $\mu\text{V}$ :n jännitystaso, mikä oli huomattavasti matalampi kuin tässä opinnäytetyössä käytetty koehenkilön maksimaaliseen supistusvoimaan suhteutettu arvo.

Tässä työssä alle 10 %:iin lihaksen maksimaalisesta supistusvoimasta rajattu hälytystaso olisi ollut perusteltu, sillä lihaksen aineenvaihdunta alkaa heiketä jo voimantuoton ollessa 5%. Ergonomiakirjallisuudessa on suositeltu jatkuvan staattisen voimantuoton ylärajaksi esimerkiksi työasentoa ylläpidettäessä päätetyöskentelyssä 5 % lihaksen maksimaalisesta voimantuotosta. Koehenkilöiden keskimääräinen MVC-% oli kuitenkin interventiojakson viimeisenä päivänä 2,7% mikä on huomattavasti alle suositellun 5 %:n rajan. EMG-mittauksien tuloksiin on mahdollisesti vaikuttanut ympäristö, jossa interventiot suoritettiin. Tutkimuksessa mukana olleet koehenkilöt työskentelivät avokonttoreissa tai työhuoneissa, joissa oli paljon elektroniikkaa ympärillä, mikä voi vaikuttaa EMG-mittauksien tulosten luotettavuuteen. Tutkimuksista saaduilla tuloksilla ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa alku- ja loppumittauksien välillä, joten tämän työn pohjalta ei voida tehdä kliinisiä hoitosuosituksia.

#### **9.4 Jatkotutkimusaiheet**

Tutkimuksen aikana nousi esiin useita seikkoja, joilla olisi voinut parantaa tutkimusasetelmaa, joten jatkotutkimuksia voidaan suositella tehtäväksi näiden parametrien muutokset huomioon ottaen. Kasvattamalla otoskokoa sekä pidentämällä interventiojaksoa olisi voitu saada parempia tuloksia koehenkilöiden niskahartiaseudun kivun lievittämiseksi. Jatkotutkimuksessa voitaisiin myös verrata ryhmiä, joissa yksi ryhmä käyttää EMG-biopalaute laitetta ja toinen ryhmä suorittaa taukojumppaliikkeitä työpäivän aikana.

## **10 Johtopäätökset**

Tässä tutkimuksessa toteutetulla biopalautejaksolla ei todettu olevan tilastollisesti merkitsevää vaikutusta epäkäslihaksen laskevan osan jännityksen tasoon, eikä muihin tutkimuskysymyksissä mainittuihin muuttujiin. Tutkimuksen tulokset eivät kuitenkaan ole yleistettävissä koskemaan suurempaa väestöä pienen otoskoon vuoksi.

## Lähteet

Aaltola, J. & Valli, R. 2010. Ikkunoita tutkimusmetodeihin: 2, Näkökulmia aloittelevalle tutkijalle tutkimuksen teoreettisiin lähtökohtiin ja analyysimenetelmiin. Jyväskylä: PS-kustannus.

Alter, M. 2004. Science of flexibility. Third edition. Verkkojulkaisu. Saatavilla: [https://books.google.fi/books?id=3pPAWd1PW2sC&pg=PA154&lpg=PA154&dq=Apostolopoulos+2001+flexibility&source=bl&ots=6nvIK-fsLTg&sig=05s2Q6lnJPmhytauNth3vFcTdvg&hl=en&sa=X&ved=0ahU-KEwj5rP\\_fnKTKAhWEjiwKHc0tAjMQ6AEIHTAA#v=onepage&q&f=false](https://books.google.fi/books?id=3pPAWd1PW2sC&pg=PA154&lpg=PA154&dq=Apostolopoulos+2001+flexibility&source=bl&ots=6nvIK-fsLTg&sig=05s2Q6lnJPmhytauNth3vFcTdvg&hl=en&sa=X&ved=0ahU-KEwj5rP_fnKTKAhWEjiwKHc0tAjMQ6AEIHTAA#v=onepage&q&f=false). Luettu 21.1.2019.

Bron, C., & Dommerholt, J. D. (2012). Etiology of Myofascial Trigger Points. Current Pain and Headache Reports. doi:10.1007/s11916-012-0289-4

Bjälle, J. G., Mannila, K. & Oikarinen, L. 1999. Ihminen: Fysiologia ja anatomia. Porvoo ; Helsinki ; Juva: WSOY.

Cagnie, B., Danneels, L., Van Tiggelen, D., De Loose, V. & Cambier, D. 2006. Individual and work related risk factors for neck pain among office workers. doi:10.1007/s00586-006-0269-7.

Cagnie, B., Dhooge, F., Van Akeleyen, J., Cools, A., Cambier D. & Danneels, L. 2011. Changes in microcirculation of the trapezius muscle during a prolonged computer task. DOI 10.1007/s00421-012-2322-z.

Cram, J. R. & Criswell, E. 2011. Cram's introduction to surface electromyography. 2nd ed. Sudbury: Jones & Bartlett.

Dellve, L., Ahlstrom, L., Jonsson, A., Sandsjö, L., Forsman, M., Lindegård, A. & Hagberg, M. 2010. Myofeedback training and intensive muscular strength training to decrease pain and improve work ability among female workers on long-term sick leave with neck pain. DOI:10.1007/s00420-010-0568-5.

Ehenberg, C. Archenholtz, B. 2009. Is surface EMG biofeedback an effective training method for persons with neck and shoulder complaints after whiplash-associated disorders concerning activities of daily living and pain – a randomized controlled trial. DOI:10.1177/0269215510362325

Friman, A. 2014. Tietokoneella työskentely. Saatavilla [https://www.yths.fi/terveys-tieto\\_ja\\_tutkimus/terveys-tietopankki/213/tietokoneella\\_tyoskentely](https://www.yths.fi/terveys-tieto_ja_tutkimus/terveys-tietopankki/213/tietokoneella_tyoskentely). Luettu 11.12.2018.

Geier, N. 2015. Subacromial shoulder impingement syndrome. WWW-dokumentti. Saatavilla: <https://pivotalphysio.com/subacromial-shoulder-impingement-syndrome/>.

Giggins, O. McCarthy Persson, U. Caulfield, B. 2013. Biofeedback in rehabilitation. DOI 10.1186/1743-0003-10-60

Hermens, H. & Hutten, M. 2002. Muscle activation in chronic pain: its treatment using a new approach of myofeedback. *International Journal of Industrial Ergonomics* 30 (2002) 325–336.

Holtermann, A., Soaard, K., Christensen, H., Dahl, B. & Blangsted, AK. 2008. The influence of biofeedback training on trapezius activity and rest during occupational computer work. *European Journal of Applied Physiology*. 104(6):983-989. Doi.org/10.1007/s00421-008-0853-0.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2009. Tutki ja kirjoita. Helsinki: Tammi

Januario, L., França D. B. de Fátima Carreira Moreira, R. & Oliveira, B. 2018. Comparison of muscle activity from upper trapezius and wrist extensors between dominant and non-dominant upper limbs during computer-based tasks. doi:10.3233/wor-182800.

Kalaja, S. 2012. Liikkuvuuden harjoittaminen. Teoksessa Naisten ja tyttöjen urheiluvälmennus. Mero, A., Uusitalo, A., Hiilloskorpi, H., Nummela, A. & Häkkinen, K. 1. Painos. Saarijärvi: VK-Kustannus Oy.

Kalso, E., Haanpää, M., Hamunen, K., Kontinen, V. & Vainio, A. 2018. Kipu. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim.

Kalso, E. & Vainio, A. Kipu 2002. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim.

Kansaneläkelaitos. 2017. Tilastollinen vuosikirja 2017. Saatavilla: [https://www.kela.fi/tilastojulkaisut\\_kelan-tilastollinen-vuosikirja](https://www.kela.fi/tilastojulkaisut_kelan-tilastollinen-vuosikirja). Luettu 10.1.2019.

Kauranen, W., Pimiä, J-M. & Repo, T. 2010. Ikääntyneiden alaraajojen eksentrisen lihasvoimaharjoittelu. Saimaan ammattikorkeakoulu. Fysioterapian koulutusohjelma. Opinnäytetyö.

Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Helsinki: Liikuntatieteellinen seura.

Kauranen, K. 2014. Lihas – Rakenne, toiminta ja voimaharjoittelu. Helsinki: Liikuntatieteellinen seura.

Kauranen, K. 2017. Fysioterapeutin käsikirja. 1. painos. Helsinki: Sanoma Pro Oy.

Koponen, P., Borodulin, K., Lundqvist, A., Sääksjärvi, K. & Koskinen, S. 2017. Terveys, toimintakyky ja hyvinvointi Suomessa FinTerveys 2017-tutkimus. Saatavilla: <http://www.julkari.fi/handle/10024/136223>. Luettu 9.12.2018.

Kukkonen, Hanhinen, Ketola, Lapajärvi, Noronen & Helminen. 2001. Työfysioterapia. Helsinki: Työterveyslaitos.

Käypähoito. 2017. Niskakipu (aikuiset). Saatavilla: <http://www.kaypa-hoito.fi/web/kh/suosituksset/suositus?id=hoi20010>. Luettu 9.12.2018

- Launis, M. & Lehtelä, J. 2011. *Ergonomia*. Tampere: Työterveyslaitos.
- Levy, J. H. 2010. *Biomechanics: Principles, Trends and Applications*. Nova Science.
- Li, X., Lin, C., Liu, C., Ke, S., Wan, Q., Luo, H. & Wu, S. 2017. Comparison of the effectiveness of resistance training in women with chronic computer-related neck pain: a randomized controlled study. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 90(7), 673–683.
- Magee, D.J. 2014. *Orthopedic physical assessment*. Sixth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders.
- McLean, S. M., May, S., Klaber-Moffett, J., Sharp, D. M. & Gardiner, E. 2010. Risk factors for the onset of non-specific neck pain: a systematic review. *Journal of Epidemiology & Community Health*, 64(7), 565-572.
- Mullally, WJ., Hall, K. & Goldstein, R. 2009. Efficacy of Biofeedback in the Treatment of Migraine and Tension Type Headaches. *Pain physician*. 12(6):1005-1011. Saatavilla <https://www.painphysicianjournal.com/linkout?issn=1533-3159&vol=12&page=1005>. Luettu 11.5.2019.
- Niel-Asher, S. 2014, *The concise book of triggerpoints: A professional and self help manual*. Fourth edition. Hampshire: Lotus Publishing
- Park, G., Kim, C. W., Park, S. B., Kim, M. J. & Jang, S. H. 2018. Reliability and Usefulness of the Pressure Pain Threshold Measurement in Patients with Myofascial Pain. doi: 10.5535/arm.2011.35.3.412.
- Raeissadat SA, Rayegani SM, Sedighipour L, Bossaghzade Z, Abdollahzadeh MH, Nikray R & Mollayi F. 2018. *Journal of Pain Research*. 8;11:2781-2789. Doi: <https://doi.org/10.2147/JPR.S169613>.
- Richter, P. & Hebgen, E. 2007. *Triggerpisteet ja lihastoimintaketjut osteopatiassa ja manuaalisessa terapiassa*. Lahti Vk-kustannus Oy.
- Sand, O., Sjaastad, Ø. V., Haug, E., Toverud, K. C., Bjålie, J. G. & Hekkanen, R. 2011. *Ihminen: Fysiologia ja anatomia*. 2. laitos. Helsinki: WSOYpro.
- Sandström, M & Ahonen, J. 2011. *Liikkuva Ihminen*. Aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Lahti: VK-kustannus Oy.
- Sjøgaard, G. & Sjøgaard, K. 2014. Muscle activity pattern dependent pain development and alleviation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 789–794. doi:10.1016/j.jelekin.2014.08.005.
- Thigpen, C., Padua, D., Michener, L., Guskiewicz, K., Guiliani, C., Keener, J. & Stergiou, N. 2009. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. *Journal of Electromyography and Kinesi-*

ology. 2009; 4: 701 - 709. E-artikkeli. Saatavilla: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641109001862?via%3Dihub>. Luettu 15.12.2018.

THL. 2011. Toimia-Tietokanta. Yläraajojen dynaaminen nostotesti. Saatavilla <https://www.terveysportti.fi/dtk/tmi/koti>. Luettu 20.4.2019.

UKK-Instituutti. 2010. Alpha-fit-terveyskuntotestistö. Saatavilla [http://www.ukkinstituutti.fi/filebank/495-Alpha\\_testaajan\\_opas.pdf](http://www.ukkinstituutti.fi/filebank/495-Alpha_testaajan_opas.pdf). Luettu 12.1.2019.

Viikari-Juntura, E. 2001. Longitudinal study on work related and individual risk factors affecting radiating neck pain. doi:10.1136/oem.58.5.345.

Vilka, H. Tutki ja kehitä. 2015. Jyväskylä: PS-kustannus.

.Yoo, W. 2013. Changes in Pressure Pain Threshold of the Upper Trapezius, Levator Scapular and Rhomboid Muscles during Continuous Computer Work. doi:10.1589/jpts.25.102

## Liitteet

### Liite 1

#### Saatekirje

Hyvä vastaanottaja

Olemme toisen vuoden fysioterapeuttiopiskelijoita Saimaan ammattikorkeakoulusta. Vuoden 2019 aikana teemme opinnäytetyönä tutkimusta biopalautteen vaikutuksesta hartiasseudun kipuihin näyttöpäätetyöntekijöillä ja halusimme tarjota LUT-konsernin työntekijöille mahdollisuutta osallistua tutkimukseen. Näyttöpäätteellä työskenneltäessä staattiset työasennot saavat hartiasseudun lihaksien jännitystason kohoamaan työpäivän aikana, mikä aiheuttaa kipua lihasten heikentyneen aineenvaihdunnan vuoksi. EMG-laitteen avulla mitataan lihasten aktiivisuustasoa ja saadaan käyttäjälle reaaliaikaista palautetta hartiasseudun lihaksien jännitystasosta, jolloin hartiasseudun lihaksien jännitys ei pääse kohoamaan liian korkeaksi.

Tutkimus kestää viikon ja siihen kuuluvat alku- ja loppumittaukset, jotka voidaan suorittaa työajalla. Tutkimuksen aikana työvuoron alussa osallistujille käydään asentamassa EMG-laitte, joka haetaan vuoron loppuun pois. Työpäivän aikana laitteen käyttäjän ei tarvitse puuttua laitteen säätöihin vaan ainoastaan pyrkiä rentouttamaan hartiat laitteen ilmoittaessa hartioiden liiallisesta jännityksestä. Tutkimukseen osallistuvat voivat keskeyttää tutkimuksen näin halutessaan. Tutkimuksen aikana henkilötiedot tullaan keräämään rekisteriin, joka poistetaan tutkimuksen loputtua.

Viestin liitteenä kyselylomake sekä kuva laitteesta, jolla tutkimus on tarkoitus toteuttaa. Kyselylomakkeen täyttäminen vie aikaa alle 5 minuuttia ja sen tarkoituksena on kartoittaa henkilön sopivuutta ja halukkuutta tutkimukseen osallistumiseen.

Kyselylomakkeella tai opinnäytetyön teon yhteydessä saatuja henkilö tai terveystietoja ei tulla julkaisemaan lopullisessa opinnäytetyössä tunnistettavasti ja saatu tutkimusaineisto kerätään ainoastaan tätä opinnäytetyötä varten. Kaikki kerätty tieto hävitetään opinnäytetyön valmistuttua. Valmis opinnäytetyö tullaan julkaisemaan Internetissä osoitteessa [www.theseus.fi](http://www.theseus.fi).

Ystävällisin terveisin

Fysioterapeuttiopiskelija Jussi Tolvanen



Fysioterapeuttiopiskelija Samuli Jäntti

Fysioterapeuttiopiskelija Miika Manninen

## Kyselylomake

1. Olen lukenut ja ymmärtänyt tietosuojailmoituksen ja hyväksyn että tutkimuksessa kerätään siihen tarvittavia henkilötietoja \*

Kyllä

Ei

2. Yhteystiedot

Etunimi

Sukunimi

Sähköposti

3. Ikä \*

18

4. Onko sinulla ollut yhtäjaksoista vähintään 3 päivää kestänyttä niska-hartiaseudun kipuaiksoa kuluneen vuoden aikana? \*

Kyllä

Ei

5. Onko niska-hartiaseudun kipu saanut alkunsa jostain äkillisestä tapahtumasta kuten onnettomuudesta? \*

Kyllä, mistä? \_\_\_\_\_

Ei

6. Onko sinulle suoritettu kaularangan alueelle mitään kirurgista operaatiota? \*

- Kyllä
- Ei

7. Onko viikottainen työmääräsi 30 tuntia tai enemmän? \*

- Kyllä
- Ei

8. Kuinka monta tuntia päivittäisestä työajasta työskentelet tietokoneella? \*

- 0-1 h
- 2-3 h
- 4-5 h
- yli 6 h

9. Onko sinulla todettu mitään seuraavista? \*

- Kaularangan välilevytyrä
- Fibromyalgia
- Reuma
- Nivelreuma
- jokin neurologinen sairaus, mikä \_\_\_\_\_
- Ei mitään edellisistä



## **Sosiaali- ja terveystieteiden**

## **Fysioterapeuttikoulutus**

## **Suostumus**

***Elektromyografiaan perustuvan biopalautealaitteen hyödyllisyys näyttöpäätetyöntekijöillä niska-hartiaseudun kivun lievittämisessä.***

***Jussi Tolvanen, Samuli Jäntti, Miika Manninen***

Olen saanut riittävästi tietoa kyseisestä opinnäytetyöstä ja olen ymmärtänyt saamani tiedon. Minulla on ollut mahdollisuus esittää kysymyksiä ja olen saanut kysymyksiini riittävät vastaukset. Tiedän, että minulla on mahdollisuus keskeyttää osallistumiseni missä tahansa vaiheessa ilman että se vaikuttaa saamaani hoitoon tai kuntoutukseen.

Suostun vapaaehtoisesti osallistumaan tähän opinnäytetyöhön liittyvään tutkimukseen.

Lisäksi annan suostumukseni henkilötietojeni keräämiseen opinnäytetyöhön laadinnassa syntyvään tutkimusrekisteriin. Minua on informoitu henkilötietojen käsittelystä tutkimuksen yhteydessä.

---

Aika ja paikka

---

---

Asiakas/potilas

---

---

Opiskelija/opiskelijat

## Biopalautelaitteen hiljentäminen



1. Pidä SET- näppäintä pohjassa, kunnes näytölle ilmestyy asetukset (settings) valikko.

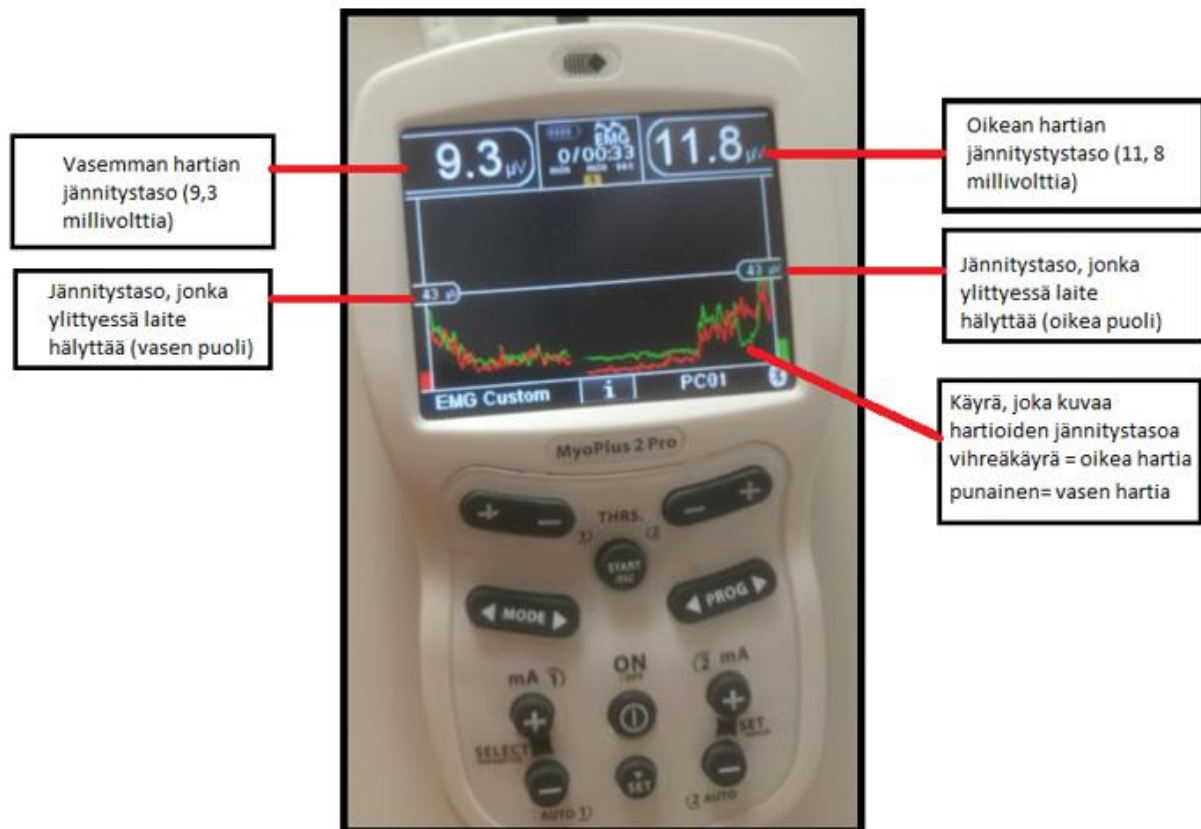


2. Asetukset (Settings) valikon ilmestyttyä paina oikeassa alakulmassa olevaa (2 AUTO nappia niin kauan pohjassa, että äänenvoimakkuudesta kertovat pylväät häviävät näytön oikeasta yläkulmasta.



3. Kun äänenvoimakkuudesta kertovat palkit on saatu pois näytöltä, voit palata biopalaute tilaan painamalla START näppäintä.

# Biopalautteen tulkinta



**Rentolihas:** Hartioiden ollessa mahdollisimman rentoina hartioiden jännitys tason pitäisi olla alle 4 millivolttia. Lihaksen ollessa todella hyvässä kunnossa lukema voi olla alle 1 millivolttia. Hyvä lihaksen rentoutumiskyky on suuri edistysaskel lihaksen verenkierron parantamiseksi.

**Hälytys** on tutkimuksessa asetettu 10 % lihaksen maksimaalisesta jännitys tasosta ja laite hälyttää välittömästi, kun taso ylittyy. Laitteen hälyttäessä rentouta hartiat, jolloin hälytys lakkaa.

Ongelmatilanteessa ota yhteyttä:

Jussi Tolvanen

Puh: 040 xxx xxxx