

# EMG:N SOVELTAMINEN TUOTEKEHITYSKÄYTTÖÖN

Simo Pönkänen

Opinnäytetyö  
Lokakuu 2009

Hyvinvointiteknologia  
Teknologiayksikkö





Tekijä(t)  PÖNKÄNEN, Simo	Julkaisun laji Opinnäytetyö	Päivämäärä 28.10.2009
	Sivumäärä 44	Julkaisun kieli Suomi
	Luottamuksellisuus ( ) saakka	Verkojulkaisulupa myönnetty ( X )
Työn nimi EMG:N SOVELTAMINEN TUOTEKEHITYSKÄYTTÖÖN		
Koulutusohjelma Hyvinvointiteknologia		
Työn ohjaaja(t) SIISTONEN, Matti		
Toimeksiantaja(t) HAUTANEN, Juha, JYVÄSKYLÄN AMMATTIKORKEAKOULU, Teknologiayksikkö, Hyvinvointiteknologia		
Tiivistelmä <p>Opinnäytetyön tavoitteena oli laatia ohjeistus, jonka avulla Jyväskylän Ammattikorkeakoulun omistamaa EMG-mittalaitetta voitaisiin käyttää tuotekehitystyössä. Työssä tutkittiin laitteen soveltuvuutta ja suoritettiin pilottimittaus uusille kehitteillä oleville vapaasti riippuville kyynär- /käsituille.</p> <p>Työssä toteutettiin vertaileva EMG-mittaus, jossa tarkkailtiin kolmen lihaksen (hartialihaksen takalohko, epäkäslihaksen yläosa ja ranteen ojentajat) kuormittumista näyttöpäätetyössä ilman käsitukia ja niiden kanssa. Käsitukien tavoitteena on osittain vähentää yläraajojen rasituksia ja osittain siirtää kuormitusta muille lihaksille. Mittauksessa käytettiin kymmentä eri koehenkilöä, joista puolet oli miehiä ja puolet naisia.</p> <p>Tulokset vastastasivat odotuksia ja käsituet vähensivät 14 % ranteen ojentajien ja 40 % epäkäslihaksen kuormittumista. Laitteen toimintatavasta ja ideasta johtuen hartialihaksen takalohkon kuormitus lisääntyi oletetusti 43 %:lla.</p> <p>Työn ja tutkimuksen kautta laadittiin EMG-mittauksen prosessikaavio, muistilista EMG-mittaajalle, esimerkki mittauspöytäkirjasta ja kaavio järjestetyn mittauksen kulusta. Näiden avulla voidaan suunnitella toimiva EMG-mittaus tuotekehityksen avuksi.</p>		
Avainsanat (asiasanat) EMG, elektromyografia, näyttöpäätetyö, ergonomia, tuotekehitys		
Muut tiedot		



Author(s)  PÖNKÄNEN, Simo	Type of publication Bachelor´s Thesis	Date 28.10.2009
	Pages 44	Language Finnish
	Confidential ( ) Until	Permission for web publication (X)
Title EMG APPLICATION IN RESEARCH AND DEVELOPMENT		
Degree Programme Wellness Technology		
Tutor(s) SIISTONEN, Matti		
Assigned by HAUTANEN, Juha, JYVÄSKYLÄ UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES, School of Technology, Wellness Technology		
Abstract <p>The aim in the thesis was to create instructions how to use EMG-measurements as a part of product development. Another purpose was to execute a pilot study for a freely hanging forearm supports using EMG-measurement.</p> <p>In the thesis were executed a comparing study between normal video display unit (VDU) work with and without the forearm supports. EMG was taken from three muscles: deltoid, trapezius and wrist extensors. The supports are designed to reduce muscle stress in VDU work. Ten test persons (five males and five females) were used in the EMG tests.</p> <p>The results were alleged and the forearm supports reduced 14 percent of the muscle stress in the wrist extensors and 40 percent in the trapezius. Due to the mechanism of the forearm supports muscle stress increased 43 percent in the deltoid as supposed.</p> <p>As a result many documents were made to help planning EMG measurements like process flowchart of the EMG measurements, a memo for EMG measuring person and description from the comparing study.</p>		
Keywords Muscle activity, electromyography, ergonomics, VDU work		
Miscellaneous		

## SISÄLTÖ

1 JOHDANTO.....	2
2 EMG ELEKTROMYOGRAFIA.....	4
2.1 EMG:n synty.....	4
2.2 EMG:n käyttö.....	5
2.3 EMG:n mittaaminen.....	6
2.5 Elektrodit.....	9
2.6 Signaalin käsittely ja analysointi.....	12
3 ERGONOMIA.....	13
3.1 Ergonomia käsitteenä.....	13
3.2 Näyttöpäätetyön ergonomia.....	16
4 TUOTEKEHITYS.....	17
5 TUOTTEISTAMINEN.....	18
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	19
7 TUTKIMUSMENETELMÄT.....	21
7.1 Esityöt.....	21
7.2 Koehenkilöt.....	21
7.3 Mittausasetelma.....	21
7.4 Kyselykaavake.....	27
8 TULOKSET.....	28
9 TULOSTEN TARKASTELU.....	30
10 POHDINTA.....	31
LÄHTEET.....	36
Liite 1. Kyselykaavake.....	38
Liite 3. EMG –mittajaan muistilista.....	40

Liite 4. Taulukko lihastyömääristä.....	42
Liite 5. Esimerkki mittauspöytäkirjasta .....	43
Liite 6. EMG-mittauksen prosessikaavio.....	44

## KUVIOT

KUVIO 1. Aktiopotentialin summaatio.....	4
KUVIO 2. Erilaisia elektrodeja.....	10
KUVIO 3. Monopolaarinen ja bipolaarinen mittaustapa.....	11
KUVIO 4. Neulaelektrodeja.....	12
KUVIO 5. EMG-signaali ja voimakäyrä.....	13
KUVIO 6. Ergonomian sidonnaisuus.....	14
KUVIO 7. Vitruviuksen mies.....	15
KUVIO 8. Näyttöpäätetyöasento.....	16
KUVIO 9. TypingMaster.....	22
KUVIO 10. Mittauselektrodi.....	23
KUVIO 11. Mittauselektrodien sijoittelu.....	24
KUVIO 12. Koehenkilö mittaustilanteessa.....	24
KUVIO 13. Mittalaite ME6000T8.....	25
KUVIO 14. Raaka dataa.....	25
KUVIO 15. Integroitua dataa.....	26
KUVIO 16. Keskiarvoistettua dataa.....	26
KUVIO 17. MegaWin peruslaskelmat .....	26
KUVIO 18. MegaWin-ikkuna.....	28
KUVIO 19. Yhteenlasketut lihastyömäärät.....	29
KUVIO 20. Kirjoitusnopeus.....	29

# 1 JOHDANTO

Opinnäytetyössä on tarkoituksena tutkia EMG -mittausten (elektromyografia =lihasten sähköinen aktiivisuus) soveltuvuutta tuotekehityksen apuvälineeksi. Työssä tehdään EMG -mittaukset kehitteillä olevalle uudelle tuotteelle. Näillä mittauksilla pyritään toteamaan tuotteen vaikutuksia lihasten työmääriin näyttöpäätetyöskentelyssä. Samalla arvioidaan soveltuuko työn tilaajalla olemassa oleva laitteisto tämän tyyppisiin mittauksiin ja kehitetään ohjeistusta EMG -mittauksen toteutukseen.

Työn tilaaja on Juha Hautanen Jyväskylän Ammattikorkeakoulun hyvinvointiteknologian koulutusohjelmasta. Osaltaan tilaajaksi voidaan katsoa myös Kauko Kokkonen, joka saa mitattua tietoa kehittämästään laitteesta.

Tietokoneistuvassa yhteiskunnassa yhä useampi tekee päivittäin työtä tietokoneella ja useilla on sen seurauksena ilmennyt erilaisia niska-, hartia- ja yläraaja-kipuja sekä vaivoja. Nämä vaivat ovat todellinen ongelma jo nyt ja varmasti tulevat vielä lisääntymään työnkuvien muuttuessa enenevässä määrin tietokonepainotteiseksi istumatyöksi. Jotkut ovat tehneet päätetyöskentelyä jo useita vuosikymmeniä ja vaivat ovat kehittyneet kroonisiksi. Tässä opinnäytetyössä tutkimuksen kohteena olevat *vapaasti riippuvat kyynär-/käsituet* on kehitetty vähentämään käsien kannattelusta johtuvia rasituksia.

Mittausten kohteen osalta tämä työ on siis hyvin ajankohtainen ja tästä voidaan saada tärkeää ja uutta mitattua tietoa laitteen toiminnasta. Mittaustulokset saattavat parantaa tuotteen uskottavuutta ja vauhdittaa sen patentointia. EMG-mittauksissa tarkastellaan, kuinka käsituet muuttavat näyttöpäätetyöskentelyn lihasrasituksia.

Laitteen keksijä ja kehittäjä Kauko Kokkonen haluaa, ettei tässä opinnäytetyössä kuvattaisi laitteen teknologiaa lainkaan. Tämän vuoksi kuviakaan käytössä olleesta laitteesta ei voida julkaista.

Kauko Kokkonen kertoo laitteen syntyhistoriasta seuraavaa (14.10.2009):

*Alun perin laitteeni on suunniteltu pistekirjoituksen lukemiseen, erityisesti pistenäytön lukemisen apuvälineeksi. Siinä hommassahan kädet liikkuvat pisterivillä vasemmalta oikealle ja taas vasemmalle. Hyvä sivuttainen liikkuvuus on tarpeen. Sormet eivät lukiessa juurikaan nouse tai laske, vaan liukuvat vain rivin päällä. Minun pistenäytössäni on myös pistekirjoitusnäppäimistö. Siinä sormet pysyvät koko ajan paikallaan samojen näppäinten päällä. Normaalinäppäimistöllä sormet liikkuvat enemmän.*

*On olemassa joitakin "oikeita" kuurosokeita, joiden tiedonsaanti on sormien varassa. He lukevat sanomalehtensä ja muunkin tekstin sormillaan. He myös kommunikoivat viittomakielen tulkin välityksellä kädestä käteen viittoen. Näillä ihmisillä on niskat kovilla!*

*Vähän myöhemmin olen tullut ajatelleeksi, että laite saattaisi soveltua kaikenlaiseen käsien nostelutyöhön. Vanha rouva tykkäsi kutoa sukia sukulaisilleen, mutta niska tuli kipeäksi. Laitettani käytettäessä ei ehkä tulisi - kokeilematta tuo vielä kuitenkin on. Minulla on versio myös parturikampaajalle!*

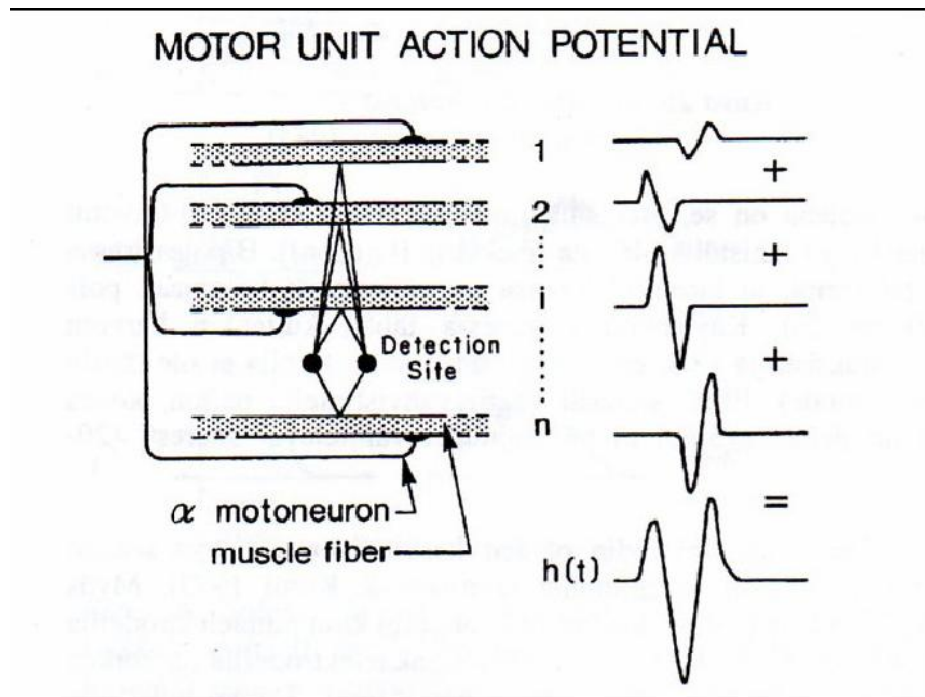
Tämän opinnäytetyön myöhemmin esiintyvässä tekstissä "vapaasti riippuvista kyynär-/käsituista" tullaan käyttämään vain termiä "käsitet".

## 2 EMG ELEKTROMYOGRAFIA

### 2.1 EMG:n synty

Lihassupistuksessa lihassolujen ja niitä hermottavan  $\alpha$ -motoneuronin muodostamassa motorisessa yksikössä asetyylikoliinin synnyttämä kemiallinen reaktio muuttuu lihassolukalvolla aktiopotentiaaliksi. Syntynyt sähköinen aktiivisuus on mitattavissa myoelektrisenä signaalina, jännitteenä. Tämän ilmiön mittaamista ja saatujen arvojen esittämistä kutsutaan elektromyografiaksi (Electromyography, EMG). (Basmajian & Luca, 1985) Yksittäisen motorisen yksikön aktiopotentiaali on summa kaikkien sen hermottamien lihassolujen aktiopotentiaaleista (kuvio 1). Aktiopotentiaalin amplitudin suuruuteen vaikuttaa kolme tekijää:

- Mitä suurempi lihassolun halkaisija on, sitä suurempi on amplitudi.
- Kun lihassolun ja elektrodin välinen etäisyys kasvaa, amplitudi pienenee kudosten signaalia vaimentavan vaikutuksen takia.
- Amplitudia muuttavat myös erilaiset elektrodin rakenteesta johtuvat, signaalia suodattavat ominaisuudet. (Basmajian & Luca, 1985)



KUVIO 1. Yhden motorisen yksikön aktiopotentiaalin summaatio (Basmajian & Luca, 1985).



EMG-signaali edustaa lihaksen toimivien motoristen yksiköiden yhteisaktiivisuutta. Lihaksen aktivaatiotaso on lähes suorassa suhteessa tuotettuun voimaan (Väyrynen, Nevala, Päivinen, 2004).

## 2.2 EMG:n käyttö

EMG-elektrodien ja sähköstimulaation avulla päästään myös selvittämään hermoston johtumisnopeuksia. EMG-mittauksia on hyödynnetty hermolihaskäytön ongelmien ja adaptaation tutkimisessa, ergonomiaan liittyvissä tutkimuksissa sekä bio-mekaanisissa mm. voimantuottoon liittyvissä tutkimuksissa (Enoka, 2002). Myös neurologisten tutkimusten yhteydessä on käytetty EMG:tä (Merletti & Parker, 2004). EMG-tutkimuksia on käytetty myös proteesien kehittämiseksi, jolloin proteesin liikkeiden ohjaamiseen käytetään kehon lihassignaaleja (Basmajian & Luca, 1985).

Tässä opinnäytetyössä käytetty ME6000 -biomonitorointilaitte on hyvin monipuolisesti laajennettavissa erilaisten tutkimusten tarpeiden mukaan. Laitteeseen saa monia erilaisia antureita EMG:n lisäksi mm. goniometri, inklinometri, sykemittaus, gyrometri, kiihtyvyyssanturi ja EKG. Näiden anturien avulla EMG-mittausta voidaan hyödyntää mm.

- Neurofysiologiassa: hermo/lihasliitoksen toiminta ja refleksivasteet, aktiopotentialien johtumisnopeudet
- Kuntoutuksessa: lihasten voimantuoton ja -käytön oikea hallinta, lihaskäytön eliminointi, heikentyneen lihasvoiman harjoittaminen esim. leikkauksen tai halvautumisen jälkeen, kävelyanalyysit, selkäongelmien kuntoutus, raajojen kuntoutus
- Työterveys: työnkuorimittavuuden mittaukset aidoissa työtilanteissa, niska- ja hartiaongelmat toimistotyössä
- Urheilufysiologia: väsymistestit ja kestävyysmittaukset, harjoittelun optimointi, lihaskoordinaatio, toiminnalliset testit, voimantuotto, reaktioaikatestit, biomekaniikan analysointi, aktivaatiojärjestys, hyppy- ja tasapainotestit

- Urheiluvalmennus: puoleisuuserot, lihastasapaino, taloudellisuus, suoritustekniikka sekä kohdennetut harjoitukset

(Mega Elektroniikka Oy, 2009.)

### 2.3 EMG:n mittaaminen

EMG-signaaleja on tutkittu jo 1800-luvulta lähtien. Ranskalainen Du-Bois-Reymond v. 1849 ja saksalainen Piper v. 1912 olivat edelläkävijöitä kehittäessään laitteita, joilla EMG-signaalia voitaisiin mitata (Basmajian & Luca, 1985). Myöhemmin on ilmestynyt lukuisa joukko tieteellisiä raportteja käsitellen EMG-signaalien mittaamista ja siihen liittyen mittauselektrodien kokoa, sijoittelua ja etäisyyttä toisiinsa. Silti EMG-signaalien mittaamiseen liittyy vieläkin epäselvyyksiä. Tutkimuksissa saadut tulokset ovat usein ristiriitaisia ja toistettavuudeltaan huonoja. Syynä on EMG-signaalien mittausten liittyvät vakiintumattomat käytännöt ja itse signaaliin liittyvät monet häiriötekijät. (Merletti & Parker, 2004). Pinta-EMG-signaaliin vaikuttavat tekijät voidaan jakaa ei-fysiologisiin ja fysiologisiin tekijöihin. Ei-fysiologiset tekijät ovat anatomiaan ja mittausjärjestelmiin liittyvät sekä geometriset ja fyysiset tekijät. Fysiologiset tekijät liittyvät lihassolukalvon ja motorisen yksikön ominaisuuksiin (Farina ym. 2004).

EMG-mittauksiin voi vaikuttaa useita häiriö- ja virhelähteitä. Yleisimmät virheet aiheutuvat lihaksen ja elektrodin välisten kudosten vaikutuksesta signaaliin, muiden kuin mitattavan lihaksen aiheuttamien lihasten sähköisestä aktiivisuudesta, elektrodin ja ihon välisen liitoksen aiheuttamasta kohinasta, liikkeen aiheuttamista häiriöistä, mahdollisten mittauskaapeleiden aiheuttamista häiriöistä ja sähköverkon aiheuttamista häiriöistä.

Erityisesti pintaelektrodeilla tapahtuvaa EMG:n mittaamista on pyritty yhtenäistämään eurooppalaisella SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) -aloitteella (Hermens ym. 1999). Aloitteen tavoitteena oli luoda yhteiset periaatteet EMG:n käyttämisestä mittausmenetelmänä kliinissä tutkimuksissa. Mittaamiseen vaikuttavia tekijöitä ja tekniikoita pyrittiin standardisoimaan. Tarkoitus oli tehdä EMG-tutkimuksista luotettavampia ja eri

tutkimuslaitoksissa tehtyjen tutkimusten tuloksista vertailukelpoisia. (Merletti & Parker 2004; Hermens ym. 1999.)

EMG-signaalit ovat jännitteeltään pieniä (1 – 20 mV), joten signaali täytyy vahvistaa ennen analysointia. Lihaksen tyypistä, koosta sekä mahdollisista vaurioista riippuen tyypillinen lihaksessa tapahtuva sähköimpulssisykli on n. 7-20 Hz. Lisäksi signaalin keräystaajuus tulee ottaa huomioon tallennusvaiheessa, Nyquistin teoreeman mukaan tallentamistaajuuden tulee olla vähintään kaksi kertaa yhtä suuri kuin korkeimman EMG-signaalin taajuuskomponentti. Yleensä 1 kHz on riittävä. Häiriöiden poistamiseksi tulee signaalista myös poistaa häiriösignaalit ali- ja ylipäästösuodatuksen avulla. (Basmajian & De Luca, 1985)

EMG-signaalin keräys voidaan suorittaa sekä langallisilla että langattomilla EMG-mittausjärjestelmillä. EMG-signaalia voidaan käyttää muun muassa kuvaamaan kokonaisvaltaisesti mitattavan lihaksen aktivoitumistasoa tai – määrää ja / tai aktivoitumisen nopeutta. Lihasten aktivoitumista ja ihon pinnalle asti leviävää aktiopotentialia voidaan rekisteröidä erityisillä elektrodeilla. Elektrodista mitattu signaali siirtyy joko vahvistimien tai etuvahvistimen kautta signaalin käsitteilyyn, jota ovat esimerkiksi suodatus ja tasasuuntaus. Varsinaisen vahvistuksen jälkeen signaali voidaan tallentaa myöhempää analysointia varten tai siirtää A/D-muuntimen kautta tietokoneelle analysoitavaksi. (Basmajian & De Luca, 1985)

Motoristen yksiköiden aktiopotentialien muotoon vaikuttavat kudosten suodatusominaisuudet sekä impulssin johtumisnopeus lihasfiiberissä. Suodatuksen määrään vaikuttaa lihasfiibereiden järjestys, pintaelektrodien ja aktiivisten lihasfiibereiden välinen etäisyys sekä elektrodin sijoittamiskohta lihaksen hermotusalueeseen nähden. Johtumisnopeuteen vaikuttaa lihasfiibereiden poikkipinta-ala, lihaksen sisäinen pH sekä muut solukalvon ominaisuudet. (Basmajian & De Luca, 1985) EMG-signaaliin ja sen muotoon vaikuttavat muun muassa lihaksen supistumis- ja venymisnopeus, lihasjännityksen tuottamisnopeus, väsymys sekä refleksitoiminta. Signaalin kasvunopeuteen vaikuttaa myös lihasaktiiviteetin suuruus. Voimakas lihasaktiiviteetti havaitaan tulossignaalin korkeiden huippujen lisääntymisenä.

## 2.4 EMG-tutkimuksen luotettavuuteen vaikuttavia tekijöitä

EMG-tutkimusten luotettavuuden ja mittausten onnistumisen kannalta on tärkeää sijoittaa elektrodit oikein ja alentaa ihon aiheuttamaa vastusta. Lisäksi analysoinnin kannalta on tärkeää huomioida cross-talk, kohina ja liikeartefaktat. SENIAMin (1999) mukaan elektrodien paras kiinnittämiskohta sijaitsee lihaksen motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puolivälissä. SENIAM suosittelee elektrodinapojen väliseksi etäisyydeksi 20 mm tai  $\frac{1}{4}$  lihasfiiberin pituudesta sekä bipolaaristen elektrodien sijoittamista lihasfiibereiden suuntaisesti impedanssin eli vaihtovirtavastuksen vähentämiseksi. Impedanssia voidaan vähentää myös nostamalla elektrodin ilmaispinta-alan suuruutta.

Ihon resistanssi eli vastus vaikeuttaa sähkön virtaamista lihaksen ja elektrodien välillä. Ihon vastukseen vaikuttavat lämpötila, ihon puhtaus, ihon ja ihonalaisen kerroksen paksuus sekä elektrodin koko. Resistanssia voidaan laskea puhdistamalla iho liottimella ja poistamalla kuollut ihosolukko hiekkapaperilla. (Merletti & Hermens, 2004)

Mitattavaa lihasta ympäröivien lihasten sähköinen aktiivisuus aiheuttaa häiriöitä mitattavan lihaksen EMG-signaaliin. Tämä ilmiö on nimeltään cross-talk ja se tulee erityisesti huomioida käytettäessä pintaelektrodeja. Cross-talk voidaan määritellä muun muassa lähekkäisistä lihaksista mitattujen EMG-signaalien välillä keskinäiskorrelaatiomittauksilla (Farina ym. 2004). Vatsa- ja selkälihakset tutkittaessa cross-talk saattaa aiheuttaa ongelmia erityisesti ulomman vinon vatsalihaksen aktiivisuuksiin, koska lihaksen alla sijaitsee sisempi vino vatsalihas ja poikittainen vatsalihas. Arokoski ym. (1999) tutkivat multifiduksen (syvät selkälihakset) aktiivisuutta käyttämällä sekä pinta- että lanka-EMG:tä. Eri mittaustapojen välinen korrelaatio oli korkea ( $r=.95$ ). Heidän mukaansa multifiduksen tutkiminen pinta-EMG:llä on luotettavaa. Stokes ym. (2003) tutkimuksessa pinta- ja lankaelektrodien välinen korrelaatio oli multifiduksen osalta 0.64. Heidän mukaan pintaelektrodeilla mittaaminen kuvaa enemmän longissimuksen (pitkät selkälihakset) aktiivisuutta ja tarkka multifiduslihaksen aktiivisuuden mittaaminen EMG:llä vaatii lihaksen sisäisiä elektrodeja.

Elektrodien ilmaisinpinta-alalla ei ole Basmajianin ja De Lucan (1985) mukaan niin suurta merkitystä mitatun EMG-signaalin cross-talkiin kuin elektrodinapojen välisellä etäisyydellä. Toisaalta liian suuri ilmaisinpinta-ala lisää cross-talkia. Kohina puolestaan voi olla lähtöisin ympäröivistä sähkökentistä, staattisesta sähköstä tai sähköjohdoista. Kohinaa esiintyy yleensä matalilla taajuuksilla, kuten sähköverkon taajuudella 50 Hz. Häiriökohinan aiheuttaman virheen suuruutta voidaan pienentää viemällä signaalin vahvistinyksikkö mahdollisimman lähelle mitattavaa kohdetta. Myös elektrodien tai johtojen liike aiheuttaa ei-toivottuja häiriöitä mitattuun EMG-signaaliin. Mitattaessa lihaksen sähköistä aktiivisuutta ihon pinnalta saadaan signaali, joka on summa kaikkien ihon alla mittaaselektrodien mittausalueelle sijoittuvien motoristen yksiköiden aktiopotentiaalista. Motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit saattavat olla samaan aikaan varaukseltaan vastakkaiset ja siten kumoavat toisensa amplitudiensa suhteessa. Tätä vaikutusta nimitetään canceloinniksi. Silloin mitatun summasignaalin amplitudi ei anna oikeaa kuvaa hermoston ohjauksesta eikä lihaksen aktiivisuuden määrästä.

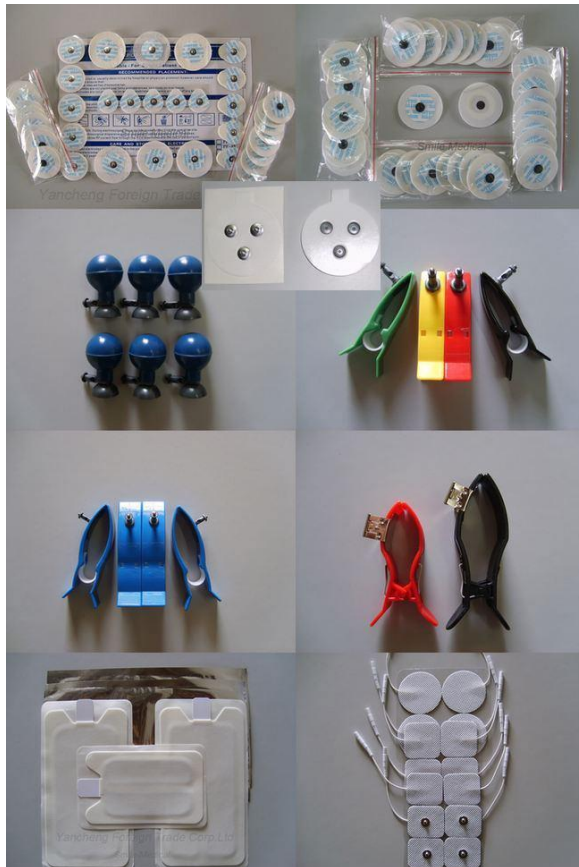
## 2.5 Elektrodit

EMG:tä mitataan elektrodeilla, joita ovat ihon päälle sijoitettavat non-invasiiviset tai ihon alle sijoitettavat invasiiviset neula- ja lankaelektrodit. Elektrodityyppi valitaan mahdollisimman harmittomaksi koehenkilölle ja huomioiden, että elektrodi saadaan riittävän lähelle lihaksesta mitattavaa, ionien synnyttämää sähkövirtaa. Edelleen valintaan vaikuttaa se, tutkitaanko yksittäistä motorista yksikköä vai useamman motorisen yksikön toimintaa. Myös mittaamisen helppo toteutettavuus, käytettävissä oleva aika ja puitteet sekä koehenkilöt vaikuttavat elektrodityypin valintaan. (Basmajian & Luca, 1985)

### Pintaelektrodit

Yleisin ja mitattavalle henkilölle miellyttävin mittaamenetelmä on pintaelektrodimitaus. Pintaelektrodeja käytetään silloin kun halutaan tutkia useiden motoristen yksiköiden sähköistä aktiivisuutta (Basmajian & Luca, 1985). Pintaelektrodeja on sekä passiivisia että aktiivisia. Passiivinen elektrodi muodostuu sähköä johtavasta aineesta, usein hopeisesta ja hopea-kloridilla pinnoitetusta pienestä

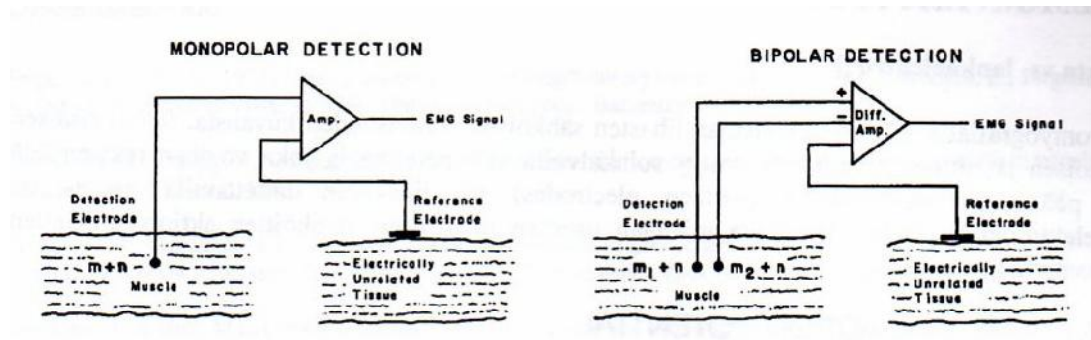
levystä, jonka avulla voidaan mitata jännitettä ihon pinnalta. Aktiivisessa elektrodissa on passiivisen elektrodin tapaan sähköä johtava anturielementti, mutta siihen on yhdistetty jo elektrodissa esivahvistin, jonka tehtävänä on parantaa signaalin laatua nostamalla elektrodien sisäänmenoimpedanssia (Basmajian & Luca, 1985). Erityisesti passiivisia pintaelektrodeja käytettäessä on tärkeää poistaa kuollut ihokerros mitattavalta kohdalta, jotta ihon ja elektrodin välinen sähköinen impedanssi olisi mahdollisimman alhainen. (Basmajian & Luca, 1985; Hermens ym. 1999). Passiivisiin elektrodeihin lisätään johtavuuden parantamiseksi geeliä. Elektrodi kiinnitetään ihoon tiukasti, koska liitoksen tulee olla tiivis sähköisen vastuksen minimoimiseksi (Basmajian & Luca, 1985).



KUVIO 2. Erilaisia elektrodeja.

Rakenteeltaan elektrodit jaetaan joko mono- tai bipolaarisiin sen mukaan onko elektrodissa yksi vai kaksi ihoa vasten asennettavaa elementtiä (kuvio 3). Lisäksi tarvitaan vertailuelektrodi, jonka sähköiseen potentiaaliin varsinaisen mittaus- elektrodin potentiaalia verrataan. Vertailuelektrodi sijoitetaan sellaiseen paikkaan, jossa on mahdollisimman vähän sähköistä aktiivisuutta, eikä siihen vaikuta samat sähköiset signaalit kuin mittauselektrodiin. Monopolaarisen mittaustek-

niikan haittapuoli on se, että yhden elektrodin kautta välittyvät kaikki sen läheisyydessä vaikuttavat signaalit, joista monet ovat muualta kuin mittauskohteesta tulevia häiriöitä. Bipolaarisilla elektrodeilla, jolloin mittaavia elektrodeja on kaksi, vältetään monopolaarisen mittausmenetelmän kaltaisten häiriöiden välittyminen edelleen. Niissä kumpikin elektrodi mittaa saman häiriösignaalin, joka suodattuu pois differentiaalivahvistimen vahvistaessa kahden sisään tulevan signaalin erotuksen. (Basmajian & Luca, 1985.)



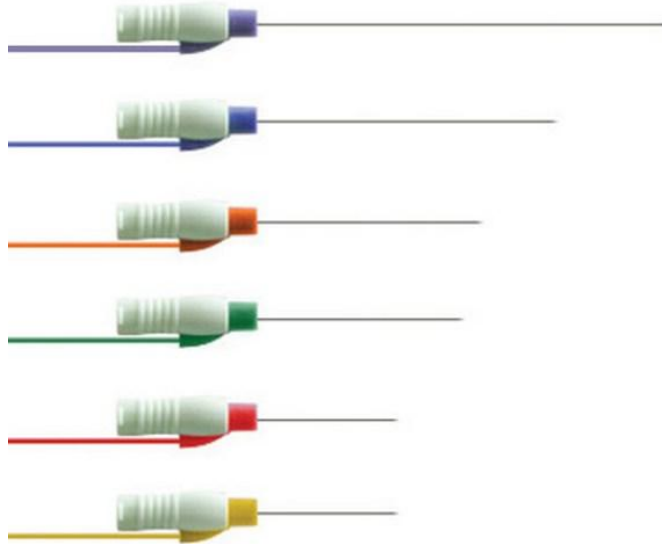
KUVIO 3. Vasemmalla monopolaarinen ja oikealla bipolaarinen EMG-signaalin mittaustapa (Basmajian & Luca, 1985).

Elektrodien johtavan pinnan pinta-alalla on merkitystä mitattavaan signaaliin: pinta-alan kasvaessa se mittaa useamman motorisen yksikön potentiaalia. Riskinä on ei-toivottujen signaalien välittyminen läheisistä lihaksista. Pinta-alan kasvaessa myös matalataajuiset häiriöt siirtyvät helpommin signaaliin. (Basmajian & Luca 1985; Hermens ym. 1999)

#### Neula- ja lankaelektrodit

Neula- ja lankaelektrodeja käytetään haluttaessa tutkia pienempää aluetta lihaksessa kuin pintaelektrodilla. Tyypillisesti nämä ovat pienempiä lihaksia tai jonkin lihaksen yksittäisiä motorisia yksiköitä. Halkaisijaltaan neulaelektrodit ovat 25 – 200  $\mu\text{m}$ , riippuen montako mittauskanavaa niissä on (Basmajian & Luca, 1985). Lankaelektrodit alkoivat yleistyä myöhemmin kuin pinta- ja neulaelektrodit. Lankaelektrodit valmistetaan lujasta n. 25  $\mu\text{m}$  paksusta, eristeellä päällystetystä langasta. Materiaalina käytetään platinaseoksia, hopeaa ja nikkeli-kromiseoksia. Eristeenä käytetään nailonia, polyuretaania ja teflonia. Lankaelektrodeja on käytetty erityisesti haluttaessa selvittää yksittäisen motorisen yksikön aktiopotenti-

aalin käyttäytymistä. Neula- ja lankaelektrodien käyttö on mitattavalle hieman kivuliasta. (Basmajian & Luca, 1985).



KUVIO 4. Erimittaisia neulaelektrodeja.

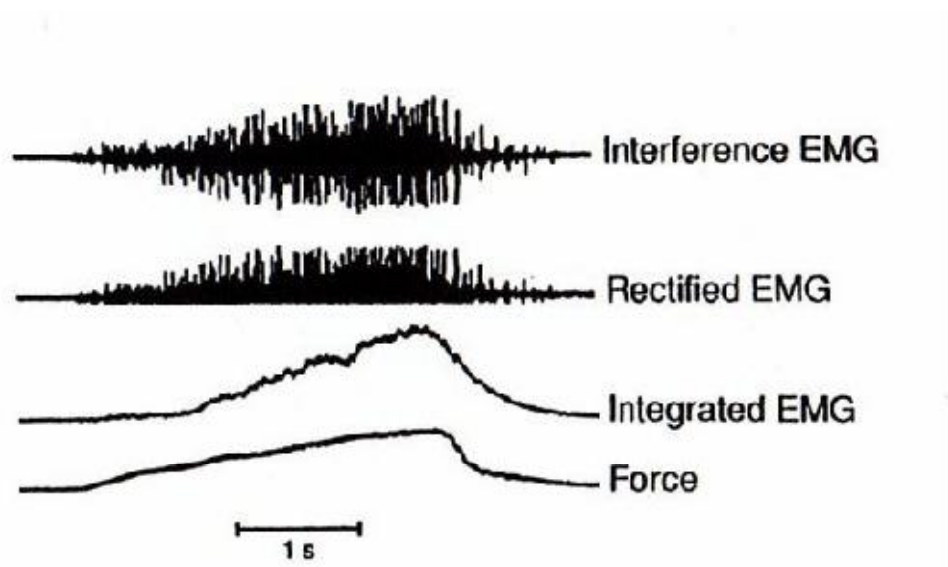
## 2.6 Signaalin käsittely ja analysointi

EMG-signaalin mittaamiseen liittyy monenlaisia haasteita sen alhaisen jännitetason ja erilaisten häiriötekijöiden takia (Farina ym. 2004). Alhainen jännitetaso vaatii vahvistusta, jotta sitä voitaisiin käsitellä. Lisäksi mittauksen yhteydessä pyritään välttämään signaalin vaimeneminen ihon ja elektrodin välisessä kontaktissa. Häiriöiden siirtyminen signaaliin pyritään estämään kaistanpäästösuodattimilla (Basmajian & Luca, 1985). SENIAM-suosituksissa on annettu ohjearvoja pinta-EMG:n mittaamisessa käytettävien laitteiden sähköisistä parametreista, kuten näytteenottotaajuudesta, käytettävien kaistanpäästösuodattimien taajuuksista, vahvistimien sisäänmenoimpedansseista, A/D-muuntimista jne. Sopivaksi taajuusalueeksi suositellaan yleensä käytettäväksi 10 - 500 Hz:n aluetta, mikä kattaa hyvin EMG-signaalin ilmenemistaajuuudet. Matalataajuisia alle 20 Hz häiriöitä aiheuttavat yleensä liikkeestä johtuvat häiriöt mm. elektrodien kaapeleiden vuoksi tai ihon ja elektrodin välisessä liitoksessa. Suurempia häiriötaajuuksia aiheuttavat sähköverkon 50 Hz:n taajuus ja muut ympäristöstä välittyvät sähköiset signaalit. Näytteenottotaajuudeksi suositellaan vähintään 1000 Hz:ä, silloin kun ylärajataajuus on 500 Hz ja erikoistapauksissa 2000 - 4000 Hz:ä, kun yläraja-



taajuus on 1000 Hz. Signaalin muunnoksessa analogisesta digitaaliseksi suositellaan käytettäväksi 12- tai 16-bittistä A/D-muunninta. (Hermens ym. 1999.)

EMG-signaalista pyritään suodattamaan jo mittausvaiheessa pois eri taajuiset häiriösignaalit. Tallennettua EMG-signaalia täytyy kuitenkin usein vielä käsitellä ennen kuin sitä voidaan analysoida kulloisenkin tarpeen mukaisesti. On olemassa useita tapoja käsitellä EMG-signaalia, mutta yksi yleisimmistä on sen tasasuuntaus ja integrointi (Enoka, 2002). Kuviossa 5 on esitetty yksinkertaistettu kuvio ns. raaka-EMG-signaalista, sama signaali tasasuunnattuna ja integroituna sekä vastaavalla lihassupistuksella tehdyn liikkeen voimakäyrä.



KUVIO 5. Isometrisessä supistuksessa mitattu EMG-signaali käsittelyvaiheineen sekä vastaava voimakäyrä (Enoka, 2002).

## 3 ERGONOMIA

### 3.1 Ergonomia käsitteenä

Ergonomia-sana tulee kreikan kielestä, jossa ergon tarkoittaa työtä ja nomos lakia. Ergonomia merkitsee laaja-alaista oppia työstä, huomioiden ihmisen toiminnan fyysiset, kognitiiviset, sosiaaliset, organisationaaliset, ympäristölliset sekä muut mahdolliset osa-alueet. Ergonomia on tieteenalue, joka keskittyy ihmisiin ja heidän vuorovaikutukseensa ympäristön kanssa. Pohjois-Amerikassa käy-

tetään ergonomiatiedosta ja -toiminnasta termiä human factors, mikä on yleisesti maailmalla hyväksytty ergonomian synonyymiksi. Hyöty hyvästä ergonomiasta todentuu parantuneena turvallisuutena, tehokkuutena ja hyvinvointina.

Suppeasti ergonomia voidaan määritellä koneiden suunnitteluna, jossa huomioidaan käyttäjän rajoitukset. Yksityiskohtaisemman perusmääritelmän mukaan ergonomia on tieteen ja teknologian alue, joka sisältää tiedon ihmisen käyttäytymisestä ja biologisista piirteistä. Näitä tietoja sovelletaan suunnitteluun, jolla pyritään parantamaan yksilöiden ja organisaatioiden tehokkuutta ja turvallisuutta. Mieluummin kuin muodostaa yhtä määritelmää ergonomiasta, tulisi ergonomia nähdä oppina tai filosofiana, jossa huomioidaan ihmiset suunnittelussa ja organisoinnissa, eli suunnitellaan ihmisiä varten. (Urtamo, 2001).



KUVIO 6. Ergonomia on sidoksissa moneen tieteenalaan.

Ergonomia pureutuu perinteisesti siihen, miten työ vaikuttaa ihmiseen. Tällöin ergonomian tavoitteena on vähentää työn kuormittavuutta suunnittelemalla työ ihmisen kykyjen mukaan. Human factors – tiedonala tutkii pääasiassa ihminen-konejärjestelmää (human engineering). Ihmisen käyttäytyminen työtehtävässään ja työympäristössään sekä työvälineiden käyttö on human factors -tieteiden keskeisintä alaa. Human factors -toiminta pyrkii suunnitteluun, jossa inhimillisten virheiden määrä yritetään minimoida (Teollisuusergonomia, 1992).

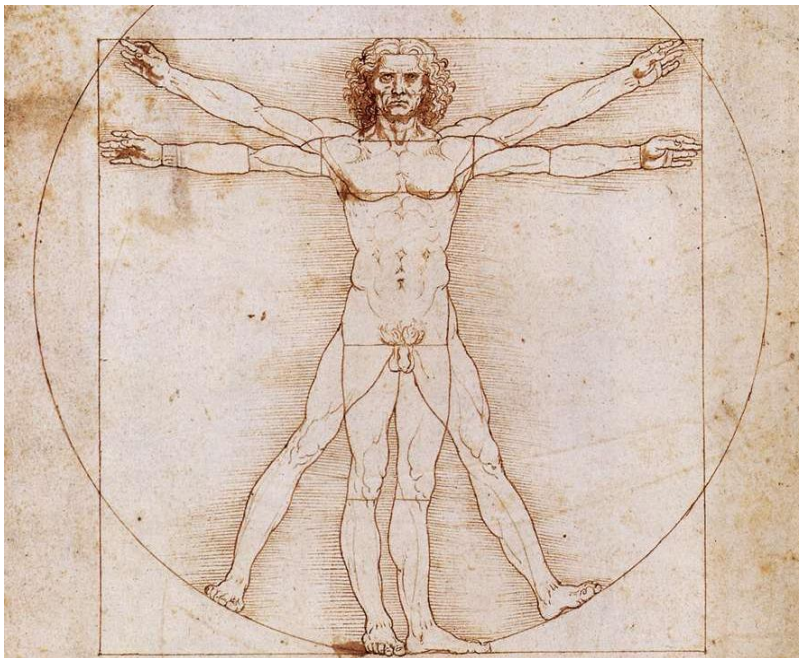
Laitteiston ja kalusteiden ergonomia alkoi kehittyä Toisen Maailmansodan aikana. Tekninen kehitys aikoi ajaa ihmisen kyvyt ääri rajoille monimutkaisten sotalaitteiden käytössä. Ongelmia ratkomaan laitettiin monia eri tieteenalojen osaajia kuten; insinöörejä, antropologeja, psykologeja sekä fysiologeja. Kuitenkin tämä

monitieteinen lähestymistapa sai ergonomian nimityksen vasta paljon myöhemmin (Teollisuusergonomia, 1992).

Kiinnostus ergonomiaa kohtaan synnytti monia sitä tukevia yhdistyksiä, ensimmäinen perustettiin tietävästi Isossa-Britanniassa vuonna 1950. Sittemmin ergonomia on vallannut laajalti maailmaa ja sen kattojärjestöksi perustettiin IEA, International Ergonomics Association (Teollisuusergonomia, 1992).

International Ergonomics Association (IEA 2000) jakaa ergonomian karkeasti seuraaviin osa-alueisiin: 1. Fysikaalinen ergonomia, 2. Kognitiivinen ergonomia sekä 3. Organisationaalinen ergonomia.

Tämän opinnäytetyön osalta keskitytään ainoastaan fysikaalisen ergonomian osa-alueeseen. Fysikaalinen ergonomia tarkastelee mm. työperäisiä liikuntaelimistön vaivoja, työskentelyasentoja, työpisteen järjestelyjä, toistoliikkeitä, käsiteltäviä materiaaleja, ympäristötekijöitä, turvallisuutta sekä terveyttä.

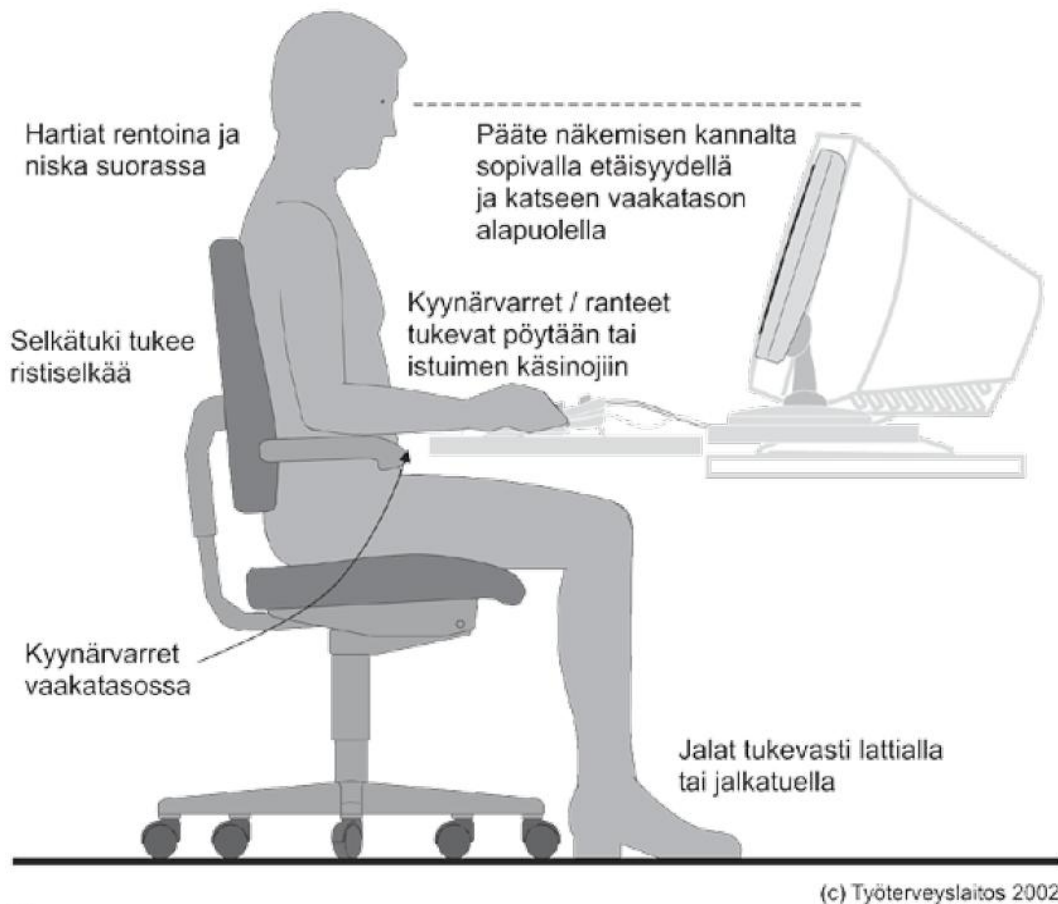


KUVIO 7. Leonardo Da Vincin ihmisruumiin mittasuhteita käsittelevää Vitruviuksen miestä (n. vuodelta 1490) näkee usein ergonomiaan liittyvissä yhteyksissä mm. IEA:n internet sivuilla.

### 3.2 Näyttöpäätetyön ergonomia

Näyttöpäätetyöhön on olemassa monia eri ohjeita ja ohjeistuksia. Työsuojelupii-  
rin ohjeistuksen mukaan työpisteeseen on oltava helppoa kulkea ja asettautua.  
Työpisteen on oltava riittävän tilava, että asentoa voidaan muuttaa ja siivous on  
helppoa. Riittävällä säilytystilalla saadaan järjestys säilymään sekä ehkäistään  
epäjärjestyksestä joutuvia tapaturmia. (Näyttöpäätetyö, 2009.  
<http://www.tyosuojelu.fi>)

Jatkuva näyttöpäätetyöskentely rasittaa tuki- ja liikuntaelimiä sekä silmiä. Pitkä-  
kestoinen paikallaan istuminen, samoina toistuvat pään- ja kädenliikkeet sekä  
tukemattomat ja hankalat kädenliikkeet voivat olla terveydelle haitallisia. Myös  
kumara tai kiertynyt niskan ja selän asento voivat aiheuttaa terveydellisiä haitto-  
ja. (Työsuojeluoppaita ja – ohjeita 1, Näyttöpäätetyö. 2006)



KUVIO 8. Työterveyslaitoksen suositus hyvästä näyttöpäätetyöasennosta.

Ritva Kukkonen Työterveyslaitoksen Fysiologian osastolta kiteyttää toimistotyön ergonomian seuraavasti:

*Toimistotyöntekijän terveellisen työskentelyn taustalla on kaksi seikkaa. Ensin on hoidettava kuntoon niin sanottu perusergonomia. Työntekijän on itse tiedostettava tarve saada hyvät työolot. Lähtökohtana on siis halu muuttaa omaa käyttäytymistä ja tapaa työskennellä. Perusergonomian toteutuminen mahdollistaa liikuntaelinten kannalta kaksi tärkeintä asiaa eli asennon vaihdeltavuuden ja tukemisen. Toiseksi työ kannattaa tauottaa järkevästi. Taukojen pitäminen on merkki oman itsensä arvostamisesta. Ergonomiaan kuuluu terve narsismi.*

Hyvässä työasennossa:

- tuolin selkänoja tukee ristiselkää
- näyttö on sopivalla etäisyydellä kohtisuoraan edessä ja katseen vaakatason alapuolella
- kyynärvarret tukevat joko pöytään tai tuolin käsinojiin, jolloin hartiat ovat rentoina
- jalat ovat tukevasti lattialla tai jalkatuella.

Näyttöpäätetyössä Työterveyslaitoksen ohjeistuksessa korostetaan käsien ja ranteiden tukemista. Tärkeänä pidetään myös yksilöllisten mieltymysten merkitystä valittaessa näppäimistöjä ja hiiriä näyttöpäätetyöskentelyyn. Yläraajojen rasituksessa suositellaan useasti toistuvaa ja lyhyttä tauotusta. (Työterveyslaitos, 2006)

## 4 TUOTEKEHITYS

Tuotekehitys on sarja tapahtumia, joka kattaa kaikki osa-alueet alkaen markkina mahdollisuudesta aina valmiin tuotteen valmistuksesta myyntiin ja toimitukseen saakka (Ulrich, Eppiger, 2004). Tuotekehitystoiminnalla pyritään saamaan markkinoille uusia tuotteita tai parannuksia nykyisiin tuotteisiin. Tuotekehitysprosessi muuttaa markkinatarpeet ja tekniset mahdollisuudet myytäviksi tuotteiksi.

Perinteisesti tuotekehitys on kohdistunut valmistettaviin esineisiin, mutta sitä sovelletaan nykyään myös ohjelmistoihin ja palvelutuotteisiin. Tuotekehityksen tavoitteena on tuottaa nopeasti ja taloudellisesti uusia, asiakkaiden tarpeet täyt-

täviä ja kilpailukykyisiä tuotteita. Tuotekehitystyössä on tärkeää huomioida valitseva markkina- ja kilpailutilanne. (Ulrich, Eppiger, 2004)

Ulrichin ja Eppingerin (2004) mukaan tuotekehitysprosessi koostuu yleensä kuudesta vaiheesta:

1. suunnittelu
2. konseptin laatiminen
3. pääsuunnittelu
4. yksityiskohtainen suunnittelu
5. testaus ja parantelu
6. tuotteen lanseeraus

Tuotekehitys on parhaimmillaan jatkuva prosessi joka toistaa itseään koko tuotteen elinkaaren ajan. Tällöin tuotteella on paremmat mahdollisuudet menestyä markkinoilla ja pysyä kilpailukykyisenä uusienkin tuotteiden tullessa markkinoille. Tuotekehityksessä myös nopeus on valttia. Monet tuotekehitystä, markkinointia ja kilpailuetua tutkineet tahot ovat vakuuttuneita siitä, että suurimmat voitot uuden tuotteen myynnistä saa se, jolla on mahdollisuus lanseerata uusi tuote ensimmäisenä markkinoille. Tällöin tuotekehityskustannukset jäävät suhteessa pienemmiksi myyntiin nähden tuotteen elinkaaren aikana. Lähes poikkeuksetta voidaan sanoa, että mikään ei ole niin täydellinen tuote, että siitä ei löytyisi jotakin kehitettävää. (Parantainen, 2007)

## 5 TUOTTEISTAMINEN

Tuotteistaminen terminä on vielä aika tuntematon, eikä sille ole yhtä ainoaa oikeaa määritelmää. Usein käytetäänkin rinnakkain sanoja *tuotteistus* ja *tuotteistaminen*. Ne liittyvät kiinteästi tuotesuunnitteluun ja -kehitykseen, markkinointiin, asiakassuhteisiin sekä liiketoiminnan kehittämiseen. Tuotteistamalla voidaan jalostaa ideoita ja keksintöjä markkinakelpoisiksi tuotteiksi ja palveluiksi. Tuotteistamalla voidaan myös kehittää ja parantaa jo olemassa olevien tuotteiden tai palveluiden tuotantoa ja laatua. (Jaakkola, Orava & Varjonen, 2007)

Tuotteistamisena voidaan pitää myös sitä työtä, jolla asiantuntemus tai osaaminen jalostetaan myynti-, markkinointi- ja toimituskelpoiseksi palvelutuotteeksi. Tuotteistukseen liittyy vahvasti myös yksityiskohtainen dokumentointi tuotteeseen tai palvelukonseptiin liittyen. Tuotteistamista voidaan myös kuvata osaamisen monistamisena. Silloin perehdyttämisen keinoina voi olla esimerkiksi:

- kirjoja, julkaisuja ja sovellusohjeita
- käsikirjoja ja työohjeita
- tarkastuslistoja, lomakkeita ja dokumenttimalleja
- videoita, kaavioita, animaatioita
- prosessikuvauksia
- työmenetelmiä tukevia tietojärjestelmiä
- seminaareja, kursseja ja valmennuksia
- työharjoittelua
- koulutusmateriaalia
- kouluttajien koulutusmateriaalia
- palvelun jatkuvaa kehitystyötä

Onnistuneesti ja hyvin tuotteistetun palvelun tunnistaa siitä, että vaikka koko organisaation henkilökunta vaihdettaisiin, muutamassa kuukaudessa se pystyisi tuottamaan samalla ammattitaidolla ja laadulla entistä palveluaan (Parantainen, 2007).

## 6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tarkoituksena oli selvittää kuinka JAMK:lle hankittu EMG-laitteisto soveltuu tuotekehityksen apuvälineeksi. Tavoitteena oli saada tuotettua yksityiskohtainen selostus tästä mittauksesta ja analysoida tuloksia sekä luoda yleinen prosessikaavio mittausten toteutuksesta.

Toisaalta EMG-mittauksilla haluttiin myös mitattua näyttöä käsitukien toimivuudesta. Tutkimuksessa oli tarkoituksena selvittää, kuinka vapaasti riippuvat käsituet vaikuttavat ylävartalon ja käsien lihaksiin. Tukien suunnittelijan tavoitteena

on siirtää päätetyöskentelyssä rasittuvien lihasten kuormitusta niiden vastalihaksille. Oikein optimoituina tuet muuttavat staattisen lihasjännityksen dynaamiseksi, koska kuormitus siirtyy aivan suorittajalihaksen ja sen vastasuorittajan rajalle.

Kuormittumisen kannalta on merkittävään tehdäänkö lihastyö staattisesti vai dynaamisesti. Staattisessa työssä lihaksen verenkierto ja hapensaanti heikentyvät, jolloin lihas väsy nopeammin. Dynaamisessa työssä lihaksien supistuminen ja rentoutuminen vaihtelee jatkuvasti ja lihaksen verenkierto sekä hapensaanti ovat parempia. Ihminen pystyy tekemään dynaamista lihastyötä hyvinkin pitkän ajan (Väyrynen, Nevala, Päivinen, 2004).

Oletuksena lihasaktiivisuus vähenee ranteen ojentajissa ja epäkäslihaksessa kun käsitukia käytetään. Tukien toimintatavasta johtuen hartialihaksen takaosassa pitäisi lihasaktiivisuuden lisääntyä. Vuonna 2005 fysioterapeutti Hannu Argillander totesi käsituista seuraavaa:

*Kauko Kokkosen ideoima kyynärtuki on ensimmäinen kokeilemani tuki, josta teoriassa voi olla apu tulevaisuudessa aina vain lisääntyviin tuki- ja liikuntaelinongelmiin, joita ylävartalon staattinen työ aiheuttaa. Antagonisteja aktivoiva kyynärtuki toimii. Normaalisti tietokoneella työskenneltäessä joudutaan ponnistelemaan painovoimaa vastaan ja lihakset joutuvat yksipuolisesti ja staattisesti jännitykseen. Agonisti lihakset toimivat staattisesti ja se aiheuttaa aineenvaihdunnan heikkenemistä ko. lihaksissa. Pitkään jatkuneena se aiheuttaa ryhtimuutoksia.*

*Tuki aktivoi vastavaikuttaja lihaksia, jotka toimivat tuen avulla kuitenkin dynaamisesti ja rasitus on pieni. Teoriassa pohdittuani laitteen toimivuutta olen lähes vakuuttunut siitä, että pitkäaikaisessa käytössä se tulisi vähentämään ylävartalon rasitusta, ainakin työskenneltäessä päätteellä. Voisi jopa olettaa, että sillä olisi ryhtiä parantava vaikutus.*

*Laitte pitäisi tietysti saada koekäyttöön, jotta sen todellisia vaikutuksia päästäisiin mittaamaan. Toivon, että hyvä idea pääsisi mahdollisimman nopeasti käytännön tasolle.*

*Jyväskylässä 5.5.2005  
Fysioterapeutti  
Hannu Argillander*



## 7 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 7.1 Esityöt

Mittausten esivalmisteluna rakensin käsitukien kehittäjän kanssa JAMK:in tiloihin käsituilla varustetun työpisteen. Työpisteessä oli tietokone, LCD-näyttö, näppäimistö ja hiiri sekä tavallinen suorakaiteen muotoinen pöytä ja Martelan työtuoli. Työtuolista poistettiin kyynärtuet mittausten ajaksi. Säädettyvyydeltään työpiste ei ollut kovin hyvä, mutta muuhun saatavilla olevaan kalustoon tätä mallia käsituista ei olisi saanut tukevasti kiinni.

Muutaman viikon ajan koekäytin käsitukia itsekseni ja tein erilaisia koemittauksia EMG-laitteistolla. Pohdin myös, millainen tehtävä soveltuisi koehenkilöiden suoritettavaksi. Joka kerta identtisen tehtävän toteutus onnistui TypingMaster-ohjelmalla. Kymmensormijärjestelmän opiskeluun kehitetyssä ohjelmassa oli tähän mittaukseen sopiva kirjoituskoe, jonka pituuden voi määrittellä 2-10 minuutin mittaiseksi. Aluksi aion teettää koehenkilöillä 10 minuutin mittaisen kokeen, mutta se tuntui liian pitkältä ajalta keskittyä kirjoitustehtävään täydellisesti. Kokeen pituudeksi päätin lopulta 5 minuuttia, joka mittausten edetessä sai hyvää palautetta koehenkilöiltä.

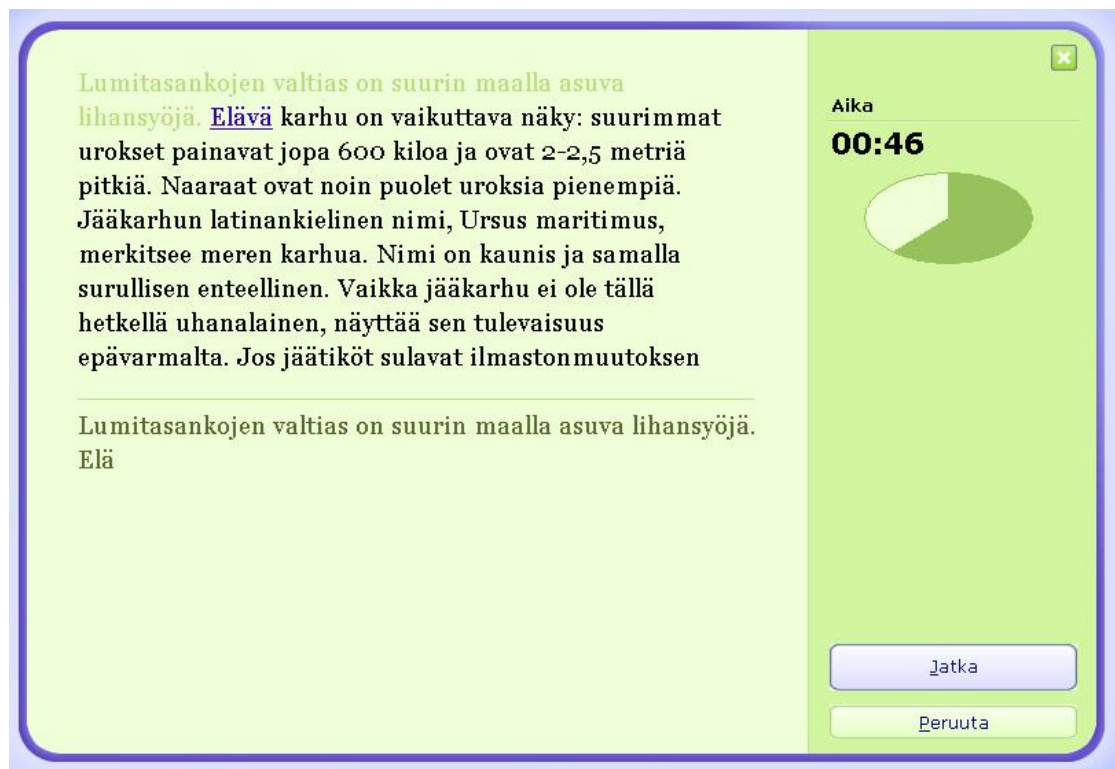
### 7.2 Koehenkilöt

Koehenkilöinä toimi yhteensä kymmenen henkilöä, joista naisia oli viisi ja miehiä viisi. Koehenkilöiden ikä vaihteli 23-44 vuoden välillä, keskiarvon ollessa 31,3 vuotta. Pituuden vaihteluväli oli 160-181 cm (ka. 174,4cm). Koehenkilöt painoivat keskimäärin 68,2 kg. Kaikilla koehenkilöillä oli kokemusta näyttöpäätetyöskentelystä, mutta vain yhdellä aikaisempaa kokemusta käsitukien käytöstä. Koehenkilöitä ohjeistettiin suullisesti ennen mittauksia ja sen edetessä.

### 7.3 Mittausasetelma

Tutkimuksen mittaukset suoritettiin Jyväskylän Ammattikorkeakoulun tiloissa aikavälillä 18. -30.9.2009. Tehtävänä käytettiin TypingMaster-ohjelmaa, jolla

koehenkilöt suorittivat kaksi kertaa 5 minuutin mittaisen kirjoituskokeen. Ensin koehenkilöt kirjoittivat tekstin käsitukien kanssa ja muutaman minuutin tauon jälkeen ilman tukia. Kaikilla koehenkilöillä suoritusjärjestys oli sama, koska he olivat juuri totutelleet tukien käyttöön ja kaikki myös halusivat tehdä kokeen ensin tukien kanssa. Kirjoituskokeessa koehenkilö kopioi kirjoittamalla omaan tahtiin 5 minuuttia valmista tekstiä. Molemmilla mittauskerroilla kirjoitettiin sama teksti, jolla pyrittiin vakioimaan koetilanne tehtävän osalta. Ohjelman antama kirjoitusnopeus (merkkiä/minuutissa) kirjattiin ylös, jotta saataisiin tietoa käsitukien vaikutuksesta kirjoitusnopeuteen.



KUVIO 9. TypingMaster kirjoituskoe

Tutkimuksessa ei ollut tarpeellista verrata koehenkilöiden suorituksia toisiinsa, joten signaalin normalisointi voitiin jättää pois. Normalisointiin käytetään yleensä lihasaktiivisuuden suhteuttamista MVC-supistukseen. MVC tulee sanoista *maximal voluntary contraction*, jolla tarkoitetaan isometristä, maksimaalista ja itse tuotettua supistusta (Väyrynen, Nevala, Päivinen, 2004). Käytännössä koehenkilö tekee mitattavalla lihaksella maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen, joka

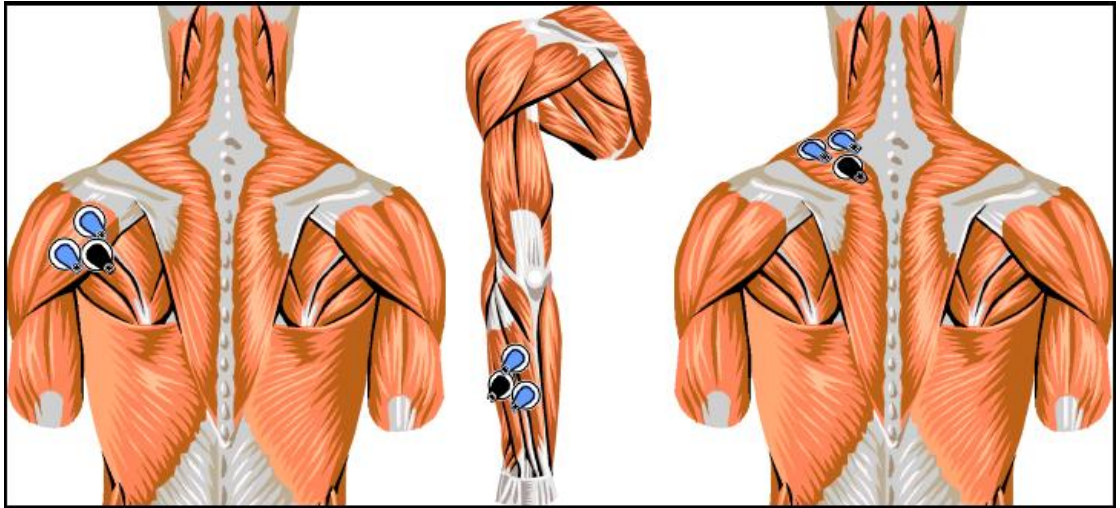
rekisteröidään ennen varsinaisia tutkimukseen liittyviä mittauksia. Tähän huipparvoon suhteutettavia tuloksia voidaan verrata eri koehenkilöiden välillä.

Lihaskäivisuutta mitattiin vain vasemmalta puolelta EMG- elektrodien avulla kolmesta lihaksesta. Elektrodeina käytettiin itsekiinnittyviä Ambu Blue sensor M EKG-elektrodeja. Elektrodit kiinnitettiin karvattomalle ja antiseptisellä liuoksella puhdistetulle iholle (kuvio 12). Kiinnityspaikat määriteltiin MeganWin-ohjelman avulla sekä tunnustellen koehenkilön lihaksien lähtö- ja kiinnityspisteitä. Mittalaitteen johdot kiinnitettiin teipillä ihoon, jotta välttyttäisiin häiriöiltä johtojen huonon kunnan vuoksi.



KUVIO 10. Mittauksissa käytetty elektrodi. Elektrodi on kertakäyttöinen ja itseliimautuva. Se sisältää sähkönjohtavuutta parantavaa geeliä.

EMG-signaalia kerättiin raakadata muodossa (RAW) 1000Hz taajuudella ja kynnyksenä oli 1000  $\mu$ V. Mitattavat lihakset olivat hartialihaksen takalohko (m. deltoideus posterior), ranteen ojentajat (m. extensor carpi radialis longus ja brevis) ja epäkäslihaksen yläosa (m. trapezius) (kuvio 11).



KUVIO 11. Mittauselektrodien sijoittelu MegaWin-ohjelmassa.



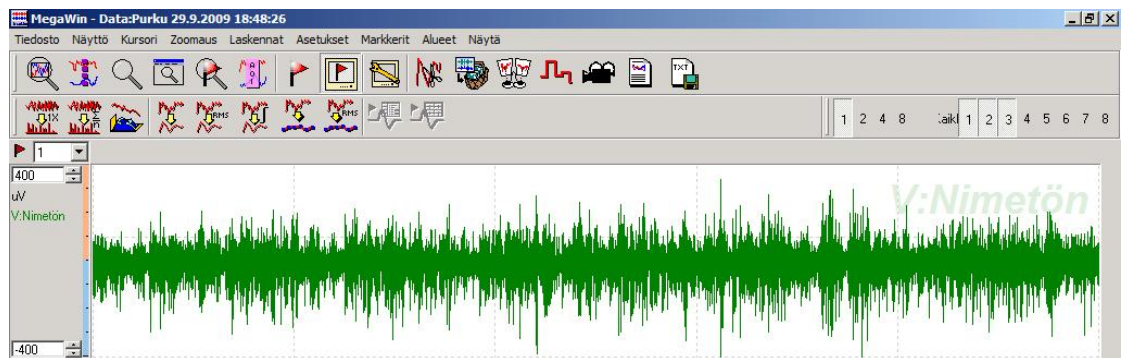
KUVIO 12. Koehenkilölle on kiinnitetty mittauselektrodit

Mittaukset tallennettiin kenttämittauksena 8-kanavaisella ME6000-laitteella (valmistaja: Mega Elektroniikka Oy, Kuopio). Saadut tulokset purettiin jälkepäin tietokoneelle ja analysoitiin MegaWin-ohjelmistolla. Raakadata integrointiin ja keskiarvoistettiin, jonka jälkeen viiden minuutin mittausjaksosta valittiin keskivaiheilta tasan 240 sekunnin jakso varsinaiseen laskentaan. Ohjelman laske- mista perustuloksista tältä ajanjaksolta poimittiin eri lihasten työmäärät. Työmäärät ( $\mu\text{Vs}$ ) kirjattiin MS Excel taulukko-ohjelmaan. Työmäärästä laskettiin ero-

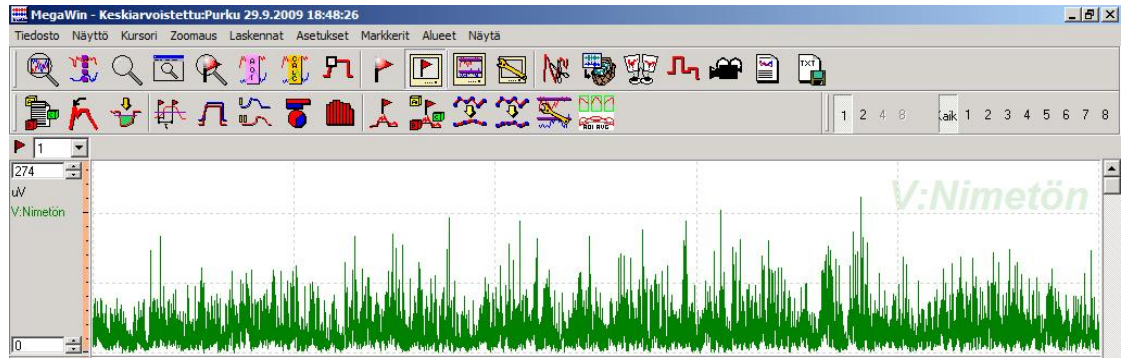
tus ja prosentuaalinen muutos tukien aiheuttamasta kuormituksen lisääntymisestä tai vähenemisestä.



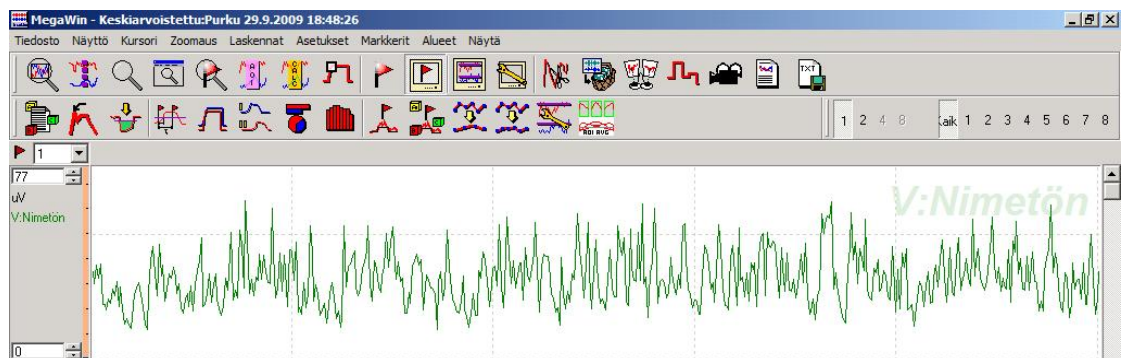
KUVIO 13. Mittalaite ME6000T8 mittaamassa yhtä EMG-kanavaa. Näyttömuodoksi on valittu pylväsnäyttö, jolloin mittauksen kulkua ja signaalia voitiin tarkkailla koko mittausjakson ajan. Jos epätavallisia signaalipiikkejä ilmeni johtojen huonon kunnon vuoksi, mittaus keskeytettiin ja uusittiin.



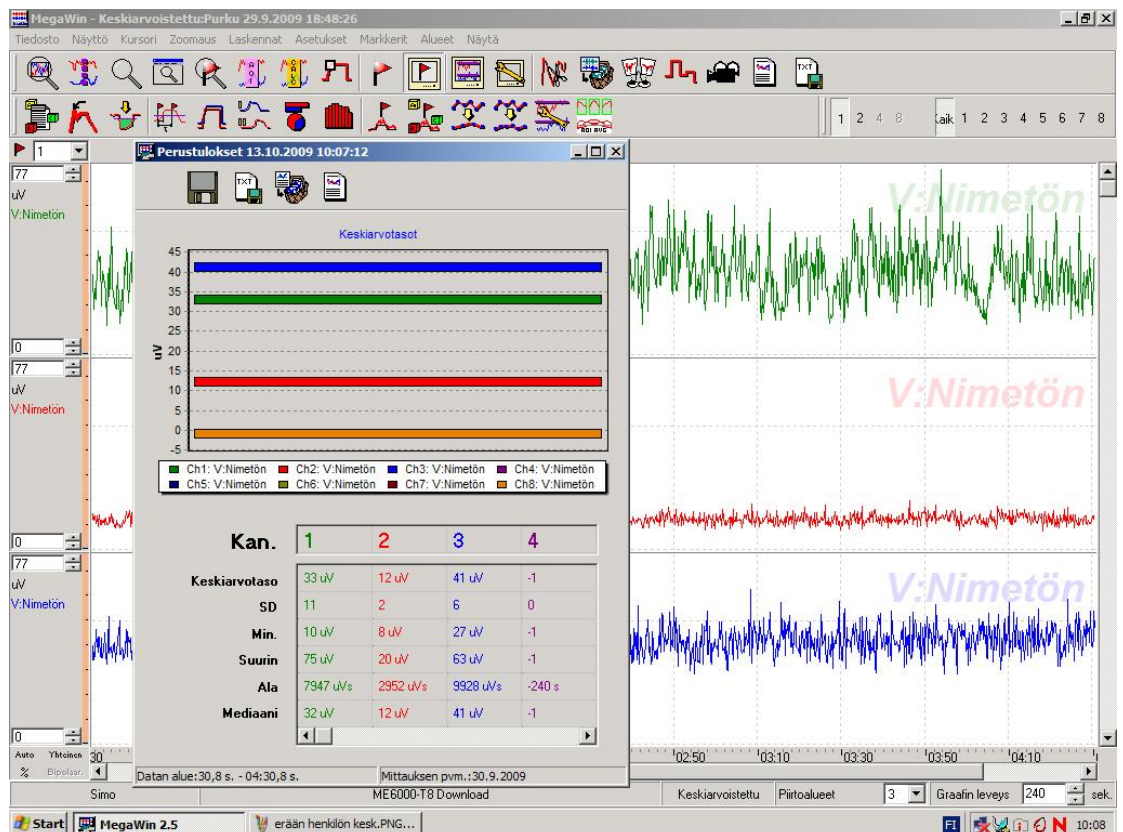
KUVIO 14. Raaka dataa (100 sekunnin ikkuna, 1 kanava)



KUVIO 15. Integroitua dataa (100 sekunnin ikkuna, 1 kanava)



KUVIO 16. Keskiarvoistettua dataa (100 sekunnin ikkuna)



KUVIO 17. Ohjelman laskemat perustulokset (240 sekunnin ikkuna, 3 kanavaa). Perustuloksista voidaan poimia paljon muutakin tietoa kuin työmäärät tietyllä aikajaksolla.

## 7.4 Kyselykaavake

Koehenkilöillä teetettiin mittausten päätyttyä kysely (liite 1). Kyselykaavakkeen tarkoituksena oli saada subjektiivista tietoa käsituista ja mahdollista tukea mitaustuloksiin, jos EMG:stä pelkästään ei saada selkeää tulosta. Kyselykaavakkeen kysymykset heijastelevat myös koehenkilön yleistä suhtautumista käsitukien käyttöön.

Kysymyksiin sai vastata rauhassa ja siihen ohjeistettiin vastaamaan täysin tuntemusten pohjalta ja rehellisesti. Kyselyyn vastaaminen tehtiin tarkoituksella todella helpoksi ja nopeaksi. Usein sanallisia vastauksia ei jakseta pohtia tai laatia kunnolla.

Kysymyksiin vastattiin merkitsemällä pystyviiva haluttuun kohtaan tasan 10 cm:n pituisella janalla. Tulokset mitattiin ja muutettiin numeroarvoksi. Nämä luvut laskettiin yhteen ja saaduista tuloksista laskettiin keskiarvot kaikkien koehenkilöiden vastauksista. Liitteenä (liite 1) olevaan malliin käytetystä lomakkeesta on jokaisen kysymyksen keskiarvovastaus merkitty jälleen pystyviivalla vastausjanalle. Koehenkilöistä on merkitty myös muita kerättyjä tietoja keskiarvoisina numeroina.

Kaavakkeessa oli muistutuksena kanavien järjestys ja siihen merkittiin myös mittalaitteen tallentaman mittaustiedoston nimi tukien kanssa ja ilman. Nämä toimet varmistivat, että koehenkilön mittaustiedosto voitiin identifioida myös silloin, kun mittalaitteelta purettiin data tietokoneelle. Mittauksen helpottamiseksi ja virheiden minimoimiseksi olisi hyvä luoda mittaustilanteeseen sopiva mittauspöytäkirja (liite 5), jossa tärkeimmät asiat olisi selkeästi esillä. Tämä auttaa huomattavasti tietokoneella tehtävää jälkityötä, kuten datan purkua ja tulosten analysointia.

The screenshot shows the MegaWin software interface. At the top, there are navigation icons for 'Henkilö' (Person), 'Protokolla' (Protocol), 'Mittaus' (Measurement), and 'Suosikki' (Favorite). Below these is a table of measurement data. The table has three columns: 'Pvm' (Date), 'Protokolla' (Protocol), and 'Kommentti' (Comment). The data is sorted by date, with the most recent entry at the bottom. The 'Kommentti' column contains detailed information about the measurement, including the subject's name, sex, height, weight, and age, along with whether they were with or without a support (tukien kanssa/ilman tukia).

Pvm	Protokolla	Kommentti
23.8.2009 6:47:55	ME6000-T8 Aver	
23.8.2009 6:53:55	ME6000-T8 Aver	
23.8.2009 6:54:12	ME6000-T8 Aver	
25.9.2009 11:44:21	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 1 Nainen 1,60m/58kg/44v. Tukien kanssa.
25.9.2009 11:50:09	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 1 Nainen 1,60m/58kg/44v. Ilman tukia.
25.9.2009 11:53:06	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 2 Nainen 1,80m/80kg/33v. Tukien kanssa.
25.9.2009 11:56:42	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 2 Nainen 1,80m/80kg/33v. Ilman tukia.
25.9.2009 11:59:06	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 3 Mies 1,81m/75kg/23v. Tukien kanssa.
25.9.2009 12:02:20	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 3 Mies 1,81m/75kg/23v. Ilman tukia.
28.9.2009 13:16:34	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 4 Nainen 1,75m/60kg/23v. Tukien kanssa.
28.9.2009 13:21:15	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 4 Nainen 1,75m/60kg/23v. Ilman tukia.
28.9.2009 15:16:37	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 5 Mies 1,77m/78kg/32v. Tukien kanssa.
28.9.2009 15:20:09	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 5 Mies 1,77m/78kg/32v. Ilman tukia.
30.9.2009 13:44:34	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 6 Mies 1,74m/73kg/31v. Tukien kanssa.
30.9.2009 14:08:26	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 6 Mies 1,74m/73kg/31v. Ilman tukia.
30.9.2009 14:12:12	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 7 Mies 1,75m/70kg/37v. Tukien kanssa.
30.9.2009 14:14:40	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 7 Mies 1,75m/70kg/37v. Ilman tukia.
30.9.2009 14:20:50	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 8 Nainen 1,68m/60kg/34v. Tukien kanssa.
30.9.2009 14:23:41	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 8 Nainen 1,68m/60kg/34v. Ilman tukia.
1.10.2009 11:26:29	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 9 Nainen 1,74m/53kg/24v. Tukien kanssa.
1.10.2009 11:29:11	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 9 Nainen 1,74m/53kg/24v. Ilman tukia.
1.10.2009 11:32:01	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 10 Mies 1,80m/75kg/32v. Tukien kanssa.
1.10.2009 11:38:55	ME6000-T8 Download	Koehenkilö 10 Mies 1,80m/75kg/32v. Ilman tukia.

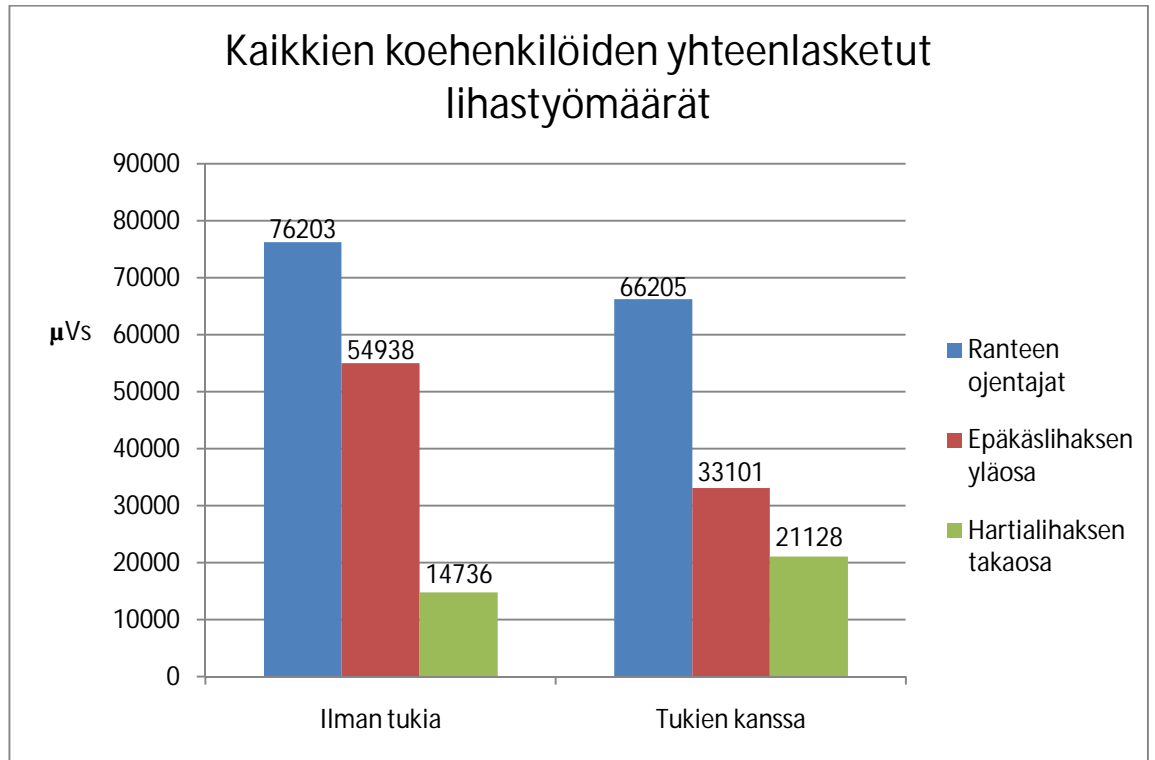
At the bottom of the interface, there is a 'Mittausvaiheet' (Measurement Stages) section showing 'Purku 30.9.2009 16:43:48'. The bottom of the window displays 'Wellness Dream Lab, Jyväskylä' and the 'MEGA' logo. The taskbar at the bottom shows the Start button, 'MegaWin 2.5', and the system tray with the date '9:45'.

KUVIO 18. Kun mittausdata on tuotu MegaWin-ohjelmaan, siitä jää vain päivämäärä ja kellonaika tunnisteeksi. Alkuperäisestä tiedostonimestäkään ei ole merkintää. Tämän vuoksi on hyvä lisätä kommentti-sarakkeeseen tietoja, jotka helpottavat mittausdatan tunnistamista.

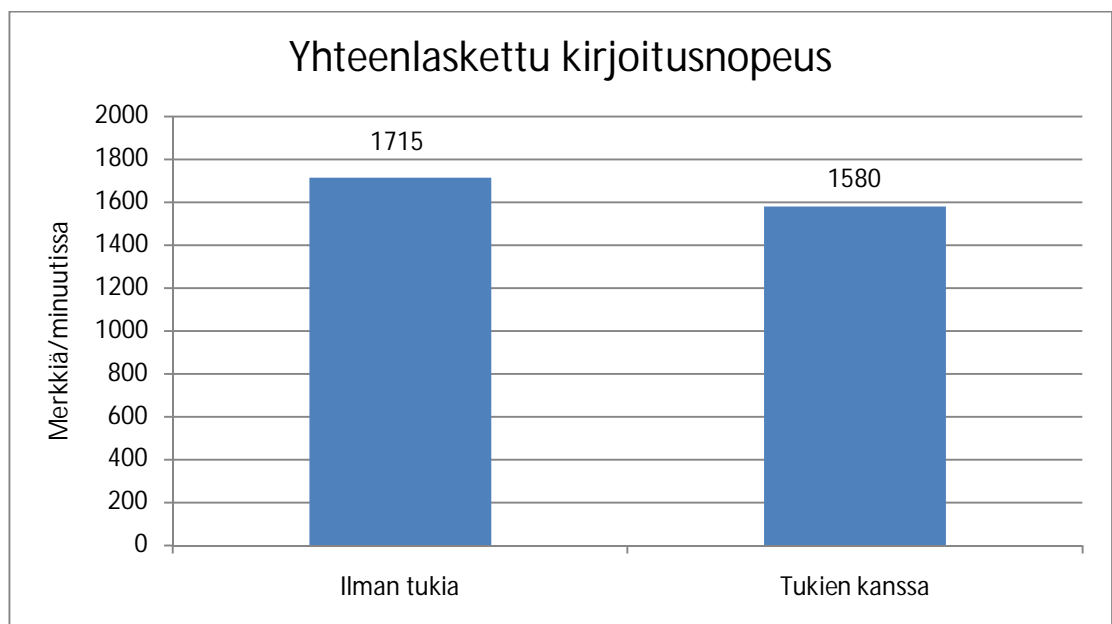
## 8 TULOKSET

Kymmenen koehenkilön käyttäminen tutkimuksessa tuo tuloksille jo merkityksellistä tilastollista arvoa. Kahden vertailevan mittauksen pohjalta saatiin mittausdataa analysoimalla, että käsitukien käyttö vähensi epäkäslihaksen kuormitusta 40 prosenttia ja ranteen ojentajien 13 prosenttia. Hartialihaksen takaosan kuormitus lisääntyi 43 prosentilla. Kirjoitusnopeuteen tuli käsitukien käytön myötä 8 prosentin lasku. Nämä ovat kaikkien koehenkilöiden tuloksista lasketut prosentuaaliset keskiarvot.





KUVIO 19. Kaavio yhteenlasketuista työmääristä tukien kanssa ja ilman.



KUVIO 20. Kirjoitusnopeus ilman tukia ja tukien kanssa.

## 9 TULOSTEN TARKASTELU

Oletukset tukien toimivuudesta oli siis todettu niin suunnittelijan, fysioterapeutin ja osittain minunkin mielestä. Muutaman viikon käytön aikana tulini vakuuttuneeksi, että tuista on hyötyä, mutta en uskonut sen näkyvän kovinkaan selvästi mittauksissa. Kuitenkin tulokset olivat kautta linjan oletetunlaiset ja selkeät. Ottaen huomioon koehenkilöiden pikakoulutus ja totuttautuminen tukiin, tuloksia voidaan pitää yksiselitteisenä. Vain kahdella koehenkilöllä oli yksi lihas, jonka tulos oli oletuksesta poikkeava (30 mitattua lihasta, 2 poikkeavaa tulosta). Jos koehenkilöt olisivat käyttäneet tukia pidemmän aikaa ja säädöt olisi saatu optimaaliseksi, tulokset voisivat olla vielä selvemmat. Yllättävintä oli se, että näin pieniä lihasvoimia ja samalla pieniä jännitteitä (1-80 $\mu$ V) mitattaessa tulokset olivat näin selvät.

Jotta tuet todella toimisivat halutulla tavalla, niiden säätämiseen ja käytön opetteluun pitää käyttää runsaasti aikaa ja omien tuntemusten tarkastelua. Tämän mittauksen koehenkilöt perehdytettiin vain pikaisesti tukien käyttöön ja käyttökokemus jäi vain noin puoleen tuntiin. Tämän vuoksi mittaustulokset eivät anna täysin oikeaa kuvaa tukien potentiaalista vähentää tai siirtää lihaskuormituksia. Kuitenkin mittausten perusteella tuet toimivat juuri niin kuin oli suunniteltukin. Lyhyestä käyttökokemuksesta huolimatta, koehenkilöt olisivat kyselykaavakkeen mukaan valmiita käyttämään käsitukia vastauskeskiarvolla 6,8, asteikon ollessa 1 (en käyttäisi) – 10 (käyttäisin).

Kirjoitusnopeuden 8 prosentin lasku selittyy ainakin osittain harjoituksen puutteella, joten vaikutusta ei voida tässä tutkimuksessa yksiselitteisesti todeta. Koehenkilöt totesivat kyselykaavakkeessa tukien häiritsevän kirjoitusta keskiarvolla 6,2, asteikon ollessa 1 (ei häiritse) - 10 (häiritsee).

Kyselykaavakkeen tulokset vastasivat myös hyvin mitattuja tuloksia lihasrasituksesta niska ja hartiasseudulla. Kaikkien koehenkilöiden keskiarvo oli 6,5 kysymykseen, jossa arvioitiin käsitukien niska- ja hartiasseudun rasitusta vähentävänä

asteikon ollessa 1 (ei lainkaan) -10 (kyllä). Tuntemus ja mitattu data vahvistavat siis toisiaan siitä, että tuet todella toimivat suunnitellulla tavalla.

Koehenkilöitä oli monen kokoisia sekä mallisia, mutta tuet saatiin toimimaan kaikilla tyydyttävällä tavalla. Asteikolla 1-10 koehenkilöt vastasivat saaneensa hyvät säädöt 8,1 keskiarvolla. Kokkonen on kehittänyt tukiin useita säätöjä, joiden avulla tuet saadaan sopimaan monien mieltymysten mukaan. Säätöjen suunnittelussa on otettu huomioon erilaisten fyysisten ominaisuuksien vaikutuksia mm. kyynärvarsien asentoon.

## 10 POHDINTA

### EMG:n käyttö

EMG- mittauksen käyttäminen tuotekehitykseen on hyvin tapauskohtaista. Sovelluskohteita voi olla paljonkin, kunhan vain keksii mihin kaikkeen sitä voi käyttää. EMG:n ja voiman suuri korrelaatio on hyvä pitää mielessä mittauksen suunnittelussa ja tulosten analysoinnissa. Osaltaan tällaisella laitteella (ME6000) mitattaessa monipuolisuutta lisää laaja kirjo oheislaitteita ja erilaisia antureita. Kiihtyvyyss- tai kulmamittaus yhdistettynä EMG:hen antaa varmasti jossain sovelluksessa arvokasta lisätietoa. Myös neula- ja lankaelektrodien käyttöä kannattaa harkita, jos mitattava lihas sijaitsee syvällä ihon pinnasta tai on muiden lihasten ympäröimä.

Luotettavin tulos saadaan tekemällä kaksi vertailevaa mittausta samalla kertaa. Tällöin monet EMG-mittauksen luotettavuuteen vaikuttava tekijä jää paljon pienemmäksi. EMG antaa selkeää, numeroarvoista tietoa lihasten toiminnasta ja tässä tutkimuksessa se oli oiva väline oletusten todistamiseen. Nähtäväksi jää saako myös laitteen keksijä ja kehittäjä enemmän epäilijöitä puolelleen, kun hänellä on näyttää mitattua tietoa tukien toiminnasta.

### Ergonomia

Ergonomia on ollut suurin syy käsitukien syntyyn. Juuri tässä tuotteessa ergonomia on nimenomaan lähtöisin käyttäjistä ja halusta panostaa omaan ja samalla

myös muiden hyvinvointiin. Kuten teoriaosuudessakin kävi ilmi, ergonomia on vahvasti myös käyttäjästä kiinni. Vaikka suunnittelijat kehittävät kuinka hyviä ja ergonomisia tuotteita, yksilöllisten erojen takia jokaisen käyttäjän pitää kokea ja säätää se oma "paras" ergonomia itselleen. Omien tuntemusten merkitystä ei pidä vähätellä.

Laitteen kehittäjä käyttää itse tukia ns. lepotuoli asennossa, jolloin pää tukeutuu tuolin niskatukeen. Tavallisen näköisessä, pyörillä varustetussa toimistotuolissa selkänoja kallistuu normaalia enemmän taaksepäin. Kokeilin itsekin ko. asentoa ja se oli varsin rennon tuntuinen. Tämän asennon mittaaminen olisi mielenkiintoista, joskin vaatisi koehenkilöiltä sen, että he osaisivat kirjoittaa katsomatta näppäimistöön. Näkeväälle koehenkilölle näyttö pitäisi nostaa seinälle optimaalisen katselukulman saavuttamiseksi. Vaihtoehtoisesti tätä asentoa mitatessa koehenkilöt voisivat tehdä jotain aivan muuta yläraajoja rasittavaa työtä kuin perinteistä toimistotyötä.

Paremmien tukien toimintaa olisi voitu mitata oikeassa arkipäiväisessä käytössä pitkällä aikavälillä ja laajalla käyttäjäjoukolla. Tällaiseen testaukseen voisi ottaa myös verrokkiryhmän, joka ei käytä tukia. Olisiko kenties sairaalommassa tai yläraajojen ja hartiaseudun vaivoissa eroavaisuuksia? Se on kuitenkin selvää, että tukia pitää haluta käyttää ja ennen kaikkea oppia käyttämään.

### Tuotekehitys ja tuotteistus

Käsitukien keksijänä Kauko Kokkonen ei ole jäänyt laakereilleen lepäämään. Hän kehittää tuotettaan jatkuvasti ja on avoin käsituista annetulle palautteelle. Jo kuuden vuoden ajan hän on jaksanut miettiä uusia ratkaisuja tuotteelleen, vaikka välillä vaikuttaa, ettei oikein kukaan ota vakavasti koko laitteita. Koehenkilöiden kommenttien perusteella tukien muotoiluun kannattasi panostaa, jos ne tuotantoon asti päätyvät. Kaunis ulkomuoto on erityisesti naisten toiveissa ja naisiahan toimistoalalla on tunnetusti paljon.

EMG-mittauksessa on paljon töitä tuotekehityksen saralla. Itse mittalaite ja PC-ohjelmisto ovat aika raakileita ja niiden toiminnassa on monia, lähinnä ärsyttäviä

puutteita. Minun laatima mittausprosessi on laadittu tämän vähäisen kokemuksen perusteella ja useampien mittausten suunnittelu ja toteutus toisi varmasti monia uusia ideoita ja uudistuksia prosessikaavioon. Tuotteistus kattavaan EMG-mittauksen ohjeistukseen vaatisi paljon lisäkokemusta ja useiden erilaisten tutkimusten toteutusta. Tällä vähällä kokemuksella sain kuitenkin mielestäni melko hyvin kartoitettua keskeisiä asioita, jotka tulisi huomioida mittauksista suunniteltaessa.

### Käsitukien EMG-mittaus

Toteutuksen kannalta kaiken kaikkiaan mittauksen huolellinen suunnittelu tuntui olevan hyvin tärkeää. Organisoidulla toiminnalla mittaajasta johtuvat virheet varmasti vähenevät ja tuloksista saadaan myös sitä kautta luotettavimmat. Tässä esimerkkitapauksessa mittauksia eri lihasten kuormituksesta olisi voinut tehdä huomattavasti enemmänkin, mutta laiterikkojen ja aikataulun venymisen vuoksi niin ei voitu menetellä. Monelta osin mittaukset olisivat voineet olla paljon monipuolisempia, mutta aikataulun venyminen erinäisistä ongelmista johtuen tuhosi mahdollisuudet siihen. Käsituista jäi vielä paljon asioita selvittämättä. Useamman mittauskanavan myötä olisi voitu tarkastella esim. vasemman ja oikean puolen eroavaisuuksia koehenkilöillä. Myös useamman agonisti – antagonistin lihasparin aktiivisuuden mittauksesta olisi saatu paremmin selville toimiiko käsituet suunnittelijan haluamalla tavalla.

### Tulosten tarkastelu

Tuloksissa ranteen ojentajien työmäärästä on epäilyksiä, koska kirjoitettaessa kyynärvarren useat lihakset ovat työssä. Teoriaosuudessa mainitulla cross-talkilla saattaa näissä tuloksissa olla aika huomattavakin osuus. Täsmällisemmät tulokset näistä lihaksista olisi saatu neula- tai lankaelektrodien käytöllä. Käytännössä kyseisten elektrodityyppien käyttö ei olisi ollut tässä tilanteessa mahdollista.

Elektrodien asettelu juuri samaan paikkaan ilman pysyviä tatuointimerkintöjä on melko mahdotonta. Tämän lisäksi koehenkilön ”sähkönjohtavuus” vaihtelee päivittäin, neste- ja suolatasapainon ja ihon kosteuden mukaan. Näiltä osin virhei-

den määrä on tässä mittauksessa ollut suhteellisen vähäinen, koska mittaukset suoritettiin peräkkäin, eikä elektrodeja poistettu välissä.

Edellä mainituista syistä pintaelektrodeilla on niin paljon mittausepätarkkuutta, ettei kahta eriaikaan tehtyä mittausta voi kovin luotettavasti toisiinsa verrata. MVC:n mukaan ottaminen mittaukseen olisi parantanut koehenkilöiden välisten vertailun luotettavuutta, mutta ko. vertailua tässä työssä ei edes tehty. Olen todella yllättynyt, että näin pienien lihasvoimien mittaaminen toi kuitenkin selkeitä tuloksia. EMG-mittauksissa voi olla yllättävääkin potentiaalia tämänkaltaisessa, jonkin toimivuuden todistamisessa.

Muut tutkimukseen vaikuttaneet asiat

Alun perin mittauksiin piti käyttää 16-kanavaista mittauslaitteistoa, mutta laitteen rikkoutumisen vuoksi jouduttiin vaihtamaan 8-kanavaiseen malliin. Valitettavasti myös tämän laitteen toiminnassa oli vakavia puutteita ja useiden lihasten mittaus jäi toteutumatta. Lähinnä johdot olivat tässä ala-arvoisen huonoja ja vain yksi kahden kanavan johtonippu toimi kokoajan kelpollisesti. Laitteiston epävarmuudesta johtuen, ei näillä välineillä (ME6000T8) olisi voinut tehdä mitään mittausta, jossa olisi ollut enemmän koehenkilön liikkumista. Rikkoutuneen ME6000T16 -mittalaitteen kanssa tein jo keväällä 2009 erilaisia koemittauksia, eikä siinä ilmennyt mitään signaalipiikkejä tai -poikkeamia, vaikka koehenkilö liikkuikin mittauksen aikana voimakkaasti.

Omat ongelmat mittausdatan purkuun tietokoneelle toi mittalaitteen satunnainen sammuminen kesken kaiken kun se oli kiinnitetty tietokoneeseen. MegaWin-ohjelma kaatuili useasti purun yhteydessä. Lukuisista yrityksistä huolimatta en saanut tuotua mittausdataa oikeassa muodossa ohjelmaan suoraan mittauslaitteen muistikortilta vaan ne piti ladata hitaasti USB-väylän (ilmeisesti v1.1) kautta. Useamman mittauskanavan ja pitkän mittauksen raakadatan lataamiseen voi mennä kymmeniä minuutteja. Omien mittausteni data oli vain n.1,8 megatavua / tiedosto. Silti lataaminen kesti n.5 minuuttia ja monien latausten aikana laite sammui yllättäen. Tämän perusteella on syytä epäillä, ettei laitteiston mahdollis-

tamat reaaliaikaiset mittaukset, jossa mittalaitteen data siirtyy välittömästi tietokoneelle, voi toimia kovin luotettavasti.

Samantapaisen mittauksen toteutukseen huolellinen valmistelu on hyvin tärkeää. Koeasetelman toimivuutta en voi liikaa korostaa. Testaajan on tiedettävä mitä tekee ja miten tekee, näin koehenkilön on helpompi olla ja keskittyä omaan osuuteensa. Mielestäni testaajan asiantuntemus ja itsevarmuus rentouttaa myös koehenkilöitä ja auttaa heitä suorittumaan omalla tasollaan.

Lopuksi

Oman ammatillisen kehittymisen kannalta tämä työ antoi paljon. En tiennyt juuri mitään EMG-mittauksista ennen tätä. Työ antoi hyvää kertausta anatomiaan ja ihmisen toimintaan liittyen. Kokonaisuudessaan tämä oli siis hyvin hyödyllinen ja kehittävä ajatellen hyvinvointiteknologian insinöörin tietotaitoa.

Kaikenlainen ongelmanratkaisu on minulle hyvin tuttua ja vuosien varrella olen oppinut, että kaikki on ratkaistavissa kunhan aika riittää. Tässä työssä aikaa oli rajoitetusti ja se loi omia paineita työntekoon.

## LÄHTEET

Basmanjan, J.V, De Luca, C. 1985. Muscles Alive. Baltimore: Williams & Wilkins,

Biomonitor ME6000, Mega Elektroniikka Oy. Viitattu 26.10.2009.

<http://www.meltd.fi,products,ME6000>

Enoka, R. M. 2002. Neuromechanics of human movement. Human Kinetics, Illinois: Champaign

Hermens, H., Fredriks, B., Merletti R., Stegeman, D., Bloc, J., Rau, C., Dissel-Horst-Klug, C., Hägg, G. 1999. European recommendations for surface electromyography, Enschede: Roessingh Research and Development

Jaakkola, E., Orava M., Varjonen, V. 2007 Palvelujen tuotteistamisesta kilpailuetua: opas yrityksille. Helsinki: Tekes

Kukkonen, Ritva. 1995. Työterveiset lehti 2, 16-17. Helsinki: Työterveyslaitos

Merletti, R. Parker P. 2004. Electromyography. New Jersey: John Wiley& Sons

Työsuojelupiirit, Näyttöpäätetyö. Viitattu 26.10.2009. [Http://www.tyosuojelu.fi](http://www.tyosuojelu.fi), Etusivu, työolot, vaara- ja haittatekijät, työpaikkaa koskevat vaatimukset, ergonomia, näyttöpäätetyö

Parantainen, Jari. 2007. Tuotteistaminen : rakenna palvelusta tuote 10 päivässä. Helsinki: Talentum

Teollisuusergonomia, Käsikirja suunnitteluun. 1992. Toim. Rauni Pietiläinen. Helsinki: Työterveyslaitos

Työsuojeluoppaita ja -ohjeita 1, Näyttöpäätetyö. 2006. Toim. Anna-Liisa, Rissanen Tampere: PK-paino Oy

Työterveyslaitos , Yläraajan rasitussairauksien ehkäiseminen. Päivitetty 24.4.2006. Viitattu 13.10.2009. [Http://www.ttl.fi](http://www.ttl.fi), aihe sivut, ergonomia, tiedonlähteet, Yläraajan rasitussairauksien ehkäiseminen



Ulrich, K.T., Eppinger, S.D., 2003. Product design and development. Boston: McGraw-Hill/Irwin

Urtamo, A. 2001. Näyttöpäätetyön ergonomian kriteerit virallisissa ohjeissa ja kriteerien toteutuminen toimistokalusteteiden mainoskuvissa. Pro gradutyö. Jyväskylän Yliopisto, Terveystieteen Laitos.

Väyrynen, S., Nevala, N., Päivinen, M. 2004. Ergonomia ja käytettävyys suunnittelussa. Helsinki: Teknologiainfo Teknova

## Liite 1. Kyselykaavake

Koehenkilö Keskiarvot 10 kpl Pituus 174,4 cm Paino 68,2 kg

Ikä 31,3 v. Sukupuoli N (5 kpl) /M (5 kpl)

Millaiseksi miellät käsitukien käyttökokemuksen?

Käyttäisin \_\_\_\_\_ | \_\_\_\_\_ En käyttäisi

Tunsitko että käsituet vähentävät rasituksia niska ja hartiaseudulla?

Kyllä \_\_\_\_\_ | \_\_\_\_\_ Ei lainkaan

Tunsitko että sinulle löydettiin sopivat säädöt käsituille?

Kyllä \_\_\_\_\_ | \_\_\_\_\_ Ei

Häiritsivätkö käsituet kirjoittamista?

Kyllä \_\_\_\_\_ | \_\_\_\_\_ Ei

Kirjoitusnopeus käsitukien kanssa 158 merkkiä/min

Kirjoitusnopeus ilman tukia 172 merkkiä/min

EMG-kanava 1: Ranteen ojentajat

EMG-kanava 2: Hartialihaksen takaosa

EMG-kanava 3: Epäkäslihaksen yläosa

YYMMDD##.TFF Mittalaitteeseen tallentuvan tiedoston nimi tukien kanssa

YYMMDD##.TFF Mittalaitteeseen tallentuvan tiedoston nimi ilman tukia

## Liite 2. Kaavio mittauksen etenemisestä

Suulliset ohjeet mittauksen etenemisestä ja tarkoituksesta.

Käsitukien säätö ja opastus koehenkilölle 5-10 min



Koehenkilö totuttelee rauhassa käsitukiin ja opettelee niiden kanssa työskentelemään. Samalla ohjeistusta testiohjelmaan 5-10 min



Elektrodit asetellaan koehenkilölle

(ihon esivalmistelut, elektrodien kiinnitys, johtojen kiinnitys ihoon ja mittalaitteeseen).

Samalla koehenkilö harjoittelee tukien käyttöä. 5-15 min



Tarkistetaan signaaliin kulku 1 min



Ensimmäinen mittaus 5 min kirjoituskokeella



Tauko 1-5 min



Ohjeistus toiseen mittaukseen ilman käsitukia 1-2 min



Toinen mittaus 5 min kirjoituskokeella.



Elektrodien poistaminen ja mittalaitteiden purku 1-5 min



Kyselykaavakkeen täyttö 1-3min



yhteensä: 30-60 min

Keskimäärin yhden koehenkilön mittaukseen kului n. 45 min.

### Liite 3. EMG –mittajaan muistilista

#### 1. Ongelman ja mitattavien lihasten kartoitus:

- Millä tavalla valittu lihas liittyy tutkittavan ongelmaan ja onko sen mittaaminen järkevää?
- Onko valitun lihaksen mittaaminen helposti toteutettavissa?
- Millaisia elektrodeja käytetään?

#### 2. Mittauksen aikana suoritettava tehtävä:

- Tehtävän kesto?
- Tehtävän vaikeus (vaatiiko tehtävän suorittaminen koehenkilöiltä erikoisosaamista tai harjoittelua)?
- Onko tehtävällä hyvä toistettavuus?

#### 3. Koeympäristön valmistelu ja koemittaukset:

- On hyvä testata laitteiston toimivuus ja koejärjestelyt ennen varsinaisten tutkimuksiin liittyvien mittausten alkua.
- Kaikkien yksityiskohtien pitäisi toimia halutulla tavalla ennen koehenkilöiden saapumista.
- Saadaanko mittauksesta haluttua tietoa? Myös ennen varsinaisia mittauksia kannattaa tuloksia analysoida, jotta varmistutaan niiden hyödystä.
- Onko käsiteltävän datan määrä sopiva? Pitkästä mittauksesta voi tulla huomattavan isoja tiedostoja joiden hallinta on haastavaa.

#### 4. Koehenkilöiden valinta ja ohjeistus:

- Onko tutkimuksen kannalta olennaista koehenkilöryhmän koko?
- Mikä on ryhmän homo- tai heterogeenisyyden vaikutus tutkimukseen?
- Helpottaako homogeenisyys tulosten vertailua tai koejärjestelyjä?
- Suostuvatko koehenkilöt tekemään suunnittelemaasi tehtävän tai toiminnon?

- Kiinnitetäänkö elektrodeja paikkoihin jotka vaativat erityistä vaateetusta mittauksen aikana?
- Pitääkö koehenkilöitä motivoida tehtävän tekoon joillakin palkkiolla?

#### 5. Mittauksen aikana huomioitavia asioita:

- Tarvitseeko koehenkilöiden välisten tulosten olla vertailukelpoisia keskenään? Jos tarvitsee, niin koehenkilöllä tulisi teettää maksimi supistus (MVC). Silloin täytyy myös kiinnittää erityistä huomiota elektrodien sijoitteluun ja ihon valmisteluun.
- Tee muistilista suoritettavista asioista ja noudata sitä. (Esim. koehenkilöiden valmistelu, mittauskanavien järjestys)
- Varmista, että saatu data vastaa koehenkilöä. Merkitse tiedostonimet heti mittauksen jälkeen muistiin.

#### 6. Tulosten purku:

- Tee kaikelle vertailtavalle datalle täsmälleen sama käsittely ja aina samassa järjestyksessä.
- Pidä tarkkaa kirjaa siitä, että yhdistät datan oikeisiin koehenkilöihin.
- Pohdi ja päätele mikä data on käyttökelpoista ja mikä ei. Epänormaalit piikit tai katkot signaalissa viittaa mittauksen epäonnistumiseen.
- Poimi tutkimuksen kannalta oleelliset tulokset.

## Liite 4. Taulukko lihastyömääristä

	Lihäs	Yksikkö	Ranteen ekstensorit	Hartialihaksen takaosa	Epäkäslihaksen yläosa
Koehenkilö 1	Työmäärä ilman tukia	µVs	10222	1535	1834
Nainen 44 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	9626	4170	1836
160cm 58kg	Muutos	µVs	596	-2635	-2
	Muutos prosentteina		-6 %	+172 %	-0,1 %
Koehenkilö 2	Työmäärä ilman tukia	µVs	1601	1366	9269
Nainen 33 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	1550	1660	6884
180cm 80kg	Muutos	µVs	51	-294	2385
	Muutos prosentteina		-3 %	+22 %	-26 %
Koehenkilö 3	Työmäärä ilman tukia	µVs	3902	1044	3572
Mies 23 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	4147	1054	2337
181cm 75kg	Muutos	µVs	-245	-10	1235
	Muutos prosentteina		+6 %	+1 %	-35 %
Koehenkilö 4	Työmäärä ilman tukia	µVs	6599	1421	7012
Nainen 23 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	4228	1667	6078
175cm 60kg	Muutos	µVs	2371	-246	934
	Muutos prosentteina		-36 %	+17 %	-13 %
Koehenkilö 5	Työmäärä ilman tukia	µVs	4722	1106	7410
Mies 32 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	3124	1373	3713
177cm 78kg	Muutos	µVs	1598	-267	3697
	Muutos prosentteina		-34 %	+24 %	-50 %
Koehenkilö 6	Työmäärä ilman tukia	µVs	6014	1467	2217
Mies 31 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	4971	1865	2113
174cm 73kg	Muutos	µVs	1043	-398	104
	Muutos prosentteina		-17 %	+27 %	-5 %
Koehenkilö 7	Työmäärä ilman tukia	µVs	6590	1478	4302
Nainen 34 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	5762	1964	1598
168cm 60kg	Muutos	µVs	828	-486	2704
	Muutos prosentteina		-13 %	+33 %	-63 %
Koehenkilö 8	Työmäärä ilman tukia	µVs	7737	2868	9634
Mies 37 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	7487	4909	4160
175cm 70kg	Muutos	µVs	250	-2041	5474
	Muutos prosentteina		-3 %	+71 %	-57 %
Koehenkilö 9	Työmäärä ilman tukia	µVs	12201	894	2040
Nainen 24 v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	8932	622	1533
174cm 53kg	Muutos	µVs	3269	272	507
	Muutos prosentteina		-27 %	-30 %	-25 %
Koehenkilö 10	Työmäärä ilman tukia	µVs	16615	1557	7752
Mies 32v.	Työmäärä tukien kanssa	µVs	16378	1844	2745
180cm 75kg	Muutos	µVs	237	-287	5007
	Muutos prosentteina		-1 %	+18 %	-65 %

## Liite 5. Esimerkki mittauspöytäkirjasta

EMG-mittaus

Päiväys 30.09.2009

Laitte:ME6000T8

Koehenkilö: 1

Nimi: Mikko Mallikas

Ikä: 30 vuotta

Paino: 100 kg

Pituus: 190 cm

Signaalitesti: 09093001.TFF

KANAVA	LIHAS	MVC (tiedostonimi)
1. EMG:	m. Biceps Brachii	09093002.TFF
2. EMG:	m. Deltoideus	09093003.TFF
3. EMG:	m. Pectoralis Major	09093004.TFF
4. EMG:	m. Gluteus Maximus	09093005.TFF
5. EMG:	m. Trapezius	_____
6. EMG:	_____	_____
7. EMG:	_____	_____
8. EMG:	_____	_____

Varsinaiset mittaukset:

Mittaus 1: 09093010.TFF

Mittaus 2: \_\_\_\_\_

Mittaus 3: \_\_\_\_\_

Mittaus 4: \_\_\_\_\_

## Liite 6. EMG-mittauksen prosessikaavio

