

Kalle Filppa

**LEVEIDEN SELKÄLIHASTEN AKTIVOITUMINEN YLÄTALJAN  
VARIATIOILLA**

# **LEVEIDEN SELKÄLIHASTEN AKTIVOITUMINEN YLÄTALJAN VARIAATIOILLA**

Kalle Filppa  
Opinnäytetyö  
Kevät 2016  
Hyvinvointiteknologian koulutusohjelma  
Oulun ammattikorkeakoulu

# TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu  
Hyvinvointiteknologian koulutusohjelma

---

Tekijä: Kalle Filppa

Opinnäytetyön nimi: Leveiden selkälihasten aktivoituminen ylätaljan variaatioilla

Työn ohjaaja: Jaakko Kaski

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2016

Sivumäärä: 103 + 16 liitettä

---

Työssä tutkittiin neljää yleisesti käytössä olevaa ylätaljavedon variaatiota. Tarkastelun kohteena oli leveiden selkälihasten aktivaatiotasot eri variaatioilla. Aktivaatiota tutkittiin EMG-laitteistolla bipolaarisella elektromyografiomittauksella. Mittaukset suoritettiin mittausprotokollan mukaan valvotuissa olosuhteissa 12 testihenkilölle, joista 6 oli naisia ja 6 oli miehiä.

Mittaukset analysoitiin ja tuloksia tarkasteltiin huippuarvojen ja keskiarvojen perusteella. Tulokset esitettiin variaatioiden paremmuusjärjestyksen perusteella ja myös keskiarvotuloksina. Naisten ja miesten eroavaisuuksia arvioitiin. Myös kuntosalikokemuksen vaikutusta tuloksiin tutkittiin. Mittauksissa käytetty EMG-laitteisto toimi hyvin tekniikaltaan. Laitteistolla tallennettu raaka-EMG-signaali oli hyvälaatuista. Signaalin sisältämän pohjakohinan taso oli pieni ja signaaliin piirtyvät toistot olivat erittäin selkeitä.

Tulokset näyttivät, että leveiden otteiden käyttö aktivoi tehokkaimmin leveitä selkälihaksia. Leveä myötäote eteen vedettynä aktivoi leveitä selkälihaksia suuremmalla osalla testihenkilöistä paremmin kuin leveä myötäote niskan taakse. Naisilla ja aloittelijoilla erot variaatioiden aktivaatiokyvyssä olivat suuremmat kuin miehillä ja kokeneilla harjoittelijoilla.

---

Asiasanat: EMG-mittaus, lihaskuntoharjoittelu, ylätaljaveto, aktivaatiotaso, leveä selkälihas

## **ABSTRACT**

Oulu University of Applied Sciences  
Medical Engineering

---

Author: Kalle Filppa

Title of thesis: The activation levels of latissimus dorsi muscle in different variations of lat pulldown

Supervisor: Jaakko Kaski

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2016

Pages: 103 + 16 appendices

---

The project resolves the differences of activation levels in four different variations of the lat pulldown exercise. The research was made working with EMG device and by bipolar electromyography. The testing includes 12 test persons. 6 of those are female and 6 are male.

The measurements are analyzed and the outcome is inspected by maximum amplitude level and by mean amplitude level. The outcome is shown by the ranking list of the different variations and also with the average levels. Also the differences between female and men are considered and also the differences between beginner and practiced person. The EMG hardware and software worked very well. The signal was clear and signal/noise ratio was good.

The results show that the wider grips are better to use when the target is the latissimus dorsi muscle activation. Even greater activation is available for the most of persons when pulling the bar to the chest, not behind the head. The differences in activation levels are bigger with females and beginners than males or practiced persons.

---

Keywords: EMG-measurement, muscle training, lat pulldown, activation level, latissimus dorsi muscle

## ALKULAUSE

Tämä tutkimustyö on tekijän itsensä ideoima ja saanut alkusysäyksen tekijän omasta mielenkiinnosta ja intohimosta kehon toimintaan ja urheiluun, varsinkin kuntosaliharjoitteluun ja tehokkaaseen treenaamiseen. Kiitän ohjaajaani ja työn tilaajaa, lehtori Jaakko Kaskea, avuliaasta ohjauksesta. Kiitos myös siitä, että annoit erittäin vapaat kädet toimia ja viedä työtä eteenpäin siihen suuntaan, johon itse koin sen tarpeelliseksi. Kiitos myös siitä, että ehdotit myös tilaajan roolia työlle. Mielenkiintosi tilaajaksi ryhtymiseen osoitti minulle sen, että olen oikeilla jäljillä tämän työn aihepiirin ja myös toivomani uravalinnan suhteen. Pahoittelen työn ja tulosten viivästymistä.

Kiitän Oulun ammattikorkeakoulun Tekniikan yksikköä laitteiston ja tilojen lainaamisesta. Kiitän myös Pellon lukiota tilojen käytöstä. Kiitän myös laboratorio-insinööri Kaisa Orajarveä opastuksesta EMG-laitteen käyttöön ja kumarran syvään kaikille testihenkilöille, jotka mahdollistivat tutkimustyön tekemisen. Tämä tutkimustyö sisältää juuri ne aihepiirit, jotka ovat myös hyvinvointiteknologian insinöörin työssä minua innostaneet eli tekniikka ja ihmiskehon tuntemus. Tässä työssä pääsi molemmilla osa-alueilla paljon syvemmälle kuin aloittaessa uskoi, vaikkakin tämä selostus on vain pintaraapaisu koko aihealueesta. Varsinkin signaalinkäsittely vaati yllättävän paljon työtä ja paneutumista.

31.5.2016

Kalle Filppa

# SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ	3
ABSTRACT	4
ALKULAUSE	5
SISÄLLYS	6
SANASTO	8
1 JOHDANTO	9
2 YLÄSELÄN LIHASKUNTOHARJOITTELU	11
2.1 Lihaskuntoharjoittelu	11
2.1.1 Lihaskuntoharjoittelun periaatteet	11
2.1.2 Toistoalueet	16
2.1.3 Tasoerot	21
2.1.4 Sukupuolierot	22
2.2 Selkälihasten lihaskuntoharjoittelu	26
2.2.1 Leveiden selkälihasten harjoittaminen	27
2.2.2 Ylätaljaveto	29
2.2.3 Myötäote	31
2.2.4 Vastaote	34
2.2.5 Oteleveys	36
3 ELEKTROMYOGRAFIA	38
3.1 EMG-mittauksen perusteet	38
3.2 EMG-signaalin synty ja kirjaaminen	40
3.3 EMG-laitteisto	44
3.4 EMG-mittauksen vaiheet	47
3.5 EMG-mittauksen analysointi	55
4 MITTAUKSET JA TULOKSET	62
4.1 Tutkimustyö	62
4.1.1 Työn lähtökohdat	62
4.1.2 Työn eteneminen	63
4.1.3 Testihenkilöiden perustietojen kartoitus	64
4.2 Käytetyt laitteet, sovellukset ja välineet	70
4.2.1 Mittauslaitteisto	70

4.2.2 Muu laitteisto ja välineistö	73
4.3 Mittaustilanteet	74
4.4 Mittausten analysointi	75
4.4.1 Signaaleiden tasasuuntaus	75
4.4.2 Huippuarvo-EMG	79
4.4.3 Keskiarvo-EMG	81
4.4.4 Tulosten normalisointi yhteenvetoa varten	85
4.5 Tulokset	86
4.5.1 Testihenkilöt	86
4.5.2 Tulosten yhteenveto	89
4.5.3 Tulokset eri kokemustasoilla	91
4.5.4 Tulokset miehillä ja naisilla	93
4.5.5 Myötä- ja vastaoitteen vertailu	94
5 YHTEENVETO	98
LÄHTEET	101
LIITTEET	103

## SANASTO

1-1A01 = Esimerkki työssä käytettävistä testihenkilökoodeista. Ensimmäinen numero tarkoittaa testihenkilön kokemustasoluokkaa asteikolla 1–3, jossa 1 on aloittelija ja 3 on kokenut. Toinen luku tarkoittaa testihenkilön numeroa kokemustasoluokan sisällä. Tämä on välillä 1–4. Kirjaimeksi muodostuu A tai B, joista A tarkoittaa miestä ja B naista. Viimeiset kaksi lukua ilmoittavat testihenkilön numeron testihenkilöiden kokonaismäärästä. Tämä on välillä 01–12.

Anabolia = Kudoksia rakentava aineenvaihdunta (1, s. 399).

Bipolaarinen EMG = Differentiaalivahvistimen avulla toteutettu EMG-mittaus, jossa käytetään kahta mittauselektrodia ja yhtä referenssielektrodia. Mittaustekniikka suodattaa tehokkaasti häiriösignaaleita. (1, s. 261.)

CMRR = Yhteisjännitevaimennussuhde eli vahvistimen kyky suodattaa häiriösignaalia suhteessa hyötysignaaliin (1, s. 267).

Dynaaminen lihastyö = Lihaksen työmuoto, jossa lihaksen pituus muuttuu liikkeen edetessä (1, s. 444–445).

Eksentrisen vaihe = Dynaamisen lihastyön vaihe, jossa lihaksen pituus pitenee (1, s. 445).

Elektromyografia = Käytetään lyhennettä EMG. EMG on menetelmä lihasten sähköisen aktivaation mittaamiseen. Mittauksessa rekisteröidään motoristen yksiköiden lihakselle lähettämiä aktiopotentiaaleja. (1, s. 258.)

Katabolia = Kudoksia hajottava aineenvaihdunta (1, s. 399).

Konsentrisen vaihe = Dynaamisen lihastyön vaihe, jossa lihaksen pituus lyhenee (1, s. 444).

Raaka-EMG = EMG-mittauksen signaalinkeräilyn perusmuoto (1, s. 271).

Signaali-kohinasuhde = Lopullisen signaalin sisältämän häiriö- ja hyötysignaalin suhde (1, s. 267).



# 1 JOHDANTO

Tutkimustyön kohteena on leveiden selkälihasten aktivoituminen erilaisilla ylätaljan variaatioilla. Ylätaljavetoa tekevät kaikenlaiset salilla kävijät, mutta silti siinä ei aina onnistuta saamaan tehokkaasti vedon tuntumaa kohdelihaksille selkään. Ylätaljaa tehdään lisäksi monilla erilaisilla variaatioilla ja näiden variaatioiden hyödyllisyydelle on olemassa väittämiä puolesta ja vastaan. Tässä tutkimustyössä paneudutaan neljän suosituksen ylätaljavedon variaation eroihin EMG-mittauksen avulla. Tutkimuksessa selvitetään leveiden selkälihasten aktiivatioeroja näiden variaatioiden välillä. Käytettävät variaatiot ovat leveä myötäote, kapea myötäote, kapea vastaote ja leveä myötäote niskan taakse.

Tämän lisäksi verrataan tuloksia eri kokemustasojen välillä. Vertailussa selvitetään muuttuvatko tulokset kun salikokemus lisääntyy. Lisäksi selvitetään eroja miesten ja naisten välillä. Tutkimustyössä käytetään liikkeenä perinteistä ylätaljavetoa, jossa liikesuunta on pystysuoraan ylös ja alas ja lihastyö on dynaamista. Ylätaljaveto on tutkimustyön liikkeenä sen suosion ja kohtalaisen liikemallin helppouden vuoksi. Testihenkilöiden suoritustekniikkaa ei ole rajoitettu, mutta otemallit ja -leveydet on määritetty. Vetoremmien käyttö on kiellettyä. Variaatiot suoritetaan 8–12 ja 12–15 toiston toistoalueilla.

Tutkimustyössä käytetty EMG-laitteisto toimii hyvin ja on helppokäyttöinen. Laitteiston kirjaama raaka-EMG-signaali on hyvälaatuista ja pohjakohinan taso on matala. Laitteiston ohjelmisto on signaalin analysointimenetelmissä vaikeaselkoinen, joten tässä tutkimustyössä analysointi toteutetaan Excel-ohjelmistolla. Käytetyt elektrodit ovat kiinnitykseltään helppokäyttöiset ja ne pysyvät erittäin hyvin kiinni myös silloin, kun testihenkilö hikoilee.

Tuloksissa verrataan variaatioiden eroja jokaisen testihenkilön paremmuusjärjestyksen perusteella. Jokaiselle testihenkilölle selvitetään oma paremmuusjärjestys aktiiviatotasoissa eri variaatioilla. Näistä tuloksista esitetään myös yhteenveto. Lisäksi selvitetään variaatioiden eroja suhteessa vertailuarvoon. Vertailuarvona toimii jokaisen testihenkilön oma aktiivatioiden keskiarvo.

Näiden lisäksi tutkimuksen teoriassa on perustelut lihaskuntoharjoittelun hyödyllisyydelle, oikeiden liiketekniikoiden oppimiselle ja sukupuolten välisille eroille. Myös EMG-tekniikan perusteet, variaatioiden oikeaoppinen tekniikka ja eri toistoalueiden erot dynaamisessa lihastyössä ovat tarkasteltavina.

## 2 YLÄSELÄN LIHASKUNTOHARJOITTELU

### 2.1 Lihaskuntoharjoittelu

#### 2.1.1 Lihaskuntoharjoittelun periaatteet

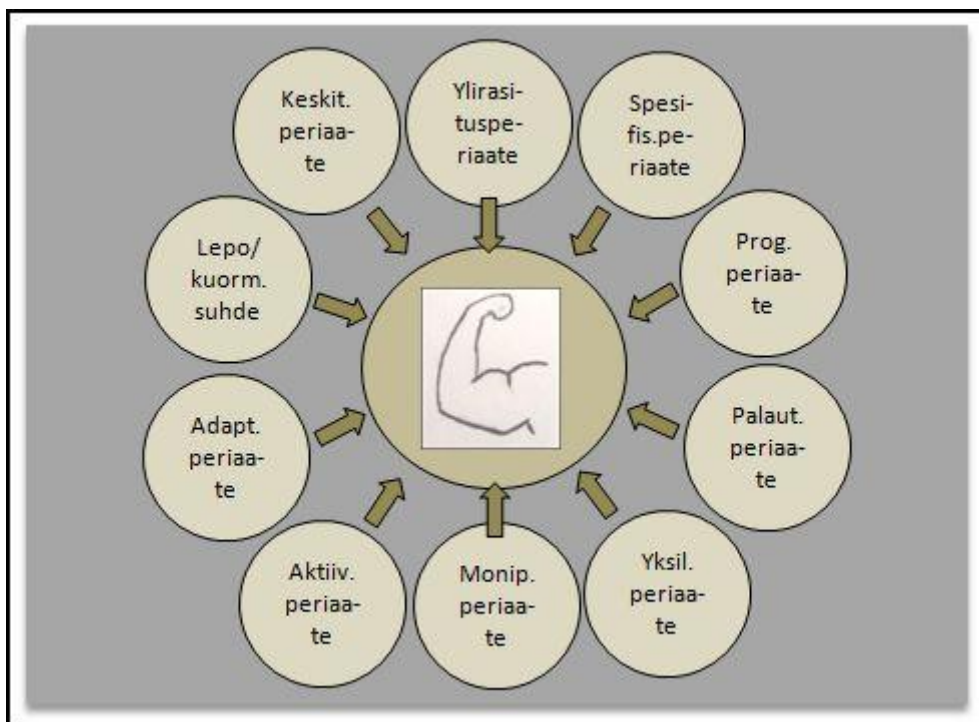
Kehon lihaskunnan harjoittamisella tavoitellaan lihasten parempaa suorituskykyä. Tälle suorituskyvylle on olemassa inhimillinen ja henkilökohtainen yläraja, jota kohti edetään lihaskuntoharjoittelulla. Harjoittelussa toistetaan lihaksia rasittavia liikkeitä, jolloin keholta ja lihaksilta vaaditaan aina enemmän kehityksen takaamiseksi. Lihakset joutuvat tästä syystä vahvistumaan ja kasvamaan, jolloin ne pystyvät suoriutumaan niiltä vaadituista tehtävistä. Syitä lihaskuntoharjoittelulle voi olla useita. Niitä ovat esimerkiksi urheilulajien suorituksia tukeva ja parantava harjoittelu, kehon esteettisen ulkomuodon kohentaminen, fyysisen kunnan kohentaminen, työkyvyn ylläpitäminen, päivittäisen toimintakyvyn ylläpitäminen, vammojen ehkäisy ja vammoista kuntoutus. (1, s. 378.)

Fysiologisesta ja anatomisesta näkökulmasta tarkasteltuna lihaskuntoharjoittelu kehittää poikkijuovaisten lihasten lihaskudosta ja supistumisominaisuuksia. Tällä kehityksellä tarkoitetaan lihaksen voiman, voimantuottonopeuden, lihaskestävyyden ja lihaksen koon suurenemista. Harjoituksen laadun tulee olla progressiivista eli vaihtelevaa. Lihaksia tulee toistuvasti ja jaksoittain ylikuormittaa lihassupistuksilla vastusta vastaan. Lihaskuntoharjoittelussa yksi harjoite on erilleen irrotettu osa kokonaisesta harjoituksesta. Harjoitus tulee suunnitella sellaiseksi, että harjoitteet ylikuormittavat harjoituksen kohteena olevia lihaksia ja näin ollen kehittävät lihaksia selviytymään niiltä vaadituista tehtävistä. Harjoittelua voidaan suorittaa käyttäen kehon painoa, vapaita painoja tai vastuslaitteita. (1, s. 378.)

Lihaskuntoharjoittelusta käytetään usein nimitystä anaerobinen harjoittelu. Kestävyysharjoittelusta puolestaan käytetään termiä aerobinen harjoittelu. Nykyään anaerobista ja aerobista harjoittelua tehdään tasapuolisesti toisiaan tukien. Lihaskuntoharjoittelu on saanut vakaan aseman eri lajien oheisharjoittelussa ja sillä haetaan iskukykyä myös kovaa aerobista kuntoa vaativiin lajeihin. Viime vuosina lihaskuntoharjoittelu on saanut paljon kannatusta ja siitä syystä myös

naiset ovat omaksuneet anaerobisen harjoittelun osaksi elämäänsä. Lihaskuntoharjoittelu kuuluu nykypäivänä keskeisesti kilpaurheiluun, kuntoiluun, fysioterapiaan ja kuntoutukseen. (1, s. 381.)

Lihaskuntoharjoittelussa tunnetaan periaatteet, joiden mukaan harjoittelua tulisi tehdä (kuva 1). Näitä sääntöjä on kymmenen ja ne ovat yllirasitusperiaate, spesifisyysperiaate, progressiivisuussääntö, palautuvuusperiaate, yksilöllisyysperiaate, monipuolisuusperiaate, aktiivisen mentaliteetin periaate, adaptaation periaate, levon ja kuormituksen suhde ja keskittymisen periaate. (1, s. 382.)



*KUVA 1. Harjoittelun periaatteet (kuva: Kalle Filppa) (alkuperäinen kuva: 1, s. 384)*

**Yllirasitusperiaate** tarkoittaa sitä, että lihaksia kuormitetaan raskaammin, kuin ne päivittäisessä elämässä kuormittuisivat. Kuormittavuuteen voidaan vaikuttaa harjoittelun intensiteetillä, kestolla tai tiheydellä. Yleisesti aloittelijoiden ylikuormittavuutta lisätään harjoitusmäärää lisäämällä. Tämä vaikuttaa lihaskudokseen anatomisten muutosten kautta. Kokeneemmat harjoittelijat nostavat harjoittelun intensiteettitasoa, mikä puolestaan tuo lihaskudokseen fysiologisia muutoksia. Lihaskudoksen suorituskyvyn kasvu tapahtuu logaritmisesti eli aloittelijoilla suo-

ritustaso nousee nopeasti, mutta harjoitteluvuosien kertyessä kehitys hidastuu ja voi jopa pysähtyä. (1, s. 382.)

**Spesifisyyden periaate** on siinä, että harjoitetaan niitä lihaksia tai lihasryhmiä, joiden halutaan kehittyvän. Sama on nähtävissä arkipäivän elämässä siten, että yksilö kehittyy niissä tehtävissä, joita hän toistuvasti tekee. Harjoittelun pääpaino tulisi olla siinä, että se vastaisi mahdollisimman hyvin nivelkulmiltaan, liikeradoiltaan ja lihastyömuodoiltaan sitä tarkoitusta, minkä vuoksi lihasvoimaa halutaan lisätä. Erilaiset liikevariaatiot nivelkulmista ja liikeradoista lähtien aktivoivat kohdelihaksen eri motorisia yksiköitä ja eri järjestyksessä. Tästä syystä suoritettavan liikkeen tulisi muistuttaa mahdollisimman pitkälti sitä liikettä, johon voimaharjoittelulla halutaan vaikuttaa. Tällöin siitä saatava hyöty alkuperäiseen liikkeeseen, esimerkiksi tiettyyn kilpaurheilun suoritukseen tai arkipäivän toiminnan suorittamiseen, on mahdollisimman suuri. Liike jättää muistijäljen eli aktivoimiseitin hermostolle, joten voimaharjoittelussa suoritettavan liikkeen tulisi vastata alkuperäisen liikkeen muistijälkeä. Tällä on suuri merkitys lihaksen neuraalisessa säätelyssä ja rakenteellisten muutosten tapahtumisissa. (1, s. 382.)

**Progressiivisuudella** tarkoitetaan sitä, että harjoittelun tulisi olla tavoitteellista ja etenevää. Harjoittelun tulee olla henkilön tasoon nähden kohdallaan, jolloin intensiteetin, keston ja määrän pitää olla riittävä tulosten saamiseksi. Liian alhaisella vaatimustasolla ei saada aikaan merkittäviä tuloksia. Lihakset sopeutuvat vain siihen voimatasoon, mikä niiltä vaaditaan. Tästä syystä harjoittelun tulisi olla nousujohteista, jolloin lihaksilta vaaditaan koko ajan suurempaa voimatasoa. Tässä toimii sama menetelmä kuin ylläkirjitetussa eli aloittelijoille saadaan lihaskudoksen anatomisia muutoksia aikaan harjoittelumäärää lisäämällä ja kokeneemmille harjoittelijoille nostetaan harjoitusten intensiteettitasoa, saaden aikaan fysiologisia muutoksia. (1, s. 382.)

**Palautuvuusperiaatteen** mukaan harjoittelun aikaansaamat adaptaatiomuutokset ovat palautuvia. Tämä tarkoittaa sitä, että voimaharjoittelun loppuessa hermot ja lihakset palautuvat alemmalle vaatimustasolle, kuin ne parhaimmillaan harjoittelukaudella ovat olleet. Tämä palautuvuus tapahtuu suhteellisen hitaasti hermostollisen ohjauksen puolella, mutta erittäin nopeasti lihaskudok-

sessä. Lihaskudoksen surkastuminen on voimakkainta ensimmäisinä päivinä ja viikkoina, jolloin lihasta ei käytetä. (1, s. 382–383.)

**Yksilöllisyysperiaatteen** mukaan jokainen ihminen on erilainen ja tämä tulisi ottaa huomioon suunniteltaessa lihaskuntoharjoittelua. Eroja ihmisten välillä on esimerkiksi kehonkoostumuksessa, mittasuhteissa ja rakenteessa. Lisäksi eroina ovat fysiologiset ominaisuudet, ravinto, sairaudet ja psyyke. Fysiologisena tekijänä on lähinnä lihaksen kasvuun vaikuttavat eli anaboliset hormonitasot. Näillä hormonitasoilla on merkitystä siinä, kuinka hyvän harjoitteluvasteen rasituksesta saa ja kuinka pitkän ajan rasituksesta palautuminen vaatii. Nuorilla ja vanhoilla vaikuttaa myös henkilön ikä. Biologinen ja kronologinen ikä eivät aina ole yhtenevät. (1, s. 383–384.)

**Monipuolisuusperiaatteessa** lähestytään harjoittelua siitä näkökulmasta, että rasituksen tulisi olla vaihtelevaa ja monipuolista. Vaihteleva ärsyke lihaksille suurentaa kehityksen nopeutta ja määrää ja nopeuttaa myös palautumista. Vaihtelevalla harjoittelulla saadaan aikaiseksi monipuolisemmin kehittynyt lihaksisto ja estetään liian suuri adaptaatio tiettyntyyppisiin suorituksiin. Vaihtelevuudella ja monipuolisuudella saadaan nousujohteinen kehitys paremmin taattua ja lopulta luotua tasapainoisempi lihaksisto, jossa esimerkiksi vastavaikuttajalihakset ovat tasapainossa keskenään. Tämä periaate on osittain ristiriidassa spesifisyysperiaatteen kanssa, mutta myös siinä voidaan harjoitetta muokata esimerkiksi intensiteetin mukaan. Yksipuolinen treeni on myös psyykkisesti raskasta harjoitteluvuosien kertyessä, mikä voi vaikeuttaa motivoitumista. (1, s. 384.)

**Aktiivisen mentaliteetin periaate** tarkoittaa sitä, että yksittäiseen harjoitukseen ja koko harjoitukseen keskitytään ja motivoitutaan tosissaan. Hyvä keskittyminen parantaa varsinkin lihaksen hermostollista toimintaa. Liikkeiden suorittamisessa mukana olevia keskushermoston osia aktivoituu jo pelkästä liikkeen ajattelusta tai liikkeen näkemisestä. Näiden aktivoitumisten alkutekijöinä ovat peilineuronit. Liikkeen ajattelu rasittaa samaan tapaan keskushermoston liikkeestä ja liikkeiden oppimisesta vastaavia alueita kuin itse liikkeen suorittaminenkin. Tällä on suuri merkitys, kun halutaan saada mahdollisimman hyvä harjoitteluvaste aikaiseksi. Koska lihaskuntoharjoittelulla tavoitteisiin pääsemi-

nen kestää useita vuosia, on motivaation merkitys suuri ja korostuu varsinkin kilpaurheilijoilla kaiken muun ajan ja elämän rytmittämisessä harjoittelun ympärille. (1, s. 385.)

**Adaptaation periaatteessa** on kyse kehon sopeutumisesta. Lihaskuntoharjoittelu on kehon stressitilaan saattava menetelmä. Keho laitetaan alkukantaiseen tilanteeseen, jossa se joutuu tekemään raskaita suorituksia selviytyäkseen. Nämä stressitilanteet voittaakseen lihaksen on työskenneltävä totuttua tehokkaammin esimerkiksi nostamalla aikaisempaa suurempi massa tai tekemällä pidemmän sarjan samaa vastusta vastaan. Keholla on kuitenkin taipumus suorittaa nämä tehtävät niin pienellä vaivalla kuin mahdollista. Keho sopeutuu siltä vaadittuun tilanteeseen. Tämä tarkoittaa sitä, ettei esimerkiksi saman vastuksen käyttäminen enää tuota yhtä suurta stressireaktiota ja näin ollen harjoitteluvaste pienenee. Vaikka adaptaatio on toivottua ja kertoo lihaksiston kehittymisestä, se tarkoittaa myös sitä, että harjoittelun rasittavuutta on lisättävä. Kuormitukseen voi vaikuttaa käyttämällä liikkeiden eri variaatioita ja vastusta lisäämällä. Tarkoituksena on tehdä suoritus vaikeammaksi toteuttaa ja näitä muutoksia on syytä tehdä usein. (1, s. 385.)

**Levon ja kuormituksen suhde** on tärkeä tekijä lihaskuntoharjoittelussa. Harjoittelu järkyttää kehon tasapainotilaa eli homeostaasia ja myös kehon rakenteita, joka näkyy suorituskyvyn laskuna harjoituksen jälkeen ja sitä seuraavina päivinä. Lihas kasvaa vasta levossa, joten sille annettavaa palautumisaikaa ei kannata laiminlyödä. Laiminlyöminen lisää ylikuormitustilanteeseen ajautumista ja estää kehittymistä. Levon aikana proteiinisynteesi korjaa harjoittelun aikaansaamat lihasvauriot. Proteiinisynteesit tapahtuvat harjoituksessa aktivoituneiden neuronien välisissä synapseissa ja lihaksen supistumisesta vastaavissa rakenneproteiineissa. Kunnollinen lepo takaa lihaksen kehityksen ja harjoitteluvasteen optimoimisen, joten se on yhtä tärkeää varsinaisen harjoittelun rinnalla. (1, s. 386.)

**Keskittymisen periaatteessa** painotetaan jokaiseen suoritukseen keskittymistä. Kun suoritukseen keskitytään täydellisesti, on lihasaktivaatio suurempi ja liike paremmin kontrollissa. Tätä myötä myös harjoitusvaste on suurempi. Li-

haksen supistumisessa ja rentoutumisessa keskushermoston neuraalitoiminta säätelee lihasta. Huono keskittyminen tai keskittymisen herpaantuminen ulkopuolisiin seikkoihin vähentää neuronien aktivaatiota ja synapsien proteiinisynteesiä. (1, s. 386.)

### **2.1.2 Toistoalueet**

Intensiteettitaso on kytköksissä kehon maksimaaliseen voimantuottokykyyn. Intensiteettiä kuvataan prosenttiyksikköinä, josta 100 % on maksimaalinen kuormitus eli se painomäärä, jolla lihaksisto kykenee tekemään yhden puhtaan toiston harjoitteluliikkeessä. Tätä kutsutaan nimellä 1 RM. Yhden toiston lisäksi tätä voidaan laajentaa koskemaan pidempiäkin toistomääriä. Esimerkiksi jos tietyllä vastuksella jaksetaan tehdä 5 kpl toistoja, silloin puhutaan 5 RM:stä ja se on noin 80 % yhden toiston maksimipainosta. Intensiteetin tulisi olla sellainen että esimerkiksi viiden toiston sarjassa käytetty vastus olisi noin 80 % yhden toiston maksimipainosta eli 1 RM:stä. Tällöin sarjan intensiteettitaso on sopiva. Jos sarjoissa käytetään pienempää vastusta, harjoittelun intensiteettitaso laskee. RM-selvitykset vaihtelevat suuresti eri liikkeiden välillä. Toisissa liikkeissä pystytään osuvasti arvioimaan käytettävä vastus 1 RM:n painomäärästä, mutta joissain liikkeissä tätä ei pystytä arvioimaan. Intensiteettitaso on keskeinen tekijä kun haetaan hyvää harjoitteluvastetta ja jatkuvaa kehitystä. (1, s. 467–468.)

Eri intensiteettitasoilla voidaan hakea harjoittelussa erilaisia tuloksia. Kaikki määräytyy sen mukaan, minkälainen kehitys on tavoitteena. 1–6 toiston toistoalueilla, eli 1–6 RM:n painoilla, harjoitellaan kun halutaan maksimivoiman lisäystä. Tällöin käytetty paino on 80–100 % 1 RM:n painosta. Jos käytettävä paino on pienempi kuin tämä, mutta toistomäärät eivät lisäänty, harjoittelun kuormitavuus ja harjoitteluvaste laskevat. 7–12 toiston toistoalueilla harjoittelun vaste on lihassolujen kannalta hypertrofinen eli solujen kokoa kasvattavaa. Nämä toistoalueet ovat pääsääntöisesti käytössä kun halutaan kasvattaa lihaksen kokoa. Tällöin käytettävä vastus on 50–75 % 1 RM:n painomäärästä ja kuorma on 7–12 RM. Tästä pidemmät sarjat ovat lähinnä vasteeltaan lihaksen kestävyyttä parantavia ja tällöin käytettävä vastus on matalampi kuin 50 % 1 RM:n paino-



määrästä. Todella pitkät yli 25 toiston sarjat, eli 0-30 % 1 RM:n painomäärästä, eivät lisää lihaksen voimaa vaan voivat jopa vähentää sitä. (1, s. 468.)

Maksimivoimaharjoittelussa sarjojen väliset tauot ovat yleensä 1–5 minuuttia. Jos harjoitetaan suuria lihaksia tai lihasryhmiä tai tehdään moninivelliikkeitä, lepotaukojen tulee olla 3–5 minuuttia. Pienemmillä lihaksilla ja lihasryhmillä tauot voivat olla 1–3 minuuttia. Hypertrofisessa harjoittelussa sarjojen väliset tauot ovat 30–90 sekuntia. Toistoalueet voidaan jakaa myös maksimivoimaharjoitteluun, jolloin toistoalue on 1–3 toistoa, ja hypertrofiseen maksimivoimaharjoitteluun, jolloin toistojen määrä on 4–12 toistoa. Tällöin maksimivoimaharjoittelu vaikuttaa lähinnä hermokudokseen ja on lihaksen hermotusta lisäävää. Käytettävä paino on 90–100 % 1 RM:stä. Hypertrofisessa maksimivoimaharjoittelussa vaikutus on lihassoluissa ja tätä käytetään lihasmassan lisäämiseen. Käytettävät painot ovat tällöin 60–90 % 1 RM:stä. (1, s. 469–470.)

1 RM:n painomäärä voidaan määrittää, kun tiedetään mitä painomäärää on käytetty ja montako toistoa on tehty. 1 RM:n selvittämiseen voi käyttää laskukaavaa tai laskemiseen tarkoitettua taulukkoa. 1 RM:n laskutoimituksia voidaan pitää tarkkoina vain 2–5 toiston määrissä, ja siitä suuremmat toistomäärät lisäävät virheen määrää lopputulokseen. Laskentaan tarkoitettua taulukkoa voidaan pitää vain suuntaa-antavana ja taulukon mukaan laskettua 1 RM:n painomäärää voidaan pitää vain viitteellisenä. Taulukossa on lueteltu RM:n toistoalueet 1–10 toistoon ja jokaiselle oman prosenttiosuuden 1 RM:n painomäärästä. Lisäksi taulukossa kerrotaan jokaiselle toistolle laskentaan sisältyvän virhemarginaali. (Taulukko 1.) (1, s. 245–246.)

TAULUKKO 1. RM-taulukko (1, s. 246)

Toistojen maksimimäärä	Arvioitu kuorma maksimivoimasta (%)	Laskentaan sisältyvä virhemarginaali (%)	
1 RM	100 %	±	0 %
2 RM	95 %	±	2 %
3 RM	90 %	±	3 %
4 RM	86 %	±	4 %
5 RM	82 %	±	5 %
6 RM	78 %	±	6 %
7 RM	74 %	±	7 %
8 RM	70 %	±	8 %
9 RM	65 %	±	9 %
10 RM	61 %	±	10 %

Toistoalueiden suhdetta harjoittelun tuomiin tuloksiin voidaan kutsua termillä voima-kestävyysjatkumo. Tämä tarkoittaa sitä, että lyhyet sarjat vaikuttavat voiman lisääntymiseen, keskipitkät sarjat vaikuttavat voiman ja lihasmassan lisääntymiseen ja pitkät sarjat vaikuttavat voima- ja lihaskestävyyden lisääntymiseen. Eri toistoalueilla tapahtuva harjoittelu aktivoi lihaksen eri motorisia yksiköitä. Lihaksen motorisista yksiköistä aktivoituvat ensimmäisenä pienet ja hitaat motoriset yksiköt. Kun vaatimustasoa lisätään ja lihakselta vaaditaan suurempaa voimantuottoa, keho aktivoi nopeasti yhä enemmän ja enemmän nopeita motorisia yksiköitä kunnes kaikki motoriset yksiköt ovat käytössä. Tällainen tilanne on esimerkiksi maksimivoimaharjoittelussa, jossa tuotetaan nopeasti suuri määrä voimaa mutta myös väsyttään nopeasti. Pienet motoriset yksiköt puolestaan tekemään työtä pitkään ja ovat toiminnassa myös pitkissä kestävyys suorituksissa, jolloin nopeat yksiköt eivät aktivoidu välttämättä ollenkaan. (2, s. 38.)

Toistoalueella 1–5 haetaan perinteisesti voimanlisäystä ja lihaksen hermotusta. Näillä sarjoilla suoritus on lyhyt ja lihas aktivoidaan täydellisesti kun hermosto käskyttää motoriset yksiköt räjähtävään työskentelyyn. Näillä sarjapituuksilla, ja pitkillä palautuksilla sarjojen välillä, keho väsy hitaasti ja raskaita sarjoja pystytään tekemään useita peräkkäin. Lihas ei mene kovin nopeasti hapoille. Vaikka kyseessä on perinteisesti voimankasvatukseen käytettävä toistoalue, se lisää aloittelijoilla myös lihasmassaa. (2, s. 38–39.)

Toistoalueella 6–15 lihaksen ei tarvitse tuottaa niin suurta voimaa suhteessa maksimivoimantuottoon, kuin lyhyemmillä sarjoilla, mutta se joutuu jatkamaan voimantuottoa pidempään. Tästä koituu tilanne jossa sarjan loppupäätä lähes-tyessä lihas joutuu kuitenkin työskentelemään koko ajan kovemmin. Hermosto joutuu käskyttämään yhä enemmän motorisia yksiköitä työskentelyyn, jotta kuormaa jaksettaisiin liikuttaa vielä vaaditut toistot. Koska aina aluksi aktivoi- daan pienet motoriset yksiköt, sarjan edetessä aktivoidaan yhä enemmän suu- rempia motorisia yksiköitä ja viimeisillä toistoilla saadaan lihaksesta kaikki mah- dollinen voima irti. Nämä sarjapituudet saavat lihaksen enemmän hapoille ja ovat sitä myöten tärkeä aineenvaihdunnallinen tekijä, mekaanisen rasituksen lisäksi, lihaskasvulle. (2, s. 39.)

Toistoalueella 20 tai enemmän toistoja siirrytään taloudelliseen lihaksen käyt- töön. Hermosto ei joudu enää aktivoimaan lihasta voimakkaasti eikä lihakselta vaadita suurta voimantuottotasoa. Koska suurten ja nopeiden motoristen yksi- köiden aktivoimiskynnys on korkea, eivät ne osallistu välttämättä ollenkaan näi- hin todella pitkiin sarjoihin. Aloittelijoilla tämä toistoalue ei enää lisää lihaksen voiman kasvua ja kokeneilla lihaksen voima voi laskea. Pitkiä sarjoja voidaan kuitenkin käyttää tehokeinoina myös lihasmassaharjoittelussa. (2, s. 39.)

Myös toistoalueiden käytössä on tärkeää pitää vaihtelevuutta yllä. Lyhyehköt sarjat kasvattavat lihasmassaa yhtä hyvin kuin keskipitkät sarjat, mutta voimaa ne lisäävät parhaiten. Silti on kannattavaa vaihdella sarjapituuksia lyhyiden, keskipitkien ja pitkien sarjojen välillä. Sarjapituuksien vaihtelu esimerkiksi vuo- roviikoin on kehityksen kannalta parempi ratkaisu, kuin samalla toistoalueella pysyminen. Jos harjoittelussa päädytään tekemään pelkästään erikoistekniikoi- hin perustuvaa harjoittelua, ei lihaksilta vaadita voimantuotollisesti tehokasta aktivointia. Tällöin lihaksen nopea ja tehokas aktivointi heikkenee. Tähän auttaa siirtyminen lyhyemmille sarjapituuksille, jonka jälkeen erilaisiin tehokeinoin ja pidempiin sarjoihin siirtyminen tuo taas lisää tuloksia. (2, s. 40.)

Harjoitusvaikutusten tarkastelussa pelkkä toistomäärä ei kerro koko totuutta tehokkuudesta. Tämän lisäksi tulisi ottaa huomioon käytetty kuorma, palautu- misajat, lihastyötapo, toistojen suoritusnopeus ja harjoittelun kokonaismäärä.

Näistä voidaan selvittää kokonaistyöaika, työmäärä aikayksikköä kohden ja käytetty keski-intensiteetti. Kuormaa muuttelemalla saadaan aikaan erilainen harjoitteluvaste. Toistoja voidaan tehdä toistoalueelle tarkoitetulla RM-painomäärällä, mutta sen lisäksi toistoja voidaan tehdä eri prosenttiosuuksilla 1 RM:n painomäärästä. Esimerkiksi kolme toistoa 80 %:lla on suhteellisen kevyt sarja, mutta 90 %:lla jo paljon haastavampi. Perinteisesti kehonrakennuksessa harjoittelijat tekevät liikkeet varsinaisilla RM-painomäärillä ja painonnoston ja voimannoston puolella tehdään erilaisia vajaita suorituksia käyttämällä erilaisia prosentuaalisia RM-painomääriä ja prosenttisarjoja. Yksi syy kehityksen pysähtymiseen voikin olla liiallinen tarkkoihin RM-painomääriin keskittyminen ja jokaisen sarjan vieminen loppuun asti voimaharjoittelussa ja jopa pakkotoistojen puolelle. Keskipitkillä sarjoilla rasitus hermostolle ei ole niin suuri kuin lyhyillä voimasarjoilla ja tämän vuoksi lyhyissä sarjoissa kannattaa jättää välillä yksi tai kaksi toistoa sarjojen lopusta tekemättä ja keskittyä toistojen räjähtävään suoritamiseen. (2, s. 40.)

Palautumisaika sarjojen välillä vaikuttaa suorituskykyyn. Kehonrakennuksessa on usein käytössä vajaat palautumisajat, jolloin lihas väsy enemmän ja tämän seurauksena keho joutuu aktivoimaan vielä aktivoimattomia motorisia yksiköitä. Palautumisaika sarjojen välillä on suuri vaikuttaja kun lasketaan koko harjoituksen tehdyn työn määrää aikayksikköä kohden. Pääsääntönä voidaan pitää sitä, että suurempaa hypertrofista eli kasvattavaa vaikutusta saadaan harjoittelusta mitä enemmän työtä harjoittelun aikana tehdään tarpeeksi suurella keski-intensiteetillä. Toistojen nopeus on myös merkittävä tekijä. Hitaasti tehdyt toistot kuormittavat lihasta aineenvaihdunnalliselta kannalta ja lihaksen aktivointi on vajaa. Suuria voimatasoja ei tuoteta kerralla, jolloin nopeat motoriset yksiköt eivät välttämättä aktivoitu. Nopeissa toistoissa yritetään saada kaikki motoriset yksiköt aktivoitumaan ja lihas tuottamaan voimaa nopeasti maksimaalisella voimantuottokyvyllä. Tällöin sarja ei välttämättä ehdi hidastua ollenkaan loppua kohden. Jos käytetään pitkiä palautumisaikoja tällaisessa pikavoimaharjoittelussa, eivät lihassolut väsy kovin suuresti ja lihaksen kasvukaan ei ole tämän vuoksi suurta. (2, s.40.)

Perinteisiä toistomäärien ja sarjojen yhdistelmiä voidaan muokata useilla eritavoilla, kun halutaan saada harjoitteluun vaihtelua. Toistoalueillakin kehon adaptaatio tapahtuu suhteellisen nopeasti, joten nousujohteiseen harjoitteluun kuuluu toistoalueiden, sarjojen ja painojen vaihtelu. Toistoalueen vaihtelulla voidaan vaikuttaa lihaskasvun eri mekanismeihin. Toistoalueen vaihtelun lisäksi tulisi välillä vaihdella myös palautumisaikoja, lihastyötapoja, toistojen suoritusnopeutta ja käytettävää kuormaa samalla toistomäärällä. (2, s. 40–41.)

### **2.1.3 Tasoerot**

Aloittelijoilla keskiraskas kuormitus kasvattaa hyvin lihaksen massaa ja voimaa. Aloittelijalle voi olla haastavaa jo pidemmälläkin sarjoilla saada lihas tuottamaan voimaa ja tämä kasvattaa lihaksen kokoa ja parantaa hermotusta. Aloittelijat voivat tyytyä käyttämään harjoitteissaan 60–80 % 1 RM:n painomääriä. Tämä tarkoittaa sitä, ettei aloittelijoiden harjoittelussa tarvitse olla osana maksimi- tai perusvoimaharjoittelua, koska lihaksien voima nousee jo keskipitkillä sarjoillakin. Voiman lisäys voi tapahtua aloittelijoillakin nopeammin lyhyillä sarjoilla, mutta pidemmillä sarjoilla tuki- ja sidekudokset mukautuvat harjoitteluun paremmin ja liikkeen tekniikkaa voidaan opetella, kun loukkaantumisriski on pienempi. 10–15 toiston sarjoissa aloittelijoilla voivat voimatasot nousta nopeastikin ja kehon tuki- ja sidekudokset sopeutuvat saliharjoittelun rasitukseen. 1–5 toiston sarjoissa aloittelijoilla on suuri riski suorittaa liike puutteellisella suoritustekniikalla, joka rasittaa tuki- ja sidekudoksia ja altistaa loukkaantumisille. (2, s. 39–40.)

Keskitason saliharjoittelijoilla voi kehityksen kompastuskiveksi muodostua se, että kun keskipitkillä sarjoilla tapahtuvan harjoituksen tuoma kehitys pysähtyy, aletaan ratkaisua etsiä kestävyyspuolelle päätyvistä pidemmistä sarjoista. Tällöin voidaan hakea kehitystä tekemällä pitkiä supersarjoja ja muita erikoistekniikoiden sarjoja. Tällöin lihas joutuu työskentelemään pidempään mutta matalammalla keski-intensiteetillä, jolloin lihaksen tehokas aktivointi voi jopa huonontua. Parempi ratkaisu tähän on siirtyä toistoalueilla lyhyempiin sarjoihin ja räjähtäviin voimantuottoihin. Tällöin on aiheellista suorittaa lyhyitä sarjoja niin, ettei jokaista sarjaa tehdä uupumukseen asti. Varsinkin keskitasoisilla harjoittelijoilla sarjojen liiallinen loppuun asti puskeminen on suurin syy kehityksen pysähtymi-

seen voimaharjoittelussa. Jos osa sarjoista tehdään hieman keveämmin tai jätetään lopusta yksi tai kaksi toistoa tekemättä, vältetään tältä ongelmalta. Tällöin tulisi kiinnittää huomiota liikkeen räjähtävään ja nopeaan suorittamiseen. (2, s. 40.)

Kokeneilla saliharjoittelijoilla intensiteetin nosto on välttämätöntä tulosten saavuttamiseksi. Kokeneilla saliharjoittelijoilla on muodostunut kyky aktivoida ja käskyttää lihaksiaan paremmin ja kovempaa työhön. Kokeneen henkilön hermosto kykenee aktivoimaan lihasta tehokkaasti. Tämä tilanne vaatii lihaksiston ja hermoston ajoittaista ja kokonaisvaltaista aktivoitumista. Jos tätä laiminlyödään, voimatasojen ja lihasmassan kehitys pysähtyy ja voimataso ja lihasmassa alkavat jopa pienenemään. Kokeneiden tulee muistaa kuormittaa lihaksistoa välillä yli 80 % 1 RM:n kuormituksilla, jolloin lihasta joudutaan aktivoimaan tehokkaasti. Pääsääntönä voidaan pitää, että mitä kokeneempi harjoittelija on kyseessä, sitä enemmän ja säännöllisemmin tarvitaan lyhyitä voimasarjoja. (2, s. 40.)

#### **2.1.4 Sukupuolierot**

Miehet harjoittelevat kuntosaleilla usein raskailla painoilla ja käyttävät paljon levytankoja ja vapaita painoja. Naisia näkee usein harjoittelemassa kevyemmin ja käsipainoilla. Kun naisten ja miesten kehoja vertaillaan saliharjoittelun näkökulmasta, käy ensimmäiseksi ilmi, että miehet ovat kokoonsa nähden vahvempia kuin naiset. Naiset jäävät kauaksi miesten voimatasoista varsinkin käsivarsien ja hartiasseudun voimantuottokyvyssä. Vuonna 1974 tehdyssä tutkimuksessa (Wilmore) vertailtiin miesten ja naisten eroja penkkipunnerruksessa ja isometrisessä jalkaprässissä. Tässä tutkimuksessa naisten tulokset olivat 37 % miesten penkkipunnerruksen tuloksista ja jalkaprässissä 73 % miesten tuloksista. Naisten kehon rasvaprosentti on kuitenkin suurempi kuin miehillä. Kun sukupuolten voimatasoja verrataan heidän rasvattomaan kehonpainoon, on naisten ylävartalon voimataso 70 % miesten ylävartalon voimatasosta. Alavartalon voimatasoista on poikkeavia tutkimustuloksia. Osassa tutkimuksista naiset ovat lähes yhtä vahvoja miesten kanssa ja osassa jopa vahvempia, kun suhteutetaan voimatasot kehon rasvattomaan massaan. (3, s. 51.)

Naisilla rajoitetta voimantuotossa asettaa ylävartalon anatominen rakenne, joka ei ole niin edullinen kovaan voimantuottoon, kuin miehillä. Naisilla testosteronitaso on matalampi, joten aggressiivinen voimantuotto on naisille hankalampaa ja hitaampaa. Miesten kehon kyky tuottaa voimaa on hieman naisia nopeampi. Voimatasojen kasvussa ei ole naisilla ja miehillä merkittävää eroa. Aloittelevalla naisella voi voimatasot nousta jopa nopeampaa kuin miehellä. Jos voimatasot eivät kummallakaan sukupuolella nouse nopeasti aloittelijana, syy voi olla liian varovaisessa ja kevyessä harjoittelussa. (3, s. 51.)

Naisen yläraajojen ja hartianseudun heikompi voimantuottokyky näkyy myös monissa erilaisissa heitto- ja lyöntilajeissa, kuten lentopallossa, koripallossa ja tenniksessä. Koska hartiasseudulla ja yläraajoissa naisten lihasvoimat ovat suhteellisen matalat, lisää se loukkaantumisriskiä näillä alueilla. Naisilla ja miehillä on myös yhtäläinen lihasten voimantuottokyky suhteessa lihaskudoksen poikkileikkauspinta-alaan. Naisilla on kuitenkin lihaksissa 30 % vähemmän lihaskudosta, joten erot miesten ja naisten välillä lihaksissa tulevat lihaskudoksen määrästä eivätkä lihaskudoksen laadusta. Voimantuottonopeuden hitauden lisäksi myös lihasten relaksoitumisaika on pidempi naisilla niin staattisessa kuin dynaamisessakin lihastyömuodossa. (1, s. 491.)

Miehet harjoittelevat suhteellisesti raskaammilla painoilla ja ovat taipuvaisia käyttämään liian suuria painoja suhteessa voima- ja taitotasoihinsa. Naiset puolestaan sortuvat useammin harjoittelemaan liian varovasti ja kevyesti. Tästä syystä naisten voimankasvu voi olla hitaampaa, mutta harjoittelu on turvallisempaa. Naiset tekevät usein liikkeen eksentrisen ja konsentrisen vaiheen hitaasti ja pyrkivät erittäin puhtaaseen tekniikkaan. Tämä voi hidastaa kehitystä, koska nopeita lihassoluja ei käytetä. Naisten tulisikin ottaa harjoitteluunsa nopean konsentrisen vaiheen malli, jossa paino pyritään saamaan nopeasti ylös ala-asennosta. Tällöin nopeat lihassolut aktivoituvat paremmin ja nopeasti nostamalla naisten voimataso voikin olla 5–10 prosenttiyksikköä suurempi kuin hitaasti nostamalla. (3, s. 51.)

Solutasolla tarkasteltuna naisten lihassolujen määrä on pienempi ja niiden poikkileikkauspinta-ala on myös pienempi. Nämä kumpikin pienentävät lihaskudok-

sen määrää. Tällöin naisella ei ole niin suurta vaaraa saada aikaan liian miesmäistä kehoa. Pelko liian miesmäisestä kehosta on tunnettu ilmiö naisilla ja voi lisätä liian kevyesti harjoittelua. Toisaalta pienempi lihaskudoksen määrä myös selittää eroa voimatasoissa. 75 %:lla naisista, jotka eivät harjoita lihaksiaan, on hitaiden I-tyyppin lihassolujen koko suurempi kuin nopeiden II-tyyppin lihassolujen koko. Harjoittelemattomilla miehillä II-tyyppin nopeat lihassolut ovat suurempia kuin hitaat I-tyyppin lihassolut. Syyksi on ehdotettu anatomisia eroja miesten ja naisten välillä tai miesten fyysisesti vaativampaa arkipäivän elämää. Lopuilla 25 %:lla harjoittelemattomista naisista potentiaali lihasvoiman nousuun on korkeampi. (1, s. 491.)

Lihaskasvun puolella naiset ja miehet kehittyvät yhtä nopeasti harjoittelun alkuvaiheessa, jos harjoittelun intensiteetti on tarpeeksi suuri. Kokemustason karttuessa muodostuu myös lihaskasvuun eroa naisten ja miesten välille. Tähän epäillään syynä olevan miesten korkeaa testosteronitasoa. Naisilla myös yksilölliset erot lihaskasvussa ovat suuremmat kuin miehillä. Yksilöllisiä eroja naisille voivat aiheuttaa kasvuun vaikuttavat hormonit, geneettiset erot ja psyykkiset tekijät eli harjoitteluun keskittyminen ja aggressiivisuus. (3, s. 51.)

Naisilla testosteronitaso vaikuttaa suuresti siihen, miten kannattaa harjoitella. Naisilla, joilla testosteronitaso on matala, tulisi harjoittelun olla intensiteetiltään kevyempää. Lisäksi raskaiden harjoittelujaksojen tulisi olla lyhyempiä ja palautumisaikojen pidempiä, jottei päädyttäisi kehon ylikuormittumistilanteeseen. Miehillä testosteronitaso nousee huomattavasti jo yhden harjoitteen suorittamisesta, kun taas naisilla testosteronipiikki jää paljon matalammaksi. Yhtäjaksoinen ja säännöllinen lihaskuntoharjoittelu ei nosta naisten veren testosteronipitoisuuksia. Tästä syystä naisten lihasten kasvu jää pienemmäksi, joten miesmäisen kehon saavuttaminen on myös hormonaalisesta näkökulmasta epätoimennäköistä. Naisilla säännöllinen lihaskuntoharjoittelu madaltaa kehon rasvaprosenttia ja parantaa lihasten selväpiirteisyyttä, joka on eri asia kuin lihaskudoksen kasvu eli hypertrofia. Vaikka rasvaprosentin pieneneminen on suurta ja lihaskudoksen hypertrofia lievää, ei esimerkiksi raajojen ympärystmitta muutu paljoa naisilla. Naisilla puolestaan kasvuhormonin määrä on suurempi kuin miehillä, minkä arvellaan olevan kompensoiva tekijä matalaan testosteroni-



tasoon nähden. Kasvuhormoni kiihdyttää naisen harjoittelun anabolista vaikutusta. (1, s. 493–494.)

Tuki- ja sidekudoksissa on myös eroja sukupuolten välillä. Naisten jänteet vastaavat harjoitteluun hieman hitaammin ja ne myös voimistuvat, kasvavat ja palaavat hitaammin kuin miesten. Tästä syystä naisten kannattaakin välttää aloittelijoina erityisen kuormittavat ja suurta lihasvauriota aiheuttavat harjoitukset. Naisten tulisikin tehdä hieman miehiä pidempi perusharjoittelukausi aloittelijoina tai pidemmän harjoittelutauon jälkeen, jolloin harjoittelu on matalatehosempää ja totuttelevaa. Tällöin eksentrisesti suuresti kuormittavia harjoitteita tulisi tehdä maltillisesti. Naisilla vaurioriski on suurempi eksentrisessä työvaiheessa. Naisilla myös yliojentuvat nivelet ovat yleisempiä kuin miehillä. Tästä syystä naisten tulisi kiinnittää huomiota liikkeiden aikaiseen nivelten tukevuteen ja suoritustekniikkaan. Naisten kannattaa tehdä sellaisia eristäviä liikkeitä, jotka vahvistavat niveltä tukevia lihaksia. Miesten puolestaan tulisi muistaa tehdä nivelten liikkuvuusharjoittelua. (3, s. 51–52.)

Miehet väsyvät harjoittelussa enemmän kuin naiset. Tämä voi johtua siitä, että miehet harjoittelevat kovempaa, mikä voi johtua testosteronitasoista tai aggressiivisemmasta tavasta harjoitella. Miehillä isometrinen maksimivoima laskee kuormittavassa voimaharjoittelussa 10 %:ia ja naisilla vain 5 %:ia. Naisten ei silti kannata harjoitella raskaammin, sillä naiset ajautuvat helpommin hermostolliseen yliharjoittelutilaan. Tästä syystä naisten tulisi raskaasti harjoittelun lisäksi pitää kevyempiä harjoittelukausia useammin kuin miehet ja lisäksi vaihdella harjoitteluärsykettä useammin. (3, s. 52.)

Naisten kuntosaliharjoittelu on lisääntynyt muun muassa valloillaan olevan fitness-ilmiön myötä ja perinteiset erot kuntoilutavoissa miesten ja naisten välillä ovat pienentyneet. Saliharjoittelun omaksumisen myötä naisurheilijoiden maksimaalinen voimantuottotaso ja räjähtävä voima ovat lisääntyneet kymmeniä prosentteja. Miehet ja naiset ovat fysiologisesti erilaisia, mutta hyödyllisen harjoittelun toteuttamisessa ei ole kovin suurta eroa. Syyksi naisten alhaisempaan voimantuottoon on ehdotettu suurempaa rasvaprosenttia, lihassolujen pienempää poikkileikkauspinta-alaa, keskushermoston huonompaa kykyä aktivoi-

da lihaksia, suurempaa hitaiden motoristen yksiköiden määrää ja matalampaa testosteronitasoa. (1, s. 490–491.)

Lihaskuntoharjoittelun naisille tulee sisältää paljon vapailla painoilla tehtäviä harjoitteita. Vapaiden painojen harjoitteissa vastuksena voi useammin olla kehon oma paino. Voimaharjoittelun puolella intensiteetti tulee olla absoluuttisesti matalampi kuin miehillä. Se voi kuitenkin olla suhteellisesti miesten kanssa samalla tasolla. Pääpaino laiteharjoittelusta pitäisi siirtää toiminnallisiin vapaiden painojen harjoitteisiin. Näissä toiminnallisissa harjoitteissa tulisi olla varsinkin monessa liiketasossa tapahtuvia moninivelliikkeitä. Tämä kehittää hyvin arkipäivän toiminnassa tarvittavaa lihasten välistä koordinaatiokykyä, kehon asennon havainnointikykyä ja tasapainoa. (1, s. 495.)

Alaraajojen harjoittelussa tulisi tehdä paljon liikkeitä, joissa jalkapohja pysyy maassa. Tällaisia ovat esimerkiksi erilaiset jalkakyykyt, askellukset, kyykistymiset ja ponnistukset. Näissä vastuksena voidaan käyttää kehon omaa painoa tai kevyitä lisäpainoja. Naisten harjoittelussa tulee painottaa varsinkin yläraajojen ja hartianseudulle kohdistuvaa harjoittelua ja tämä tulee suorittaa erityisesti vapailla painoilla ja moninivelliikkeillä. Keskivartalon harjoittelussa naisten tulisi keskittyä liikkeitä stabiloiviin tekijöihin eli selkälihaksiin ja syviin vatsalihaksiin. Alaselän vammat ovat yksi yleisimmistä kuntosaleilla tapahtuvista loukkaantumisista. Naisten harjoitteluun vaikuttaa myös kuukautiskierto, jonka vaiheet vaikuttavat suorituskykyyn. Kuitenkaan maksimaaliseen voimantuottoon se ei välttämättä vaikuta. Vaikutukset harjoitteluun ovat todennäköisesti yksilölliset. Raskas fyysinen harjoittelu häiritsee normaalia kuukautiskiertoa. (1, s. 495–497.)

## **2.2 Selkälihasten lihaskuntoharjoittelu**

Lihaskuntoharjoittelussa selän perusliikkeinä voidaan pitää leuanvetoa, ylätaljavetoa, alataljasoutua, kulmasoutua ja selän ojennusta. Näitä perusliikkeitä voidaan täydentää ja muokata, kun halutaan päästä kokonaisvaltaisempaan lopputulokseen. Hyvän selän kunnossapidon kannalta harjoittelun tulisi olla monipuolista ja sisältää myös dynaamista, huoltavaa ja liikkuvuutta edesauttavaa harjoittelua. (4, Takakansi.)

Selän ja selkälihasten huonoon kuntoon vaikuttavat muun muassa liiallinen istuminen, huono istumisergonomia, huono tekniikka nostettaessa objekteja ja selän säännöllisen huoltavan ja vahvistavan harjoittelun laiminlyönti. Selkärangan oikealla, luonnollisella asennolla on merkittävä rooli selän toiminnan kannalta. Selkärangan oikea asento jakaa paineen tasaisemmin selkärangan ja selän eri alueille kuormituksessa ja liikkussa. (4, s. 173.)

Liikettä tuottavat lihakset ovat yleisimmin pinnallisia lihaksia. Selän voimantuottajalihaksia ovat muun muassa leveä selkälihas ja suoran selkälihaksen lateraalinen juoste. Paras hyöty näistä lihaksista tulee esille nopeissa ja raskaissa suorituksissa. Lisäksi niistä on apua hetkellisissä asennon hallitsemisissa raskasta tai nopeaa liikettä tehdessä. Ne sijaitsevat kaukana selkärangasta, joten ne aikaansaavat suuren vääntömomentin suhteessa rankaan. Tästä syystä ne omaavat suuren potentiaalin kehon ja raajojen voimakkaina liikuttajina. Selän lihakset yhdistyvät alaselässä, lanneselän kalvorakenteessa, joka toimii tukirakenteena ja voimien välittäjänä lihasten välillä koko kehon alueella. Tämän alueen kolmelle eri tasolle kiinnittyy useita keskivartalon lihaksia, jotka pystyvät näin ollen toimimaan yhteistyössä. (4, s. 26.)

Yläselän lihasten kasvun ja voiman lisäämisen kannalta on olennaista käyttää yläselkää kokonaisvaltaisesti kuormittavia perusliikkeitä eli veto- ja soutu liikkeitä. Kuitenkin kun tähtäimessä on jatkuva kehitys, tulee perinteisten vetoliikkeiden lisäksi tehdä erilaisia variaatioita perusliikkeistä. Vaikka eri variaatioissa ero alkuperäiseen liikkeeseen otteen tai kohdistuksen kannalta voi olla pieni, on kyseessä kuitenkin merkittävä tekijä erilaisen lihasärsyksen aikaansaamiseksi. Erilaisia variaatioita ovat esimerkiksi erilaisen otelevyyden käyttäminen ja myötä- ja vastaoitteiden vaihtelu liikkeissä. Otevariaatioiden ja eri tankojen, kahvojen ja laitteiden mahdollistaman liikkeen muutoksen merkittävyyteen ei pitäisi kuitenkaan liiaksi keskittyä, vaan muistaa suorittaa tasapainoisesti vetäviä ja punnertavia liikkeitä harjoittelussa vertikaali- ja horisontaalisuunnissa. (4, s. 173.)

### **2.2.1 Leveiden selkälihasten harjoittaminen**

Leveä selkälihas tunnetaan latinankielisellä nimellä latissimus dorsi. Leveää selkälihasta tulisi harjoitella monipuolisesti erisuuntaisia vetoliikkeitä tehden,

sillä se on luonteeltaan moniulotteinen voimantuottaja. Tämä tarkoittaa sitä, että leveällä selkälihaksella on kyky tuottaa liikettä useilla tasoilla ja useisiin eri suuntiin. Leveä selkälihas vaikuttaa koko kehon liikkeisiin. Se on kokonaisvaltainen voimantuottaja ja se yhdistää koko kehon liikkeissä yläraajan vastakkaisen puolen alaraajaan. Ongelmia voi tulla, jos leveän selkälihaksen rooli kasvaa liian suureksi myös kevyessä liikkeen suorittamisessa. Kiristynyt leveä selkälihas muuttaa lavan asentoa, josta seuraa vaikutelma eteen työntyneistä olkapäistä. Koska leveä selkälihas on niin kokonaisvaltainen ja moniulotteinen voimantuottaja, ja lisäksi alttiina kiristymiselle, tulee harjoittelun olla monipuolista ja sisältää monia liikesuuntia. Lisäksi tulisi käyttää täysiä liikeratoja. Vetoliikkeiden suorittaminen myötäotteella pienentää liikerataa ja estää leveää selkälihasta venymästä ääriasentoon. Tällöin olkanivel kiertyy sisäänpäin. Kun käytetään vastaotetta, olkanivel on ulkokierrossa, ja tällöin leveä selkälihas pääsee paremmin venymään. (4, s. 26.)

Kun leveä selkälihas on kiristynyt, alaselän notko kasvaa liian suureksi vetoliikkeissä. Leveää selkälihasta harjoittaessa tulisi ottaa huomioon alaselän notkon hallinta. Alaselän notkon suureneminen on nähtävissä helposti erilaisissa vetoliikkeissä ja sitä pahentaa leveiden selkälihasten ääriasentoon venyttäminen. Ääriasentoon venytettäessä tulisikin siis kiinnittää erityistä huomiota, ettei alaselän notko pääse ylikorostumaan. (4, s. 27.)

Yläselän vetoliikkeissä on haastavaa saada liikkeen tuntuma perille yläselkään. Lapojen liike on ensiarvoisen tärkeää yläselän harjoittelussa. Tästä syystä lapojen liikkeeseen, ja tuntuman ohjaamiseen lavoille, tulisi kiinnittää suuresti huomiota yläselkää harjoitellessa, Yleisin virhe on suorittaa vetoliike lähes kokonaan kyynär- ja olkavarren lihaksilla. Yläselän vetoliikkeiden päätarkoituksena on kuitenkin vahvistaa yläselän lihaksia. Jos veto tapahtuu käsivarsilla, ovat kyynärvarren koukistajat liian suuressa roolissa. Tällöin myös olkaniveleen kohdistuu turhaa rasitusta, sillä veto tapahtuu pelkästään olkanivelellä. Tällaisessa tilanteessa on helppo havaita olkapään etuosan yllirasittuminen, sillä olkapäät työntyvät eteen liikkeen loppuvaiheessa. (4, s. 27.)

Optimitapauksessa veto suoritetaan tasapuolisesti olkanivelellä ja lavalla. Tämä tapahtuu niiden yhtäaikaisella taakse ja yhteen vetämisellä liikkeen vedon edetessä. Loppuasennossa tulisi molempien olla suhteessa samassa tasossa liikeratansa ääripäässä. Esimerkiksi käsipainolla tai köydellä tehtävässä vetoliikkeessä olkanivelen ja lavan tulee saavuttaa oman liikeratansa loppu samaan aikaan. Vetoliikkeissä olkapäiden ja lapojen samanaikaisesta taakse ja yhteen vetämisestä käytetään nimitystä humeroskapulaarinen rytmi. Tämä tulee toteuttaa ilman suurempaa kyynärniveliin keskittyntä koukistamista. Kun käytetään suurta vastusta, tai liike on muuten rankka, kyynärvarsien käyttö lisääntyy. Tällöinkin pääpaino suorituksessa on syytä pitää aina leveillä selkälihaksilla. (4, s. 27.)

Eräs variaatio, jolla yläselkä halutaan saada aktiiviseksi, on aloittaa liike vetämällä lavat yhteen heti alussa. Tämä lisää kuitenkin loukkaantumisriskiä ja huonontaa voimantuottoa rikkomalla liikkeen humeroscapulaarisen rytmin. Samalla rasitetaan turhaan olkanivelen rakenteita. Aloittelijoiden tulisi opetella ensimmäiseksi olkanivelten ja lapojen yhtäaikainen veto taakse ja yhteen. (4, s. 27.)

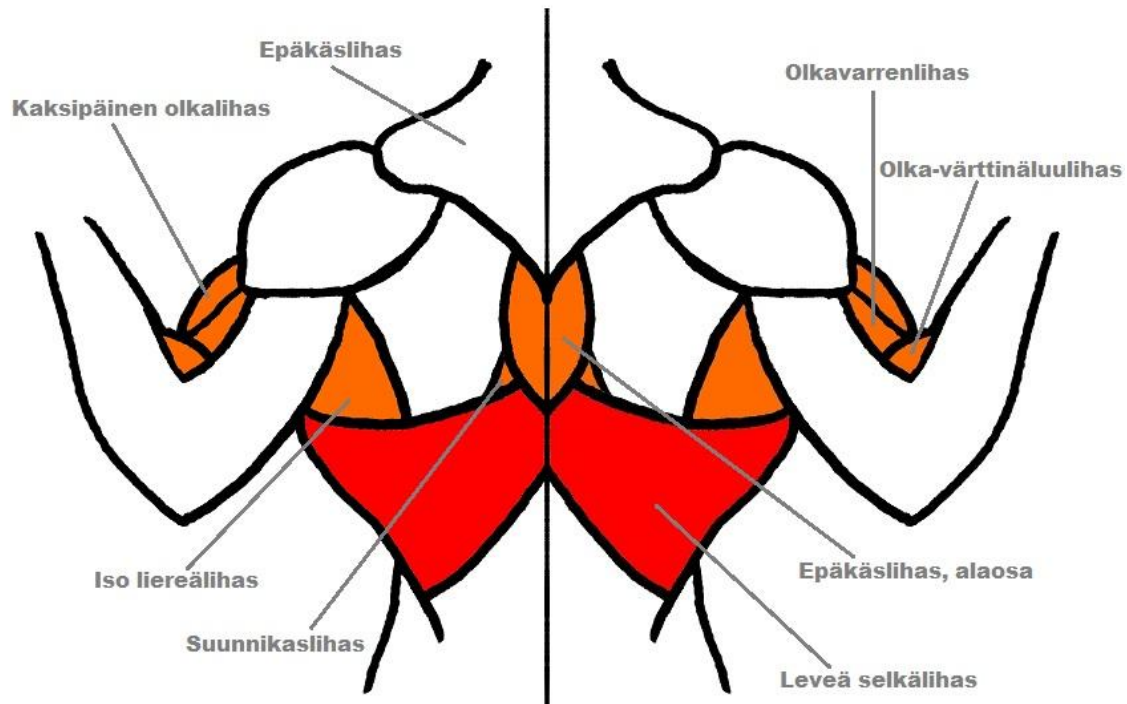
### **2.2.2 Ylätaljaveto**

Harjoittelun ja ärsykkeen perille saanti kohdelihaksiin vaatii hyvää tekniikan osaamista ja suorituskyykyä. Selälle tarkoitetuissa vetoliikkeissä on vaarana, että ensimmäiseksi väsyvät hauikset ja kyynärvarret. Otteen pitäminen kahvasta tai tangosta vaatii paljon kyynärvarsien ja kämmenien puristusvoimalta. Jos myös hauikset väsyvät ennen selkälihaksia, on vetoliike tehty suurilta osin hauiksilla, mikä ei ole toivottua selän lihasten tavoitteellisessa harjoittamisessa. Yläselän harjoittelussa ylä- tai alataljalla saadaan jo merkittävää hyötyä vajaastakin liikelaaajuudesta. Vajaa liikelaaajuus voi olla joissakin tapauksissa jopa parempi vaihtoehto, koska liikeradan ääriasennot rasittavat suuresti alaselkää ja hauiksia. Hyvä tuntuma kohdelihaksissa pysyy silloin, kun rasitus tuntuu selkälihaksissa koko liikkeen ajan. Vetoa ei päästetä pois selkälihaksilta esimerkiksi käsien lukkosuoriksi ojentamisella, joten rasitus pysyy koko ajan kohdelihaksissa. Kun käsivarsien asento liikkeen ylävaiheessa jää hieman koukkuun, veto voidaan

aloittaa selkeämmin aktivoimalla selkälihaksia, jotka ovat venytyksessä liikkeen yläasennossa. (5, s. 60.)

Kun halutaan saada hyvää kehitystä aikaan ja lihas kasvamaan, täytyy selän lihaksia rasittaa suuresti. Selän lihakset ovat vahvoja ja niiden rasittamiseen auttaa niin kutsuttu kiusaaminen ja tuntuman pitäminen lihaksissa koko liikkeen ajan. Tämä tarkoittaa varsinkin negatiivisen eli eksentrisen vaiheen työhön keskittymistä. Eksentrisen vaiheen lopussa lavat tulee olla auki samalla kun ollaan liikkeen yläasennossa. Kun kahvaa tai tankoa vedetään kohti kehoa, tulee lapoja ja saattaa yhteen liikkeen edetessä ala-asentoon. Ylätaljavedoissa tulisi välttää pitoja ja kahvan paikallaan pitämistä kesken työvaiheen. Tämä perustuu siihen, että taakan paikoillaan pitäminen rasittaa enemmän hauiksia kuin itse selkää. Leveille selkälihaksille toimivampi ärsykkeenuoja sanotaan olevan versio, jossa kahvaa vedetään kohti alarintaa. Tämän pitäisi aktivoida leveitä selkälihaksia paremmin aina lihaksen alaosista asti. Vetoliikkeissä käytetään lisäksi myös apukeinoja ehkäisemään kyynärvarsien väsymistä ja sitä myöten puristusvoiman loppumista käyttämällä vetoremmejä tai vaihtoehtoisesti niin kutsuttua apinaotteetta. Apinaotteessa peukaloa ei sijoiteta tangon vastakkaiselle puolelle, vaan se on samalla puolella kämmenen kanssa. Tämä apukeino, kuin myös vetoremmien käyttö, auttaa kohdentamaan rasituksen selkeämmin selkälihaksiin. (5, s. 60–61.)

Ylätaljavedoissa rasittuvat lihakset ovat esitettyinä kuvassa 2. Leveät selkälihakset on väritettyinä punaisella ja avustajalihakset oranssilla.



KUVA 2. Ylätaljavedoissa pääasiassa aktivoituvat lihakset (6, s. 70–71) (kuva: Kalle Filppa)

### 2.2.3 Myötäote

Myötäotteessa kämmenien rystyset osoittavat kehoon tai ylöspäin kun tankoon tai kahvaan tartutaan. Myötäotteella voidaan suorittaa niin leuanveto kuin myös ylätaljaveto. Ylätaljavedoissa myötäotteella tanko voidaan vetää joko eteen kohti rintaa tai niskan taakse. Eteen vedettäessä tanko lähestyy ala-asennossa rintakehän yläosaa. Selkää viedään hieman kaarelle ja kynärpäät tuodaan taakse. (Kuva 3.) Liikkeen konsentrisessä vaiheessa hengitetään sisään ja eksentrisessä vaiheessa ulos. Leveä myötäote on hyvä liike lisäämään selän lihasmassaa. Aktivoituvat lihakset ovat leveän selkälihaksen ylä- ja keskiosa, epäkäslihaksen keski- ja alaosa, iso liereälihas, suunnikaslihakset, kaksipäinen olkalihas ja olkavarrenlihas. Iso rintalihas on myös hieman aktiivinen liikkeen suorituksessa. (6, s. 68–71.)



*KUVA 3. Kapean myötäotteen ylä- ja ala-asento testihenkilön 3-2A06 suorituksesta (kuva: Kalle Filppa)*

Ylätaljaveto leveällä myötäotteella toteutetaan samoin, mutta oteleveys on harjoitusta leveämpi (kuva 4). Selkää viedään hieman kaarelle, mutta varotaan liiallista rintarangan kaareutumista. Tanko vedetään kohti rinnan yläosaa ja solisluita ja lavat puristetaan yhteen. Liikkeessä on vältettävä liiallista heijaamista. (4, s. 132.)





*KUVA 4. Leveän myötäotteen ylä- ja ala-asento testihenkilön 3-2A06 suorituksesta (kuva: Kalle Filppa)*

Ylätaljaveto niskan taakse vedetään pään taakse, kohti niskaa. Kyynärpäät tuodaan taakse. (Kuva 5.) Konsentrisessa vaiheessa hengitetään sisään ja eksentrisessä vaiheessa ulos. Ylätaljaveto niskan taakse lisää pääsääntöisesti selän leveyttä. Liikkeessä aktivoituu leveä selkälihas ja pääasiassa sen ala- ja keskiosa. Lisäksi aktivoituvat iso liereälihas, kaksipäinen olkalihas, olkavarrenlihas, olka-värttinäluulihas, suunnikaslihas ja epäkäslihaksen alaosa. Epäkäslihasten ja suunnikaslihasten rooli on tuoda lapaluita yhteen tässä liikkeessä. Yleisin vamma ylätaljavedossa niskan taakse on kolmipäisen olkalihaksen pitkän pään repeämä. Sama repeämä voi aiheutua myös lisäpainoilla tehtävässä leuanvedossa ja penkkipunnerruksessa. Niskan taakse tehtävässä ylätaljavedossa se aiheutuu yleensä raskailla kuormilla harjoitellessa. Kolmipäisen olkalihaksen pitkä pää täydentää leveän selkälihaksen työtä. Tämä toissijainen tehtävä on lähentää olkaniveltä kohti rintakehää. Repeämä tapahtuu yleensä silloin kun lihas on huonosti lämmitelty ja se alkaa väsyä. Kun tällaisessa tilanteessa keskittyminen herpaantuu ja leveä selkälihas ei työskentele täysillä, kuormitus siirtyy kolmipäisen olkalihaksen pitkälle päälle. Jänteen repeämä on useimmin osittainen ja sijaitsee lähellä lapaluun kiinnityskohtaa. Kyseinen vamma on yleensä lievä ja sallii selän harjoittelun ala-taljasoudulla ja kulmasoutulaitteilla.

Myös ojentajapunnerrukset ovat mahdollisia, mutta ylävartalon harjoittelussa tulisi pitää harjoittelutauko. (6, s. 71–72.)



*KUVA 5. Leveän myötäotteen niskan taa ylä- ja ala-asento testihenkilön 3-2A06 suorituksesta (kuva: Kalle Filppa)*

Ylätaljaveto niskan taakse tulisi vetää korkeintaan korvien tasolle takaraivon kohdalle. Alemmas vedettäessä ei leveiden selkälihasten aktivaatio merkittävästi lisäänty ja rasitus siirtyy olkapäille. Leveää myötäotetta eteen ja niskan taakse voidaan tehdä myös samassa harjoitteessa, jolloin vedetään vuorotoin tanko pään etu- ja takapuolelle. Ylätaljavetojen yläasennossa olkapäät ja hartiat voivat nousta hieman, jolloin saadaan lisää liikelaajuutta leveille selkälihasille. (7.)

#### **2.2.4 Vastaote**

Vastaotteessa kämmenien rystyset osoittavat poispäin kehosta tai alaspäin kun tankoon tai kahvaan tartutaan. Vastaotteella voidaan suorittaa niin leuanveto kuin myös ylätaljaveto. Vastaotteella tehtävä leuanveto vaatii hyvää voimantuotokykyä, ja tästä syystä liike on helpompi tehdä ylätaljassa. Aktivoituvia lihaksia ovat leveä selkälihas, iso liereälihas, kaksipäinen olkalihas, olkavarrenlihas, epäkäslihaksen keski- ja alaosa ja suunnikaslihas. Lisäksi iso rintalihas aktivoi-

tuu hieman. (Kuva 6.) Vastaotteella tehtävä ylätaljaveto ja leuanveto sopivat hyvin käsivarsia painottavaan harjoitteluun, koska kaksipäinen olkalihas ja olkavarrenlihas kuormittuvat vastaotteella suuresti. Konsentrisessä työvaiheessa hengitetään sisään ja eksentrisessä vaiheessa ulos. (6, s. 67.)



*KUVA 6. Kapean vastaotteen ylä- ja ala-asento testihenkilön 3-2A06 suorituksesta (kuva: Kalle Filppa)*

Ylätaljavedossa vastaotteella ote on hartioden levyinen. Tanko vedetään kohti rinnan yläosaa ja solisluita. Lavat puristetaan ala-asennossa yhteen. Selkä voi olla hieman kaarella, mutta rintarangan liiallista kaartumista on syytä välttää. Myös liiallista heijausliikettä tulee välttää. Vastaote korostaa kaksipäisen olkalihasen roolia suorituksessa. Myös liikerata lisääntyy, mistä syystä leveä selkälihas pääsee yläasennossa suurempaan venytykseen (kuva 7). (4, s. 133.)



*KUVA 7. Yläasennon ja liikelaajuuden vertailu leveällä myötäotteella ja kapealla vastaotteella testihenkilön 3-2A06 suorituksista (kuva: Kalle Filppa)*

Kun myötäotteen ja vastaotteen eroa tarkastellaan anatomisesta näkökulmasta, teoria tukee sitä, että vastaotteella hauksien rooli liikkeen suorittamisessa on suurempi kuin myötäotteella. Kummassakin variaatiossa pääsuorittajana toimii kuitenkin leveä selkälihas. (4, s. 96.)

### **2.2.5 Oteleveys**

Muun muassa yhden Suomen tunnetuimman kehonrakentajan, Mika Nyysölän, mukaan ylätaljavedossa tulisi oteleveys olla riittävän leveä, jottei kyynär- ja olkavarren välinen kulma muodostu liian pieneksi liikkeen ala-asennossa. Hänen mukaansa käsivarren kulma saa olla minimissään 90° ja mieluummin sitä suurempi. Jos esimerkiksi ylätalja tehdään kapealla myötäotteella eteen tai niskan taakse, kuormitus kohdistuu muun muassa olkapäille ja hauksille. (7.)

Leveillä otteilla kyynärnivelen koukistus jää pienemmäksi liikkeeksi suhteessa olkavarren alas vetoon ja tästä syystä leveä selkälihas tekee enemmän työtä kuin avustajalihakset, kuten hauis. Kapealla otteella kyynärniveli koukistuu enemmän, joten hauis osallistuu suuremmalta osin vedon suorittamiseen, jolloin

sen aktiivisuus liikkeen suorittamisessa voi olla jopa merkittävämpi kuin leveän selkälihaksen. (4, s. 96–97.)

Legendaarinen entinen brittikehonrakentaja Dorian Yates on tunnettu puolestaan kapeiden otteiden suosimisesta erilaisissa soutuliikkeissä. Hänen mukansa kapeilla otteilla kyynärvarret mukailevat paremmin vartalolinjaa ja koko työ tehdään leveillä selkälihaksilla. Leveillä otteilla aktivaatio leveille selkälihaksille jää hänen mukaansa pienemmäksi ja kuormitusta siirtyy yläselkään ja hartioille. (8.)

Tärkeintä harjoittelussa olisi kuitenkin olla päätymättä pelkästään yhden variaation käyttöön ylätaljaliikkeessä. Paras tulos saadaan, myös selkää harjoittaessa, vaihtelemalla ärsykyksiä eli oteleveyksiä, kahvoja ja otemuotoja. (4, s. 96.)

## 3 ELEKTROMYOGRAFIA

### 3.1 EMG-mittauksen perusteet

EMG eli elektromyografia, (engl. electromyography), on menetelmä lihasten aktivaatiotason mittaamiseen. Elektromyografiassa mitataan jännitteen muutoksia lihassolukalvolla. Jännitteen muutokset aiheutuvat ionipitoisuuksien, eli koncentraation, muuttuessa solukalvolla lihaksen supistuessa. Hermo- ja lihassoluissa kulkevaa impulssia kutsutaan aktiopotentiaaliksi. (1, s. 258.)

EMG-mittauksen suorittaminen on hyvä tapa tutkia kehon lihasten hermotusta ja sähköistä aktivaatiota. EMG-mittauksella pystytään havaitsemaan näitä sähköisiä tapahtumia, joita ei suorituksen aikana visuaalisesti kehoa tarkastelemalla pystytä havaitsemaan. EMG-mittauksella on kuitenkin rajoituksensa, sillä sen avulla esille saatu sähköinen aktiivisuus on vasta pieni osa lihaksen sähköisen toiminnan kokonaisuutta. EMG-mittaustekniikalla ei havaita monia lihaksen käyttämiseen merkittävästi vaikuttavia tekijöitä, kuten ulkoisia vaikutteita ja kehon asentoa. (1, s. 280.)

Elektromyografiaa käytetään muun muassa neurologiassa, fysioterapiassa ja liikunnallisissa tutkimuksissa. Erilaisia tutkimuskohteita ovat esimerkiksi lihaksen aktivoituminen, lihaksen väsymisen seuranta, refleksitoiminnan seuranta, patofysiologiset tilat, hermolihastoiminnan havainnollistaminen ja lihaksen ja hermotuksen kehittymisen seuranta. Yleisesti EMG-mittauksella tutkitaan lihaksen aktiivisuutta eli onko lihas aktivoitunut silloin kun sen ei pitäisi olla tai eikö lihas aktivoitu silloin kun sen pitäisi aktivoitua. Lisäksi voidaan tutkia, onko lihaksen aktiivisuus katkonaista tai onko refleksitoiminnan osallistuminen lihaksille meneviä viestejä estävää tai kiihdyttävää. Myös lihasten välistä koordinaatiota voidaan selvittää ja symmetriaa kehon toisen puolen lihakseen. (1, s. 261–262.)

EMG-mittaus yhdistetään yleensä isometriseen tai isokineettiseen lihasvoimamittaukseen, kun halutaan verrata lihakselle saapuvaa käskyä lihaksen voimantuottoon. Isometrisessä mittauksessa lihastyö on staattista eli lihaksen ulkoinen pituus ei muutu eikä nivelissä ole havaittavissa liikettä. Staattisen lihastyön vas-

takohtana on dynaaminen lihastyö. Dynaamisessa työssä lihaksen pituus muuttuu lihastyön aikana. Dynaaminen lihastyö voidaan jakaa vielä konsentriseen ja eksentriseen lihastyöhön. Konsentrisessa työssä lihaksen tuottama voima on suurempi kuin liikutettavan esineen paino tai vastus on, ja lihaksen pituus lyhenee työn aikana. Eksenttrinen lihastyö on tämän vastakohta ja siinä lihas vain jarruttaa vastuksen liikettä. Tässä työmuodossa lihaksen pituus pitenee työvaiheen aikana. Isokineettisessä mittauksessa lihaksen pituuden muutosnopeus pysyy vakiona ja nivelten kulmanopeus pysyy myös muuttumattomana. Tämä onnistuu lähinnä siihen tarkoitetuilla laitteilla ja kyseisenlaisten mittausten teko ei onnistu vapailla painoilla. (1, s. 281–283, 443–445, 448.)

Mittauksen toistettavuuden kannalta raportointi on erittäin tärkeää. Hyvä mittauksen raportointi sisältää tiedot käytetystä suodatuksesta ja vahvistuksesta. Lisäksi analysointimenetelmät tulee raportoida tarkasti sisältäen muun muassa terminologian ja käytetyt yksiköt. Testihenkilöiden taustatiedot tulee myös selvittää. Tarpeelliset tiedot testihenkilöistä ovat painoindeksi eli BMI, rasvaprocentti ja lihasten väsymisaste. Testitilanteesta tulee raportoida merkittävät tiedot, kuten esimerkiksi lihastyömuoto ja liikenopeus. Puutteet raportoinnissa huonontavat mittauksen toistettavuutta ja tekevät tulokset epäselviksi tulkita. (1, s. 271.)

Syyt EMG-signaalin vaihtelevuuteen voidaan erotella kolmeen tekijään:

1. Tutkinnalliset seikat eli elektrodien muoto, koko ja materiaalit, elektrodien paikka ja suunta suhteessa lihassolun suuntaan, elektrodien paikka suhteessa motorisiin yksiköihin ja elektrodien impedanssi ja keskusten välimatka.
2. Rakenteelliset seikat eli motoristen yksiköiden sijainti, lihassolujen koko ja ihon ja rasvakudoksen suodatusominaisuudet.
3. Toiminnalliset ja fyysiset seikat eli supistuksen taso ja supistuksen muoto, motoristen yksiköiden yhdenaikaisen syttymisen taso, lihaksen sisäinen paine, verenkierto, lihaksen lämpötila ja lihaksen aineenvaihdunta eli pH-arvo, kuona-aineet ja maitohappo. (9, s. 965.)

Näiden tekijöiden lisäksi mittaukseen vaikuttavat testihenkilön ikä ja hermo-lihastoiminta. Lisäksi vaikuttavia asioita ovat:

1. Rakenteelliset tekijät eli keskushermoston tai ääreishermoston sairaudet ja rakenteelliset muutokset hermo-lihasliitoksessa tai lihassoluissa.
2. Toiminnalliset tekijät eli esimerkiksi diabetes ja liikalihavuus tai lihassoluihin vaikuttavat sairaudet, kuten McArldlerin syndrooma. (9, s. 965.)

Lisäksi neurologista toimintaa muuttavat olosuhteet vaikuttavat EMG-mittaukseen. Tällaisia olosuhteita ovat esimerkiksi kestävyysurheilu, vammasta johtuva raajan käyttämättömyys tai pitkät ajat painottomassa tilassa avaruuslennoilla. Näiden erikoisolosuhteiden kartoittamiseen on luotu erikoistuneita toimintamenetelmiä. (9, s. 965.)

### 3.2 EMG-signaalin synty ja kirjaaminen

Sähköisen viestin alkusysäys tapahtuu aivoissa. Tahdonalaisesta liikkeestä päättämisen lisäksi aivot reagoivat aistien välittämiin ärsykkeisiin. Kehon hermostollinen toiminta voidaan jakaa autonomiseen ja somaattiseen hermostoon, joista autonominen hermosto toimii itsenäisesti ja somaattinen hermosto tahdonalaisesti. Autonominen hermosto voidaan jakaa vielä keskenään vastavai-  
kuttajina toimiviin sympaattiseen ja parasympaattiseen hermostoon. Somaattinen hermosto puolestaan jaetaan keskushermostoon ja ääreishermostoon. Keskushermoston viestien eteneminen on esitetty liitteenä (liite 3). Ääreishermoston viestien kulku on myös esitetty liitteenä (liite 4). Keskushermosto muodostuu aivoista ja selkäytimestä. Keskushermosto säätelee ja ohjailee pitkälti kehon hermostollista toimintaa. Vaikka aivot ovat kehon lihaksia liikuttavan hermostollisen toiminnan alkulähde, myös selkäydin osallistuu kehon liikkeiden säätelyyn itsenäisesti lisäämällä tai vähentämällä impulssien kulkua lihaksille. Kaiken sähköisen toiminnan perusyksikkönä hermostossa toimii neuronin eli hermosolun solukappale. Hermoston muodostavat hermosolut ja tukikudoksen gliasolut. Hermostojen välisistä liitoksista käytetään nimeä synapsi. Hermostojen välisen synapsin yli impulssit kulkevat välittäjäaineita käyttäen hermosolulta toiselle. (1, s. 118–133.)

**Keskushermostoon** kuuluvissa aivoissa viestin alullepanijana toimivat tyvitumakkeet. Tyvitumakkeet lähettävät myös aloitusviestin muille aivon osille, jolla



valmistellaan keho vastaanottamaan lihastoiminnan käskyjä. Tyvitumakkeisiin saapuu signaaleja kaikilta isoavokuoren alueilta ja tyvitumakkeet lähettävät signaaleja suurimmaksi osaksi premotoriselle ja prefrontaaliselle aivokuorelle. Tyvitumakkeet osallistuvat myös suuresti liikkeen suunnitteluun ja niillä on tärkeä tehtävä liikkeiden oppimisessa ja yhdistelemisessä. Tyvitumakkeilta viesti siirtyy isojen aivojen motorisille aivokuorille. Tällä aivokuorella liikkeiden suorittamisesta vastaavat primaarinen motorinen aivokuori, premotorinen aivokuori, prefrontaalinen aivokuori, suplementaarinen motorinen aivokuori ja Brocan alue. Liikkeiden suorittamiseen tarvitaan useita hermoratoja ja motorisen aivokuoren osia. Vaikka aivokuorilla on omia spesifejä tehtäviään, ne eivät selviydy liikkeen hoitamisesta yksikseen. Primaarinen motorinen aivokuori viimeistelee liikekäskyt ja ohjaa yksittäisiä lihaksia eli tiettyjä motorisia yksiköitä tietyissä liikkeissä ja esimerkiksi liikenopeuksissa. Premotorinen aivokuori valitsee suoritettavat liikkeet ja vastaa motoristen kaavojen säilytyksestä ja moninivelliikkeiden toteuttamisesta. Prefrontaalinen aivokuori on puolestaan keskeinen liikkeiden kognitiivista suunnittelua vaativissa tehtävissä ja vastaa monivaiheisten liikesarjojen kontrollista. Brocan alue vastaa puheen hermotuksesta ja suplementaarinen motorinen aivokuori lihasjänteveydestä ja silmien liikkeestä. (1, s. 120–124, 128.)

Isoaivoilta viesti kulkeutuu aivorungon kautta selkäytimelle ja selkäytimeltä ääreishermostoon. Isoaivoilta viesti kiertää myös pikkuaivojen kautta, jotka osallistuvat suoritukseen hienosäätäen lihastoimintaa ja ylläpitäen tasapainoa. Pikkuaivot aktivoituvat vasta lihastoiminnan aikana ja aktivaatio on suurinta hitaiden liikkeiden aikana. Pikkuaivoille tulee motoriselta aivokuorelta kopio lihaksille lähetetystä viestistä ja pikkuaivot vertaavat aivoilta tulevaa käskyä kehon sensorisilta reseptoreilta tulevaan paluuviestiin liikkeen toteutumisesta ja muokkaavat lihaksille meneviä käskyjä sen mukaan. Pikkuaivojen hermotoiminta perustuu hermoimpulssien estämiseen ja rajoittamiseen sopiviksi. Aivoilta, aivorungon kautta, liikkeen kannalta keskeiset viestit kulkeutuvat selkäytimelle kahta kortikospinaalista hermorataa pitkin. Selkäyttimeen kulkee tämän lisäksi muitakin hermoratoja. Pään ja kaulan alueen liikkeiden hermotus tapahtuu kortikobulbaarista hermorataa pitkin. Selkäytimessä on omat alueet yläraajojen liikkeelle ja alaraajojen liikkeelle. Sen lisäksi että selkäydin toimii yhdistävänä link-

kinä aivojen ja lihasten välillä, se yhdistää myös tuntoärsykeitä ja liikekäskyjä ja tällä tavoin toimii eri hermojen yhdistäjänä. Myös selkäydin voi vahvistaa tai vaimentaa viestejä lihaksille refleksitoiminnan kautta. Selkäytimeltä viestit kulkeutuvat ääreishermostoon selkäydinhermojen kautta. (1, s. 122, 126, 128–130.)

**Ääreishermostoon** kuuluvat kaikki hermostolliset tekijät keskushermoston ulkopuolella. Selkäydinhermot muodostuvat motorisesta etujuuresta ja sensorisesta takajuuresta. Selkäydinhermot kulkevat selkärangan nikamien kohdalta ulos selkäytimen alueelta ja kuljettavat viestejä kehon ja keskushermoston välillä. Motoristen etujuurten hermoratojen keskeisessä tehtävässä ovat motoriset yksiköt, jotka ohjaavat lihassoluja. Motorinen yksikkö koostuu yhdestä  $\alpha$ -motoneuronista ja 5–2000 lihassolusta. Lisäksi motoristen etujuurten oleellisessa toiminnassa mukana ovat  $\gamma$ -motoneuronit. Ne puolestaan hoitavat lihassukkuloiden hermotuksen. Lihassukkula muodostuu 2–10 kpl erikoistuneesta lihassolusta ja niiden tehtävänä on kertoa tietoa lihaksen tilasta. Ne keskustelevat lihaksen tilasta suoraan selkäydintasolla  $\alpha$ -motoneuroneiden kanssa. Selkäydinhermojen sensoriset hermoradat keräävät viestit kehon eri reseptoreilta liikkeen suorituksesta ja esimerkiksi nivelten asennosta ja jänneiden tilasta. Kehon reseptoreita on iholla, lihaksissa ja nivelissä. Lisäksi tasapainoelimet vaikuttavat sensorisiin viesteihin. Sensoriset hermoradat lähettävät viestit takaisin selkäytimeen ja sitä kautta aivojen somatosensorisille aivokuorille, jolloin kierros on käyty loppuun. (1, s. 87–91, 92–104, 130.)

**Motoriset yksiköt** ohjaavat aktiopotentiaalın hermosolulta lihakseen. Hermosolun ja lihassolun sähköisissä käyttäytymisissä avainasemassa on solukalvo. Hermosolun solukalvon sisäpuolisen solunesteen ja ulkopuolisen kudoksenesteen välillä on jännite-ero, joka tulee ionien pitoisuuksista nesteissä. Solukalvolla on olemassa tästä syystä kalvojännite. Erilaisia jännite-eron tiloja on olemassa kolme, lepopotentiaali, depolarisaatio ja repolarisaatio. Lepovaiheen solukalvon jännite-eroa kutsutaan lepopotentiaaliksi. Lepopotentiaalın suuruus on hermosoluilla  $-70$ – $-85$  mV ja lihassoluilla hieman matalampi,  $-80$ – $-90$  mV. Lepopotentiaalın aikana hermosolun solukalvon sisäpuoli on varautunut negatiivisesti ja ulkopuoli positiivisesti. Solun sisäpuoli määrittää jännitteen etumerkin. Lepo-

potentiaalia seuraa depolarisaatio ja tätä puolestaan repolarisaatio. Depolarisaation aikana solukalvo depolarisoituu kun positiivisia ioneja virtaa solukalvon läpi kudostenesteestä solunesteeseen. Tällöin solun sisäpuoli tulee positiivisesti varautuneeksi ja aktiopotentiaali lähtee liikkeelle solukalvolla. Repolarisaatiossa soluneste muuttuu takaisin negatiiviseksi ja solukalvo siirtyy lepopotentiaaliin polarisoitumalla uudelleen. (1, s. 258–259.)

Hermosolun luoma aktiopotentiaali siirtyy hermosolun aksonia pitkin aksonipäätteisiin ja asetyylikoliinia välittäjäaineena käyttäen synapsirakojen yli lihassolukalvoille. Yhden motorisen yksikön hermosolu hoitaa siis 5–2000 lihassolun käskyttämisen. Lihassoluun päästyään aktiopotentiaali etenee solukalvon välityksellä solun ympärille ja poikittaisputkien kautta solun keskustaa kohti. Lihassoluille saapuneet aktiopotentiaalit saavat aikaan solujen supistumisen eli lihaksen jännittymisen. Lihaksen jännittyessä sille saapuu useita eri aktiopotentiaaleja motoristen yksiköiden kautta. (1, s. 259.)

EMG-signaalin sisällössä on eroavaisuuksia riippuen fysiologisen signaalin ja lihastyön tuottamismenetelmästä. Kaksi eri tapaa tuottaa sähköistä tapahtumaa lihakseen on tahdonalainen jännitys ja stimulointi. Stimulointia voidaan tuottaa elektronisesti ärsyttämällä motorisia hermopäätteitä tai koko lihasta, tai mekaanisesti napauttamalla lihaksen jännettä. Lihaksen stimuloimalla aiheutetussa sähköisessä aktivaatiossa kaikki lihasta käskyttävät motoneuronit antavat impulssin samanaikaisesti. Kuitenkin elektronisesti tuotetussa stimuloinnissa ensimmäiseksi reagoivat tyypin II-motoneuronit. (9, s. 959–960.)

Tahdonalaisessa supistuksessa signaalin luonne on sekavaa ja motoristen yksiköiden aktivaatiot eivät ole yhdenaikaisia. Bipolaarisella menetelmällä havaitussa EMG-signaalissa nopean tai räjähtävän tahdonalaisen supistuksen aikana aktivaatiot voivat olla samanaikaisia. (9, s. 960.)

Sähköisen aktivaation mittaaminen esimerkiksi iholta onnistuu siksi, että lihassoluille tulevat aktiopotentiaalit siirtyvät myös lihasta ympäröiviin kudoksiin aiheuttaen elektromagneettisen kentän. Aktivaatiota mitataan iholta elektrodien avulla. Elektrodeille saapuu useista motorisista yksiköistä eri aktiopotentiaaleja.

Yksinkertaistettuna elektrodit kirjaavat jännite-eroa lihassolun eri kohdissa, joka siirtyy johtimia pitkin päätelaitteelle raakana EMG-signaalina. (1, s. 259.)

Aktivaation kulkua elektrodeille estävät rasvakerros ja iho. Rasvakerroksessa sähkö kulkee rasvasolujen avulla ja ihon läpi keratiinin avulla. Läpäistävien kerrosten solurakenne muuttaa havaittavien signaalien taajuutta ja amplitudia. (9, s. 959.)

EMG-signaali siis koostuu useiden motoristen yksiköiden lähettämistä aktiopotentiaaleista. Lihaksen väsyessä näiden motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien välitystaajuus pienenee ja lihas saa harvemmin impulsseja. Kun aktiopotentiaaleja tulee harvemmin, myös EMG-käyrässä nähtävä jännite laskee. Tätä lihasväsymistä kompensoidakseen keho täytyy ottaa käyttöön enemmän motorisia yksiköitä, jolloin lihaksen sähköinen toiminta vilkastuu ja myös EMG-käyrässä jännite suurenee. (1, s. 259, 278.)

### 3.3 EMG-laitteisto

Yksinkertaistettuna EMG-laitteiston kokonaisuus muodostuu elektrodeista, johtimista, vahvistimesta ja näytöstä. Vahvistustekniikoita on käytössä erilaisia, jotka määräävät myös käytettävien elektrodien määrän. Elektrodeja on saatavilla pinta-, lanka- ja neulaelektrodeina. Lisäksi on saatavilla vaatteisiin integroituja elektrodeja. EMG-signaalin tie elektrodeilta johtimiin ja johtimista päätelaitteelle kulkee siis vahvistimen, suodatuksen ja A/D-muuntimen kautta. Vahvistus voidaan suorittaa kiinteällä tai kannettavalla vahvistimella. A/D-muunnos joudutaan tekemään signaalille jossakin vaiheessa matkalla elektrodeilta päätelaitteelle. Suodatustekniikoita on myös käytössä useita signaalin matkalla näytölle. (1, s. 260–266, 269.)

**Käytettävät elektrodit** voidaan jakaa ei-invasiivisiin ja invasiivisiin elektrodeihin. Ei-invasiiviset elektrodit eivät lävistä ihoa eivätkä siten vahingoita mitattavaa henkilöä. Ei-invasiivisiin elektrodeihin kuuluvat pintaelektrodit ja vaatteisiin integroitavat elektrodit. (1, s. 262–265.)

Pintaelektrodit ovat ihon pinnalle asetettavia ja ne kiinnitetään kohdelihaksen päälle ja lähettyville. Kiinnitys tapahtuu elektrodin liimapinnalla tai myös teipin

avulla. Johdot kiinnitetään elektrodeihin yleensä neppareilla. Elektrodit pysyvät hyvin paikoillaan kovassakin liikkeessä ja hikoilussa. Pintaelektrodeja asetettaessa pääsääntönä on, että elektrodit laitetaan motorisen hermon hermopäätteen ja distaalisen jänteen alkamiskohtaan puoliväliin. Kuitenkin jokaisen lihaksen kohdalla on omat toimintamenetelmänsä elektrodien asetteluun. Pintaelektrodin ihonpuoleisen sivun keskellä on sähköä hyvin johtava geelipinta. Geelipinta johtaa sähköimpulssit iholta kuoren sisällä olevaan metalliseen elektrodiin. Nykyään yleisesti käytössä on hopea-hopeakloridielektrodi. Elektrodin geelin sähkönjohtavuus huononee, jos se päästetään kuivumaan. Tästä syystä elektrodit pidetään ilmalta suojattuina pusseissa ja ne suojataan myös valolta ja kuumuudelta. Lisäksi pusseissa tulisi olla merkittynä elektrodien viimeinen luotettava käyttöpäivä. Mittausta raportoitaessa tulee tuoda esille mittauksessa käytetyt elektrodit ja niiden halkaisija tai säde. Näin pystytään varmistamaan, että elektrodien keskikohtien välinen etäisyys pysyy samana kaikissa mittauksissa, kun käytetyt elektrodit ja niiden koko ovat selvillä. Tämä parantaa mittausten toistettavuutta. (1, s. 262–263.)

Pintaelektrodissa on pyöreä metallilevy, jonka halkaisija on muutaman millimetrin. Käytössä voi myös olla suorakulmainen levy, jonka mitat ovat luokkaa 2 x 10 millimetriä. Geometrialtaan erilaisia elektrodeja on käytössä esimerkiksi intiimialueen tutkimisessa. Hyvän sähkönjohtavuuden saavuttamiseksi pintaelektrodeissa käytetään sähköä johtavaa geeliä. Sähköä johtava geeli auttaa elektrodin ja kudoksen välisen rajapinnan ylittämässä. Joissain tapauksissa sähköä johtavaa geeliä ei voida käyttää paljoa elektrodin muodon vuoksi. Tällaisia elektrodeja kutsutaan kuivaelektrodeiksi. Vastaavasti paljon geeliä sisältävä elektrodi on märkäelektrodi. Näitä kutsutaan englanniksi nimillä dry electrode ja wet electrode. Märkäelektrodin etu kuivaelektrodiin verrattuna on sen kyky kestää liikkeestä aiheutuvia kosketushäiriöitä kuivaelektrodiä paremmin. (9, s. 960–961.)

Ennen pintaelektrodien asettamista on hyvä tehdä valmistelevat toimenpiteet ihopinnalle. Valmistelu parantaa sensori-iho-rajapinnan sähkönjohtavuutta. Valmisteluihin kuuluu ihokarvojen höylääminen kohdelihaksen ihoalueelta. Myös kuollut ihokudos kuoritaan pois puolikarkealla hiomapaperilla, jonka kar-

keus on 120–200. Tämän jälkeen ihoalue puhdistetaan vielä 75-prosenttisella alkoholidesinfiointiaineella. Puhdistuksella poistetaan iholta rasva ja epäpuhtaudet. Yli 75 % puhdistusaineita ei käytetä, koska ne kuivattavat ihoa ja lisäävät impedanssia. Puhdistusaineen annetaan haihtua iholta, jonka jälkeen iho on valmis elektrodien kiinnittämiseen. (1, s. 262.)

Pintaelektrodeilla tarkastellaan yleensä isojen, pinnallisten lihasten toimintaa. Niillä tutkitaan yleensä aktivaatioaikoja tai biofeedback-tietoja jännitys-rentoutustutkimuksissa. Pintaelektrodit eivät sovellu syvien tai pienten lihasten tutkimiseen, sillä ne mittaavat melko laajalta alueelta signaalia. Laaja alue tarkoittaa myös sitä, että ne mittaavat monista motorisista yksiköistä tulevia aktiopotentiaaleja. Tästä syystä pintaelektrodimittaukset ovat hyvin toistettavissa. (1, s. 262–263.) Pintaelektrodimittauksissa elektrodin kirjaamat suurimmat amplitudit tulevat lihassoluilta, jotka sijaitsevat lähimpänä elektrodia (9, s. 959).

**Lisäsensoreita käytetään** koska EMG-mittaustekniikka ei pysty havaitsemaan kaikkia lihaksen käyttämiseen oleellisesti vaikuttavia muuttujia. Näitä seikkoja ovat esimerkiksi nivelkulma, lihaksen pituus, liikelaajuus, liikenopeus, lihastyömuoto, käytetty ulkoinen kuorma, henkilön käyttämä voimataso, liike, liikkeen vaihe ja liikkeen alku- ja loppuasento. Lihaksen pituutta pitäisi päästä selvittämään staattisissa mittauksissa ja liikelaajuutta dynaamisissa mittauksissa. Lihastyömuodossa puolestaan merkitsee, onko suoritettava lihastyö staattinen, konsentrinen vai eksentrinen. EMG-mittauksessa saadaan vain selville sähköisen aktiivisuuden ajankohta. Pelkästä signaalista ei pystytä päättämään millainen suoritus on ollut ja tätä myötä myös osasta analysointimenetelmistäkin tulee pätemättömiä. (1, s. 280.)

Näiden puutteiden poistamiseksi EMG-mittaus yhdistetään usein muihin biomekaanisiin mittaustapoihin tai biosignaalia antavaan menetelmään. Yleisimmin käytössä ovat lihasvoimamittaukset tai muut lihaksen toimintaa kuvaavat menetelmät. Usein laitevalmistajat ovat ottaneet huomioon tämän eri signaalien yhdistämisen kokonaisuudeksi mahdollistamalla laitteissaan muidenkin biosignaalien kirjaamisen samoja laitteen kanavia käyttäen. Näitä biosignaaleja ovat esimerkiksi lihasvoima- ja kulmasignaali. Useat laitevalmistajat tarjoavat myös lisä-

laitteina muiden biosignaalien mittaamiseen tarkoitettuja bioantureita kuten goniometrejä ja kiihtyvyyssantureita. (1, s. 280–281.)

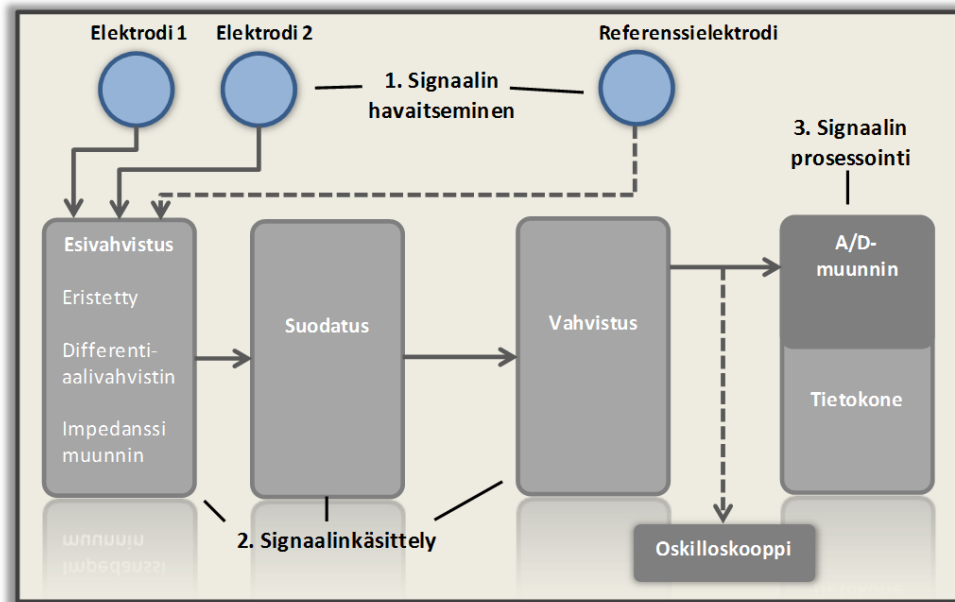
Yleisimmin halutaan verrata lihaksen tuottamaa voimaa lihaksen hermostolliseen toimintaan tai havaita hermoimpulssin saapumisesta kuluva aika voimantuoton alkamiseen. Lihaksen sähköinen toiminta ja voimantuotto ovat suhteessa keskenään. Kun voimaa tarvitaan lisää, EMG-aktiivisuus lisääntyy. Suhde ei kuitenkaan ole lineaarinen, sillä suhteen voimakkuuteen vaikuttavat esimerkiksi mitattava lihas, lihaksen pituus, nivelkulma, lihastyötapo, supistumisnopeus ja lihaksen väsymisaste. Näitä voimantuoton ja sähköisen aktiivisuuden vertailuja tehdessä EMG-signaali yhdistetään isometriseen tai isokineettiseen lihasvoimamittaukseen. Isometrisessä lihasvoimamittauksessa on hyvä vakioitavuus ja toistettavuus, jolloin myös EMG-mittauksen suorittamisen laatu paranee. Suhde voimantuoton ja EMG-aktiivisuuden välillä on suurempi isometrisessä lihasvoimamittauksessa kuin se on dynaamisessa lihasvoimamittauksessa. Dynaamisessa lihasvoimamittauksessa suhteen voimakkuutta huonontavat lisäksi myös refleksiaktiivisuus, vipuvarsien pituus ja vääntömomentin muutos. Kun dynaamisesta lihasvoimamittauksesta halutaan saada kontrolloidumpi, käytetään menetelmänä isokineettistä lihasvoimamittausta. Siinä liikenopeudet on vakioitu ja käytössä on erilaisia hallittavuutta parantavia tekijöitä. Tällöin liikkeestä tulee kontrolloidumpi, mutta samalla vähemmän luonnollinen. (1, s. 281–282.)

Goniometrillä voidaan puolestaan seurata nivelkulmia ja sen myötä lihaspituutta, mutta myös liikkeen suuntaa suorituksessa. Näiden lisäksi voidaan tarkastella kulmanopeuksia ja kulmakiiltävyyksiä, joiden avulla voidaan epäsuorasti tarkastella lihaspituuden muutosnopeuksia. Lisäksi EMG-mittauksen yhdistäminen kinemaattiseen tietoon voidaan toteuttaa liikeanalysointikuvan tai videon avulla. Tällöin voidaan tarkastella ulkoisesti havaittavia toimintoja yhdistettynä liikuntaelinten toimintoihin. (1, s. 283.)

### **3.4 EMG-mittauksen vaiheet**

Normaalissa EMG-mittauksessa mittausketju voidaan jakaa kolmeen vaiheeseen. Vaiheet ovat signaalin havaitseminen tai kerääminen, signaalinkäsittely ja

signaalin prosessointi. (Kuva 8.) Mitä paremmalla tekniikalla nämä eri osiot ovat toteutettu mittauksessa, sitä parempi on lopullinen signaali-kohinasuhde. (9, s. 960.)



*KUVA 8. Bipolaarisen mittauksen mittausketju (kuva: Kalle Filppa) (alkuperäinen kuva: 9, s. 962)*

Signaalin keräilyssä peruseräite on mittauselektrodilta saatavan signaalin vertaaminen vertailuelektrodin signaaliin. Mittauselektrodi sijoitetaan mitattavan lihaksen päälle ja vertailuelektrodi sijoitetaan vähemmän sähköisesti aktiiviselle alueelle lihaksen lähelle. Näin pystytään tutkimaan mittauselektrodin mittaaman jännitteen tasoa vertailuelektrodin mittaamaan tasoon. (1, s. 260.)

**Monopolaarinen menetelmä** on yksinkertaisin EMG-signaalin keräämisen menetelmä. Siinä verrataan yhden mittauselektrodin signaalia vertailuelektrodin signaaliin. Mittauselektrodi on asetettuna mitattavan lihaksen päälle ja vertailuelektrodi sähköisesti vähemmän aktiiviselle alueelle eli esimerkiksi luun päälle lihaksen lähelle. Mittauselektrodeja voi olla käytössä useampia, mutta niitä verrataan yksitellen vertailuelektrodin signaaliin. Monopolaarisen järjestelmän erottelukyky hyöty- ja häiriösignaalin välillä on huono, joten sen tuottama EMG-signaali on heikkolaatuista. Erottelukyky paranee käyttämällä bipolaarista menetelmää. Siinä avainasemassa on differentiaalivahvistin, jolle johdetaan kah-



den mittauselektrodin signaalit omille kanavilleen. Differentiaalivahvistin käsittelee sisääntulosignaalit laskemalla niiden erotuksen ja vahvistamalla tätä erotusta. Erotuksen laskemisessa signaalista häviävät samanvaiheiset signaalin komponentit. Kaikki ne signaalin osat poistuvat ulostuotetusta signaalista, jotka ovat samassa vaiheessa kahdessa sisääntulosignaaliissa. Ulostuotettua signaalia verrataan vertailuelektrodin signaaliin. Mittauselektrodit asetetaan lihaksen päälle ja vertailuelektrodi näiden viereen. Bipolaarisella menetelmällä päästään huomattavasti parempaan erottelukykyyn ja laadukkaampaan EMG-signaaliin. (1, s. 260–261, 266.)

**Bipolaarisessa mittauksessa** käytettävät kaksi mittauselektrodia ovat pienen välimatkan päässä toisistaan. Koska nämä elektrodit ovat hieman eri kohdissa, ne kirjaavat erilaista potentiaaliarvoa ja erivaiheista signaalia. Tästä syystä kaukaisemmat signaalit, eli muiden lihasten aiheuttamat häiriösignaalit, on helppo suodattaa pois niiden ollessa molemmille elektrodeille samanvaiheisia. Bipolaarisesti kerätty signaali on huomattavasti erilaista monopolaariseen verrattuna. Tämä pitää ottaa huomioon käsiteltäessä signaaleja. Bipolaarinen menetelmä on suuresti riippuvainen mittauselektrodien keskusten välisestä välimatkasta. Suuri välimatka mittauselektrodeissa aiheuttaa muista lihaksista tulevien signaalien lisääntyneen keräilyyn. Lyhyt välimatka puolestaan vähentää muiden signaaleitten keräilyä ja nostaa näin ollen kohdelihaksen signaalin suhdetta kokonaissignaaliissa. Elektrodien keskusten välisen välimatkan ollessa lyhyt jää crosstalk-ilmiö pienemmäksi. (9, s. 960.)

Signaalin sisältämä häiriö voi olla myös peräisin fysiologisesta signaalista. Tällaisen häiriön aiheuttavat kohdelihaksen viereisten lihasten signaalit. Esimerkiksi pintaelektrodimittauksessa voi elektrodit kirjata signaalia myös kohdelihaksen viereisistä lihaksista, koska elektrodin pinta-ala on suuri. Neulaelektrodeilla viereisten lihasten aiheuttama häiriö vähenee. Viereisten lihasten sähköisen aktivaation sekoittumista kohdelihaksen aktivaatioon tunnetaan termeillä ylikuuluminen tai ristivaikutus. Englanniksi se tunnetaan nimellä crosstalk. Crosstalk tuo mukanaan myös eri signaalien yhdistymisestä aiheutuvat vahvistus- tai vaimenusilmiöt eli interferenssi-ilmiön. Jos kaksi yhdistyvää aaltoa on samassa vaiheessa, yhdistyminen aiheuttaa signaalin vahvistumista. Jos taas yhdistyvät

aallot ovat vastakkaisessa vaiheessa, signaali vaimenee. Yhdistynyt aalto on näin ollen aina yhdistettävien aaltojen summa. Crosstalk-ilmiön vuoksi esimerkiksi agonisti-antagonistilihasparien yhteisaktivaation ja koordinaation tutkiminen vaikeutuu. Näiden vastavaikuttajalihasten signaalit sekoittuvat keskenään, koska ne esiintyvät osittain päällekkäin. Elektrodien hyvä sijoittaminen vähentää crosstalk-ilmiötä, mutta sitä esiintyy kuitenkin aina EMG-signaalissa. Lisäksi lyhyt elektrodiväli bipolaarisissa mittauksissa ja differentiaalivahvistin edesauttavat crosstalk-ilmiön pienenemistä. Myös pinta-alaltaan pienempien elektrodien käyttö vähentää crosstalk-ilmiötä. Tästä syystä lankaelektrodeilla tehdyissä mittauksissa crosstalk-ilmiötä esiintyy vähiten. (1, s. 270.)

Differentiaalivahvistinta voidaan käyttää myös useamman elektrodin kanssa, jolloin saadaan yhä tarkempaa ja erottelukykyisempää signaalia aikaiseksi. Kaksoisdifferentiaalimenetelmässä on olemassa kolme mittauselektrodiä ja yksi vertailuelektrodi eli referenssielektrodi. Yksi mittauselektrodeista on yhteinen ja mittauselektrodit muodostavat kaksi bipolaarista signaalia näiden elektrodien avulla. Bipolaariset signaalit ohjataan ensin kahteen erilliseen differentiaalivahvistimeen, jonka jälkeen nämä kaksi ulostuloa ohjataan vielä kolmanteen differentiaalivahvistimeen. Kumpikin bipolaarinen signaali kulkee differentiaalivahvistimen läpi kaksi kertaa, jonka jälkeen sitä verrataan vertailuelektrodin signaaliin. (1, s. 261, 266–267.)

**Signaalinkäsittelyn päätehtävä** on muokata analoginen data sopivaan ja haluttuun muotoon ja lopulta tehdä siitä selkeä digitaalinen signaali. Signaalinkäsittelyn voi jakaa puolestaan kolmeen vaiheeseen. Nämä kolme vaihetta ovat esivahvistus, suodatus ja vahvistus ja ne suoritetaan tavallisesti kyseisessä järjestyksessä. (9, s. 962.)

Raaka EMG-signaali koostuu kohdelihaksesta tulevan signaalin lisäksi myös kohinasta ja häiriöstä, jota aiheuttavat kohdelihasta ympäröivät lihakset ja muut kudokset. Näiden lisäksi myös ympäristö ja liike luovat kohinaa signaaliin. Lihaksesta lähtevä signaali myös heikkenee matkalla elektrodille, sillä lihasta ympäröivät kudokset vastustavat virran kulkua. Kohinaa voidaan kuitenkin suodattaa pois ja signaalia voidaan vahvistaa, jolloin saadaan tarkempaa signaalia

tarkasteluun. EMG-mittauksissa vahvistin-käsitteellä tarkoitetaan koko elektronista kokonaisuutta, jolla signaalia vahvistetaan ja suodatetaan. (1, s. 260, 268.)

**EMG-signaali vahvistetaan**, koska lihakselta tuleva signaali on liian matalajännitteistä ohjaamaan signaalinkäsittelylaitteita. EMG-mittauksen yhteydessä vahvistimella tarkoitetaan elektronista laitetta, jossa pienijännitteinen signaali ohjaa suuremman jännitteen omaavaa ulostulosignaalia. Koska EMG-mittauksissa esiintyy paljon erilaista häiriötä, soveltuvin vahvistintyyppi on differentiaalivahvistin. Pintaelektrodeilla mitatun EMG-signaalin amplitudin vaihteluväli on 0,01–5 mV ja vahvistus tapahtuu yleensä välittömästi signaalin keräämisen jälkeen esivahvistimella ja myöhemmin päätevahvistimella. Päätevahvistin on yleensä säädettävä. EMG-signaalissa käytetty pienin vahvistus on 1000-kertainen ja suurin 10 000-kertainen. Yleisimmin käytössä oleva vahvistus on 1000- tai 2000-kertainen ja EMG-signaalin vahvistus on silloin sopiva, kun ulostuotetun signaalin amplitudi on 1 V:in tienoilla. (1, s. 267.)

Pintaelektrodimitauksessa mitattu signaali on luonnostaan korkean impedanssin omaavaa. Korkeaa impedanssia lasketaan impedanssi-muuntimella eli esivahvistuksella. Bipolaarisessa mittauksessa mittauselektrodien signaalit ohjataan korkean tuloimpedanssin sisääntuloihin. Referenssi- eli vertailuelektrodin signaali ohjataan matalan tuloimpedanssin sisääntuloon. Referenssilinja on asetettuna sähköisesti vähemmän aktiiviselle kehon alueelle ja se on kytköksissä maadoitukseen. (9, s. 960.)

Vahvistimen tehtävä, signaalin vahvistamisen lisäksi, on siis suodattaa häiriösignaalia pois fysiologisen signaalin seasta. Häiriötä signaaliin aiheuttavat esimerkiksi laitteiston sisäinen kohina tai ulkopuolisten laitteiden tuoma sähkömagneettinen säteily. Ongelmaa voidaan pienentää käyttämällä laadukkaita komponentteja laitteistoissa, mutta esimerkiksi lämpötilanmuutoksista johtuvaa laitteiston kohinaa ei pystytä kokonaan poistamaan. (1, s. 267.)

EMG-mittauksissa vahvistimen yhteydessä puhutaan siis myös suodatuksesta, koska vahvistus ja suodatus tunnetaan EMG-mittauksissa yhtenä elektronisena kokonaisuutena. Suodatuksella tarkoitetaan elektronista piiriä, joka suodattaa alkuperäistä signaalia joko analogisesti tai digitaalisesti. Suodatuksella valikoi-

daan alkuperäissignaalista halutut taajuudet ja poistetaan kaikki ne taajuudet, joita ei haluta mukaan analysointiin. Digitaalisessa suodatuksessa mikropiiri hoitaa signaalin suodattamisen erilaisten algoritmien avulla. Analogisessa suodatuksessa suodatuksen hoitaa puolestaan elektroniset komponentit itsessään ja tällöin käytössä ovat kelat, kondensaattorit ja vastukset. Analoginen suodatus kuitenkin lisää signaali-kohinasuhdetta tarvittavien komponenttien vuoksi, joten tulosten kannalta miellyttävämpää on käyttää digitaalista suodatusta. EMG-signaalia voidaan suodattaa neljällä eri menetelmällä. Käytössä voi olla alipäästö-, ylipäästö-, kaistanpäästö- tai kaistanestosuodatin. EMG-mittauksen raportoinnissa on tärkeää tuoda esille suodattimien rajataajuudet ja myös suodattimien tyyppi. (1, s. 268–269.)

Hyötysignaalin lisäksi laitteisto kirjaa siis myös häiriösignaalia. Tätä kuvataan EMG-mittauksissa käsitteellä signaali-kohinasuhde, jota kutsutaan englanniksi nimellä signal-to-noise ratio. Käytössä olevia lyhenteitä ovat S/N ja SNR. Signaali-kohinasuhde siis kertoo lopullisen EMG-signaalin sisältämän hyötysignaalin ja häiriösignaalin suhteen. (1, s. 267.)

Differentiaalivahvistin on yleisin EMG-mittauksissa käytetty vahvistintyyppi, koska se pystyy vaikuttamaan signaali-kohinasuhteeseen. Sen keskeisimpiä ominaisuuksia ovat yhteisjännitevaimennus ja yhteisjännitevaimennussuhde. Niitä kutsutaan englanniksi nimillä Common Mode Rejection eli CMR ja Common Mode Rejection Ratio eli CMRR. Yhteisjännitevaimennussuhteella tarkoitetaan sitä, kuinka hyvin vahvistin pystyy vaimentamaan häiriösignaalia suhteessa hyötysignaalin. Differentiaalivahvistimen erottelukyky perustuu siihen, että se poistaa kahdesta sisään tulevasta signaalista kaikki samassa vaiheessa olevat, eli niin sanotusti yhteiset aallot. Nämä yhteiset aallot ovat elektrodien kirjaamaa häiriötä ympäristöstä ja ympäröivistä kudoksista. Ulostulosta tuleva signaali on näin ollen pitkälti peräisin lihaksesta. Yhteisjännitevaimennussuhde on käytännössä siis erojännitevahvistuksen ja yhteisjännitevahvistuksen suhde. (1, s. 267–268.)

EMG-signaali on erittäin herkkää häiriöille. Tämä häiriöherkkyys juontuu siitä, että signaali on luonteeltaan heikkoa ja vaatii paljon vahvistamista. Yleisimpiä

EMG-signaalin häiriötekijöitä ovat kohina, virheellinen suodatus, epätarkka mittauksen raportointi ja ympäröivistä lihaksista kirjattu signaali. Kohinan aiheuttaa yleensä testihenkilön staattinen sähkö kovilla pakkasilla, jota kutsutaan elektrostaattiseksi kentäksi. Lisäksi kohinaa tuo elektromagneettiset kentät eli esimerkiksi 50 Hz:n taajuudella toimiva verkkovirta. Muita kohinaa mahdollisesti aiheuttavia tekijöitä ovat elektrodien ja vahvistimen terminen kohina, elektrodien ja lihasten liike sekä testihenkilön liikkumisesta aiheutuvat häiriöpiikit. Termisellä kohinalla tarkoitetaan sähkölaitteen lämpötilanmuutoksesta johtuvaa virran satunnaisvaihtelua. Lämpötilanmuutoksia voi ilmetä esimerkiksi johtimien tai vastusten kumentuessa, jolloin niiden sähkönjohtavuusominaisuudet muuttuvat, mikä vaikuttaa virran kulkemiseen. Hyvä mittaukseen valmistautuminen ja suunnittelu auttavat ehkäisemään näitä häiriötekijöitä laadukkaisten mittauslaitteiden ohella. (1, s. 267, 269–270.)

Analogisen suodatuksen yksi tärkeä tehtävä on muodostaa kaistanleveys vakioksi, jolloin näytteenottotaajuus voidaan asettaa luotettavasti niin, ettei laskostumista pääse tapahtumaan. EMG-signaalin suodatuksessa kaistanleveyteen vaikuttaa mittaustekniikka eli onko käytössä invasiivinen vai ei-invasiivinen menetelmä. Lisäksi vaikuttavia tekijöitä ovat lihaksen koko ja tyyppi, ja elektrodien sijoitus. (9, s. 963.)

Analogisen suodatuksen oikealla säädöllä on merkittävä rooli hyvälaatuisen EMG-signaalin kirjaamiseen. Suodattimien rajataajuuksien väärä määrittäminen aiheuttaa fysiologisten signaalien poisleikkautumista tai häiriöiden mukaantuloa. Jos ylipäästösuodattimessa rajataajuus asetetaan liian korkealle, leikkautuu myös matalia fysiologisia signaaleita pois. Jos taas rajataajuus on liian matalalla, mukaan pääsee lihasten, raajojen, johtimien ja elektrodien liikkeistä johtuvaa häiriötä. Alipäästösuodattimessa liian matala rajataajuus aiheuttaa korkeiden taajuuksien fysiologisten signaalien poisleikkautumista. Liian korkea alipäästösuodattimen rajataajuus puolestaan aiheuttaa signaalille laskostumista, kun näin kerätty signaalin taajuus voi olla yli puolet näytteenottotaajuudesta. (1, s. 270.)

**A/D-muuntimen** tehtävä on muuntaa signaali digitaalseksi. Lihakselta elektrodeille ja elektrodeilta johtimiin siirtyvä signaali on analogista signaalia. Suodatettu analoginen signaali muunnetaan A/D-muuntimella eli analogia-digitaalimuuntimella digitaaliseen muotoon ennen kuin se päätyy päätelaitteelle tai tietokoneelle. A/D-muunnin mahdollistaa analogisen signaalin tarkastelun digitaalisella laitteella. Muunnoksessa otetaan näytepisteitä analogisesta signaalista ja näiden näytepisteiden avulla muodostetaan digitaalinen signaali. Näytepisteiden keräämisen tiheydestä käytetään termiä näytteenottotaajuus. Nimensä mukaan se tarkoittaa, montako näytettä otetaan sekunnissa. Riittävän näytteenottotaajuuden määrittämiseksi tulee selvittää analogisen signaalin sisältämä suurin taajuus. Nyquistin näytteenottoteorian mukaisesti näytteenottotaajuus tulee olla vähintään kaksinkertainen tähän analogisen signaalin suurimpaan taajuuteen verrattuna. Esimerkiksi, jos analoginen signaali sisältää taajuuksia 100 Hz, 500 Hz ja 1000 Hz, tulee näytteenottotaajuuden olla vähintään 2000 Hz. Tällöin digitaalinen signaali ei laskostu vaan muodostuu alkuperäistä signaalia kuvaavaksi. Laskostumista tapahtuu siis silloin, kun käytössä ollut näytteenottotaajuus on liian pieni. Laskostumisessa korkeat taajuudet laskostuvat matalien taajuuksien päälle ja tämä vääristää signaalin. Laskostuneesta signaalista ei ole mahdollista saada rakennettua enää selvää ja alkuperäistä kuvaavaa signaalia. Näytteenottotaajuuden lisäksi analogia-digitaalimuunnoksessa puhutaan myös resoluutiosta. (1, s. 265–266.)

Resoluutiolla ilmaistaan monellako bitillä muunnos tehdään. A/D-muunnoksessa käytettäviä bittilukuja voivat olla esimerkiksi 8 bittiä tai 16 bittiä. Mitä enemmän bittejä on käytössä, sitä tarkemmin saadaan luotua digitaalinen signaali. Esimerkiksi 8 bittisessä järjestelmässä signaali voi saada 256 eri arvoa (kaava 1). Vakio 2 on yhden bitin mahdollisten arvojen kokonaismäärä. Yksi bitti voi siis saada arvon 0 tai 1. Näitä 0:n ja 1:n eri yhdistelmiä on 8-bittisessä järjestelmässä siis 256 kappaletta. Kun bittiluku suurenee, suurenee signaalin mahdollisten arvojenkin määrä huomattavasti. 16-bittisessä järjestelmässä signaalin näytepiste voi saada jo 65 536 eri arvoa. Toisin sanoen bittiluku kertoo kuinka monta mahdollista arvoa digitaalisen signaalin luomiseen on käytössä. 8-bittisessä järjestelmässä digitaalisen signaalin maksimiarvon ja minimiarvon välille jää siis 254 eri arvoa, jonka signaali voi saada. (10.)

Resoluutio lasketaan kaavalla 1 (10).

$$\text{Resoluutio} = 2^{(\text{bittiluku})}$$

KAAVA 1

*bittiluku* = järjestelmän bittimäärä (b)

AD-muuntimen käytössä on tärkeää tietää muunnettavan signaalin amplitudi- ja taajuusalue. Amplitudialueissa usein käytetään arvoja  $\pm 1,25$  V,  $\pm 2,5$  V,  $\pm 5$  V tai  $\pm 10$  V. (9, s. 964.)

### 3.5 EMG-mittauksen analysointi

EMG-signaalin puhdas perusmuoto on analogisesti suodatettu raaka-EMG-signaali. Se on kapeakaistaista analogista signaalia, joka vaihtelee nollatason molemmin puolin, positiivisena ja negatiivisena. Siinä ei kuitenkaan ole havaittavissa kovin selvää jaksollisuutta, vaan se käyttäytyy epäsäännöllisesti kohinasignaalin tapaan. Epäsäännöllisyys johtuu siitä, että mitattavan lihaksen aktiivisuus muodostuu useista motoristen yksiköiden lähettämistä aktiopotentiaaleista eli impulsseista. Tästä syystä siitä käytetään englanninkielellä myös nimitystä Interference EMG. Raakaa EMG-signaalia voidaan käyttää ilman analysointia tutkimuksissa, koska siitä on nähtävissä lihaksen aktiivisuus. Sen perusteella voidaan myös selvittää lihaksen aktiivisuusaikoja eli kauanko lihas on aktivoituneena. Raakaa EMG-signaalia käytetään myös pohjana dataa analysoitaessa, joten sitä voidaan aina myös jatkokäsitellä tarpeen mukaan. (1, s. 271.)

Analysointimenetelmä riippuu käytettyjen elektrodien tyypistä, käytetystä keräilytavasta ja tutkimuksen luonteesta. Analysoinnissa signaalia voidaan ohjelmallisesti vielä suodattaa. Esikäsitelyssä voidaan suodattaa pois muita kehosta tulleita signaaleita. Tämä toimii esimerkiksi silloin jos selkälihaksia mitattaessa on kirjattu myös sydänkäyrän eli EKG:n signaalia. Tällaisessa tapauksessa mittauksen aikana on pitänyt tallentaa myös EKG-signaalia, jolloin se voidaan suodattaa pois EMG-signaalin seasta. (9, s. 964.)

EMG-signaalin analysointi voidaan jakaa karkeasti kahteen osioon. Näitä kahta analysoinnin perustaa kutsutaan amplitudianalyysiksi ja frekvenssianalyysiksi.

Koska raaka EMG-signaali on aina analysoinnin pohjana, tulisi signaalin käyttäytymistä tarkastella ennen analysoinnin aloittamista mahdollisten häiriöiden vuoksi. Tarkastuksessa käydään siis silmämääräisesti läpi käytettävästä analysointimenetelmästä riippumatta, näkyykö signaalissa jotain siihen mahdollisesti kuulumatonta käytöstä. Jos fysiologisesta signaalista poikkeavaa käyttäytymistä havaitaan, se voidaan yrittää eliminoida pois säätämällä laitteistoa tai parantamalla mittausympäristön olosuhteita. Häiriö voi poistua tarkastamalla elektrodit ja johtimet ja poistamalla muut sähköiset laitteet mittauksen lähetyviltä. (1, s. 271.)

**Amplitudianalyysin** erilaisia menetelmiä datan muokkaamiseen ovat tasoontaaminen, tasoittaminen, keskiarvoistaminen ja integrointi. Yleisimmin amplitudianalyysissä tarkastellaan syklien huippuarvoja, keskiarvoja tai pinta-alaa. Syklillä tarkoitetaan yhtä tapahtumaa tai toistoa ja tarkemman tuloksen saamiseksi analyysiin käytetään useita syklejä sellaisissa liikkeissä, joissa niitä esiintyy peräkkäin useampi. (1, s. 272–273.)

Tasasuuntaamisesta käytetään englannin kielessä termiä Rectified EMG. Tasasuuntaukseen on käytössä kaksi erilaista tapaa. Ensimmäisessä tavassa tasasuuntaus toteutetaan poistamalla kokonaan signaalin negatiiviset arvot. Tätä kutsutaan englannin kielessä nimellä Half-Wave Rectification ja suomeksi se tunnetaan nimellä puoliaaltotasasuuntaus. Toinen tapa on Full-Wave Rectification eli kokoaaltotasasuuntaus. Siinä signaalin negatiiviset arvot käännetään positiiviselle puolelle. Tasasuunnatusta signaalista tulee pelkästään positiiviselle puolelle sijoittuvaa signaalia ja näin ollen sen tarkastelu helpottuu. Signaalin amplitudi kertoo lihasaktivaation tasosta ja lihaksen supistumisen voimakkuudesta. Mitä isomman arvon signaalin amplitudi saavuttaa, sitä voimakkaammin lihas on jännittynyt. Tasasuuntaamista käytetään kun halutaan tietää onko lihas aktivoitunut ja kuinka voimakkaasti. Yleisimmin käytetään negatiivisten arvojen kääntämistä positiiviselle puolelle, sillä silloin signaalista ei poisteta mitään osia. (1, s. 272.)

Tasoittamista kutsutaan englannin kielessä nimellä Smoothed EMG. Siinä signaalia tasoitetaan poistamalla ja pienentämällä suurimmat frekvenssipoik-



keamat eli ne arvot jotka esiintyvät signaalissa harvemmin. Tasoittamisella saadaan aikaan signaalin trendi, josta on helppo tehdä havaintoja lihaksen käyttäytymisestä. Trendi kertoo signaalin keskiarvoistamisesta eli uusi signaali on keskiarvoistunut. Tasoittamisen voimakkuuteen voi vaikuttaa muuttamalla käytössä olevia parametreja. Tasoittaminen voidaan suorittaa joko analogisesti komponenteilla tai digitaalisesti ohjelmistossa. Laskennallisella puolella voidaan käyttää esimerkiksi liikkuvaa keskiarvoa tai neliöllistä keskiarvoa. Liikkuvassa keskiarvossa määritellään muuttumattomana pysyvä aikaikkuna eli jokin ajanjakso jonka laajuudelta halutaan arvopisteen kohdalla tarkastella dataa. Pitkemmällä aikaikkunalla saadaan aikaan voimakkaampi keskiarvoistuminen. Aikaikkuna liikkuu mukana keskiarvoistamisen edetessä signaalin arvopisteeltä toiselle. Jokaiselle signaalin arvopisteelle lasketaan oma keskiarvo aikaikkunan sisäpuolelle jäävistä arvoista ja näin käydään läpi jokainen signaalin sisältämä arvopiste. Tällä menetelmällä signaali keskiarvoistuu suuresti. (1, s. 272–273.)

RMS-arvo on neliöllinen keskiarvo ja sitä kutsutaan myös tehollisarvoksi. Se lasketaan ottamalla neliöjuuri keskiarvon neliölle. Englanniksi siitä käytetään nimitystä root-mean-square, joka lyhenee muotoon RMS. (1, s. 273.) RMS-arvo sähkötekniikassa tarkoittaa signaalin tehon neliöjuurta. RMS-arvo voidaan toteuttaa yhtenä kokonaisuutena koko signaalille tai käytössä voi olla myös liikkuva RMS-arvo. Liikkuvan RMS-arvon sanotaan kuvaavan liikkuvaa keskiarvoa paremmin alkuperäistä signaalia. (11, s. 37.)

Keskiarvo-EMG:ksi kutsutaan menettelyä, jossa tasasuunnatusta signaalista on laskettu amplitudien keskiarvo tietyltä ajanhetkeltä tai aikaväliltä. Englanniksi tästä käytetään termejä Mean Amplitude, Mean EMG, MEMG ja Average Rectified Voltage eli ARV. Keskiarvon laskeminen kertoo aktiivisuuden keskiarvon tietyllä aikavälillä ja sitä käytetään kun halutaan selvittää aktiivisuustasoja liikkeen eri vaiheissa tai erilaisella tekniikalla suoritetuissa liikkeissä. Tuloksia tulee verrata vain saman henkilön saman lihaksen mittauksiin samoilla elektrodien asetteluilla. Yksikköinä käytössä ovat  $\mu\text{V}$ ,  $\text{mV}$  ja  $\text{V}$ . (1, s. 274.)

Integroitu EMG on englanniksi Integrated EMG eli IEMG. Tällä menettelyllä lasketaan nollatason ja signaalin amplitudien väliin jäävä pinta-ala tietyllä aikavälillä.

lä. Aikaväli pidetään analysoinnissa koko ajan samana ja yksikköinä ovat käytössä  $\mu$ Vs, mVs ja Vs. Pinta-alan suuruuteen vaikuttavat valittu aikaväli ja amplitudien suuruus. Laskutoimitus toteutetaan integraalilaskennalla. IEMG ja MEMG ovat usein käytössä saman mittauksen analysoinnissa ja ne ovat yleisimpiä menetelmiä amplitudin määrittämisessä. (1, s. 275.) IEMG:tä käytetään hyödyksi muun muassa kun selvitetään lihaksen väsymisestä johtuvaa uusien motoristen yksiköiden aktivoitumista lihastyön aikana (1, s. 278).

Keskiarvoistettu EMG eli Averaged EMG, AEMG ja Ensemble Averages on nimitys menetelmälle, jota käytetään samanlaisena säilyvien toistuvien liikesarjojen mittauksissa. Tällaisia suorituksia ovat esimerkiksi pyöräily, juoksu ja kävely, joissa liike pysyy samanlaisena ja toistoja tulee useita peräkkäin. Mittauksen tarkkuus paranee kun käytetään useaa saman liikkeen perättäisen syklin keskiarvoa analysointiin. Tasoitettu ja tasasuunnattu signaali otetaan tarkasteluun lisäämällä kahden eri syklin käyrät samassa vaiheessa päällekkäin ja näiden kahden käyrän keskiarvo lasketaan piirtämällä uusi keskiarvokäyrä. Suorituksen eri toistoissa on hajontaa ajallisesti, joten syklit joudutaan normalisoimaan ajan suhteen. Tästä syystä toistoa ei kuvata enää ajan funktiona vaan prosentteina toiston etenemisestä. Käytössä on siis prosenttiarvot 0–100 %. Tätä menetelmää käytetään yleensä silloin kun halutaan lisätä mittauksen tarkkuutta ja käytössä on useita perättäisiä toistoja samassa mittauksessa. (1, s. 275.)

Joissain ohjelmistoissa lihasten tekemää työmäärää pystytään vertaamaan keskenään liikkeen suorittamisessa, mutta tätä ei voida pitää kovin luotettavana toimenpiteenä. Amplitudien suuruuksia ei myöskään voida verrata suoraan eri lihasten välillä, eikä eri henkilöiden välillä vaikka mitattava lihas olisi sama. Eri henkilöillä ja eri mittauksissa olosuhteet ovat aina erilaiset, koska lihakset ovat erikokoiset, vipuvarsien pituus vaihtelee ja rasvakudoksen määrä henkilöiden välillä myös eroaa toisistaan. Kaikki nämä tekijät vaikuttavat amplitudien suuruuteen. Jotta tuloksia voitaisiin vertailla luotettavammin keskenään, tulokset tulee normalisoida. Normalisoitua EMG:tä kutsutaan englanniksi nimellä Normalized EMG. Normalisointi tarkoittaa sitä, että signaali suhteutetaan määritettyyn vertailuarvoon, jolloin amplitudin suuruudesta käytetään prosenttiarvoja 0–100

% suhteessa vertailuarvoon. Tällöin vertailuarvo saa aina arvon 100 % ja varsinaista signaalia verrataan tähän vertailuarvoon. (1, s. 275–276.)

Vertailuarvo voidaan tuottaa kolmella erilaisella tavalla. Näistä ensimmäinen on maksimaalisen tahdonalaisen lihasjännityksen käyttö, jolloin maksimaalisen jännityksen amplitudien keskiarvo kiinnitetään vertailuarvoksi. Maksimaalista tahdonalaista lihasjännitystä kutsutaan englanniksi nimellä maximum voluntary contraction eli MVC. Tällöin suurin tahdonalaisesti tuotettu amplitudin arvo määrittyy 100 prosenttiin ja käsiteltäviä amplitudeja verrataan tämän suuruuteen. MVC saadaan aikaan mittaamalla EMG-käyrä maksimaalisesta isometrisestä 3–5 sekunnin kestoisesta lihassupistuksesta vastusta vastaan. Mitattu data analysoidaan keskiarvo EMG:llä ja tämän jälkeen tulos on valmis käytettäväksi vertailuarvona. Tämä on yleisin menetelmä vertailuarvon tuottamiseen. Toinen mahdollisuus on käyttää koko mittauksesta selvitettyä suurinta amplitudin arvoa vertailuarvona. Kolmas vaihtoehto on laskea koko mittauksen keskiarvo EMG. Normalisointi tulee suorittaa aina kun halutaan vertailla yksittäisten henkilöiden tuloksia eri suorituksissa tai mittauksen tuloksia eri henkilöiden välillä. (1, s. 276.)

**Frekvenssianalyysissä** tarkastellaan mittauksen tuottamaa spektriä eli selvitetään mitä taajuuksia mitattu signaali sisältää. Tällöin vaaka-akselille tulee muutujaksi taajuus. Tästä käytetään englanniksi nimeä frequency domain analysis. Yksikkönä on hertsi eli Hz. Spektrinäkymässä nähdään korkeampia piikkejä niiden taajuuksien kohdalla, jotka esiintyvät eniten mittauksessa ja ovat voimakkaampia. Vähemmän voimakkaina ja harvemmin esiintyvät taajuudet piirtävät pienempiä piikkejä. Tästä syystä spektriä kutsutaan myös taajuusjakaumaksi. EMG-signaalin kääntämisessä spektrinäkymään käytetään nopeaa Fourier-muunnosta. Se tunnetaan englanniksi nimellä Fast-Fourier Transform eli FFT. Spektrinäkymästä päästään takaisin aikaanäkymään tekemällä käänteinen Fourier-muunnos. Frekvenssianalyysin kannalta on erittäin tärkeää että mittauksessa on käytetty oikeanlaista näytteenottotaajuutta. (1, s. 277.)

Lihaksen väsyessä lihassolukalvon ulkopuolen kaliumionipitoisuus lisääntyy ja samalla sinne kertyy muun muassa vetyioneja ja laktaatteja, jotka ovat aineen-

vaihdunnan tuotteita. Tämä johtaa aktiopotentiaalien etenemisen hidastumiseen. Myös lihaksen lämpötila ja verenkierron heikkeneminen vaikeuttavat signaalin kulkua lihaksessa. Tämä kaikki vaikuttaa mitattavan raaka-EMG-signaalin amplitudin ja taajuuden muuttumiseen. Toisin sanoen amplitudin korkeus pienenee ja kesto pitenee kun lihakset väsyvät, joten taajuuskin muuttuu matalammalle. Tästä syystä frekvenssianalyysiä käytetään usein mittauksissa joissa halutaan selvittää lihaksen väsymistä. (1, s. 277–278.)

Frekvenssianalyysin myötä päästään selvittämään signaalin tehotiheysspektri. Tehotiheysspektristä käytetään englanniksi termejä power spectrum, total power, power spectral, density ja power density spectra. Tehotiheysspektriä sanotaan myös lyhyemmin tehosppektriksi. Tehotiheysspektri saadaan kun integroidaan EMG-signaalin spektrikäyrä. Tässä toimenpiteessä lasketaan pinta-ala käyrän ja nollatason välillä. Tehotiheysspektrin hyöty tulee siitä, että sillä saadaan selville kuinka teho jakautuu signaalin eri taajuuksille. Tehotiheysspektrin yksikkönä on  $V^2$ . Tehotiheysspektrissä on nähtävissä lihaksen väsymisestä johtuva uusien motoristen yksiköiden aktivoituminen. Kun lihas väsyä, motoriset yksiköt antavat impulsseja hitaammin ja syttymistaajuus pienenee. Jotta työstä pystyttäisiin selviytymään, keho määrää useampia motorisia yksiköitä työskentelemään. Tämä muutos pystytään havaitsemaan myös amplitudianalyysin puolella integraalimenetelmällä eli IEMG:llä. Uusien motoristen yksiköiden aktivoituminen näkyy tehotiheysspektrissä tehon kasvuna ja raaka-EMG:ssä amplitudin kasvuna. Tehotiheysspektristä voidaan jatkokäsittelynä selvittää keskiarvotaajuus, mediaanitaajuus ja mooditaajuus. (1, s. 278–279.)

Näiden lisäksi tehotiheysspektristä voidaan selvittää kaistanleveys. Kaistanleveydestä käytetään tässä yhteydessä englanniksi termiä bandwidth of the spectrum. Kaistanleveys saadaan selville yksinkertaisella laskutoimituksella vähentämällä korkeimmasta taajuudesta matalin taajuus. Kaistanleveyden laskemisessa saadaan selville spektrin taajuuksien vaihteluväli. Signaalin suodatus vaikuttaa spektristä esille tulevaan kaistanleveyteen. (1, s. 279.)

Raaka-EMG-signaalista voidaan laskea myös signaalin vaihtelunopeus positiivisen ja negatiivisen jännitteen välillä. Tätä kutsutaan englanniksi nimellä zero

crossing rate. Muutosnopeus selvitetään laskemalla nollatason ylityksiä. Nollatasossa signaali on aina hetkellisesti ilman jännitettä eli jännite on 0 volttia. Nollatason ylittyminen harventuu kun lihas väsyä, joten muun muassa tätä keinoa käytetään lihaksen väsymisen havaitsemisessa. (1, s. 279–280.)

## 4 MITTAUKSET JA TULOKSET

### 4.1 Tutkimustyö

#### 4.1.1 Työn lähtökohdat

Kuntosaleja käyttävät henkilöt näkevät useita versioita ja variaatioita itselleen tutuista liikkeistä. Lisäksi nykypäivänä on paljon erilaisia ohjeita netissä, joiden perusteella jotkin liikkeet ovat hyödyllisempiä kuin toiset. Tällaisessa tilanteessa voidaan pohtia, mikä esille tulleista variaatioista on oikeasti tehokkain ja järkevin. Työn suunnittelun alkusysäys on tässä teemassa. Liikkeeksi valikoitui ylätaljavedo pääasiassa sen helppouden ja toistettavuuden perusteella. Lisäksi ylätaljavedossa on tunnetusti olemassa useita erilaisia suoritusvariaatioita. Näistä variaatioista valitsin ylätaljavedon leveällä myötäotteella, ylätaljavedon kapealla myötäotteella, ylätaljavedon kapealla vastaotteella ja ylätaljavedon leveällä myötäotteella niskan taakse. Nämä harjoitteet ovat yleisesti kuntosaleilla nähtäviä suorituksia. Otteen lisäksi erona näissä on oteleveys, josta näkee myös useita versioita yleisesti käytössä. Työn idean jälkeen oli vuorossa testihenkilöiden värväminen. Tarkoituksena oli saada eritasoisia miehiä ja naisia testihenkilöiksi.

Testihenkilöitä oli kokonaisuudessaan 12 kappaletta. Näistä kuusi oli miehiä ja kuusi oli naisia. Lisäksi testihenkilöt jaoteltiin kokemustason perusteella. Kokemustasoina olivat aloittelijat, keskitaso ja kokeneet. Jokaiseen ryhmään tuli kaksi miestä ja kaksi naista. Kokemustason määrittäminen pohjautui pitkälti testihenkilön itsensä kertomaan kokemukseen. Tässä kokemuksessa pääpainona oli kuntosaliharjoittelu, mutta myös muu aktiivisuus urheilussa ja liikunnassa vaikutti henkilön kategorisoitumiseen. Merkittäviä seikkoja olivat testihenkilön salikokemus vuosissa ja normaali viikkojärjestys. Viikkojärjestyksellä tarkoitetaan kuntosaliharjoitusten määrää viikossa. Myös normaali harjoitteiden intensiteettitaso vaikutti kategorisoitumiseen. Harjoitteluiden laadulle on merkittävää, ovatko testihenkilön tekemät harjoitteet luonteeltaan rankkoja ja intensiivisiä vai onko saliharjoittelu enemmän kevyttä ja ilman selkeää päämäärää. Kokemusta-

son selvittäminen ei perustunut mihinkään vallitsevaan käsitteeseen kokemustasosta.

Lopullisista testihenkilöistä aloittelijoiksi valikoitui henkilöitä, joilla ei ole aktiivista salitaustaa ollenkaan tai sitä on erittäin vähän. Keskitasolle päätyivät henkilöt joilla salikokemusta on jo kertynyt, mutta tyyliltään se on enemmän perinteistä kuntoilua. Viimeiseen ryhmään eli kokeneisiin valikoituivat henkilöt jotka harjoittelevat usein ja paljon. Näiden henkilöiden harjoitteiden intensiteetti on kova ja harjoittelu on päämäärätietoista ja suuntaa nousujohteisuuteen. Kokeneetkin testihenkilöt ovat silti nuoria ja vailla kymmenien vuosien saliharjoittelua. He eivät ole saliharjoitukseen keskittyvää valmennusta saavia, eivätkä voimailu- tai kehonrakennusalalla kilpailevia henkilöitä. Osa testihenkilöistä saa kuitenkin valmennusta oheisharjoittelun merkeissä kuntosalilla.

Kokemustasoihin jakamisen tarkoituksena on selventää testitulanteita, helpottaa mittausten analysointia ja parantaa tulosten laatua. Tuloksissa voidaan näin ollen tarkastella eroja naisten ja miesten välillä, mutta myös eroja eri kokemustasojen välillä. Testihenkilöille luotiin myös jokaiselle koodi, jolla heitä käsitellään työn materiaaleissa anonymisti. Koodi on esimerkiksi 1-1A01, jossa ensimmäinen numero kuvaa kokemustasoa. Seuraava numero kuvaa sitä, monesko henkilö on kyseessä kokemustasoon nähden. Kirjain tarkoittaa sukupuolta ja tällöin A-kirjain on mies ja B-kirjain nainen. Viimeiset kaksi numeroa kertovat monesko kyseinen testihenkilö on koko testihenkilöotannasta.

#### **4.1.2 Työn eteneminen**

Työ eteni suunnittelusta mittauslaitteistoon tutustumiseen ja mittaustilanteen testaukseen. Laitteisto ja ohjelmisto osoittautuivat mittauksissa helppokäyttöisiksi. Testikäyttö toteutettiin kahden koehenkilön avustuksella muutaman tunnin testauksella. Testikäytössä opeteltiin laitteen ja ohjelmiston käyttö mittaustilanteessa. Tähän liittyi muun muassa mittauksen skaalan määrittäminen. Määrittäminen on varmistus siitä, ettei signaali leikkaannu. Mittausalueen määrittämisessä valitaan molemmille kanaville erikseen sopiva mittauksen ylä- ja alarajajännite. Tarkoituksena on saada koko signaali mahtumaan mittauksen otanta-alueeseen mukaan ja mahtumaan myös kuvaajaan ilman leikkautumista. Tämä

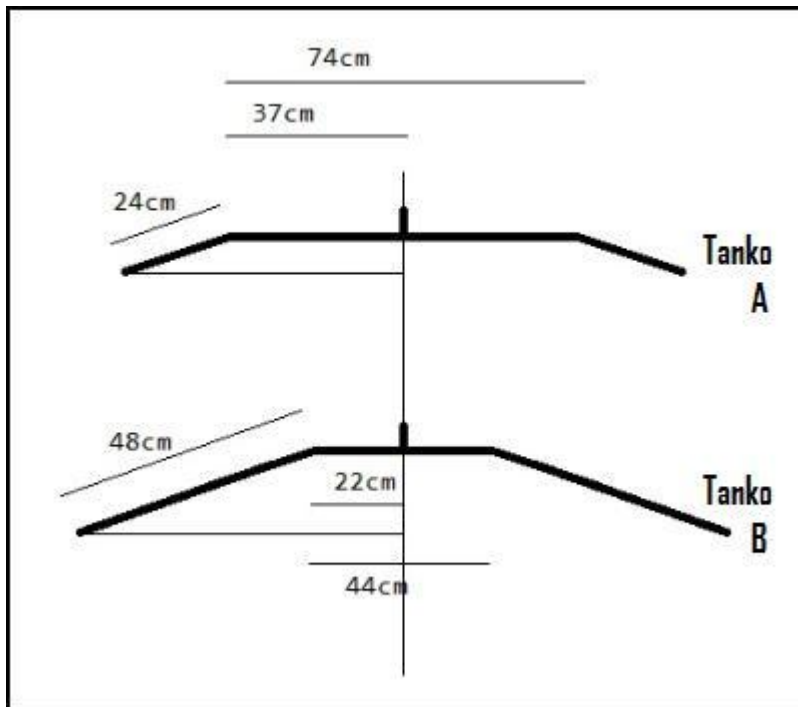
osoittautui työn edetessä vaikeaksi tehtäväksi, sillä tuloksien suuruus testihenkilöillä vaihteli suuresti. MegaWin-ohjelmisto tallentaa kuitenkin koko signaalin ilman leikkautumista, vaikka kuvaajassa signaali näyttäisi leikkaantuvan. Otannan ylä- ja alarajoja voi suurentaa myös mittauksen jälkeen, jolloin signaalin huiput tulevat myös näkyviin.

Laitteiston testauksen jälkeen oli vuorossa varsinaiset testitilanteet. Testejä tehtiin koko kesä 2015 testihenkilöille sopivina ajankohtina kahdella eri kuntosalilla. Testauksen jälkeen siirryttiin tulosten analysointiin. Analysointivaihe kesti odotettua kauemmin suuren työmäärän ja tarkan työskentelyn vuoksi. Työmäärää lisäsi datan käsittely Excel-ohjelmistolla. Analysoinnin jälkeen vuorossa oli raportointi. Raportoinnissa tutustuttiin ensimmäiseksi EMG-laitteiston perusteisiin. Perusteista kirjoitettiin yhteenveto, jonka laajuus oli noin 50 sivua. Tämä referoitiin myöhemmin osaksi tätä tutkimustyötä kohtaan 3 Elektromyografia. Raportoinnissa paneuduttiin myös kuntosaliharjoittelun perusteisiin. Raportoinnin yhteydessä tuloksista tehtiin myös lopulliset yhteenvedot.

#### **4.1.3 Testihenkilöiden perustietojen kartoitus**

Kuntosalien varustelu oli hieman toisistaan poikkeava, joten ylätaljavedoissa käytetyt tangot erosivat profiileiltaan toisistaan. Tankojen läpimitta on sama ja tankojen taitokset ovat melkein samassa kulmassa. A-tangon kulma on noin 16° ja B-tangon kulma on noin 18° tangon suorasta linjasta. (Kuva 9.)





KUVA 9. Käytettyjen tankojen profiilien erot (kuva: Kalle Filppa)

Tämä seikka asetti rajoituksia oteleveysien suhteen. Vaikka käytössä olevat tangot olivat erilaiset, otteiden leveydet ja kämmenen kulmat ovat silti samat kummallakin tangolla. Oteleveydet on määritetty niin, että etäisyys tangon keskikohdasta on sama molemmalla tankoprofiililla. Tällöin tankojen erot eivät pääse vaikuttamaan tuloksiin. Oteleveysien määrittämisessä johtopäätös oli se, että leveät otteet, eli leveä myötäote ja leveä myötäote niskan taakse, otetaan tangon kulmatulta osalta. Kapeat otteet, eli kapea myötäote ja kapea vastaote, otetaan tangon suoralta osalta. Koska tangon B suora osa on huomattavan lyhyt, tuli lopullisiksi kapeiksi oteleveysiksi varsin kapeat otteet. Lisäksi tanko B rajoitti kapean myötäotteen oteleveyttä, sillä koska tanko A on pitkälti suora, tulee myös tanko B:n kapean myötäotteen otteet pyrkiä ottamaan tangon suoralta osalta. Tällöin kämmenien kulma pysyy samana. Todellisuudessa leveäharteinen testihenkilö joutuu ottamaan tangolla B kapean myötäotteen jo kulmatulta tangon osalta, sillä oteleveydet olisivat menneet muuten turhan kapeiksi. Profiilieroista johtuen myös leveiden otteiden alarajaleveys määrittyi varsin leveäksi. Tässä on kyseessä sama syy kuin aikaisemminkin. Tarkoitus on saada mahdollisimman moni testihenkilö tekemään otteen samalla ranteen kulmalla. Tankojen

oteleveyksien määritykset ja hartioiden leveysalueet ovat kerättynä kuvaan (kuva 10).

Oteleveyksien määritys tangoille:						
	Otelev. maximi	Otelev. minimi	Hartioiden leveys			Otelev. erotus*
			Pieni ≤ 45 cm Oteleveys	Keskikoko 45-50 cm Oteleveys	Suuri ≥ 50 cm Oteleveys	
<b>Kapeat otteet</b>						
Kapea vastaote	44 cm	20 cm	28 cm	32 cm	36 cm	4 cm
Kapea myötäote	62 cm	20 cm	44 cm	52 cm	60 cm	8 cm
<b>Leveät otteet</b>						
Leveä myötäote A	122 cm	74 cm	82 cm	98 cm	114 cm	16 cm
B	126 cm	78 cm	86 cm	102 cm	118 cm	16 cm
Lev. Myöt. N. T. A	122 cm	74 cm	82 cm	98 cm	114 cm	16 cm
Lev. Myöt. N. T. B	126 cm	78 cm	86 cm	102 cm	118 cm	16 cm

Mitat mitataan tankoa pitkin, eli tangon profiilin mukaan.  
 Mittojen päätepisteiden kohdalle tulee kämmenen keskikohta. Tanko merkataan.  
 \*Miehen kämmen arviolta 9cm leveä, naisen 7cm, joten k.a. on 8cm. Auttaa arvioimaan, paljonko oteleveyttä tulee muuttua hartioiden levetessä.

KUVA 10. Oteleveyksien määritys tangoille ja hartioiden leveysalueet (kuva: Kalle Filppa)

Kuvassa 10 on lisäksi tangon A profiiliin merkitty eri väreillä otealueet. Keltaisella merkitylle alueelle sijoittuvat leveät otteet. Siniselle alueelle sijoittuu kapea myötäote ja punaiselle alueelle kapea vastaote. Oteleveydet teipataan käytettävään tankoon testitilanteessa ja teipit poistetaan testien jälkeen. Ote otetaan niin, että kyseisen variaation oteleveyden teipit jäävät suunnilleen kämmenen keskikohdan alle. Leveät otteet otetaan saman levyisillä oteleveysillä, mutta kapea myötäote otetaan hieman leveämpää, kuin kapea vastaote. Tämä johtuu tangon B profiilista, sillä kyseisellä tangolla ei kykene ottamaan kovin leveää vastaotetta. Vastaotetta ei pysty ottamaan tangon kulmatulta osalta, sillä tällöin ranteet joutuisivat luonnottomaan kulmaan. Leveämpi vastaote on käytännössä

mahdotonta suorittaa B-tangolla. Kapea myötäote pystytään kuitenkin suorittamaan myös hieman leveämpänä B-tangolla, koska siinä ranteet eivät mene luonnottomaan kulmaan. Ranteiden kulma muuttuu kuitenkin hieman verrattuna A-tankoon, jos hartioiden leveyteen perustuva oteleveys on suuri.

Tällaisia testihenkilöitä on kaksi kappaletta ja he molemmat ovat miehiä. Heidän hartioiden leveytensä ovat 47 cm ja 54 cm. Kapeampi näistä sijoittuu oteleveysissä 2. ryhmään ja hänelle myötäote B-tangolla otetaan juuri siitä kohtaa, mistä tangon taivutus alkaa. Tällöin puoli kämmentä on tangon suoralla osalla ja toinen puoli kulmatulla osalla. Ranteen kulma on tällöin verrattain samanlainen kuin jos ote otettaisiin suoralta tangolta. Leveämmät hartiat omaava testihenkilö sijoittuu oteleveysissä ryhmään 3. Hänellä kapean myötäotteen ote tulee jo kulmatulle osalle B-tangossa. Tämä voi vaikuttaa tuloksiin, koska ranteen kulma on erilainen suhteessa muiden testihenkilöiden suorituksiin kapealla myötäotteella ja tanko pääsee loppuasennossa lähemmäs kehoa. Kaikkien testihenkilöiden hartioiden leveydet mitattiin mittanauhalla olkapäiden yläosan kohdalta yläselästä.

**Kokemustasojen** määrittämiseen käytettiin pisteytystä, jonka perusteella testihenkilöt jaoteltiin kokemustasoryhmiin. Kokemustasoryhmiä ovat aloittelijat, keskitasoiset harjoittelijat ja kokeneet harjoittelijat. Testihenkilöt kertoivat testihenkilölomakkeessa salitaustansa ja muun urheilutaustansa. Arvioitavia tekijöitä olivat salikokemus vuosina, keskiarvoinen harjoittelukerta viikossa ja motivaatio-taso. Lisäksi liikunta- ja urheiluharrastukset vaikuttivat kategorisoitumiseen. Pääpaino oli kuitenkin saliharjoittelun puolella.

Salikokemuksessa suuremmat pisteet sai sen mukaan, mitä enemmän on saliharjoitteluvuosia kertynyt. Tätä tärkeämpää oli kuitenkin yleinen kiinnostus kuntosaliharjoitteluun ja sen näkyminen tekemisessä. Tällä tarkoitetaan motivaatio-tasoa kuntosaliharjoitteluun ja viikoittaisten harjoittelukertojen määrää. Tällä tavoin pelkästään viiden vuoden kuntosalilla kulkeminen ei taannut sitä, että testihenkilö olisi ollut keskitasoinen tai kokenut harjoittelija. Harjoittelu on voinut olla enemmän terveyttä ja elämänlaatua ylläpitävää kuntoilua tai sosiaalinen tapahtuma kaverin kanssa kuin selkeisiin ja realistisiin tavoitteisiin tähtäävää ja

kuria vaativaa pitkäjänteistä harjoittelua. Tästä syystä motivaatiolla ja viikoittaisilla salikerroilla oli suuri merkitys kokemustasoihin jakamisessa. Lisäksi testihenkilöt saivat testihenkilölomakkeeseen kertoa oman mielipiteensä kokemustasostaan. Koska testihenkilöitä on vain 12 kappaletta, täytyi kokemustasojen rajat asettaa niin, että jokaiseen kokemustasoryhmään tulee kaksi miestä ja kaksi naista. Tästä syystä osa testihenkilöistä on lähellä toisiaan kokemuksessa vaikka ovatkin eri kokemustasoryhmissä. Pääidea kokemustasoihin jakamisessa kuitenkin on se, että kokeneemmalla ja määrätietoisesti harjoittelevalla henkilöllä oman kehon ja saliharjoittelun tuntemus on parempi.

**Mittausten aikainen intensiteettitaso** oli yksi testihenkilölomakkeeseen arvioitu tekijä. Tämä arviointi ei tapahtunut prosenttiarvoina vaan asteikolla 1–3, jossa ensimmäinen taso on kevyt intensiteetti, toinen taso on keskiraskas intensiteetti ja viimeinen on raskas intensiteetti. Tällä intensiteetillä ei tarkoitettu toistoalueisiin sidonnaista intensiteettiä, vaan kokonaisen harjoituksen eli koko mittauksilanteen kuormittavuutta. Tämä tehtiin siksi, että pystyttäisiin arvioimaan, kuinka lähelle henkilökohtaisia sarjamaksimipainoja on mittauksissa päädytty. Tällä tarkoitetaan sitä, että esimerkiksi 8–12 toiston sarjassa tulisi käyttää sellaista painoa, jolla jaksaa tehdä korkeintaan 12 toistoa. Testihenkilöt saivat itse määrittellä käyttämänsä painon määrän. Ohjeistukseksi testihenkilöille annettiin, että sarjapainot tulisi valita sellaisiksi, että niillä jaksaa tehdä maksimissaan toistoalueen ylärajan toistomäärän. Osa testihenkilöistä valitsikin tällaiset painot ja se näkyi siinä, että toistomäärät myös vaihtelivat toistoalueen sisällä eri variaatioilla ja mittauksien edetessä. Näillä henkilöillä oli omasta mielestään mittauksen harjoitteiden intensiteettitasona raskas intensiteetti. Osa testihenkilöistä puolestaan valitsi käytettävät painot niin, että niillä olisi jaksanut tehdä jokaisessa sarjassa vielä muutaman ylimääräisen toiston. Tällaisissa tilanteissa yleensä intensiteettitasoksi koettiin taso 2. Otantaan mahtui myös sellaisia testihenkilöitä, jotka valitsivat painot sellaisiksi, että niillä varmasti jaksoi tehdä vaadittavat toistot, ja tämä näkyi selvästi henkilöiden väsymystasossa sarjojen välillä ja mittauksien jälkeen. He kokivat mittauksien harjoitteiden intensiteetin olleen kevyt.

Tämä intensiteettitasojen vaihtelu näkyi selvästi testihenkilöillä sarjojen välillä ja mittauksien jälkeen. Intensiteetin kevyeksi kokeneet henkilöt eivät olleet juuri

ollenkaan väsyneen oloisia mittausten jälkeen. Keskiraskasta intensiteettiä käyttäneet henkilöt väsyivät kyllä harjoitteista, mutta eivät olleet selvästikään niin väsyneitä kuin raskasta intensiteettiä käyttäneet henkilöt. Raskasta intensiteettiä käyttäneet hikoilivat enemmän ja olivat mittausten jälkeen selvästi erittäin väsyneitä. Raskasta intensiteettitasoa käyttäneet henkilöt käyttivät sellaisia sarjapainoja, joilla jaksoivat tehdä maksimissaan toistoalueen ylärajan toistomäärän. Heidän käyttämänsä vastukset ovat olleet sopivia. Heille on helppo määrittellä käytetyn painon määrä henkilön 1 RM:n painomäärästä. Kahdelle muulle intensiteettitasolle se on haastavampaa. Tässä päädyttiinkin ratkaisuun, jossa keskiraskasta intensiteettitasoa käyttäneiden olisi tullut tehdä toistot 5 kg raskaammalla painolla ja kevyen intensiteettitason henkilöt 10 kg raskaammalla. Käytettyjen ylätaljalaitteiden painopakkojen välitys on 5 kg.

Näin ollen pystytään laskemaan tarkemmin käytetyn painon määrä suhteessa henkilön 1 RM:än painomäärään. Tämä selvitetään siksi, että tiedettäisiin, kuinka suuria painoja suhteessa henkilön voimatasoihin on käytetty mittauksissa. Voimatason käytön selvitys on tärkeää, koska lihasten aktivaatiotaso on suurempi, kun niiltä vaaditaan enemmän.

Raaka-EMG-signaalista nähtävä jännitteen nousu on peräisin suoraan lihaksen jännittämisestä. Kun lihas joutuu työskentelemään, motoriset yksiköt aktivoituvat, ja kun lihas väsyä, lisää motorisia yksiköitä joutuu aktivoitumaan. Lihakselta vaaditun työn raskaudesta riippuu se, kuinka paljon lihaksen motorisia yksiköitä joudutaan aktivoimaan työn suorittamiseen ja kuinka paljon lihas tässä työssä väsyä. Näin ollen EMG-signaalin antama jännitekäyrä kertoo suoraan aktivoituvien motoristen yksiköiden määrän. Jos jännite on suuri, on lihakselta vaadittu enemmän. Näin ollen pienen vastuksen käyttö muodostaa pienempiä jännitepiikkejä raaka-EMG-kuvaajaan. (1, s. 278.)

Tässä työssä 1 RM:n laskemiseen on käytetty taulukkoa (taulukko 1), joka on esiteltyä kohdassa 2.1.2 Toistoalueet. Taulukolla voidaan laskea suoraan 1–10 toiston sarjojen painomäärät 1 RM:n painosta, mutta pitempään sarjaan taulukkoa jouduttiin jatkamaan yli 10:n toiston. Prosenttiosuuksissa toistojen välinen erotus vaihtelee välillä 4–5 %, kun toistoja tulee lisää. Virhemarginaalissa

erotus on 1 % aina kahdesta toistosta eteenpäin. Virhemarginaalin lisäystä jatkettiin suoraan lisäämällä aina 1 prosenttiyksikkö toistoa kohden matkalla 15 toistoon. Painon prosenttiosuuksia 1 RM:n painosta vähennettiin 4,5 prosenttiyksikköä jokaiselle toistolle ja pyöristettiin tämän jälkeen kokolukuun. Näin saatiin taulukkoa jatkettua työn vaatimaan 15 toistoon asti.

## 4.2 Käytetyt laitteet, sovellukset ja välineet

### 4.2.1 Mittauslaitteisto

Elektromyografialaitteena oli kannettava ME6000-laite. Kyseisen laitteen laitemalli on MT-M6T16 ja siinä on 16-kanavainen järjestelmä. (Kuva 11.) Kyseessä on lääkintälaitedirektiivin 93/42/EEC mukainen luokan Ila laite (EU), ja se täyttää CE-merkin. Se on standardin EN60601-1 mukaisesti sisäisellä virransyötöllä varustettu luokan Ila laite. (12, s. 3, 30.)



*KUVA 11. ME6000-laite ja CF-muistikortti (12, s. 1)*

Laitteisto täyttää seuraavien standardien vaatimukset; EN60601-1 (IEC601-1) (*Sähkökäyttöiset lääkintälaitteet, yleiset turvallisuusvaatimukset*), EN60601-1-2 (IEC601-1-2) (*Sähkökäyttöiset lääkintälaitteet, yleiset turvallisuusvaatimukset, elektromagneettinen yhteensopivuus - vaatimukset ja testit*), EN60601-2-40 (IEC601-2-40) (*Sähkökäyttöiset lääkintälaitteet, erityiset turvallisuusvaatimukset*)

*elektromyografialaitteille ja kuuloherätepotentiaalilaitteille) ja ANSI/AAMI EC 12-1991 (Kertakäyttöiset EKG-elektrodit). (12, s. 3.)*

ME6000-laitteen potilasliitäntä täyttää standardin EN60601-1 BF-vaatimukset. Laitteen kotelointi täyttää luokan IP20 vaatimukset standardin EN60529 mukaisesti. (12, s. 3.)

ME6000-laitetta käytetään pääasiassa pintaelektrodeilla toteutettuihin EMG-mittauksiin. Laitetta voidaan käyttää lihasten kunnon ja toiminnan arvioinnissa, analysoinnissa, kuntoutuksessa, biopalauteharjoittelussa ja tieteellisissä tutkimuksissa. Laite soveltuu myös EKG-, kulma-, voima- ja momenttimittauksiin. Sitä voidaan käyttää myös erilaisissa kehon tilaa analysoivissa ohjelmissa, esimerkiksi alaselän kunnon analysoinnissa. Laitteen yhteydessä tulee käyttää kertakäyttöisiä elektrodeja, eikä niitä saa uudelleen käyttää toiselle potilaalle. (12, s. 3.)

ME6000-laitteen mittausresoluutio on 14 bittiä. Mittausalue on  $\pm 8192 \mu\text{V}$  EMG-mittauksissa. Laitteen tarkkuudet piikkiä kohden ovat  $\pm 2 \%$ , kun sisääntulojännite on pienempi kuin  $4000 \mu\text{V}$ , ja kun sisääntulojännite on tätä suurempi, laitteen tarkkuus on  $\pm 5 \%$ . Yhteisjännitevaimennussuhde eli CMRR on tyypillisesti 110 dB. EMG-mittausten tyyppinä voidaan käyttää raaka-EMG-, keskiarvoistettu EMG-, todellinen RMS- ja integraatio-EMG-mittauksia. Käytettäviä näytteenottotaajuuksia ovat 100, 250, 1000, 2000, 5000 ja 10 000 Hz. Laitteen EMG-mittausten kaistanleveys on 15-500 Hz. Tiedonsiirto tapahtuu USB- tai WLAN-yhteydellä. Lisäksi laitteen yhteydessä voidaan käyttää CF-muistikorttia. Laitteessa on videokuvauksen liittämiseen tarkoitettu triggerointi eli tahdistin, jonka avulla videokuva saadaan synkronoitua EMG-signaalin kanssa. Se on toteutettu isoloiduilla trigger in/out -liittimillä. Elektrodienvälineinä tulee käyttää Ambu Blue sensor type M-00-S -elektrodeja. (12, s. 30.)

Mittauksissa käytetyt sensorit olivat tiiviisti pakattuina ja hyvin säilytettyjä. Niiden malli on Ambu Blue Sensor M, Single patient use ECG Electrodes, M-00-S. Ne ovat valmistettu Malesiassa ja niiden ulkokuoren läpimitta on noin 325 mm:iä. Johtojen kiinnitys tapahtuu neppareilla. Sensorit sisältävät virran kulkua parantavaa geeliä. Jokaiselle testihenkilölle käytettiin uusia elektrodeja. Elekt-

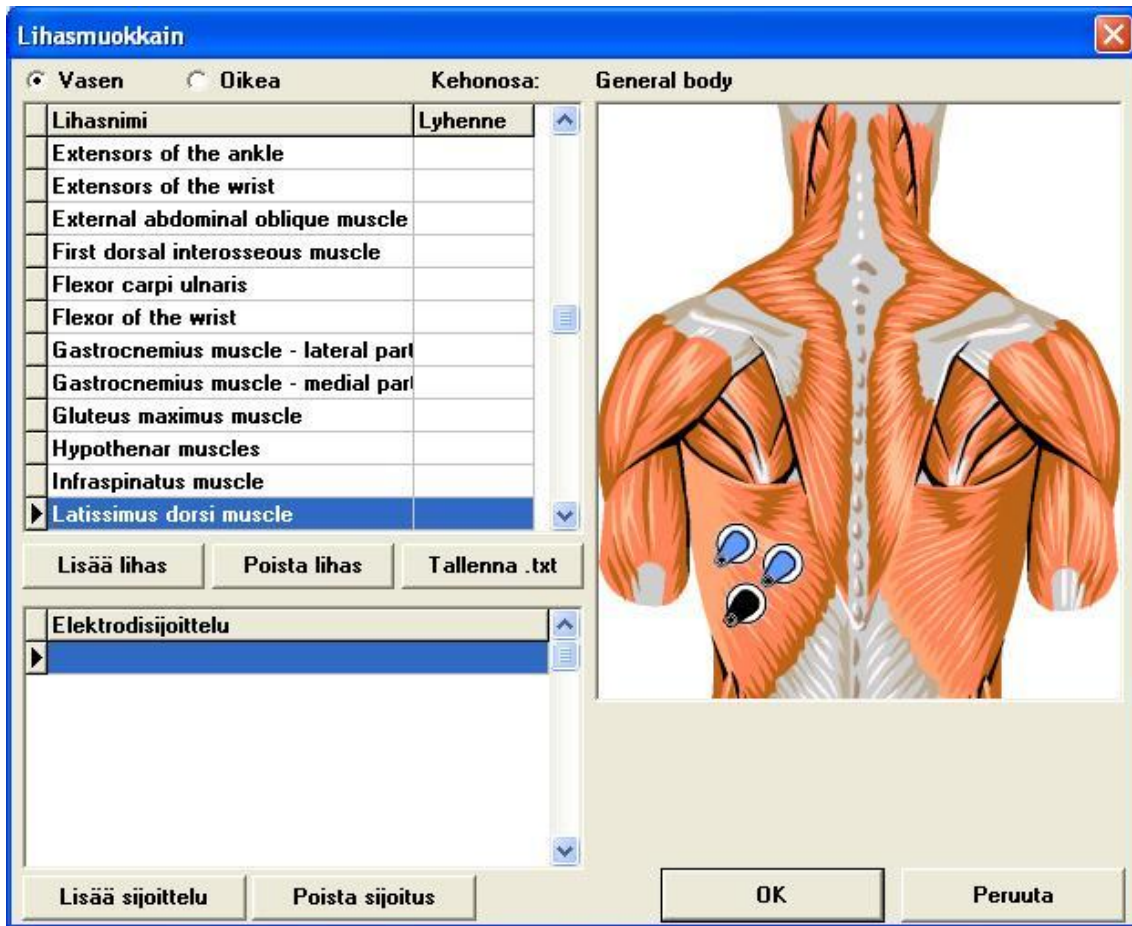
rodien keskusten välimatkaa ei mitattu, mutta elektrodien sijoittelu on toteutettu MegaWin-ohjelmiston ohjeiden mukaisesti. Johtoja ei teipattu kiinni testihenkilöiden ihoon, sillä mittalaite sijaitsi testattavan välittömässä läheisyydessä ja testihenkilö pysyi paikallaan mittausten ajan. Johdot liitettiin elektrodeihin niin, että johdon kiinnitys on elektrodin kielekkeen suuntaisesti.

EMG-laite oli yhdistettynä USB-yhteydellä Windows XP -käyttöjärjestelmän kannettavaan tietokoneeseen. Tietokoneella käytettiin mittaushjelmistoa. Ohjelmiston nimi on MegaWin. Ohjelmiston perustoimintoina ovat protokollaohjatut mittaukset, lihaskartat ja elektrodien sijoitusohjeet, ME6000-laitehallinta, potilas-tietokannan ylläpito, tuki lisäsignaaleille ja järjestelmille ja tiedostojen vienti eri muotoihin, kuten ASCII- ja Matlab-tiedostomuotoihin. Lisäksi ohjelmistolla voidaan tarkastella tuotuja ASCII-raportteja. Protokollan luonnissa voidaan käyttää pikaprotokollaa tai edistynyttä protokollaa. Valittavina ovat vapaat-, staattiset-, ja dynaamiset protokollat. Mittauksissa voidaan käyttää raaka- ja keskiarvoistettua EMG:tä. Lisäksi voidaan käyttää todellista ja integroitua RMS-mittausta. (12, s. 31.)

Ohjelmisto näyttää mitattavan signaalin reaaliaikaisesti näytöllä. Ohjelmistossa on myös reaaliaikainen FFT-monitori. Lisäksi mahdollista on biopalautteen monitorointi, mittausten numeeristen arvojen esitys, äänipalaute ja datan tuonti kenttämittauksista. Signaalin analysointimahdollisuudet ovat monipuoliset ja sisältävät kaikki EMG-signaalissa tarvittavat toiminnot. (12, s. 31.)

Työssä käytettiin kahta kanavaa, molemmille leveille selkälihakseille omaansa. Kanaville asetetut näytteenottotaajuudet olivat 1000 Hz. Laitetta käytettiin USB-yhteydellä. Triggeröintiä ei käytetty. Ohjelmistolla luotiin edistynyt protokolla, josta mittaus tarkennettiin kohdistuvaksi leveille selkälihakseille. Protokollanmuokkaus esitti myös elektrodien sijoittamisen keholle (kuva 12). Mittaukseksi valittiin reaaliaikainen mittaus ja muodoksi dynaaminen raaka-EMG. Mittauksia ei analysoitu MegaWin-ohjelmistolla, vaan ne tuotiin ASCII-muodossa ulos ohjelmistosta.





KUVA 12. MegaWin-ohjelmiston esittämä elektrodien sijoitus leveille selkälihaksille (13)

#### 4.2.2 Muu laitteisto ja välineistö

Tulosten analysointiin käytettiin kannettavaa tietokonetta, jossa on Windows 7 -käyttöjärjestelmä. Tällä tietokoneella toteutettiin mittaustulosten analysointi. Tähän tarkoitukseen käytössä oli Microsoft Excel -ohjelmisto Notepadin avustuksella. Lisäksi työhön käytettiin raportointiin ja muiden tekstien kirjoittamiseen Microsoft Word -ohjelmaa. Lisäksi tällä tietokoneella tutkittiin mittauksista kuvattuja videoita, jossa käytössä olivat BS-Player ja Windows Mediaplayer. Muita tällä tietokoneella käytettyjä ohjelmistoja ovat leikkaustyökalu, Paint ja Paint.net. Niitä käytettiin lähinnä kuvankäsittelyyn.

Tietokoneen kovalevyn toimintahäiriön vuoksi tämän tietokoneen korvasi työn loppuvaiheessa Windows Vista -käyttöjärjestelmän kannettava tietokone. Tällä

varakoneella tapahtui lähinnä työn lopullinen raportointi ja tulosten yhteenveto. Käytettyinä ohjelmistoina olivat Microsoft Word, Microsoft Excel ja Paint.

Mittausten kuvaamiseen käytettiin Canon Legria FS200 -videokameraa ja tämän kanssa kamerajalustaa. Videokuvaa ei yhdistetty mittauslaitteeseen. Videoiden muokkaaminen tapahtui Windows Elokuvatyökalulla. Lisäksi työssä on käytetty apuna Windows 7 -käyttöjärjestelmän pöytätietokonetta, skanneria ja tulostinta. Mittaustilanteissa käytettiin myös mittanauhaa ja teippiä. Ihon puhdistusainetta ja höylää ihokarvojen poistoon ei käytetty testihenkilöille. Henkilöväakaa ei käytetty eikä testihenkilöiden pituutta mitattu, vaan henkilötiedot perustuvat testihenkilöiden itse ilmoittamiin tietoihin.

Kuntosalilaitteina käytössä olivat kaksi ylätaljalaitteistoa kahdella eri kuntosalilla. Molempien näiden ylätaljalaitteistojen painopakkojen välitys on 5 kiloa. Molemmilla ylätaljalaitteistoilla käytettyjen tankojen paksuus on noin 2,8 cm, mutta tankojen profiili on erilainen. Tankojen profiilien vertailu on esitetty kohdassa 4.1.3 Testihenkilöiden perustietojen kartoitus. A-tangon ylätaljalaite on kangashihnavetoinen. B-tangon laitteessa vedonvälittäjänä on kumipintainen metallivaijeri.

### **4.3 Mittaustilanteet**

Mittaustilanteissa jokainen testihenkilö oli työn tekijän kanssa kahdestaan kuntosalitilassa. Ennen testihenkilön saapumista paikalle laitteisto ja välineistö käytiin läpi ja korjaukset tehtiin tarvittaessa. Ennen mittausten alkamista mittauksen eteneminen selitettiin testihenkilölle. Samalla opastettiin suoritettavat harjoitteet. Otelevydet ja otteen mallit opastettiin, mutta testihenkilö sai tehdä muuten liikkeen vapaasti ja omalla tyylillään. Lisäksi hän sai itse valita käytettävät painot. Sarjojen väliset tauot pidettiin niin pitkinä, kuin testihenkilö itse koki tarpeelliseksi. Lisäksi testihenkilölle annettiin aikaa lämmitellä keho ja selkälihakset. Lämmittelyssä testihenkilöt käyttivät muutamaa kevyttä sarjaa ylätaljavedossa vapaavalintaisella otetyylillä. Testihenkilö sai myös täytettäväkseen testihenkilölomakkeen, johon kirjattiin testihenkilön työlle merkittävät tiedot. Lisäksi testihenkilön hartioiden leveys mitattiin. Hartioiden leveys vaikutti käytettyihin otelevyksiin tangosta. Otelevydet merkittiin tankoon teipillä.

Testihenkilön leveiden selkälihasten päälle kiinnitettiin elektrodit ja laitteiston toiminta testattiin. Tämän jälkeen alkoi varsinainen mittausten teko. Niillä henkilöillä, jotka antoivat luvan videokuvaamiseen, videokamera kuvasi suoritusta muutaman metrin päästä selän takaa. Videokuvaa ei yhdistetty EMG-mittaukseen triggeröinnillä, vaan se on irrallinen osa aineistoa. Jokainen testihenkilö suoritti ensin 8–12 toiston sarjat eri liikkeillä, jonka jälkeen tehtiin samat liikkeet 12–15 toiston sarjoina. Näiden osioiden välissä oli 5–10 minuutin tauko. Liikejärjestyksenä oli leveä myötäote, kapea myötäote, kapea vastaote ja leveä myötäote niskan taakse. Vetoremmejä ei käytetty, mutta hanskoja ja apinaotetta oli luvallista käyttää. Mittauksissa käytetty EMG-datan kirjaamisen muoto oli dynaaminen raaka-EMG. Tätä käytettiin siksi, että suoritettavien liikkeiden lihastyömuoto on dynaaminen lihastyö ja koska raaka-EMG-data soveltuu hyvin jatkokäsittelyyn. Elektrodien sijoittamiseen käytettiin ohjelmiston antamaa ohjetta leveiden selkälihasten mittaamiseen.

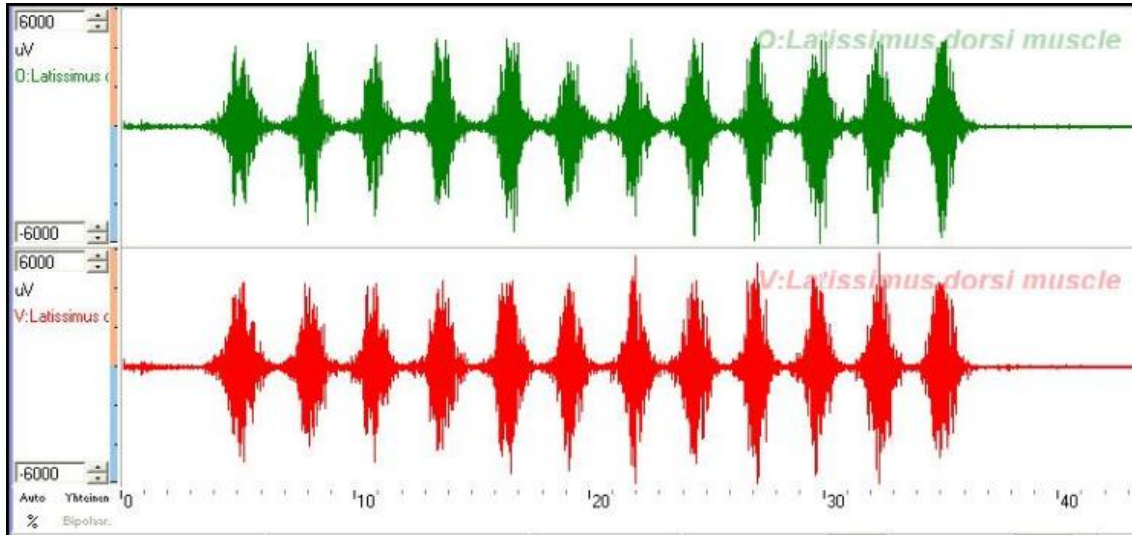
Kun mittaukset oli suoritettu, testihenkilöltä poistettiin elektrodit selästä. Testihenkilölle näytettiin hänen omien suoritustensa raaka-EMG-dataa ja videokuvaa. Tämän jälkeen testihenkilöä kiitettiin osallistumisesta ja testihenkilö poistui paikalta. Testihenkilö saa halutessaan omien mittausten tulokset työn valmistuksen jälkeen. Tässä testihenkilöille näytettävässä yhteenvedossa käydään henkilön tulokset läpi, ja niitä verrataan muiden testihenkilöiden tuloksiin ja kokonaistuloksiin.

#### **4.4 Mittausten analysointi**

##### **4.4.1 Signaaleiden tasasuuntaus**

Kun työssä käytetty mittausten datamuoto on Dynamic Raw EMG, eli dynaaminen raaka-EMG, on ensimmäiseksi tehtävä mittausarvojen tasasuuntaus. Raaka-EMG:n muoto on analogisesta signaalista digitaalseksi näytteistettyä ja digitaalisessakin muodossa näytepisteet saavat arvoja nollatason molemmin puolin. Tämä tarkoittaa sitä, että raaka-EMG signaali on ikään kuin sinisignaalin muotoista, joka sisältää myös paljon vaihtelua. Raaka-EMG -signaali näyttääkin kohinasignaaililta, mutta siitä on kuitenkin selvästi havaittavissa lihasten työn aiheuttamat piikit (kuva 13). Nämä piikit täytyy tasasuunnata nollatason positiiv-

viselle puolelle, jotta niitä voidaan tarkastella ja analysoida. Tasasuuntaus voidaan toteuttaa kahdella eri tavalla. Ensimmäinen tapa on poistaa kaikki negatiiviset arvot raaka-EMG-signaalista. Tässä kuitenkin poistuu puolet koko mitatusta datasta, joten järkevämpi vaihtoehto on peilata negatiiviset arvot positiiviselle puolelle. (1, s. 271–272.)

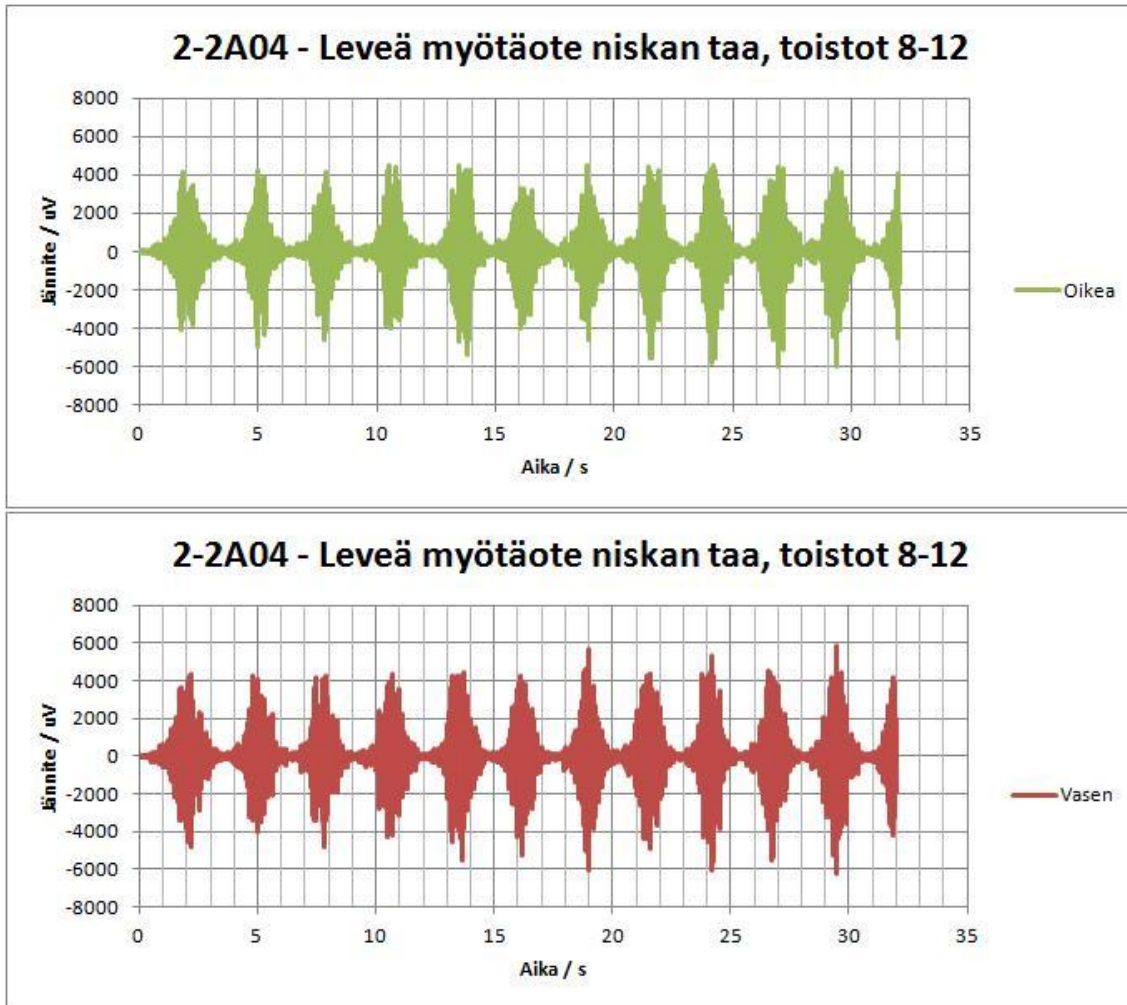


*KUVA 13. MegaWin-ohjelmiston tallentamaa raaka-EMG-dataa mittauksessa (13)*

Tässä työssä ei ole tehty mitään analyysia MegaWin-ohjelmistolla, vaan kaikki signaalinkäsittely on toteutettu Microsoft Excel -taulukko-ohjelmalla. MegaWin-ohjelmistossa mittauksien data on muutettu ASCII-tiedostoksi, joka on avattu tekstimuotoon Notepad-ohjelmassa ja tuotu siitä Exceliin. Tällöin mittauksen vasemman ja oikean leveän selkähäksen kanavat saadaan Excelissä omille sarakkeilleen. Excelissä tasasuuntaus on tapahtunut peilaamalla. Peilaaminen on kuitenkin suoritettu niin, että negatiivisten arvojen itseisarvoista ja positiivisista arvoista on laskettu jokaiselle merkittävälle aikapisteelle keskiarvotulos. Tuloksia on vertailtu huippuarvojen ja keskiarvotulosten pohjalta ja näissä molemmissa vertailuissa on peilattu erikseen merkittävien aikapisteiden tulokset. Esimerkiksi huippuarvojen analyysissa jokaiselle toistolle on etsitty negatiivinen ja positiivinen huippuarvo, jonka jälkeen negatiivinen arvo on muutettu itseisarvoksi ja sen jälkeen laskettu keskiarvo huippuarvolle. Tällöin negatiivinen ja po-

sitiivinen huippuarvo ei kuitenkaan välttämättä ole samalta aikapisteeltä peräisin, mutta kuitenkin samasta toistosta.

Ennen peilaamista on kuitenkin pitänyt löytää Excelliin tuodusta datasta ne kohdat, joissa toistot suoritetaan. Peilaamista ei siis ole tehty koko datalle, vaan vain merkittävillä aikapisteillä. Aikapisteet määrittyvät erikseen lasketun mittauksen ajan perusteella. ASCII-tiedoston mukana Excelliin ei tullut aikaleimoja, joten ne täytyi itse laskea Excelissä. Kun mittauksissa käytetty näytteenottotaajuus oli 1000 Hz, niin siitä pystyy laskemaan jokaiselle näytepisteelle aikaleiman. Tällöin näytepisteiden välinen aika on 0,001 sekuntia, jolloin yksi näyte otetaan 1000 kertaa sekunnissa. Kun aikaleimat on selvitetty, koko mitattu data piirretään kuvaajaan. Kuvaajan piirtyvästä datasta on kuitenkin leikattu pois alusta ja lopusta dataa, jossa ei työtä tehdä. Kuvaajasta on tämän jälkeen helppo selvittää ne ajankohdat, joissa toistot tapahtuvat. (Kuva 14.)



KUVA 14. Exceliin tuotua dataa kohdistettuna ja piirrettynä kuvaajaan

Kuvan 14 data on samasta mittauksesta kuin kuvan 13 data. Kuvassa 14 leikkautuu viimeinen toisto osittain pois. Tämä johtuu siitä, että kuvan kopioimisessa on käytetty Windows Vista -käyttöjärjestelmän Excel-versiota, jossa kuvaajaan voidaan piirtää maksimissaan 32 000 näytepistettä. Tässä mittauksessa näytepisteitä on kuitenkin 34 000 kappaletta. Alkuperäinen kuvaaja on piirretty Windows 7 Excel-versiossa, jolloin leikkautumista ei ollut. Leikkautuminen ei vaikuta tuloksiin, vaan ainoastaan kyseisen kuvan piirtämiseen, joten tuloksia voi tarkastella myös Vistan Excel-versiossa.

Kun toistojen ajankohdat saatiin selville, jokaisen toiston arvopisteet kopioitiin erilliseen taulukkoon. Tällöin saatiin toistot eriteltyä erillisiin ja toistoille omiin taulukkoihin. Toistoille laskettiin uudet aikaleimat, joka määrittää sen, kuinka suurta aluetta toiston ympäriltä tarkastellaan. Jokaisesta toistosta piirrettiin

myös oma kuvaaja, jolloin pystytään varmistumaan, että taulukossa oleva data on oikeasta kohdasta otettu ja toiston huippu suhteellisen keskellä taulukkoa. Toistot pyrittiin erittelemään niin, että yhden toiston kuvaajaan ja taulukkoon ei tule edellisen tai seuraavan toiston arvoja. Tätä kohdennusta tehdessä jouduttiin muokkaamaan toiston taulukkoa niin, että aikapisteitä otettiin vähemmän tarkasteluun. Tätä korjausta jouduttiin käyttämään siksi, että testihenkilöt ovat tehneet toistoja vaihtelevalla taajuudella. Tällöin toistojen välissä oleva aikajaksot on vaihteleva testihenkilöiden välillä ja myös henkilökohtaisissa tuloksissa eri variaatioiden välillä ja jopa toistojen välillä.

#### **4.4.2 Huippuarvo-EMG**

Huippuarvojen vertailussa laskettiin jokaisen toiston erittelytaulukosta suurin ja pienin arvo molemmille kanaville erikseen. Näin saadaan selville jokaiselle toistolle omat huippuarvonsa oikealle ja vasemmalle leveälle selkälihaksele. Tällöin on kyseessä vielä neljä arvoa, oikean puolen suurin ja pienin arvo ja vasemman puolen suurin ja pienin arvo. Suurin arvo on kanavan suurin positiivinen arvopiste ja pienin arvo on pienin negatiivinen arvopiste. Tässä työvaiheessa tapahtui peilaus nollatason positiiviselle puolelle. Peilaus tapahtui niin, että pienin arvo muutettiin itseisarvoksi ja tämän jälkeen laskettiin keskiarvo tästä itseisarvosta ja positiivisesta suurimmasta arvosta. Tällöin saatiin kaksi eri toiston huippuarvoa, omansa oikealle ja vasemmalle leveälle selkälihaksele. Tässä vaiheessa tuloksia ei vielä yhdistetty, koska myöhemmin haluttiin tarkastella eroa oikean ja vasemman puolen aktivaatiotasossa. Lopulta kerättiin tulokset yhteenvetotaulukkoon huippuarvoista, jossa näkyy jokaiselle toistolle huippuarvo kanavat eriteltynä. Lisäksi taulukkoon laskettiin huippuarvojen keskiarvo jokaiselle toistolle eli yhdistettiin oikea ja vasen puoli. Taulukkoon laskettiin myös kokonaiskeskiarvo, johon otettiin mukaan kaikki kyseisen variaation huippuarvot. (Kuva 15.)

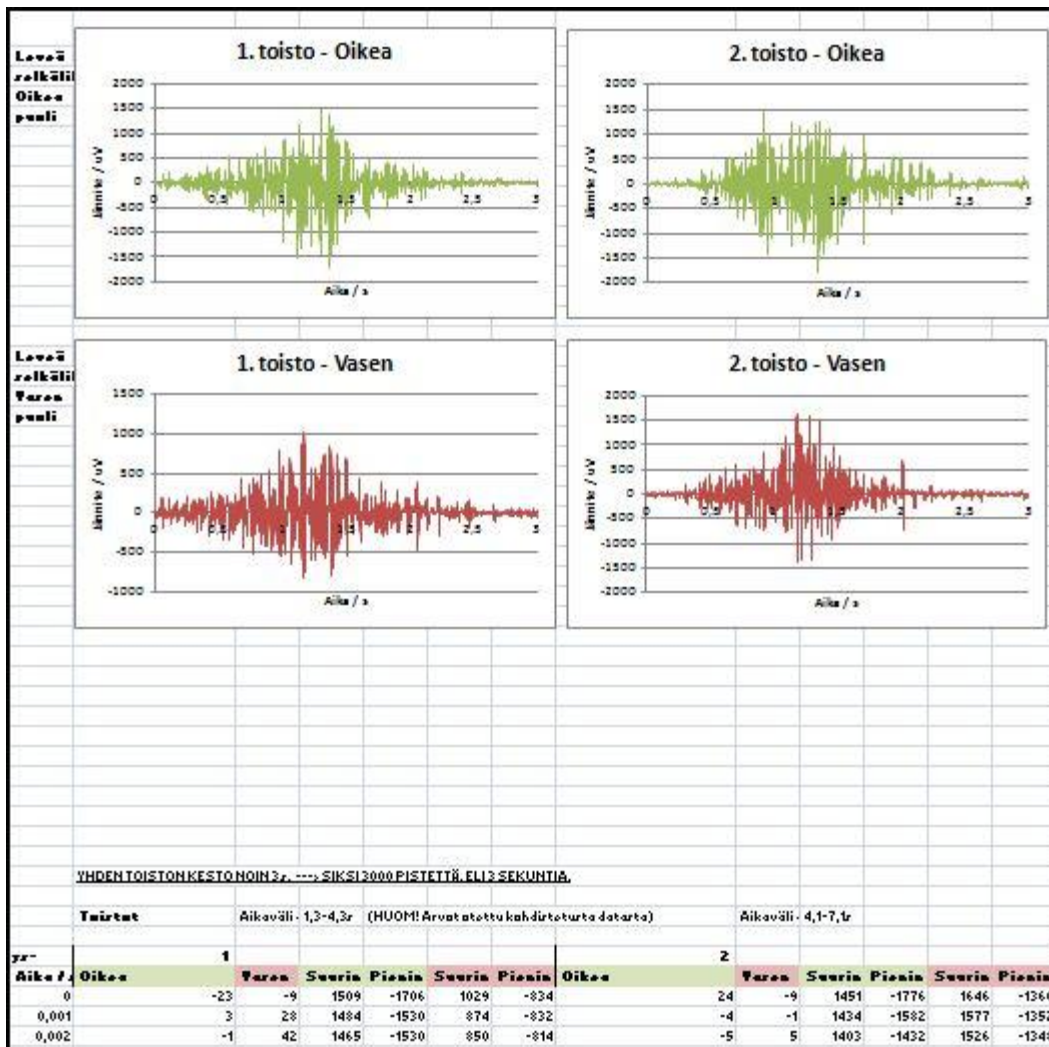
Huippuarvot						
Toistot	Oikea Jännite/uV		Vasen Jännite/uV		Kokonaiskeskiarvot huippuarvoista	
	Suurin	Pienin	Suurin	Pienin	Suurin	Pienin
1	1509	-1706	1029	-834	1269	-1270
2	1451	-1776	1646	-1360	1548,5	-1568
3	1647	-1860	1428	-1271	1537,5	-1565,5
4	1640	-2327	1745	-1568	1692,5	-1947,5
5	1891	-2167	1529	-1221	1710	-1694
6	1746	-1740	1389	-1325	1567,5	-1532,5
7	1859	-1816	1394	-1010	1626,5	-1413
8	1598	-2235	1988	-1881	1793	-2058
9	2489	-3259	1785	-1403	2137	-2331
10	1772	-2139	1767	-1286	1769,5	-1712,5
11	1987	-2051	2090	-1761	2038,5	-1906
12	2222	-2374	2344	-1670	2283	-2022
<b>KA=</b>	<b>1817,6</b>	<b>-2121</b>	<b>1677,8</b>	<b>-1383</b>	<b>1747,7</b>	<b>-1752</b>
Selvitetään viimeisen toiston keskiarvoinen huippuarvo:						
Suurin	2283					
Pienin	-2022					
Yhdistettynä:	2152,5					

KUVA 15. Testihenkilön huippuarvojen yhteenvetotaulukko leveällä myötäotteella 8–12 toiston sarjassa (kuva: Kalle Filppa)

Huippuarvojen erittelevissä taulukoissa on tärkeää, ettei toiston taulukkoon pääse edellisen tai seuraavan toiston huippuarvoa, sillä jos se on suurempi kuin kyseisen toiston huippuarvo, tulee huippuarvoksi väärän toiston arvo. Tällöin pienimmät ja suurimmat arvot lasketaan väärin. Tämän vuoksi kohdistus on tärkeää. (Kuva 16.) Lisäksi toistojen huippuarvot eivät välttämättä ole samalta aikaleimalta oikealla ja vasemmalla kanavalla, sillä siihen ei tässä signaalinkäsittelyssä pyritty, eikä huippuarvojen aikaleimojen erotusta selvitetty. Kanavan suurin ja pienin arvo eivät myöskään ole välttämättä toisistaan seuraavana olevat pienin ja suurin arvo, sillä siihen ei tässä käsittelyssä puututtu. Huippuarvojen selvityksellä haluttiin saada selville vain, mikä on huippuarvo missäkin tois-



tossa ja mikä on variaation huippuarvojen keskiarvo. Tätä toistojen huippuarvojen keskiarvoa käytettiin vertailussa muihin variaatioihin.



KUVA 16. Kuvakaappaus huippuarvoja määrittävästä Excel-työkirjasta. Yläosassa toistoille piirrettävät kuvaajat ja alaosassa toistojen taulukot (kuva: Kalle Filppa)

#### 4.4.3 Keskiarvo-EMG

Keskiarvo-EMG toteutetaan tasasuunnatulle signaalille ja siinä selvitetään amplitudien keskiarvo valitulta aikaväliltä. Tätä menettelyä käytetään yleensä silloin kun vertaillaan aktivaatiota eri liikkeiden välillä tai aktivaatiota liikkeen eri vaiheissa. Keskiarvo-EMG:n sanotaan olevan järkevää käyttää vain yksittäisen henkilön omista tuloksista ja samoilla elektrodiasetuilla. (1, s. 274.)

Tulosten mukaan suureen huippuarvoon voi päätyä terävällä ja nopealla aktiivoinnilla, mutta toiston alku ja loppu voivat olla tähän huippuarvoon verrattuna matalat. Tästä syystä toistojen keskiarvo antaa osuvamman kuvan siitä, kuinka hyvin leveät selkälihakset ovat aktivoituneet toiston aikana. Tässä työssä toteutettu keskiarvoistus on muunnelma keskiarvo-EMG:stä. Amplitudit joita tarkasteltiin, ovat peräisin eri variaatioiden raaka-EMG-datasta. Amplitudien käsittely määritettiin niin, että signaalin tuli ohittaa nollassa, jotta seuraavaksi suurin tai pienin arvopiste otettiin määrittämiseen mukaan. Kanavien positiivisia ja negatiivisia arvoja tarkasteltiin erikseen. Tällöin esimerkiksi oikean puolen kanavan positiivisten arvojen tarkastelussa otettiin huomioon vain ne amplitudin huiput, joiden välissä signaali oli käynyt nollassa. Tällöin signaalin pienet vaihtelut eivät tulleet tarkasteluun mukaan.

Keskiarvoistetussa toistojen tarkastelussa uuteen Excel-työkirjaan muovattiin tarkoitukseen sopiva taulukko, joka toimi ikään kuin ohjelmistona keskiarvo-EMG:n signaalinkäsittelylle. Siinä kopioitiin jokainen toisto kahdella kanavalla 3 sekunnin eli 3000 näytepisteen taulukkoon. Tämän jälkeen määritettiin kummaltakin kanavalta suurin ja pienin arvo. Positiivisten arvojen tarkastelussa tarkasteltiin dataa tämän suurimman arvon ympäriltä noin sekunnin ajan. Tämä tarkoittaa tarkastelua 0,5 sekuntia ennen suurinta arvoa ja 0,5 sekuntia suurimman arvon jälkeen. Taulukko otti tarkasteluun mukaan vain ne näytepisteet, jotka täyttivät kyseiset vaatimukset. Signaalin täytyi käydä nollassa ennen uuden arvopisteen ottamista ja arvopisteen etäisyys tuli olla  $\leq 0,5$  sekuntia huippuarvosta. Tämän jälkeen valitut arvopisteet siirrettiin suuruusjärjestyksessä uuteen sarakkeeseen.

Suuruusjärjestyssarakkeeseen tulivat 49 suurinta arvoa kyseisestä toistosta positiivisten arvojen tarkastelussa. Valittuja arvoja oli 49 kappaletta sen vuoksi, että jokaisen testihenkilön tuloksissa voitaisiin käyttää vakiomäärää arvopisteitä keskiarvon laskemiseen. Luku on pariton, koska mukaan tulee myös toiston huippuarvo. Huippuarvon lisäksi kerättiin 48 arvoa huippuarvon molemmin puolin. Keräilyn määrittämisellä haluttiin myös estää se, että mukaan keskiarvon laskemiseen tulisi arvoja 0. Arvo 0 pystyi kuitenkin tulemaan mukaan keskiarvon laskemiseen, jos testihenkilöllä ei ollut 49 kappaletta näitä vaatimuksia täyt-

täviä signaalin huippuja. Tällöin valittuja arvopisteitä oli esimerkiksi 45 kappaleta ja mukana laskennassa oli neljä nollaa. Tällainen tilanne muodostui silloin kun jännite oli jo siirtynyt niin lähelle nollalinjaa, ettei merkittäviä nollatason ylityksiä enää tullut. Tällaisessa tapauksessa jännite on jo muuttunut käytännössä nolnaan. 49 näytepisteen laskennassa pyrittiin siihen, että aktivaatio ehti laskea alle aktivaation puolivälin. Näistä 49 kappaleesta arvopisteitä laskettiin siis jokaiselle lopuksi keskiarvotulos koko otannalle. (Kuva 17.)

Positiiviset arvot:												
1. Toisto												Toiston Keskiarvo
Oikea												
Aika, jota tarkkaillaan huippuarvon molemmin puolin:	0,5 s		Haluttu aika-alue x - h.a. - x		Apusarakkeet				Ottaa jok: Piikin Huippuarvon			557,8571
Kuinka monta parasta arvoa lasketaan mukaan keskiarvoon:	(ei muuta mitään)		1,308		Katsoo onko pienempi kuin 0.	Tarkastaa takana olevia	Tarkastaa edessä olevia	Muuntaa epäodotet numeroiksi	Ottaa vain silloin, kun Signaali on käynyt no	Suodatus: Lisäsuod: Suuruusjä		
Järjestysluku	Jännite / uV	Oikea	Vasen	Kartoitus h.a. ajasta	Aika / s	1. Apu	2. Apu	3. Apu	4. Apu	Suodatus	Lisäsuod	Suuruusjä
1	-23	-9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1509
2	3	28	0	0,001	1	#ARVO!	0	0	1	0	0	1370
3	-1	42	0	0,002	0	0	0	0	0	0	0	1193
4	-19	45	0	0,003	0	0	0	0	0	0	0	1152
5	-34	39	0	0,004	0	0	0	0	0	0	0	936
6	-39	33	0	0,005	0	0	0	0	0	0	0	911
7	-39	14	0	0,006	0	0	0	0	0	0	0	871
8	-39	4	0	0,007	0	0	0	0	0	0	0	865
9	-24	-13	0	0,008	0	0	0	0	0	0	0	863
10	-23	-19	0	0,009	0	0	0	0	0	0	0	853
11	-15	-38	0	0,01	0	0	0	0	0	0	0	823
12	-5	-51	0	0,011	0	0	0	0	0	0	0	766
13	-17	-64	0	0,012	0	0	0	0	0	0	0	736
14	-7	-62	0	0,013	0	0	0	0	0	0	0	694
15	-5	-40	0	0,014	0	0	0	0	0	0	0	683
16	-5	-5	0	0,015	0	0	0	0	0	0	0	676
17	-15	10	0	0,016	0	0	0	0	0	0	0	582
18	-24	21	0	0,017	0	0	0	0	0	0	0	564
19	-5	14	0	0,018	0	0	0	0	0	0	0	562
20	-19	18	0	0,019	0	0	0	0	0	0	0	560
21	-33	6	0	0,02	0	0	0	0	0	0	0	528
22	-13	15	0	0,021	0	0	0	0	0	0	0	522
23	-9	1	0	0,022	0	0	0	0	0	0	0	487
24	-17	-32	0	0,023	0	0	0	0	0	0	0	482
25	-24	-28	0	0,024	0	0	0	0	0	0	0	466
26	-22	-36	0	0,025	0	0	0	0	0	0	0	463

KUVA 17. Keskiarvo-EMG:n suorittamiseen käytetty Excel-taulukko. Punaisella nuolella merkitty 49 näytepisteen sarake ja kokonaiskeskiarvon ruutu toistolle. Sama datankäsittely toteutettiin myös negatiivisille arvoille ja koko vasemmalle kanavalle. (kuva: Kalle Filppa)

Sama 49 näytepisteen signaalinkäsittely toistettiin myös saman kanavan negatiiviselle puolelle ja samoin myös toiselle kanavalle positiiviselle ja negatiiviselle puolelle. Lopuksi näistä jokaisen toiston keskiarvotuloksista laskettiin vielä yhteinen keskiarvo eli negatiiviset arvot peilattiin positiiviselle puolelle. Tämä ta-

pahtui taas niin, että negatiivisen puolen keskiarvotulos muutettiin itseisarvoksi ja itseisarvosta laskettiin positiivisen puolen kanssa keskiarvo. Tällöin saatiin keskiarvoistettujen toistojen yhteenvetotaulukko jokaiselle toistolle oma keskiarvotuloksensa kummallekin kanavalle erikseen. Taulukkoon laskettiin myös yhteinen keskiarvotulos, jossa vasenta ja oikeaa leveää selkähasta ei ole eritelty. Lopuksi laskettiin vielä keskiarvo, joka yhdistää toistot yhdeksi kokonaiseksi variaation keskiarvotulokseksi. (Kuva 18.) Tätä variaation kokonaiskeskiarvotulosta verrattiin muihin variaatioihin. Tällöin laskennassa oli mukana tehtyjen toistojen määrästä riippuen 8–15 kpl toistoja, joissa jokaisessa on 4 x 49 näytepistettä laskettuna yhdelle variaatiolle. Tällöin laskettavien näytepisteiden kokonaismääräkin oli 1568–2940 kpl, joten esimerkiksi neljän ruudun vaikutus lopulliseen tulokseen oli pieni.

Keskiarvoistettujen toistojen kokonaiskeskiarvot							
		Suurin	Pienin				
Oikea		672,995	-767,342				
Vasen		593,872	-503,726				
Kokonaiskeskiarv.		633,434	-635,534				
Vertaa suorituksen toistoja keskenään. Millä toistolla on suurin yhteenlaskettu jännite ja miten muut toistot sijoittuvat siihen nähden.							
Toisto	Oikea			Vasen		Oikea ja vasen puoli yhdistettynä	
	%	Keskiarvoinen kokonaisjännite/uV	%	Keskiarvoinen kokonaisjännite/uV	%	Kokonaisjännite/uV	
1	63,0433	1180,78	58,4962	781,449	62,2727	1962,22	
2	65,8425	1233,2	82,1766	1097,8	73,976	2331	
3	70,8646	1327,27	73,8325	986,327	73,4236	2313,59	
4	70,1869	1314,57	79,5597	1062,84	75,4488	2377,41	
5	73,3326	1373,49	81,9566	1094,86	78,3348	2468,35	
6	85,6192	1603,61	79,4146	1060,9	84,5602	2664,51	
7	76,2048	1427,29	69,39	926,98	74,7144	2354,27	
8	76,5415	1433,59	91,303	1219,71	84,2047	2653,31	
9	83,5881	1565,57	83,7578	1118,92	85,1943	2684,49	
10	80,4489	1506,78	90,3848	1207,45	86,138	2714,22	
11	77,1474	1444,94	100	1335,9	88,2519	2780,84	
12	100	1872,96	95,6706	1278,06	100	3151,02	

KUVA 18. Toistojen keskiarvo-EMG -tulosten yhteenvetotaulukko erään testihenkilön 8–12 toiston sarjasta (kuva: Kalle Filppa)

Keskiarvoistettujen toistojen selvityksessä oli myös tärkeää, ettei toistojen eritte-lytaulukoihin päässyt mukaan edellisen tai seuraavan toiston suuria arvoja. Suuret arvot olisivat sekoittaneet kohdetoiston tulokset. Osalla testihenkilöistä toistojen suorittamisen taajuus oli niin suuri, että edellinen ja seuraava toisto jouduttiin eliminoimaan toiston datasta kokonaan lisäämällä vaadittava määrä nollija halutuille alueille manuaalisesti. Tällöin laskenta saatiin toimimaan oikein. Samaa menettelyä jouduttiin käyttämään niin huippuarvoja laskiessa, kuin myös keskiarvoistettuja toistoja laskiessa.

#### **4.4.4 Tulosten normalisointi yhteenvettoa varten**

Koska jokaista variaatiota tehtiin mittauksissa 8–12 toiston ja 12–15 toiston sarjat, käsiteltiin jokainen variaatio kaksi kertaa huippuarvo-EMG:n ja keskiarvo-EMG:n perusteella. Tällöin saatiin molemmille sarjapituuksille omat tuloksensa. Tässä vaiheessa tulosten mittayksikkönä oli vielä mikrovoltti.

Jotta tuloksia voisi vertailla eri variaatioiden ja testihenkilöiden kesken, täytyy ne muuttaa prosenttiyksiköiksi. Tällä toimenpiteellä halutaan saada arvot vertailta-vaan muotoon. Tämä tapahtuu vertaamalla yksittäisiä variaatioiden jännitteitä vertailuarvoon. Yksi tapa vertailuarvon tuottamiseen on laskea testihenkilön kaikkien tulosten keskiarvojännite. Tämän jälkeen keskiarvojännite saa arvon 100 %. Mitattuja tuloksia verrataan sen jälkeen tähän keskiarvojännitteeseen ja muodostetaan jokaiselle suuruutta vastaava prosenttiarvo suhteessa keskiar-voon eli 100 %:iin. Tämän jälkeen tuloksia voidaan verrata keskenään. (1, s. 276.)

Testihenkilöille tehtiin jokaiselle kolme lopullista yhteenvetotaulukkoa. Ensimmäiseen yhteenvetotaulukkoon yhdistettiin testihenkilön huippuarvotulokset eri sarjapituuksilta. Yhdistäminen tapahtui keskiarvon laskemisella kahden toisto-alueen tuloksista. Tämä tapahtui jännitearvoista laskemalla. Tällöin päädyttiin yhteen variaation huippuarvotulokseen. Kun sama yhdistäminen laskettiin jokai-selle neljälle variaatiolle, laskettiin kaikkien variaatioiden keskiarvojännite. Tätä keskiarvojännitettä käytettiin kyseisen testihenkilön vertailuarvona. Kaikkia nel-jää variaatiota verrattiin tähän keskiarvoon. Vertailutulos määritettiin 100 %:iin ja variaatioiden tulokset saivat omaa jännitettä vastaavan prosenttiyksikköarvon

suhteessa vertailuarvoon. Sama toiminto tehtiin myös keskiarvoistetuille toistoille toiseen taulukkoon. Lopuksi tehtiin vielä kolmas taulukko, jossa laskettiin huippuarvojen ja keskiarvoistettujen toistojen tuloksien keskiarvo prosenttiyksiköistä. Tällöin saatiin aikaan prosentuaalinen tulos suhteessa variaatioiden keskiarvoon, jossa otettiin huomioon huippuarvo-EMG ja keskiarvo-EMG. Näitä prosenttiyksikkötuloksia verrattiin testihenkilöiden kesken. Jokaisella testihenkilöllä oli siis käytössä oma henkilökohtainen tulosten keskiarvo, johon variaatioita verrattiin.

Testihenkilöille tehtiin myös testihenkilön tulosten yhteenvetotaulukot joihin kerättiin kaikki testihenkilön tiedot ja lopulliset tulokset. Lisäksi näihin taulukoihin laskettiin painoindeksi ja rasvaprosentti. Taulukot sisältävät tulokset huippuarvo-EMG:n ja keskiarvo-EMG:n yhdistelmänä eli kokonaistuloksena. Tämän lisäksi taulukot sisältävät vielä kokonaistulokset eriteltyinä kahdelle eri toistoalueelle. Taulukoihin laskettiin lisäksi pienimmän ja suurimman tuloksen erotus. Tämä vaihteluvälin suuruus kertoo parhaiten aktivoivan ja huonoiten aktivoivan variaation erotuksen. Lisäksi taulukot sisältävät kokonaistuloksista selvitetyn tiedon leveiden selkähasten aktivaatiotasapainosta. Tätä kuvataan prosenttiarvoina, kummankin puolen yhdessä ollessa 100 %. Tällä tarkoitetaan sitä, kuinka tasapuolisesti testihenkilö työskentelee vasemmalla ja oikealla raajalla ja leveällä selkähaksella. Testihenkilöyhteenvetotaulukot, 12 kpl, on lisätty työn liitteisiin (liite 5).

## **4.5 Tulokset**

### **4.5.1 Testihenkilöt**

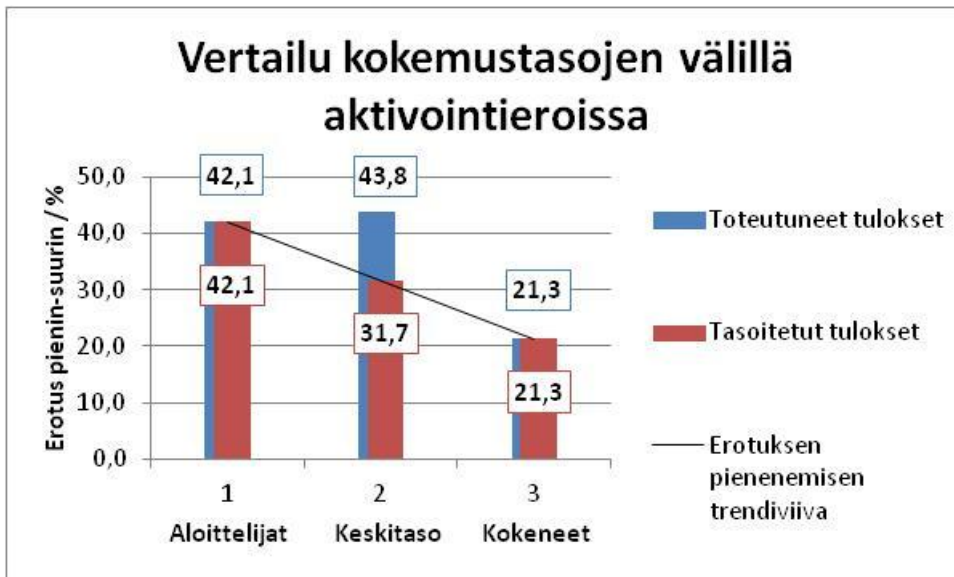
Testihenkilöiden keskipituus on 172 cm ja -paino 72,5 kg. Testihenkilöiden BMI eli painoindeksi on 24,3 kg/m<sup>2</sup>. Tämä tarkoittaa sitä, että keskiarvotestihenkilö on tavoitepainossa. Testihenkilöiden iän keskiarvo testihetkellä oli 22,5 vuotta. Testihenkilöt olivat 20–26 -vuotiaita ja salikokemusta heillä oli 0–12 vuotta. (Taulukko 2.)

TAULUKKO 2. Testihenkilöiden tietojen yhteenveto, testihenkilöt ovat profiileiltaan hyvin samankaltaisia

Testihenkilöiden tiedot:										
	Ikä	Ikä- Keskiarvo jakauma	Pituus Keskiarvo	Paino Keskiarvo	BMI Keskiarvo	Rasva % Keskiarvo	Käytetty paino 1 RM :stä / %		Ero pienin- suurin/%	
	vuotta	vuotta	cm	kg	kg/m <sup>2</sup>	%	8-12	12-15		
<b>Yhdistetty</b>	22,5	20-26	172	72,5	24,3	23,5	45,2	40,0	35,7	
Aloit.	22,8	21-24	172	69,1	23,5	22,7	45,2	41,3	42,1	
Kesk.	23,0	22-26	171	73,5	24,8	24,2	40,0	35,2	43,8	
Kok.	21,8	20-24	174	74,8	24,6	23,7	50,4	43,4	21,3	
<b>Miehet</b>	Yhd.	23,2	21-26	179,83	82,0	25,3	19,50	49,10	43,9	17,7
Aloit.	22,5	21-24	180,50	73,5	22,6	16,14	48,18	46,9	30,8	
Kesk.	24,0	22-26	177,00	85,0	26,9	21,62	41,64	35,9	7,3	
Kok.	23,0	22-24	182,00	87,5	26,4	20,75	57,49	48,9	15,0	
<b>Naiset</b>	Yhd.	21,8	20-24	164,42	62,9	23,3	27,56	41,27	36,0	53,8
Aloit.	23,0	22-24	163,00	64,8	24,4	29,22	42,23	35,7	53,3	
Kesk.	22,0	22	165,25	62,0	22,6	26,80	38,29	34,5	80,4	
Kok.	20,5	20-21	165,00	62,0	22,8	26,64	43,27	37,9	27,6	

Työhön osallistuneet testihenkilöt ovat kaikki nuoria ja suhteellisen hyväkuntoisia. Erot kokemustasojen välillä eivät ole suuret niin salikokemuksessa, kuin kaikissa tuloksissakaan. Eroja on kuitenkin havaittavissa varsinkin sukupuolten välillä. Päälinjana tuloksissa on se, että naisilla parhaiten aktivoivan ja huonoiten aktivoivan variaation vaihteluvälin suuruus on huomattavasti suurempi kuin miehillä. Samoin myös aloittelijoilla erot ovat suuremmat kuin kokeneilla. Tätä samaa linjaa seuraa kaikki tulokset kahta poikkeusta lukuun ottamatta. Toinen poikkeus on keskitasoisten naisten tulos, joka on huomattavasti suurempi kuin aloittelijanaissilla. Tämä suuri ero tulee toisen keskitasoisen naisen tuloksista, mutta koska testihenkilöitä on verrattain vähän, vaikuttaa se paljon lopullisiin tuloksiin. Toinen poikkeus on keskitason miehiltä. Heillä erotus on pienempi kuin kokeneilla miehillä. Nämä tulokset eivät kuitenkaan kumoakaan, ja lopullinen, molempien sukupuolien yhdistetty erotus on nähtävillä kuvassa 19. Tulokset mukailevat trendiä, jos tämän yksittäisen naisen poikkeuksellisen suuri erotus jätetään pois vertailusta. Poistamisen perusteena on erotuksen poikkeuksellinen suuruus suhteessa erotusten trendiin. Tällä haetaan sitä, että jos testihenkilöotos olisi ollut suurempi, tällaiset yksittäiset poikkeukset eivät vaikuttaisi niin paljoa lopulliseen parhaimman ja huonoimman aktivaation erotuksen laskemiseen eri kokemustasoille. Tämän poikkeuksellisen suuren erotuksen omaavan testihenkilön tulokset ovat kuitenkin mukana kaikissa tä-

män työn tulosten vertailuissa. Ainoa seikka, johon tämä poisjättäminen vaikuttaa, on johtopäätös, että salikokemuksen lisääntyessä erot variaatioiden välillä pienevät.



*KUVA 19. Parhaiten ja huonoiten aktivoivan variaation erotus eri kokemustasoilla, mukana kaikki testihenkilöt. Tasoitus tarkoittaa, että trendiviiva on vedetty aloittelijoiden tulosten ja kokeneiden tulosten välille, jolloin keskitasoisten tulisi sijoittua näiden tulosten väliin (kuva: Kalle Filppa)*

Kokeneilla testihenkilöillä erotus parhaiten ja huonoiten aktivoivan variaation välillä on lähes 50 % pienempi kuin aloittelijoilla. Tämä vaihteluvälin suuruus kaikkien testihenkilöiden keskiarvona on 35,7 %. Testihenkilöt käyttivät keskiarvoltaan 8–12 toiston sarjoissa 45,2 %, ja 12–15 toiston sarjoissa 40 %, 1 RM -painosta.

Testihenkilöiltä voidaan tarkastella myös leveiden selkälihasten aktivoinnin tasapainoa. Osa testihenkilöistä pääsee oikean ja vasemman leveän selkälihakseen tasapainossa lähelle 50/50-tulosta. Ne henkilöt, joilla tasapainoeroa esiintyy, tekevät enemmän työtä toisella raajalla ja selän puolella. Testihenkilöt ovat pääsääntöisesti oikeakätisiä, mutta vaihtelua tasapainon välillä on molemmille puolille. Vasemman puolen suurempaa aktivaatiota voi selittää se, että heikompi puoli joutuu aktivoitumaan suuremmin, jotta pystyy samaan työhön kuin vahvempi puoli. Toisaalta jos testihenkilön käskytyksellä heikompi puoli toimii



huonommin, tekee vahvempi puoli suuremman osan työstä ja aktivoituu siksi suuremmin. Suurin ero tasapainossa on 30/70 %. Tämä henkilö on oikeakätinen ja kertoi itse, että hänellä on vasemmassa käsivarressa ja hartiassa jonkinlaista liikkuvuusrajoitetta, eikä hän saa kohdistusta tuntumaan vasemman puolen leveään selkälihakseen. Tämä näkyi selvästi hänen tuloksissaan, joissa oikea puoli tekee 70 % koko työstä. Näyttäisikin siltä, että jos toisen puolen nivelissä on liikkuvuusrajoitteita, kohdelihasta ei päästä aktivoimaan samalle tasolle vastakkaisen puolen kanssa.

#### 4.5.2 Tulosten yhteenveto

**Paremmuusjärjestys** on yksi tapa tutkia tuloksia. Kun tuloksia verrataan toisiinsa niiden paremmuusjärjestyksen mukaan, ovat tulokset ristiriitaiset. Paremmuusjärjestyksen tulosten keskiarvona leveä myötäote on tehokkaimmin leveitä selkälihaksia aktivoiva variaatio. Tämä tarkoittaa sitä, että suurella osalla testihenkilöistä leveä myötäote oli joko parhaiten tai toiseksi parhaiten aktivoiva variaatio. Kuitenkin suurimmalla osalla testihenkilöistä parhaana variaationa on leveä myötäote niskan taakse. Leveä myötäote niskan taakse oli myös kolmella henkilöllä huonoiten aktivoiva variaatio, kun taas leveä myötäote ei ollut kenelläkään henkilöllä huonoin. Selvää on kuitenkin se, että näiden tulosten pohjalta leveät oteleveydet aktivoivat leveitä selkälihaksia paremmin kuin kapeat, ja myötäote paremmin kuin vastaote. (Taulukko 3.)

TAULUKKO 3. Variaatioiden paremmuusjärjestys

Paremmuusjärjestysyhteenveto																			
	Aloittelijat				Keskitaso				Kokeneet				Laskenta						
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1. / kpl	2. / kpl	3. / kpl	4. / kpl	Keskiarvo	Moodi	Mediaani
	1-1A01	1-2A02	1-3B07	1-4B08	2-1A03	2-2A04	2-3B09	2-4B10	3-1A05	3-2A06	3-3B11	3-4B12							
<b>Leveä myötäote</b>	2	2	2	2	2	1	2	2	1	1	2	3	3	8	1	0	<b>1,8</b>	<b>2</b>	<b>2,0</b>
<b>Kapea myötäote</b>	3	1	3	3	3	3	3	3	3	3	3	1	2	0	10	0	<b>2,7</b>	<b>3</b>	<b>3,0</b>
<b>Kapea vastaote</b>	4	3	4	4	1	4	4	4	2	4	4	4	1	1	1	9	<b>3,5</b>	<b>4</b>	<b>4,0</b>
<b>Lev. Myöt. Nisk. T.</b>	1	4	1	1	4	2	1	1	4	2	1	2	6	3	0	3	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>1,5</b>

**Vertailuarvoon suhteutetut tulokset** tarkoittavat tulosten muuntamista sellaiseen muotoon, että tuloksia voidaan tarkastella myös eri testihenkilöiden kesken. Tämä toteutetaan niin, että jokaiselle testihenkilölle lasketaan omien tulosensa keskiarvo ja määritetään se 100 %:iin. Tämän jälkeen eri variaatioiden tulosta verrataan tähän keskiarvotulokseen. Tällöin tuloksia voidaan vertailla testihenkilöiden kesken luotettavammin. (1, s. 276.)

Tästä toimenpiteestä on tarkempi läpivienti kohdassa 4.4.4 Tulosten normalisointi yhteenvetoa varten. Näihin testihenkilöiden keskiarvoihin verratessa tehokkain variaatio on leveä myötäote niskan taakse. Tämän lisäksi leveä myötäote ylittää tuloksessa yli 100 prosentin. Näiden tulokset ovat pyöristettyinä 116 % ja 105 % vertailuarvosta. Kapea myötäote ja kapea vastaote puolestaan ovat 94 % ja 86 %. (Taulukko 4.) Jokaisella kokemustasoryhmällä variaatioiden paremmuusjärjestys näin laskettuna on leveä myötäote niskan taakse, leveä myötäote, kapea myötäote ja viimeisenä kapea vastaote (liite 1).

*TAULUKKO 4. Jokaisen variaation tulokset, kun vertailuarvo, 100 %, on jokaisen testihenkilön henkilökohtaisten tulosten keskiarvo*

Yhteenveto testihenkilöiden henkilökohtaisiin keskiarvoihin verraten / %														
	Aloittelijat				Keskitaso				Kokeneet				Laskenta	
	1 1-1A01	2 1-2A02	3 1-3B07	4 1-4B08	5 2-1A03	6 2-2A04	7 2-3B09	8 2-4B10	9 3-1A05	10 3-2A06	11 3-3B11	12 3-4B12	Keskiarvo	Suuruusjärjestys
<b>Leveä myötäote</b>	103,41	102,82	121,96	109,56	103,31	109,32	91,88	109,91	106,20	107,57	94,34	98,03	<b>104,86</b>	<b>2</b>
<b>Kapea myötäote</b>	96,58	106,10	76,28	91,88	99,91	95,35	69,53	103,29	100,05	97,70	88,97	104,66	<b>94,19</b>	<b>3</b>
<b>Kapea vastaote</b>	76,71	100,06	68,31	78,51	105,64	92,12	63,09	69,25	100,88	90,87	86,01	94,19	<b>85,47</b>	<b>4</b>
<b>Lev. Myöt. Nisk. T.</b>	123,30	91,03	133,45	120,05	91,14	103,22	175,49	117,55	92,86	103,86	130,68	103,12	<b>115,48</b>	<b>1</b>

Taulukossa 2 on laskettu erotus suurimman ja pienimmän välillä niin, että jokaiselle testihenkilölle on laskettu oma erotus. Suurimman ja pienimmän erotuksella tarkoitetaan tässä yhteydessä parhaiten aktivoivan ja huonoiten aktivoivan variaation tulosten eroa ja se esitetään prosenttiyksikköinä. Suurimman ja pienimmän erotus näyttää, montako prosenttiyksikköä huonoiten aktivoiva variaatio on huonompi kuin parhaiten aktivoiva. Tämän jälkeen kahden samaa sukupuolta ja samaa kokemustasoa olevan henkilön erotuksista on laskettu keskiarvo

henkilön tasoa ja sukupuolta vastaavaan ruutuun. Tällöin saadaan esimerkiksi aloittelijamiesten vaihteluvälin pituuden keskiarvo. Sama lasketaan myös aloittelijanaishenkilöille, jonka jälkeen lasketaan yhteinen aloittelijoiden vaihteluvälin pituuden keskiarvo. Tällöin saadaan selville, kuinka suuri vaihteluväli aloittelijoilla oli testeissä keskiarvolta. Liitteiden 1 ja 2 taulukoissa puolestaan on laskettu ensin keskiarvot eri variaatioille. Tämän jälkeen on laskettu näistä kahden (liite 1) tai neljän (liite 2) henkilön keskiarvotuloksista vaihteluvälin suuruus. Kun laskutoimituksen järjestys on eri, tulokset ovat eriävät. Tässä työssä keskitytään järjestykseen, jossa ensin lasketaan henkilökohtainen vaihteluvälin suuruus ja tämän jälkeen keskiarvo näille henkilökohtaisille vaihteluvälien suuruuksille.

Taulukko 3 pohjautuu testihenkilöiden henkilökohtaisiin variaatioiden tuloksiin. Taulukko 4 puolestaan perustuu myös näihin henkilökohtaisiin tuloksiin, mutta loppuun lasketaan kaikkien testihenkilöiden yhteiset keskiarvotulokset eri variaatioille ja näiden paremmuusjärjestys. Taulukosta 4 on johdettu liitteiden 1 ja 2 taulukot, joten niissä esiintyvä laskujärjestys vaihteluvälien suuruuksille on tästä syystä eri kuin taulukossa 2.

#### **4.5.3 Tulokset eri kokemustasoilla**

Aloittelijoilla erot variaatioiden välillä ovat suuret. Aloittelijoiden tulokset ovat kuitenkin eniten yksimielisiä variaatioiden paremmuusjärjestyksestä. 75 % aloittelijoista sai parhaan aktivaation aikaiseksi leveällä myötäotteella niskan taakse. Kaikilla aloittelijoilla toiseksi parhaiten aktivoi leveä myötäote. Kapea myötäote oli kolmannella sijalla 75 %:lla aloittelijoista ja samoin myös kapea vastaote oli neljäntenä 75 %:lla aloittelijoista. (Taulukko 3.) Leveällä myötäotteella keskiarvotulos on 109 %, kapealla myötäotteella 93 %, kapealla vastaotteella 81 % ja leveällä myötäotteella niskan taakse 117 % suhteessa henkilökohtaisiin variaatioiden keskiarvoihin (100 %) (liite 1). Aloittelijoilla vaihteluvälin suuruus parhaimman ja huonoimman variaation välillä on 42,1 % (taulukko 2).

Keskitasoisilla testihenkilöillä parhaiten ja huonoiten aktivoivan variaation välisen vaihteluvälin suuruus on ristiriitainen. Miehillä tulos on pieni, vain 7,3 prosenttiyksikköä. Naisilla taas tulos on suuri, 80,4 prosenttiyksikköä. (Taulukko 2.) Jos tasoerojen vaihteluväli variaatioissa olisi tasaisesti pienenevä kokemusta-

son noustessa, tulisi keskitasoisten miesten vaihteluvälin suuruus olla luokkaa 22,9 % ja naisten 40,5 %. Todellisuudessa jokainen testihenkilö on kuitenkin yksilö ja tulokset sen mukaisia. Tulosten valossa voidaan todeta, että vaikka salikokemusta on vähemmän ja saliharjoittelu ei ole niin tavoitteellista kuin korkeammalla kokemustasolla, voi yksittäisillä henkilöillä olla parempi leveiden selkähasten aktivaatiokyky eri variaatioissa. Tulosten mukaan kyky tasaisuuteen voi olla myös heikompi kuin alemmalla kokemustasolla. Tuloksiin vaikuttavat suuresti yksittäiset testihenkilöt, sillä testihenkilöiden kokonaismäärä on vain 12 kappaletta. Keskitasoisista testihenkilöistä puolella oli parhaana variaationa leveä myötäte niskan taakse ja he ovat molemmat naisia. Leveä myötäte oli 75 %:lla keskitasoisista toiseksi parhaana variaationa. Kapea myötäte oli kaikilla keskitasoisilla kolmantena ja kapea vastaote oli kolmella viimeisenä, mutta yhdellä ensimmäisenä. (Taulukko 3.) Keskitasoisilla leveä myötäte sai pyöristettynä keskiarvotuloksen 104 %, kapea myötäte 92 %, kapea vastaote 83 % ja leveä myötäte niskan taakse 122 % suhteessa henkilökohtaisiin variaatioiden keskiarvoihin (100 %) (liite 1).

Kokeneilla testihenkilöillä vaihtelua variaatioiden välillä oli vähiten. Vaihteluvälin suuruus kokeneilla on vain 21,3 %. (Taulukko 2.) Vaihtelua on kuitenkin testihenkilöistä eniten siinä, mikä on variaatioiden paremmuusjärjestys. Kokeneista testihenkilöistä vain kahdella henkilöillä oli sama variaatio parhaana variaationa ja he ovat molemmat miehiä. Kyseessä on leveä myötäte, joten tulos on eri verrattuna aloittelijoihin ja keskitasoon. Kokeneilla testihenkilöillä leveä myötäte niskan taakse oli puolestaan 50 %:lla toiseksi parhaana. Kokeneista 75 %:lla kolmanneksi parhaana variaationa oli kapea myötäte ja samoin 75 %:lla huonoimpana oli kapea vastaote. Näin ollen kaikkien kokemustasojen kesken voi olla yhtä mieltä siitä, että kapea vastaote aktivoi leveää selkähasta huonoiten ja kapea myötäte toiseksi huonoiten. Leveän myötätöteen ja leveän myötätöteen niskan taakse kesken puolestaan tulokset ovat ristiriitaisempia. (Taulukko 3.) Kokeneilla variaatioiden keskiarvotulokset ovat leveällä myötätöteellä pyöristettynä 102 %, kapealla myötätöteellä 98 %, kapealla vastaotteella 93 % ja leveällä myötätöteellä niskan taakse 108 % suhteessa henkilökohtaisiin variaatioiden keskiarvoihin (100 %) (liite 1).

#### 4.5.4 Tulokset miehillä ja naisilla

Miehillä vaihtelua tulosten välillä on vähemmän kuin naisilla. Miehillä tulosten vaihteluvälin keskiarvo on 17,7 % (Taulukko 2.) Miehistä 50 %:lla parhaiten leiveitä selkälihaksia aktivoi leveä myötäote. Lopuilla kolmella miehellä parhaana variaationa on jokaisella eri variaatio. Näillä kolmella miehellä toiseksi parhaana aktivoijana on leveä myötäote. Näin ollen leveä myötäote on miehillä joko parhaana aktivoijana (50 %), tai toiseksi parhaana aktivoijana (50 %). Leveä myötäote ei ole yhdelläkään miehellä huonoimpana tai toiseksi huonoimpana aktivoijana. Leveä myötäote niskan taakse on vain yhdellä miehellä parhaimpana liikkeenä, mutta kahdella miehellä toiseksi parhaana. Kuitenkin 50 %:lla miehistä leveä myötäote niskan taakse on huonoiten aktivoiva variaatio. Kapea myötäote puolestaan on viidellä miehellä toiseksi huonoimpana aktivoijana ja yhdellä parhaana. Kapea vastaote on 50 %:lla miehistä huonoimpana variaationa, mutta yhdellä toiseksi huonoimpana, yhdellä toiseksi parhaana ja yhdellä parhaana. (Taulukko 3.)

Miesten keskiarvotulokset, suhteessa henkilökohtaisiin variaatioiden keskiarvoihin (100 %), on leveällä myötäotteella pyöristettynä 105 %, kapealla myötäotteella 99 %, kapealla vastaotteella 94 % ja leveällä myötäotteella niskan taakse 101 % (liite 2). Näistä keskiarvotuloksista laskettuna miesten vaihteluvälin suuruus on vain 11 prosenttiyksikköä, mutta testihenkilöiden henkilökohtaisista vaihteluvälien suuruuksista laskettuna keskiarvotulos on 17,7 %. Eroa parhaimman ja huonoimman liikkeen välillä on joka tapauksessa vähän. Yhteenvedon voidaan sanoa, että miehillä parhaiten leiveitä selkälihaksia aktivoi leveä myötäote. Miehillä leveä myötäote niskan taakse ylittää variaatioiden keskiarvoon, mutta se on myös puolella miehistä huonoin aktivoija.

Naisilla vaihtelua tulosten välillä on enemmän, mutta heidän tulokset ovat yksimielisempiä variaatioiden paremmuusjärjestyksestä. Naisista viidellä on parhaimpana aktivoijana leveä myötäote niskan taakse. Toiseksi parhaana on viidellä leveä myötäote. Toiseksi huonoimpana on viidellä kapea myötäote ja huonoimpana on kaikilla naisilla kapea vastaote. (Taulukko 3.) Naisilla keskiarvotulokset ovat leveällä myötäotteella pyöristettynä 104 %, kapealla myötäotteella

89 %, kapealla vastaotteella 77 % ja leveällä myötäotteella niskan taakse 130 % suhteessa henkilökohtaisiin keskiarvotuloksiin (100 %) (liite 2). Näistä keskiarvotuloksista laskettuna variaatioiden vaihteluväli on 53,5 prosenttiyksikköä, kun se jokaiselle naiselle erikseen laskettuna ja sen jälkeen keskiarvon laske- malla on 53,8 prosenttiyksikköä. Lopputuloksena voidaan todeta, että naisilla parhaiten leveitä selkälihaksia aktivoi leveä myötäote niskan taakse.

Kun naisilla erot variaatioiden välillä ovat suuremmat, tulee tuloksista sitä myö- ten yhdenmukaisemmat. Miehillä erot ovat pienemmät, jolloin paremmuusjärjes- tyksessä on enemmän vaihtelua, sillä jokainen variaatio on suhteellisen lähellä keskiarvotulosta. Sama on nähtävissä kokemustasojen eroissa. Aloittelijoilla erot variaatioiden välillä ovat suuremmat, jolloin heidän tuloksissa variaatioiden paremmuusjärjestyksestä näkyy vähemmän vaihtelua. Tilanne on juuri päinvas- tainen kokeneilla henkilöillä.

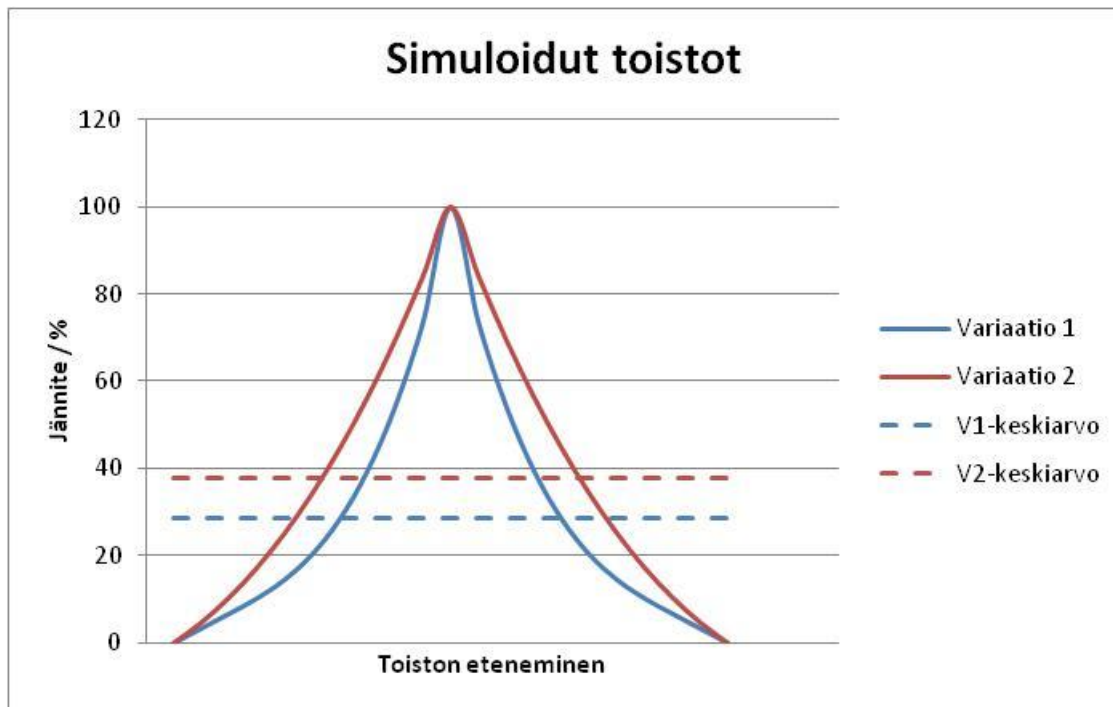
Vaikka työssä käytetään laajaa prosentuaalista tarkastelua, ei tulosten voida sanoa olevan täysin paikkansapitäviä, koska testihenkilöiden määrä eri koke- musluokissa on vain 4 kpl ja sukupuolierottelun jälkeen 2 kpl. Tästä syystä tar- kemmat tulokset vaativat jatkotutkimusta ja laajemman otannan testihenkilöitä. Kokonaismääränä 12 testihenkilön tuloksilla on jo merkittävyyttä keskiarvotulok- silla.

#### **4.5.5 Myötä- ja vastaotteen vertailu**

Kapeilla otteilla myötäotteen käyttö aktivoi paremmin leveitä selkälihaksia kuin vastaote. Vastaotteen käytölle on puolestapuhujia, mutta tulosten valossa liike- laajuuden lisääntyminen ei suurena leveiden selkälihasten aktivaatiotasoa suorituksen edetessä kohti liikkeen yläasentoa. Näin ollen suurempi liikelaajuus ei paranna suorituksen tehoa ainakaan lihasten aktivaation kannalta. Vertailu on toteutettu neljän testihenkilön mittausdatasta. Nämä testihenkilöt ovat 1-1A01, 1-4B08, 3-2A06 ja 3-3B11. Näistä henkilöistä kaksi on miestä ja kaksi naista. Lisäksi testihenkilöt 1-1A01 ja 1-4B08 kuuluvat aloittelijoihin ja kaksi muuta kuu- luvat kokeneisiin. Tällöin tuloksia voidaan pitää osuvina myös koko testihenkilö- otantaa ajatellen. Lisääntyvästä liikelaajuudesta kerrotaan kohdassa 2.2.4 Vas- taote.

Kyseisten testihenkilöiden mittausdatasta käsiteltiin kapean myötä- ja vastaot-  
teiden datat 8–12 toiston sarjoista. Tässä käsittelyssä verrattiin koko variaation  
datan keskiarvojännitettä huippuarvon jännitteeseen. Tämä toteutettiin niin, että  
huippuarvo määritettiin 100 %:iin ja keskiarvolle määritettiin prosentiarvo suh-  
teessa tähän 100 %:iin. Huippuarvojen jännite laskettiin keskiarvona koko suori-  
tuksen huippuarvoista. Keskiarvo laskettiin koko mittausdatasta, josta on alusta  
ja lopusta leikattu ilman työtä oleva alue pois. Tämä toimenpide on siis eri kuin  
tässä työssä on laskettu keskiarvo-EMG:n selvitykseen. Ennen koko datan kes-  
kiarvon laskemista mittausdata tasasuunnattiin RMS-arvoiksi. Laskettua variaa-  
tion keskiarvoa verrattiin variaation huippuarvojen keskiarvoon ja sama toteutet-  
tiin myös toiselle variaatiolle.

Näistä neljästä testihenkilöstä kolmella on kapean myötäotteen koko mitatun  
datan keskiarvo suurempi suhteessa variaation huippuarvoon, kuin kapealla  
vastaotteella. Erot ovat kuitenkin erittäin pienet ja keskiarvotuloksena kapea  
vastaote on vain noin 0,08 prosenttiyksikköä huonompi. Variaatioiden koko da-  
tan keskiarvot ovat keskiarvoltaan 4,88 % datan huippuarvoista. Variaatioiden  
koko datan keskiarvojen voidaan siis sanoa olevan yhtä suuret suhteessa huip-  
puarvoihin. Tällöin voidaan todeta, ettei vastaotteella aktivaatiotasoa ole yhtään  
sen korkeampana suhteessa huippuarvoon, kun tarkastellaan aikaa ennen ja  
jälkeen toiston huippuarvon. Jos vastaotteella lihakset olisivat pidempään suu-  
remmin aktivoituneina kuin myötäotteella, olisi keskiarvotulos suurempi suh-  
teessa huippuarvoon. Tällaista tilannetta on simuloitu kuvaan 20. Simuloidut  
jännitekäyrät eivät ole todellisista mittauksista, vaan pelkästään esittävät teorian  
tämän liikeradan laajenemisen vaikutuksia aktivaatiotasoihin, jos lisääntynyt  
liikerata nostaisi leveiden selkälihasten aktivaatiota korkeammalle.



KUVA 20. Simuloidut jännitekäyrät yhden toiston ajalta, jolloin toisella variaatiolla jännitetaso on korkeamana huippuarvon molemmin puolin ja näin ollen myös keskiarvo on suurempi (kuva: Kalle Filppa)

Lisäksi on hyvä muistaa, että kun myötötteen yleinen aktivaatiotaso on suurempi, myös keskiarvotulos on suurempi kuin vastaotteella. Yhteenvetona voidaan sanoa, että jännitteiden profiilit toiston kohdalla ovat samanlaiset mutta myötötteen jännitetaso on korkeampi. Vastaotteella sanotaan liikelaajuuden olevan suurempi, koska kämmenselät osoittavat kehosta pois päin ja liikkeessä päästään tästä syystä yläasennossa leveiden selkälihasten suurempaan venytykseen. Tämän selvityksen perusteella mahdollinen lisääntynyt liikelaajuus ei näy ainakaan leveiden selkälihasten aktivaatiotasossa. Tässä työssä ei tutkittu venytyksen vaikutusta kohdelihakseen, vaan pelkkää aktivaatiota, joten lisääntynyt liikelaajuus voi silti tuoda hyötyä harjoitteluun vaikkakin se ei aktivaatiotasossa näkyisikään.

Samojen testihenkilöiden mittausdatasta on myös selvitetty pohjakohinan taso eli se jännitetaso, jonka laitteisto kirjaa silloin kun lihaksilla ei suoriteta työtä. Pohjakohinan tason keskiarvo näillä neljällä testihenkilöllä on  $15,1 \mu\text{V} \pm 2,2 \mu\text{V}$ . Näiden neljän testihenkilön pienin pohjakohinan taso on  $13,5 \mu\text{V}$  ja suurin  $17,8$



$\mu\text{V}$ . Mittausten huippuarvojen jännite vaihtelee välillä 1–5 mV, joten pohjakohinan osuus tästä on korkeimmillaan 1–2 %. Huippuarvojen jännite vaihtelee välillä 1–3 mV, kun tarkastellaan toistojen huippuarvojen keskiarvoja. Pintaelektrodimitoituksissa EMG-signaalin amplitudi vaihtelee välillä 0,01–5 mV (1, s. 267). Työssä mitatut jännitetasot sijoittuvat tälle alueelle, joten mitatut tulokset ovat realistisia.

## 5 YHTEENVETO

Työn päätarkoituksena on selvittää leveiden selkälihasten aktivaatioeroja neljällä eri ylätaljan variaatiolla. Käytetyt variaatiot ovat leveä myötäote, kapea myötäote, kapea vastaote ja leveä myötäote niskan taakse, koska ne ovat yleisiä ylätaljan variaatioita. Myötäotteilla tehtävissä variaatioissa käytetään erilaisia oteleveysiä ja myös niskan taakse vetoa. Lisäksi kuntosaleilla voi usein nähdä käytettävän myös perinteisen leuanvedon versiota eli ylätaljaa kapealla vastaotteella. Työn tarkoituksena onkin vertailla näitä eri variaatioita kohdelihaksen aktivaation kannalta. Aihepiiri voidaan vielä jakaa myötä- ja vastaotteen eroihin ja myös oteleveysien eroihin suorituksessa. Kaikkien näiden tekijöiden puolesta- ja vastaanpuhujia esiintyy kuntosalialan lehdissä ja nykyaikana myös internetin videopalveluissa. Lisäksi työssä selvitetään, onko aktivaatiotasojen välillä eroa kokemustasojen ja sukupuolten välillä.

Työn tulosten perusteella voidaan sanoa, että leveät otteet aktivoivat leveitä selkälihaksia paremmin ylätaljavedossa kuin kapeat otteet. Tulosten mukaan myös myötäotteen ja vastaotteen välillä on eroa. Myötäote aktivoi kapeilla oteleveysillä leveitä selkälihaksia paremmin kuin vastaote. Tulosten perusteella voidaan sanoa, että luotettavin tapa hyvän aktivaation aikaansaamiseen on käyttää leveää myötäotetta ja vetää tanko kehon etupuolelle kohti rintaa. Leveä myötäote on 92 %:lla testihenkilöistä joko parhaiten tai toiseksi parhaiten aktivoiva variaatio. Se ei ole kenelläkään huonoiten aktivoiva. Niskan taakse vedettynä liikkeen tulokset ovat ristiriitaisemmat. Osalle testihenkilöistä niskan taakse vetäminen sopii hyvin, mutta toisille se on huonoin variaatio leveiden selkälihasten aktivoimiseen. 75 %:lla testihenkilöistä tämä oli parhaiten tai toiseksi parhaiten aktivoiva variaatio, mutta 25 %:lla se oli huonoiten aktivoiva.

Kapeat otteet ovat selvästi huonompia aktivaation aikaansaamiseen kuin leveät otteet. Kapeista otteista kapea myötäote toimii paremmin leveiden selkälihasten aktivoijana. Kapean myötäotteen ja kapean vastaotteen välillä tuloksissa on keskimäärin lähes 9 prosenttiyksikköä eroa. Tulosten mukaan vastaotteella tehty ylätaljaveto aktivoi vähiten leveitä selkälihaksia. Myöskään suorituksen keskiarvoaktivaatio suhteessa huippuarvoon kapealla vastaotteella ei ole yhtään

muita variaatioita suurempi, joten suurempi liikerata ei lisää kohdelihaksen aktiivisuutta. Lisäksi laajan liikeradan yhteydessä alaselän notko voi päästä korostumaan liikaa.

Naisilla erot variaatioiden välillä ovat suuremmat kuin miehillä. Tämä voi johtua naisen kehon heikommasta yläraajojen ja hartiaseudun voimantuotosta ja hallinnasta. Lisäksi aloittelijoilla erot ovat suuremmat, kuin kokeneilla, joten myös kokemus vaikuttaa tulosten tasaisuuteen. Vaikka leveä myötäote aktivoi leveitä selkähaksia parhaiten, tulee harjoitteluärsykettä vaihdella myös ylätaljan variaatioita vaihtelemalla. Vaihtelevuudella saadaan harjoitteluvaste pysymään korkeana.

Virhettä tuloksiin tuo se, ettei testihenkilöille testattu eri variaatioiden 1 RM:n painoa. Testit olisi pitänyt aloittaa henkilökohtaisen 1 RM:n painomäärän selvittämällä jokaiselle variaatiolle ja varsinaisiin testeihin olisi pitänyt määrittää käytettävä paino RM-prosenttitaulukon mukaan. Kun mittauksissa käytettiin pääsääntöisesti jokaisella variaatiolla samaa testihenkilön itsensä päättämää painomäärää, voivat aktiivisuustasojen erot johtua myös siitä, että samalla painomäärällä tehty suoritus voi olla haastavampi tai helpompi tietyllä variaatiolla. Näin voi olla esimerkiksi kapean vastaoiteen kohdalla. Tällöin matala aktiivisuustaso voi johtua myös siitä, että käytetty painomäärä on ollut pienempi 1 RM:n painosta kuin esimerkiksi leveällä myötäotteella. Mittauksen menettelyllä jää epäselväksi, jaksako vastaoiteella nostaa suuremman kuorman kuin myötäotteella. Tarkempien tulosten vuoksi olisi jokaisella variaatiolla pitänyt testata 1 RM:n painomäärä ja suhteuttaa painot tähän.

Tämän lisäksi elektrodien kiinnittämisessä olisi tullut suorittaa ihokarvojen poisto, kuolleen ihosolukon poisto ja ihon puhdistus puhdistusaineella. Laitteiston mittaama aktiivisuustaso oli kuitenkin voimakasta ja selkeää ja pohjakohinataso oli pieni. Lisäksi testihenkilöiden kehonkoostumuksen tai rasvaprosentin selvitys mittaamalla olisi ollut työn kannalta järkevämpää kuin laskennalla suoritettu selvitys. Suurempi kehon rasvan määrä vaimentaa EMG-signaalia enemmän.

Tuloksia tarkastellessa on hyvä ottaa huomioon, että kehon voimantuoton ja EMG-mittauksella selvitetyn aktiivisuustason yhteys on pienempi dynaamisessa

kuin isometrisessä lihastyössä. Tutkimustyössä käytettiin dynaamisen lihastyön liikettä, joten yksittäisten henkilöiden tuloksiin pääsevät vaikuttamaan muun muassa refleksiaktiivisuus, vipuvarsien pituus ja vääntömomentin muutos. Iso-kinneettisen mittauksen käytöllä näitä muuttujia olisi päässyt vakioimaan, mutta samalla liikkeiden luonnollisuus olisi kärsinyt. (1, s. 282.)

Tulosten laatua olisi parantanut myös syvempi osaaminen ihmiskehon toiminnassa, jolloin tuloksiin vaikuttavia muuttujia olisi voinut ottaa enemmän huomioon työn eri vaiheissa. Tämän lisäksi liikuntasuorituksen ohjaamiseen erikoistunut henkilö pystyisi hallitsemaan testihenkilöiden toiminnan liikkeiden suorituksissa paremmin. Esimerkiksi suoritustekniikkaan olisi voinut antaa tarkemman ohjeistuksen, jolloin testihenkilöiden vetotekniikat olisivat yhdenmukaisemmat. Tässä työssä tekniikoita rajoitettiin vain otteiden ja niskan taakse vetämisen perusteella.

Käytetyn ohjelmiston analysointimenetelmien toiminta oli epäselvää ja hankalaa, joten työssä päädyttiin analysoinnin toteuttamiseen Microsoft Excel -ohjelmistolla. Excelin sopimattomuus tällaiseen signaalinkäsittelyyn tuli selvästi esille ja tämä myös pidensi huomattavasti työhön käytettyä aikaa. Jos testihenkilöotanta on suurempi, vastaavanlainen tutkimustyö on nopeampaa ja mielekkäämpää suorittaa laitteiston omalla ohjelmistolla tai esimerkiksi Matlab-ohjelmistolla. Työn mittaukset etenivät tavoiteajassa. Mittausten analysoinnissa ja työn raportoinnissa tavoiteaika ylittyi huomattavasti. Ennen työn aloittamista olisi pitänyt käydä kattavammin läpi elektromyografian perusteet ja ohjelmiston analysointimenetelmien toiminta. Edellä mainitut seikat tuovat virhettä tuloksiin. Joka tapauksessa työn tulokset palvelevat suhteellisen hyvin työn tavoitteita ja selventävät suuresti lihasten aktivaation tapahtumia dynaamisessa lihastyössä ja leveiden selkälihasten toimintaa ylätaljavedossa erilaisilla variaatioilla.

## LÄHTEET

1. Kauranen, Kari 2014. Lihäs – rakenne, toiminta ja voimaharjoittelu. Liikuntatieteellisen Seuran julkaisu nro 171. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura ry.
2. Haikarainen, Timo 2008. Vaihtelee toistomääriä – lisää harjoituksen tehoa. ProBody – Lehti tavoitteelliselle treenaajalle, nro 1. S. 38–41. ProBody Oy.
3. Haikarainen, Timo 2009. Sukupuolierot harjoittelussa. ProBody – Lehti tavoitteelliselle treenaajalle, nro 2. S. 51–52. ProBody Oy.
4. Lindbegr, Ari-Pekka – Seppänen, Lasse – Paunonen, Mikko – Aalto, Riku 2015. Treenaa terve ja vahva selkä. Fitra Oy.
5. Takamaa, Tomi 2008. Treenauksen niksinurkka. ProBody – Lehti tavoitteelliselle treenaajalle, nro 3. S. 58–61. ProBody Oy.
6. Delavier, Frédéric 2009. Lihaskuntoharjoittelun perusteet. Suom. Stefan Westerback. Lahti: VK-Kustannus Oy.
7. Nyssölä, Mika – Siren, Mike 2012. Team M&M Gymlog 25 - Leventävät selkäliikkeet. ProductionTeamMnM. Video. Saatavissa: [www.youtube.com/watch?v=jArypK\\_Xz-0](http://www.youtube.com/watch?v=jArypK_Xz-0). Hakupäivä: 13.4.2016.
8. Dorian Yates: Blood & Guts Trainer – Back - Episode 2 / 5. Video. Saatavissa: [www.youtube.com/watch?v=0AEbZf6Lehk](http://www.youtube.com/watch?v=0AEbZf6Lehk). Hakupäivä: 13.4.2016.
9. Gamet, Didier – Fokapu, Odette 2008. Electromyography. Teoksessa Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering. DOI: 10.3109/E-EBBE-120041799. Yhdysvallat: Informa Healthcare. University of Technology of Compiègne. Laboratory of Biomechanics and Bioengineering, UMR CNRS 6600, Research Center Royallieu, Compiègne, France. Saatavissa: [http://www.utc.fr/umr6600/doc/ABS/EBBE\\_DGamet.pdf](http://www.utc.fr/umr6600/doc/ABS/EBBE_DGamet.pdf). Hakupäivä: 27.2.2016.
10. VirtuaaliAMK. Ääni ja video verkossa, Ääni digitaalimuodossa. Saatavissa: <http://www2.amk.fi/digma.fi/www.amk.fi/opintojaksot/041005/108175075433>

<9/1081750916903/1081751211379/1081753351257.html>. Hakupäivä:  
27.2.2016.

11. Niemenlehto, Pekka-Henrik 2004. Tahdonalaisen lihasaktiviteetin havaitseminen EMG-signaalista neuroverkon avulla. Pro gradu-tutkielma. Tietojenkäsittelytieteiden laitos. Tampereen Yliopisto. Saatavissa:  
[https://tampub.uta.fi/bitstream/handle/10024/92407/Niemenlehto\\_Pekka.pdf?sequence=1](https://tampub.uta.fi/bitstream/handle/10024/92407/Niemenlehto_Pekka.pdf?sequence=1). Hakupäivä: 27.2.2016.
12. Pikakäyttöohje ME6000 järjestelmälle ja MegaWin-ohjelmistolle. Moniste.  
800531-1.0
13. MegaWin-ohjelmisto. Mega Electronics Ltd.

## **LIITTEET**

Liite 1 Yhteenveto testihenkilöiden tuloksista, kokemustasoerittely

Liite 2 Yhteenveto testihenkilöiden tuloksista, sukupuolierittely

Liite 3 Sähköisten viestien kulku keskushermostossa

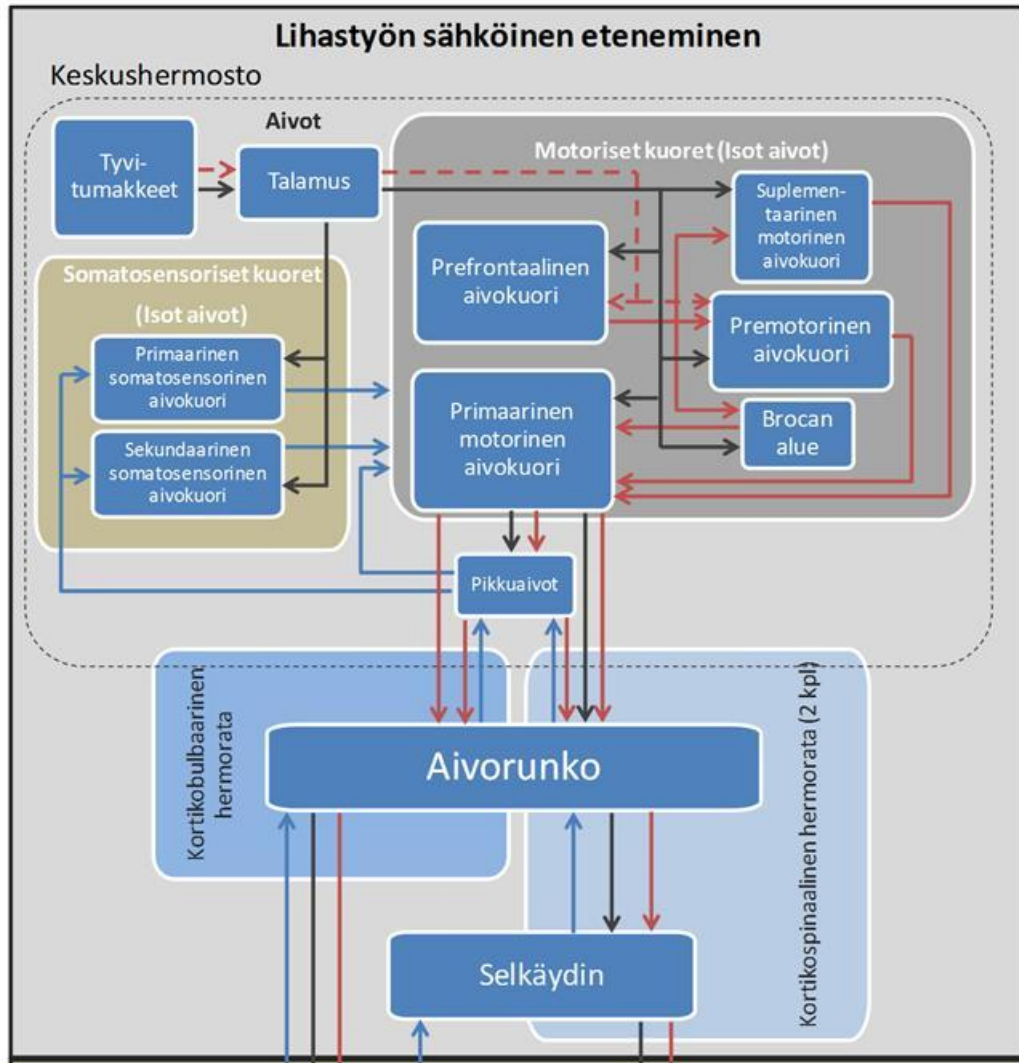
Liite 4 Sähköisten viestien kulku ääreishermostossa

Liite 5 Testihenkilöyhteenvedot

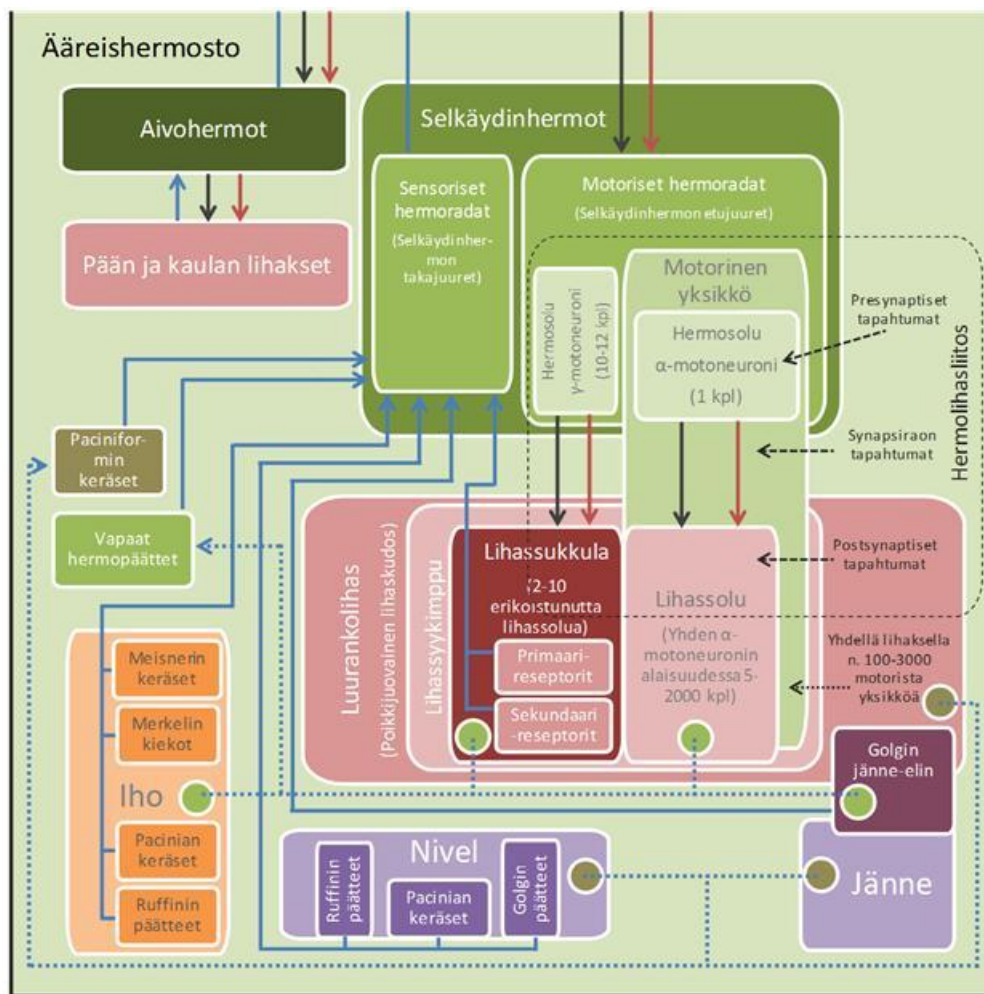
Yhteenveto testihenkilöiden henkilökohtaisiin keskiarvoihin verraten, tasoerittely / %														
	Aloittelijat				Keskitaso				Kokeneet				Keskiarvo	Moodi
	Miehet		Naiset		Miehet		Naiset		Miehet		Naiset			
	K.A.	S.J.	K.A.	S.J.	K.A.	S.J.	K.A.	S.J.	K.A.	S.J.	K.A.	S.J.		
<b>Leveä myötäote</b>	103,1	2	115,8	2	106,3	1	100,9	2	106,9	1	96,18	3	1,83	2
<b>Kapea myötäote</b>	101,3	3	84,08	3	97,63	3	86,41	3	98,88	2	96,82	2	2,67	3
<b>Kapea vastaote</b>	88,38	4	73,41	4	98,88	2	66,17	4	95,88	4	90,1	4	3,67	4
<b>Lev. Myöt. Nisk. T.</b>	107,2	1	126,8	1	97,18	4	146,5	1	98,36	3	116,9	1	1,83	1
Sukuolet yhdistetty:	Aloittelijat				Keskitaso				Kokeneet					
	K.A.		S.J.		K.A.		S.J.		K.A.		S.J.			
<b>Leveä myötäote</b>	109,4		2		103,6		2		101,5		2		2,00	2
<b>Kapea myötäote</b>	92,71		3		92,02		3		97,85		3		3,00	3
<b>Kapea vastaote</b>	80,89		4		82,53		4		92,99		4		4,00	4
<b>Lev. Myöt. Nisk. T.</b>	117		1		121,8		1		107,6		1		1,00	1
Eroa pienimmän ja suurimman välillä:	18,78 %		53,34 %		9,14 %		80,35 %		11,01 %		26,79 %		Yhd.:	
			36,06 %				39,32 %				14,64 %		30,01 %	



Yhteenveto testihenkilöiden henkilökohtaisiin keskiarvoihin verraten, sukupuolierittely / %					
	Miehet		Naiset		
	K.A.	S.J.	K.A.	S.J.	
<b>Leveä myötäote</b>	105,4	1	104,3	2	
<b>Kapea myötäote</b>	99,28	3	89,1	3	
<b>Kapea vastaote</b>	94,38	4	76,56	4	
<b>Lev. Myöt. Nisk. T.</b>	100,9	2	130,1	1	
Eroa pienimmän ja suurimman välillä:	11,06 %		53,50 %		Yhd.: 32,28 %



(3, s. 118–133) (kuva: Kalle Filppa)



(3, s. 88, 92–104, 130–133, 137) (kuva: Kalle Filppa)

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>							
Testihenkilö:	1-1A01	Sukupuoli:	Mies	Taso:	Aloittelija		
Hartioiden leveys:	52 cm	Pituus:	188 cm	Paino/kg:	75		
Ikä:	21 vuotta	Salikokemus:	5 vuotta				
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:		0 krt					
Motivaatiotaso:		0 , asteikolla 0-5					
Muut liikuntaharrastukset:							
Jääkiekko, lentopallo		6 & 3 vuotta					
Taso omasta mielestä:		Aloittelija					
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:		Leveä myötäote					
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Leveä myötäote niskan taa</b>		<b>123,30 %</b>				
Huippuarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa		1731,41 Keskiarvo/uV				
Keskiarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa		700,16 Keskiarvo/uV				
Tulokset:	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot		
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%	
Leveä myötäote	2	103,41 %	1563,46	105,62	546,67	101,21	
Kapea myötäote	3	96,58 %	1444,65	97,59	516,18	95,57	
Kapea vastaote	4	76,71 %	1181,64	79,82	397,50	73,59	
Lev. Myöt. Nis. T.	1	123,30 %	1731,41	116,96	700,16	129,63	
Ero, suurin-pienin:	46,59 %		549,77	37,14	302,66	56,04	
Toistoalueiden erot:*	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino		Arvio
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	
Leveä myötäote	117,83	44,44	12	89,00	38,89	14	90
Kapea myötäote	106,05	42,11	12	87,11	36,84	15	95
Kapea vastaote	86,68	42,11	12	66,74	36,84	15	95
Lev. Myöt. Nis. T.	137,76	42,11	12	108,83	36,84	15	95
Ero, suurin-pienin:	51,08 %			42,10 %			
Suoritusnop. k.a.:	3,2 t / 10s			3,1 t / 10s		Yht. k.a.=	3,1
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:				50 Vasen/%		50 Oikea/%	
Testihenkilön käsisyys:		Oikea					
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:				2 , asteikolla 1-3			
Sairaudet:		Ei					
K.a. huippuarvoista:		1480,29 uV		K.a. Keskiarvoista:		540,13 uV	
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)							
Testihenkilön BMI:		21,22 kg/m <sup>2</sup>		Rasva%, Deurenbergin kaavalla		14,09 %	
Mittauspvm:		24.6.2015 25.6.2015					
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.							

Testihenkilöyhteenveto						
Testihenkilö:	1-2A02	Sukupuoli:	Mies	Taso:	Aloittelija	
Hartioiden leveys:	47 cm	Pituus:	173 cm	Paino/kg:	72	
Ikä:	24 vuotta	Salikokemus:	3,5 vuotta			
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:	0-2 krt					
Motivaatiotaso:	2 , asteikolla 0-5					
Muut liikuntaharrastukset:	Kehonhallinta/omapainotreeni 1,5 vuotta					
Taso omasta mielestä:	Keskitaso					
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:	Leveä myötäote niskan taakse					
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Kapea myötäote</b>			<b>106,10 %</b>		
Huippuarvoissa paras:	Kapea myötäote			1520,71 Keskiarvo/uV		
Keskiarvoissa paras:	Kapea myötäote			529,10 Keskiarvo/uV		
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot	
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%
Leveä myötäote	2	102,82 %	1511,78	103,49	500,00	102,15
Kapea myötäote	1	106,10 %	1520,71	104,10	529,10	108,10
Kapea vastaote	3	100,06 %	1474,55	100,94	485,42	99,17
Lev. Myöt. Nis. T.	4	91,03 %	1336,32	91,48	443,34	90,58
Ero, suurin-pienin:	15,07 %		184,39	12,62	85,75	17,52
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino	
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot
Leveä myötäote	122,11	52,38	12	83,53	52,38	12
Kapea myötäote	123,74	57,14	12	88,45	47,62	12
Kapea vastaote	111,05	57,14	12	89,07	47,62	12
Lev. Myöt. Nis. T.	94,59	48,00	12	87,47	40,00	15
Ero, suurin-pienin:	29,16 %			5,54 %		
Suoritusnop. k.a.:	3,1 t / 10s			4,2 t / 10s	Yht. k.a.= 3,7	
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:	55 Vasen/%			45 Oikea/%		
Testihenkilön käsisyys:	Oikea					
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:	3 , asteikolla 1-3					
Sairaudet:	Ei					
K.a. huippuarvoista:	1460,84 uV			K.a. Keskiarvoista: 489,46 uV		
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)						
Testihenkilön BMI:	24,06 kg/m <sup>2</sup>			Rasva%,Deurenbergin kaavalla 18,19 %		
Mittauspvm:	2.8.2015					
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.						

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>							
Testihenkilö:	1-3B07	Sukupuoli:	Nainen	Taso:	Aloittelija		
Hartioiden leveys:	45 cm	Pituus:	158 cm	Paino/kg:	65		
Ikä:	24 vuotta	Salikokemus:	0 vuotta				
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:			0 krt				
Motivaatiotaso: 1 , asteikolla 0-5							
Muut liikuntaharrastukset: Yleisurheilu 3 vuotta, jalkapallo 2 vuotta, juoksu, vaellus + maatilatöitä n. 15 vuotta							
Taso omasta mielestä: Aloittelija							
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio: Leveä myötäote							
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>		<b>Leveä myötäote niskan taa</b>		<b>133,45 %</b>			
Huippuarvoissa paras:		Leveä myötäote niskan taa		1494,19 Keskiarvo/uV			
Keskiarvoissa paras:		Leveä myötäote niskan taa		595,97 Keskiarvo/uV			
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot		
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%	
Leveä myötäote	2	121,96 %	1435,73	123,97	518,44	119,95	
Kapea myötäote	3	76,28 %	917,49	79,22	316,96	73,33	
Kapea vastaote	4	68,31 %	784,96	67,78	297,49	68,83	
Lev. Myöt. Nis. T.	1	133,45 %	1494,19	129,02	595,97	137,89	
Ero, suurin-pienin:	65,15 %		709,23	61,24	298,47	69,06	
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino		Arvio 1 RM/kg
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	
Leveä myötäote	120,99	43,75	10	122,93	37,50	15	80
Kapea myötäote	62,55	43,75	10	90,01	37,50	15	80
Kapea vastaote	59,30	43,75	10	77,31	37,50	15	80
Lev. Myöt. Nis. T.	124,49	43,75	10	142,41	37,50	15	80
Ero, suurin-pienin:	65,19 %			65,11 %			
Suoritusnop. k.a.:	3,2 t / 10s			3,4 t / 10s	Yht. k.a.=		3,3
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:				51 Vasen/%		49 Oikea/%	
Testihenkilön käsisyys: Oikea							
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä: 2 , asteikolla 1-3							
Sairaudet: Ei							
K.a. huippuarvoista: <b>1158,09</b> uV			K.a. Keskiarvoista: <b>432,22</b> uV				
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)							
Testihenkilön BMI: 26,04 kg/m <sup>2</sup>			Rasva%, Deurenbergin kaavalla 31,36 %				
Mittauspvm: 5.8.2015							
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.							

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>							
Testihenkilö:	1-4B08	Sukupuoli:	Nainen	Taso:	Aloittelija		
Hartioiden leveys:	42 cm	Pituus:	168 cm	Paino/kg:	64,5		
Ikä:	22 vuotta	Salikokemus:	1 vuotta				
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:			3 krt				
Motivaatiotaso:			3 , asteikolla 0-5				
Muut liikuntaharrastukset:			0 vuotta				
Taso omasta mielestä:			Aloittelija				
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:			Leveä myötäote				
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Leveä myötäote niskan taa</b>			<b>120,05 %</b>			
Huippuarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa			1585,97 Keskiarvo/uV			
Keskiarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa			701,37 Keskiarvo/uV			
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot		
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%	
Leveä myötäote	2	109,56 %	1482,13	109,70	625,47	109,42	
Kapea myötäote	3	91,88 %	1245,33	92,18	523,51	91,58	
Kapea vastaote	4	78,51 %	1090,63	80,73	436,09	76,29	
Lev. Myöt. Nis. T.	1	120,05 %	1585,97	117,39	701,37	122,70	
Ero, suurin-pienin:	41,54 %		495,35	36,66	265,28	46,41	
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino		Arvio
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	
Leveä myötäote	118,54	40,00	12	100,59	33,33	15	75
Kapea myötäote	96,94	40,00	12	86,82	33,33	15	75
Kapea vastaote	83,23	40,00	12	73,79	33,33	15	75
Lev. Myöt. Nis. T.	127,83	42,86	12	112,26	35,71	14	70
Ero, suurin-pienin:	44,61 %			38,47 %			
Suoritusnop. k.a.:	1,8 t / 10s			1,7 t / 10s	Yht. k.a.=		1,7
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:			49 Vasen/%		51 Oikea/%		
Testihenkilön käsisyys:			Oikea				
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:			2 , asteikolla 1-3				
Sairaudet:			Diabetes				
K.a. huippuarvoista:		1351,01 uV		K.a. Keskiarvoista:		571,61 uV	
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)							
Testihenkilön BMI:		22,85 kg/m <sup>2</sup>		Rasva%, Deurenbergin kaavalla		27,08 %	
Mittauspvm:			24.6.2015 25.6.2015				
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.							

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>							
Testihenkilö:	2-1A03	Sukupuoli:	Mies	Taso:	Keskitaso		
Hartioiden leveys:	53 cm	Pituus:	181 cm	Paino/kg:	103		
Ikä:	22 vuotta	Salikokemus:	5 vuotta				
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:		2 krt					
Motivaatiotaso:		4 , asteikolla 0-5					
Muut liikuntaharrastukset:		Jääkiekko 15 vuotta					
Taso omasta mielestä:		Keskitaso					
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:		Kapea myötäote					
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Kapea vastaote</b>			<b>105,64 %</b>			
Huippuarvoissa paras:	Kapea vastaote			2411,02 Keskiarvo/uV			
Keskiarvoissa paras:	Kapea vastaote			985,66 Keskiarvo/uV			
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa			Huippuarvot		Keskiarvot	
	Järjestys	Keskiarv.		uV	%	uV	%
Leveä myötäote	2	103,31 %		2307,21	102,25	984,98	104,37
Kapea myötäote	3	99,91 %		2301,15	101,98	923,38	97,84
Kapea vastaote	1	105,64 %		2411,02	106,85	985,66	104,44
Lev. Myöt. Nis. T.	4	91,14 %		2006,58	88,92	881,02	93,35
Ero, suurin-pienin:	14,51 %			404,44	17,92	104,65	11,09
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino		Arvio
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	1 RM/kg
Leveä myötäote	109,40	39,29	12	97,22	35,71	15	140
Kapea myötäote	104,79	39,29	12	95,03	35,71	15	140
Kapea vastaote	111,12	39,29	12	100,17	35,71	15	140
Lev. Myöt. Nis. T.	94,58	39,29	12	87,69	35,71	15	140
Ero, suurin-pienin:	16,53 %			12,48 %			
Suoritusnop. k.a.:	4,0 t / 10s			4,7 t / 10s		Yht. k.a.=	4,4
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:				54 Vasen/%		46 Oikea/%	
Testihenkilön käsisyys:		Oikea					
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:				1 , asteikolla 1-3			
Sairaudet:		Ei					
K.a. huippuarvoista:		2256,49 uV		K.a. Keskiarvoista:		943,76 uV	
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)							
Testihenkilön BMI:		31,44 kg/m <sup>2</sup>		Rasva%, Deurenbergin kaavalla		26,59 %	
Mittauspvm:		1.8.2015					
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.							



<b>Testihenkilöyhteenveto</b>						
Testihenkilö:	2-2A04	Sukupuoli:	Mies	Taso:	Keskitaso	
Hartioiden leveys:	47 cm	Pituus:	173 cm	Paino/kg:	67	
Ikä:	26 vuotta	Salikokemus:	12 vuotta			
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:	1-2 krt					
Motivaatiotaso:	4 , asteikolla 0-5					
Muut liikuntaharrastukset:	Yleisurheilu 6 vuotta					
Taso omasta mielestä:	Keskitaso					
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:	Leveä myötäote					
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Leveä myötäote</b>			<b>109,32 %</b>		
Huippuarvoissa paras:	Leveä myötäote			5028,94 Keskiarvo/uV		
Keskiarvoissa paras:	Leveä myötäote			2310,13 Keskiarvo/uV		
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot	
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%
Leveä myötäote	1	109,32 %	5028,94	104,88	2310,13	113,75
Kapea myötäote	3	95,35 %	4725,95	98,56	1871,07	92,13
Kapea vastaote	4	92,12 %	4675,99	97,52	1761,30	86,73
Lev. Myöt. Nis. T.	2	103,22 %	4749,46	99,05	2180,71	107,38
Ero, suurin-pienin:	17,19 %		352,95	7,36	548,83	27,03
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino	
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot
Leveä myötäote	106,36	44,00	12	112,27	36,00	15
Kapea myötäote	93,08	44,00	12	97,61	36,00	15
Kapea vastaote	90,18	44,00	12	94,06	36,00	15
Lev. Myöt. Nis. T.	102,72	44,00	12	103,71	36,00	15
Ero, suurin-pienin:	16,18 %			18,21 %		
Suoritusnop. k.a.:	3,4 t / 10s			3,5 t / 10s	Yht. k.a.=	3,5
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:	51 Vasen/%			49 Oikea/%		
Testihenkilön käsisyys:	Oikea					
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:	2 , asteikolla 1-3					
Sairaudet:	Ei					
K.a. huippuarvoista:	4795,08 uV			K.a. Keskiarvoista: 2030,81 uV		
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)						
Testihenkilön BMI:	22,39 kg/m <sup>2</sup>			Rasva%, Deurenbergin kaavalla 16,64 %		
Mittauspvm:	27.7.2015					
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.						

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>						
Testihenkilö:	2-3B09	Sukupuoli:	Nainen	Taso:	Keskitaso	
Hartioiden leveys:	45 cm	Pituus:	169,5 cm	Paino/kg:	69	
Ikä:	22 vuotta	Salikokemus:	4 vuotta			
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:	3-4	krt				
Motivaatiotaso:	4 , asteikolla 0-5					
Muut liikuntaharrastukset:	Juoksu 7 vuotta					
Taso omasta mielestä:	Keskitaso					
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:	Leveä myötäote niskan taakse					
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Leveä myötäote niskan taa</b>			<b>175,49 %</b>		
Huippuarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa			2361,53 Keskiarvo/uV		
Keskiarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa			970,73 Keskiarvo/uV		
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot	
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%
Leveä myötäote	2	91,88 %	1379,53	94,17	458,27	89,59
Kapea myötäote	3	69,53 %	1069,34	73,00	337,93	66,07
Kapea vastaote	4	63,09 %	1049,29	71,63	279,08	54,56
Lev. Myöt. Nis. T.	1	175,49 %	2361,53	161,21	970,73	189,78
Ero, suurin-pienin:	112,40 %		1312,24	89,58	691,65	135,22
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino	
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot
Leveä myötäote	96,53	31,25	12	87,24	31,25	15
Kapea myötäote	67,90	31,25	12	71,17	31,25	15
Kapea vastaote	63,40	31,25	12	62,79	31,25	15
Lev. Myöt. Nis. T.	182,60	31,25	12	168,39	31,25	15
Ero, suurin-pienin:	119,20 %			105,60 %		
Suoritusnop. k.a.:	4,0 t / 10s			4,3 t / 10s	Yht. k.a.= 4,1	
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:	46 Vasen/%			54 Oikea/%		
Testihenkilön käsisyys:	Oikea					
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:	1 , asteikolla 1-3					
Sairaudet:	Ei					
K.a. huippuarvoista:	1464,92 uV			K.a. Keskiarvoista: 511,50 uV		
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)						
Testihenkilön BMI:	24,02 kg/m <sup>2</sup>			Rasva%,Deurenbergin kaavalla 28,48 %		
Mittauspvm:	27.7.2015					
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.						

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>								
Testihenkilö:	2-4B10		Sukupuoli:	Nainen		Taso:	Keskitaso	
Hartioiden leveys:	45 cm		Pituus:	161 cm		Paino/kg:	55	
Ikä:	22 vuotta		Salikokemus:	2,5 vuotta				
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:				3 krt				
Motivaatiotaso:				3 , asteikolla 0-5				
Muut liikuntaharrastukset:								
Tanssi 5 vuotta, yleisurheilu, pikajuoksu 4 vuotta, suunnistus 4 vuotta								
Taso omasta mielestä:				Keskitaso				
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:				Leveä myötäote tai leveä myötäote niskan taakse				
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>		<b>Leveä myötäote niskan taa</b>			<b>117,55 %</b>			
Huippuarvoissa paras:		Leveä myötäote niskan taa			1281,35 Keskiarvo/uV			
Keskiarvoissa paras:		Leveä myötäote niskan taa			546,56 Keskiarvo/uV			
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa			Huippuarvot		Keskiarvot		
	Järjestys	Keskiarv.		uV	%	uV	%	
Leveä myötäote	2	109,91 %		1241,13	111,27	493,47	108,55	
Kapea myötäote	3	103,29 %		1145,66	102,71	472,16	103,86	
Kapea vastaote	4	69,25 %		793,52	71,14	306,20	67,36	
Lev. Myöt. Nis. T.	1	117,55 %		1281,35	114,88	546,56	120,23	
Ero, suurin-pienin:	48,30 %			487,84	43,74	240,36	52,87	
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino		Arvio	
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	1 RM/kg	
Leveä myötäote	110,76	46,15	11	109,06	38,46	14	65	
Kapea myötäote	114,20	46,15	11	92,37	38,46	13	65	
Kapea vastaote	68,69	46,15	10	69,81	38,46	14	65	
Lev. Myöt. Nis. T.	117,59	42,86	13	117,51	35,71	14	70	
Ero, suurin-pienin:	48,90 %			47,71 %				
Suoritusnop. k.a.:	3,3 t / 10s			3,4 t / 10s		Yht. k.a.=	3,3	
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:				52 Vasen/%		48 Oikea/%		
Testihenkilön kätsisyys:				Vasen/molemmat				
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:				2 , asteikolla 1-3				
Sairaudet:				Ei				
K.a. huippuarvoista:		1115,41 uV		K.a. Keskiarvoista:		454,60 uV		
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)								
Testihenkilön BMI:		21,22 kg/m <sup>2</sup>		Rasva%,Deurenbergin kaavalla		25,12 %		
Mittauspvm:				13.7.2015				
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.								

Testihenkilöyhteenveto								
Testihenkilö:	3-1A05		Sukupuoli:	Mies		Taso:	Kokenut	
Hartioiden leveys:	54 cm		Pituus:	184 cm		Paino/kg:	94	
Ikä:	24 vuotta		Salikokemus:	3 vuotta				
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:				5 krt				
Motivaatiotaso:				5 , asteikolla 0-5				
Muut liikuntaharrastukset:				0 vuotta				
Ei								
Taso omasta mielestä:				Keskitaso				
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:				Kapea myötäote				
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>		<b>Leveä myötäote</b>			<b>106,20 %</b>			
Huippuarvoissa paras:		Kapea vastaote			2405,59 Keskiarvo/uV			
Keskiarvoissa paras:		Leveä myötäote			971,55 Keskiarvo/uV			
Tulokset:	Suhteessa			Huippuarvot		Keskiarvot		
	Järjestys	Keskiarv.		uV	%	uV	%	
Leveä myötäote	1	106,20 %		2402,32	103,01	971,55	109,40	
Kapea myötäote	3	100,05 %		2351,82	100,84	881,55	99,26	
Kapea vastaote	2	100,88 %		2405,59	103,15	875,86	98,62	
Lev. Myöt. Nis. T.	4	92,86 %		2168,95	93,00	823,49	92,72	
Ero, suurin-pienin:		13,34 %		236,64	10,15	148,06	16,67	
Toistoalueiden erot:*	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino		Arvio	
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot		1 RM/kg
Leveä myötäote	114,67	51,85	10	97,73	44,44	15	135	
Kapea myötäote	104,59	53,85	11	95,52	46,15	14	130	
Kapea vastaote	101,24	45,16	12	100,52	38,71	16	155	
Lev. Myöt. Nis. T.	94,42	58,33	8	91,31	50,00	14	120	
Ero, suurin-pienin:	20,26 %			9,22 %				
Suoritusnop. k.a.:	5,0 t / 10s			5,6 t / 10s		Yht. k.a.=	5,3	
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:				30 Vasen/%		70 Oikea/%		
Testihenkilön käsisyys:				Oikea				
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:				3 , asteikolla 1-3				
Sairaudet:				Ei				
K.a. huippuarvoista:		2332,17 uV		K.a. Keskiarvoista:		888,11 uV		
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)								
Testihenkilön BMI:		27,76 kg/m <sup>2</sup>		Rasva%, Deurenbergin kaavalla		22,64 %		
Mittauspvm:				28.7.2015				
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.								

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>								
Testihenkilö:	3-2A06		Sukupuoli:	Mies		Taso:	Kokenut	
Hartioiden leveys:	52 cm		Pituus:	180 cm		Paino/kg:	81	
Ikä:	22 vuotta		Salikokemus:	8 vuotta				
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:				4 krt				
Motivaatiotaso:				5 , asteikolla 0-5				
Muut liikuntaharrastukset:				Jääkiekko 17 vuotta				
Taso omasta mielestä:				Kokenut				
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:				Leveä myötäote niskan taakse				
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>		<b>Leveä myötäote</b>			<b>107,57 %</b>			
Huippuarvoissa paras:		Leveä myötäote			3081,09 Keskiarvo/uV			
Keskiarvoissa paras:		Leveä myötäote			1379,59 Keskiarvo/uV			
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa			Huippuarvot		Keskiarvot		
	Järjestys	Keskiarv.		uV	%	uV	%	
Leveä myötäote	1	107,57 %		3081,09	107,04	1379,59	108,10	
Kapea myötäote	3	97,70 %		2837,09	98,56	1235,93	96,85	
Kapea vastaote	4	90,87 %		2627,49	91,28	1154,35	90,45	
Lev. Myöt. Nis. T.	2	103,86 %		2968,51	103,13	1334,79	104,59	
Ero, suurin-pienin:	16,70 %			453,60	15,76	225,24	17,65	
<b>Toistoalueiden erot:</b>	8-12 toistot/%	Käytetty paino 1RM:stä/% Toistot		12-15 toistot/%	Käytetty paino 1RM:stä/% Toistot		Arvio 1 RM/kg	
Leveä myötäote	109,44	61,90	8	105,70	52,38	13	105	
Kapea myötäote	100,16	65,00	8	95,24	55,00	12	100	
Kapea vastaote	91,32	61,90	8	90,41	52,38	13	105	
Lev. Myöt. Nis. T.	102,59	61,90	8	105,13	52,38	13	105	
Ero, suurin-pienin:	18,11 %			15,29 %				
Suoritusnop. k.a.:	3,0 t / 10s			3,4 t / 10s		Yht. k.a.=	3,2	
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:				44 Vasen/%		56 Oikea/%		
Testihenkilön käsisyys:				Oikea				
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:				3 , asteikolla 1-3				
Sairaudet:				Ei				
K.a. huippuarvoista:		2878,54 uV		K.a. Keskiarvoista:		1276,16 uV		
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)								
Testihenkilön BMI:		25,00 kg/m <sup>2</sup>		Rasva%, Deurenbergin kaavalla		18,86 %		
Mittauspvm:				13.7.2015				
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.								

<b>Testihenkilöyhteenveto</b>						
Testihenkilö:	3-3B11	Sukupuoli:	Nainen	Taso:	Kokenut	
Hartioiden leveys:	42 cm	Pituus:	163 cm	Paino/kg:	61	
Ikä:	20 vuotta	Salikokemus:	4 vuotta			
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:	4-5 krt					
Motivaatiotaso:	5 , asteikolla 0-5					
Muut liikuntaharrastukset:	Salibandy 7 vuotta					
Taso omasta mielestä:	Kokenut					
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:	Kapea myötäote					
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Leveä myötäote niskan taa</b>			<b>130,68 %</b>		
Huippuarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa			1675,56 Keskiarvo/uV		
Keskiarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa			684,48 Keskiarvo/uV		
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot	
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%
Leveä myötäote	2	94,34 %	1299,78	97,19	460,24	91,48
Kapea myötäote	3	88,97 %	1208,76	90,39	440,48	87,56
Kapea vastaote	4	86,01 %	1165,13	87,12	427,13	84,90
Lev. Myöt. Nis. T.	1	130,68 %	1675,56	125,29	684,48	136,06
Ero, suurin-pienin:	44,66 %		510,43	38,17	257,35	51,16
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12	Käytetty paino		12-15	Käytetty paino	
	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot	toistot/%	1RM:stä/%	Toistot
Leveä myötäote	92,56	42,11	12	96,12	36,84	15
Kapea myötäote	87,22	44,44	10	90,72	38,89	15
Kapea vastaote	91,58	44,44	10	80,45	38,89	15
Lev. Myöt. Nis. T.	144,98	44,44	10	116,37	38,89	15
Ero, suurin-pienin:	57,76 %			35,92 %		
Suoritusnop. k.a.:	3,2 t / 10s			3,3 t / 10s	Yht. k.a.=	3,2
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:	46 Vasen/%			54 Oikea/%		
Testihenkilön käsisyys:	Oikea					
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:	2 , asteikolla 1-3					
Sairaudet:	Ei					
K.a. huippuarvoista:	1337,31 uV			K.a. Keskiarvoista: 503,08 uV		
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)						
Testihenkilön BMI:	22,96 kg/m <sup>2</sup>			Rasva%,Deurenbergin kaavalla 26,75 %		
Mittauspvm:	15.7.2015					
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.						

Testihenkilöyhteenveto						
Testihenkilö:	3-4B12	Sukupuoli:	Nainen	Taso:	Kokenut	
Hartioiden leveys:	45 cm	Pituus:	167 cm	Paino/kg:	63	
Ikä:	21 vuotta	Salikokemus:	2,5 vuotta			
Keskimäärin saliharjoituksia per viikko:			4 krt			
Motivaatiotaso:			4 , asteikolla 0-5			
Muut liikuntaharrastukset:			Ryhmäliikunta 5 vuotta			
Taso omasta mielestä:			Keskitaso/kokenut			
Tehokkaimmaksi kokenut variaatio:			Leveä myötäote niskan taakse			
<b>Testien mukaan tehokkain:*</b>	<b>Kapea myötäote</b>			<b>104,66 %</b>		
Huippuarvoissa paras:	Kapea myötäote			3709,15 Keskiarvo/uV		
Keskiarvoissa paras:	Leveä myötäote niskan taa			1712,63 Keskiarvo/uV		
<b>Tulokset:</b>	Suhteessa		Huippuarvot		Keskiarvot	
	Järjestys	Keskiarv.	uV	%	uV	%
Leveä myötäote	3	98,03 %	3462,96	98,93	1552,69	97,13
Kapea myötäote	1	104,66 %	3709,15	105,96	1652,25	103,36
Kapea vastaote	4	94,19 %	3360,99	96,02	1476,50	92,37
Lev. Myöt. Nis. T.	2	103,12 %	3468,83	99,10	1712,63	107,14
Ero, suurin-pienin:	10,47 %		348,15	9,95	236,13	14,77
<b>Toistoalueiden erot:*</b>	8-12 toistot/%	Käytetty paino 1RM:stä/% Toistot	12-15 toistot/%	Käytetty paino 1RM:stä/% Toistot	Arvio 1 RM/kg	
Leveä myötäote	101,37	42,11 12	94,69	36,84 15	95	
Kapea myötäote	109,35	42,11 12	99,97	36,84 15	95	
Kapea vastaote	96,36	42,11 12	92,02	36,84 15	95	
Lev. Myöt. Nis. T.	108,11	44,44 10	98,13	38,89 15	90	
Ero, suurin-pienin:	12,99 %		7,95 %			
Suoritusnop. k.a.:	2,0 t / 10s		2,5 t / 10s	Yht. k.a.= 2,2		
Työn jakautuminen leveiden selkälihasten kesken:			55 Vasen/%		45 Oikea/%	
Testihenkilön käsisyys:			Oikea			
Suoritusten intensiteettitaso testihenkilön omasta mielestä:			2 , asteikolla 1-3			
Sairaudet:			Ei			
K.a. huippuarvoista: 3500,48 uV		K.a. Keskiarvoista: 1598,52 uV				
(Laskettu mukaan molempien toistoalueiden tulokset, eli kaikki mittaukset.)						
Testihenkilön BMI:	22,59 kg/m <sup>2</sup>	Rasva%, Deurenbergin kaavalla		26,54 %		
Mittauspvm:	16.7.2015					
* Yhdistetty ha:t ja ka:t. Prosenttiluku suhteessa testihenkilön tulosten keskiarvoon.						