HAAGA-HELIA
ammattikorkeakoulu

Myontec – sensorivaateteknologian avulla mitatun EMG-aktiivisuuden käyttäytyminen kuormitukseltaan nousujohteisessa jalkakyykkytestissä

Markus Kangasvieri & Aapo Konttinen

AMK opinnäytetyö
Liikunnan ja vapaa-ajan ko.
Vierumäen yksikkö
30.4.2014

HAAGA-HELIA
ammattikorkeakoulu
Liikunnan ja vapaa-ajan ko.

Tiivistelmä

30.4.2014

Tekijä tai tekijät Aapo Konttinen & Markus Kangasvieri	**Ryhmätunnus tai aloitusvuosi** LOT 10-13
Raportin nimi Myontec – sensorivaateteknologian avulla mitatun EMG-aktiivisuuden käyttäytyminen kuormitukseltaan nousujohteisessa jalkakyykkytestissä	**Sivu- ja liitesivumäärä** 51 + 20
Opettajat tai ohjaajat Timo Vuorimaa	

Voimaharjoittelussa oikea kuorma on yksi tärkeimmistä kehittymiseen vaikuttavista tekijöistä. Tässä tutkimuksessa tarkasteltiin Myontec Oy:n kehittämien sensoritekstiilien ja lihasmittausmenetelmän avulla isojen jalkalihasten EMG-aktiivisuutta kuormitukseltaan nousujohteisessa kyykkytestissä. Tarkoituksena oli selvittää kuinka systemaattisesti etureisien, takareisien ja pakaroiden EMG käyttäytyy kuormitusta lisättäessä ja onko tämän tyyppisellä EMG-seurannalla mahdollista löytää yksilöllisiä kynnyksiä joissa kuorman lisäyksen myötä tapahtuva EMG:n kasvu muuttuu poikkeavaksi tai taantuu.

Tutkimuksessa käytettiin kymmenen henkilön testiryhmää. Kolmen lihasryhmän (etureiden, takareiden ja pakaran) EMG–aktiivisuutta molemmista alaraajoista tarkasteltiin takakyykkyliikkeen konsentrisen vaiheen EMG-signaalista MegaWin –ohjelmistolla määritetyn kolmen indeksin avulla; signaalin pinta-alana (EMG-area), liikkeen kestoon suhteutettuna keskimääräisenä EMG:nä (EMG-average) sekä huippuarvona (EMG-peak). EMG-area kuvaa kullakin kuormalla sitä sähköistä kokonaisaktiivisuusmäärää, joka vaaditaan liikkeen suorittamiseen. EMG-average puolestaan kuvaa liikkeen kestoon suhteutettua sähköistä aktiivisuustehoa (EMG-area / aika). Pakaroiden ja etureisien aktiivisuutta verrattiin laskemalla jokaisen suorituksen EMG-arean keskiarvo molempien lihasryhmien osalta. Näitä arvoja verrattiin EMG-arean kokonaiskeskiarvoon.

EMG-area kasvoi kuormitusta lisättäessä melko lineaarisesti aina maksimaaliseen kyykkykuormitukseen (100 % 1RM) asti. Sen sijaan liikkeen kestoon suhteutetun EMG-average:n kasvu muuttui yhtä henkilöä lukuun ottamatta ei-lineaarikseksi ennen 1RM:n saavuttamista. Keskimäärin tämä kynnyskuormitus oli 80,5 % 1RM, vaihteluvälin ollessa 68,6 % - 96,6 %. Pakaralihasten osuus kaikkien mitattujen lihasryhmien yhteenlasketusta kokonaisaktiivisuusmäärästä (EMG-area) oli keskimäärin 20,5 % (9,5 % – 28,1 %). Etureisien osuus vastaavasti 55,2 % (39,5 % – 70,1 %).

Tulosten perusteella Myontec:n sensorivaateteknologiaa ja lihasmittausmenetelmää hyödyntäen on jalkakyykyn tapaiseen voimaharjoitusliikkeeseen mahdollista määrittää yksilöllisesti kuormitustaso, jolla lihaksen sähköinen aktiivisuus ei enää merkittävästi kasva vaikka kuormitusta lisätään. Tämä aktiivisuustasanne näyttää vaihtelevan alle 70 % 1RM:sta hyvin lähelle 100 % / 1RM.

Asiasanat
lihasaktiivisuus, EMG, takakyykky, hypertrofia

HAAGA-HELIA
University of Applied Sciences

Abstract

30 April 2104

Degree programme in sport and leisure management

Authors Aapo Konttinen & Markus Kangasvieri	**Group or year of entry** LOT 10-13
The title of thesis Myontec – behaviour of EMG activity measured by sensor textiles in back squat test with progressive load addition	**Number of report pages and attachment pages** 51 + 20
Advisor(s) Timo Vuorimaa	

In strength training the correct load is one of the main factors that affect development. This thesis deals with the behavior of upper leg muscle EMG activity in a squat test with progressive load addition measured by Myontec Oy's sensor textiles and muscle measuring method. The aim of the study was to find out how systematically the EMG in quadriceps, hamstrings and glutei behaves when load is added and whether it is possible to find individual thresholds in which the growth of EMG becomes non-linear or regresses with this kind of EMG monitoring.

The study used a test group of ten subjects. Software called MegaWin was used to examine the EMG activity in these three muscle groups in the concentric phase of back squat. The EMG signal was examined by three indexes; The surface area of the signal (EMG area), the time related average of the signal (EMG average) and the highest amount of electric activity during a set (EMG peak). EMG area represents the total electric muscle activity that is required to perform the squat. EMG average, in turn, represents electric activity related to the duration of squat (EMG area/duration). The activity ratio of the glutei and quadriceps was compared. The average value of EMG area from both of these muscle groups was calculated in every set and then compared with the total average of EMG area.

EMG area increased quite linearly to maximum load while load was added. However, the growth of EMG average became non-linear before the 1RM achievement in every performance but one. On average, this threshold load was 80.5%/1RM, with a range of 68.6 to 96.6%. Gluteal portion of the combined total muscle activity from each muscle group (EMG area) had an average of 20.5% (9.5 to 28.1%) and the portion of the quadriceps had an average of 55.2% (39.5 to 70.1%).

Based on the results, with these sensor textiles and muscle measuring method made by Myontec it is possible to define individual load level for an athlete when the electric activity of a muscle does not significantly increase even if load is added. This threshold of activity seems to vary from less than 70%/1RM to very close to 100%/1RM..

Key words
muscle activity, EMG, back squat, hypertrophy

Sisällys

1 Johdanto ... 1
2 Lihasten toiminta ja lihasaktiivisuus ... 3
2.1 Motorinen yksikkö ja aktiopotentiaali ... 3
2.2 EMG:n historia ... 4
2.3 Elektrodit ... 4
2.4 EMG:n mittaaminen ja käyttö ... 5
2.5 EMG:n luotettavuuteen ja toistettavuuteen vaikuttavia tekijöitä ... 6
2.6 Pakaran ja etureiden lihasten EMG takakyykyssä ... 6
2.7 SENIAM ... 7
2.8 Sensoritekstiilit ... 8
3 Voima ... 10
3.1 Voimatyypit ... 10
3.2 Voimaharjoittelu ... 10
3.3 Maksimivoimaharjoittelu ... 11
3.4 Kuorma maksimivoimaharjoittelussa ... 11
3.5 Palautuminen maksimivoimaharjoittelusta ... 12
3.6 Maksimivoiman harjoittelumuodot ... 12
3.7 Hypertofia ... 12
3.8 Hypertrofinen harjoittelu ... 13
3.9 Kuorma hypertrofisessa harjoittelussa ... 14
3.10 Palautuminen hypertofisesta harjoittelusta ... 14
3.11 Energian saanti ... 15
4 Jalkakyykky ja sen testaaminen ... 16
4.1 Jalkakyykyn lihaksisto ... 17
4.2 Isometrinen sekä dynaaminen lihastoiminta ... 18
4.3 Testiin suostuminen ja valmistautuminen ... 19
4.4 Energialähteet ja palautuminen testaustilanteessa ... 19
4.5 Testin turvallisuus sekä toistettavuus ... 19
5 Tutkimuksen tavoite ja tutkimusongelmat ... 21
6 Menetelmät ... 22
6.1 Koehenkilöt ... 22

6.2 Tutkimusasetelma ... 22
6.3 Mittausmenetelmät ... 23
6.4 Tuloksien tarkastelutavat ... 24
7 Tutkimustulokset ... 28
7.1 Lihasaktiivisuus nousujohteisessa kuormituksessa ... 28
7.2 Lihasaktiivisuuskäyttäytymisen tarkastelu henkilökohtaisten kaavioiden avulla 28
7.3 Koehenkilöt mies 7 ja nainen 2 ... 29
7.4 Koehenkilö mies 8 ... 32
7.5 Poikkeustapaus ... 34
7.6 Etureisi-pakarasuhteen tarkastelu ... 37
8 Pohdinta ... 40
8.1 Luotettavuus ja toistettavuus ... 45
8.2 Johtopäätökset ... 46
Lähteet ... 49
Liitteet ... 52

1 Johdanto

Kuntosaliharjoittelu on Suomessa noussut harrastajamääriltään kolmanneksi suosituimmaksi harrastukseksi. Harrastajamäärän kasvu on ollut todella suurta. Vuonna 1994 harrastajia oli 337 000 kun taas vuonna 2009-2010 kuntosaliharjoittelun harrastuksekseen ilmoitti 713 000 suomalaista. (Kansallinen Liikuntatutkimus 2009-2010, 7.)

Kuntosaliharjoittelussa puhutaan nykypäivänä paljon lihasten koosta sekä maksimipainoista. Tämä on levinnyt myös urheilijoiden keskuudessa esimerkiksi erilaisten voimatestien muodossa. Tärkeintä on harjoitella järkevästi ja suunnitelmallisesti käyttäen sopivia kuormia. Monissa urheilulajeissa tekninen osaaminen on todella korkealla tasolla, josta johtuen urheilijoiden fyysinen koko ja voimaominaisuudet vaikuttavat menestykseen entistä enemmän.

Lihasten tavoitteellinen kasvattaminen sekä maksimaalisen suorituskyvyn parantaminen on yleistynyt myös arkipäivän kuntosaliharjoittelijoilla. Useasti kuitenkaan tietotaso ei ole riittävä, jolloin tehdään työtä väärillä vastuksilla sekä sarjapituuksilla.

Tavoitteena voimaharjoittelulla on kehittää lihaksiston voimaa ja samalla vahvistaa kehon tukiosia, kuten sidekudoksia, jänteitä ja luustoa. Tavoitteiden mukaan valitaan sopivin harjoitustyyppi nopeus-, maksimi- ja kestovoimaharjoittelusta. (Mero, Nummela, Keskinen & Häkkinen, 2004, 258.)

Maksimivoimaharjoittelulla pyritään maksimaalisen voimantuoton kehittämiseen. Tämän alaluokkaan kuuluvassa hypertrofisessa harjoittelussa pyritään mahdollisimman suureen lihaskasvuun. Tämä saavutetaan käyttämällä mahdollisimman suurta lihasaktivaatiota. Millä kuormalla tämä aktivaatio saavutetaan? Tutkimusten mukaan ko. Kuorma on 60-85%/1RM. (Mero ym. 2004, 261.)

Lihasten sähköistä aktiivisuutta mitataan EMG:n avulla. EMG:n mittaaminen on ollut yleisempää ns. laboratorio-olosuhteissa, mutta Myontec Oy:n luomien tekstiilien ansiosta mittaukset on saatu kentälle urheilijoiden pariin. Tämä puolestaan mahdollistaa

sen, että esimerkiksi kuntosaliharjoittelua pystytään analysoimaan tarkemmin ja optimoimaan urheilijalle sopivaksi. Tämäntyyppistä lihasaktiivisuuden mittausta on tehty ennenkin, mutta aikaisemmin aktiivisuutta mittaavat elektrodit piti sijoittaa vain yhteen kohtaan lihasta. sensoritekstiileissä elektrodit ovat tekstiilin sisällä, mikä mahdollistaa lihaksen aktivaation mittaamisen huomattavasti laajemmalta alueelta ja käytännönläheisemmin. Myontec Oy valmistaa tuotteita huippu-urheilijoille, joukkueille, yrityksille ja yhtiöille.

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää kuinka järjestelmällisesti jalkojen isojen lihasten EMG käyttäytyy, kun kuormitusta lisätään ja selvittää onko tällaisella mittausmenetelmällä mahdollista löytää yksilöllisiä kynnyskuormituksia, jossa tietyllä kuormalla EMG:n kasvu poikkeaa normaalista tai taantuu täysin.

2 Lihasten toiminta ja lihasaktiivisuus

Ihmisessä on useita elimiä. Jokainen elin vastaa tietystä tehtävästä ihmiskehossa. Elimistön toiminta perustuu näiden elinten toimintakykyyn. Sama elimistön toiminta saa aikaiseksi signaaleja, jotka ovat havaittavissa oikeilla mittausvälineillä. Kyseisistä signaaleista käytetään nimitystä biosignaali. Niitä voi olla esimerkiksi sähköisiä, kemiallisia, akustisia, mekaanisia ja magneettisia. (Niemenlehto 2004, 28)

Tämä opinnäytetyö käsittelee sähköisiä biosignaaleja. Niistä kuuluisin on Niemenlehdon mukaan elektrokardiogrammi eli tuttavallisemmin sydänfilmi. Samankaltainen sähköinen signaali voidaan havaita myös lihasten toiminnasta. Tätä signaalia kutsutaan elektromyogrammiksi eli lyhennettynä EMG:ksi. (Niemenlehto 2004, 29)

2.1 Motorinen yksikkö ja aktiopotentiaali

Vilavuon mukaan motorinen yksikkö on käsitteenä tunnettu vuodesta 1925 lähtien. Tällöin siitä käytettiin nimitystä motoneuroni-aksoni ja sitä avustavat lihassolut. (Vilavuo 2007.) Motorinen yksikkö koostuu alfamotoneuronista, viejähaarakkeesta ja sen hermottamista poikkijuovaisista lihassoluista (Basmajian & Luca 1985, 6).

Aktiopotentiaali on sähköinen signaali, joka liikkuu ihmisen hermoratoja pitkin. Aktiopotentiaalissa on lepovaihe, alkuvaihe, eteneminen, huippu ja loppu. Lepojännitteessä solussa on negatiivisempi varaus kuin sen ulkopuolella. Toimintavaiheessa asetyylikoliini saa solun ionikanavat aukeamaan, jolloin natriumioneja virtaa sisään ja lepojännite rikkoutuu. Natrium-ionit muuttavat solukalvon sisäpinnan positiiviseksi ja toimintapotentiaali etenee. Kun kalvojännite on saavuttanut huippunsa, natrium-kanavat sulkeutuvat ja kalium-kanavat aukeavat. Lopuksi positiiviset kalium-ionit virtaavat solun sisäpinnalta pois ja negatiivinen jännite palautuu soluun. (Stufflebeam 2008.)

Mitattaessa tätä sähköistä aktiivisuutta ihon pinnalta saadaan signaali, joka on kaikkien mittauselektrodien mittausalueelle sijoittuneiden motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien yhteenlaskettu summa eli MUAP (Motor Unit Action Potential) (Farina, Sogaard &

Stashuk 2004, 50). Tätä mittaamista ja tulosten analysoimista kutsutaan elektromyografiaksi eli EMG:ksi (Basmajian & Luca 1985, 14.)

2.2 EMG:n historia

Elektromyogrammi ei ole uusi keksintö. Sähkön ja lihassupistusten välisen yhteyden löysi ensimmäisenä Luiggi Galvani vuonna 1791. Hän depolarisoi sammakon jalkojen lihakset koskettamalla niitä metallitangolla. Tarkemmin EMG-signaaleja on tutkittu 1800-luvulta lähtien. Ranskalainen Du Bois-Reymond v. 1849 onnistui ensimmäisenä havaitsemaan sähköisen signaalin ihmislihaksesta. Kuitenkin ihmismittaukset pysyivät kömpelöinä kunnes G. Piper innovoi metallipintaiset elektrodit vuonna 1907. (Basmajian & Luca 1985, 4-5).

2.3 Elektrodit

EMG:n mittaamisessa käytetyt elektrodit jaetaan kahteen eri tyyppiin. Nämä tyypit ovat non-invasiiviset eli ihon pinnalle asetettavat elektrodit sekä invasiiviset neula- ja lankaelektrodit, jotka asetetaan ihon alle. Päätökseen kumpaa elektrodityyppiä käytetään, vaikuttaa etäisyys mitattavasta lihaksesta, toteutettavuuden helppous, aika, koehenkilöt, sekä tutkitaanko yksittäistä vai useampaa motorista yksikköä. Pintaelektrodit ovat yleisempiä ja koehenkilöystävällisempiä kuin invasiiviset elektrodit. Non-invasiivisia elektrodeja käytetään useiden motoristen yksiköiden tutkimiseen. (Basmajian & Luca 1985 24-25.) Niemenlehdon (2004, 30) mukaan invasiivinen mittausmenetelmä tarjoaa tarkempia tuloksia, mutta sen käytössä on omat riskinsä: Lihaskudos saattaa tulehtua tai vaurioitua mittauksessa.

Niemenlehdon (2004, 31) tutkimuksen mukaan pintaelektrodit ovat alun perin ohuita metalliosia, jotka ovat varustettu johtimella. Pinta- eli non-invasiiviset elektrodit voidaan jakaa passiivisiin sekä aktiivisiin elektrodeihin. Passiiviset elektrodit ovat juuri Niemenlehdon mainitsemia pieniä sähköä johtavia metallilevyjä. Aktiivisissa elektrodeissa on myös sähköä johtava osa, mutta erona passiiviseen siinä on myös esivahvistin, joka parantaa signaalia. (Basmajian & Luca 1985, 23-25.) Vilavuon (2007, 20) mukaan passiiviset elektrodit ovat epäkäytännöllisempiä, koska niitä käytettäessä joudutaan

poistamaan kuollut ihosolukko tarkasti mittauskohdalta ja lisäksi niihin joudutaan lisäämään geeliä.

2.4 EMG:n mittaaminen ja käyttö

Elektromyografia kertoo tutkimuksen kohteena olevan lihaksen motoristen yksiköiden yhteisaktiivisuudesta. Mittauksessa voidaan käyttää joko langallista tai langatonta mittausmenetelmää. Mitattu EMG-signaali kertoo esimerkiksi lihaksen aktivoitumistason ja -määrän sekä aktivaation nopeuden. Mittauksessa saatu signaali täytyy vahvistaa ennen käsittelyä. Tämä vahvistus tapahtuu vahvistimella tai etuvahvistimella, jonka läpi signaali menee elektrodin jälkeen. Kun signaali on vahvistettu, saatu data voidaan tallentaa tai siirtää A/D-muuntimen kautta tietokoneelle, jolla sitä voidaan analysoida. (Basmajian & Luca 1985, 104-105.)

Kun signaalin on vahvistettu, sitä voidaan käsitellä eri tavoin. Käsittely täytyy tehdä, koska raaka EMG-signaali ei ole sopiva analysoitavaksi. Tämä johtuu esimerkiksi siitä, että signaalin suurimmat taajuudet nousevat yli 60 hertsiin, eivätkä useimmat tallennusvälineet kykene tallentamaan signaalia kuin 0-60 Hz skaalalla. (Winter 2009, 269.)

Winterin (2009, 269) mukaan yleisimpiä signaalin käsittelytapoja ovat:

1. Signaalin tasasuuntaus
2. Lineaarinen käsittely
3. Koko lihassupistuksen aikainen integrointi

EMG-tutkimuksia on käytetty voimaominaisuuksien mittaamisen lisäksi hermoston tutkimiseen. EMG-mittauksilla kyetään mittaamaan mm. hermoston johtumisnopeuksia ja näin on voitu havaita mahdollisia ongelmia hermolihasjärjestelmässä. Tätä ominaisuutta on hyödynnetty esimerkiksi proteesien kehittämisessä, koska proteesien ohjaamisessa käytetään kehon omia lihassignaaleja. (Basmajian & Luca 1985, 44).

2.5 EMG:n luotettavuuteen ja toistettavuuteen vaikuttavia tekijöitä

Käytettäessä passiivisia elektrodeja ihon vastus vaikeuttaa sähkön virtaamista. Virtaamiseen vaikuttavat ihokerroksen paksuus, ihon lämpötila ja sen puhtaus sekä elektrodien koko. Tätä vastusta voidaan pienentää puhdistamalla iho huolellisesti ja poistamalla kuollut ihosolukko. (Merletti & Hermens 2004, 110.)

Vaikka mitattaisiin vain yhden lihaksen EMG-signaalia, myös ympäröivissä lihaksissa tapahtuu sähköistä aktiivisuutta. Tämä ympäröivä aktiivisuus aiheuttaa häiriöitä mitattavan lihaksen signaaliin. Ilmiön nimi on cross-talk ja se ilmenee varsinkin käytettäessä non-invasiivista eli kajoamatonta mittausmenetelmää. (Farina, Merletti & Stegeman 2004, 91.)

Myös sähköverkon kohina aiheuttaa häiriötä signaaliin. Kohina johtuu ympärillä olevista sähkökentistä. Euroopassa häiriökohinaa esiintyy yleensä matalilla taajuuksilla kuten 50 Hz. Kyseisen kohinan häiritsevää vaikutusta on mahdollista pienentää viemällä vahvistinyksikkö mahdollisimman lähelle mittauskohdetta. Langallista mittausta käytettäessä myös sähköjohdot voivat aiheuttaa häiriöitä. (Winter 2009, 261.)

Liikeartefaktat ovat ihon ja elektrodien johtimien liikkeestä syntyvä signaalia häiritsevä tekijä. Ne esiintyvät yleensä matalilla taajuuksilla 0-20 Hz. Johtuen liikeartefaktojen matalasta esiintymistaajuudesta, saadaan ne suodatettua pois käyttämällä sopivaa päästökaistan alarajaa. (Winter 2009, 274.)

2.6 Pakaran ja etureiden lihasten EMG takakyykyssä

The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles -tutkimuksessa mitattiin neljän eri lihaksen sähköistä aktiivisuutta takakyykyssä. Koehenkilöt suorittivat kyykyt kolmessa eri syvyydessä: puolikyykyssä, lattiatason kyykyssä sekä syväkyykyssä. (Caterisano ym. 2002, 428-432.)

Mitattavat lihakset olivat molemmista jaloista vastus medialis (sisempi reisilihas) ja vastus lateralis (ulompi reisilihas) sekä biceps femoris (kaksipäinen reisilihas) ja gluteus

maximus (pakaralihas). Testissä tarkasteltiin sekä kyykyn eksentristä että konsentrista vaihetta. Molemmista vaiheista tarkastelun kohteeksi otettiin sekä huippuarvot että integroitu data. (Caterisano ym. 2002, 428-432.)

Kymmenen painonnostajan otannassa saatiin mielenkiintoisia tuloksia. Integroidussa tarkastelussa tulokset kertovat selkeästi sen, että mitä syvemmälle kyykky suoritetaan, sitä enemmän myös pakarat aktivoituvat konsentrisessa vaiheessa (puolikyykky 16,92 %, vaakatasokyykky 28 % ja syväkyykky 35,47 %). Samassa tarkastelussa sisempi etureisi tuotti puolikyykyssä 30,88 %, vaakatasossa 18,85 % ja syväkyykyssä 20,23 % kokonaisaktiivisuudesta. Ulompi etureisi puolestaan tuotti samassa testissä 38,82 %, 37,79 % ja 29,28% kokonaisaktiivisuudesta. Eli puolikyykyssä pakarat tuottivat 16,92% ja sisempi sekä ulompi etureisilihas yhteensä 69,70% kokonaisaktiivisuudesta. (Caterisano ym. 2002, 428-432.)

Konsentrisen vaiheen huippuarvoja tarkasteltaessa puolikyykyssä pakaralihasten osuus kokonaisaktiivisuudesta oli 27,74 % plus miinus 11,16 prosenttiyksikköä. Sisemmän reisilihaksen osuus oli 26,90 % plus miinus 7,98 ja ulomman 21,94 % plus miinus 12,46 prosenttiyksikköä kokonaisuudesta. (Caterisano ym. 2002, 428-432.)

2.7 SENIAM

SENIAM on lyhenne sanoista Surface Electromyograpfy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Käytännössä se on Euroopan Unionin projekti, jonka tehtävänä on non-invasiivisien EMG-mittausten suositusten laatiminen. Suositukset kohdistuvat esimerkiksi elektrodien kokoon, muotoon ja materiaaliin sekä niiden sijoituskohtiin eri lihaksia mitattaessa. (SENIAM 1999.)

SENIAM esittää parhaan kiinnittämiskohdan elektrodeille olevan lihaksen motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puolivälissä. SENIAM:n mukaan elektrodien välisen etäisyyden tulisi olla 20 millimetriä. Kaksinapaiset elektrodit tulisi sijoittaa mitattavan lihaksen lihassyiden mukaisesti. Elektrodien väliseksi etäisyydeksi SENIAM suosittelee 20mm sekä kaksinapaisten elektrodien sijoittamista lihassyiden mukaisesti. Gluteus Maximusta eli pakaralihasta tutkittaessa elektrodien tulisi olla SENIAM:n mukaan

korkeintaan 10 mm halkaisijaltaan. Elektrodien välin tässäkin tapauksessa suositellaan olevan 20 mm. Elektrodit tulisi sijoittaa häntäluusta suurempaan sarvennoiseen kulkevan linjan puoleen väliin. Paras asento sijoittaa elektrodit on potilaan ollessa päinmakuulla. (SENIAM 1999.)

Biceps Femoriksen eli kaksipäisen reisilihaksen tutkimisessa SENIAM esittää samat suositukset elektrodin kokoon (10 mm) sekä niiden väliseen etäisyyteen (20 mm). Elektrodit tulisi sijoittaa istuinkyhmyn ja sääriluun pään lateraalisen osan välisen linjan puoleen väliin. SENIAM:n mukaan koehenkilön tulisi maata vatsallaan, kasvot alaspäin suunnattuna elektrodeja asetettaessa. Samalla hänen tulisi koukistaa polvia hieman (ei kuitenkaan alle 90 asteen kulmaan) ja laittaa jalat hieman sisäkiertoon. Etureisien osalta mittauksiin pätee myös samat käytännöt elektrodien sijainnissa, koossa ja etäisyyksissä. (SENIAM 1999.)

2.8 Sensoritekstiilit

Sydän ja keuhkot toimivat tavallaan bensapumppuna ihmiskeholle, jonka moottorina toimivat lihakset tuottamalla kulloinkin tarvittavan voiman. Sydämen toimintaa tarkastelevia mittauslaitteita kuten sykemittari on kehitetty ja onnistuttu kaupallistamaan jo pitkän aikaa, mutta Myontec Oy:n konseptin ansiosta ensimmäistä kertaa myös EMG-mittaukset ovat saatu toimimaan ympäristössä kuin ympäristössä. Tämä luo täysin uuden mahdollisuuden lihasten toiminnan seuraamiseen, tutkimiseen ja analysoimiseen. (Myontec Oy, 2012.)

Pinta-EMG-mittaukset ovat todella yleisiä urheilijoita ja potilaita testattaessa. Langattoman tekniikan käyttö on huomattavasti helpottanut mittausten tekemistä. Siitä huolimatta mittauksia on ollut vaikea saada käyttöön kentälle, laboratorio-olosuhteiden ulkopuolelle. Tämä johtuu siitä, että perinteinen EMG-mittaus vaatii huolellisen ihon valmistelun ja kaiken lisäksi mittausvälineistö sisältää paljon johtoja. Kentällä nämä johdot aiheuttavat liikeartefaktoja, jotka haittaavat mittaamista (kts. kappale 2.5.). Useasti tämä sama välineistö on myös painava ja sitä on vaikea kuljettaa harjoituksissa. (Cheng, Finni, Hu, Kettunen & Vilavuo, 2.)

Myös Cheng ym. mainitsee EMG-tekstiilien eduksi signaalin mittaamisen laajalta alueelta verrattuna yksittäisiin pintaelektrodeihin. Yksittäisen lihaksen mittaaminen on tieteen kannalta tärkeää, mutta käytännön sovelluksissa EMG-tekstiileillä saatu kokonaisvaltaisempi informaatio on käyttökelpoisempaa. Tarkkaillessa useampaa lihasta kerrallaan, EMG-tekstiilit kykenevät antamaan paljon tietoa esimerkiksi työergonomiasta kertomalla sen, että rentoutuvatko ja jännittyvätkö oikeat lihakset. Tällaista tietoa voidaan käyttää mm. kroonisten kipujen poistamiseen, opettamalla potilaita havaitsemaan, milloin he onnistuvat rentouttamaan oikeat lihakset. (Cheng, Finni, Hu, Kettunen & Vilavuo, 2.)

Cheng ym. tutkivat EMG-tekstiilien ominaisuuksia verrattuna perinteiseen non-invasiiviseen mittausmenetelmään. Tutkimuksessa mitattiin luotettavuutta, toistettavuutta, toteutettavuutta sekä korrelaatiota lihasvoiman, ihonalaisen rasvakudoksen paksuuden ja EMG:n välillä. Tutkimuksessa käytettiin pelkästään tasasuunnattua keskiarvoistettua (ARV) EMG-signaalia. Tuloksissa ja johtopäätöksissä todetaan, että EMG-tekstiilit tarjoavat oivan menetelmän ARV-EMG-signaalin mittaamiseen. EMG-teksiilit tarjoavat vastaavan ja jopa paremman toistettavuuden verrattuna perinteisiin bipolaarisiin elektrodeihin verrattuna. (Cheng, Finni, Hu, Kettunen & Vilavuo, 2-12.)

3 Voima

Lapsella, nuorella ja aikuisella voima lisääntyy perimän ja kaikkien ulkoisten tekijöiden, kuten leikkien, harjoittelun sekä työn vaikutuksesta. Murrosiässä nuorella tapahtuu nopea hormonaalinen kypsyminen, jolloin voima lisääntyy sekä tytöillä, mutta erityisesti pojilla. Huippuarvot voiman osalta saavutetaan molemmilla sukupuolilla ikävuosina 20-30. (Mero, Nummela, Keskinen & Häkkinen, 2004, 252.) Haapasaari (2008, teoksessa Larsson ym. 1979) esittää tutkimuksessaan, että niin dynaaminen kuin eksentrinenkin maksimivoimantuotto kasvaa noin 30 ikävuoteen saakka, jonka jälkeen se pysyy vakiona 10-20 vuotta ja lähtee sen jälkeen laskuun.

Saarinen esittää tutkimuksessaan, että voiman tuottaminen lihaksesta eli käytännössä lihassupistus syntyy useiden tapahtumien ketjusta. Tämä lihassupistukseen johtava tapahtumien ketju on jaettavissa karkeasti kolmeen päävaiheeseen: 1) tekijät, jotka vastaavat riittävän sähköisen aktivaation kulkeutumisesta keskushermostosta lihakseen, 2) aineenvaihdunnalliset prosessit, jotka vastaavat lihassupistusmekanismin vaatimasta energiasta sekä 3) venymis-lyhenemis-kierto, joka liittää toisiinsa kaksi edellä mainittua tapahtumaa. (Sahlin, 1992; Gandevia, 1992; Edwards, 1981; Bigland-Ritchie, 1981.)

3.1 Voimatyypit

Voimaa on monen tyyppistä, mutta ne kaikki asettuvat kahden pääkategorian alle: staattinen sekä dynaaminen voima. Staattinen eli isometrinen voima tarkoittaa kykyä tuottaa voimaa liikkumatonta vastusta vasten. Dynaaminen eli vastusta liikuttava voima puolestaan on paljon monimutkaisempaa, koska liikkumistapoja on paljon. Tällöin täytyy kiinnittää tarkkaan huomiota siihen, että tehtävä liike kohdistuu harjoiteltavaan lihakseen ja tavoiteltavaan tulokseen. (Winch 2004, 19.)

3.2 Voimaharjoittelu

Saarisen tutkimuksen mukaan normaaleja arkipäivän askareita rasittavammat fyysiset suoritukset saavat herkästi ihmiskehon reagoimaan kuormitukseen. Voimaharjoituksen johdosta ihmisen elimistön normaali tasapainotila järkkyy ja se alkaa reagoimaan tilan-

teeseen neuromuskulaarisilla, aineenvaihdunnallisilla, hormonaalisilla, lihassoluvaurioiden ja lihaskiputuntemusten vasteilla. Tällainen intensiivinen voimaharjoittelu voi aiheuttaa huomattavia fysiologisia haasteita ihmiselle, joka ei omaa systemaattista harjoittelu taustaa. Sen sijaan urheilijoilla, joilla tausta voimaharjoitteluun löytyy, elimistö on kehittynyt vastaanottamaan jatkuvaa fyysistä rasitetta ja sen seurauksena suorituskyky parantunut. (Saarinen 2001.)

Voimaharjoittelu jakautuu kolmeen eri pääluokkaan: nopeusvoimaan, kestovoimaan sekä maksimivoimaan. Nopeusvoimalla tarkoitetaan voimantuottamisen osalta nopeaa suoritusta, joka voi kestää noin 0.1 sekunnista muutamaan sekuntiin. Tämä voi tapahtua myös toistuvina suorituksina kuten pikajuoksussa. Kestovoimalla tarkoitetaan joko aerobista tai anaerobista pitkäkestoista voimantuottoa kestäen jopa useisiin minuutteihin. Maksimivoimassa mitataan suurin mahdollinen voima yhden toiston maksimaalisella isometrisella supistuksella. (Mero ym. 2004, 251.) Hypertrofinen harjoittelu muodostuu maksimivoimaharjoittelun sekä anaerobisen kestovoimaharjoittelun yhdistämisestä (Niemi 2005, 89).

3.3 Maksimivoimaharjoittelu

Maksimivoimaharjoittelua tehdään kasvattaessa lihaksiston kykyä tuottaa suurinta mahdollista voimaa. Maksimivoimalla siis tarkoitetaan lihaksen tai lihasryhmän maksimaalista voimantuoton tasoa kertasupistuksella (1RM). Samalla harjoittelun seurauksena kehittyy hermosto sekä rekrytoituu uusia motorisia yksiköitä. (Niemi, 2005, 105.)

3.4 Kuorma maksimivoimaharjoittelussa

Maksimivoiman kehittämiseen on tehty monenlaisia harjoitusohjelmia, mutta kaikkia yhdistää yksi asia, mikä on yleisesti moneen kertaan todettu; suurilla painoilla harjoitellessa maksimivoima (1RM) kehittyy. Kuitenkin on myös todettu, että harjoittelu alle 50 % vastuksella 1RM:sta ei normaalisti ole vaikuttanut ykkösmaksimin nousuun. (Moss, Refsnes, Abildgaard, Nicolaysen & Jensen, 1997.)

Ykkösmaksimista (1RM) lasketaan prosentteina harjoituspainojen suuruudet. Maksimivoimaharjoittelussa käytettävät painot ovat suuria, 85-100%, tehokkaimman harjoitus ärsykkeen saamiseksi. Maksimivoimaharjoitteluun kuuluu myös hermostollista harjoittelua, jolloin painot voivat mennä jopa yli 100%/1RM (100-130%). Tällöin mukana on varmistajat, joiden avulla harjoite suoritetaan. (Mero ym., 2004, 261.) Maksimaalisen kuorman kanssa harjoitellessa tulee muistaa, että toistojen suoritusnopeuteen, määrään sekä sarjojen väliseen palautumiseen on kiinnitettävä huomiota, jotta harjoituksesta saadaan haluttu spesifinen vaikutus (Häkkinen, 1990, 102).

3.5 Palautuminen maksimivoimaharjoittelusta

Maksimivoimaharjoittelussa jokaiseen sarjaan pyritään samaan suurin mahdollinen voima. Tällöin sarjapalautuksien on oltava täydelliset, eli 3-5 min. Kokonaisesta harjoituskerrasta lihakset vaativat 48 tunnin palautumisen vastaanottaakseen uudelleen kehittävän ärsykkeen. Palautumisajat ovat yksilöllisiä ja niihin vaikuttaa myös oheisharjoittelu, mutta 72 tunnin jälkeen edellisestä kehittävästä harjoituksesta alkaa maksimivoiman taso laskea. (Niemi, 2005, 109.)

3.6 Maksimivoiman harjoittelumuodot

Maksimivoiman harjoittelumuotoja on kolme: hermostollinen harjoittelu, hermostollis-hypertrofinen harjoittelu sekä hypertrofinen harjoittelu. Hermostollinen harjoittelu erottuu hypertofisesta painomäärien suuruudessa sekä sarjojen toistomäärien pienuudessa. Hermostollis-hypertrofinen harjoittelumuoto yhdistelee maksimivoiman sekä nopeusvoiman harjoitteita. (Niemi, 2005, 105.)

3.7 Hypertofia

Hulmin tutkimuksen mukaan hypertrofisella harjoittelulla haetaan lihaksessa tapahtuvaa hypertofiaa, joka tarkoittaa lihassolun poikittaispinta-alan kasvua. Tämä kasvu syntyy aktiini- ja myosiinifilamenttien lisääntyneestä lukumäärästä ja koosta sekä sarkomeerien lisääntymisestä olemassa oleviin lihassoluihin. Yksittäisten lihassolujen kasvu näkyy lihaksen poikkipinta-alan kasvuna sekä lihaksen sidekudoksen kasvuna. Lihaskasvun määrään vaikuttaa harjoittelijan lihassolutyyppi, sen rekrytointitapa sekä harjoittelutaus-

ta. (Goldspink 1992, 215–217; Kraemer ym. 1995 ja MacDougall 1992, 230). Niemen (2005, 111) mukaan hypertrofisen harjoitussarjan jälkeen lihaksiin kertyy paljon verta, laktaattia sekä turvotusta, josta johtuu treenin jälkeinen ns. pumpin tunne.

Hulmi (2003, teoksessa Kraemer ym. 1998b; Fleck & Kraemer 1997, 134) esittää, että yksittäinen voimaharjoitus ei käytännössä aiheuta vielä lihaksen hypertrofiaa, vaan sen saavuttaminen vaatii yleensä usean viikon yhtäjaksoista harjoittelua. Hulmin mukaan voimaharjoittelun aikana tapahtuu muutosta lihassoluissa, tyypistä IIb hitaampaan tyyppiin IIa. Tämä johtuu tyypin II lihassolujen proteiinien laadun muuttumisesta. Aloittelevilla voimaharjoittelijoilla tätä lihassolujen muutosta on joskus nähtävissä jo kahden viikon harjoittelun jälkeen. (Kraemer ym. 1998b; Fleck & Kraemer 1997, 134.)

3.8 Hypertrofinen harjoittelu

Hypertrofisella harjoittelulla pyritään lihasmassan maksimaaliseen lisäämiseen. Tällöin toistoja tehdään esim. 8-12/sarja ja usein sarjauupumukseen asti pitäen palautukset varsin lyhyinä sarjojen välillä. (Mero ym. 2004, 261.) Äärimmilleen vietynä sarjoista tulee maksimitoistoperiaatteen mukaisia, eli tehdään niin monta toistoa kun kuormalla on mahdollista saada tai jopa keinotekoisesti enemmän ns. huijausperiaatteella (Häkkinen 1990, 71). Hulmi kertoo tutkimuksessaan, että sarjojen pituudet lihasmassaa kasvattavissa suorituksissa tulisi olla 20-60 sekuntia. Tämä tarkoittaa, että energiaa suorituksen tekemiseen saadaan lähinnä välittömistä energian lähteistä sekä lihaksen glykogeenista. (Ahtiainen 2001, 9; Guyton & Hall 2000, 970; McArdle ym. 1996, 122; Tesch ym. 1986; Viru & Viru 1993.) Tällöin lihaksen tasapainotila järkkyy harjoitteen rasituksesta ja elimistö pyrkii jopa ylikorjaamaan rasituksen aiheuttaman muutoksen (Niemi 2004, 111).

Saarisen (2001) tutkimuksen mukaan hypertrofinen voimaharjoittelu kohottaa sykettä, lihaksen laktaattipitoisuutta sekä aiheuttaa hormonaalisia muutoksia elimistössä ja näin kuormittaa koko sydän ja verenkiertoelimistöä. Tällaisella hermostotyyppisellä voimaharjoittelulla haetaan lähinnä maksimivoiman kasvattamista. Hermoston stimuloimisella ja lihassolujen rekrytoinnin maksimoinnilla pyritään vaikuttamaan maksimaaliseen voimantuottoon. Useimpien tutkimusten mukaan suurimman lihasvoiman kehittymisen

saa aikaan eksentrisellä lihastyöllä, mutta myös konsentrisella lihastyöllä on päästy lähes yhtä hyviin tuloksiin.

Tärkeää lihasten kasvun osalta liikkeissä on ottaa huomioon motoristen yksiköiden optimaalinen aktivointi. Tehokkain ärsyke on mahdollisimman monen motorisen yksikön riittävän pitkäkestoinen jännitys dynaamisessa liikkeessä, samalla huomioiden niiden riittävän tiheän syttymistaajuuden eli syttymisfrekvenssin. (Niemi 2004, 112.)

3.9 Kuorma hypertrofisessa harjoittelussa

Niemen (2004, 114) mukaan sanonta ”lihas kasvaa suurilla, muttei liian suurilla painoilla” pitää täysin paikkansa, koska kuorman valitseminen harjoittelussa on hyvin tärkeää. Hypertrofisessa voimaharjoittelussa käytetään submaksimaalista kuormaa, joka tarkoittaa noin 60-80% treenattavan lihaksen maksimivoimasta (Häkkinen 1990, 71). Hulmi (2003) kuitenkin esittää, että hypertroofisessa harjoituksessa kuormat voivat olla 60-90% välillä lihaksen maksimivoimasta. Kuorma määrittyy suurin piirtein tälle välille, koska pienempi kuorma ei aktivoi tehokkaasti kaikkia motorisia yksiköitä kun taas tätä suurempi kuorma stimuloi enemmän hermostoa ja kehittää maksimivoimaa (Asmussen, Jyrgen Montag, Ahonen, Heinonen, Pehkonen, Erämetsä, Lahtinen-Suopanki, Vestervik, Leppänen, Laakko & Mäkelä 2001, 113). Hypertrofisessa harjoittelussa lihasmassan kasvun lisäksi lihaksesta tulee myös vahvempi, mutta se ei kuitenkaan kehitä merkittävästi hermostollista toimintaa, kuten neuraalinen (hermostollinen) maksimivoimaharjoittelu (Niemi 2004, 111).

Tähän harjoittelumuotoon kuuluu, että lihasta ärsytetään monella eri tavalla. Lihaksen eristäminen viimeistely- ja apuliikkeillä suurien pääliikkeiden jälkeen antaa tuloksia lihaksen kasvun suhteen. (Niemi 2004,114.)

3.10 Palautuminen hypertofisesta harjoittelusta

Hulmin tutkimuksen mukaan erittäin kovatehoisen kuormituksen jälkeen hermoston ja lihasvaurioiden palautuminen on hitaampaa kuin energiavarastojen täydentyminen. Lihaksessa syntyy myös lihasarkuutta, jonka takia hermoston ja lihasvaurioiden palautu-

minen määräävät seuraavan kovatehoisen harjoituksen. Palautumisaika raskaasta voimaharjoituskerrasta on 48-72 tuntia ja erittäin raskaasta yli 72 tuntia. (Siff 2000; Nummela 1997, 124; Zatsiorsky 1995.)

Hulmi (2003 teoksissa Guyton & Hall 2000, 971; Tesch ym. 1986) esittää, että uupumukseen asti suoritettujen toistojen loppuvaiheilla lihaksen ATP-varastot ovat pienentyneet 30-40% ja KP-varastot ovat lähes tyhjentyneet. KP-varastot palatuvat kuitenkin puoleen lepotasosta jo 30-60 sekunnin jälkeen kun täydellinen palautuminen kestää noin 10-30 minuuttia.

3.11 Energian saanti

Lihaskudoksen kehittymisen sekä samalla lihaksen maksimaalisen poikkipinta-alan saavuttamisen edellytyksenä on positiivinen energiatasapaino ja varsinkin positiivinen proteiinitasapaino. Tämä saavutetaan pelkästään riittävällä ravinnon nauttimisella. (Niemi 2004, 114)

4 Jalkakyykky ja sen testaaminen

Jalkakyykkyä tehtäessä on tärkeä osata kyykyn tekniikka. Asennon on oltava tukeva, joka varmistetaan jalkojen asennolla. Hieman hartialeveyttä leveämpi asento vaaditaan vähintään tukevan asennon saamiseen. Varpaita sekä polvia voi kääntää hieman ulospäin, jolloin vältetään polvien taittuminen sisään päin ja näin väärä asento. (Perry, 2010.) Levytangon paikka asettuu hartioille joko epäkäslihaksen päälle tai hieman hartialihaksen takaosan yläpuolelle nojaamaan epäkäslihakseen (Delavier, 2001, 80).

Kuva 1. Jalkakyykyn lähtöasento

Keskivartalon paine pitää liikkeen kontrolloituna ja mahdollistaa lantion liikkumisen turvallisessa asennossa taakse päin. Näin vältytään myös polvien karkaamiselta varvaslinjan etupuolelle sekä painopisteen siirtyminen päkiöille ja varpaille. Selkärangan tukemisen toinen tärkeä kohta on hartiat sekä rintarangan alue. Tukeva asento pidetään

painamalla olkapäitä sekä kyynärpäitä taakse ja samalla rintaa auki. Pään asento tulee pitää suoraan eteenpäin. Päätä eteen- tai alaspäin taivuttaessa selkärangan asento vaarantuu joka kasvattaa painetta selkärangan nikamiin ja välilevyihin. Turvallisuuden ylläpitämiseen kuuluu suurelta osin myös oikea hengitysrytmi. Alaspäin lähdettäessä tulee ottaa syvään happea, joka auttaa myös keskivartalopaineen ylläpitämisessä ja takaisin ylöspäin punnerrettaessa puhalletaan ilma voimakkaasti ulos. (Perry, 2010.)

Kuva 2. Jalkakyykyn ala-asento

4.1 Jalkakyykyn lihaksisto

Jalkakyykky mittaa polven ojentaja-, pakara- sekä osittain selkälihasten voimantuottoa. Kyykkytesteissä on tärkeä vakioida alasmenonopeus sekä polvikulma samaksi jokaisella testattavalla jokaisessa suorituksessa. Loukkaantumisten ennaltaehkäisemiseksi voidaan käyttää apuna nostovyötä, joka lisää keskivartalon sisäistä painetta sekä tukee selkää. Turvallisuuden takaamiseksi on hyvä käyttää varmistajia tangon molemmissa päissä.

(Ahtiainen & Häkkinen 2007, 148.) Lihaksistosta pääsuorittajia takakyykyssä ovat nelipäinen reisilihas sekä iso pakaralihas. Näiden lisäksi avustavia ja tukevia lihaksia on paljon, koska kyseessä on suurinta osaa lihasmassastamme rasittava liike. Tärkeimpiä avustavia ja tukevia lihaksia ovat selän ojentajalihas, polvenkoukistajalihakset, vatsalihakset sekä reiden lähentäjälihakset. (Delavier, 2003, 80-81.) Schoenfeldin konferenssiesityksen mukaan kyykky aktivoi yli 200 lihasta ympäri kehoa, joitain enemmän ja joitain vähemmän. Lonkan alueen osalta suurimmat tekijät ovat kuitenkin pakaralihakset eli lonkan ojentajalihakset. Pakaralihaksen aktiivisuuden suuruudella on selkeä yhteys kyykyn syvyyteen eli mitä syvemmälle kyykkyliike tehdään, sitä enemmän pakara aktivoituu. Suuressa osassa ovat myös selän ojentajalihakset sekä etureidestä polven ojentajalihakset. Myös etureisien lihasten aktiivisuus riippuu kyykyn syvyydestä. Takareisien aktiivisuus on vain kohtalaista kyykyn aikana, eikä sen aktiivisuudella ole suurta vaihtelevuutta eri syvyisissä kyykyissä. (Schoenfeld, 2013.)

4.2 Isometrinen sekä dynaaminen lihastoiminta

Voimantuottotapoja lihaksella on kaksi, isometrinen ja dynaaminen. Isometriseksi voimantuotoksi lasketaan lihastyö, jonka aikana lihaksen pituus ei muutu, eikä havaittavissa ole lainkaan nivelliikettä. Tätä lihastyötä voidaan kutsua myös staattiseksi lihastyöksi. (Niemi, 2005, 53.)

Dynaaminen lihastyö, eli lihassupistuksella lihaksen pituuteen vaikuttava työ, voidaan jakaa vielä konsentriseen sekä eksentriseen lihastyöhön. Konsentrisella lihastyöllä tarkoitetaan lihaksen lyhenemistä lihassupistuksella. Vastaavasti eksentrisessä lihastyössä lihas venyy ja sitä käytetään liikkeen jarruttamiseen. (Niemi, 2005, 53-54.) Monissa dynaamisesti tehdyissä voimaharjoitteissa eksentrinen sekä konsentrinen lihastyö vuorottelevat melko tasaisesti. Joitain harjoitteita voidaan kuitenkin jakaa sen lihastyön perusteella. Esimerkiksi erilaiset loikka- ja hyppelyharjoitteet kuormittavat lihasta enemmän eksentriseltä puolelta, kun taas hitaasti suoritettavat perus- ja maksimivoimaharjoitteet kehittävät paremmin lihassupistuksen konsentrista vaihetta. (Levola, Jouste & Vuorimaa, 20.)

Haapasaaren tutkimuksen mukaan agonisti- ja antagonistilihaksien voimantuotto eroaa toisistaan aina jonkin verran. Esimerkiksi juuri kyykkyliikkeessä päävaikuttajina olevien polven ojentajalihaksien voimantuottomahdollisuudet ovat huomattavasti suuremmat kuin polven koukistajalihaksien. (Colliander & Tesch 1989; Frontera ym. 1991.)

4.3 Testiin suostuminen ja valmistautuminen

Testaajalla on useita velvollisuuksia testattavaa kohtaan. Kuntotestiin osallistumisen tulee olla vapaaehtoista. Testattavan tiedossa tulee olla testin tarkoitus, toteutustapa sekä riskit ja ongelmatilanteet. Testattavalla tulee olla mahdollisuus keskeyttää testi milloin haluaa. Testituloksia ei saa luovuttaa ulkopuolisille ilman testattavan suostumusta. Vastaavasti testattavan velvollisuuksiin kuuluu informoida testaajaa totuudenmukaisesti omasta terveydentilastaan sekä testaukseen vaikuttavista seikoista. (Kallinen 2007, 34.)

Testattaville tulee ilmoittaa etukäteen kuinka testiin tulee valmistautua. Valmistautuminen riippuu testistä ja sen tarkoituksesta. Lihasvoimaa mittaavissa testeissä suositellaan noin 10 minuutin alkulämmittelyä vammojen ennaltaehkäisemiseksi. (Kallinen 2007, 34.)

4.4 Energialähteet ja palautuminen testaustilanteessa

Testaustilanteessa suorituksesta palautumiseen käytettävä aika määräytyy testin tyypistä. Lyhytkestoisessa voimakkaassa lihastyössä käytetään energialähteinä pääasiassa välittömiä lähteitä, eli ATP- ja KP- varastoja, jotka myös palautuvat parissa minuutissa takaisin lähtötasolleen. Tällöin energialähteiden riittävyys ei yleensä muodostu keskeiseksi ongelmaksi. (Ahtiainen & Häkkinen 2004, 130.)

4.5 Testin turvallisuus sekä toistettavuus

Ahtiala & Häkkinen (2004, 134) kertoo hermo-lihasjärjestelmän voimantuoton testeissä otettavan huomioon ensisijaisesti testattavan turvallisuuden, testilaitteiden kunnon sekä testin toistettavuuden. Turvallisuutta huomioitaessa tulee miettiä esimerkiksi avustajien käyttöä ja testauspaikan olosuhteita. Olosuhteet sekä niiden muutokset tulee ottaa huomioon myös toistettavuutta pohdittaessa. Toistettavuutta voidaan mitata esim. va-

riaatio- tai korrelaatiokertoimia laskemalla eri testien, testikertojen tai testaajien välillä. Tutkijan tulee muistaa ammattitaito tutkimusta sekä testejä tehdessä. On ymmärrettävä mitä ja miksi tutkitaan, tutkimuksen tausta sekä tutkimuksen tekemisen periaatteet. (Heikkinen 1999, 63-81.)

5 Tutkimuksen tavoite ja tutkimusongelmat

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää kuinka systemaattisesti etureisien, takareisien ja pakaroiden EMG käyttäytyy kuormitusta lisättäessä ja onko tämän tyyppisellä EMG-seurannalla mahdollista löytää yksilöllisiä kynnyksiä joissa kuorman lisäyksen myötä tapahtuva EMG:n kasvu muuttuu poikkeavaksi tai taantuu. Samalla pyrittiin selvittämään sensorivaateteknologian hyödyllisyyttä sekä käytännöllisyyttä tällaisessa voitestissä.

Tutkimusongelmat:

1. Kuinka alaraajojen EMG- aktiivisuus käyttäytyy kuormitukseltaan nousujohteisessa kyykkysuorituksessa?
    a. Kuinka eri lihasryhmien aikaan suhteutettu aktiivisuus (EMG average) käyttäytyy?
    b. Eroaako huippuarvojen (EMG peak) ja aikaan suhteutettujen arvojen (EMG average) käyttäytyminen toisistaan?

2. Miten kyykkysuorituksen kuormitus jakautuu EMG –aktiivisuuden perusteella lonkan ojentajille (pakaranseudun lihaksisto) ja polven ojentajille (etureiden lihaksisto)?
    a. Kuinka etureisien, takareisien ja pakaroiden kokonaisaktiivisuus (EMG area) käyttäytyy?

6 Menetelmät

6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä toimi yhteensä kymmenen henkilöä, joista miehiä oli kahdeksan ja naisia kaksi. Koehenkilöiden ikä vaihteli välillä 17-25 vuotta. Pituuden vaihteluväli oli 165-193cm (ka. 177,9cm). Koehenkilöt painoivat keskimäärin 77,3 kg.

Jokaisella koehenkilöllä oli urheilutaustaa aina tällä hetkellä kilpailevasta painonnostajasta entiseen keskimatkan juoksijaan. Yhdistävänä tekijänä oli kuitenkin se, että kaikilla löytyi kokemusta kuntosaliharjoittelusta. Etukäteen kirjattiin ylös loukkaantumisia, jotka saattavat vaikuttaa tuloksiin aiheuttamalla esimerkiksi puolieroja.

6.2 Tutkimusasetelma

Koehenkilöt aloittivat sarjat heidän oman arvionsa perusteella noin 50 % arvioidusta 1RM:sta. Kuormaa nostettiin tasaisesti kohti maksimia. Kuormat valittiin niin, että alussa vastuksen lisäys saa olla 10-20 kg, joka vastaa käytännössä noin 10 % ykkösmaksimista. Lähestyttäessä 70 % 1RM:aa kuormien lisäykset pienennettiin noin viiteen prosenttiin 1RM:sta. Tämän takia koehenkilöiksi valittiin ihmisiä, joille takakyykky oli liikkeenä jo tuttu. Näin maksimin arvioiminen ennen testin alkua oli mahdollisimman tarkka. Takakyykky ohjeistettiin tekemään niin, että eksentrinen alasmenovaihe tehtäisiin hitaasti ja kontrolloidusti, kun taas nouseva konsentrinen vaihe tulee tehdä nopeasti, mutta silti hallitusti. Sarjoja tuli kuudesta kymmeneen alkaen noin 50% 1RM päätyen maksimiin.

Takakyykyn syvyys rajattiin noin 100°:n polvikulmaan käyttämällä apupenkkiä (kts. Kuva 3.). Kyykky suoritettiin niin, että pakarat hipaisivat penkkiä. Näin vältettiin penkille istuminen ja lepovaihe ala-asennossa, jolloin kyykyn luonne olisi muuttunut täysin. Rajaus tehtiin testin toistettavuuden parantamiseksi. Koehenkilön pituudesta riippuen käytettiin säädettiin penkin korkeutta niin, että polvikulma kyykyn ala-asennossa saatiin vakioitua n. 100 asteeseen.

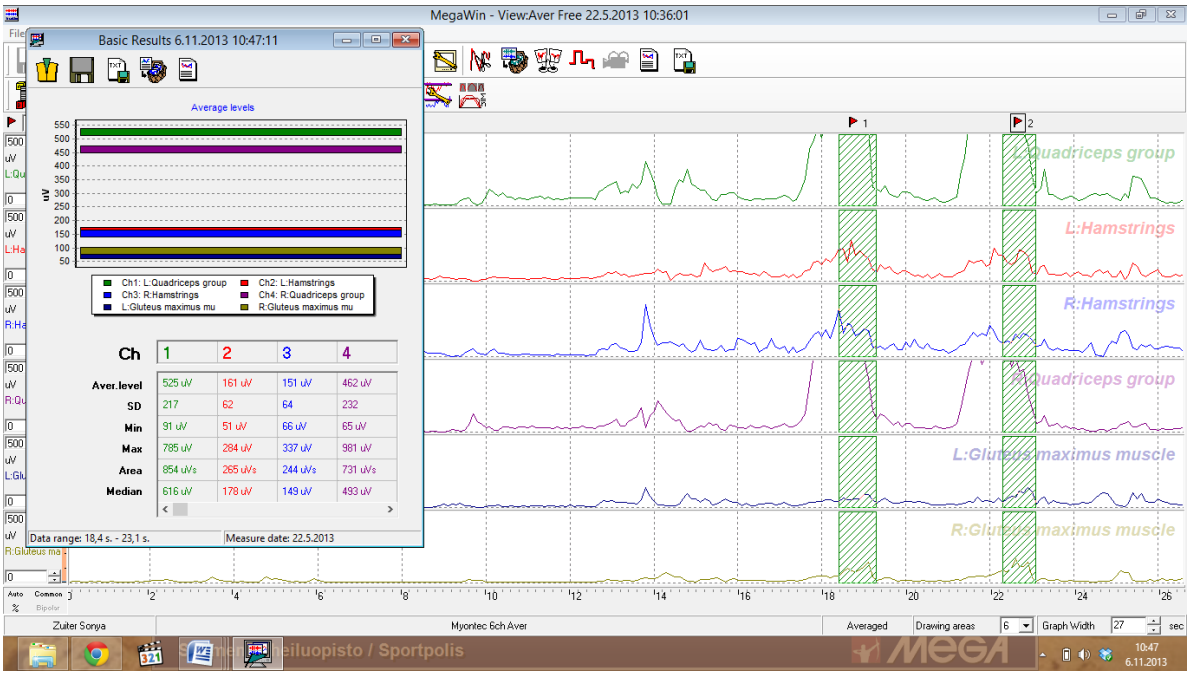
Sarjojen välillä pidettiin kahdesta neljään minuuttia kestävä palautus. Vähintään kaksi minuuttia siksi, että ATP-varastot ehtivät täydentyä ja enintään neljä minuuttia, jotta tuntuma nostamiseen säilyisi. (Ahtiainen & Häkkinen 2004, 130.) Alku- ja loppuverrytely sekä laitteiston säätäminen mukaan luettuna testin kestoksi per henkilö muodostui noin yksi tunti. Mittaukset suoritettiin kuntokeskus Fressillä Lahdessa, Vierumäen urheiluhallin kuntosalilla sekä Lahden juoksusuoran punttisalilla. Testit sijoittuivat aikavälille 1.3.- 1.6.2013.

Kuva 3. Kyykyn syvyyden määrittäminen penkin avulla

6.3 Mittausmenetelmät

EMG-mittaukset tehtiin Myontech Oy:n lihasmittausmenetelmää hyödyntäen yrityksen kehittämiä sensoritekstiilejä. EMG-signaali mitattiin kolmesta eri lihasryhmästä: etureisistä, takareisistä sekä pakaroista. Sensoritekstiilit tallensivat testien datan tallennusmoduuliin, josta se siirrettiin tietokoneelle analysointia varten. Tulosten tarkasteluun valit-

tiin kyykkysuorituksien konsentriset osat. Niistä tarkasteltiin signaalin pinta-alaa (EMG-area), liikkeen kestoon suhteutettua EMG:tä (EMG-average) sekä korkeinta tuotettua aktiivisuusarvoa sarjan aikana (EMG-peak). Konsentrisen vaiheen alku ja loppu rajattiin käyttämällä MegaWin-ohjelmiston trikker-toimintoa, joka käytännössä napinpainalluksesta merkitsee signaaliin painallushetken. Tulosanalyysissä tarkasteltiin kahden peräkkäisen toiston konsentrisia vaiheita ja näiden EMG-arvoja kuormituksen kasvaessa. Alla olevasta kuvasta vihreäksi maalattu alue on konsentrisen vaiheen EMG-area ja tämän alueen keskiarvo on EMG-average.

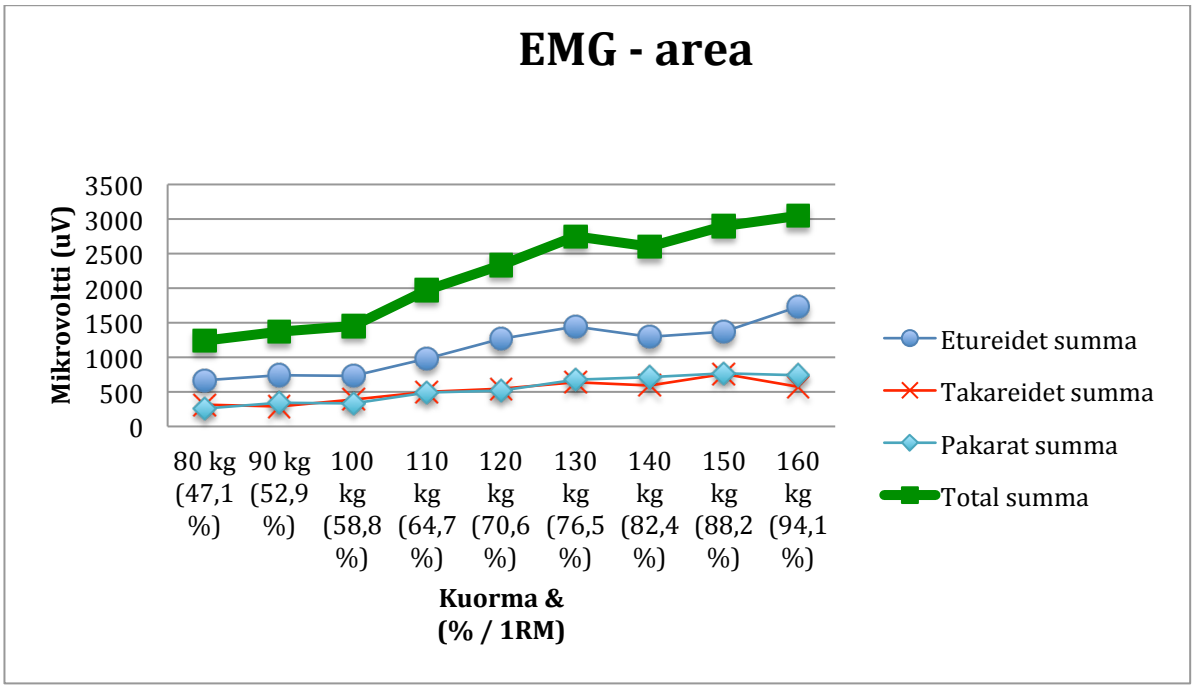


Kuva 4. MegaWin-ohjelmisto basic results (100kg squat*2 consetric phase)

6.4 Tuloksien tarkastelutavat

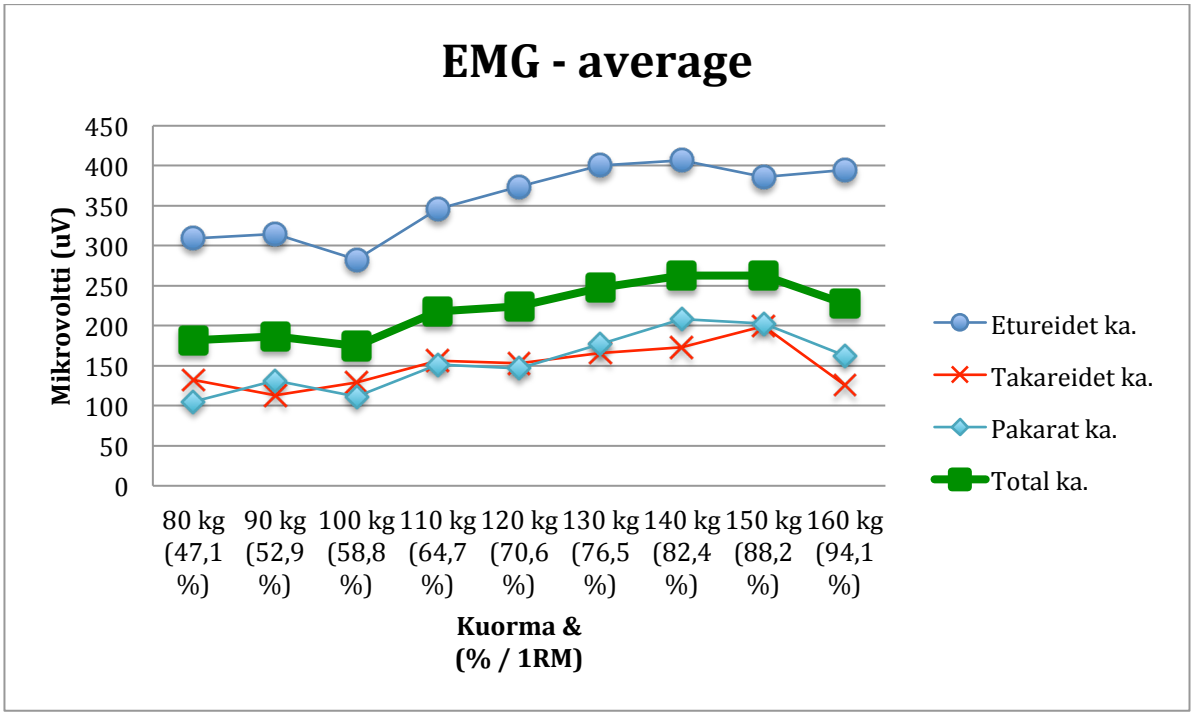
Saaduista EMG-arvoista tehtiin kaaviot, joissa näkyy signaalin käyttäytyminen kuormituksen kasvaessa. Jokaiselle koehenkilölle luotiin average-, area- ja peak-kaaviot (katso kuviot 1, 2 ja 3). Näistä kaavioista pystyy helposti seuraamaan signaalin nousujohteisuutta ja mahdollisia tasanteita tai poikkeamia. Näitä tasanteita tarkasteltiin testiryhmän välillä keskiarvoa ja vaihteluväliä käyttäen. Jokaisessa näissä kolmessa kaavioissa y-akseli kuvastaa mikrovolttien (uV) määrää ja x-akseli kuormaa eli kilomäärää sekä sen prosentuaalista arvoa ykkösmaksimista (kg & %/1RM). Kaavioiden selite-osiossa ilmenee, mitä käyrät kuvastavat. Pakaroiden ja etureiden välinen käyttösuhde selvitettiin laske-

malla EMG-arean jokaisen toiston totaaliarvot yhteen ja selvittämällä niiden keskiarvo. Sama tehtiin myös pakaroille ja etureisille. Näin saatiin selville prosenttiosuus siitä, kuinka ison osan kokonaisaktiivisuudesta pakarat ja etureidet keskimäärin tuottivat.



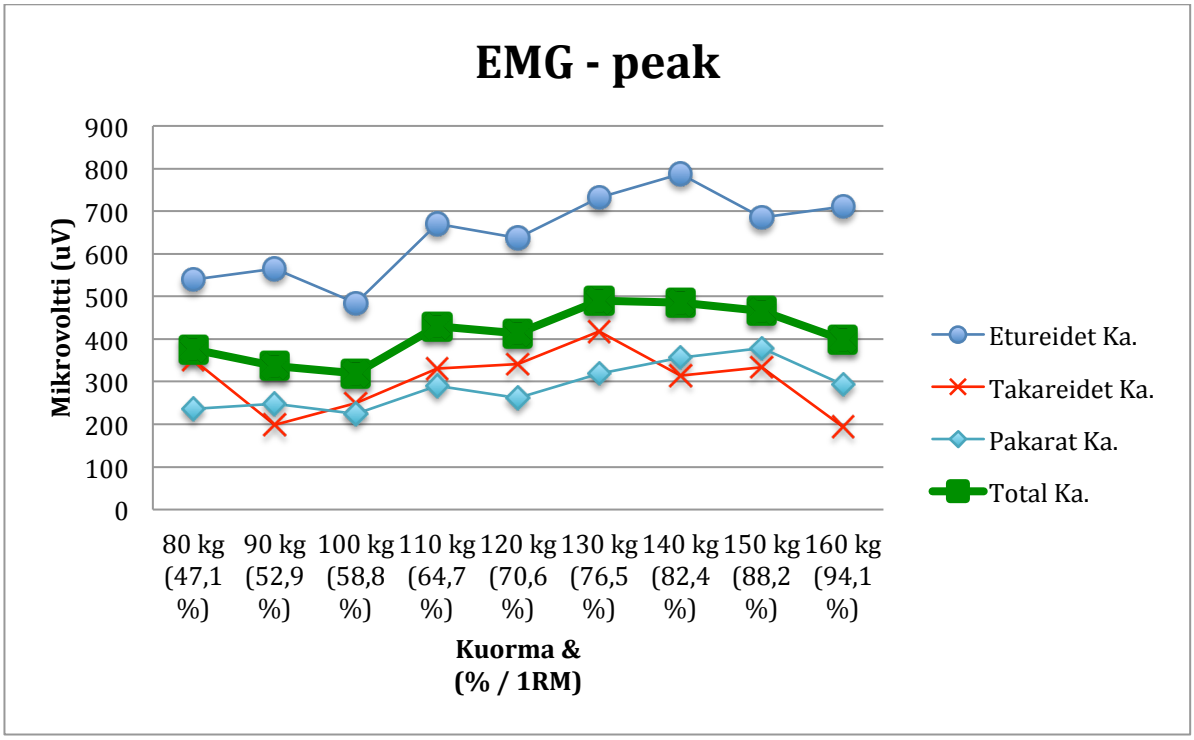
Kuvio 1. Esimerkkikaavio pinta-alallisesta tarkastelusta

Pinta-alallisessa (area) tarkastelussa sekä vasemman että oikean puolen lihasten arvot summattiin. Näin saatiin oma kokonaisarvo (total summa) takareisille, etureisille sekä pakaroille. Tämän lisäksi luotiin totaalisumma kaikkien ko. lihasten mikrovolttimäärästä jokaisella kuormalla.



Kuvio 2. Esimerkkikaavio keskiarvollisesta tarkastelusta

Keskiarvollisessa (average) tarkastelussa määritettiin jokaisen lihaksen oman mikrovolttimäärän lisäksi lihasryhmien sisäinen keskiarvo. Kokonaiskeskiarvo (total ka.) laskettiin kaikkien näiden lihasryhmien keskiarvoista.



Kuvio 3. Esimerkkikaavio huippuarvojen tarkastelusta

Kolmantena tarkasteltiin lihasten huippuarvoja (peak). Näistäkin arvoista laskettiin lihasryhmien sisäisten peak-arvojen keskiarvot sekä kaikkien peak-arvojen keskiarvo (total peak ka.). Peak-arvojen käyttäytymistä verrattiin tutkimustuloksissa EMG-averagen käyttäytymiselle.

7 Tutkimustulokset

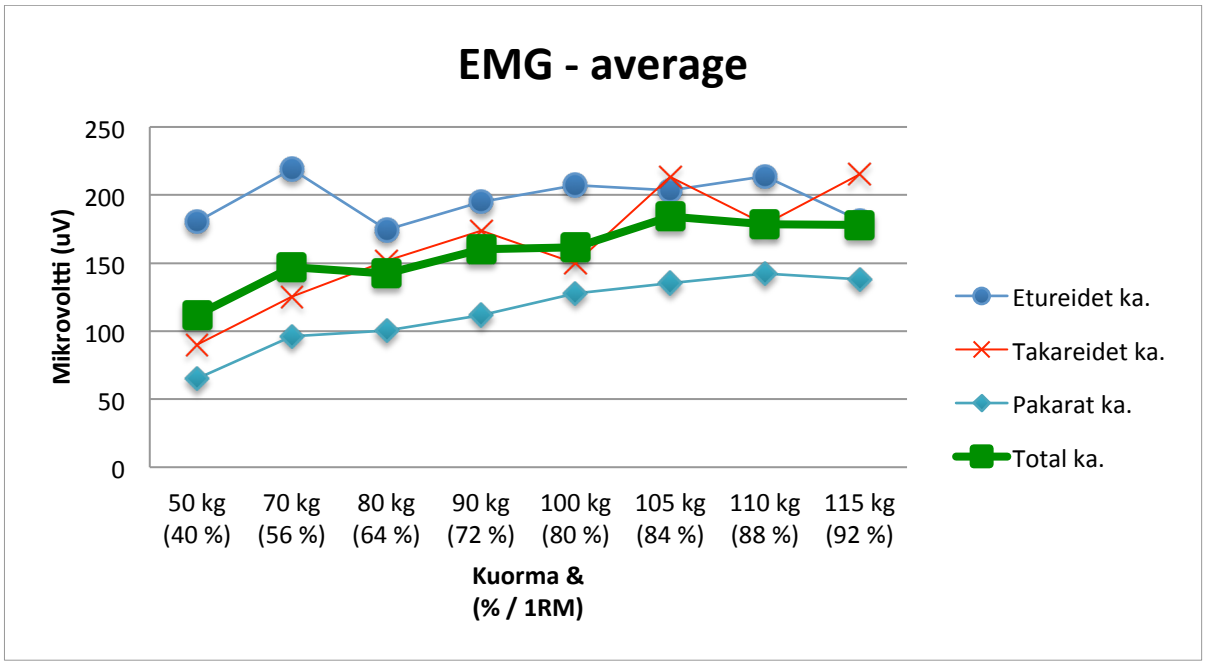
7.1 Lihasaktiivisuus nousujohteisessa kuormituksessa

EMG-area, eli lihasten kahden toiston yhteenlaskettu lihasaktiivisuus kasvoi kuormitusta lisättäessä jokseenkin lineaarisesti aina maksimaaliseen kyykkykuormitukseen (100 %/1RM) asti. Se sijaan, liikkeen kestoon suhteutettu keskiarvollinen EMG-average muuttui yhtä poikkeustapausta lukuun ottamatta ei-lineaariseksi ennen maksimikuormitukseen (100 %/1RM) pääsyä. Tämä muutos lihasaktiivisuuden käyttäytymisessä ilmeni tasanteena, jolloin lihasaktiivisuus taantui tai tasaantui ja se tapahtui keskimäärin kuormalla 80,5 %/1RM, vaihteluvälin ollessa 68,6 % - 96,6 %. Kyykkysuorituksen kuormitusta tarkasteltiin lihasryhmien yhteenlasketusta kokonaisaktiivisuudesta (EMG-area). Pakaralihasten osuudeksi kokonaisaktiivisuudesta tuli keskimäärin 20,5 %, vaihteluvälin ollessa 9,5 % - 28,1 %. Etureisien osuus oli vastaavasti 55,2 %, vaihteluvälin ollessa 39,5 % - 71,1 %.

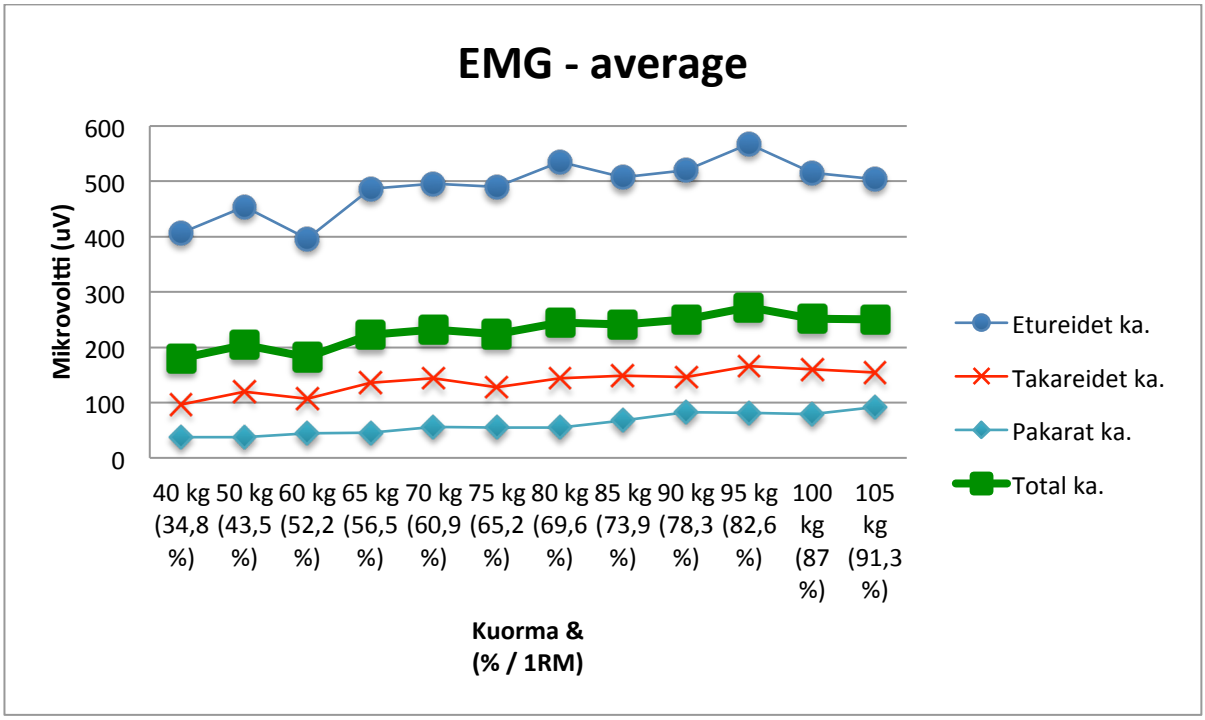
7.2 Lihasaktiivisuuskäyttäytymisen tarkastelu henkilökohtaisten kaavioiden avulla

Henkilökohtaisten aktiivisuuskaavioiden kautta tarkasteltiin lihasaktiivisuuden käyttäytymistä eri lihasryhmien sekä kokonaisaktiivisuuden kautta. Näiden kaavioiden avulla saatiin kokonaisvaltaisempi käsitys lihasaktiivisuuden käyttäytymisestä.

7.3 Koehenkilöt mies 7 ja nainen 2



Kuvio 4. Mies 7

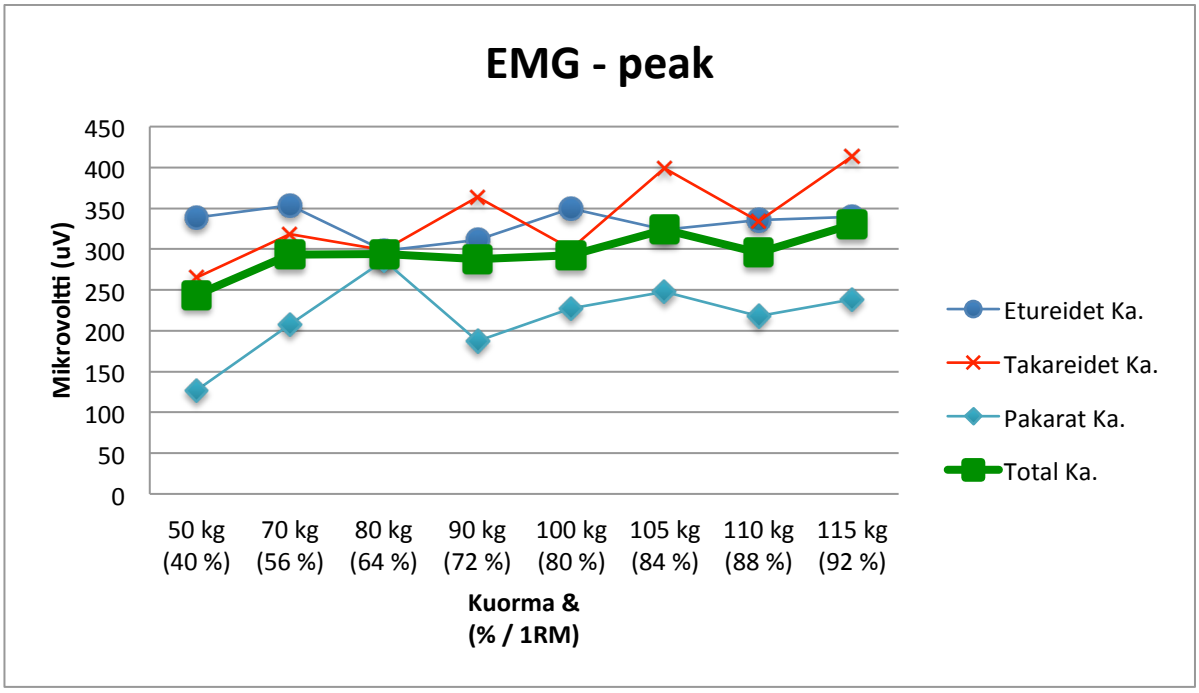


Kuvio 5. Nainen 2

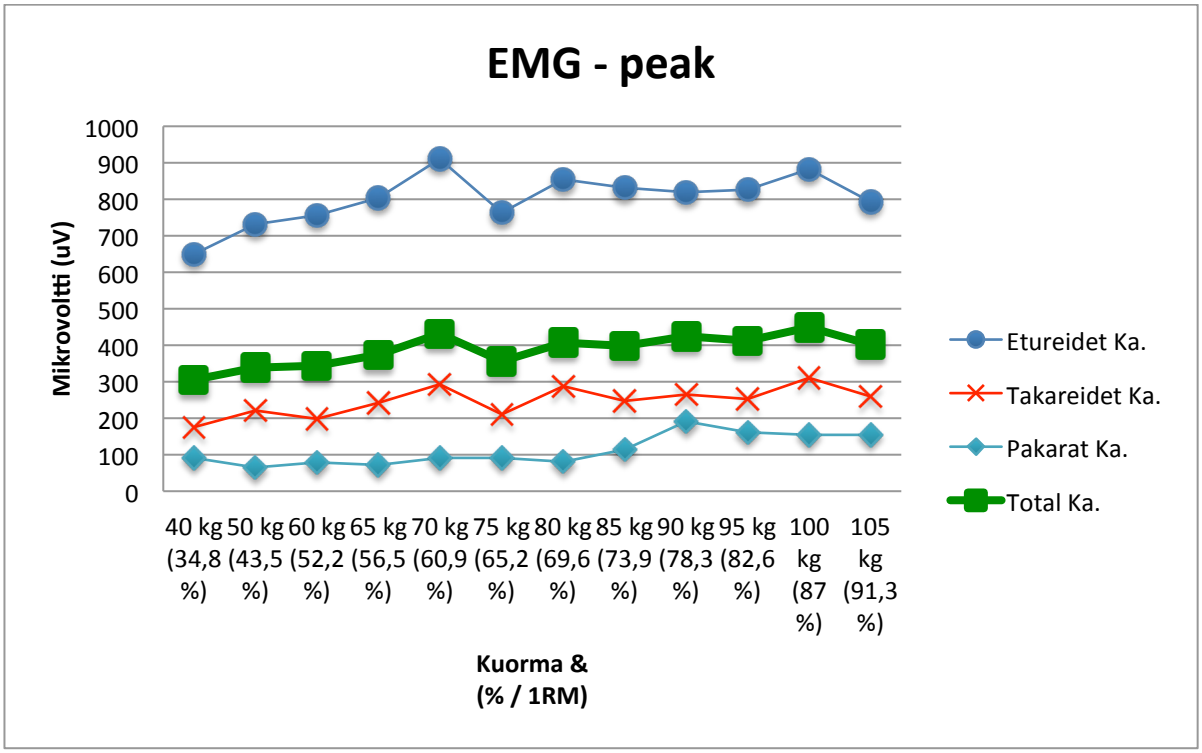
Koehenkilöiden mies 7 ja nainen 2 kaavioissa kokonaiskeskiarvollinen lihasaktiivisuus on nousujohteinen tiettyyn pisteeseen asti. Tässä pisteessä löytyy selkeä tasanne. Tämän tasanteen jälkeen mikrovolttimäärät eivät enää nouse.

Ensimmäisessä kaaviossa (mies 7) kuormat lähtevät 50 kilogrammasta eli 40 % ykkösmaksimista. Tällä vastuksella ko. henkilön etu- ja takareisien sekä pakaralihasten keskiarvollinen sähköinen lihasaktiivisuus oli noin 112 mikrovolttia. Siitä aktiivisuus kasvoi seuraavaan kuormaan (70kg=56%) selkeästi noin 34 uV. Seuraavien kahden kuorman välillä ilmeni tasanne, eikä aktiivisuus kasvanut lainkaan. Kuormavälillä 80 kg – 105 kg lihasaktiivisuus kasvoi tasaisesti. Pisteessä 105kg (84%) kokonaiskeskiarvo saavutti huippupisteensä 184 uV, jonka jälkeen aktiivisuus ei enää kasvanut, vaan jopa pieneni hieman.

Toisessa kaaviossa (nainen 2) lihasaktiivisuus oli hyvin samankaltaista kuin edellisessä kaaviossa. Totaalikäyrän käyttäytyminen oli myös nousujohteista, mutta tasanteita löytyi hieman enemmän. Koehenkilön totaalikäyrä lähtee liikkeelle 180 mikrovoltista. Tasanteita / taantumia löytyi väleillä 50-60 kg, 70-75 kg, 80-85 kg, kunnes käyrä saavuttaa huippuarvonsa 95 kilogrammassa eli 82,6 prosentissa ykkösmaksimista. Tämän jälkeen totaalikäyrä lähtee taantumaan. Suurin mikrovolttimäärä noin 272 ilmeni siis 95 kg:ssa, kun taas suurimmalla kuormalla (105 kg) se on enää noin 250 uV.



Kuvio 6. Mies 7



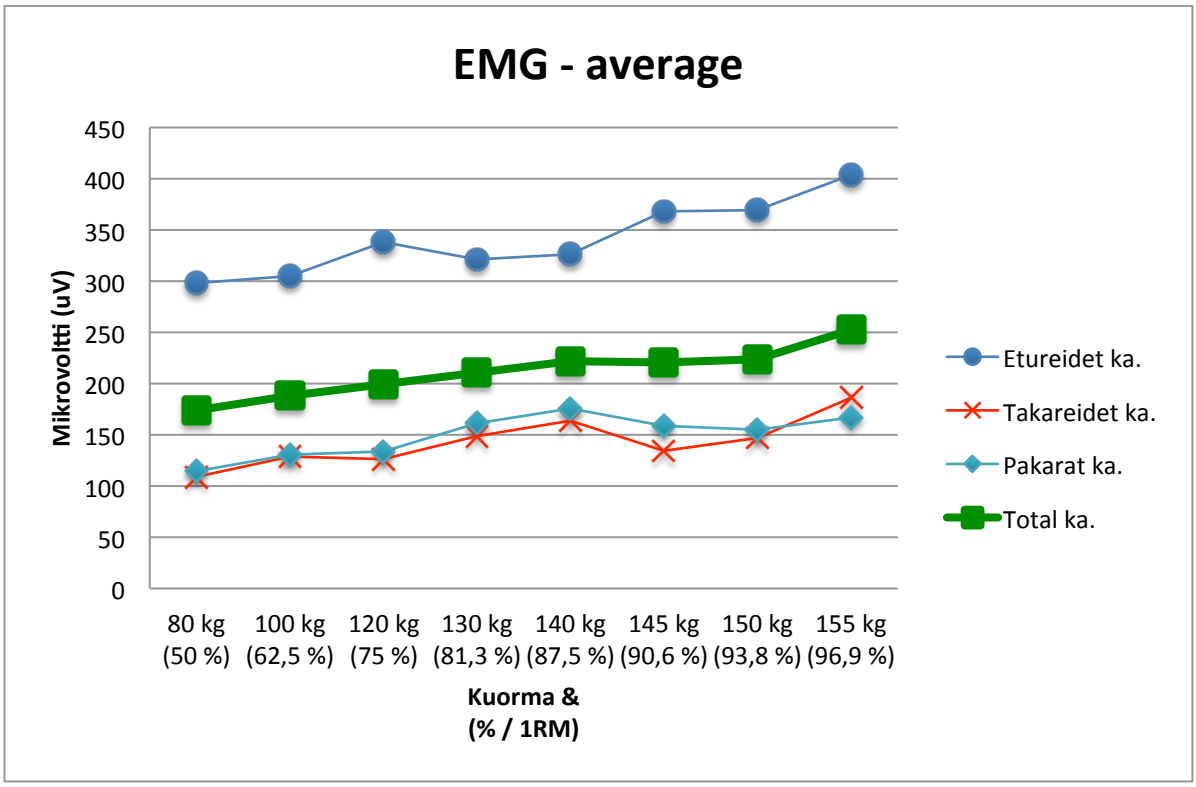
Kuvio 7. Nainen 2

Koehenkilöä mies 7 tarkasteltaessa sekä huippuarvo- että keskiarvokaavion totaalikäyrät saavuttavat tasanteen samassa pisteessä (n. 84 %/1RM). Huippuarvojen totaalikäyrä tekee kuitenkin uuden nousun viimeiseen kuormaan saavuttaessa. Kaaviosta on selkeästi havaittavissa, että tämän aiheuttaa takareisien sekä pakaroiden huippuarvojen piikki. Etureisissä tällaista piikkiä ei ilmene. Niiden arvot saavuttavat huippupisteensä ensimmäisen kerran noin 70 prosentissa ja viimeisen kerran jo noin 80 prosentissa.

Koehenkilön nainen 2 molempien kaavioiden totaalikäyrät ovat hyvin samankaltaiset. Nämä käyrät seuraavat selkeästi vahvasti aktiivisten etu- ja takareisien käyriä. Pakaroiden työskentely jää kyseisellä koehenkilöllä hyvin vähäiseksi, ja niinpä niiden käyrä onkin ainoa käyrä, joka käyttäytyy poikkeavasti muihin verrattuna. Etu- ja takareidet sekä näin ollen myös totaalikäyrä saavuttavat huippuarvonsa ensimmäisen kerran ja noin 61 prosentissa. Tämän jälkeen aktiivisuus tasaantuu aina toiseksi viimeiseen kuormaan (n. 87 %) saakka, jossa arvot nousevat huippuunsa etu- ja takareisien johdolla. Pakaroiden aktiivisuus pysyttelee todella vähäisenä (n. 100 uV) yhdeksänteen kuormaan saakka (n.

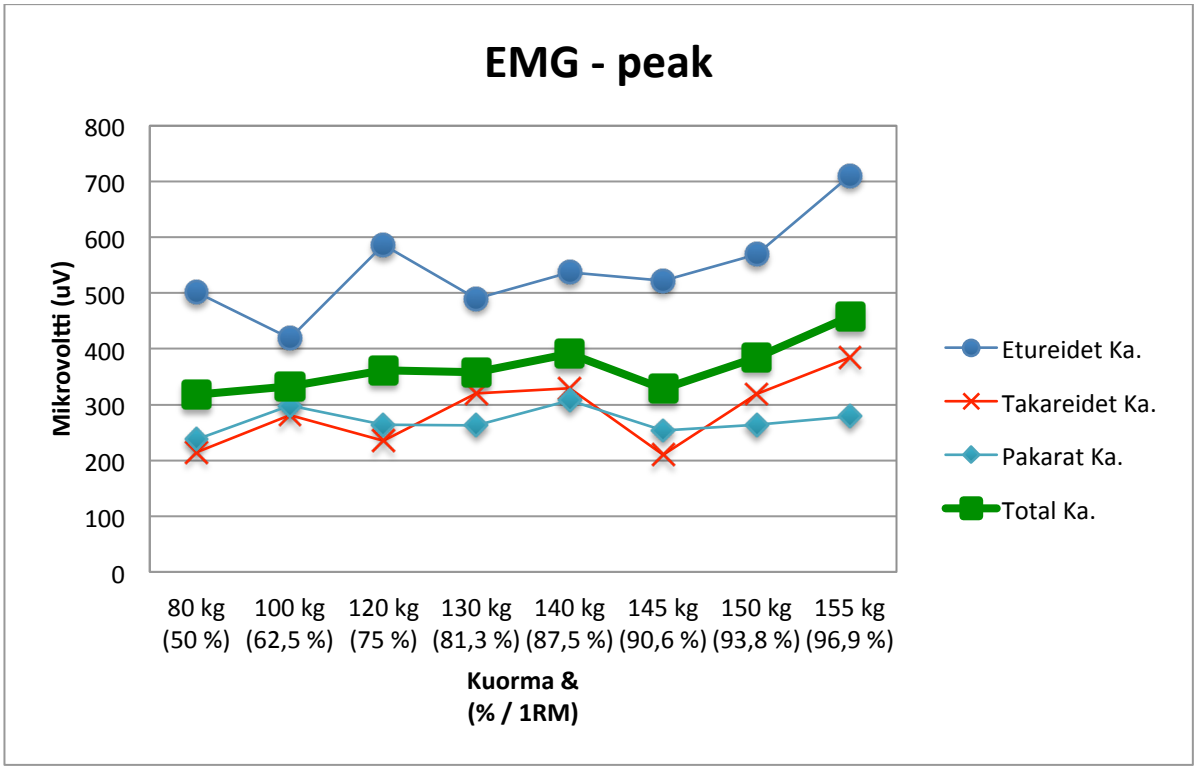
78 %), jossa aktiivisuus kaksinkertaistuu ja saavuttaa samalla huippunsa. Viimeiseen kolmeen sarjaan aktiivisuus laskee hieman.

7.4 Koehenkilö mies 8



Kuvio 8. Mies 8

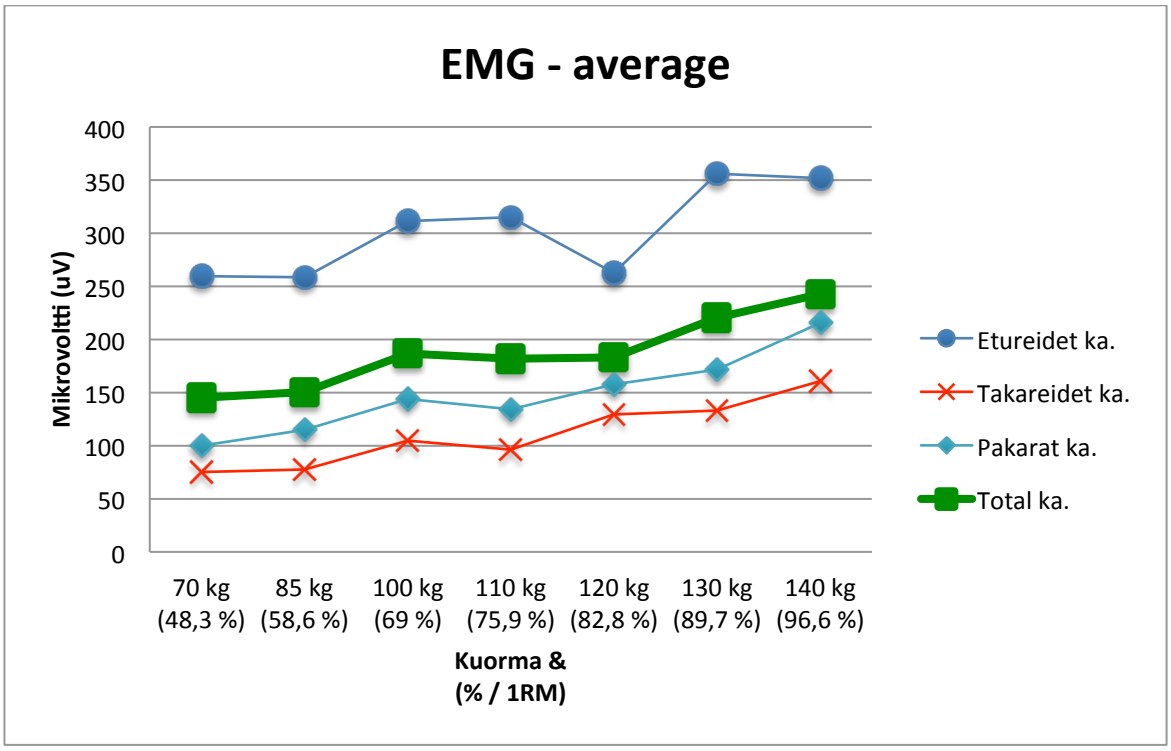
Koehenkilön mies 8 lihasaktiivisuus poikkeaa kahdesta edellisestä ”malliesimerkistä” hieman. Keskiarvokaaviossa koehenkilöltä löytyy selkeä tasanne, mutta aktiivisuus kasvoi vielä tasanteen jälkeen viimeisellä kuormalla. Totaalikäyrän tasanne ilmeni kuormavälillä 140-150 kg (n. 87,5-93,8 %). Kahden viimeisen kuorman välillä arvot kasvoivat 29 mikrovolttia eli noin 13 prosenttia näin saavuttaen suurimman arvonsa vasta viimeisellä kuormalla (155 kg).



Kuvio 9. Mies 8

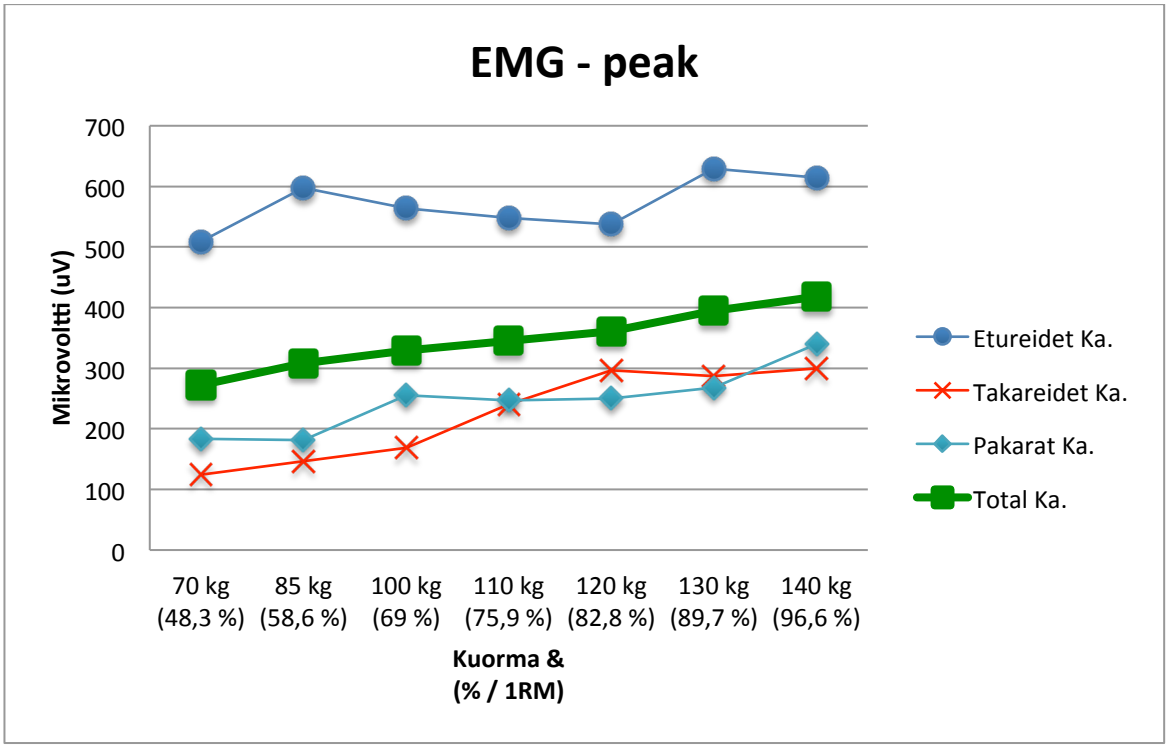
Huippuarvokäyrät käyttäytyivät keskiarvollisiin käyriin verrattuna suurelta osin samalla tavalla kuin kahdella edelliselläkin koehenkilöllä (mies 7 ja nainen 2). Arvojen muutokset ovat samoissa kohdissa yhdensuuntaisia, mutta käyttäytyminen on huomattavasti dramaattisempaa. Molemmilla tarkastelutavoilla pakarat saavuttavat suurimman arvonsa kuormalla 140 kg (n. 87,5 %). Huippuarvoissa etureisien aktiivisuus tekee selkeän piikin jo kolmannella kuormalla 120 kg (n. 75 %), joka ylittyy vasta viimeisellä kuormalla.

7.5 Poikkeustapaus



Kuvio 10. Mies 3

Tutkimuksessa esiintyi yksi selkeä poikkeustapaus. Keskiarvollisessa tarkastelussa totaalikäyrä tekee tasanteen kuormavälillä 100-120 kg (n. 69-82,8 %). Tällä välillä arvot laskevat vain noin kolme mikrovolttia, eli käytännössä muutosta ei tapahdu. Arvot lähtevät kuitenkin selkeästi uudelleen nousuun aina viimeiseen kuormaan saakka. Poikkeuksena myös edellisiin koehenkilöihin totaalikäyrä mukailee pakaroiden sekä takareisien aktiivisuutta etureisien sijaan. Keskiarvot pakaroilla ja takareisillä alkavat nousemaan jo yhtä kuormaa aikaisemmin kuin totaalikäyrä, johon selkeästi vaikuttaa etureisien arvojen raju laskeminen kuormalla 120 kg (n. 82,8 %). Pakaroiden sekä takareisien käyttäytyminen ja näin ollen myös totaalikäyrän käyttäytyminen on siis nousujohteista viimeiseen kuormaan saakka.



Kuvio 11. Mies 3

Huippuarvokaavion totaalikäyrä osoittaa arvojen nousujohteisuuden alusta loppuun vielä näkyvämmin, eikä siinä ilmene minkäänlaista tasannetta tai taantumaa. Etureisissä sen sijaan ensimmäinen taantuma tulee jo toisella kuormalla 85 kg (n. 58,6 %). Seuraavan kerran käyrä saavuttavat saman tai suuremman arvon vasta toiseksi viimeisellä kuormalla 130 kg (n. 89, 7 %), jonka jälkeen ilmenee toinen taantuma ja arvot laskevat viimeiseen kuormaan.

Kyseisen koehenkilön erityisen aktiiviset pakarat työskentelevät kolmella ensimmäisellä kuormalla vahvemmin kuin takareidet. Kolmannen kuorman jälkeen pakaroiden aktiivisuus tasaantuu aina toiseksi viimeiseen kuormaan asti, jonka jälkeen arvot lähtevät taas nousuun. Takareisissä tasanne näyttäytyy vasta kolmella viimeisellä kuormalla.

Taulukko 1. Yhteenveto testissä saavutetusta maksimikuormasta, kolmen lihasryhmän yhteenlasketusta, aikaan suhteutetusta, maksimaalisesta EMG:stä (EMG-average) ja kuormasta (1RM), jolla EMG:n kasvu saavuttaa tasanteen

Koehenkilöt		Max (kg)		Max EMG (uV)		Tasanne (%)	
Mies 1		165	kg	197	uV	68,6	%
Mies 2		165	kg	248	uV	74,7	%
Mies 3		140	kg	243	uV	96,6	%
Mies 4		150	kg	237	uV	71,0	%
Mies 5		165	kg	319	uV	85,3	%
Mies 6		160	kg	263	uV	82,4	%
Mies 7		115	kg	178	uV	84,0	%
Mies 8		155	kg	253	uV	87,5	%
Nainen 1		100	kg	165	uV	85,0	%
Nainen 2		105	kg	272	uV	69,6	%
Keskiarvo		**142**	**kg**	**237,5**	**uV**	**80,5**	**%**
Range (vaihteluväli)		**100-165**	**kg**	**178-319**	**uV**	**68,6-96,6**	**%**

Taulukon vasemmanpuoleisessa sarakkeessa näkyy koehenkilöiden suurin kuorma testissä kilogrammoina. Tämä on ns. kakkosmaksimi, eli suurin vastus, millä koehenkilö pystyi suorittamaan kaksi toistoa. Seuraavassa sarakkeessa näkyy suurin kahden toiston keskiarvollinen (average) mikrovolttimäärä, jonka koehenkilö tuotti testissä. Viimeisessä sarakkeessa näkyy prosentuaalinen tasanne.

Taulukon alimmilla riveillä näistä arvoista on laskettu kaikkien koehenkilöiden kesken keskiarvot sekä vaihteluväli (range). Koehenkilöiden tasanteet osuivat yhtä poikkeusta lukuun ottamatta (mies 3) vaihteluvälille 68,6-87,5 prosenttiin maksimista.

Tasanteiden keskiarvoksi saatiin kaikkien koehenkilöiden (n=10) kesken 80,47%. Tällä prosenttimäärällä testiryhmämme lihasaktivaatio keskimäärin saavutti suurimman arvon ensimmäisen kerran. Mikäli keskiarvosta jätetään pois mies 3, jolla tasannetta ei testissä ilmestynyt, keskiarvo tippuu 78,62 prosenttiin.

7.6 Etureisi-pakarasuhteen tarkastelu

Etureisien sekä pakaroiden lihasaktiivisuuden välistä suhdetta tarkasteltiin pinta-alallisten (EMG-area) arvojen avulla. Pinta-alallinen tarkastelu on käyttämistämme kolmesta lähestymistavasta ainoa, joka sopii pakaroiden ja etureisien osuuksien vertaamiseen kokonaisaktiivisuudesta. Keskiarvollisessa sekä huippuarvollisessa tarkastelussa lihasaktiivisuuden kokonaiskeskiarvo (total average) jää pienemmäksi kuin etureisien arvot. Tällöin pelkästään etureisien tai pakaroiden osuutta kokonaisaktiivisuudesta ei voitu saada selville. Pinta-alallisessa tarkastelussa tätä ongelmaa ei ole, sillä yksittäisestä liikkeestä ei ole laskettu lihasaktiivisuuden keskiarvoa vaan työskentelevien lihasten aktiivisuuden summa. Näin voitiin laskea yksittäisen lihaksen osuuden kokonaisaktiivisuudesta. Jotta voitiin vertailla edellä mainittujen lihasten osuutta kokonaisaktiivisuuteen jokaisella kuormalla, tarvittiin etureisi-, pakara- ja kokonaisarvo, joka kattaa jokaisen kuorman. Nämä arvot ovat mikrovolttimäärien summien keskiarvot.

Käytännössä etureisistä kyseinen luku saatiin laskemalla molempien etureisien yhteenlasketut pinta-alalliset (area) arvot jokaisesta kuormasta yhteen ja selvittämällä niiden keskiarvo. Tämä saatu luku on keskiarvollinen mikrovolttimäärä, jonka koehenkilön etureidet tuottivat jokaisessa testissä käytetyn kuorman aikana.

Tällä samalla menetelmällä saatiin laskettua pakaroiden yhteenlaskettujen pinta-alallisten arvojen keskiarvo, eli keskiarvollinen mikrovolttimäärä, jonka pakarat tuottivat jokaisen kuorman aikana. Myös vertailtava kokonaisarvo saatiin samalla tavalla laskemalla jokaisen kuorman kokonaisaktiivisuudet yhteen ja selvittämällä niiden keskiarvo.

Taulukko 2. Etureisi-pakara-taulukko

Koehenki-löt		Etureidet total sum. aver. EMG (uV)	% / total sum. aver.	Pakarat total sum. aver. EMG (uV)	% / total aver.	Total sum. aver. (uV) = 100 %
Mies 1		1009,5	51,2	325,5	16,5	1970,6
Mies 2		1297,8	60,0	410,9	19,0	2161,3
Mies 3		1428,1	52,3	767	28,1	2733
Mies 4		1386,3	53,3	423,9	16,3	2602,6
Mies 5		1589,2	58,2	701,4	25,7	2729,7
Mies 6		1137,6	52,1	537,1	24,6	2184,9
Mies 7		591,4	39,5	372,5	24,9	1496,8
Mies 8		1527,9	53,0	688	23,9	2880,9
Nainen 1		878,3	59,0	171,6	11,5	1487,4
Nainen 2		1566,3	70,1	212,3	9,5	2233,3
Keskiarvo		**1241,24**	**55,2**	**461,02**	**20,5**	**2248,05**
Range (vaihtelu-väli)		**519,4-1589,2**	**39,5-70,1**	**171,6-767**	**9,5-28,1**	**1487,4-2880,9**

Taulukon ensimmäisessä sarakkeessa ovat koehenkilöt. Toisessa sarakkeessa sijaitsevat etureisien mikrovolttimäärät. Kolmas sarake on etureisien aktiivisuuden prosentuaalinen osuus kokonaisaktiivisuudesta, joka näkyy kuudennessa eli viimeisessä sarakkeessa. Neljännessä sarakkeessa on pakaroiden mikrovolttimäärät, joita seuraava viides sarake kuvaa pakaroiden aktiivisuuden prosentuaalista osuutta kokonaisaktiivisuudesta. Viimeinen sarake, eli kokonaismikrovolttimäärät ovat vertailuarvona 100 %. Alimmat kaksi riviä taulukosta kertoo koko otannan (n=10) keskiarvon näistä mikrovolttimääristä sekä prosenttiarvoista ja myös koko otannan arvojen vaihteluvälin (range).

Keskiarvoksi etureisien osuudelle kokonaisaktiivisuudesta muodostui noin 55,2 prosenttia. Koehenkilöiden etureidet tuottivat siis keskimäärin yli puolet kaikkien lihasten

kokonaisaktiivisuudesta. Etureisien osuuksien vaihteluväli oli kuitenkin 39,5-70,1 prosenttia, eli noin 30 prosenttiyksikköä.

Pakaroiden osuuden keskiarvoksi tuli 20,5 prosenttia kokonaisaktiivisuudesta. Keskiarvollisesti tarkasteltuna otannan pakaroiden aktiivisuus oli siis noin viidennes kokonaisaktiivisuudesta. Vaihteluväli oli 9,5-28,1 prosenttia kokonaisaktiivisuudesta, eli noin 19 prosenttiyksikköä. Kuten etureisilläkin myös pakaroilla vaihteluväli oli suuri. Tästä johtuen vaihteluväli on käyttökelpoisempi työkalu tarkasteluun kuin keskiarvo.

8 Pohdinta

Tutkimuksen päälöydöksenä voidaan pitää sitä, että kyykkysuorituksen kuormitusta lisättäessä isojen jalkalihasten EMG – käyttäytyminen eroaa eri henkilöillä jokseenkin selvästi. Yhdeksällä koehenkilöllä kymmenestä voitiin havaita kynnyskuormitus, jolla nostoaikaan suhteutetun EMG:n kasvu alkoi tasaantua. Tämä kynnyskuormitus näyttäisi vaihtelevan välillä 69,6 – 96,6 % maksimista. Hulmin (2003) mukaan hypertrofisen harjoittelun optimaalinen kuorma on välillä 60 – 90 % ykkösmaksimista (1RM). Jokaisella koehenkilöllä, jolla tasanne oli havaittavissa, osui se Hulmin tutkimuksen mukaiselle välille. Poikkeustapauksella, eli Mies 3:lla tasannetta ei siis löytynyt ollenkaan, mutta muuten yleisen tarkastelun vaihteluväli ilman poikkeustapausta on suhteellisen pieni (68,6-87,5 %/1RM). Koko otannan vaihteluväli oli 68,6 – 96,6 %/1RM, jolloin ylärajan vaihteluvälille määrittää nimenomaan poikkeustapaus, jonka lihasaktiivisuus jatkoi vielä nousujohteisesti viimeiseen kuormaankin.

Häkkinen puolestaan antaa hieman Hulmia pienemmän vaihteluvälin hypertrofisen harjoittelun optimaaliselle kuormalle. Käytettävän kuorman tulisi olla submaksimaalinen, eli 60 – 80 % lihaksen maksimivoimasta (Häkkinen 1990, 71). Koko otanta (n=10) mukaan laskettuna menevät tulokset tämän vaihteluvälin ylärajan yli. Vain neljän koehenkilön prosentuaalinen tasanne osui tälle Häkkisen määrittämälle vaihteluvälille. Aiemmin tehdyissä tutkimuksissa vaihteluvälit ovat suuria ja niissä on eroja. Sama oli havaittavissa myös tässä tutkimuksessa. Tällöin voidaan todeta, että vaihteluvälit sekä keskiarvot ovat suuntaa-antavia lukuja eikä niitä voi yleistää. Kuten aikaisemmin mainittiin, yhdenmukaisuutta koehenkilöiden välillä löytyi, mutta lihasaktiivisuuksien käyttäytymiset nousujohteisessa kuormituksessa olivat hyvin paljon henkilöstä riippuvaisia. Koehenkilöiden urheilutaustalla, lajilla sekä esimerkiksi kyykkytekniikalla näytti olevan suuri vaikutus testituloksiin.

Tarkkaa tasannetta yksittäiselle koehenkilölle on todella vaikea määrittää, sillä se vaatisi testiliikkeiden suorittamisen prosenttiyksikön välein esimerkiksi näin: Koehenkilön 1RM=100kg=100%, sarja 1 60kg=60%/1RM, sarja 2 61kg=61%/1RM... sarja 40 99kg=99%/1RM. Näin ollen koehenkilöiden tasanteiden tarkat sijainnit määrittyvät

testissä käytettyjen kuormien mukaan. Kuormien prosentuaaliset välit olivat kuitenkin matalat, joten saadut tulokset ovat käyttökelpoisia. Edellä mainituista asioista johtuen tärkeämpänä löydöksenä voidaan pitää saatua tasanteiden jakaumaa kuin yksittäisen henkilön tasannetta.

Verratessa yksittäisten lihasryhmien keskiarvokäyttäytymistä totaalikäyrän käyttäytymiseen, löytyi koehenkilöiden välillä suuria eroavaisuuksia. Eri henkilöillä totaalikäyrän suunta ja käyttäytyminen määräytyy dominoivien lihasryhmien mukaan. Tällainen vaihtelu kielii nimenomaan eroavaisuuksista kyykkytekniikassa sekä koehenkilöiden omista lajitaustoissa. Mukana testissä oli painonnostaja, keskimatkan kestävyysjuoksija, pikajuoksija, kaksi koripalloilijaa, jääkiekkoilija, pesäpalloilija, tenniksen pelaaja, lentopalloilija ja ryhmäliikunnanohjaaja. Otannan omien lajien laajuus oli siis erittäin laaja. Esimerkiksi painonnostajan tekniikan sekä kyykkytaustan takia takakyykky kuormittaa isommilla kuormilla enemmän pakaraa mitä pidemmälle mennään kun etureisi sen sijaan jää pienemmälle aktivaatiolle suurempiin kuormiin mentäessä. Vastakohtana painonnostajalle oli pikajuoksija, jolla etureisien EMG-average tulokset ovat alusta asti korkeammalla ja aktivoituvat koko ajan enemmän suuremmilla kuormilla. Yhtäläisyyksiäkin löytyi lajien väiltä, kuten painonostajan sekä koripalloilijoiden väillä, joilla molemmilla pakara-aktivaatio oli dominoiva. Koripallon suoria siirtovaikutuksia takakyykkyyn ovat matala peliasento ja varsinkin puolustusasento, joka vastaa pitkälti puolikyykyn syvyyttä. Jääkiekkoilija erosi muista suurimmalta osin kokonaisuudessa. Kaikki kolme lihasryhmää, eli etu- ja takareisi sekä pakara aktivoituivat suorituksessa tasaisimmin. Etureiden osuus oli noin 39 prosenttia, pakaran noin 24 prosenttia ja takareiden osuudeksi jäi siis jopa 37 prosenttia.

Koehenkilöllä nainen 2, jonka oma laji on lentopallo, takareisien ja pakaroiden käyrät käyttäytyvät hyvin samankaltaisesti kuin totaalikäyrä. Ko. henkilöllä suurin poikkeavuus löytyy etureisikäyrästä, joka sekin on hyvin totaalikäyrä mukainen, mutta välillä 80-85 kg tapahtuu selkeä taantuma. Muissa käyrissä kyseisellä välillä arvot nousevat lievästi tai ne säilyvät ennallaan. Tällainen käyrien samankaltaisuus kertoo siitä, että tekniikka pysyy samanlaisena jokaisessa toistossa, eikä vastuksen kasvu muuta sitä. Tosin huomioon on otettava kuormien suurempi lukumäärä ja pienempi vastusväli.

Molempien koehenkilöiden, mies 7 ja nainen 2, huippuarvokaavioiden käyrät näyttävät käyttäytyvän samantyylisesti kuin keskiarvokäyrät. Huippuarvokäyrien muutokset ovat selkeämpiä ja suurempia. Tasanteet ja taantumat ilmenevät kuitenkin suurin piirtein samoissa kohdissa kuin keskiarvollisessakin tarkastelussa. Koehenkilö nainen 2 sekä koehenkilö mies 7 (jääkiekkoilija) ovat malliesimerkkejä siitä, mitä toivoimme tutkimuksessa löytyvän. Niin keskiarvollisella kuin huippuarvollisella tavalla tarkasteltuna molemmilta henkilöiltä voidaan määrittää tasanne, joka osuu jo tehtyjen tutkimusten määrittämälle prosentuaaliselle kuormavälille noin 60-90 %/1RM.

Mies 8:lla samankaltaisuuksia käyrien käyttäytymisessä edellisten koehenkilöiden (mies 7 ja nainen 2) kanssa löytyi, mutta eroavaisuus näiden välillä tuli ilmi lihasryhmien välisessä tarkastelussa. Miehen 8, jonka lajitausta on keskimatkan kestävyysjuoksu, totaalikäyrän käyttäytymisen määrittivät suurimmalta osin etu- sekä takareisien voimakas aktiivisuus. Tähän lihasaktiivisuuden jakautumiseen lihasten kesken vaikuttanee puhdas juoksutekniikan aiempi harjoittelu, sekä juoksijoiden harjoittelumenetelmät. Vahvat lihasaktiivisuudet etu- ja takareisissä jättivät pakaroiden vaikutuksen totaalikäyrään hyvin vähäiseksi.

Hulmin (2003) tutkimuksen mukaan lihaskasvun määrään vaikuttaa harjoittelijan lihassolutyyppi, sen rekrytointitapa sekä harjoittelutausta. (Goldspink 1992, 215–217; Kraemer ym. 1995 ja MacDougall 1992, 230). Keskiarvollisessa sekä huippuarvollisessa tarkastelussa koko otanta huomioon ottaen voitiin löytää eroja. Keskiarvollisessa tarkastelussa, joka määritti mm. koko lihasaktiivisuuden tasannetaulukon rakentumisen oli käyttäytyminen huomattavasti nousujohteisempaa kuin huippuarvoissa. Vaikka tasanteita tai taantumia keskiarvokuvioissa näkyi, oli kuitenkin koko otantaa tarkastellessa arvojen suunta selkeästi ylöspäin. Huippuarvollisessa tarkastelussa toki arvojen nousu oli myös suurempiin kuormiin mentäessä havaittavissa, mutta lihasaktiivisuuksien suurimpia huippuarvoja saavutettiin jo paljon aikaisemmin keskiarvoihin verrattuna. Tämä varhainen huippuarvojen korkea nousu kertoo samalla lihasten kyvystä rekrytoida ja aktivoida useita motorisia yksiköitä jo matalammilla kuormituksilla. Moss ym. (1997) toteaa, että voimantuotto-ominaisuuksiin ei ole saatu vaikutusta alle 50 %/1RM pai-

noilla, joka myös näkyy tämän tutkimuksen otannan suorituksissa. Ensimmäiset huippuarvojen korkeat nousut koehenkilöillä tapahtuu noin 50 – 65 %/1RM kuormissa, joka tarkoittaa, että lihakset alkavat näillä kuormilla aktivoitumaan jo tarpeeksi vaikuttaakseen voimantuotto-ominaisuuksiin sekä lihaskasvuun, vaikka ei optimaalinen kuorma tälle tavoitteelle olekaan.

The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles -tutkimuksessa selvisi, että puolikyykyssä pakarat tuottivat 16,92% ja sisempi sekä ulompi etureisilihas yhteensä 69,70% kokonaisaktiivisuudesta. Tämä tulos oli siis saatu koko takakyykyn aikana mitatuista lihasaktivaatioista. Pelkän konsentrisen vaiheen huippuarvoja tarkasteltaessa puolikyykyssä pakaralihasten osuus kokonaisaktiivisuudesta oli 27,74 % plus miinus 11,16 prosenttiyksikköä. Sisemmän reisilihaksen osuus oli 26,90 % plus miinus 7,98 ja ulomman 21,94 % plus miinus 12,46 prosenttiyksikköä kokonaisuudesta. (Caterisano ym. 2002, 428-432.)

Tässä tutkimuksessa etureisien osuudeksi kokonaisaktiivisuudesta saatiin 55,2 % ja pakaroiden kokonaisaktiivisuudeksi 20,5 %. Nämä luvut eivät siis aivan vastaa aikaisemmassa tutkimuksessa saatuja tuloksia, vaan esimerkiksi pakaroiden aktiivisuus konsentrisessa vaiheessa jää aika paljon pienemmäksi. Etureisien aktiivisuutta tähän aikaisempaan tutkimukseen ei voi verrata suoraan, koska toisessa tutkimuksessa on otettu huomioon vain ulompi ja sisempi etureiden osa kun tässä tutkimuksessa lihasaktiivisuus mitattiin koko etureiden alueelta. Kuitenkin suuntaa-antavaa vertailua voidaan tehdä. Caterisanon tutkimuksen mukaan siis yhteensä sisemmän- ja ulomman etureiden osuus konsentrisessa vaiheessa puolikyykkyä oli noin 48,8 %. Tämä on suhteellisen lähellä tässä tutkimuksessa saatua tulosta (55,2 %), eli voidaan sanoa, että etureisien osuus kutakuinkin vastasi aiemmin suoritettuja tutkimuksia.

Vaihteluväli etureisien osuudessa koehenkilöiden kesken oli kuitenkin todella suuri (39,5-70,1 %). Samoin pakaroiden osuudessa vaihteluväli kasvoi 9,5-28,1 prosenttiin. Vaihteluvälien ollessa näin suuria, ne kertovat enemmän kuin keskiarvot. Etureisi-pakarasuhdetta tarkastelevaa taulukkoa voidaan käyttää koehenkilöiden väliseen vertai-

luun sekä yksittäisen koehenkilön tarkasteluun, mutta otannan ollessa näin pieni, ei arvoja voida yleistää.

Yksitäisten koehenkilöiden etureisi- ja pakara-arvojen vaihteluväli oli siis suuri, joka yksittäisten koehenkilöiden tarkastelusta sekä koehenkilöiden välisestä tarkastelusta hyvin mielenkiintoista. Henkilökohtaisessa tarkastelussa pyrittiin etsimään poikkeustapauksia aktiivisuuksien jakautumiselle etureisien ja pakaroiden välillä. Samalla löydettiin mielenkiintoisia seikkoja esimerkiksi naisten sekä miesten välisille eroavaisuuksille suurimmissa ja pienimmissä lihasaktiivisuusarvoissa, joita etureidet ja pakarat tuottivat.

Pienimmät pakara-aktiivisuudet löytyivät naispuolisten koehenkilöiden suorituksista. Koehenkilön nainen 1 pakaroiden aktiivisuus oli vain 11,5 % ja nainen 2:lla 9,5 % kokonaisaktiivisuudesta. Samalla koehenkilön Nainen 2 etureidet tuottivat muihin verrattuna selvästi suurimman osuuden kokonaisaktiivisuudesta (70,1 %). Naisen 2 etureisien osuus oli jopa 10 prosenttiyksikköä korkeampi kuin toiseksi korkein kattaen kolmanneksen koko otannan vaihteluvälistä. Myös koehenkilön Nainen 1 etureisien osuus oli hyvin korkea, 59,0 %, joka on kolmanneksi suurin arvo koko otannasta.

Toisesta ääripäästä pakaroiden arvojen osalta vastasi Mies 3. Kyseisellä koehenkilöllä pakaroiden osuus kokonaisaktiivisuudesta oli jopa 28,1 %, joka oli kolme kertaa suurempi kuin koehenkilön Nainen 2 pakaroiden osuus. Etureisien matalimmat arvot olivat koehenkilöllä Mies 7. Hänen etureisien osuus oli 39,5 % kokonaisaktiivisuudesta ja samalla kyseinen koehenkilö oli ainoa, jonka etureisien osuus oli alle 50 %. Näin myös etureisien toisessa ääripäässä osuuksien ero alimman arvon sekä toiseksi alimman arvon väillä oli 10 prosenttiyksikköä. Tämä tarkoittaa, että kahdeksalla kymmenestä koehenkilöstä etureisien osuus kokonaisaktiivisuudesta mahtui 8,8 prosenttiyksikön sisälle (51,2-60 %/total activity).

Mikrovolttimääriä tarkastellessa suurimmat löydökset olivat vaihteluväleissä. Pienimmän kokonaismikrovolttimäärän sai aikaiseksi koehenkilö Nainen 1 (1487,4 uV), suurimman puolestaan tuotti Mies 8 (2880,9 uV). Koehenkilöiden kokonaislihasaktiivisuuksien suurin arvo oli siis melkein kaksinkertainen verrattuna pienimpään arvoon.

Etureisien osalta pienin tuotettu mikrovolttimäärä löytyi koehenkilöltä Mies 7 (591,4 uV) ja suurin koehenkilöltä Mies 5 (1589,2 uV). Pienimmän ja suurimman lihasaktiivisuuden ero etureisissä oli siis hieman yli kolminkertainen. Pakaroiden pienimmästä arvosta vastasi Nainen 1 (171,6 uV) ja suurimmasta puolestaan Mies 3 (767 uV). Tällöin suurimman ja pienimmän lihasaktiivisuuden välinen ero pakaroiden osalta oli jopa melkein 4,5-kertainen.

8.1 Luotettavuus ja toistettavuus

Tutkimuksen toistettavuuden kannalta positiivisimpiin seikkoihin lukeutuu kyykyn syvyyden suhteellisen tarkka määrittäminen penkin avulla tämän tutkimuksen aikana. Myös positiivisena asiana oli testin koehenkilöiden urheilutausta sekä kokemus kuntosaliharjoittelusta. Mittausympäristö testitilanteessa oli aina samankaltainen, vaikka testauspaikka vaihtelikin. Tarvittavat välineet testipaikan rakentamiseen löytyvät jokaiselta kuntosalilta.

Toistettavuutta heikentäviin seikkoihin lukeutuu testaajien rooli. Tässä tutkimuksessa kyykyn syvyys määritettiin penkin avulla silmämääräisesti yhdenmukaiseksi, eikä määrittämisen apuna käytetty mittausvälineitä. Mikäli testaajaa vaihdettaisiin, voisi kyykyn syvyyteen tulla muutoksia verrattaessa edellisiin suorituksiin.

Toistettavuutta parantaa MegaWin-ohjelmiston trigger-ominaisuus. Tällä ominaisuudella kyettiin merkitsemään konsentrisen vaiheen alku ja loppu jo suorituksen aikana. Kuitenkin trigger-napin painalluksen ajoituksessa ilmenevät erot eivät takaa täydellistä toistettavuutta.

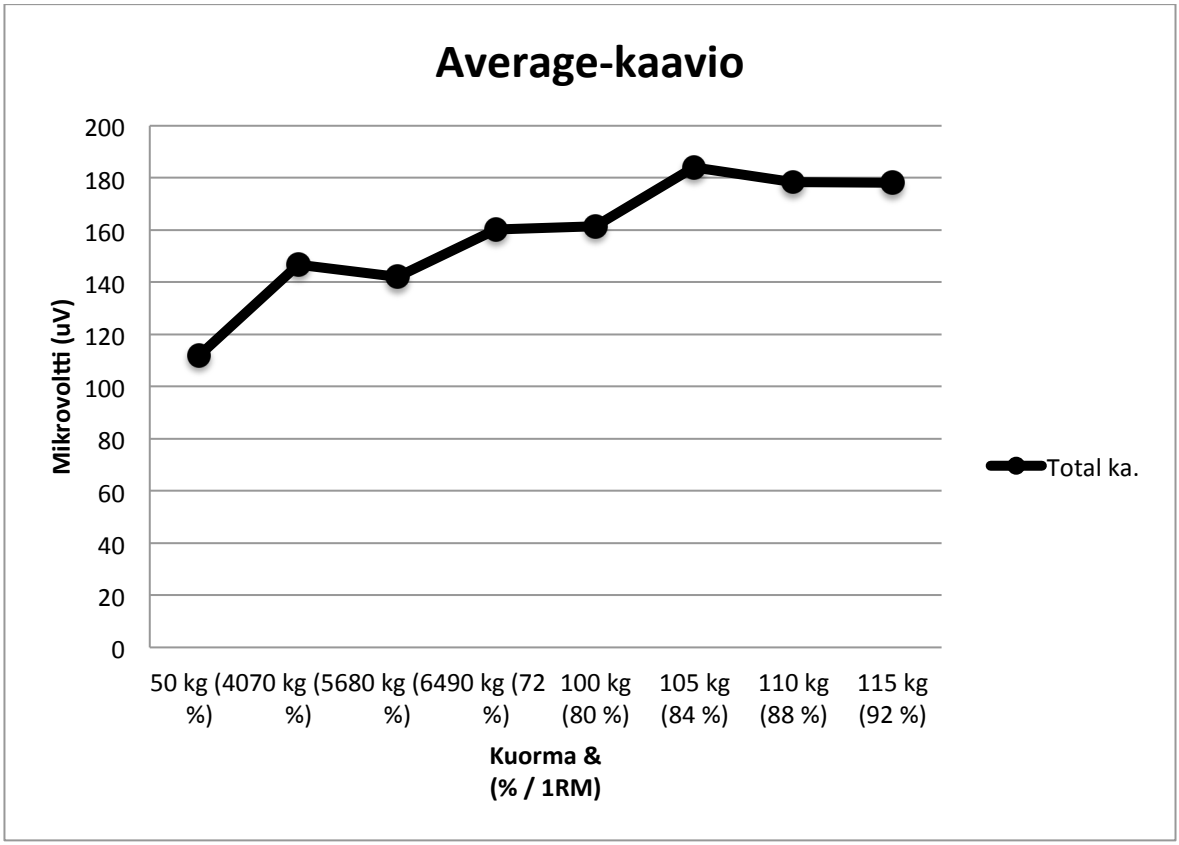
Tutkimuksen luotettavuuteen vaikuttivat todella paljon testeissä käytetty laitteisto ja niiden toimivuus. Älyhousuja oli käytössä kolme kappaletta, joita vaihdeltiin koehenkilön koon sekä housujen toimivuuden mukaan. Tällöin housujen väliset mahdolliset erot voivat jo yksinään vaikuttaa luotettavuuteen negatiivisesti. Laitteiston toimivuudessa oli testikohtaisia eroja. Ensimmäisissä testeissä laitteisto toimi moitteettomasti ja mittaaminen oli sujuvaa. Myöhemmin oli havaittavissa ongelmia laitteiston ohjelman kanssa. Ohjelma saattoi jumittua kesken mittauksen, jolloin signaali ikään kuin pysähtyi. Tällöin

jouduttiin ottamaan testi uusiksi ja antamaan koehenkilölle tarpeeksi aikaa palautumiseen. Myös häiriöt signaalissa koituivat ongelmallisiksi. Suurin osa häiriöistä oli poistettavissa käyttämällä tarpeeksi kosteutusta housujen elektrodeissa, mutta silloin tällöin signaaliin ilmestyi piikkejä, jotka sekoittivat itse signaalia. Nämä häiriöt eivät kuitenkaan tuhonneet testin luotettavuutta täysin, sillä tulosten merkitsemisessä signaalista otettiin vain konsentrinen vaihe huomioon, eikä otannan tuloksissa ollut havaittavissa häiriöitä tämän vaiheen aikana. EMG-tekstiilien luotettavuutta ja toistettavuutta on testattu ja tuloksiksi saatiin, että niiden käyttö saa aikaan yhtä luotettavia tuloksia kuin perinteisestä pinta-EMG-mittauksesta ja toistettavuus on yhtä hyvä, ellei jopa parempi kuin perinteistä menetelmää käytettäessä (Cheng, Finni, Hu, Kettunen & Vilavuo, 2-12).

Luotettavuuteen vaikuttanee myös kyykyn konsentrisen vaiheen nopeus. Vaikka koeryhmälle annettiin ohjeeksi suorittaa kyykky aina samalla tekniikalla (rauhassa alas, terävästi ylös), räjähtävyys ei silti ole sama keveillä kuormilla kuin isommilla. Tämä saattaa vaikuttaa aktivaatiokynnyksiin ja niiden syntyyn.

8.2 Johtopäätökset

Tulosten perusteella voidaan todeta, että sensorivaateteknologia voi tarjota ratkaisevaa hyötyä yksilön voimaharjoittelun suunnittelussa. EMG-aktiivisuus käyttäytyi hyvin yksilöllisesti. Tästä johtuen vaihteluvälit kasvoivat suuriksi eikä otannan keskiarvoja voida yleistää tarkoiksi määritelmiksi lihasaktiivisuuden käyttäytymiselle tai etureiden ja pakaran väliselle suhteelle kokonaisaktiivisuudesta. Juuri tästä syystä tämä lihasmittausmenetelmä soveltuu erinomaisesti yksilölliseen käyttöön.



Kuvio 12. Kokonaiskeskiarvokäyrä irrotettuna muista näyttää selkeästi nousujohteisen lihasaktiivisuuden sekä toiseksi viimeisen kuorman kohdalla taantuman

Kuviossa on pelkistetty vain kokonaiskeskiarvo käyrä yhdeltä koehenkilöltä. Tällaisilla tuloksilla voitaisiin sensorivaateteknologiaa käyttää yksittäisten urheilijoiden kuormitustehoa. Tämä taantumakohdan vastus lihasaktiivisuudessa olisi luultavasti jo riittävä kuorma kehittämään harjoittelijan maksimivoimatasoja. EMG-tekstiilit toimivat hyvin tämän tyyppisissä lihasaktiivisuusmittauksissa. EMG-tekstiilit tuovat teoreettisen tutkimustiedon lähemmäksi käytännön valmentajia sekä harjoittelua.

Tämän tutkimuksen kautta esille nousi useita jatkotutkimusaiheita, jotka olisivat paitsi mielenkiintoisia, myös erittäin hyödyllisiä. EMG:n käyttö nuorisourheilussa on edelleen melko vähäistä, ja sen saaminen tutkimuksessa käytettyjen tekstiilien avulla urheiluseuroille, tukisi erityisesti fysiikkaharjoittelun kehittämistä sopivaksi päälajia ajatellen. EMG-tekstiilien avulla kuormat saataisiin sopiviksi ja yksityiskohtaisen harjoitusohjelman tekeminen jokaiselle urheilijalle erikseen helpottuisi. Eri lajien kannalta olisi hyödyllistä mitata pelaajan tai kilpailijan lihasaktivaatio koko kilpailutilanteen ajalta ja verrata eri lihasten aktivaatiosuhdetta kilpailijan fysiikkaharjoitusten aikana tuottamaan li-

hasaktiivisuusjakaumaan.

Kuntosaliharjoittelu on noussut Suomen kolmanneksi suosituimmaksi harrastukseksi harrastajamääriä vertailtaessa. Tämä johtunee kuntokeskuksien ja niiden palveluiden laadun ja määrän kehittymisestä sekä aktiivisesta markkinoinnista. (Kansallinen liikuntatutkimus 2009-2010, 7.) Palveluihin lukeutuu useita eri ryhmäliikuntamuotoja. Näitä liikuntamuotoja olisi mielenkiintoista verrata perinteisempään kuntosaliharjoitteluun. Tämän mittauksen voisi suorittaa mittaamalla EMG-tekstiileillä koko tunnin ajalta lihasaktiivisuuden ja verrata sitä saman kestoiseen kuntosaliharjoitteluun. Samalla näkisi sykkeen vaikutuksen lihasaktiivisuuteen. Saavutettaisiinko kovasykkeisen tunnin lopulla yhtä korkeita aktiivisuustasoja kuin matalasykkeisemmän voimaharjoituksen lopussa?

Lähteet

Basmajian, & De Luca. 1985. Muscles alive: Their functions revealed by electromyography. 5. painos. Williams & Wilkins. Baltimore.

Caterisano, Moss, Pellinger, Woodruff, Lewis, Booth & Khadra. 2002. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. Luettavissa: http://www.professoralexandrerocha.com.br/biblioteca/2013_9_22_10_39_3_.pdf, Luettu: 29.1.2014

Cheng, S. Finni, T. Hu, M. Kettunen, P. Vilavuo, T. Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. Luettavissa: http://www.researchgate.net/publication/5868980_Measurement_of_EMG_activity_with_textile_electrodes_embedded_into_clothing, Luettu: 29.11.2014

Delavier, F. Lihaskuntoharjoittelun Anatomia. 2003. VK-Kustannus Oy,
European Recommendation for Surface Electromyography. 2010. Luettavissa: http://www.seniam.org. Luettu: 4.10.2013

Farina D, Merletti R, Stegeman D.F. 2004. Biophysics of the generation of emg signals. Teoksessa Merletti R, Parker P (toim.) Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications. s. 81-106. Wiley. New Jersey, USA.

Farina, D. Sogaard, K. Stashuk, D.W. 2004. Decomposition of intramuscular emg signals. Teoksessa Merletti R, Parker P (toim.) Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications. s. 47-80. Wiley. New Jersey, USA.

Haapasaari, A. 2008. Voimaharjoittelun sekä yhdistetyn voima- ja kestävyysharjoittelun vaikutukset lihas- aktivaatioon, maksimivoimaan ja räjähtävään voimaan keski-ikäisillä miehillä ja naisilla. Jyväskylän yliopisto. Jyväskylä.

Heikkinen, H. Huttunen, R. & Moilanen, P. 1999. Sinä tutkija missä tekijä. Atena Kustannus.

Hulmi, J. 2003. Hypertrofisen voimaharjoituksen aiheuttama lihasarkuus ja siitä palautuminen. Jyväskylän Yliopisto. Jyväskylä

Häkkinen, K. Voimaharjoittelun Perusteet. 1990. Gummerus Kirjapaino, Jyväskylä
Kallinen, M. Häkkinen, K. & Keskinen, K. Kuntosalitestauksen käsikirja. 2007. Liikuntatieteellinen Seura Ry. Tammerprint Oy. Tampere

Merletti R, Hermens H. J. 2004. Detection and conditioning of the surface emg signal. Teoksessa Merletti R, Parker P (toim.) Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications. s. 107-128. Wiley. New Jersey, USA.

Mero, A. Nummela, A. Keskinen, K. & Häkkinen, K. 2004. Urheiluvalmennus. Mero Oy. VK-kustannus Oy. Jyväskylä

Moss, B.M. Refsnes, P.E. Abildgaard, A. Nicolaysen, K. Jensen, J. Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. 1997. Luettavissa: http://link.springer.com/article/10.1007/s004210050147, Luettu: 26.2.2014

Niemenlehto P. 2004. Tahdonalaisen lihasaktiviteetin havaitseminen EMG-signaalista neuroverkon avulla. Tampereen yliopisto. Tampere

Niemi, A. 2005. Menestyjän Kuntosaliharjoittelu ja Ravitsemus. Maksimivoimaharjoittelu kuntosalilla, Gummerus Kirjapaino Oy, Jyväskylä

Perry, M. 2010. How to squat: 7 tips for proper form & technique. Luettavissa: http://www.builtlean.com/2010/07/20/how-to-do-proper-squat-technique/, Luettu: 22.1.2014

Pusa, A. 2014. Suomalaisten keksimät älyhousut kertovat, miten lihakset toimivat. Luettavissa: http://www.hs.fi/urheilu/Suomalaisten+keksimät+älyhousut+kertovat+miten+lihakset+toimivat/a1390023743343, Luettu: 30.1.2014

Saarinen, J. 2001. Lihaksiston kuormittuminen voimaharjoituksessa. Jyväskylän Yliopisto. Jyväskylä

Schoenfeld, B. 2013. Application In Motion. Luettavissa: http://www.nsca.com/uploadedFiles/NSCA/Content_Categories/Events/Conferences/National_2013%281%29/Saturday%209%20Brab%20Schoenfeld.pdf, Luettu: 20.2.2014

Stufflebeam, R. 2008. Neurons, Synapses, Action Potentiels, and Neurotransmissions. http://www.mind.ilstu.edu/curriculum/neurons_intro/neurons_intro.php, Luettu: 14.2.2014

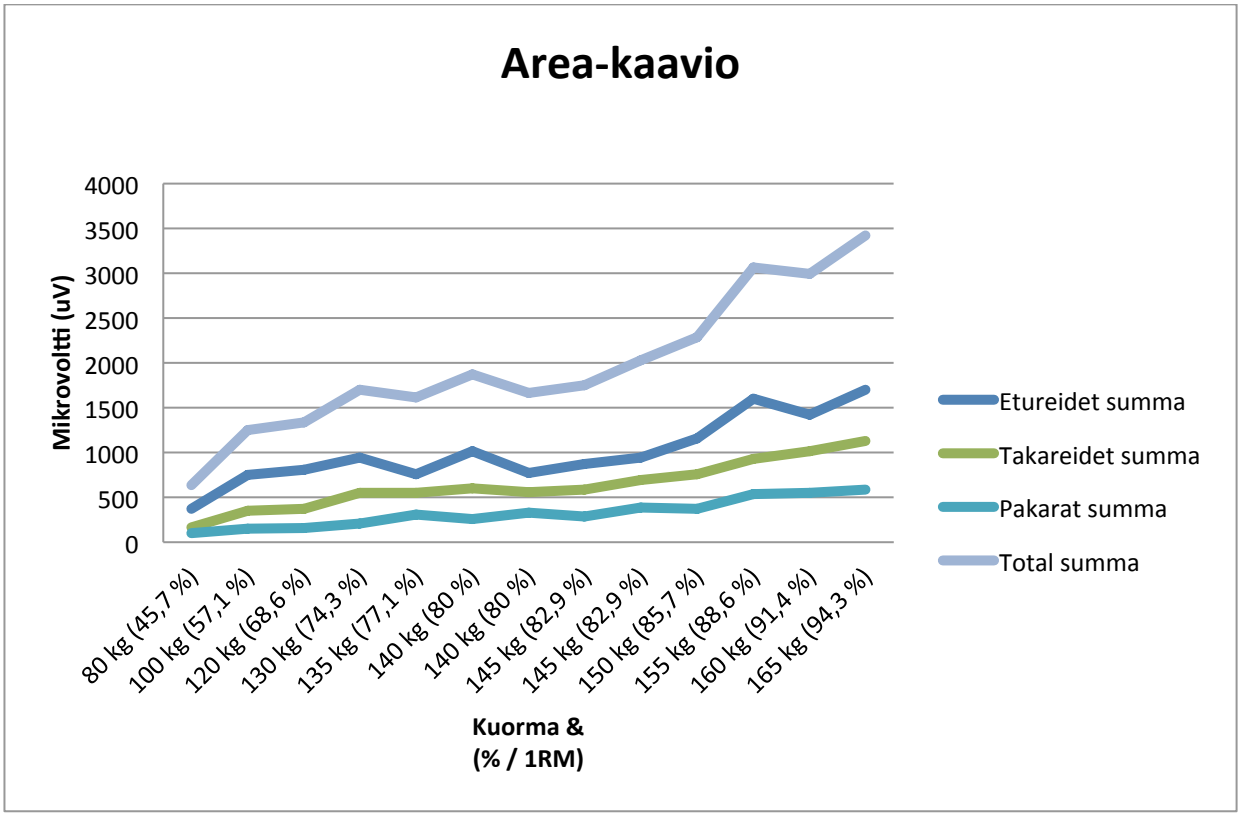
Suomen Urheilu ja Liikunta. Suomen Kuntaliitto. Nuori Suomi. Olympiakomitea. Helsingin kaupunki. TNS Gallup. Opetusministeriö. 2009-2010. Kansallinen Liikuntatutkimus. Luettavissa: http://www.sport.fi/system/resources/W1siZiIsIjIwMTMvMTAvMjQvMTRfMThfNDdfMTcwX0xpaWt1bnRhdHV0a2ltdXNfYWlrdWlzbGlpa3VudGFfMjAwOV8yMDEwLnBkZiJdXQ/Liikuntatutkimus_aikuisliikunta_2009-2010.pdf, Luettu: 7.11.2013

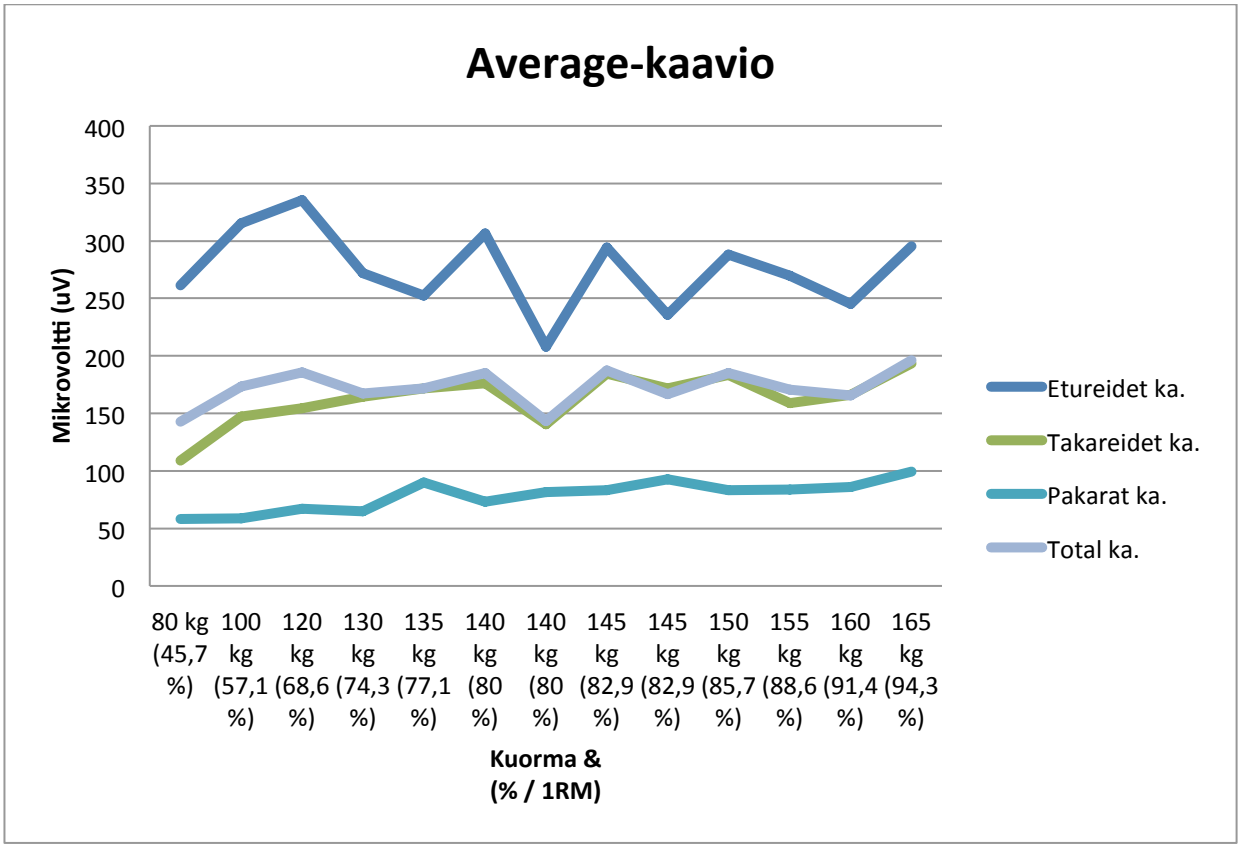
Vilavuo T. 2007. Summaavan EMG - mittauksen käyttö anaerobisen kynnysrajan määrittämiseen ja kestävyysharjoittelun seurantaan. Jyväskylän yliopisto. Jyväskylä

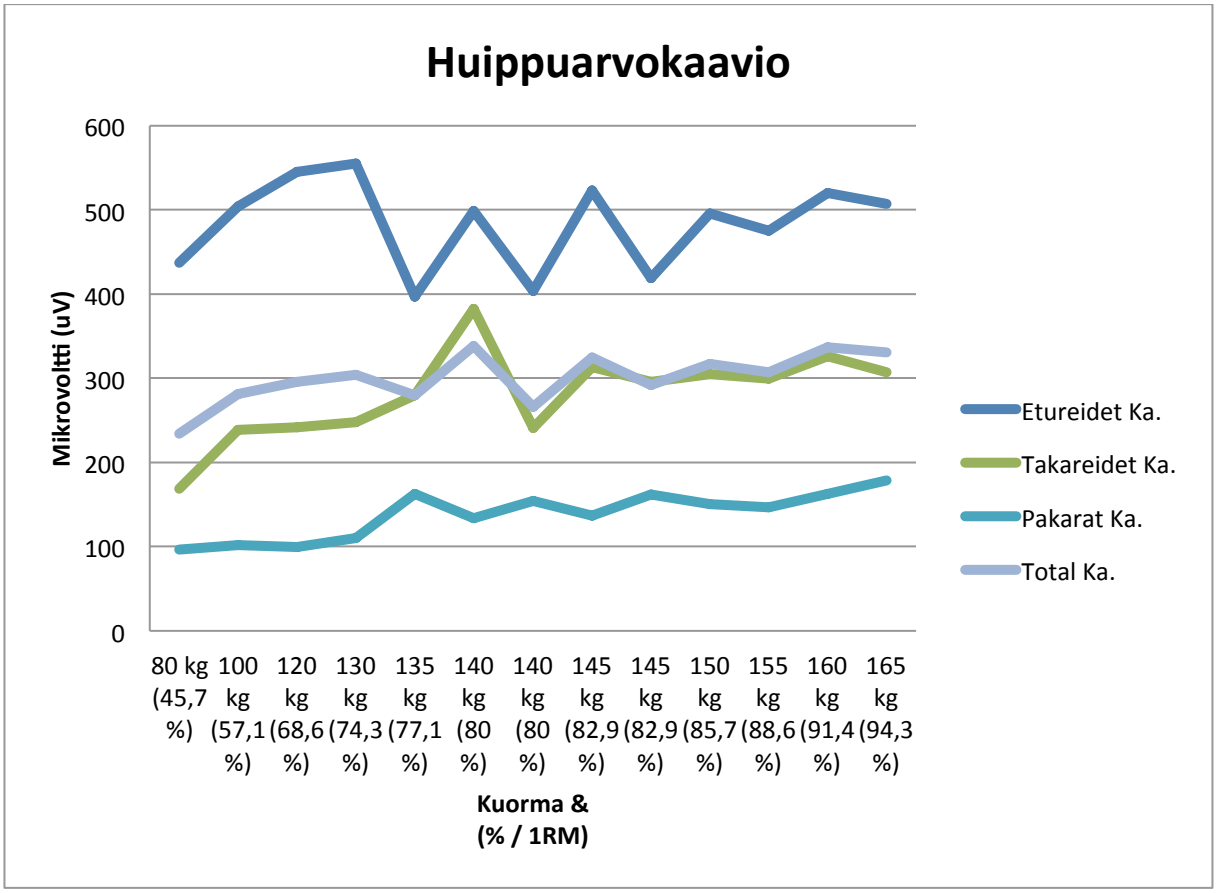
Winter, D. A. 2009. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, Inc. Waterloo, Ontario, Canada

Liitteet

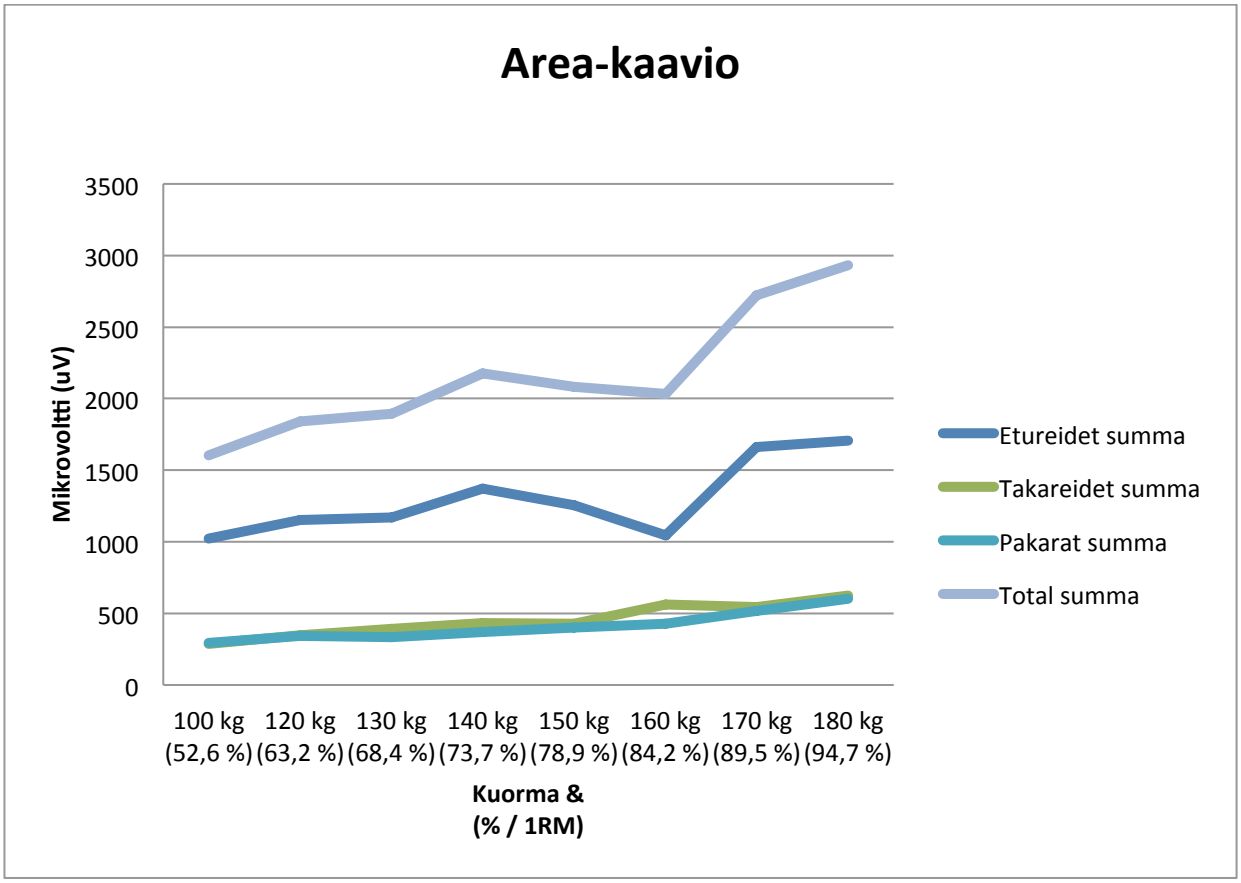
Liite 1. Mies 1

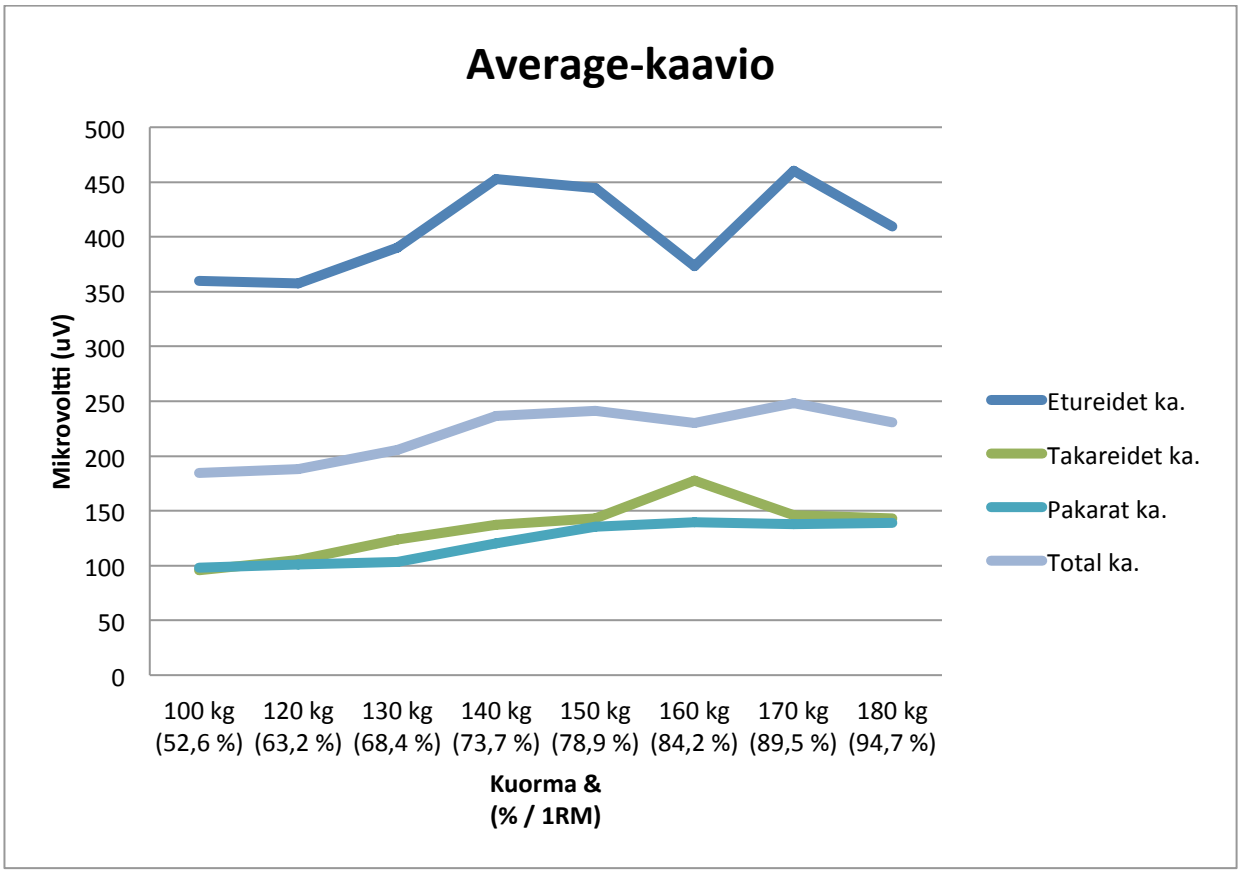


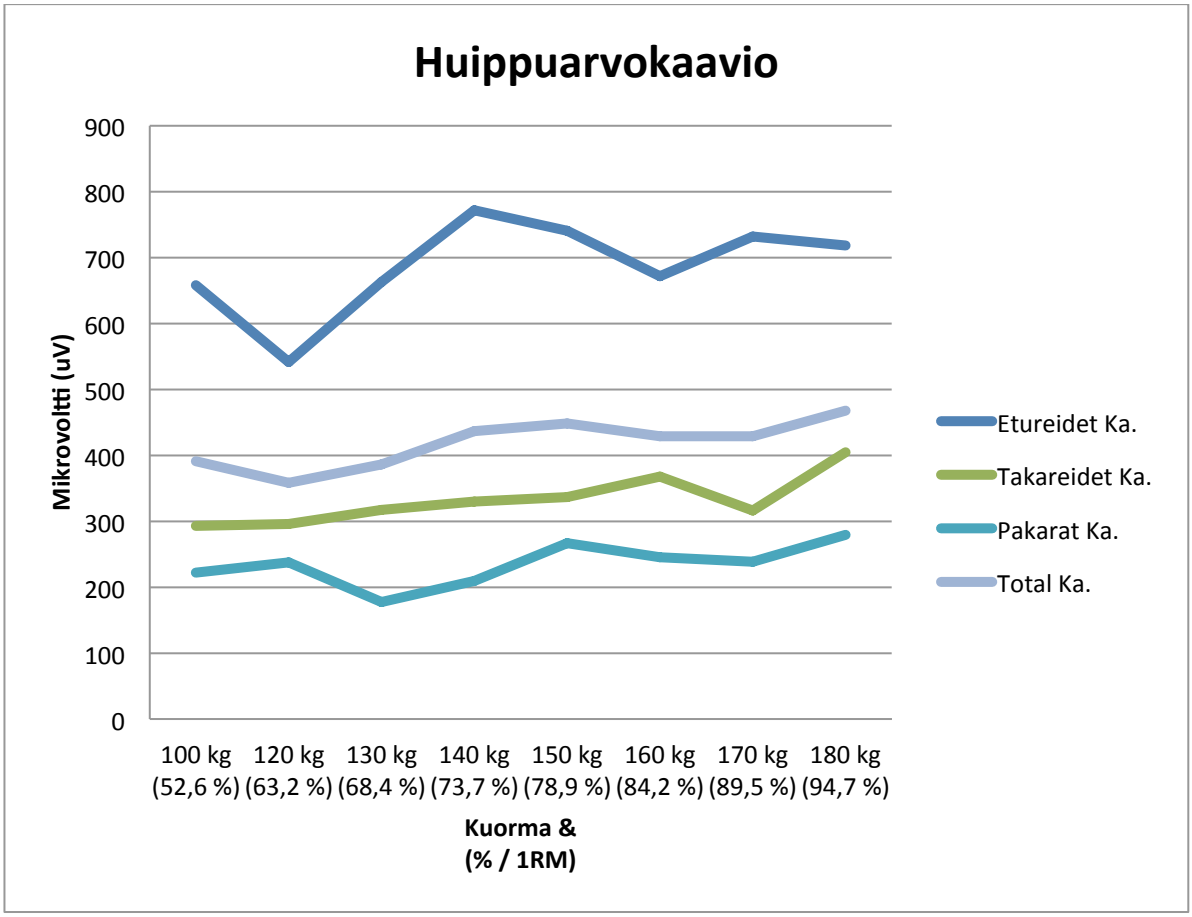



Huippuarvokaavio
600
500
400
300
200
100
0
Mikrovoltti (uV)
80 kg (45,7 %)
100 kg (57,1 %)
120 kg (68,6 %)
130 kg (74,3 %)
135 kg (77,1 %)
140 kg (80 %)
140 kg (80 %)
145 kg (82,9 %)
145 kg (82,9 %)
150 kg (85,7 %)
155 kg (88,6 %)
160 kg (91,4 %)
165 kg (94,3 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

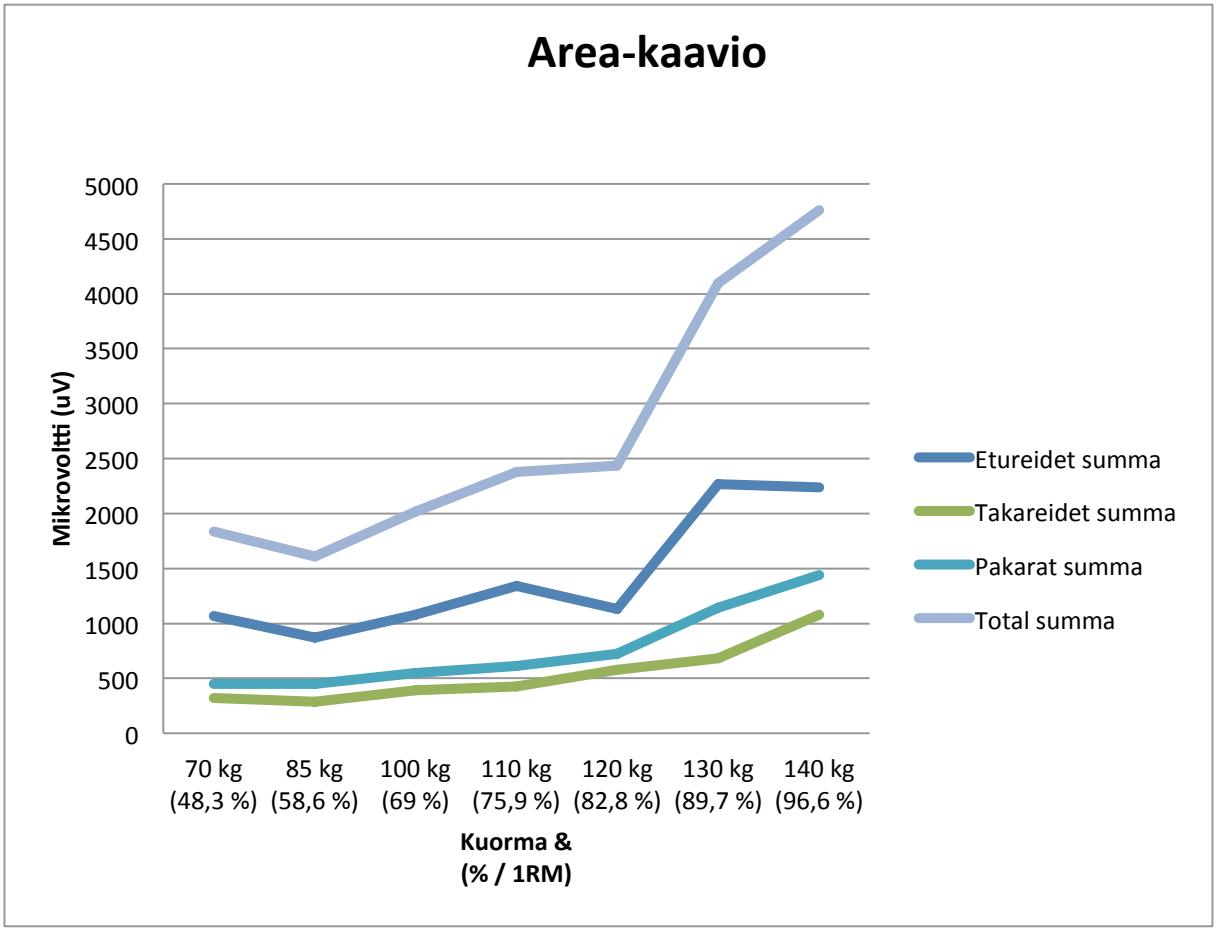
Liite 2. Mies 2

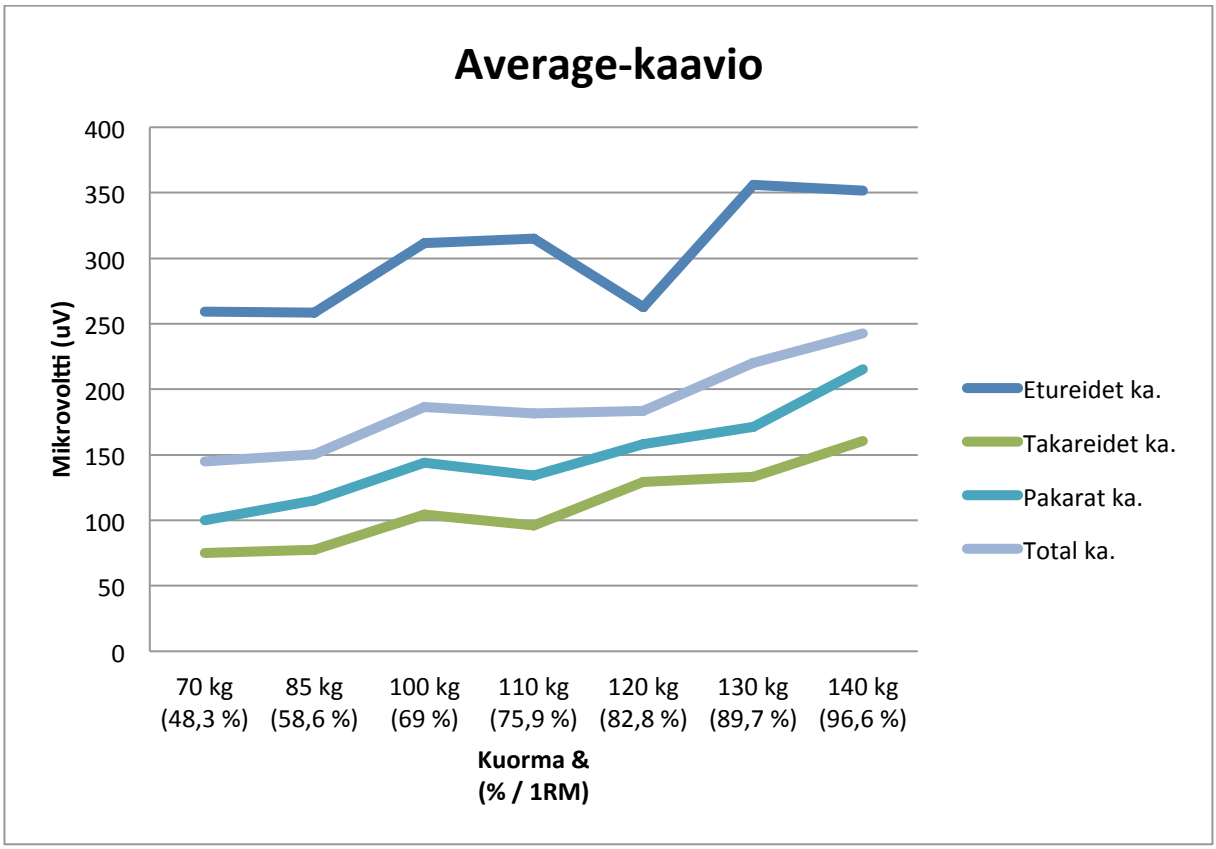


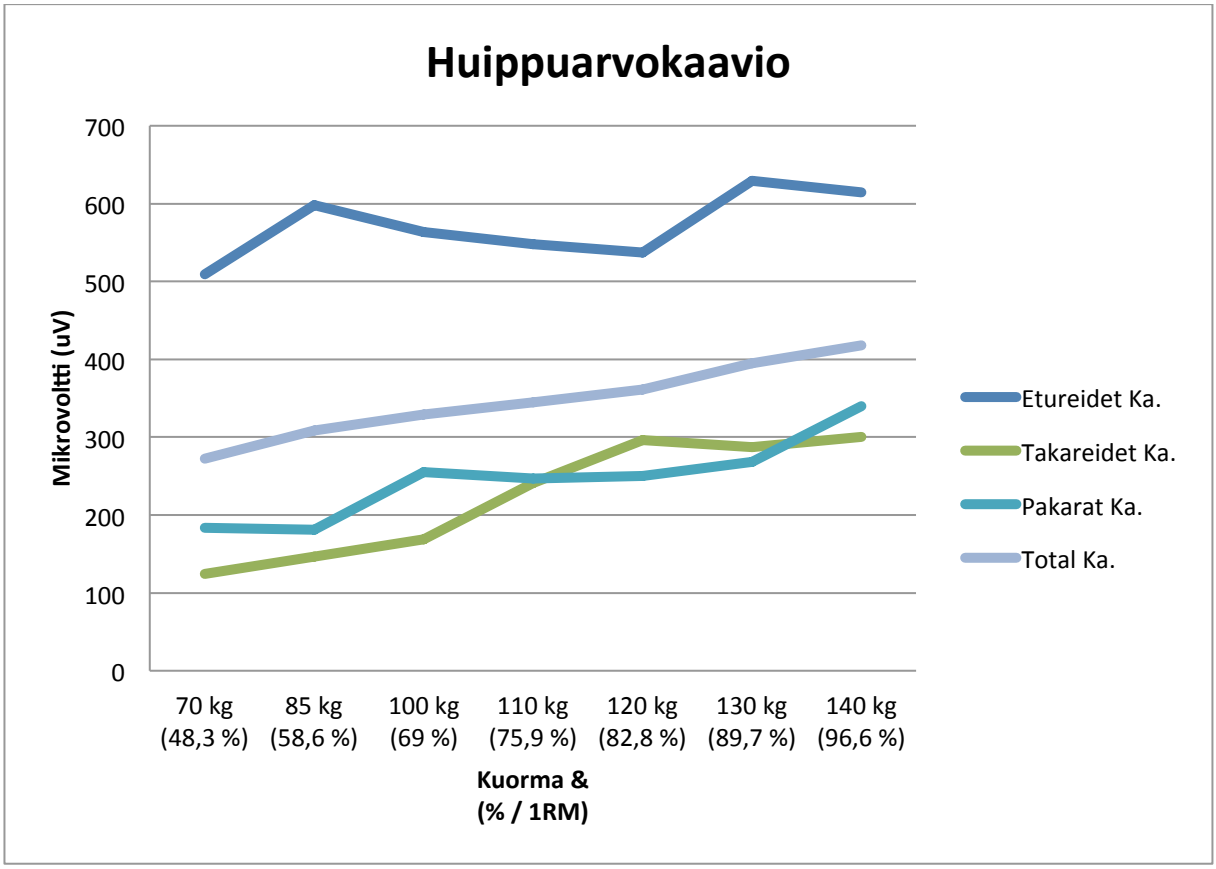



Huippuarvokaavio
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
Mikrovoltti (uV)
100 kg (52,6 %)
120 kg (63,2 %)
130 kg (68,4 %)
140 kg (73,7 %)
150 kg (78,9 %)
160 kg (84,2 %)
170 kg (89,5 %)
180 kg (94,7 %)
Kuorma &
(% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

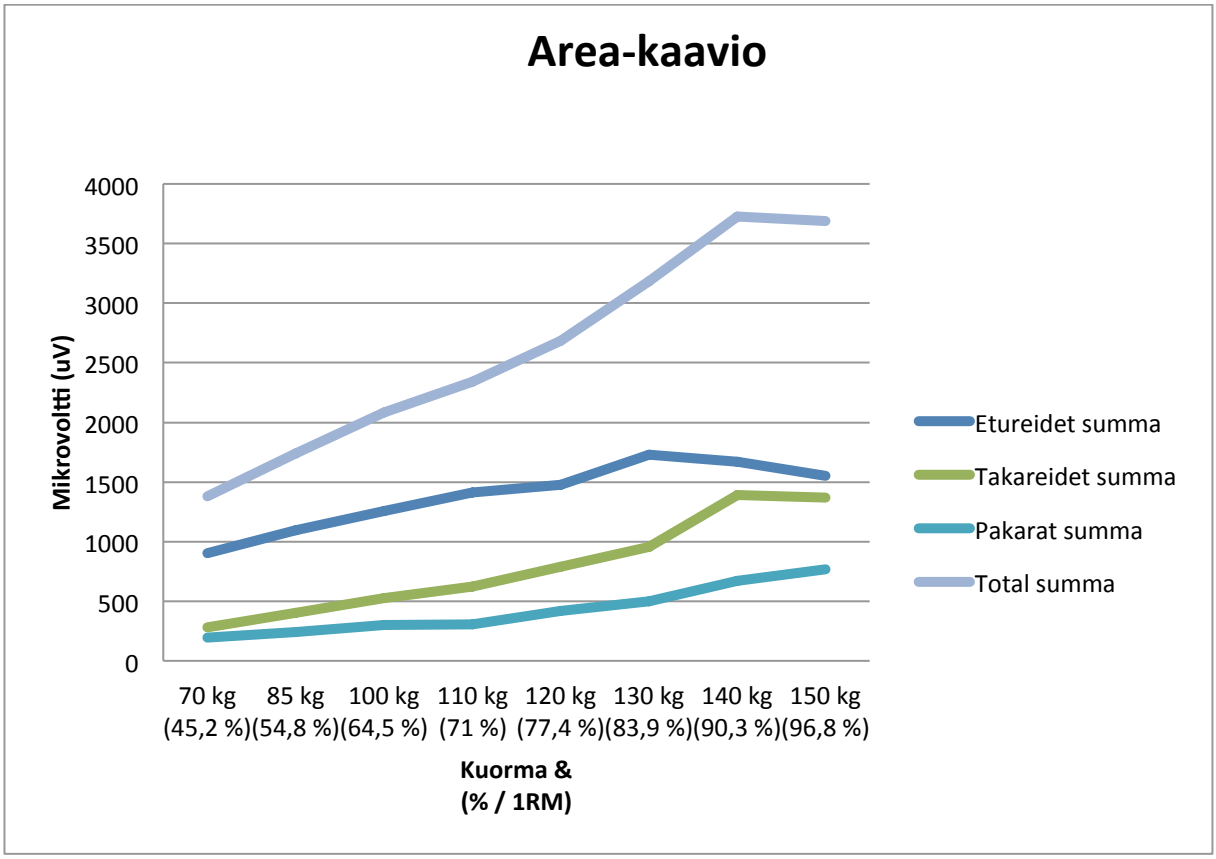
Liite 3. Mies

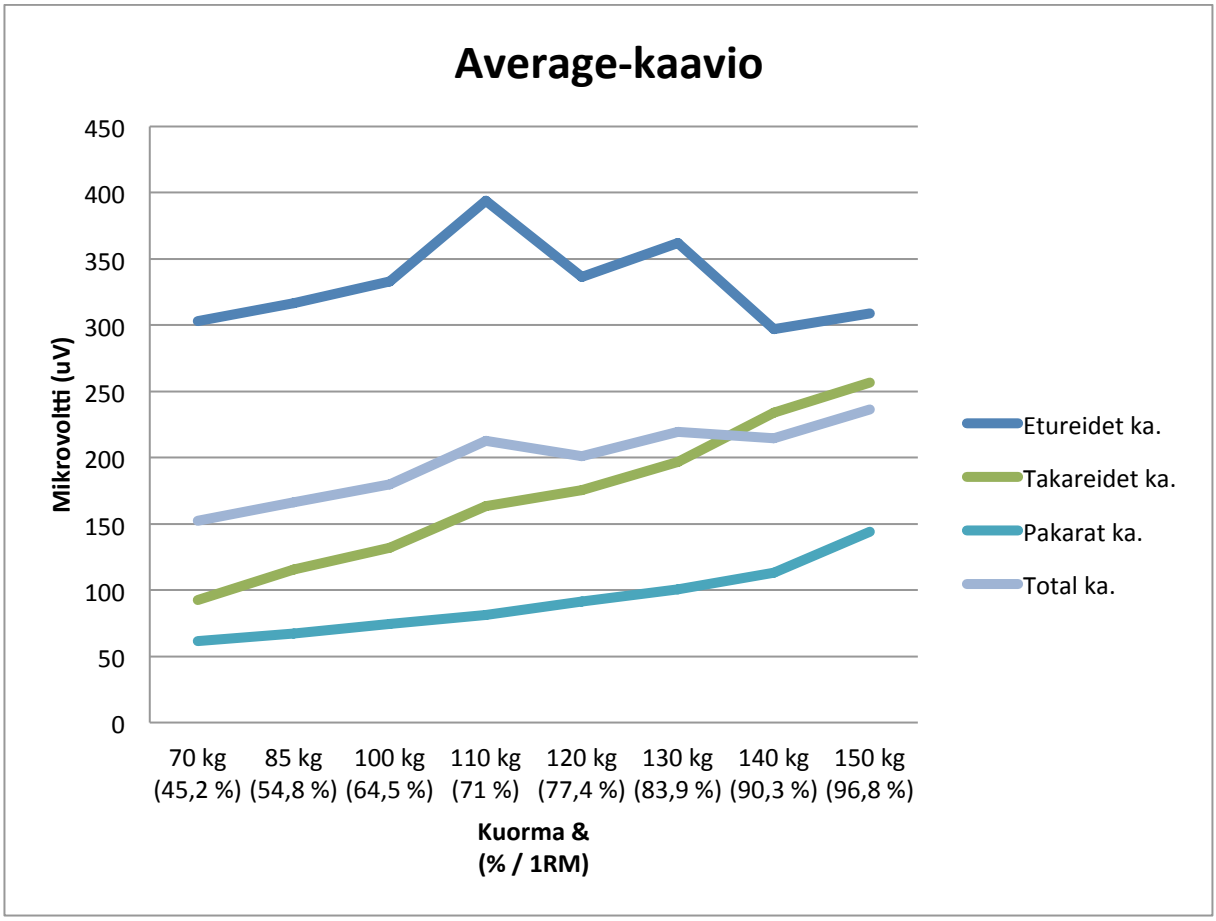

Area-kaavio
5000
4500
4000
3500
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
Mikrovoltti (uV)
70 kg (48,3 %)
85 kg (58,6 %)
100 kg (69 %)
110 kg (75,9 %)
120 kg (82,8 %)
130 kg (89,7 %)
140 kg (96,6 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet summa
Takareidet summa
Pakarat summa
Total summa

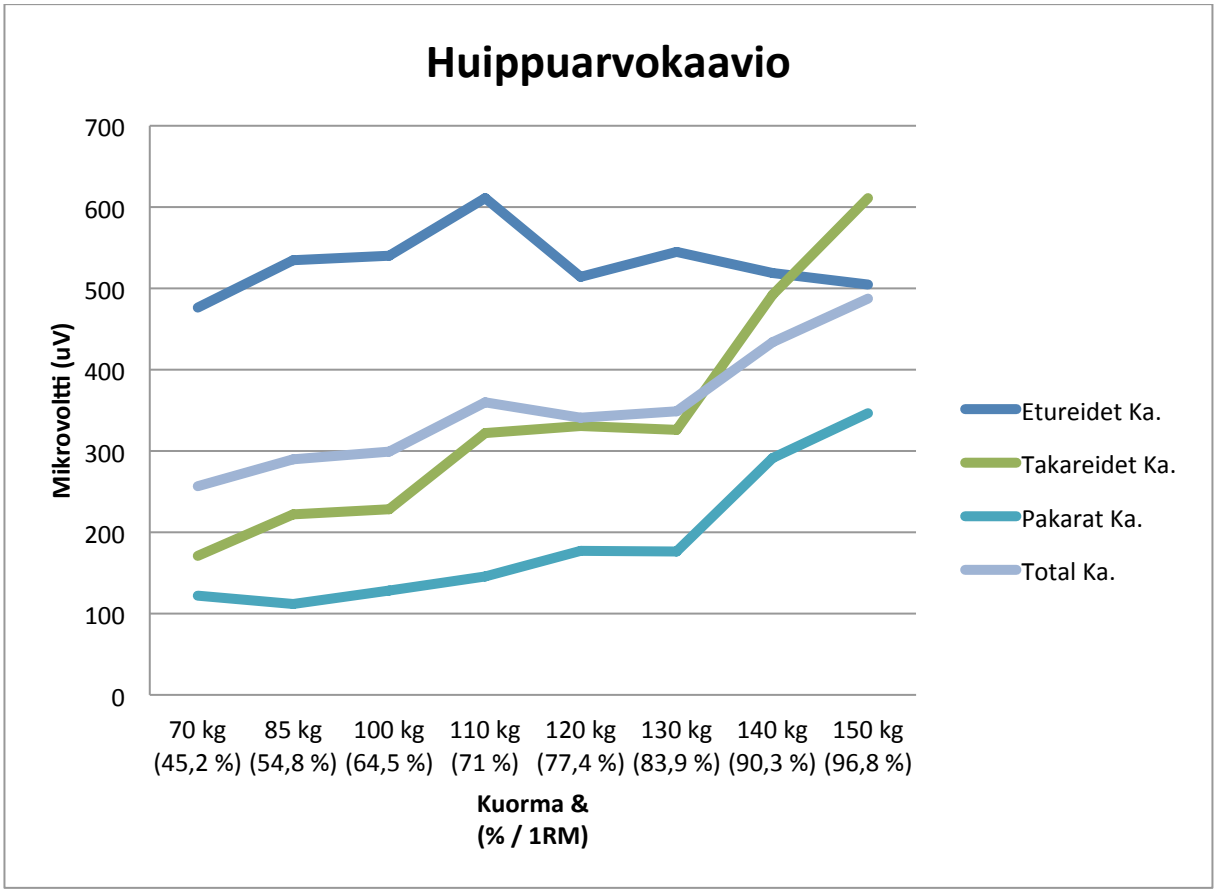

Average-kaavio
400
350
300
250
200
150
100
50
0
Mikrovoltti (uV)
70 kg (48,3 %)
85 kg (58,6 %)
100 kg (69 %)
110 kg (75,9 %)
120 kg (82,8 %)
130 kg (89,7 %)
140 kg (96,6 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet ka.
Takareidet ka.
Pakarat ka.
Total ka.


Huippuarvokaavio
700
600
500
400
300
200
100
0
Mikrovoltti (uV)
70 kg (48,3 %)
85 kg (58,6 %)
100 kg (69 %)
110 kg (75,9 %)
120 kg (82,8 %)
130 kg (89,7 %)
140 kg (96,6 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

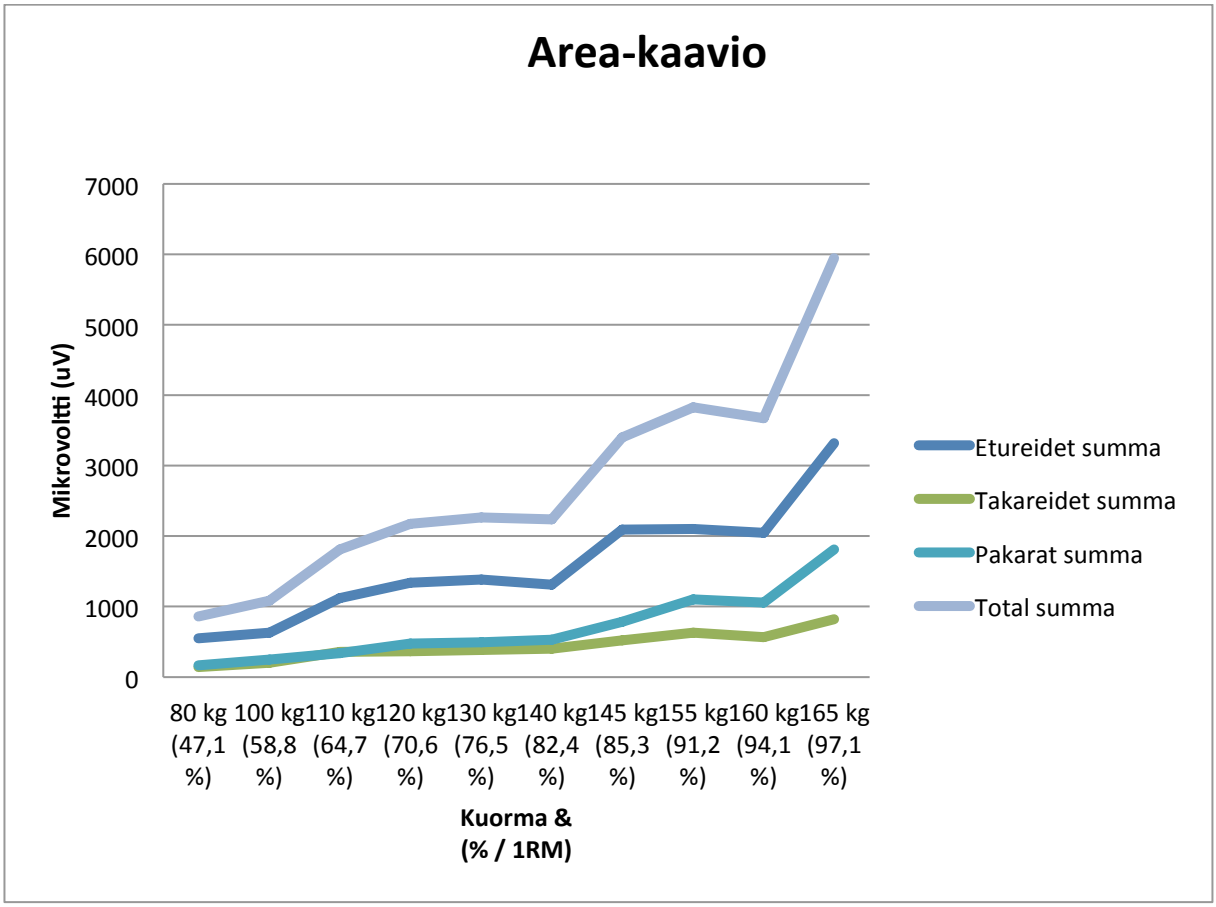
Liite 4. Mies 4

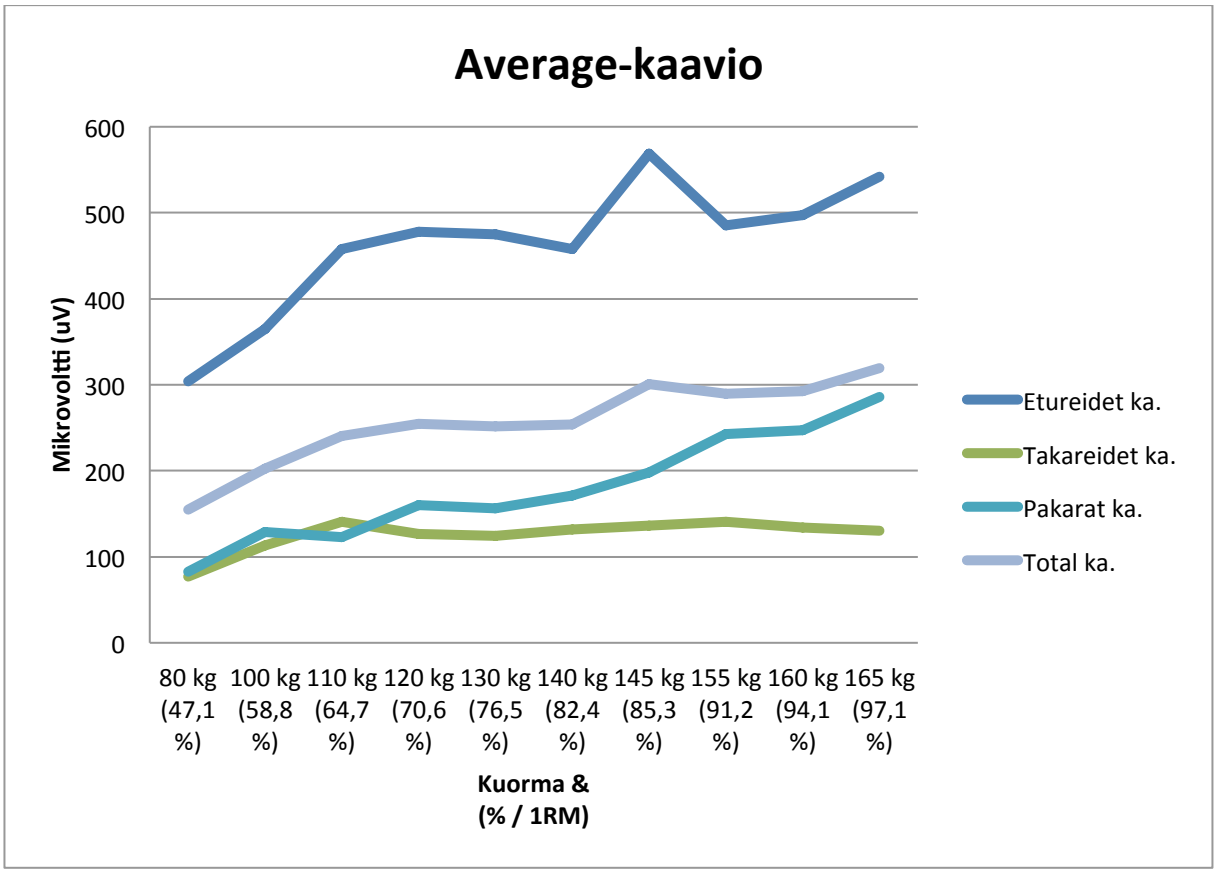


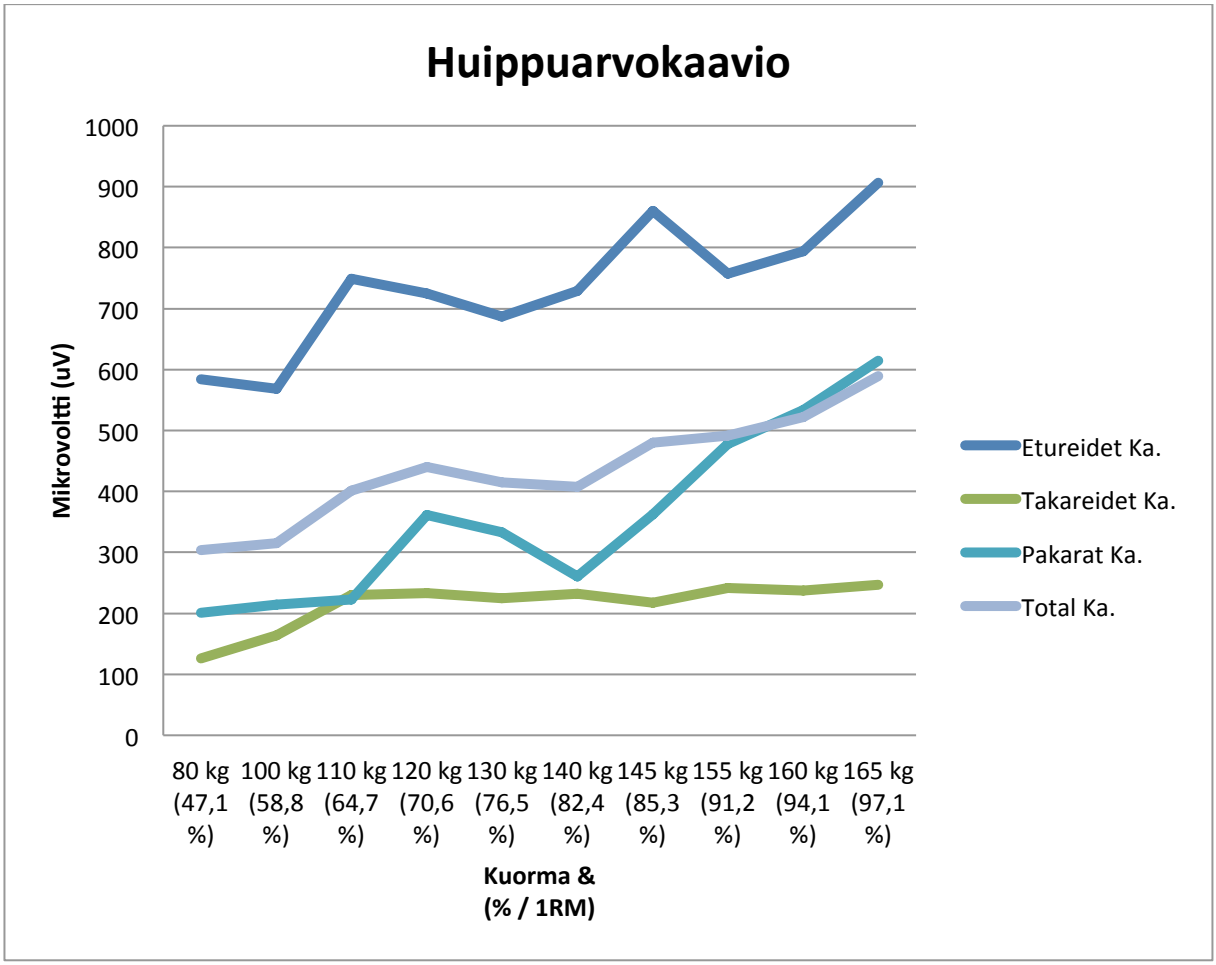



Huippuarvokaavio
700
600
500
400
300
200
100
0
Mikrovoltti (uV)
70 kg (45,2 %)
85 kg (54,8 %)
100 kg (64,5 %)
110 kg (71 %)
120 kg (77,4 %)
130 kg (83,9 %)
140 kg (90,3 %)
150 kg (96,8 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

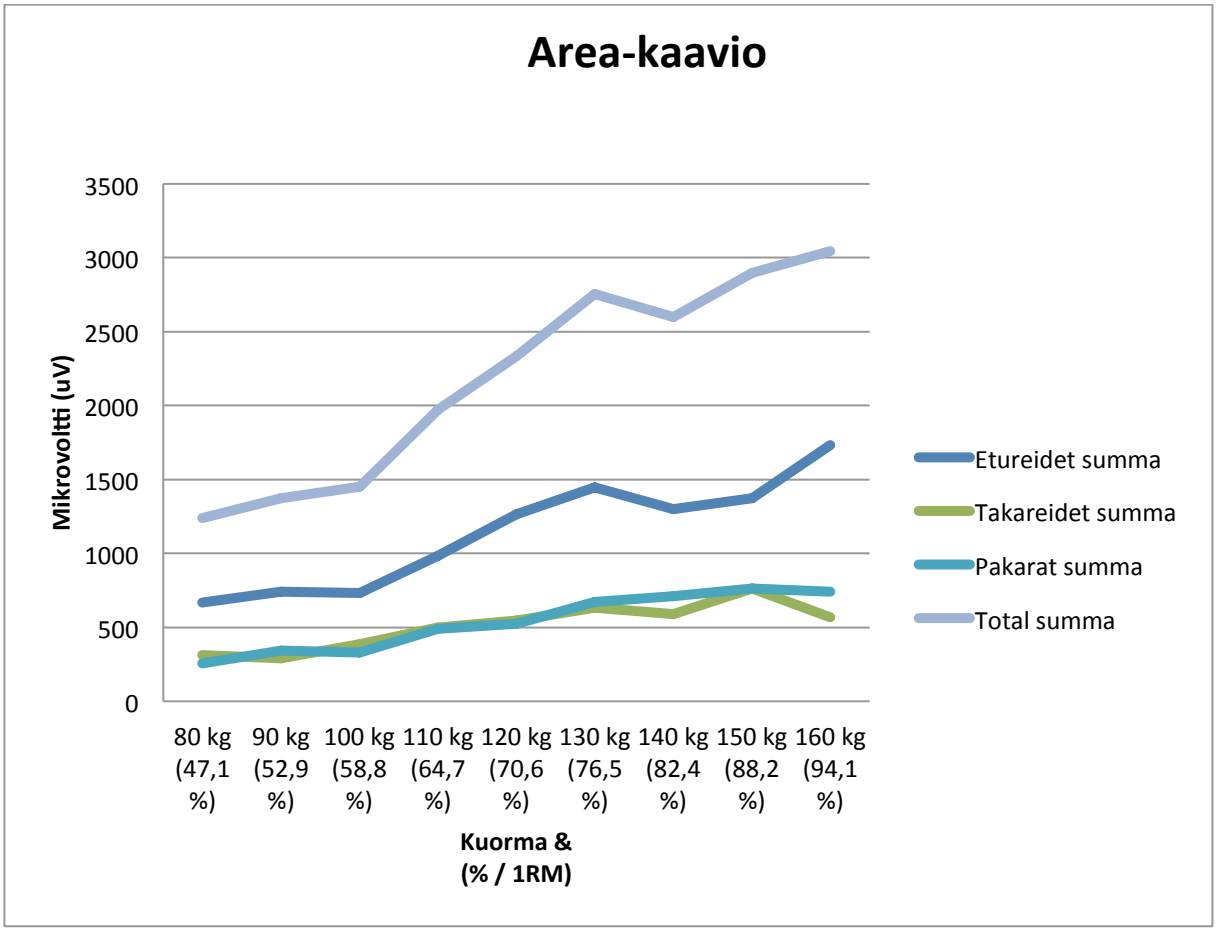
Liite 5. Mies 5

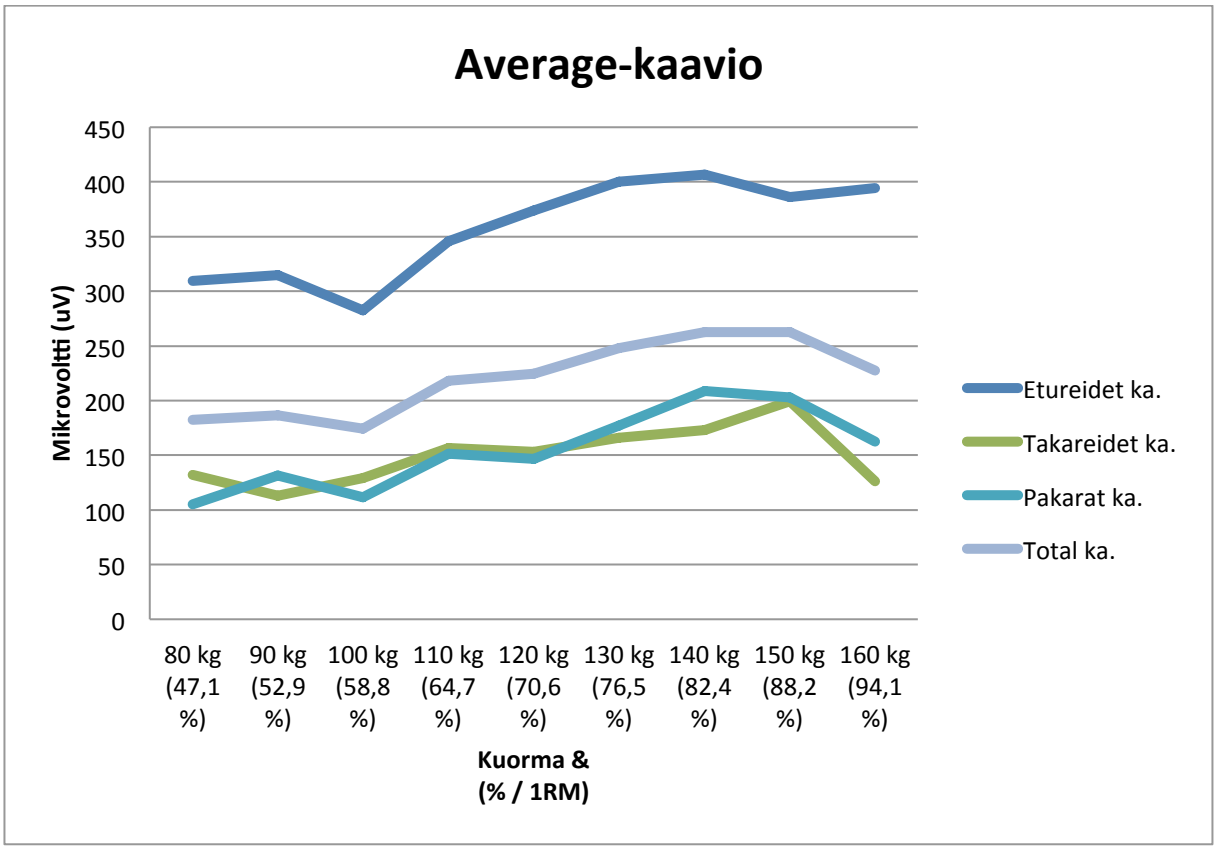


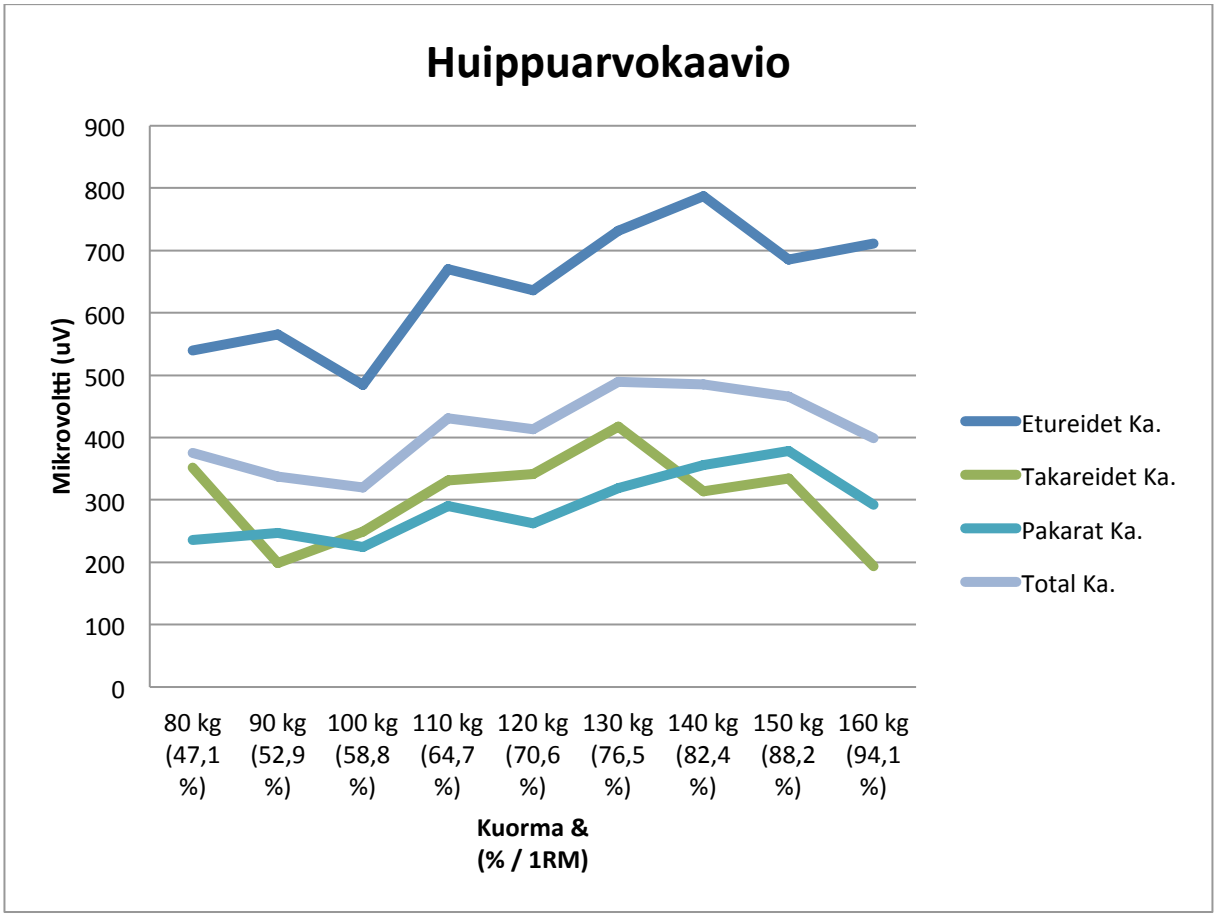



Huippuarvokaavio
Mikrovoltti (uV)
1000
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
80 kg (47,1 %)
100 kg (58,8 %)
110 kg (64,7 %)
120 kg (70,6 %)
130 kg (76,5 %)
140 kg (82,4 %)
145 kg (85,3 %)
155 kg (91,2 %)
160 kg (94,1 %)
165 kg (97,1 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

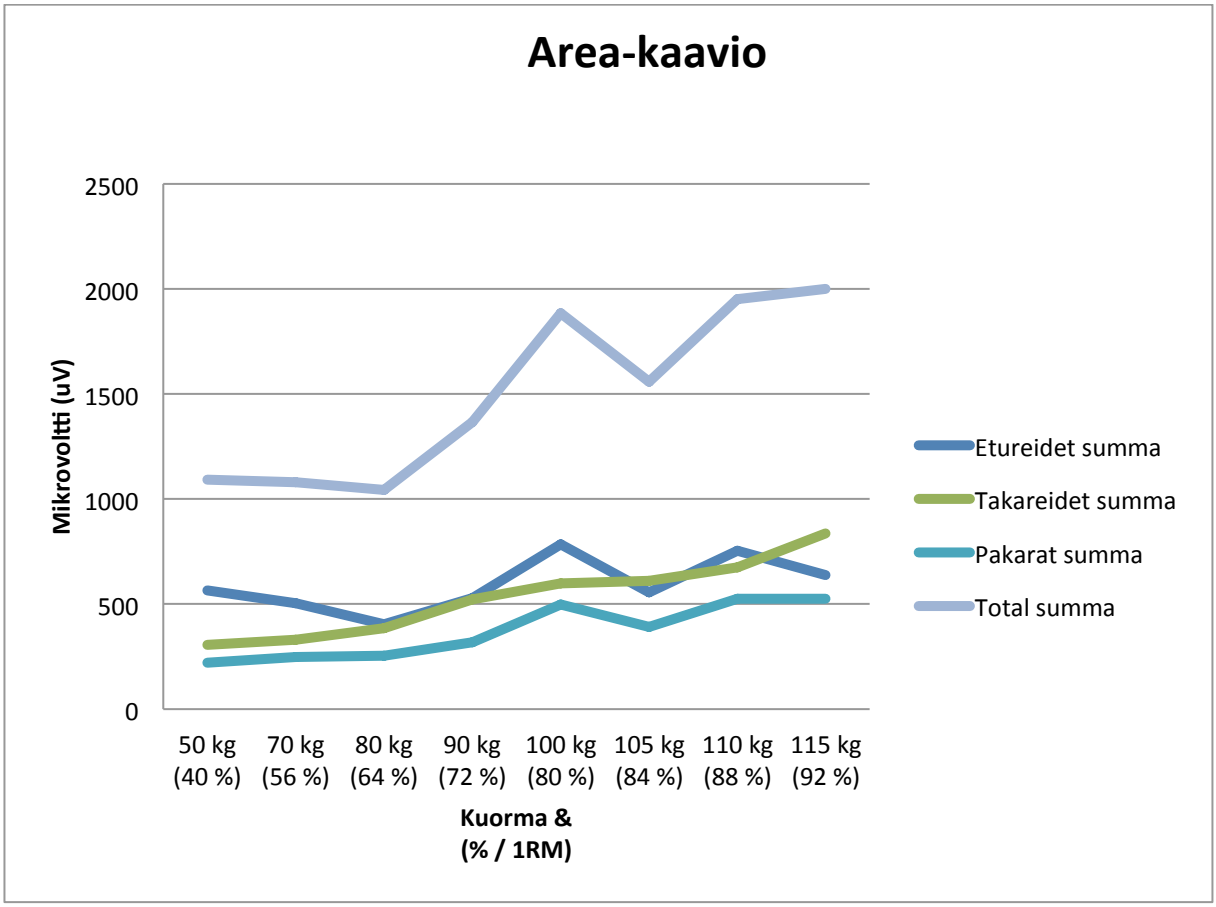
Liite 6. Mies 6

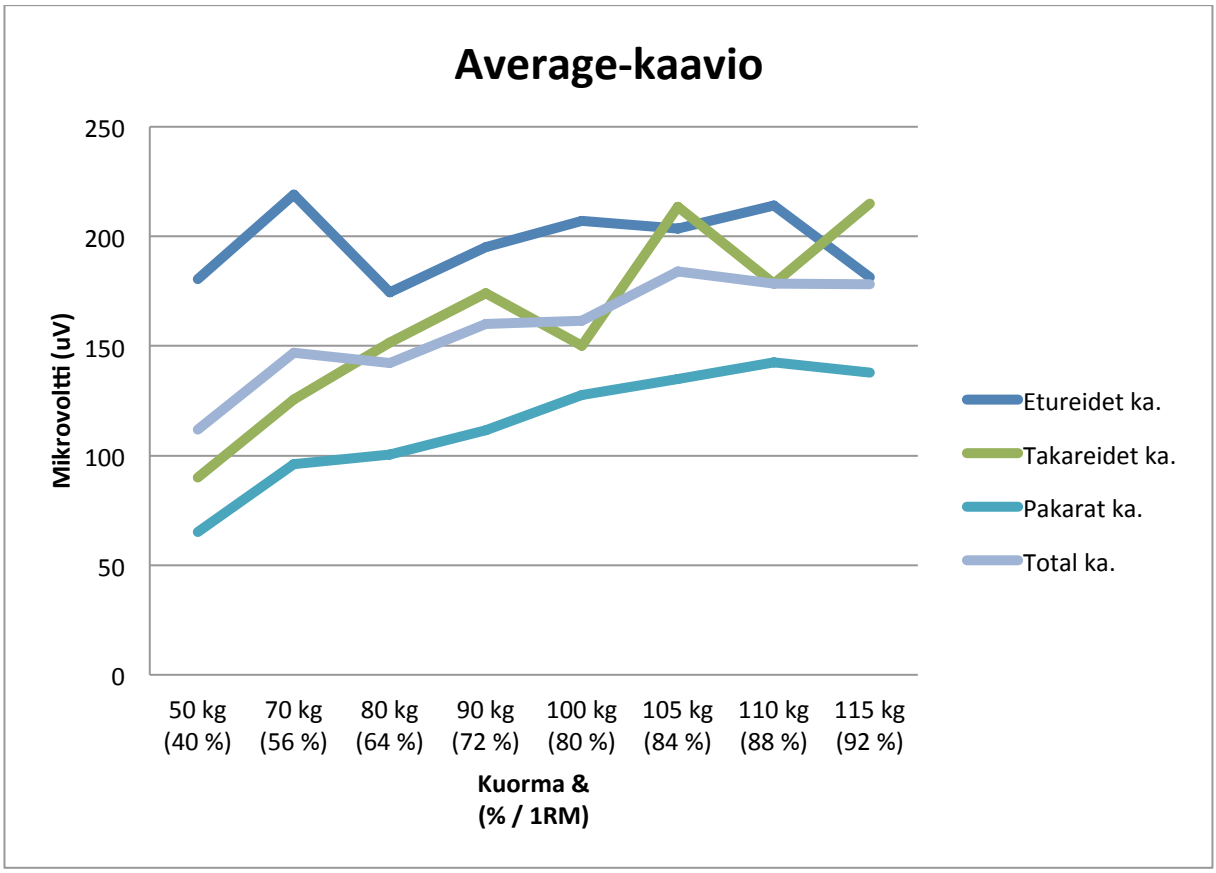


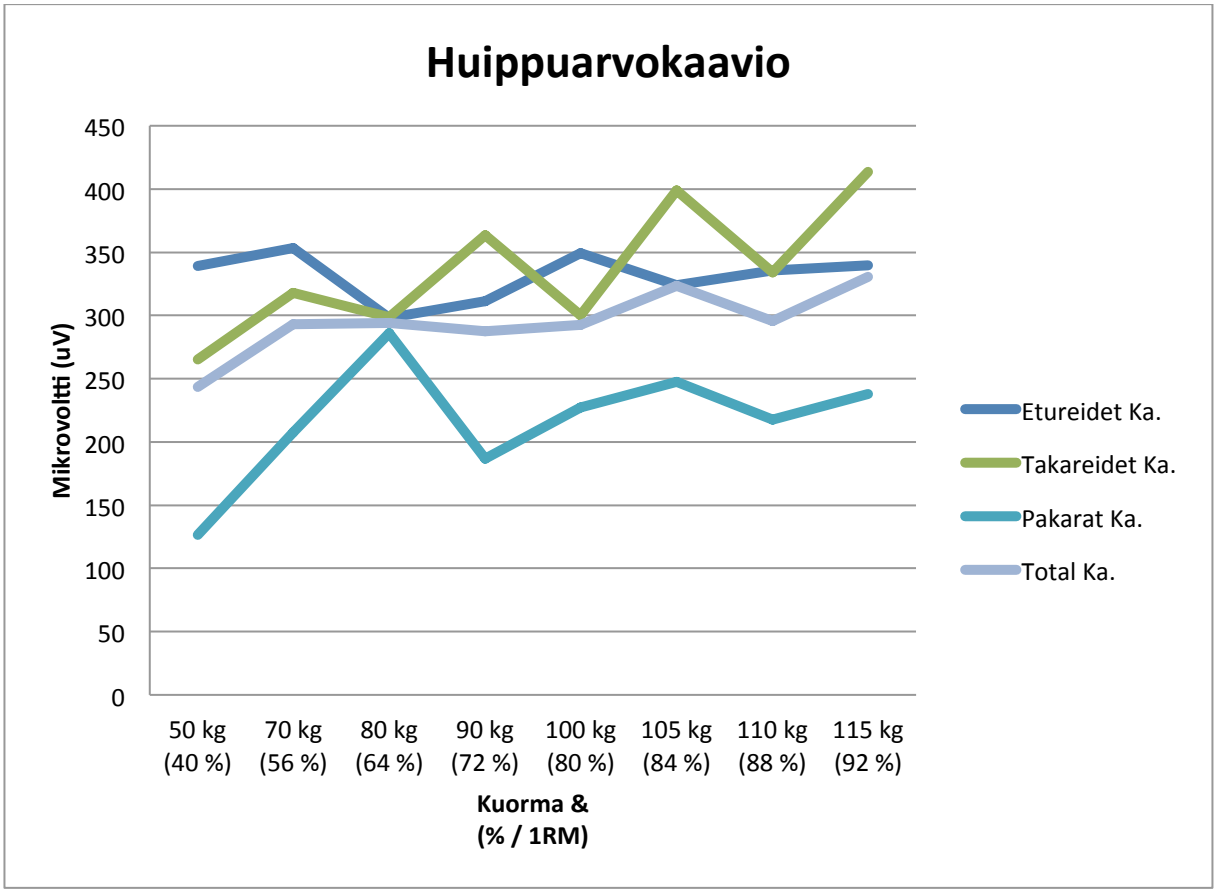



Huippuarvokaavio
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
Mikrovoltti (uV)
80 kg (47,1 %)
90 kg (52,9 %)
100 kg (58,8 %)
110 kg (64,7 %)
120 kg (70,6 %)
130 kg (76,5 %)
140 kg (82,4 %)
150 kg (88,2 %)
160 kg (94,1 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

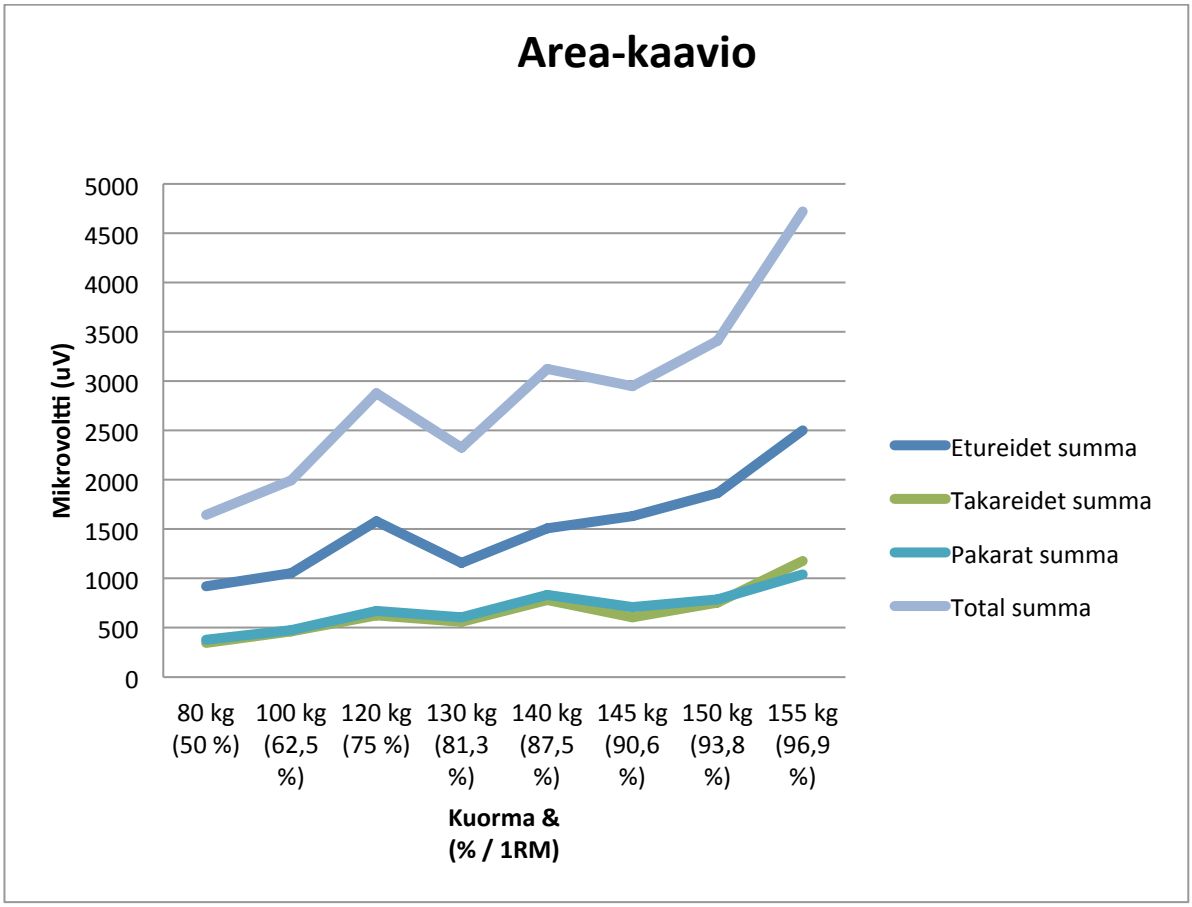
Liite 7. Mies 7

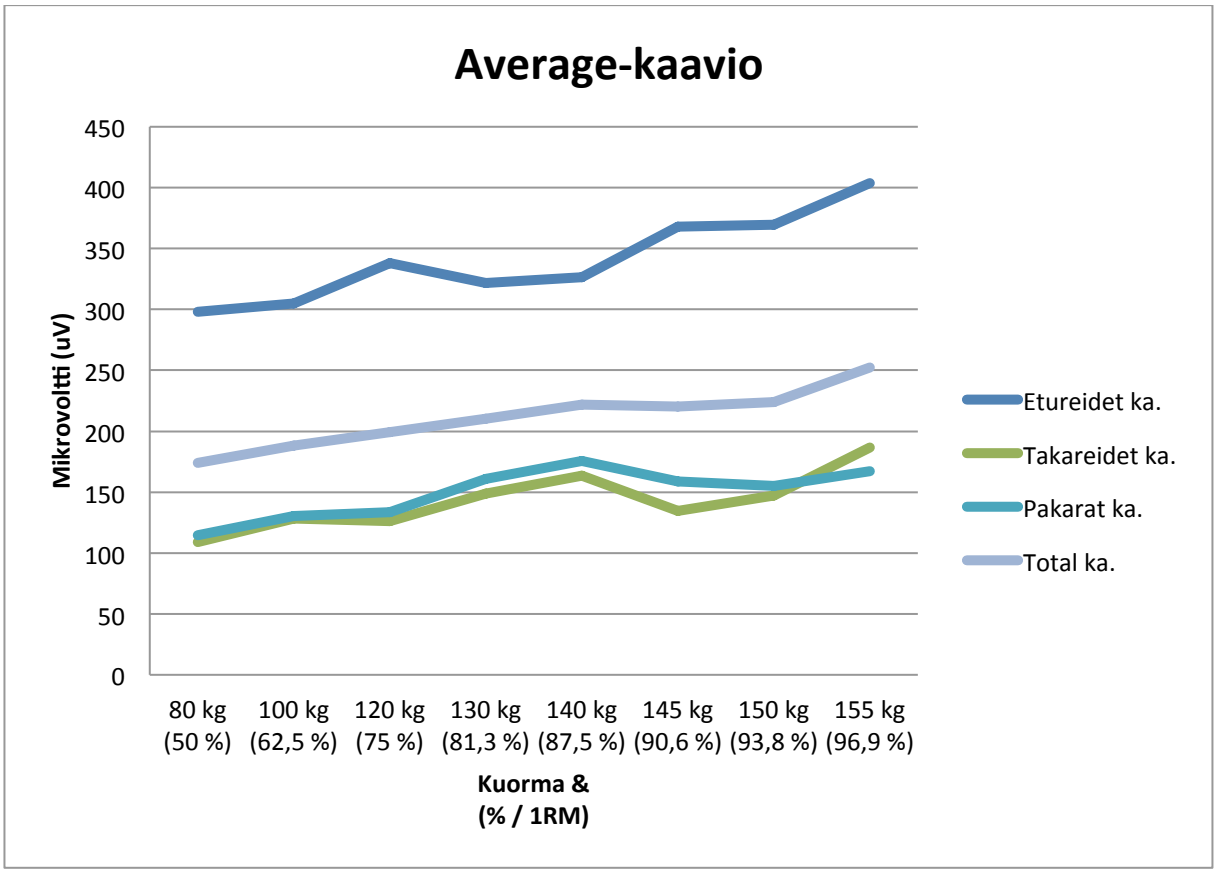


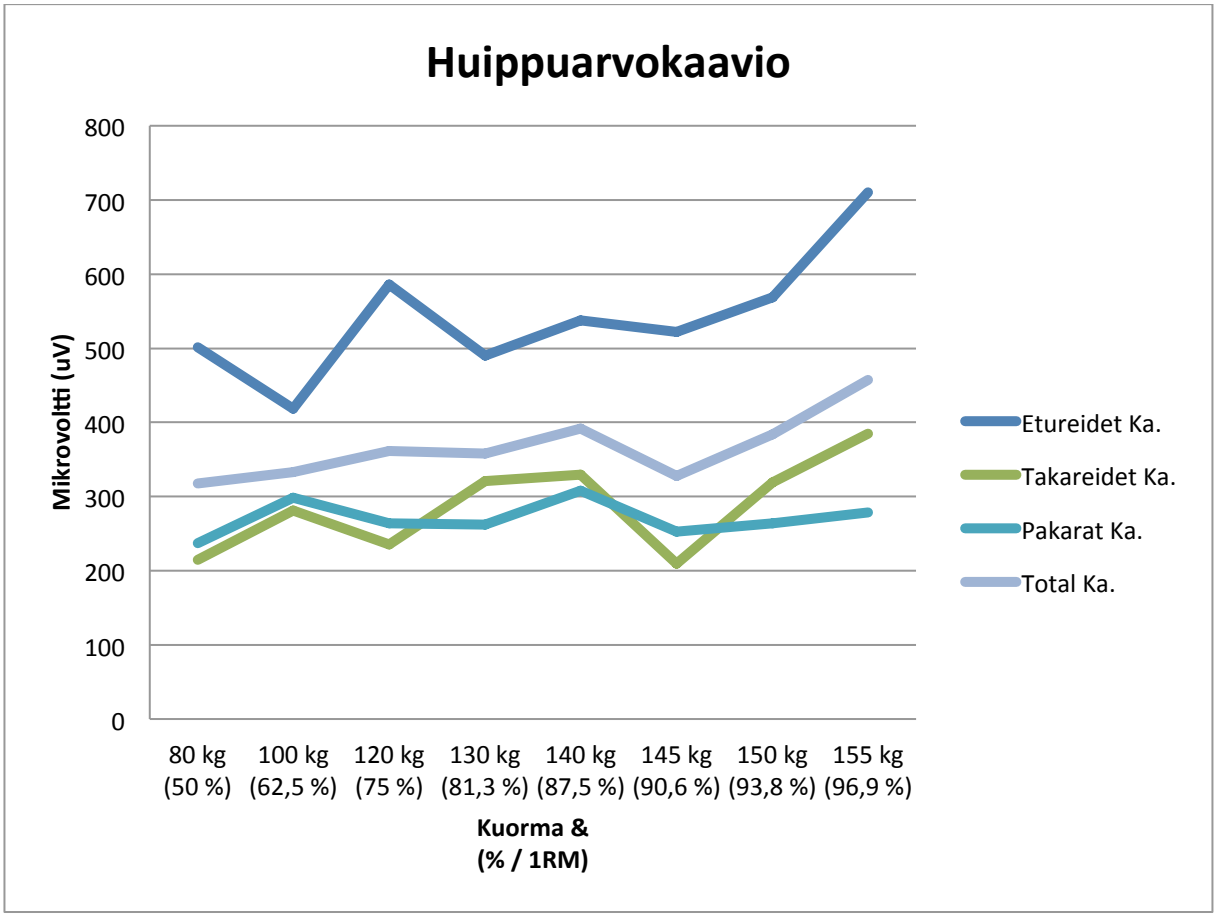



Huippuarvokaavio
450
400
350
300
250
200
150
100
50
0
Mikrovoltti (uV)
50 kg (40 %)
70 kg (56 %)
80 kg (64 %)
90 kg (72 %)
100 kg (80 %)
105 kg (84 %)
110 kg (88 %)
115 kg (92 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

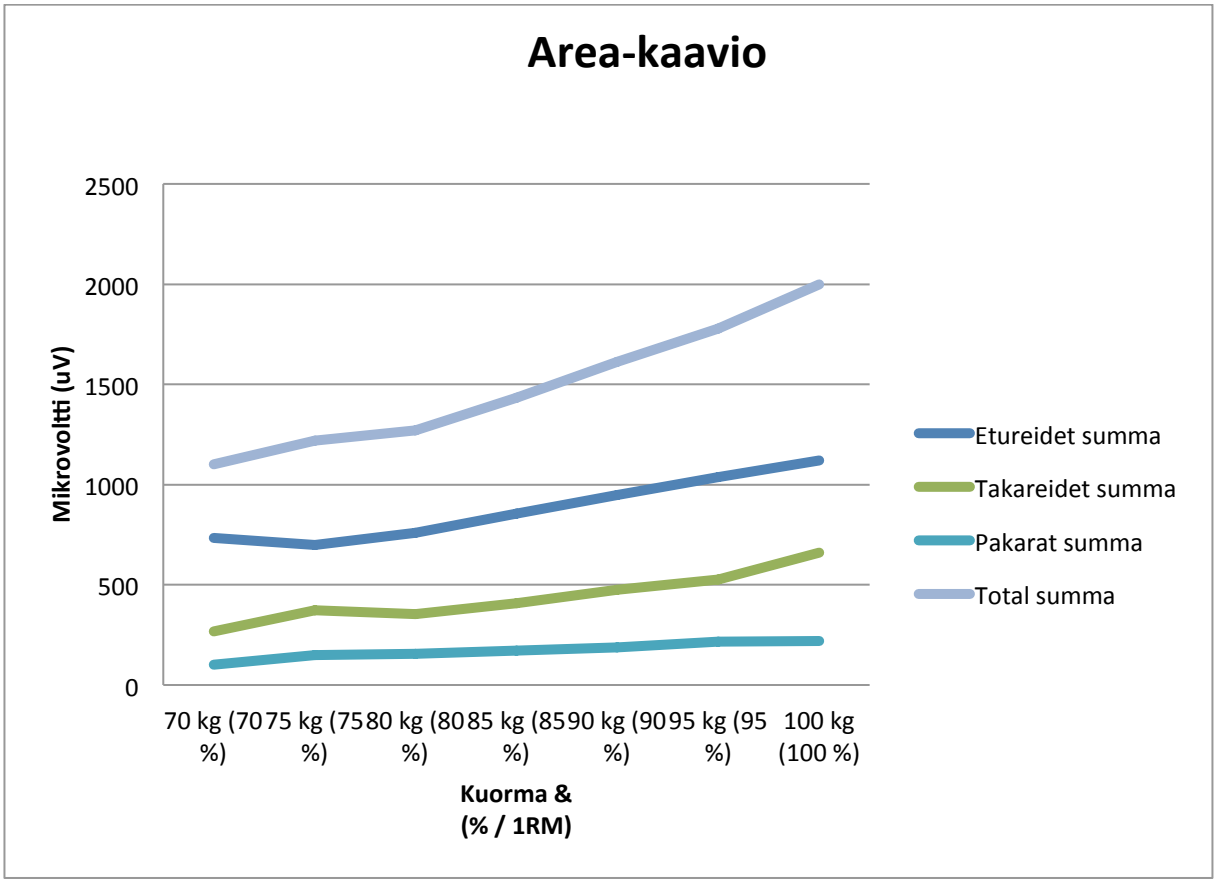
Liite 8. Mies 8

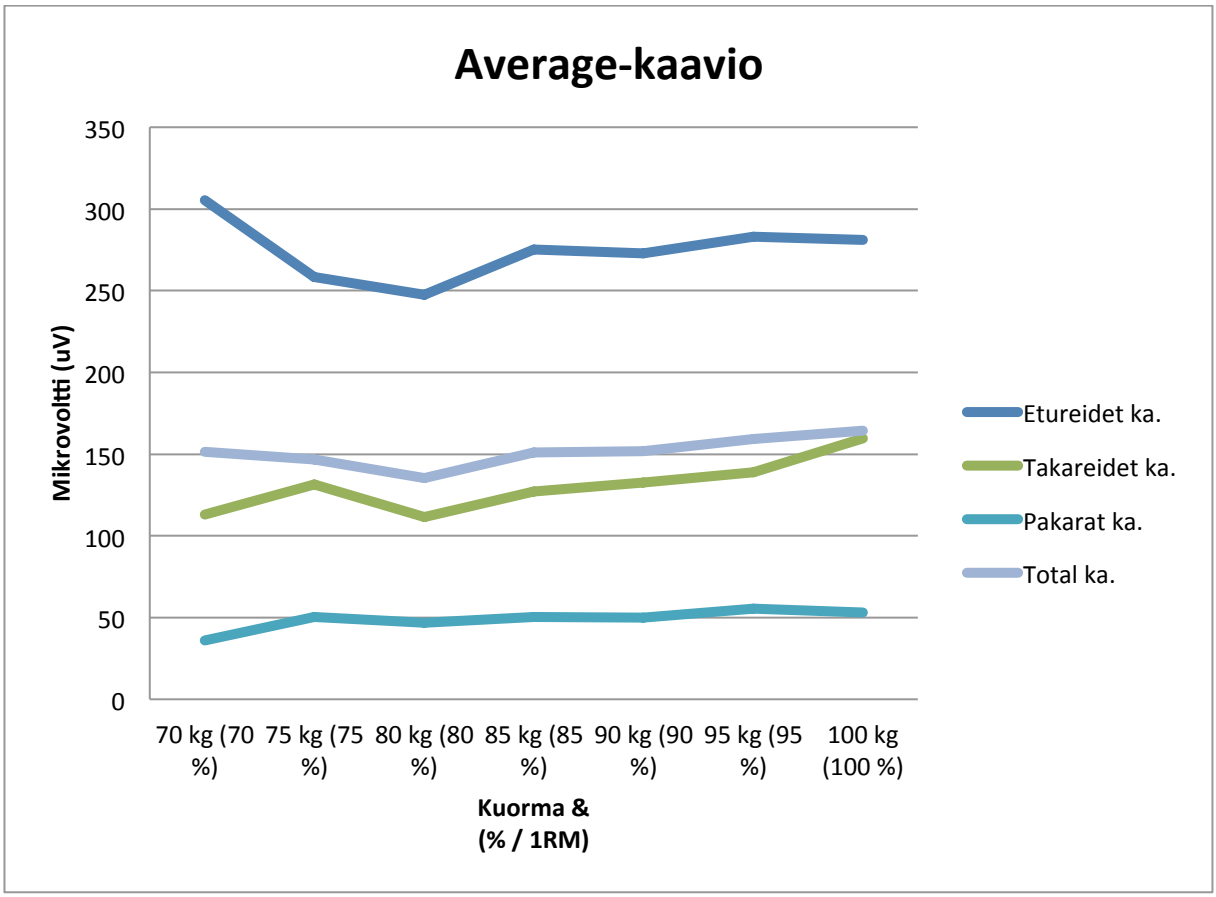


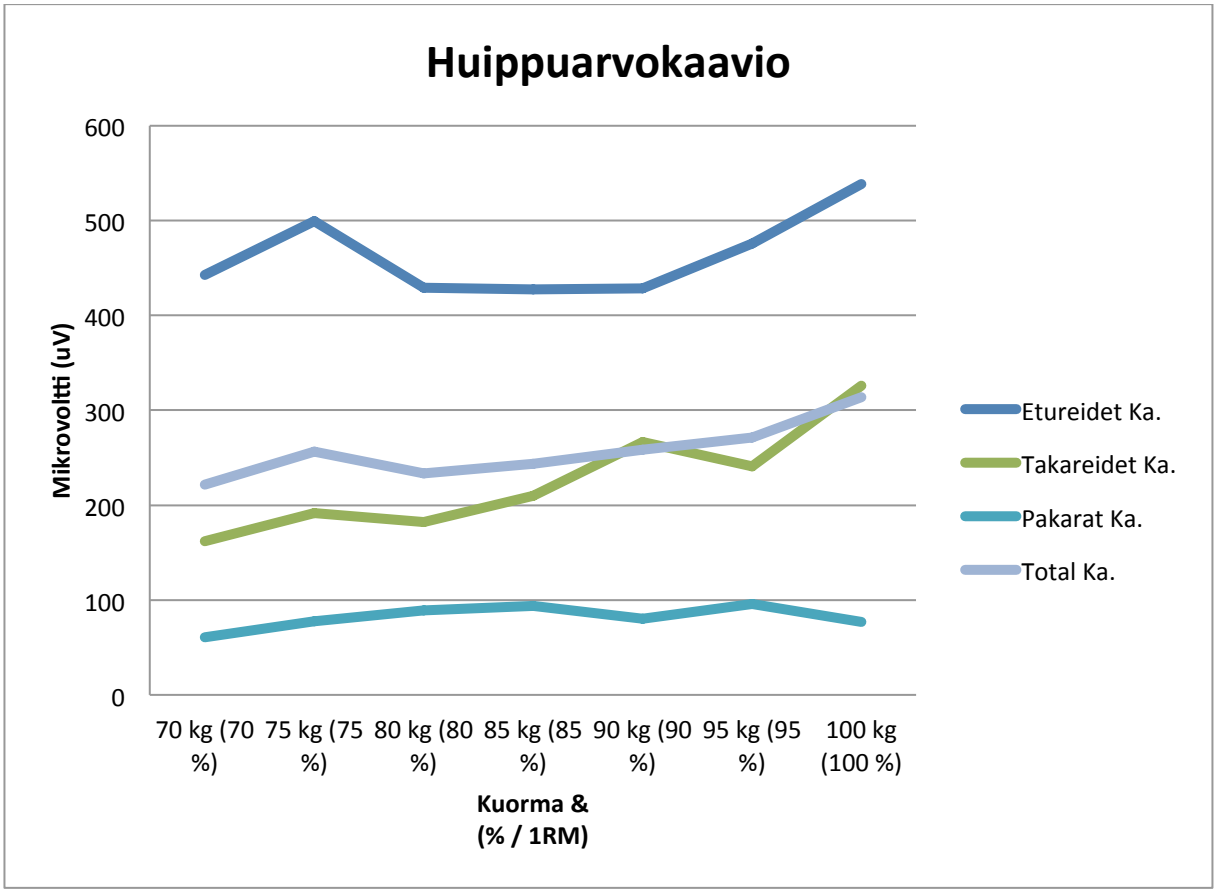



Huippuarvokaavio
800
700
600
500
400
300
200
100
0
Mikrovoltti (uV)
80 kg (50 %)
100 kg (62,5 %)
120 kg (75 %)
130 kg (81,3 %)
140 kg (87,5 %)
145 kg (90,6 %)
150 kg (93,8 %)
155 kg (96,9 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

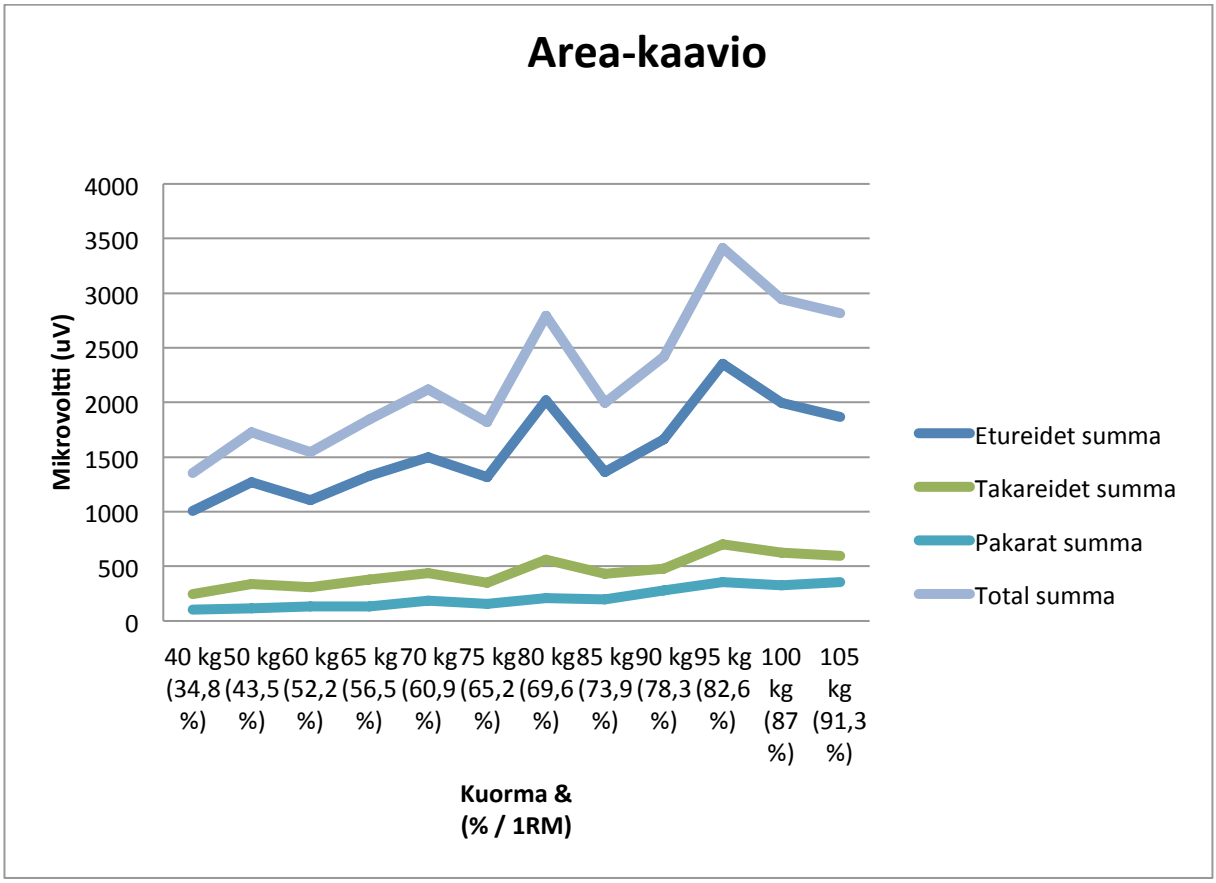
Liite 9. Nainen 1

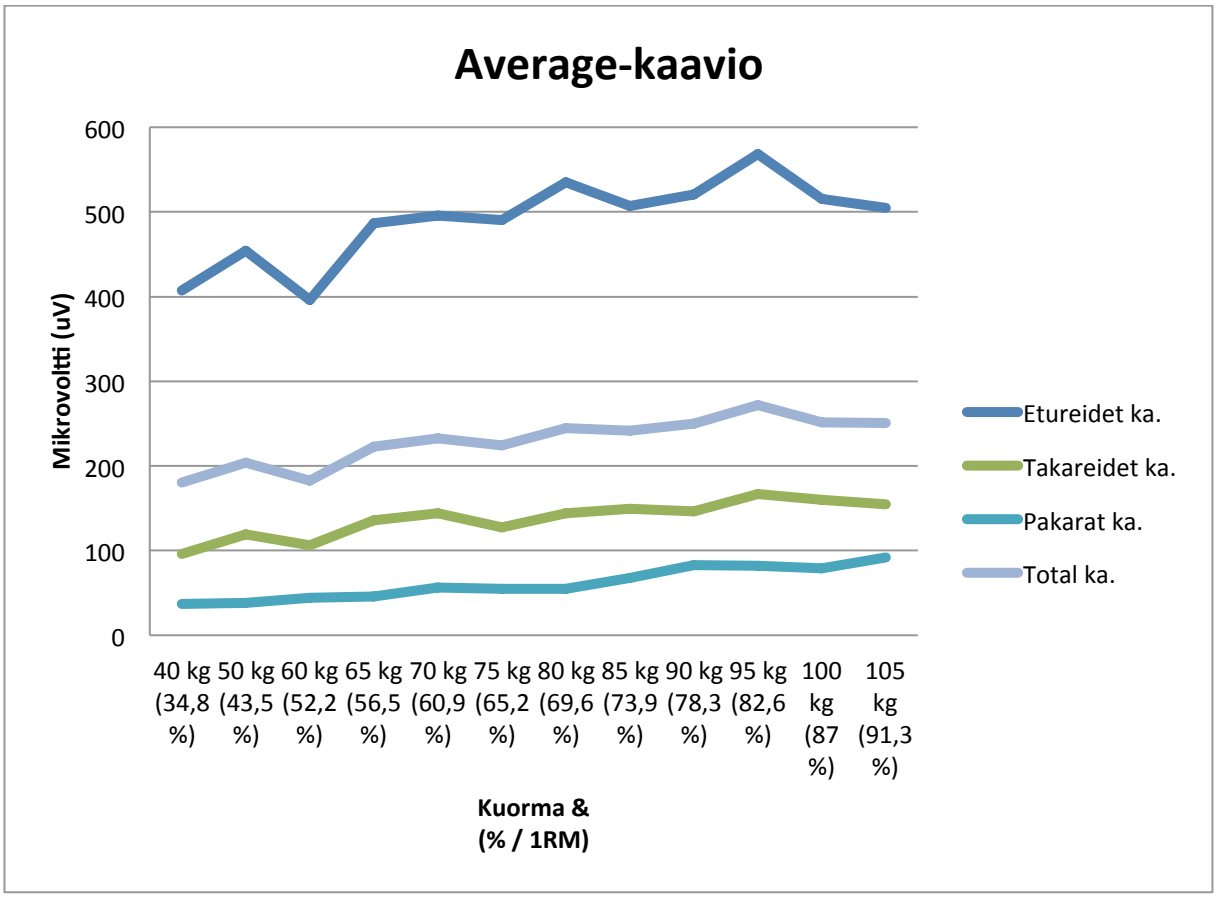


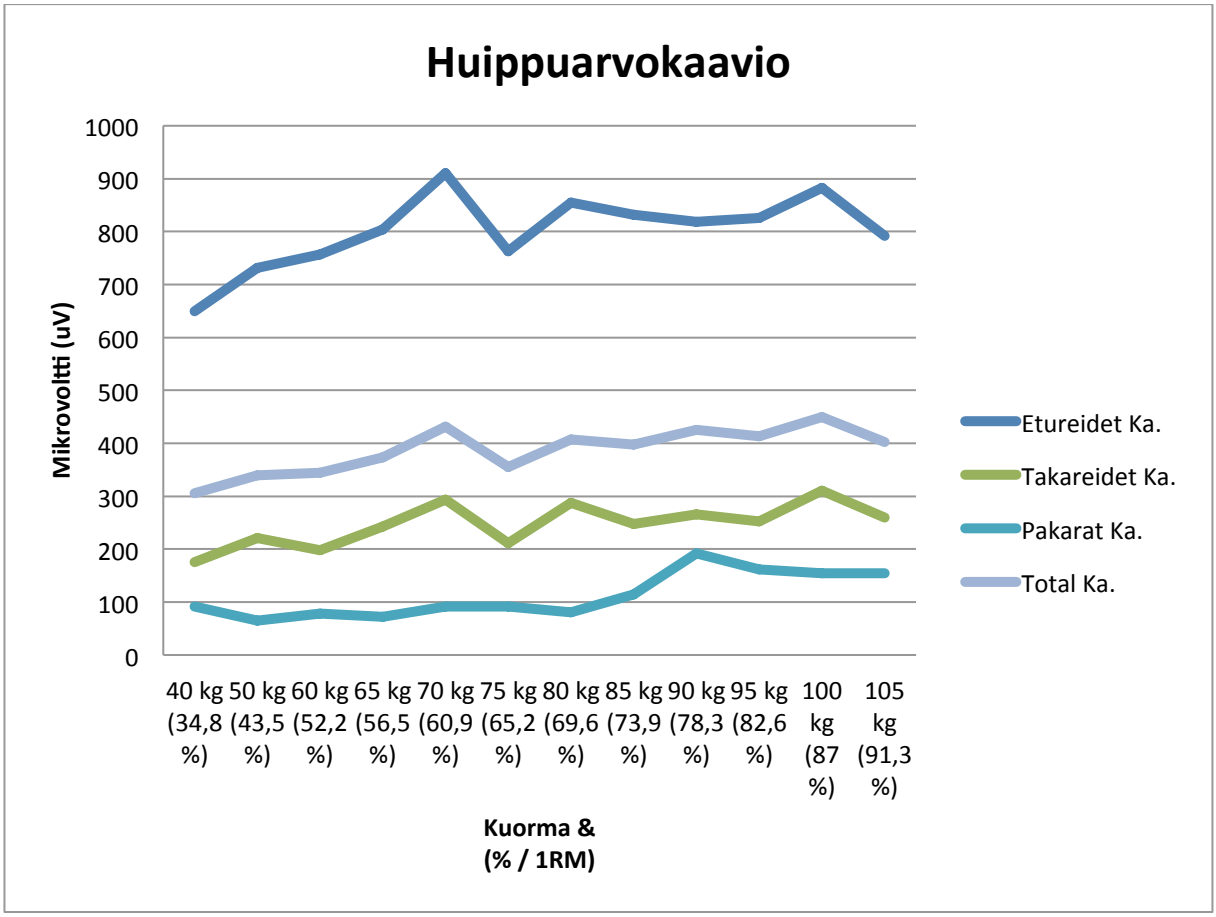



Huippuarvokaavio
600
500
400
300
200
100
0
Mikrovoltti (uV)
70 kg (70 %)
75 kg (75 %)
80 kg (80 %)
85 kg (85 %)
90 kg (90 %)
95 kg (95 %)
100 kg (100 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.

Liite 10. Nainen 2






Huippuarvokaavio
Mikrovoltti (uV)
1000
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
40 kg (34,8 %)
50 kg (43,5 %)
60 kg (52,2 %)
65 kg (56,5 %)
70 kg (60,9 %)
75 kg (65,2 %)
80 kg (69,6 %)
85 kg (73,9 %)
90 kg (78,3 %)
95 kg (82,6 %)
100 kg (87 %)
105 kg (91,3 %)
Kuorma & (% / 1RM)
Etureidet Ka.
Takareidet Ka.
Pakarat Ka.
Total Ka.