

## **Niskan seudun lihasten EMG-aktiivisuus F1-kuljettajille suunnitelluissa harjoitusliikkeissä**

Kasper Pöntinen & Riku Rahikainen



<b>Tekijät</b> Kasper Pöntinen, Riku Rahikainen	
<b>Koulutusohjelma</b> Liikunnan ja vapaa-ajan koulutusohjelma	
<b>Opinnäytetyön nimi</b> Lihaskäytön tarkastelu Formula 1 -kuljettajille valikoiduissa niska-hartiaseudun harjoitteissa	<b>Sivu- ja liitesivumäärä</b> 37 + 3
<p>Formula 1 -autoilussa eri kuormitustekijöiden vaikutuksesta erityisesti niska-hartiaseudun lihakset ovat kovalla rasituksella. Tutkimustieto edellämainitusta aiheesta on kuitenkin rajallisesti ja monet olemassa olevat tutkimukset ovat melko vanhoja.</p> <p>Tässä opinnäytetyössä tarkasteltiin päänyökkääjälihaksen, pään ohjaslihaksen, epäkäslihaksen ja selän ojentajalihaksen EMG-aktiivisuuden käyttäytymistä viidessä eri liikkeessä, kussakin kolmella eri kuormalla. Tavoitteena oli EMG-aktiivisuutta tarkastelemalla selvittää, mitkä liikkeistä olisivat sopivimpia tukemaan F1-kuljettajien harjoittelua ja antaa kehitysehdotuksia kuljettajien kuntovalmentajille.</p> <p>Tutkimuksessa mitattiin EMG-aktiivisuuksia kahdelta koehenkilöltä. Viidestä valitusta harjoitusliikkeestä kolme suoritettiin käyttäen vastuskuminauhoja, sekä kaksi oman kehon painolla ja lisäpainolla. EMG-mittaukset suoritettiin kahdeksankanaavaisella kannettavalla ME6000-mittalaitteella (MegaElectronics Ltd, Kuopio) neljästä niska-hartiaseudun pääliharyhmästä molemminpuolisesti. Laitteen tallentamaa EMG-signaalia analysoitiin MegaWin -analysointiohjelmistolla (MegaElectronics Ltd, Kuopio). Harjoitusliikkeiden EMG-aktiivisuuksia verrattiin isometrisissä maksimaalisissa testiliikkeissä mitattuihin suurimpiin EMG aktiivisuustasoihin. Mittaukset suoritettiin ME-6000-laitteella 24.6.2015.</p> <p>Tulosten mukaan toiminnalliset liikkeet aktivoivat keskimäärin tehokkaammin mitattuja lihaksia kuin kuminauhalla tehtävät liikkeet. Lihaskäytön myös yleensä kasvoi mitatuissa lihaksissa kuorman kasvaessa. Huomionarvoista oli myös, ettei epäkäslihaksessa havaittu merkittävää lihaskäytön verrattuna isometriseen maksimiin valituissa liikkeissä.</p> <p>Tämä kuvaava kokeellinen tutkimus antaa suuntaviivoja siihen, millä harjoitteilla niska-hartiaseudun päälihaksia voidaan erityisesti aktivoita. Otannan vähyyden ja EMG-mittauksissa huomattujen yksilöllisten erojen takia ei kuitenkaan voida sanoa yleisesti, mikä liike milläkin kuormalla on kaikkein kehittävin. Jotta saataisiin selville tarkempaa informaatiota, mitkä liikkeet sopisivat parhaiten Formula 1 -kuljettajille, pitäisi saada tietoa, kuinka EMG käyttäytyy yksilöllä lajisuorituksen aikana.</p>	
<b>Asiasanat</b> Niska-hartiaseutu, EMG-aktiivisuus, Formula 1	

# Sisällys

1	Johdanto .....	1
2	Niska-hartiaseudun toiminnallinen anatomia .....	2
2.1	Kaularanka.....	2
2.2	Hartiarengas .....	3
2.3	Niska-hartiaseudun lihakset .....	3
3	Hermolihasjärjestelmä.....	5
3.1	Lihasten rakenne ja toiminta .....	5
3.2	Motorinen yksikkö .....	5
3.3	Aktiopotentiaali.....	6
4	Elektromyografia – EMG .....	7
4.1	EMG:n historia .....	7
4.2	Elektrodit.....	7
4.3	EMG:n mittaaminen .....	8
4.4	EMG-signaalin käsittely.....	8
4.5	EMG-mittausten luotettavuus .....	8
5	Voima.....	10
5.1	Autourheilijan voimaharjoittelu .....	10
5.2	Toiminnallinen harjoittelu .....	10
6	Formula 1 -lajianalyysi.....	12
6.1	Kuormitustekijät .....	12
6.2	G-voimat .....	13
6.3	Rasituksesta johtuvat vaivat.....	14
6.4	Formula 1 -harjoittelu .....	14
7	Tutkimuksen tavoite ja tutkimusongelmat.....	16
8	Menetelmät .....	17
8.1	Koehenkilöt .....	17
8.2	Tutkimusasetelma.....	17
8.3	Testi- ja harjoitusliikkeet.....	18
8.4	EMG-mittaukset .....	21
8.5	EMG-aktiivisuuksien tarkastelutavat.....	21
9	Tulokset .....	24
9.1	Suurimmat EMG-aktiivisuudet isometrisesti suoritetuissa testiliikkeissä .....	24
9.2	EMG-aktiivisuudet submaksimaalisissa harjoitusliikkeissä .....	25
10	Pohdinta.....	29
10.1	Luotettavuus ja toistettavuus.....	31
10.2	Johtopäätökset.....	33
	Lähteet .....	35

Liitteet.....	39
Liite 1. Koehenkilöiden isometriset maksimitulokset .....	39
Liite 2. Koehenkilöiden sarjanaikaiset PEAK-arvot .....	40

# 1 Johdanto

Moottoriturheilu on yksi fyysisesti ja henkisesti raskaimmista urheilumuodoista (Klarica 2001, 290). Kuljettajan keho joutuu ajaessa erittäin koville useiden eri kuormitustekijöiden yhteisvaikutuksesta. Erityisen koville F1-kuljettajille joutuvat niska-hartiaseudun lihakset, jotka G-voimien vaikutuksesta joutuvat hetkellisesti kannattelemaan jopa 30 kg:n massaa. Tämän takia niskalihasten harjoittaminen erikseen on tarpeellista. (Backman, Häkkinen, Ylinen, Häkkinen & Kyröläinen 2005, 777-784.)

Suomalaisosaamiseen luotetaan formuloissa radan ulkopuolella, jonne tietä on avannut Aki Hintsa. Hintsa liittyi kaudella 1998 Häkkisen taustavoimiin ja on toiminut sen jälkeen myös McLaren-tallin lääkärinä. Nykyisin Hintsan perustama yritys Hintsa Performance AG välittää kuntovalmentajia F1-kuljettajille. (Kauppalehti 2014.) Kaudella 2014 kaikkiaan seitsemällä F1-kuljettajalla oli suomalainen kuntovalmentaja. (Turun Sanomat 2014.)

Lihakset välittävät supistuessaan sähköistä signaalia ja tämän signaalin mittaamista ja tulosten analysointia nimitetään EMG:ksi. Vaikka lihaksen tuottaman voiman ja EMG:llä mitatun lihasaktiivisuuden yhteyttä ei täysin tiedetä, useat tutkimukset näyttävät lihasaktiivisuuden ja lihaksen tuottaman voiman olevan yhteydessä toisiinsa. (Basmajian & Luca 1985, 187.)

Tässä opinnäytetyössä selvitettiin, kuinka niska-hartiaseudun lihasten EMG-aktiivisuus käyttäytyy valikoiduissa liikkeissä. Tulosten pohjalta pyrittiin löytämään lisää informaatiota ja tukea F1-kuljettajien niskan alueen harjoittamiseen ja antamaan F1-sarjassa toimiville kuntovalmentajille kehitysideoita harjoitusliikkeiden valintaan. Opinnäytetyö toteutettiin Hintsan avustuksella.

## 2 Niska-hartiaseudun toiminnallinen anatomia

### 2.1 Kaularanka

Ihmisen selkäranka muodostuu 33 nikamasta ja niistä seitsemää ylintä kutsutaan kaularangaksi. Suurimassa osassa selkärangan eri osien (häntä-, risti-, lanne-, rinta- ja kaulanikamat) nikamista on nikaman reikä (foramen vertebrae), nikaman kaari (arcus vertebrae) ja nikaman solmu (corpus vertebrae), vaikka jonkin verran nikamien rakenne poikkeaaakin toisistaan selkärangan eri osissa. Nikamista löytyy yksi okahaarake (processus spinosus) ja kaksi poikkihaaraketta (processus transversus), jotka toimivat selän syvien lihasten kiinnityskohtina. Nikaman reikien muodostama selkäranganakanava suojaa selkäydinkalvoja sekä selkäydintä itseään. Toisin kuin muista nikamista, kaulanikamien poikkihaarakeista löytyy reikä, jota pitkin nikamavaltimo pääsee kulkemaan. Ylimpien kaulanikamien okahaarakeet poikkeavat muiden selkärangan osien nikamien okahaarakeista, sillä niitä peittää vahva niskaside (lig. nuchae) ja tämän vuoksi ne eivät tunnu palpoimalla ihon läpi. Poikkeuksena on seitsemäs kaulanikama, jonka okahaarake toimii niin sanottuna maamerkinä ja on usein voimakkaasti esiin työntyvä. (Budowick, Bjälje, Rolstad & Toverud 1995, 118.)

Kaularangan kaksi ylintä nikamaa poikkeavat rakenteeltaan muista kaularangan nikamista. Ylin nikama (C1) on nimeltään atlas tai kannattajanikama ja siinä tapahtuu pään nyökyttäminen. Atlaksesta löytyy kallonpohjaa vastaavat nivelpinnat sekä nikamakaaren aukko, jossa on poikkiside. Toiseksi ylintä kaulanikamaa (C2) kutsutaan Aksikseksi tai kiertäjänikamaksi ja siinä tapahtuu pään kiertoliike. Aksiksesta löytyy keskeltä hammas (dens axis), joka mahtuu atlaksen nikamakaaren aukkoon, poikkisiteen tukiessa hammasta. Päällekkäisten nikamien ylempien ja alempien nivelhaarakeiden välistä löytyy useita fasettiniveliä (articulationes zygapophysiales) ja näiden nivelpintojen suunnat vaihtelevat eri nikamissa. Kaulanikamissa fasettinivelten nivelpinnat ovat lähestulkoon vaakatasossa, minkä vuoksi kaularanka kykenee koukistumaan, ojentumaan, taipumaan sivulle ja kiertymään ja on näin ollen selkärangan liikkuvin osa. (Swartz, E., Floyd, R. & Cendoma, M. 2005; Taimelaym. 2002, 17-20.)

Nikamat liittyvät toisiinsa nikamasolmuissa lepäävien nikamavälilevyjen (discus intervertebralis) avulla. Välilevyjen reunaosaa kutsutaan syykehäksi (anulus fibrosus), joka on kiinteää ja runsaasti kollageeniä sisältävää, ja keskiosa (nucleus pulposus) taas

pehmeää hapanta väliainetta sisältävää. Joustavat välilevyt huolehtivat selkärankaan pystyasennossa kohdistuvien voimien tasaamisesta ja vaimentamisesta. Kallonpohjan ja C1- ja C2-nikamien välissä ei ole välilevyjä lainkaan. Nikamiin kohdistuva mekaaninen rasitus voi aiheuttaa välilevyn pullistumista, mikä taas voi aiheuttaa mm. jalkojen tunnottomuutta ja voimattomuutta. (Leppäluoto ym. 2013, 74-77.)

## **2.2 Hartiarengas**

Nivelyhdistelmästä, jonka muodostavat olkanivel ja hartiarengas, on erotettavissa kolme keskeistä niveltä: lapaluu-rintakehänivel (a.scapulothoracalis), olkalisäke-solislunivel (a. acromioclavicularis) ja olkanivel (articulatio humeri). Keskeisimmät luut tällä alueella ovat olkaluu (humerus), lapaluu (scapula) ja solisluu (clavicula). (Taimela ym. 2002, 41.) Lievästi s-kirjaimen muotoinen solisluu sijaitsee kaulan ja vartalon välisellä alueella. Kolmion muotoinen litteä lapaluu taas sijaitsee rintakehän takana ja sen olkavarteen suuntautuvasta osasta löytyy kaksi lisäkettä. Nämä ovat nimeltään korppilisäke (processus coracoideus) ja olkalisäke (processus acromion). Solisluu niveltyy lapaluun olkalisäkkeeseen sekä rintalastaan. Rintalasta (sternum) on litteä luu, joka sijaitsee rintakehän etuseinämässä. Rintalastassa on kolme osaa: kahva (manubrium), runko (corpus) ja miekkalisäke (xiphoideum, processus xiphoideus), ja näistä viimeisenä mainittu on usein tunnettavissa palpoimalla ihon läpi. Olkaluu on pitkä yläraajan luu ja sen yläosassa sijaitseva nivelpinta niveltyy laakeaan nivelkuoppaan, joka sijaitsee lapaluun yläulkokulmassa. Olkanivel (articulatio humeri) on ihmiskehon liikkuvin nivel, johtuen verrattain avoimesta nivelkuopasta lapaluussa ja siitä, että lapaluu mukailee olkavarren liikkeitä. (Leppäluoto ym. 2013, 79-80.) Nivelkapseli ympäröi olkaniveltä ja sitä vahvistavat nivelsiteet. Nivelkapselin suhteellinen löysyys sallii osaltaan suuret liikelaajuudet. (Taimela ym. 2002, 42.)

## **2.3 Niska-hartiaseudun lihakset**

Pään ja kaulan alueella on lukuisia eri lihaksia. Pään alueen syvemmät lihakset, kuten välikorvan lihakset ja silmälihakset kuuluvat elinjärjestelmien yhteyteen. Pinnallisiin lihaksiin kuuluvat mm. ilmelihakset, puremalihakset ja kieliluulihakset. Edellä mainitut ovat pieniä lihaksia ja vaikuttavat mm. ilmeiden muodostamiseen sekä leuan ja kielen liikuttamiseen. (Budowick ym. 1995, 128.)

Kaulan alueen suurimpiin kuuluva lihas on päänkiertäjälihak (päännyökkääjälihas, musculus sternocleidomastoideus). Pitkä, parillinen päänkiertäjälihak sijaitsee kaulan

kummallakin puolella ja sen lähtökohta (origo) sijaitsee rintalastassa ja solisluussa ja kiinnityskohta (insertio) ohimoluun kartiolisäkkeessä. Päänkiertälihaksen toisen puolen supistuessa kallistuu pää supistuksen puolelle ja samalla pää kiertyy kohti vastakkaista puolta. Molempien puolten supistuessa samanaikaisesti kallistuu pää taakse ja leuka nousee ylös. (Budowick ym. 1995, 128-129.) Kaulan ja pään sivutaivutukseen ja ojennukseen osallistuu myös pään ohjaslihas (m. splenius capitis). Kyseisen lihaksen lähtökohta sijaitsee rintarangan ylimpien nikamien ja kaularangan nikamien okahaarakkeissa ja se kiinnittyy kartiolisäkkeeseen (processus mastoideus). (Moilanen, P. 2005-2008, 15.)

Selkärangan ja pään ojennuksesta, sivutaivutuksesta ja kierrosta vastaa selän ojentajalihas (musculus erector spinae) joka koostuu useista erillisistä lihaksista. Selän ojentajalihas on suurin syvästä selkälihaksista ja se kulkee koko selän pituudelta leveänä ja paksuna juosteena keskiviivan kummallakin puolella. Ojennettaessa selkää kyseinen lihas on erotettavissa keskiviivan molemmin puolin selvinä kohoumina. Selän ojentajalihaksen lateraalinen pinnallinen juoste lähtee suoliluun harjusta ja sen ylimmät osat kiinnittyvät aina takaraivoluuun saakka. Pystyasennon ylläpitäminen on lateraalisen juosteen tärkein tehtävä. Selän ojentajalihaksen mediaalinen syvämpi juoste koostuu lyhemmistä osasista, jotka risteilevät vinosti poikki- ja okahaarakkeiden välillä ja tasapuolisesti supistuessaan se vastaa vatsalihasten kanssa vartalon kiertoilikkeestä. (Budowick ym.1995, 130.)

Kookas puolisuunnikkaan muotoinen epäkäslihas (m. trapezius) kohottaa, laskee, vetää taakse ja kiertää lapaluuta. Epäkäslihas myös edesauttaa lapaluun paikallaan pysymistä yläraajaa liikuttaessa. Epäkäslihaksen lähtökohta on kaulan rinkanikamien okahaarakkeet, sekä takaraivoluu ja se kiinnittyy solisluuhun ja lapaluun olkalisäkkeeseen ja harjuun. Toinen lapaluun liikkeisiin vaikuttava lihas on etummainen sahalihhas (m. serratus anterior), joka kiertää ja vetää lapaluuta eteenpäin. Kyseinen lihas lähtee kylkiluista ja kiinnittyy lapaluun kylkiluupintaan. (Budowick ym. 1995, 96.)



### 3 Hermolihasjärjestelmä

#### 3.1 Lihasten rakenne ja toiminta

Keskivertoihmisellä lihakset muodostavat noin puolet koko kehon massasta. Lihaksilla on useita tärkeitä tehtäviä, mm. vartalon asennon ylläpito, kehon liikkeiden tuottaminen, verenvirtauksen säätely ja tuottaminen sekä lämmöntuotto. Lihaskudos voidaan jakaa kolmeen päätyyppiin, jotka kaikki eroavat toisistaan toiminnaltaan ja rakenteeltaan. Nämä päätyypit ovat luustolihas (poikkijuovainen lihas), sileä lihas ja sydänlihas. Toisin kuin muut lihassolut, luustolihasolut tarvitsevat aina supistuakseen supistumiskäskyn hermosolulta. Kaikkien lihaksien voiman tuotto perustuu supistumiseen, supistumiskyky taas perustuu lihassolujen aktiini- ja myosiinifilamentteihin, jotka ovat pitkiä valuaisainemolekyyliäikeitä. Lihassupistus tarvitsee energiaa adenosiniinrifosfaatin eli ATP:n muodossa ja lihassupistuksen käynnistää aktiopotentiaali, joka aiheuttaa solunsisäisen kalsiumpitoisuuden kasvun. Lihaksen supistuessa lihassolu lyhenee, koska filamentit liukuvat toistensa lomaan. (Leppäluoto ym. 2013, 93.)

Lihaksen supistuminen perustuu liukumismekanismiin. Lihassyyn supistuessa sarkomeerit lyhenevät ja aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat syvemmälle lomittain toisiinsa nähden. Tapahtuu eräänlainen ”soutu”liike, kun aktiinifilamentteihin kiinnittyneiden myosiinifilamenttien pienet väkäset koukistuvat ja samalla siirtävät aktiinifilamentteja ohitse. Tämän tapahduttua sidos jälleen aukeaa ja myosiinifilamenttien väkäset suoristuvat kiinnittyäkseen aktiinifilamenttiin uudesta kohdasta saman tapahtumasarjan toistuessa niin kauan kuin lihassupistus jatkuu. Molemmilla puolilla keskiviivaa myosiinifilamenttien väkäset taipuvat vastakkaisiin suuntiin ja näin ollen sarkomeerin kaksi vastakkaista aktiinifilamenttiryhmää liukuvat kohti toisiaan. (Bjälle ym, 1998, 192; Leppäluoto ym, 2003, 97)

#### 3.2 Motorinen yksikkö

Supistuakseen luustolihas vaatii aina hermosolulta toimintakäskyn. Lihassyhyyn liittyy aina alfamotoneuronin aksonin päätte (liikehermosolu). Luustolihasolun ja liikehermosolun välistä liitosta kutsutaan nimellä hermo-lihasliitos ja sen muodostava aksonin haara on taas nimeltään aksoninpäätte. Hermo-lihasliitoksen välittäjäaine on asetyylikoliini, sen vapauttaa aksoni ja se käynnistää supistumisreaktion. Jokainen alfamotoneuroni haarautuu useaan haaraan ja niistä kukin hermottaa yhtä lihassyttä,

jotka hermosolun aktivoituessa supistuvat kaikki samanaikaisesti. Tällainen yksikkö on nimeltään motorinen yksikkö. Koko motorinen yksikkö toimii kaikki tai ei mitään -periaatteella. Kaikki saman motorisen hermon lihakset supistuvat yhtä aikaa ja maksimaalisesti. Näin ollen yksittäisen lihaksen tuottama voima riippuu siitä, kuinka monta motorista yksikköä ja kuinka monta lihassyötä aktivoituu samanaikaisesti. (Bjälle ym, 1998, 194; Leppäluoto ym, 2003, 99.)

### **3.3 Aktiopotentiaali**

Hermostossa aktiopotentiaali välittää tietoa nopeasti pitkienkin etäisyyksien päähän. Kaikki nopeat liikkeet ja reaktiot perustuvat tähän mekanismiin. Aktiopotentiaali on ihmisen hermoratoja pitkin kulkeva sähköinen singnaali. Hermosolun aktiopotentiaali pystyy muuttamaan kalvojännitettä niin, että solukalvon sisäpuoli muuttuu positiivisesti varautuneeksi äärimmäisen nopeasti. Hermosolun viejähaarakkeessa sähköimpulssin nopeus voi saavuttaa jopa yli 100m/s nopeuden. Solussa muodostuvat aktiopotentiaalit ovat kaikki keskenään identtisiä, joten hermosolua pitkin kulkevaa viestiä voidaan säädellä vain muuttamalla aktiopotentiaalin lukumäärää, niiden välistä aikaa ja frekvenssiä. Aktiopotentiaali käynnistää lihassolussa tapahtumaketjun, joka johtaa lihaksen supistumiseen. Soluissa jotka muodostavat aktiopotentiaalia on ionikanavia ja nämä läpäisevät Na<sup>+</sup>- tai Ca<sup>2+</sup>-ioneja. Ionien kulkua säädellään kanavien porttien avaamisella tai sulkemisella ja porttien auvautuminen aloittaa aktiopotentiaalin. Na<sup>+</sup>- ja Ca<sup>2+</sup>-ioneja on huomattavasti enemmän solun ulkopuolella solulimaan verrattuna. Kun portit aukeavat, positiivisesti varautuneet ionit pääsevät virtaamaan negatiivisesti varautuneen solukalvon sisään ja näin ollen kalvojännite muuttuu positiivisemmaksi. Edellämainittu lisää K<sup>+</sup>-ionien virtausta kaliumkanavien läpi ulos solusta, mikä taas palauttaa aktiopotentiaalin loppuvaiheessa solukalvon normaalin negatiivisen kalvojännitteen. (Bjälle ym, 1998, 49-50; Leppäluoto ym, 2003, 405-407.)

Tätä sähköistä aktiivisuutta voidaan mitata ihon pinnalta. Mittauselektrodilla saadaan ihon pinnalta singnaali kaikkien sen mittausalueella olevien motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien yhteenlasketusta summasta eli MUAP:sta (Motor Unit Action Potential). Edellä mainittua mittaamista ja analysointia nimitetään EMG:ksi. (Basmajan & Luca 1895, 11-14.)

## 4 Elektromyografia – EMG

Elektromyografia on lihaksen toiminnan tutkimista siitä lähtevää sähköistä signaalia tarkastelemalla. Motorisessa yksikössä asetyylikoliinin aiheuttama kemiallinen reaktio muuttuu lihassolukalvolla aktiopotentiaaliksi, ja siitä aiheutuva sähköinen signaali on mitattavissa ihon pinnalta elektrodeilla. Värähtelytaajuuden (amplitudi) suuruuteen voi vaikuttaa lihassolun koko, lihassolun ja elektrodin etäisyys ja elektrodin ominaisuudet. (Basmajian & Luca 1985, 1-5.)

### 4.1 EMG:n historia

Lihasten supistumisen ja sähkön yhteyden löysi ensimmäisenä Luigi Galvani vuonna 1791. Hän käytti metalliputkea sammakon jalkojen lihasten depolaroimiseen. Kului kuitenkin lähes viisikymmentä vuotta ennen kuin kukaan onnistui mittaamaan sähköistä signaalia ihmislihaksesta. Siinä onnistui ranskalainen Du Bois-Reymonda vuonna 1849, käyttäen apunaan johdinta ja suolaliuokseen upotettua imupaperia. Kuitenkin vasta German Piperin keksittyä metallipintaiset elektrodit vuonna 1907, oli mahdollista suorittamaa valideja ihmismittauksia. (Basmajian & Luca 1985, 4.)

### 4.2 Elektrodit

EMG:n mittaamisessa voidaan käyttää useita erilaisia elektrodeja. Käytettävien elektrodien täytyy olla suhteellisen turvallisia, ja niillä täytyy päästä tarpeeksi lähelle kulloinkin mitattavaa lihasta, jotta ioniliikkeen muodostama virta saadaan mitattua. Elektrodien päätyypit ovat non-invasiiviset (pintaelektrodit) elektrodit, jotka asetetaan ihon pinnalle, sekä invasiiviset neula- tai lankaelektrodit, jotka asetetaan ihon alle. Testin luonne, käytettävissä oleva aika, koehenkilöt ja se, mitataanko yhtä vai useampaa motorista yksikköä, määrittävät, mitä elektrodityyppiä käytetään. (Basmajian & Luca 1985, 22) Neula- ja lankaelektrodit antavat Niemenlehdon (2004) mukaan tarkemmat tulokset, mutta niitä käytettäessä on riskinä lihaskudoksen vaurioittaminen tai sen tulehtuminen. (Niemenlehto 2004, 30.)

Pintaelektrodit voidaan jakaa kahteen ryhmään, passiivisiin ja aktiivisiin elektrodeihin. Passiivisessa mallissa elektrodista löytyy sähköä johtava metallinen havaitsemispinta, joka havaitsee sähkösingnaalin ihon läpi, ihoelektrodin rajapinnasta. Aktiivisesta mallista löytyy vastaava sähköä johtava osa, sekä lisäksi signaalin laatua parantava esivahvistin.

Passiivisen mallin käyttö on mutkikkaampaa, sillä ennen mittaamista mittauskohdasta joudutaan poistamaan kuollut ihosolukko ja lisäämään samaan kohtaan geeliä. (Basmajian & Luca 1985, 22-23; Vilavuo 2007, 20.)

#### **4.3 EMG:n mittaaminen**

EMG-signaali käsittää mitattavan lihaksen motoristen yksiköiden yhteisaktiivisuuden. Basmanjan & Lucan (1985) mukaan EMG-signaalista voidaan tutkia lihasaktivaation nopeutta sekä lihaksen aktivoitumistasoa ja -määrää. Mitattu signaali on vahvistettava vahvistimella tai etuvahvistimella ennen käsittelyä. Mitattu signaali kulkee elektrodista vahvistimeen, jonka jälkeen se voidaan siirtää A/D-muuntimen avulla tietokoneelle myöhempää käsittelyä ja analysointia varten. (Basmajian & Luca 1985, 104-105.)

Lihaksesta mitattavan EMG-signaalin ja lihaksen tuottaman voiman yhteyttä ei tarkoin tiedetä. Vaikka eräät tutkimukset esittävät lihaksen EMG-signaalin kasvavan samassa suhteessa lihaksen tuottaman voiman lukuarvon neliöjuureen, väittää Basmajian & Luca yllättävän harvan tutkimuksen tukevan tätä väitettä. Basmajian & Lucan mukaan suurin osa tutkijoista ilmoittaa EMG-signaalin kasvavan lineaarisesti, tai jopa lineaarisesti nousevasti lihaksen tuottamaan voimaan nähden. (Basmajian & Luca 1985, 187.)

#### **4.4 EMG-signaalin käsittely**

EMG-signaalia täytyy käsitellä ennen analysointia, sillä raaka-EMG-signaalista on vaikea tulkita mitään. Signaalia voidaan kuitenkin käsitellä monella eri tavalla. (Basmajian & Luca, 1985, 65.) Yleisimmin käytettyjä käsittelytapoja ovat mm. signaalin tasasuuntaus, lineaarinen käsittely ja koko lihassupistuksen aikainen integrointi (Winter, 2009, 269).

#### **4.5 EMG-mittausten luotettavuus**

EMG-signaalien laatuun vaikuttaa suuresti etäisyys mitattavasta lihaksesta. Näin ollen rasvakerroksen paksuus ja ihokudos vaikuttavat signaalin laatuun. Mitä enemmän rasvakudosta on elektrodin ja mitattavan lihaksen välissä, sitä heikompi signaali on. Myös ihon pinnan puhtaus vaikuttaa sähkösignaalin virtaukseen. Basmajian & Lucan mukaan lihaskudos on hyvin anisotrooppinen, joten elektrodin havaitsemispinta on asetettava oikeaan kohtaan iholla suhteessa mitattavaan lihakseen. (Basmajian & Luca 1985, 59.)

Pintaelektrodeilla EMG-signaalia mitattaessa yksittäisestä lihaksesta täytyy huomioida ns. crosstalk-ilmiö (Farina, Merletti & Stegeman, 2004, 91). Mitattavan lihaksen lisäksi myös sen ympärillä olevat lihakset lähettävät sähköisiä signaaleja ja tämä sähköinen aktivaatio saattaa aiheuttaa häiriötä mitattavan lihaksen lähettämään signaaliin. (Basmajian & Luca 1985, 59-61.)

Elektrodin havaitsemispinnan ja ihon välinen liike tulisi minimoida mitattaessa, jos se on mahdollista. Jo 0,1 mm muutos elektrodin sijainnissa voi muuttaa mittaustulosta huomattavasti, sillä elektrodi saattaa tällöin poimia signaalin eri motoristen yksiköiden sumasta. (Basmajian & Luca 1985, 60.) Winter mainitsee ihon ja elektrodien johtimien välisen liikkeen eli liikeartefaktin synnyttävän matalataajuisia häiriösignaalia. Winterin mukaan liikeartefaktin matalan esiintymistäajuuden vuoksi, on ne mahdollista suodattaa pois käyttämällä sopivaa päästökaistan alarajaa. (Winter 2009, 274.)

Winter toteaa myös sähköverkon kohinan aiheuttavan häiriötä signaaliin. Kyseinen kohina on kuitenkin useinmiten suhteellisen matalataajuisia (50Hz), joten sen vaikutusta kyetään minimoimaan mm. asettamalla vahvistinyksikkö mahdollisimman lähelle mittauskohdetta. (Winter 2009, 261.) Basmajian & Luca mainitsee myös *elektromagneettisesti* hiljaisen ympäristön olevan suotava mittauksia ajatellen, todeten kuitenkin että huolellisesti toteutetuissa mittauksissa tällainen ympäristö kyetään saavuttamaan monissa laitoksissa, mukaan lukien sairaalat. (Basmajian & Luca 1985, 59-61.)

## 5 Voima

Voiman merkitys urheilussa on merkittävä myös kestävyyslajeissa. Voima jaetaan kolmeen eri lajiin: nopeusvoimaan, maksimivoimaan ja kestoivoimaan. Nopeusvoima voi olla joko asyklistä (kertasuorituksellista) tai syklistä (useita toistuvia suorituksia), ja voimantuotto voi kestää noin 0,1 sekunnista muutamaan sekuntiin. Kestovoimalla tarkoitetaan suoritusta, jossa voimaa tuotetaan jopa useiden minuuttien ajan ja se on toteutustavasta riippuen joko aerobista tai anaerobista. (Mero, Nummela, Keskinen & Häkkinen 2004, 251.)

Kestovoimaharjoitus tarkoittaa tietyn voimatason tuottamista aerobisesti tai anaerobisesti, painoilla jotka ovat 0-60% henkilön ykkösmaksimista. Tällöin harjoitusvaste kohdistuu sekä hermolihasjärjestelmään että aineenvaihduntaan. Kestovoimaharjoittelussa tyypillisimpiä harjoituksia ovat erilaiset kuntopiiriharjoitukset, joissa käytetään pieniä painoja, pitkiä sarjoja ja lyhyitä sarjapalautuksia. (Mero ym. 2004, 263.)

### 5.1 Autourheilijan voimaharjoittelu

Autourheilijan voimaharjoittelun tulee olla monipuolista. Itse lajisuorituksessa pääpaino on kestoivoimassa, joka parantaa lihasten, jänteiden ja tukikudosten kestävyyttä, eli tekee niistä paremmin rasitusta kestäviä. Tällainen harjoittelu myös lajentaa lihasten hiussuonistoa ja sitä kautta kehittää aerobista voimantuottokykyä. (Backman 2007, 24-25.) Kun tavoitteena ei myöskään ole kerätä turhaa massaa kuljettajan kehoon, on kestoivoimaharjoittelu tässäkin mielessä kilpa-autoilulle suotuisaa. (F1-inside, Driver Fitness.) Nopeusvoimaa tarjotaan kestoivoimaharjoittelun lisäksi ja niissä pyritään mahdollisimman suureen liikenopeuteen, jotta hermostollinen harjoitusärsyke olisi mahdollisimman suurta. (Backman 2007, 24-25.)

### 5.2 Toiminnallinen harjoittelu

Toiminnallisessa harjoittelussa (functional training) on tarkoitus harjoittaa yhden tietyn lihaksen tai lihasryhmän sijaan liikekokonaisuuksia ja liikettä tuottavia lihaksia. Perusajatuksena toiminnallisessa harjoittelussa on yhdistellä liikkeitä ja suorittaa niitä eri tasoissa ja suunnissa ja täten aktivoida kokonaisia lihastoimintaketjuja. (Paunonen & Seppänen 2011, 6-15.)

Dalleck ym. (2010) tutkivat perinteisen kuntosaliharjoittelun ja toiminnallisen harjoittelun vaikutuksia lihasvoimaan, kestävyteen, venyvyyteen, ketteryyteen, tasapainoon ja antropometriaan. Tutkimuksessa ilmeni, että perinteisellä kuntosaliharjoittelulla sekä toiminnallisella harjoittelulla saavutettiin samankaltaisia tuloksia lihasvoiman ja kestävyden suhteen. Tutkimuksessa todettiin kuitenkin toiminnallisen harjoittelun olevan tehokkaampi harjoittelumuoto vartalon ojentajille kuin perinteisen kuntosaliharjoittelun.

## 6 Formula 1 -lajianalyysi

Moottoriurheilu on yksi fyysisesti ja henkisesti raskaimmista urheilulajeista (Klarica 2001, 290). Tutkimustietoa löytyy tukemaan väitettä, että sen rasittavuus on verrattavissa moniin perinteisiin urheilulajeihin (Jacobs & Olwey 2000, 157). Kuitenkin sen kuormittavuustekijöiden ja harjoittelun optimoinnin tarkasteluun on käytetty hyvin vähän liikuntalääketieteen keinoja, verrattuna muihin lajeihin (Klarica 2001, 290).

Formula-auton ajamisen raskaaksi tekee tiukka ajoasento ja puristavat turvavyöt, raskaat ohjausliikkeet, kovasta alustasta johtuva vibraatio, kovat G-voimat ja korkea lämpötila. Myös suorituksen aikainen stressi lisää kuormittavuutta. (Backman, Häkkinen, Ylinen, Häkkinen & Kyröläinen 2005, 777.)

### 6.1 Kuormitustekijät

Psyykkinen kuorma ja ajamiseen liittyvä monipuolinen lihastyö aiheuttavat lisääntyneen hapenkuljetuksen ja sydämen sykkeen nousun. (Backman 2007, 21.) Keskimääräinen hapenkulutus formulakuljettajalla kilpailun aikana on 30-40 ml/min/kg. Suurimmilla nopeuksilla ajettaessa ja radan mutkaisimmilla osuuksilla sydämen syke ja hapenkulutus ovat korkeimmillaan. (Jacobs & Olwey 2000, 160.)

Tutkimusten mukaan hyvän fyysisen kunnan omaavan ja psyykkisen paineen kestäväen formulakuljettaja syke on kilpailun aikana 140-160 bpm (Backman 2003, 8). Usein kilpailun aikana syketaso nousee kuitenkin vastaamaan yli 85% maksimaalisesta hapenkulutuksesta, pysyen kilpailun ajan tasolla 175-185 bpm (Jacobs & Olwey 2000, 160).

Fyysisen kurmituksen lisäksi sykkeen nousuun vaikuttaa psyko-emotionaalinen stressi. Ajon aikana stressihormooni- eli katekolamiinipitoisuus on kahdeksankertainen lepotasoon verrattuna. Myös glukoosin ja vapaiden rasvahappojen määrä veressä kohoaa ajosuorituksen aikana merkittävästi, koska katekolamiini vapauttaa glukoosia, joka taas lisää lipolyysiä. (Backman 2003, 8-9.)

Autourheilussa kuljettajan tekemä lihastyö on pääasiassa yläkehopennoista, mutta koko keho tekee koko ajan yhtäaikaaisesti dynaamista ja staattista lihastyötä. (Jacobs & Olwey 2000, 161.) Kuormittavuuteen vaikuttavat myös ajoasento ja tiukat turvavyöt. Isometrisen lihastyön ja ajoasennon ahtauden vuoksi verenkierto raajoihin hankaloituu, jolloin



lihaspumppujärjestelmä ei tehosta laskimoverenkierron paluuta, jonka seurauksena jalkojen verenpaine laskee merkittävästi ajon aikana. (Backman 2007, 20.)

Formula1-kilpailun kesto on määrätty. Se tarkoittaa vähintään kierrosmäärää, jolloin tulee täyteen 305 kilometriä, pois lukien Monacon kilpailu, joka on pituudeltaan lyhennetty 260 kilometriin. Koska radat ovat eri pituisia kierrosmäärät eri kilpailuissa vaihtelevat, kilpailuille on määritetty myös enimmäiskesto, joka on kaksi tuntia. Enimmäisajan täyttyessä ja määrätyn kierrosmäärän ollessa edelleen saavuttamatta kilpailu keskeytetään. (FIA 2014, 3.)

50-70C° nouseva lämpötila aiheuttaa kuljettajille nestehukkaa ja lisää stressihormonin tuotantoa (Klarica 2001, 291). Kuumassa työskennellessä sydämen iskutilavuus pienenee ja syketaaso nousee. Koska verinesteen suhteellinen määrä pienenee, maitohapon tuotto lihaksissa lisääntyy. Näin myös lihasten veren ja hapen saanti heikkenee. (Backman 2007, 21)

Autourheilijan keho ottaa vastaan erilaisia iskuja ja värinöitä auton kovasta jousituksesta sekä moottorin ja vaihteiston tärinästä johtuen. Värähtelyä on kolmea tyyppiä: 10 Hz jota kuljettaja vastustaa lihastyöllään, 80-90Hz joka heikentää näkökykyä ja yli 150Hz joka aiheuttaa pistelyä kehoon ja heikentää lihasvoimaa. (Backman 2007, 21.) Boscon ym. (1999, 306) tutkimuksessa havaittiin värinän lisäävän lihaksen EMG-aktiivisuutta, eli näin ollen lisäävän kuormitusta.

## 6.2 G-voimat

Yksi merkittävimmistä kuormituksen aiheuttajista ajon aikana ovat g-voimat eli kiihdytysvoimat (Backman 2007, 20). G-voimat johtuvat auton suunnan ja nopeuden muutoksista. Näiden kiihdytyksissä, jarrutuksissa ja kaarteissa syntyvien voimien vaikutuksesta kuljettajan elintoiminnoissa tapahtuu muutoksia. G-voima voidaan laskea kaavasta  $f = \frac{mv^2}{r}$ , jossa m=kappaleen massa, v=nopeus ja r=kaarron säde. (Sovijärvi, Uusitalo, Länsimies & Vuori 1994, 343.)

G-voimien takia kuljettajan keskivartalo on koko ajan jännittyneenä ja polkimien tarkka käyttö on haastavaa. (Backman 2007, 20.) Myös tarkka ohjaustyöskentely vaikeutuu ja kuljettajalta vaaditaan hyvää fyysistä kuntoa, jotta suorituskyky pysyisi korkeana koko kilpailun ajan. (Potkanovicz & Mendel 2013, 566.)

Formula 1 -kuljettajaan kohdistuu ajon aikana keskimäärin 2,5 G:n voima (Backman 2003, 7). Huippuarvot voivat kaaroksissa nousta jopa 4-4,5G:n suuruisiksi (Klarica 2001, 290). Tämä asettaa suuren haasteen kuljettajan kunnolle, lihaksiston väsymisen ohella. Erityisen koville joutuvat niskat, jotka tekevät hetkellisesti työtä jopa 30 kg:n massaa vastaan. (Backman 2003, 7.) Tämän takia avorakenteisten autojen, kuten formula-autojen, kuljettajien harjoittelussa on keskityttävä erityisesti vahvistamaan kaularangan ja niskan lihaksistoa. (Backman ym. 2005, 777.)

### **6.3 Rasituksesta johtuvat vaivat**

Minoyama ja Tsuchida tutkivat (2003) ammattimoottoriturheilijoiden vammoja kilpailun aikana. Tutkimuksessa oli mukana yli 2500 ajajaa ja kaikista havaituista vammoista yhteensä 43,5% sijoittui niskan alueelle. Vammojen laatu vaihteli mustelmasta venähdykseen ja aina aivotärähdykseen asti. Minoyama ja Tsuchida (2003) toteavat 5-10 G suuruisen voimien voivan aiheuttaa vakavia vammoja kuljettajalle. Red Bull Racingin päämekaanikko Paul Monaghan (2010, artikkelissa Norton 2010) kertoo F1-kuljettajien kokevan 3-5 G voimia läpi jokaisen kilpailun. Näin ollen voi olettaa kuljettajilla olevan jatkuva riski niskan alueen vammoille.

### **6.4 Formula 1 -harjoittelu**

Formulakuljettajien fyysisestä harjoittelusta on hyvin vähän julkista tietoa, koska kilpailu on niin kovaa, ettei yksikään kuljettaja tai hänen valmennustiiminsä halua antaa kilpakumppaneilleen etulyöntiasemaa tässä suhteessa. (Walpole 2015.)

Yleisimmin F1-kuljettajat vahvistavat niska-hartiaseudun lihaksiaan käyttäen painokypärän kanssa tehtyjä liikkeitä tai elastisia kuminauhoja. Elastisilla kuminauhoilla pyritään demonstroimaan ajon aikana vaikuttavia G-voimia. Harjoitteita varten on kehitetty erilaisia laitteita, joilla kuljettajan asento voidaan vakioida vastaamaan ajoasentoa. (Walpole 2015.)

Niska-hartiaseudun vahvistamiseen kiinnitetään harjoittelussa erityisesti huomiota ja Lewis Hamiltonin kerrotaan harjoittelukaudellaan tekevän neljä voimaharjoitusta viikossa ja niska-hartiaseutua vahvistettaessa toistomäärät harjoitusta kohden nousevat jopa 1500:n. Myös Nico Rosbergin perinteiseen harjoituspäivään kuuluu niskalihasten

harjoittaminen, joka tapahtuu erityisesti hänelle teetetyssä laitteessa, kypärä päässä.  
(Walpole 2015.)

## 7 Tutkimuksen tavoite ja tutkimusongelmat

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää, kuinka niska-hartiaseudun lihasten EMG-aktiivisuus käyttäytyy kolmessa vastuskuminauhalla tehtävässä liikkeessä ja kahdessa vapaasti suoritettavassa liikkeessä nousevilla kuormilla. Saaduista tuloksista pyrittiin selvittämään, missä liikkeessä ja millä kuormalla kunkin mitatun lihaksen EMG-aktiivisuus oli suurin ja millä pienin. Samalla myös pyrittiin etsimään sopivinta liikettä ja kuormaa, jolla voidaan harjoittelua kohdentaa F1-kujettajille sopivaksi.

### Tutkimusongelmat

1. Missä liikkeessä ja millä kuormalla niska-hartiaseudun lihasten EMG-aktiivisuus on suurin ja millä pienin?
  - a. Saavutetaanko suuremmat EMG-aktiivisuudet vastukuminauhalla- vai vapailla painoilla tehtävissä liikkeissä?
2. Kuinka EMG-aktiivisuus käyttäytyy valituissa liikkeissä, nousevilla kuormilla?

## 8 Menetelmät

### 8.1 Koehenkilöt

Testattavina olivat kaksi liikunnanohjaajaopiskelijaa, 23- ja 24-vuotiaat mieshenkilöt. Koehenkilöiden painot olivat 90kg ja 83kg ja pituudet 189cm ja 187cm. Molemmilla henkilöillä oli vahva urheilutausta, toisella judon parista ja toinen oli aktiivi pikajuoksija. Molemmilla koehenkilöillä oli taustaa voimaharjoittelusta, mutta vain entisellä judokalla oli aiempaa kokemusta erityisesti niska-hartiaseudun vahvistamiseen suunnitelluista harjoitteista.

Tulososan kaavioiden selkeyttämiseksi niissä käytetään koehenkilöistä nimityksiä Kh 1 ja Kh 2.

### 8.2 Tutkimusasetelma

Mittausten alussa suoritettiin vertailukohtaksi testiliikkeet neljän eri lihasryhmän maksimaalisten EMG-aktiivisuustasojen määrittämiseksi. Tämän jälkeen tutkittiin samojen lihasten absoluuttista ja suhteellista aktivoitumista viidessä valikoidussa submaksimaalisessa harjoitusliikkeessä kolmella eri kuormalla (kuvio 1). Liikkeistä kolme suoritettiin istuma-asennossa vastuskuminauhaa käyttäen ja kaksi liikettä olivat toiminnallisia ja niissä käytettiin vastuksena omaa painoa sekä lisäpainoa.

Isometriset maksimi suoritukset	Valikoidut testiliikkeet			
Päännyökkääjälihas	Niskan ekstensio	Kuorma 1.	Kuorma 2.	Kuorma 3.
Pään ohjaslihas	Niskan fleksio	Kuorma 1.	Kuorma 2.	Kuorma 3.
Epäkäslihas	Niskan rotaatio	Kuorma 1.	Kuorma 2.	Kuorma 3.
Selän ojentajalihas	Niskalankku takaraivo maassa	Kuorma 1.	Kuorma 2.	Kuorma 3.
	Niskalankku otsa maassa	Kuorma 1.	Kuorma 2.	Kuorma 3.

Kuvio 1. Suoritetut EMG-mittaukset

### 8.3 Testi- ja harjoitusliikkeet

Ennen varsinaisten harjoitteiden aloittamista mittasimme jokaisesta lihaksesta hetkellisen tahdonalaisen maksimaalisen lihasaktiivisuuden EMG:n avulla. Epäslihaksen maksimia mitattaessa koehenkilö istui selkänojalla varustetulla penkillä jalkapohjat maassa. Koehenkilö pyrki kohottamaan hartioitaan ylöspäin, avustajan vastustaessa liikettä koko painollaan. Pään ohjaslihaksen ja pään nyökkääjälihaksen maksimia mitattaessa koehenkilö istui samassa asennossa. Pään ohjaslihaksen mittauksessa koehenkilö pyrki suorittamaan niskan ekstension, avustajan vastustaessa käsillään ja vartalollaan liikettä ja pään nyökkääjälihasta mitattaessa koehenkilö pyrki suorittamaan niskan fleksion, avustajan jälleen vastustaessa liikettä. Selän ojentajalihaksen maksimia mitattaessa koehenkilö makasi päinmakuulla maassa pyrkien suorittamaan selän ekstension, avustajan vastustaessa liikettä painaen koehenkilön selkää kohti maata.

Molemmat koehenkilöt suorittivat yhteensä viisi niska-hartiaseudulle kohdistettua harjoitetta. Kolme näistä harjoitteista suoritettiin istuma-asennossa kuminauhaa vastuksena käyttäen. Jokaista harjoitetta tehtiin 3x8, kasvavalla kuormalla. Sarjojen välissä pidettiin 1 min palautusaika. Testattava istui lattialla, jalat ojennettuna eteen 90 asteen kulmaan, selkä mahdollisimman suorassa ja katse suunnattuna eteenpäin. Koehenkilöllä oli päässään hävittäjälentäjän kypärä, jonka ympärille asetettiin kuminauha ja kuminauha kiinnitettiin seinään 1,5 m päähän testattavasta. Koehenkilö suoritti kolmella erivahvuisella kuminauhalla edellämainitusta asennoista niskan ekstension, fleksion ja rotaation. Niskan ekstensiossa kuminauha kiinnittyi testattavan etupuolelle ja fleksiossa taas testattavan takapuolelle. (Kuvio 2, Kuvio 3) Lähtöasento ylävartalossa oli molemmissa tapauksissa anatominen perusasento, josta testattava vei leuan rintaan ja takasin perusasentoon. Niskan rotaatiossa kuminauha kiinnittyi koehenkilöstä katsoen suoraan sivulle ja koehenkilö käänsi päätään vertikaalisessa suunnassa puolelta toiselle. (Kuvio 4)



Kuvio 2. Niskan ekstensio



Kuvio 3. Niskan fleksio



Kuvio 4. Niskan rotaatio

Kaksi muuta liikettä olivat toiminnallisia ja niissä käytettiin vastuksena omaa painoa sekä lisäpainoa. Molempia liikkeitä tehtiin 3x8 ja näissäkin harjoitteissa kuormaa lisättiin joka sarjan jälkeen. Liikkeet suoritettiin makuuasennossa ensin selinmakuulla ja toinen liike päinmakuulla. Ensimmäisessä liikkeessä koehenkilö makasi selällään jalat 90 asteen kulmassa jalkapohjat maassa kädet ristissä rinnan päällä. Testattava nosti lantion ja selän irti maasta ja paino jakautui jalkojen ja takaraivon varaan. Koehenkilö suoritti niskan ekstension, jolloin paino siirtyi takaraivolta kohti päälakea. Yksi toisto käsitti painon siirtymisen takaraivolta lähellä päälakea ja takaisin takaraivolle. Nimesimme liikkeen niskalankuksi takaraivo maassa. Ensimmäisessä sarjassa selän alle, ristiselän kohdalle, asetettiin foamroller-rulla keventämään kuormaa. Toisessa sarjassa foamroller-rulla poistettiin selän alta, täten lisäten liikkeen kuormittavuutta, ja viimeisessä sarjassa testattava piti rinnan päällä 10 kg levyä painoa suorittaessaan harjoitetta. (Kuvio 5)



Kuvio 5. Niskalankku takaraivo maassa, kuorma 2

Toinen liike suoritettiin päinmakuulla. Ensimmäisessä sarjassa testattava oli polvillaan maassa, kädet jälleen ristissä rinnan päällä, ja asetti asetti otsan maahan noin 75cm päähän polvistaan. Koehenkilö suoritti niskan fleksion, jolloin paino siirtyi otsalta kohti päälakea. Yksi toisto käsitti painon siirtymisen otsalta päälaelle ja takaisin. Tätä liikettä kutsuimme niskalankuksi otsa maassa. Toisessa sarjassa koehenkilö irrotti polvet maasta pitäen jalkapohjan/varpaat paikallaan, jolloin paino jakautui alkuasennossa otsan ja varpaiden varaan, kuorman täten kasvaessa. Viimeisessä sarjassa alkuasento pysyi samana ja testihenkilö kannatteli 10 kg painoista levyä painoa käsillään vasten rintaa. (Kuvio 6)



Kuvio 6. Niskalankku otsa maassa, kuorma 2

Testattuja liikkeitä nimitetään tulososiossa seuraavasti:

- Niskan ekstensio kuminauhalla – L1
- Niskan fleksio kuminauhalla – L2
- Niskan rotaatio kuminauhalla – L3
- Niskalankku takaraivo maassa – L4
- Niskalankku otsa maassa – L5

Edellä mainittujen harjoitteitten aikana mitattiin lihasaktiivisuuksia seuraavista lihaksista:

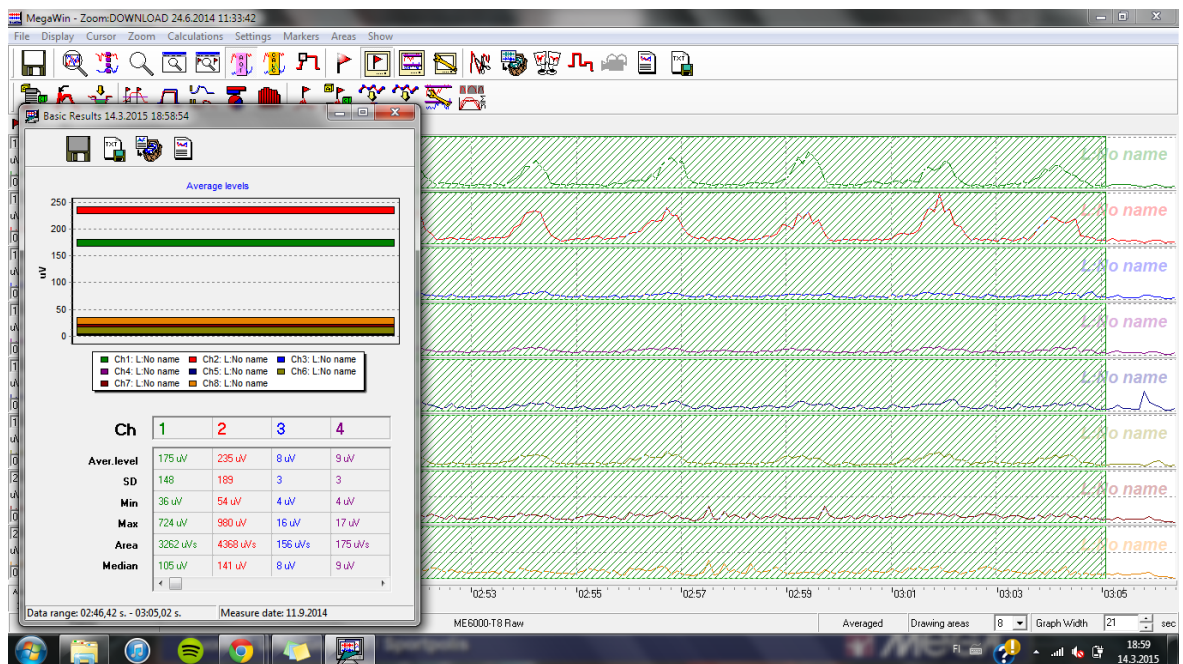
- Epäkäslihas (trapezius)
- Pään ohjaslihas (splenius capitis)
- Pään nyökkääjälihas (sternocleidomastoideus)
- Selän ojentajalihas (erector spinae)

Mittaukset suoritettiin 24.6.2014 ME-6000 laitteella ja pintaelektrodeilla.



## 8.4 EMG-mittaukset

EMG-mittaukset suoritettiin kahdeksankanavaisella kannettavalla ME6000-mittalaitteella (MegaElectronics Ltd, Kuopio) neljästä niska-hartiaseudun päälihasryhmästä molemminpuolisesti. Nämä lihakset olivat pään ohjaslihas, päännyökkääjälihas, epäkäslihas ja selänojentajalihas. Mittauselektrodit pyrittiin sijoittamaan mahdollisimman tarkasti lihaksen keskikohtaan ja elektrodeja ei irrotettu mittausten aikana. Laitteen tallentamaa EMG-signaalia analysoitiin MegaWin-analysointiohjelmistolla (MegaElectronics Ltd, Kuopio)(kuvio 7).



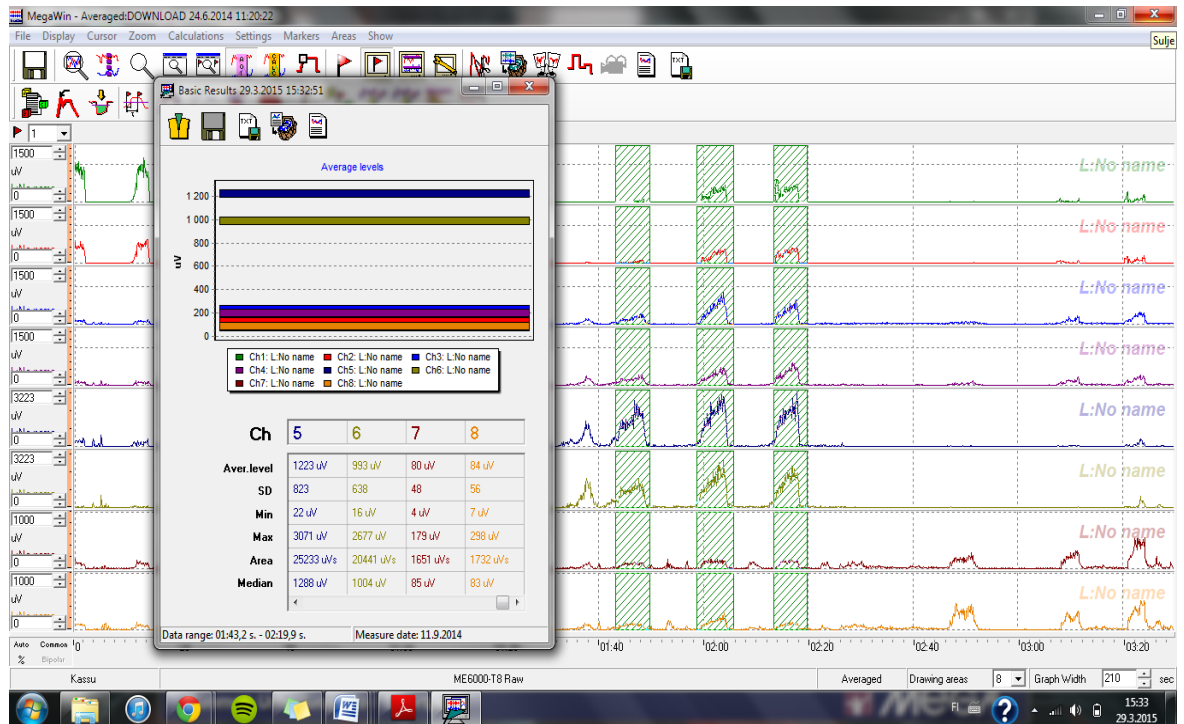
Kuvio 7. MegaWin-ohjelmisto basic results (koehenkilö 2, liike 2, kuorma 3)

## 8.5 EMG-aktiivisuuksien tarkastelutavat

Tarkatelllessamme EMG-aktiivisuutta aloitimme määrittämällä maksimaalista aktiivisuutta kuvaavat indeksit, suurin hetkellinen EMG-aktiivisuus ( $\text{EMG}_{\text{peak}}$ ) ja suurin 2 sekunnin keskimääräinen EMG-aktiivisuus ( $\text{EMG}_{2\text{s}}$ ), isometrisesti suoritetuista maksimitesteistä. Tarkistellessamme EMG-signaalia MegaWin-ohjelmistolla käytimme keskiarvoistettua dataa, josta pystytään lukemaan selkeästi, milloin suoritus alkaa ja loppuu.

$\text{EMG}_{\text{peak}}$  määritettiin MegaWin-ohjelmalla käyttämällä area of interest -toimintoa, jonka avulla isometrisistä maksimitesteistä rajattiin kullekin lihakselle tehdyt yksittäiset suoritukset. Tämän jälkeen ohjelma etsi valitulta alueelta suurimman hetkellisen EMG-

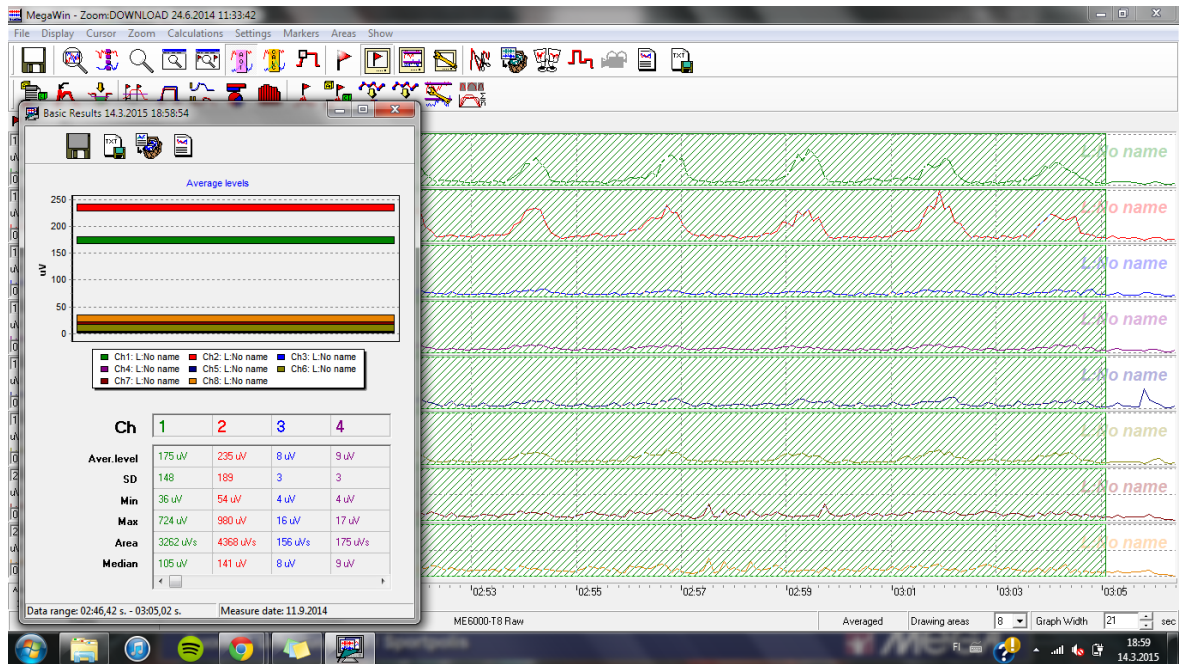
aktiivisuuden ( $EMG_{peak}$ ). Alla olevassa kuviossa 8. vihreäksi maalattu alue on EMG-  
 ja tämän alueen suurin hetkellinen arvo on  $EMG_{peak}$ .



Kuvio 8. MegaWin-ohjelmisto basic results (epäkäslihaksen isometrisesti suoritettu maksimitesti)

$EMG_{2s}$  kohdalla käytettiin myös area of interest -toimintoa, mutta tällöin tarkasteltava alue rajattiin 2 sekunnin mittaiseksi ja ohjelma laski tämän alueen keskimääräisen EMG-aktiivisuuden ( $EMG_{2s}$ ).

Valituista viidestä submaksimaalisesta harjoituliikkeestä, kaikilta kolmelta kuormalta, määritettiin suurin hetkellinen EMG-aktiivisuus ( $EMG_{harjmax}$ ). Tämä aktiivisuus saatiin tarkastelemalla sarjan aikaista EMG-signaalin käyttäytymistä MegaWin-ohjelmalla, josta silmämääräisesti jätettiin huomioimatta selkeät mittauksissa tulleet häiriöpiikit. Tämän jälkeen area of interest -toimintoa käyttäen rajattiin alue, jolta ohjelma etsi suurimman hetkellisen hetkellisen EMG-aktiivisuuden ( $EMG_{harjmax}$ ). Kuviossa 9. on esitetty, kuinka  $EMG_{harjmax}$  selvitetään halutulta EMG-arealta.



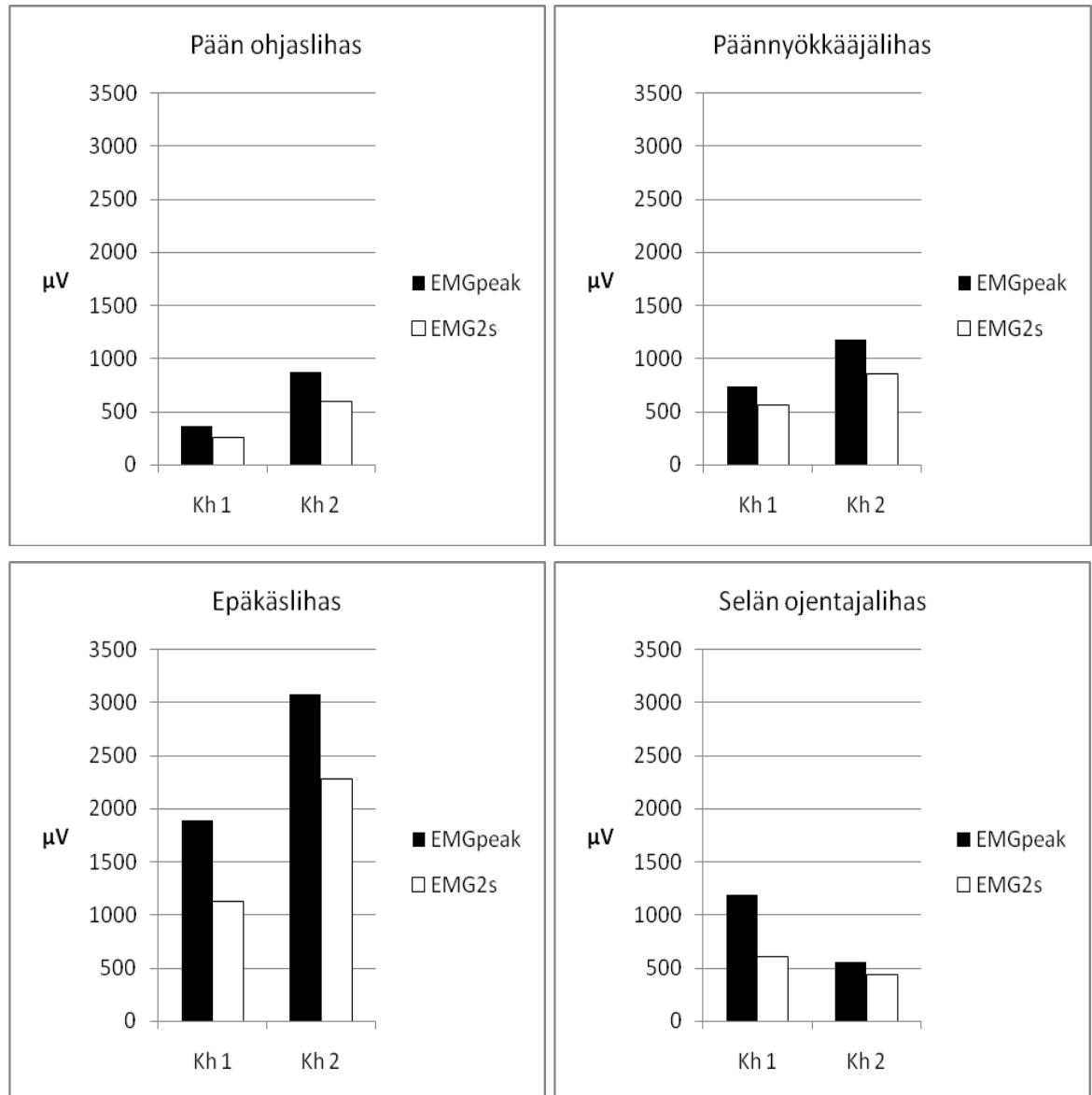
Kuvio 9. MegaWin-ohjelmisto basic results (Kh 2, L2, kuorma 3)

Saaduista EMG<sub>harjmax</sub> -aktiivisuuksista tehtiin kaaviot, joissa näkyy EMG-aktiivisuuden käyttäytyminen sarjan aikana molemmilla koehenkilöillä. Näistä kaavioista on mahdollista tarkastella EMG-aktiivisuuden käyttäytymistä lihaskohtaisesti eri liikkeissä ja eri kuormilla. Jokaisessa kaaviossa y-akselilla kuvataan mikrovolttien ( $\mu\text{V}$ ) määrää ja x-akselilla eri liikkeitä eri kuormilla. Kuviohin piirrettiin suuntaa-antavat viivat kuvaamaan EMG<sub>peak</sub> -aktiivisuutta (ylempi viiva) ja EMG<sub>2s</sub> -aktiivisuutta (alempi viiva) kyseisestä lihaksesta. Tuloksissa myös esitellään prosenttiarvoja, jotka kuvaavat kyseessä olevan lihaksen, tietyn liikkeen ja tietyn kuorman EMG<sub>harjmax</sub> suhdetta kyseisen lihaksen EMG<sub>peak</sub> -aktiivisuuteen.

Koska mittaukset suoritettiin päalihasyhmistä sekä oikealta että vasemmalta puolelta, tulosten yksinkertaistamiseksi käytimme saaduista EMG<sub>peak</sub> ja EMG<sub>2s</sub> -aktiivisuuksista valikoidusti vain sen puolen arvoa, joka oli suurempi. EMG<sub>harjmax</sub> kohdalla taas käytimme molempien puolten keskiarvoistettua yhteisaktiivisuutta.

## 9 Tulokset

### 9.1 Suurimmat EMG-aktiivisuudet isometrisesti suoritetuissa testiliikkeissä

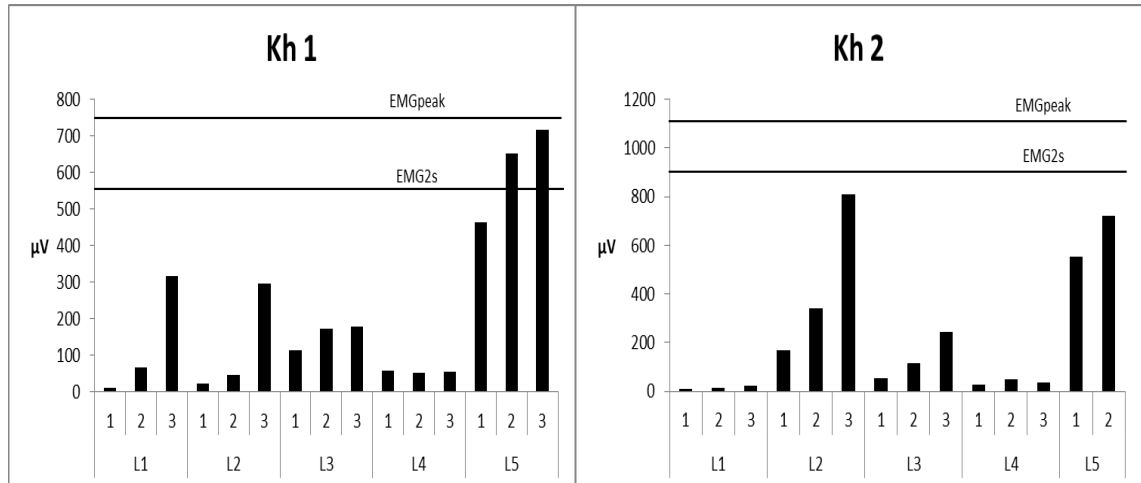


Kaavio 1. EMG<sub>peak</sub> ja EMG<sub>2s</sub> -aktiivisuudet molemmilta koehenkilöiltä isometrisesti suoritetuissa testiliikkeissä

Tahdonalaisissa isometrisissä testiliikkeissä koehenkilön 1 päännyökkääjälihaksen EMG<sub>peak</sub> oli 743  $\mu V$  ja EMG<sub>2s</sub> oli 561  $\mu V$ . Samassa lihaksessa koehenkilön 2 EMG<sub>peak</sub> oli 1174  $\mu V$  ja EMG<sub>2s</sub> oli 857  $\mu V$ . Koehenkilön 1 pään ohjaslihaksen EMG<sub>peak</sub> oli 360  $\mu V$  ja EMG<sub>2s</sub> oli 258  $\mu V$ . Samassa lihaksessa Koehenkilön 2 EMG<sub>peak</sub> oli 876  $\mu V$  ja EMG<sub>2s</sub> oli 591  $\mu V$ . Koehenkilön 1 epäkäslihaksen EMG<sub>peak</sub> oli 1884  $\mu V$  ja EMG<sub>2s</sub> oli 1126  $\mu V$ . Samassa lihaksessa koehenkilön 2 EMG<sub>peak</sub> oli 3071  $\mu V$  ja EMG<sub>2s</sub> oli 2281  $\mu V$ . Koehenkilön 1 selän

ojentajalihaksen  $EMG_{peak}$  oli 1109  $\mu V$  ja  $EMG_{2s}$  oli 609  $\mu V$ . Samassa lihaksessa koehenkilön 2  $EMG_{peak}$  oli 554  $\mu V$  ja  $EMG_{2s}$  oli 443  $\mu V$  (Kaavio1).

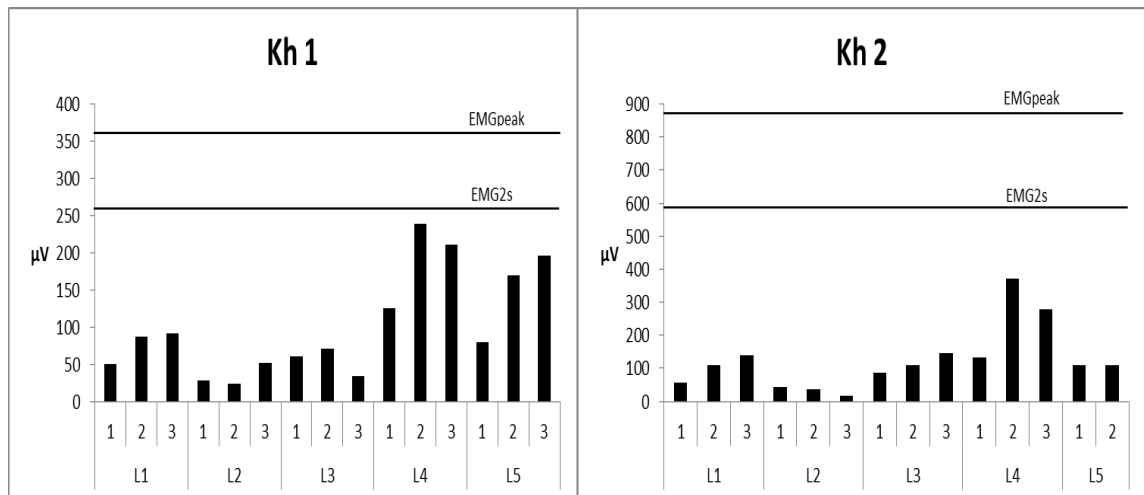
## 9.2 EMG-aktiivisuudet submaksimaalisissa harjoitusliikkeissä



Kaavio 2. Koehenkilön 1 ja koehenkilön 2 päännöykkääjänlihaksen EMG aktiivisuus viidessä eri harjoitusliikkeessä kolmella eri kuormitustasolla. Kuvioon on myös lisätty kyseisen lihaksen isometrisesti suoritettussa maksimitestissä mitattu  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$ .

Koehenkilöllä 1 päännöykkääjänlihaksen suurin  $EMG_{harjmax}$  saavutettiin liikkeessä L5 kuormalla 3 (n.97%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilöllä 2 liikkeessä L2 kuormalla 3 (n.69%  $EMG_{peak}$ ). Pienimmän  $EMG_{harjmax}$  koehenkilö 1 saavutti liikkeessä L1 kuormalla 1 (n.1%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilö 2 samassa liikkeessä samalla kuormalla (n.1%  $EMG_{peak}$ ).

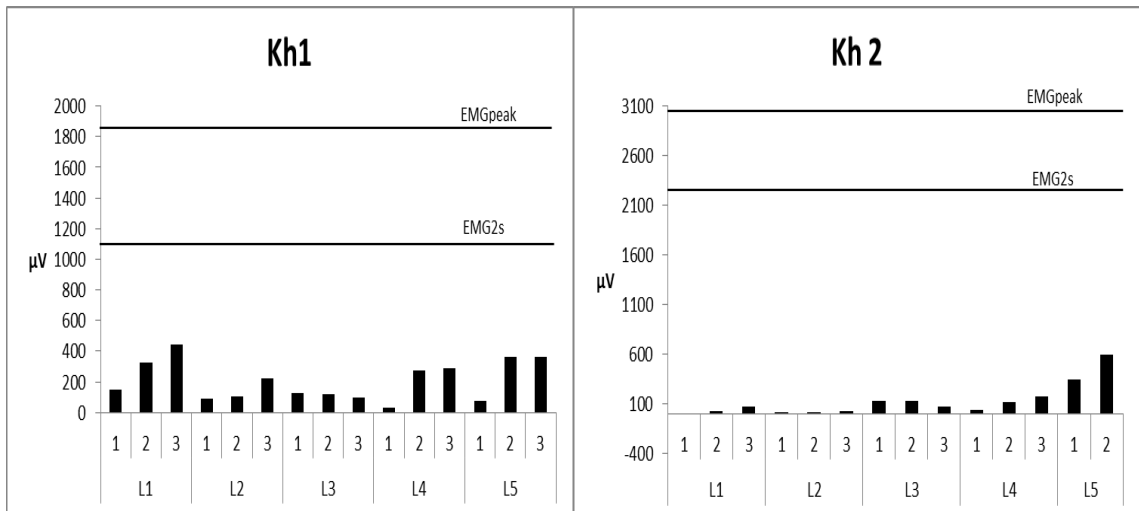
Koehenkilöllä 1 havaittiin huomattavaa EMG aktiivisuutta myös liikkeessä L5 kuormalla 2 (n.88%  $EMG_{peak}$ ), kun taas liikkeessä L4 EMG aktiivisuus oli kaikilla kuormilla varsin pieni (n. 7-8%  $EMG_{peak}$ ). Koehenkilöllä 2 huomattavaa EMG-aktiivisuutta havaittiin liikkeessä L5, kuormalla 2 (n.62%  $EMG_{peak}$ ), kun taas liikkeessä L1 (n. 1-2%  $EMG_{peak}$ ) ja liikkeessä L4 (n.2-4%  $EMG_{peak}$ ) EMG aktiivisuus oli varsin pientä kaikilla kuormilla (kaavio 2).



Kaavio 3. Koehenkilön 1 ja koehenkilön 2 pään ohjaslihaksen EMG aktiivisuus viidessä eri harjoitusliikkeessä kolmella eri kuormitustasolla. Kuvioon on myös lisätty kyseisen lihaksen isometrisesti suoritettussa maksimitestissä mitattu  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$ .

Koehenkilöllä 1 pään ohjaslihaksen suurin  $EMG_{harjmax}$  havaittiin liikkeessä L4 kuormalla 2 (n.66%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilöllä 2 samassa liikkeessä samalla kuormalla (n.42%  $EMG_{peak}$ ). Pienimmän  $EMG_{harjmax}$  koehenkilö 1 saavutti liikkeessä L2 kuormalla 2 (n.6,5%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilö 2 samassa liikkeessä kuormalla 3 (n. 2%  $EMG_{peak}$ ).

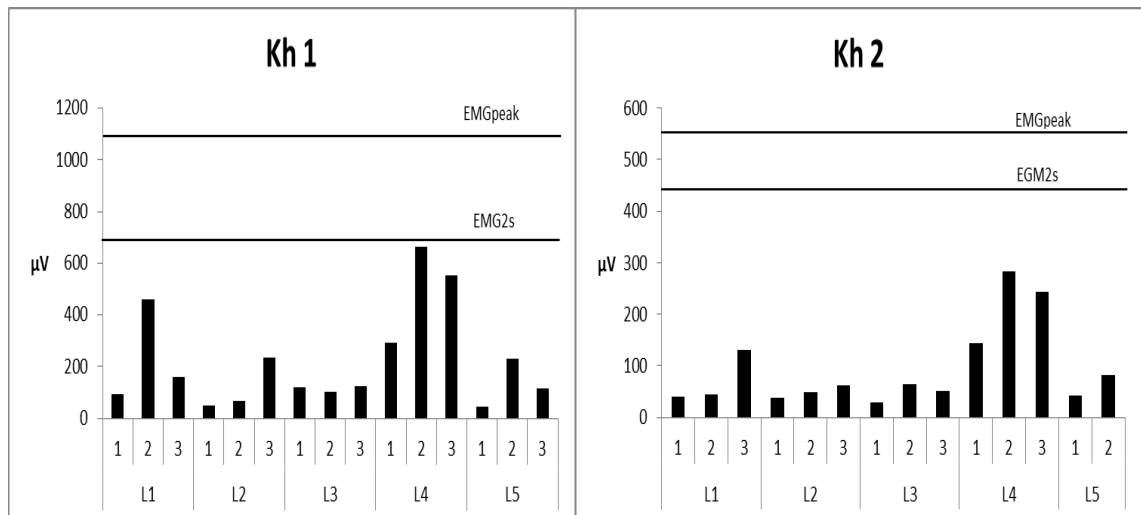
Koehenkilöllä 1 havaittiin huomattavaa EMG aktiivisuutta myös liikkeessä L4, kuormalla 3 (n.58%  $EMG_{peak}$ ) ja liikkeessä L5 kuormilla 2 (n.47%  $EMG_{peak}$ ) ja 3 (n.57%  $EMG_{peak}$ ). Koehenkilöllä 2 huomattavaa EMG aktiivisuutta havaittiin myös liikkeessä L4 kuormalla 3 (n.32%  $EMG_{peak}$ ) (kaavio 3).



Kaavio 4. Koehenkilön 1 ja Koehenkilön 2 epäkäslihakseen EMG aktiivisuus viidessä eri harjoitusliikkeessä kolmella eri kuormitustasolla. Kuvioon on myös lisätty kyseisen lihaksen isometrisesti suoritettussa maksimitestissä mitattu  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$ .

Koehenkilöllä 1 epäkäslihakseen suurin  $EMG_{harjmax}$  havaittiin liikkeessä L1, kuormalla 3 (n.23%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilöllä 2 liikkeessä L5, kuormalla 2 (n.19%  $EMG_{peak}$ ).

Pienimmän  $EMG_{harjmax}$  koehenkilö 1 saavutti liikkeessä L4, kuormalla 1 (n.2%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilö 2 liikkeessä L1, kuormalla 1 (n. <1%  $EMG_{peak}$ ) (kaavio 4).



Kaavio 5. Koehenkilön 1 ja koehenkilön 2 selän ojentajalihaksen EMG aktiivisuus viidessä eri harjoitusliikkeessä kolmella eri kuormitustasolla. Kuvioon on myös lisätty kyseisen lihaksen isometrisesti suoritettussa maksimitestissä mitattu  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$ .

Koehenkilöllä 1 selän ojentajalihaksen suurin  $EMG_{harjmax}$  havaittiin liikkeessä L4 kuormalla 2 (n.60%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilöllä 2 samassa liikkeessä samalla kuormalla (n.51%  $EMG_{peak}$ ). Pienimmän  $EMG_{harjmax}$  koehenkilö 1 saavutti liikkeessä L5 kuormalla 1 (n.4%  $EMG_{peak}$ ) ja koehenkilö 2 liikkeessä L3 kuormalla 1 (n.7%  $EMG_{peak}$ ).

Koehenkilöllä 1 havaittiin huomattavaa EMG aktiivisuutta myös liikkeessä L1 kuormalla 2 (n.42%  $EMG_{peak}$ ) ja liikkeessä L4 kuormalla 3 (n.50%  $EMG_{peak}$ ). Koehenkilöllä 2 huomattavaa EMG aktiivisuutta havaittiin myös liikkeessä L4 kuormalla 3 (n.44%  $EMG_{peak}$ ) (kaavio 5).



## 10 Pohdinta

Tutkimuksen päälöydöksenä voidaan pitää sitä, että vapaasti suoritetuissa liikkeissä niskalankku takaraivo maassa ja niskalankku otsa maassa saavutettiin yhtä poikkeusta lukuunottamatta suurimmat  $EMG_{harjmax}$  -aktiivisuudet kaikissa lihaksissa. Poikkeuksen päälöydökseen teki koehenkilön 2, liikkeessä niskan fleksio kuminauhalla kuormalla 3, jossa hän saavutti päännyökkäjälihaksesta korkeimman  $EMG_{harjmax}$  -aktiivisuuden. Huomionarvoista oli, ettei niska-hartiaseudun lihaksista epäkäslihaksissa juurikaan synny merkittävää EMG-aktiivisuutta verrattuna sen  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$  -aktiivisuuksiin valituissa harjoitusliikkeissä.

Testien alussa suoritetuissa isometrisissä maksimitestiliikkeissä saadut  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$  -aktiivisuudet erosivat suuresti sekä koehenkilöiden että mitattujen lihasten kesken. Suuret erot näissä aktiivisuuksissa voivat johtua useista eri tekijöistä. Koehenkilö 2 on aktiivi teholajin urheilija, joten hän on tottuneempi suorittamaan maksimisuorituksen testaustilanteessa kuin koehenkilö 1. Toinen maksimitestien luotettavuutta heikentävä tekijä oli mittausasento. Mittaustilanteessa asento ei ollut täysin vakioitu ja tämä saattoi vaikuttaa mittauksen tuloksiin.

Koehenkilö 1 saavutti päännyökkäjälihaksesta korkeimman  $EMG_{harjmax}$  -arvonsa liikkeessä niskalankku otsa maassa. Tämä oli oletettua, koska päännyökkäjälihaksen tehtävänä on pään fleksio, ja kyseisessä liikkeessä käytetty kuorma oli myös huomattavan suuri. Liikkeessä niskalankku otsa maassa EMG-aktiivisuus nousi kuorman kasvaessa. Koehenkilö 2 taas saavutti suurimman EMG-aktiivisuuden päännyökkäjälihaksesta liikkeessä niskan fleksio kuminauhalla kuormalla 3, sekä saavutti huomattavat EMG-aktiivisuudet liikkeessä niskalankku otsa maassa kaikilla suorittamillaan kuormilla. Erojen koehenkilöiden välillä voidaan olettaa johtuvan harjoitustaustasta. Koehenkilö 1, jolla oli aiempaa taustaa niska-hartiaseudun harjoittamisesta, jaksoi suorittaa koko patteriston loppuun asti, ja saavutti päännyökkäjälihaksen suurimman EMG-aktiivisuuden vasta viimeisessä liikkeessä. Koehenkilö 2 taas ei pystynyt suorittamaan liikkeen niskalankku otsa maassa kuormaa 3 loppuun asti niskalihasten väsymisen takia. Tutkittaessa  $EMG_{harjmax}$  -kaavioita päännyökkäjälihaksesta kummaltakin koehenkilöltä voidaan pohtia, olisiko koehenkilön 2 EMG-aktiivisuus kasvanut nousujohteisesti samoin liikkeen niskalankku otsa maassa aikana, kuten tapahtui koehenkilöllä 1. Tällöin koehenkilö 2 olisi saavuttanut suurimman EMG-aktiivisuutensa myös liikkeessä niskalankku otsa maassa kuormalla 3.

Liikkeenä niskan ekstensio kuminauhalla ja niskalankku takaraivo maassa kumpikaan koehenkilö ei saavuttanut merkittävää EMG-aktiivisuutta päännökkääjälihaksesta, lukuunottamatta koehenkilön 1 liikkeessä niskan ekstensio kuminauhalla kuormalla 3 saavuttamaan lihasaktiivisuutta. Tämän voidaan kuitenkin olettaa olevan mittausvirhe, koska saavutettu EMG-aktiivisuus on niin huomattava liikkeessä, jossa kyseisen lihaksen ei pitäisi olla vaikuttavana.

Pään ohjaslihaksen  $EMG_{harjmax}$  -kaavioita tarkastellessa molemmat koehenkilöistä saavuttivat suurimman lihasaktiivisuuden liikkeessä niskalankku takaraivo maassa kuormalla 2. Oletettavaa oli, että suurimmat EMG-aktiivisuudet saavutettaisiin liikkeissä niskan ekstensio kuminauhalla ja niskalankku takaraivo maassa. Poikkeuksen teki kuitenkin liike niskalankku otsa maassa, jossa molemmat saavuttivat vähintään samat EMG-aktiivisuudet kuin liikkeessä niskan ekstensio kuminauhalla ja sen lisäksi koehenkilö 2 saavutti liikkeessä niskalankku otsa maassa huomattavan korkeat EMG-aktiivisuudet, jopa liikkeeseen niskalankku takaraivo maassa verrattuna. Tämä voi johtua koehenkilön 1 aiemmasta kokemuksesta vastaavista liikkeistä. Liikkeen niskalankku otsa maassa palautusvaiheessa pään ohjaslihas tekee eksentristä lihastyötä, jos liike suoritetaan hallitusti. Oletettavasti tämä lihastyö tuotti havaitun lihasaktiivisuuden kyseisessä liikkeessä. Syyt siihen, miksi liikkeessä niskalankku takaraivo maassa suurimmat EMG-aktiivisuudet saavutettiin kuormalla 2 eikä kuormalla 3, ovat epäselvät. Kuormalla 3 lisätyn kuorman sijainti painopisteeseen nähden voi vaikuttaa liikkeessä käytettävien lihasten määrään (esim. keskivartalon tai alaraajojen lihaksisto) ja näin ollen vähentää liikkeen rasittavuutta niska-hartiaseudulta. Varsinkin koehenkilön 2 kohdalla eräs syy voi olla myös uupumus.

Tutkittaessa epäkäslihaksesta saatuja  $EMG_{harjmax}$  -aktiivisuuksia voidaan todeta, etteivät kyseiset liikkeet kuromittaneet kovinkaan tehokkaasti kyseistä lihasta. Saatu tulos voidaan perustella sillä, että epäkäslihaksesta päätehtävänä on lavan liikuttaminen, jossa se saavuttaa myös suurimman lihasaktiivisuutensa. Koska valituissa liikkeissä lavan liikettä ei tapahdu, sen osuus  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$  -aktiivisuuksiin verrattuna jää varsin matalaksi. Näin ollen testissä käytetyt liikkeet eivät ole parhaita lisäämään epäkäslihaksesta voimantuottoa.

Selän ojentajalihaksen  $EMG_{harjmax}$  -kaavio näyttää, että kumpikin koehenkilö saavuttaa suurimmat EMG-aktiivisuutensa liikkeessä niskalankku takaraivo maassa kuormilla 1 ja 2. Tulos oli odotettu, sillä kyseisessä liikkeessä kuormilla 2 ja 3 selän ojentajalihas joutuu dynaamisen lihastyön lisäksi tekemään myös staattista lihastyötä oikean suoritusasennon ylläpitämiseen. Tässäkin lihaksessa liikkeessä niskalankku takaraivo maassa suurimmat

EMG-aktiivisuudet havaittiin jo kuormalla 2. Myös Dalleckin ym. (2010) mukaan toiminnallinen harjoittelu aktivoi vartalon ojentajia tehokkaasti. Väiteltävissä on, onko liikkeessä niskan ekstensio kuminauhalla, kuormalla 2 havaittu EMG-aktiivisuus laitteistosta aiheutunut mittausvirhe vai onko testattava ojentanut selkää suorituksen aikana esimerkiksi suoritusasentoa parantaakseen.

Liikkeissä käyttämämme kuorman suuruutta ei ollut mahdollista mitata tarkasti, mutta jokaisessa liikkeessä kuorman suuruus kasvoi kuorman 1 ollessa kevyin ja kuorman 3 ollessa raskain. Oletimme lihasaktiivisuuden kussakin lihaksessa kasvavan samalla kun kuormaa lisättiin.

Vertasimme jokaisen lihaksen  $EMG_{harjmax}$  -aktiivisuutta  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$  -aktiivisuuksiin jokaisessa liikkeessä kaikilla kuormilla, ja huomasimme lihasaktiivisuuden kasvavan kuorman kanssa samaa tahtia vain hieman yli puolissa tapauksissa.

Koehenkilö 2 ei kyennyt suorittamaan liikettä niskalankku otsa maassa loppuun, joten se jätettiin tarkastelun ulkopuolelle, kun tutkittiin  $EMG_{harjmax}$  -aktiivisuuden muutosta kuorman kasvaessa. Ainoastaan koehenkilöllä 2 liikkeessä niskan ekstensio kuminauhalla EMG -aktiivisuus kasvoi aina kuormaa lisätessä ja samassa liikkeessä koehenkilöllä 1 EMG -aktiivisuus kasvoi kuorman noustessa kaikissa muissa paitsi selän ojentajalihaksessa.

Muutokset lihasaktiivisuudessa kuorman noustessa vaihtelivat suuresti, ja vaikka osassa lihaksista suurimmat lihasaktiivisuudet saatiin kussakin liikkeessä kuormalla 3, ei saatujen tulosten pohjalta voitu osoittaa EMG-aktiivisuuden nousevan lineaarisesti kuorman kanssa, kuten Basmajian & Luca (1985) esittää. Tuloksista voidaan kuitenkin todeta muutamaa poikkeustapausta lukuunottamatta EMG-aktiivisuuden kasvavan kuorman lisääntyessä.

Poikkeustapauksia, joissa eräät lihakset saavuttivat kuormalla 1 suurempia EMG-aktiivisuuksia kuin kuormilla 2 tai 3, oli hyvin vähän ja näissä tapauksissa lihaksen  $EMG_{harjmax}$  -aktiivisuus verrattuna  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$  -aktiivisuuksiin, oli prosentuaalisesti pieni. Poikkeustapaukset havaittiin liikkeissä, joissa teoriassa kyseistä lihasta ei pyritty rasittamaan.

## 10.1 Luotettavuus ja toistettavuus

Pintaelektrodit kiinnitettiin paikoilleen lämmittelyjen jälkeen, juuri ennen tahdonalaista isometrisesti suoritettujen maksimitestiliikkeiden mittausta, ja poistettiin vasta koko testipatteriston jälkeen. Elektrodiin pitäminen paikoillaan koko testipatterin ajan mahdollistaa EMG-aktiivisuuden vertailun eri liikkeiden kesken kummallakin koehenkilöllä. Jopa muutaman millin muutos elektrodien paikassa voi muuttaa mittaustulosta huomattavasti. Olisi järkevää käyttää samaa mittaajaa, jotta tulokset olisivat mahdollisimman vertailukelpoisia.

Mittaukset suoritettiin molempien koehenkilöiden kohdalla samassa tilassa ja samoilla kuormilla, mutta koehenkilöiden aikaisempi kokemus vastaavista liikkeistä, fyysinen kunto ja antropometria oli keskenään eriävä. Koehenkilöiden tuloksien keskinäinen vertailu ei siis tuota luotettavia johtopäätöksiä. Liikkeissä niskalankku takaraivo maassa ja niskalankku otsa maassa koehenkilöiden kehon paino toimi lisäkuormana ja koska henkilöt olivat keskenään eri painoisia, ei kyseisten liikkeiden kuorman lisäys ollut identtinen. Liikkeissä niskan ekstensio kuminauhalla, niskan fleksio kuminauhalla ja niskan rotaatio kuminauhalla vastuksena toimi kolme eri vahvuista kuminauhaa. Nämä vastuskuminauhat olivat molemmilla koehenkilöillä samat, mutta koska vastuskuminauhat kiinnitettiin samalle korkeudelle seinään jokaisessa testissä, henkilöiden ollessa eripituiset oli vastuksen suunta näissä liikkeissä hieman eri kummallakin koehenkilöllä, siten vähentäen tulosten vertailukelpoisuutta koehenkilöiden kesken.

Joissakin liikkeistä sarjojen alussa ja lopussa oli havaittavissa poikkeuksellisia EMG-aktiivisuuksia molemmilla koehenkilöillä. Edellämainittu voi johtua suoritusasennon hakemisesta tai kuorman kiinnittämisestä sekä poistamisesta koehenkilöltä.

Niska-hartiaseudun EMG-aktiivisuutta mitattaessa on huomioitava, että kyseisellä alueella on useita lihaksia, jotka voivat aiheuttaa ns. crosstalk-ilmiötä. Mitattavan lihaksen ympärillä olevat muut lihakset lähettävät myös sähköistä signaalia, joka saattaa aiheuttaa häiriöitä mitattavan lihaksen signaaliin.

Koehenkilöiden  $EMG_{harjmax}$  -aktiivisuutta verrattiin  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$  -aktiivisuuksiin, jotta tuloksille saatiin vertailupohjaa.  $EMG_{peak}$  ja  $EMG_{2s}$  -aktiivisuuksia mitatessa mittausasetelmaa ei kyetty täysin vakioimaan, joten nämä aktiivisuudet toimivat referenssiarvoina vain tässä tutkimuksessa, eikä kyseisiä tuloksia tai mittaustapoja ole järkevää käyttää mahdollisissa jatkotutkimuksissa.

Koehenkilöiden suppea määrä luonnollisesti vaikuttaa tulosten luotettavuuteen, ja yleistäviä johtopäätöksiä on mittaustemme pohjalta mahdotonta tehdä.

## 10.2 Johtopäätökset

Tämä kuvaava kokeellinen tutkimus antaa suuntaviivoja siitä, millä harjoitteilla niska-hartiaseudun päälihaksia voidaan erityisesti aktivoida. Tämän avulla on mahdollista kehitellä harjoituskokonaisuuksia, jotka erityisesti kohdistuvat esimerkiksi F1-kuljettajien niskaseudun ongelmakohtien harjoittamiseen.

Saatujen tulosten perusteella on kuitenkin mahdotonta tehdä yleistäviä johtopäätöksiä siitä, mitkä niskalihaskäsitteet ovat parhaita F1-kuljettajille. Testattavien koehenkilöiden lukumäärä oli vähäinen ja tulokset vaihtelivat koehenkilöiden välillä suuresti. Kuitenkin tehdyistä mittauksista voidaan saada arvokasta informaatiota sen osalta, mikä suoritetuista liikkeistä aktivoi kunkin yksilön niskalihaksia tehokkaimmin. Tuloksista ilmenee myös toiminnallisten liikkeiden aktivoivan niska-hartiaseutua tehokkaammin kuin kuminauhavastus liikkeiden. Kuitenkin on huomioitavaa, että kehonpainolla suoritetuissa liikkeissä kuorma oli suurempi, kuin kuminauhavastukella suoritetuissa liikkeissä. Vartaloa ojentavat lihakset aktivoituivat myös tehokkaammin toiminnallisissa harjoitteissa verrattuna kuminauha harjoitteisiin. Suurimmassa osassa liikkeistä, joiden oletettiin rasittavan tiettyjä lihaksia, huomattiin EMG-aktiivisuuden nousevan kuorman kasvaessa.

Tämän tarkastelun kautta esille nousi useita jatkotutkimusaiheita. Koska EMG-aktiivisuuden käyttäytyminen näyttäisi olevan yksilöllistä, hyödyllisintä informaatiota saataisiin henkilökohtaisilla EMG-mittauksilla. F1-kuljettajia ajatellen ajonaikaiset EMG-mittaukset olisivat hyödyllisiä, jolloin saataisiin selville kuinka niska-hartiaseudun lihakset kuormittuvat lajisuorituksen aikana. Tämän jälkeen suoritettaisiin kuljettajalle EMG-mittaukset hänen käyttämistään niskaharjoitteista ja verrattaisiin tuloksia ajon aikaisiin EMG-aktiivisuuksiin. Tällä tavoin olisi mahdollista suunnitella kuljettajalle mahdollisimman lajinomainen harjoitusohjelma niskalihasten harjoittamiseen.

Edellisessä kappaleessa mainitut testit olisivat erittäin hyödyllisiä F1-kuljettajien niska-hartiaseudun EMG-aktiivisuuden mittaamisessa. Perinteisen EMG-laitteiston käyttö kenttäolosuhteissa on kuitenkin haastavaa laitteiston painon ja johtojen suuren määrän vuoksi. EMG-tekstiiliteknologian kehittyminen voi kuitenkin helpottaa tulevaisuudessa vastaavanlaisten tutkimusten tekemistä. Jo nyt on olemassa EMG-tekstiilejä, joiden avulla kyetään tarkastelemaan useampaa lihasta kerralla ja näin ollen saada kokonaisvaltaisempaa informaatiota.



## Lähteet

Backman, J. 2003. Autourheilijan lihaskunnan profiili ja voima-nopeusominaisuuksien testaaminen. Jyväskylän yliopisto. Jyväskylä. Luettavissa:

<https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/20760/backman.pdf?sequence=>

Luettu: 12.2.2015.

Backman, J. 2005. Acute neuromuscular responses to car racing. Jyväskylän yliopisto. Jyväskylä. Luettavissa:

[https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/12567/URN\\_NBN\\_fi\\_jyu-](https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/12567/URN_NBN_fi_jyu-2005484.pdf?sequence=1)

[2005484.pdf?sequence=1](https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/12567/URN_NBN_fi_jyu-2005484.pdf?sequence=1). Luettu 12.2.2015.

Backman, J., Häkkinen, K., Ylinen, J., Häkkinen, A. & Kyröläinen, H. 2005. Neuromuscular performance characteristics of open-wheel and rally drivers. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 19 (4). s. 777-84.

Backman, J. 2007. Kuljettajan kunto-ohjelma. Teoksessa Pahkinen, E. (toim.). Ralliajon perusteet - Ajotekniikalla tuloksiin, s. 20-26. Alfamer Kustannus Oy. Helsinki.

Basmanjan, J.V. & De Luca, C. 1985. *Muscles Alive*. 5. painos. Williams & Wilkins, Baltimore.

Bjålie, J.G., Haug, E., Sand, O., Sjaastad, O.V. & Toverud, K.C. 1998. *Ihminen: Fysiologia ja anatomia*. 1. painos. WSOY.Porvoo.

Bosco, C., Cardinale, M. & Tsarpela, O. 1999. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. 79. 4. s. 306-311. Luettavissa: [http://www.researchgate.net/publication/13199746\\_Influence\\_of\\_vibration\\_on\\_mechanical\\_power\\_and\\_electromyogram\\_activity\\_in\\_human\\_arm\\_flexor\\_muscles](http://www.researchgate.net/publication/13199746_Influence_of_vibration_on_mechanical_power_and_electromyogram_activity_in_human_arm_flexor_muscles). Luettu: 21.2.2015.

Budowick, M., Bjålie, J.G., Rolstad B. & Toverud, K. C. 1995. *Anatomian Atlas*. 1. painos. WSOY.Porvoo.

Dalleck, L., Janot, J., Kreitinger, J., Wilde, H., Steege, M., Weiss T. & Wiora, W. 2010. Effect of functional resistance training on muscular fitness outcomes in young adults. *Journal of Exercise Science & Fitness*. Luettavissa: [http://www.e-jesf.com/article/S1728-869X\(10\)60017-2/pdf](http://www.e-jesf.com/article/S1728-869X(10)60017-2/pdf). Luettu: 4.2.2015.

De Groote, S. 2005. Fitness of an F1 driver. Luettavissa:  
<http://www.f1technical.net/articles/1125>. Luettu: 15.2.2015.

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*. Wiley. New Jersey, USA.

Federation Internationale de l'Automobile. 2014. 2015 Formula one sporting regulations. s. 3. Luettavissa:  
<http://www.fia.com/sites/default/files/regulation/file/2015%20SPORTING%20REGULATIONS%202014-12-03.pdf>. Luettu: 14.3.2015.

Jacobs, P.L. & Olvey, S.E. 2000. Metabolic and heart rate responses to open-wheel automobile road racing: a single-subject study. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 14 (2), s. 157 — 161. Luettavissa:  
<http://www.readcube.com/articles/10.1097%2F00124278-200005000-00007>. Luettu: 12.2.2015.

Kauppalehti. 2014. Tämä yhdistää F1-kuskaa ja yrityksen huippujohtajaa. Luettavissa: <http://www.kauppalehti.fi/uutiset/tama-yhdistaa-f1-kuskaa-ja-yrityksen-huippujohtajaa/umBEniny>. Luettu: 15.3.2015.

Klarica, A.J. 2001. Performance in motor sports. *British Journal of Sports Medicine*. 35 (5). s. 290 — 291.

Leppäluoto, J., Kettunen, R., Rintamäki, H., Vaakkuri, O., Vierimaa H. & Lätti, S. 2013. *Anatomia ja Fysiologia, Rakenteesta toimintaan*. 4. painos. Sanoma Pro. Helsinki.

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

Minoyama, O. & Tsuchida, H. 2004. Injuries in professional motor car racing drivers at a racing circuit between 1996 and 2000. Luettavissa:  
<http://bjsm.bmj.com/content/38/5/613.full#ref-2>. Luettu: 15.2.2015.

Moilanen, P. *Anatomian perusteet*. 2005-2008. Jyväskylän yliopisto. Luettavissa:  
<http://users.jyu.fi/~pjmoilan/Opiskelujuttuja/Anatomian%20luennot.pdf>. Luettu: 4.2.2015.



- Niemenlehto, P. 2004. Tahdonalaisen lihasaktiiviteetin havaitseminen EMG-signaalistaneuroverkon avulla. Pro gradu - tutkielma. Tampereen yliopisto. Tampere. Luettavissa:  
[https://tampub.uta.fi/bitstream/handle/10024/92407/Niemenlehto\\_Pekka.pdf?sequence=1](https://tampub.uta.fi/bitstream/handle/10024/92407/Niemenlehto_Pekka.pdf?sequence=1).  
Luettu: 4.2.2015.
- Norton, C. 2010. Formula One drivers feel the G-force. Luettavissa:  
<http://www.telegraph.co.uk/motoring/motorsport/7681665/Formula-One-drivers-feel-the-G-force.html>. Luettu: 15.2.2015.
- Paunonen, M. & Seppänen, L. 2011. Tehokas treeni puolessa tunnissa, tuloksia functional trainingilla. WSOYproOy/Docendo. Jyväskylä.
- Potkanowicz, E.S. & Mendel, R.W. 2013. The case for driver science in motorsport: a review and recommendations. Sports medicine. 43. s. 565-574. Ekstranet. Haaga-Helia ammattikorkeakoulu. Kirjautu. Log in. Tietokannat. S. SPORTDiscus with Full Text (EBSCO). Luettavissa: <http://www.nelliportaali.fi>. Luettu: 12.2.2015.
- Sample, I. 2005. How grueling is formula one?. Luettavissa:  
<http://www.theguardian.com/science/2005/mar/03/thisweekssciencequestions4>. Luettu: 15.2.2015.
- Sovijärvi, A., Uusitalo, A., Länsimies, E. & Vuori, I. 1994. Kliininen fysiologia. s. 343. Kustannus Oy Duodecim. Jyväskylä.
- Swartz, E., Floyd R & Cendoma M.2004.Cervical Spine Functional Anatomy and the Biomechanics of Injury Due to Compressive Loading.Journal of Athletic. Training.Luettavissa:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1250253/>. Luettu 10.2.2015.
- Taimela, S., Airaksinen, O., Asklöf, T., Heinonen, T., Kauppi, M., Ketola, R., Kouri, J., Kukkonen, R., Lehtinen, L., Lindgren, K., Orava S. & Virtapohja, H. 2002. Niska- ja yläraajavaivojen ennaltaehkäisty, hoito ja kuntoutus. Vk-kustannus. Jyväskylä.
- Turun Sanomat. 2014. Jo seitsemän suomalaista kuntovalmentajaa. Luettavissa:  
<http://www.ts.fi/moottoriurheilu/f1/588335/Jo+seitsemän+suomalaista+kuntovalmentajaa>.  
Luettu: 16.3.2015.

Vilavuo T. 2007. Summaavan EMG - mittauksen käyttö anaerobisen kynnysrajan määrittämiseen ja kestävyys harjoittelun seurantaan. Biomekaniikan pro gradu – työ. Jyväskylän yliopisto. Jyväskylä. Luettavissa: [https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/7217/URN\\_NBN\\_fi\\_jyu-2007295.pdf?sequence=1](https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/7217/URN_NBN_fi_jyu-2007295.pdf?sequence=1). Luettu: 4.2.2015.

Walpole, B. 2015. Cockpit Athletes - The exceptional demands of Formula One – where man meets machine. Luettavissa: <http://www.performancesportandfitness.co.uk/articles/how-do-they-do-that/cockpit-athletes.html>. Luettu: 14.3.2015.

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

## Liitteet

### Liite 1. Koehenkilöiden isometrisesti suoritettujen maksimitestien tulokset

Koehenkilö 1		
Lihäs	EMG <sub>peak</sub> (μV)	EMG <sub>2s</sub> (μV)
Päännyökkääjälihas	743	561
Pään ohjalihas	360	258
Epäkäslihas	1884	1126
Selän ojentajalihas	1109	690

Taulukko 1. Koehenkilö 1, isometrisesti suoritettujen maksimitestien tulokset.

Koehenkilö 2		
Lihäs	EMG <sub>peak</sub> (μV)	EMG <sub>2s</sub> (μV)
Päännyökkääjälihas	1174	857
Pään ohjalihas	876	591
Epäkäslihas	3071	2281
Selän ojentajalihas	554	443

Taulukko 2. Koehenkilö 2, isometrisesti suoritettujen maksimitestien tulokset.

## Liite 2. Koehenkilöiden EMG<sub>harjmax</sub> aktiivisuudet

Peak koehen kilö 1	Lii ke 1, ku or ma 1	Lii ke 1, ku or ma 2	Lii ke 1, ku or ma 3	Lii ke 2, ku or ma 1	Lii ke 2, ku or ma 2	Lii ke 2, ku or ma 3	Lii ke 3, ku or ma 1	Lii ke 3, ku or ma 2	Lii ke 3, ku or ma 3	Lii ke 4, ku or ma 1	Lii ke 4, ku or ma 2	Lii ke 4, ku or ma 3	Lii ke 5, ku or ma 1	Lii ke 5, ku or ma a 2	Lii ke 5, ku or ma 3
Päänny ökkääjäl ihas	10	64	31 5,5	21	45	29 5	11 1	17 1,5	17 6,5	56	52	52, 5	46 4	65 2	71 7,5
Pään ohjaslih as	51	87, 5	91	28	23, 5	52	60, 5	70, 5	34, 5	12 6	23 9	21 0,5	79, 5	16 9	19 5,5
Epäkäsli has	14 7,5	32 7	44 1	90, 5	10 5,5	22 4	13 0	12 0,5	97, 5	31	27 1	29 2	76, 5	36 1	35 9,5
Selän ojentajal ihas	94, 5	46 1	16 0	51, 5	66, 5	23 5	11 8,5	10 2,5	12 3,5	29 4,5	66 1,5	55 2	45	22 9	11 7,5

Taulukko 3. Koehenkilö 1, EMG<sub>harjmax</sub> aktiivisuudet.

<b>Peak koehen kilö 2</b>	Lii ke 1, ku or ma 1	Lii ke 1, ku or ma 2	Lii ke 1, ku or ma 3	Lii ke 2, ku or ma 1	Lii ke 2, ku or ma 2	Lii ke 2, ku or ma 3	Lii ke 3, ku or ma 1	Lii ke 3, ku or ma 2	Lii ke 3, ku or ma 3	Lii ke 4, ku or ma 1	Lii ke 4, ku or ma 2	Lii ke 4, ku or ma 3	Lii ke 5, ku or ma 1	Lii ke 5, ku or ma 2	Lii ke 5, ku or ma 3
Päänny ökkääjäl ihas	9,5	13	25	16 7	34 3	80 8,5	53	11 6	24 5	28, 5	48, 5	36, 5	55 1,5	72 3	
Pään ohjaslih as	56	10 8,5	14 1	42, 5	35, 5	16, 5	87, 5	10 9	14 5,5	13 3,5	37 0,5	27 7,5	10 9,5	10 9,5	
Epäkäsli has	12, 5	34	74, 5	16, 5	19, 5	27, 5	13 1,5	13 1,5	78, 5	42	12 3	17 9	35 1,5	59 8,5	
Selän ojentajal ihas	39, 5	45, 5	13 0	39	49, 5	62, 5	29, 5	65, 5	52	14 4	28 3	24 3,5	41, 5	83	

Taulukko 4. Koehenkilö 2, EMG<sub>harjmax</sub> aktiivisuudet.