

KYMENLAAKSON AMMATTIKORKEAKOULU

Naprapatian koulutusohjelma

Markku Marjamäki

Mika Rantanen

GLOBAALIEN LIHASTEN EMG-AKTIIVISUUS

LANTIONNOSTOHARJOITTEISSA

Opinnäytetyö 2012

## TIIVISTELMÄ

KYMENLAAKSON AMMATTIKORKEAKOULU

Naprapatia

MARJAMÄKI, MARKKU

RANTANEN, MIKA

Opinnäytetyö

Työn ohjaajat

Toimeksiantaja

Toukokuu 2012

Avainsanat

Gloaalien lihasten EMG-aktiivisuus lantionnosto-  
harjoitteissa

47 sivua + 3 liitesivua

Eeva-Liisa Frilander-Paavilainen KT,

Juha Hiltunen Fysioterapeutti OMT

Ergo Selkäklinikka

stabiliteetti, elektromyografia, globaalit lihakset,  
myofaskiaalinen, lantionnosto

Keskivartalon stabiliteettiharjoitteilla pyritään harjoittamaan keskivartalon voimaa ja motorista kontrollia. Tyypillisimpiä stabiliteettiharjoitteita ovat isometriset harjoitteet kuten kulmanoja ja lantionnosto. Siitä, miten globaalit lihakset aktivoituvat keskivartalon eri stabiliteettiharjoitteissa, on vähän tietoa. Tämän tutkimuksen tarkoitus oli tutkia globaalien lihasten, m. latissimus dorsin, m. gluteus maximuksen ja m. biceps femoriksen, EMG-aktiivisuustasoja isometrisessä lantionnostoharjoitteessa kahdeksassa eri alkuasennossa.

Kymmenen perustervettä fyysisesti aktiivista 23–30-vuotiasta ammattikorkeakouluopiskelijaa, 5 naista ja 5 miestä, osallistui tutkimukseen. Pintaelektrodit asetettiin bilateraalisesti tutkittaviin lihaksiin EMG-signaalin rekisteröimistä varten. Raaka EMG-data RMS-keskiarvoistettiin 5 sekunnin suorituksen keskeltä 3 sekunnin aikaikkunalla. Tulokset normalisoitiin prosentuaalista isometristä maksimaalista tahdonalaista voimantuottoa vastaaviksi (% MVIC) tulosten vertailua varten. Aineisto analysoitiin SPSS 19 -ohjelmaa käyttäen. Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi asetettiin  $p < 0,05$ .

Lihasten aktiivisuudet jäivät alle voimaharjoittelussa vaaditun 60 %:n MVIC-tason kaikissa harjoitusliikkeissä. Tilastollisesti merkitsevä ero saatiin unilateraalisten harjoitteiden 4 ja 7 ( $p = 0,01$ ) sekä 5 ja 7 ( $p = 0,034$ ) välillä m. latissimus dorsin aktiivisuustasossa. Lähes kaikissa harjoitusliikkeissä naisten lihasaktiivisuudet olivat korkeammat verrattuna miesten vastaaviin.

Lantionnostoharjoitteen alkuasennolla voidaan vaikuttaa lihasten aktivoitumistasoihin, ja se kannattaa huomioida harjoitusterapiassa. Pienen otoskoon vuoksi tutkimuksen tulokset jäivät suuntaa antaviksi eikä niitä voida yleistää.

## ABSTRACT

KYMENLAAKSON AMMATTIKORKEAKOULU

University of Applied Sciences

Naprapathy

MARJAMÄKI, MARKKU

EMG Activity of Global Muscles in Supine Bridging

RANTANEN, MIKA

Exercises

Bachelor's Thesis

47 pages + 3 pages of appendices

Supervisors

Eeva-Liisa Frilander-Paavilainen PhD,

Juha Hiltunen Orthopaedic Physiotherapist

Commissioned by

Ergo Selkäklinikka

May 2012

Keywords

stability, electromyography, global muscles, myofascial,  
bridging exercise, pelvic lift

Core stability training is popular for strengthening the trunk muscles and for challenging the motor control system. Various isometric bridging exercises are the most common core exercises. Little is known about the global muscle activity of these exercises.

The aim of this research was to measure the electromyographic (EMG) activity of the global posterior muscles, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus and m. biceps femoris, in 8 different isometric supine bridging exercises.

Ten healthy, physically active university students, 5 men and 5 women, aged 23 to 30 years without low back pain volunteered to participate in this research. Surface electromyographic electrodes were placed bilaterally on m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus and m. biceps femoris to record the activity of each muscle. Raw EMG data during 5-second isometric exercises were analyzed in 3-second time window using the root-mean-square algorithm. The data were normalized to percentage maximal voluntary isometric contraction (% MVIC) for each muscle to allow the standardized comparison of the participants. All statistical analyses were performed using SPSS 19 software. The threshold for statistical difference was set at  $p < 0,05$ .

In all the exercises the muscle activity was below the level deemed acceptable for strength enhancement (60 % MVIC). Statistically significant differences were measured between unilateral exercises 4 and 7 ( $p = 0,01$ ) and 5 and 7 ( $p = 0,034$ ) for m. latissimus dorsi activity. In almost all the exercises women had higher activity levels than men.

Different supine bridging exercises recruit muscles differently, which should be considered in rehabilitation and training. Because of the small sample size the results are indicative and cannot be generalized.

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

## ABSTRACT

|   |                                                     |    |
|---|-----------------------------------------------------|----|
| 1 | JOHDANTO                                            | 7  |
| 2 | LANNESELÄN MYOFASKIAALINEN ANATOMIA                 | 9  |
|   | 2.1 Lihakset                                        | 9  |
|   | 2.2 Kalvojärjestelmät                               | 12 |
|   | 2.3 Thorakolumbaalisen faskian posteriorinen kerros | 14 |
| 3 | ALASELÄN HARJOITUSTERAPIA                           | 15 |
| 4 | ELEKTROMYOGRAFIA (EMG)                              | 16 |
| 5 | TUTKIMUSONGELMAT                                    | 17 |
| 6 | TUTKIMUSMENETELMÄ JA TUTKIMUKSEN ETENEMINEN         | 18 |
| 7 | KOEHENKILÖIDEN VALINTA JA TAUSTATIEDOT              | 18 |
| 8 | MITTAUSTEN SUUNNITTELU JA TOTEUTUS                  | 19 |
|   | 8.1 Tutkimusasetelma                                | 20 |
|   | 8.2 Mittausprotokolla                               | 20 |
|   | 8.2.1 Alkuvalmistelut ja esitiedot                  | 20 |
|   | 8.2.2 MVIC                                          | 21 |
|   | 8.2.3 Harjoitusliikkeet                             | 22 |
|   | 8.2.4 Kontrolli-MVIC                                | 23 |
|   | 8.3 EMG-mittaukset                                  | 23 |
|   | 8.3.1 MVIC                                          | 25 |
|   | 8.3.2 Harjoitusliikkeet                             | 27 |
|   | 8.4 Eettiset kysymykset                             | 32 |
|   | 8.5 Aineiston analyysi                              | 33 |

|                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 9 TULOKSET                                                                                               | 34 |
| 9.1 Ristikkäisten gluteus maximus ja latissimus dorsi -lihasten aktivoituminen lantionnostoharjoitteissa | 34 |
| 9.2 Biceps femoris -lihaksen aktivoituminen lantionnostoharjoitteissa                                    | 35 |
| 9.3 Lantionnostoharjoitteen alkuasennon vaikutus lihasten aktiivisuustasoon                              | 37 |
| 9.4 Lihasten aktiivisuustasot sukupuolten välillä lantionnostoharjoitteissa                              | 38 |
| 10 POHDINTA                                                                                              | 39 |
| 10.1 Tulosten tarkastelu                                                                                 | 39 |
| 10.2 Tulosten luotettavuus                                                                               | 41 |
| 11 JOHTOPÄÄTÖKSET                                                                                        | 42 |
| LÄHTEET                                                                                                  | 43 |
| LIITTEET                                                                                                 |    |
| Liite 1. Tulokset taulukkomuodossa                                                                       |    |
| Liite 2. Sanasto                                                                                         |    |

## KUVAT

|                                                     |    |
|-----------------------------------------------------|----|
| Kuva 1. M. latissimus dorsi                         | 9  |
| Kuva 2. M. gluteus maximus                          | 10 |
| Kuva 3. M. biceps femoris                           | 11 |
| Kuva 4. M. tensor fascia latae                      | 12 |
| Kuva 5. Fascia lata                                 | 13 |
| Kuva 6. Posterior oblique myofascial sling          | 15 |
| Kuva 7. Tutkimuksen eteneminen                      | 18 |
| Kuva 8. Mittaustilanteen kulku                      | 20 |
| Kuva 9. MVIC mittaus                                | 22 |
| Kuva 10. MVIC testijärjestys                        | 22 |
| Kuva 11. Harjoitusliikkeen mittaus                  | 23 |
| Kuva 12. EMG-mittauslaitteisto                      | 24 |
| Kuva 13. Elektrodiin asettelu                       | 25 |
| Kuva 14. M. gluteus maximus MVIC mittausasento      | 26 |
| Kuva 15. M. biceps femoris MVIC mittausasento       | 26 |
| Kuva 16. M. latissimus dorsi MVIC mittausasento     | 27 |
| Kuva 17. Harjoitusliikkeen 1 mittausasento          | 28 |
| Kuva 18. Harjoitusliikkeen 2 mittausasento          | 28 |
| Kuva 19. Harjoitusliikkeen 3 mittausasento          | 29 |
| Kuva 20. Harjoitusliikkeen 4 mittausasento          | 30 |
| Kuva 21. Harjoitusliikkeen 5 mittausasento          | 30 |
| Kuva 22. Harjoitusliikkeen 6 mittausasento          | 31 |
| Kuva 23. Harjoitusliikkeen 7 mittausasento          | 32 |
| Kuva 24. Harjoitusliikkeen 8 mittausasento          | 32 |
| Kuva 25. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta          | 34 |
| Kuva 26. Tulokset % MVIC KA miehiltä                | 35 |
| Kuva 27. Tulokset % MVIC KA naisilta                | 35 |
| Kuva 28. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta          | 36 |
| Kuva 29. Tulokset % MVIC KA miehiltä                | 37 |
| Kuva 30. Tulokset % MVIC KA naisilta                | 37 |
| Kuva 31. Tulokset verrattuna harjoitusliikkeeseen 1 | 38 |

## TAULUKOT

|                                         |    |
|-----------------------------------------|----|
| Taulukko 1. Koehenkilöiden taustatiedot | 19 |
| Taulukko 2. Elektrodiin sijainnit       | 24 |

## 1 JOHDANTO

Tuki- ja liikuntaelinsairaudet ovat huomattava kansanterveydellinen ongelma ja aiheuttavat suuria kustannuksia terveydenhuoltojärjestelmälle. Vuonna 2010 tuki- ja liikuntaelinsairauksien takia Suomessa korvattiin sairauspäiviä 5,1 miljoonaa päivää ja päivärahakustannukset nousivat 285 miljoonaan euroon (Kansaneläkelaitos 2011). Vuonna 2010 työkyvyttömyyseläkkeellä oli 211 000 suomalaista ja näistä 62 000 tulesairauksien takia. Vuoden 2010 aikana työkyvyttömyyseläkkeelle siirtyneistä kolmasosalla eli lähes 8 000:lla työkyvyttömyyden pääasiallinen syy oli jokin tuki- ja liikuntaelinsairaus. Noin kolmannes työkyvyttömyyseläkemenosta vuonna 2010 muodostui tulesairauksien johdosta ja niiden osuus oli 746,6 miljoonaa euroa. Tästä summasta noin puolet muodostui selkäsairauksien takia. (Eläketurvakeskus 2011; Eläketurvakeskus 2012.)

Suomalaista väestöä koskevan Terveys 2000 -tutkimuksen mukaan noin 80 % yli 30-vuotiaista on joskus kokenut selkäkipua (Aromaa & Koskinen 2010, 27). Ongelma ei ole vain suomalaisten, vaan alaselkävivun esiintyvyys on maailmalla vastaavaa luokkaa (O'Sullivan 2005, 202; Panjabi 2006, 668–669). Alaselkävivuksi määritellään kipua, joka kohdentuu alimpien kylkiluiden alapuolelle ja pakarapöimujen yläpuolelle ja saattaa säteillä alaraajoihin (Airaksinen, Brox, Cedraschi, Hildebrandt, Klaber-Moffett, Kovacs, Mannion, Reis & Staal 2004, 30).

Alaselkäkipu luokitellaan sekä ajallisen keston että kliinisten oireiden mukaan kolmeen ryhmään. Kliinisesti luokiteltuna kolme pääryhmää ovat mahdollinen vakava sairaus tai spesifi selkäsairaus (punaiset liput), hermojuuren toimintahäiriöt sekä epäspesifit selkävaivat, jotka eivät viittaa edellä mainittuihin vakavaan sairauteen tai hermojuuren vaurioon. Epäspesifin alaselkävivun osuus selkävivuista on noin 90 % eli kivulle ei löydetä lääketieteellistä syytä. Ajallisen keston mukaan luokiteltuna akuutti selkäkipu on kestoltaan alle 6 viikkoa, subakuutti 6–12 viikkoa ja krooninen yli 12 viikkoa. (Facultas toimintakyvyn arviointisuositukset 2008, 3; Käypä Hoito 2008.) Airaksisen työryhmän (2004, 32) mukaan jopa joka neljännellä potilaalla selkäkipu pitkittyy eli kroonistuu yli 3 kuukautta kestäväksi tai uusii tiheästi.

Systemaattisissa tutkimuskatsauksissa todetaan harjoitusterapian olevan vaikuttava hoitomenetelmä krooniseen epäspesifiin alaselkäkipuun (Ferreira, Ferreira, Maher,

Herbert & Refshauge 2006, 84–86; Hayden, van Tulder, Malmivaara & Koes 2005a, 11; Macedo, Maher, Latimer & McAuley 2009, 9; May & Johnson 2008, 181–184). Sen on havaittu lieventävän koetun kivun intensiteettiä, parantavan fyysistä toimintakykyä sekä olevan passiivisiin hoitomenetelmiin verrattuna vähintään yhtä vaikuttavaa (Käypä hoito 2008; Hayden ym. 2005a, 11; Airaksinen ym. 2004, 15). Harjoitusterapialla ei saavuteta lisähyötyä akuutin alaselkävun hoidossa muihin hoitomenetelmiin nähden (Ferreira ym. 2006, 79–85; Hayden ym. 2005a, 11; Macedo ym. 2009, 9; May & Johnson 2008, 181). Akuutin alaselkävun uusiutumisen ehkäisyyn harjoitusterapialla voidaan osittain vaikuttaa (Ferreira ym. 2006, 84–86). Vuoden seurannassa alaselkävun uusiutuminen oli 30 % vähäisempää harjoitteluryhmällä kuin kontrolliryhmällä (Lewis, Morris & Walsh 2008, 42). Toisaalta alaselkävun hoidossa mikään yksittäinen harjoite, harjoitusmuoto tai -väline ei ole osoittautunut ylivertaiseksi toisiin nähden. Vaikuttavin harjoitusterapiamuoto alaselkävun hoidossa näyttäisi olevan yksilöllisesti ohjattu harjoitusohjelma, jossa saavutetaan mahdollisimman suuri harjoitusannos (Airaksinen ym. 2004, 16; Hayden, van Tulder & Tomlinson 2005b, 781).

Usein harjoitusterapiassa keskitytään isoloidusti harjoittamaan yksittäisiä lihaksia. Pääasiassa tulisi kuitenkin pyrkiä toiminnallisuuteen harjoittamalla lihasryhmiä ja liikkemalleja myofaskiaalisia yhteyksiä hyödyntäen. (DeRosa & Porterfield 2007, 60–61.) Globaalit lihakset, kuten m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus ja m. biceps femoris lisäävät lumbosakraalisen alueen stabiliteettia thorakolumbaalisen faskian välityksellä. Tämän stabiliteetin pettäminen näkyy alaselän neuromotorisen kontrollin häiriöissä. (Vleeming, Pool-Goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden & Snijders 1995a, 753–758.)

Perinteisten keskivartaloharjoitteiden vaikutuksia yksittäisten lihasten EMG-aktiivisuuksiin on tutkittu paljon. Tietääksemme yhtään tutkimusta ei ole kuitenkaan julkaistu missä olisi tutkittu pinnallisten lihasten EMG-aktiivisuustasoa myofaskiaalisella ajatuksella. Perinteisistä keskivartaloharjoitteista lantionnosto eri variaatioineen on yksi tavallisimmista harjoitteista. Harjoitetta pidetään monipuolisena ja tehokkaana aktivoimaan keskivartalon lokaaleja ja globaaleja lihaksia sekä lonkan ekstensorilihaksia.

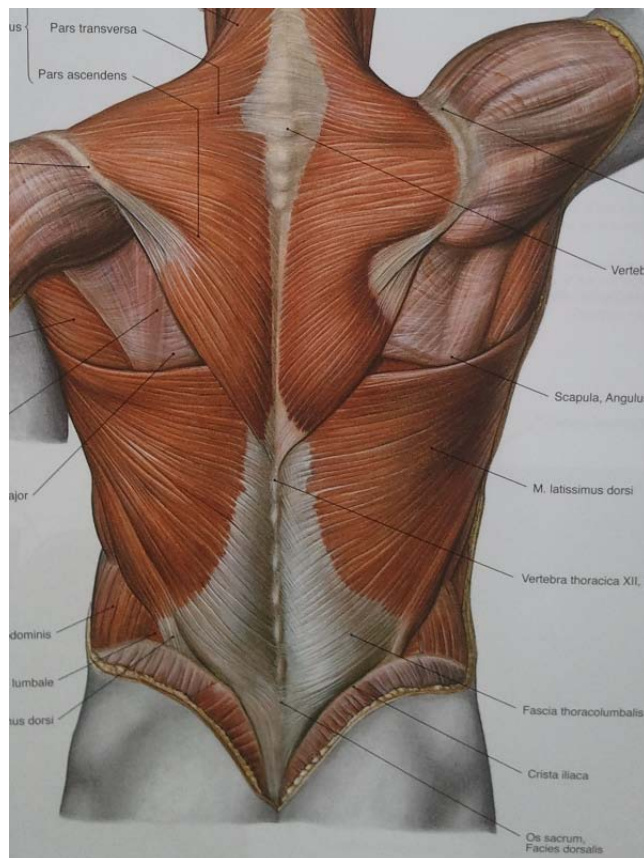


Tämän tutkimuksen tarkoitus oli tutkia globaalien lihasten aktiivisuustasoja lantionnostoharjoitteissa kahdeksassa eri alkuasennossa. Tavoitteena oli saada selville, miten tutkittavat lihakset aktivoituvat harjoitteiden aikana.

## 2 LANNESLÄN MYOFASKIAALINEN ANATOMIA

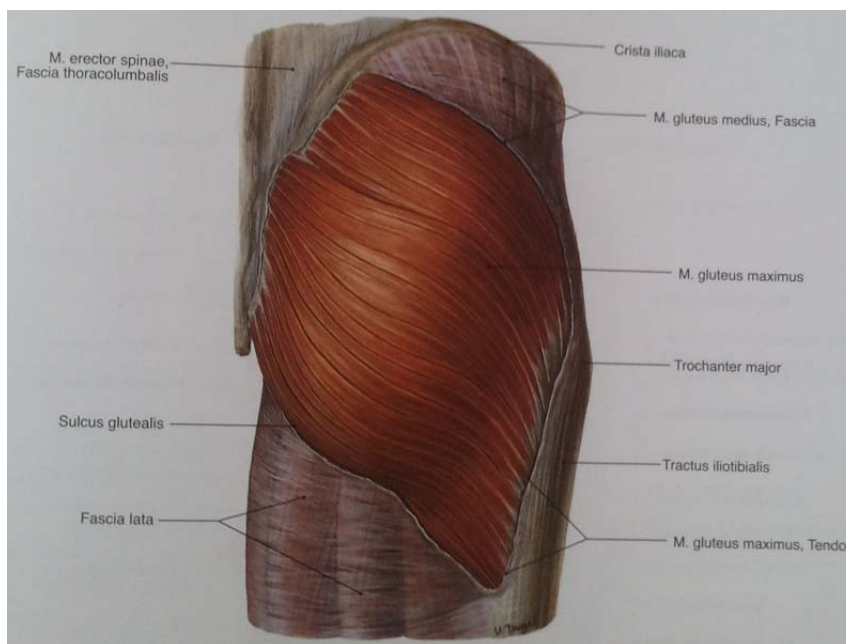
### 2.1 Lihakset

**M. latissimus dorsi** on laaja kolmiomainen lihas, joka kulkee yli lanneselän ja rintarangan alaosan (kuva 1). Se lähtee kuudesta alimmasta rintanikamasta *m. trapeziuksen* ventraalipuolelta thorakolumbaalisen faskian posteriorisesta kerroksesta, suoliluun harjun takaosasta ja kolmesta tai neljästä alimmasta kylkiluusta. Thorakolumbaalisen faskian välityksellä se on yhteydessä *processus spinosuksiin* ja *lig. supraspinaleen* lannerangan ja ristiluun alueella. Näistä lähtökohdista lihaksen säikeet kulkevat lateraalisesti lapaluun alakärjen yli kiinnityskohtaansa *sulcus intertubercularis humeriin*. Lihas toimii aktiivisesti olkaluun adduktiossa, ekstensiossa ja sisärotaatiassa. *M. latissimus dorsi*ä hermottaa *nervus thoracodorsalis*, C6–8. (Standring 2008, 811.)



Kuva 1. *M. latissimus dorsi* (Putz & Pabst 2006, 26)

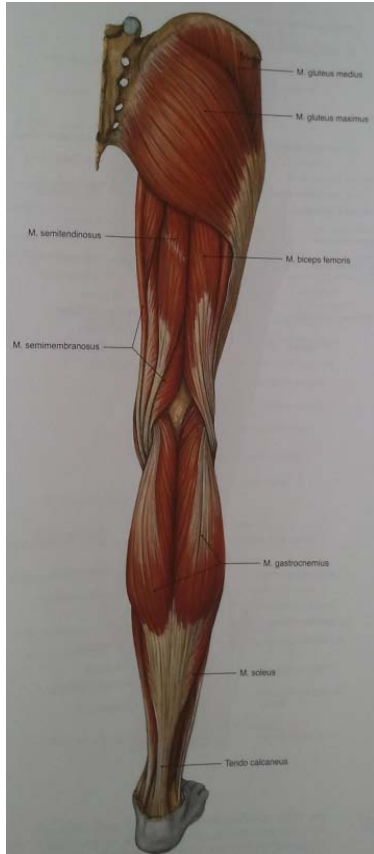
**M. gluteus maximus** on laajin ja pinnallisin pakaransuon lihaksista (kuva 2). Se lähtee suoliluun *linea glutea posteriorista*, *erector spinae* -lihasten aponeuroosista, ristiluun alaosan posterioriselta pinnalta ja häntäluun sivusta, *lig. sacrotuberalesta* ja *m. gluteus mediusta* peittävästä *aponeurosis glutealiksesta*. Yläosan lihassäikeet sekä alaosan pinnalliset säikeet muodostavat paksun jänteisen rakenteen, joka kulkee *trochanter majorin* lateraalipuolelta kiinnittyen *fascia lata* *tractus iliotibialikseen*. Alaosan syvät lihassäikeet kiinnittyvät *vastus medialis* ja *adductor magnus* -lihasten välissä sijaitsevaan *tuberositas glutea femorikseen*. Lantion kautta toimiessaan *m. gluteus maximus* ojentaa fleksoitunutta lonkkaniveltä ja tuo sen linjaan vartalon kanssa. Alaraajan ollessa maahan tuettuna, kuten kävelyssä, *m. gluteus maximus* estää ylävartalon eteenpäin suuntautuvan liikemäärän aiheuttamaa fleksioliikettä lonkissa. Se aktivoituu myös lonkan voimakkaassa ulkorotaatioissa sekä abduktioissa. *M. gluteus maximus* hermottaa *nervus glutealis inferior*, L5 ja S1–2. (Standring 2008, 1368–1369.)



Kuva 2. *M. gluteus maximus* (Putz & Pabst 2006, 319)

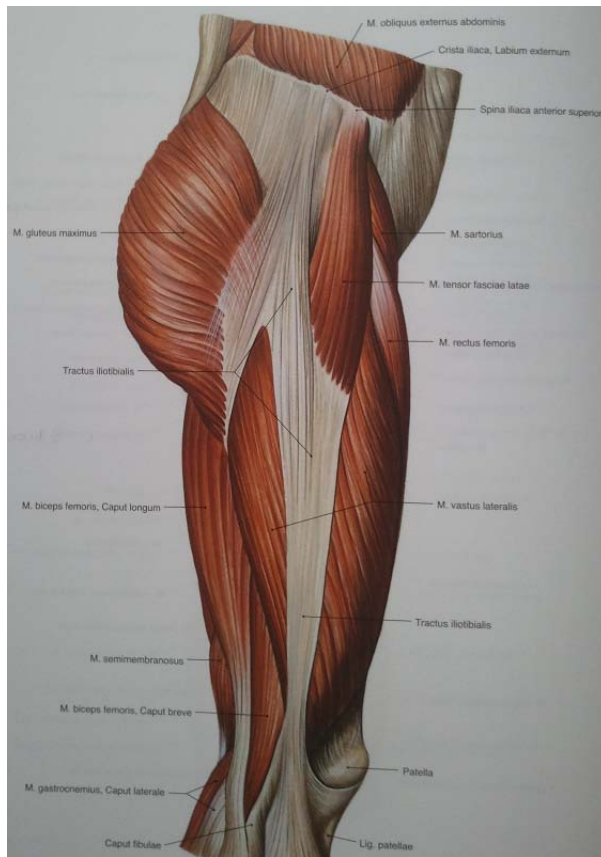
**M. biceps femoris** sijaitsee posterolateraalisesti reiden alueella (kuva 3). Sillä on kaksi proksimaalista origoa eli lähtökohtaa. *Caput longum* lähtee suoliluusta *tuber ischiadicumin* yläosasta inferomediaaliseksi sekä *lig. sacrotuberalen* alaosasta. *Caput breve* lähtee *adductor magnus* ja *vastus lateralis* -lihasten välistä *linea asperae femoriksen* lateraaliselta reunalta. *Caput longumin* ja *breven* lihassäikeet yhdistyvät lihakseen posteriorisen osan peittäväksi aponeuroosiksi. Pääosa säikeistä kiinnittyy *caput fibulaeen*. Jänteellä on yhteyksiä myös *lig. collaterale lateraleen* sekä *condylus latera-*

*lis tibiaeen*. Jalkaterän ollessa vapaana lihas tuottaa polvinivelen fleksiota. Jalkaterän ollessa stabiloituna *m. biceps femoris* ekstensoi lonkkaniveltä. Polven ollessa osittain fleksoituneena se voi tuottaa polviniveleen ulkorotaatiota ja lonkan ollessa ekstensoituneena se toimii lonkkanivelen ulkorotaattorina. *Biceps femoris* -lihaksen hermotus tulee *nervus ischiadicuksen* kautta, L5–S2. *Caput longum* saa hermotuksen *nervus tibialiksesta* ja *caput breve* *nervus peroneus communiksesta*. (Standring 2008, 1377–1378.)



Kuva 3. *M. biceps femoris* (Putz & Pabst 2006, 309)

***M. tensor fascia latae*** lähtee anteriorisesti suoliluun harjasta 5 cm:n matkalta *spina iliaca anterior superiorista* lateraalisesti, *m. gluteus mediuksen* ja *m. sartoriuksen* välistä sekä fascia latan syvältä pinnalta (kuva 4). Se kulkee tractus iliotibialiksen kahden kerroksen välistä kiinnittyen niihin ja yleensä ulottuu noin kolmannekseen reiden yläosaa. Lihas toimii tractus iliotibialiksen kautta polvinivelen ekstensorina ja säären ulkorotaattorina. *M. tensor fascia latae* saa hermotuksen *nervus gluteus superiorin* kautta, L4–5, S1. (Standring 2008, 1368.)



Kuva 4. M. tensor fasciae latae (Putz & Pabst 2006, 322)

## 2.2 Kalvojärjestelmät

Thorakolumbaalisella faskialla on tärkeä rooli voiman välityksessä vartalon ja raajojen välillä. Sen kireyteen vaikuttavat latissimus dorsi, gluteus maximus ja *hamstring* lihasten toiminta. (Standring 2008, 708–709.)

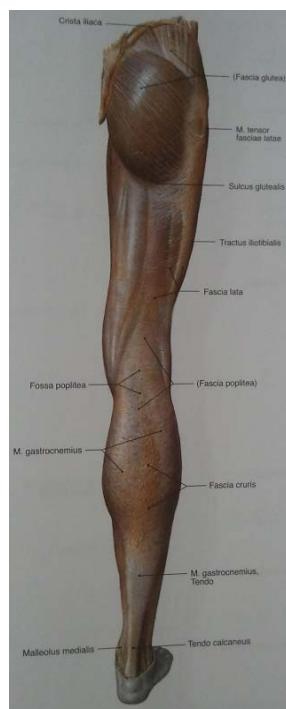
**Thorakolumbaalinen faskia** (*fascia thoracolumbalis*) on laaja kalvorakenne, joka peittää selän ja vartalon syviä lihaksia (kuva 1). Se on yhteydessä *fascia cervicalis profunda* ja kulkee *m. serratus posterior superiorin* anterioriselta puolelta. Rintakehän alueella thorakolumbaalinen faskia peittää selän ekstensorilihaksia ja erottaa edellä mainitut lihakset rangan yläraajaan kytkevistä lihaksista. Mediaalisesti se kiinnittyy rintarangan nikamien proc. spinosuksiin ja lateraalisesti kylkiluihin. (Standring 2008, 708–709.)

Lannerangan alueella thorakolumbaalinen faskia on kolmekerroksinen. Posteriorinen kerros kiinnittyy lanne- ja ristiluunikamien proc. spinosuksiin ja lig. supraspinaaleen. Keskimäinen kerros kiinnittyy mediaalisesti lannenikamien *proc. transversuksiin* ja *lig. intertransversariumeihin*, alhaalta suoliluun harjuun ja ylhäältä 12. kylkiluun ala-

reunaan sekä *lig. lumbocostaleen*. Anteriorinen kerros peittää *m. quadratus lumborumin* ja kiinnittyy *proc. transversusten* anterioriselle pinnalle, *lig. iliolumbaleen* ja suoliluun harjuun muodostaen *lig. arcuatum lateralen*. (Standring 2008, 708–709.)

Posteriorinen ja keskimmäinen kerros yhdistyvät muodostaen kiinteän harjanteen *erector spinae* -lihasten lateraalireunalla. *M. quadratus lumborumin* lateraalipuolella niihin yhdistyy anteriorinen kerros muodostaen *m. transversum abdominiksen* origon. Ristiluun alueella posteriorinen kerros kiinnittyy suoliluuhun *spina iliaca posterior superioriin* sekä suoliluun harjun takaosaan ja sulautuu alla olevaan *erector spinaen* aponeuroosiin. (Standring 2008, 708–709.)

**Fascia lata** on vahva ”sukkamainen” sidekudosverkosto, mikä peittää ja pitää sisälään reiden alueen lihaksiston (kuva 5). Lateraalisesti sijaitseva *tractus iliotalialis* on *fascia lata*n vahvin osa. *M. gluteus maximus* ja *m. tensor fasciae latae* kiinnittyvät *fascia lata*an. *Fascia lata* peittää sisälleen useita suuria lihaksia ja lihasryhmiä kuten *m. quadriceps femoris*, hamstringit sekä lähentäjälihakset. *Fascia lata*n kireyteen vaikuttaa kaksi erityyppistä voimaa; vetävä voima *m. gluteus maximuksen* kautta faskian ulkopuolelta sekä työntävä voima *m. quadriceps femoriksen* kautta faskian sisältä. Tämä mekanismi on tärkeässä roolissa lumbopelvisen alueen motorisessa kontrollissa pystyasennossa ollessa. (DeRosa & Porterfield 2007, 54–55.)

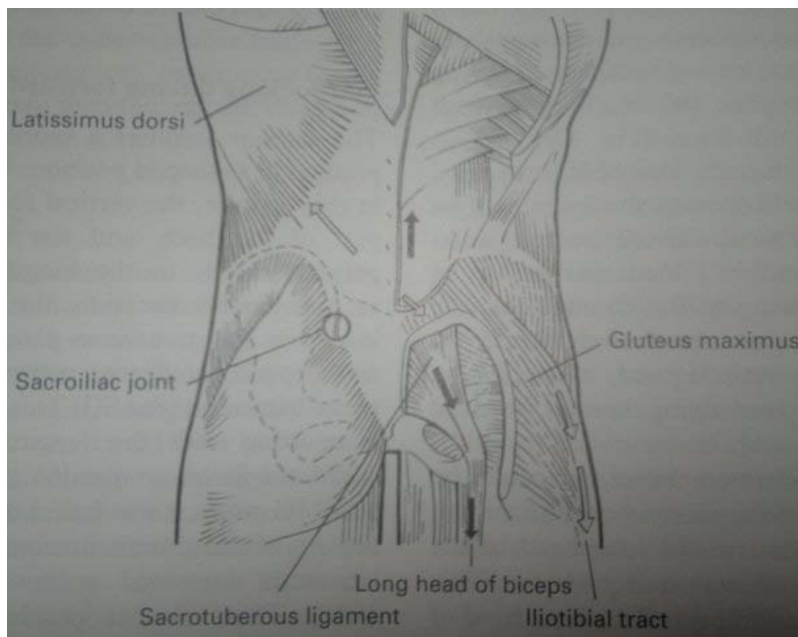


Kuva 5. Fascia lata (Putz & Pabst 2006, 307)

### 2.3 Thorakolumbaalisen faskian posteriorinen kerros

Luustoli hasten tuottama voima välittyy sekä lihasjänneliitosten että lihasta ympäröivän ja lihaksen sisällä olevan sidekudosverkoston välityksellä. Myofaskiaalinen yhteys kuvaa tätä toiminnallista ja anatomista jatkumoa lihas- ja sidekudosityhteyksineen. (Huijing, Baan & Rebel 1998, 683–691; Huijing 1999, 292–311.)

Thorakolumbaalisen faskian posteriorisella kerroksella on tärkeä rooli voiman välityksessä (kuva 6) hartiaarenkaan, rangan, lantion ja alaraajojen välillä (Vleeming & Stoeckart 2007, 113–137). Tämä posteriorinen vahva sidekudoskalvo kytkee toisiinsa kehon kaksi suurinta lihasta: m. latissimus dorsin ja m. gluteus maximuksen. M. gluteus maximus kiinnittyy distaalisesti fascia lataan ja kytkee toisiinsa lumbopelvisen alueen kaksi suurta faskiasysteemiä: fascia thoracolumbaliksen ja fascia latan. Fascia lata ympäröi muun muassa m. biceps femorista. M. biceps femorista ja m. gluteus maximusta yhdistää myös toiminnallisesti lig. sacrotuberale, johon molemmilla on anatominen yhteys. (DeRosa & Porterfield 2007, 54–55.) Toiminnallinen myofaskiaalinen yhteys m. latissimus dorsin ja ristikkäisten m. gluteus maximuksen sekä m. biceps femoriksen välillä tunnetaan englanninkielisellä termillä posterior oblique myofascial sling (Liebenson 2004, 43–45). Toiminnallisesti kävellessä ja juostessa tämä yhteys mahdollistaa koordinoitun liikesyklin ristikkäisen ylä- ja alaraajan välillä (Vleeming & Snijders 1995b). Posterior oblique myofascial sling (POMS) käsittää tässä opinnäytetyössä toiminnallisen yhteyden m. latissimus dorsin ja ristikkäisten m. gluteus maximuksen sekä m. biceps femoriksen välillä.



Kuva 6. Posterior oblique myofascial sling (Vleeming, Snijders, Stoeckart & Mens 1997, 63)

### 3 ALASELÄN HARJOITUSTERAPIA

Noin 20 vuotta sitten Bergmark lanseerasi alaselän kuntoutukseen hoitofilosofian, missä esiteltiin lokaalijärjestelmä ja globaalijärjestelmä (Bergmark 1989, 4–20). Tätä ajatusmallia on kehitetty ja uudistettu vuosien saatossa muun muassa Mottram ja Comerfordin toimesta (Mottram & Comerford 1998, 8–13). Alaseläkuntoutuksessa onkin keskitytty viime vuosina suurelta osin harjoittamaan keskivartalon stabiliteettia erityisesti spesifein harjoittein lokaalia syvää järjestelmää (m. transversus abdominis ja *mm. multifidi*) aktivoiden. Viime aikoina useissa tutkimuksissa on kritisoitu spesifin lokaalin järjestelmän harjoittelun vaikuttavuutta keskivartalon stabiliteettiin (Kavcic, Grenier & McGill 2004, 1254–1265; Kibler 2006, 189–198; Reeves, Narendra & Cholewicki 2007, 266–274).

Vleeming kumppaneineen tuo tutkimuksissaan esille kontraktiilien (lihakset) ja ei-kontraktiilien (luut, nivelpinnat, ligamentit, faskiat) kudosten muodostamien yhteyksien tärkeyden lumbosakraalisen alueen stabiliteettia koskien. Kolmionmallisen risti-luun kiilautuessa sahalaitaisten nivelpintojen välityksellä suoliluiden väliin muodostuu muotolukitus. Lihakset, ligamentit ja faskiat muodostavat voimalukituksen tukemaan muotolukitusta komprimoidulla SI-niveliä. Pinnallisista posteriorisista lihaksista m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus ja m. biceps femoris lisäävät lumbosakraalisen alueen stabiliteettia thorakolumbaalisen faskian välityksellä. (Vleeming, Stoeckart,



Volkers & Snijders 1990a, 130–132; Vleeming, Stoeckart, Volkens & Snijders 1990b, 133–136; Vleeming ym. 1995a, 753–758.)

Optimaaliseen keskivartalon stabiliteettiin vaaditaan harmonista yhteistyötä sekä lokaalilta että globaalilta lihasjärjestelmältä (Kavcic ym. 2004, 1254–1265; Kibler 2006, 189–198; Reeves ym. 2007, 266–274). Spesifien, yksittäisiin lihaksiin vaikuttavien, harjoitteiden sijasta tulisi pyrkiä harjoittamaan lihasryhmiä ja liikeketjuja myofaskiaalisia yhteyksiä hyödyntäen (DeRosa & Porterfield 2007, 60–61).

Lokaalijärjestelmä käsittää selkärangan syvän lihaskerroksen asentoa ylläpitävät tuki-lihakset. Lokaalit lihakset kontrolloivat ja stabiloivat rangan nivelten liikkeitä. Globaalijärjestelmä käsittää suuret, pinnalliset, liikuttajalihakset. Globaalit lihakset ovat toiminnallisia vahvoja liikuttajalihasia ja rangan stabiliteetin kannalta erittäin merkityksellisiä suuremmissa kuormituksissa ja rasituksissa, kuten esimerkiksi nostoissa. (Bergmark 1989, 4–20; Mottram & Comerford 1998, 8–13.)

Koukkuselinmakuuasento on suurimmalle osalle alaselkäkipuisista mukava ja kivuton asento. Selkäkuntoutuksessa lantionnostoharjoite toimii usein alkuvaiheen harjoitteena kivuttoman harjoitusasennon vuoksi. (Stevens, Bouche, Mahieu, Coorevits, Vanderstraeten, & Danneels 2006, 75.) Lantionnostoharjoitetta voidaan muokata vaativammaksi alkuasentoa muuttamalla raajojen kautta tai yhdistämällä siihen raajojen liikkeen. Hypoteesina on, että lantion ja raajojen liikkeen yhdistämällä globaalien lihasten aktiivisuus nousee. (Kavcic ym. 2004, 1254–1265.)

#### 4 ELEKTROMYOGRAFIA (EMG)

Tiedonvälitys ihmisen hermostossa tapahtuu sähköisten signaalien kautta, eli käsky liikuttaa jotain tiettyä lihasta lähtee primaariselta motoriselta aivokuorelta. Nämä sähköiset signaalit kulkevat aivoista selkäydintä pitkin perifeeriseen hermostoon, minkä seurauksena tapahtuu kohdealueella tiettyjen motoristen yksiköiden aktivaatio. EMG-signaali eli rekisteröityvä signaali edustaa tutkitun lihaksen toimivien motoristen yksiköiden yhteisaktiivisuutta eli aktiopotentiaalien summaa. (Ahtiainen & Häkkinen 2004, 125–127.)

Elektrodeilla mitataan kohdelihasten sähköisten muutosten suuruutta ja muutosnopeutta (Basmajian & De Luca 1985, 22). EMG-signaali siis muuttuu sen mukaan, kuinka



paljon voimaa tuotetaan. (McArdle, Katch & Katch 2000, 527). Isometrisen lihastyön aikana lihaksen supistumis- ja venymisnopeus, väsymys ja refleksitoiminta vaikuttavat rekisteröityvään signaaliin ja sen muotoon (Winter 1990, 195).

Pintaelektrodit ovat käyttökelpoisia suurten lihasten aktiivisuuden mittaamiseen niiden helppokäyttöisyyden, luotettavuuden ja turvallisuuden takia (Basmajian & De Luca 1985, 23). Elektrodin sijoituskohdaksi suositellaan yleisesti lihaksen motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puoliväliä (Basmajian & De Luca 1985, 61–64; Hermens, Freriks, Merletti, Hägg, Stegeman & Blok 1999).

EMG-mittaukset ovat käyttökelpoisia niin kliinisesti kuin biomekaanisessa tutkimuksessaakin (Raez, Hussain & Mohd-Yasin 2006, 1). Kliinisesti yleisimmät käyttötarkoitukset ovat hermolihassairauksien tutkimus, alaselän kiputilat, kinesiologia ja liikkeenhallinnan ongelmat (Raez ym. 2006, 18).

## 5 TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksessa mitattiin lihasten aktiivisuustasoja pinta-EMG:llä tärkeimmistä dorsaalista sagittaalitasoon liikkettä kontrolloivista lihaksista, jotka liittyvät posterior oblique myofascial slingaan (POMS). Näitä lihaksia ovat m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus ja m. biceps femoris. EMG-data normalisoitiin maksimaalista (100 %) tahdonalaista isometristä supistusta vastaavaksi tulosten myöhempää analysointia varten.

Tutkimusongelmat olivat:

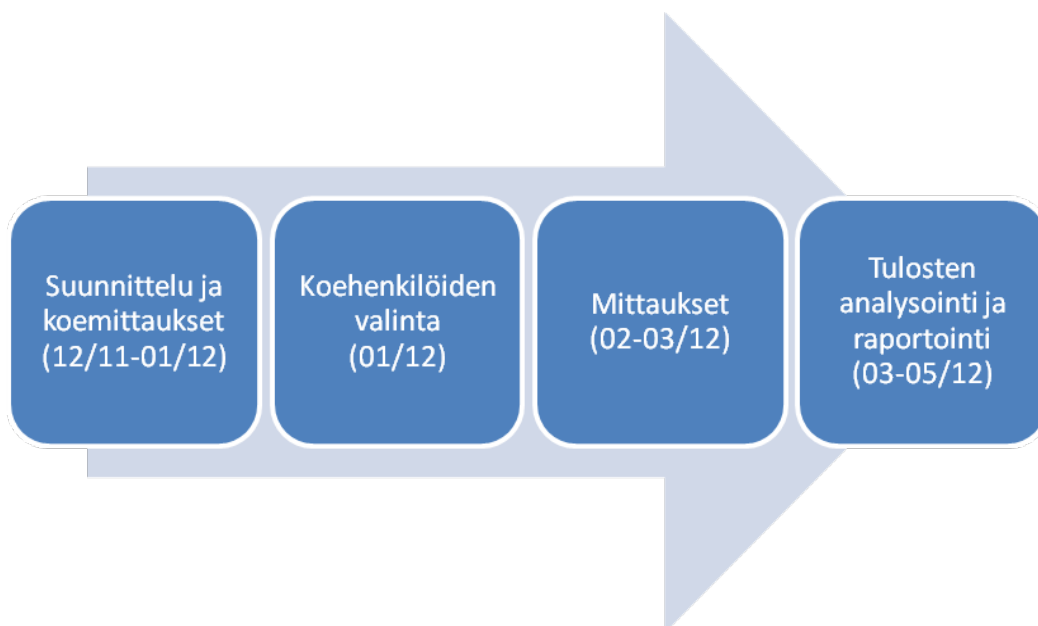
1. Miten ristikkäiset gluteus maximus ja latissimus dorsi -lihakset aktivoituvat lantionnostoharjoitteissa?
2. Miten biceps femoris -lihas aktivoituu lantionnostoharjoitteissa?
3. Miten lantionnostoharjoitteen alkuasento vaikuttaa lihasten aktiivisuustasoon?
4. Onko lihasten aktiivisuustasoissa eroa sukupuolten välillä lantionnostoharjoitteissa?

## 6 TUTKIMUSMENETELMÄ JA TUTKIMUKSEN ETENEMINEN

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää kokeellisesti, vaikuttaako harjoitusliikkeen alkusasennon muutos tutkittavien lihasten EMG-aktiivisuuteen. Kokeellisessa tutkimuksessa mitataan yhden käsiteltävän muuttujan vaikutusta toiseen muuttujaan (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2009, 134).

Tutkimusmenetelmäksi valittiin kvantitatiivinen eli määrällinen tutkimus, koska numeerinen mittaus soveltuu parhaiten tutkimuksen tavoitteiden saavuttamiseen. Kvantitatiiviselle tutkimukselle on ominaista tulosten esittäminen taulukkomuodossa ja niiden käsittely tilastollisesti (Hirsjärvi ym. 2009, 140).

Tutkimuksen eteneminen esitetään kuvassa 7. Mittaukset suoritettiin Kymenlaakson ammattikorkeakoulun naprapatian laboratorion tiloissa.



Kuva 7. Tutkimuksen eteneminen

## 7 KOEHENKILÖIDEN VALINTA JA TAUSTATIEDOT

Tutkimusjoukko koostui Kymenlaakson ammattikorkeakoulun naprapatian koulutusohjelman opiskelijoista. Tutkittavat rekrytoitiin suullisesti Kymenlaakson ammattikorkeakoulussa naprapatian koulutusohjelman luentotilaisuudessa tammikuussa 2012, jolloin esiteltiin tutkimussuunnitelma sekä koehenkilöiden sisäänotto- ja poissulkukri-

teerit. Sisäänottokriteereinä oli, että henkilö on iältään 20–30-vuotias, perusterve ja liikunnallinen (harrastaa säännöllisesti liikuntaa vähintään 2 kertaa viikossa). Poissulkukriteereinä olivat tutkimustuloksiin mahdollisesti epäsuotuisasti vaikuttavat tekijät, kuten flunssa- ja kuumesairaudet sekä aikaisemmin diagnosoidut toimintakykyyn alentavasti vaikuttavat sairaudet. Lisäksi poissulkukriteereinä pidettiin koettua alaraajakipua tai alaselkäkipua viimeisen 3 kuukauden aikana. Alaselkäpotilailla on todettu olevan neuromotorisen kontrollin häiriöitä, vaikka ei tiedetä, aiheuttaako kipu neuromotorisen kontrollin häiriöitä vai neuromotorisen kontrollin häiriöt kipua (Panjabi 1992, 387; Hodges & Moseley 2003, 361–370; Moseley 2007, 517–518).

Tutkimukseen otettiin mukaan sekä miehiä että naisia. Otoksen kokonaismääräksi valittiin 10 henkilöä, joista 5 miestä ja 5 naista. Otantamenetelmänä käytettiin kiintiöotantaa. Kiintiöotannassa perusjoukko jaetaan luokkiin joidenkin mitattavien ominaisuuksien mukaan ja kuhunkin osioon otetaan mukaan vain niin monta otantayksikköä kuin kiintiö vaatii (Holopainen & Pulkkinen 2008, 36). Tässä tutkimuksessa perusjoukko jaettiin kahteen kiintiöön sukupuolen mukaan ja otos poimittiin harkinnanvaraista otantaa käyttäen vapaaehtoisista, sisäänottokriteerit täyttävistä opiskelijoista ilmoittautumisjärjestyksessä. Jokainen koehenkilö ilmoitti dominantiksi alaraajakseen oikean alaraajan ja dominantiksi yläaraajakseen oikean yläaraajan. Koehenkilöiden taustatiedot ovat taulukossa 1.

Taulukko 1. Koehenkilöiden taustatiedot

| Henkilö | Ikä | Sukupuoli (M/N) | Pituus (cm) | Paino (kg) | BMI  |
|---------|-----|-----------------|-------------|------------|------|
| 1       | 24  | M               | 185         | 85         | 24,8 |
| 2       | 23  | N               | 160         | 56         | 21,9 |
| 3       | 28  | M               | 186         | 73         | 21,1 |
| 4       | 28  | M               | 170         | 81         | 28   |
| 5       | 23  | N               | 160         | 54         | 21,1 |
| 6       | 24  | N               | 152         | 45         | 19,5 |
| 7       | 28  | N               | 183         | 65         | 19,4 |
| 8       | 27  | M               | 189         | 71         | 19,9 |
| 9       | 30  | M               | 178         | 88         | 27,8 |
| 10      | 26  | N               | 172         | 75         | 25,4 |

## 8 MITTAUSTEN SUUNNITTELU JA TOTEUTUS

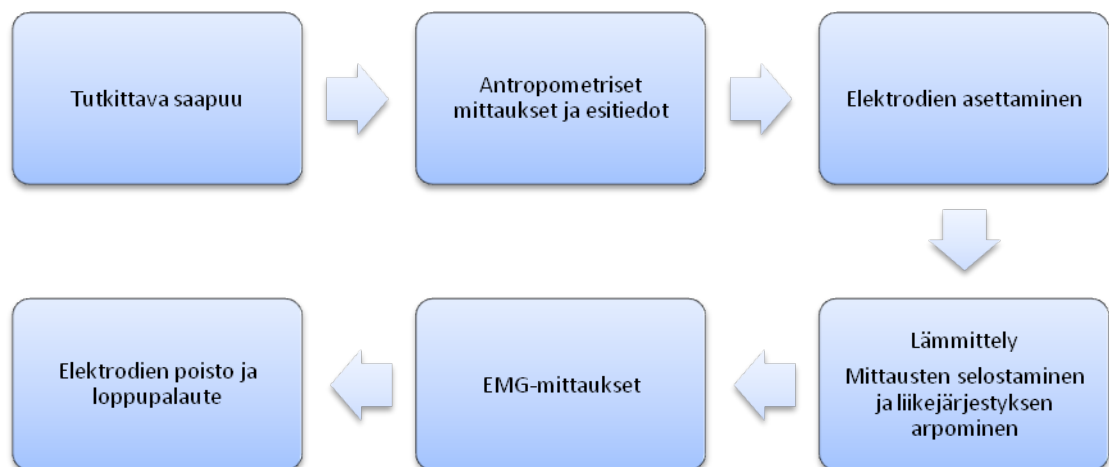
Tammikuussa tehtyjen koemittausten perusteella suunniteltiin mittausten toteutus ja aikataulu tarvittavine välineineen.

## 8.1 Tutkimusasetelma

Koehenkilöille informoitiin rekrytoinnin yhteydessä, että tutkimuksen mittaukset tul- laan toteuttamaan yhdellä kertaa ja siihen tulee varata aikaa 2 tuntia. Koehenkilö oh- jeistettiin saapumaan testauspaikalle levänneenä ennalta sovittuun aikaan varautuen suorittamaan mittaukset alusvaatteissa tai vastaavissa urheiluvaatteissa (Kallinen 2004, 35). Vaatetus valittiin elektrodien kiinnittämisen ja harjoitusliikkeiden suoritus- tekniikan kontrolloimisen helpottamiseksi. Testit päätettiin suorittaa paljain jaloin, jot- ta kenkien vaikutus tuloksiin voitiin sulkea pois. Koehenkilöiden testit suunniteltiin toteutettaviksi samaan aikaan päivästä, samoilla välineillä, samassa paikassa, vaki- oiduin menetelmin ja samojen tutkijoiden toimesta.

## 8.2 Mittausprotokolla

Mittaustilanteen eteneminen esitellään kuvassa 8.



Kuva 8. Mittaustilanteen kulku

### 8.2.1 Alkuvalmistelut ja esitiedot

Koehenkilöltä mitattiin pituus, punnittiin paino ja kysyttiin tarvittavat esitiedot (nimi, ikä, sukupuoli, dominantit raajat). Dominanttina yläraajana pidettiin koehenkilön kir- joituskättä, ja dominantti alaraaja määräytyi sen mukaan, kummalla jalalla koehenkilö kertoi osaavansa potkaista palloa paremmin. Tiedot tallennettiin tietokoneelle. Elekt-

rodit kiinnitettiin paikalleen ja käytiin tutkittavan kanssa läpi tulevaa testitapahtumaa noin 10 minuutin ajan. Koehenkilö suoritti 5 minuutin lämmittelyn polkupyöräergometrillä (60 W / 60–70 RPM) tuki- ja liikuntaelinten vammojen ehkäisemiseksi (Kallinen 2004, 35). Lämmittelyn aikana koehenkilön kanssa käytiin läpi testitapahtumaa; ensin suoritettavat referenssi- eli vertailuliikkeet ja tämän jälkeen tutkittavat harjoitusliikkeet. Harjoitusliikkeiden testausjärjestys arvottiin eli randomisoitiin. Randomisoitiin suoritettiin perinteisellä tyyllillä tutkittavan nostaessa hatusta eri harjoitteita osoittavat numerolaput 1–8. Harjoitusliikkeiden suoritusjärjestys muodostui nostojärjestyksestä.

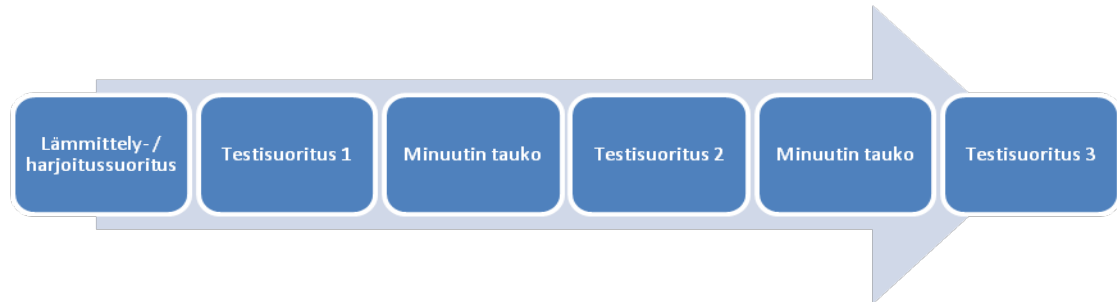
### 8.2.2 MVIC

MVIC, Maximal Voluntary Isometric Contraction, eli isometrinen maksimaalinen (100 %) tahdonalainen supistus on yleisesti käytetty menetelmä mittaamaan tietyn lihaksen tai lihasryhmän voimantuottokapasiteettia. MVIC-mittaus on suora, toistettava, sensitiivinen ja käytännöllinen menetelmä mittaamaan tahdonalaista voimantuottoa. Isometrisessä testauksessa nivelkulmat ja lihaspituudet ovat vakioitavissa ja näin myös testaus on luotettavasti toistettavissa. Tämän hetken käsityksen mukaan noin 30 %:n voimantuotto MVIC:stä soveltuu koordinaatioharjoitteluun (Jull & Richardson 1994, 251–273; McGill 1998, 754–765). Vähintään 60 %:n voimantuotto MVIC:stä vaaditaan perusvoimaharjoitteluun (Andersson, Ma & Thorstensson 1998, 175–183).

Tutkittavien lihasten maksimaalinen tahdonalainen isometrinen voimantuotto mitattiin ennen varsinaisia harjoitusliikkeitä. Kaikissa kolmessa isometrisessä maksimivoimatestissä nivelkulmat vakioitiin vipuvarsigoniometrillä.

Testi aloitettiin muutamalla harjoittelusuorituksella, jolloin testattava nosti lihasjännitystä asteittain kohti maksimaalista suoritusta. Varsinaisessa testisuorituksessa VALMIINA-komennolla koehenkilö valmistautui suoritukseen ja PAINA-komennolla alkoi tuottaa voimaa niin paljon ja nopeasti kuin mahdollista. Testissä ei sallittu nykäisevää suoritusta. Voimantuotto kesti 5 sekuntia ja SEIS-komennolla henkilö lopetti voimantuoton. Ahtiaisen ja Häkkisen (2004, 139) mukaan ensimmäisen 2 sekunnin aikana kyetään tuottamaan noin 90 %:n maksimivoimataso. Viiden sekunnin maksimisuorituksia tehtiin kolme per testiliike palautusajan ollessa 1 minuutti suoritusten välissä. Tutkittavaa kannustettiin verbaalisesti voimantuottosuorituksen aikana moti-

voiden henkilöä tuottamaan sen hetkinen todellinen maksimivoimasuoritus (Ahtiainen & Häkkinen 2004, 138–139). Kuvassa 9 esitetään yhden lihaksen MVIC-mittaus.



Kuva 9. MVIC-mittaus

Siirtymäaika testausliikkeestä toiseen oli 3 minuuttia. Referenssiliikkeiden (MVIC) testijärjestys oli vakioitu niin, että ensin testattiin m. gluteus maximus vasemmalta ja oikealta, tämän jälkeen m. biceps femoris vasemmalta ja oikealta, viimeiseksi m. latissimus dorsi vasemmalta ja oikealta (kuva 10). Järjestys muotoutui käytännön syistä; alaraajojen lihakset testattiin hoitopöydällä tutkittavan ollessa vatsamakuulla ja m. latissimus dorsi lattialla koukkuselinmakuulla.



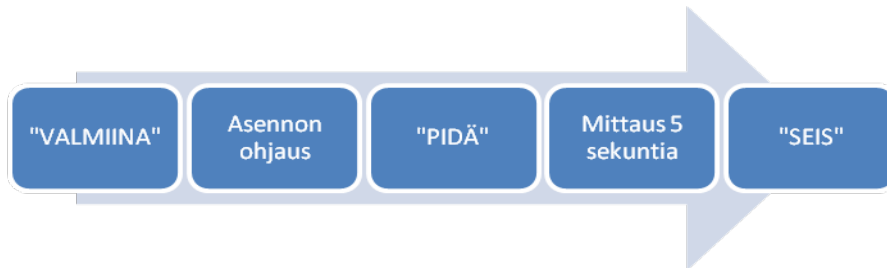
Kuva 10. MVIC-testijärjestys

### 8.2.3 Harjoitusliikkeet

Tutkittavat harjoitusliikkeet mitattiin isometristen maksimivoimatestien jälkeen. Lantionnostoharjoitteissa tutkija ohjasi manuaalisesti ja verbaalisesti koehenkilön lannerangan neutraaliasentoon, lantioarenkaan posteriorisen ja anteriorisen rotaation puoliväliin (ks. Stevens, Vleeming, Bouche, Mahieu, Vanderstraeten & Danneels 2007, 713). Tämä rangan neutraaliasento kehoitettiin pitämään yllä koko suorituksen ajan. Nivelkulmat vakioitiin vipuvarsigonometrillä ja tutkittavan sijainti ja asento alustalla vakioitiin alustaan kiinnitetyin merkein. Jokainen harjoitusliike aloitettiin muutamalla harjoittelusuorituksella.

Varsinaisessa testisuorituksessa alkuasennon ohjaamisen jälkeen koehenkilö valmistautui suoritukseen VALMIINA-komennolla, PIDÄ-komennolla koehenkilö pysyi ohjatussa alkuasennossaan paikallaan 5 sekuntia ja SEIS-komennolla lopetti suorituksen

(kuva 11). Testissä ei kannustettu verbaalisesti. Jokaisen harjoitusliikkeen koehenkilö suoritti kolme kertaa, tauon ollessa 1 minuutti suoritusten välissä. Siirtymäaika testausliikkeestä toiseen oli 1 minuutti.



Kuva 11. Harjoitusliikkeen mittaussuoritus

#### 8.2.4 Kontrolli-MVIC

Lopuksi mitattiin kontrolliksi MVIC kertaalleen jokaiselle tutkittavalle lihakselle. Näin varmistettiin, että elektrodit ja johdot ovat pysyneet paikoillaan mittausten ajan.

#### 8.3 EMG-mittaukset

EMG-datan taltiointiin mittauksissa käytettiin kuvassa 12 näkyvää 8-kanavaista ME6000 MT-M6T8 EMG-laitetta (Mega Elektroniikka Oy, Kuopio, Suomi). Vahvistin kiinnitettiin maadoituselektrodiin ja sen syöttöimpedanssi oli  $> 100\text{M}\Omega$ . Raaka - EMG:n taltiointiin käytettiin 1000 Hz:n näytteenottotaajuutta EMG-taajuuskaistojen ollessa 8–500 Hz (Butterworth). Mitatun EMG-signaalin vahvistamiseen, suodatukseen ja kokonaishäiriön vaimentamiseen käytettiin differentiaalivahvistinta (CMRR 110 dB, kohina  $< 1,6\ \mu\text{V RMS}$ , vahvistuksen suuruuden ollessa 305). EMG-signaali tallentui 14-bittisen A/D muuntimen kautta tietokoneelle MegaWin-ohjelmistoon (Mega Elektroniikka Oy, Kuopio, Suomi) myöhempää analyysiä varten.



Kuva 12. EMG-mittauslaitteisto

EMG-mittaukset tehtiin pintamittauksina käyttäen kertakäyttöisiä pyöreänmallisia hopea/hopeakloridi-pintaelektrodeja (Ambu Blue sensor type M-00-S). Lihasten välisen mahdollisen ”cross talkin” vähentämiseksi elektrodiparit asetettiin mitattaviin lihaksiin säikeiden suuntaisesti (Basmajian & De Luca 1985, 61–64; Deyo, Mirza & Martin 2006, 2724–2727; Hermens ym. 1999; Taulukko 2). Ihon impedanssin alentamiseksi iho pyyhittiin hienolla hiekkapaperilla, pyyhittiin 60-prosenttisella alkoholilla ja iho-  
karvat ajettiin tarpeen mukaan. Elektrodien keskipisteiden välinen etäisyys oli 20 mm. Maadoituselektrodit kiinnitettiin luisille alueille (trochanter major, caput fibulae, *spina scapulae*). Elektrodijohdot asetettiin tutkittavan vaatteiden resoreiden alle ja tarvittaessa teipattiin paperiteipillä ihoon näiden liikkumisen eliminoimiseksi.

Taulukko 2. Elektrodien sijainnit

|                     |                                                                                                                                                                                                                                            |
|---------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| m. latissimus dorsi | 1. elektrodi 3 cm inferolateraalisesti <i>angulus scapulae inferiorista</i> .<br>2. elektrodi 1. elektrodista lateraalisesti m. latissimus dorsin lihas-säikeiden suuntaisesti.<br>Maadoituselektrodi spina scapulaen päälle.              |
| m. gluteus maximus  | 1. elektrodi trochanter majorin ja <i>basis ossis sacrin</i> välisen linjan puoliväliin.<br>2. elektrodi 1. elektrodista mediaalisesti m. gluteus maximuksen lihassäikeiden suuntaisesti.<br>Maadoituselektrodi trochanter majorin päälle. |
| m. biceps femoris   | 1. elektrodi tuber ischiin ja caput fibulaen välisen linjan puoliväliin.<br>2. elektrodi proksimaalisesti 1. elektrodista m. biceps femoriksen lihassäikeiden suuntaisesti.<br>Maadoituselektrodi caput fibulaen päälle.                   |



Elektrodien asettelu esitellään kuvassa 13.



Kuva 13. Elektrodien asettelu

### 8.3.1 MVIC

MVIC-mittausasennot valittiin siten, että ne vastaavat nivelkulmiltaan ja lihaspituuksiltaan mitattavia harjoitusliikkeitä. *M. gluteus maximus* mitattiin päinmakuulla hoitopöydän päällä. Lonkkanivel oli neutraalissa asennossa ja polvinivel vakioituna 90 asteen fleksiokulmaan vipuvarsigoniometrillä. Tutkija fiksoi testattavan jalan pöytää vasten tukemalla sitä kantapäätä plantaarisesti sekä reiden takaosasta polvinivelen yläpuolelta. (Kuva 14.) Tutkittava pyrki ojentamaan lonkkaansa eli nostamaan raajaa ylös pöydän pinnalta maksimaalisella teholla tutkijan estäessä nivelen liikkeen.



Kuva 14. M. gluteus maximus MVIC mittausasento

M. biceps femoris mitattiin päinmakuulla hoitopöydän päällä. Lonkkanivel oli neutraalissa asennossa ja polvinivel vakioituna 90 asteen fleksiokulmaan vipuvarsi-goniometrillä. Tutkija fiksoi testattavan jalan tukemalla sitä kantapään ja nilkkanivelen takaa. (Kuva 15.) Tutkittava pyrki koukistamaan polveaan maksimaalisella teholla tutkijan estäessä nivelen liikkeen.



Kuva 15. M. biceps femoris MVIC mittausasento

M. latissimus dorsi mitattiin koukkuselinmakuulla lattialla 1,5 cm paksun Airex-maton päällä, käsivarret oli vakioituna neutraaliin asentoon vartalon viereen (kuva 16). Tutkittava pyrki painamaan käsivarttaan lattiaa vasten maksimaalisella teholla.



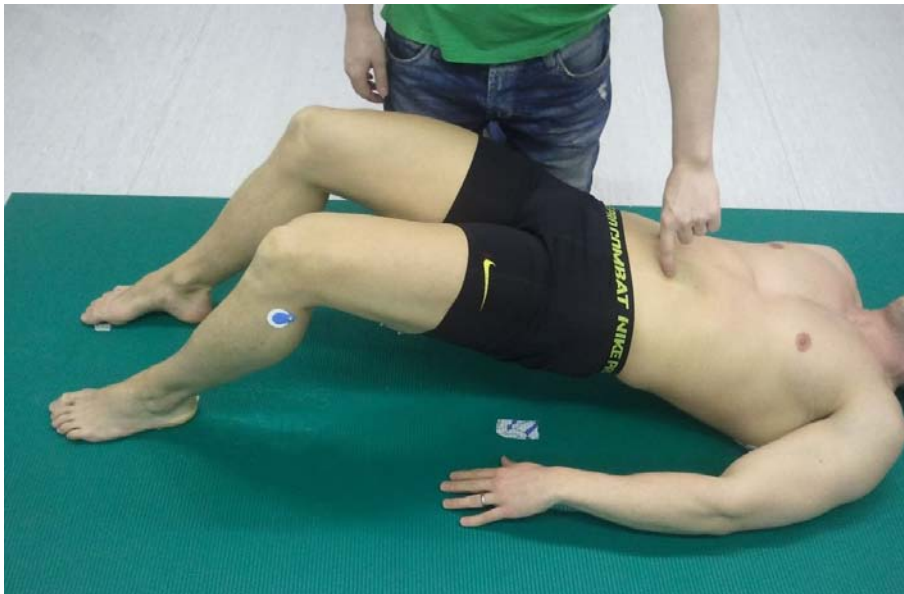
Kuva 16. M. latissimus dorsi MVIC mittausasento

### 8.3.2 Harjoitusliikkeet

Unilateraaliset harjoitteet suoritettiin niin, että dominantti alaraaja oli tukijalkana alustassa liikkeissä 4–7 ja liikkeessä 8 tukijalka oli ei-dominantti alaraaja.

**Harjoitusliike 1.** Lantionnosto molemmat jalkapohjat ja yläraajat alustalla (kuva 17).

Testattava henkilö oli koukkuselinmakuulla Airexin 1,5 cm:n matolla. Molemmat jalkapohjat tukeutuivat alustaan alaraajojen ollessa hartioiden levyisessä asennossa. Harjoittelusuoritusten aikana asetettiin teipit merkeiksi vakioimaan jalkojen asentoa. Molemmat yläraajat tukeutuivat alustaan kämmenpohjat alaspäin. Yläraajat olivat suorina sivuilla kylkiä pitkin, kuitenkin irti vartalosta. Tutkittava nosti lantion irti alustasta. Ranka ja lantio olivat neutraalissa asennossa. Polvikulma vakioitiin vipuvarsi-goniometrillä 90 asteen fleksiokulmaan lantionnostoasennossa. Tämä asento tutkittavaa kehoitettiin pitämään mittauksen ajan. Mittauksen aikana tutkija ohjasi tarvittaessa rankaa ja lantiota neutraaliasentoon sekä manuaalisesti että verbaalisesti.



Kuva 17. Harjoitusliikkeen 1 mittausasento

**Harjoitusliike 2.** Lantionnosto molemmat jalkapohjat alustalla, yläraajat ristissä rinnan päällä (kuva 18).

Tutkittavan lähtöasento ja suoritus oli sama kuin liikkeessä 1, lukuun ottamatta yläraajojen asentoa. Yläraajat olivat ristissä rinnan päällä, kämmenet vastakkaisilla hartioilla.



Kuva 18. Harjoitusliikkeen 2 mittausasento

**Harjoitusliike 3.** Lantionnosto molemmat jalkapohjat alustalla, dominantti yläraaja alustalla (kuva 19).



Tutkittavan lähtöasento ja suoritus oli sama kuin liikkeessä 1, lukuun ottamatta yläraajojen asentoa. Dominantti yläraaja tukeutui alustaan ja ei-dominantti yläraaja oli rinnan päällä kämmen vastakkaisella hartialla.



Kuva 19. Harjoitusliikkeen 3 mittausasento

**Harjoitusliike 4.** Unilateraalinen lantionnosto dominantin alaraajan jalkapohja alustalla, yläraajat alustalla (kuva 20).

Tutkittavan lähtöasento oli sama kuin liikkeessä 1. Kun tutkittava oli nostanut lantion ylös, tutkija pyysi häntä ojentamaan ei-dominantin alaraajan suoraksi. Dominantti alaraaja oli jalkapohja alustalla ja ei-dominantti alaraaja polvi ekstensiossa ilman tukea, samalla tasolla kuin dominantin alaraajan reisi. Molemmat yläraajat olivat alustalla kuten liikkeessä 1.



Kuva 20. Harjoitusliikkeen 4 mittausasento

**Harjoitusliike 5.** Unilateraalinen lantionnosto dominantin alaraajan jalkapohja alustalla, ristikkäinen yläraaja alustalla (kuva 21).

Dominantti alaraaja oli jalkapohja alustalla, ei-dominantti alaraaja polvi ekstensiossa ilman tukea, samalla tasolla dominantin alaraajan reiteen nähden. Dominantin alaraajan puoleinen yläraaja oli ristissä rinnan päällä kämmen vastakkaisella hartialla ja ei-dominantin alaraajan puoleinen yläraaja alustalla.



Kuva 21. Harjoitusliikkeen 5 mittausasento

**Harjoitusliike 6.** Unilateraalinen lantionnosto dominantin alaraajan jalkapohja alustalla, dominantin alaraajan puoleinen yläraaja alustalla (kuva 22).

Dominantin alaraajan jalkapohja oli alustalla, ei-dominantti alaraaja oli vapaana ilmassa samalla tasolla dominantin alaraajan reiteen nähden. Dominantin alaraajan puoleinen yläraaja oli alustalla, ei-dominantin alaraajan puoleinen yläraaja oli ristissä rinnan päällä, kämmen vastakkaisella hartialla.



Kuva 22. Harjoitusliikkeen 6 mittausasento

**Harjoitusliike 7.** Unilateraalinen lantionnosto dominantti alaraaja alustalla, molemmat yläraajat rinnalla (kuva 23).

Dominantin alaraajan jalkapohja oli alustalla, ei-dominantti alaraaja oli vapaana ilmassa samalla tasolla dominantin alaraajan reiteen nähden. Molemmat yläraajat olivat ristissä rinnan päällä, kämmen vastakkaisella hartialla.



Kuva 23. Harjoitusliikkeen 7 mittausasento

**Harjoitusliike 8.** Unilateraalinen lantionnosto ei-dominantti alaraaja alustalla, ristikkäinen yläraaja alustalla (kuva 24).

Suoritus kuin harjoitusliike 5 peilikuvana. Ei-dominantti alaraaja oli alustalla, dominantti alaraaja ilmassa. Dominantin alaraajan puoleinen yläraaja oli alustalla, ei-dominantin alaraajan puoleinen yläraaja rinnalla.



Kuva 24. Harjoitusliikkeen 8 mittausasento

#### 8.4 Eettiset kysymykset

Eettisesti hyvän tutkimuksen tulee noudattaa hyvää tieteellistä käytäntöä. Koejärjestyksessä tulee kunnioittaa tutkittavien ihmisarvoa ja itsemääräämisoikeutta. Ihmisten



manipulointia pyritään estämään käyttämällä perehtyneesti annettua suostumusta tutkimukseen osallistumisesta. Lisäksi tutkijoiden on selvitettävä millaista tietoa koehenkilöille annetaan ja millaisia riskejä heidän osallistumiseensa sisältyy. Tutkijoiden on vältettävä epärehellisyyttä tutkimuksen kaikissa vaiheissa. (Hirsjärvi ym. 2009, 23–27.)

Tämän tutkimuksen koehenkilöiksi valittiin alan ammattilaisia, joille tutkimusasetelman ymmärtäminen oli vaivatonta. He olivat kaikki nuoria ja hyväkuntoisia ja lisäksi ennen mittauksia huolehdittiin riittävästä lämmittelystä vammariskin minimoimiseksi. Tutkimukseen osallistuminen perustui vapaaehtoiseen suostumukseen, kun tutkimussuunnitelma oli ensin selitetty mahdollisille osallistujille. Koehenkilöiden intimitetisuojusta huolehdittiin suorittamalla mittaukset suljetussa tilassa ja tietojen kirjaamisen yhteydessä henkilötiedot anonymisoitiin.

## 8.5 Aineiston analyysi

MegaWin-ohjelmistolla raaka EMG-data RMS-keskiarvoistettiin harjoitusliikkeiden 5 sekunnin suorituksen keskeltä 3 sekunnin aikaikkunalla (1–4 sekuntia) ja MVIC-mittauksissa 2 sekunnin aikaikkunalla maksimaaliselta alueelta. Tulokset siirrettiin Microsoft Exceliin, MVIC-mittauksista otettiin paras tulos ja harjoitusliikkeistä laskettiin keskiarvo. Tulokset normalisoitiin prosentuaalista MVIC:tä vastaaviksi. Kaikista tuloksista laskettiin keskiarvot (KA) ja keskihajonnat (SD), jotka esitetään taulukkomuodossa numeerisesti liitteessä 1.

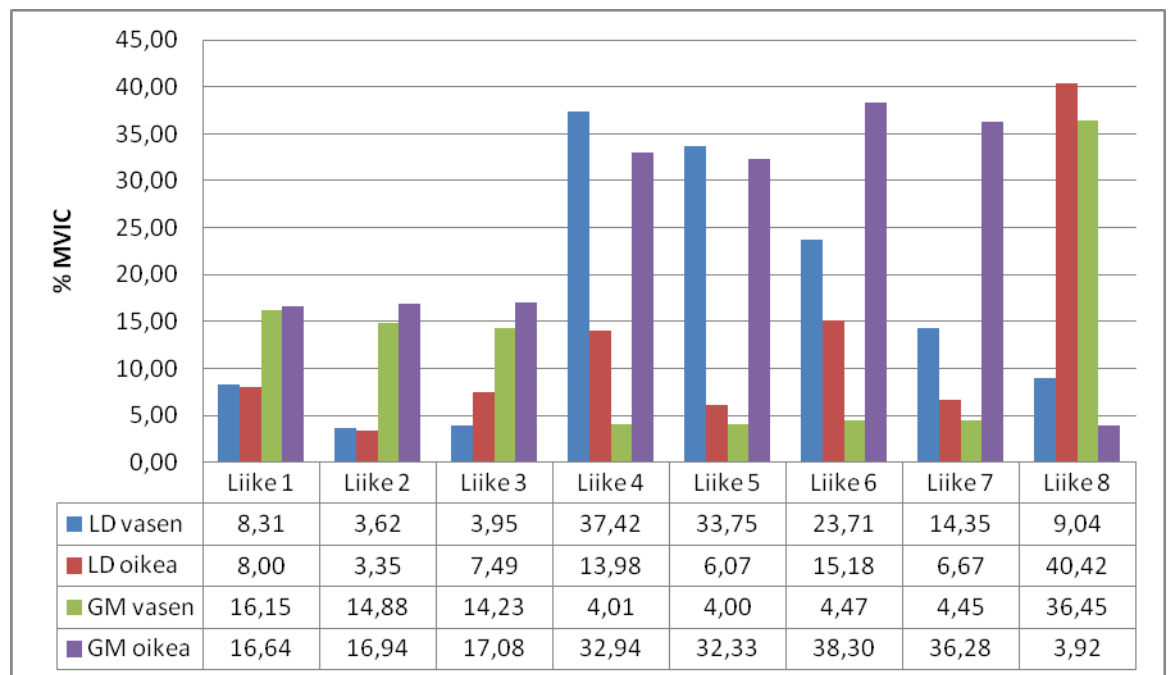
Aineisto analysoitiin käyttäen SPSS 19 -ohjelmaa (SPSS Inc., Chicago, IL). Eri harjoitusliikkeitä verrattiin toisiinsa Mannin-Whitneyn U-testiä käyttäen, joka on useimmin käytetty menetelmä, kun mittaus on järjestysasteikollinen ja vertailtavia ryhmiä on vain kaksi (Metsämuuronen 2005, 990). Mannin-Whitneyn testiä käytetään, kun tarkasteltavien muuttujien jakaumaa perusjoukossa ei tunneta eli normaalijakaumaoletus ei ole voimassa (Holopainen & Pulkkinen 2008, 197). Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi asetettiin  $p < 0,05$  (Heikkilä 2010, 195).

## 9 TULOKSET

### 9.1 Ristikkäisten gluteus maximus ja latissimus dorsi -lihasten aktivoituminen lantionnostoharjoitteissa

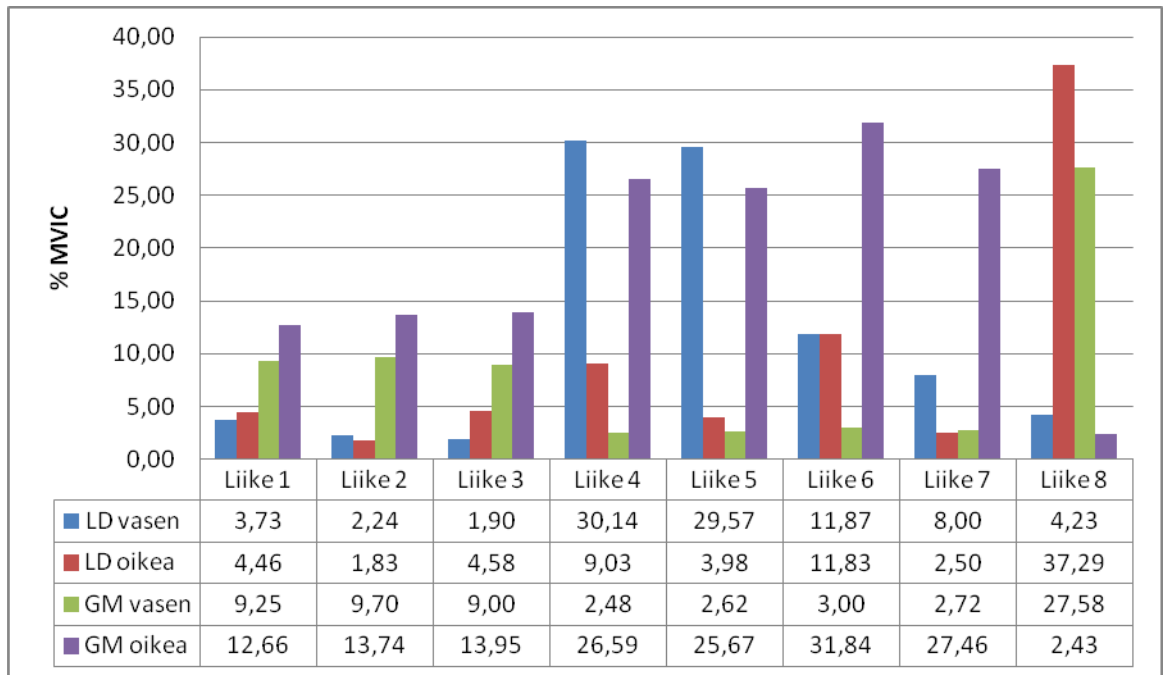
Vasemman m. latissimus dorsin ja oikean m. gluteus maximuksen suurimmat samanaikaiset aktiivisuudet olivat harjoitusliikkeissä 4, 5, 6 ja 7. Oikean m. latissimus dorsin ja vasemman m. gluteus maximuksen suurimmat samanaikaiset aktiivisuudet olivat harjoitusliikkeessä 8. Latissimus dorsi ja gluteus maximus -lihasten aktiivisuudet jäivät kaikissa harjoitteissa alle perusvoimaharjoitteluun vaaditun 60 % MVIC-tason.

Kuvassa 25 esitetään koehenkilöiltä (N=10) harjoitusliikkeissä mitatut latissimus dorsi ja gluteus maximus -lihasten aktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.



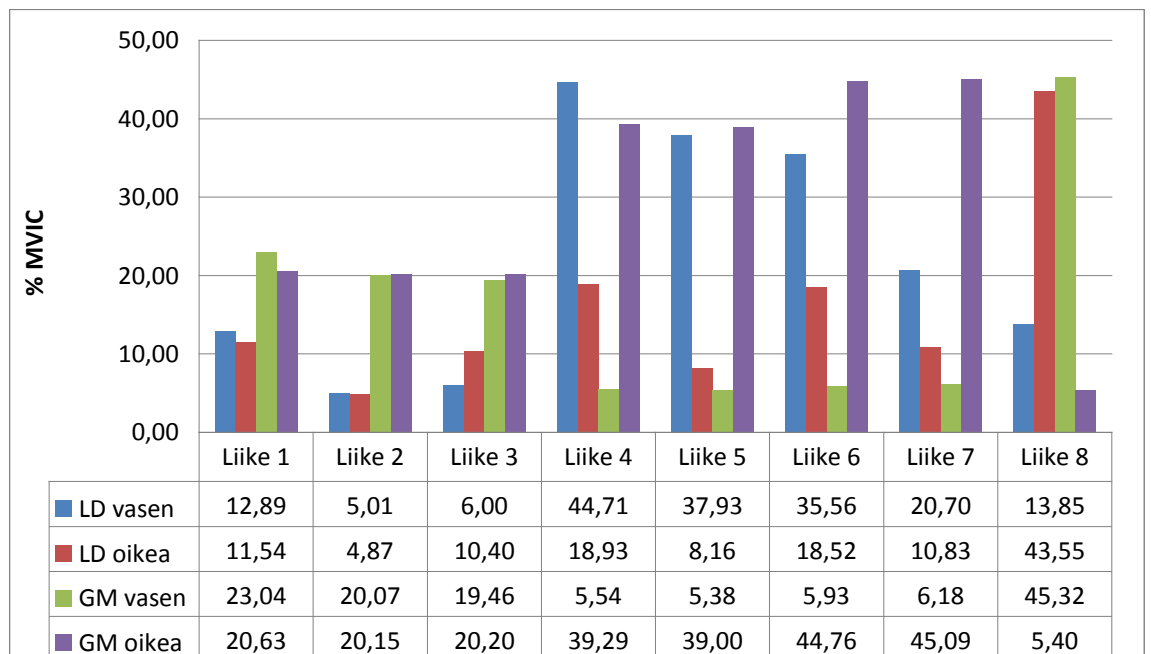
Kuva 25. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta (N=10). LD = m. latissimus dorsi, GM = m. gluteus maximus.

Kuvassa 26 esitetään miehiltä (n=5) harjoitusliikkeissä mitatut latissimus dorsi ja gluteus maximus -lihasten aktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.



Kuva 26. Tulokset % MVIC KA miehiltä (n=5)

Kuvassa 27 esitetään naisilta (n=5) harjoitusliikkeissä mitatut latissimus dorsi ja gluteus maximus -lihasten aktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.

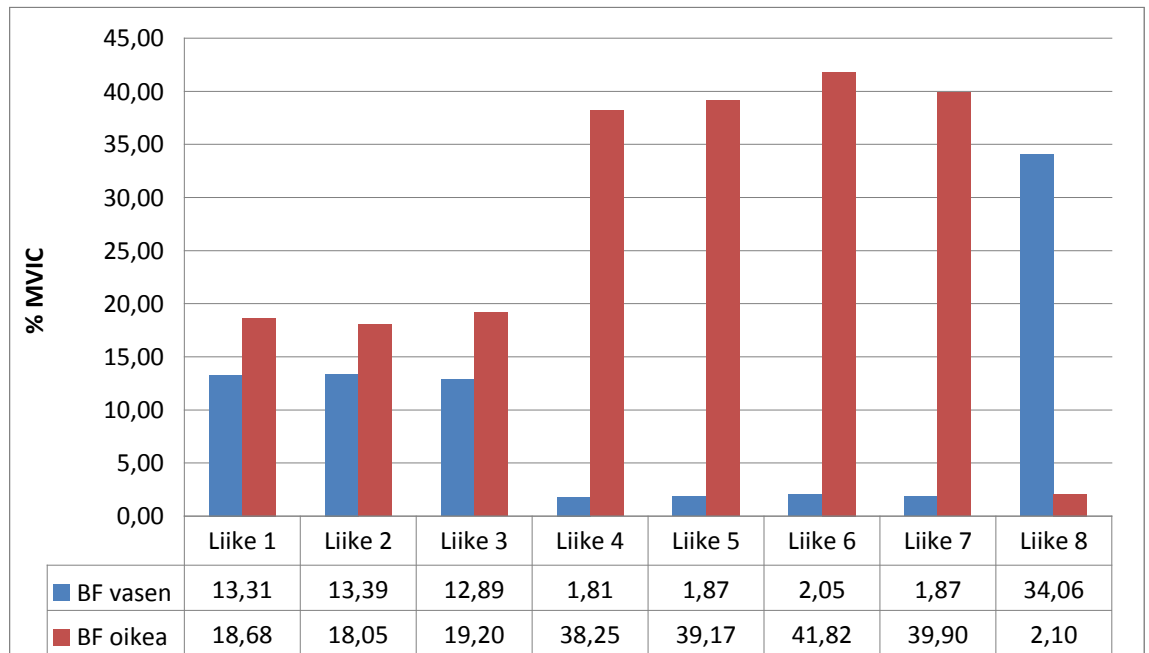


Kuva 27. Tulokset % MVIC KA naisilta (n=5)

## 9.2 Biceps femoris -lihaksen aktivoituminen lantionnostoharjoitteissa

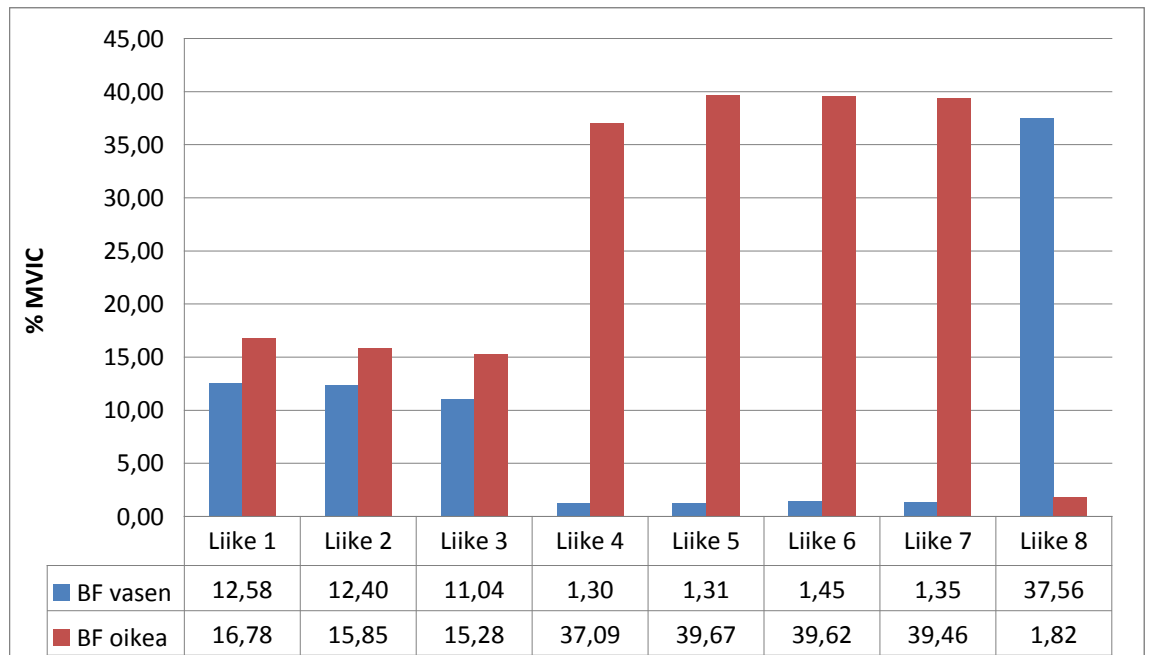
Vasen m. biceps femoris aktivoitui eniten harjoitusliikkeessä 8. Oikea m. biceps femoris aktivoitui eniten harjoitusliikkeissä 6, 7, 5 ja 4. Biceps femoris -lihasten aktiivisuu-

det jäivät kaikissa harjoitteissa alle perusvoimaharjoitteluun vaaditun 60 % MVIC-tason. Kuvassa 28 esitetään harjoitusliikkeissä mitatut biceps femoris -lihasten aktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.



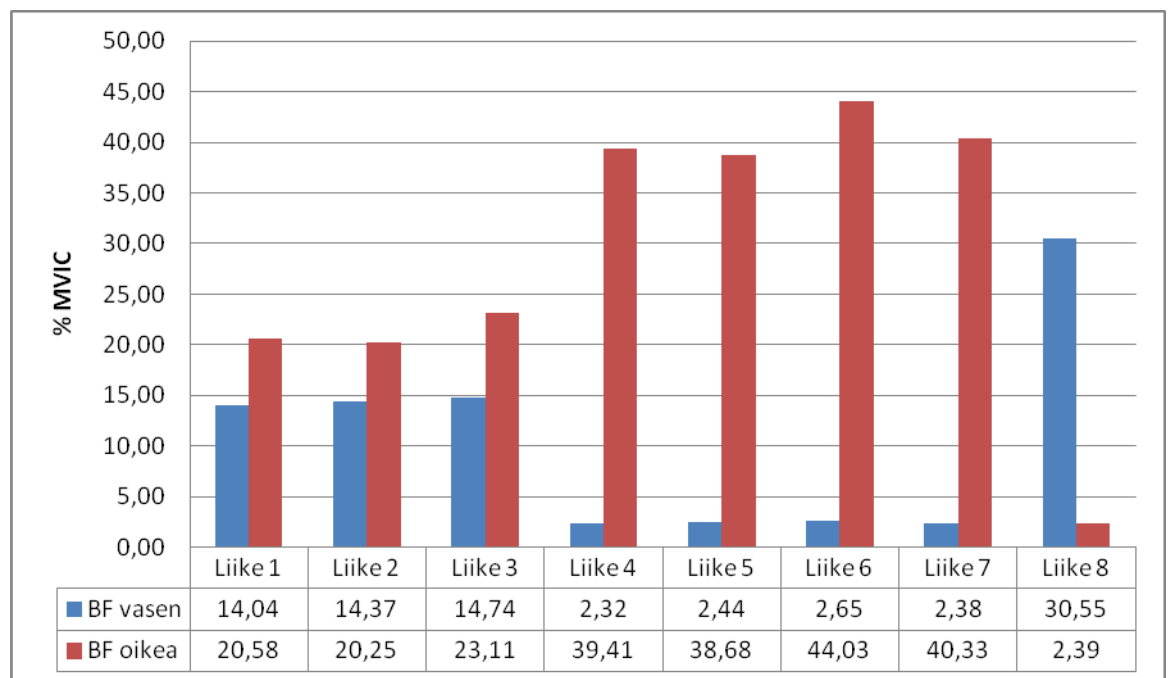
Kuva 28. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta (N=10). BF = m. biceps femoris.

Kuvassa 29 esitetään miehiltä (n=5) harjoitusliikkeissä mitatut biceps femoris lihasten aktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.



Kuva 29. Tulokset % MVIC KA miehiltä (n=5). BF = m. biceps femoris.

Kuvassa 30 esitetään naisilta (n=5) harjoitusliikkeissä mitatut biceps femoris -lihasten aktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.

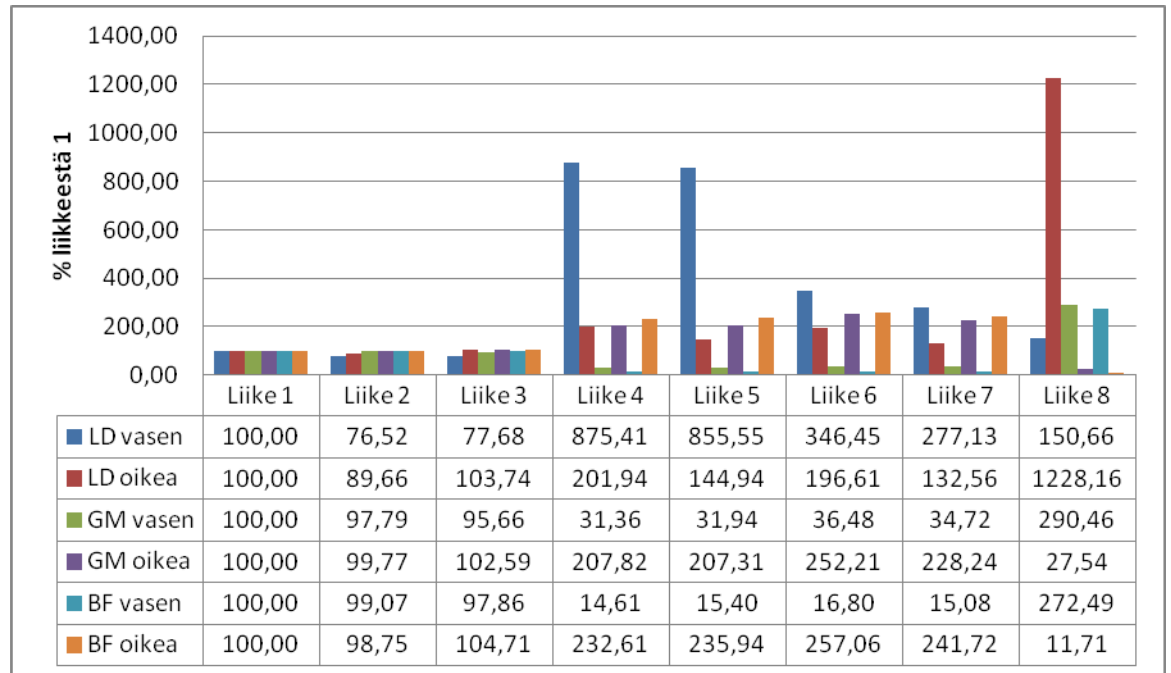


Kuva 30. Tulokset % MVIC KA naisilta (n=5). BF = m. biceps femoris.

### 9.3 Lantionnostoharjoitteen alkuasennon vaikutus lihasten aktiivisuustasoon

Vasen m. latissimus dorsi aktivoitui eniten ja tasavertaisesti harjoitusliikkeissä 4 ja 5. Oikea m. latissimus dorsi ja vasen m. gluteus maximus aktivoituivat selkeästi eniten

harjoitusliikkeessä 8. Oikea m. gluteus maximus ja oikea m. biceps femoris aktivoituivat eniten harjoitusliikkeissä 6, 7, 5 ja 4. (Kuva 31.)



Kuva 31. Tulokset verrattuna harjoitusliikkeeseen 1 (100 %). LD = m. latissimus dorsi, GM = m. gluteus maximus, BF = m. biceps femoris.

Verrattaessa harjoitusliikkeitä 1–3 (molemmat alaraajat alustalla) ei lihasten aktiivisuustasoissa havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja ( $p$ :n ollessa  $> 0.1$ ). Unilateraalisissa harjoitteissa dominantin alaraajan ollessa alustalla havaittiin ristikkäisen yläraajan m. latissimus dorsin aktivaatiossa tilastollisesti merkitsevä ero harjoitteiden 4 ja 7 ( $p = 0,01$ ) sekä 5 ja 7 ( $p = 0,034$ ) välillä. Muiden lihasten osalta ei havaittu merkitseviä eroja unilateraalisissa harjoitteissa.

Verrattaessa bilateraalaisia harjoitteita unilateraalsiin saatiin tilastollisesti merkitsevä tai suuntaa antava ero ( $p = 0.000$ – $0.059$ ) kaikkien muiden lihasten paitsi tukijalan puoleisen m. latissimus dorsin osalta harjoitteissa 1–6 ja 8. Verrattaessa unilateraalista harjoitusliikettä 7 bilateraalisiin harjoitteisiin saatiin tilastollisesti merkitsevä ero alaraajojen lihasten aktiivisuuksissa ( $p = 0.001$ – $0.034$ ), latissimus dorsi -lihasten suhteen tilastollisesti merkittävää eroa ei havaittu.

#### 9.4 Lihasten aktiivisuustasot sukupuolten välillä lantionnostoharjoitteissa

Lähes kaikissa harjoitusliikkeissä naisten lihasaktiivisuudet olivat korkeammat verrattuna miesten vastaaviin. Harjoitusliikkeissä 1 ( $p = 0,047$ ) ja 3 ( $p = 0,047$ ) havaittiin ti-

lastollisesti merkitsevä ero ei-dominantin alaraajan m. gluteus maximuksen aktiivisuustasoissa miesten ja naisten välillä. Harjoitusliikkeessä 2 saatiin tilastollisesti merkitsevä ero dominantin yläraajan latissimus dorsi -lihaksen käytössä ( $p = 0,016$ ).

Harjoitusliikkeissä 5 ( $p = 0,076$ ) ja 8 ( $p = 0,076$ ) saatiin tilastollisesti suuntaa antava ero tukijalan puoleisen m. gluteus maximuksen aktiivisuustasossa. Harjoitusliikkeessä 7 havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ( $p = 0,016$ ) tukijalan puoleisen m. latissimus dorsin aktiivisuustasossa.

## 10 POHDINTA

### 10.1 Tulosten tarkastelu

Joka neljännellä suomalaisella koettu selkäkipu kroonistuu tai uusii tiheästi (Airaksinen ym. 2004, 32). Harjoitusterapian todetaan olevan vaikuttava hoitomenetelmä krooniseen epäspesifiin alaselkäkipuun systemaattisissa katsauksissa (Ferreira ym. 2006, 84–86; Hayden ym. 2005a, 11; Macedo ym. 2009, 9; May & Johnson 2008, 181–184). Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, vaikuttaako lantionnostoharjoitteen alkuasennon muutos globaalien lihasten, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus ja m. biceps femoris, aktiivisuuksiin.

Bilateraalisissa harjoitusliikkeissä 1–3 ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa lihasaktiivisuuksissa ja lihasaktiivisuustasot jäivät alle 20 %:n MVIC-tason. Suurimmat samanaikaiset aktiivisuudet saman puoleisten m. biceps femoriksen ja m. gluteus maximuksen sekä ristikkäisen m. latissimus dorsin välillä saatiin unilateraalisissa harjoitusliikkeissä 4–8. Bilateraalisten ja unilateraalisten harjoitusliikkeiden välillä saatiin tilastollisesti merkitsevät erot lähes kaikkien lihasten aktiivisuuksissa, lukuun ottamatta tukijalan puoleista m. latissimus dorsia.

Naisten ja miesten välillä todettiin eroavaisuuksia lihasaktiivisuuksissa. Naisilta mitattiin lähes kaikissa harjoitusliikkeissä suuremmat lihasaktiivisuudet. M. gluteus maximuksen ja m. latissimus dorsin aktiivisuusero tietyissä harjoitusliikkeissä oli tilastollisesti merkitsevä tai suuntaa antava.

Tutkimuksemme mukaan bilateraalisilla harjoitusliikkeillä ei saada tarpeeksi suurta lihasaktiivisuutta aikaiseksi, jotta voitaisiin puhua koordinaatioharjoittelusta fyysisesti hyväkuntoisten nuorten aikuisten keskuudessa. Tutkimuksessamme koordinaatioharjoittelun rajaksi asetettiin 30 % MVIC:stä. Harjoitusliikkeet suoritettiin isometrisesti

ja 5 sekunnin pidoilla, mikä on liian lyhyt aika väsyttämään hermolihasjärjestelmää tällä tutkimusjoukolla bilateraalisisissa harjoitteissa. Yläraajojen asennolla ei ollut suurtakaan eroa globaalien lihasten aktiivisuuksiin, vaikka tukipinta-ala muuttui pienemmäksi tehden harjoitteesta epävakaamman. Oletettavasti keskivartalon lokaalit lihakset kompensoivat tukipinnan muutoksen tuomaa epävakautta lisäämällä keskivartalon stabiliteettia intra-abdominaalisen paineen sekä lihasaktiivisuuden nousulla.

Unilateraaliset harjoitusliikkeet ovat saamiemme tulosten perusteella tehokkaampia harjoitteita aktivoimaan globaaleja lihaksia kuin bilateraaliset harjoitteet. Tukijalan puoleisen m. latissimus dorsin aktiivisuus on yläraajojen asennosta riippumatta huomattavasti vähäisempää tukijalasta ristikkäiseen m. latissimus dorsiin verrattuna. Oletettavasti edellä kuvatut havainnot ovat seurausta painopisteen siirtymisestä tukijalan puolelle, jolloin vääntövoimat kasvavat ja vastaavasti lihasten voimantuottoa täytyy lisätä lannerangan neutraaliasennon säilyttämiseksi. Tukijalan puoleisten m. gluteus maximuksen ja m. biceps femoriksen sekä ristikkäisen m. latissimus dorsin korkeat lihasaktiivisuustasot tukevat teoriaa voimalukituksesta POMS:n kautta.

Gloaalien lihasten % MVIC oli naisilla suurempi lähes kaikissa harjoitusliikkeissä kuin miehillä. Kehonpainolla suoritettu lantionnostoharjoite vaikuttaa olevan naisille kuormittavampi, naiset rekrytoivat miehiin verrattuna huomattavasti enemmän gluteus maximus ja latissimus dorsi -lihaksia lantionnostoharjoitteissa.

Tutkimuksen tuloksia ei voida verrata muihin tutkimuksiin, koska aikaisemmin vastaavia tutkimuksia ei ole julkaistu. Tutkimustulokset puoltavat Vleemingin ja kumppaneiden teoriaa POMS:stä (Vleeming ym. 1995a, 753–758). Tulosten valossa harjoitusterapiassa kannattaa ottaa huomioon voimalukitus ja myofaskiaaliset yhteydet keskivartalon stabiliteettia harjoitettaessa.

MVIC-tasot olivat alle 20 % bilateraalisisissa harjoitusliikkeissä ja unilateraalisisissa alle 60 %, eli voimaharjoitteina näitä ei voida pitää fyysisesti aktiivisten nuorten aikuisten keskuudessa. Oletettavasti fyysisesti vähemmän aktiivisille ja iäkkäämmille henkilöille bilateraaliset harjoitusliikkeet soveltuvat koordinaatioharjoitteluun ja voimaharjoitteluun vaadittu 60 % MVIC:stä toteutunee unilateraalisisissa harjoitusliikkeissä. Nämä tulokset ovat suuntaa antavia, mutta niitä voidaan käyttää harjoitusterapiassa hyväksi. Tulokset antavat osviittaa harjoitusliikkeiden kuormittavuudesta ja perinteisen lantionnostoharjoitteen muuttamisesta kevyestä harjoitteesta raskaampaan alkuasentoa varioimalla.



## 10.2 Tulosten luotettavuus

Tieteellisessä tutkimuksessa tulosten luotettavuus ja pätevyys vaihtelevat vaikka virheiden syntymistä pyritään välttämään. Tämän vuoksi kaikissa tutkimuksissa pyritään arvioimaan tehdyn tutkimuksen luotettavuutta. (Hirsjärvi ym. 2009, 231.) Tutkimus on onnistunut, jos sen avulla saadaan luotettavia vastauksia tutkimuskysymyksiin. Tutkimus tulee tehdä rehellisesti, puolueettomasti ja niin ettei tutkittaville aiheudu tutkimuksesta haittaa. Kvantitatiivisen tutkimuksen luotettavuutta arvioidaan reliabiliteetin ja validiteetin käsitteitä käyttäen. (Heikkilä 2010, 29.)

Reliabiliteetilla eli luotettavuudella tarkoitetaan tulosten tarkkuutta, tutkimustulokset eivät saa olla sattumanvaraisia. Luotettavan tutkimuksen tulokset ovat toistettavia ja siksi tutkijan on oltava koko tutkimuksen ajan tarkka ja kriittinen. Virheitä voi sattua tietojen keräyksessä, syötössä, käsittelyssä ja tuloksia tulkittaessa. Luotettavuuteen vaikuttaa myös otoskoko ja sen edustavuus perusjoukosta. (Heikkilä 2010, 30–31.)

Validiteetti eli pätevyys tarkoittaa systemaattisen virheen puuttumista. Tutkimuksen tulee mitata sitä, mitä oli tarkoituskin selvittää. Jos mitattavia käsitteitä ja muuttujia ei ole tarkoin määritelty, eivät mittaustuloksetkaan voi olla valideja. Validiutta on hankala tarkastella jälkikäteen, vaan se on varmistettava etukäteen huolellisella suunnittelulla ja tarkoin harkitulla tiedonkeruulla. (Heikkilä 2010, 29–30.) Tutkimuksen validiutta voidaan parantaa käyttämällä useita menetelmiä, triangulaatiota. Jos tutkimukseen osallistuu useampia tutkijoita aineiston kerääjinä ja erityisesti tulosten analysoijina ja tulkitsijoina, puhutaan tutkijatriangulaatiosta. (Hirsjärvi ym. 2009, 233.)

Tutkimuksemme mittaukset suoritettiin jokaiselle koehenkilölle samassa tilassa, samoilla välineillä, varustuksella ja ohjeistuksilla. Mittaushuoneen lämpötila oli kaikkien mittausten aikana 19–20 celsiusastetta. Testaajia oli kaksi, joista toinen ohjeisti tutkittavaa verbaalisesti ja manuaalisesti toisen toimiessa teknisen laitteiston (tietokone, EMG) kanssa. Tutkijoista sama henkilö suoritti aina samat tehtävät jokaisella testauskerralla, jolloin mittaajien välisiä eroja ei syntynyt. Näillä toimenpiteillä vakioitiin testaus tilanne mahdollisen samankaltaiseksi kaikille testattaville tulosten vaihtelevuuden minimoimiseksi. (ks. Ahtiainen & Häkkinen 2004, 132–133.) Mittaukset oli tarkoitus suorittaa kaikille koehenkilöille samaan aikaan päivästä, mutta aikataulusyistä tästä jouduttiin joustamaan ja mittausten ajankohta vaihteli  $\pm 4$  tuntia, mikä voi heikentää niiden luotettavuutta.

Mittaustilanteiden huolellinen etukäteissuunnittelu ja niiden vakiointi lisäsivät mittausten luotettavuutta. Harjoitusliikkeiden järjestys arvottiin oppimisvaikutusten sekä mahdollisen väsymisen poissulkemiseksi, mikä osaltaan lisää tulosten luotettavuutta ja yleistettävyyttä. Joidenkin koehenkilöiden kohdalla luotettavuutta heikensivät laitteiston toimintahäiriöt sekä MVIC-mittauksissa krampinomaiset tuntemukset alaraajoissa. Lopuksi suoritettujen kontrolli-MVIC-mittausten perusteella elektrodikontakti oli pysynyt hyvänä eikä väsymistä ollut havaittavissa, joten mittauksista saatua dataa voidaan pitää niiltä osin luotettavana. Tulokset purettiin ja analysoitiin molempien tutkijoiden yhteistyönä, mikä lisää validiteettia tutkijatriangulaation kautta (Hirsjärvi ym. 2009, 233).

Koehenkilöiksi (N=10) valikoitui nuoria, terveitä ja fyysisesti hyväkuntoisia henkilöitä ilmoittautumisjärjestyksessä. Tutkimukseen osallistuneiden henkilöiden ikäjakauma oli 23–30 vuotta. Koehenkilöiden valikoitumisen ja pienen otoskoon vuoksi tutkimuksen tulokset eivät ole yleistettävissä vaan niitä voidaan pitää lähinnä suuntaa antavina.

## 11 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tämän tutkimuksen perusteella lantionnostoharjoitteen alkuasennolla on merkitystä lihasten aktivoitumisen kannalta. Unilateraalisissa harjoitusliikkeissä saavutetaan merkitsevästi suurempia lihasaktiivisuustasoja bilateraalisiin harjoitteisiin verrattuna, vaikka fyysisesti aktiivisilla terveillä alle 30-vuotiaalla ei voida puhua voimaharjoittelusta lantionnostoharjoitteen kohdalla. Tulosten valossa harjoitusterapiassa tulee huomioida voimalukitus ja myofaskiaaliset yhteydet keskivartalon stabiliteettia harjoitettaessa.

Myofaskiaalisten yhteyksien hyödyntämistä harjoitusterapiassa kannattaa tutkia jatkossa myös selkäkipuisilla sekä fyysisesti vähemmän aktiivisilla henkilöillä. Myös eri harjoitteiden kuormittavuuden erot naisten ja miesten välillä antavat aihetta jatkotutkimuksiin. Tutkimusasetelmaan olisi mielenkiintoista lisätä painolevyanturi yläselän alle, jotta saataisiin tietoa painopisteen ja tukipinnan muutoksesta.

## LÄHTEET

800531-1.0 ME6000 ja MegaWin pikakäyttöohje.

Ahtiainen, J. & Häkkinen, K. 2004. Hermo-lihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen. Teoksessa: Häkkinen, K., Kallinen, M. & Keskinen, K. (toim.) Kuntotestauksen käsikirja. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 156. Tampere: Tammer-Paino Oy, s. 124–163.

Airaksinen, O., Brox, J.-I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klüber-Moffett, J., Kovacs, J., Mannion, A.-F., Reis, S. & Staal J.-B. 2004. European guidelines for the management of chronic non-specific low back pain. European commission research directorate general. Saatavissa:

[http://www.backpainurope.org/web/files/WG2\\_Guidelines.pdf](http://www.backpainurope.org/web/files/WG2_Guidelines.pdf) [viitattu 10.12.2011].

Andersson, E. A., Ma, Z. & Thorstensson, A. 1998. Relative EMG levels in training exercises for abdominal and hip flexors muscles. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1998 30 (3), s. 175–183.

Aromaa, A. & Koskinen, S. 2010. Suomalaisten työ, työkyky ja terveys 2000-luvun alkaessa. Terveys 2000 -tutkimuksen loppuraportti työsuojelurahastolle. Terveiden ja hyvinvoinnin laitoksen raportti 11/2010. Helsinki: Yliopistopaino.

Basmajian, J. V. & De Luca, C. J. 1985. *Muscles alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5. painos. Baltimore: Williams & Wilkins.

Bergmark, A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum* 1989 230, s. 4–20.

DeRosa, C. & Porterfield, J. 2007. Anatomical linkages and muscle slings of the lumbopelvic region. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart, R. (toim.) *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain*. 2. painos, s. 47–62.

Deyo, R. A., Mirza, S. K. & Martin, B. I. 2006. Back pain prevalence and visit rates: estimates from U.S. national surveys, 2002. *Spine* 2006 31 (23), s. 2724–2727.

Eläketurvakeskus. 2011. Eläkkeensaajat, tilastotiedot. 04/11 eläketurvakeskuksen tilastoraportteja, Katsaus eläketurvaan vuonna 2010. Helsinki: Edita Prima Oy.

Eläketurvakeskus. 2012. Suomen työeläkkeensaajat ja vakuutetut 2010. Helsinki: Erweko Oy.

- Facultas toimintakyvyn arviointisuositukset. 2008. Alaselkä- ja niskasairaudet. Saatavissa: [http://www.tela.fi/facultas\\_suositukset](http://www.tela.fi/facultas_suositukset) [viitattu 1.5.2012.]
- Ferreira, P. H., Ferreira, M. L., Maher, C. G., Herbert, R. D. & Refshauge, K. 2006. Specific stabilization exercise for spinal and pelvic pain: A systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy* 2006 52 (2), s. 79–88.
- Hayden, J., van Tulder, M. W., Malmivaara, A. & Koes, B. W. 2005a. Exercise therapy for treatment of non-specific low back pain. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2005 (3). Saatavissa: <http://mrw.interscience.wiley.com/cochrane/clsysrev/articles/CD000335/frame.html> [viitattu 13.2.2012.]
- Hayden, J., van Tulder, M. W. & Tomlinson, G. 2005b. Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Annals of Internal Medicine* 2005 142 (9), s. 776–785.
- Heikkilä, T. 2010. Tilastollinen tutkimus. 7.–8. painos. Helsinki: Edita Prima Oy.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Hägg, G., Stegeman, D. & Blok, J. 1999. European Recommendations for Surface Electromyography. Results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development. Päivitetty 11.4.2006. Saatavissa: <http://www.seniam.org/> [viitattu 29.10.2011.]
- Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2009. Tutki ja kirjoita. 15. painos. Hämeenlinna: Kariston Kirjapaino Oy.
- Hodges, P. W. & Moseley, L. 2003. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003 13, s. 361–370.
- Holopainen, M. & Pulkkinen, P. 2008. Tilastolliset menetelmät. 5. painos.
- Huijing, P., Baan, G. & Rebel, G. 1998. Non-myotendinous force transmission in rat extensor digitorum longus muscle. *The Journal of Experimental Biology* 1998 201 (5), s. 683–691.
- Huijing, P. 1999. Muscular force transmission: a unified, dual or multiple system? A review and some explorative experimental results. *Archives of Physiology and Biochemistry* 1999 107 (4), s. 292–311.

- Jull, G. A. & Richardson, G. A. 1994. Rehabilitation of active stabilization of the lumbar spine. Teoksessa: Twomey, L. T., Taylor, J. R. (toim.) Physical therapy of the low back. 2. painos. New York: Churchill Livingstone, s. 251–273.
- Kallinen, M. 2004. Kuntotestauksen turvallisuus ja vastuukysymykset. Teoksessa: Häkkinen, K., Kallinen, M. & Keskinen, K. (toim.) Kuntotestauksen käsikirja. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 156. Tampere: Tammer-Paino Oy, s. 23–43.
- Kansaneläkelaitos. 2011. Kansaneläkelaitos, tilastoryhmä. Kelan sairausvakuutusilasto 2010. Helsinki.
- Kavic, N., Grenier, S. & McGill, S. M. 2004. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine* 29 (11), s. 1254–1265.
- Kibler, W. B. 2006. The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine* 2006 36 (3), s. 189–198.
- Käypä hoito. 2008. Aikuisten alaselkäsairaudet. Suomalaisen lääkäriseuran, Duodecimin ja Suomen Fysiatriryhdistyksen asettama työryhmä. Päivitetty 16.6.2008. Saatavissa: <http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suosituksset/naytaartikkeli/tunnus/hoi20001> [viitattu 10.12.2011.]
- Lewis, A., Morris, M.-E. & Walsh, C. 2008. Are physiotherapy exercise effective in reducing chronic low back pain? *Physical Therapy Reviews* 2008 13, s. 37–44.
- Liebenson, C. 2004. The relationship of the sacroiliac joint, stabilization musculature, and lumbo-pelvic instability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2004 8 (1), s. 43–45.
- Macedo, L., Maher, C., Latimer, J. & McAuley, J. 2009. Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain. A systematic review. *Physical Therapy* 2009 89 (1), s. 9–25.
- May, S. & Johnson, R. 2008. Stabilisation exercises for low back pain: a systematic review. *Physiotherapy* 2008 94 (3). s. 179–189.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2000. Exercise Physiology: energy, nutrition, and human performance. 5. painos. Baltimore: Williams & Wilkins.
- McGill, S. M. 1998. Low back exercises: Evidence for improving exercise regimens. *Physical Therapy*, 1998 78 (7), s. 754–765.

- Metsämuuronen J. 2005. Tutkimuksen tekemisen perusteet ihmistieteissä. 3. painos. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy.
- Moseley, L. 2007. Motor Control in Chronic Pain: new ideas for effective intervention. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V & Stoeckart, R. (toim.) Movement, Stability & Lumbopelvic Pain. 2. painos, s. 513–525
- Mottram, S. L. & Comerford, M. 1998. Stability dysfunction and low back pain. *Journal of Orthopaedic Medicine* 1998 20 (1), s. 8–13.
- O’Sullivan, P. B. 2005. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy* 2005 10 (4), s. 242–255.
- Panjabi, M. 1992. The Stabilizing System of the Spine. Part 1. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of spinal disorders and techniques* 1992 5, s. 383–389.
- Panjabi, M. 2006. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal* 2006 15 (5), s. 668–676.
- Putz, R. & Pabst, R. 2006. *Sobotta Atlas of Human Anatomy. Volume 2: Trunk, Viscera, Lower Limb.* 14. painos. Munich: Elsevier GmbH.
- Raez, M. B. I., Hussain, M. S. & Mohd-Yasin, F. 2006. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* 2006 8 (1), s. 11–35.
- Reeves, N. P., Narendra, K. S. & Cholewicki, J. 2007. Spine stability: The six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics* 2007 22 (3), s. 266–274.
- Standring, S. (toim.) 2008. *Gray’s Anatomy.* 40. painos. Spain: Elsevier Churchill Livingstone.
- Stevens, V., Bouche, K., Mahieu, N., Coorevits, P., Vanderstraeten, G., Danneels, L. 2006. Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2006 20 (7), 75.
- Stevens, V. K., Vleeming, A., Bouche, K. G., Mahieu, N. N., Vanderstraeten, G. G., & Danneels, L. A. 2007. Electromyographic activity of trunk and hip muscles during stabilization exercises in four-point kneeling in healthy volunteers. *European Spine Journal* 2007 16 (5), s. 711–718.

The National Isometric Muscle Strength (NIMS) Database Consortium. 1996. Muscular weakness assessment: use of normal isometric strength data. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1996 77 (12), s. 1251–1255.

Vleeming, A., Stoeckart, R., Volkers, A. C. W. & Snijders, C. J. 1990a. Relation between form and function in the sacroiliac joint. 1: Clinical anatomical aspects. *Spine* 1990 15 (2), s. 130–132.

Vleeming, A., Stoeckart, R., Volkers, A. C. W. & Snijders, C. J. 1990b. Relation between form and function in the sacroiliac joint. 2: Biomechanical aspects. *Spine* 1990 15 (2), s. 133–136.

Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P. & Snijders, C.J.. 1995a. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine* 1995 20 (7), s. 753–758.

Vleeming, A. & Snijders, C. J. 1995b. A new light on low back pain: The selflocking mechanism of the sacroiliac joints and its implication for sitting, standing and walking. *Second Interdisciplinary World Congress on Low Back Pain*.

Vleeming, A., Snijders, C. J., Stoeckart, R. & Mens, J. M. A. 1997. The role of the sacroiliac joint in coupling between spine, pelvis, legs and arms. *Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Snijders, C. J., Dorman, T. A. & Stoeckart, R. (toim.) Movement, Stability & Low Back Pain. Bath: The Bath Press, s. 53–71.*

Vleeming, A. & Stoeckart, R. 2007. The role of the pelvic girdle in coupling the spine and the legs: a clinical-anatomical perspective on pelvic stability. *Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V. & Stoeckart, R. (toim.) Movement, Stability & Lumbopelvic Pain. 2. painos, s. 113–137.*

Winter, D. A. 1990. *Biomechanics and motor control of human movement. 2. painos. A Wiley-interscience.*

## TULOKSET TAULUKKOMUODOSSA

Tulokset koko otoksesta (N=10). LD = m. latissimus dorsi, GM = m. gluteus maximus, BF = m. biceps femoris.

|                               | LD vasen | LD oikea | GM vasen | GM oikea | BF vasen | BF oikea |
|-------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| <b>Liike 1 KA % MVIC</b>      | 8,31     | 8,00     | 16,15    | 16,64    | 13,31    | 18,68    |
| <b>Liike 1 SD</b>             | 10,55    | 8,32     | 11,23    | 7,76     | 6,03     | 9,04     |
| <b>Liike 1 max</b>            | 36,11    | 24,73    | 40,00    | 29,14    | 25,81    | 32,65    |
| <b>Liike 1 min</b>            | 0,71     | 0,47     | 4,43     | 5,97     | 6,85     | 6,98     |
| <b>Liike 2 KA % MVIC</b>      | 3,62     | 3,35     | 14,88    | 16,94    | 13,39    | 18,05    |
| <b>Liike 2 SD</b>             | 3,11     | 2,26     | 8,64     | 8,93     | 8,37     | 9,57     |
| <b>Liike 2 % liikkeestä 1</b> | 76,52    | 89,66    | 97,79    | 99,77    | 99,07    | 98,75    |
| <b>Liike 2 max</b>            | 11,11    | 8,29     | 29,44    | 33,33    | 30,37    | 35,89    |
| <b>Liike 2 min</b>            | 0,78     | 0,72     | 3,85     | 4,41     | 6,07     | 5,34     |
| <b>Liike 3 KA % MVIC</b>      | 3,95     | 7,49     | 14,23    | 17,08    | 12,89    | 19,20    |
| <b>Liike 3 SD</b>             | 4,29     | 8,29     | 8,39     | 8,63     | 6,89     | 10,50    |
| <b>Liike 3 % liikkeestä 1</b> | 77,68    | 103,74   | 95,66    | 102,59   | 97,86    | 104,71   |
| <b>Liike 3 max</b>            | 14,51    | 21,43    | 31,67    | 33,33    | 26,44    | 39,43    |
| <b>Liike 3 min</b>            | 0,84     | 0,44     | 4,24     | 5,40     | 5,79     | 3,92     |
| <b>Liike 4 KA % MVIC</b>      | 37,42    | 13,98    | 4,01     | 32,94    | 1,81     | 38,25    |
| <b>Liike 4 SD</b>             | 23,98    | 12,62    | 2,23     | 14,09    | 1,12     | 13,14    |
| <b>Liike 4 % liikkeestä 1</b> | 875,41   | 201,94   | 31,36    | 207,82   | 14,61    | 232,61   |
| <b>Liike 4 max</b>            | 87,04    | 33,20    | 8,42     | 49,91    | 4,21     | 55,98    |
| <b>Liike 4 min</b>            | 5,17     | 0,47     | 1,77     | 10,50    | 0,53     | 17,63    |
| <b>Liike 5 KA % MVIC</b>      | 33,75    | 6,07     | 4,00     | 32,33    | 1,87     | 39,17    |
| <b>Liike 5 SD</b>             | 20,69    | 4,61     | 1,96     | 13,96    | 0,92     | 15,58    |
| <b>Liike 5 % liikkeestä 1</b> | 855,55   | 144,94   | 31,94    | 207,31   | 15,40    | 235,94   |
| <b>Liike 5 max</b>            | 65,20    | 17,40    | 7,69     | 51,60    | 4,04     | 66,32    |
| <b>Liike 5 min</b>            | 7,08     | 0,66     | 2,01     | 12,63    | 0,75     | 19,56    |
| <b>Liike 6 KA % MVIC</b>      | 23,71    | 15,18    | 4,47     | 38,30    | 2,05     | 41,82    |
| <b>Liike 6 SD</b>             | 27,57    | 17,03    | 2,21     | 14,56    | 0,97     | 14,49    |
| <b>Liike 6 % liikkeestä 1</b> | 346,45   | 196,61   | 36,48    | 252,21   | 16,80    | 257,06   |
| <b>Liike 6 max</b>            | 95,06    | 47,76    | 8,79     | 57,63    | 4,39     | 64,66    |
| <b>Liike 6 min</b>            | 1,30     | 0,63     | 2,21     | 13,85    | 0,81     | 22,71    |
| <b>Liike 7 KA % MVIC</b>      | 14,35    | 6,67     | 4,45     | 36,28    | 1,87     | 39,90    |
| <b>Liike 7 SD</b>             | 11,18    | 5,35     | 2,47     | 16,15    | 1,29     | 13,56    |
| <b>Liike 7 % liikkeestä 1</b> | 277,13   | 132,56   | 34,72    | 228,24   | 15,08    | 241,72   |
| <b>Liike 7 max</b>            | 33,64    | 14,80    | 8,50     | 58,57    | 4,91     | 56,70    |
| <b>Liike 7 min</b>            | 2,56     | 0,84     | 1,93     | 13,36    | 0,47     | 21,07    |
| <b>Liike 8 KA % MVIC</b>      | 9,04     | 40,42    | 36,45    | 3,92     | 34,06    | 2,10     |
| <b>Liike 8 SD</b>             | 15,58    | 17,24    | 13,84    | 2,04     | 16,45    | 1,46     |
| <b>Liike 8 % liikkeestä 1</b> | 150,66   | 1228,16  | 290,46   | 27,54    | 272,49   | 11,71    |
| <b>Liike 8 max</b>            | 53,09    | 67,40    | 56,30    | 7,56     | 62,62    | 5,47     |
| <b>Liike 8 min</b>            | 0,91     | 9,38     | 20,08    | 1,89     | 9,00     | 0,63     |



## SANASTO

**Anatomiset rakenteet**

|                                |                                     |
|--------------------------------|-------------------------------------|
| angulus scapulae inferior      | lapaluun alakulma                   |
| aponeuroosi                    | kalvojänne                          |
| aponeurosis glutealis          | pakaralihasten kalvojänne           |
| basis ossis sacri              | ristiluun tyvi                      |
| caput fibulae                  | pohjeluun pää                       |
| condylus lateralis tibiae      | sääriluun ulompi nivelnasta         |
| fascia cervicalis profunda     | kaularangan syvä faskia             |
| fascia lata                    | leveä peitinkalvo                   |
| fascia thoracolumbalis         | lanneselkälkalvo                    |
| hamstring                      | reiden takaosan lihakset            |
| lig., ligamentum               | ligamentti, nivelside               |
| lig. collaterale laterale      | polven ulompi sivuside              |
| lig. iliolumbale               | suoliluu–lanneside                  |
| lig. intertransversarium       | poikkihaarakkeiden väliside         |
| lig. sacrotuberale             | ristiluu–istuinkyhmyside            |
| linea asperae femoris          | reisiluun harju                     |
| linea glutea posterior         | suoliluun takimmainen pakaraviiva   |
| m., musculus, mm., muscoli     | lihas, lihakset                     |
| m. adductor magnus             | reiden iso lähentäjälihas           |
| m. biceps femoris              | kaksipäinen reisilihas              |
| m. biceps femoris caput breve  | kaksipäisen reisilihaksen lyhyt pää |
| m. biceps femoris caput longum | kaksipäisen reisilihaksen pitkä pää |
| m. gluteus maximus             | iso pakaralihas                     |
| m. latissimus dorsi            | leveä selkälihas                    |
| mm. erector spinae             | selän ojentajalihakset              |
| mm. multifidi                  | monihalkoinen lihas                 |
| m. quadratus lumborum          | nelikulmainen lannelihas            |
| m. quadriceps femoris          | nelipäinen reisilihas               |
| m. sartorius                   | rääätälinlihas                      |
| m. serratus posterior superior | takimmainen ylempi sahalihäs        |
| m. tensor fascia latae         | leveän peitinkalvon jännittäjälihas |
| m. transversum abdominis       | poikittainen vatsalihas             |
| m. trapezius                   | epäkäslihas                         |
| m. vastus medialis             | sisempi reisilihas                  |
| n., nervus                     | hermo                               |
| n. gluteus inferior            | alempi pakarahermo                  |
| n. gluteus superior            | ylempi pakarahermo                  |

|                                 |                             |
|---------------------------------|-----------------------------|
| n. ischiadicus                  | lonkkahermo                 |
| n. peroneus communis            | yhteinen pohjehermo         |
| n. thoracodorsalis              | rinta-selkähermo            |
| n. tibialis                     | säärihermo                  |
| processus spinosus              | okahaarake                  |
| processus transversus           | poikkihaarake               |
| SI-nivel                        | risti-suoliluunivel         |
| spina iliaca anterior superior  | suoliluun etuyläkäarki      |
| spina iliaca posterior superior | suoliluun takayläkäarki     |
| spina scapulae                  | lapaluun harju              |
| sulcus intetubercularis humeri  | olkakyyhmyjen välivako      |
| thorakolumbaalinen faskia       | kts. fascia thoracolumbalis |
| tractus iliotibialis            | suoliluu-sääriside          |
| trochanter major                | reisiluun iso sarvennoinen  |
| tuber ischiadicum               | istuinkyhmy                 |
| tuberositas glutea femoris      | reisiluun pakarakyhmy       |
| vastus lateralis                | ulommainen reisilihas       |

### Raajojen liikkeet ja paikkaa osoittavat nimitykset

|                  |                                              |
|------------------|----------------------------------------------|
| abduktio         | loitonnus                                    |
| adduktio         | lähennys                                     |
| anteriorinen     | edessä sijaitseva                            |
| bilateraallinen  | molemminpuolinen                             |
| distaalinen      | kaukana vartalosta, loppupäässä sijaitseva   |
| ekstensio        | ojennus                                      |
| fleksio          | koukistus                                    |
| inferiorinen     | alhaalla sijaitseva                          |
| lateraalinen     | sivulla, kaukana keskitasosta sijaitseva     |
| lumbosakraalinen | ristiluun ja lanneselän välinen alue         |
| mediaalinen      | lähellä keskitasoa sijaitseva                |
| plantaarinen     | jalkapohjan puoleinen                        |
| posteriorinen    | takana sijaitseva                            |
| proksimaalinen   | lähellä vartaloa, alkupäässä sijaitseva      |
| stabiliteetti    | kyky säilyttää ja hallita asento muutoksissa |
| unilateraalinen  | toispuoleinen, samanpuolinen                 |
| ventraalinen     | vatsanpuoleinen                              |