

Saimaan ammattikorkeakoulu
Sosiaali- ja terveysala, Lappeenranta
Fysioterapian koulutusohjelma

Markku Marjamäki

**VARTALON PINNALLISTEN LIHASTEN
ELEKTROMYOGRAFINEN AKTIIVISUUS
LANTIONNOSTOHARJOITTEISSA
ERILAISILLA ALUSTOILLA**

Opinnäytetyö 2012

Tiivistelmä

Markku Marjamäki

Vartalon pinnallisten lihasten elektromyografinen aktiivisuus lantionnosto-harjoitteissa erilaisilla alustoilla, 53 sivua, 1 liite

Saimaan ammattikorkeakoulu

Sosiaali- ja terveysala, Lappeenranta

Fysioterapian koulutusohjelma

Opinnäytetyö 2012

Ohjaajat: yliopettaja, FT, dosentti Kari Kauranen, Saimaan ammattikorkeakoulu, Fysioterapeutti OMT Juha Hiltunen, Ergo Selkäklinikka

Keskivartalon stabiliteettiharjoitteilla pyritään parantamaan keskivartalon motorista kontrollia ja voimaominaisuuksia. Isometriset harjoitteet kuten kulmanoja ja lantionnosto ovat tyypillisimpiä keskivartalon stabiliteettiharjoitteita. Erilaisia alustoja käytetään tuomaan lisähaastetta harjoitteiden suorittamiseen. Keskivartalo-harjoitteiden ja erilaisten alustojen vaikutusta vartalon pinnallisten lihasten aktiivisuuksiin on tutkittu vähän. Tämän tutkimuksen tarkoitus oli tutkia pinnallisten lihasten, leveän selkälihakseen, ison pakaralihakseen ja kaksipäisen reisilihakseen EMG-aktiivisuuksia isometrisissä unilateraalisissa lantionnostoharjoitteissa erilaisilla alustoilla.

Tutkimukseen osallistui 10 perustervettä ja fyysisesti aktiivista 23–31-vuotiasta ammattikorkeakouluopiskelijaa, 5 naista ja 5 miestä. Pintaelektrodit asetettiin bilateraalisesti tutkittaviin pinnallisiin lihaksiin EMG-signaalin rekisteröimistä varten. Raaka EMG-data RMS-keskiarvoistettiin 6 sekunnin suorituksen keskeltä 4 sekunnin aikaikkunalla. Tulokset normalisoitiin prosentuaalista isometristä maksimaalista tahdonalaista voimantuottoa vastaaviksi (% MVIC) analysointia varten. Aineisto analysoitiin SPSS 19 -ohjelmaa käyttäen. Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi asetettiin $p < 0.05$.

Tilastollisesti merkitsevä ero ($p=0.028$) saatiin vakaalla alustalla suoritetuissa harjoitusliikkeissä 1 ja 2, vasemman leveän selkälihakseen aktivoitua enemmän liikkeessä 1. Pinnallisten lihasten aktiivisuudet jäivät alle voimaharjoittelussa vaaditun 60 %:n MVIC-tason kaikissa harjoitusliikkeissä, lukuun ottamatta harjoitusliikettä 2, jossa miesten osalta mitattiin 60 % MVIC kaksipäisestä reisilihaksesta.

Vakaalla ja epävakaalla alustalla ei ollut tilastollisesti merkitsevää vaikutusta pinnallisten lihasten aktiivisuuksiin unilateraalisissa lantionnostoharjoitteissa. Pienen otoskoon vuoksi tutkimuksen tulokset jäivät suuntaa antaviksi eikä niitä voida yleistää.

Asiasanat: keskivartalo, stabiliteetti, elektromyografia, pinnalliset lihakset, lantionnosto, MVIC, vakaa, epävakaa

Abstract

Markku Marjamäki

Global muscle EMG Activity during Unilateral Bridging Exercises on Different Platforms, 53 pages, 1 appendix

Saimaa University of Applied Sciences, Lappeenranta

School of Health Care and Social Services, Degree Programme in Physiotherapy

Bachelor's Thesis, 2012

Instructors: Principal Lecturer, PhD, Docent Kari Kauranen,

Orthopaedic Physiotherapist Juha Hiltunen

Core stability training is popular for strengthening the trunk muscles, and different platforms are used in these exercises for challenging the motor control system. Various isometric bridging exercises are the most common core exercises, but little is known about the global muscle activity of these exercises in different platforms. The aim of this study was to measure the electromyographic activity of the global posterior muscles, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus, and m. biceps femoris in 2 different isometric unilateral bridging exercises on 3 different platforms.

Ten healthy and physically active university students without low back pain, 5 men and 5 women, aged 23 to 30 years volunteered to participate in this study. Surface electromyographic electrodes were placed bilaterally on global posterior muscles to record the activity of each muscle. Raw EMG data during 6-second isometric exercises were analyzed in 4-second time window using the root-mean-square algorithm. To allow the standardized comparison of the participants, the data were normalized to percentage of maximal voluntary isometric contraction (% MVIC) for each muscle. Statistical analyses of the results were performed using SPSS 19 software. The threshold for statistical significance was set at $p < 0.05$.

Statistically significant differences were measured on stable platform between exercises 1 and 2 for left m. latissimus dorsi ($p = 0.028$). In all the exercises, women had higher m. latissimus dorsi activity levels than men. The muscle activity was below the level deemed acceptable for strength enhancement (60 % MVIC) in all the exercises except for exercise 2, where the m. biceps femoris 60 % MVIC was measured for men.

Different platforms did not have a statistically significant difference in recruiting the global posterior muscles. The results of the study are indicative and cannot be generalized because of the small sample size.

Keywords: core, stability, electromyography, global muscles, bridging exercise, pelvic lift, MVIC, stable, labile

Sisältö

KÄSITTEET	5
1 JOHDANTO	6
2 LANNESLÄN TUKI- JA LIIKUNTAELIMISTÖN ANATOMIA.....	8
2.1 Lihakset	8
2.2 Kalvojärjestelmät	11
2.3 Lanneselkäkälvon takimmainen kerros	12
3 KESKIVARTALON STABILITEETIN HARJOITTAMINEN.....	13
3.1 Syvät ja pinnalliset lihakset.....	14
3.2 Epävakaata ja vakaa alusta.....	15
3.3 Lantionnostoharjoite	16
4 REDCORD SUSPENSIOterapiA.....	16
4.1 Redcordin historia	16
4.2 Redcordin terapiamenetelmät	19
5 ELEKTROMYOGRAFIA.....	21
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	22
7 TUTKIMUSMENETELMÄT	23
7.1 Koehenkilöt.....	23
7.2 Tutkimusasetelma	24
7.3 Tutkimusmenetelmät	28
7.4 Harjoitusohjelma.....	32
7.5 Aineiston analyysi.....	36
8 TULOKSET	36
8.1 Harjoittelu vakaalla alustalla	36
8.2 Harjoittelu epävakaalla alustalla joustamattomalla narulla	37
8.3 Harjoittelu epävakaalla alustalla joustavalla narulla	37
8.4 Yläraajojen asennon sekä alustan vaikutus harjoitteluun	37
8.5 Sukupuolten väliset erot lihasten aktiivisuuksissa	39
9 POHDINTA	41
9.1 Koehenkilöt.....	41
9.2 Menetelmät.....	41
9.3 Tulokset.....	43
10 JOHTOPÄÄTÖKSET	45
KUVAT	46
KUVIOT	46
TAULUKOT	46
LÄHTEET	47

LIITTEET

Liite 1 Tulokset taulukkomuodossa

KÄSITTEET

ANTERIORINEN = EDESSÄ SIJAITSEVA

BILATERAALINEN = MOLEMMINPUOLINEN

DISTAALINEN = KAUKANA VARTALOSTA, LOPPUPÄÄSSÄ SIJAITSEVA

DOMINANTTI = HALLITSEVA, MÄÄRÄÄVÄ

INFERIORINEN = ALHAALLA SIJAITSEVA

LATERAALINEN = SIVULLA, KAUKANA KESKITASOSTA SIJAITSEVA

MEDIAALINEN = LÄHELLÄ KESKITASOA SIJAITSEVA

POSTERIORINEN = TAKANA SIJAITSEVA

ROTAATIO = KIERTOLIIKE

UNILATERAALINEN = TOISPUOLEINEN, SAMANPUOLEINEN

1 JOHDANTO

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

Harjoitusterapia on yksi käytetyimmistä fysioterapian hoitomenetelmistä tuki- ja liikuntaelinsairauksien osalta, erityisesti alaselkäpotilaiden kuntoutuksessa. Systemaattisissa tutkimuskatsauksissa harjoitusterapian todetaan olevan vaikuttava hoitomenetelmä krooniseen epäspesifiin alaselkäkipuun (Hayden, van Tulder, Malmivaara & Koes 2005a, 11; Ferreira, Ferreira, Maher, Herbert & Refshauge 2006, 84–86; May & Johnson 2008, 181–184; Macedo, Maher, Latimer & McAuley 2009, 9). Harjoitusterapia lieventää koetun kivun intensiteettiä, parantaa fyysistä toimintakykyä sekä on passiivisiin hoitomenetelmiin verrattuna vähintään yhtä vaikuttavaa (Airaksinen, Brox, Cedraschi, Hildebrandt, Klaber-Moffett, Kovacs, Mannion, Reis & Staal 2004, 15; Hayden ym. 2005a, 11; Käypä hoito 2008). Sillä ei saavuteta lisähyötyä akuutin alaselkävun hoidossa muihin hoitomenetelmiin nähden (Hayden ym. 2005a, 11; Ferreira ym. 2006, 79–85; May & Johnson 2008, 181; Macedo ym. 2009, 9). Ferreiran systemaattisessa katsauksessa todetaan, että akuutin alaselkävun uusiutumisen ehkäisyyn harjoitusterapialla voidaan osittain vaikuttaa (Ferreira ym. 2006, 84–86). Vuoden seurannassa harjoitteluryhmällä alaselkävun uusiutuminen oli 30 % vähäisempi kuin kontrolliryhmällä (Lewis, Morris & Walsh 2008, 42).

Alaselkävun kuntoutuksessa on keskitytty viime vuosina harjoittamaan keskivartalon stabiiliteettia spesifein harjoittein lokaalia syvää lihasjärjestelmää (*m. transvers-*

mus abdominis, mm. multifidi) aktivoiden. Keskivartalon stabiliteettiharjoitteita ohjatesaan fysioterapeutit usein käyttävät erilaisia harjoitusvälineitä, kuten terapapalloa ja tasapainolautaa, tuomaan lisähaastetta harjoitteiden suorittamiseen. Epävakaudella lisätään neuromotorisen kontrollin eli asennon ja liikkeenhallinnan vaatimuksia. Viime aikoina useissa tutkimuksissa on kritisoitu spesifiä lokaalin lihasjärjestelmän harjoittelun vaikuttavuutta keskivartalon stabiliteettiin (Kavcic, Grenier & McGill 2004, 1254–1265; Kibler, Press & Sciascia 2006, 189–198; Reeves, Narendra & Cholewicki 2007, 266–274). Optimaaliseen keskivartalon stabiliteettiin vaaditaan harmonista yhteistyötä lokaalilta syvältä ja globaalilta pinnalliselta lihasjärjestelmältä (Kavcic ym. 2004, 1254–1265; Kibler ym. 2006, 189–198; Reeves ym. 2007, 266–274). Yksittäisiin lihaksiin vaikuttavien harjoitteiden sijasta tulisi pyrkiä harjoittamaan lihasryhmiä ja liikeketjuja lihas- ja sidekudosityhteyksiä hyödyntäen (DeRosa & Porterfield 2007, 60–61). Toisaalta selkäkuntoutuksessa mikään yksittäinen harjoite, harjoitusmuoto tai väline ei ole osoittautunut ylivertaiseksi toisiin nähden. Selkäkuntoutuksessa vaikuttavin harjoitusterapiamuoto on yksilöllisesti ohjattu harjoitusohjelma, jossa saavutetaan mahdollisimman suuri harjoitusannos (Airaksinen ym. 2004, 16; Hayden, van Tulder & Tomlinson 2005b, 781).

Keskivartaloharjoitteiden vaikutuksia yksittäisten lihasten EMG-aktiivisuuksiin on tutkittu paljon. Yhtään tutkimusta ei ole kuitenkaan julkaistu, missä olisi tutkittu pinnallisten lihasten EMG-aktiivisuustasoja keskivartaloharjoitteissa. Tämän tutkimuksen tarkoitus on tutkia pinnallisten lihasten aktiivisuustasoja terveillä ammattikorkeakouluopiskelijoilla unilateraaliossa lantionnostoharjoitteessa kahdessa eri alkuasennossa erilaisilla alustoilla: epävakaalla Redcord Trainerilla joustamattomalla ja joustavalla narulla sekä vakaalla alustalla. Tavoitteena on saada selville, miten pinnalliset lihakset aktivoituvat eri harjoitteiden aikana.

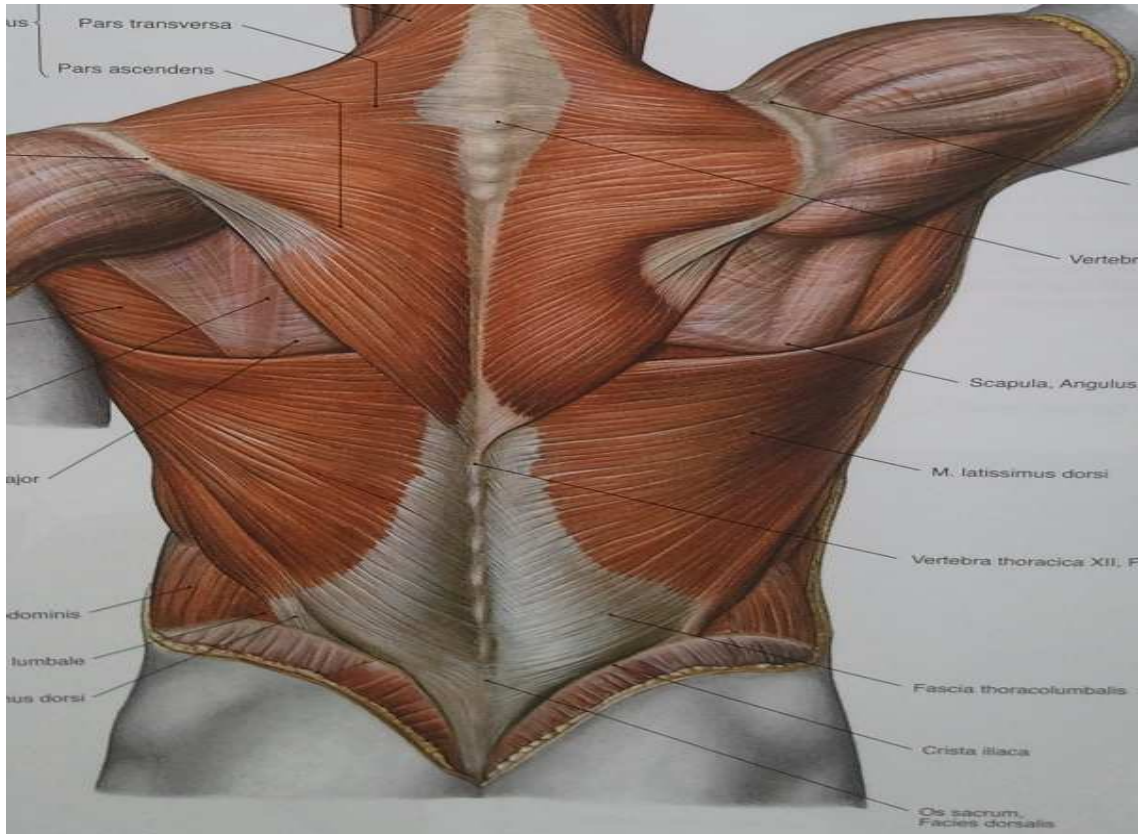
2 LANNESLÄN TUKI- JA LIIKUNTAELIMISTÖN ANATOMIA

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

Kontraktiilien eli supistuvien kudosten (lihakset) ja ei-kontraktiilien kudosten (luut, nivelpinnat, sidekudosrakenteet, nivelsiteet) muodostamat yhteydet ovat tärkeitä lannerangan ja lantioireenkaan stabiliteettia koskien. Kolmionmallisen ristiluun kiilautuessa sahalaitaisten nivelpintojen välityksellä suoliluun väliin muodostuu muotolukitus (*engl. form closure*). Lihakset, nivelsiteet ja sidekudosrakenteet muodostavat voimalukituksen (*engl. force closure*) tukemaan muotolukitusta stabiloiden risti-suoliluuniveliä. Pinnallisista posteriorisista lihaksista leveä selkälihas, iso pakaralihas ja kaksipäinen reisilihas lisäävät lantioireenkaan stabiliteettia lanneselkäkälvon välityksellä. (Vleeming, Stoeckart, Volkers & Snijders 1990a, 130–132; Vleeming, Stoeckart, Volkers & Snijders 1990b, 133–136; Vleeming, Pool-Goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden & Snijders 1995a, 753–758.)

2.1 Lihakset

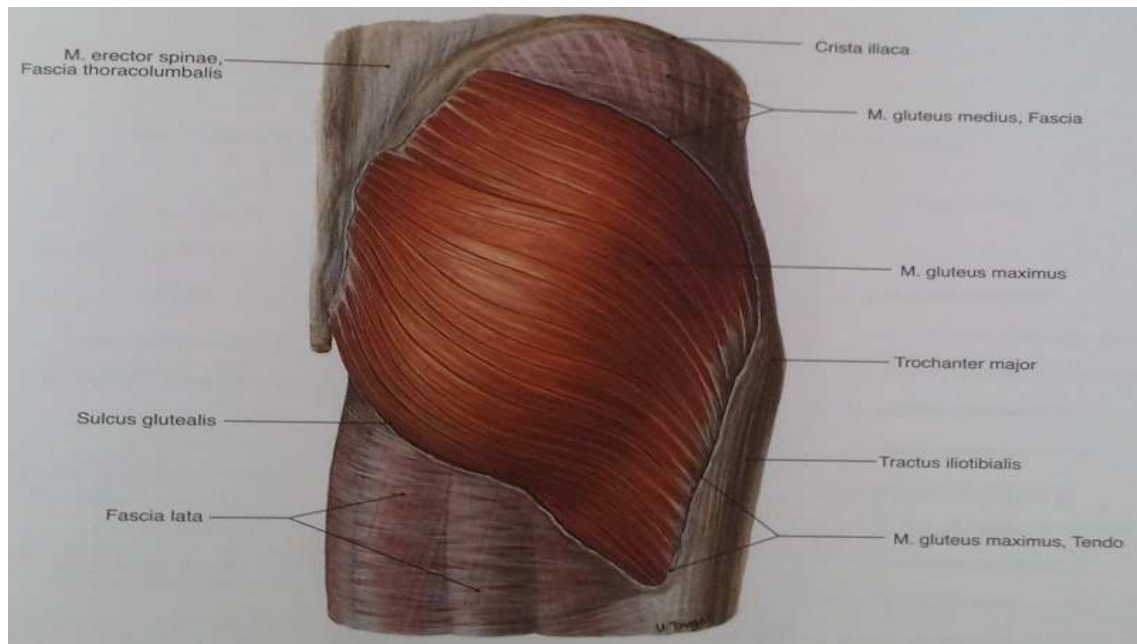
Leveä selkälihas (*m. latissimus dorsi*) (Kuvat 1 ja 4) on laaja kolmiomainen lihas, joka kulkee yli lanneselän ja rintarangan alaosan. Se lähtee kuudesta alimmasta rintanikamasta epäkäsilihaksen (*m. trapezius*) etupuolelta lanneselkäkälvon (*fascia thoracolumbalis*) posteriorisesta kerroksesta, suoliluun harjun takaosasta ja kolmesta tai neljästä alimmasta kylkiluusta. Lanneselkäkälvon välityksellä se on yhteydessä okahaarakkeisiin ja okahaarakkeiden päällyssiteisiin (*lig. supraspinale*) lannerangan ja ristiluun alueella. Näistä lähtökohdista lihaksen säikeet kulkevat lateraalisesti lapaluun alakulman (*angulus scapulae inferior*) yli kiinnityskohtaansa olkaluuhun (*sulcus intertubercularis humeri*). Lihas toimii aktiivisesti olkaluun lähennyksessä, ojennuksessa ja sisäkierrossa. Leveää selkälihasta hermottaa rinta-selkähermo (*n. thoracodorsalis*). (Standring 2008, 811.)



Kuva 1. Leveä selkälihas (Putz & Pabst 2006, 26)

Iso pakaralihas (*m. gluteus maximus*) on laajin ja pinnallisin pakaranseudun lihaksista (Kuva 2). Se lähtee suoliluun takimmaisesta pakaraviivasta (*linea glutea posterior*), selän ojentajajalihasten kalvojänteestä, ristiluun alaosan takapinnalta, häntäluun sivusta, ristiluu-istuinkyhmysteestä (*lig. sacrotuberale*) ja keskimmäistä pakaralihasta (*m. gluteus medius*) peittävästä kalvojänteestä (*aponeurosis glutealis*). Yläosan lihassäikeet sekä alaosan pinnalliset säikeet muodostavat paksun jänteisen rakenteen, joka kulkee reisiluun ison sarvennoisen (*trochanter major*) lateraalipuolelta kiinnittyen leveän peitinkalvon (*fascia lata*) suoliluu-säärisiteeseen (*tractus iliotibialis*). Alaosan syvät lihassäikeet kiinnittyvät sisemmän reisilihaksen (*m. vastus medialis*) ja reiden ison lähentäjälihaksen (*m. adductor magnus*) välissä sijaitsevaan reisiluun pakarakyhmään (*tuberositas glutea femoris*). Lantion kautta toimiessaan iso pakaralihas ojentaa koukistunutta lonkkaniveltä ja tuo sen linjaan vartalon kanssa. Alaraajan ollessa maahan tuettuna, kuten kävelyssä, iso pakaralihas estää ylävartalon eteenpäin suuntautuvan liikemäärän aiheuttamaa koukistusliikettä lonkissa. Se aktivoituu myös lonkan voimakkaassa ulkokierrossa sekä loitonnuksessa. Isoa pakarali-

hasta hermottaa alempi pakarahermo (*n. gluteus inferior*). (Standring 2008, 1368–1369.)



Kuva 2. Iso pakaralihas (Putz & Pabst 2006, 319)

Kaksipäinen reisilihas (*m. biceps femoris*) (Kuva 3, s. 12) sijaitsee posterolateraalisesti reiden alueella. Sillä on kaksi lähtökohtaa. Pitkä pää (*caput longum*) lähtee suoliluun istuinkyhmyyn (*tuber ischiadicum*) yläosasta inferomediaaliseksi sekä ristiluun-istuinkyhmysiteen alaosasta. Lyhyt pää (*caput breve*) lähtee reiden ison lähentäjälihaksen ja ulomman reisilihaksen (*m. vastus lateralis*) välissä sijaitsevasta reisiluun harjasta (*linea asperae femoris*) lateraaliseksi. Pitkän ja lyhyen pään lihassäikeet yhdistyvät lihaksen posteriorisen osan peittäväksi kalvojänteeksi. Pääosa säikeistä kiinnittyy pohjeluun päähän (*caput fibulae*). Jännteellä on yhteyksiä myös polven ulompaan sivusiteeseen (*lig. collaterale laterale*) sekä sääriluun ulompaan nivelnastaan (*condylus lateralis tibiae*). Jalkaterän ollessa vapaana lihas koukistaa polviniveltä. Jalkaterän ollessa stabiloituna kiinni alustassa se ojentaa lonkaniveltä. Polven ollessa osittain koukistuneena se voi tuottaa polviniveleen ulkokiertoa ja lonkan ollessa ojentuneena se toimii lonkanivelen ulkokiertäjänä. Kaksipäisen reisilihaksen hermotus tulee lonkkahermon (*n. ischiadicus*) kautta. Lihaksen pitkä pää saa hermotuksen säärihermosta (*n. tibialis*) ja lyhyt pää yhteisestä pohjehermosta (*n. peroneus communis*). (Standring 2008, 1377–1378.)

2.2 Kalvojärjestelmät

Lanneselkäkälvolla on tärkeä rooli voiman välityksessä vartalon ja raajojen välillä. Sen kireyteen vaikuttavat leveän selkälihaksen, ison pakaralihaksen ja reiden takaosan lihasten eli hamstringien toiminta. (Standring 2008, 708–709.)

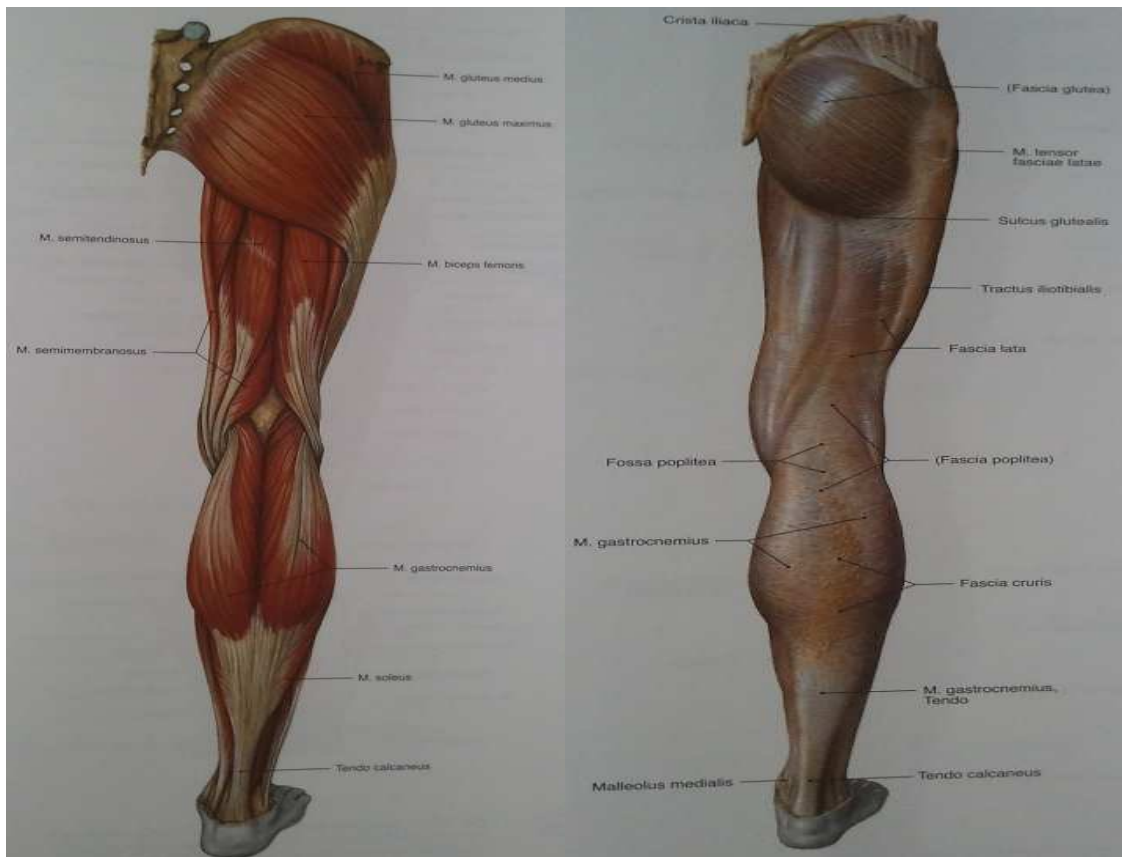
Lanneselkäkälvo (*fascia thoracolumbalis*) (Kuvat 1 ja 4) on laaja kalvorakenne, joka peittää selän ja vartalon syviä lihaksia. Se on yhteydessä syvään kaularangan kalvorakenteeseen (*fascia cervicalis profunda*) ja kulkee takimmaisen ylemmän sahalihaksen (*m. serratus posterior superior*) etupuolelta. Rintakehän alueella lanneselkäkälvo peittää selän ojentajalihaksia ja erottaa nämä lihakset rangan yläraajaan kytkevistä lihaksista. Mediaalisesti se kiinnittyy rintarangan nikamien okahaarakkeisiin ja lateraalisesti kylkiluihin. (Standring 2008, 708–709.)

Lannerangan alueella lanneselkäkälvo on kolmekerroksinen. Takimmainen kerros kiinnittyy lanne- ja ristiluunikamien okahaarakkeisiin ja okahaarakkeiden päällyssiteisiin. Keskimäinen kerros kiinnittyy mediaalisesti lannenikamien poikkihaarakkeisiin ja poikkihaarakkeiden välisiteisiin (*lig. intertransversarium*), alhaalta suoliluun harjuun ja ylhäältä 12. kylkiluun alareunaan sekä kylkiluulannesiteeseen (*lig. lumbocostale*). Etummainen kerros peittää nelikulmaisen lannelihaksen (*m. quadratus lumborum*) ja kiinnittyy poikkihaarakkeiden etupinnalle, suoliluulannesiteeseen (*lig. iliolumbale*) ja suoliluun harjuun muodostaen ulomman kaarisiteen (*lig. arcuatum laterale*). (Standring 2008, 708–709.)

Takimmainen ja keskimäinen kerros yhdistyvät muodostaen kiinteän harjanteen selän ojentajalihasten lateraalireunalla. Nelikulmaisen lannelihaksen lateraalipuolella niihin yhdistyy etummainen kerros muodostaen poikittaisen vatsalihaksen (*m. transversus abdominis*) lähtökohdan. Ristiluun alueella takimmainen kerros kiinnittyy suoliluun takayläkärkeen (*spina iliaca posterior superior*) sekä suoliluun harjun takaosaan ja sulautuu alla olevaan selän ojentajalihasten kalvojänteeseen. (Standring 2008, 708–709.)

Leveä peitinkälvo (*fascia lata*) (Kuva 3) on vahva sidekudosverkosto, joka peittää ja pitää sisällään reiden alueen lihaksiston. Lateraalisesti sijaitseva suoliluu-sääriside on leveän peitinkälvon vahvin osa. Iso pakaralihas ja leveän peitinkäl-

von jännittäjälihas (*m. tensor fasciae latae*) kiinnittyvät leveään peitinkalvoon. Leveä peitinkalvo peittää sisälleen useita suuria lihaksia ja lihasryhmiä kuten nelipäisen reisilihaksen (*m. quadriceps femoris*), hamstringit sekä lonkan lähentäjälihakset. Leveän peitinkalvon kireyteen vaikuttavat kaksi erityyppistä voimaa: vetävä voima ison pakaralihaksen kautta leveän peitinkalvon ulkopuolelta sekä työntävä voima nelipäisen reisilihaksen kautta leveän peitinkalvon sisäpuolelta. Mekanismi on tärkeässä osassa lantiorenkaan motorisessa kontrollissa pystyasennossa ollessa. (DeRosa & Porterfield 2007, 54–55.)

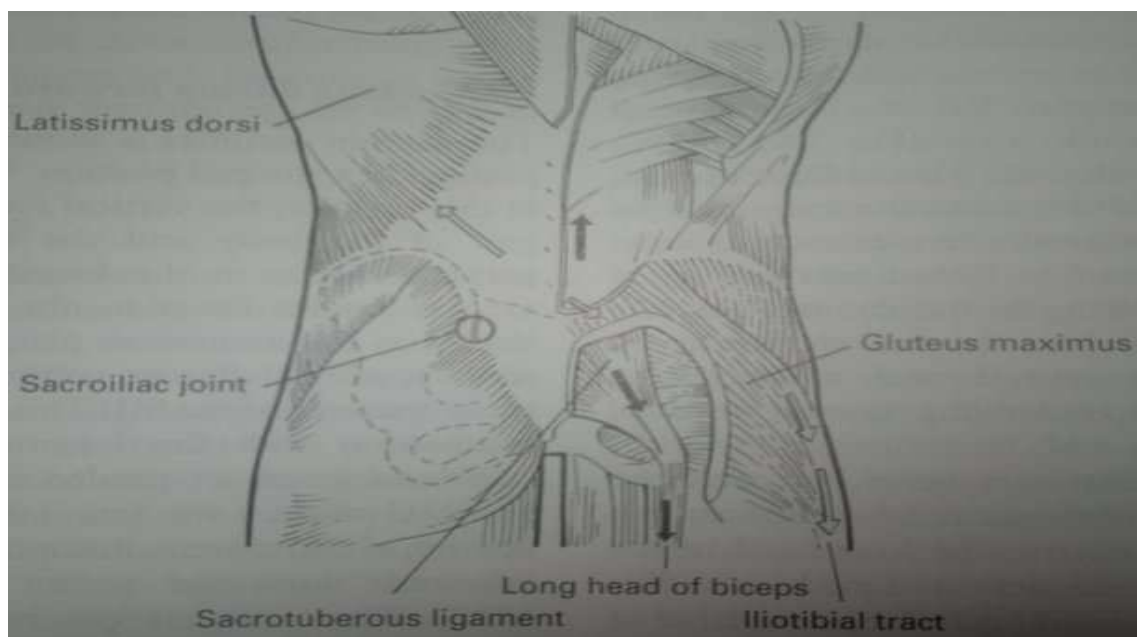


Kuva 3. Kaksipäinen reisilihas ja leveä peitinkalvo (Putz & Pabst 2006, 309, 307)

2.3 Lanneselkäkälvon takimmainen kerros

Lanneselkäkälvon takimmaisella kerroksella (Kuva 4) on merkittävä rooli voiman välityksessä hartiareenkaan, rangan, lantion ja alaraajojen välillä (Vleeming & Stoeckart 2007, 113–137). Tämä vahva sidekudoskalvo kytkee toisiinsa kehon kaksi suurinta lihasta: leveän selkälihaksen ja ison pakaralihaksen. Iso pakaralihas kiinnittyy lanneselkäkälvoon ja kytkee toisiinsa kaksi suurta kalvojär-

jestelmää: lanneselkäkälvon ja leveän peitinkalvon. Leveä peitinkalvo ympäröi muun muassa kaksipäistä reisilihasta. Kaksipäistä reisilihasta ja isoa pakaralihasta yhdistää myös toiminnallisesti suoliluu-lanneside, johon molemmilla on anatominen yhteys. (DeRosa & Porterfield 2007, 54–55.) Toiminnallinen myofaskiaalinen yhteys leveän selkälihakseen ja ristikkäisten ison pakaralihaksen sekä kaksipäisen reisilihaksen välillä tunnetaan englanninkielisessä kirjallisuudessa termillä posterior oblique myofascial sling (Liebenson 2004, 43–45). Kävellessä ja juostessa tämä yhteys mahdollistaa koordinoitua liikesyklin ristikkäisten ylä- ja alaraajojen välillä (Vleeming & Snijders 1995b).



Kuva 4. Lanneselkäkälvon takimmainen kerros, posterior oblique myofascial sling (Vleeming, Snijders, Stoeckart & Mens 1997, 63)

3 KESKIVARTALON STABILITEETIN HARJOITTAMINEN

Biomekaanisesti selkärangan tehtävä on välittää liikettä kehon osien välillä, ottaa vastaan kuormaa ja suojella selkäydintä hermojuurineen. Selkärangan stabiliteetti on tärkeä ja välttämätön edellä mainittujen toimintojen mahdollistamiseksi. Keskivartalon stabiliteetilla tarkoitetaan kykyä säilyttää ja hallita keskivartalon asentoa ja liikettä muuttuvissa olosuhteissa. Stabiliteetti on riippuvainen passiivisten ei-kontraktiilien ja aktiivisten kontraktiilien kudosten sekä neuraali-

sen hermostollisen säätelyjärjestelmän yhteistoiminnasta. (Panjabi 1992; Kibler ym. 2006, 189–198.)

Neuromotorisen kontrollin näkökulmasta selkärangan tehtävä on tuottaa jäykkyyttä, välittää tietoa rangan asennosta ja nivelten välisestä liikkeestä sekä rangan kohdistuvasta kuormituksesta neuraaliselle säätelyjärjestelmälle. Tiedonvälitys tapahtuu ei-kontraktiileissa kudoksissa sijaitsevien mekanoreseptoreiden kautta. Neuraalinen säätelyjärjestelmä tuottaa aistinelimien välittämän tiedon perusteella tarvittavan lihasten aktivaation lannerangan stabiliteettia varten. (Panjabi 2006, 668–676.)

Keskivartalon stabiliteettiharjoitteiden päätavoitteena on suojella selkärangan rakenteita ehkäisten mikrotraumoja, kulumamuutoksia ja kipua (Richardson, Jull, Hides & Hodges 1999). Pitkällä aikavälillä toteutettuna keskivartalon stabiliteettiharjoitteet yksistään tai yhdistettynä muihin hoitomuotoihin vähentävät alaselän ja lantioireenkaan kivun intensiteettiä sekä haitta-astetta (Niemistö, Lahtinen-Suopanki, Rissanen, Lindgren, Sarna & Hurri 2003, 2185–2191; Koumantakis, Watson & Oldham 2005, 209–225; Niemistö, Rissanen, Sarna, Lahtinen-Suopanki, Lindgren & Hurri 2005, 1109–1115; Ferreira ym. 2006, 79–85; Macedo ym. 2009, 9). Pitkällä aikavälillä toteutettu keskivartalon stabiliteettiharjoittelu ehkäisee uusia selkäkipuepisodeja (Hides, Jull & Richardson 2001, 243–248; Rasmussen-Barr, Nilsson-Wikmar & Arvidsson 2003, 233–241). Vuoden seurannassa alaseläkivun uusiutuminen oli 30 % vähäisempi harjoitteluryhmällä verrattuna kontrolliryhmään (Lewis ym. 2008, 42).

3.1 Syvät ja pinnalliset lihakset

Noin 20 vuotta sitten Bergmark lanseerasi alaselän kuntoutukseen hoitofilosofian, missä esiteltiin syvät ja pinnalliset lihakset. Syvistä lihaksista käytetään myös termiä lokaalit lihakset ja vastaavasti pinnallisista lihaksista termiä globaalit lihakset (Bergmark 1989, 4–20). Ajatusmalli on kehittynyt ja uudistunut vuosien saatossa muun muassa Mottram ja Comerfordin toimesta (Mottram & Comerford 1998, 8–13). Lokaali syvä lihasjärjestelmä käsittää selkärangan syvän lihaskerroksen asentoa yllä pitävät tukilihakset. Syvät lihakset kulkevat intersegmentaarisesti nikamasta nikamaan kontrolloiden ja stabiloiden rangan nivel-

ten liikkeitä. Globaali pinnallinen lihasjärjestelmä käsittää suuret pinnalliset liikkujalihakset. Ne kulkevat useamman nivelen eli liikesegmentin yli. Pinnalliset lihakset ovat toiminnallisia vahvoja liikkujalihaksia ja rangan stabiliteetin kannalta erittäin merkityksellisiä normaalia suuremmissa kuormituksissa ja rasituksissa, kuten nostoissa. (Bergmark 1989, 4–20; Mottram & Comerford 1998, 8–13.)

Syvien ja pinnallisten lihasten erottelua stabiliteetin harjoittelussa pidetään joidenkin tutkimusten mukaan vanhanaikaisena ajattelumallina. Yksikään lihas ei ole tärkeämpi kuin toinen rangan stabiliteetin kannalta. Yhtä lihasta tai lihasryhmää harjoittamalla ei voida vaikuttaa stabiliteetin parantamiseen, vaan optimaalinen stabiliteetti syntyy syvien ja pinnallisten lihasten harmonisella yhteistyöllä. (Cholewicki & Van Vliet 2002, 99–105; McGill, Grenier, Kavcic & Cholewicki 2003, 353–359; Kavcic ym. 2004, 1254–1265; Kibler ym. 2006, 189–198; Reeves ym. 2007, 266–274.) Selkärangan stabiliteetin täytyy olla kunnossa ennen vääntömomenttien ja kuormituksen nostamista harjoitteissa (McGill 2007, 530). Spesifien harjoitteiden puolestapuhujat harjoittavat ensin syviä lihaksia ja kun niiden optimaalinen toiminta on saavutettu, niin sitten siirrytään sekä syvien että pinnallisten lihasten yhteistoiminnan harjoittamiseen (Hodges & Moseley 2003, 361–370; Richardson, Hides & Hodges 2004).

3.2 Epävakaa ja vakaa alusta

Epävakaita alustoja käytetään lisäämään sekä neuromotorisen kontrollin vaatimuksia että keskivartalon lihasten aktiivisuutta lihaskuntoharjoitteissa. Joidenkin tutkimusten mukaan keskivartalon lihasten aktiivisuus on suorassa yhteydessä epävakauteen: epävakauden lisääntyessä aktiivisuus lisääntyy. (Vera-Garcia, Grenier & McGill 2000, 564–569; Anderson & Behm 2005, 43–53; Behm, Leonard, Young, Bonsey & MacKinnon 2005, 193–201; Marshall & Murphy 2005, 242–249.) Terapiapallolla suoritettujen stabiliteetti- ja selän ojentajaharjoitteet eivät tuo lisähyötyä harjoitusvasteeseen terveillä henkilöillä verrattuna vakaalla alustalla tehtäviin harjoitteisiin (Anderson & Behm 2004, 637–640; Lehman, Hoda & Oliver 2005, 14; Drake, Fischer, Brown & Callaghan 2006, 354–362). Perinteisten levytankoharjoitteiden, kuten maastavedon ja ”takakyykyn”, todetaan olevan tehokkaampia harjoitteita tietyille keskivartalon lihaksille kuin terapiapallolla to-

teutettavat harjoitteet, jos harjoittelulla tavoitellaan voimaa tai lihaskudoksen kasvua (Hamlyn, Behm & Young 2007, 1108–1112; Nuzzo, McCaulley, Cormie, Cavill & McBride 2008, 1108–1112; Willardson, Fontana & Bressel 2009, 97–109; Marshall & Desai 2010, 1537–1545).

3.3 Lantionnostoharjoite

Koukkuselinmakuuasento on suurimmalle osalle selkäkipuisista mukava ja kivuton asento. Seläkuntoutuksessa lantionnostoharjoite on usein alkuvaiheen harjoite kivuttoman harjoitusasennon vuoksi (Stevens, Bouche, Mahieu, Coorevits, Vanderstraeten & Danneels 2006.) Perinteisistä keskivartaloharjoitteista lantionnosto eri variaatioineen on yksi tavallisimmista harjoitteista, mitä fysioterapeutti ohjaa asiakkailleen. Se on monipuolinen ja tehokas aktivoimaan sekä keskivartalon syviä että pinnallisia lihaksia kuin lonkan ojentajalihaksia. Lantionnostoharjoitetta voidaan muokata vaativammaksi alkuasentoa muuttamalla raajojen kautta tai yhdistämällä siihen raajojen liikkeen. Oletuksena on, että lantion ja raajojen liikkeen yhdistämällä pinnallisten lihasten aktiivisuus nousee (Kavcic ym. 2004, 1254–1265). Saliban tutkimuksessa lantionnostoharjoite dynaamisella lonkan loitonnuksella aktivoi merkittävästi enemmän poikittaista vatsalihasta kuin vakaalla alustalla tehtynä (Saliba, Croy, Guthrie, Grooms, Weltman & Grindstaff 2010, 63–73). Mori toteaa tutkimuksessaan bilateraalisena lantionnostoharjoitteen pään tukeutuessa epävakaaseen alustaan olevan erityisen tehokas harjoitusliike aktivoimaan selän ojentajalihaksia (Mori 2004, 57–64).

4 REDCORD SUSPENSIOterapiA

Tutkimuksessa käytettiin epävakaana alustana Redcordin suspensiotherapiavälineistöä.

4.1 Redcordin historia

Suspensiotherapia eli painokevennetty terapia kehitettiin II maailmansodan aikoihin, jolloin "Schlingentischilla" (Kuva 5) kuntoutettiin lähinnä poliopotilaita ja myöhemmin poliopotilaiden lisäksi reumaatikkoja ja neurologisia potilaita. Sak-

salaisia professori Thomsenia ja Ludvig Halteria sekä britannialaista Olive Guthrie-Smithiä pidetään suspensioterapian pioneereina. Norjalaiset K. K. Hartviksen ja Anhdild S. Bøhmer kehittivät 1960-luvulla suspensioterapiakonseptin lonkkien ja olkapäiden kuntoutukseen. Vuonna 1991 norjalainen Kåre Mosberg kehitti monipuolisen ja kompaktin kokoisen suspensioharjoituslaite TrimMasterin, joka sai vuonna 1993 nimekseen TerapiMaster. (Kirkesola 2009, 16–25.)



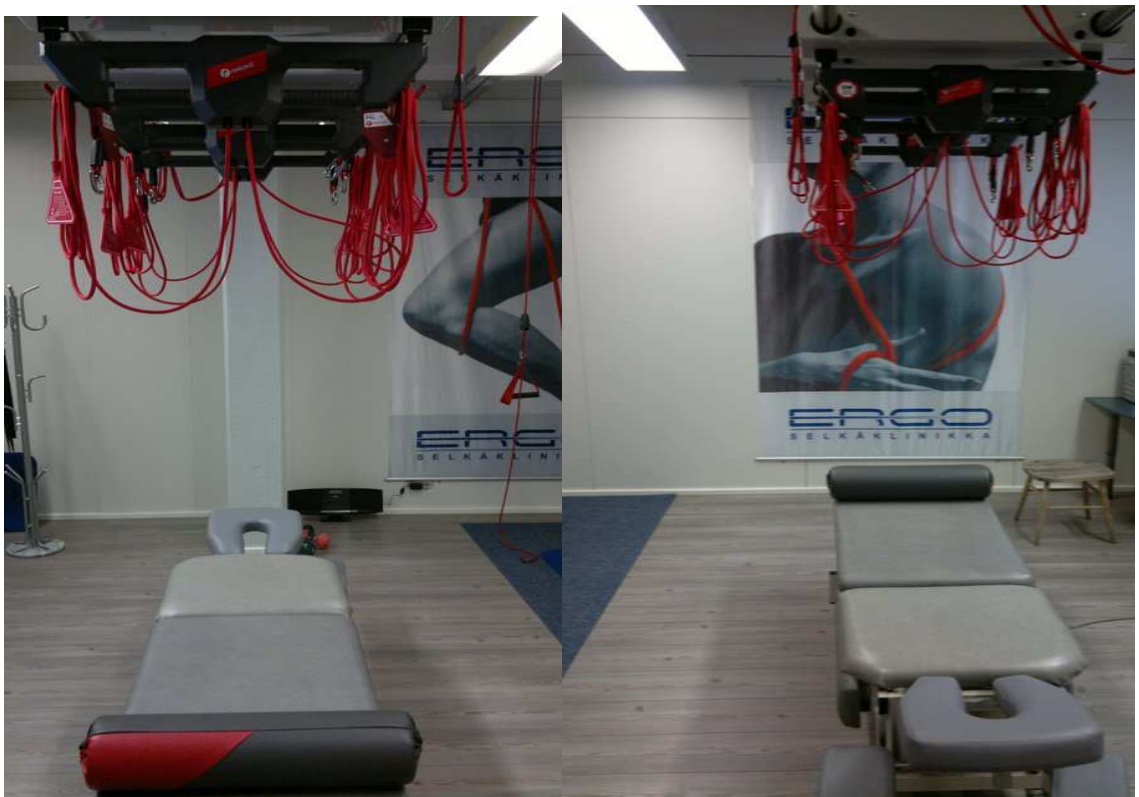
Kuva 5. Alkuperäinen Schlingentisch Halter -suspensioterapialaite (<http://pefri-wildbad.de/pefri/halter/index.htm>)

Nykyään laite on tunnettu jo vuosia nimellä Redcord Trainer (Kuvat 6 ja 7). Laitteella voidaan harjoittaa samoja asioita kuin alkuperäisellä Schlingentischilla: rentoutumista, aktiivisia ja passiivisia mobilisaatioharjoitteita sekä erilaisia lihaskuntoharjoitteita. Lisäksi Redcord Trainerilla voidaan harjoittaa sensomotorisia eli aistihavaintojen ja kehon toimintojen yhteistyötä vaativia harjoitteita. Kokonsa puolesta se sopii myös kotiharjoitteluun. Redcordin välineistöllä harjoitteita voidaan muokata kevyistä erittäin raskaisiin harjoitteisiin, joten harjoitteet soveltuvat heikkokuntoisista potilaista aina huippu-urheilijoihin saakka. Tässä suspensiosysteemissä on kaksi narua ja helppokäyttöiset sekä nopeat lukitusmekanismit verrattuna aiempiin vastaaviin. Naruihin voidaan kiinnittää erimallisia tutkimansetteja sekä muita lisävarusteita. Vuonna 2005 kehitettiin mekaaninen

värinälaite kiinnitettäväksi naruihin, ja vuonna 2007 kehittämistyön tuloksena lanseerattiin nykYTEknologiaa edustava värinälaite Redcord Stimula. (Kirkesola 2009, 16–25.)



Kuva 6. Redcord Workstation



Kuva 7. Nykyaikainen suspensioterapialaite Redcord Workstation kolmella Redcord Trainer -yksiköllä

4.2 Redcordin terapiamenetelmät

Redcord on lanseerannut kaksi kattavampaa harjoitus- ja hoitomenetelmää: Sling Exercise Therapyn ja Neuracin.

4.2.1 Sling Exercise Therapy (S-E-T)

Vuonna 1999 lanseerattiin harjoitus- ja hoitomenetelmä S-E-T. Konseptia kehitettiin Norjassa lähes 10 vuotta. Harjoituskonsepti kehitettiin tuki- ja liikuntaelinvaivojen hoitoon, mutta sitä käytetään myös aivoverenkiertohäiriöpotilaiden ja muiden neurologisten potilaiden kuntoutukseen sekä yleisesti lihaskuntoharjoitteluun. S-E-T-konseptiin sisältyy tutkimus sekä itse hoito tutkimuksen perusteella.

Tutkimuksella etsitään mahdolliset kineettisen ketjun ”heikot lenkit” lihasjärjestelmässä progressiivisesti kuormaa lisäten. Tämän jälkeen ”heikon lenkin” lihakset testataan yksitellen. Hoito sisältää erilaisia harjoitteita: rentoutumista, liikkuvuuden lisäämistä, vetohoitoa, anaerobisia ja aerobisia lihaskuntoharjoitteita, ryhmäliikuntaharjoitteita. Lyhyesti sanottuna: sisältää yksilöllisiä kotiharjoitteita pitkän aikavälin seurannalla ja tietokoneohjelman harjoitusohjelman modifiointiin. (Kirkesola 2000, 9–16.)

4.2.2 Neuromuscular Activation (Neurac)

Vuonna 2004 fysioterapeutti Gitle Kirkesola kollegoineen lanseerasi Neurac-menetelmän, joka on kehitetty hoitamaan pitkittyneitä tuki- ja liikuntaelimestön kiputiloja. Menetelmä on kehitetty S-E-T-konseptista. Neurac on hoitomuoto, jonka tavoitteena on normalisoida tuki- ja liikuntaelimestön toiminta ja liikemallit kroonisilla kipupotilailla. Menetelmä perustuu vahvaan hermo-lihasjärjestelmän stimulaatioon. Viimeaikaisten tutkimusten mukaan värinä lisää lihassukkuloiden kautta keskushermostoon meneviä ärsykeitä, perustellaan ja tätä kautta sen suotuisaa vaikutusta hermo-lihasjärjestelmän toimintaan (Cormie, Deane, Triplett & McBride 2006, 257–261; Tihanyi, Horváth & FASEKAS 2007, 782–793; Annino, Padua, Castagna, Salvo, Minichella, Tsarpela, Manzi & D’Ottavio 2007, 1072–1076; Belavý, Hides, Wilson, Stanton, Dimeo, Rittweger, Felsenberg & Richardson 2008, 121–131).

Neuracin aktiivinen hoitomuoto sisältää neljä pääelementtiä: 1) painokevennetyt harjoitteet Redcord Trainer yksiköillä tai Redcord Workstationilla, 2) kontrolloitu värinä valituille ruumiinosille joko manuaalisesti tai Redcord Stimulalla, 3) asteittainen harjoitusvastuksen nosto, 4) harjoitteiden suoritus kivutta tai ilman kivun lisääntymistä. Neurac sisältää testipatteriston, jolla arvioidaan kineettisten ketjujen sekä syvien ja pinnallisten lihasten toimintaa (Kuva 8). Testitulosten pohjalta terapeutti ohjaa yksilölliset harjoitteet asiakkaalle. (Kirkesola 2009, 16–25.)

Systemaattisilla kliinisillä tutkimuksilla on saatu lupaavia tuloksia Redcordin vaikuttavuudesta. Niskakipuisten voimantuoton ja neuromotorisen kontrollin (*engl. force steadiness*) todetaan parantuneen Neurac-menetelmällä verrattuna kontrolliryhmään (Muceli, Farina, Kirkesola, Katch & Falla 2010, 283–290). Saliba kumppaneineen vertaili tutkimuksessaan poikittaisen vatsalihaksen aktivaatiota alaselkäkipuisilla henkilöillä lantionnostoharjoitteessa vakaalla alustalla ja epävakaa Redcord-laitteistolla. Lopputuloksena oli, että Redcordilla suoritettu lantionnostoharjoite dynaamisella lonkan loitonnuksella aktivoi merkittävästi enemmän poikittaista vatsalihasta kuin vakaalla alustalla tehtynä (Saliba ym. 2010, 63–73). Lisää tutkimustyötä tarvitaan arvioimaan ja kehittämään menetelmän vaikuttavuutta (Kirkesola 2009, 16–25).



Kuva 8. Lannerangan neutraaliasennon isometristä pidon testausta joustavilla naruilla Redcord Workstation -laitteella (Kirkesola 2009, 20; kuva: Rune Stålesen)

5 ELEKTROMYOGRAFIA

Tiedonvälitys ihmisen hermostossa tapahtuu sähköisten signaalien kautta, eli käsky liikuttaa jotain tiettyä lihasta lähtee primaariselta motoriselta aivokuorelta. Sähköiset signaalit kulkevat aivoista selkäydintä pitkin perifeeriseen hermostoon, jonka seurauksena tapahtuu kohdealueella tiettyjen motoristen yksiköiden aktivaatio. Elektromyografiasignaali, eli rekisteröityvä signaali, edustaa tutkitun lihaksen toimivien motoristen yksiköiden yhteisaktiivisuutta, aktiopotentiaalien summaa. (Basmajian & De Luca 1985, 104–105; Arendt-Nielsen, Mills & Foster 1989, 493–497; 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 lihaksen motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puoliväliä (Basmajian & De Luca 1985, 61–64; Hermens, Freriks, Merletti, Hägg, Stegeman & Blok 1999).

Mittausvaiheessa EMG-signaalista pyritään suodattamaan laitteiston avulla pois kaikki ylimääräiset häiriösignaalit. Tämän jälkeen EMG-dataa käsitellään analyysiä varten, useimmiten raaka EMG-signaali tasasuunnataan. Analysoinnissa on kaksi vaihtoehtoa, aikaperusteinen amplitudipohjainen tai taajuusperusteinen frekvenssipohjainen analyysi. Enokan sekä Basmajian & De Lucan mukaan aikaperusteista analyysiä käytetään lihaksen voimantuottoa tutkittaessa. Mielenkiintona on EMG-signaalin amplitudi, jolloin muuttujina ovat yleensä joko keskimääräinen tasasuunnattu arvo ARV tai tehollisarvo RMS. Taajuusperusteisessa analyysissä mielenkiintona on Merlettin ja Parkerin mukaan EMG-signaalin taajuus. Sitä käytetään lihaksen väsymistä ja

yksittäisten motoristen yksiköiden rekrytointitapoja tutkittaessa. (Vilavuo 2007, 23–24.)

EMG-mittaukset ovat käyttökelpoisia niin kliinisesti kuin biomekaanisessa tutkimuksessakin (Raez, Hussain & Mohd-Yasin 2006, 1). Yleisimmät käyttötarkoitukset ovat hermolihas sairauksien tutkimukset, alaselän kiputilat, kinesiologia ja liikkeenhallinnan ongelmat (Raez ym. 2006, 18).

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksen tarkoituksena oli mitata, miten erilaisilla alustoilla suoritettut unilateraaliset lantionnostoharjoitteet aktivoivat pinnallisia lihaksia. Tutkimuksessa mitattiin pinta-EMG:llä leveän selkälihaksen, ison pakaralihaksen ja kaksipäisen reisilihaksen aktiivisuustasoa. EMG-data normalisoitiin isometristä maksimaalista (100 %) tahdonalaista supistusta vastaavaksi tulosten myöhempää analysointia varten.

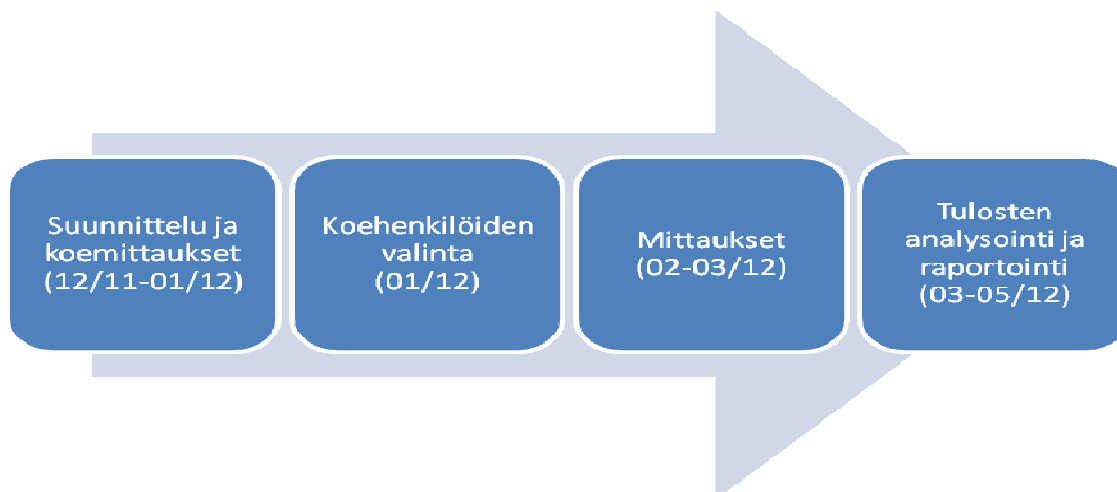
Tutkimusongelmat:

Miten leveä selkälihas, iso pakaralihas ja kaksipäinen reisilihas aktivoituvat unilateraalisisissa lantionnostoharjoitteissa eri alustoilla?

1. Miten leveä selkälihas, iso pakaralihas ja kaksipäinen reisilihas aktivoituvat unilateraalisisissa lantionnostoharjoitteissa vakaalla alustalla dominantin alaraajan tukeutuessa psoas-tyynyyn?
2. Miten leveä selkälihas, iso pakaralihas ja kaksipäinen reisilihas aktivoituvat unilateraalisisissa lantionnostoharjoitteissa epävakaalla alustalla dominantin alaraajan tukeutuessa Redcordin Wide Sling -mansettiin joustamattoman narun varassa?
3. Miten leveä selkälihas, iso pakaralihas ja kaksipäinen reisilihas aktivoituvat unilateraalisisissa lantionnostoharjoitteissa epävakaalla alustalla dominantin alaraajan tukeutuessa Redcordin Wide Sling -mansettiin joustavan narun varassa?

7 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tutkimuksen mittaukset suoritettiin helmi-maaliskuussa 2012 Kotkassa. Tammikuussa tehtyjen koemittausten perusteella suunniteltiin mittausten toteutus ja aikataulu tarvittavine välineineen. Tutkimuksessa käytettiin yhteistyökumppani Ergo Selkäklinikan järjestämiä tutkimus- ja harjoitustiloja sekä välineistöä. Kuviossa 1 esitellään tutkimuksen eteneminen.



Kuvio 1. Tutkimuksen eteneminen

7.1 Koehenkilöt

Tutkimusjoukko koostui Kymenlaakson ammattikorkeakoulun naprapatian koulutusohjelman opiskelijoista. Tutkittavat rekrytoitiin suullisesti Kymenlaakson ammattikorkeakoulussa naprapatian koulutusohjelman luentotilaisuudessa tammikuussa 2012, jolloin suullisesti esiteltiin tutkimussuunnitelma sekä tutkittavaksi haluavien opiskelijoiden sisäänotto- ja poissulkukriteerit. Sisäänottokriteereinä oli, että henkilö on iältään 20–35-vuotias, perusterve ja liikunnallinen (harrastaa säännöllisesti liikuntaa vähintään kahdesti viikossa). Poissulkukriteereinä pidettiin tutkimustuloksiin mahdollisesti epäsuotuisasti vaikuttavat tekijät, kuten flunssa- ja kuumesairaudet sekä aikaisemmin diagnosoidut toimintakykyyn heikentävästi vaikuttavat sairaudet. Lisäksi poissulkukriteereinä pidettiin koettua alaraaja- tai selkäkipua viimeisen 3 kuukauden aikana. Alaselkäpotilailla on todettu olevan neuromotorisen kontrollin häiriöitä, vaikka ei tiedetä, aiheutuuko kipu neuromotorisen kontrollin

häiriöistä vai neuromotorisen kontrollin häiriöt kivusta (Panjabi 1992, 387; Hodges & Moseley 2003, 361–370; Moseley 2007, 517–518).

Tutkimukseen osallistuminen perustui vapaaehtoisuuteen. Koehenkilöiksi valittiin ilmoittautumisjärjestyksessä ensimmäiset 10 vapaaehtoista opiskelijaa, 5 miestä ja 5 naista, jotka täyttivät tutkimuksen kriteerit. Koehenkilöiden otantamenetelmänä oli kiintiöotanta. Kiintiöotantamenetelmässä perusjoukko jaetaan luokkiin tiettyjen ominaisuuksien mukaan ja jokaiseen luokkaan otetaan mukaan vain niin monta otantayksikköä kuin kiintiö vaatii (Holopainen & Pulkkinen). Tutkimuksen perusjoukko jaettiin kahteen kiintiöön sukupuolen mukaan. Lopullisen tutkimusjoukon koko oli tavoiteltu 10 henkilöä, 5 miestä ja 5 naista. Koehenkilöiden taustatiedot (antropometria) ovat taulukossa 1.

Henkilö	Ikä	Sukupuoli	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	28,0
5	23	N	160	54	21,1
6	24	N	152	45	19,5
7	28	N	183	65	19,4
8	31	M	186	74	21,4
9	30	M	178	88	27,8
10	26	N	172	75	25,4

Taulukko 1. Koehenkilöiden taustatiedot

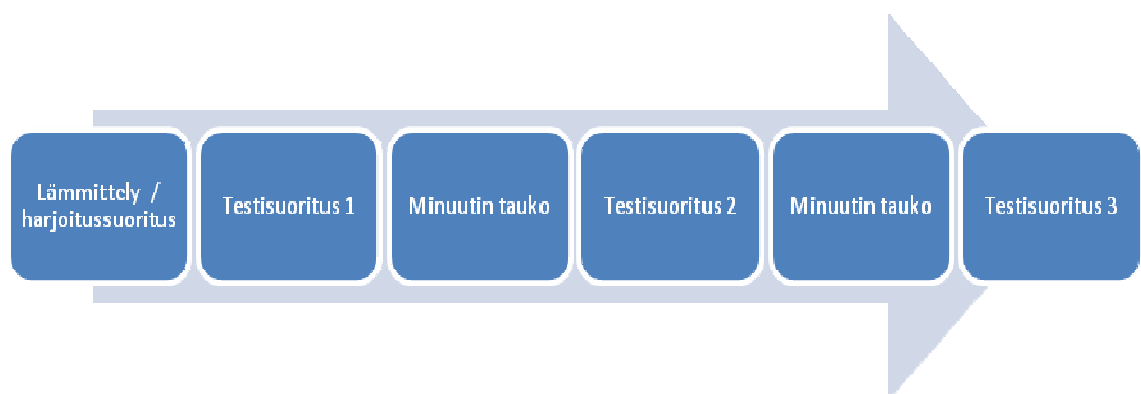
7.2 Tutkimusasetelma

Tutkimuksen mittaukset toteutettiin koehenkilölle yhdellä kertaa. Koehenkilö saapui testauspaikalle levänneenä sovittuun aikaan. Koehenkilöille oli etukäteen informoitu, että mittauksiin tulee varata aikaa 2 tuntia ja ne suoritetaan alusvaatteissa tai vastaavissa urheiluvälineissä, jotta elektrodien kiinnittäminen sujuu jouhevasti ja mittauksessa testaaja näkee testattavan vartalon pystyen kontrolloimaan ja ohjaamaan hyväksyttävän suoritustekniikan.

Koehenkilöltä mitattiin pituus, punnittiin paino ja kysyttiin tarvittavat esitiedot (nimi, ikä, sukupuoli, dominantti alaraaja). Dominantti alaraaja määräytyi sen mukaan, kummalla jalalla koehenkilö kertoi osaavansa potkaista palloa paremmin. Tiedot tallennettiin tietokoneelle. Elektrodit kiinnitettiin paikalleen

(Taulukko 2, sivu 32), ja testattavan kanssa käytiin suullisesti läpi tulevaa mittaustapahtumaa. Koehenkilö suoritti 5 minuutin alkulämmittelyn polkupyöräergometrillä (60 W / 60–70 RPM) tuki- ja liikuntaelinten vammojen ehkäisemiseksi (Ks. Kallinen 2004, 35). Lämmittelyn aikana koehenkilön kanssa käytiin vielä suullisesti läpi mittaustapahtumaa: ensin suoritettavat vertailuliikkeet ja tämän jälkeen varsinaiset harjoitusliikkeet. Lämmittelyn jälkeen elektrodeihin kiinnitettiin johdot ja koehenkilö asettui hoitopöydälle vatsamakuulle.

Tutkittavien lihasten isometriset maksimivoimatestit eli MVIC-testit suoritettiin ennen harjoitusliikkeitä, nivelkulmat vakioitiin vipuvarsionometrillä. MVIC-testaus aloitettiin muutamalla lämmittelysuorituksella, jolloin testattava nosti lihasjännitystä asteittain kohti maksimia manuaalista vastusta vasten. Varsinaisessa mittaussuorituksessa ”valmiina”-komennolla koehenkilö valmistautui suoritukseen ja ”paina”-komennolla alkoi tuottamaan voimaa niin paljon ja niin nopeasti kuin mahdollista. Mittauksessa ei sallittu nykäisevää suoritusta. Maksimaalinen isometrinen voimantuotto kesti 5 sekuntia, ja ”seis”-komennolla koehenkilö lopetti voimantuoton. Ahtiainen 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. Koehenkilöä kannustettiin verbaalisesti voimantuottosuorituksen aikana motivoiden häntä tuottamaan sen hetkinen todellinen maksimivoimasuoritus (Ahtiainen & Häkkinen 2004, 138–139). Siirtymäaika testausliikkeestä toiseen oli 1 minuutti. Kuviossa 2 esitetään yhden lihaksen MVIC-mittauksen kulku.



Kuvio 2. MVIC-mittauksen kulku

Mittausjärjestys (Kuvio 3) oli vakioitu niin, että ensin testattiin iso pakaralihas vasemmalta ja oikealta, tämän jälkeen kaksipäinen reisilihas vasemmalta ja oikealta, viimeiseksi leveä selkälihas vasemmalta ja oikealta. Järjestys muotoutui käytännön syistä. Alaraajojen lihakset testattiin hoitopöydällä tutkittavan ollessa vatsamakuulla ja leveät selkälihakset koukkuselinmakuulla.

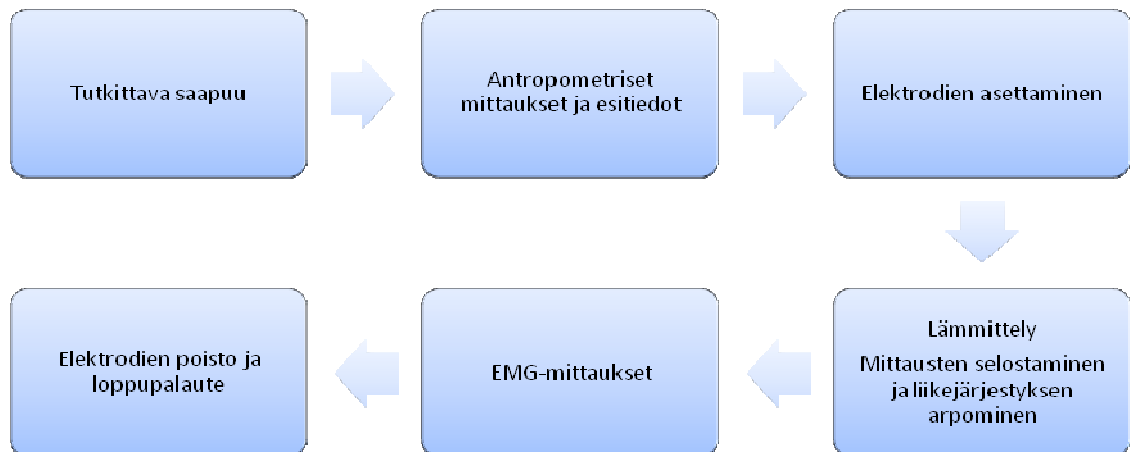


Kuvio 3. MVIC-mittauksen lihaskohtainen järjestys

Tutkittavat harjoitusliikkeet suoritettiin isometristen maksimivoimatestien jälkeen. Harjoitusliikkeiden testausjärjestys arvottiin. Arvonta suoritettiin tutkittavan nostaessa hatusta eri harjoitusliikkeitä osoittavat numerolaput 1–6. Harjoitusliikkeiden suoritusjärjestys muodostui numerolappujen nostojärjestyksen mukaan.

Harjoitusliikkeet suoritettiin siten, että dominantti alaraaja toimi tukijalkana alustalla. Vakaana alustana liikkeissä 1 ja 2 oli psoas-tyyyny (korkeus lattiasta 37 cm ja pohkeen alla tukipinta oli sääriluun kyhmystä (*tuberositas tibiae*) 23,5 cm jalkaterää kohti). Epävakaana alustana liikkeissä 3 ja 4 oli Redcord Trainer Wide Sling -mansetti joustamattomalla narulla (korkeus lattiasta ja tukipinta oli identtinen psoas-tyynyn kanssa 37 cm / 23,5 cm). Epävakaana alustana liikkeissä 5 ja 6 oli Redcord Trainer Wide Sling -mansetti joustavilla naruilla (50 kg + 30 kg). Wide Sling -mansetin korkeus oli vakioitu 37 cm:n korkeuteen lattiasta, kuten liikkeissä 3 ja 4. Lantionnostoharjoitteissa tutkija ohjasi manuaalisesti ja verbaalisesti koehenkilön lannerangan neutraaliasentoon (Stevens, Vleeming, Bouche, Mahieu, Vanderstraeten & Danneels 2007, 713). Rangan neutraaliasento kehoitettiin pitämään yllä koko suorituksen ajan. Ennen harjoitusliikkeen mittausta ei-dominantti alaraaja ohjattiin samaan tasoon horisontaalisesti kuin dominantti alaraaja. Lisäksi yläraajojen asennot ohjattiin joko ristiin rinnalle kämmenet vastakkaisille hartioille tai kylkien viereen

alustalle. Nivelkulmat vakioitiin vipuvarsigoniometrillä ja asennot vakioitiin teippimarkkerein tutkijan toimesta. Koehenkilö teki harjoituksenomaisesti kaikki harjoitusliikkeet kertaalleen ennen mittauksia. Mittaustilanteen kulku esitellään kuviossa 4.



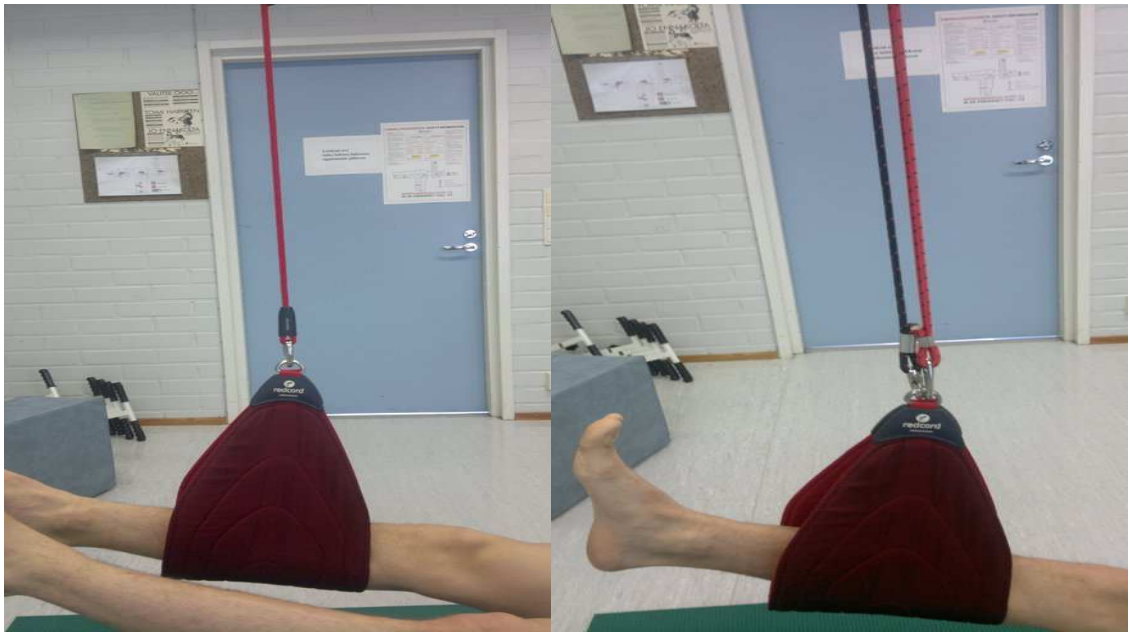
Kuvio 4. Mittaustilanteen eteneminen

Alla olevissa kuvissa 9 ja 10 näkyy mittauksissa käytettyä välineistöä. Kuvassa 9 vasemmalla on Wide Sling -mansetti sekä psoas-tyyny, keskellä joustavat narut ja oikealla kuvassa on psoas-tyyny ja testialusta (1,5 cm paksu Airex-matto).



Kuva 9. Mittausvälineistöä

Kuvassa 10 näkyy Redcordin Wide Sling -mansetti vasemmalla joustamattomalla narulla ja oikealla joustavalla narulla harjoitusliikkeen aikana.



Kuva 10. Joustamaton naru ja joustava naru

Mittaussuorituksessa alkuasennon ohjaamisen jälkeen koehenkilö valmistautui suoritukseen "valmiina"-komennolla. "Pidä"-komennolla koehenkilö pysyi ohjatussa alkuasennossa paikallaan 6 sekuntia ja "seis"-komennolla lopetti suorituksen. Harjoitusliikkeiden mittauksissa ei kannustettu verbaalisesti. Jokaisen harjoitusliikkeen koehenkilö suoritti kaksi kertaa, tauon ollessa 1 minuutti suoritusten välissä. Siirtymäaika harjoitusliikkeestä toiseen oli 1 minuutti. Varsinaisten mittausten jälkeen koehenkilö suoritti kontrolliksi MVIC-testin kertaalleen jokaiselle tutkittavalle lihakselle, minkä avulla saatiin varmuus että elektrodit ja johdot ovat pysyneet paikoillaan tutkimuskeeman ajan.

7.3 Tutkimusmenetelmät

Kokeellisessa tutkimuksessa mitataan yhden käsiteltävän muuttujan vaikutusta toiseen muuttujaan (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2009, 134). Tutkimusmenetelmäksi valittiin kvantitatiivinen eli määrällinen tutkimus, koska tutkimuksen tavoite soveltuu parhaiten numeeriseen mittaamiseen. Kvantitatiiviselle tutkimukselle on ominaista tulosten esittäminen taulukkomuodossa ja niiden käsittely tilastollisesti (Hirsjärvi ym. 2009, 140).

7.3.1 Lihassoiman mittaaminen

MVIC on yleisesti käytetty menetelmä mittaamaan tietyn lihaksen tai lihasryhmän voimantuottokapasiteettia. MVIC-mittaus on suora, toistettava, sensitiivinen ja käytännöllinen menetelmä mittaamaan tahdonalaista voimantuottoa. Isometrisessä maksimivoimatestauksessa 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; Richardson ym. 2004). Vähintään 60 %:n voimantuotto MVIC:stä vaaditaan perusvoimaharjoitteluun (Andersson, Ma & Thorstensson 1998, 175–183).

Ison pakaralihaksen MVIC mitattiin päinmakuulla hoitopöydällä. Lonkkanivel oli neutraalissa asennossa ja polvinivel vakioituna 90 asteen koukistuskulmaan vipuvarsioniometrillä. Tutkija piti paikallaan testattavan reiden hoitopöytää vasten kantaluusta sekä reiden takaosasta heti polvinivelen yläpuolelta kuvan 11 osoittamalla tavalla. Tutkittava pyrki ojentamaan lonkkaansa nostamalla reittään hoitopöydästä ylös maksimaalisella teholla tutkijan estäessä liikkeen. Tarvittaessa tutkijan apuna oli fiksaatioremmi.



Kuva 11. Ison pakaralihaksen MVIC-mittausasento

Kaksipäisen reisilihaksen MVIC mitattiin samassa alkuasennossa kuin ison pakaralihaksen. Tutkija fiksoi testattavan säären kuvan 12 osoittamalla tavalla; heti kantaluun yläpuolelta säären takaa. Tutkittava pyrki koukistamaan polveaan maksimaalisella teholla tutkijan estäessä liikkeen.



Kuva 12. Kaksipäisen reisilihaksen MVIC-mittausasento

Leveän selkähäksen MVIC mitattiin koukkuselinmakuulla lattialla 1,5 cm paksun Airex-maton päällä, yläraajat oli vakioituna neutraaliin asentoon vartalon viereen, kämmenet alustalle, kuvan 13 osoittamalla tavalla. Tutkittava pyrki painamaan yläraajaansa lattiaa vasten maksimaalisella teholla.



Kuva 13. Leveän selkähäksen MVIC-mittausasento

7.3.2 Elektromyografiamittaukset

EMG-datan taltiointiin mittauksissa käytettiin 8-kanavaista ME6000 MT-M6T8 EMG-laitetta (Kuva 14) (Mega Elektroniikka Oy, Kuopio, Suomi). Vahvistin kiinnitettiin maadoituselektrodiin ja sen syöttöimpedanssi oli $> 10 \text{ M}\Omega$. Raaka EMG:n taltioinnissa 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 $< 1,6 \text{ }\mu\text{V RMS}$, vahvistuksen suuruuden ollessa 305). EMG-signaali tallentui 14 bittisen A/D-muuntimen kautta tietokoneelle MegaWin-ohjelmistolle (Mega Elektroniikka Oy, Kuopio, Suomi) myöhempää analyysiä varten.



Kuva 14. EMG-mittauslaitteisto

EMG-mittaukset tehtiin pintamittauksina käyttäen kertakäyttöisiä pyöreänmallisia hopea/hopeakloridi-pintaelektrodeja (Ambu Blue sensor type M-00-S). Lihas- ja lihasten välisen mahdollisen ”cross talkin” vähentämiseksi elektrodiparit asetettiin mitattaviin lihaksiin säikeiden suuntaisesti (Basmajian & De Luca 1985, 61–64; Hermens ym. 1999; Deyo, Mirza & Martin 2006, 2724–2727) (Taulukko 2, Kuva 15). Ihon impedanssin alentamiseksi iho pyyhittiin hienolla hiekkapaperilla ja 60 %:sella alkoholilla sekä ihokarvat ajettiin tarpeen mukaan. Elektrodien keskipisteiden välinen etäisyys oli 20 mm. Maadoituselektrodit kiinnitettiin luisille alueille reisiluun isoon sarvennoiseen, pohjeluun päähän ja lapaluun harjuun (*spina*

scapulae). Elektrodijohdot asetettiin tutkittavan vaatteiden resoreiden alle ja tarvittaessa teipattiin paperiteipillä ihoon näiden liikkumisen eliminoimiseksi.

leveä selkälihas	1.elektrodi 3 cm inferolateraalisesti lapaluun alakulmasta. 2.elektrodi 1.elektrodin viereen lihassäikeiden suuntaisesti. Maadoituselektrodi lapaluun harjun päälle.
iso pakaralihas	1.elektrodi reisiluun ison sarvennoisen ja ristiluun tyven (<i>basis sacrum</i>) välisen linjan puoliväliin. 2.elektrodi 1.elektrodin viereen lihassäikeiden suuntaisesti. Maadoituselektrodi reisiluun isoon sarvennoiseen.
kaksipäinen reisilihas	1.elektrodi istuinkyhmyn ja pohjeluun pään välille puoliväliin. 2.elektrodi 1.elektrodin viereen lihassäikeiden suuntaisesti. Maadoituselektrodi pohjeluun pään päälle.

Taulukko 2. Elektrodien asettelu



Kuva 15. Elektrodien asettelu

7.4 Harjoitusohjelma

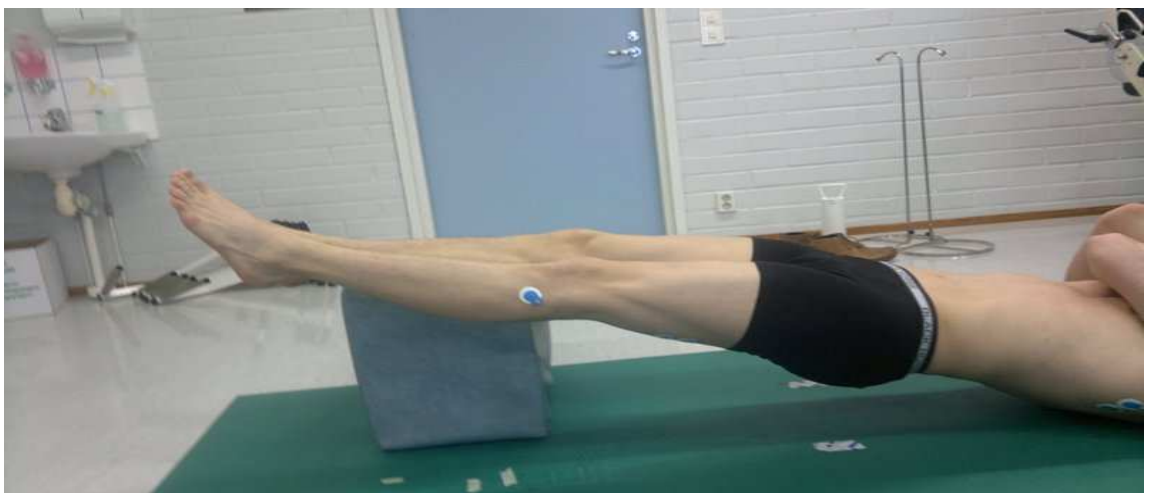
Harjoitusliike 1 Unilateraalinen lantionnostoharjoite vakaalla alustalla yläraajat lattialla (Kuva 16).



Kuva 16. Harjoitusliike 1

Alkuasennossa testattava makasi koukkuselinmakuulla Airexin matolla. Dominantin alaraajan pohje tukeutui polvinivelen alapuolelta sääriluun kyhmyntasolta psoas-tyynyyn (korkeus 37 cm, leveys 23,5 cm), lonkkanivel oli 45 astetta koukistuneena. Ei-dominantti alaraaja oli koukussa (polvinivelen koukistus 70 - 90 astetta), jalkapohja matolla. Yläraajat olivat matolla lattiaa vasten, kämmenet alaspäin, vartalon mukaisesti, mutta eivät kuitenkaan kiinni kyljissä. Tutkittava nosti lantion irti alustasta. Lannerangan ollessa neutraaliasennossa, tutkittava ojensi polvensa suoraksi, alaraajat olivat samalla tasolla horisontaalisesti. Tämä asento tutkittavan kehoitettiin pitämään mittauksen ajan.

Harjoitusliike 2 Unilateraalinen lantionnostoharjoite vakaalla alustalla yläraajat ristissä rinnalla (Kuva 17).



Kuva 17. Harjoitusliike 2

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

Harjoitusliike 3 Unilateraalinen lantionnostoharjoite epävakaalla alustalla joustamattomalla narulla yläraajat lattialla (Kuva 18).



Kuva 18. Harjoitusliike 3

Tutkittavan alkuasento ja suoritus olivat samat kuin liikkeessä 1, mutta dominantti alaraaja tukeutui Redcordin Wide Sling -mansettiin (korkeus lattiasta 37 cm, leveys 23,5 cm).

Harjoitusliike 4 Unilateraalinen lantionnostoharjoite epävakaalla alustalla joustamattomalla narulla yläraajat ristissä rinnalla (Kuva 19).



Kuva 19. Harjoitusliike 4

Tutkittavan alkuasento ja suoritus olivat samat kuin liikkeessä 1, mutta dominantti alaraaja tukeutui Redcordin Wide Sling -mansettiin ja yläraajat olivat ristissä rinnan päällä kämmenet vastakkaisilla hartioilla.

Harjoitusliike 5 Unilateraalinen lantionnostoharjoite epävakaalla alustalla joustavilla naruilla yläraajat lattialla (Kuva 20).



Kuva 20. Harjoitusliike 5

Tutkittavan alkuasento ja suoritus olivat samat kuin liikkeessä 1, mutta dominantti alaraaja tukeutui Redcordin Wide Sling -mansettiin. (Huom.) Kuvassa täytyy ottaa huomioon, että lantio ei ole neutraalissa asennossa.

Harjoitusliike 6 Unilateraalinen lantionnostoharjoite epävakaalla alustalla joustavilla naruilla yläraajat ristissä rinnalla (Kuva 21).



Kuva 21. Harjoitusliike 6

Tutkittavan alkuasento ja suoritus olivat samat kuin liikkeessä 1, mutta dominantti alaraaja tukeutui Redcordin Wide Sling -mansettiin ja yläraajat olivat ristissä rinnan päällä kämmenet vastakkaisilla hartioilla.

7.5 Aineiston analyysi

Raaka EMG-data RMS-keskiarvoistettiin MegaWin-ohjelmistolla harjoitusliikkeiden 6 sekunnin suorituksen keskeltä, 4 sekunnin aikaikkunalla (1–5 sekuntia) ja MVIC-mittauksissa 2 sekunnin aikaikkunalla maksimaaliselta alueelta. Tulokset siirrettiin Microsoft Exceliin, MVIC-mittauksista otettiin paras tulos ja harjoitusliikkeistä laskettiin suoritusten keskiarvo. Tuloksista laskettiin keskiarvot (KA), keskihajonnat (SD) ja ne normalisoitiin prosentuaalista MVIC:tä vastaaviksi. Tulokset esitellään taulukkomuodossa numeerisesti liitteessä 1.

Aineisto analysoitiin käyttäen SPSS 19 -ohjelmaa (SPSS Inc., Chicago, IL). Harjoitusliikkeitä verrattiin toisiinsa Mannin-Whitneyn U-testiä sekä Wilcoxonin testiä käyttäen. Ne ovat käytettyjä menetelmiä, kun mittaus on järjestysasteikollinen ja kun tarkasteltavien muuttujien jakaumaa perusjoukossa ei tunneta eli normaalijakaumaoletus ei ole voimassa (Metsämuuronen 2005, 990; Holopainen & Pulkkinen 2008, 197). Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi asetettiin $p < 0.05$ (Heikkilä 2010, 195).

8 TULOKSET

Taulukoissa pyritään havainnollistamaan oleellimmat tulokset harjoitusliikkeistä 1–6. Tuloksia lukiessa on hyvä tietää, että jokainen koehenkilö ilmoitti dominantiksi alaraajakseen oikean, eli harjoitusliikkeissä oikea alaraaja toimi tukijalkana alustaa vasten.

8.1 Harjoittelu vakaalla alustalla

Vertailtaessa harjoitusliikkeitä 1 yläraajat alustalla ja 2 yläraajat rinnalla, dominantin oikean alaraajan tukeutuessa vakaaseen alustaan, saatiin tilastollisesti merkitsevä ero ($p=0.028$) vasemman leveän selkälihakseen aktiivisuudessa. Liikkeessä 1 (yläraajat alustalla), leveät selkälihakset olivat aktiivisempia verrattuna liikkeen 2 aktiivisuuksiin. Alustaan tukeutuvan oikean alaraajan kaksipäinen rei-

silihäs ja iso pakaralihäs aktivoituivat päinvastoin verrattuna leveisiin selkälihaksiin, ollen aktiivisempia liikkeessä 2.

Mitattujen lihasten aktiivisuudet jäivät harjoitusliikkeissä 1 ja 2 alle perusvoimaharjoitteluun vaaditun 60 % MVIC-tason. Koordinaatioharjoittelun tasona pidetty 30 %:n MVIC-taso ylittyi reilusti oikean kaksipäisen reisilihaksen kohdalla. Oikea isopakaralihäs liikkeissä 1 ja 2 sekä vasen leveä selkälihakäs liikkeessä 1 aktivoituivat lähelle (22 % MVIC–28 % MVIC) koordinaatioharjoittelun tasoa.

8.2 Harjoittelu epävakaalla alustalla joustamattomalla narulla

Harjoitusliikkeitä 3 ja 4 vertailtaessa ei saatu lihasaktiivisuuksien suhteen tilastollisesti merkitseviä eroja. Vasemman selkälihakaksen aktiivisuudessa oli havaittava ero prosentuaalisesti liikkeiden välillä, liikkeessä 3 (yläraajat alustalla) aktiivisuus oli 27 % MVIC ja liikkeessä 4 (yläraajat rinnalla) aktiivisuus oli 18 % MVIC.

8.3 Harjoittelu epävakaalla alustalla joustavalla narulla

Harjoitusliikkeiden 5 ja 6 vertailussa ei saatu tilastollisesti merkitseviä eroja. Mainittakoon, että vasemman leveän selkälihakaksen aktiivisuuden välillä saatiin tilastollisesti eroksi $p=0.096$. Oikean ison pakaralihaksen aktiivisuudet olivat symmetriset harjoitusliikkeissä 5 ja 6, mutta kaksipäinen reisilihäs oli aktiivisempi liikkeessä 6 yläraajojen ollessa rinnalla kuin liikkeessä 5 yläraajojen ollessa alustalla. Prosentuaaliset MVIC-tasot olivat vastaavia, kuin liikkeissä 1–4 eli kaksipäisen reisilihaksen kohdalla voidaan puhua koordinaatioharjoittelusta, mutta ei voimaharjoittelusta. Taulukossa 3 esitetään koehenkilöiltä (N=10) harjoitusliikkeissä 1 - 6 mitatut lihasaktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.

8.4 Yläraajojen asennon sekä alustan vaikutus harjoitteluun

Erilaisilla alustoilla ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa tutkittujen lihasten aktiivisuuksiin. Oikean leveän selkälihakaksen aktiivisuus harjoitusliikkeissä 1–6 oli noin 5 %:n MVIC-tasoa, huolimatta siitä, tukeutuivatko yläraajat alustaan vai ei. Liikkeissä 1 (vakaa alusta), 3 (epävakaa, joustamaton naru) ja 5 (epävakaa, joustava naru), joissa yläraajat tukeutuivat alustaan, lihasaktiivisuudet olivat lähes symmetriset liikkeitten välillä. Huomioitavaa on, että liikkeessä 1 oikean

alaraajan tukeutuessa vakaaseen alustaan oikea kaksipäinen reisilihas ei ollut niin aktiivinen kuin epävakailla alustoilla suoritetuissa liikkeissä 3 ja 5.

Vertailtaessa liikkeitä 2 (vakaa alusta), 4 (epävakaa, joustamaton naru) ja 6 (epävakaa, joustava naru), joissa yläraajat olivat rinnan päällä, lihasaktiivisuudet olivat kauttaaltaan lähes symmetriset. Vakaalla alustalla suoritettussa liikkeessä 2 oikea kaksipäinen reisilihas oli aktiivisempi kuin epävakailla alustoilla tehdyissä liikkeissä 4 ja 6.

Vertailtaessa liikkeitä 1, 3 ja 5 harjoitusliikkeisiin 2, 4 ja 6 huomataan vasemman leveän selkälihaksen ja oikeanpuoleisten ison pakaralihaksen sekä kaksipäisen reisilihaksen välillä eroa lihasaktiivisuuksissa. Liikkeissä 1, 3 ja 5 vasen leveä selkälihas aktivoitui noin 10 % MVIC:stä enemmän kuin liikkeissä 2, 4 ja 6. Vastaavasti liikkeissä 2, 4 ja 6 mitattiin suuremmat lihasaktiivisuudet oikeanpuoleisissa isossa pakaralihaksessa ja kaksipäisessä reisilihaksessa kuin liikkeissä 1, 3 ja 5 (Taulukko 4). Edellä mainitut erot eivät siis olleet tilastollisesti merkitseviä.

Harjoite	LD vasen	LD oikea	GM vasen	GM oikea	BF vasen	BF oikea
Liike 1	28 %	6 %	7 %	22 %	5 %	40 %
Liike 2	19 %	5 %	3 %	26 %	2 %	57 %
Liike 3	27 %	6 %	3 %	24 %	2 %	47 %
Liike 4	18 %	4 %	3 %	27 %	2 %	50 %
Liike 5	27 %	7 %	3 %	25 %	2 %	45 %
Liike 6	18 %	5 %	3 %	26 %	2 %	51 %

Taulukko 3. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta (N=10). (LD = leveä selkälihas, GM = iso pakaralihas, BF = kaksipäinen reisilihas)

Harjoite	LD vasen	LD oikea	GM oikea	BF oikea
Liike 1	28 %	6 %	22 %	40 %
Liike 3	28 %	6 %	24 %	47 %
Liike 5	27 %	7 %	25 %	45 %
Liike 2	19 %	5 %	26 %	57 %
Liike 4	18 %	4 %	27 %	50 %
Liike 6	18 %	5 %	26 %	51 %

Taulukko 4. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta (N=10). Taulukosta on jätetty pois vasemman alaraajan lihakset. Liikkeet on esitetty järjestyksessä yläraajojen asennon mukaan: ensin liikkeet 1, 3, ja 5 yläraajat alustalla ja sitten jälkimmäisinä liikkeet 2, 4 ja 6 yläraajojen ollessa ristissä rinnalla. (LD = leveä selkälihas, GM = iso pakaralihas, BF = kaksipäinen reisilihas)

8.5 Sukupuolten väliset erot lihasten aktiivisuuksissa

Lähes kaikissa harjoitusliikkeissä saatiin tilastollisesti merkitsevä ero oikean leveän selkälihaksen ja vasemman ison pakaralihaksen aktiivisuuksissa naisten ja miesten välille. Käytännössä tällä ei ole merkitystä, koska näiden lihasten aktiivisuus jäi harjoitusliikkeissä matalaksi ollen alle 10 % MVIC:stä. Naisilla leveiden selkälihasten aktiivisuus oli korkeampi harjoitusliikkeissä, ja vastaavasti miehiltä mitattiin korkeammat aktiivisuudet oikeanpuoleisten ison pakaralihaksen sekä kaksipäisen reisilihaksen osalta. Naisten vasemman leveän selkälihaksen aktiivisuudet olivat 10–20 % MVIC:stä korkeampia miehiin nähden ja aktiivisuuksien tasolla naisten kohdalla voidaan puhua koordinaatioharjoittelusta. Harjoitusliikkeessä 2 mitattiin miesten osalta yli 60 %:n MVIC kaksipäisestä reisilihaksesta eli päästiin voimaharjoittelutasolle (Taulukko 5). Naisten ja miesten lihasaktiivisuudet eivät kuitenkaan tilastollisesti eronneet merkitsevästi eri harjoitteissa.

Harjoite	LD vasen	LD oikea	GM vasen	GM oikea	BF vasen	BF oikea
Liike 1	21 %	4 %	4 %	22 %	5 %	42 %
Liike 2	10 %	3 %	2 %	29 %	2 %	60 %
Liike 3	21 %	3 %	2 %	26 %	1 %	48 %
Liike 4	9 %	2 %	2 %	32 %	1 %	54 %
Liike 5	22 %	5 %	2 %	29 %	1 %	48 %
Liike 6	9 %	3 %	2 %	27 %	2 %	53 %

Taulukko 5. Tulokset % MVIC KA miehiltä (n=5).
(LD = leveä selkälihas, GM = iso pakaralihas, BF = kaksipäinen reisilihas)

Taulukossa 6 esitetään naisilta (n=5) harjoitusliikkeissä mitatut lihasaktiivisuudet MVIC:n suhteen normalisoituna.

Harjoite	LD vasen	LD oikea	GM vasen	GM oikea	BF vasen	BF oikea
Liike 1	35 %	9 %	10 %	22 %	5 %	37 %
Liike 2	27 %	7 %	5 %	24 %	3 %	53 %
Liike 3	33 %	9 %	4 %	21 %	2 %	46 %
Liike 4	26 %	6 %	4 %	22 %	2 %	47 %
Liike 5	31 %	9 %	4 %	21 %	2 %	43 %
Liike 6	28 %	7 %	4 %	24 %	2 %	49 %

Taulukko 6. Tulokset % MVIC KA naisilta (n=5).
(LD = leveä selkälihas, GM = iso pakaralihas, BF = kaksipäinen reisilihas)

9 POHDINTA

Neljänneksellä suomalaisista koettu selkäkipu pitkittyy tai uusii tiheästi (Airaksinen ym. 2004, 32). Harjoitteluterapian on todettu olevan vaikuttava hoitomenetelmä krooniseen epäspesifiin alaselkäkipuun systemaattisissa katsauksissa (Ferreira ym. 2006, 84–86; May & Johnson 2008, 181–184; Hayden ym. 2009, 11; Macedo ym. 2009, 9). Harjoitusliikkeiden vaikutuksista lihasten aktiivisuustasoihin olisi syytä saada enemmän tietoa, jotta harjoitusterapiassa osattaisiin valita oikeanlaiset harjoitteet oikeanlaisella annostuksella yksilöllisesti. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, miten leveä selkälihas, iso pakaralihas ja kaksipäinen reisilihas aktivoituvat unilateraalisissa lantionnostoharjoitteissa erilaisilla alustoilla.

9.1 Koehenkilöt

Koehenkilöiksi (N=10) valikoitui nuoria, terveitä ja fyysisesti hyväkuntoisia naprapaattiopiskelijoita ilmoittautumisjärjestyksessä. Koehenkilöt olivat tulevia terveydenhuollon ammattilaisia, joille tutkimusasetelman ymmärtäminen oli tuttua ja vaivatonta opiskelujen kautta. Tutkimukseen osallistuneiden henkilöiden ikäjakauma oli 23–31 vuotta. Koehenkilöt soveltuivat tutkimukseen hyvin täyttäen etukäteen asetetut kriteerit ja muodostivat homogeenisen porukan, lukuun ottamatta antropometriaa.

Osa koehenkilöistä oli fyysisesti erittäin hyväkuntoisia ja oli juuri lopettanut aktiiviuran urheilun parissa, mikä saattaa aiheuttaa vaihtelua tuloksiin näin pienessä otoksessa. Koehenkilöiden valikoitumisen, 5 naista ja 5 miestä, sekä pienen otoskoon vuoksi tutkimuksen tulokset eivät ole yleistettävissä, vaan niitä voidaan pitää lähinnä suuntaa antavina.

9.2 Menetelmät

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

että tutkittaville ei 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 tulkitessa. 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, joten 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.)

Mittaukset suoritettiin jokaiselle koehenkilölle klo 12–18 välisenä aikana samassa tilassa, samoilla välineillä sekä varustuksilla että ohjeistuksella. Mittaushuoneen lämpötila oli mittausten aikana 19.2–20 celsiusastetta. Aikaa tutkimuskeeman läpiviemiseen kului n. 1½ h/hlö. Testaaja ohjeisti sekä ohjasi tutkittavaa verbaalisesti ja manuaalisesti, asetti elektrodit ja vastasi harjoitteiden vakiointitoimenpiteistä sekä suoritti MVIC-testaukset. Avustaja toimi tietokoneella sekä vastasi taukojen pituuksista. Sama henkilö suoritti samat tehtävät jokaisella mittauksella, jolloin mittaajien välisiä eroja ei syntynyt. Näillä toimenpiteillä vakioitiin testaustilanne mahdollisimman samankaltaiseksi kaikille testattaville ja minimoitiin tulosten vaihtelevuus. (Ahtiainen & Häkkinen 2004, 132–133.) Mittaukset oli tarkoitus suorittaa kaikille koehenkilöille samaan aikaan päivästä, mutta aikataulusyistä tästä jouduttiin joustamaan ja mittausten ajankohta vaihteli \pm 3 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 elektrodikontaktit olivat pysyneet hyvänä eikä väsymistä ollut havaittavissa, joten mittauksista saatua dataa voidaan pitää niiltä osin luotettavana. Tulokset purettiin ja analysoitiin yhden tutkijan toimesta, mikä heikentää validiteettia tutkijatriangulaatiota ajatellen (Hirsjärvi ym. 2009, 233).

EMG-mittausten reliabiliteettia heikentää niiden heikko toistettavuus. EMG-mittaukseen liittyy monia virhe- ja häiriötekijöitä, jotka vaikuttavat rekisteröityvään signaaliin. Tässä tutkimuksessa noudatettiin eurooppalaista SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) –suositusta, mikä on luotu yhtenäistämään ja standardisoimaan EMG:n käyttöä kliinisissä tutkimuksissa. (Hermens ym. 1999.)

9.3 Tulokset

Vakaalla alustalla suoritettujen harjoitusliikkeiden 1 ja 2 välille saatiin tilastollisesti merkitsevä ero ($p=0.028$) vasemman leveän selkälihaksen aktiivisuudessa. Mitattujen lihasten aktiivisuudet jäivät harjoitusliikkeissä 1 ja 2 alle voimaharjoitteluun vaaditun 60 % MVIC-tason. Koordinaatioharjoittelun tasona pidetty 30 %:n MVIC-taso ylittyi oikean kaksipäisen reisilihaksen kohdalla.

Epävakaalla alustalla suoritettuja harjoitusliikkeitä 3 ja 4 sekä liikkeitä 5 ja 6 vertailtaessa ei ilmennyt lihasaktiivisuuksien suhteen tilastollisesti merkitseviä eroja. Epävakaan ja vakaan alustan välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa pinnallisten lihasten aktiivisuuksiin unilateraalisissa lantionnostoharjoitteissa.

Oikean leveän selkälihaksen aktiivisuus harjoitusliikkeissä 1–6 oli noin 5 %:n MVIC-tasoa, huolimatta siitä tukeutuivatko yläraajat alustaan vai ei. Yläraajojen asennolla ei ilmennyt tilastollisesti merkitseviä eroja pinnallisten lihasten aktiivisuuksiin, lukuun ottamatta vasenta leveää selkälihasta liikkeitä 1 ja 2 vertailtaessa. Yläraajat rinnan päällä tehdyissä harjoitusliikkeissä huomattiin lihasaktiivi-

suuden nousua tukijalan isossa pakaralihaksessa ja kaksipäisessä reisilihaksessa, mutta ei siis tilastollisesti merkitsevästi. Oletettavasti keskivartalon syvät lihakset kompensoivat tukipinnan muutoksen tuomaa epävakautta lihasaktiivisuutta lisäämällä. Tukijalan puoleisen leveän selkälihaksen aktiivisuus oli yläraajojen asennosta riippumatta huomattavasti vähäisempää tukijalasta ristikkäiseen leveään selkälihakseen verrattuna. Tukijalan puoleisten ison pakaralihaksen, kaksipäisen reisilihaksen sekä ristikkäisen leveän selkälihaksen lihasaktiivisuustasot tutkimuksessa osaltaan puoltavat teoriaa voimalukituksesta ja myofaskiaalisista yhteyksistä.

Naisten ja miesten välillä todettiin eroavaisuuksia lihasaktiivisuuksissa. Naiset aktivoivat harjoitusliikkeissä leveitä selkälihaksia miehiä enemmän ja vastavasti miehet aktivoivat enemmän alaraajan lihaksia tukijalan puolella. Selkein ero oli vasemman leveän selkälihaksen aktiivisuuksissa. Naiset aktivoivat vasenta leveää selkälihasta harjoitusliikkeissä 10–20 % MVIC:stä miehiä enemmän, ja naisten kohdalla voidaan puhua leveän selkälihaksen koordinaatioharjoittelusta. Harjoitusliikkeessä 2 mitattiin miesten osalta yli 60 % MVIC KA, eli päästiin voimaharjoittelutasolle.

Tämän tutkimuksen mukaan unilateraalisilla harjoitusliikkeillä ei saada tarpeeksi suurta pinnallisten lihasten aktiivisuutta aikaiseksi, jotta voitaisiin puhua voimaharjoittelusta fyysisesti hyväkuntoisten nuorten aikuisten keskuudessa. Harjoitusliikkeet suoritettiin isometrisesti 6 sekunnin pidoilla, mikä oli liian lyhyt aika väsyttämään hermolihasjärjestelmää terveillä, fyysisesti hyväkuntoisilla opiskelijoilla. Oletettavasti fyysisesti vähemmän aktiivisille, iäkkäämmille ja selkäkipukroonikoille harjoitteet toimivat kaksipäiselle reisilihakselle voimaharjoitteena, isolle pakaralihakselle joko koordinaatio- tai voimaharjoitteena sekä leveälle selkälihakseen koordinaatioharjoitteena. Nämä tulokset ovat suuntaa antavia, mutta niitä voidaan käyttää harjoitteluterapiassa hyväksi. Tulokset antavat osviittaa harjoitusliikkeiden kuormittavuudesta. Tutkimuksen tuloksia ei voida verrata muihin tutkimuksiin, koska aikaisemmin vastaavia tutkimuksia ei ole julkaistu. Tutkimustulokset osaltaan puoltavat Vleemingin ja kumppaneiden teoriaa siitä, että harjoitteluterapiassa kannattaa ottaa huomioon voimalukitus ja myo-

faskiaaliset yhteydet keskivartalon stabiliteettia harjoitettaessa (Vleeming ym. 1995a, 753–758).

Myofaskiaalisten yhteyksien hyödyntämistä sekä erilaisten alustojen vaikutusta harjoitusterapiassa tulisi tutkia jatkossa kattavammilla otoksilla niin terveitä kuin selkäkipuisia, sekä fyysisesti vähemmän aktiivisia henkilöitä. Myös eri harjoitteiden kuormittavuuden selvittäminen sekä lihasaktiivisuuksien erot naisten ja miesten välillä harjoitteissa antavat aiheita jatkotutkimuksiin. Mielenkiintoista olisi tutkia jatkossa unilateraalisissa lantionnostoharjoitteissa samanaikaisesti sekä pinnallisten lihasten että syvien lihasten EMG-aktiivisuuksia.

10 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tämän tutkimuksen perusteella vakaalla ja epävakaalla alustalla ei ollut tilastollisesti merkitsevää vaikutusta pinnallisten lihasten aktiivisuuksiin isometrisissä unilateraalisissa lantionnostoharjoitteissa. Yläraajojen asennolla oli tilastollisesti merkitsevä vaikutus ($p=0.028$) vakaalla alustalla tehdyissä harjoitusliikkeissä vasemman leveän selkälihaksen aktiivisuuteen. Tämän tutkimuksen mukaan isometrisillä unilateraalisilla harjoitusliikkeillä ei saada tarpeeksi suurta pinnallisten lihasten aktiivisuutta aikaiseksi, jotta voitaisiin puhua voimaharjoittelusta fyysisesti hyväkuntoisten nuorten aikuisten keskuudessa.

KUVAT

- Kuva 1. Leveä selkälihas, s. 9
- Kuva 2. Iso pakaralihas, s. 10
- Kuva 3. Kaksipäinen reisilihas ja leveän peitinkalvo, s. 12
- Kuva 4. Lanneselkäkalvon takimmainen kerros, s. 13
- Kuva 5. Alkuperäinen Schlingentisch Halter -suspensioterapialaite, s. 17
- Kuva 6. Redcord Workstation, s. 18
- Kuva 7. Nykyaikainen suspensioterapialaite Redcord Workstation, s. 18
- Kuva 8. Lannerangan neutraaliasennon isometristä pidon testausta, s. 20
- Kuva 9. Mittausvälineistöä, s. 27
- Kuva 10. Joustamaton naru ja joustava naru, s. 28
- Kuva 11. Ison pakaralihaksen MVIC-mittausasento, s. 29
- Kuva 12. Kaksipäisen reisilihaksen MVIC-mittausasento, s. 30
- Kuva 13. Leveän selkälihaksen MVIC-mittausasento, s. 30
- Kuva 14. EMG-mittauslaitteisto, s. 31
- Kuva 15. Elektrodiin asettelu, s. 32
- Kuva 16. Harjoitusliike 1, s. 33
- Kuva 17. Harjoitusliike 2, s. 33
- Kuva 18. Harjoitusliike 3, s. 34
- Kuva 19. Harjoitusliike 4, s. 34
- Kuva 20. Harjoitusliike 5, s. 35
- Kuva 21. Harjoitusliike 6, s. 35

KUVIOT

- Kuvio 1. Tutkimuksen eteneminen, s. 23
- Kuvio 2. MVIC-mittauksen kulku, s. 25
- Kuvio 3. MVIC-mittauksen lihaskohtainen järjestys, s. 26
- Kuvio 4. Mittaustilanteen eteneminen, s. 27

TAULUKOT

- Taulukko 1. Koehenkilöiden taustatiedot, s. 24
- Taulukko 2. Elektrodiin asettelu, s. 32
- Taulukko 3. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta (N=10), s. 38
- Taulukko 4. Tulokset % MVIC KA koko otoksesta (N=10), s. 39
- Taulukko 5. Tulokset % MVIC KA miehiltä (n=5), s. 40
- Taulukko 6. Tulokset % MVIC KA naisilta (n=5), s. 40

LÄHTEET

- Ahtiainen, J. & Häkkinen, K. 2004. Hermo-lihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen. Teoksessa: Häkkinen, K., Kallinen, M. & Keskinen, K. (toim.) Kuntotestauksen käsikirja. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 156, 124–163.
- Airaksinen, O., Brox, J.-I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klaber-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
http://www.backpaineurope.org/web/files/WG2_Guidelines.pdf (Luettu 10.12.2011)
- Anderson, K. & Behm, D. G. 2004. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res* 18, 637–640.
- Anderson, K. & Behm, D. G. 2005. The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine* 35, 43–53.
- 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* 30 (3), 175–183.
- Annino, G., Padua, A. G., Castagna, C., Salvo, V. D., Minichella, S., Tsarpela, O., Manzi, V. & D'Ottavio, S. 2007. Effect of whole body vibration training on lower limb performance in selected high-level ballet students. *J Strength Cond Res* 21, 1072–1076.
- Arendt-Nielsen, L., Mills, K. R. & Foster, A. 1989. Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle and Nerve* 12 (6), 493–497.
- Basmajian, J. V. & De Luca, C. J. 1985. *Muscles alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5. painos. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., Bonsey, W. A. & MacKinnon, S. N. 2005. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research* 19, 193–201.
- Belavý, D. L., Hides, J. A., Wilson, S. J., Stanton, W., Dimeo, F. C., Rittweger, J., Felsenberg, D. & Richardson, C. A. 2008. Resistive simulated weightbearing exercise with whole body vibration reduces lumbar spine deconditioning in bed-rest. *Spine* 33, 121–131.
- Bergmark, A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum* 230, 4–20.
- Cholewicki, J. & Van Vliet, J. J. 2002. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech* 17, 99–105.

Cormie, P., Deane, R. S., Triplett, N. T. & McBride, J. M. 2006. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *J Strength Cond Res.* 20, 257–261.

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, 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* 31 (23), 2724–2727.

Drake, J. D. M., Fischer, S. L., Brown, S. H. M. & Callaghan, J. P. 2006. Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanical evaluation. *J Manipulative Physiol Ther* 29, 354–362.

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

Eläketurvakeskus. 2012. Suomen työeläkkeensaajat ja vakuutetut 2010. Helsinki.

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* 52 (2), 79–88.

Hamlyn, N., Behm, D. G. & Young, W. B. 2007. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *J. Strength Cond. Res.* 21, 1108–1112.

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).
<http://mrw.interscience.wiley.com/cochrane/clsysrev/articles/CD000335/frame.html> (Luettu 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* 142 (9), 776–785.

Heikkilä T. 2010. Tilastollinen tutkimus. 7.–8. painos. Helsinki: Edita.

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. <http://www.seniam.org/> (Luettu 29.10.2011)

Hides, J. A., Jull, G. A. & Richardson, C. A. 2001. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine* 26, 243–248.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2009. Tutki ja kirjoita. 15. painos. Hämeenlinna.

- Hodges, P. W. & Moseley, L. 2003. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, 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* 201 (5), 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* 107 (4), 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, 251–273.
- Kallinen, M. 2004. Kuntotestauksen turvallisuus ja vastuukysymykset. Teoksessa: Häkkinen, K., Kallinen, M. & Keskinen, K. (toim.) *Kuntotestauksen käsikirja*. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 156, 23–43.
- Kansaneläkelaitos. 2011. Kansaneläkelaitos, tilastoryhmä. Kelan sairausvakuustilasto 2010. Helsinki.
- Kavcic, N., Grenier, S. & McGill, S. M. 2004. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine* 29 (11), 1254–1265.
- Kibler, W. B., Press, J. & Sciascia, A. 2006. The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine* 36 (3), 189–198.
- Kirkesola, G. 2000. Sling Exercise Therapy – S-E-T. Et konsept for aktiv behandling og trening ved lidelser i muskel-skjelettapparatet. *Fysioterapeuten* 12, 9–16.
- Kirkesola, G. 2009. Neurac – a new treatment method for long-term musculoskeletal pain. *Fysioterapeuten* 76, 16–25.
- Koumantakis, G. A., Watson, P. J. & Oldham, J. A. 2005. Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain. *Phys Ther* 85, 209–225.
- Käypä hoito. 2008. Aikuisten alaselkäsairaudet. Suomalaisen lääkäriseuran, Duodecimin ja Suomen Fysiatryhdistyksen asettama työryhmä. Päivitetty 16.6.2008.
<http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suosituksset/naytaartikkeli/tunnus/hoi20001>
 (Luettu 10.12.2011)
- Lehman, G. J., Hoda, W. & Oliver, S. 2005. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropr Osteopat* 13, 14.

Lewis, A., Morris, M -E. & Walsh, C. 2008. Are physiotherapy exercise effective in reducing chronic low back pain? *Physical Therapy Reviews* 13, 37–44.

Liebenson, C. 2004. The relationship of the sacroiliac joint, stabilization musculature, and lumbo-pelvic instability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 8 (1), 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* 89 (1), 9–25.

Marshall, P. W. & Desai, I. 2010. Electromyographic analysis of upper body, lower body, and abdominal muscles during advanced swiss ball exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24, 1537–1545.

Marshall, P. W. & Murphy, B. A. 2005. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86, 242–249.

May, S. & Johnson, R. 2008. Stabilisation exercises for low back pain: a systematic review. *Physiotherapy* 94 (3), 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*, 78 (7), 754–765.

McGill, S., Grenier, S., Kavcic, N. & Cholewicki, J. 2003. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 13, 353–359.

McGill, S. 2007. The painful and unstable lumbar spine: a foundation and approach for restabilization. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. Elsevier, 529–545.

Mega Elektroniikka Oy, Kuopio, Suomi: 800172 Megawin User's manual rev 300 sekä 800531-1.0 ME6000 ja MegaWin pikakäyttöohje

Metsämuuronen J. 2005. Tutkimuksen tekemisen perusteet ihmistieteissä. 3. painos. Helsinki: Gummerus.

Mori, A. 2004. Electromyographic activity of selected trunk muscles during stabilization exercises using a gym ball. *Electromyography and clinical neurophysiology* 44, 57–64.

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. Elsevier, 513–525

Mottram, S. L. & Comerford, M. 1998. Stability dysfunction and low back pain. *Journal of Orthopaedic Medicine* 20 (1), 8–13.

- Muceli, F., Farina, D., Kirkesola, G., Katch, F. & Falla, D. 2010. Reduced force steadiness in women with neck pain and the effect of short term vibration. *J Electromyogr Kinesiol* 21, 283–290.
- Niemistö, L., Lahtinen-Suopanki, T., Rissanen, P., Lindgren, K. A., Sarna, S. & Hurri, H. 2003. A randomized trial of combined manipulation, stabilizing exercises, and physician consultation compared to physician consultation alone for chronic low back pain. *Spine* 28, 2185–2191.
- Niemistö, L., Rissanen, P., Sarna, S., Lahtinen-Suopanki, T., Lindgren, K. A. & Hurri, H. 2005. Cost-effectiveness of combined manipulation, stabilizing exercises, and physician consultation compared to physician consultation alone for chronic low back pain: a prospective randomized trial with 2-year follow-up. *Spine* 30, 1109–1115.
- Nuzzo, J. L., McCaulley, G. O., Cormie, P., Cavill, M. J. & McBride, J. M. 2008. Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *J. Strength Cond. Res.* 22, 1108–1112.
- Panjabi, M. 1992. The Stabilizing System of the Spine. Part 1. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of spinal disorders and techniques* 5, 383–389.
- Panjabi, M. 2006. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal* 15 (5), 668–676.
- Putz, R. & Pabst, R. 2006. *Sobotta Atlas of Human Anatomy. Volume 2: Trunk, Viscera, Lower Limb.* 14. painos. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Raez, M. B. I., Hussain, M. S. & Mohd-Yasin, F. 2006. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* 8 (1), 11–35.
- Rasmussen-Barr, E., Nilsson-Wikmar & Arvidsson, I. 2003. Stabilizing training compared with manual treatment in sub-acute and chronic low-back pain. *Manual Therapy* 8, 233–241.
- Reeves, N. P., Narendra, K. S. & Cholewicki, J. 2007. Spine stability: The six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics* 22 (3), 266–274.
- Richardson, C. A., Hides, J. A. & Hodges, P. W. 2004. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. A motor control approach for the treatment and prevention of low back pain.* 2.painos. London: Churchill Livingstone, Harcourt Brace and Company Limited.
- Richardson, C. A., Jull, G., Hides, J. A. & Hodges, P. W. 1999. *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. Scientific basis and clinical approach.* London: Churchill Livingstone, Harcourt Brace and Company Limited.
- Saliba, S. A., Croy, T., Guthrie, R., Grooms, D., Weltman, A. & Grindstaff, T. L. 2010. Differences in transverse abdominis activation with stable and unstable

bridging exercises in individuals with low back pain. *North American Journal Of Sports Physical Therapy* 5, 63–73.

Standing, S. (toim.) 2008. *Gray's Anatomy*. 40. painos. 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* 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* 16 (5), 711–718.

Tihanyi, T. K., Horváth, M. & FASEKAS, G. 2007. One session of whole body vibration increase voluntary muscle strength in patients with stroke. *Clinical Rehabilitation* 21, 782–793.

Vera-Garcia, F. J., Grenier, S. G. & McGill, S. M., 2000. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy* 80, 564–569.

Vilavuo, T. 2007. Summaavan EMG-mittauksen käyttö anaerobisen kynnysrajan määrittämiseen ja kestävyysharjoittelun seurantaan. *Biomekaniikan pro gradu -tutkielma*. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos.

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* 15 (2), 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* 15 (2), 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* 20 (7), 753–758.

Vleeming, A. & Snijders, C. J. 1995b. A new light on low back pain: The self-locking 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, 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. Elsevier, 113–137.

Willardson, J. M., Fontana, F. E. & Bressel, E. 2009. Effect of surface stability on core muscle activity for dynamic resistance exercises. *Int J Sports Physiol Perform* 4, 97–109.

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

	TULOKSET YHTEENVETO (N=10)					
	LD vasen	LD oikea	GM vasen	GM oikea	BF vasen	BF oikea
L1 % MVIC KA	27,95	6,43	6,99	21,79	4,76	39,68
L1 % MVIC SD	16,87	4,79	4,24	5,56	2,27	14,67
L1 % MVIC max	63,79	15,23	15,07	29,28	9,92	65,13
L1 % MVIC min	5,69	0,44	1,34	14,77	2,44	25,04
L2 % MVIC KA	18,73	5,14	3,27	26,47	2,22	56,62
L2 % MVIC SD	20,23	2,62	1,86	10,93	1,45	20,92
L2 % L1	62,36	123,79	54,98	119,26	51,33	143,63
L2 % MVIC max	72,13	8,69	6,78	51,74	4,71	96,92
L2 % MVIC min	3,47	0,89	1,32	11,25	0,47	27,79
L3 % MVIC KA	27,33	5,94	2,88	23,70	1,61	47,18
L3 % MVIC SD	15,27	6,10	1,59	11,45	0,91	15,92
L3 % L1	102,14	93,53	48,55	105,14	38,66	121,32
L3 % MVIC max	54,02	19,87	5,51	50,87	3,42	80,51
L3 % MVIC min	6,14	0,52	1,08	9,65	0,36	25,20
L4 % MVIC KA	17,61	4,22	3,01	26,99	1,66	50,40
L4 % MVIC SD	17,22	2,48	1,56	13,81	1,01	15,81
L4 % L1	62,39	102,13	51,90	119,51	39,91	129,88
L4 % MVIC max	61,21	8,14	5,51	60,22	3,68	78,97
L4 % MVIC min	4,52	0,89	1,32	13,34	0,36	24,59
L5 % MVIC KA	26,54	6,67	2,85	25,35	1,65	45,41
L5 % MVIC SD	13,36	8,09	1,48	14,90	1,25	12,93
L5 % L1	104,19	96,13	48,86	111,47	38,18	117,82
L5 % MVIC max	48,28	25,99	5,49	63,91	4,74	66,92
L5 % MVIC min	8,24	0,52	1,17	13,18	0,36	24,52
L6 % MVIC KA	18,16	5,03	3,15	25,81	2,09	50,98
L6 % MVIC SD	20,09	3,13	1,70	10,59	1,62	16,32
L6 % L1	61,29	119,55	55,39	115,82	47,79	131,13
L6 % MVIC max	70,40	9,44	6,04	48,48	5,79	79,23
L6 % MVIC min	3,77	0,84	1,25	11,79	0,36	26,77

Tulokset % MVIC KA, MVIC SD = keskihajonta, L2 % L1 = liike 2 verrattuna liikkeeseen 1 (ei % MVIC), MVIC max = korkein mitattu arvo, MVIC min = pienin mitattu arvo

(LD = leveä selkälihas, GM = iso pakaralihas, BF = kaksipäinen reisilihas)