

Selkä- ja vatsalihasten EMG-aktiivisuus isometristen harjoitusliikkeiden aikana

Sami Tarnanen
Pro gradu-tutkielma
Jyväskylän yliopisto
Terveystieteiden laitos
Kevät 2006

TIIVISTELMÄ

Selkä- ja vatsalihasten EMG-aktiivisuus isometristen harjoitusliikkeiden aikana

Sami Tarnanen

Jyväskylän Yliopisto, liikunta- ja terveystieteiden tiedekunta, terveystieteiden laitos, 2006

Fysioterapian pro gradu-tutkielma, 23 sivua, 1 liite

Ohjaajat: Professori Esko Mälkiä, Jyväskylän yliopisto, TtT dosentti Arja Häkkinen ja LT Jari Ylinen
Keski-Suomen keskussairaala

Terapeuttisella harjoittelulla voidaan lisätä alaselkäkipupotilaan suoritus- ja toimintakykyä sekä vähentää sairauspoissaoloja. Alaselkäkipupotilaiden harjoitteluohjelmien suunnittelussa on oleellista tuntea harjoitusliikkeiden aiheuttaman kuormituksen kohdistuminen vartalon lihaksiin sekä kuormituksen suuruus. Tämän elektromyografiatutkimuksen tarkoituksena oli selvittää vartalon lihasten aktiivisuutta liikkeissä, joissa kuormitus vartalon lihaksiin tulee yläraajan liikkeiden kautta. Lisäksi selvitettiin kuormituksen tasoa vertaamalla harjoitusliikkeiden ja vartalon maksimivoimaliikkeiden aikaisten lihasten aktiivisuuksien välistä suhdetta.

Poikkileikkaustutkimukseen rekrytoitiin 20 iältään 20 - 45 -vuotiasta naista. Tutkimuksessa mitattiin pintaelektromyografialla lihasten aktiivisuus rectus abdominiksesta, obliquus externus abdominiksesta, longissimuksista ja multifiduksesta. Referenssiliikkeet olivat vartalon isometrinen fleksio, lateraalifleksiot molempiin suuntiin ja ekstensio. Tutkittavat harjoitusliikkeet olivat isometrinen oikealla yläraajalla suoritettu olkavarren ekstensio ja fleksio, olkavarren horisontaaliekstensio ja -fleksio sekä molemmilla yläraajoilla yhtä aikaa suoritettu olkavarsien ekstensio.

Vartalon fleksioliikkeen aikainen rectus abdominiksen aktiivisuus erosi tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.05$) kaikkien harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista molempien olkavarsien ekstensioliikettä lukuun ottamatta. Tässä liikkeessä lihaksen aktiivisuus oli keskimäärin vasemmalla 111 % ja oikealla puolella 118 % referenssiliikkeeseen verrattuna. Obliquus externuksen kohdalla vartalon fleksioliikkeen aikainen aktiivisuus erosi tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.01$) harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista olkavarren horisontaalifleksiota ja olkavarsien ekstensioliikettä lukuun ottamatta. Olkavarsien ekstensioliikkeen aikainen aktiivisuus oli keskimäärin vasemmalla 99 % ja oikealla 102 % referenssiliikkeen aktiivisuudesta. Longissimuksen ja multifiduksen vartalon ekstensioliikkeen aikainen aktiivisuus erosi tilastollisesti merkitsevästi kaikkien harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista ($p < 0.001$ ja $p < 0.05$). Harjoitusliikkeistä longissimus ja multifidus aktivoituivat parhaiten olkavarren horisontaaliekstensiossa. Tässä liikkeessä longissimuksen aktiivisuus oli vasemmalla puolella 69 % ja multifiduksen 84 % referenssiliikkeen aikaisesta aktiivisuudesta.

Tutkimuksessa käytetyistä harjoitusliikkeistä rectus abdominiksen ja obliquus externus abdominiksen aktiivisuus oli suurin molemmilla yläraajoilla yhtä aikaa suoritettuna olkavarsien ekstensioliikkeen aikana. Olkavarren horisontaaliekstensio aktivoi parhaiten longissimuksen ja multifiduksen.

Asiasanat: Elektromyografia, harjoittelu, selkälihas, vatsalihas

ABSTRACT

Electromyographical activity of the back and abdominal musculature during the performance of isometric exercises.

Sami Tarnanen

University of Jyväskylä, Faculty of Sport and Health Sciences, Department of Health Sciences, 2006, Physiotherapy Masters Thesis, 23 pages, 1 appendix

Advisors: Professor Esko Mäkiä, University of Jyväskylä, Arja Häkkinen, PhD and Jari Ylinen, PhD, Central Finland Hospital

Individuals suffering from low back pain can improve their performance and functional capacity levels, as well as decrease absences from work through the performance of therapeutic exercises. In the planning of exercise programmes for individuals with low back pain, it is essential to be able to determine, more exactly, the direction of the physical loads created by exercise movements on the trunk musculature, as well as their magnitudes. The aim of this EMG-based study was to determine the activity levels of the trunk musculature during exercise movements in which the physical loads are directed at the trunk musculature via movements involving the upper extremities. Another key aim was to determine the magnitude of the physical loads by comparison of the relationship between the muscular activity of the exercise movements and certain reference movements used to determine the maximal strength levels of the trunk musculature.

20 females aged between 20-45 years were selected for this cross-sectional study. The activity levels of the rectus abdominus, oblique abdominus, longissimus and multifidus muscles were measured using surface electromyography. The reference movements used were flexion of the trunk, lateral flexion in both directions and trunk extension, all performed isometrically. The exercise movements used in this study were isometric shoulder extension, horizontal flexion and extension on the right side only, as well as bilateral shoulder extension.

The differences in the activity levels of the rectus abdominus muscle during trunk flexion were statistically significant ($p < 0.05$) in all the exercise movements except for the exercise involving bilateral shoulder extension. In this particular exercise movement, the activity levels were, on average, 111% on the left and 118% on the right, respectively, compared to the reference movement. The activity of the oblique abdominus during trunk flexion differed statistically significantly ($p < 0.01$) compared to the activity levels during all the exercise movements except for those involving shoulder horizontal flexion and bilateral shoulder extension. The muscular activity levels during bilateral shoulder extension were, on average, 99% and 102% on the left and right sides, respectively, when compared to the reference movement values. The activity of the longissimus and multifidus muscles during trunk extension differed statistically significantly ($p < 0.001$) compared to the activity levels during all the exercise movements. Of all the exercise movements, the longissimus and multifidus muscles were most effectively activated during the horizontal shoulder extension movement. In this particular movement, the activity level of the longissimus on the left side was 69%, while the level of the multifidus was 94%, when compared to the reference movement values.

Of all the exercise movements used in this study, the activity levels of the rectus abdominus and oblique externus muscles were at their greatest during the bilateral shoulder extension movement. The horizontal shoulder extension movement was the most effective at activating the longissimus and multifidus muscles.

Key words: Electromyography, exercise, back musculature, abdominal musculature

SISÄLLYS

1 JOHDANTO.....	1
2 MENETELMÄT.....	3
2.1 Tutkittavat	3
2.2 EMG-datan taltiointi	4
2.3 Testiliikkeiden harjoituskerta.....	5
2.4 Mittauskerta	5
2.5 Tilastomenetelmät	7
3 TULOKSET	8
3.1 Voima-arvot	8
3.2 Rectus abdominis	8
3.3 Obliquus externus abdominis.....	9
3.4 Longissimus.....	10
3.5 Multifidus.....	11
4 POHDINTA.....	12
5 JOHTOPÄÄTÖKSET.....	16
LÄHTEET	18
LIITTEET	
Liite 1 Lihasten suhteelliset aktiivisuudet (Taulukot 1-4)	

1 JOHDANTO

Terapeuttinen harjoittelu on vaikuttava menetelmä kivun ja sairauspoissaolojen vähentämisessä sekä toimintakyvyn lisäämisessä kroonisesta epäspesifistä alaselkävasta kärsivillä henkilöillä (Abenhaim 2000, Kool ym. 2004, Hayden ym. 2005). Näyttöä on myös siitä, että harjoittelulla voidaan parantaa alaselkäkipupotilaiden suorituskykyä (Hublely-Kozey ym. 2003). Näytön perusteella harjoittelu on useissa eri alaselkävasta hoitosuosituksissa otettu konservatiivisen hoidon keskeiseksi menetelmäksi (Philadelphia Panel 2001, COST B13 Working Group 2004). Systemaattisten kirjallisuuskatsauksien ja hoitosuosituksien perusteella ei voida kuitenkaan päätellä, millaisia harjoitteiden tulisi olla tai kuinka niitä tulisi annostella, koska tutkimuksissa käytetyt interventiot ovat olleet hyvin erilaisia ja niissä käytettyjen harjoitusliikkeiden kuvaamisessa on puutteita (Mälkiä & Ljunggren 1996, Hilde & Bo 1998). Harjoittelun sisällöllisiä tekijöitä on huomioitu systemaattisissa katsausartikkeleissakin vain harvoin (Liddle ym. 2004).

Alaselkäkipuun liittyy monia selän toiminnallisia ja rakenteellisia muutoksia. Terveisiin verrattuna alaselkäkipupotilaiden vartalon ekstensio- ja fleksiovoimat ovat heikentyneet ja vartalon ekstensio-fleksiovoimien välinen suhde on pienentynyt (Mayer ym. 1985, Takemasa ym. 1995). Lihassoiman on havaittu heikentyneen myös alaraajoissa (Lee ym. 1995). Voiman lisäksi suorituskyvyssä tapahtuviin muutoksiin kuuluu vartalon ojentajalihasten kestävyysvähentyminen (Holmström ym. 1992, Kankaanpää ym. 1998). Koordinaatioon ja liikkeiden hallintaan liittyen on löydetty muutoksia vartalon lihasten reaktioajoissa (Radebold ym. 2000), lannerangan asentokontrollissa (Radebold 2001), propioseptiikassa (Gill & Callaghan 1998), psykomotorisissa reaktioajoissa (Luoto ym. 1996), kehon huojunnassa (Luoto ym. 1998) ja lihasten rekrytointimalleissa (Hodges & Richardson 1999, van Dieen ym. 2003). Rakenteiden osalta lannerangan alueen lihaksissa on havaittu poikkipinta-alan pienenemistä (Danneels ym. 2000) ja lihassolutyypin suhteissa tapahtuneita muutoksia (Mannion 1999). Kollageenisynteesikin on alaselkäkipupotilailla vähäisempää kuin terveillä (Hupli ym. 1997). Näiden muutosten ja selkävasta välinen syy-seuraussuhde on kuitenkin edelleen epäselvä.

Alaselkäkipuun liittyviin toiminnallisiin ja rakenteellisiin muutoksiin on mahdollista vaikuttaa voimaharjoittelulla. Voimaharjoittelulla voidaan aikaansaada tuki- ja liikuntaelimestössä rakenteellisia, hermostollisia, hormonaalisia ja aineenvaihdunnallisia muutoksia. Nämä muutokset pystytään havainnoimaan mm. lihasten ja sidekudoksen hypertrofiana, lihasten hermotuksen paranemisena, energiavarastojen sekä entsyymiaktiivisuuden lisääntymisenä ja sitä kautta suorituskyvyn paranemisena (Kannus ym. 1992, Fleck & Kraemer 2004). Oikeanlaisilla harjoitteluliikkeiden valinnoilla muutokset on mahdollista kohdistaa haluttuihin rakenteisiin.

Voimaharjoittelulla on mahdollista kehittää lihasten kestävyys- ja voimaominaisuuksia sekä neuromuskulaarista kontrollia. Harjoitteluvaikutuksen aikaansaamiseksi harjoittelun tulee olla lisäksi riittävää intensiteetiltään, määrältään ja kestoaltaan. (Fleck & Kraemer 2004). Alaselkävun kuntoutuksessa käytettävien harjoitusohjelmien intensiteetin määrittämisessä voidaan käyttää suuntaviivoina suosituksia, jotka on laadittu harjoittelua aloitteleville terveille henkilöille. Lihasten kestävyysominaisuuksien parantamiseen tähtäävässä harjoittelussa riittävä vastustaso on 50-70 %:a ja lihasvoiman lisäämiseen pyrkivässä harjoittelussa 60-70 %:a 1RM:stä (Kraemer ym. 2002).

Harjoitusliikkeiden kohdistumista ja suorituksen intensiteettiä voidaan arvioida elektromyografian (EMG) perusteella. Vartalon lihasten aktivoitumista selvittävässä tutkimuksissa liikkeen vastuksena on käytetty oman vartalon painoa (Callaghan ym. 1998, Plamondon ym. 1999, Konrad ym 2001) tai kuormitus on tuetettu lihaksiin ylä- ja alaraajojen liikkeen kautta (Arokoski ym. 1999, 2001, Souza ym. 2001, Davidson & Hubble-Kozey 2005). Epävakaan alustan vaikutusta vartalon lihasten aktiivisuuteen on niin ikään selvitetty useissa eri tutkimuksissa (Vera-Garcia ym. 2000, Mori 2002, Behm ym. 2005, Marshall & Murphy 2005). Aikaisemmissa EMG-tutkimuksissa useimpien tutkittujen harjoitusliikkeiden aikainen aktiivisuus on jäänyt lihasten maksimaaliseen aktiivisuuteen verrattuna alle 50%:n, joten liikkeet eivät välttämättä aiheuta riittävää kuormitusta vartalon lihasten lihasvoiman ja kestävyden kehittämiseksi (Arokoski ym. 1999, 2001, Souza ym. 2001, Davidson & Hubble-Kozey CL 2005).

Yläraajan kautta tulevan ulkoisen kuormituksen vaikutusta vartalon lihasten aktiivisuuteen on varsinaisesti selvitetty aiemmin vain Arokosken ym. (1999, 2001) ja Behmin ym. (2005) tutkimuksissa. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää vartalon lihasten aktiivisuutta liikkeissä, joissa kuormitus tulee isometristen yläraajan liikkeiden kautta, vastustason ollessa vakioitu suhteessa henkilön omaan suoritustasoon. Kuormituksen tasoa määriteltiin vertaamalla vartalon lihasten harjoitusliikkeiden aikaisten aktiivisuuksien suhdetta vartalon maksimiliikkeiden aikaisiin aktiivisuuksiin. Lisäksi selvitettiin olkavarren asennon vaikutusta vartalolihasaktiivisuuteen.

2 MENETELMÄT

2.1 Tutkittavat

Tutkimukseen rekrytoitiin 20 20–45 -vuotiasta naista Keski-Suomen keskussairaalan henkilökuntatiedotteen avulla. Tutkittavien taustatiedot ovat taulukossa 1. Poissulkukriteereinä olivat: fibromyalgia, reuma, ylä- tai alaraajojen vamma tai kipu, alaselkäkipu (tutkimusta edeltävänä kahtena vuotena), vakava masennus ja vaikea psyykinen stressi tai sairaus, joka estää fyysisen kuormituksen. Tutkimukseen ei otettu mukaan myöskään raskaana olevia eikä kilpaurheilua harrastavia. Tutkittavien fyysistä aktiivisuutta kartoitettiin kirjallisella kyselyllä, jonka perusteella laskettiin aktiiviajalle (työ, työmatka, liikunta) aikaperusteinen keskiarvointensiteetti (MET) MetPro-ohjelmalla (2.03.8, SciReha Oy, Jyväskylä, Suomi).

Tutkittavat allekirjoittivat suostumuslomakkeen ennen mittauksia. Tutkimuksella oli Keski-Suomen sairaanhoitopiirin eettisen toimikunnan hyväksyntä.

Taulukko 1: Tutkittavien taustatiedot

Muuttuja	Keskiarvo	SD
Ikä (v)	38,1	7,2
Paino (kg)	62,9	6,3
Pituus (cm)	165,2	6,7
BMI (kg/m ²)	23,1	2
Fyysinen aktiivisuus (MET)*	3,3	1

* Aktiiviajan (työ, työmatka, liikunta) aikaperusteinen keskiarvointensiteetti

2.2 EMG-datan taltiointi

Mittauksissa käytettiin 8-kanavaista ME3000P8 EMG laitetta (Mega Elektroniikka Oy, Kuopio, Suomi). Etuvahvistin oli kiinnitetty maadoituselektrodiin. Raaka EMG taltiointiin 1000 Hz näytteenottotaajuudella ja kaistanpäästösuodatettiin päästökaistojen ollessa 8-500Hz (Butterworth). Differentiaalivahvistinta käytettiin mitatun signaalin vahvistamiseen, suodatukseen sekä yhteismuotoisen häiriön vaimentamiseen (CMRR > 110 dB, kohina <1,6µV RMS ja vahvistuksen suuruus oli 412). Vahvistimen syöttöimpedanssi oli > 10GΩ. EMG-signaali kulki 12 bittisen A/D muuntimen läpi, jonka jälkeen se tallennettiin tietokoneelle myöhempää analyysiä varten.

Raaka EMG signaali tasasuunnaattiin ja keskiarvoistettiin. Jokaisen liikkeen keskimääräinen amplituditaso (µV) laskettiin keskiarvona jokaisesta analysoitavan jakson datasegmentistä (100 ms). Analyysiin valittiin 4 s aikajakso suorituksen keskeltä.

Pintaelektromyografia mittauksessa käytettiin kertakäyttöisiä pyöreitä hopea/hopeakloridi (Ag/AgCl) -pintaelektrodeja (M-00-S., Medicotest, Ølstykke, Tanska). Elektrodiparit asetettiin lihassyiden suuntaisesti molemmille puolille kehoa rectus abdominikseen, obliquus externus abdominikseen, longissimukseen ja multifidukseen (taulukko 2). Maadoituselektrodit kiinnitettiin spina iliaca alueelle. Elektrodien keskipisteiden välinen etäisyys oli 25 mm. Ihon impedanssin alentamiseksi, iholta ajettiin ihokarvat (jos tarpeellista), iho puhdistettiin hiekkapaperilla sekä pyyhittiin alkoholilla. Elektrodien kiinnittämisen jälkeen odotettiin 15 min ennen varsinaisten mittausten aloittamista.

Taulukko 2: Elektrodienn asettele

Lihäs	Elektrodienn sijainti	Suunta
Rectus abdominis (Ng ym. 1998)	1 cm navan yläpuolella ja 2cm lateraalisesti keskilinjasta	Pystysuoraan
Obliquus externus abdominis (Ng ym. 1998)	Aivan kylkikaaren alapuolella	Linjalle, joka kulkee kylkikulmasta vastakkaisen puolen tuberculum pubikseen
Longissimus (Hermens 1999)	3cm lateraalisesti L1 processus spinosuksesta	Pystysuoraan
Multifidus (De Foa ym. 1989, Hermens 1999)	2cm lateraalisesti L5 processus spinosuksesta	Linjalle, joka samansuuntainen L1 ja L2 nikamien processus spinosusten välistä spina iliaca posterior superiorin kulkevan linjan kanssa

2.3 Testiliikkeiden harjoituskerta

Tutkimuksen mittaukset toteutettiin kaksiosaisena. Ensimmäisellä kerralla etsittiin laitteisiin jokaiselle henkilökohtaiset säädöt ja tutkittaville opetettiin mittauksissa käytetyt liikesuoritukset. Testikertojen väli vaihteli testattavilla 4-17 päivän välillä, keskiarvon ollessa kahdeksan päivää

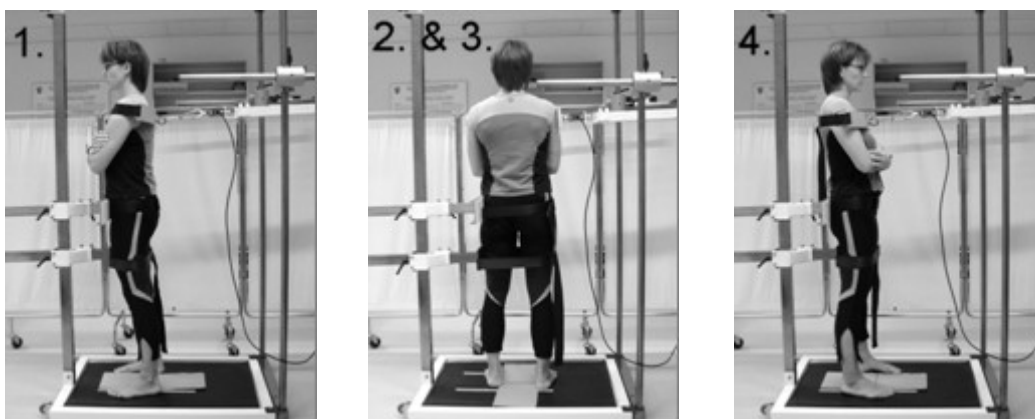
2.4 Mittauskerta

Varsinainen mittauskerta muodostui kahdesta osiosta: referenssi- ja harjoitusliikkeistä. Tutkittavat suorittivat ensin referenssiliikkeet ja sitten harjoitusliikkeet. Molempien osioiden liikkeet suoritettiin satunnaistetussa järjestyksessä. Suoritusten välillä oli vähintään yhden minuutin (Weir ym 1994, Matuszak ym. 2003) ja osioiden välillä viiden minuutin mittainen tauko. Tutkittavia kannustettiin suoritusten aikana verbaalisesti.

Referenssiliikkeet

Vartalon isometriset liikkeet toimivat vertailuliikkeinä varsinaisille tutkittaville harjoitusliikkeille. Voima mitattiin venymäliuskadynamometrillä (DS Europe, Milano, Italia). Suoritukset tehtiin seisten jalat rinnakkain 20cm etäisyydellä toisistaan. Vartalon flexio- ja ekstensiosuuntaisissa (liikkeet 1 & 4, kuva 1) suorituksissa tutkittavat tuettiin testilaitteen 10 cm leveään lantiotukeen 5 cm leveällä vyöllä trochanter majorien tasolta. Toinen 10 cm leveä tuki oli reisien puolella välissä. Tutkittavien hartioiden ympäri solisluiden alapuolelle kiristettiin valjaat, jotka

yhdistettiin kahdella metallilukolla dynamometriin. Lateraalifleksiossa (liikkeet 2 & 3, kuva 1) tutkittava asetui mittauslaitteeseen nähden sivuttain siten, että dynamometriin kiinnitetty levy asetui aivan acromionin alapuolelle. Fiksaatio oli lantio- ja reisisasolla. Tutkittavien kädet olivat mittausten aikana kevyesti ristissä rintakehän edessä ja katse suunnattuna silmien tasolla edessä olevaan kiintopisteeseen. Tutkittavia pyydettiin tekemään aloituskäskystä lopetuskäskyyn maksimaalinen suoritus n. viiden sekunnin ajan. Suoritus toistettiin kaksi kertaa. Mikäli voimataso lisääntyi yli 10 %, niin tehtiin yksi lisäsuoritus.

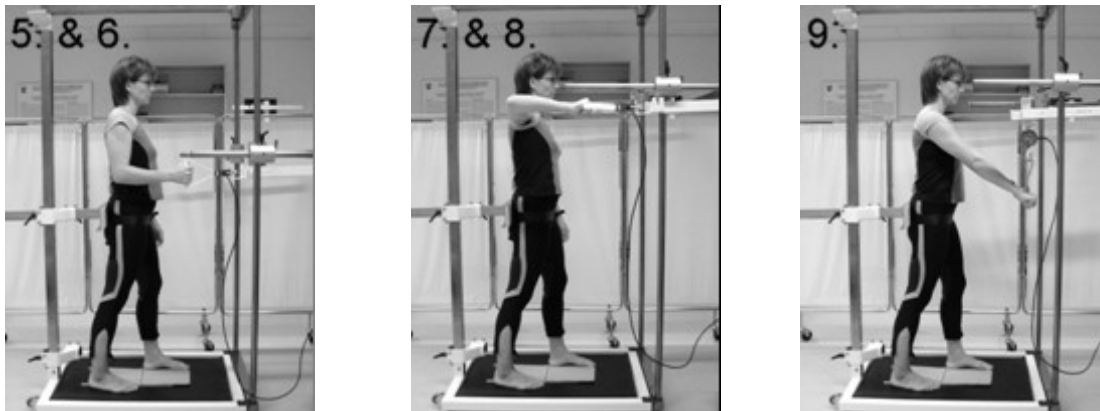


Kuva 1. Liike 1: Fleksio, Liike 2 & 3: Lateraalifleksio oikealle ja vasemmalle, Liike 4: Ekstensio

Harjoitusliikkeet

Isometriset yläraajojen kautta tapahtuvat testiliikkeet suoritettiin saman mittauskehikon sisällä siten, että alaraajat olivat käyntiasennossa vasemman kantapään ja oikean jalan varpaiden ollessa samalla linjalla. Jalkaterien välinen etäisyys oli sivusuunnassa 20 cm. Vasen polvi oli hieman koukussa ja lantio oli fiksoitu kuten vartalon isometrisissä liikkeissä. Tutkittavat liikkeet olivat oikealla yläraajalla suoritettu isometrinen olkavarren ekstensio ja fleksio (kyynärnivelen 90°:een fleksiossa ja olkavarsi vartalon sivulla, liikkeet 5 & 6, kuva 2), oikean yläraajan isometrinen horisontaaliekstensio ja -fleksio (kyynärnivelen 90°:een fleksiossa, olkanivel 90°:een abduktiossa ja kyynärvarsi horisontaalitasossa, liikkeet 7 & 8, kuva 2). Näissä kaikissa liikkeissä koehenkilö piti kiinni kahvasta, joka oli kiinnitetty dynamometriin. Molemmilla yläraajoilla suoritettiin yhtäaikainen ekstensio olkavarsien ollessa 45°:een fleksiossa (liike 9, kuva 2). Tässä liikkeessä koehenkilö otti otteen tangosta kämmenet alaspäin niin, että kädet olivat 20 cm etäisyydellä toisistaan. Tanko oli kiinnitetty lukolla suoraan yläpuolella olevaan dynamometriin.

Yläraajojen ekstensioliikkeessä olkavarsien kulma tarkistettiin elektronisella inklinometrillä. Yläraajan liikkeet ohjattiin tekemään niin, ettei ylävartalossa päässyt suorituksen aikana tapahtumaan liikettä. Suoritusaika oli sama kuin vartalolihashsten mittauksissa ja suoritukset tehtiin maksimaalisesti. Suoritus toistettiin kaksi kertaa.



Kuva 2. Liike 5 & 6: Olkavarren ekstensio ja fleksio. Liike 7 & 8: Olkavarren horisontaaliekstensio ja -fleksio. Liike 9: Molempien olkavarsien ekstensio.

2.5 Tilastomenetelmät

Kunkin lihaksen eri liikkeiden aikaisten aktiivisuuksien vertailussa käytettiin toistomittausten ANOVA:a. Olkavarren eri asennoissa suoritettujen liikkeiden voimavarojen ja selkä- ja vatsalihasten aktiivisuusarvojen sekä aktiivisuusarvojen puolierojen vertaamisessa käytettiin verrannollisten parien t-testiä. Tilastoanalyysit tehtiin SPSS 12.0 tilasto-ohjelmalla.

3 TULOKSET

3.1 Voima-arvot

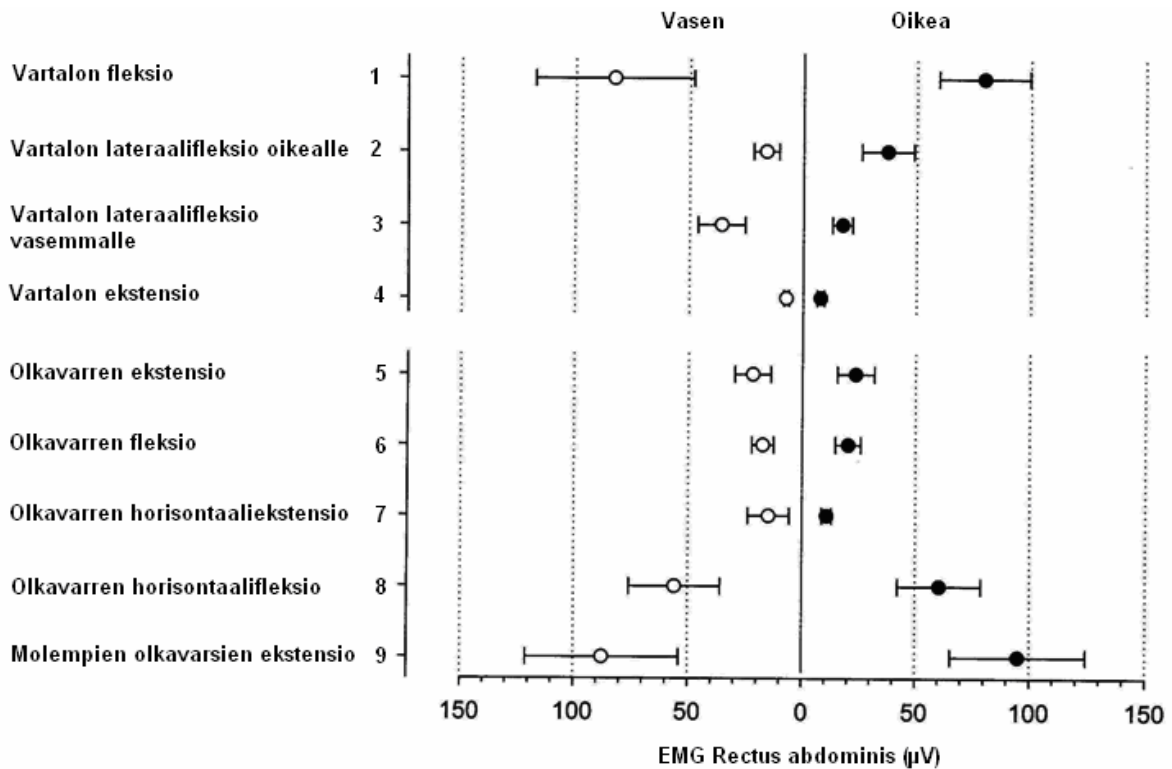
Isometristen vartalon ja yläraajan liikesuoritusten voima-arvot ovat taulukossa 3. Yläraajan liikkeissä 5 ja 6 tuetut voimat olivat suuremmat kuin liikkeissä 7 ja 8 ($p < 0.001$). Yksilölliset erot voimantuotossa olivat pienimmillään olkavarren fleksioliikkeessä ja suurimmillaan olkavarren horisontaaliekstensiossa.

Taulukko 3. Vartalon ja yläraajan liikkeiden voima-arvot Newtonina

Vartalon isometrinen voima	ka	sd	Vaihteluväli
1. Fleksio (N)	297	71	142-429
2. Lateraalifleksio oikealle (N)	363	88	190-509
3. Lateraalifleksio vasemmalle (N)	360	84	209-476
4. Ekstensio (N)	354	98	174-511
Yläraajan isometrinen voima	ka	sd	Vaihteluväli
5. Olkavarren ekstensio (N)	234	63	138-347
6. Olkavarren fleksio (N)	207	35	149-258
7. Olkavarren horisontaaliekstensio (N)	156	51	85-270
8. Olkavarren horisontaalifleksio (N)	168	31	104-245
9. Molempien olkavarsien ekstensio (N)	174	27	131-250

3.2 Rectus abdominis

Rectus abdominiksen aktiivisuus oli oikealla ja vasemmalla puolella suurin molempien olkavarsien ekstensioliikkeen aikana ja seuraavaksi suurin referenssiliikkeenä toimineessa vartalon fleksioliikkeessä. Rectus abdominiksen vartalon isometrisen fleksioliikkeen aikainen aktiivisuus oli molemmilla puolin vartaloa suurempi kuin yläraajan liikkeiden aikaiset aktiivisuudet ($p < 0.05$) lukuun ottamatta liikkeen 9 aikaista aktiivisuutta (Kuva 3, liite 1: taulukko 1). Liikkeessä 9 rectus abdominiksen aktiivisuus oli vasemmalla 111 % ja oikealla puolella 118 % vartalon fleksion aikaiseen aktiivisuuteen verrattuna. Lihasktiivisuus oli vartalon molemmilla puolilla suurempi olkavarren horisontaalifleksiossa kuin sagittaalitason fleksiossa ($p < 0.001$). Vartalon vasemman ja oikean puolen aktiivisuudessa oli tilastollisesti merkitsevää eroa vain vartalon lateraalifleksioissa, jossa taivutuksen puolla aktiivisuus oli suurempi ($p < 0.01$).



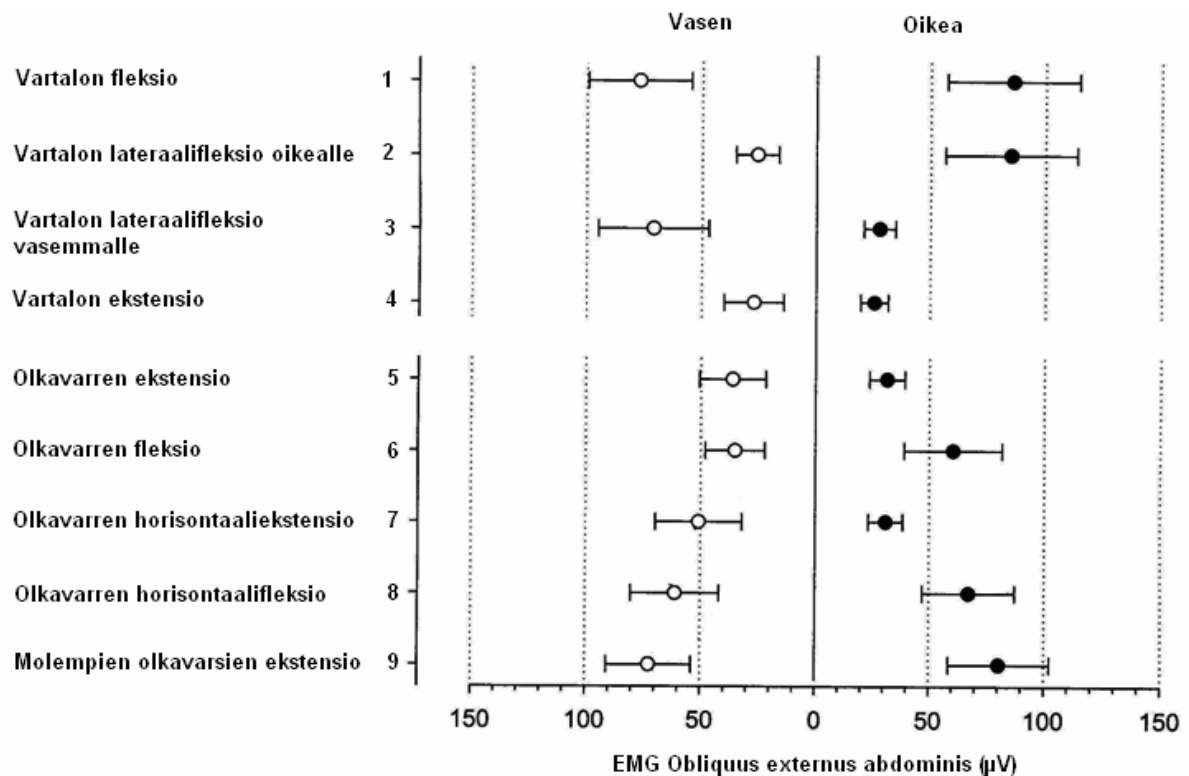
Kuva 3: Vasemman ja oikean rectus abdominiksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (μV)

3.3 Obliquus externus abdominis

Vasemman obliquus externus abdominiksen aktiivisuus oli suurimmillaan vartalon fleksiassa. Vartalon fleksioliikkeen ja vasemmalle suoritettujen lateraalifleksion aikainen aktiivisuusero ei ollut kuitenkaan tilastollisesti merkitsevää. Vartalon isometrisen fleksioliikkeen aikainen aktiivisuus oli suurempi kuin yläraajan liikkeiden aikaiset aktiivisuudet ($p < 0.01$) lukuun ottamatta liikkeiden 8 ja 9 aktiivisuuksia. Näissä liikkeissä aktiivisuus oli keskimäärin 82 % ja 99 % lihaksen vartalon fleksioliikkeen aikaisesta aktiivisuudesta (Kuva 4, liite 1: taulukko 2).

Oikean obliquus externus abdominiksen aktiivisuus oli suurimmillaan fleksiassa ja lateraalifleksiossa oikealle. Vartalon isometrisen fleksioliikkeen aikainen aktiivisuus oli suurempi kuin yläraajan liikkeiden aikaiset aktiivisuudet ($p < 0.01$) liikkeitä 6, 8 ja 9 lukuun ottamatta. Näiden liikkeiden aktiivisuus oli 74 %, 85 % ja 102 % vartalon fleksioliikkeen aktiivisuudesta (Kuva 4, liite: taulukko 2).

Olkavarren horisontaalifleksio liikkeessä lihaksen aktiivisuus oli suurempi kuin olkavarren sagittaalitason fleksiassa sekä vasemmalla ($p < 0.01$) että oikealla ($p < 0.05$) puolella. Oikean ja vasemman obliquus externuksen aktiivisuudet erosivat vartalon lateraalifleksioissa ($p < 0.001$) sekä liikkeissä 6 ja 7 ($p < 0.05$).

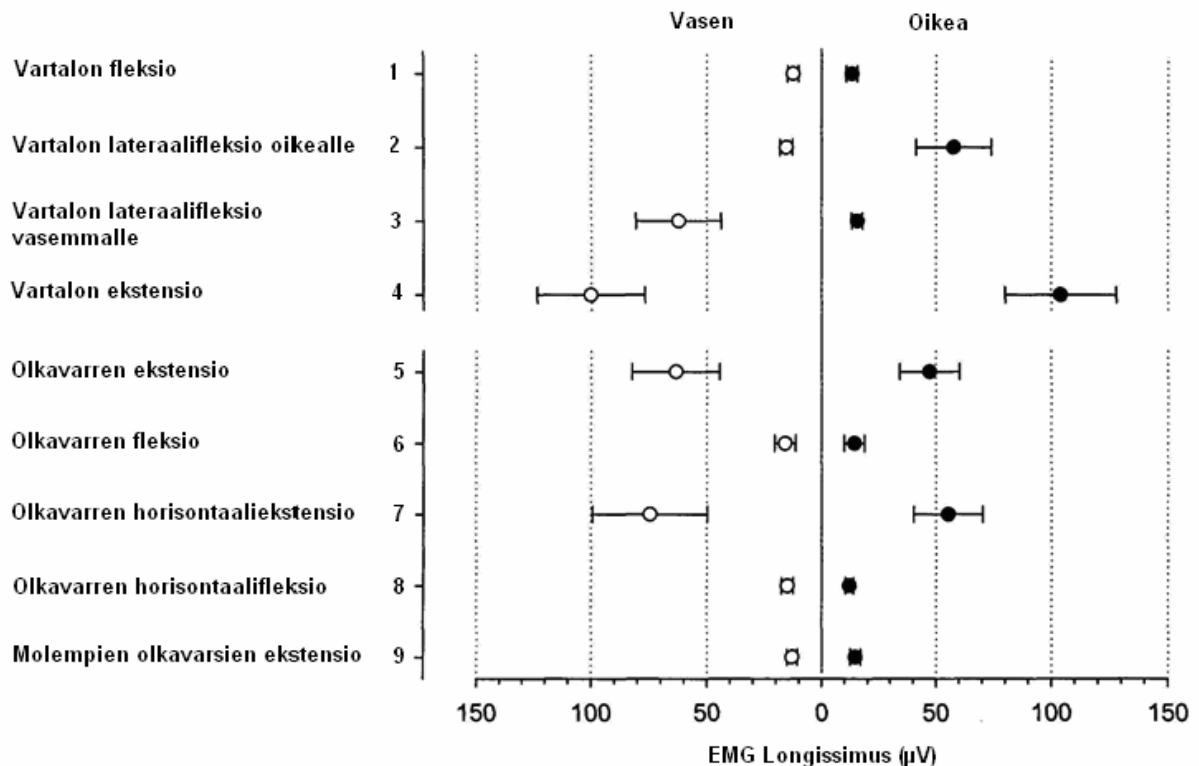


Kuva 4: Vasemman ja oikean obliquus externus abdominiksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (μV)

3.4 Longissimus

Vasen ja oikea longissimus aktivoituivat voimakkaimmin vartalon isometrisen ekstensioliikkeen aikana. Harjoitusliikkeistä korkein aktiivisuus oli liikkeessä 7, jossa aktiivisuus oli vasemmalla 69 % ja oikealla 53 % ekstensioliikkeen aikaisesta aktiivisuudesta. Vartalon ekstensioliikkeen aikainen aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi ($p < 0.001$) kuin yläraajan liikkeiden aikaiset aktiivisuudet sekä vasemmalla että oikealla puolella (Kuva 5, liite 1: taulukko 3). Olkavarren horisontaaliekstensiassa lihaksen aktiivisuus oli vasemmalla ja oikealla puolella olkavarren sagittalitasossa suoritettuna ekstensioliikkeen aikaista aktiivisuutta suurempi ($p < 0.05$). Vasemman ja oikean puoleisen longissimuksen aktiivisuudet

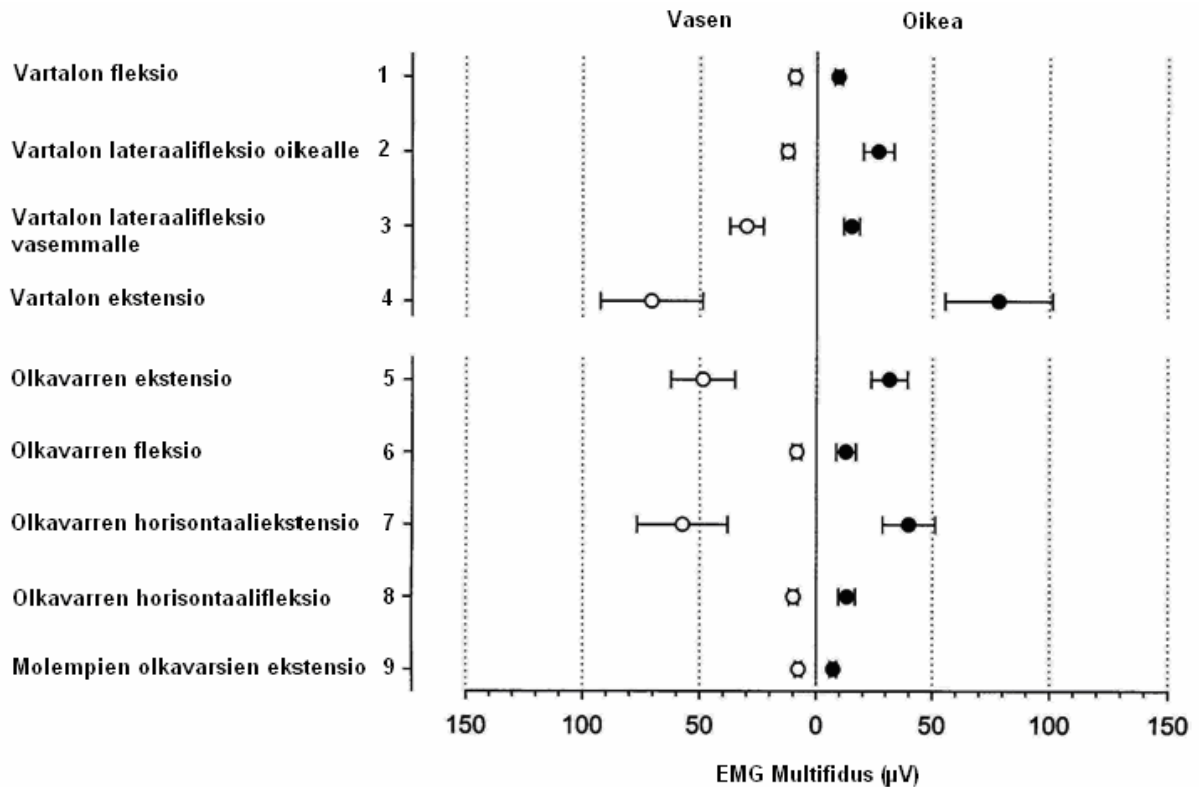
erosivat vartalon lateraalifleksioissa ($p < 0.001$), jossa aktiivisuus oli suurempi taivutuksen puolella. Aktiivisuuksissa oli puolieroja myös molemmissa yhden olkavarren ekstensioliikkeissä ($p < 0.01$), joissa aktiivisuudet olivat suuremmat vartalon vasemmalla puolella.



Kuva 5: Vasemman ja oikean longissimuksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (μV)

3.5 Multifidus

Vasemman ja oikean multifiduksen aktiivisuus oli suurin vartalon isometrisen ekstensioliikkeen aikana. Vartalon ekstensioliikkeen aikainen aktiivisuus oli suurempi kuin yläraajan liikkeiden aikaiset aktiivisuudet molemmilla puolilla vartaloa ($p < 0.05$) (Kuva 6, liite 1: taulukko 4). Yläraajan liikkeistä lihas aktivoitui parhaiten liikkeessä 7, jossa aktiivisuus oli vasemmalla puolella 84 % ja oikealla 52 % ekstensioliikkeen aikaisesta aktiivisuudesta. Olkavarren horisontaaliekstensiossa lihaksen aktiivisuus oli vasemmalla ja oikealla puolella sagittaalitasossa suoritettua ekstensioliikettä suurempi ($p < 0.05$). Multifiduksen aktiivisuus oli lateraalifleksiossa suurempi taivutuksen puolella ($p < 0.001$) ja vasemmalla puolella kummassakin yhden olkavarren ekstensioliikkeessä ($p < 0.01$).



Kuva 6: Vasemman ja oikean multifiduksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (μV)

4 POHDINTA

Tutkimuksessa käytetyistä harjoitusliikkeistä rectus abdominiksen ja obliquus externus abdominiksen aktiivisuus oli suurin molemmilla yläraajoilla yhtä aikaa suoritettun olkavarsien ekstensioliikkeen aikana. Oikean olkavarren horisontaaliekstensio aktivoi parhaiten longissimuksen ja multifiduksen. Vaikka tuotettujen voimien määrät olivat sagittaalitasossa suoritetuissa olkavarren ekstensio- ja fleksioliikkeissä suuremmat, olivat selkälihasten aktiivisuudet olkavarren horisontaaliekstensiossa ja vatsalihasten aktiivisuudet olkavarren horisontaalifleksiossa suuremmat. Unilateraalisesti suoritettut harjoitusliikkeet aiheuttivat vartalon lihasten aktiivisuudessa eroja oikean ja vasemman puolen välillä obliquus externuksen, longissimuksen ja multifiduksen kohdalla.

Olkavarren fleksio- ja ekstensioliikkeessä oli tilastollisesti merkitsevästi eroa sagittaali- ja horisontaalitasoissa tehtyjä liikkeitä verrattaessa. Jos kuitenkin katsotaan liikkeiden aikaisia aktiivisuuksia vartalon liikkeiden aikaiseen aktiivisuuteen

suhteutettuna, niin aktiivisuuksissa olevat erot ovat pieniä. Yläraajan horisontaalitason fleksioliikkeissä aktiivisuus oli sagittalitason liikkeeseen verrattuna rectus abdominiksen kohdalla vasemmalla ja oikealla puolella 48% ja 49% suuremmat ja obliquus externuksen kohdalla vasemmalla puolella 33% suurempi. Muuten erot jäivät selvästi alle 20%:n. Samoin unilateraalisesti suoritettujen harjoitusliikkeiden aiheuttamat vartalon lihasten aktiivisuuksien puolierot nousivat yli 20%:n tason vain obliquus externuksen kohdalla liikkeissä kuusi ja seitsemän ja multifiduksen kohdalla liikkeessä viisi ja seitsemän. Olkavarren ekstensio- ja fleksioliikkeet on suositeltavaa tehdä harjoitusohjelmassa horisontaalitason liikkeinä ja unilateraaliset liikkeet sekä oikealla että vasemmalla yläraajalla.

Jos vartalon lihasten oletetaan saavuttavan maksimaalisen aktiivisuuden fleksion, lateraalifleksioiden ja ekstension aikana, niin keskimäärin riittävälle intensiteettitasolle lihaskestävyyden ja/tai -voiman kehittämiseksi (yli 50%) päästiin jokaisen lihasryhmän kohdalla vähintään yhdessä harjoitusliikkeessä. Aktiivisuustasoissa esiintynyt vaihtelu oli kuitenkin niin suurta, ettei tietyn harjoitteen voida automaattisesti olettaa aiheuttavan yksittäiseen lihakseen tietyn suuruista kuormitusta. Lisäksi useat eri harjoitusliikkeet aiheuttivat korkeamman aktiivisuuden kuin varsinaiset vartalon liikkeet, joten oletus lihaksen maksimaalisesta aktivoitumisesta referenssiliikkeiden aikana ei ole oikea. Näin suorituksista ilmoitetut suhteelliset aktiivisuustasot ovat harjoitteluohjelmien suunnittelun kannalta vain suuntaa antavia.

EMG-tutkimukseen tulosten tulkintaan on kiinnitettävä erityistä huomiota. Monissa aikaisemmissa tutkimuksissa tutkijat ovat tehneet johtopäätöksiä liikkeiden sopivuudesta lihasten suorituskyvyn kehittämiseen harjoitusliikkeiden ja MVC (maximal voluntary contraction)-liikkeiden välisten prosenttiosuuksien keskiarvoista (Arokoski 2001, Konrad 2001, Mori 2004). Tämä voi kuitenkin olla tulosten kliinisen tulkinnan kannalta harhaanjohtavaa EMG-arvojen suurten yksilöllisten variaatioiden johdosta. Aktiivisuustasojen tulkinnassa on myös muistettava, ettei voima-EMG suhde ole välttämättä täysin lineaarinen.

Vartalon liikkeissä ja varsinaisissa harjoitusliikkeet saavutettujen EMG-aktiivisuuksien vertailtavuutta parantaa se, että kaikissa suorituksissa vartalon lihakset tekivät

isometristä työtä ja kaikki suoritukset tehtiin pystyasennossa. Näin vältettiin mm. eri lihastyötapoihin liittyvä pinta-EMG datan tulkinnan problematiikka ja eri mittausasentojen vaikutus EMG-signaaliin. Liikkeiden suoritustekniikassa tapahtuvaa vaihtelu minimoitiin tutkimuksessa liikesuoritusten mahdollisimman tarkalla vakioinnilla, tarkalla liikkeiden ohjaamisella ja lantion asennon tukemisella. Myös vastuksen vakiointi on koehenkilöiden välisten tulosten vertailtavuuden kannalta keskeistä. Kaikissa aikaisemmissa vartalon lihasten harjoitusliikkeiden aikaista aktiivisuutta selvittävässä tutkimuksissa, joissa on käytetty ulkoista kuormaa, on vastuksena ollut jokin standardikuorma (Arokoski ym. 1999, 2001 ja Behmin ym. 2005). Tutkimuksestamme kaikki suoritukset olivat suhteessa henkilö omaan suorituskyykyyn, joten erot tutkittavien suorituskyykyyn liittyvissä tekijöissä eivät vaikuttaneet tuloksiin.

Pinta-EMG:llä voidaan tutkia vain pinnallisten lihasten aktiivisuutta ja datan tulkinnassa on huomioitava mahdollinen cross-talk muista lihaksista kuin vain tutkittavasta lihaksesta. Tutkimuksestamme tämä vaikuttaa selvimmin obliquus externuksen ja multifiduksen aktiivisuuksiin. Litteänä lihaksena obliquus externuksen aktiivisuuteen vaikuttavat todennäköisesti lihaksen alla olevat obliquus internus ja transversus abdominis (Ng ym. 1998). Siksi obliquus externuksen aktiivisuus kertoo tutkimuksestamme todennäköisesti paremmin kaikkien näiden kolmen lihaksen yhteisaktiivisuudesta kuin ainoastaan obliquus externuksen aktiivisuudesta. Etenkin rotaatioliikkeissä tällä on tulosten kannalta merkitystä, koska rotaatioliikkeissä saman puolen vinot vatsalihakset tuottavat voimaa eri suuntiin. Sekä vinojen vatsalihasten että transversus abdominiksen on havaittu olevan aktiivisia vartalon rotaatioliikkeen aikana (Urquhart & Hodges 2005).

Mahdollisuudesta tutkia multifiduksen aktiivisuutta pinta-EMG:llä on olemassa ristiriitaista tietoa. Arokosken ym. (1999) tutkimuksessa lanka- ja pinta-EMG:llä saatuja tuloksia verrattiin toisiinsa. Tutkimuksen perusteella pinta-EMG:llä voidaan luotettavasti tutkia multifiduksen aktiivisuutta. Stokesin ym. (2003) tutkimuksen mukaan multifiduksen mittaaminen pinta-EMG:llä kuvaa kuitenkin paremmin longissimuksen aktiivisuutta. Näissä tutkimuksissa tutkimusasetelmat kuitenkin poikkesivat toisistaan, joten lopullisen johtopäätöksen tekeminen pinta-EMG:n käytöstä on vaikeata. Erilaisiin tulkintoihin voi myös vaikuttaa se, kuinka syvälle

lankaelektrodi on asetettu lihakseen. Multifiduksen eri osien funktiot poikkeavat toisistaan pinnallisen osan tuottaessa liikettä lannerankaan syvän osan kontrolloidessa intersegmentaalista liikettä. (Moseley ym. 2002).

Mittauksissa käytetyt liikkeet olivat vieraita kaikille tutkittaville. Tämä saattoi vaikuttaa tutkittaviin siten, etteivät he välttämättä onnistuneet optimaalisesti maksimaalisen suorituksen tuottamisessa harjoituskerrasta huolimatta. Myös alaraajojen asennolla saattaa olla vaikutusta tuloksiin. Harjoitusliikkeissä käytetty käyntiasento lisää asennon tukevuutta ja mahdollisesti lisäsi testattavien eri lihasten voimantuottokykyä referenssiliikkeisiin verrattuna. Tosin referenssiliikkeissä asento oli puolestaan tuettu paremmin tukivöillä mittauskehikkoon, joten eri asentojen vaikutusta tuloksiin on vaikea arvioida.

Tulosten soveltamista käytäntöön vaikeuttaa tutkimuksessa käytetty mittausmenetelmä, jossa lantio on tuettuna. Käytännössä vastaavanlaisen harjoitustavan löytäminen ilman erillisiä harjoittelulaitteita saattaa olla hankalaa. Lantion tukeminen on kuitenkin mielestämme perusteltua, koska tutkimuksessa käytetyt liikkeet olivat entuudestaan tuntemattomia kaikille koehenkilöille ja tästä johtuen liikesuoritusten vakioiminen olisi voinut olla muuten vaikeaa. Tutkimustulosten käytäntöön soveltamisessa on lisäksi muistettava, että tutkituissa liikkeissä saadut aktiivisuudet ovat kyseisten liikkeiden aikaisia maksimiaktiivisuuksia. Kun liike tehdään harjoittelun aikana useampana toistona, ei liikkeessä todennäköisesti kyetä saman aktiivisuustason säilyttämiseen, vaan se on todellisessa harjoittelutilanteessa jonkin verran saavutettuja tuloksia alhaisempi.

Aikaisemmissa tutkimuksissa käytetyt harjoitusliikkeet on suoritettu lähinnä vain frontaali- ja sagittaalitasoissa, kun meidän tutkimuksessamme liikkeet 5-8 kohdistivat vartalon lihaksiin rotaatiosuuntaisen kuormituksen. EMG-tutkimuksessa on aiemmin tutkittu ainoastaan yhtä meidän mittaamistamme harjoitusliikkeistä. Arkokosken ym. (2001) tutkimuksessa liikkeen 9:n aikaisen aktiivisuuden voidaan katsoa olevan samansuuntainen rectus abdominiksen aktiivisuuden kohdalla mutta obliquus externus abdominiksen osalta aktiivisuus jäi selvästi alemmaksi kuin meidän tutkimuksessamme. Tulosten eroihin voi olla selittävänä tekijänä tutkimusten

eroavaisuudet EMG-datan tulkinassa sekä liikkeiden suoritustekniikassa ja -asennossa.

Alaselkäkipupotilaan harjoitteluohjelmassa on huomioitava erityisesti harjoitusliikkeiden turvallisuus ja taustalla olevat toiminnalliset ja rakenteelliset muutokset, joihin harjoittelulla pyritään vaikuttamaan (McGill 1998). Lihasten aktiivisuuden / vartalon stabiliteetin lisääntyessä myös selän rakenteisiin kohdistuvat kompressiovoimat lisääntyvät. Kompressiovoimat puolestaan kohdistavat fasettiniiveliin ja välilevyyn kuormitusta. Alaselkäkipupotilaan harjoittelun alkuvaiheessa, kun rasituksensieto saattaa olla alentunut, on syytä välttää liikkeitä, jotka kohdistavat rankaan suuria kompressiovoimia. Tältä kannalta rotaatioliikkeet, joissa kuormitus tuotetaan pitkän vipuvarren kautta, ovat aina ongelmallisia. Kuormittavammat liikkeet kannattaa ottaa mukaan harjoitteluohjelmaan vasta, kun rangan rasituksensieto on parantunut. Liikkeiden turvallisuuteen voidaan kuitenkin vaikuttaa suorittamalla liikkeet lannerangan keskiasennossa. Tässä asennossa selkärangan rakenteet kestävät kuormitusta paremmin, kun kuormitus jakaantuu optimaalisemmin nikaman corpus osan ja fasettiniiveliin välillä (McGill 2001).

Liikkeiden turvallisuuden lisäksi harjoitteiden on harjoittelun tuloksellisuuden kannalta kohdistuttava niihin lihaksiin, jotka toiminnallaan lisäävät lannerangan stabiliteettia. Aikaisemmissa tutkimuksissa ei ole pystytty osoittamaan, että jokin/jotkut vartalon lihakset ovat lannerangan stabiliteetin kannalta muita lihaksia tärkeämpiä (Cholewicki & van Vliet IV 2002). Tästä johtuen EMG-tutkimusten avulla tulisi pyrkiä löytämään ne liikkeet, joilla kuormitus pystytään kohdistamaan mahdollisimman tehokkaasti kaikkiin vartalon lihaksiin.

5 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tutkimuksessa käytetyissä harjoitusliikkeissä vatsalihasten aktiivisuus oli lähellä vartalon fleksioliikkeen aikaista aktiivisuutta molempien olkavarsien ekstensioliikkeessä. Selkählihasten aktiivisuus oli puolestaan lähellä ekstensioliikkeen aikaista aktiivisuutta olkavarren horisontaaliekstensioliikkeen aikana erityisesti vartalon vasemmalla puolella. Näin voidaan olettaa, että näissä liikkeissä päästään sellaiselle kuormitustasolle, jolla voidaan kehittää selkä- ja vatsalihasten lihasvoima

ja -kestävyyssominaisuuksia. Suurten yksilöllisten erojen takia oletus tulee kuitenkin vahvistaa harjoitteluinterventiotutkimuksella.

LÄHTEET

Abenhaim L, Rossignol M, Valat JP, Nordin M, Avouac B, Blotman F et al. The role of activity in the therapeutic management of back pain. Report of the International Paris Task Force on Back Pain.

Arokoski JP, Kankaanpää M, Valta T, Juvonen I, Partanen J, Taimela S, et al. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. Arch Phys Med Rehabil 1999; 80: 842-50.

Arokoski JP, Valta T, Airaksinen O, Kankaanpää M. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82: 1089-98.

Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey AC, MacKinnon SN. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. J Strength Cond Res 2005; 19: 193-201.

Callaghan JP, Gunning JL, McGill SM. The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. Phys Ther 1998; 78: 8-18.

Cholewicki J, Van Vliett JJ 4th . Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertion. Clin Biomech 2002; 17: 99-105.

Cost B 13 working group on guidelines for chronic low back pain. European guidelines for the management of chronic non-specific low back pain. 2004. Viitattu 27.9.2005. Saatavilla: http://www.backpaineurope.org/web/files/WG2_Guidelines.pdf

Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, DeCuyper HJ. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. Eur Spine J 2000; 9: 266-272.

Davidson KL, Hubley-Kozey CL. Trunk muscle responses to demands of an exercise progression to improve dynamic spinal stability. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86: 216-23.

DeFoa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *J Anat* 1989; 163: 243-7.

van Dieën JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine* 2003; 28: 834-841.

Fleck SJ, Kraemer WJ. *Designing resistance training programs*. 3rd edition. USA: Human Kinetics; 2004. 151-85.

Gill KP, Callaghan MJ. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine* 1998; 23: 371-377.

Hayden JA, van Tulder MW, Malmivaara AV, Koes BW. Meta-analysis: Exercise therapy for nonspecific low back pain. *Ann Intern Med* 2005; 142: 765-75.

Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Hägg G, Stegeman D, Blok J et al. European recommendations for surface electromyography: deliverable of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.

Hilde G, Bo K. Effect of exercise in the treatment of chronic low back pain: a systematic review, emphasising type and dose of exercise. *Phys Ther Rev* 1998; 3: 107-117.

Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 1005-12.

Holmström E, Moriz U, Andersson M. Trunk muscle strength and back muscle endurance in construction workers with and without low back disorders. *Scand J Rehab Med* 1992; 24: 3-10.

Hubley-Kozey CL, McCulloch TA, McFarland DH. Chronic low back pain: A critical review of specific therapeutic exercise protocols on musculoskeletal and neuromuscular parameters. *JMMT* 2003; 11: 78-87.

Hupli M, Hurri H, Luoto S, Risteli L, Vanharanta H, Risteli J. Low synthesis rate of type I Procollagen is normalized during active back rehabilitation. *Spine* 1997; 22: 850-854.

Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and Hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:412-7.

Kannus P, Jozsa L, Renström P, Järvinen M, Kvist M, Lehto M, et al. The effects of training, immobilization and remobilization on musculoskeletal tissue. *Scand J Med Sci Sports* 1992; 2. 100-18.

Kool J, de Bie R, Oesch P, Knusel O, van den Brandt P, Bachmann S. Exercise reduces sick leave in patients with non-acute non-specific low back pain: A meta-analysis. *J Rehab Med* 2004; 36: 49-62.

Konrad P, Schmitz K, Denner A. Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *J Athl Train* 2001; 36:109-118.

Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 364-380.

Lee J-H, Ooi Y, Nakamura K. Measurement of muscle strength of the trunk and the lower extremities in subjects with history of low back pain. *Spine* 1995; 20: 1994-6.

Liddle SD, Baxter GD, Gracey JH. Exercise and chronic low back pain: what works? *Pain* 2004; 107: 176-190.

Luoto S, Taimela S, Hurri H, Aalto H, Pyykkö I, Alaranta H. Psychomotor speed and postural control in chronic low back pain patients. *Spine* 1996; 21: 2621-2627.

Luoto S, Aalto H, Taimela S, Hurri H, Pyykkö I, Alaranta H. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine* 1998; 23: 2081-2090.

Mannion AF. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9: 363-377.

Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 242-9.

Mayer TG, Smith SS, Keeley J, Mooney V. Quantification of lumbar function. Part 2: Sagittal plane trunk strength in chronic low-back pain patients. *Spine* 1985; 10: 765-72.

Matuszak ME, Fry AC, Weiss LW, Ireland TR, McKnight MM. Effect of rest interval length on repeated 1 repetition maximum back squat. *J Strength Cond Res* 2003; 17: 634-7.

McGill SM. Low back exercises: Evidence for improving exercise regimens. *Phys Ther* 1998; 78: 754-65.

McGill SM. Low back stability: From formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sports Sci Rev* 2001; 29: 26-31.

Mori A. Electromyographic activity of selected trunk muscles during stabilization exercises using a gym ball. *Electromyogr clin Neurophysiol* 2004; 44: 57-64.

Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine* 2001; 27: E29-36.

Mälkiä E, Ljunggren AE. Exercise programs for subjects with low back disorders. *Scand J Med Sports* 1996; 6: 73-81.

Ng JK-F, Kippers V, Richardson CA. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode position. *Electromyogr clin Neurophysiol* 1998; 38: 51-8.

Philadelphian Panel. Philadelphia panel evidence-based clinical practice guidelines on selected rehabilitation interventions for low back pain. *Phys Ther* 2001; 81: 1641-74.

Plamondon A, Marceau C, Stainton S, Desjardins P. Toward a better prescription of the prone back extension exercise to strengthen the back muscles. *Scand J Med Sci Sports* 1999; 9: 226-232.

Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel T. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 2000; 25: 947-954.

Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine* 2001; 26: 724-730.

Souza GM, Baker LL, Powers CM. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1551-7.

Stokes IAF, Sharon MH, Single RM. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech* 2003; 18:9-13.

Takemasa R., Yamamoto H, Tani T. Trunk muscle strength in and effects of trunk muscle exercises for patients with chronic low back pain. The differences in patients with and without organic lumbar lesions. *Spine* 1995; 20: 2522-2530.

Urquhart DM, Hodges PW. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *Eur Spine J* 2005; 14: 393-400.

Vera-Garcia FJ, Grenier SG, McGill SM. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther*. 2000; 80: 564-9.

Weir J, Wagner L, Housh T. The effect of rest interval length on repeated maximal bench press. *J Strength Cond Res* 1994; 8: 58-60.

LIITE

Taulukko 1: Liikkeiden 5-9 aikainen aktiivisuus suhteessa vartalon fleksioliikkeen aikaiseen aktiivisuuteen

Vasen rectus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli	Oikea rectus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli
Liike 5 / 1	33	17	9 - 63	Liike 5 / 1	31	15	6 - 67
Liike 6 / 1	27	12	7 - 45	Liike 6 / 1	28	11	11 - 46
Liike 7 / 1	23	20	5 - 101	Liike 7 / 1	17	9	4 - 38
Liike 8 / 1	75	14	48 - 100	Liike 8 / 1	77	20	40 - 128
Liike 9 / 1	111	21	79 - 169	Liike 9 / 1	118	33	73 - 193

Taulukko 2: Liikkeiden 5-9 aikainen aktiivisuus suhteessa vartalon fleksioliikkeen aikaiseen aktiivisuuteen

Vasen obliquus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli	Oikea obliquus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli
Liike 5 / 1	49	26	10 - 124	Liike 5 / 1	45	22	13 - 89
Liike 6 / 1	49	20	21 - 94	Liike 6 / 1	74	21	22 - 109
Liike 7 / 1	65	26	5 - 123	Liike 7 / 1	44	21	16 - 91
Liike 8 / 1	82	23	40 - 119	Liike 8 / 1	85	18	37 - 122
Liike 9 / 1	99	20	67 - 150	Liike 9 / 1	102	24	61 - 165

Taulukko 3: Liikkeiden 5-9 aikainen aktiivisuus suhteessa vartalon ekstensioliikkeen aikaiseen aktiivisuuteen

Vasen longissimus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli	Oikea longissimus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli
Liike 5 / 4	60	17	27 - 88	Liike 5 / 4	46	14	22 - 83
Liike 6 / 4	16	6	7 - 30	Liike 6 / 4	15	6	6 - 26
Liike 7 / 4	69	18	29 - 100	Liike 7 / 4	53	19	26 - 72
Liike 8 / 4	17	6	8 - 31	Liike 8 / 4	13	5	6 - 25
Liike 9 / 4	15	6	7 - 30	Liike 9 / 4	17	7	8 - 33

Taulukko 4: Liikkeiden 5-9 aikainen aktiivisuus suhteessa vartalon ekstensioliikkeen aikaiseen aktiivisuuteen

Vasen multifidus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli	Oikea multifidus	Ka (%)	SD	Vaihteluväli
Liike 5 / 4	73	22	44 - 128	Liike 5 / 4	43	16	22 - 79
Liike 6 / 4	14	6	6 - 23	Liike 6 / 4	17	8	8 - 36
Liike 7 / 4	84	24	55 - 145	Liike 7 / 4	52	15	24 - 88
Liike 8 / 4	17	8	7 - 35	Liike 8 / 4	20	10	9 - 47
Liike 9 / 4	15	10	5 - 50	Liike 9 / 4	12	7	4 - 35