

**VATSA- JA SELKÄLIHASTEN EMG-AKTIIVISUUS  
DYNAAMISISSA YLÄRAAJAN KAUTTA TEHTÄVISSÄ  
HARJOITUSLIIKKEISSÄ**

Kirsti Siekkinen  
Fysioterapian  
Pro gradu tutkielma  
Jyväskylän yliopisto  
Terveystieteiden laitos  
Kevät 2007

## TIIVISTELMÄ

Vatsa- ja selkälihasten EMG-aktiivisuus dynaamisissa yläraajan kautta tehtävissä harjoitusliikkeissä

Kirsti Siekkinen, Fysioterapian pro gradu tutkielma, 40 sivua, 1 liite

Jyväskylän Yliopisto, liikunta- ja terveystieteiden tiedekunta, terveystieteiden laitos, 2007

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

---

Kroonisen epäspesifin alaselkävun kuntoutuksessa terapeuttinen harjoittelu on ensisijainen kuntoutusmuoto. Harjoittelun suunnittelussa tulisi tuntee liikkeen lihaksiin kohdistuva vaikutus ja kuormituksen taso. Tämän elektromyografiatutkimuksen (EMG) tarkoituksena oli selvittää vatsa- ja selkälihaksen aktiivisuutta seisten, yläraajan kautta tapahtuvien dynaamisten harjoitusliikkeiden aikana suhteessa vartalon isometrisiin maksimaalisiin liikkeisiin. Lisäksi selvitettiin lantion fiksaation vaikutusta vatsa- ja selkälihasten aktiivisuuteen.

Poikkileikkaustutkimukseen osallistui 20 iältään 20 - 45 -vuotiasta tervettä naista. Tutkimuksessa mitattiin pinta-EMG:llä vertailu- ja harjoitusliikkeiden yhden toiston maksimin aikainen lihasaktiivisuus rectus abdominiksesta, obliquus externus abdominiksesta, longissimuksesta ja multifiduksesta. Vertailuliikkeet olivat vartalon isometrinen fleksio, lateraalifleksiot molempiin suuntiin ja ekstensio. Harjoitusliikkeet olivat molemmilla yläraajoilla yhtä aikaa suoritettu molempien olkavarsien ekstensio, oikean olkanivelen fleksio ja ekstensio lantio fiksoituna sekä oikean olkanivelen horisontaaliadduktio ja - abduktio lantio fiksoituna ja ilman fiksaatiota. Tilastollisina menetelminä käytettiin toistomittausten varianssianalyysia ja parittaista *t*-testiä.

Harjoitusliikkeistä olkavarsien yhtäaikainen ekstensio aktivoi rectus abdominista parhaiten. Obliquus externus abdominiksen aktiivisuus oli korkein oikean olkanivelen horisontaaliadduktiossa. Oikealla yläraajalla suoritettut olkanivelen ekstensio ja olkanivelen horisontaaliabduktio aktivoivat parhaiten longissimusta. Multifiduksen vasemman puolen aktiivisuus oli korkein oikean olkanivelen ekstensiossa ja oikean puolen oikean olkanivelen horisontaaliabduktiossa. Osassa harjoitusliikkeissä saavutettiin yli 60 % lihasaktiivisuus vartalolihasien maksimiaktiivisuudesta. Lantio fiksoituna lihasaktiivisuus oli lihaksesta riippuen 35–65 %:ia korkeampi kuin ilman fiksaatiota.

Seisten, yläraajan kautta suoritettavien harjoitusliikkeiden aikana voidaan vatsa- ja selkälihaksissa päästä aktiivisuustasolle, jolla voidaan lihasvoimaa kehittää. Tehokkainta harjoittelu on lantio fiksoituna. Säilyttämällä lanneselän neutraaliasento ja vaihtamalla yläraajan liikesuuntaa ja - tasoa voidaan harjoitusliikkeillä vaikutus kohdistaa eri keskivartalolihaksiin. Liikkeet voidaan suorittaa molemmilla yläraajoilla erikseen tai samanaikaisesti.

Avainsanat: Elektromyografia, vatsalihakset, selkälihakset, yläraaja, dynaaminen liike

## **ABSTRACT**

Abdominal and paraspinal muscle activation during dynamic upper limb exercises

Kirsti Siekkinen, Physiotherapy Master Thesis, 40 pages, 1 appendix

University of Jyväskylä, Faculty of Sport and Health Sciences, Department of Health Sciences, Finland 2007

Supervisors: Esko Mälkiä PhD, Jyväskylä University, Arja Häkkinen PhD and Jari Ylinen MD, PhD Jyväskylä Central Hospital

---

Nowadays the treatment guidelines recommend an active physical therapy approach for chronic low back patients as a prime conservative management. When planning the therapeutic exercise program to the patients it is important to know which muscles are active during exercise and how high should the load plane be during exercises. The purpose of this study was to examine abdominal and paraspinal muscles activity during dynamic (1RM) upper limb exercises in relation to the maximum voluntary contraction. Also it was examined how fixation around pelvis effects to the level of muscle activity during two exercises.

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 dynamically performed exercise movements were bilateral shoulder extension, right shoulder horizontal abduction and adduction without and with fixation, right shoulder flexion and extension with fixation. The data was analysed using repeated measures analysis of variance (ANOVA). In addition, the paired t-test was also used.

The activity of the rectus abdominis was highest during bilateral shoulder extension and the activity of obliquus externus abdominis was highest during right shoulder horizontal adduction. During right shoulder extension and right shoulder horizontal abduction the best activation of longissimus was achieved. The activity of the left part of multifidus was highest during right shoulder extension and correspondingly right shoulder horizontal abduction activated best the right part. During some exercises over 60 % of the maximum activity of trunk muscles was achieved. Compared to exercises without fixation the muscle activity was depending on a muscle 35-65 % higher during exercises with fixation.

During dynamic upper limb exercises in standing position it is possible to achieve the level of activity of abdominal and paraspinal muscles on which the muscle strength can be developed. Exercising is most effective with fixation around pelvis. Maintaining the neutral position of the pelvis and changing both the direction and plane of the movement are different trunk muscles able to be exercised. However, the dynamic upper limb exercises can be performed either unilaterally or bilaterally.

**Key Words:** surface electromyography, abdominal muscles, paraspinal muscle, upper limb, dynamic movement

# SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

ABSTRACT

1 TAUSTAA TUTKIMUKSELLE .....	1
1.1 JOHDANTO.....	1
1.2 TERAPEUTTINEN HARJOITTELU KROONISEN EPÄSPESIFIN ALASELKÄKIVUN KUNTOUTUKSESSA .....	2
1.2.1 Krooninen alaselkäkipu.....	2
1.2.2 Terapeuttinen harjoittelu kroonisen alaselkäkivun kuntoutuksessa .....	3
1.3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA JA VOIMANTUOTTOON  VAIKUTTAVAT TEKIJÄT.....	5
1.4 EMG LIHASAKTIIVISUUDEN TUTKIMUSMENETELMÄNÄ .....	8
1.4.1 EMG-tutkimuksen luotettavuuteen vaikuttavia tekijöitä .....	9
1.4.2 Pinta- ja neulaelektrodit EMG-signaalin keräyksessä .....	10
1.5 ALASELÄN HARJOITUSLIIKETUTKIMUKSIA EMG-MENETELMÄLLÄ .....	11
1.6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	13
LÄHTEET.....	14
2 ARTIKKELIN KÄSIKIRJOITUS.....	18
2.1 JOHDANTO.....	18
2.2 TUTKIMUSMENETELMÄ .....	20
2.3 TULOKSET .....	28
2.4 POHDINTA.....	33
2.5 JOHTOPÄÄTÖS.....	37
LÄHTEET.....	38
LIITE	

# 1 TAUSTAA TUTKIMUKSELLE

## 1.1 JOHDANTO

Kroonisen alaselkäkipuisen henkilön nykyaikaiseen kuntoutukseen sisältyy terapeuttinen harjoittelu. Terapeuttisessa harjoittelussa yleisesti käytettyjen liikkeiden aikaista keskivartalolihasjen aktiivisuutta on tutkittu viimeisen kymmenen vuoden aikana runsaasti. Tutkitut liikkeet on suoritettu pääasiassa matalissa alkuasunnoissa. Useat ihmisen arkitoiminnot ja liikuntaharrastukset tapahtuvat pystyasennossa. Toiminnallisten liikkeiden ja pystyasennon käyttäminen kroonisen alaselkäkipuisen henkilön terapeuttisessa harjoittelussa on tämän vuoksi perusteltua ja yläraajaliikkeiden aikaisen keskivartalolihasjen kuormituksen tutkiminen kliinisesti tärkeää.

Tämä Pro Gradu- tutkielma on tehty yhteistyössä Keski-Suomen keskussairaalan fysiatrian poliklinikan kanssa. Olen tullut tähän tutkimukseen mukaan tutkimuksen suunnitteluvaiheessa. Tutkimuksen mittaukset suoritettiin Keski-Suomen keskussairaalan fysiatrian poliklinikan testauslaboratoriossa. Ennen varsinaisia tutkimusmittauksia osallistuin tutkimukseen liittyvien liikkeiden, mittaustekniikan ja mittausaineiston analyysin harjoitteluun. Pro Gradu-tutkielmani kirjallisuuskatsauksen sekä tutkimusartikkelin olen kirjoittanut itse. Tutkimusmittausten suorittamisen, mittausarvojen siirtämisen SPSS-ohjelmaan, sekä artikkelin menetelmäosion kirjoittamisen olen tehnyt yhdessä Sami Tarnasen kanssa. Tilastomenetelmiin tukea antoi Hannu Kautiainen.

Työni alkuosa rakentuu kroonisen alaselkävun ja terapeuttisen harjoittelun käsitteiden määrittelylle. Lisäksi selvitän hermo-lihasjärjestelmän toimintaa, voimantuottoon vaikuttavia tekijöitä ja elektromyografian (EMG) käyttöä lihastoiminnan tutkimusmenetelmänä. Työni jälkiosa on tutkimukseni käsikirjoitus, josta on tarkoitus muokata artikkeli kansainväliseen tiedelehteen.

## **1.2 TERAPEUTTINEN HARJOITTELU KROONISEN EPÄSPESIFIN ALASELKÄKIVUN KUNTOUTUKSESSA**

### **1.2.1 Krooninen alaselkäkipu**

Alaselkäkipu on yksi yleisimmistä terveydellisistä ongelmista länsimaissa. Se on haaste terveydenhuollon ammattikunnalle ja samalla suuri kansantaloudellinen rasitus. Noin 80 % länsimaalaisista kärsii ainakin yhden työkyvyttömyyteen johtavan alaselkäkipujakson elämänsä aikana. Yleensä alaselkäkiput lievittyvät noin kuudessa viikossa. Huomioitavaa kuitenkin on, että alaselkäkipuisista henkilöistä 5-15 %:lle kivusta kehittyy pysyvä toimintakykyä häiritsevä vaiva. (Norris 2000, 3-13.) Kroonisen, yli kolme kuukautta kestäneen ja lääkärin diagnostisoiman selkäreisyyhtymän esiintyvyyden on Suomessa 11 % naisilla ja 10 % miehillä (Riihimäki ym. 2004).

IASP:n (International Association for Study of Pain) mukaan kipua määritellään epämiellyttäväksi subjektiiviseksi aistimukseksi ja tunnekokemukseksi, joka liittyy kudosaan tai jota kuvataan kudosaan käsittein. Alaselkäkipusta suurin osa on niin sanottua epäspesifistä kipua eli kipua aiheuttavaa mekanismia ei täysin tunneta. Kroonisesta alaselkäkipusta yli 60 %:ia arvioidaan olevan peräisin välilevyistä, fasetti- tai SI-nivelistä. Alaselkäkipun pääasiallisena lähteenä (39 %) pidetään välilevyn sisäistä repeämää. Fasetti- ja SI-nivelten osuus krooniseen selkäkipujen lähteenä on osoitettu, joskin kipua aiheuttava patofysiologia on vielä epäselvää. (Bogduk 1992, 204–213.)

Kroonisesta alaselkäkipua potevilla henkilöillä on usein heikentynyt suoritus- ja toimintakyky. Tutkimusten mukaan alaselkäkipuisella henkilöllä on todettu vaikeuksia kehon asennon hallinnassa, kehon huojunta on lisääntynyt ja myös psykomotorisissa reaktioajoissa on havaittu viivästymistä (Luoto ym. 1996, 1998). Lisäksi alaselkäoireisilla henkilöillä on todettu vartalolihas- ja lihaskontrollissa, neuromuskulaarisessa kontrollissa ja lihasvoiman tuottamisessa muutoksia verrattuna terveisiin ihmisiin (Hodges ja Richardson 1999, van Dieen ym. 2003). Kroonisesta kipua voidaan käsitellä kivun hallinnalla ja toiminnan palauttamisella. Kivun hallinnassa painopiste on psykologisella lähestymistavalla, kun taas toiminnan palauttaminen vaatii aktiivista kuntoutuksellista toimintaa. (Waddell 2004, 371–399.)

### 1.2.2 Terapeuttinen harjoittelu kroonisen alaselkävun kuntoutuksessa

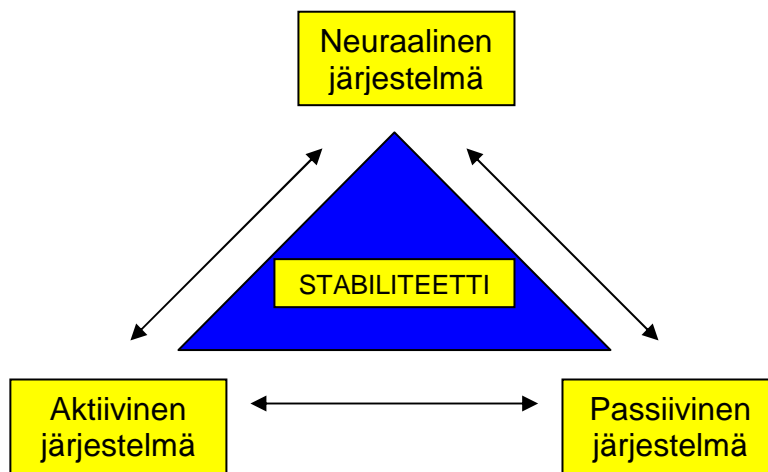
Terapeuttinen harjoittelu määritellään sarjaksi spesifejä liikkeitä, joilla on tarkoitus harjoittaa kehoa systemaattisesti terveyttä edistävällä tavalla (Nordin ja Campello 1999). Terapeuttista harjoittelua voidaan käyttää myös kehoa vaativampaan harjoitteluun valmistelevana harjoitusmuotona tai se on harjoittelua, jonka avulla pyritään saamaan hyvä fyysinen terveydentila (Abenhaim ym. 2000). Tutkimusten mukaan kroonista alaselkävun voidaan lieventää (Mannion ym. 1999) ja suoritus- ja toimintakykyä parantaa (Kuukkanen ja Mälkiä 2000) asennon hallintaa ja keskivartalon stabiliteettiä parantavilla sekä keskivartalon lihaksia vahvistavilla terapeuttisilla harjoituksilla (Frost ym. 1995, O'Sullivan ym. 1997, Kankaanpää ym. 1999, Hides ym. 2001, Niemistö ym. 2003).

Kroonisen alaselkävun konservatiivisessa hoidossa terapeuttinen harjoittelu nähdään nykyään ensisijaisena menetelmänä (COST B13 Working Group 2004). Kroonista selkävun potevan henkilön harjoittelussa voidaan nähdä kolme tavoitetta. Ensimmäisenä tavoitteena on parantaa selän liikkuvuutta ja voimaa sekä kehittää suorituskykyä kestävyyttä vaativissa tehtävissä. Toisena harjoittelun tavoitteena on vähentää kivun voimakkuutta. Tutkimukset ovat osoittaneet, että harjoitteluinterventio vähentää koettua kipua 10–50%. Harjoittelun kolmas tavoite on vähentää sellaista toimintakyvyn heikkenemistä, joka liittyy selkävun aiheutuvaan pelkoon. Tämä tapahtuu muuttamalla suhtautumista kipuun ja uskomuksiin. (Rainville ym. 2004.)

Haydenin ym. (2005) systemaattisen kirjallisuuskatsauksen mukaan selkävun ja toimintakykyä parantavan harjoittelun tulisi olla yksilöllisesti suunniteltua ja valvottua. Lisäksi harjoittelun tulisi olla intensiteetiltään tai annokseltaan tehokasta. Kirjallisuuden perusteella ei kuitenkaan voida vielä päätellä kovin täsmällisiä harjoittelun annos-vastesuhteita, koska tutkimuksissa käytetyt harjoitusinterventiot ovat olleet sisällöltään erilaisia ja harjoitusliikkeiden sekä liikkeissä käytettyjen vastusten kuvaus on ollut osin puutteellista.

Alaselkävunpotilaan terapeuttista harjoittelua käsittelevässä kirjallisuudessa viitataan toistuvasti termeihin rangan stabiliteetti ja stabiloivat harjoitukset. Panjabin (1992) mukaan rangan stabiliteetti muodostuu kolmesta toisistaan riippuvasta komponentista

eli passiivisesta, aktiivisesta ja neuraalisesta hallinnan osajärjestelmästä (Kuvio 1). Passiivinen osajärjestelmä sisältää luu- ja nivelrakenteet sekä rangan nivelsiteet. Aktiivinen järjestelmä tarkoittaa lihasten tuottaman voiman kapasiteettia tukea rankaa. Neuraalisen järjestelmän tehtävänä on koordinoida lihasaktiiviteettia oikea-aikaisesti, oikealla määrällä ja tiheydellä. Tämä koordinointi tapahtuu sekä ennen toimintaa että toiminnan aikana saadun informaation perusteella. Nämä kolme järjestelmää voivat kompensoida osittain toisen osan puutteita. Selkäkipua voi ilmetä, jos selkärangan liikesegmentin kontrolli pettää eikä toinen osajärjestelmä kykene kompensoimaan toisen järjestelmän hallinnan pettämistä. (Richardson 1999, 12–16.)



**Kuvio 1** Kolme lumbo-pelvisen stabiliteettiin vaikuttavaa järjestelmää (Panjabi 1992).

Termi ”stabiloivat harjoitukset” voidaan määritellä mille tahansa rangan stabiliteettia kehittäväälle harjoitukselle. Lihasaktiivisuus ja selkärangan asento puolestaan varmistavat ”riittävän stabiliteetin”. (McGill 2002, 143.) Stabiloivien harjoitusten tarkoituksena on sekä syvän että pinnallisen lihasjärjestelmän harjoittaminen ja näiden toiminnan integraatio harjoitusten edetessä paikallisesta segmentaarista lihaskontrollista suljetun liikeketjun segmentaarisen kontrollin harjoitteluun. Avoimen liikeketjun segmentaarisiiin ja toiminnallisiin harjoitteisiin siirrytään segmentaarisen kontrollin ylläpitämisen varmistuessa. (Richardson ym. 1999, 145–155.)



Biomekaaniset mallit ja kokeelliset tutkimukset ovat havainnollistaneet, että vartalon syvien ja pinnallisten lihasten yhteistoiminta on tarpeellista rangan stabiliteetin säilymiselle erityisesti neutraalissa pystyasennossa (Cholewicki ym. 1997, Granata ym. 2001). Passiivisen komponentin toiminnan heikkous ennustaa lihasaktiivisuuden kasvua, jolla pyritään stabiliteetin ylläpitämiseen (Cholewicki ym. 1997). Jo 10 % aleneminen segmentaarisessa jäykkyydessä yhdistettynä heikkoon neuromuskulaariseen kontrolliin heikentää rangan stabiliteettia. Tämä altistaa rangan instabiliteetin kehittymiseen. (Gardner-Morse & Stokes, 2001.) Mikään yksittäinen lihas ei kykene yksinään turvaamaan rangan stabiliteettia (Cholewicki ym. 2002). Tämän vuoksi ei terapeuttisen harjoittelun tulisi pelkästään keskittyä yksittäisten lihasten vahvistamiseen. Alaselkäkipuisen henkilön terapeuttisen harjoitusohjelman suunnittelussa olisi tärkeää tunnistaa ne liikkeet, jotka parhaiten aktivoivat kehoa stabiloivia lihaksia, mutta samalla ovat toiminnallisia, alaselkäoireisen henkilön päivittäisistä toiminnoista selviytymistä tukevia harjoituksia.

### **1.3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA JA VOIMANTUOTTOON VAIKUTTAVAT TEKIJÄT**

Lihassupistuksen saa aikaan hermosolun tuojahaaraa eli aksonia pitkin tuleva hermoimpulssi eli aktiopotentiaali. Saapunut hermoimpulssi saa aikaan hermolihasliittymässä lihassolukalvon läpäisyyden muutoksia natrium-, kalium- ja kalsiumioneille. Nämä muutokset lihassolun sisällä mahdollistavat myofilamenttien välisten poikkisiltojen syntymisen, mikä näkyy lihassupistuksena. Lihassupistuksessa solut käyttävät energiakseen adenosiniinrifosfaattia (ATP). (Fritz ym. 1999, 99–101.)

Lihaksen tahdonalaista voimantuottoa säädellään sekä yksittäisten motoristen yksiköiden syttymistiheyden avulla että aktiivisten yksiköiden lukumäärää säätelemällä. Keskushermoston rooli tahdonalaisessa voimantuotossa on keskeinen. Mitä enemmän keskushermosto pystyy aktivoimaan lihasten motorisia yksiköitä, sitä suurempi on lihaksen tuottama voima. Lihaksen tuottaman tahdonalaisen absoluuttisen maksimivoiman on todettu olevan yhteydessä lihaksen poikkipinta-alaan ja yksittäisen lihassolun kokoon. (McArdle 2001, 505.)

Lihasten voimantuottoon vaikuttaa biomekaanisina tekijöinä muun muassa lihaksen supistumistapa, lihaspituus, nivelkulma, liikenoisuus, lihassolutyypit ja lihaksen esivenytys. Lihassupistus voidaan jakaa staattiseen (isometrinen) ja dynaamiseen (konsentrisen ja eksentrisen). Isometrisessä supistuksessa lihaksen kokonaispituus ei ulkoisesti mitattuna muutu. Dynaamisessa supistuksessa lihaksen pituus muuttuu joko lihaksen voiman ansiosta tai ulkoisen kuorman seurauksena. Dynaaminen lihaspituus jaetaan konsentriseen ja eksentriseen lihaspistukseen. Konsentrisessä lihaspistuksessa lihas- jänne -kompleksin pituus lyhenee lihaksen tuottaman voiman ansiosta. Supistuessaan lihas lyhenee noin kahteen kolmasosaan lepopituudestaan. Eksentrisessä lihaspistuksessa kompleksin pituus puolestaan kasvaa ulkoisen kuorman vaikutuksesta. Lihaksen tuottama maksimaalinen voima on suurin eksentrisessä supistuksessa ja pienin konsentrisessä supistuksessa. Isometrisessä supistuksessa voiman suuruus jää edellisten välille. (Fritz ym. 1999, 394–395, Cerny & Burton 2001, 135–136.)

Lihaspituus ja nivelkulma vaikuttavat voimantuottoon siten, että yleensä suurin voima saavutetaan lihaksen keskipituuksilla. Voima pienenee lihaspituuden ääripäissä sarkomeerin eli lihaksen pienimmän supistuvan yksikön aktiini- ja myosiinifilamenttien välille muodostuvien poikkisiltojen määrän vähetessä. Liike- ja supistumisnoisuus vaikuttavat lihaksen voimantuottoon siten, että liike- ja suoritusnoisuuden lisääntyessä konsentrisessä lihastyössä voimantuotto vähenee ja eksentrisessä lisääntyy lihaksen elastisen energian hyväksikäytön johdosta. Paljon nopeita lihassoluja omaavilla henkilöillä on todettu kaikilla lihastyötavoilla suurilla nopeuksilla lihasvoiman tuotto suuremmaksi kuin hitaita lihassoluja omaavilla henkilöillä. Hitailta supistus- ja liikenoisuuksilla solujakauma ei ole niin merkitsevä voimantuottoon kuin lihassolujen koko. (Häkkinen 1990, 23–24, 35–39.)

Aktiini- ja myosiinifilamenttien välisille poikkisilloille ja lihaksiston sidekudosrakenteilla on kyky varastoida itseensä elastista energiaa. Kun aktiivista lihasta nopeasti venytetään (eksentrisen supistus) ulkoisella voimalla, voidaan tämä elastinen energia luovuttaa lisävoimana, mikäli konsentrisen supistus seuraa nopeasti. Esivenytyksen kestäessä liian pitkään, menetetään elastinen energia liike-energiasta lämpöenergiaksi. (Häkkinen 1990, 39.)

Voimaharjoittelulla voidaan vaikuttaa hermolihaskäyttöjärjestelmään. Kun yksittäisiä voimaharjoituksia toistetaan sopivin välein, seuraa tästä hermolihaskäyttöjärjestelmän rakenteellinen ja toiminnallinen adaptoituminen. Voimaharjoittelu johtaa jossain määrin lihasten hypertrofisiin (lihassolujen kasvu) muutoksiin, mikä saattaa ilmetä sekä nopeissa että hitaissa lihassoluissa. Harjoittelun alkuvaiheessa vaikutukset hermo-lihaskäyttöjärjestelmässä kohdistuvat harjoittelemattomalla ihmisellä pääasiassa hermostollisiin ohjausmekanismeihin eli parantunut voimantehokkuus on pääosin hermoston parantuneesta toiminnasta johtuvaa. Vasta useamman viikon (8-12 viikkoa) säännöllisen voimaharjoittelun on tutkittu johtavan harjoittelemattomalla ihmisellä lihaskäyttöjärjestelmään muutoksiin. (McMurray 1999, 21.) Seynnesin ym. (2006) tutkimuksessa todettiin nuorilla terveillä koehenkilöillä kuitenkin jo kolmen voimaharjoitteluviikon (harjoittelua kolme kertaa viikossa) jälkeen quadriceps femorislihaksessa hypertrofia muutoksia. Voimaharjoittelujakson ensimmäisten viikkojen aikana lihassolujen koko kasvaa pääsääntöisesti nopeissa lihassoluissa. Myöhemmässä vaiheessa kasvu on lähes yhtä suurta nopeissa ja hitaissa lihassoluissa. Lihassolujen koon kasvaminen johtaa lihaksen poikkipinta-alan kasvamiseen ja harjoitetun lihaksen maksimivoiman kehittymiseen. (McMurray 1999, 21.)

Kaikilla eri lihaksen supistustavoilla tuotettava voima voidaan jaotella hermo-lihaskäyttöjärjestelmän motoristen yksiköiden rekrytoinnin määrän ja tavan, sekä energiantuottovaatimusten mukaan maksimi-, nopeus- ja kestovoimaan. Maksimivoimassa lihaskäyttöjärjestelmän nousee maksimaaliseksi ja voimantuottoaika on suhteellisen pitkä. Nopeusvoimassa on kyse lyhyestä voimantuottoajasta ja toisaalta suuresta voimantuottoaika- ja / tai suurella supistusnopeudella tuotetusta voimasta konsentrisessä ja / tai eksentrisessä lihaskäytössä. Kestovoima tarkoittaa voimantasoa ylläpitämistä suhteellisen pitkään ja / tai tiettyä voimatasoa toistetaan useita kertoja peräkkäin suhteellisen lyhyillä palautusajoilla. (Häkkinen 1990, 41.) Taulukossa 1. esitetään ohjeelliset voimaharjoittelussa käytettävän kuorman (% maksimista) ja yhdessä sarjassa suoritettavien toistojen määrät eri voimantuotto-ominaisuuksien kehitettäessä.

**Taulukko 1** Voimaharjoittelun ohjeelliset kuormat (% lihaksen maksimivoimasta) ja toistomäärät eri voimantuotto-ominaisuuksia kehitettäessä (Häkkinen 1990, 203).

	KESTOVOIMA		MAKSIMIVOIMA			NOPEUSVOIMA	
	Aero- binen	Anaero- binen	Hyper- trofinen	Hypertrofis- hermos- tollinen	Hermos- tollinen	Hermos- tollishyper- trofinen	Hermos- tollinen
<b>Kuorma (%)</b>	0-30	20-60	60-80	70-90	90-100	30-80	30-60
<b>Toistot / sarja</b>	30-	10-30	6-12	3-6	1-3	1-10	1-10

#### 1.4 EMG LIHASAKTIIVISUUDEN TUTKIMUSMENETELMÄNÄ

Rekisteröityvä signaali eli EMG-signaali (elektromyografia) edustaa tutkitun lihaksen toimivien motoristen yksiköiden yhteisaktiivisuutta. EMG-signaalin keräys voidaan suorittaa sekä langallisilla että langattomilla EMG-mittausjärjestelmillä. EMG-signaalia voidaan käyttää muun muassa kuvaamaan kokonaisvaltaisesti mitattavan lihaksen aktivoitumistasoa tai – määrää ja / tai aktivoitumisen nopeutta. Lihasten aktivoitumista ja ihon pinnalle asti leviävää aktiopotentiaalia voidaan rekisteröidä erityisillä elektrodeilla. Elektrodista mitattu signaali siirtyy joko vahvistimien tai etuvahvistimen kautta signaalin käsittelyyn, jota ovat esimerkiksi suodatus ja tasasuuntaus. Varsinaisen vahvistuksen jälkeen signaali voidaan tallentaa myöhempää analysointia varten tai siirtää A/D-muuntimen kautta tietokoneelle analysoitavaksi. (Basmajian & De Luca 1985, 104–105.)

Motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien muotoon vaikuttavat kudosten suodatusominaisuudet sekä impulssin johtumisnopeus lihasfiiberissä. Suodatuksen määrään vaikuttaa lihasfiibereiden järjestys, pintaelektrodien ja aktiivisten lihasfiibereiden välinen etäisyys sekä elektrodin sijoittamiskohta lihaksen hermotusalueeseen nähden. Johtumisnopeuteen vaikuttaa lihasfiibereiden poikkipinta-ala, lihaksen sisäinen pH sekä muut solukalvon ominaisuudet. (Basmajian

& De Luca 1985, 209–210.) EMG-signaaliin ja sen muotoon vaikuttavat muun muassa lihaksen supistumis- ja venymisnopeus, lihasjännityksen tuottamisnopeus, väsymys sekä refleksitoiminta (Winter 1990, 195). Signaalin kasvunopeuteen vaikuttaa myös lihasaktiiviteetin suuruus. Voimakas lihasaktiiviteetti havaitaan tulossignaalin korkeiden huippujen lisääntymisenä.

#### **1.4.1 EMG-tutkimuksen luotettavuuteen vaikuttavia tekijöitä**

EMG-tutkimusten luotettavuuden ja mittausten onnistumisen kannalta on tärkeää sijoittaa elektrodit oikein ja alentaa ihon aiheuttamaa vastusta. Lisäksi analysoinnin kannalta on tärkeää huomioida cross-talk, kohina ja liikeartefaktat. SENIAMin (1999) mukaan elektrodien paras kiinnittämiskohta sijaitsee lihaksen motorisen pisteen ja distaalisen janteen puolivälissä. SENIAM suosittelee elektrodinapojen väliseksi etäisyydeksi 20 mm tai  $\frac{1}{4}$  lihasfiiberin pituudesta sekä bipolaaristen elektrodien sijoittamista lihasfiibereiden suuntaisesti impedanssin eli vaihtovirtavastuksen vähentämiseksi. Impedanssia voidaan vähentää myös nostamalla elektrodin ilmaispinta-alan suuruutta.

Ihon resistanssi eli vastus vaikeuttaa sähkön virtaamista lihaksen ja elektrodien välillä. Ihon vastukseen vaikuttavat lämpötila, ihon puhtaus, ihon ja ihonalaisen kerroksen paksuus sekä elektrodin koko. Resistanssia voidaan laskea puhdistamalla iho liottimella ja poistamalla kuollut ihosolukko hiekkapaperilla. (Merletti & Hermens 2004, 110.)

Mitattavaa lihasta ympäröivien lihasten sähköinen aktiivisuus aiheuttaa häiriöitä mitattavan lihaksen EMG-signaaliin. Tämä ilmiö on nimeltään cross-talk ja se tulee erityisesti huomioida käytettäessä pintaelektrodeja. Cross-talk voidaan määritellä muun muassa lähekkäisistä lihaksista mitattujen EMG-signaalien välillä keskinäis-korrelaatiomittauksilla. (Farina ym. 2004, 91.) Vatsa- ja selkälihaksia tutkittaessa cross-talk saattaa aiheuttaa ongelmia erityisesti obliquus externus abdominiksen aktiivisuuksiin, koska lihaksen alla sijaitsee obliquus internus abdominis ja transversus abdominis (Ng ym. 1998). Elektrodien ilmaispinta-alalla ei ole Basmajianin ja De Lucan (1985, 45) mukaan niin suurta merkitystä mitatun EMG-signaalin cross-talkiin

kuin elektrodinapojen välisellä etäisyydellä. Toisaalta liian suuri ilmaisinpinta-ala lisää cross-talkia. Kohina puolestaan voi olla lähtöisin ympäröivistä sähkökentistä, staattisesta sähköstä tai sähköjohdoista. Kohinaa esiintyy yleensä matalilla taajuuksilla, kuten sähköverkon taajuudella 50 Hz (Winter 1990, 200). Häiriökohinan aiheuttaman virheen suuruutta voidaan pienentää viemällä signaalin vahvistinyksikkö mahdollisimman lähelle mitattavaa kohdetta. Myös elektrodien tai johtojen liike aiheuttaa ei-toivottuja häiriöitä mitattuun EMG-signaaliin.

#### **1.4.2 Pinta- ja neulaelektrodit EMG-signaalin keräyksessä**

Perinteisin lihaksen sähköistä aktiiviteettia kuvaava signaali on pintaelektromyogrammi. Se mitataan ihon pinnalta sopivilla pintaelektrodeilla. Pintaelektrodeja käytettäessä puhutaan noninvasiivisesta mittauksesta. Pintaelektrodit ovat käyttökelpoisia suurten lihasten aktiivisuuksien mittauksessa. Ne ovat helppokäyttöisiä, antavat luotettavaa tietoa eikä niistä aiheudu haittaa tutkittavalle. Elimistön sisälle asetettavilla neulaelektrodeilla tapahtuvaa mittausta kutsutaan invasiiviseksi mittaukseksi. Neulaelektrodien käytöllä päästään tarkempaan tiedonkeruuseen mittauskohteesta, mutta mittaus on vaikeampi toteuttaa. Neulaelektrodien käyttö on mitattavalle hieman kivulias. (Basmajian & De Luca 1985, 23–34.)

Vatsa- ja selkälihasten aktiivisuutta on tutkittu sekä pinta- että neulaelektrodeilla. Arokoski ym. (1999) tutkivat multifiduksen aktiivisuutta käyttämällä sekä pinta- että lanka-EMG:tä. Eri mittaustapojen välinen korrelaatio oli korkea ( $r=.95$ ). Heidän mukaansa multifiduksen tutkiminen pinta-EMG:llä on luotettavaa. Stokes ym. (2003) tutkimuksessa pinta- ja lankaelektrodien välinen korrelaatio oli multifiduksen osalta 0.64. Heidän mukaan pintaelektrodeilla mittaaminen kuvaa enemmän longissimuksen aktiivisuutta ja tarkka multifiduslihaksen aktiivisuuden mittaaminen EMG:llä vaatii lihaksen sisäisiä elektrodeja. Toisaalta, koska multifiduksen eri lihaskerrosten funktio on erilainen syvän osan toimiessa intersegmentaarisesti stabiloivana ja pinnallisen osan liikettä tuottavana osana, on lanka-EMG:n sijoittamissyvyys ratkaiseva tutkittaessa stabiloivien lihasten toimintaa (Moseley ym. 2002).

## 1.5 ALASELÄN HARJOITUSLIIKETUTKIMUKSIA EMG-MENETELMÄLLÄ

EMG:n avulla on selvitetty yleisesti kliinisessä käytössä olevien alaselän stabilointiin ja lihasten vahvistamiseen tarkoitettujen harjoitusliikkeiden aikaisia lihasaktiivisuuksia sekä terveille (Arokoski ym. 1999, 2001, Vezina ja Hubley-Kozey 2000, Souza ym. 2001, Davidson ja Hubley-Kozey CL 2005) että alaselkäoireisilla henkilöillä (Hubley-Kozey ja Vezina 2002, Arokoski ym. 2004). Näissä tutkimuksissa esitettyjen keskivartaloa stabiloivien liikkeiden aikainen aktiivisuus oli jäänyt pääosin alle 60 %:iin vartalolihasen maksimaaliseen aktiivisuuteen verrattuna (Taulukko 2.). Matalilla kuormitustasoilla tehtyjen liikkeiden harjoitusvaikutus kohdistuu koordinaation, proprioseptiikan ja lihaskestävyyden kehittymiseen. Taylorin ym. (2005) mukaan lihasvoiman lisäämiseksi harjoittelussa tulisi käyttää kuormitusta, joka on 60–80 %:ia yhden toiston maksimisuorituksesta. Harjoittelun tulisi lisäksi olla säännöllisesti toistuvaa sekä progressiivisesti etenevää.

Aikaisempien harjoitusliiketutkimusten liikkeet ovat olleet pääosin matalissa alkuasennossa suoritettavia liikkeitä. Tutkimuksia, joissa olisi selvitetty pystyasennossa, erilaisten yläraajojen kautta tehtävien suoritusten tai päivittäisten toimintojen aikaisia vartalolihasen aktiivisuuksia on vielä vähän. Arokosken ym. (1999, 2001) tutkimuksissa käytettiin dynaamisissa yläraajan kautta tapahtuvissa liikkeissä standardivastusta mikä ei ollut suhteessa henkilön omaan voimatasoon. Harjoitusliikkeiden aikana ei saavutettu selkeästi lihasvoimaa kehittävää yli 60 %:n kuormitustasoa. Behm ym. (2005) tutkimuksessa todettiin, että istuen yläraajalla käsipainon kanssa suoritettujen yhdenkäden käsipainoliikkeet aktivoivat enemmän kontralateraalisen puolen lihaksia kuin saman puolen lihaksia. Chow ym. (2003) tutkivat tennispelaajien eri syöttötekniikoiden aikaista keskivartalolihasen aktiivisuutta. He totesivat, että tennissyötön aikainen keskivartalon stabiliteetti muodostuu usean eri lihaksen yhtäaikaista aktiivisuudesta. Samaan johtopäätökseen päätyivät myös McGill ym. (2003) ja Cholewicki ja VanVliet IV (2002). Tutkimuksia, joissa olisi selvitetty pystyasennossa käytetyn fiksaation vaikutusta keskivartalolihasen aktiivisuuteen, ei kirjallisuuskatsauksen perusteella ole aikaisemmin tehty.

**Taulukko 2** EMG:llä tehtyjä harjoitusliiketutkimuksia terveillä ja alaselkäoireisilla henkilöillä.

<b>Tutkimus</b>	<b>Kohderyhmä</b>	<b>Liikkeet ja käytetty harjoitusvastus</b>	<b>Liikkeiden kuormitustaso vartalo lihasten maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta</b>
Arokoski ym. 1999	Terveet, n= 11 (6 naista, 5 miestä), 21–38 vuotiaita	18 harjoitusliikettä. Dynaamisia ja isometrisiä liikkeitä. Osassa liikkeitä käytettiin käsipainoja, kuminauhoja, keppiä ja tasapainolautaa.	<50 % maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta
Arokoski ym. 2001	Terveet, n=24 (14 naista, 10 miestä), 21–39 vuotiaita	16 harjoitusliikettä. Osassa liikkeitä käsipainovastus: naisilla 1 kg, miehillä 2 kg tai isometristä liikesuoritusta vastusti fysioterapeutti.	< 50 % maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta, lisävastuksen käyttö lisäsi lihasaktiivisuutta keskivartalon lihaksissa
Vezina ja Hubley-Kozey 2000	Terveet, n=24 (miehiä), 30±8.1 vuotiaita	3 harjoitusliikettä, oman kehon paino harjoitusvastuksena.	< 30 % maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta
Souza ym. 2001	Terveet, n=12 (6 naista, 6 miestä), 25–39 vuotiaita	Kaksi 3:lla eri kuormitustasolla tehtyä liikettä. Raskaimmissa liikkeissä 1.4 kg:n ja 2.2 kg:n ranne- ja nilkkapainot.	< 41 % maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta
Davidson ja Hubley-Kozey CL 2005	Terveet, n=18 (11 naista ja 7 miestä), 23.8±3.4 vuotiaita	5 harjoitusliikettä. Harjoitusvastuksena oman kehon paino.	<40 % maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta
Hubley-Kozey ja Vezina 2002	Alaselkäkipuiset miehet, n= 14, 39±5 vuotiaita	3 harjoitusliikettä. Harjoitusvastuksena oman kehon paino.	<33 % maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta
Arokoski ym. 2004 Harjoitusinterventio Poikkileikkaus-tutkimus ja 3 kk:n seuranta	Alaselkäkipuiset, n=9 (4 naista ja 5 miestä), 27–58 vuotiaita	18 harjoitusliikettä. Osassa liikkeitä käsipainovastus: naisilla 1 kg, miehillä 2 kg tai fysioterapeutti vastusti isometristä liikettä.	Liikkeestä riippuen kuormitustaso vaihteli L5 tasolla 5-72 % maksimaalisesta isometrisestä kuormituksesta  Alaselkäoireisten lihastoiminta ei eronnut vatsa- ja selkälihasten aktiivisuuden osalta terveisiin verrattuna



## **1.6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS**

Tämän EMG-tutkimuksen tarkoituksena on selvittää eri vatsa- ja selkälihaksen aktiivisuutta seisten suoritettavien yläraajan kautta tapahtuvien dynaamisten harjoitusliikkeiden aikana suhteessa vartalon isometrisiin maksimaalisiin liikkeisiin. Tarkoituksena on lisäksi selvittää lantion fiksaation vaikutusta vatsa- ja selkälihasten aktiivisuustasoon. Tutkittavista harjoitusliikkeistä saatua tietoa voidaan soveltaa sekä terveiden lihaskuntoharjoitteluun että kuntouttavaan toimintaan alaselkäoireisen terapeuttisessa harjoittelussa.

## 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. *Spine* 2000;25:1S-35S.

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.

Arokoski JP, Valta T, Kankaanpää M, Airaksinen O. Activation of Lumbar Paraspinal and Abdominal Muscles During Therapeutic Exercises in Chronic Low Back Pain Patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:823-32.

Basmajian, JV, De Luca CJ. *Muscles alive*. Fifth edition. Williams & Wilkins: Baltimore, USA, 1985.

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.

Bogduk N. *The lumbar spine and Back Pain*. Fourth edition. Churchill Livingstone, 1992.

Cerny FJ, Burton HW. *Exercise Physiology for Health Care Professionals*. Champaign: Human Kinetics, 2001.

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. [WWW-dokumentti]. Päivitetty 14.6.2005. [Viitattu 1.4.2006]. [http://www.backpaineurope.org/web/files/WG2\\_Guidelines.pdf](http://www.backpaineurope.org/web/files/WG2_Guidelines.pdf)

Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997;22:2207-12.

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

Chow JW, Shim JH, Lim YT. Lower trunk muscle activity during the tennis serve. *J Sci Med Sport*. 2003;6(4):512-8.

Danneels LA, Cagnie BJ, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ. Intra-operator and inter-operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles. *Manual Ther* 2001; 6(3):145-53.

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.

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;28:834-41.

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

Fritz S, Paholsky K, Grosenbach M. *Mosby's basic Science for soft tissue and movement therapies*. St. Louis: Mosby, 1999.

Frost H, Klaber Moffett JA, Moser JS, Fairbank JC. Randomised controlled trial for evaluation of fitness programme for patients with chronic low back pain. *BMJ* 1995; 310:151-4.

Gardner-Morse M.G, Stokes I.A. Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J Biomech* 2001;34:457-63.

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.

Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine* 2001;1;26(11): E243-8.

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.

Hubley-Kozey CL, Vezina MJ. Muscle Activation During Exercises to Improve Trunk Stability in Men With Low Back Pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1100-08.

Häkkinen K. *Voimaharjoittelun perusteet*. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy, 1990.

IASP Pain Terminology. Pain. [WWW-dokumentti]. Päivitetty 9.11.2004. [Viitattu 4.9.2006]. <http://www.iasp-pain.org/terms-p.html#Pain>

Kankaanpää M, Taimela S, Airaksinen O, Hänninen O. The efficacy of active rehabilitation in chronic low back pain. Effect on pain intensity, self-experienced disability, and lumbar fatigability. *Spine* 1999; May 15;24 (10):1034-42.

Kuukkanen TM, Mälkiä EA. An experimental controlled study on postural sway and therapeutic exercise in subjects with low back pain. *Clin Rehabil* 2000;14:192-202.

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;21:2621-27.

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;23:2081-90.

Mannion AF, Müntener M, Taimela S, Dvorak J. A randomized clinical trial of three active therapies for chronic low back pain. *Spine* 1999;24:2435-48.

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

McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J. Electromyogr Kinesiol* 2003;13:353-59.

McGill SM. *Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. Windsor, Ontario, Canada:Human Kinetics, 2004.

McMurray RG. *Concepts in fitness programming*. Boca Raton (Fla.): CRC Press, 1999.

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

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.

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.

Niemistö L, Lahtinen-Suopanki T, Rissanen P, Lindgren KA, Sarna S, Hurri H. A randomized trial of combined manipulation, stabilizing exercises, and physician consultation compared to physician consultation alone for chronic low back pain. *Spine* 2003;28:2185-91.

Nordin M ja Campello M. *Physical therapy. Exercises and the modalities: When, what, and why?* *Neurol Clin* 1999;17:75-89.

Norris CM. *Back Stability*. USA: Champaign: Human Kinetics, 2000.

O'Sullivan P, Phytty G, Twomey L, Allison G. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine* 1997;22:2959-67.

Panjabi MM. The Stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaption, and enhancement. *J Spinal Disord* 1992;5:383-89.

Rainville J, Hartigan C, Martinez E, Limke J, Jouve C, Finno M. Exercise as a treatment for chronic low back pain. *Spine J* 2004;4:106-15.

Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic Exercise for spinal segmental Stabilization in low back pain. Scientific basis and clinical approach. Churchill Livingstone, 1999.

Riihimäki H ja Heliövaara M. Musculoskeletal diseases. 2004. [WWW-dokumentti]. Päivitetty 25.4.06 [viitattu 2.4.2006]. <http://www.ktl.fi/terveys2000/julkaisut/baseline.pdf>

SENIAM. 1999. European Recommendations for Surface Electromyography. Results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development. [WWW-dokumentti]. Päivitetty 11.4.2006 [viitattu 28.4.2006]. <http://www.seniam.org/>

Seyennes OR, de Boer M, Narici MV. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol* 2007; 102; 368-73.

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.

Taylor NF, Dodd KJ, Damiano DL. Progressive Resistance Exercise in Physical Therapy: A Summary of Systematic Reviews. *Phys Ther* 2005;85:1208-23.

Vezina MJ ja Hubley-Kozey CL. Muscle Activation in Therapeutic Exercises to Improve Trunk Stability. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:1370-79.

Waddell G. The back pain Revolution. Second edition. Churchill Livingstone, 2004.

Winter, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Second edition. A Wiley-interscience publication, 1990.

## 2 ARTIKKELIN KÄSIKIRJOITUS

### Vatsa- ja selkälihasten EMG-aktiivisuus dynaamisissa yläraajan kautta tehtävissä harjoitusliikkeissä

#### 2.1 JOHDANTO

Alaselkäkipu on yksi yleisimmistä terveydellisistä ongelmista länsimaissa. Se on haaste terveydenhuollon ammattikunnalle ja samalla suuri kansantaloudellinen rasitus. Noin 80 % länsimaalaisista kärsii ainakin yhden työkyvyttömyyteen johtavan alaselkäkipujakson elämänsä aikana. Yleensä alaselkäkivut lievittyvät noin kuudessa viikossa, mutta 5-15 % potilaista selkävivusta tulee pysyvä toimintakykyä häiritsevä vaiva.<sup>1</sup> Kroonisen, yli kolme kuukautta kestäneen ja lääkärin diagnostisoiman selkäoireyhtymän esiintyvyys on Suomessa 11 % naisilla 10 % miehillä.<sup>2</sup>

Tutkimusten mukaan kroonista alaselkäkipua kärsivillä henkilöillä on todettu kehon asennon hallinnan vaikeuksia, kehon huojunnan lisääntymistä ja viivästymistä psykomotorisissa reaktioajoissa.<sup>3,4</sup> Alaselkäoireisilla henkilöillä on lisäksi ilmennyt muutoksia lihasten rekrytointimalleissa, neuromuskulaarisessa kontrollissa ja lihasvoiman tuottamisessa verrattuna terveisiin henkilöihin.<sup>5,6</sup>

Alaselkäkipua voidaan lieventää<sup>7</sup> ja suoritus- ja toimintakykyä parantaa<sup>8</sup> asennon hallintaa ja keskivartalon stabiliteettia kehittäväillä sekä lihaksia vahvistavilla terapeuttisilla harjoituksilla.<sup>9-13</sup> Kroonisen alaselkäkivun konservatiivisessa hoidossa terapeuttinen harjoittelu nähdään nykyään ensisijaisena menetelmänä.<sup>14</sup> Systemaattisen kirjallisuuskatsauksen<sup>15</sup> mukaan kipua ja toimintakykyä parantavan harjoittelun tulisi olla yksilöllisesti suunniteltua ja valvottua sekä intensiteetiltään sekä annokseltaan tehokasta. Terapeuttisen harjoitusohjelman suunnittelussa on sen vuoksi tärkeää tunnistaa ne liikkeet, jotka parhaiten aktivoivat kehoa stabiloivia lihaksia, mutta samalla ovat toiminnallisia, alaselkäoireisen henkilön päivittäisistä toiminnoista selviytymistä tukevia harjoituksia.

Elektromyografian (EMG) avulla on selvitetty yleisesti kliinisessä käytössä olevien keskivartalon stabilointiin ja lihasten vahvistamiseen suunnattujen harjoitusliikkeiden

aikaisia lihasaktiivisuuksia sekä terveillä<sup>16-20</sup> että alaselkäoireisilla henkilöillä.<sup>21,22</sup> Näissä tutkimuksissa harjoitusliikkeiden aikainen aktiivisuus oli jäänyt pääsääntöisesti alle 60 %:n maksimaaliseen aktiivisuuteen verrattuna. Matalilla kuormitustasoilla tehtyjen liikkeiden harjoitusvaikutus kohdistuu enemmän koordinaation, proprioseptiikan ja lihaskestävyyden harjoittamiseen kuin lihasvoiman lisäämiseen. Maksimilihasvoiman lisäämiseksi harjoittelussa tulisi käyttää kuormitusta, joka on 60–80 %:ia yhden toiston maksimisuorituksesta. Harjoittelun tulisi lisäksi olla säännöllisesti toistuvaa sekä progressiivisesti etenevää.<sup>23</sup>

Vain Arokoski ym.<sup>16,17</sup> ovat tutkineet seisten, yläraajan kautta tehtyjen dynaamisten harjoitusliikkeiden aikaisia keskivartalolihasen aktiivisuuksia. Heidän tutkimuksissaan dynaamisissa liikkeissä käytettiin standardivastusta, mikä ei ollut suhteessa henkilön omaan suorituskykyyn. Harjoitusliikkeiden aikana ei myöskään saavutettu selkeästi maksimilihasvoimaa kehittäväää kuormitustasoa. Behm<sup>24</sup> ym. totesivat, että yläraajalla käsipainon kanssa istuen suoritettavat liikkeet aktivoivat enemmän kontralateraalisen puolen kuin saman puolen keskivartalolihasia. Tennispelaajien eri syöttötekniikoiden aikaista keskivartalolihasen aktiivisuutta selvittävässä tutkimuksessa puolestaan havaittiin, että tennissyötön aikainen keskivartalon stabiliteetti muodostuu usean eri lihaksen yhtäaikaisesta aktiivisuudesta.<sup>25</sup> Keskivartalon asennon hallintaan ja stabiliteetin ylläpitämiseen osallistuvat nykykäsityksen mukaan useat eri keskivartalolihakset yhtäaikaisella aktiivisuudellaan.<sup>26,27</sup>

Tämän EMG-tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää kahdeksan eri vatsa- ja selkälihaksen aktiivisuutta yläraajan kautta tapahtuvien dynaamisten harjoitusliikkeiden (1RM) aikana. Vertailuliikkeinä käytettiin vartalon isometrisiä maksimaalisia liikkeitä. Lisäksi selvitettiin lantion fiksaation merkitystä vatsa- ja selkälihasten aktiivisuustasoon. Tutkittavista harjoitusliikkeistä saatua tietoa voidaan soveltaa sekä terveiden lihasharjoitteluun että alaselkäoireisen terapeuttiseen harjoitteluun.

## 2.2 TUTKIMUSMENETELMÄ

Tutkimus toteutettiin Keski-Suomen keskussairaalan fysiatrian poliklinikan testauslaboratoriossa. Tutkittaville selostettiin tutkimuksen tarkoitus ja he allekirjoittivat suostumuslomakkeen ennen tutkimuksen alkua. Tutkimuksella oli Keski-Suomen sairaanhoitopiirin eettisen toimikunnan hyväksyntä.

### Tutkittavat

Tutkimukseen osallistui 20 vapaaehtoista 20–45 -vuotiasta Keski-Suomen keskussairaalassa työskentelevää tervettä naista, jotka rekrytoitiin tutkimukseen sairaalassa ilmestyvän henkilökuntatiedotteen avulla. (Taulukko 1). Poissulkukriteereinä olivat raskaus, fibromyalgia, reuma, ylä- ja alaraajojen vamma, kahden vuoden sisällä esiintynyt alaselkäkipu, vakava masennus tai vaikea psyykinen stressi tai sairaus, joka estää tutkittavan fyysisen kuormittumisen. Tutkimukseen ei hyväksytty myöskään kilpaurheilijoita.

Tutkittavien fyysistä aktiivisuutta kartoitettiin kirjallisella kyselyllä, jonka perusteella laskettiin tutkimusta edeltävän neljän viikon aktiivijalle (työ, työmatka ja liikunta) aikapainotteinen keskiarvointensiteetti<sup>28</sup> (MET) MetPro<sup>®a</sup>-ohjelmalla. MET-yksiköissä luku 1.5 tarkoittaa kevyttä työtä ja luku 10 äärimmäisen raskasta työtä.<sup>29</sup> Tämän mukaan tässä tutkimuksessa tutkittavien fyysinen aktiivisuus jää alle keskiraskaan kuormituksen.

**Taulukko 1** Tutkittavien taustatiedot (N=20).

Muuttuja	Keskiarvo	Keskihajonta
Ikä (v)	38,1	7,2
Paino (kg)	62,9	6,3
Pituus (cm)	165,2	6,7
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	23,1	2,0
Fyysinen aktiivisuus (MET)*	3,3	1,0

\*Aktiivijan (työ, työmatka, liikunta) aikapainotteinen keskiarvointensiteetti



## Pinta- EMG:n tallennus

Mittauksissa käytettiin kahdeksan kanavaista ME3000P8 EMG-laitetta<sup>b</sup>. Etuvahvistin oli kiinnitetty maadoituselektrodiin. Raaka EMG tallentettiin 1000 Hz näytteenottotaajuudella ja kaistanpäästösuodatettiin päästökaistojen ollessa 8-500Hz (Butterworth). Differentialivahvistinta 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. Tallennuksen jälkeen raaka EMG signaali tasasuunnaattiin ja keskiarvoistettiin. Jokaisen liikkeen keskimääräinen amplituditaso (µV) laskettiin keskiarvona<sup>30</sup> jokaisesta analysoitavan jakson datasegmentistä (100 ms). Isometrisistä suorituksista EMG-analyysiin valittiin 4 sekunnin aikajakso suorituksen keskeltä. Aikajakso sisälsi havaitun maksimiaktiivisuuden. Yläraajan dynaamisista liikkeistä analyysiin valittiin jakso liikesuorituksen alusta liikesuorituksen loppuun EMG:n kanssa synkronoidun videokuvan perusteella.

EMG- mittauksessa käytettiin kertakäyttöisiä pyöreitä hopea/hopeakloridi (Ag/AgCl) – pintaelektrodipareja<sup>c</sup>, jotka asetettiin lihassyiden suuntaisesti molemmille puolille kehoa rectus abdominiksen, obliquus externus abdominiksen, longissimuksen ja multifiduksen kohdalle (Taulukko 2). Maadoituselektrodit kiinnitettiin spina iliaca alueelle. Elektrodien keskipisteiden välinen etäisyys oli 25 mm. Ennen elektrodien kiinnittämistä, tutkittavien iholta ajettiin tarvittaessa ihokarvat, iho puhdistettiin hiekkapaperilla ja pyyhittiin alkoholilla ihon impedanssin alentamiseksi. Elektrodien kiinnittämisen jälkeen odotettiin 15 minuuttia ennen varsinaisten mittausten alkua.

**Taulukko 2** Elektrodien asettelu.

Lihos	Elektrodien sijainti	Suunta
Rectus abdominis <sup>31</sup>	1cm navan yläpuolella ja 2cm lateraalisesti keskilinjasta	Pystysuoraan
Obliquus externus abdominis <sup>31</sup>	Aivan kylkikaaren alapuolella	Linjalle, joka kulkee kylki-kulmasta vastakkaisen puolen tuberculum pubikseen
Longissimus <sup>32</sup>	3cm lateraalisesti L1 processus spinosuksesta	Pystysuoraan
Multifidus <sup>32,33</sup>	2cm lateraalisesti L5 processus spinosuksesta	Linjalle, joka kulkee L1 ja L2 nikamien processus spinosusten välistä spina iliaca posterior superiorin

## Tutkimuksen kulku

### *Tutkimusliikkeiden harjoituskerta*

Tutkimuksen mittaukset toteutettiin kaksiosaisena. Harjoituskerralla tutkittaville opetettiin liikesuoritukset ja tutkimuslaitteet säädettiin henkilökohtaisten mittojen mukaan. Yläraajan dynaamisten liikkeiden yhden toiston maksimi (1RM = repetition maximum) testattiin vetolaitteella<sup>d</sup> siten, että vastusta lisättiin (pienimmän lisäyksen ollessa 1,25 kg), kunnes tutkittava ei enää pystynyt hyväksyttävään suoritukseen. Lepotauko suoritusten välillä oli 1 minuutti. Suurimmalla kuormalla tehty hyväksyttävä suoritus määriteltiin 1 RM:ksi. Harjoitus- ja mittauskerran väli vaihteli tutkittavilla 4-17 päivän välillä, keskiarvon ollessa kahdeksan päivää.

### *Mittauskerta*

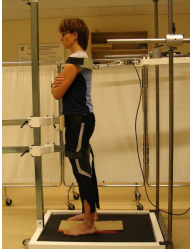


Tutkimusmittaukset muodostuivat vartalolihashen isometrisistä maksimisuoritusten (vertailuliikkeet) ja yläraajan kautta suoritettujen dynaamisten maksimaalisten liikkeiden mittauksista. Tutkittavat suorittivat sekä vertailu- että yläraajan dynaamiset liikkeet satunnaistetussa järjestyksessä. Mittaukset aloitettiin vertailuliikkeistä. Tutkittavat tekivät kolme submaksimaalista verryttelysuoritusta ennen jokaista mittaussuoritusta. Mittauksissa suoritusten välillä oli yhden minuutin<sup>34</sup> ja osioiden välillä viiden minuutin mittainen tauko. Vertailuliikesuorituksia kannustettiin verbaalisesti ("paina, paina, paina"). Yläraajan dynaamisten liikkeiden suoritusnopeus vakioitiin metronomilla (50x min) ja tutkijan visuaalisella ohjauksella.

### **Tutkimusliikkeet**

#### *Vertailuliikkeet*

Vertailuliikkeissä (Taulukko 3) jalat olivat rinnakkain 20 cm etäisyydellä toisistaan. Kädet olivat kevyesti ristissä rintakehän edessä ja katse suunnattuna edessä olevaan kiintopisteeseen. Tutkittavaa pyydettiin tekemään aloituskäskystä lopetuskäskyyn isometrinen maksimaalinen suoritus noin viiden sekunnin ajan. Vartalon isometrisistä maksimaalisista liikesuorituksista eli vertailuliikkeistä kerättiin voima-arvot venymäliuskadynamometrillä<sup>e</sup>. Suoritus toistettiin kaksi kertaa. Jos voimataso lisääntyi yli 10 %, tehtiin yksi lisäsuoritus. EMG-analyysiin valittiin se suoritus, jossa voima-arvo oli korkein. Voima-arvot muutettiin kilogrammoista Newtoniksi.

### Taulukko 3 Vertailuliikkeet ja fiksaatio.

Liike-numero	Vertailuliike	Fiksaatio
1	<b>Fleksio</b> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Edessä 10 cm leveä lantiotuki, josta fiksaatio trochanter majorien tasolle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li>• Edessä 5 cm leveä reisituki, josta fiksaatio polvien yläpuolelle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li>• Rintakehän ympärillä solisluiden alapuolelle valjaat, josta vartalon takaa kiinnitys dynamometriin.</li> </ul>
2	<b>Lateraalifleksio vasen</b> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sivulla 10 cm leveä lantiotuki trochanter majorin tasolle, josta fiksaatio 5 cm leveällä vyöllä lantion ympäri.</li> <li>• Sivulla 5 cm leveä reisituki, fiksaatio 5 cm leveällä vyöllä polvien yläpuolelle.</li> <li>• Tukeutuminen 10,5 cm leveään dynamometrin levyyn, joka asetettu liikesuunnan puoleisen acromionin alapuolelle.</li> </ul>
3	<b>Lateraalifleksio oikea</b>	
4	<b>Ekstensio</b> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Takana 10 cm leveä lantiotuki, josta fiksaatio lantion ympäri trochanter majorien tasolle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li>• Takana 5 cm leveä reisituki, josta fiksaatio reisien alaosien ympäri 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li>• Rintakehän ympärillä solisluiden alapuolelle valjaat, josta vartalon edestä kiinnitys dynamometriin.</li> </ul>

#### Yläraajan dynaamiset harjoitusliikkeet

Yläraajan dynaamiset harjoitusliikkeet (1 RM) suoritettiin vetolaitteella. Suorituskertoja oli yksi liikettä kohti. Kaikki dynaamisten harjoitusliikkeiden suoritukset tehtiin käyntiasennossa siten, että tutkittavan vasen jalka oli edessä. Vasemman jalan kantapää ja oikean jalan varpaat olivat etu-takasuunnassa samalla linjalla. Jalkaterien välinen etäisyys oli sivusuunnassa 20 cm ja vasen polvi oli hieman koukussa. Yläraajan liikkeet ohjattiin tekemään niin, ettei ylävartalossa ja yläraajoissa päässyt suorituksen aikana tapahtumaan ylimääräistä liikettä ja lanneselässä säilyi neutraali keskiasento. Testaaja kontrolloi asennon säilymisen

visuaalisesti. Katse pyydettiin suuntaamaan suoraan eteenpäin. Liike 5 tehtiin molemmilla yläraajoilla vetotaljalla ja liikkeet 6-11 oikealla yläraajalla vetokahvalla. Dynaamisissa harjoitusliikkeissä 1 RM:n (repetition maximum) toistossa käytetyn vastuspakan paino muutettiin analyysissä kilogrammoista Newtoniksi. Harjoitusliikkeet 5-11 on kuvattu taulukossa 4.

**Taulukko 4** Yläraajan dynaamiset harjoitusliikkeet.

Liike-numero	Yläraajan dynaaminen harjoitusliike	Fiksaation ja liikesuoritusten kuvaus
5	<b>Molempien yläraajojen ekstensio lantio fiksoituna</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Fiksaatio:</i> takana 10 cm leveä lantiotuki, josta fiksaatio lantion ympäri trochanter majorien tasolle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li><i>Alkuasento:</i> olkanivelet 45<sup>o</sup>:een fleksiossa, kyynärnivelet ojennettuina (tarkistus elektronisella inklinometrillä). Ote vetotaljasta (käsin välinen etäisyys 20cm) kämmenet alaspäin.</li> <li><i>Liikesuoritus:</i> molempien yläraajojen ekstensio reisiin ja palautus alkuasentoon.</li> </ul>
6	<b>Olkanivelen horisontaali-adduktio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Alkuasento:</i> oikea olkanivel 90<sup>o</sup>:een horisontaaliabduktiossa ja kyynärnivel 90<sup>o</sup>:een fleksiossa.</li> <li><i>Liikesuoritus:</i> oikean olkanivelen adduktio suoraksi eteen ja palautus alkuasentoon.</li> </ul>
7	<b>Olkanivelen horisontaali-adduktio lantio fiksoituna</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Fiksaatio:</i> edessä 10 cm leveä lantiotuki, josta fiksaatio lantion ympäri trochanter majorien tasolle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li><i>Alkuasento ja liikesuoritus:</i> kuten liikkeessä 6.</li> </ul>

8	<b>Olkanivelen horisontaaliabduktio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Alkuasento:</i> oikea yläraaja 90°:een horisontaalifleksiossa.</li> <li><i>Liikesuoritus:</i> oikean olkanivelen abduktio ja kyynärnivelen fleksio 90°:een kulmaan ja palautus alkuasentoon.</li> </ul>
9	<b>Olkanivelen horisontaali-abduktio lantio fiksoituna</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Fiksaatio:</i> takaa 10 cm leveä lantiotuki, josta fiksaatio lantion ympäri trochanter majorien tasolle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li><i>Alkuasento ja liikesuoritus:</i> kuten liikkeessä 8.</li> </ul>
10	<b>Olkanivelen fleksio lantio fiksoituna</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Fiksaatio:</i> edestä 10 cm leveä lantiotuki, josta fiksaatio lantion ympäri trochanter majorien tasolle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li><i>Alkuasento:</i> oikea kyynärniveli 90°:een fleksiossa, olkavarsi vartalon vierellä.</li> <li><i>Liikesuoritus:</i> oikean kyynärnivelen ekstensio eteen, olkanivel 45° kulmaan ja palautus alkuasentoon.</li> </ul>
11	<b>Olkanivelen ekstensio lantio fiksoituna</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Fiksaatio:</i> takaa 10 cm leveä lantiotuki, josta fiksaatio lantion ympäri trochanter majorien tasolle 5 cm leveällä vyöllä.</li> <li><i>Alkuasento:</i> oikea olkanivel 45° fleksiossa ja kyynärniveli ekstensiossa.</li> <li><i>Liikesuoritus:</i> oikean olkanivelen ekstensio vartalon viereen ja kyynärnivelen fleksio 90° kulmaan. Palautus alkuasentoon.</li> </ul>

## Tilastomenetelmät

Tulokset esitetään keskiarvoina ja keskihajontoina. Tutkimuksessa käytettiin toistettujen mittausten varianssianalyysia (ANOVA) eri liikkeiden välisten aktiivisuuksien vertailuun. Parittaista *t*-testiä käytettiin liikkeiden välisten voima-arvojen ja lihasten puolierojen vertailuissa. Samaa testiä käytettiin myös lantio fiksoituna ja ilman lantion fiksaatiota tehtävien liikkeiden väliseen vertailuun. Monitestausergelmaa ei ole otettu huomioon, mutta korjatut p-arvot saadaan haluttaessa kertomalla esitetyt p-arvot tehtyjen vertailujen lukumäärällä. Merkitsevyydestasoksi asetettiin  $<.05$ . Tuloksissa analysoitiin lisäksi vartalon maksimaalisten isometristen mittaustulosten ja yläraajan kautta tapahtuvien maksimaalisten dynaamisten liikkeiden mittaustulosten välistä suhdetta prosentuaalisesti. Tilastoanalyysit tehtiin SPSS 13.0 tilasto-ohjelmalla.

## 2.3 TULOKSET

### Voima-arvot

Vertailuliikkeiden ja yläraajan dynaamisten harjoitusliikkeiden mitatut lihasvoimat on esitetty taulukossa 5. Yläraajan dynaamisista liikkeistä suurin voima-arvo tuotettiin oikean olkanivelen ekstensiossa (liike 11) ja pienin oikean olkanivelen horisontaaliadduktiossa (liike 6). Vetosuuntaisissa liikkeissä (liikkeet 9 ja 11) voima-arvot olivat suurempia kuin työntösuuntaisissa liikkeissä (liikkeet 7 ja 10), ( $p < .001$ ). Lantio fiksoituna tuotetut voimat olivat suurempia (liikkeet 7 ja 9) kuin ilman fiksaatiota (liikkeet 6 ja 8), ( $p < .001$ ). Yksilölliset vaihtelut voima-arvoissa olivat suuria.

**Taulukko 5** Vartalon ja dynaamisten yläraajaliikkeiden voima-arvot Newtonina (N).

Liikkeet	Keskiarvo	Keskihajonta	Vaihteluväli
Vartalon isometrinen voima			
1. Vartalon fleksio	297	71	142–429
2. Vartalon lateraalifleksio oikealle	363	88	190–509
3. Vartalon lateraalifleksio vasemmalle	365	87	210–477
4. Vartalon ekstensio	354	98	174–511
Yläraajan dynaaminen voima			
5. Molempien olkavarsien ekstensio	161	22	135–208
6. Olkanivelen horisontaaliadduktio, ef*	57	8	37–74
7. Olkanivelen horisontaaliadduktio	115	28	86–208
8. Olkanivelen horisontaaliabduktio, ef*	62	18	37–123
9. Olkanivelen horisontaaliabduktio	141	23	110–196
10. Olkanivelen fleksio	107	34	61–172
11. Olkanivelen ekstensio	228	28	172–270

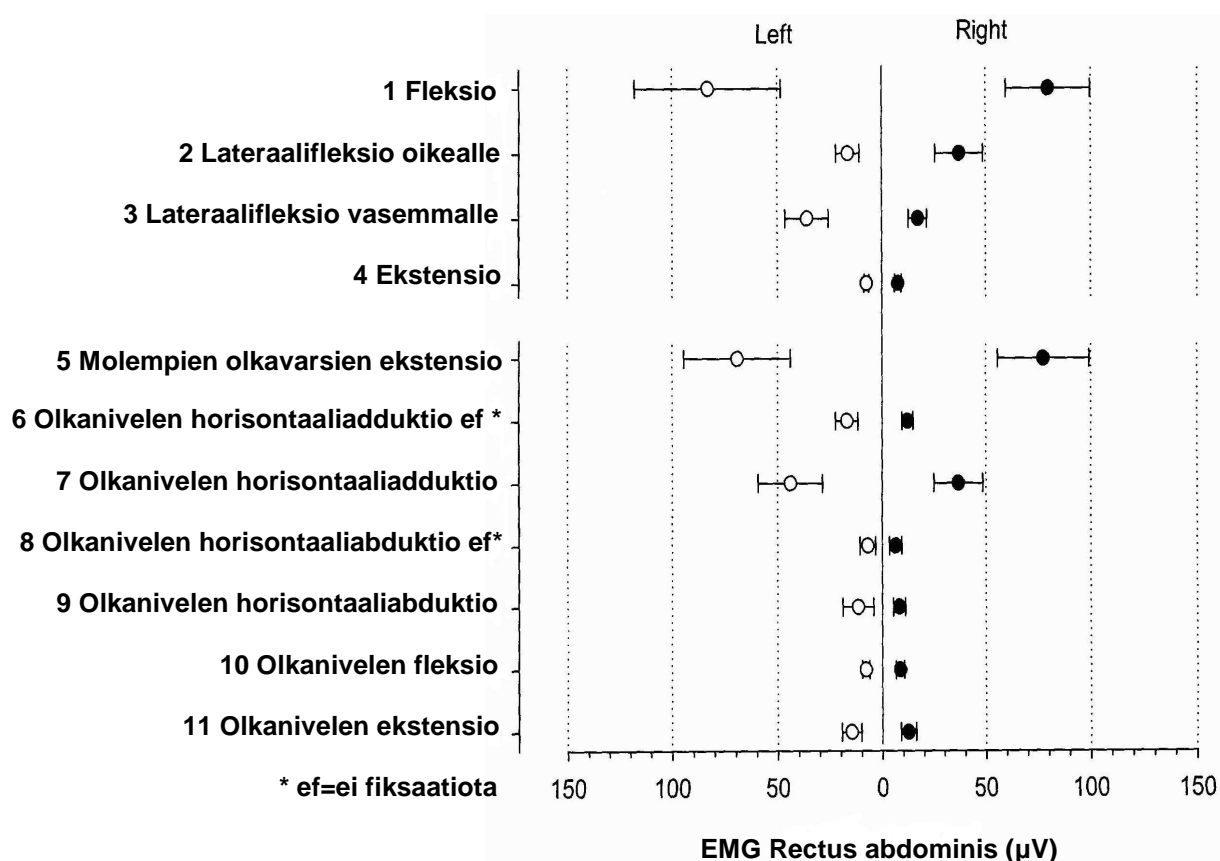
\* ef=ei fiksaatiota

### Rectus abdominis

Rectus abdominiin (kuvio 1) aktiivisuus oli suurin vartalon maksimaalisessa isometrisessä fleksiossa, jossa aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi vasemmalle puolella ( $p < .05$ ) kaikkien oikean yläraajan dynaamisten harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista lukuun ottamatta molempien olkavarsien ekstensiota (liike 5) ja oikean olkanivelen horisontaaliadduktiota (liike 7). Oikealla puolella aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi ( $p < .05$ ) kaikkien harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista lukuun ottamatta molempien olkavarsien



ekstensiota (liike 5). Molempien olkavarsien samanaikaisessa ekstensiossa (liike 5) aktiivisuus oli lihaksen vasemmalla puolella 83 % ja oikealla puolella 96 % vartalon fleksion aikaisesta aktiivisuudesta. Oikean olkanivelen horisontaaliadduktion (liike 7) aikana rectus abdominiin aktiivisuus oli kontralateraalaisella puolella 53 % ja ipsilateraalaisella puolella 46 % vartalon fleksion aikaisesta aktiivisuudesta. Muissa liikkeissä aktiivisuus jäi alhaiseksi.

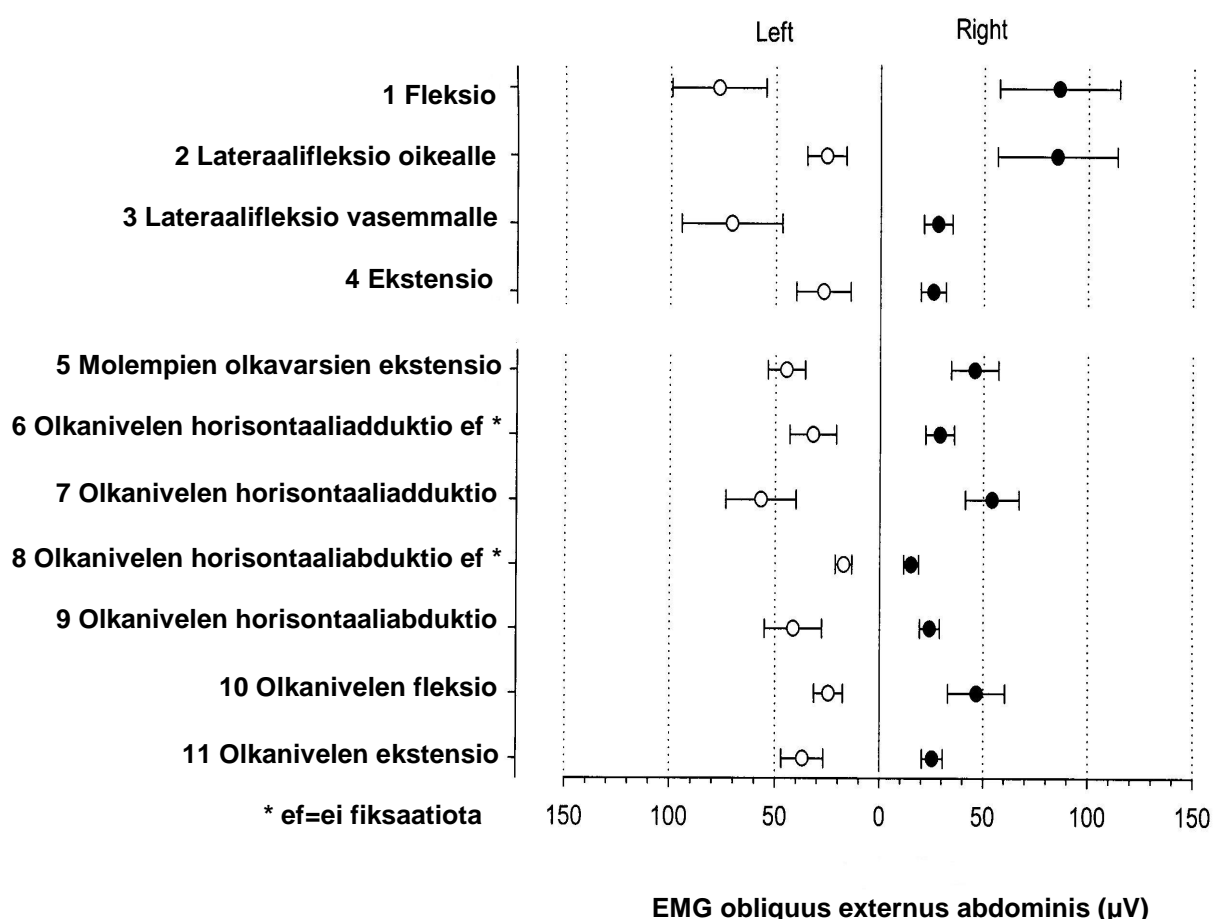


**Kuvio 1** Vasemman ja oikean rectus abdominiksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (µV) isometristen maksimaalisten vartaloliikkeiden ja dynaamisten harjoitusliikkeiden aikana.

### Obliquus externus abdominis

Obliquus externus abdominis (kuvio 2) aktivoitui parhaiten vartalon isometrisessä fleksiossa sekä taivutuksen puoleisessa lateraalifleksiossa. Vasemmalla puolella vartalon fleksion ja vasemmalle suuntautuneen lateraalifleksion aikainen aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi ( $p < .05$ ) kaikkien dynaamisten harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista lukuun ottamatta oikean olkanivelen

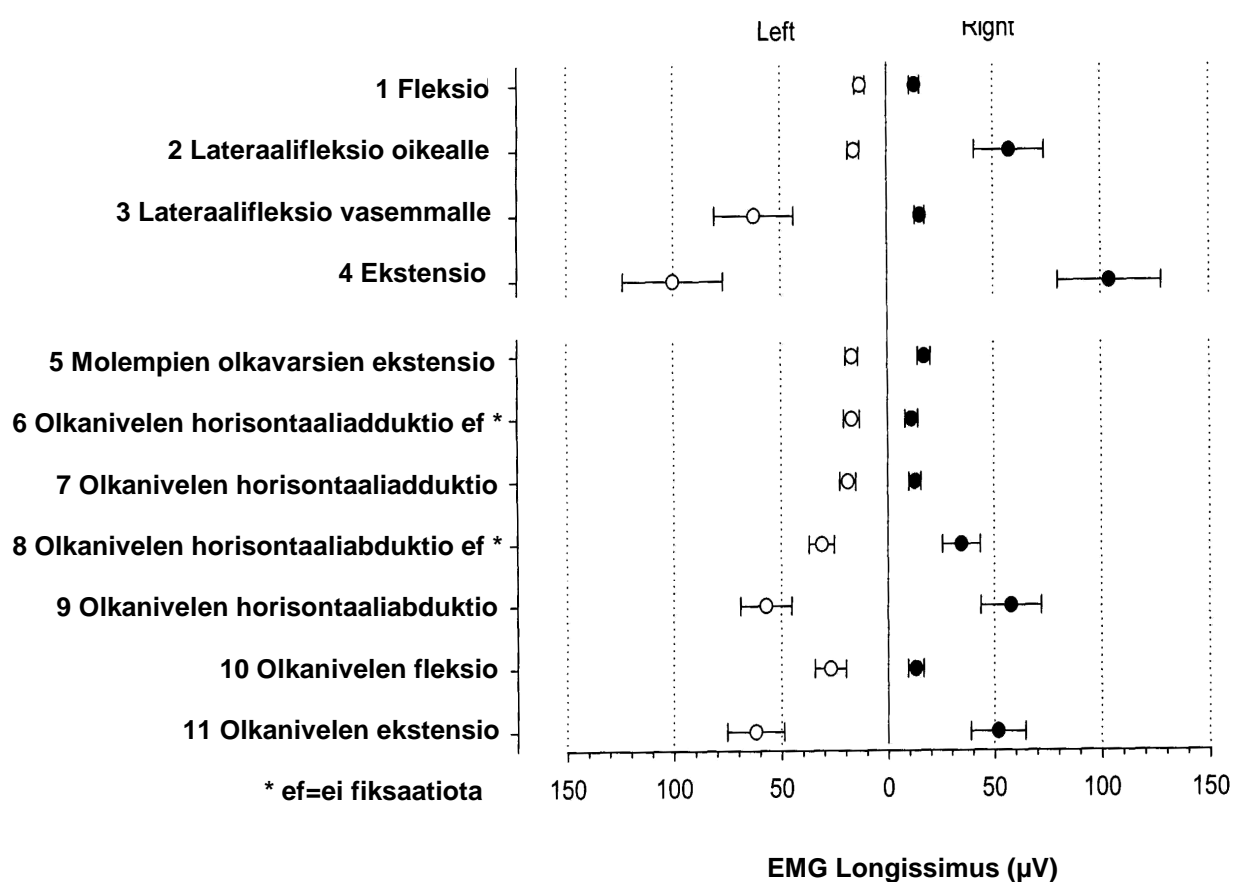
horisontaaliadduktiota (liike 7) ja molempien olkavarsien ekstensiota (liike 5). Oikealla puolella vartalon fleksion ja lateraalifleksion oikealle aikainen aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi ( $p < .05$ ) kaikkien dynaamisten harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista lukuun ottamatta oikean olkanivelen horisontaaliadduktiota (liike 7) ja olkanivelen fleksiota (liike 10) sekä molempien olkavarsien ekstensiota (liike 5). Harjoitusliikkeistä lihasaktiivisuus oikean olkanivelen horisontaaliadduktiossa (liike 7) oli 73 % kontralateraalilla puolella ja 62 % ipsilateraalilla puolella vartalon fleksion aikaisesta aktiivisuudesta. Vartalon lateraalifleksion aikaiseen aktiivisuuteen verrattuna vastaavat lukemat olivat kontralateraalilla puolella 80 % ja ipsilateraalilla puolella 64 %.



**Kuvio 2** Vasemman ja oikean obliquus externus abdominiksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (µV) isometristen maksimaalisten vartaloliikkeiden ja dynaamisten harjoitusliikkeiden aikana.

## Longissimus

Longissimuksen (kuvio 3) vartalon ekstension aikainen aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi kaikkien dynaamisten harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista ( $p < .05$ ). Harjoitusliikkeistä 62 % aktiivisuus saavutettiin vasemmalla puolella oikean olkanivelen ekstensiossa (liike 11) vartalon ekstension aikaisesta aktiivisuudesta. Oikealla puolella suurin aktiivisuus (56 %) oli oikean olkanivelen horisontaaliabduktiossa (liike 9) ekstension aikaisesta aktiivisuudesta.

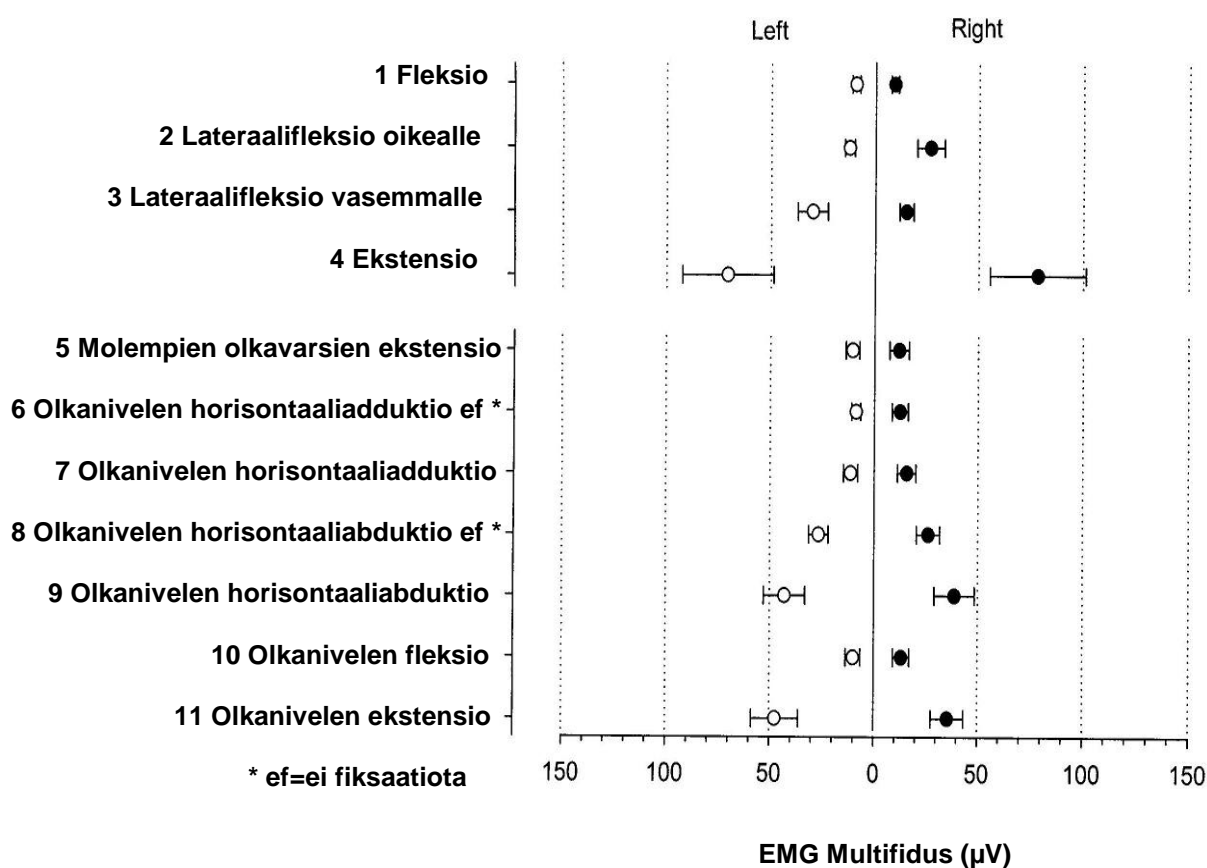


**Kuvio 3** Vasemman ja oikean longissimuksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (µV) isometrinen maksimaalisten vartaloliikkeiden ja dynaamisten harjoitusliikkeiden aikana.

## Multifidus

Multifiduksen (kuvio 4) vartalon ekstension aikainen aktiivisuus oli vasemmalla puolella tilastollisesti merkitsevästi suurempi ( $p < .05$ ) kaikkien harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista lukuun ottamatta oikean olkanivelen ekstensiota (liike 11)

ja horisontaaliabduktiota (liike 9). Oikealla puolella vartalon ekstension aikainen aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi kaikkien harjoitusliikkeiden aikaisista aktiivisuuksista, ( $p < .05$ ). Harjoitusliikkeistä oikean olkanivelen ekstensiossa (liike 11) multifidus aktiivisuus oli kontralateraalissa puolella 67 % ja ipsilateraalissa puolella 45 % suhteessa vartalon ekstension aikaiseen aktiivisuuteen. Oikean olkanivelen horisontaaliabduktiossa (liike 9) multifidus aktiivisuus oli kontralateraalissa puolella 61 % ja ipsilateraalisen puolella 50 % vartalon ekstension aikaisesta aktiivisuudesta. Kontralateraalisen puolen multifiduksen aktiivisuus oli ipsilateraalista puolta suurempi oikean olkanivelen ekstensiossa (liike 11), ( $p < .001$ ).



**Kuvio 4** Vasemman ja oikean multifiduksen keskiarvoistettu EMG-amplitudi (µV) isometrinen maksimaalisten vartaloliikkeiden ja dynaamisten harjoitusliikkeiden aikana.

### **Lantion fiksaation vaikutus**

Fiksaation käyttö lisäsi rectus abdominiin aktiivisuutta horisontaaliadduktiossa (liike 7) keskimäärin 65 % ( $p < .001$ ). Obliquus externus abdominiksen aktiivisuus lisääntyi olkanivelen horisontaaliadduktiossa keskimäärin 45 % ( $p < .001$ ) ja olkanivelen horisontaaliabduktiossa (liike 9) keskimäärin 52 % ( $p < .001$ ).

Longissimuksen aktiivisuus oli olkanivelen horisontaaliabduktiossa lantio fiksoituna (liike 9) keskimäärin 43 % ( $p < .001$ ) ja multifiduksen keskimäärin 35 % korkeampi kuin samassa liikkeessä ilman fiksaatiota (liike 8), ( $p < .001$ ). Kaikkien tulosten absoluuttiset arvot on esitetty liitteessä 1.

## **2.4 POHDINTA**

Vartaloli hasten yhtäaikainen aktivoituminen on tärkeää niin liikkeiden aikaisen asennon hallinnan kuin selkärangan stabiliteetin säilymisen kannalta. Se, mikä lihas tämän tutkimuksen harjoitusliikkeistä aktivoitui eniten, riippui suoritettavasta tehtävästä. Tämä havainto on yhteneväinen aikaisemman tutkimustuloksen kanssa.<sup>26</sup>

Vaikka tämän tutkimuksen tarkoituksena oli mitata vatsa- ja selkäliahasten EMG-aktiivisuutta harjoitusliikkeissä, mitattiin lisäksi voima-arvot vertailuliikkeistä ja dynaamisten liikkeiden aikaiset vastukset. Harjoitusliikkeistä voima-arvotulosten perusteella tutkittavien suurimmat harjoitusvastukset saavutettiin oikean olkavarren ekstensioliikkeessä (liike 11). Samassa harjoitusliikkeessä selän puolen lihasten aktiivisuus oli hyvä erityisesti kontralateraalaisella puolella. On kuitenkin huomioitava, että voiman ja lihasaktiivisuuden suhde ei ole välttämättä lineaarinen.

Tässä tutkimuksessa jokaiselle tutkitulle lihakselle löytyi harjoitusliike, jossa lihas aktivoitui isometrisiin maksimiaktiivisuuksiin verrattuna tasolle, jolla voidaan olettaa säännöllisellä harjoittelulla lihasvoiman kehittyvän. Muuttamalla yläraajan liikesuuntaa ja -tasoa sekä säilyttämällä lanneselän neutraaliasento, voidaan näillä tutkituilla liikkeillä harjoitusvaikutus kohdistaa monipuolisesti eri keskivartaloli haksiin.

Tutkimustulosten yleistystä kyseenalaistaa kuitenkin aktiivisuustasoissa esiintynyt yksilöiden välinen suuri vaihtelu.

Yläraajan kautta suoritetuissa dynaamisissa harjoitusliikkeissä vasemman ja oikean puolen lihakset aktivoituivat eri tavoin. Harjoitusliikkeistä ainoastaan molempien olkavarsien samanaikaisessa ekstensiossa (liike 5) ja oikean olkanivelen horisontaaliabduktiossa ilman fiksaatiota (liike 8) lihasaktiivisuuksissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä puolieroja. Liikkeistä eniten puolieroja aiheuttivat oikean olkanivelen fleksio- ja ekstensioliikkeet obliquus externus abdominikselle, longissimukselle ja multifidukselle. Vähiten puolieroja esiintyi rectus abdominiissa. Tämän mukaan on suositeltavaa, että terapeuttisessa harjoittelussa unilateraaliset yläraajaliikkeet suoritetaan sekä oikealla että vasemmalla yläraajalla. Havaittu puoliero vartalolihasaktiivisuuksissa unilateraalisesti suoritettujen raajaliikkeiden aikana on havaittu myös Behm ym.<sup>24</sup> tutkimuksessa. Unilateraalisesti suoritettujen raajaliikkeiden on todettu lisäävän vartalonkiertoa ja vääntömomenttia. Jotta selkärangan stabiliteetti kyetään säilyttämään, reagoivat kontralateraalisen puolen lihakset stabiliteetin säilyttämiseen lihasaktiivisuutta suurentamalla.

Tutkimuksessa haluttiin selvittää, miten lantion fiksaatio vaikuttaa lihasaktiivisuuteen kahden saman harjoitusliikkeen aikana. Aikaisempia tutkimuksia ei ole tehty samalla asetelmalla. Lantion fiksaation aikainen aktiivisuus oli kaikissa tutkittavissa lihaksissa merkitsevästi korkeampi kuin ilman fiksaatiota. Lantion fiksaatio lisäsi vatsalihasten lihasaktiivisuutta prosentuaalisesti enemmän selkälihaksiin verrattuna. Käyttäessä ulkopuolista fiksaatiota lisääntyvän vatsa - ja selkälihasten aktiivisuuden myötä myös selkärankaan ja sen tukirakenteisiin kohdistuu enemmän kuormitusta. Sen vuoksi on harkittava aina yksilöllisesti sekä ulkopuolisen fiksaation käyttämistä että fiksaation käytön ajoittamista suhteessa kuormituksen sietokykyyn alaselkäkiputilaan terapeuttisessa harjoittelussa. Lantion fiksaatio liikkeen aikana saattaa vähentää kehon asentokontrollin tarvetta. Motorisen kontrollin harjoittamisessa fiksaatio ei ole tarpeellinen, koska harjoitusvastus on usein kevyempi ja lihasaktiivisuustasot jäävät siten alhaisemmiksi kuin lihasvoimaharjoittelussa.

EMG- tutkimuksiin liittyy usein elektrodien valintaan, sijoittamiseen, signaalin puhtauteen ja tulkintaan liittyviä ongelmia. Pinta-EMG:llä on tutkittu sekä pinnallisten että syvien lihasten aktiivisuutta. Pinta-EMG:n sopivuudesta syvien lihasten tutkimiseen on olemassa ristiriitaista tutkimustietoa. Arokoski ym.<sup>16</sup> vertasivat tutkimuksessaan pinta- että lanka-EMG:n käyttöä multifiduksen aktiivisuuden mittaamisessa. Heidän mukaan multifiduksen tutkiminen pinta-EMG:llä on luotettavaa. Päinvastaiseen johtopäätökseen päätyivät Stokes ym. tutkimuksessaan.<sup>35</sup> Multifiduksen eri lihaskerrosten funktio on erilainen syvän osan toimiessa intersegmentaarisesti stabiloivana ja pinnallisen osan liikettä tuottavana osana. Siten lanka-EMG:n sijoittamissyvyys on ratkaiseva tutkittaessa syvien stabiloivien lihasten toimintaa.<sup>36</sup>

Koska tässä tutkimuksessa käytettiin pinta-EMG:tä, tuloksia tulkittaessa on otettava huomioon mahdollinen cross-talk alla olevista lihaksista. Erityisesti tässä tutkimuksessa obliquus externuksen aktiivisuuksiin ja tulosten tulkintaan tämä saattaa vaikuttaa, koska lihaksen alla sijaitsevat obliquus internus ja transversus abdominis.<sup>31</sup> Näiden lihasten on havaittu aktivoituvan myös vartalon rotaation aikana. Tämän tutkimuksen harjoitusliikkeissä vartaloon tulee rotaatiovaikutusta, koska liikkeet yhtä liikettä lukuun ottamatta tehtiin unilateraalisesti oikealla yläraajalla.

Tässä tutkimuksessa sekä vertailuliikkeet että harjoitusliikkeet suoritettiin seisoma-asennossa. Vaikka harjoitusliikkeissä yläraajat tekivät dynaamista lihastyötä, niin tutkittavat vatsa- ja selkälihaksen jännittyivät sekä vertailu- että harjoitusliikkeissä isometrisesti. Koska keskivartalossa ei tapahtunut liikettä liikkeiden aikana, vähentyi myös EMG-signaaliin kohdistuvan liikeartefaktin mahdollisuus. Ihoelektrodien pysyminen paikallaan lihakseen nähden parantaa lisäksi vertailuliikkeiden ja harjoitusliikkeiden välisten EMG-aktiivisuuksien vertailua. Mahdollisen ympäristöstä tulevan häiriökohinan aiheuttamaa signaalivirheen suuruutta pyrittiin pienentämään sijoittamalla signaalin vahvistinyksikkö mahdollisimman lähelle mitattavaa kohdetta. Tutkittaville annettiin myös tarkat ohjeet liikesuorituksista, jolla pyrittiin parantamaan liikkeiden vakioimista.

Harjoitusliikkeiden aikaista keskivartalolihashasten aktiivisuutta on tutkittu eri asennoissa, mutta vastuksena on usein ollut vakiokuorma, tutkijan manuaalinen vastus tai muuten vaikeasti määriteltävä kuorma.<sup>16,17,24</sup> Arokosken ym.<sup>16</sup> tutkimuksessa käytettiin dynaamisissa yläraajojen kautta tapahtuvissa liikkeissä samaa vakiokuormaa kaikille samaa sukupuolta oleville tutkittaville. Tämä menetelmä asettaa harjoitusliikkeistä saatujen tulosten kliiniselle sovellutukselle rajoituksensa, koska tutkittavien harjoitusliikkeiden aikaista kuormitusta ei suhteutettu heidän omaan suorituskykyynsä. Tässä tutkimuksessa dynaamiset suoritukset olivat suhteessa koehenkilön omaan suorituskykyyn, mikä vähentää tutkittavien suorituskykyerojen vaikutusta tuloksiin ja lisää lisäävät vertailuliikkeiden ja harjoitusliikkeiden tulosten vertailtavuutta.

Tutkittavat dynaamiset harjoitusliikkeet asettivat haasteen tutkittaville. Liikkeiden harjoituskerrasta huolimatta kaikki tutkittavat eivät pystyneet suorittamaan yhden toiston maksimivastuksella tehtyjä liikkeitä optimaalisesti. Liikesuorituksia jouduttiin joko uusimaan tutkittavien vartalon hallinnan pettäessä tai maksimivastusta laskemaan mittauskerralla, koska tutkittavat eivät kyenneet suoriutumaan harjoituskerralla testatusta maksimivastuksesta. Suoritusnopeus liikkeissä vaihteli paljon vakiointirytyksistä huolimatta. Suoritusajat liikesuorituksen alusta liikesuorituksen loppuun vaihtelivat 1.1–3.1 sekunnin välillä, keskiarvon ollessa 1.8 sekuntia. Hitaimmin tutkittavat suorittivat oikean olkanivelen horisontaaliabduktion ilman lantion fiksointia (liike 8) ja nopeimmin oikean olkanivelen horisontaaliadduktion lantio fiksoituna (liike 7). Suoritusnopeuden vaihteluun saattoi vaikuttaa vähäinen harjoittelu, vaadittu maksimisuorituksen tekeminen ja vaikeus seurata metronomin tahtia. Lisäksi lihaksen väsyminen mahdollisesti vaikeutti suoritusnopeuden vakioimista, erityisesti niiden tutkittavien kohdalla, jotka joutuivat uusimaan suorituksen. Tässä tutkimuksessa väsymisen vaikutusta tuloksiin pyrittiin vähentämään satunnaistamalla liikesuoritusjärjestys ja pitämällä liikesuoritusten välissä lepotauko. Lisäharjoittelu tai kuorman vähentäminen esimerkiksi 80 %:iin maksimista olisi saattanut parantaa suorituspuhtautta ja vakioida suoritusaikaa paremmin.



Lantio fiksoituna saavutettiin dynaamisissa seisten yläraajan kautta tehtävissä harjoitusliikkeissä referenssiliikkeistä mitattujen maksimaalisten aktiivisuuksien suhteen yli 60 % taso. Tällä kuormitustasolla suoritettua harjoittelua katsotaan kehittäväksi lihaskuonetta. On kuitenkin muistettava, että suhteellisen korkeat aktiivisuustasot saavutettiin 1 RM:n toistolla. Käytännössä lihaskuonetta lisäämiseksi harjoittelussa tulisi suorittaa 8-12 toistoa käyttäen kuormitusta mikä vastaa 60–80 %:ia 1 RM:stä.<sup>23</sup> Toistosuorituksina näiden tutkittujen liikkeiden aikaista vastusta olisi laskettava ja samalla lihaksen aktiivisuustaso laskee. Koska alaselkäoireisella henkilöllä on usein alentunut suoritus- ja toimintakyky, on mahdollista, että näillä tutkituilla liikkeillä voidaan toistojen lisäämisestä ja harjoitusvastuksen laskemisesta huolimatta kehittää lihaskuonetta. Lisätutkimuksia tarvitaan intervention muodossa, kuinka tässä tutkimuksessa käytetyt harjoitusliikkeet soveltuvat alaselkäoireisen terapeuttiseen harjoitteluun sekä voidaanko näillä harjoitusliikkeillä lisätä alaselkäkipuisen henkilön lihaskuonetta. Harjoitusinterventiota suunnitellessa tulee kuitenkin muistaa, että unilateraalisesti suoritettua yläraajaliikkeitä lisäävät vartalon rotaatiota lisäten keskivartalon nikamiin kompressiovoimia.<sup>37</sup> Lanneselän neutraaliasennon hallinta, syvien keskivartalolihasien rankaa tukevan toiminnan ylläpitäminen ja harjoittelun progressiivinen eteneminen lisäävät harjoittelun turvallisuutta.

## 2.5 JOHTOPÄÄTÖS

Seisten, yläraajan kautta suoritettavien liikeharjoitusten aikana voidaan vatsa- ja selkähaksissa päästä aktiivisuustasolle, jolla voidaan lihaskuonetta kehittää. Tehokkainta harjoittelu on, jos liikkeiden aikana lantio fiksoidaan. Säilyttämällä lanneselän neutraaliasento ja vaihtamalla yläraajan liikesuuntaa ja -tasoa voidaan näillä tutkituilla harjoitusliikkeillä vaikutus kohdistaa kokonaisvaltaisesti eri keskivartalolihasiin. Harjoitusliikkeet tulee kuitenkin suorittaa molemmilla yläraajoilla erikseen tai samanaikaisesti.

## LÄHTEET

1. Norris CM. 2000. Back Stability. USA: Champaign. Human Kinetics.
2. Riihimäki H, Heliövaara M. Musculoskeletal diseases. 2004.  
<http://www.ktl.fi/terveys2000/julkaisut/baseline.pdf>
3. 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;21:2621-27.
4. 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;23:2081-90.
5. 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.
6. 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;28:834-41.
7. Mannion AF, Müntener M, Taimela S, Dvorak J. A randomized clinical trial of three active therapies for chronic low back pain. *Spine* 1999; 24(23):2435-48.
8. Kuukkanen TM, Mälkiä EA. An experimental controlled study on postural sway and therapeutic exercise in subjects with low back pain. *Clin Rehabil* 2000;14:192-202.
9. Frost H, Klaber Moffett JA, Moser JS, Fairbank JC. Randomised controlled trial for evaluation of fitness programme for patients with chronic low back pain. *BMJ* 1995;310:151-4.
10. O'Sullivan P, Phytty G, Twomey L, Allison G. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine* 1997;22:2959- 67.
11. Kankaanpää M, Taimela S, Airaksinen O, Hänninen O. The efficacy of active rehabilitation in chronic low back pain. Effect on pain intensity, self-experienced disability, and lumbar fatigability. *Spine* 1999;15;24(10):1034-42.
12. Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine* 2001;1;26(11): E243-8.
13. Niemistö L, Lahtinen-Suopanki T, Rissanen P, Lindgren KA, Sarna S, Hurri H. A randomized trial of combined manipulation, stabilizing exercises, and physician consultation compared to physician consultation alone for chronic low back pain. *Spine* 2003;28:2185-91.

14. 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. [http://www.backpaineurope.org/web/files/WG2\\_Guidelines.pdf](http://www.backpaineurope.org/web/files/WG2_Guidelines.pdf)
15. 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.
16. 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.
17. Arokoski JP, Valta T, Airaksinen O, Kankaanpää M. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1089-98.
18. Vezina MJ ja Hubley-Kozey CL. Muscle Activation in Therapeutic Exercises to Improve Trunk Stability. *Arch Phys Rehabil* 2000;81:1370-79.
19. 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.
20. 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.
21. Hubley-Kozey CL, Vezina MJ. Muscle Activation During Exercises to Improve Trunk Stability in Men With Low Back Pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1100-08.
22. Arokoski JP, Valta T, Kankaanpää M, Airaksinen O. Activation of Lumbar Paraspinal and Abdominal Muscles During Rherapeutic Exercises in Chronic Low Back Pain Patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:823-32.
23. Taylor NF, Dodd KJ, Damiano DL. Progressive Resistance Exercise in Physical Therapy: A Summary of Systematic Reviews. *Phys Ther* 2005;85:1208-23.
24. 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.
25. Chow JW, Shim JH, Lim YT. Lower trunk muscle activity during the tennis serve. *J Sci Med Sport* 2003;6(4):512-18.
26. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyography Kinesiol* 2003;13:353-9.
27. Cholewicki J, Van Vliett JJ IV . Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertion. *Clin Biomech* 2002;17:99-105.

28. Sjögren T, Nissinen K, Järvenpää S, Ojanen M, Vanharanta H, Mälkiä E. Effects of a workplace physical exercise intervention on the intensity of headache and neck and shoulder symptoms and upper extremity muscular strength of office workers: A cluster randomized controlled cross-over trial. *Pain* 2005;116:119-28.
29. Mälkiä EA. MET based questionnaire for the study of physical activity. In: Mälkiä E, Sihvonen S, editors. *Assessment of function and movement. Selected papers. Third Nordic symposium on physiotherapy 1996*. Jyväskylä: Paino-Porras oy; 1996 p.91-103.
30. Danneels LA, Cagnie BJ, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ. Intra-operator and inter-operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles. *Manual Ther* 2001;6(3):145-53.
31. 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.
32. 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.
33. DeFoa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *J Anat* 1989;163:243-7.
34. 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.
35. Stokes IAF, Sharon MH, Single RM. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech* 2003;18:9-13.
36. 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.
37. McGill SM. *Low Back Stability: From formal description to issues for performance and rehabilitation*. *Exerc Sports Sci Rev* 2001;29:26-31.

## Laitteet

- a. MetPro 2.03.8, SciReha OY, Jyväskylä, Suomi
- b. Mega Elektroniikka Oy, Kuopio, Suomi DS
- c. M-00-S., Medicotest, Ölstykke, Tanska
- d. Uv-tekniikka, Hammaslahti, Suomi
- e. Europe, Milano, Italia
- f. Dualer-inclinometer. JTECH 324 West 1120 North American Fork UT 84003 Pat. Pending

## Liite 1 Tulosten absoluuttiset arvot

Taulukko 1 Vasen ja oikea rectus abdominis EMG-aktiivisuus ( $\mu\text{V}$ ).

Liike	Vasen Keskiarvo (hajonta)	Oikea Keskiarvo (hajonta)	Puoliero Vasen/Oikea p-arvo	Ero ef / fiksoitu Liikkeet 6/7 Liikkeet 8/9
<b>Vartalon isometriset liikkeet</b>				
1) Fleksio	83 (74)	80 (43)		
2) Lateraalifleksio oikealle	16 (12)	37 (25)	p<.001	
3) Lateraalifleksio vasemmalle	36 (22)	17 (10)	p=.001	
4) Ekstensio	7 (2)	8 (3)		
<b>Yläraajan dynaamiset liikkeet</b>				
5) Molempien olkavarsien ekstensio	69 (54)	77 (46)		
6) Olkanivelen horisontaaliadduktio ef	17 (11)	12 (6)	p=.031	] <.001
7) Olkanivelen horisontaaliadduktio	44 (33)	37 (25)		
8) Olkanivelen horisontaaliabduktio ef	7 (8)	6 (6)		] <.05
9) Olkanivelen horisontaaliabduktio	12 (16)	8 (6)		
10) Olkanivelen fleksio	8 (4)	9 (4)		
11) Olkanivelen ekstensio	15 (10)	13 (8)		

\*ef= ei fiksaatiota

Taulukko 2 Vasen ja oikea obliquus externus abdominis EMG-aktiivisuus ( $\mu\text{V}$ ).

Liike	Vasen Keskiarvo (hajonta)	Oikea Keskiarvo (hajonta)	Puoliero Vasen/Oikea p-arvo	Ero ef / fiksoitu Liikkeet 6/7 Liikkeet 8/9
<b>Vartalon isometriset liikkeet</b>				
1) Fleksio	77 (48)	86 (61)		
2) Lateraalifleksio oikealle	26 (20)	85 (61)	p<.001	
3) Lateraalifleksio vasemmalle	71 (51)	28 (15)	p<.001	
4) Ekstensio	27 (28)	26 (13)		
<b>Yläraajan dynaamiset liikkeet</b>				
5) Molempien olkavarsien ekstensio	45 (19)	46 (24)		
6) Olkanivelen horisontaaliadduktio ef	32 (24)	29 (15)		] p.<.001
7) Olkanivelen horisontaaliadduktio	56 (36)	53 (28)		
8) Olkanivelen horisontaaliabduktio ef	17 (8)	15 (8)		] p.<.001
9) Olkanivelen horisontaaliabduktio	41 (29)	24 (10)	p=.011	
10) Olkanivelen fleksio	25 (14)	47 (29)	p=.002	
11) Olkanivelen ekstensio	37 (21)	25 (11)	p=.014	

\*ef= ei fiksaatiota

Taulukko 3 Vasen ja oikea longissimus L1 EMG-aktiivisuus ( $\mu$ V).

Liike	Vasen Keskiarvo (hajonta)	Oikea Keskiarvo (hajonta)	Puoliero Vasen/Oikea p-arvo	Ero ef/ fiksoitu Liikkeet 6/7 Liikkeet 8/9
<b>Vartalon isometriset liikkeet</b>				
1) Fleksio	12 (5)	13 (5)		
2) Lateraalifleksio oikealle	15 (6)	58 (35)	p<.001	
3) Lateraalifleksio vasemmalle	62 (40)	15 (5)	p<.001	
4) Ekstensio	100 (50)	104(51)		
<b>Yläraajan dynaamiset liikkeet</b>				
5) Molempien olkavarsien ekstensio	17 (6)	17 (6)		
6) Olkanivelen horisontaaliadduktio ef	17 (8)	11 (6)	p=.001	]— ei eroa
7) Olkanivelen horisontaaliadduktio	19 (8)	13 (6)	p<.001	
8) Olkanivelen horisontaaliabduktio ef	31 (12)	35 (19)		]— p<.001
9) Olkanivelen horisontaaliabduktio	57 (25)	58 (30)		
10) Olkanivelen fleksio	27 (15)	13 (8)	p<.001	
11) Olkanivelen ekstensio	62 (28)	52 (27)	p=.030	

\*ef= ei fiksaatiota

Taulukko 4. Vasen ja oikea multifidus L5 EMG-aktiivisuus ( $\mu$ V).

Liike	Vasen Keskiarvo (hajonta)	Oikea Keskiarvo (hajonta)	Puoliero Vasen/Oikea p-arvo	Ero ef / fiksoitu Liikkeet 6/7 Liikkeet 8/9
<b>Vartalon isometriset liikkeet</b>				
1) Fleksio	9 (4)	9 (4)		
2) Lateraalifleksio oikealle	12 (5)	27 (14)	p<.001	
3) Lateraalifleksio vasemmalle	30 (15)	15 (7)	p<.001	
4) Ekstensio	70 (47)	78 (49)		
<b>Yläraajan dynaamiset liikkeet</b>				
5) Molempien olkavarsien ekstensio	11 (7)	12 (10)		
6) Olkanivelen horisontaaliadduktio ef	9 (5)	12 (8)		]— p<.05
7) Olkanivelen horisontaaliadduktio	11 (7)	16 (9)	p=.020	
8) Olkanivelen horisontaaliabduktio ef	27 (10)	26 (12)		]— p<.001
9) Olkanivelen horisontaaliabduktio	43 (21)	39 (21)		
10) Olkanivelen fleksio	10 (7)	13 (8)	p=.033	
11) Olkanivelen ekstensio	47 (24)	36 (17)	p<.001	

\*ef= ei fiksaatiota