



# **Lannerangan instabiliteetti ja terapeuttisen harjoittelun vaikuttavuus instabiliteettiin**

Systemaattinen tutkimus- ja kirjallisuuskatsaus

Alexi Sarkkinen  
Harri Saloranta

Opinnäytetyö  
Elokuu 2010  
Fysioterapian koulutusohjelma  
Tampereen ammattikorkeakoulu

## TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu  
Fysioterapian koulutusohjelma

SARKKINEN, ALEKSI & SALORANTA, HARRI:

Lannerangan instabiliteetti ja terapeuttisen harjoittelun vaikuttavuus instabiliteettiin – Systemaattinen tutkimus- ja kirjallisuuskatsaus.

Opinnäytetyö 107., liitteet 4 s.  
Elokuu 2010

---

Lannerangan instabiliteetti on 1900 –luvun puolesta välistä asti ollut fysioterapeuttisen ja lääketieteellisen tutkimuksen ja väittelyn kohteena. Näkemykset lannerangan instabiliteetista, sen aiheuttajista, diagnosoinnista ja konservatiivisesta hoidosta vaihtelevat paljon. Laajasta tutkimustiedosta huolimatta yhteisymmärrykseen ei olla päästy ristiriitaisten tutkimustulosten vuoksi. Työmme tavoitteena on tuoda yksiin kansiin ajankohtaista tietoa lannerangan instabiliteetista oppimateriaaliksi opiskelijoille ja fysioterapeuteille.

Opinnäytetyömme on systemaattinen tutkimus- ja kirjallisuuskatsaus. Teoriatieto on koottu useista tietokannoista ja instabiliteettia sivuuttavia artikkeleita löytyi aluksi yhteensä n. 4000 kpl. Olemme käyneet läpi 214 artikkelia, joista työhön mukaan päätyi n. 80 tutkimusta.

Lannerangan instabiliteetti voi johtua useasta eri syystä ja aiheuttaa kipua tai olla oireeton. Instabiliteetin kriteerit eivät ole yhdenmukaiset, mistä syystä diagnostiikka on erittäin hankalaa. Kliinisen instabiliteetin diagnosointiin ei tutkitusti valideja menetelmiä ole olemassa. Tästä syystä myös kuntouttaminen on vailla standardisoituja menetelmiä.

Opinnäytetyössämme avaamme instabiliteetin käsitettä ensin yleisesti ja sitten kliinisenä ilmiönä. Esittelemme lannerangan segmentaalisen instabiliteetin yleisimpiä syitä ja menetelmiä lannerangan instabiliteetin diagnosoimiseksi. Lopuksi kokoamme yhteen tutkimuksia lannerangan instabiliteetin terapeuttisesta harjoittelusta ja sen vasteesta instabiliteetista johtuvan selkäkivun ja alentuneen toimintakyvyn kuntoutuksessa.

---

Asiasanat: Segmentaalinen instabiliteetti, lannerangan instabiliteetti, lanneranka, terapeuttinen harjoittelu, stabiloiva harjoittelu

## ABSTRACT

Tampereen ammattikorkeakoulu  
Tampere University of Applied Sciences  
Degree Programme in Physiotherapy

SARKKINEN, ALEKSI & SALORANTA, HARRI:

Lumbar segmental instability and the response of therapeutical exercise for instability – Systematic research and literature review.

Bachelor's thesis 107 pages, appendix 4 pages.  
Autumn 2010

---

For half a decade lumbar segmental instability has been a major topic of research and debate in Physiotherapy and Medicine. Views of the instability, its etiology, diagnosis and conservative rehabilitation differ considerably, and despite the huge amount of research there is no solid common understanding of the lumbar segmental instability. The reason for this uncertainty is the contradictions in the research results. The aim of our thesis is to gather current information about lumbar instability into one place to serve students and physiotherapists as a study material.

Our bachelor's thesis is a systematic research and literature review. Research material and literature in this study is gathered from various scientific databases. At the beginning we had approximately 4000 articles. We reviewed 214 articles based on their suitability on our subject and we found approximately 80 articles to fit our study.

Lumbar segmental instability may be caused by various reasons and can cause pain or be asymptomatic. The criteria of instability is not uniform, which is the reason why diagnosing instability is considered very difficult. To date there are no scientifically proven valid diagnostic methods for clinical instability. It follows that the physiotherapy intervention strategies for lumbar segmental instability are lacking the standardised methods.

In our study we explain the concept of instability in general, and as clinical phenomenon. We introduce the most common etiological reasons for lumbar instability and some methods for diagnosing it. At the end of this thesis we have gathered research material about therapeutic exercise for lumbopelvic stabilisation and its response for lumbar segmental instability.

---

Keywords: Segmental instability, lumbar instability, lumbar spine, stabilising exercise, therapeutic exercise

## SISÄLLYS

1 JOHDANTO .....	8
1.1 Opinnäytetyön aihe .....	8
1.2 Opinnäytetyön tavoite, tarkoitus ja tutkimusongelmat .....	9
1.3 Systemaattinen kirjallisuuskatsaus .....	9
2 INSTABILITEETTI YLEISESTI.....	11
2.1 Instabiliteetin jaottelu .....	11
2.2 Hypermobiliteetin ja instabiliteetin ero .....	12
3 INSTABILITEETIN MÄÄRITELMÄT FYSIOTERAPIASSA.....	13
3.1 Bergmarkin teoria .....	14
3.1.1 Potentiaalienergia .....	14
3.1.2 Elastinen energia ja jäykkyys .....	15
3.2 Stabiliateetin määritelmä .....	16
3.2.1 Riittävä stabiliateetti .....	17
3.2.2 Stabiilin ja vakaan erottelu .....	19
3.2.3 Stabiloinnin strategiat.....	21
3.2.4 Translaation kontrolli.....	22
3.3 Panjabin instabiliteetin määritelmä .....	23
3.3.1 Neutraalialue ja elastinen alue .....	24
4 INSTABILITEETIN AIHEUTTAJAT .....	26
4.1 Passiivisen järjestelmän toimintahäiriöt.....	26
4.1.1 Välilevyperäinen instabiliteetti .....	26
4.1.3 Degeneraation vaikutukset segmentaaliseen liikkeeseen .....	29
4.1.4 Degeneraatiosta johtuvan instabiliteetin kritiikkiä.....	32
4.2 Kivun aiheuttamat toimintahäiriöt .....	33
4.2.1 Kivun vaikutus neuraaliseen säätelyjärjestelmään.....	33
4.2.2 Kivun aiheuttama motorisen kontrollin häiriö .....	34

4.2.3 Kivun vaikutukset paikallisen lihasjärjestelmän kontrolliin.....	36
4.3 Fatiikin vaikutus rangan instabiliteettiin .....	37
4.4 Kuormittamattomuuden vaikutus instabiliteettiin.....	39
4.4.1 Kuormittamattomuuden vaikutus motoriseen järjestelmään.....	40
5 INSTABILITEETIN KLIININEN OIREKUVA .....	41
5.1 Lannerangan segmentaalisen instabiliteetin kaavat .....	42
5.1.1 Fleksiomalli .....	43
5.1.2 Ekstensiomalli .....	44
5.1.3 Lateraaliirrymämalli .....	45
5.1.4 Monisuuntainen malli .....	46
6 INSTABILITEETIN DIAGNOSOINTI .....	47
6.1 Lannerangan passiiviset aksessoriset liikkeet (PAIVM) .....	47
6.2 Lannerangan passiiviset fysiologiset liikkeet (PPIVM).....	48
6.3 Passiivinen lannerangan ekstensio .....	48
6.4 Vatsamakuulla tehtävä instabiliteettitesti (Prone instability test).....	49
6.5 Poikkeavat liikemallit .....	50
6.5.1 Instabiliteetin merkki (Instability catch sign) .....	50
6.5.2 H ja I –testit.....	51
6.6 Radiologinen diagnosointi .....	52
6.6.1 Fleksio-ekstensio –radiografia .....	53
6.6.2 Magneettikuvaus.....	54
6.6.3 CT –kuvaus.....	54
7 TOIMINNALLINEN ANATOMIA .....	56
7. 1 Passiiviset rakenteet .....	56
7.1.1 Lannenikama .....	56
7.1.2 Välilevy .....	57
7.1.3 Fasettinivelet.....	58
7.1.4 Ligamentit .....	59
7.1.4.1 Keltaligamentti eli ligamentum flavum.....	59

7.1.4.2 Anteriorinen longitudinaaliligamentti .....	60
7.1.4.3 Posteriorinen longitudinaaliligamentti.....	61
7.1.4.4 Poikkihaarakkeiden välisiteet I. ligamentum intertransversaria .....	61
7.1.4.5 Okahaarakkeiden välisiteet I. ligamentum interspinosus.....	62
7.1.4.6 Okahaarakkeiden päällyssiteet I. ligamentum supraspinosus.....	62
7.2 Thoracolumbaarinen faskia .....	63
7.3 Aktiiviset rakenteet .....	64
7.3.1 M. intertransversarii ja M. interspinales.....	65
7.3.2 M. longissimus thoracis pars lumborum.....	66
7.3.3 M. iliocostalis lumborum pars lumborum.....	67
7.3.4 M. longissimus thoracis pars thoracis ja m. iliocostalis lumborum pars thoracis .....	68
7.3.5 Lumbaarinen multifidus.....	69
7.3.6 M. psoas major .....	71
7.3.7 M. quadratus lumborum .....	73
7.3.8 M. transversus abdominis .....	74
7.3.9 M. obliquus internus abdominis .....	75
7.3.10 M. obliquus externus abdominis .....	76
7.3.11 M. rectus abdominis.....	77
8 MOTORINEN KONTROLLI.....	79
8.1 Lannerangan stabilointi motorisen kontrollin näkökulmasta .....	79
8.2 Motorinen kontrolli dynaamisissa tehtävissä .....	82
8.2.1 Ennakoiva kontrolli lumbopelvisen stabiliteetin säilyttämiseksi .....	83
8.2.2 Vastekontrolli lumbopelvisen stabiliteetin säilyttämiseksi.....	83
8.3 Motorisen kontrollin strategioiden soveltaminen harjoitteluun .....	85
9 INSTABILITEETIN KONSERVATIIVINEN HOITO .....	87
9.1 Segmentaalinen stabilisaatioharjoittelu .....	87
9.2 Segmentaalisen stabilisaatioharjoittelun vaiheet.....	88
9.2.1 Vaihe 1: Paikallinen segmentaalinen kontrolli.....	88
9.2.2 Vaihe 2: Suljetun ketjun segmentaalinen kontrolli.....	89

9.2.3 Vaihe 3: avoimen ketjun segmentaalinen kontrolli .....	90
9.3 Terapeuttinen harjoittelu yleisesti .....	90
9.3 Terapeuttisen harjoittelun vaikuttavuus .....	93
9.3.1 Stabilisaatioharjoitteiden vaikuttavuus .....	93
9.3.2 Muut harjoitusmuodot lannerangan instabiliteetin hoidossa.....	95
10 POHDINTA .....	96
LÄHTEET .....	99

## 1 JOHDANTO

### 1.1 Opinnäytetyön aihe

Aiheemme on lannerangan instabiliteetti ja terapeuttisen harjoittelun vaikuttavuus instabiliteettiin. Kiinnostuimme aiheesta siksi, että näyttöön perustuvia lannerangan instabiliteetin hoitosuosituksia ei ole vielä olemassa ja keskustelua koko instabiliteetin olemassaolosta patologisena ilmiönä käydään edelleen. Siitä huolimatta instabiliteetti on saanut paljon tilaa lääketieteellisessä kirjallisuudessa ja instabiliteetin kuntouttamiseen perustuvia hoito-ohjeita on tehty huomattavia määriä. Stabiloivasta harjoittelusta on tullut kulmakivi epäspesifin selkävun ja instabiliteetin konservatiivisessa hoidossa. Päätimme alkaa tehdä opinnäytetyötä lannerangan instabiliteetista selvittääksemme, mitä ilmiön taustalla on, mistä instabiliteetissa todella on kysymys ja onko siihen mahdollista vaikuttaa niillä hoito-ohjeilla, joita siihen tällä hetkellä suositellaan.

Alaselkävivot ovat yksi suurimmista kansanterveydellisistä ongelmista länsimaisessa yhteiskunnassa. Noin 80% ihmisistä kärsii alaselkävivuista jossakin vaiheessa elämänsä (O'Sullivan 2005, 202; Panjabi 2007, 20). Teollistuneissa maissa alaselkävivot aiheuttavat suuria kustannuksia. Suomessa joka viides kärsii selkävivuista vuosittain ja noin kaksi kolmasosaa koko elämänsä aikana. Suurimmalla osalla selkävivot paranevat noin kuukaudessa, mutta 7:llä prosentilla väestöstä vaivat kroonistuvat tai tulevat toistuviksi (Pohjolainen 2006, 16). Selkeitä syitä suurimmalle osalle alaselkävivuista ei tiedetä. Selkävivot voivat nykyänsityksen mukaan johtua mekaanisesta tai psykologisesta syystä. Useassa tapauksessa mekaaninen syy on saanut nimekseen kliininen instabiliteetti. (Panjabi 2003, 371; Gay ym. 2005, 914.)



## 1.2 Opinnäytetyön tavoite, tarkoitus ja tutkimusongelmat

Opinnäytetyömme tavoitteena on selvittää, mitä lannerangan instabiliteetti tarkoittaa, mitä lannerangan instabiliteetti aiheuttaa, miten lannerangan instabiliteetti todetaan ja voiko instabiliteettiin ja sen syihin vaikuttaa terapeuttisen harjoittelun keinoin.

Tarkoituksenamme on tuottaa yksiin kansiin laajan tutkimus- ja kirjallisuuskatsauksen pohjalta opiskelijoille ja fysioterapeuteille materiaalia, joka perehdyttää lannerangan instabiliteettiin ja ohjaa viimeisimmän tutkimustiedon tarjoamaan käsitykseen instabiliteetista ja instabiliteetin hoitomahdollisuuksista.

Asetimme tutkimus- ja kirjallisuuskatsaukselle seuraavat tutkimusongelmat:

1. Mitä lannerangan instabiliteetti tarkoittaa?,
2. Mitä lannerangan instabiliteetti aiheuttaa?,
3. Kuinka lannerangan instabiliteetti diagnosoidaan?,
4. Onko terapeuttisella harjoittelulla vaikuttavuutta instabiliteetin hoidossa?

## 1.3 Systemaattinen kirjallisuuskatsaus

Opinnäytetyömme on teoreettinen tutkimus, jonka menetelmänä on systemaattinen kirjallisuuskatsaus. Pääasiallisena menetelmänä työssämme on laaja tutustuminen aiheesta tehtyihin tutkimuksiin ja kirjallisuuteen, sekä verrata kirjallisuuden esittämiä teorioita toisiinsa.

Systemaattisessa kirjallisuuskatsauksessa käytimme useaa artikkelitietokantaa tiedonhakuun. Näitä olivat esimerkiksi PubMed, Cochrane, ScienceDirect ja EBSCO. Tietokannoista saimme tutkimustietoa aiheeseemme. Rajasimme haut 2000 –luvulle muutamaa poikkeusta lukuun ottamatta. Näiden lisäksi selasimme

läpi eri lehtien arkistot artikkeliviitetietokantojen kautta. Näitä lehtiä olivat esimerkiksi JOSPT (Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy), Manual Therapy, Fysioterapia ja Spine. Manuaalisessa tiedonhaussa olemme hyödyntäneet Tampereen Ammattikorkeakoulun ja Tampereen Yliopiston kirjastoja. Emme ole käyttäneet lainkaan Internet -lähteitä. Tarvitsemamme välineistö rajoittui siis ainoastaan tietokoneeseen ja kirjaston tarjoamiin lehtiin sekä kirjoihin.

Hakutermeinä käytimme: "lumbar stability", "lumbar stability AND therapeutic exercise", "lumbar instability", "segmental instability", sekä tiettyjen tutkijoiden nimiä, jotta saisimme mahdollisimman laajan otoksen aiheeseen liittyvästä materiaalista. Hakutuloksia oli yhteensä n. 4000 artikkelia. Karsimme lähteitä ajankohtaisuuden, tutkijan, aihealueen ja sen mukaan, kuinka hyvin tutkimus vastasi asettamiimme tutkimusongelmiin. Karsimisen jälkeen luettavia tutkimuksia jäi n. 200kpl. Näistä tutkimuksista valittiin vielä kirjoitusprosessiin jäävät tutkimukset itse kirjoituksen aikana.

Systemaattinen kirjallisuuskatsaus on sekundaarinen tutkimus jo olemassa olevista tarkasti rajatuista ja laadukkaista tutkimuksista. Systemaattinen katsaus edellyttää tarkan rajauksen aiheen lisäksi myös aikajaksolle. Katsauksen tuloksia tulee päivittää aika ajoin, jotta tieto on ajanmukaista ja relevanttia. Muihin kirjallisuustutkimuksiin verrattuna systemaattisuus tarjoaa erityisen tarkkaa valinta- ja analysointiprosessointia. Systemaattisessa tutkimuksessa myös tarkoitus on aina spesifi. Systemaattiseen kirjallisuuskatsaukseen sisällytetään ainoastaan relevantit ja katsauksen tarkoitusta vastaavat korkealaatuiset tutkimukset.

## 2 INSTABILITEETTI YLEISESTI

### 2.1 Instabiliteetin jaottelu

Stabilointikyky on yksi keskeisimpiä asioita mitä tahansa rakennetta tarkasteltaessa. Jotta minkä tahansa systeemin olisi mahdollista suorittaa sille tarkoitettu staattinen tai dynaaminen tehtävä, tulee sen olla stabiili. Selkärangan kohdalla on erityisen tärkeää, että ranka on stabiili, sillä sen tehtävänä on sietää kuormia, mahdollistaa liikettä ja samalla välttää vaurioitumista ja mahdollista kipua. Tässä vaiheessa on tärkeää erottaa toisistaan mekaaninen instabiliteetti, kliininen instabiliteetti ja hypermobilitteetti.

Mekaaninen instabiliteetti tarkoittaa rangan tai minkä tahansa rakenteen kyvyttömyyttä kestää kompressiovoimia ja siten kantaa kuormia ilman, että liiallista nikamasiirtymää ilmenee tai rakenne hajoaa. Kliininen instabiliteetti tarkoittaa tilannetta, jossa erilaiset motorisen kontrollin häiriöt, kivun seuraukset tai kudosuutokset aiheuttavat segmentaalisen liikkeen muutoksia rangan toiminnassa. Kliininen instabiliteetti on paljon keskusteltu ja tutkittu aihe, mutta tutkimustuloksissa on viimeisen viidenkymmenen vuoden aikana ollut eriväisyyksiä ja kiistanalaisuutta löytyy edelleen. (Panjabi 2003, 371; Richardson 2004, 26; Reeves ym. 2007, 272; Leone ym. 2007, 62; Tarnanen & Hemminki 2009, 44.)

Kliinistä instabiliteettia tutkittiin ensimmäisen kerran in vivo vuonna 1944. Tällöin yritettiin saada selville, aiheuttaako alaselkäkipu normaalista poikkeavaa nikamien siirtymää fleksion ja ekstension aikana. Tutkimusmentelmänä oli fleksio-ekstensio radiografia. Tämän jälkeen on tehty useita samanlaisia tutkimuksia, mutta tulokset ovat olleet epäselviä. Dvorak ym. (1992), Dvorak ym. (1993), Friberg (1987) ja Lehmann (1983) löysivät tutkimuksissaan lisääntyntä segmentaalista liikettä kaularangan ja lannerangan kivun yhteydessä. Dvorak ym. (1991), Klein ym. (2001), Percy ym. (1985) ja Percy & Shepherd (1985) saivat puolestaan tutkimuksissaan selville, että

segmentaalinen liike on rajoittunutta rangan kivun yhteydessä (Panjabi 2003, 371).

Syitä tutkimustulosten vaihtelevuudelle voi olla monta. Tutkimuskohteet eivät ole olleet välttämättä homogeenisia, jolloin tutkimustulokset luonnollisesti vaihtelevat, lihasspasmien ja kivun ilmeneminen radiografisen mittaamisen aikana, sekä in vivo tutkimusten mittausten menetelmien epätarkkuus voi aiheuttaa muutoksia tutkimustuloksiin. On myös huomattava, että radiografisissa tutkimuksissa ei saada selville, mitä liikeradalla tapahtuu, sillä kuvat otetaan aina staattisessa tilanteessa.

## 2.2 Hypermobiliteetin ja instabiliteetin ero

Hypermobiili ja instabiili ovat eri asia. Angulaarinen tai translatorinen hypermobiliteetti tarkoittaa määrällisesti normaalit fysiologiset rajat ylittävää liikettä, joka ei kuitenkaan välttämättä aiheuta minkäänlaisia patologisia oireita. Instabiliteettia esiintyy silloin, kun kyseessä on toimintahäiriö, joka aiheuttaa esim. kipua ja joka ilmenee fysiologisen liikkeen rajojen sisäpuolella. (Demoulin ym. 2007, 687.)

### 3 INSTABILITEETIN MÄÄRITELMÄT FYSIOTERAPIASSA

Varhainen rangan stabilisaation biomekaaninen malli sisältää ainoastaan välilevyjen, rangan ligamenttien ja luisten rakenteiden tarkastelun stabiloinnin näkökulmasta. Laboratoriotutkimukset ovat kuitenkin osoittaneet, etteivät ainoastaan luiset rakenteet ja ligamenttirakenteet ole kykeneviä vastustamaan normaaleja fysiologisia kuormia kuin 90 Newtonin kuormaan asti ilman, että jokin rangan osa nurjahtaa ja siten menettää hetkellisesti kuormankantokykynsä. (Cholewicki & McGill 1996, 1-2; McGill & Cholewicki 2001, 97-98; McGill ym. 2003, 353; Jemmett ym. 2004, 203; Howarth 2004, 1147; Preuss & Fung 2005, 16; Demoulin ym. 2007, 678.) Päivittäiset toiminnot vaativat kuitenkin kuormien sietokykyä huomattavasti enemmän (Jemmett ym. 2004, 203). Jo yksinkertainen nostotehtävä voi aiheuttaa lannerangalle 7000N kompressiopaineen (Preuss & Fung 2005, 17). Tästä syystä on selvää, että rangan stabiliteettia ei voida tarkastella ainoastaan passiivisten rakenteiden tuottamana ilmiönä (Howarth S.J. 2004, 1148).

Viimeisen kahden vuosikymmenen aikana selkärangan stabiliteetin määritelmää on pyritty täsmentämään. Nykyään rangan stabiliteettia tutkitaan enemmänkin toiminnallisten rakenteiden kautta. Näihin kuuluvat aktiivinen järjestelmä eli rankaan vaikuttavat lihakset ja rangan neuraalinen säätelyjärjestelmä. (Panjabi 1992b, 384; Comerford & Mottram 2001, 15; Panjabi 2003, 375-376; Jemmett ym. 2004, 203; Preuss & Fung 2005, 15.) Aktiivisen järjestelmän on osoitettu in vivo kykenevän vastustamaan yli 15000 Newtonin kuormia vaurioitumatta (Demoulin ym. 2007, 678).

Vuonna 1987 Bergmark julkaisi rangan staattisen stabilaation analyysinsä. Bergmarkin työstä seurasi sarja keskeisiä huomioita rangan stabilaation aikaansaamiseksi ja ylläpitämiseksi, kuten esimerkiksi keskivartalon lihasaktivaation vaikutukset rangan jäykkyyden vaihtelussa ja sitä kautta stabilaation lisäämisessä (Bergmark 1989; Howarth ym. 2004, 1147; Preuss & Fung 2005, 15) ja rankaa stabiloivien lihasten aktivoitumisjärjestyksen tärkeyden tarkastelun. (Bergmark 1989.) Bergmarkin pioneerityöstä ja siitä

seuranneiden tutkimusten pohjalta otettiin käyttöön keskivartalon stabiliteetin konsepti kuntoutuksessa (Reeves ym. 2007, 266-267).

### 3.1 Bergmarkin teoria

Bergmarkin työ jäi pääosin huomiotta, sillä insinöörit, jotka ymmärsivät työn mekaanisen osuuden eivät olleet selvillä teorian vaatimasta biologisesta ja kliinisestä puolesta. Kliinikot taas eivät pystyneet hyödyntämään Bergmarkin käyttämää matematiikkaa omassa työssään. Stuart McGill ja Jacek Cholewicki (2001) tekivät Bergmarkin työstä neliportaisen selvennyksen.

#### 3.1.1 Potentiaalienergia

Bergmarkin stabiliteetin teorian pohjana on potentiaalienergia, jolla on tässä tapauksessa kaksi olomuotoa. Potentiaalienergia on myöhempää käyttöä varten varastoitua energiaa, jonka suuruus riippuu kappaleen massasta ja asemasta (sijainnista). Esimerkiksi puussa olevalla omenalla on potentiaalienergiaa sen ollessa puussa. Potentiaalienergia muuttuu liike-energiaksi mikäli omena putoaa. Toisessa muodossaan potentiaalienergia on elastisissa rakenteissa, jotka asetetaan kuorman alle. Potentiaalienergia vapautuu, kun kuorma otetaan pois ja rakenne pääsee normaaliin olomuotoonsa. (McGill & Cholewicki 2001, 96.)

Esimerkiksi jos pallo asetetaan maljan pohjalle se on stabiili, sillä jos siihen kohdistetaan pieni häiriö, se liikkuu, mutta palaa lähtökohtaansa maljan pohjalle, sillä siinä kohdassa pallolla on pienin potentiaalienergia. Tästä rakennelmasta voidaan tehdä stabiilimpi syventämällä maljaa tai jyrkentämällä sen reunoja. (McGill & Cholewicki 2001, 96-97.)

### 3.1.2 Elastinen energia ja jäykkyys

Potentiaalienergia voidaan ajatella olevan myös jäykkyyden toiminto ja elastisen energian varasto, joka on paljon hyödyllisempää muskuloskeletaalsiin toimintoihin. (McGill & Cholewicki 2001, 97.)

Elastinen potentiaalienergia voidaan laskea kaavasta, jossa elastinen rakenne, jolla on jäykkyyttä varastoi potentiaalienergian, jolla on kyky venyttää rakennetta jonkin tietyn matkan. Toisin sanoen mitä jäykempi rakenne on, sitä suuremmat ovat palloesimerkin maljan reunat ja sitä stabiilimpi rakenne on kyseessä. Näin ollen voidaan sanoa, että jäykkyys synnyttää stabiliteettia ainakin teoriassa. Myöhemmin tarkastelemme eri stabiliteetin strategioita tarkemmin. Aktiivinen lihas luo jänteisiin voiman, mutta tuottaa samalla myös jäsenen jäykkyyden; mitä suurempi lihasaktivaatio on kyseessä, sitä suurempi jäykkyys segmenttiin syntyy. Tämän lisäksi nivelillä on luontaisesti perittyä niveljäykkyyttä, sillä ligamentit ja muut säiemäiset rakenteet edesauttavat jäykkyyttä joka lisääntyy nivelen liikeradan loppua kohti. Lihasjäykkyyden avulla neuraalinen motorisen kontrollin järjestelmä voi kontrolloida nivelten stabiliteettiä lihasaktivaation kautta. (McGill & Cholewicki 2001, 97.)

Häiriintynyt motorisen kontrollin järjestelmä saa aikaan asiaankuulumattoman suuruisia lihasjännityksiä väärään aikaan, jolloin lihasaktivaation aikaansaama nivelen jäykkyys voi esimerkiksi myöhästyä tai olla liian vähäistä ja esittelemämme palloanalogian mukaisesti pallo vierii pois maljasta. Tällöin rangan liikesegmentti nurjahtaa ja kompressiovoimien tai rotaatiovoimien sietokyky pettää. (McGill & Cholewicki 2001, 98.)

Bergmarkin esimerkistä voi huomata, että linkki lihasaktivaation ja niveljäykkyyden välillä on todella tärkeä. Lihasaktivaation lisääminen lisää jäykkyyttä lihaksessa ja nivelessä.

### 3.2 Stabiiliteetin määritelmä

Rakenteen stabiiliteettia tarkasteltaessa, on kyse sitten staattisesta stabiiliteetistä tai dynaamisesta stabiiliteetistä, on rakenteen perustilaa muutettava hieman, jotta rakenteen käyttäytymistä muutoksen jälkeen tai sen aikana voidaan arvioida. Jos muutoksen jälkeinen käyttäytyminen on laadullisesti samaa tai lähellä samankaltaista kuin vanhassa tilanteessa tai rakenne palaa vanhalle liikeradalleen, voidaan puhua stabiilista rakenteesta. Mikäli rakenteen käytös muuttuu häiriön jälkeen selkeästi vanhasta olomuodosta, on rakenne instabiili. (Reeves ym. 2007, 266-267.)

Selkärangan tapauksessa olemme kiinnostuneita yhden liikesegmentin käyttäytymisestä suhteessa muihin ja siitä, saako häiriötekijä/olosuhteen muutos aikaan siirtymän, joka ylittää fysiologiset rajat eikä siirtynyt rakenne palaa enää aiotulle liikeradalleen. Selkärangan tapauksessa stabiiliteettia tulisi tarkastella sekä staattisissa olosuhteissa, jolloin systeemi on tasapainossa että erityisesti dynaamisissa olosuhteissa, jolloin systeemi liikkuu jonkin liikeradan mukaisesti. Sama menetelmä pätee molemmissa tapauksissa; tutkittavaa rakennetta häiritään jollakin tavalla ja tutkitaan rakenteen uutta käyttäytymistä. Dynaamisen stabiiliteetin tarkkailussa on kuitenkin huomattava, että stabiiliteettia tarkastellaan liikkeen aikana ja häiriö saadaan aikaan esimerkiksi nostotehtävän tai kävelyn aikana. (Reeves ym. 2007, 266-267.)

Lyhyesti sanottuna rakenne on stabiili, mikäli häiriötekijä/liikeradan muutos ei saa aikaan fysiologisista rajoista poikkeavaa nikaman siirtymää ja liikesegmentti palaa alkuperäiseen asentoonsa. Vastaavasti liikesegmentti on instabiili, mikäli häiriön aiheuttama siirtymä ylittää fysiologisen liikealueen eikä liikesegmentti palaa aiotulle liikeradalle tai alkuperäiseen asentoonsa. (Reeves ym. 2007, 267; Hodges & Cholewicki 2007, 489.)

Lannerangan stabiiliteetti tulisi ajatella erityisesti dynaamisen mallin kautta, koska tilanteita, joissa ranka on staattisessa tilassa on todella vähän, sillä ranka liikkuu jo hengityksen vaikutuksesta. Passiivinen ja aktiivinen järjestelmä ovat molemmat riippuvaisia keskushermoston kyvystä kontrolloida rankaa



muuttuvissa olosuhteissa. Joissakin tapauksissa muutokset voidaan ennakoida ja keskushermosto voi ottaa käyttöön tilanteeseen sopivan strategian jo etukäteen. Toisinaan muutos on yllättävä ja lihasten tulee toimia nopeasti, jotta muutoksen vaatima stabiliteetti voidaan pitää yllä. (Hodges & Cholewicki 2007, 489.)

Jokaisessa rangan segmentissä on kuusi vapaata liikesuuntaa (kolme rotaatiosuuntaa ja kolme translaatiosuuntaa). Nurjahdus voi tapahtua mihinkä vain näistä suunnista tai niiden yhdistelmästä. Perinteiset rangan stabiliteetin mallit käsittelevät ainoastaan rotaatiosuuntien tarkastelua, jolloin puolet kokonaiskuvasta jää tutkimuksen ulkopuolelle. Lisää ongelmia rangan stabilaation malleissa aiheuttaa niiden pätevyys ainoastaan staattisessa tilanteessa. (Hodges & Cholewicki 2007, 490.)

Rangan stabiliteetin kannalta tärkeintä on estää nurjahdukset. Samanaikainen lihasaktivaatio useassa lihasryhmässä lisää rangan jäykkyyttä (Preuss & Fung 2005, 16; Hodges & Cholewicki 2007, 491). Tutkijat ovat pyrkineet selvittämään yksittäisten lihasten roolia stabilaation aikaansaamisessa. Nykykäsityksen mukaan yksittäisen lihaksen osallisuus ei kuitenkaan ole tärkeää, vaan usean lihaksen yhteiskontraktio on se tekijä, joka pitää stabiliteettia yllä. Lihasten kontraktioon vaikuttavat suoritettava tehtävä, liikesuunta ja asento jossa tehtävä tehdään, joten yksittäisten lihasten asettaminen tärkeysjärjestykseen on täysin mahdotonta. (Hodges & Cholewicki 2007, 491.)

### 3.2.1 Riittävä stabiliteetti

Jotta nivel kestäisi normaalia suurempia kuormia, vaaditaan normaalia suurempaa stabiliteettia liiallisen nikamasiirtymän estämiseksi. Suurimmaksi osaksi melko pieni lihasaktivaatio riittää stabiliteetin riittävään lisäämiseen. Tutkimusten mukaan jo 25% maksimaalisesta isometrisestä lihaskontraktiosta riittää maksimaaliseen niveljäykkyyteen. 25% ylittävä kontraktio saa siis aikaan

liiallisen paineen niveleen, jolloin siitä tulee liian jäykkä ja sen liike rajoittuu. (McGill & Cholewicki 2001, 98.)

Liikeradan keskivaiheilla motorinen kontrolli vastaa stabiliteetista lihasaktivaation kautta. Mikäli nivel ei ole liikeradan lopussa ja passiiviset rakenteet eivät pääse rajoittamaan nivelen liikettä mekaanisesti, on päätelty, että motorisen kontrollin mekanismin on ensisijaisesti huolehdittava vaadittavasta niveljäykkyydestä stabiliteetin ylläpymiseksi lihasten välityksellä. (McGill & Cholewicki 2001, 98.)

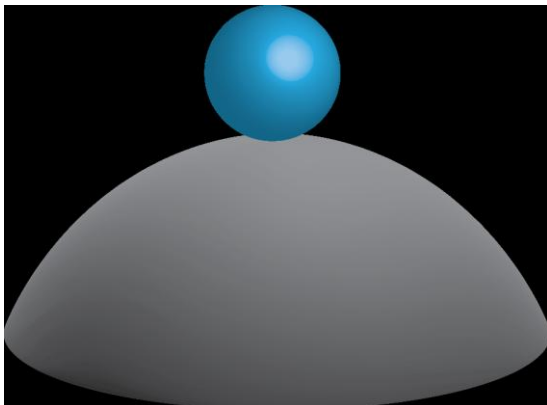
Mikäli motorisen kontrollin systeemi saa aikaan virheen lihaskontraktion ajoituksessa tai kontraktion suuruudessa tai molemmissa, aiheutuu siitä lyhytaikainen jäykkyyden menetys ko. lihaksessa ja lihaksen kontrolloimassa nivelessä voi esiintyä tällöin instabiliteettia. Palloanalogian mukaisesti pallo vierisi joltakin kohtaa maljan reunaa ulos. Tästä seuraa ylimääräistä liikettä niveleen. Lannerangan tapauksessa tämä liike on ylimääräistä rotaatiota tai translaatiota. Liikkeestä aiheutuva passiivisten tukikudosten ylipaine aiheuttaa usein toistuvana vaurioita passiivisiin rakenteisiin. Tällaisessa tilanteessa vaurioitunut ligamentti menettää passiivista jäykkyyttään, mikä mahdollistaa liiallisen siirtymän tulevaisuudessa vieläkin pienemmillä voimilla. (McGill & Cholewicki 2001, 99; Preuss & Fung 2005, 16.) Cholewicki ja McGill (1992) havaitsivat tämän tyylistä instabiliteettia videofluoroscopiaalla painonnostajilla (McGill & Cholewicki 2001, 99).

Cholewicki & McGill (1996) ja Cholewicki ym. (1997) ovat demonstroineet, että riittävä lannerangan stabiliteetti saavutetaan keskivartalon stabiloivan lihasjärjestelmän yhteiskontraktiolla. Riittävä isometrisen kontraktion taso on alle 10% maksimaalisesta kontraktiosta rangon ollessa neutraaliasennossa. (McGill & Cholewicki 2001, 99.) Joidenkin lähteiden mukaan riittävä rangon stabiliteetti saadaan aikaan jo 1-3% lihasaktivaatiolla (O'Sullivan 2000, 3).

### 3.2.2 Stabiilin ja vakaan erottelu

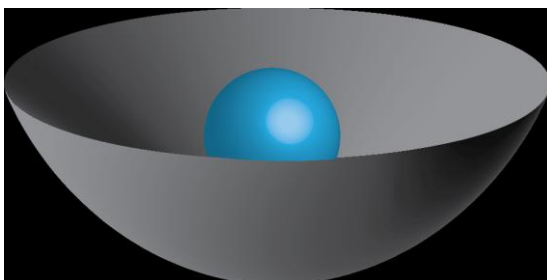
Reeves pyrkii tekemään selkeän erottelun vakaan ja stabiilin välille. Rangan vakaus vaikuttaa siihen, kuinka hyvin ranka vastaa häiriöihin ja epävarmuustekijöihin. Optimaalisessa stabiilissa tilanteessa ranka on tarpeeksi vahva vastustamaan häiriötekijöitä ja säilyttää stabiilin tilan häiriöstä huolimatta. (Reeves ym. 2007, 268.)

Reevesin malli stabiliteetista ja vakaudesta voidaan helposti havainnollistaa palloanalogian avulla. Pinta, jolla pallo on, korreloi suoraan siihen onko pallo stabiili vai ei. Ensimmäisessä kuvassa pallo on epästabiili ja vierii pois (Kuva 1). Tässä tapauksessa ei ole tarpeeksi pientä häiriötä, etteikö näin kävisi. Toisessa kuvassa pallo on stabiili, sillä se liikkuu häiriön voimasta tietyn määrän ja palaa aiemmalle paikalleen (Kuva 2). Palloesimerkin avulla voimme havainnollistaa myös sitä, kuinka kestävä rakenne on häiriöille. Kuvassa kolme pallo on stabiili sekä pienille että suurille häiriöille, mikä tekee siitä myös vakaan (Kuva 3). Kuvassa neljä pallo on stabiili ainoastaan pienille häiriötekijöille, jolloin se on edelleen stabiili, mutta rakenne ei silti ole vakaa (Kuva 4). (Reeves P. et al. 2007. 268.)



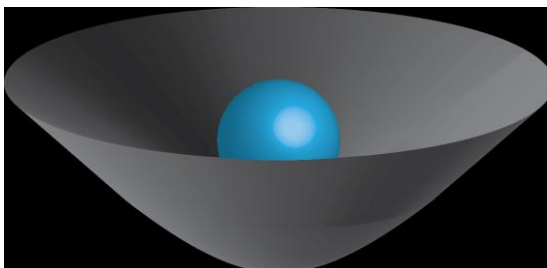
Kuva: Aleksii Sarkkinen ja Harri Saloranta

Kuva 1.



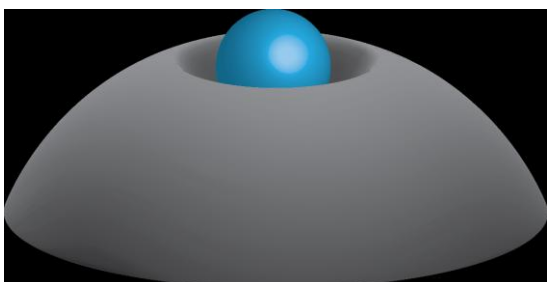
Kuva: Aleksii Sarkkinen ja Harri Saloranta

Kuva 2.



Kuva: Aleksii Sarkkinen ja Harri Saloranta

Kuva 3.



Kuva: Aleksii Sarkkinen ja Harri Saloranta

Kuva 4.

Kuten aikaisemmin on mainittu, vakaus vaikuttaa siihen, kuinka hyvin ranka sietää muutoksia ja palautuu niistä. Palloesimerkissä reunojen jyrkkyys vaikuttaa suoraan siihen, kuinka suuria muutosvoimia pallo kestää ilman, että siitä tulee epästabili. Rangan tapauksessa lihasten aktivoituminen tekee reunoista jyrkempiä ja siten ranka on vakaampi kuin matalammilla lihasten aktivaatiotasolla. (Reeves ym. 2007, 268.)

Tilanne ei kuitenkaan ole välttämättä sama dynaamisissa tehtävissä, kuten tasapainon ylläpitämisessä. Reeves ym. (2006) tekivät tutkimuksen, jossa he pyysivät tutkimuskohteita säilyttämään tasapainonsa epästabiiililla alustalla. Tulos oli, että normaalilla keskivartalon lihasaktivaatiotasolla tasapaino säilyi hyvin, mutta mikäli lihasaktivaatiota l. jäykkyyttä lisättiin liikaa, tasapainon säilyttäminen joissakin tapauksissa ei onnistunut enää ollenkaan. Reeves ym. huomasivat myös, että liioiteltu lihaskontraktio aiheutti suurempaa nikamasiirtymää tasapainotehtävän aikana kuin normaali lihasaktivaatio. Syyksi tähän on esitetty motorisen kontrollin häiriötä kuormitusolosuhteissa, jolloin liiallinen lihaskontraktio ja väärä stabilaation malli saakin aikaan vielä suuremman nikamasiirtymän. (Preuss & Fung 2005, 17; Reeves ym. 2007, 267.)

### 3.2.3 Stabiloinnin strategiat

Vaikka antagonistilihasten toonisella kontraktiolla saadaan aikaan riittävä staattinen stabiliteetti, liikkeen aikana tarvitaan huomattavasti vaativampia lihasaktiiviteetin malleja stabiliteetin ylläpitämiseksi. Tämän huomasimme Reeves ym. (2006) tutkimuksesta. Esimerkiksi kävellessä ei normaalisti ylläpidetä toonista lihasaktiiviteettia, vaan lihasaktiivisuus muuttlee kävelysyklin vaiheen mukaan. (Hodges & Cholewicki 2007, 491.) Dynaamisen stabiliteetin säätelyssä voidaan ottaa käyttöön myös termit velttous (inertia) ja joustaminen (damping) (Hodges & Cholewicki 2007, 495).

Keskushermosto voi käyttää velttoutta strategiana esimerkiksi yläraajan liikkeessä. Yläraajaa liikuttaessa keskivartalo mukailee yläraajan liikettä vastakkaiseen suuntaan raajan liikkeeseen nähden (Hodges & Cholewicki 2007, 495). Staattisessa mielessä olisi validia yhteiskontraktoida keskivartalon lihakset. Tilanne on kuitenkin dynaaminen, jolloin lihakset aktivoituvat vaiheittain agonisti- ja antagonistipuolen aktiivisuutta vaihdellen muutosten mukaan. (Hodges & Cholewicki 2007, 491.)

Mikäli ainoana stabiloivana strategiana olisi tooninen antagonistilihasten yhteiskontraktio, olisi häiriöiden aiheuttama vastavoima suuri. Esimerkiksi jos lentokone osuu jäykkään Näsinneulaan, rakennelma sortuu. Mikäli Näsinneula olisikin rakennettu joustavasta materiaalista, joka mukailisi siihen kohdistettuja voimia, rakennelma pysyisi pystyssä. Mok ym. (2004) totesivat, että alaselkäkipupotilaat käyttävät vähemmän mukailevaa strategiaa yläraajan liikkeen yhteydessä, mikä todennäköisesti aiheuttaa suurempia siirtymiä ja vaurioittaa rankaa (Hodges & Cholewicki 2007, 495). Voidaan siis sanoa, että rangan kontrolloitu liike on parempi strategia kuin yksinkertainen rangan jäykistäminen.

#### 3.2.4 Translaation kontrolli

Rotaation lisäksi myös intervertebraalinen translaatio pitää kontrolloida liikkeen aikana. Radiologiset löydökset ovat osoittaneet, että henkilöillä, joilla on klinisiä merkkejä instabiliteetista esiintyy liiallista translatorista segmentaalista liikettä. (Hodges & Cholewicki 2007, 494.)

Passiivinen järjestelmä toimii osaltaan translatorisen liikkeen kontrolloijana. Esimerkiksi fasettinivelet toimivat posteroanteriorisen translaation rajoittajana seisoma-asennossa. Passiivisen järjestelmän osallisuudesta huolimatta lihakset ovat edelleen pääosassa. (Hodges & Cholewicki 2007, 494.)

Vaikka translaatiosuunnat on jätetty matemaattisen ongelmallisuuden vuoksi pois stabiilaation malleista on kuitenkin osoitettu, että joidenkin lihasten suunta on ideaalinen kontrolloimaan translaatiota. Esimerkiksi Potvin ym. (1991) osoittivat, että usealla keskivartalon lihaksella on pieni voimavektori translaatiosuuntaan. (Hodges & Cholewicki 2007, 494.)

Vaikka pinnallisten lihasten yhteiskontraktio vaikuttaa translatoriseen liikkeen kontrolliin, lihakset kuten pallea, transversus abdominis ja multifidukset voivat tuottaa vaihtoehtoisen kontrollin strategian. Viimeaikaiset tutkimukset ovat osoittaneet, että m. transversus abdominiksen, pallean ja lantionpohjan lihasten kontraktio lisää intra-abdominaalista painetta, mikä taas lisää posteroanteriorisen translaation stabiliteettia. Panjabi esittää, että multifiduksilla olisi mahdollisuus tarkkaan intervertebraalisen translaation kontrolliin. Kadaavereilla on myös tutkittu thoracolumbaalisen fascian keskimmäisen kerroksen stabiloivan translatorista liikettä fleksio-ekstensio suunnassa (Hodges & Cholewicki 2007, 495). Lihaksiin ja faskioihin palaamme tarkemmin anatomian osuudessa.

### 3.3 Panjabin instabiliteetin määritelmä

Panjabi (1992) määrittelee instabiliteetin stabiloivien järjestelmien kyvyttömyydeksi ylläpitää rangan nikamienvälisen liikesegmenttien väliset neutraalialueet fysiologisissa rajoissa. Panjabi sulkee kuitenkin pois tilanteet, joissa ilmenee selkeitä neurologisia vajeita, lamaannuttavaa kipua tai suuria epämuodostumia. (O'Sullivan 2000, 3; Panjabi 2003, 371.)

Panjabin oletamus perustuu siihen, että rangan segmentin kuormituksesta johtuva siirtymä ei ole lineaarista ja siten ennalta-aavistettavaa. Liike tapahtuu neutraalialueella minimaalista sisäistä vastusta vastaan, sillä ligamenttirakenteet (passiivinen järjestelmä) rajoittavat liikettä vasta liikeradan loppuvaiheessa. Näin ollen rangan neutraaliasento tuottaa Panjabin mukaan stabiliteetin säilyttämiselle suuren ongelman, sillä koko järjestelmä on tällöin

riippuvainen lihaksiston kyvystä ylläpitää segmentaalinen liike fysiologiassa rajoissa. Näin ollen kliinisen instabiliteetin voidaan arvella liittyvän lihasjärjestelmän ja neuraalisen säätelyjärjestelmän tehottomuuteen. (Panjabi 1992a, 387; Richardson ym. 2004, 26.)

Panjabi (1992a) jakaa selkärankaa stabiloivat järjestelmät kolmeen osaan. Passiivinen järjestelmä pitää sisällään kaikki liikettä tuottamattomat rangan osat, kuten nikamavälilevyt, rangan ligamenttirakenteet, fasettinivelet ja rangan luiset rakenteet. Toinen rankaa stabiloiva järjestelmä on aktiivinen järjestelmä, joka pitää sisällään rangan stabilointiin vaikuttavat lihakset ja niiden jänneliitokset. Kolmas on neuraalinen säätelyjärjestelmä, joka vastaa aktiivisen järjestelmän toiminnasta dynaamisen stabilaation säätelyssä. (Panjabi 1992a, 385; O'Sullivan 2000, 3; McConnell 2002, 184; Panjabi 2003, 372-377.)

### 3.3.1 Neutraalialue ja elastinen alue

Rangan biomekaaniset tutkimukset ovat demonstroineet, että rangan normaalin fysiologisen liikeradan sisällä olisi kaksi osaa. Näitä kahta liikeradan osaa nimitetään neutraalialueeksi (Neutral zone, NZ) ja elastiseksi alueeksi (Elastic zone, EZ) (Panjabi 1992b, 391-392; Jemmett ym. 2004, 203). Neutraalialue on se fysiologisen liikeradan osa, jossa rangan liikesegmenttien välinen passiivisen ja aktiivisen järjestelmän tuottama resistanssi on pienintä (Panjabi 2003, 373; Gay ym. 2005, 914). Teoriassa neutraalialue viittaa väljyyteen liikesegmentin neutraaliasennon läheisyydessä (Gay ym. 2005, 914). Elastinen alue alkaa siitä, mihin neutraalialue päättyy ja loppuu koko fysiologisen liikealueen loppuun (Demoulin ym. 2007, 679).

Laboratoriotutkimukset ovat osoittaneet, että rangan kliininen instabiliteetti ilmenee liiallisena segmentaalisena liikkeenä nimenomaan fysiologisen liikeradan alussa, lähellä rangan neutraaliasentoa eli neutraalialueella, jolloin passiivisen järjestelmän tarjoama stabilaatio on pienintä. (Cholewicki & McGill 1996, 2-3; McConnell 2002, 184; Jemmett ym. 2004, 203) In vitro on myös



havaittu, että neutraalialue pienenee lannerankaan vaikuttavaa aktiivista stabiloivaa järjestelmää aktivoitaessa (Gay ym. 2005, 915).

Neutraalialueen määrän suhteessa koko segmentin liikelaajuuden määrään on välillä ajateltu olevan instabiliteetin indeksi, sillä se kuvastaa nivelen väljyyttä prosentuaalisesti koko liikeradalta. Biomekaaniset tutkimukset osoittavat, että paras määritelmä rangan instabiliteetille on vähentynyt jäykkyys I. kyvyttömyys pitää neutraalialueet fysiologisissa rajoissa ja että suurentunut neutraalialue on hyvä indikaattori instabiliteetille. (Adams ym. 2006, 170-171.)

## 4 INSTABILITEETIN AIHEUTTAJAT

### 4.1 Passiivisen järjestelmän toimintahäiriöt

Rangan instabiliteettia voivat aiheuttaa erilaiset traumat, fatiikki, kuormitusmuutokset, degeneraatio ja/tai sairaus jossakin rangan stabilaatioon vaikuttavasta kolmesta alasysteemistä. Neuraalinen säätelyjärjestelmä pyrkii kompensoimaan näistä aiheutuvia muutoksia aktiivisen järjestelmän strategioiden muutoksilla, mutta vaikka rangan aikaisempi stabiliteetin taso voitaisiinkin saavuttaa uudelleen, vauriosta aiheutuneet seuraukset, kuten degeneraation kiihtyminen, spasmit ja fatiikki eivät välttämättä parane. Loppujen lopuksi seurauksena voi olla krooninen toimintahäiriö tai kipu. (Panjabi 1992a, 385.)

Toimintahäiriön passiivisessa järjestelmässä voi olla seurausta mekaanisesta vauriosta, kuten esimerkiksi ligamenttien liiasta venymisestä, välilevyn vaurioitumisesta ja murtumista päätelevyissä. Vaurio voi johtua rakenteiden liiallisesta kuormittumisesta, korkean iän aiheuttamasta normaalista degeneraatiosta tai degeneratiivisesta sairaudesta. Yleisesti sanottuna kaikki passiiviseen järjestelmään vaikuttavat toimintahäiriöt vähentävät sen kykyä kantaa kuormia ja stabiloida siihen kuuluvia rakenteita. (Panjabi 1992a, 386.)

#### 4.1.1 Välilevyperäinen instabiliteetti

Välilevyn degeneraatiosta johtuva instabiliteetti ilmenee usein kipuna liikkeen aikana. Välilevyperäisen instabiliteetin yhteydessä kivun oletetaan johtuvan liian suuresta epänormaalista nikamienvälisestä liikkeestä. Epänormaali liike voi tarkoittaa joko liiallista angulaarista rotaatioliikettä tai liiallista translatorista liikettä liikesegmentin osien välillä. Translatorisessa liukumisessa nikamat liikkuvat horisontaalisesti toisiinsa nähden. (Zhao ym. 2005, 2621.)

Laboratoriotutkimuksissa on saatu selville, minkä verran rangan sidekudokset kestävät intervertebraalista liikettä (Zhao ym. 2005, 2621). Hayes ym. (1989) määrittivät lannerangan (L1-S1) segmenttien välisen translaation normaaliksi määräksi 3mm ja rotaation määräksi 14 astetta. White ym. (1978) määrittivät vastaavien liikkeiden määräksi 3mm ja 13 astetta. Kanayama ym. (1996) saivat tulokseksi 4mm ja 10 astetta segmenteissä välillä L1-L5 (Alam 2002, 52).

Joidenkin lähteiden mukaan sagittaalinen translaatio on liiallista, mikäli se ylittää 3mm, kun taas toisten lähteiden mukaan translatorinen liike on epänormaalia vasta 4,5-5mm liikkeessä (Panjabi 2003, 372; Demoulin ym. 2007, 678). Panjabin mukaan sagittaalinen rotaatio ei saisi ylittää 15 astetta tasoilla L1-L2, L2-L3, L3-L4, 20 astetta tasolla L4-L5 ja 25 astetta tasolla L5-S1 (Panjabi 2003, 372). Mittaukset on tehty fleksio-ekstensio radiografiolla. Yleisimmin degeneraatiosta johtuvaa instabiliteettia ilmenee L4-L5 ja L5-S1 segmenteissä (Alam 2002, 50).

Passiivisista rakenteista välilevyt tuottavat pääasiallisen vastuksen rangan segmenttien väliselle neutraalialueen liikkeelle (Zhao ym. 2005, 2621; Cano-Gómez ym. 2008, 38). Välilevyjen degeneraatio on erityisesti degeneraation aikaisessa vaiheessa liitetty usein instabiliteetin aiheuttajaksi, sillä degeneratiivisten muutosten johdosta ranka menettää jäykkyyttään ja neutraalialue voi kasvaa (Zhao ym. 2005, 2621). Neutraalialueen ja kokonaisliikeradan suhdetta on usein pidetty instabiliteetin indikaattorina, joten tästä voimme päätellä, että välilevyjen degeneraatio lisää riskiä segmentaaliseen instabiliteettiin (Panjabi 2003, 377-378; Zhao ym. 2005, 2621). Todellisuudessa on kuitenkin todella vaikeaa määritellä neutraalialueen kokoa suhteessa koko liikerataan (Demoulin ym. 2007, 679).

Välilevydegeneraatio on etenevä tila, joka vaikuttaa välilevyn kykyyn kantaa kuormia ja vastata rangan vaatimuksiin liikkeen aikana. Epänormaalit mekaaniset kuormitukset ja liikemallit on perinteisesti liitetty rangan degeneratiivisiin muutoksiin, mutta myös iän mukainen luonnollinen degeneraatio aiheuttaa samanlaisia muutoksia. (Ruberté ym. 2009, 341.)

Jotta olisi mahdollista ymmärtää välilevydegeneraation vaikutus instabiliteettiin, tulee ensin selvittää, miten degeneraatio vaikuttaa välilevyyn ja rangan biomekaniikkaan.

Normaali välilevy sisältää nucleus pulposuksen, joka yhdessä annulus fibrosuksen sisempien kerrosten kanssa pitää yllä välilevyn hydrostaattista painetta. Välilevyn vanhetessa ja kuluessa nucleus menettää nestepitoisuuttaan ja tulee fibroottiseksi ja jäykistyy. Hydrostaattisen paineen vähetessä kompressiivoimien paineen jakautuminen välilevyssä häiriintyy. (Zhao ym. 2005, 2622; Adams ym. 2006, 171.)

Dehydraatiosta ja välilevyn degeneroitumisesta sekä päätelevyjen mahdollisista muutoksista johtuva välilevyn madaltuminen johtaa rangan ligamenttien kollageenisäikeiden löystymiseen. Erityisesti jännitystään menettävät ligamentum flavum ja longitudinaaliset ligamentit (Brown ym. 2002, 918). Ligamenttien löystyminen mahdollistaa liiallisen liikkeen fleksioon, lateraalifleksioon ja translatorisesti. Myös epänormaalin suurta liikettä koko liikeradan osalta, asymmetriaa, liiallista sagittaalista translaatiota ja epänormaalia paineenjakautumista on raportoitu välilevydegeneraation yhteydessä (Zhao ym. 2005, 2622; Ruberté ym. 2009, 341). Tukirakenteiden löystyminen heikentää rangan kykyä vastustaa taivutusliikkeen aiheuttamia kuormitusmuutoksia (Zhao ym. 2005, 2622; Leone ym. 2007, 66).

Välilevydegeneraation ja instabiliteetin yhteys ei ole kuitenkaan täysin yksiselitteinen, sillä jotkin degeneratiiviset muutokset, kuten resorptio ja osteofyytit aiheuttavat instabiliteetin sijaan intervertebraalisen liikkeen vähenemistä. Tästä syystä instabiliteetin on ajateltu olevan keskimääräinen kolmesta rangan degeneraation vaiheesta. Ensimmäinen vaihe on toimintahäiriö, josta degeneratiivinen prosessi alkaa ja viimeinen vaihe on uudelleen stabiloinnin vaihe, jolloin muutokset aiheuttavat rangan jäykistymisen. Voidaan siis sanoa, että välilevydegeneraatiossa on sekä instabiliteettia että liikesegenttien välistä hypomobilettia riippuen degeneraation vaiheesta. (Alam 2002, 49; Brown ym. 2002, 918; Zhao ym. 2005, 2622; Leone ym. 2007, 67; Cano-Gómez ym. 2008, 37; Leone ym. 2009, 530.)

#### 4.1.2 Degeneraation vaiheet

Degeneraation ensimmäinen vaihe on toimintahäiriö, jonka aikana se lannerangan osa, johon toimintahäiriö vaikuttaa ei toimi normaalilla tavalla. Tällöin patologiset muutokset ovat vähäisiä eikä kipua välttämättä ilmene. (Alam 2002, 49; Cano-Gómez ym. 2008, 39; Leone ym. 2009, 530.)

Toisessa vaiheessa välilevyn korkeus on vähentynyt ja nucleuksen ja annuluksen välinen ero ei ole enää niin selkeä fibroosin ja dehydralisaation vuoksi. Segmenttiä ympäröivät sidekudosrakenteet ja fasettinivelen nivelkapseli ovat löystyneet, mikä johtaa lisääntyneeseen ja epänormaaliin segmentaaliseen liikkeeseen. (Alam 2002, 49; Cano-Gómez ym. 2008, 39; Leone ym. 2009, 530.)

Kolmas vaihe on uudelleen stabilaation vaihe, jossa fibroosi ja osteofyytit stabiloivat degeneroituneen segmentin. Yleistä on myös fasettinivelten lukkiutuminen, joka rajoittaa liikettä entisestään. (Alam 2002, 49; Cano-Gómez ym. 2008, 39; Leone ym. 2009, 530.)

#### 4.1.3 Degeneraation vaikutukset segmentaaliseen liikkeeseen

Kudosten löystymiseen johtavat degeneratiiviset muutokset johtavat normaalista poikkeavaan liikelaajuuteen, liikeratoihin ja instabiliteettiin (Modic ym. 1988, 178; Leone ym. 2009, 530). Zhao ym. (2005) tutkivat välilevydegeneraation vaikutuksia intervertebraaliseen segmentaaliseen liikkeeseen. Tutkimuksessa käytettiin 16 kadaaveria, joiden ikä vaihteli 48 – 90 ikävuoden välillä. Kokeessa vähennettiin välilevyjen korkeutta 1mm ja lisättiin madaltumaa 1,7mm päätelevyjen vaurioittamisella. (Zhao ym. 2005, 2621-2622.)

Lateraalifleksiossa ja fleksiossa sagittaalinen rotaatio lisääntyi 89%-298%. Myös neutraalialueen suhde kokonaisliikerataan lisääntyi 43%-61%.

Translatorinen liike lisääntyi 58%-86% ja rangan jäykkyys taivutuksen aikana väheni 42%-48%. Ekstension välilevyn degeneroituminen ei vaikuttanut tilastollisesti merkittävästi, vaikkakin rotaation keskipiste siirtyi posteriorisesti lähemmäs fasettiniveliä, jolloin paineenjakautuminen muuttuu. (Zhao ym. 2005, 2621.)

Tutkimus tuottaa spesifiä informaatiota välilevyn degeneraation vaikutuksesta rangan liikesegmentteihin, mutta laboratoriotutkimuksia voidaan silti kritisoida siitä, etteivät ne vastaavat todellista "elävän" rangan tilannetta. On todennäköistä, että elävällä ihmisellä ranka adaptoituu välilevyn muutoksiin eivätkä neutraalialueen ja kokonaisliikeradan muutokset todellisuudessa ole näin mittavia.

Tämän tutkimuksen mukaan välilevyjen degeneraatiolla olisi suuri osuus rangan instabiliteettiin. Tutkimus osoittaa myös, miksi instabiliteetti voi olla kivulias. Tutkimus osoittaa, että samat muutokset jotka johtavat instabiliteettiin, johtavat myös paineen kasvuun annulus fibrosuksessa ja hermojuuriaukon alueella. Tämän näkökulman perusteella voidaan olettaa, etteivät instabiliteetille tyypilliset epänormaalit suuret liikkeet ole välttämättä pääasiallinen kivun aiheuttaja, vaan degeneratiiviset muutokset instabiliteetin lisäksi aiheuttavat kivun tunteet muuttuneen biomekaniikan vuoksi. (Zhao ym. 2005, 2629.)

Ruberté ym. (2009) tutkivat välilevyn degeneraation vaikutusta degeneroituneen segmentin yläpuoliseen ja alapuoliseen segmenttiin. Degeneraatio mallinnettiin L4-L5 tasolle ja degeneraatiosta tehtiin kaksi eri vakavuusastetta. Degeneraatio aiheutti biomekaanisia muutoksia degeneroituneessa segmentissä sekä yläpuolisessa ja alapuolisessa segmentissä. (Ruberté ym. 2009, 343.)

L4-L5 segmentissä angulaarinen rotaatio lisääntyi degeneraation alkuvaiheessa ja väheni degeneraation edetessä. Nucleus pulposuksen paine väheni neljänneksen degeneraation alussa ja degeneraation edetessä paine putosi kymmenkertaisesti. Rotaatiosuuntaiset ja Von Mises –kuormat (yleisnimi

mahdollista vauriota aiheuttavalle kuormalle) lisääntyivät degeneraation alkuvaiheessa. (Ruberté ym. 2009, 343.)

L3-L4 segmentissä angulaarinen rotaatio lisääntyi jokaiseen liikesuuntaan degeneraation edetessä 21%-28%. Ekstensiota lukuun ottamatta rotaatiosuuntaiset ja Von Mises -kuormat lisääntyivät annulus fibrosuksen alueella. Rotaatiosuuntaiset paineet lisääntyivät keskivaikean degeneraation kohdalla 30% lateraalifleksiossa ja miltei kymmenkertaistuivat aksiaalisessa rotaatiossa. (Ruberté ym. 2009, 343.)

L5-S1 tasolla segmentaalinen liike oli rajoittunutta kaikissa muissa liikesuunnissa paitsi lateraalifleksiossa keskivaikean degeneraation kohdalla. Välilevyn paineissa ilmeni suuria muutoksia. Keskivaikean degeneraation tapauksessa von Mises -kuorma lisääntyi 50% fleksiossa, 22% ekstensiossa, 21% lateraalifleksiossa ja 103% aksiaalisessa rotaatiossa. Rotaatiosuuntaiset paineet lisääntyivät aksiaalisessa rotaatiossa n.100%. (Ruberté ym. 2009, 344.)

Tutkimustulokset viittaavat siihen, että välilevyn degeneroituminen vaikuttaa sekä degeneroituvaan segmenttiin että sen ylä- ja alapuoliseen segmenttiin. Degeneraatio aiheutti suuren merkittävän muutoksen rangan jäykkyydessä fleksion aikana. Tähän vaikuttaa todennäköisesti välilevyn sidekudosten ja ympäröivien rangan tukikudosten löystyminen. Tutkimustuloksista voidaan päätellä, että degeneraatio voi johtaa instabiliteettiin degeneroituneessa segmentissä sekä sen ylä- ja alapuolisessa segmentissä.

L4-L5 segmentissä sagittaalinen rotaatio lisääntyi aluksi, mutta väheni degeneraation edetessä. Löydös tukee aiemmin esiteltyä rangan degeneraation jakoa kolmeen vaiheeseen. On kuitenkin huomattava, että Wilke ym. (2008) saivat tulokseksi heti degeneraation alusta alkavan sagittaalisen rotaation vähenemisen (Ruberté ym. 2009, 344). Tässä tutkimuksessa on myös nostettava esiin, että liikkeen lisääntymistä tutkittiin koko liikeradan osalta, joten neutraalialue on jätetty kokonaan huomiotta. Tämän pohjalta emme siis voi päätellä mitään degeneraation ylä- ja alapuolisen segmentin neutraalialueen ja koko liikeradan suhteesta.

Panjabi ym. (1984) löysivät merkittäviä muutoksia rangon liikkeessä annulus fibrosuksen ja nucleus pulposuksen vaurioiden yhteydessä. Testit tehtiin kolmessa eri tilanteessa: vaurioitumattomalla välilevyllä, annuluksen vasemman puolen vaurioittamisen jälkeen sekä yhdessä annuluksen vaurioittamisen ja nucleuksen poistamisen jälkeen. Merkittävimmän muutoksen aiheutti annuluksen vaurio yhdistettynä nucleuksen poistamiseen. Tilastollisesti merkittäviä muutoksia oli fleksion lisääntyminen noin neljästä asteesta noin seitsemään asteeseen ja lateraalirotaation lisääntyminen noin kolmesta asteesta noin kuuteen asteeseen. (Panjabi 2003, 373-374.)

#### 4.1.4 Degeneraatiosta johtuvan instabiliteetin kritiikkiä

Välilevydegeneraation ja siitä johtuvan epänormaalien suuren intervertebraalisen liikkeen yhdistäminen selkäkipuun on luonnollisesti johtanut päättelyyn, jonka mukaan ylimääräinen liike eli instabiliteetti olisi kivun aiheuttaja. Tästä huolimatta spondylodeesin (leikkaustekniikka, jossa liitetään yksi tai useampi nikama toisiinsa) ja non-invasiivisten instabiliteetin hoitomuotojen kliiniset tulokset ovat olleet heikkoja. (Mulholland 2008, 619.)

Tulokset, joissa nikamien fuusioiminen ei ole auttanut kivuntuntemuksiin on johtanut epäilyksiin siitä, ettei kipu olisikaan välttämättä epänormaalista liikkeestä johtuvaa, vaan kivun aiheuttajana olisivat epänormaalit kuormitusolosuhteet. (Mulholland 2008, 619-622.)

Mikäli välilevyn isotrooppiset ominaisuudet häiriintyvät välilevyn degeneraation myötä eikä välilevy enää kykene jakamaan kuormia tasaisesti koko välilevyllä, kiputiloja saattaa ilmetä muuttuneiden kuormitusolosuhteiden takia. Usean nivelen kohdalla ollaan aiemmin tultu tuloksiin, jotka viittaavat siihen, että häiriintynyt paineen jakautuminen nivelen sisällä aiheuttaa kipua. On siis hyvin mahdollista, että vastaava pätee myös selän tapauksessa (Mulholland 2008, 622). Mulhollandin mukaan pitäisikin siis miettiä, onko kysymyksessä



kuormituksen muutoksesta vai ylimääräisestä segmentaalisesta liikkeestä johtuva kiputila.

#### 4.2 Kivun aiheuttamat toimintahäiriöt

Kuten jo aiemmin on todettu, neuraalisen säätelyjärjestelmän osallisuus stabiliteetin ylläpitämiseen on ensiarvoisen tärkeää. Yksi mahdollinen häiriö neuraalisessa säätelyjärjestelmässä on antaa aktiiviselle järjestelmälle valheellisia käskyjä, jolloin aktiivinen järjestelmä tuottaa liian suuria tai liian pieniä voimia stabiliteetin ylläpitämiseksi. Lihasakiivisuuden säätelyn häiriöt voivat johtaa pehmytkudosvaurioihin ja kipuun. Tällainen häiriö voi olla kysymyksessä silloin, kun raportoidaan akuuttia selkäkipua, joka on ilmennyt jonkin kevyen tehtävän, kuten kynän poimimisen aikana. Useimmiten akuutti kipu ilmenee monimutkaisen yhdistetyn liikkeen aikana, kuten esimerkiksi yhdistetyn rangan fleksion ja rotaation. (Panjabi 1992a, 387.)

Neuraalisen säätelyjärjestelmän häiriö aiheuttaa siis puutteita lihasten motorisessa kontrollissa, mutta sen lisäksi se voi johtaa passiivisen systeemin liialliseen kuormittumiseen aktiivisen systeemin toimimattomuuden vuoksi. Tutkimuksissa on osoitettu, että rangan altistuminen liialliselle kompressiivoimalle huonossa asennossa voi aiheuttaa jo yhdelläkin kerralla välilevyjen herniaatiota. On myös todennäköistä, että mikäli tällainen liike toistuu useaan kertaan vaikkapa työpäivän aikana vaurion mahdollisuus lisääntyy huomattavasti. (Panjabi 1992a, 387; Preuss & Fung 2005, 16.)

##### 4.2.1 Kivun vaikutus neuraaliseen säätelyjärjestelmään

Tällä hetkellä ei ole vielä varmaa, aiheuttaako kipu muutoksia motorisessa kontrollissa vai aiheuttavatko motorisen kontrollin häiriöt kipua. Panjabi (1992) esittää, että hermoston häiriöt ja siitä johtuvat motorisen kontrollin ongelmat johtavat vääränlaisiin lihasten toimintamalleihin ja toistuviin mikrotraumoihin, jotka johtavat kipuun. (Panjabi 1992a, 387; Hodges 2005, 130.)

Näkemyistä jonka mukaan motorisen kontrollin ongelmat aiheuttavat kipua tukevat myös havainnot, joiden mukaan henkilöt, joilla ilmenee koordinaatiohäiriöitä ja hidastuneita reaktioaikoja ulkoisille ärsykkeille on suurempi riski sairastua selkäkipuihin myöhemmällä iällä (Hodges 2005, 130). Otetaan esimerkiksi m. transversus abdominis, jonka liikettä ennakoivan kontraktion on todettu viivästyvän alaselkäkipupotilailla (Hodges & Richardson 1999, 93; Hodges 2005, 130; Ainscough-Potts ym. 2006, 54; Moseley 2007, 517; Marshall & Murphy 2009, 6). Kontraktion viivästyminen seuraa mahdollisesti rangan passiivisten rakenteiden kuormittumisen lisääntymistä ja todennäköisesti kipua (Moseley 2007, 517-518). Voidaan siis olettaa, että neuromuskulaarisen kontrollin muutokset ja häiriöt johtavat selkäkipuihin.

#### 4.2.2 Kivun aiheuttama motorisen kontrollin häiriö

Aiemmat päätelmät eivät kuitenkaan sulje pois sitä vaihtoehtoa, että myös kipu aiheuttaa häiriöitä motorisessa kontrollissa (Hodges 2005, 130; Moseley 2007, 517). Tätä teoriaa on testattu provosoimalla selkäkipuja ja mittaamalla kipupotilaiden abdominaalisten lihasten ajoitusta ja amplitudia yläraajan toiminnoissa. Suurimmat muutokset saatiin aikaan injektoimalla hypertonista suolaliuosta potilaiden lumbaarisiin longissimus -lihaksiin. Injektion jälkeen oireettomien henkilöiden lihaskontrolli muistutti toistuvista alaselkävaikeuksista kärsivien lihaskontrollia, jolloin pinnalliset lihakset aktivoituvat normaalia enemmän, sekä syvien lihasten ennakoiva kontraktio myöhästyy (Hodges 2005, 130; Moseley 2007, 518).

Kirjallisuudessa on esitetty, että motoneuronien refleksi-inhibitiota tapahtuu esimerkiksi turvotuksen ja ligamenttivaurioiden yhteydessä. Lihaksen refleksi-inhibitiio tarkoittaa tilannetta, jossa sensorinen stimulaatio estää lihaksen tahdonalaisen toiminnan tai vaikeuttaa sitä (Hodges & Moseley 2003, 364; Hides 2005, 120; Hodges 2005, 131). Tällainen tilanne ei kuitenkaan välttämättä päde kokeellisesti aiheutetun kivun tapauksessa, jolloin ligamenttivauriota tai turvotusta ei ilmene (Hodges 2005, 131).

Toinen teoria kivun aiheuttamista muutoksista rangan stabiloivissa lihaksissa on motoneuroneiden herkkyyden muutokset. Tutkimuksissa on kuitenkin todettu, etteivät herkkyyden muutokset ole ainoa lihasten aktiviteetin muutosta selittävä tekijä. Mikäli lihasaktivaation muutokset johtuisivat ainoastaan motoneuroneiden herkkyyden muutoksista voitaisiin olettaa, että m. transversus abdominiksen ennakoiva kontraktio säilyisi muuttumattomana kaikkiin yläraajan liikesuuntiin viivästyneenäkin. Tutkimukset ovat kuitenkin osoittaneet, ettei se säily. (Hodges 2005, 132.)

Useat tutkimukset esittävät, että liikkeen suunnitteluun ja suorittamiseen tarkoitetuilla aivoalueilla tapahtuu muutoksia kokeellisesti aiheutetun kivun yhteydessä. Samojen aivoalueiden muutoksia esiintyy myös kroonisesta selkävivusta kärsivillä ihmisillä. Nämä muutokset voivat ainakin osittain selittää kivun aikana tapahtuvia muutoksia lihasaktiivisuudessa, sillä ne vaikuttavat todennäköisesti suoraan liikkeen kontrolliin viivästyneen kontraktion ja reaktioaikojen myötä. (Hodges & Moseley 2003, 364; Hodges 2005, 133-134.)

Alaselkävivussa rangan liikkeiden suoritustarkkuus ja asennon hahmottaminen heikkenee, mikä voi johtua aiemmin esitellyistä lihasaktiviteetin muutoksista. Voidaan siis olettaa, että motorisen kontrollin häiriöt vaikuttavat liikkeen hahmottamiseen ja proprioseptiiviseen tarkkuuteen, jolloin vaurioriski kasvaa entuudestaan. (Hodges 2005, 135.)

Mitkä tahansa muutokset rankaa stabiloivan aktiivisen järjestelmän toiminnassa aiheuttavat rangan kontrollin alentunutta tarkkuutta. Vaikka yllä esitetyt näkemykset eivät välttämättä ole vastuussa motorisen kontrollin muutoksista on

tärkeää tiedostaa, että alaselkäkipupotilailla on motorisen kontrollin häiriöitä, jotka voivat mahdollisesti johtaa lihasaktivaation muutoksiin ja rangan segmenttiin epänormaaliin liikkeeseen ja kuormitusolosuhteisiin. (Hodges 2005. 136.)

#### 4.2.3 Kivun vaikutukset paikallisen lihasjärjestelmän kontrolliin

Useat tutkimukset ovat osoittaneet, että transversus abdominis ja joissakin tapauksissa myös obliquus internus abdominis aktivoituvat ennen m. deltoideusta yläraajan nopeissa aktiivisissa liikkeissä (Hodges ym. 1999, 91; Hodges ym. 2003 362; Gibson ym. 2004, 105; Vasseljen ym. 2006, 911). Tämän ilmiön on tulkittu olevan osa nivelen suojausmekanismia. Kyseisillä keskivartalon lihaksilla on ennakoiva toimintatapa lannerangan stabiliteetin säilyttämiseksi. Tutkittaessa näiden lihasten toimintaa alaselkäkipuisilla kivuttomassa vaiheessa, on havaittu m. transversus abdominiksen toiminnan viivästyneen (Hodges ym. 2003, 362; Richardson ym. 2004, 143; Tsao ym. 2010, 5). Tutkittaessa lumbaarisen multifiduksen säikeiden toimintaa alaselkäkipuisilla, on havaittu sen reaktioajan olevan pidempi kuin terveillä lisättäessä odottamaton kuorma vartalolle. Lisäksi toiminnallisissa tehtävissä alaselkäkipuisilla multifiduksen aktiviteetti on alhaisempi. Selkävun yhteydessä on havaittu myös multifiduksen rakenteellisia muutoksia, kuten poikkipinta-alan pienenemistä ja fatiikin lisääntymistä. Tämä viittaa lihaksen hypoaktiivisuuteen alaselkäkipupotilailla (Hodges ym. 2003, 362).

Viivästynyttä syvien vatsalihasten toimintaa ja koettua kipua tutkivassa tutkimuksessa todetaan 75 %:lla selkäkipuisista koehenkilöistä m. transversus abdominiksen aktivoituvan deltoideuksen jälkeen yläraajan liikkeissä. Myös koetun kivun voimakkuuden (VAS-asteikko) ja m. transversus abdominiksen myöhäisen aktivaation välillä on merkittävä yhteys. (Marshall & Murphy 2009, 6.)

#### 4.2.4 Kivun vaikutukset globaaleiden lihasten kontrolliin

Cholewicki ym. (2005) tutkivat globaaleiden lihasten reaktionopeuksia kuorman vapautumiseen 292:lla yliopistoikäisellä urheilijalla fleksio-, ekstensio- ja sivutaivutussuuntaan. Tutkittavat vastustivat staattisesti lantio tuettuna ylävartaloa esimerkiksi ekstensiosuuntaan vetävää taljalaitetta, josta paino vapautettiin (load-release). Liikesuunnasta riippuen keskivartalon agonisti- ja antagonistilihasten aktivaation lopetus- ja aloitusreaktioajat mitattiin pintaelektrodeilla. 2-3 vuoden kuluttua tehtiin jatkotutkimus, jossa raportoitiin lannerangan kiputilojen syntymisen yhteys keskivartalon lihasten pitkiin reaktioaikoihin; alaselän vamman saaneilla reaktioaika oli keskimäärin 14 millisekuntia pidempi kuin vammattomilla (Cholewicki ym. 2005, 2614). Reeves ym. (2005) suorittivat samalla periaatteella kokeita alaselkäkipupotilaille ja terveille koehenkilöille. Alaselkäkipuisilla pinnallisten lihasten reaktioajat kuorman muutokseen olivat selkeästi pidemmät (Reeves ym. 2005, 57).

#### 4.3 Fatiikin vaikutus rangan instabiliteettiin

Fatiikin eli väsymisen on todettu vaikuttavan lihaskontrolliin, lihasjäykkyyteen ja lihasten refleksivasteisiin. Jokainen edellä mainituista elementeistä kontrolloi rangan stabiliteettia, joten alustavasti voidaan olettaa, että fatiikki vaikuttaa rangan stabiliteettiin. On myös väitetty, että fatiikki vähentää neuromuskulaarisen kontrollin kykyä kontrolloida rangan liikkeitä, mikä voi osaltaan myös vaikeuttaa kykyä ylläpitää stabiliteettia. (Granata ym. 2004, 81-82.)

Tutkimuksessaan Granata ym. (2004) väsyttivät rangan paraspinaaliset lihakset ja tutkivat fatiikin vaikutusta muiden keskivartalon lihasten ja rangan käyttäytymiseen. Fatiikin lisääminen aiheutti paraspinaalilihasten jäykkyyden vähenemisen, mistä syystä tarvittavan stabiliteetin ylläpitämiseen tarvittiin lisääntynyttä antagonistilihasten yhteiskontraktiota. Antagonistilihasten yhteiskontraktion lisääminen aiheutti rangalle normaalia suuremmat kuormitusolosuhteet. Samaan aikaan fatiikin aiheuttama lihasväsymys rajoitti

myös antagonistilihasten kykyä stabiloida rankaa, joka johtaa kasvavaan rangan nurjahduksen ja instabiliteetin riskiin. (Granata ym. 2004, 85-86.)

Tutkimuksen teoreettiset simulaatiot osoittivat, että paraspinaalilihasten väsymys vaarantaa rangan stabiliteetin, mutta neuromuskulaarinen järjestelmä pystyy kompensoimaan puutteita antagonistien yhteiskontraktion avulla hetkellisesti. On kuitenkin otettava huomioon, että antagonististrategia ei ole taloudellinen eikä siksi kykene välttämättä pitämään stabiliteettia yllä toistuvissa ja pitkittyneissä tehtävissä. (Granata ym. 2004, 87.)

Fatiiikista johtuva muutettu lihasten toimintamalli johtaa lisääntyneeseen rangan kompressioon ja siten mahdollisesti liiasta kuormituksesta johtuvaan rangan vaurioon (Granata ym. 2004, 88). Tästä voidaan päätellä, että mikäli paraspinaaliset lihakset ovat heikentyneet ja rangan tarvitsee jokapäiväisissä toimissa ylläpitää antagonististrategiaa on todennäköistä, että lisääntynyt kompressiopaine vaurioittaa esimerkiksi välilevyä, mikä johtaa uusiin ongelmiin ja mahdollisesti kasvavaan instabiliteetin ja kivun riskiin.

Mikäli fatiikki vaikuttaa myös neuromuskulaariseen säätelymekanismiin, seuraa lihasten hidastunutta aktivaatiota ja muita mahdollisia toiminnan häiriöitä. Neuromuskulaarisen toiminnan vajavuudet vaikuttavat suoraan stabiliteetin heikkenemiseen.

Tutkimustuloksista voidaan päätellä, että fatiikki vaikuttaa rangan stabiliteettiin heikentävästi mikäli kuormitus ja lihasten väsymys jatkuvat pidempään tai ovat toistuvia. Pitkään jatkuessaan fatiikki ja antagonististrategian epätaloudellisuus aiheuttavat todennäköisesti sen, ettei rangan aktiivinen järjestelmä kykene ylläpitämään tarvittavaa stabiliteettia. (Granata ym. 2004, 89.)

#### 4.4 Kuormittamattomuuden vaikutus instabiliteettiin

Kuten aikaisemmin olemme todenneet, liiallinen kuormitus aiheuttaa rangan degeneraatiota, instabiliteettia ja kipua. Entä, jos tilanne onkin päinvastainen eikä kuormitusta tule tarpeeksi? Niveliä suojaavilla paikallisilla lihaksilla on taipumusta atrofiaan, joten on hyvin mahdollista, että niiden heikkoudet vaikuttavat nivelrakenteiden rasittumiseen ja myöhemmin vaurioon. (Richardson 2005, 106.)

Ajatus kuormittamattomuuden vaikutuksesta vaurion syntyyn ja instabiliteettiin perustuu siihen, että hermojärjestelmä ei saa painovoimaa ja kuormia koskevaa informaatiota. Tällainen tilanne johtaa painovoimaa vastustavan järjestelmän heikkenemiseen ja toiminnan vajauksiin. Mekanismi voi aiheuttaa vaurion vasta monen vuoden päästä, mutta silti se kannattaa ottaa huomioon. (Richardson 2005, 106.)

Kuormittamattomuus aiheuttaa pitkälle edetessään silmännähtäviä ja palpoiden todettavia muutoksia lihaksistossa. Näitä ovat lihaksen pienentynyt poikkipinta-ala ja atrofia. Kuormittamattomuudesta johtuva atrofia voi aiheuttaa ekstensorilihaksissa hitaiden lihassolujen vähenemistä ja korvautumista nopeammin väsyvillä nopeilla lihassoluilla. Tästä voimme päätellä, että kuormittamattomuus johtaa aikaisempaa suurempaan väsymiseen (Richardson 2005, 107). Fatiikin vaikutusta instabiliteettiin käsitelimme yllä.

#### 4.4.1 Kuormittamattomuuden vaikutus motoriseen järjestelmään

Tutkimuksissa on osoitettu, että gammajärjestelmä on keskeinen elementti lihaksen nivelsuojausmekanismeissa. Gammajärjestelmän avulla lihas vastaa kuormituksen aiheuttamaan proprioseptiiviseen informaatioon. Tutkijat ovat myös todenneet, että painovoimattomuus aiheuttaa muutoksia nimenomaan gammajärjestelmässä. Tästä voidaan päätellä, että kuormittamattomuus vähentää gammamotoneuroneiden aktiiviteettia ja siten heikentää proprioseptiikkaa ja altistaa heikentyneelle nivelsuojausmekanismeille. (Richardson 2005, 108.)



## 5 INSTABILITEETIN KLIININEN OIREKUVA

Instabiliteetti aiheuttaa pääasiassa kroonista tai toistuvaa kipua alaselässä alaraajaoireilla tai ilman (O'Sullivan 2000, 4; Paris & Viti 2007, 386; Tarnanen & Hemminki 2009, 45). Instabiliteetin aiheuttama kivulla ja muilla tuntemuksilla on joitakin tyypillisiä piirteitä, joita pyrimme tuomaan esille seuraavaksi.

Puolet henkilöistä joilla on kliininen instabiliteetti kuvailevat kipujen alkaneen yhdestä tapahtumasta, kun taas toinen puolisko kokee, että kivut ovat seurausta useasta pienestä toistuvasta traumasta tai liikkeestä (O'Sullivan 2000, 5). Potilaat kuvailevat useimmiten tilaansa "toistuvaksi" (70%), "jatkuvaksi" (55%), "lukittavaksi" (20%), selän pettämisen tunteeksi (20%) ja instabiilin tunteeksi (35%). (O'Sullivan 2000, 5.)

Paris (1985) määritteli instabiliteetin fyysisiä tunnusmerkkejä. Näitä olivat esimerkiksi seistessä näkyvä tai palpaatiossa ilmenevä prominentti kohta lannerangan alueella, joka häviää makuuasennossa, keskivartalon lihasten hypertoonisuus seistessä, rangan segmenttien hypermobilius passiivisesti mobilisoitaessa, lannerangan epänormaalit segmentaaliset liikkeet, kuten vapina eteenpäin taivutettaessa, vaikeudet ekstensoida ranka ja lannerangan "pettämisen tuntemukset". (Paris & Viti 2007, 386.)

Fysioterapeuttisen tutkimisen aikana voidaan normaalisti havaita, että rangan aktiiviset liikelaajuudet ovat hyvät eikä kipu ilmene liikeradan loppuvaiheessa, vaan enemmänkin kipukaarimaisesti jossakin liikeradan vaiheessa. Yleisenä instabiliteetin tunnusmerkkinä pidetään myös vaikeutta ekstensoida rankaa eteen taivutuksesta ilman, että potilas tukeutuu käsillä reisiinsä. Saranamaiset rangan segmentit ja segmentaaliset yllättävät muutokset liikkeen aikana liitetään vaikeuksiin hallita segmentaalista liikettä. Neurologiset testit ovat useimmiten negatiivisia. (O'Sullivan 2000, 4.)

Instabiliteetin tapauksessa potilaat eivät useimmiten hyödy tavallisesta lihaskunnon harjoittamisesta merkittävästi. Myös manipulaatio- ja

mobilisointitekniikoilla on todettu olevan heikko hoitovaste. Sen sijaan kivun on todettu vähenevän syvien vatsalihasten yhteiskontraktiolla. (O'Sullivan 2000, 4.)

Ligamenttien heikentymisestä ja venymisestä johtuvan kivun tunnusmerkit ovat tunnettuja. Kipu alkaa epämääräisenä särkynä alaselässä. Noin viikon aikana kipu tuntuu normaalisti leviävän lanneselän lihaksiin. Todennäköisesti kivun leviämisen tunne johtuu lihasten suojaännityksestä. Instabiliteetin yhteydessä kivun tunne helpottaa asentoa vaihtaessa ja liikkeen aikana. (Sahrmann 2002, 75; Paris & Viti 2007, 386) Lanneselän kiputilat aiheuttavat yleensä suuren toiminnallisen haitan (O'Sullivan 2000, 5).

Ligamenttivauriot pitävät sisällään myös aiemmin esiteltyt välilevyn degeneratiiviset muutokset, jolloin on mahdollista, että neurologisia oireita ilmenee stenoosin vuoksi jonkin rangan rakenteen painaessa hermojuurta. Tällainen oire voi olla esimerkiksi säteilykipu alaraajassa (Paris & Viti 2007, 386.)

### 5.1 Lannerangan segmentaalisen instabiliteetin kaavat

Tutkimuksissa on todettu, että rangan segmentin vaurion sijainnista voidaan radiologisesti päätellä, mihin suuntaan ranka on instabiili (Dupuis ym. 1985, 262). Lannerangan kuuden vapaan suunnan takia tulee kuitenkin huomata, että olisi epätodennäköistä, että mikään liikehäiriö esiintyisi yksinään (O'Sullivan 2000, 4).

Fleksio-, ekstensio-, lateraalsiirtymämallit, sekä monisuuntainen malli ovat kliinisten havaintojen kautta todettu käyttökelpoisiksi. Niitä voidaan käyttää apuvälineenä kliinisessä havainnoinnissa. Tuoreet tutkimustulokset osoittavat, että terapeutit, joilla on hyvät tiedot O'Sullivanin kaavajaottelusta pystyvät luotettavasti jakamaan potilaita epäspesifin selkäkivun alaryhmiin. (O'Sullivan 2000, 4; Fersum ym. 2008, 6.)

### 5.1.1 Fleksiomalli

Fleksiokaava on yleisimmin havaittu. Tällöin potilas valittaa sentraalisesta selkäkivusta ja paikantaa vaurion joko yhteen tiettyyn fleksio- rotaatiotilanteeseen tai toistuviin tilanteisiin, jossa yhdistyvät rangan fleksio ja rotaatio. Potilaat kokevat yleensä kipua samoissa liikkeissä, joissa vaurio on alkanut ja kokevat vaikeuksia pitää rankaa fleksoidussa asennossa. (O'Sullivan 2000, 5.)

Lannerangan normaali lordoosi on usein suoristunut instabiilin segmentin kohdalta. Suoristunut lordoosi näkyy jo seistessä, mutta korostuu entisestään istuessa, jolloin potilaalla on usein tapana kääntää lantiota posterioriseen tiltiin. Lannerangan segmentaalisesti suoristunut lordoosi oikenee entisestään rankaa fleksoidessa samalla, kun m. erector spinaen ylemmät lumbaariset osat ja alemmat thorakaaliset osat aktivoituvat lisäämään lordoosia alueellaan. (O'Sullivan 2000, 5.)

Rangan fleksiossa ilmenee usein oiresegmenttien suurempaa fleksoitumista suhteessa oireettomiin segmentteihin. Samalla kipukaarioire tulee ennen liikeradan loppuun pääsyä ja rangan palauttaminen neutraaliasaentoon ilman käsien avustusta ei onnistu. (O'Sullivan 2000, 5.)

Rankaa ekstensoidessa oireellisen segmentin ekstensio on usein vajavainen. Spesifit liiketestit osoittavat, että rangan posturaalinen kontrolli on heikentynyt ja rangan neutraaliasennon hallinta on vaikeaa. Tarkat lihasvoiman testit ovat osoittaneet, että potilailla on vaikeuksia aktivoida multifiduksia instabiilin segmentin kohdalla rangan ollessa neutraaliasennossa. Osalla potilaista on ongelmia ylipäättään saada aikaan lannerangan normaali lordoosi. (O'Sullivan 2000, 5.)

### 5.1.2 Ekstensiomalli

Toinen tyypillinen malli aiheutuu useimmiten ekstension ja rotaation toistuvista yhdistelmistä esimerkiksi urheilussa. Kipuoireet tulevat tyypillisesti esiin ekstensiossa tai ekstension ja rotaation yhdistelmässä ja joskus myös seistessä, kurotettaessa tai nopean kävelyn aikana. (O'Sullivan 2000, 6.)

Seistessä ilmenee usein lannerangan suurentunut lordoosi instabiilin segmentin kohdalla. Instabiilin segmentin alueella saattaa myös ilmetä suurentunutta toonista lihasaktiiviteettia, mistä syystä lihakset voivat olla silmiinpistävästi esillä. Toisin kuin fleksiomallissa, ekstensiomallissa lantio on usein anteriorisesti kallellaan. (O'Sullivan 2000, 6.)

Mikäli rankaa ekstensoidaan aktiivisesti, saattaa potilaalla ilmetä segmentaalista saranamaisuutta instabiilissa segmentissä ja rangan epänormaalia suoruutta "saranakohdan" yläpuolella. Eteenpäin taivutettaessa potilas saattaa yrittää pitää rankaa luonnottomassa lordoosissa rangan taivutuksen puoleen väliin asti, jolloin tulee yhtäkkinen lordoosin menetys useimmiten kipukaarioireella. Palattaessa neutraaliasentoon lanneranka on usein korostuneen lordoottinen ennen täyttä pystyasentoa. (O'Sullivan 2000, 6.)

Samoin kuin fleksiokaavassa, myös ekstensiokaavan tapauksessa on kivuliasta ekstensoida rankaa eteentaivutuksen jälkeen. On yleistä, että myös ekstensiokaavassa tukeudutaan käsiin asentoa suoristettaessa. (O'Sullivan 2000, 6.)

M. erector spinaen lumbaariset osat ovat hypertoonisia verrattuna normaaliin tilanteeseen ja testattaessa lannerankaa tukevat syvät lihakset eivät aktivoidu tukemaan rankaa normaalilla tavalla. Tällöin voidaan havaita liiallista ekstensoitumista ja rotaatiota instabiilin segmentin alueella. (O'Sullivan 2000, 6.)

Spesifit lihastestit osoittavat usein kyvyttömyyttä kontraktoida multifiduslihaksia yhteistyössä muiden syvien keskivartalon lihasten kanssa lannerangan neutraaliasennossa. Sen sijaan potilas saattaa lukita rankansa suoristuneeseen lordoosiin ”bracing” tekniikalla. Tällöin syvien lihasten sijasta aktivoituvat pinnalliset lihakset, kuten erector spinae ja rectus abdominis. Kuten aiemmin olemme todenneet, tämä aiheuttaa liiallista painetta välilevyille ja haittaa hengitystä. (O’Sullivan 2000, 6.)

### 5.1.3 Lateraalsiirtymämalli

Lateraalisen siirtymän tapauksessa kipu ja oire ovat useimmiten vain toispuoleisia. Yleinen oire on toispuoleinen kipu potilaan yrittäessä kurkottaa kohti jotakin esinettä tai kiertäessään rankaa silloin, kun lanneranka on fleksiossa. Usein liike, jossa ilmenee kipua on sama kuin se, jossa potilas kokee vaurioittaneensa selkensä. (O’Sullivan 2000, 6.)

Yleinen havainto potilaan seistessä on lannerangan lordoosin suoristuminen segmentaalisesti kipualueella, sekä lateraalinen siirtymä samassa kohdassa. Multifiduksia palpoidessa potilaan seistessä saatetaan huomata toonista aktiviteettia lateraalsiirtymän puolella ja heikentyntä aktiviteettia tai atrofiaa vastakkaisella puolella. (O’Sullivan 2000, 7.)

Lateraalinen siirtymä korostuu, kun potilas seisoo siirtymän puoleisella jalalla. Kipukaarioire ja siirtymän korostuminen saattavat ilmetä rangon fleksion aikana. On myös havaittu, että rangon kontrolli on heikentynyt siirtymäpuolella. Potilaalla saattaa tällöin olla tapana siirtää painoaan enemmän siirtymän puoleiselle alaraajalle esimerkiksi noustessaan seisomaan. (O’Sullivan 2000, 8.)

#### 5.1.4 Monisuuntainen malli

Monisuuntaisessa mallissa taustalla on usein vakavampi rangan vaurio ja huomattavasti kipua. Potilas ei osaa osoittaa tiettyä liikesuuntaa, joka provosoisi kipua, vaan oire ilmenee useammassa suunnassa. Rangan lukkiutumisen tunnetta on usein, mikäli potilaan ranka on pitkään fleksiossa, rotaatiossa tai ekstensiossa. Potilailla voi olla mikä tahansa edellä esitellyistä virheellisistä asentomalleista. Suurentunutta segmentaalista siirtymää ja saranamaisuutta voidaan havaita missä tahansa liikesuunnassa. Samalla kaikissa liikesuunnissa ilmenee myös kipua ja mahdollisia selkälihasten spasmeja. (O'Sullivan 2000, 8.)

Potilailla on todennäköisesti suuria vaikeuksia ylläpitää lannerangan neutraaliasentoa ja yritykset aktivoida syviä lihaksia ylläpitämään asentoa aiheuttavat useimmiten pinnallisten lihasten osallistumista kontraktioon, mikä voi aiheuttaa liikaa painetta rangan sidekudoksille ja välilevyille, vaikeuttaa hengitystä ja liikettä, sekä provosoida lisää kipua. Palpoidessa voidaan havaita, että rangan oireelliset segmentit liikkuvat normaalia enemmän jokaiseen palpoitavaan suuntaan. (O'Sullivan 2000, 9.)

## 6 INSTABILITEETIN DIAGNOSOINTI

### 6.1 Lannerangan passiiviset aksessoriset liikkeet (PAIVM) (Liite 1)

Lannerangan PAIVM (passive accessory intervertebral motion) –testissä testattava makaa mahallaan hoitopöydällä ja testaja painaa anteriorisesti peukalolla tai os pisiformen kohdalla testattavan lannenikamien processus spinosusten päältä tai sen vierestä vuorotellen alimmasta ylimpään. Testin validiteettia ei ole kuitenkaan vielä yleisesti hyväksytty, sillä kirjallisuudessa on todella laaja kirjo erilaisia testituloksia ja tuntemuksia, joita testattavan tulisi havaita (Abbott ym. 2009, 37. Maher ym. 1998, 297). On kuitenkin ilmennyt, että keskeisiä havaintoja ovat passiivisen segmentaalisen liikkeen määrä ja voima, jolla passiivinen liike saadaan aikaan (Maher ym. 1998, 291), sekä testattavan kiputuntemukset. (Abbott ym. 2009, 39.)

Hicks ym. (2003) saivat lannerangan segmentin mobiliteetin testaamisen reliabiliteetiksi todella alhaiset lukemat (-0.2 – 0.26). He ehdottavat, että alhaiseen tulokseen saattaa vaikuttaa testattavan segmentin paikantamisen ongelmat. Sen sijaan kipuprovokaation reliabiliteetti mobiliteetin testien aikana on molemmissa hieman suurempi (0.25-0.55). (Hicks ym. 2003, 1860.)

Schneider ym. (2008) saivat mobiliteetin testaamisen reliabiliteetiksi -0.17-0.17, joka viittaa huonoon reliabiliteettiin. Kipuprovokaation reliabiliteetiksi he saivat 0.21-0.73. On huomattava, että PAIVM –testissä testattava on päinmakuulla, jolloin lannenikamien nivelet eivät ole nivelen lepoasennossa, vaan todennäköisesti hieman ekstensoituneena. Tämä seikka saattaa vaikuttaa testitulokseen (Hicks ym. 2003, 1860). Yksi tutkimustuloksiin vaikuttava tekijä saattaa olla myös palpaation heikko sensitiivisyys. McGill (2002) toteaa, että yli puolet kliinikoiden havaitsemasta nikaman liikkeestä saattaa olla vain processus spinosuksen taipumisesta tai painumisesta johtuvaa eikä koko nikamarungon liikettä. (McGill 2002, 232.)

## 6.2 Lannerangan passiiviset fysiologiset liikkeet (PPIVM) (Liite 2)

Testattava makaa hoitopöydällä kyljellään samalla kun testaja tuottaa passiivisen ekstension, fleksion, lateraalifleksion ja rotaation tutkittavan lonkista ja lantiosta. Samaan aikaan tutkija palpoo lannerangan segmentaalista liikettä. (Tarnanen & Hemminki 2009, 45.)

PPIVM -testin validiteetissa ja sensitiivisyydessä on samat ongelmat kuin PAIVM -testissä (Hicks ym. 2003, 1860). Testitulosten mukaan sagittaalista translaatiota on helpompi tutkia tutkittavan ollessa kylkimakuulla kuin esimerkiksi vatsamakuulla tai seisten. Kliinikoiden mukaan liikkeen laadun seuraaminen on ensisijaisen tärkeää instabiliteettia tutkittaessa. Tästä voidaan päätellä, että pelkkä nikamasiirtymä ei ole klinikoille diagnostinen pääkriteeri. PPIVM -testissä segmentaalisen liikkeen laatua voi tutkia helposti (Abbott ym. 2009, 42). Ongelmaksi tulee muodostaa yleisesti hyväksytyt liikkeen laadun normit, jotta testin reliabiliteetti eri terapeuttien välillä saataisiin pidettyä järkevänä.

## 6.3 Passiivinen lannerangan ekstensio (Liite 3)

Testi suoritetaan siten, että testattava makaa vatsallaan hoitopöydällä ja testaja nostaa testattavan molemmat jalat samanaikaisesti noin 30cm korkeuteen testattavan pitäessä polvet suorana. Liikkeen aikana testaja vetää jaloista kevyesti. Testi on positiivinen, mikäli lannerangan alueella ilmenee kipua tai testattavasta tuntuu siltä, että selkä "antaa periksi". (Kasai ym. 2006, 1663-1664.)

Kasai ym. (2006) testastivat passiivisen lannerangan ekstensiotestin spesifisyyttä ja sensitiivisyyttä. He osoittivat, että passiivinen lannerangan ekstensio on spesifi (90.4%) ja tarkka (84.2%) testi lannerangan instabiliteettia diagnosoitaessa. Testihenkilöikseen Kasai ym. olivat valinneet 122 henkilöä, jolle oli ennen testiä tehty radiologiset tutkimukset instabiliteetin löytämiseksi. Henkilöt jaettiin kahteen ryhmään (posit. instabiliteetti ja negat. instabiliteetti)



radiologisten löydösten perusteella. Radiologiset kriteerit olivat Hayes ym. (1989) määrittämä 20 asteen sagittaalinen rotaatio, 5mm translatorinen liike ja muutokset päätelevyn asennossa (Kasai ym. 2006, 1662-1663). On kuitenkin huomattava, että instabiliteetin radiologisessa diagnoosissa on tässäkin tapauksessa käytetty staattisia menetelmiä eikä passiivisen ekstension testi välttämättä korreloi staattisen instabiliteetin kanssa, sillä passiivisen ekstension testi voi päteä myös dynaamisen instabiliteetin tapauksessa.

#### 6.4 Vatsamakuulla tehtävä instabiliteettitesti (Prone instability test) (Liite 4)

Vatsamakuulla tehtävä instabiliteetin testaaminen on klinikoiden yleisesti käyttämä instabiliteetin testimenetelmä. Hicks ym. (2003) testasivat eri segmentaalisen liikkeen testausmuotojen reliabiliteettia ja vatsamakuulla suoritettava instabiliteettitesti sai reliabiliteetin tulokseksi 0.87, joka tarkoittaa miltei täydellistä reliabiliteettia (Hicks ym. 2003, 1861). Schneider ym. (2008) saivat testin reliabiliteetiksi 0.54 (Schneider ym. 2008. 465). Testin tulosten validiteettia ei kuitenkaan ole vielä tieteellisesti todettu, joten siihen emme voi ottaa kantaa. Suuren reliabiliteetin vuoksi olisi hyvä, mikäli saisimme tutkimustuloksia myös testin validiteetista.

Testattaessa potilas makaa mahallaan tutkimuspöydällä siten, että jalat ovat pöydän ulkopuolella ja jalat lepäävät maassa. Testattavan tulee pitää keskivartalon lihakset rentoutuneena. Tutkija painaa jokaista lannenikamaa vuorotellen processus spinosuksesta anteriorisesti sacrumista L1 –nikamaan. Segmentti on instabiili, mikäli testattavalla ilmenee kipua tai testaja tuntee selvästi ylimääräistä anteroposteriorista liikettä. Testattavan kokema kipu on kliinisesti merkittävämpää, sillä ylimääräisen segmentaalisen liikkeen tunnistaminen on todella haastavaa. Tämän vaiheen jälkeen testattava aktivoi selän ekstensorit ja nostaa samalla jalat maasta. Testaja suorittaa saman testin uudelleen. Mikäli ensimmäisessä vaiheessa ilmenee kipua/ylimääräistä segmentaalista liikettä ja toisessa vaiheessa ei, on testi positiivinen. Testi viittaa siihen, että lihakset eivät pysty automaattisesti estämään kivuliasta segmentaalista liikettä. (McGill 2002, 231-232; Hicks ym. 2005 1760; Schneider

ym. 2008, 467-468.) Mikäli positiivinen löydös jää pois testattavan jännittäessä aktiivisesti lihaksiaan on mahdollista, että stabiloivasta harjoittelusta on hyötyä (Hicks ym. 2003, 1861).

## 6.5 Poikkeavat liikemallit

Lannerangan instabiliteetin yhteydessä keho pyrkii erilaisin strategioin kompensoimaan vaurioituneen osan toimintaa jollakin muulla, kuten esimerkiksi liiallisella pinnallisten lihasten kontraktiolla tai muilla avustavilla keinoilla. Näillä keinoilla pyritään pitämään kipua mahdollisimman alhaisena ja tulevat vauriot pieninä. Näitä ominaisuuksia voidaan myös käyttää instabiliteetin diagnosoinnissa.

### 6.5.1 Instabiliteetin merkki (Instability catch sign)

Testissä testattava taivuttaa rankaansa fleksioon niin pitkälle kuin mahdollista ja sen jälkeen palaa pystyasentoon. Mikäli testattava ei kykene palaamaan pystyasentoon selkävivun tai selän pettämisen tunteen vuoksi testi on positiivinen ja viittaa lannerangan instabiliteettiin. (Kasai ym. 2006, 1664.)

Hicks ym. (2003) tutkivat instabiliteetin merkkitestin reliabiliteettia ja saivat tulokseksi vähäisen reliabiliteetin (0.35). Kasai ym. (2006) tutkimuksessa instabiliteetin merkkitestin tarkkuus oli 26.3% ja spesifisyys 85.7%. Tästä voidaan päätellä, että testi on spesifi testaamaan lannerangan instabiliteettia, mutta ei tarkkuuden ja luotettavuuden perusteella erityisen pätevä. (Hicks ym. 2003, 1861; Kasai ym. 2006, 1664.)

### 6.5.2 H ja I –testit

Nämä testit sisältävät sarjan aktiivisia liikkeitä, joiden avulla pyritään löytämään asiaan kuulumattomia liikemalleja tai lihasspasmeja. H –kirjaimen muotoinen testi aloitetaan normaalista keskiasennosta. Kivuton puoli testataan ensimmäiseksi. Tutkittavaa pyydetään tekemään lateraalifleksio kivuttomalle puolelle niin pitkälle kuin mahdollista. Kun lateraalifleksio on mahdollisimman pitkällä, tutkittavaa pyydetään ensin fleksoimaan ja fleksion jälkeen ekstensoimaan lannerankansa (tai toisinpäin, mikäli fleksio on ekstensiota kivuliaampi). Tämän jälkeen tutkittava palaa keskiasentoon ja liikkeet tehdään kivuliaalle puolelle. (Magee 2008, 570.)

I –kirjaimen muotoisessa testissä testattava seisoo alussa jälleen keskiasennossa. Kivuton tai vähemmän kivulias liike (fleksio tai ekstensio) testataan ensimmäisenä. Fleksio tai ekstensio viedään siihen asti, kunnes lantio alkaa liikkua. Tämän jälkeen testattavaa pyydetään viemään rankaa lateraalifleksioon. (Magee 2008, 570.)

Näiden testien tulokset antavat viitettä siitä, missä suunnassa instabiliteettia ilmenee, sillä H- ja I-testit yhdistettäessä usea liikesuunta testataan eri järjestyksessä. Vaikeutuneesta tai rajoittuneesta liikkeestä, kivusta tai testattavan instabiliteetin tunteesta jossakin testin vaiheessa klinikko voi päätellä, millaisesta oireesta on kysymys. (Magee 2008, 570.)

Testien aikana voidaan huomata myös muuttunutta lumbopelvistä rytmiä, äkillinen muutos liikkeessä, kuten liikkeen nopeuden muutos tai rangan rotatoituminen esim. fleksiossa. Nämä voivat viitata segmentaaliseen instabiliteettiin. (Magee 2008, 570.)

Muut poikkeavat liikemallit voit lukea kappaleesta 5.1, jossa eri mallien kohdalla on selitetty, miten liike on mahdollisesti muuttunut instabiliteetin tapauksessa.

## 6.6 Radiologinen diagnosointi

White ja Panjabi (1990) ovat kehittäneet instabiliteetin diagnosoinnin helpottamiseksi listan. Valitettavasti kyseinen lista pätee ainoastaan staattisen instabiliteetin diagnosoinnissa radiografisilla menetelmillä. Tarkistuslistassa jokainen löydös on pisteytetty ja mikäli pistemäärä menee yli viiden, on kliininen instabiliteetti yksi diagnostinen mahdollisuus. (Panjabi 2003, 372.)

Whiten ja Panjabin mukaan diagnosoinnissa otetaan huomioon anterioristen ligamenttirakenteiden vaurio tai toimintakyvyttömyys (2), posterioristen ligamenttirakenteiden vaurio tai toimintakyvyttömyys (2), fleksio-ekstensio radiografialla todettu yli 4,5mm segmentaalinen sagittaalinen translaatio tai yli 15% nikamarungon halkaisijasta (2), yli 15 asteen sagittaalinen rotaatio L1-L2 , L2-L3, L3-L4 –segmenteissä (2), yli 20 asteen rotaatio L4-L5 –segmentissä (2) tai yli 25 asteen rotaatio L5-S1 –segmentissä (2). Leporadiografiassa mitattava yli 4,5mm sagittaalinen translaatio tai yli 15% nikamarungon halkaisijasta (2) tai muuttunut nikamien sagittaalitaso kulma suhteessa toisiinsa (2). Myös cauda equinan vaurio (3) ja tutkittu epänormaali kuormittuminen (1) otetaan huomioon instabiliteetin tarkistuslistassa. (Panjabi 2003, 372.)

Segmentaalisen liikkeen määrissä on kuitenkin variaatioita eri tutkijoiden mukaan. Dupuis ym. (1985) määrittivät sagittaalisen rotaation määräksi jossakin lannerangan segmentissä 10 astetta, kun taas Hayes ym. (1989) määrittivät rotaation 20 asteeseen. Translatorsille liikkeelle Dvorak ym. (1991) määrittivät 3mm määrän, Dupuis ym. 4mm määrän ja Hayes ym. 5mm määrän. (Kasai ym. 2006, 1664) Kanayama ym. (1996) saivat tulokseksi 4mm ja 10 astetta segmenteissä välillä L1-L5 (Alam 2002, 52).

Yksi syy lannerangan instabiliteetin määrittämisen ongelmaan saattaa olla nimenomaan eriävät tulokset siitä, millainen liike on liiallista ja mikä on vain terveen variaatiota. Ennen tulosten yhdenmukaistamista ja ilman selkeitä diagnostisia raameja on turhaa yrittää luoda yhdenmukaisia diagnostisia kriteereitä lannerangan instabiliteettiin edes radiologisilla menetelmillä.

### 6.6.1 Fleksio-ekstensio –radiografia

Funktionaalinen fleksio-ekstensio –radiografia kuvataan sagittaalitasosta eri liikkeen vaiheessa. Tämä menetelmä on käytetyin lannerangan instabiliteetin diagnostinen menetelmä sen kustannustehokkuuden ja helppouden takia. (Leone ym. 2007, 69.) Funktionaalisella kuvauksella nähdään helposti epänormaali liike kahden nikaman välillä staattisessa tilanteessa. Menetelmällä voidaan myös havaita vauriopaikka, joka antaa viitteitä mahdollisen instabiliteetin suunnasta (Alam 2002, 50-51).

Kuvauksen tavoitteena on selvittää sagittaalisen rotaation ja translaation määrää, sekä niiden suhdetta toisiinsa (instabiliteetin indeksi). Menetelmässä on kuitenkin staattisuuden lisäksi myös muita ongelmia, kuten kuvien laatu, translaation määrittämiseen käytetty tekniikka ja samanaikainen nikaman rotaatio saattavat vääristää tuloksia, mikäli nimenomaan translatorista liikettä halutaan tutkia. (Leone ym. 2007, 69.)

Funktionaalinen radiografia suoritetaan yleensä seisoma-asennossa lantio fiksoituna paikalleen (Pitkänen ym. 2002, 632-633). Tutkimustulokset osoittavat, että segmentaalinen liike on seistessä suurempaa kuin makuuasennossa. Wood ym. (1994) ovat kuitenkin osoittaneet, että kylkimakuuasennossa epänormaalin liikkeen määrä olisi suurempaa kuin seisten tehdyssä tutkimuksessa. Yksi mahdollisuus tähän tulokseen on lihasten muuttunut biomekaniikka makuuasennossa, jolloin ne eivät välttämättä voi tukea rankaa samalla tavalla kuin seistessä (Leone ym. 2007, 69).

Nizard ym. (2001) ovat kritisoineet funktionaalista radiografiaa sen vaikean toistettavuuden ja aiemmin mainitsemaamme standardisoinnin puutteen vuoksi (Leone ym. 2007, 69). Shaffer ym. (1990) tekivät tutkimuksen, jonka mukaan jopa hyvälaatuisissa röntgenkuvissa translaation yliarviointia tapahtuu todella usein (Leone ym. 2007, 69). Tämä voi olla syynä siihen, miksi spinaalifuusiot usein epäonnistuvat poistamaan potilaiden kliinisiä selkävun oireita, kuten esimerkiksi kipua (Mulholland 2008, 621).

### 6.6.2 Magneettikuvaus

Magneettikuvausta pidetään yleisesti tarkimpana menetelmänä todeta rangan degeneratiivisia muutoksia. Magneettikuvauksen tulokset voivat olla kliinisesti merkittäviä, kun tutkitaan mahdollista instabiliteettia. Mikäli tulokset voivat viitata instabiliteettiin, ohjataan potilas tarkempaan fleksio-ekstensio radiografiaan. (Alam 2002, 52; Leone ym. 2007, 69-70.)

MR –kuvauksissa voidaan todeta välilevyn degeneratiivisia muutoksia, joita olemme käsitelleet yllä (Leone ym. 2007, 71). Keskustelua luuytimen muutoksista nikamien päätelevyissä suhteessa instabiliteettiin on ollut, mutta tutkimustulosten mukaan muutokset eivät ole merkittäviä instabiliteetin kannalta (Modic ym. 1988, 181). Sen sijaan traktio-osteofyytit (traction spur) ja annulus fibrosuksen repeämät (annular tear) ovat osoittautuneet MR –kuvauksissa kohtuullisen sensitiivisiksi ja spesifeiksi instabiliteettiin viittaaviksi löydöksiksi (Bräm ym. 1998, 21). Repeämät annulus fibrosuksessa ja traktio-osteofyytit ovat indikaatio fleksio-ekstensio radiografiaan (Leone ym. 2007, 71).

MR –kuvauksissa voidaan siis todeta instabiliteettiin viittaavia löydöksiä, mutta itsenäisenä diagnostisena menetelmänä se ei toimi. Ongelmana on myös MR –kuvauksen staattinen luonne, kuvauksessa yleisesti käytetty makuuasento, jolloin ranka ei ole kuormittuneena, sekä vaikeudet todeta validisti lannerangan degeneratiivisten muutosten ja instabiliteetin suhde. (Leone ym. 2007, 72.)

### 6.6.3 CT –kuvaus

CT –kuvaus tuottaa tarkkaa informaatiota rangan degeneratiivisista muutoksista ja fasettinivelten asennosta ja niiden asymmetriasta. Karkady-Willis ja Farfan (1982) kehittivät ns. twist –testin, jossa potilas kiertää rankaa samalla, kun lantio on tiukasti fiksoitu paikalleen. Testin tavoitteena on kuvata epänormaalin suurta liikettä esimerkiksi fasettinivelten välissä tai nikamien suhteessa toisiinsa. Jotkut tutkijat ovat kuitenkin sitä mieltä, että CT –kuvauksella ei ole

kliinistä merkitystä lannerangan instabiliteetin diagnostisena apuna. (Leone ym. 2007. 70.)

## 7 TOIMINNALLINEN ANATOMIA

### 7. 1 Passiiviset rakenteet

Lannerangan passiivisiin rakenteisiin kuuluu nikamat, välilevyt, ligamentit, nivelkapselit ja fasettinivelet. Nämä rakenteet ovat tärkeä osa stabiliteettia. Ligamenteilla on myös rangon asentoa aistiva rooli mekanoreseptoreidensa ansiosta. Passiiviset elementit antavat eniten tukea neutraalialueen ulkopuolella liikeradan loppua kohti mentäessä, jolloin ligamentit ja muut sidekudosrakenteet kiristyvät. Neutraaliasennossa ne antavat rangalle vähiten tukea, jolloin aktiivisten rakenteiden rooli lannerangan stabiloinnissa on olennaisen tärkeä. (Richardson ym. 2005, 15-16; Panjabi 2007, 21.)

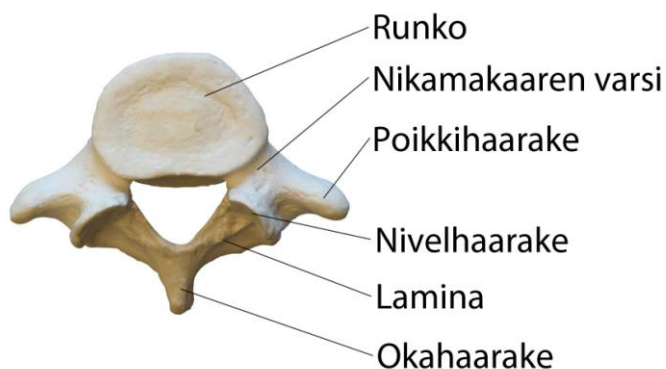
#### 7.1.1 Lannenikama

Lannenikama koostuu kahdesta päärakenteesta – nikamanrungosta edessä ja siihen liittyvästä nikaman kaaresta. Nikaman runko on sylinterimäinen rakenne, joka on leveämpi kuin korkea ja takapinnaltaan tasainen. Nikaman kaarella on molemmin puolin nivelhaarakkeet, jotka jakavat kaaren kahteen osaan: etuosassa on varsi ja takaosassa liuska eli lamina. Okahaarakkeet kiinnittyvät keskilinjassa nikaman kaaren takaosaan. Nikaman kaari kiinnittyy runkoon nikaman varsien välityksellä. Poikkihaarakkeet kiinnittyvät nikaman varsiin lähellä nivelhaarakkeita. Nämä rakenteet ovat tyypillisiä kaikille selkärangan nikamille, mutta niiden muodot vaihtelevat rangon eri osissa muun muassa kuorman kantamisen tarpeen vuoksi. (Kapandji 1997, 18.)

Nikaman rakenne vaikuttaa siihen, kuinka paljon se sietää kompressiota ennen vaurioitumista. Nikaman rungon seinät ovat vahvat toisin kuin rungon sisusta ja päätelevyt jotka joustavat välilevyyn kohdistuvan paineen kasvaessa. Tämä rakenne on kehittynyt niin, että nikamat ja välilevyt pystyvät sietämään



mahdollisimman hyvin sekä kompressiivoimia että toistuvia iskuja (McGill 2002, 46). Nikaman runko kantaa noin 80 % nikamaan kohdistuvasta kuormasta, loput 20 % kantaa posterioriset rakenteet, kuten fasettinivelet ja lamina (Neumann 2002, 274).



Kuva 5. Lannenikaman rakenne (Kuva: Aleksi Sarkkinen & Harri Saloranta)

### 7.1.2 Välilevy

Välilevyt sijaitsevat vierekkäisten nikamien runkojen välissä, ja niitä ympäröi ligamentit ja luukalvo. Välilevyt toimivat iskunvaimentimina ja ne sekä välittävät että absorboivat voimia nikamien välillä. Välilevy koostuu ulommasta annulus fibrosus –sidekudusrakenteesta ja pehmeästä hyytelömäisestä ytimestä, nucleus pulposuksesta, joka sisältää 70-90 % vettä. Välilevyn ydin on voimakkaasti vettä sitovaa kudosta. Ydin sisältää proteoglykaania, tyypin II kollageenisäikeitä, elastisia säikeitä ja muita ei-kollageenisia proteiineja. (Kapandji 1997, 28; Neumann 2002, 273-274; Platzer 2003, 54.)

Annulus fibrosuksen kollageenisäikeet muodostavat lannerangan välilevyissä noin 10-20 kerrosta, jotka sulkevat välilevyn ytimen sisälleen. Säikeet ovat noin 65:n asteen kulmassa nikamaan nähden ja niiden kulkusuunta vaihtuu jokaisen kerroksen välillä vastakkaiseen suuntaan tehden annulus fibrosuksesta mahdollisimman kestävä kompressiota vastaan. Kompressiivoimat lisäävät

ytimen hydrostaattista painetta. Annulus fibrosus koostuu samoista materiaaleista kuin nucleus pulposus, tosin eri suhteissa. Kuivapainosta annuluksessa on 50-60 % kollageeniä, kun taas nucleuksessa sitä on 15-20 %. (Neumann 2002, 273-274.)

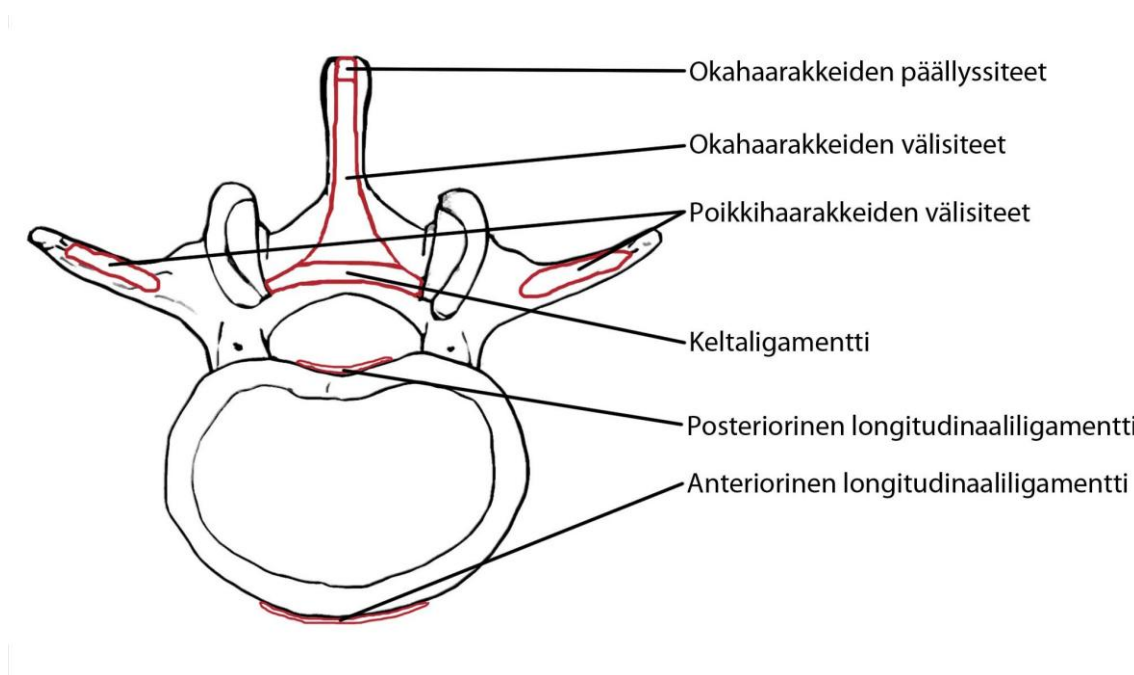
Välilevy toimii iskunvaimentimena ja lisää myös stabiliteettia. Stabiloiva funktio johtuu pääosin annulus fibrosuksen kollageenisäikeiden rakenteellisesta asettelusta. Asettelu vastustaa nikamien välistä loittonemista, liukumista ja rotaatiota. Säikeiden noin 65:n asteen kulkusuunnan ansiosta annulus fibrosus vastustaa näitä kolmea liikesuuntaa optimaalisesti. (Neumann 2002, 274.)

### 7.1.3 Fasettinivelet

Fasettinivelet muodostuvat lannerangan alueella kahdesta vastakkaisesta vertikaalisesti orientoituneesta nivelpinnasta, joita ympäröi tiivis sidekudoksinen nivelkapseli. Liikesegmentin ylemmän nivelen inferiorisen fasettinivelen nivelpinta on kupera ja alemman nikaman superiorisen fasettinivelen nivelpinta on kovera. Fasettinivelten nivelpinnat ovat hyaliinirustoa. Nivelkapselissa on kaksi komponenttia: ulompi tiiviistä sidekudoksesta muodostunut kerros ja sisempi kerros, joka muodostuu elastisista säikeistä. Nivelkapselin rakenne sallii nivelpintojen liukumisen toisiinsa nähden sagittaalitasossa, mutta rajoittaa liikettä horisontaalitasossa. Nivelkapselia vahvistaa dorsaalisesti multifidus – lihas ja ventraalisesti keltaligamentti. (Willard F.H. 2007, 9-10.)

#### 7.1.4 Ligamentit

Lannerangan ligamentit muodostavat tiiviin sidekudoksen nikamien ympärille jatkuen aina ristiluun alueelle saakka (Kuva 6). Ligamenttien monimuotoinen järjestäytyminen vierekkäisten nikamien välille on kriittinen osa segmentaalisen liikkeen hallintaa ja stabiliteettia. Useilla lihaksilla on kiinnityskohtia joko suoraan tai esimerkiksi kalvorakenteiden kautta rangan alueen ligamenteihin. Nämä ligamentit sekä aktiiviset rakenteet eli lihakset ovat tärkeässä roolissa energiansiirrossa ylä- ja alavartalon välillä. (Willard F.H. 2007, 5.)



Kuva 6: Lannerangan ligamentit (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Willard 2007, 11 mukaan)

##### 7.1.4.1 Keltaligamentti eli ligamentum flavum

Keltaligamentti sijaitsee nikamakaarten välissä ja se on fasettinivelten nivelkapseleiden mediaalinen jatkumo. Keltaligamentti on vahvimmillaan lannerangan alueella. Tämä elastinen ligamentti muodostaa merkittävän osan selkäydinkanavan takaseinämästä. Keltaligamentti koostuu elastisista säikeistä (80%) ja kollageenisistä säikeistä (20%). Superiorisesti keltaligamentti kiinnittyy

ylemmän nikaman nikamakaaren anterioriseen pintaan ja inferiorisesti se kiinnittyy kuppimaisesti alemman nikaman nikamakaaren superioriseen pintaan. Ligamentin mediaaliset osat yhdistävät vierekkäisten nikamien kaarten laminat, yhdistyen interspinaaliligamenttiin. Lateraalisesti keltaligamentti yhdistyy fasettinivelten nivelkapseleihin (Willard F.H. 2007, 6). Keltaligamentissa on levossakin pieni jännite. Se rajoittaa pääasiassa fleksiota suojaten välilevyjä liialliselta kompressiolta. (Neumann 2002, 258; Platzer 2003, 56.)

#### 7.1.4.2 Anteriorinen longitudinaaliligamentti

Nikamarunkoja ympäröi hyvin kehittynyt luukalvo. Tämä kalvorakenne on tiivistä sidekudosta joka ympäröi nikamien lisäksi välilevyjen annulaarisia ligamenteja. Dorsaalisesti luukalvo jatkuu ympäröiden nikamien kaaret (pedicle), fasettinivelten nivelkapselit ja nikamakaarien liuskat (lamina). Luukalvossa on kaksi pitkittäistä paksuuntumaa: Anteriorinen longitudinaaliligamentti, joka on näistä ligamenteista vahvempi, sekä posteriorinen longitudinaaliligamentti. (Willard F.H. 2007, 12.)

Anteriorinen longitudinaaliligamentti sijaitsee selkärangan etupuolella ja se ulottuu atlaksen etupinnasta (1. kaulanikama) ristiluuhun, jossa se yhdistyy iliosakraalinivelten nivelkapseleiden anteromediaaliseen osaan. Se koostuu kollageenisista säikeistä ja on leveimmillään lannerangan alueella ja kiinnittyy jokaiseen nikamarunkoon (Platzer 2003, 56; Willard F.H. 2007, 12). Ligamentin syvimmat säikeet ylittävät yhden liikesegmentin muodostaen vain vähäisiä kiinnityskohtia välilevyn annulaariligamenttiin. L5-S1 liikesegmentissä anteriorinen longitudinaaliligamentti yhdistyy annulaariligamenttiin ja täten välilevyn annulus fibrosukseen. Anteriorisen longitudinaaliligamentin pinnallisemmat säikeet ulottuvat useamman liikesegmentin yli. Pallean kiinnityskohdat muuttavat säikeiden kulkua hieman L1-L3 tasoilla. Psoas major kiinnittyy anteriorisen longitudinaaliligamentin lateraalsiin osiin lannerangan alueella. (Willard F.H. 2007, 12.)

Anteriorisen longitudinaaliligamentin ominaisuudet muuttuvat iän myötä. Sen elastisuus vähenee ja myös nikamarungon luutiheys vähenee. Kun luun mineraalipitoisuus pienenee, myös ligamentin vahvuus alenee. (Willard F.H. 2007, 13.)

#### 7.1.4.3 Posteriorinen longitudinaaliligamentti

Posteriorinen longitudinaaliligamentti yhtyy myös nikamien luukalvoon ja ulottuu kallonpohjasta ristiluuhun. Kulkiessaan selkäydinkanavan anteriorista seinämää posteriorinen longitudinaaliligamentti kapenee nikamarunkojen kohdalla ja levenee välilevyjen annulaariligamenttien kohdalla. Toisin kuin vastaparillaan, posteriorisen longitudinaaliligamentin vahvimmat kiinnityskohdat ovat välilevyjen annulus fibrosuksessa ja heikoin nikamarungossa. Lumbaarinen posteriorinen longitudinaaliligamentti on paljon kapeampi ja ohuempi kuin anteriorinen longitudinaaliligamentti. Täten lannerangan fleksiossa keltaligamentti (ligamentum flavum) antaa suuremman vastuksen kuin posteriorinen longitudinaaliligamentti. (Willard F.H. 2007, 15.)

Longitudinaaliligamentit ja keltaligamentti toimivat stabiloivina ligamenteina lannerangan fleksiossa (posteriorinen longitudinaaliligamentti ja keltaligamentti) sekä ekstensiossa (anteriorinen longitudinaaliligamentti). Ne suojaavat myös välilevyjä vaurioilta (Platzer 2003, 56). Nämä ligamentit, erityisesti anteriorinen longitudinaaliligamentti, ovat alttiimmillaan vaurioille rotaation aikana (Willard F.H. 2007, 15).

#### 7.1.4.4 Poikkihaarakkeiden välisiteet I. ligamentum intertransversaria

Poikkihaarakkeiden välisiteet yhdistävät vierekkäisten nikamien poikkihaarakkeet toisiinsa. Ne rajoittavat lateraalifleksiota. (Neumann 2002, 258; Platzer 2003, 56.)

#### 7.1.4.5 Okahaarakkeiden välisiteet I. ligamentum interspinosus

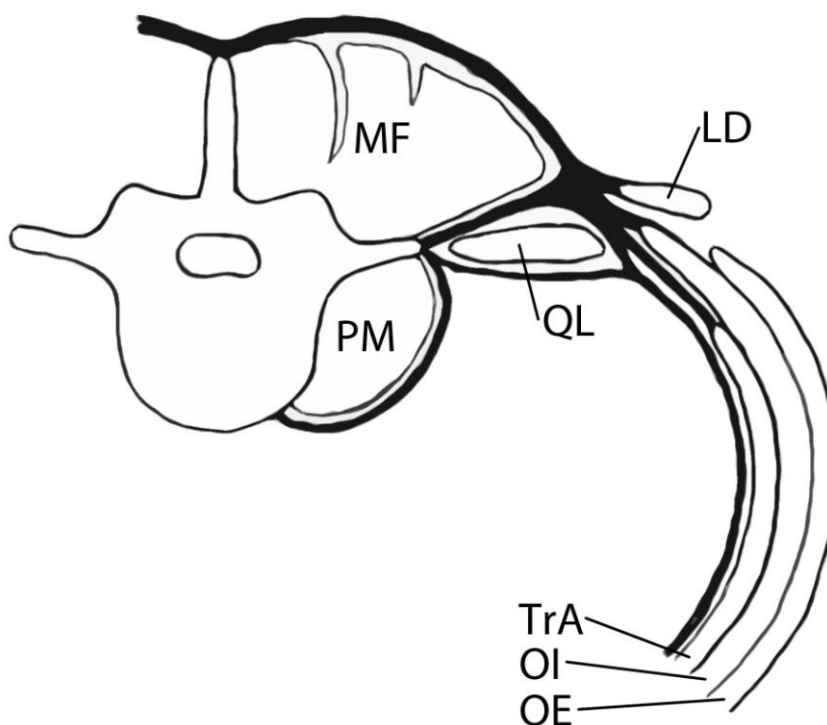
Okahaarakkeiden välisiteet sijoittuvat vierekkäisten nikamien okahaarakkeiden väliin. Anteriorisesti ne yhtyvät keltaligamenttiin ja posteriorisesti okahaarakkeiden päällyssiteisiin, jotka yhtyvät thoracolumbaaliseen faskiaan. Okahaarakkeiden välisiteiden rakenne on viuhkamainen. Anteriorinen reuna on kapea ja yhtyy keltaligamentin säikeisiin ja sisältää elastisia säikeitä, kun taas posteriorinen reuna on leveämpi jatkuen kohti okahaarakkeiden kärkiä ja sisältää enemmän kollageeniä. Ligamentin keskellä kollageeniset säikeet ovat sijoittuneet samansuuntaisesti okahaarakkeiden kanssa; distaalisesti kollageenisäikeet limittyvät sekä posterokraniaalisesti että posterokaudaalisesti. Tämä viuhkamainen rakenne sallii ligamentin merkittävän venymisen sen repeytymättä okahaarakkeiden loitotessa toisistaan fleksion aikana. Lannerangan fleksion rajoittamisen lisäksi okahaarakkeiden välisiteet todennäköisesti välittävät thoracolumbaaliseen faskiaan kohdistuvia voimia keltaligamenttiin. Tämä toiminto estää keltaligamenttia puristumasta selkäydinkanavaan rangan ekstensiossasekä auttaa nikamien liikkeiden hallinnassa. (Willard F.H. 2007, 8.)

#### 7.1.4.6 Okahaarakkeiden päällyssiteet I. ligamentum supraspinosus

Okahaarakkeiden päällyssiteet sijoittuvat okahaarakkeiden välisiteiden posterioriselle reunalle ja ne rajoittavat lannerangan fleksiota. Ne toimivat thoracolumbaarisen faskian kiinnityskohtana. Näiden rakenteiden välinen sidos on erittäin vahva. Siksi on mahdollista että okahaarakkeiden päällyssiteet ja okahaarakkeiden välisiteet toimivat thoracolumbaaliseen faskiaan kohdistuvien voimien välittäjänä lannerankaan. (Willard F.H. 2007, 8.)

## 7.2 Thoracolumbaarinen faskia

Thoracolumbaarinen faskia on kalvorakenne (Kuva 7), jonka pinnallisen kerroksen lannerangan ja ristiluun alueella muodostavat m. gluteus maximuksen, m. gluteus mediuksen, m. obliquus externus abdominiksen, m. latissimus dorsin ja m. trapeziuksen alaosan kalvot. L4-L5 tasolla pinnalliset ja syvät kalvorakenteet ovat tiiviisti yhteydessä toisiinsa. M. transversus abdominis ja m. obliquus internus abdominis kiinnittyvät epäsuorasti thoracolumbaariseen faskiaan sen keskimmäisen ja posterioristen kerrosten fuusion muodostaman reuna-alueen kautta. Tämä reuna sijaitsee m. erector spinaeen nähden lateraalisesti. (Vleeming & Stoeckart 2007, 121.)



Kuva 7: Thoracolumbaarinen faskia (paksu musta viiva) ja siihen liittyvät aktiiviset rakenteet. MF: m. Multifidus. LD: m. Latissimus dorsi. QL: m. Quadratus lumborum. PM: m. psoas major. TrA: m. transverses abdominis. OI: m. obliquus internus abdominis. OE: obliquus externus abdominis. (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Barker & Briggs 2007, 64 mukaan)

Thoracolumbaarisen faskian eri kerrokset yhdistävät lihaspareja, esimerkiksi vastakkaisten puolten m. gluteus maximusta ja m. latissimus dorsia. Lihasparit kykenevät välittämään voimia lantion ja rintakehän välillä. Kuten kappaleessa 7.1.4.6 on todettu, thoracolumbaarinen faskia kiinnittyy okahaarakkeiden päällyssiteisiin, ja voi tätä kautta vaikuttaa lannerangan stabiliteettiin. Täten voidaan olettaa, että esim. m. gluteus maximuksen ja m. latissimus dorsin muodostaman lihasparin yhteiskontraktio osallistuu lannerangan stabiliteetin muodostamiseen. (Vleeming & Stoeckart 2007, 123.)

Thoracolumbaarisen faskian syvät kerrokset sulkevat sisäänsä m. erector spinaen ja multifiduksen lihasrungot. Näiden lihasten supistuminen, eli poikkipinta-alan kasvaminen, tuottaa longitudinaalista jännitystä thoracolumbaariseen faskiaan. Lisäksi thoracolumbaarisen faskian posteriorinen kerros jännittyy m. erector spinaen ja multifiduksen supistuessa. Tästä voidaan päätellä, että harjoittamalla m. erector spinaeta, multifidusta, m. gluteus maximusta ja m. latissimus dorsia voidaan vahvistaa thoracolumbaarisen faskian posteriorista osaa ja tätä kautta sen lannerankaa stabiloivaa ominaisuutta. (Vleeming & Stoeckart 2007, 123.)

### 7.3 Aktiiviset rakenteet

Lannerangan passiivisten rakenteiden osuus stabiloinnissa on vähäinen (90 N) verrattuna lannerankaan kohdistuviin voimiin erilaisissa funktionaalisissa tehtävissä (6000-18000 N). Aktiiviset rakenteet tuottavat riittävän jäykkyyden rankaan staattisissa ja dynaamisissa tehtävissä vammojen ehkäisemiseksi (Jemmett ym. 2004, 203). Lannerangan stabiliteettia ja lihasten morfologiaa tutkittaessa lihasten luokittelun avulla on pyritty paremmin ymmärtämään eri lihasten roolia lannerangan stabiloinnissa. Samoin kuin stabiliteetin konseptin suhteen, on lihasluokittelussa eri koulukuntia. Bergmarkin (1989) lihasjaottelu lokaaleihin ja globaaleihin on ollut perustana nykyisen terapeuttisen harjoittelun kehitykselle, joka aloitetaan lokaalien lihasten aktivaation harjoittelulla. Lokaalit lihakset ovat lihaksia, joilla on intersegmentaalinen kulku, eli ne kiinnittyvät



nikamasta nikamaan. Niihin kuuluvat m. transversus abdominis, multifiduksen syvät osat, m. obliquus internus abdominiksen takimmaisat säikeet ja m. quadratus lumborumin mediaaliset osat. Globaalit lihakset ovat lihaksia, jotka kulkevat kahden tai useamman liikesegmentin yli (Richardson ym. 2005, 18). Rangan jäykkyyttä lisääviä lannerangan lokaaleja lihaksia on siksi pidetty tärkeinä monitasoisten segmentaalisten liikkeiden kontrolloinnissa (Jemmett ym. 2004, 203). Lannerangan instabiiliteettia tutkittaessa on kuitenkin yhä enemmän näyttöä siitä, että lokaaleiden lihasten merkitystä on korostettu liikaa alaselkäongelmien hoidossa. (McGill 2007, 535-536.)

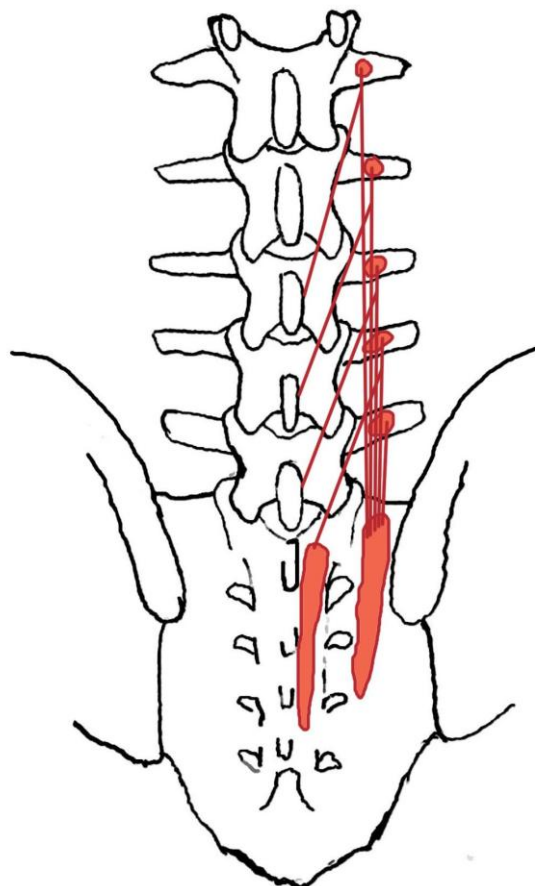
Comerford & Mottram (2001) esittelivät tutkimuksessaan seuraavanlaiseen lannerangan lihasten luokitteluun; lokaalit stabiloivat, globaalit stabiloivat ja globaalit liikettä tuottavat lihakset (Gibbons 2007, 96). Kavcic ym. (2004) päätyivät tutkimuksessaan tuloksiin, jotka viittaavat kaikkien lannerankaan vaikuttavien lihasten olevan tärkeitä stabiloinnin kannalta. Millään yksittäisellä lihaksella (esim. m. transversus abdominis) ei siis ole ylivertaista merkitystä lannerangan stabiliteetin kannalta muihin lihaksiin verrattuna, vaan lihasten aktiivisuus ja täten vaikutus lannerangan stabiliteettiin vaihtelee riippuen tehtävästä ja rankaan kohdistuvista voimista sekä niiden suunnasta (Kavcic ym. 2004, 1254). Yksittäisen lihaksen harjoittaminen stabiliteetin lisäämiseksi voi olla jopa haitallista tai johtaa toimintahäiriöön. (McGill 2007, 536.)

### 7.3.1 M. intertransversarii ja M. interspinales

M. intertransversarii ja M. interspinales ovat pieniä segmentaalisia lihaksia vierekkäisten nikamien poikkihaarakkeiden ja okahaarakkeiden välillä. Ne ovat kooltaan pieniä ja sijoittuvat lähelle segmentin rotaatioakselia. Niillä on segmentaalinen hermotus ja niissä on paljon lihasspindelitä. Niillä on oletettu siksi olevan lähinnä rangan asentoa aistiva tehtävä, eikä niiden osuus stabiloinnissa ole merkittävä. (Richardson ym. 2004, 59.)

### 7.3.2 M. longissimus thoracis pars lumborum

M. longissimus thoracis pars lumborum (Kuva 8) kuuluu lumbaariseen m. erector spinae –lihasryhmään, joka vastaa lannerangan ekstensiosta bilateraalisesti toimiessaan ja unilateraalisesti osallistuu lannerangan rotaatioon (Platzer 2003, 72). M. longissimus thoracis pars lumborum sijaitsee lumbaarisen multifiduksen lateraalipuolella ja muodostuu viidestä juosteesta, jotka lähtevät processus transversuksen



Kuva 8: M. longissimus thoracis pars lumborumin lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksis Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 73 mukaan)

eli nikaman poikkihaarakkeen mediaalisesta päästä ja yhdistävät lannerangan nikamat iliumiin. L5:stä

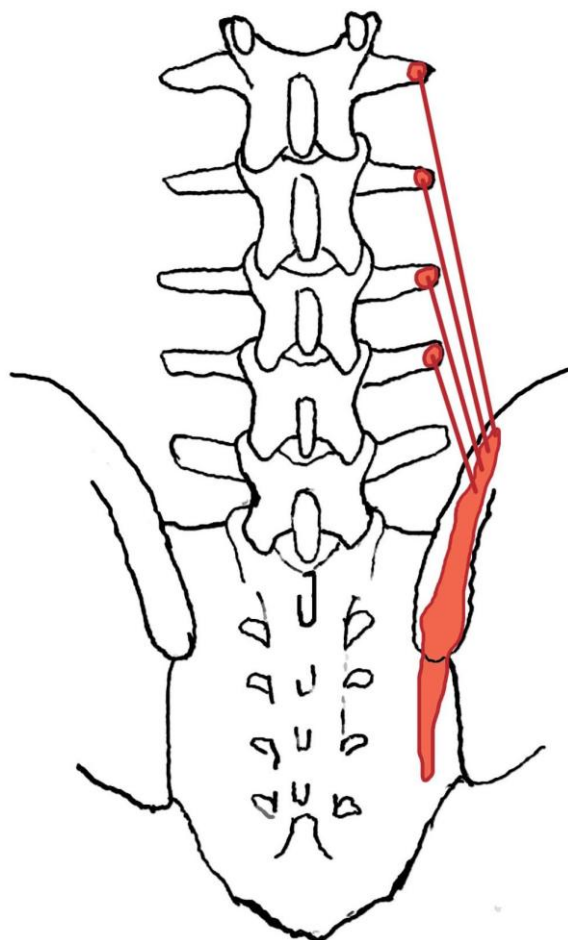
lähtevä juoste kiinnittyy spina iliaca posterior inferiorin mediaalipuolelle, kun taas L1-L4:stä lähtevät juosteet muodostavat jänneet niiden kaudaaliosaan, joka muuttuu yhteisjänteeksi muodostaen lumbaarisen intermuskulaarisen aponeuroosin. Tämä kiinnittyy kapealta osaltaan iliumin L5-juosteen lateraalipuolelle. (Richardson ym. 2004, 60.)

### 7.3.3 M. iliocostalis lumborum pars lumborum

Myös m. iliocostalis lumborum pars lumborum (Kuva 9) kuuluu lumbaariseen m. erector spinae -lihasryhmään, joka vastaa lannerangan ekstensiosta bilateraalisesti toimiessaan ja unilateraalisesti osallistuu lannerangan rotaatioon (Platzer 2003, 72). M. iliocostalis lumborum pars lumborum on lateraalisin lannerangan lihasryhmistä. Sillä on neljä juostetta, jotka lähtevät L1-L4 processus transversusten kärjestä ja osittain thoracolumbaarisen faskian keskimmäisestä kerroksesta. Nämä neljä juostetta kiinnittyvät suoliluun harjaan siten, että L4:stä lähtevä juoste on syvin ja L1:stä lähtevä juoste on uloin.

Täysi-ikäisen henkilön m. iliocostalis lumborumilla ei ole lihasjuostetta L5:stä iliumiin. Lihassäikeet, jotka ovat olleet olemassa syntymässä, korvautuvat kollageenillä kasvun ja kehityksen aikana ja ovat muodostamassa iliolumbaaliligamenttia. (Richardson ym. 2004, 60.)

Sekä m. iliocostalis lumborum pars lumborum että m. longissimus thoracis pars lumborum suojaavat lannerankaa suuria anteriorisia liukuvoimia vastaan. Johtuen näiden lihasten anatomiasta, ne pystyvät tuottamaan suuremman nikamien anteriorista liukumaa vastustavan voiman lannerangan ollessa neutraaliasennossa. Ultraäänellä tarkasteltuna neutraaliasennossa näiden lihasten syyt kulkevat noin 45 asteen kulmassa rankaan nähden, kun taas



Kuva 9: M. Iliocostalis lumborum pars lumborumin lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksis Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 73 mukaan)

lannerangan ollessa täydessä fleksiassa, vähenee kyseinen kulma 10:en asteeseen, jolloin voimantuotto on heikompi. Tämä havainto tukee lannerangan neutraaliasennossa suoritettavien nostojen turvallisuutta, jolloin esimerkiksi maassa oleva kuorma nostetaan kyykistymällä käyttäen alaraajojen lihaksia. (McGill 2007, 532.)

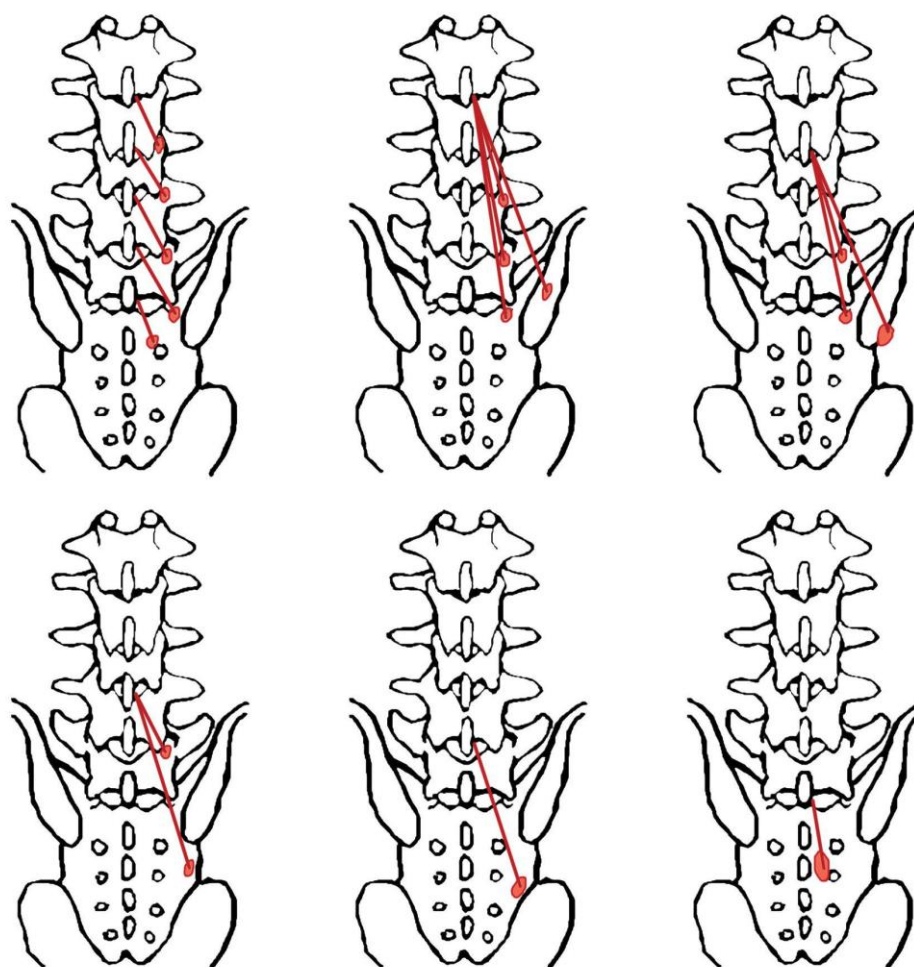
#### 7.3.4 M. longissimus thoracis pars thoracis ja m. iliocostalis lumborum pars thoracis

M. longissimus thoracis pars thoracis ja m. iliocostalis lumborum pars thoracis (thorakaalinen erector spinae) eivät kiinnity suoraan lannenikamiin, vaan kulkevat sacrumista ja iliumin harjun mediaalireunasta thorakaalisiin nikamiin ja kylkiluihin (Platzer 2003, 72-73). Kuitenkin niillä on optimaalinen voimavarsi lannerangan ekstension tuottamiseksi. Vetämällä rintakehää posteriorisesti niillä on ekstensiomomentti lannerankaan. Eksentrisesti toimiessaan thorakaalinen m. erector spinae kontrolloi rintakehää selän eteentaivutuksessa, isometrisesti se kontrolloi rintakehän asentoa suhteessa lantiokoriin toiminnallisissa tehtävissä. (Danneels 2007, 86.)

Vaikka m. erector spinaen thorakaalisilla osilla ei ole kiinnityskohtia lannenikamiin, ne osallistuvat yleisen stabiliteetin tuottamiseen aktivoituessaan antagonistinsa (lannerangan fleksorit) kanssa yhtäaikaan. M. erector spinaen voimavarsi, eli lihaksen sijainti verrattuna rotaation keskipisteeseen, on huomattavan suuri. Siksi se kykenee tuottamaan ekstensiomomentin lisäksi kompressiota lannerankaan. Kun antagonistit vastaavat ekstensiomomenttiin, näiden pinnallisten lihasten aktiviteetti tuottaa stabiliteettia rintakehän ja lantion välille sekä kompressiota lannerankaan. Tällöin lokaalit ja globaalit lihakset toimivat yhdessä lannerankaan kohdistuvia voimia vastaan, lisäten sen jäykkyyttä ja stabiliteettia. (Urquhart & Hodges 2007, 86.)

### 7.3.5 Lumbaarinen multifidus

Lumbaarinen multifidus (Kuva 10) on mediaalisin lumbaarisista lihaksista ja se koostuu viidestä erillisestä osasta, jotka kiinnittyvät lannerikamien laminoista ja processus spinosuksista kaudaaliin kiinnityskohtiinsa. Lannerangan ja sacrumin alueella Multifiduksen säikeet sijoittuvat S4-L1 tasolle. Lihaksen anatomia ja kiinnityskohdat pääosin nikamasta nikamaan lumbaarisen lannerangan ja sacrumin alueella antavat sille kapasiteetin tuottaa



Kuva 10: Lumbaarisen multifiduksen lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Willard 2007, 23 mukaan)

lumbopelvistä stabiliteettiä (Jemmett ym. 2004, 206; Richardson ym. 2004, 60; Vleeming ym. 2007, 86). Lumbaarisen multifiduksen syvien osien sijainti on ideaalinen kontrolloidakseen intervertebraalista liukua ja vääntömomenteja. Lumbaarinen multifidus sijaitsee lähellä segmentaalista rotaatiopistettä ja sillä on siksi erittäin vähäinen kapasiteetti tuottaa lannerangan ekstensiota. Lisäksi,

koska lihaksen voimavarsi on pieni, sen on mahdollista kontrolloida segmentaalista liikettä haastamatta lihaspituus-jännitys –suhdettaan. Lumbaarisen multifiduksen läheisyys rotaation keskipisteeseen tarkoittaa myös sitä, että se kykenee tuottamaan kompressiota ilman merkittävää nikamienvälistä liikettä eikä täten tarvitse antagonistien aktivaatiota. (Danneels 2007, 89.)

Lumbaarisen multifiduksen syvimmat säikeet kiinnittyvät nikamakaarien posteroinferiorisesta aspektista ja fasettinivelten nivelkapselista kahta nikamatasoa alemman nikaman processus mamillarikseen (lannenikaman takapinnan vähäinen parillinen kyhmy). L5-tason säikeet kiinnittyvät sen sijaan sacrumiin ensimmäisen dorsaalisen hermoaukon yläpuolelle. (Danneels 2007. 87.)

Lumbaarisen multifiduksen pinnallisemmat osat voidaan myös jakaa viiteen osaan segmentaalisten kiinnityskohtiensa perusteella L1-L5 tasoilla. Osat kiinnittyvät lannenikamien processus spinosusten juureen ja kaudolateraaliseen reunaan. Nämä viisi suurempaa pinnallista juostetta järjestäytyvät päällekkäisiin ryhmiin niin, että jokainen lannenikama on yhden juosteen kiinnityskohta. Nämä multifiduksen osat kiinnittyvät kaudaalisesti nikamien processus mamillariksiin, sacrumiin ja iliumin harjuun. (Jemmett ym. 2004, 207.)

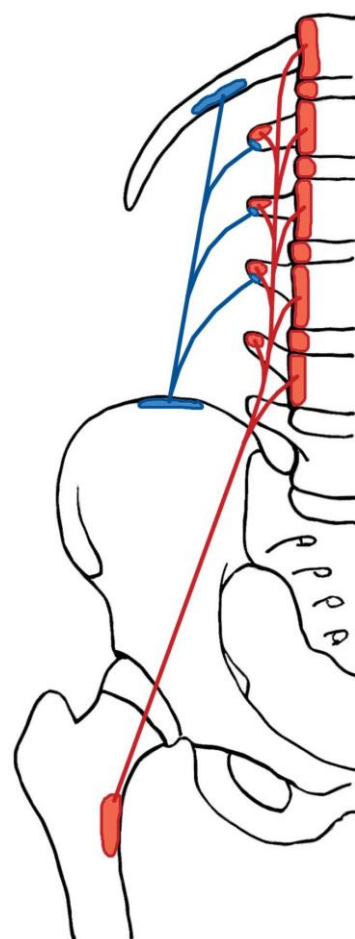
Ensimmäisen lannenikaman multifiduksen juosteen kiinnityskohta on processus spinosuksen kaudaalisessa juuressa. Se kiinnittyy kaudaalisesti L4, L5 ja S1 processus mamillariksiin ja iliumin harjun (SIPS) mediaaliseen aspektiin. Toisen lannenikaman juosteen kiinnityskohta on samoin processus spinosuksen kaudaalisessa juuressa. Juoste kiinnittyy kaudaalisesti L5 ja S1 processus mamillariksiin ja iliumin harjuun. Kolmannen lannenikaman juoste kiinnittyy processus spinosuksesta sacrumin processus mamillarikseen ja S1-S2 segmenttien superolateraaliseen aspektiin sekä iliumin harjuun. (Danneels 2007. 89.)

Neljännän lannenikaman multifiduksen juoste kiinnittyy processus spinosuksesta sacrumiin mediaalisemmin, dorsaalisten hermoaukkojen

lateraalipuolelle. Viidennen lannenikaman juoste kiinnittyy processus spinosuksesta S3 tasolle hermojuuriaukkojen mediaalipuolelle. (Danneels 2007, 89.)

### 7.3.6 M. psoas major

M. psoas majorin (Kuva 11) pääasiallinen tehtävä liikettä tuottavana lihaksena on fleksoida lonkkaa (Platzer 2003, 94). Lumbosakraalisella alueella se toimii lannerangan lateraalifleksorina, tehokkaimmin lannerangan neutraaliaasennossa. Lannerangan ja lonkan asennon muuttuessa m. psoas majorin voimantuotto lannerangan liikkeisiin luonnollisesti vaihtelee. M. psoas major toimii L5-S1 –tasolla rangan fleksorina; ylempänä toimiessaan bilateraalisesti rangan fysiologisessa asennossa se lähinnä stabiloi vertikaalisesti rankaa eli lisää pystysuuntaista kompressiovoimaa (Neumann 2002, 327-328). Riippumatta rangan asennosta, m. psoas major tuottaa aina suuremman kompressio- kuin liukuvoiman. M. psoas majorin tuottama kompressio voi lisätä lannerangan jäykkyyttä ja vastustaa lannerankaan kohdistuvia liukuvoimia. (Gibbons 2007, 98.)



Kuva 11: m. Psoas majorin (punainen) lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 95 mukaan)

M. psoas majorilla on yhteinen origo iliacuksen kanssa femurin pienessä kyhmyssä. Niitä kutsutaan yhteisnimityksellä iliopsoakseksi. Psoas majorin kiinnityskohdat sijoittuvat lannerangassa T12-L1 liikesegmentistä L4-5

välilevyyn. Sen kraniaalisimmat osat yhtyvät pallealihaksen säikeisiin. Lihas voidaan jaotella kiinnityskohtien perusteella anteriorisiin ja posteriorisiin osiin. (Jemmett ym. 2004, 205; Gibbons 2007, 96.)

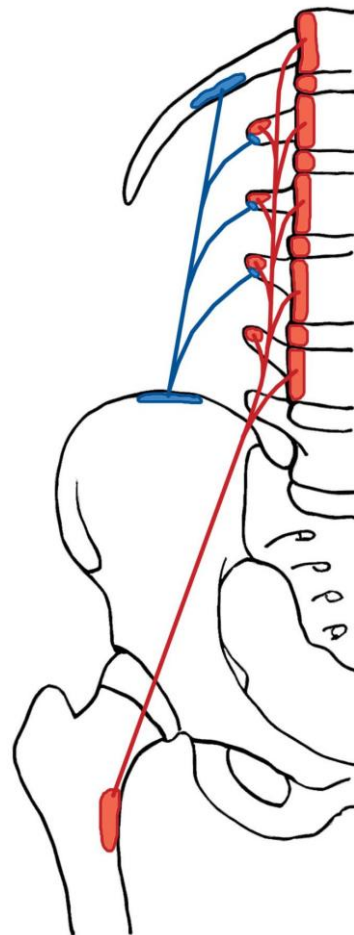
Lihaksen anterioriset säikeet kiinnittyvät nikamarunkoon lateraalisesti koko rungon korkeudella, syvemmät posterioriset säikeet kiinnittyvät rungon superioriseen puoliskoon aina nikamankaaren varteen saakka (nikamankaaren kapeahkot tyviosat, joilla kaari liittyy nikaman solmuun). M. psoas major kiinnittyy välilevyjen antero-posterolateraaliseen alueeseen. Välilevyyn kiinnittyvien säikeiden posterioriset osat kiinnittyvät thoracolumbaalisen fascian anterioriseen kerrokseen sekä välilevystä ylemmän nikaman poikkihaarakkeen inferiorisen pinnan mediaaliseen kahteen kolmannekseen. Tämä lihaksen syvin osa täyttää tällä tavoin poikkihaarakkeiden välisen tilan. (Jemmett ym. 2004, 205.)



### 7.3.7 M. quadratus lumborum

Anatomisesti m. quadratus lumborum (Kuva 12) luokitellaan posteriorisen abdominaalisen seinämän lihakseksi. Bilateraalisesti supistuessaan m. quadratus lumborum toimii lumbaarisen alueen ekstensorina. Sen toiminta tässä tehtävässä perustuu sen rakenteiden sijoittumiseen posteriorisesti suhteessa lannerangan mediolateraaliseen rotaatioakseliin L3-tasolla. Unilateraalisesti supistuessaan m. quadratus lumborum toimii lannerangan lateraalifleksorina. Lannerangan rotaatioon sillä on erittäin pieni vaikutus. (Neumann, 2002, 328.)

M. quadratus lumborumin origo on iliumin harjun superiorisimmassa osassa, noin viiden senttimetrin leveydellä mediaalireunalla ja iliolumbaariligamentissa. Sen insertiot ovat 12.:n kylkiluun inferiorisessa reunassa ja L1-L4 nikamien poikkihaarakkeissa. M. quadratus lumborumin mediaalisin komponentti kiinnittyy L1-L4 tasoilla vierekkäisten nikamien poikkihaarakkeisiin. Segmentaalisesti nämä mediaaliset säikeet kiinnittyvät ylemmän nikaman poikkihaarakkeen lateraaliseen kolmannekseen inferiorisesti ja alemman nikaman poikkihaarakkeen lateraaliseen kolmannekseen superiorisesti. Mediaalisten segmentaalisten osien oletetaan osallistuvan lannerangan stabilointiin. Lihaksen lateralisemmat komponentit ovat multisegmentaalisia, liikettä tuottavia osia (Neumann, 2002, 328; Jemmett ym. 2004, 206). McGillin mukaan (2007) m. quadratus lumborumin lateraaliset kiinnityskohdat nikamissa sekä iliumin harjun ja



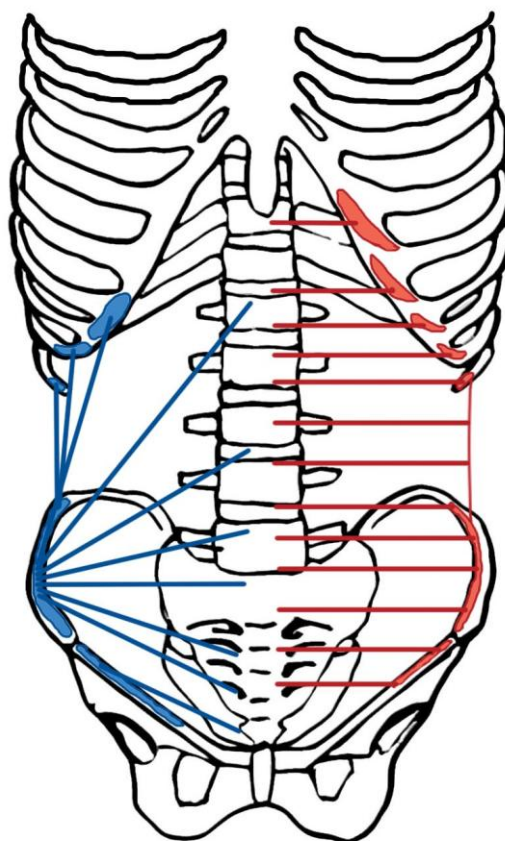
Kuva 12: m. Quadratus lumborumin (sininen) lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 95 mukaan)

alimman kylkiluun kiinnityskohdat korreloivat lihaksen tärkeyttä lannerangan stabiileetin kannalta. (McGill 2007, 535.)

### 7.3.8 M. transversus abdominis

M. transversus abdominis l. poikittainen vatsalihas (Kuva 13) on syvin vatsalihaksista. M. transversus abdominis osallistuu yhdessä muiden vatsanseinämän lihasten, pallean ja lantionpohjan lihasten kanssa vatsansisäisen paineen (IAP) säätelyyn (Richardson ym. 2004, 33). Se kiinnittyy m. rectus abdominista ympäröivän kalvon lateraalireunasta kuuden alimman kylkiluun sisäreunaan, missä se liittyy pallean säikeiden kanssa, thoracolumbaariseen faskiaan ja inguinaaliligamentin lateraaliseen kolmannekseen sekä suoliluun harjun kahteen etummaiseen kolmannekseen (Richardson ym. 2004, 31; Urquhart & Hodges 2007, 76-77).

Thoracolumbaalinen faskia kiinnittyy lannenikamien poikkihaarakkeisiin, täten transversus abdominiksen aktivaatio lisää lannerangan jäykkyyttä noin 30:a Newtonia vastaavan kuorman verran. Anatomisista poikkeavuuksista johtuen transversus abdominiksen selkärankaa stabiloiva rooli thoracolumbaalisen faskian kautta ei ole yhtenevä kaikilla yksilöillä (Jemmett ym. 2004, 209). Anatomisia poikkeavuuksia ovat mm. m. transversus abdominiksen sulautuminen obliquus internuksen säikeisiin, sen kiinnityskohtien puuttuminen suoliluun harjuun osittain tai kokonaan,

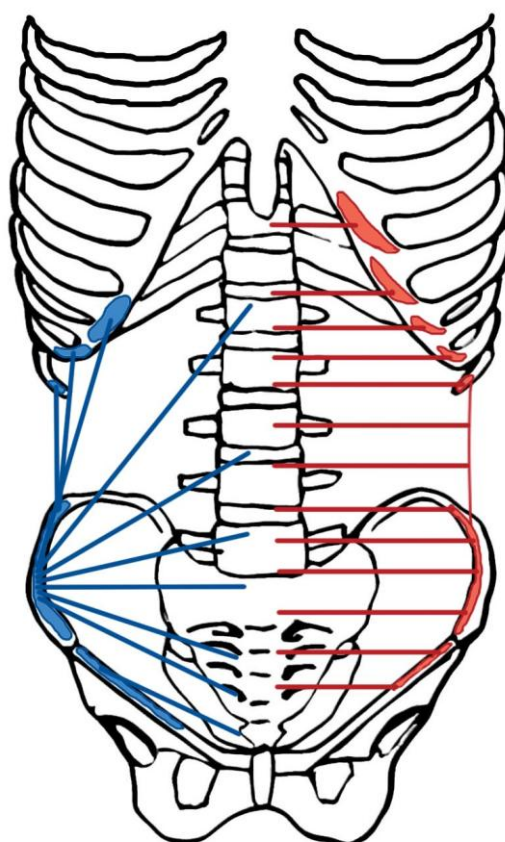


Kuva 13: m. Transversus abdominuksen (punainen) lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 87 mukaan)

kiinnityksen puuttuminen thoracolumbaarisen faskian lateraalireunaan, sen ylä- ja alakolmanneksen puuttuminen sekä koko lihaksen puuttuminen. Poikkeavuudet ovat kuitenkin kuvattu harvinaisiksi. (Urquhart & Hodges 2007, 77.)

### 7.3.9 M. obliquus internus abdominis

M. obliquus internus abdominis (Kuva 14) osallistuu keskivartalon fleksioon, lateraalifleksioon ja rotaatioon. Unilateraalisesti supistuessaan se joko rotatoi tai fleksoi lateraalisesti keskivartaloa. Bilateraalisesti supistuessaan se osallistuu keskivartalon fleksioon. M. obliquus internus abdominis osallistuu myös muihin keskivartalon mekaanisiin toimintoihin, kuten tehostettuun hengitykseen ja vatsaontelonsisäisen paineen säätelyyn. (Platzer 2004, 90-91.)



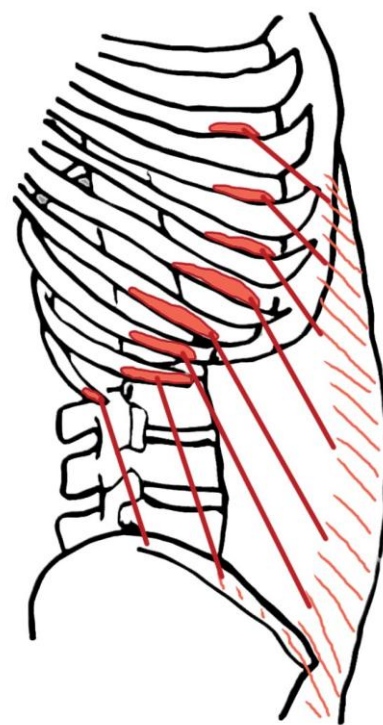
Kuva 14: m. Psoas majorin (sininen) lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksii Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 95 mukaan)

M. obliquus internus abdominis kiinnittyy iliumin harjun anteriorisesta kahdesta kolmanneksesta kolmen tai neljän alimman kylkiluun rustoiseen päähän, linea albaan, inguinaaliligamentin lateraaliseen kolmannekseen sekä häpyluun harjuun. Kuten obliquus externuksen kohdalla, m. obliquus internuksen kiinnittyminen thoracolumbaaliseen faskiaan vaihtelee yksilöiden välillä. Anatomisia poikkeavuuksia ovat mm. m. obliquus internuksen alimpien inguinaaliligamenttiin kiinnittyvien säikeiden puuttuminen sekä sen säikeiden

yhtyminen m. transversus abdominis säikeisiin inguinaalialueella (Urquhart & Hodges 2007, 76). M. obliquus internus abdominis kiinnittyy thoracolumbaalisen faskian lateraaliseen reunaan kolmannen lannenikaman alapuolisella alueella. Osalla yksilöistä m. obliquus internuksen kaikki säikeet kiinnittyvät thoracolumbaaliseen faskiaan, joillakin se ei kiinnity lainkaan kyseiseen faskiaan. Täten m. obliquus internuksen merkitys rankaa stabiloivana lihaksena on epäselvä. (Urquhart & Hodges 2007, 76.)

### 7.3.10 M. obliquus externus abdominis

M. obliquus externus abdominis (Kuva 15) osallistuu keskivartalon fleksioon, lateraalifleksioon ja rotaatioon. Unilateraalisesti supistuessaan se joko rotatoi tai fleksoi lateraalisesti keskivartaloa vastakkaiselle puolelle. Bilateraalisesti supistuessaan se osallistuu keskivartalon fleksioon. M. obliquus externus abdominis osallistuu myös muihin keskivartalon mekaanisiin toimintoihin, kuten tehostettuun hengitykseen ja vatsaontelonsisäisen paineen säätelyyn. (Platzer 2004, 90-91.)



Kuva 15: m. Obliquus externus abdominis lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 85 mukaan)

M. obliquus externus abdominis on pinnallisista lateraalisista

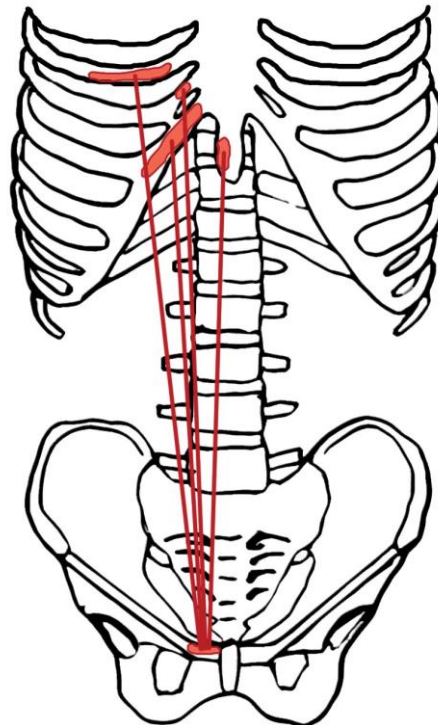
abdominaalisista lihaksista. M. obliquus externuksen säikeet kiinnittyvät kahdeksasta alimmasta kylkiluusta linea albaan ja iliumin harjun anterioriseen puoliskoon. Lihaksen voidaan jaotella kahdeksaan osaan kylkiluiden kiinnityskohtien perusteella. Viiden ylimmän osan kiinnityskohdat kylkiluissa liittyvät m. serratus anteriorin kanssa (Richardson ym. 2004, 34). Yksilöiden välisiä eroja ovat mm. kiinnityskohdat thoracolumbaaliseen faskiaan tai niiden

puuttuminen kokonaan, poikkeavat kiinnityskohdat kylkiluihin ja jänteiset välialueet säikeiden välissä (Urquhart & Hodges 2007, 76).

M. obliquus externuksen posteriorinen reuna on vapaa ja ainoastaan sen lihaskalvo limittyy m. transversus abdominiksen dorsaaliseen aponeuroosiin 12:n kylkiluun alapuolella. Joidenkin tutkimusten mukaan m. obliquus externus kiinnittyy thoracolumbaalisen faskian lateraaliseen reunaan kolmannen lannenikaman yläpuolisella alueella; teoriassa se voi supistuessaan vaikuttaa lannerangan jäykkyyteen ja hallita sen liikettä thoracolumbaalisen faskian kautta. Lihaksen roolia tällä saralla ei ole tutkittu. (Urquhart & Hodges 2007, 76.)

### 7.3.11 M. rectus abdominis

M. rectus abdominiksen (Kuva 16) pääasiallinen tehtävä on keskivartalon fleksio. Kuten m. obliquus internus ja m. Obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis osallistuu muun muassa myös vatsaontelonsisäisen paineen säätelyyn (Platzer 2004, 90-91). M. rectus abdominis jatkaa anteriorista abdominaalista seinämää häpyluun harjanteesta ja häpyliitoksen anteriorisista ligamenteista rintakehän alaosaan kiinnittyen viidennen, kuudennen ja seitsemännen kylkiluun rustoisen osan ulkopuolelle, sekä



Kuva 16: m. Rectus abdominiksen lähtö- ja kiinnityskohdat (Kuva: Aleksi Sarkkinen ja Harri Saloranta, muokattu Platzer 2003, 89 mukaan)

miekkalisäkkeeseen. Lihaksen ylittää kolme säikeistä juostetta ja sitä ympäröi m. obliquus externus ja m. internus abdominiksen sekä m. transversus

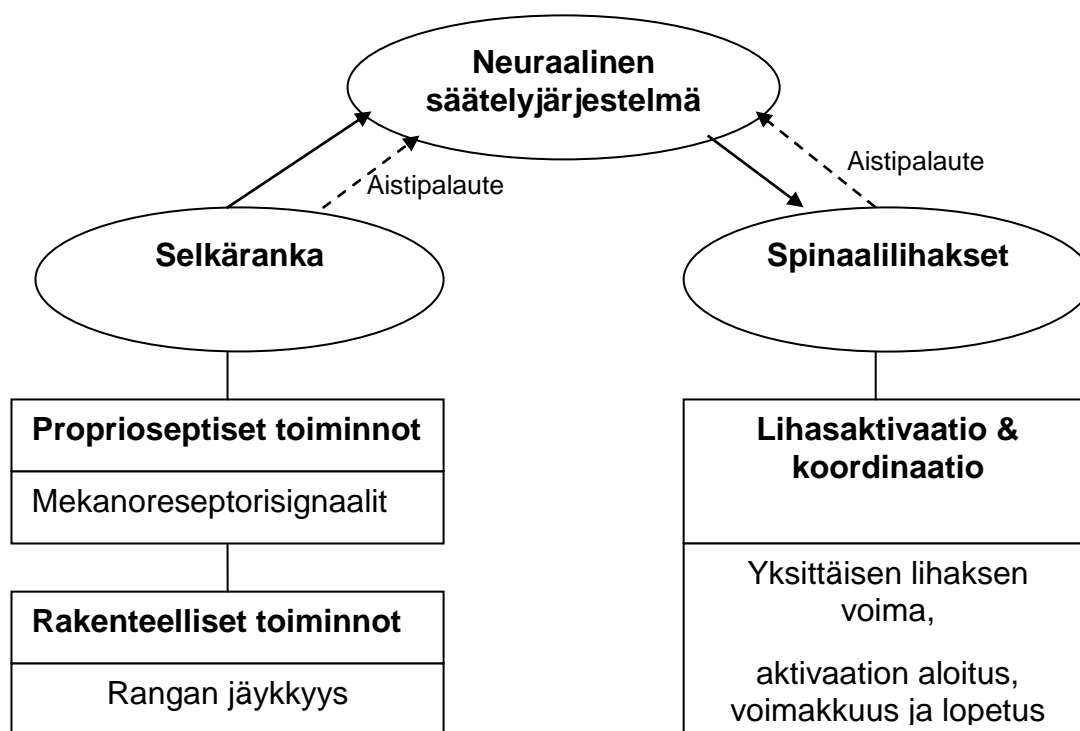
abdominiksen aponeuroosien muodostama tuppi. Linea alba, joka muodostuu m. rectus abdomista ympäröivien kalvorakenteiden yhtyessä keskellä, jakaa lihaksen oikeaan ja vasempaan puoleen. Poikkeuksellisesti m. rectus abdominis voi kiinnittyä useampaan kylkiluuhun. (Platzer 2003, 88-89; Richardson ym. 2004, 35.)

## 8 MOTORINEN KONTROLLI

### 8.1 Lannerangan stabilointi motorisen kontrollin näkökulmasta

Selkärangan ja lantion funktionaalinen hallinta on monimutkainen. On selvää, että pelkästään rangan passiiviset rakenteet ovat erittäin epävakaat ja siksi vaativat aktiivisten rakenteiden ja neuraalisen säätelyjärjestelmän tehokasta toimintaa säilyäkseen vahingoittumattomana liikkumisen haasteissa. Panjabi (1992) selvitti lumbopelvisen stabiliteetin säilymisen olevan riippuvainen passiivisten rakenteiden (nikamat, välilevyt, ligamentit, nivelkapselit ja fasettinivelet), aktiivisten rakenteiden (lihakset) ja keskushermoston osallistumisesta. Käytännössä stabiliteetti vaatii riittävän jäykkyyden säilymisen rangassa aktiivisten rakenteiden ansiosta, jotka ovat riippuvaisia neuraalisesta säätelyjärjestelmästä, eli keskushermoston toiminnasta. Siksi lumbopelvisen stabiliteetin konseptia tarkastellessa on otettava huomioon passiivisten ja aktiivisten rakenteiden sekä neuraalisen säätelyn yhteisdynamiikka. (Hodges & Cholewicki 2007, 489.)

Panjabi on artikkelissaan (2007) esitellyt selkärangan stabiloivan systeemin motorisen kontrollin näkökulmasta (Kuvio a). Selkärangan passiiviset rakenteet ovat yksi kolmesta rankaa stabiloivan systeemin osasta. Toiset kaksi ovat spinaalilihakset (lihakset joilla on kiinnityskohtia rankaan, tai vaikutus rangon jäykkyyteen esim. faskioiden kautta) sekä *neuraalinen säätelyjärjestelmä* (keskushermosto). Selkärangalla on kaksi tehtävää: tuottaa jäykkyyttä (passiiviset rakenteet) ja välittää tietoa asennosta, nikamien välisestä liikkeestä ja rankaan kohdistuvista voimista neuraaliselle säätelyjärjestelmälle passiivisissa rakenteissa sijaitsevien mekanoreseptoreiden kautta. Neuraalinen säätelyjärjestelmä tuottaa spinaalilihasten avulla riittävän stabiliteetin lannerankaan. (Panjabi 2007, 21.)



Kuvio A. Rangan stabiiliteettijärjestelmä Panjabin (2007) mukaan. Se koostuu kolmesta alajärjestelmästä: Selkärangasta, spinaalilihaksista ja neuraalisesta säätelyjärjestelmästä. (Panjabi 2007, 21)



Keskushermoston täytyy tunnistaa rangan asento ja liike eri toiminnoissa ja haasteissa ja suunnitella sekä toteuttaa sopivat lihasaktivaatiomallit lannerangan stabiliteetin säilyttämiseksi (Richardson ym. 2004, 21). Joissakin tapauksissa haaste voidaan ennakoida ja keskushermosto kykenee suunnittelemaan tai valitsemaan toimintastrategian etukäteen, mutta ennalta arvaamattomissa haasteissa lihasaktiiviteetti täytyy käynnistää nopeasti jotta keskushermosto pystyy vastaamaan haasteeseen ja täten säilyttämään rangan stabiliteetin. Molemmissa tilanteissa vaaditaan tarkkaa proprioseptiivistä informaatiota lannerangan ja lantion asennosta ja liikkeestä sekä tarkkaa sisäistä toimintamallia vartalon ja siihen kohdistuvien voimien suhteesta (Hodges & Cholewicki 2007, 489). Toimintamallit koostuvat elämän aikana kerätystä kokemuksesta (Richardson ym. 2004, 21).

Nykyiset käsitykset keskushermoston toiminnasta näissä haasteissa pohjautuvat empiirisiin tutkimuksiin lihasten käyttäytymisestä eri toiminnoissa ja tulkintoihin biomekaanisista malleista. Näistä lähteistä saatu tieto ei tosin ole yhtenevää. Tämä johtuu siitä, että lannerangan toiminnan täydelliseen mallintamiseen kaikkine vapausasteineen (kolme rotaatiosuuntaa ja kolme translaatiosuuntaa jokaisessa segmentissä) ei vielä ole pystytty eivätkä biomekaaniset mallit täten tuota virheetöntä käsitystä lannerangan toiminnasta. (Hodges & Cholewicki 2007, 490.)

Useiden lihasten samanaikainen yhteisaktivaatio lisää lannerangan jäykkyyttä. Eri lihasten aktivaation voimakkuus vaihtelee suoritettavasta tehtävästä riippuen stabiliteetin tuottamiseksi. Riittävä stabiliteetti pystytään tuottamaan neutraalissa ryhdissä erittäin pienellä vatsa- ja paraspinaalilihasten aktivaatiolla. Motorisen kontrollin näkökulmasta neuraalinen säätelyjärjestelmä koordinoi lihasaktiivisuuden tarkkaan suunnitelmallisesti jotta rankaan kohdistuviin sisäisiin ja ulkoisiin voimiin pystytään vastaamaan. Vartalon lihasten yhteisaktivaatio on merkittävää esimerkiksi nostettaessa raskaita esineitä tai kun vartaloon kohdistuu muutoin suuria voimia. Samankaltaista yhteisaktivaatiota on havaittu tehtävissä, joissa kuorman lisäystä ei voida ennakoida ja joissa potentiaalinen riski lannerangan rakenteille on suurempi, esimerkiksi selkäkipuisen henkilön suorittaessa kevyttä tehtävää, jossa terve

henkilö selviää ilman merkittävää yhteisaktivaatiota. (Hodges & Cholewicki 2007, 491.)

## 8.2 Motorinen kontrolli dynaamisissa tehtävissä

Staattisen stabiliteetin saavuttamiseksi vaaditaan yksinkertaisempia lihasaktivaatiomalleja kuin dynaamisen eli liikkeen aikana tapahtuvan stabiliteetin saavuttamiseksi. Dynaamisissa tehtävissä keskushermoston on säädettävä tarkkaan tasapaino ulkoisten ja sisäisten voimien välillä lihasaktiivisuuden adaptiivisella strategialla, joka sallii liikkeen aiotulla liikeradalla samalla vastustaen mahdollisia häiriöitä, ja näin säilyttäen stabiliteetin. Esimerkiksi kävelysyklin aikana lihasten aktivaatiota muutetaan riippuen ulkoisten voimien vaikutuksesta. Kantauskun aikana vartaloon kohdistuu merkittäviä reaktiivisia voimia ja tällöin on havaittavissa suurinta lihasaktivaatiota. Myös maksimaalisen vartalon rotaation aikana kävelysyklissä voidaan havaita lihasaktivaation lisäystä. Tarkasteltaessa vartalon lihasten käyttäytymistä yläraajan fleksiassa, jolla on vartaloa fleksoiva momentti, havaitaan vaihtuvia fleksoreiden ja ekstensoreiden aktivaatiosykäyksiä vasteeksi vartaloon kohdistuville voimille, joka on sopiva tapa stabiliteetin säilyttämiseksi dynaamisesta näkökulmasta. (Hodges & Cholewicki 2007, 491.)

Keskushermoston täytyy tulkita afferentit viestit mekanoreseptoreilta ja muilta sensorisilta mekanismeilta, verrata viestin sisältöä ja ympäristön vaatimuksia sisäiseen vartalon dynamiikan malliin ja tuottaa sitä vastaava lihasaktivaatiomalli niin, että vartalon lihakset aktivoituvat oikealla voimakkuudella ja oikeaan aikaan. Tämä tarkoittaa sitä, että lihasaktiiviteetin täytyy säilyttää lannerangan kontrolli intervertebraalisen rotaation ja translaation, rangon asennon ja orientaation sekä vartalon ja ympäristön välisen dynamiikan tasoilla, jotka ovat toisistaan riippuvaisia. Lisäksi, toisin kuin raajojen lihasten, vartalon lihasten täytyy osallistua homeostaattisiin toimintoihin, kuten hengitykseen ja kontinenssiin. Koska vartalon lihasten toimintavaatimukset ovat erittäin monimuotoiset, ei ole yllättävää, että motorisen

kontrollin muutokset ovat tyypillisiä selkäkipuisilla. (Hodges & Moseley 2003, 362.)

Viimeaikainen tutkimustieto osoittaa, että keskivartalon syvien lihasten osallistuminen dynaamiseen stabiliteettiin kaikissa kolmessa rotaatiosuunnassa on minimaalista. Vaikka näillä pienillä lihaksilla ei ole välttämättä suurta merkitystä rotaatiosuuntien stabiliteetin kontrollissa, on mahdollista että ko. lihaksista on muita hyötyjä. Ne saattavat esimerkiksi tuottaa vastavoimaa suurten pinnallisten lihasten rotaatiota aiheuttaville voimille. Syvien lihasten segmentaalinen kiinnittyminen voi olla tärkeää segmentaalisen liikkeen hienosäädön ja stabilaation ylläpitämisessä liikkeen aikana. On selvää, että mikäli jokin segmentti jää ilman lihaksen kiinnittymistä, ei sitä voida stabiloida optimaalisella tavalla. Pinnalliset lihakset kulkevat paikka paikoin segmenttien yli, jolloin syvien lihasten osallisuus saattaa olla erityisen tärkeää. (Hodges & Cholewicki 2007, 491-493.)

### 8.2.1 Ennakoiva kontrolli lumbopelvisen stabiliteetin säilyttämiseksi

Keskushermosto käyttää ennalta suunniteltuja ja opittuja strategioita säilyttääkseen lannerangan stabiliteetin. Esimerkiksi ylä- tai alaraajan liikkeet tai ennalta arvattava vartalon kuorman lisäys aiheuttavat liikesuunnasta ja -nopeudesta riippuvan lihasaktivaatiomallin lannerankaa tukeville syville lihaksille, joka takaa stabiliteetin. Tällaisissa tehtävissä keskushermosto ennakoi liikkeen vaikutuksen vartaloon ja suunnittelee vaadittavan lihasaktivaation häiriön voittamiseksi. (Richardson ym. 2004, 21.)

### 8.2.2 Vastekontrolli lumbopelvisen stabiliteetin säilyttämiseksi

Neuraalisen säätelyjärjestelmän on reagoitava nopeasti, kun rankaan kohdistuu ennalta arvaamaton häiriö. Tällöin häiriöön ei voida valmistautua ennalta

lisäämällä syvien lihasten aktiviteettia. Yksinkertaisimmillaan häiriöön pystytään vastaamaan refleksitasolla. Nämä reaktiot voivat sisältää monosynaptisia venytysrefleksejä, joihin kuuluu lihasspindelin venytys. Se saa aikaan afferentin impulssin ärsyttäen saman lihaksen alfamotoneuroneita, aikaansaaden lihassupistuksen. Paraspinaalilihaksissa tapahtuu lyhytviiveisiä refleksejä tilanteissa, joissa esimerkiksi käsillä otetaan vastaan kuorma, jota ei voida ennakoita. Sekä syvät että pinnalliset lihakset aktivoituvat. Tällöin refleksivaste on jossain määrin vastuussa rangan stabiloinnista. Kyseisessä skenaariossa tapahtuu myös tahdonalaista supistumista useissa vartalon ja raajojen lihaksissa refleksivasteiden jälkeen. (Richardson ym. 2004, 23.)

M. transversus abdominis on havaittu aktivoituvan ennen paraspinaalilihaksia kokeessa, jossa keskivartalo fleksoituu sen etupuolelle lisättävän odottamattoman kuorman seurauksena. M. transversus abdominis ja paraspinaalilihakset aktivoituvat samanaikaisesti, kun kehoa horjutetaan lisäämällä yläraajoille kuorma niiden liikkeen aikana. Jälkimmäinen koetilanne viittaisi siihen, että periferisistä osista tuleva afferentti impulssi voi olla osallisena vartalon lihasten vasteen syntymisessä. (Richardson ym. 2004, 24.)

Tutkimuksissa on todettu, että lisäämällä häiriön ennakoitavuutta saadaan erilainen vaste paraspinaalilihaan. Tällöin esimerkiksi multifiduksen syvemmät segmentaaliset osat aktivoituvat multisegmentaalisia osia aiemmin. (Richardson ym. 2004, 24.)

Pitkärataiset refleksit ovat monimutkaisempia kuin yksinkertaiset lihaksen venytykseen perustuvat refleksit ja sisältävät tiedon käsittelyä keskushermoston korkeammilla tasoilla transkortikaaliset mekanismit mukaanlukien. Kyseisillä reaktioilla on pidempi viive ja ne ovat mukautuvampia, mutta niihin voidaan vaikuttaa tahdonalaisesti. (Richardson ym. 2004, 25.)

On otettava huomioon, että edellä mainitut ennakoivan kontrollin ja vastekontrollin strategiat voivat tehtävästä riippuen tapahtua samanaikaisesti tai vaikuttaa muutoin toisiinsa. Ennakoivan kontrollin ja vastekontrollin luomat lihasaktivaatiokaavat ovat erittäin kehittyneitä elämän aikana opittuja ja

ohjelmoituja kaavoja, jotka vastaaavat hyvin tarkasti tehtävän vaatimuksiin. Ne ovat säädetty lannerangan stabiliteettiin vaikuttavan häiriön voimien määrän ja muiden tekijöiden mukaan. (Richardson ym. 2004, 25.)

### 8.3 Motorisen kontrollin strategioiden soveltaminen harjoitteluun

Lannerangan kontrolli tulisi käsittää dynaamisena systeeminä harkittaessa terapeutista harjoitteluinterventiota. Mikäli potilaan ongelmaan pyritään puuttumaan harjoittamalla pelkästään staattista stabiliteettia (esim. bracing – tekniikka, eli keskivartalon lihasten tahdonalainen yhteisaktivaatio), on epätodennäköistä että keskushermosto kykenee uudelleen kouluttautumaan dynaamisten tehtävien haasteisiin. Kyseisestä menetelmästä on todettu jopa olevan haittaa ylimääräisen kompression lisääntyessä. Lisäksi kyseinen tekniikka rajoittaa keskushermoston potentiaalia käyttää hyväksi lannerangan kontrollin dynaamista luonnetta. Otettaessa huomioon myös keskivartalon lihasten osallisuus tasapainoreaktioihin, hengittämiseen ja kontinenssiin, staattisen stabiliteetin harjoittamisesta voi olla lisähaittaa kokonaisvaltaiseen toimintaan. Ideaalinen ratkaisu olisi uudelleenharjoittaa keskushermoston joustavuutta käyttäen kaikkia sen optimaalisen dynaamisen kontrollin komponentteja. (Hodges & Cholewicki 2007, 508.)

Jotta kuntoutuminen onnistuisi, vaaditaan kokonaisvaltaista lähestymistapaa dynaamisen kontrollin palauttamiseksi. On olennaista puuttua muuttuneisiin toimintamalleihin, kuten esimerkiksi pinnallisten lihasten tarpeettomaan yhteisaktivaatioon, vaikkakin jokaisen potilaan tilanne on arvioitava yksilöllisesti. Seuraavassa vaiheessa keskitytään normaalin perusliikkumisen ja esim. hengityksen väärin toimintamallien poisopetteluun. Tähän sisältyy syvien lihasten aktivaation harjoittelua osana lannerangan dynaamista kontrollia, pinnallisten lihasten dynaamisen kontrollin harjoittelua, proprioseptiivisten toimintojen kuntouttamista sekä tasapainon ja hengityksen harjoittamista osana dynaamista kontrollia. Lisäksi on puututtava potilaan käsityksiin ja uskomuksiin kivusta jotka saattavat vaikuttaa kuntoutumiseen negatiivisesti. Näillä

lähestymistavoilla on todettu olevan vaikuttavuutta esimerkiksi kroonisen selkävun ja epäspesifin selkävun hoidossa. (Hodges & Cholewicki 2007, 508.)

## 9 INSTABILITEETIN KONSERVATIIVINEN HOITO

### 9.1 Segmentaalinen stabilisaatioharjoittelu

Segmentaalisen stabilisaatioharjoittelun tavoitteena on uudelleen kouluttaa neuraalista säätelyjärjestelmää sekä vahvistaa aktiivisia rakenteita ja tätä kautta vähentää kipua. Harjoittelulla pyritään vaikuttamaan välittömästi ongelmien syyhyn, eli lannerangan oletettuun instabiliteettiin. Motorinen oppiminen on avainroolissa segmentaalisessa stabilisaatioharjoittelussa.

Segmentaalinen stabilisaatioharjoittelu pohjautuu aiemmin esiteltyyn lokaalien ja globaalien lihasten jaotteluun Bergmarkin mukaan (1989). Harjoittelulla pyritään eheyttämään nivelsuojausmekanismi lannerangan osalta. (Richardson ym. 2004, 177.)

Harjoittelussa pyritään vaikuttamaan mahdollisiin toimintahäiriöihin, joita ovat tutkimusnäyttöön perustuen:

Lokaalin lihasjärjestelmän häiriöt:

- Lokaalin lihasjärjestelmän ennakoivan reaktion puute
- Lokaalien lihasten itsenäisen kontrollin puute suhteessa globaaleihin lihaksiin
- Lumbaarisen multifiduksen refleksi-inhibitio
- Transversus abdominiksen kontraktiokyvyn puute (uni- tai bilateraalisesti)
- Lumbopelvisen proprioseptiikan muutokset ja rangan neutraaliasennon ylläpitämiskyvyn puute

Globaalin lihasjärjestelmän häiriöt:

- Globaalilihasten toiminnan jakautuminen motorisen kontrollin jatkumon ääripäihin; kuormitusta kantavien lihasten liittyessä läheisesti suljetun ketjun motoriseen toimintaan ja ei-kuormitusta kantavien lihasten toiminta avoimen

ketjun motoriseen toimintaan (Esim. globaalilihasten epätarkoituksenmukainen yhteisaktivaatio)

-Kuormittamattomuuteen kuten myös nivelrakenteiden vaurioon liittyy kuormitusta kantavien lihasten nivelsuojaustoiminnan puute, josta seuraa muutoksia nivelen kuormittumisessa (Richardson ym. 2004, 177).

## 9.2 Segmentaalisen stabilisaatioharjoittelun vaiheet

Harjoittelu on jaettu kolmeen vaiheeseen, jotka ovat: 1. Paikallinen segmentaalinen kontrolli, 2. suljetun ketjun segmentaalinen kontrolli ja 3. avoimen ketjun segmentaalinen kontrolli. Jokaisen kuntoutujan kohdalla edetään yksilöllisesti tarkkaillen edistymistä ja motorista uudelleenoppimista. (Richardson ym. 2004, 178-179).

### 9.2.1 Vaihe 1: Paikallinen segmentaalinen kontrolli

Ensimmäisessä vaiheessa pyritään kouluttamaan syvien lihasten (transversus abdominis ja multifiduksen syvimät segmentaaliset osat sekä lantionpohjan lihakset ja pallea) synergististä kontraktiota itsenäisesti ilman globaalilihasten aktivaatiota. Aktivaatiota harjoitellaan joko selinmakuulla tai koukkuselinmakuulla lannerangan neutraaliasennossa. Kontraktion aikaansaamiseksi käytetään vatsanseinämän alaosan sisäänvetoa asentovihjeenä, joka oikein suoritettuna aktivoi m. transversus abdominiksen. Lantionpohjan lihasten aktivaatiota käytetään m. transversus abdominiksen kontraktion hahmottamisessa kuntoutujilla, joilla on vaikeuksia suorittaa vatsanseinämän sisäänveto oikein; lantionpohjan lihaksilla, transversus abdominiksella ja multifiduksella on osittain sama hermotus. Oikein suoritettun vatsanseinämän sisäänvedon aikana myös multifidus aktivoituu. Tällöin paikallinen nivelsuojamekanismi on aktivoituneena itsenäisesti. (Richardson ym. 2004, 178.)



Paikallisen segmentaalisen kontrollin harjoittelu voi auttaa parantamaan kineettistä tietoisuutta ja lumbopelivistä asentoaistia, jotka ovat usein häiriintyneet alaselkäkipupotilailla. Paikallisen lihasjärjestelmän kontrollin tarkoituksena on muodostaa pohja, jolle voidaan rakentaa lannerangan niveliä suurilta voimilta ja kuormilta suojaava järjestelmä. (Richardson ym. 2004, 179.)

### 9.2.2 Vaihe 2: Suljetun ketjun segmentaalinen kontrolli

Toisessa vaiheessa harjoitetaan paikallisen segmentaalisen kontrollin yhdistämistä vartalon, lantion, rintakehän ja raajojen kuormitustoimintaan. Tässä vaiheessa keskitytään alaselkäkipupotilaan nivelsuojausmekanismin toimintahäiriön seuraavaan tasoon, eli häiriöön painovoimaa vastustavassa lihastukijärjestelmässä. (Richardson ym. 2004, 179.)

Tavoitteena on ylläpitää paikallisen lihasjärjestelmän synergistinen kontraktio vetämällä vatsanseinämää sisäänpäin samalla, kun vartalon kuormitusärsykeitä vähitellen lisätään käyttäen suljetun ketjun kuormitusharjoituksia. Tästä esimerkkinä ovat istuen tehtävät yläraajojen liikkeet vastuksen kanssa ja seisten tai kävellen tehtävät harjoitukset. (Richardson ym. 2004, 224-228.) Kuormitusta lisätään hitaasti harjoittelun edetessä varmistaen, että kaikki kuormitusta kantavat lihakset jokaisesta kineettisen ketjun segmentista aktivoituvat. Etenkin lannerangan ja lantion paikallisten ja kuormitusta kantavien lihasten aktivaatiota sekä asennonhallintaa lumbopelvisellä alueella tulee tarkkailla. Näiden lihasten toiminta on usein alaselkäkipupotilailla häiriintynyt. Lisäksi tulee huomioida elämäntapatekijät, jotka ovat saattaneet johtaa kyseisten lihasten toimintahäiriöön, sillä ne voivat olla riskitekijä alaselkävun pahenemiselle tai uusiutumiselle. (Richardson ym. 2004, 179.)

### 9.2.3 Vaihe 3: avoimen ketjun segmentaalinen kontrolli

Kun kuormitusmallit hallitaan, seuraa kolmas segmentaalinen tai yksinkertaistettu malli, johon tulee kiinnittää huomiota ennen funktionaalisiin, haastavampiin tehtäviin siirtymistä. Tarkoituksena on edelleen ylläpitää paikallisen lihasjärjestelmän synergistinen kontraktio samalla, kun kuormitusta lisätään avoimen kineettisen ketjun liikkeellä, esimerkiksi lumbopelvisen alueen ja alaraajan välinen liike lonkkanivelen kautta. Viimeisen vaiheen tarkoituksena on yhdistää kaikkien lihasten toiminta toiminnallisiin jokapäiväisiin tehtäviin. Esimerkkejä avoimen ketjun harjoitteista ovat selin- tai vatsamakuulla tehtävät raajojen liikkeet tai nostot säilyttäen lannerangan neutraaliasento. (Richardson ym. 2004, 179. ja 239.)

Kolmannessa vaiheessa on mahdollista havaita puutteet segmentaalisisä kontrollissa suuria kuormia sisältävien avoimen ketjun tehtävien aikana ja varmistaa ettei ei-kuormitusta kantavissa lihaksissa tapahdu kompensatiota. Lisäksi on kiinnitettävä huomiota esim. alaraajojen alentuneisiin nivelliikkuvuuksiin, jotta rajoitukset eivät vaikuttaisi yksilön kykyyn ylläpitää lumbopelvistä stabiliteettiä liikkeen aikana. (Richardson ym. 2004, 179.)

### 9.3 Terapeuttinen harjoittelu yleisesti

Alaselkäongelmien, mukaan lukien lannerangan instabiliteetti, hoidossa on huomioitava jokainen potilas yksilönä. Terapeuttista interventiota suunniteltaessa täytyy tietää tarkkaan mihin pyritään vaikuttamaan. Tavoitteena ei ole saada potilasta yksinkertaisesti suorittamaan stabilaatioharjoitteita, vaan löytää oikeat tekniikat, kouluttaa tarkkaa asennonhallintaa ja liike- ja motorisia kaavoja varmistuen, että harjoittelu vahvistaa selkää eikä vahingoita sitä. Fysioterapian harjoittajalta vaaditaan tietoa selän toiminnasta ja myös harjoitteiden vaikutuksista. Diagnostiikan oikeellisuuteen vaaditaan tieteellisesti todistetut testit ja käytännöt. Lisäksi on hyödynnettävä edelläkävien klinikoiden tietotaitoa ja kokemusta kirjallisuudesta (McGill 2007, 529). Minkä

tahansa harjoitteen liiallinen toistaminen tai harjoitteiden monotonisuus voi johtaa lisäongelmiin (McGill 2007, 531).

Terapeuttisen harjoittelun tavoitteena on turvallinen selän aktiivisten rakenteiden vahvistaminen ja neuraalisen säätelyjärjestelmän kouluttaminen. Siksi pääsääntönä käytetään lannerangan neutraaliasennon säilyttämistä harjoitteiden aikana lisävaurioiden syntymisen ehkäisemiseksi. Kaikki harjoittelu täytyisi tapahtua kivuttomasti. Täyden liikelaajuuden harjoittamista ja palauttamista intervention aikaisessa vaiheessa on pidetty aiemmin yhtenä tärkeänä osana terapeuttisen harjoittelun onnistumisessa. On kuitenkin todettu että liikelaajuudella on erittäin vähäinen korrelaatio työkyvyttömyyttä kuvaavien asteikkojen kanssa. Nykyisen käsityksen mukaan rangan täytyy olla stabiili ennen vääntömomenttien ja kuormituksen lisäystä harjoitteluun selän suorituskyvyn lisäämiseksi. (McGill 2007, 530.)

Alaselkäkipupotilas ei tule kuntoutumaan, mikäli kivun alkuperäiseen syyhyyn ei puututa. Provokatiiviset testit ja haastattelu auttavat luomaan käsityksen kiputilojen etiologiasta sekä liikkeistä ja toiminnoista, jotka provosoivat oireita. Siksi fysioterapeutin on tärkeää tutustua yleisimpiin vammamekanismeihin minimoidakseen riskin ohjata vahingollisia harjoitteita. (McGill 2007, 530.)

Kappaleessa 9.1 esitellyn segmentaalisen stabilisaatioharjoittelun lisäksi on yleisesti käytössä terapeuttisen harjoittelun muoto, jossa käytetään ns. Bracing –tekniikkaa. Harjoitteet voivat olla mitä tahansa askelkyykyistä konttausasennossa tehtäviin harjoitteisiin. Periaatteena on säilyttää lannerangan neutraaliasento ja jännittää keskivartalon lihaksia ilman vatsanseinämän sisäänvetoa. Rintakehä ikäänkuin lukitaan liikkumattomaksi lantioon nähden keskivartalon lihasten yhteisaktivaatiolla. Pääsääntöinä harjoitteissa on vahvistaa gluteaalilihaksia, jotka ovat tärkeitä lumbopelvisen asennonhallinnan kannalta, rakentaa koko vartalon lihastoimintaa ja nivelten stabiiliteettia, kehittää lihaskestävyyttä ja –voimaa. (McGill 2007, 536-538.)

Teoriassa kyseisessä terapeuttisen harjoittelun muodossa rakennetaan ensin lannerangan stabiiliteettia monimuotoisella harjoittelulla käyttäen Bracing –

tekniikkaa. Myöhemmin, kun lannerangan stabiliteetti on alkanut eheytyä, siirrytään harjoitteisiin, joissa käytetään lannerangan liikkeitä ja niiden yhdistelmiä, esimerkiksi keskivartalon vastustettu kierto. Harjoitteiden tulee tapahtua kivuttomasti. (McGill 2007, 537.)

### 9.3 Terapeuttisen harjoittelun vaikuttavuus

Terapeuttisen harjoittelun vaikuttavuutta lannerangan instabiliteettiin ja alaselkäkiputiloihin yleisesti on tutkittu laajalti useiden tutkimusryhmien toimesta. Viimeisen 30 vuoden aikana ymmärrys lannerangan liikkeestä ja toiminnasta on kasvanut merkittävästi (Comerford & Motram 2001, 3). Kuitenkin eri harjoittelumuotojen vaikuttavuutta ja tietyn harjoitteluperiaatteen paremmuutta toisiin nähden ei olla kyetty tieteellisesti todistamaan. Useat tutkimukset tutkivat lokaalien lihasten toimintahäiriön osallisuutta lannerangan instabiliteettiin, jossa todetaan epänormaalia segmentaalista liikettä ilman muskulaarista kontrollia. (May & Johnson 2008, 179.)

#### 9.3.1 Stabilisaatioharjoitteiden vaikuttavuus

May & Johnson (2008) toteavat systemaattisessa tutkimuskatsauksessaan stabilisaatioharjoitusten olevan vaikuttavia kroonisille alaselkäkiputilaille, mutta tuloksissa on silti eroavaisuuksia. Tutkimuksissa, joissa stabilisaatioharjoittelu yhdistettiin johonkin muuhun harjoitteluun, saatiin paremmat tulokset kuin tutkimuksissa, joissa käytettiin stabilisaatioharjoituksia pelkästään. Stabilisaatioharjoitusten vaikuttavuudelle akuutin selkävun hoidossa on vähän näyttöä. Lisäksi lihaksia vahvistavien ja venytysharjoitteiden todetaan olevan vaikuttavimpia verrattuna kontrolliryhmiin. Tulokset eivät ole yhteneviä, ja merkittävää suositusta stabilisaatioharjoitteiden käyttämiselle ei voida tehdä. Katsauksen tulokset viittaavat vahvasti siihen, että on olemassa alaselkäkiputilaiden ryhmä, joka hyötyy eniten stabilisaatioharjoitteista; ryhmään kuulumisen määrittämisestä kliinisillä testeillä ei tällä hetkellä ole yhtenevää tutkimustietoa (May & Johnson 2008, 179-187). Teyhen ym. (2007) tutkivat stabilisaatioharjoituksista mahdollisesti hyötyvän alaselkäkiputilaiden ryhmän tunnuspiirteitä. Lannerangan liikeradan keskivaiheilla tapahtuva poikkeava liikemalli ja hypermobilitettiin viittaamattomuus saattavat olla indikaatioina stabilisaatioharjoitteiden valitsemiselle. (Teyhen ym. 2007, 313.)

Demoulin ym. (2007) käsittelevät kirjallisuuskatsauksessaan lumbaarisen funktionaalisen instabiliteetin konseptia. Segmentaalinen stabilisaatioharjoittelu näyttäisi olevan vaikuttavaa nimenomaan tietyllä alaselkikipupotilaiden ryhmällä, mutta tähän mennessä ei ole näyttöä siitä, että kivun ja toiminnanrajoitteiden parantuminen johtuisi nimenomaan syvien lihasten aktivaation muutoksista (Demoulin ym. 2007, 681-682). Cleland ym. (2002) päätyivät samankaltaisiin tuloksiin. Harjoitteilla on jossain määrin vaikuttavuutta instabiliteetin hoidossa, mutta tarkkaa vaikutusmekanismia ei vielä olla pystytty todistamaan (Cleland ym. 2002, 107).

Tulder ym. (2000) totesivat niin ikään terapeuttisen harjoittelun olevan yhtä tehokasta akuutin alaselkävun hoidossa kuin inaktiiviset tai aktiiviset hoitomuodot. Kroonisen alaselkävun hoidossa terapeuttisen harjoittelun paremmuudesta verrattuna inaktiivisiin hoitomuotoihin on ristiriitaista tutkimusnäyttöä. Terapeuttinen harjoittelu oli yhtä tehokasta kuin perinteinen fysioterapia kroonisen alaselkävun hoidossa. (Tulder ym. 2000, 2784.)

Ferreira ym. (2006) tarkastelivat systemaattisessa tutkimuskatsauksessaan spesifien stabilisaatioharjoitusten vaikuttavuutta alaselkä- ja lantiokipuun. Spesifit stabilisaatioharjoitteet olivat vaikuttavia lantiokivun hoidossa ja akuutin alaselkävun uusiutumisen ehkäisyssä, mutta ei varsinaisesti akuutin alaselkävun hoidossa. Kroonisen alaselkävun hoidossa harjoitteet olivat tehokkaampia kuin tavallinen lääketieteellinen hoito, mutta eivät tehokkaampia kuin manipulaatioterapia. Perinteisten fysioterapiaharjoitteiden ohelle lisätynä spesifeillä stabilisaatioharjoitteilla ei ollut lisävaikutusta kivun vähentymiseen tai toimintakyvyn parantumiseen. (Ferreira ym. 2006, 79, 84-85.)

### 9.3.2 Muut harjoitusmuodot lannerangan instabiliteetin hoidossa

Perinteisen fysioterapian ja stabilisaatioharjoittelun lisäksi on tutkittu muiden harjoitusmuotojen vaikuttavuutta vähemmän laajasti. Chatzitheodorou ym. (2007) tutkivat pilottitutkimuksessaan intensiivisen aerobisen harjoittelun vaikutusta kipuun, toimintakykyyn, psykologisiin haittoihin ja kortisolitasoihin kroonisilla alaselkäkipupotilailla. Harjoittelu vähensi kipua ja psykologisia haittoja sekä paransi toimintakykyä, muttei vaikuttanut kortisolitasoihin. (Chatzitheodorou ym. 2007, 304.)

Touche ym. (2007) tutkivat Pilates -menetelmän vaikutusta epäspesifin kroonisen selkä kivun hoidossa. Menetelmänä oli systemaattinen kirjallisuuskatsaus. Harjoittelu auttoi kivunhallinnassa sekä yleisen toimintakyvyn parantamisessa. Tutkimushenkilöiden harjoitusohjelmat olivat yksilöllisiä Pilates –menetelmän harjoituksista koottuja ohjelmia. Menetelmän vaikutuksia instabiliteetin hoidossa on tutkittu erittäin vähän ja lisätutkimuksia tarvitaan. (Touche ym. 2007, 369.)

## 10 POHDINTA

Opinnäytetyömme tarkoituksena oli selvittää, mitä lannerangan instabiliteetti tarkoittaa, mistä se johtuu, kuinka se voidaan todeta ja millainen vaste terapeuttisella harjoittelulla on lannerangan instabiliteetin kuntouttamisessa. Koemme, että olemme onnistuneesti vastanneet asettamiimme tutkimusongelmiin ja saneet yksiin kansiin kattavan kuvauksen lannerangan instabiliteetista.

Tarkoituksenamme oli rakentaa työstä oppimateriaali opiskelijoille ja aiheesta kiinnostuneille fysioterapeuteille. Tästä syystä olemme paneutuneet tarkasti instabiliteetin teoreettiseen perustaan ja esitelleet aihetta tästä teoreettisesta näkökulmasta.

Aiheen valinta lähti omasta mielenkiinnostamme lannerangan instabiliteettiin. Kyseessä on aihe, jota on tutkittu jo lähes 50 vuotta, mutta siltikään minkäänlaista konsensusta ei olla vielä saatu aikaan. Eriäviä mielipiteitä ja kiistanalaisuuksia löytyy paljon ja useat tiedot ovat hajallaan, mistä syystä onkin tärkeää saada perustavanlaatuinen tietopaketti yksiin kansiin. Käytännön kokemuksen puutteen vuoksi emme välttämättä ole pystyneet yhdistämään kaikkea teoriaa loogisesti toisiinsa. Perusteet ovat kuitenkin selkeästi esillä ja aiheesta kiinnostunut saa työstämme tarvitsemansa tietopaketin siitä, mistä lannerangan instabiliteetista on kysymys.

Asettamamme tutkimusongelmat autoivat tiedonhaussa ja työn kirjoittamisessa loogisesti eteneväksi kokonaisuudeksi. Työmme on puhtaasti teoreettinen kokonaisuus, joten mitään toiminnallista osuutta emme ole rakentaneet. Tuloksellisen hoitosuosituksen laatimisen jätämmekin seuraaville asiasta kiinnostuneille tehtäväksi.

Lähdekirjallisuuden ja tutkimusmateriaalin keräämiseen, seulontaan ja lukemiseen käytimme todella paljon aikaa, sillä aiheen tietomäärä on valtava. Tutkimuksia haimme EBSCO, Science Direct, PubMed ja Cochrane -



tietokannoista. Hakutermeinä käytimme: "lumbar stability", "lumbar stability AND therapeutic exercise", "lumbar instability", "segmental instability", sekä tiettyjen tutkijoiden nimiä. Hakutuloksia oli yhteensä n. 4000 artikkelia. Karsimme lähteitä ajankohtaisuuden, tutkijan, aihealueen ja sen mukaan, kuinka hyvin tutkimus vastasi asettamiimme tutkimusongelmiin. Karsimisen jälkeen luettavia tutkimuksia jäi n. 200kpl. Näistä tutkimuksista valittiin vielä kirjoitusprosessiin jäävät tutkimukset itse kirjoituksen aikana. Työhön mukaan otettavat tutkimukset jaettiin aihealueittain tutkimusongelmien mukaan. Joidenkin tutkimusten kohdalla saimme apua ulkopuoliselta taholta.

Tietokantojen kautta kokonaiseen artikkelieihin pääsyä on rajoitettu paljon, mikä vaikeuttaa kirjallisuuskatsauksen tekoa huomattavasti. Tästä syystä aikaa menee erityinen määrä vielä manuaaliseen tiedonhakuun esimerkiksi kirjastoissa ja joidenkin lehtien omissa Internet –arkistoissa. Erityisen hyviksi lähteiksi ovat osoittautuneet The Spine, Manual Therapy, Journal of Biomechanics ja Journal of Electromyography and Kinesiology. Kirjallisuuskatsauksen tekeminen on todella mielenkiintoista, mutta aikaa täytyy varata paljon. Voimme suositella vastaavaa opinnäytetyötä opiskelijoille, joita todella kiinnostaa käsillä oleva aihe.

Opinnäytetyön kirjoittamisprosessi kesti noin kolme kuukautta. Kirjoitustuntien määrä vaihteli päivästä riippuen. Jaoimme aihealueet keskenämme ja teimme kirjoitustyön itsenäisesti. Pyrimme minimoimaan ajatus- ja tulkintavirheet lukemalla säännöllisesti toistemme kirjoitukset ja kommentoimalla niitä. Aiheesta keskusteleminen ja aiheen kritisoiminen teki käsittelystä selkeämpää ja auttoi ymmärtämään todella haastavaa aihetta paremmin. Suosittelemme vastaavanlaisen opinnäytetyön tekijöille yhteistä kirjoittamista, sillä silloin keskustelu ja kritiikki olisi jatkuvaa eikä yksikään rivi pääsisi ohi toisen silmäparin.

Opinnäytetyön tavoitteisiin nähden koemme onnistuneemme työssämme erittäin hyvin. Tietomäärämme aiheesta on lisääntynyt kirjoittaessa todella paljon ja toivomme, että omaksumamme tieto siirtyy opinnäytetyömme myötä myös muille aiheesta kiinnostuneille opiskelijoille ja fysioterapeuteille.

Lannerangan instabiliteetin olemassaoloa konseptina on kritisoitu paljon, kuten työssämme on esitetty. Myös terapeuttisen harjoittelun vaikuttavuudesta juuri lannerangan instabiliteetin hoidossa ollaan montaa eri mieltä. Englanninkielessä ”core strengthening” ja ”core stability” –nimillä esiintyvät konseptit ovat saaneet monet kliinikot ja tutkijat suhtautumaan kriittisesti nykyisiin epäspesifin- ja instabiliteettiin liittyviin selkävun hoitomenetelmiin. Kuten harjoittelun vaikuttavuus –osiossa olemme todenneet, hoitotulokset ovat ristiriitaisia riippumatta käytettävästä hoitomenetelmästä. Lokaalien lihasten harjoittelua on pidetty tärkeänä, mutta nykyisin on yhä enemmän viittauksia siihen, että yksittäisten lihasten harjoittamisen painottaminen voi olla jopa epäedullista. Harjoittelun tulisikin keskittyä funktionaalisiin motorisiin kaavoihin. Lisäksi, tähänastisissa tutkimuksissa ei olla pystytty määrittämään harjoittelun annostusmääriä ja vasteita niille. Stabilisaatioharjoitusten määrä on merkittävän suuri, eikä tehokkaimpia harjoituksia olla pystytty nimeämään. Vaikuttaisi siltä, että spesifien stabilisointiharjoitusten sijaan voi olla hyödyllisempää ohjata potilaat aktiivisemmän hoito-ohjelman pariin joka vastaa heidän yksilöllisiä tarpeitaan.

## LÄHTEET

Adams, M., Bogduk, N., Burton, K., Dolan, P. 2006. *The Biomechanics of Back Pain*. Second Edition. Elsevier Ltd.

Ainscough-Potts, A-M., Morrissey, M., Critchley, D. 2006. The response of the transverse abdominis and oblique muscles to different postures. *Manual Therapy*. 11. 54-60.

Alam, A. 2002. Radiological evaluation of lumbar intervertebral instability. *Ind. J. Aerospace Med.* 46(2). 48-53.

Bergmark, A. 1989. Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*. 230(60). 1-54.

Brown, M., Holmes, D., Heiner, A. 2002. Measurement of Cadaveric Lumbar Spine Motion Segment Stiffness. *Spine*. 27(9). 918-922.

Bräm, J., Zanetti, M., Min, K., Hodler, J. 1998. MR abnormalities of the intervertebral disks and adjacent bone marrow as predictors of segmental instability of the lumbar spine. *Acta Radiologica*. 39(1). 18-23.

Cano-Gómez, C., Rodriguez de la Rúa, J., Garcia-Guerrero, G., Julia-Bueno J., Marante-Fuertes, J. *Physiopathology of Lumbar Spine Degeneration and Pain*. *Rev. esp. ortop. traumatol.* 2008. 52. 37-46.

Chatzitheodorou, D., Kabitsis, C., Malliou, P. & Mougios, V. 2007. A pilot study of the effects of high-intensity aerobic exercise versus passive interventions on pain, disability, psychological strain, and serum cortisol concentrations in people with chronic low back pain. *Physical Therapy*. 87(3). 304-312

Cholewicki, J. & McGill, S. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for the injury and chronic low back pain. 11(1). 1-15.

Cholewicki, J., Silfies, S., Shah, R., Greene, H., Reeves, P., Alvi, K. & Goldberg, B. 2005. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*. 2614-2620.

Cleland, J., Schulte, C. & Durall, C. 2002. The role of therapeutic exercise in treating instability-related lumbar spine pain: A systematic review. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 16. 105-115.

Comerford, M. J. & Mottram, S. L. 2001. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy*. 6(1). 3-14.

Comerford, M.J. & Mottram, S. L. 2001. Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Manual Therapy*. 6(1). 15-26.

Danneels L. 2007. Clinical anatomy of the lumbar multifidus. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. Kiina: Elsevier, 75-84

Demoulin, C., Distrée, V., Tomasella, M., Crielaard J-M., Vanderthommen M. 2007. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. *Annales de réadaptation et de médecine physique*. 50. 677-684.

Dupuis, P., Yong-Hing, K., Cassidy, D., Karkady-Willis, W. 1985. Radiological diagnosis of degenerative spinal instability. *Spine*. 10(3). 262-267.

Ferreira, P. H., Ferreira, M. L., Maher, C. G., Herbert, R. D. & Refshauge, K. 2006. Specific stabilization exercise for spinal and pelvic pain: A systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*. 52. 79-88.

Fritz, J., Erhard, R., Hagen, B. 1998. Segmental Instability of the Lumbar Spine. *Physical Therapy*. 78(8). 889-896.

Gay, R., Ilharreborde B., Zhao, K., An K-N. 2006. Sagittal plane motion in the human lumbar spine: Comparison of the in vitro quasi-static neutral zone and dynamic motion patterns. *Clinical Biomechanics*. 21. 914-919.

Gibbons, S. *Clinical anatomy and function of psoas major and deep sacral gluteus maximus*. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. Kiina: Elsevier, 96-111.

Gibson, J. & McCarron, T. 2004. Feedforward muscle activity: An investigation into the onset and activity of internal oblique during two functional reaching tasks. *Journal of bodywork and movement therapies*. 104-113.

Granata, K. & Slota, P. 2004. Influence of Fatigue in Neuromuscular Control of Spinal Stability. *Hum Factors*. 46(1). 81-91.

Haxby Abbott, J., Flynn, T., Fritz, J., Hing, W., Reid, D., Whitman, J. 2009. Manual physical assessment of spinal segmental motion: Intent and validity. *Manual Therapy*. 14. 36-44.

Hicks, G., Fritz, J., Delitto, A., McGill, S. 2006. Preliminary Development of a Clinical Prediction Rule for Determining Which Patients With Low Back Pain Will Respond to a Stabilization Exercise Program. *Arch Phys Med Rehabil*. 86. 1753-1762.

Hicks, G., Fritz, J., Delitto, A., Mishock, J. 2003. Interrater Reliability of Clinical Examination Measures for Identification of Lumbar Segmental Instability. *Arch Phys Med Rehabil*. 84.1858-1864

Hides J. 2005. *Nivelvaurio*. Teoksessa: Richardson C., Hodges P., Hides J. (toim.) *Terapeuttinen harjoittelu ja keskivartalon hallinta*. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy. 119-127.

Hodges, P. & Cholewicki, J. 2007. Functional Control of the Spine. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) Movement, Stability and Lumbopelvic Pain. Kiina: Elsevier 489-512.

Hodges, P. & Richardson, Carolyn. 1999. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. Neuroscience Letters. 265. 91-94.

Hodges, P. & Moseley, L. 2003. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. Journal of Electromyography and Kinesiology. 13(4). 361-370.

Hodges, P. 2005. Kipumallit. Teoksessa: Richardson C., Hodges P., Hides J. (toim.) Terapeuttinen harjoittelu ja keskivartalon hallinta. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy. 119-127.

Hodges, P. & Richardson, C. 1999. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. Neuroscience letters. 91-94.

Howarth, S.J., Allison, A.E., Grenier, S.G., Cholewicki, J., McGill, S. 2004. On the implications of interpreting the stability index: a spine example. Journal of Biomechanics. 37. 1147-1154.

Jemmett, R.S., MacDonald D.A., Agur, A.M.R. 2004. Anatomical relationships between selected segmental muscles of the lumbar spine in the context of multi-planar segmental motion: a preliminary investigation. Manual Therapy. 9. 203-210.

Kapandji, I.A. 1997. Kinesiologia 3: Selkärangan, rintakehän ja lantion nivelten toiminta. 1. painos. Laukaa: Medirehab.

Kasai, Y., Morishita, K., Kawakita, E., Kondo, T., Uchida, A. 2006. A New Evaluation Method for Lumbar Spinal Instability: Passive Lumbar Extension Test. *Physical Therapy*. 86(12). 1661-1667.

Kavcic, N., Grenier, S. & McGill, S. 2004 Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*. 1254-1265

Koivula, U-M., Suihko, K. & Tyrväinen J. 2002. *Mission: Possible, Opas opinnäytteen tekijälle*. Tampere: Pirkanmaan ammattikorkeakoulun julkaisusarja C. Oppimateriaalit. Nro 1.

La Touche, R., Escalante, K. & Linares, M. T. 2007. Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates Method. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 12. 364-370.

Leone, A., Gugliemi, G., Cassar—Pullicino, V., Bonomo, L. 2007. Lumbar Intervertebral Instability: A Review. *Radiology*. 245(1). 62-77.

Leone, A., Cassar-Pullicino, V., Gugliemi, G., Bonomo, L. 2009. Degenerative lumbar intervertebral instability: what is it and how does imaging contribute?. *Skeletal Radiology*. 38. 529-533.

Magee D. 2008. *Orthopedic Physical Assessment*. Fifth Edition. Saunders Elsevier. Missouri.

Maher, C., Simmonds, M., Adams, R. 1998. Therapists' Conceptualization and Characterization of the Clinical Concept of Spinal Stiffness. *Physical Therapy*. 78(3). 289-300.

Marshall, P. & Murphy, B. 2009. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1-7.

May, S. & Johnson, R. 2008. Stabilisation exercises for low back pain: a systematic review. *Physiotherapy*. 94. 179-189.

McConnell, J. Recalcitrant chronic low back and leg pain – a new theory and different approach to management. *Manual Therapy*. 2002. 7(4). 183-192.

McGill, S., & Cholewicki, J. 2001. Biomechanical Basis for Stability: An Explanation to Enhance Clinical Utility. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 31(2). 96-100.

McGill, S. 2002. *Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. 1. painos. Illinois, Champaign: Human Kinetics.

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

McGill, S., Grenier, S., Kavcic, N., Cholewicki, J. 2003. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 353-359.

Modic, M., Masaryk, T., Ross, J., Carter, J. 1988. Imaging of Degenerative Disk Disease. *Radiology*. 168. 177-186.

Moseley, L. Motor Control in Chronic Pain: new ideas for effective intervention. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. Kiina: Elsevier, 513-525.

Mulholland, R.C. 2008. The myth of lumbar instability: the importance of abnormal loading as a cause of low back pain. *Eur. Spine Journal*. 17. 619-625.

Neumann, D. 2002. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. 1. painos. St. Louis, Missouri, Yhdysvallat: Mosby, Inc.



O'Sullivan, P.B. 2000. Lumbar segmental "instability": clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*. 5(1). 2-12.

O'Sullivan, P.B. 2005. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. 10. 242-255.

Panjabi, M. 1992a. The Stabilizing System of the Spine. Part 1. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of spinal disorders and techniques*. 5(4). 383-389.

Panjabi, M. 1992b. The Stabilizing System of the Spine. Part 2. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of spinal disorders and techniques*. 5(4). 390-379.

Panjabi, M. 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 13. 371-379.

Panjabi, M. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Fysioterapeuten* nr. 10 oktober 2007. 20-25.

Paris, S. & Viti, J. 2007. Differential diagnosis of low back pain. *Teoksessa Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. 381-390.

Pitkänen, M.T., Manninen, H.I., Lindgren, K-A.J., Sihvonen, T.A., Airaksinen, O., S. Soimakallio. 2002. Segmental Lumbar Spine Instability af Flexion-Extension Radiography can be Predicted by Conventional Radiography. *Clinical Radiology*. 57. 632-639.

Platzer, W. 2004. *Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 1: Locomotor System*. 5. uusittu painos. Würzburg, Saksa: H. Stürtz AG.

Preuss, R. & Fung, J. 2005. Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. 10. 14-20.

Reeves, N.P., Cholewicki, J. & Milner, T. 2005. Muscle reflex classification of low-back pain. *Journal of electromyography and kinesiology*. 53-60.

Reeves, N., Narendra, K., Cholewicki, J. 2007. Spine stability: The six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics*. 22. 266-274.

Richardson, C., Hodges, P. & Hides, J. 2005. *Terapeuttinen harjoittelu ja keskivartalon hallinta: Motorisen kontrollin näkökulma alaselkävun hoidossa ja ennaltaehkäisyssä*. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy.

Ruberté, L., Natarajan, R., Andersson, G. 2009. Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behaviour of the adjacent segments – A finite element model study. *Journal of Biomechanics*. 42. 341-348.

Sahrmann, S. 2002. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. Mosby, Inc. Missouri.

Schneider, M., Erhart, R., Brach, J., Tellin, W., Imbarlina, F., Delitto, A. 2008. Spinal Palpation for Lumbar Segmental Mobility and Pain Provocation: An Interexaminer Reliability Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 31(6). 465-473.

Tarnanen, S. & Hemminki, A. 2009. Lannerangan instabiliteetti – teoriasta käytäntöön. *Fysioterapia*. 8. 43-47.

Teyhen, D. S., Flynn, T. W., Childs, J. D. & Abraham, L. D. 2007. Arthrokinematics in a subgroup of patients likely to benefit from a lumbar stabilization exercise program. *Physical Therapy*. 87(3). 313-325.

Tsao, H., Druitt, T., Schollum, T. & Hodges, P. 2010. Motor training of the lumbar paraspinal muscles induces immediate changes in motor coordination in patients with recurrent low back pain. *The journal of pain*. 5.

Urquhart, D. & Hodges, P. Clinical anatomy of the anterolateral abdominal muscles. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. Kiina: Elsevier, 75-84

Van Tulder, M., Malmivaara, A., Esmail, R. & Koes, B. 2000. Exercise Therapy for Low Back Pain. *Spine*. 25(21). 2784-2796.

Vleeming, A., Mooney, V. & Stoeckart, R. *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain, Integration of research and therapy*. 2007.

Vasseljen, O., Haldis, H., Mork, P. & Torp, H. 2006. Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. *Clinical biomechanics*. 905-913.

Vibe Fersum, K., O'Sullivan, P.B., Kvåle, A., Skouen, J.S. 2008. Inter-examiner reliability of a classification system for patients with non-specific low back pain. *Manual Therapy*. 1-7.

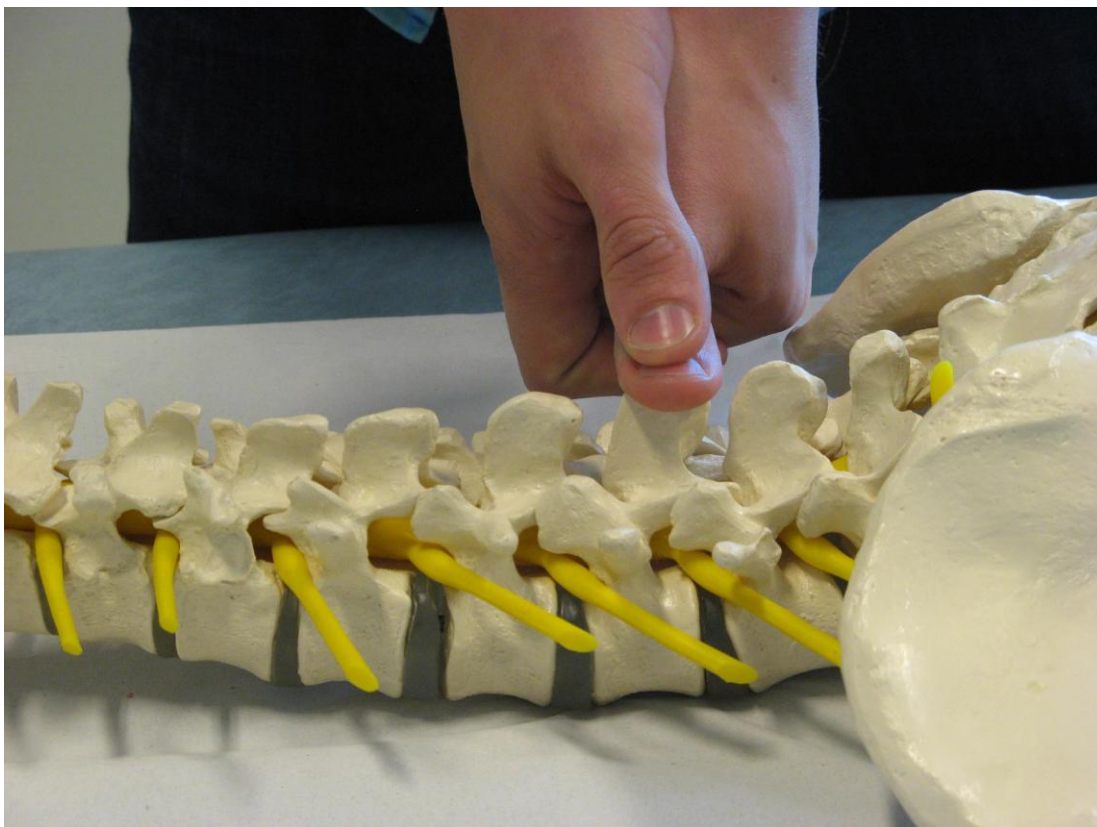
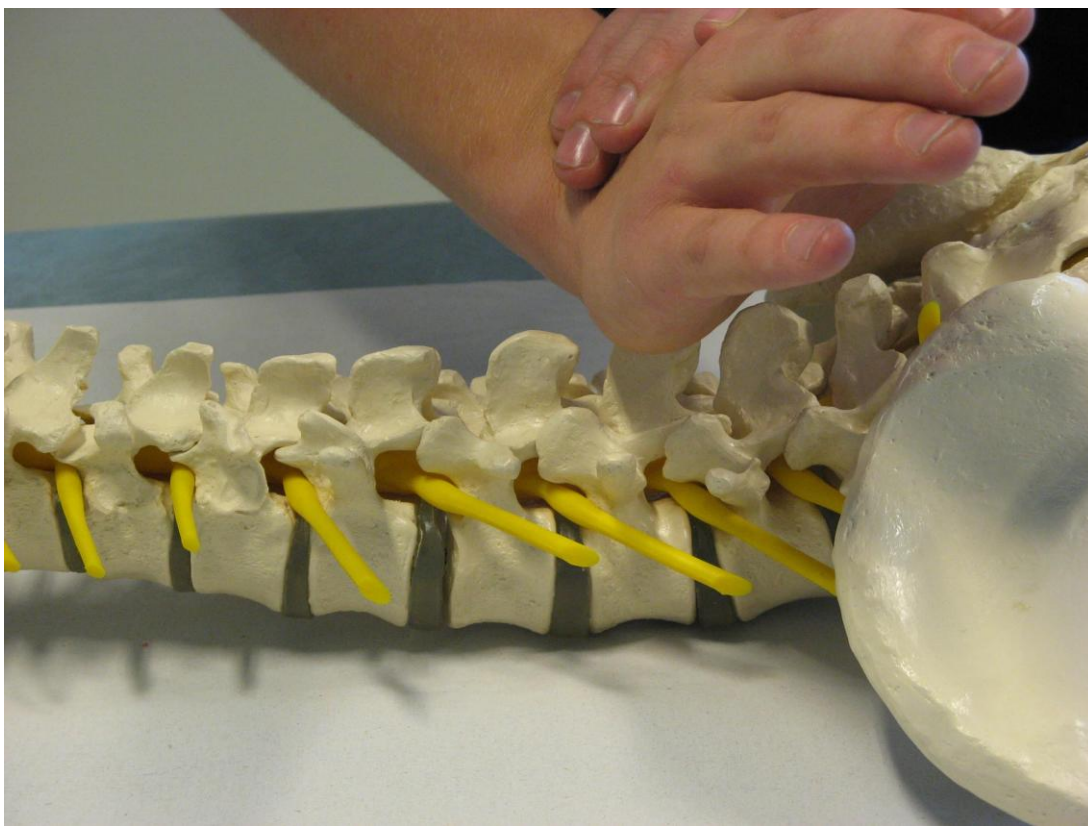
Vleeming, A. & Stoeckart R. The role of the pelvic girdle in coupling the spine and the legs: a clinical-anatomical perspective on pelvic stability. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. Kiina: Elsevier, 114-137.

Willard, F.H. The muscular, ligamentous, and neural structure of the lumbosacrum and its relationship to low back pain. Teoksessa: Vleeming, A., Mooney, V., Stoeckart R. (toim.) *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain*. Kiina: Elsevier, 5-45.

Zhao, F., Pollintine, P., Hole, B., Dolan, P., Adams, M. 2005. Discogenic origins of Spinal Instability. *Spine*. 30(23). 2621-2630.

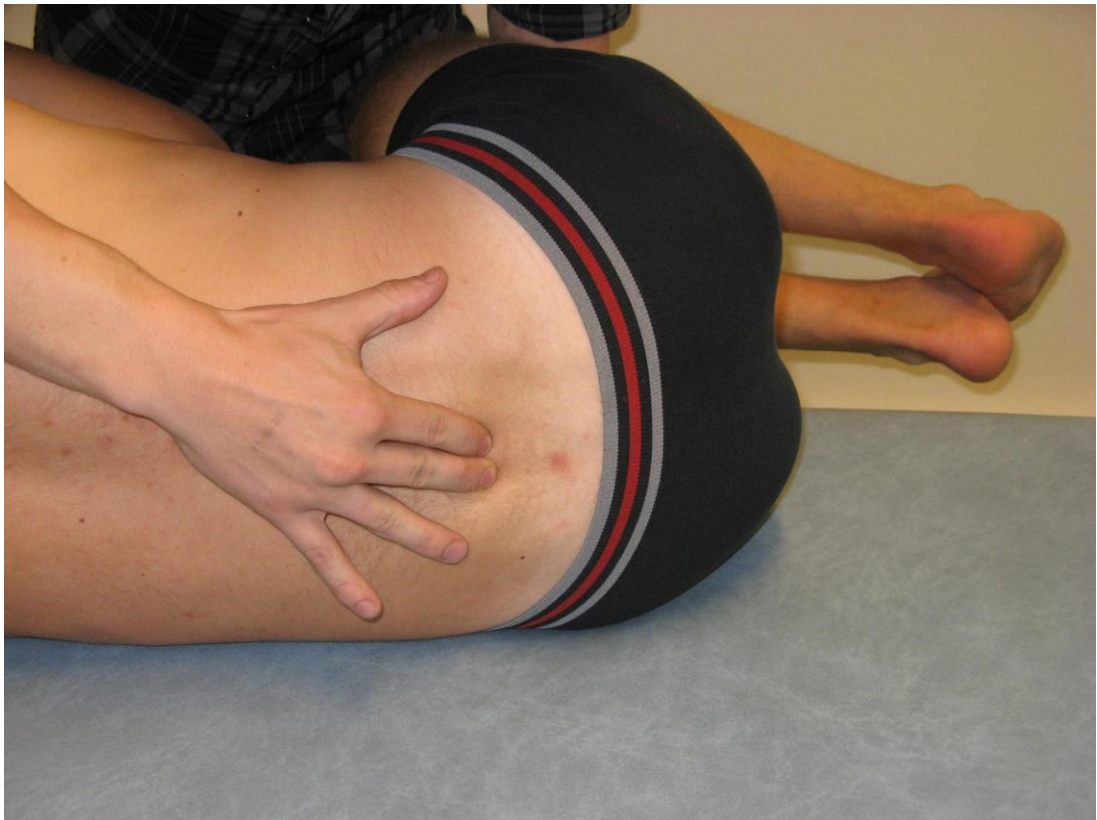
## LIITTEET

## Liite 1



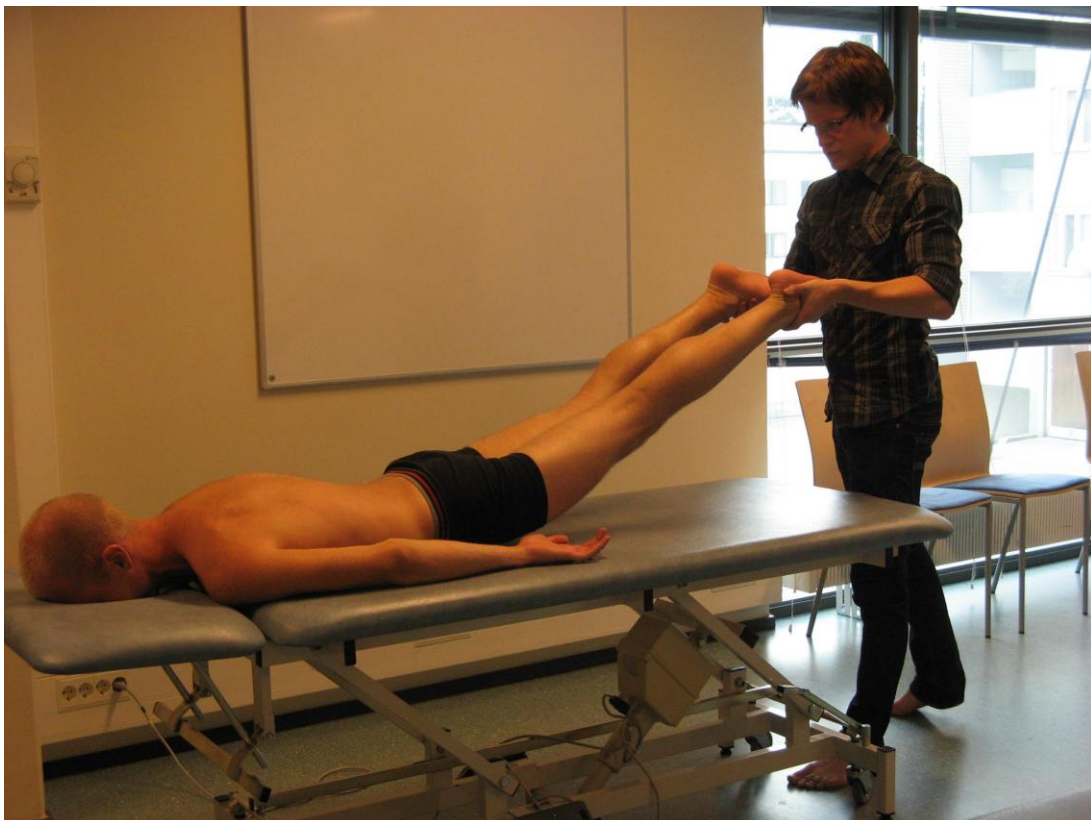
Kuvat 1 ja 2. PAIVM –testi.

Liite 2.



Kuva 3. PPIVM –testi.

## Liite 3.



Kuva 4. Passiivinen lannerangan ekstensio.

## Liite 4.



Kuvat 5 ja 6. Vatsamakuulla tehtävä instabiliteettitesti.