

**LISÄPAINOJEN VAIKUTUS SELKÄRANGAN  
KUORMITTUMISEEN STAATTISESSA SEISOMA-  
ASENNOSSA**

Miikka Luukkainen

Biomekaniikan Pro Gradu -tutkielma

Syksy 2004

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaaja:

Teemu Pullinen

# TIIVISTELMÄ

**Luukkainen, Miikka Vesa-Martti. 2004. Lisäpainojen vaikutus selkärangan kuormittumiseen staattisessa seisoma-asennossa. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Biomekaniikan Pro Gradu -tutkielma.**

Selkärangan kuormittumisen mittaamiseen on aikaisemmin käytetty hyvin erilaisia menetelmiä, kuten EMG avusteisia biomekaanisia mallinnuksia, vatsan sisäisen paineen määrittämistä sekä välilevyyn kohdistuvan paineen mittaamista. Näiden menetelmien lisäksi selkärangan kuormittumisen määrittämiseksi on käytetty hyväksi selkärangan pituuden mittaamista. Aikaisemmissa tutkimuksissa ei olla kuitenkaan tutkittu selkärangan kuormittumista raskailla painoilla. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää selkärangan kuormittumista sekä palautumista staattisessa seisoma-asennossa raskaiden painojen ollessa kyseessä.

Koehenkilöinä (n=10) tutkimuksessa oli 5 miespuolista ja 5 naispuolista yliopisto-opiskelijaa. Mittausprotokolla sisälsi 4 x 2 minuutin mittaista seisoma-asennossa suoritettua staattista kuormitusjaksoa. Lisäpainojen määrä kuormituksissa oli 25 kg, 40 kg, koehenkilön painoa vastaava määrä sekä 1.5 x koehenkilön paino. Jokaisen kuormitusjakson jälkeen koehenkilöt lepäsivät ns. Fowlerin asennossa 15-25 minuuttia. Pituus mitattiin stadiometrillä ennen ja jälkeen jokaisen kuormitusjakson. Lisäksi kuormitusjaksojen aikana koehenkilöiltä mitattiin EMG aktivaatiotasot m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis ja m. erector spinae lumbalis lihaksista. EMG tuloksia käytettiin hyväksi määrittäessä suorituksen aikaista vatsaontelon sisäisen paineen määrää. Tilastolliset analyysit tehtiin SPSS-ohjelmalla käyttäen toistomittauksiin tarkoitettua varianssianalyysiä (MANOVA).

Tulosten mukaan pituuden menetys ei tapahtunut täysin lineaarisesti kuormitusta lisättäessä. Parhaiten tuloksia kuvaa logaritminen yhteys kuorman ja pituuden menetyksen välillä ( $R^2=0.97$ ). Kolmannen ( $3.07\pm 1.27$  mm) ja neljännen ( $3.51\pm 2.41$  mm) kuorman jälkeiset pituuden menetykset poikkesivat tilastollisesti merkittävästi ensimmäisen kuorman ( $1.62\pm 1.43$  mm) jälkeisestä pituuden menetyksestä ( $p<0.01$  ja  $p<0.05$ ). Pituuden muutoksen ja kuorman kasvun välillä ei havaittu korrelaatiota, vaikka tulokset suhteutettiin välilevyjen kokoon nähden. Kuitenkin pituus kasvoi merkittävästi jokaisen lepojaksion jälkeen verrattuna kuormituksen jälkeiseen pituuteen. Myös kuormitusten jälkeiset pituustulokset laskivat merkittävästi ennen kuormitusta mitattuun lepopituuteen nähden. Merkittävimmät pituudenmenetykset tapahtuivat kolmannen sekä neljännen kuormituksen jälkeen ( $p<0.001$ ). Lisäksi tulokset osoittivat, että suoran ja vinon vatsalihaksen aEMG tasot eivät kasvaneet merkittävästi kuormituksen noustessa. Sen sijaan suoran selkälihaksen aEMG tasot kasvoivat merkittävästi toisen (13 %), kolmannen (25 %) ja neljännen (43 %) kuormituksen aikana verrattuna ensimmäiseen kuormaan nähden ( $p<0.05$ ,  $p<0.001$  ja  $p<0.001$ ).

Johtopäätöksenä voidaan todeta, että tässä tutkimuksessa pituuden menetys ei ollut lineaarista kuorman kasvaessa. Tähän on saattanut vaikuttaa osmoottisen paineen kasvu välilevyjen sisäosissa sekä välilevyjen jäykkyysominaisuuksien lisääntyminen kuormituksen kasvaessa. Kuitenkin tulokset tukivat sitä näkemystä, että 15-25 minuutin lepojaksio Fowlerin asennossa on riittävä palauttamaan selkärangan pituuden lähelle alkupituutta myös raskaiden kuormien ollessa kyseessä. Lisäksi tutkimuksen mukaan vatsaontelon paineella ei ole samanlaista merkitystä staattisessa suorituksessa kuin dynaamisessa kuormitustilanteessa.

Avainsanat: selkärangan kuormittuminen, palautuminen, vatsaontelon paine, stadiometri

# SISÄLTÖ

1 JOHDANTO .....	5
2 SELKÄRANGAN PERUSRAKENNE .....	7
2.1 Nikamat .....	7
2.2 Välilevyt ja ligamentit.....	8
3 SELKÄRANGAN KUORMITUKSEN MITTAAMINEN.....	12
3.1 Stadiometri .....	12
3.1.1 Stadiometrin luotettavuus .....	14
3.1.2 Stadiometrin soveltuvuus.....	16
3.1.3 Välilevyjen koon huomioiminen stadiometrimittauksissa.....	17
3.2 EMG menetelmät selkärangan kuormittavuuden mittarina .....	18
3.2.1 Yleistä elektromyografia (EMG) menetelmästä .....	18
3.2.2 EMG:n hyödynnettävyys selkärangan kuormituksen määrittämisessä..	19
3.3 Vatsaontelon sisäisen paineen merkitys.....	23
4 SELKÄRANGAN KUORMITTUMINEN ERILAISISSA KUORMITUSTILANTEISSA .....	26
4.1 Selkärangan kuormittuminen dynaamisissa liikuntasuorituksissa.....	26
4.2 Selkärangan kuormittuminen istuma-asennoissa.....	30
4.3 Selkärangan kuormittuminen staattisissa asennoissa.....	31
4.4 Selkärangan kuormitus ja palautuminen .....	35
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT.....	38
5.1 Tutkimusongelmat .....	38
5.2 Tutkimuksen hypoteesit .....	38
6 TUTKIMUSMENETELMÄT .....	39
6.1 Koehenkilöt.....	39
6.2 Koeasetelma .....	39

6.3	Mittausmenetelmät.....	42
6.3.1	Käytetty mittalaitteisto.....	42
6.3.2	Tutkimustulosten analysointi .....	43
6.4	Tilastolliset menetelmät .....	44
7	TULOKSET .....	45
7.1	Pituusmittaustulokset .....	45
7.1.1	Pituuden muuttuminen kuormituksen kasvaessa .....	46
7.1.2	Pituuden palautuminen levon jälkeen. ....	48
7.2	EMG tulokset .....	49
7.2.1	EMG:n muuttuminen kuormituksen kasvaessa.....	49
8	POHDINTA .....	52
8.1	Pituuden muuttuminen kuormituksen jälkeen.....	52
8.2	Pituuden palautuminen.....	55
8.3	Vatsaontelon paineen muuttuminen EMG:n avulla mitattuna .....	57
8.4	Tulosten luotettavuus ja metodien tarkastelu.....	59
9	JOHTOPÄÄTÖKSET .....	60
	LÄHTEET.....	61

# 1 JOHDANTO

Selkäranka muodostaa yhden tärkeimmistä elimistön toiminnallisista rakenteista. Se mahdollistaa vartalon erisuuntaiset liikkeet ja samalla toimii tukirakenteena koko elimistölle. Toisaalta selkäranka altistuu hyvin suurelle kuormitukselle jo pelkästään arkipäivän toiminnoissa. Erilaiset selkäsairaudet ovatkin lisääntyneet huomattavasti viime vuosina yhteiskunnassamme. Näin ollen on syntynyt lisääntynyt tarve erilaisille selkärangan kuormittavuutta osoittaville mittaamenetelmille. Selkärangan kuormituksen mittaamiseen on käytetty aikaisemmin hyvin erilaisia mittaamenetelmiä kuten EMG avusteisia biomekaanisia mallinnuksia, vatsan sisäisen paineen määrittämistä, välilevyyn kohdistuvan paineen mittaamista ja muita fysiologisia mittauksia.

Edellä mainittujen mittaamenetelmien lisäksi selkärangan pituuden vähenemistä on käytetty useissa tutkimuksissa yhtenä selän kuormittavuutta osoittavana mittarina. Selkärangan pituuden väheneminen johtuu liikesegmentin pituuden vähenemisestä (Van Dieen, & Toussaint 1993). Tämä pituuden muutos perustuu kahteen kuormituksessa tapahtuvaan prosessiin. Ensinnäkin, selkärankaan kohdistuva paine aiheuttaa välilevyjen sisäisen paineen kasvua, jonka seurauksena suuri määrä välilevyn sisältämää nestettä puristautuu ulos. Veden määrän väheneminen on vastaavasti riippuvainen välilevyjen kunnosta. Toiseksi, pituuden väheneminen on seurausta välilevyjen elastisesta muodonmuutoksesta, jossa välilevyjen reunaosa laajenee lateraalisesti ulospäin. Useiden tutkimusten mukaan (mm. Krämer ym. 1985; Adams & Hutton 1983) kummatkin edellä mainituista mekanismeista vaikuttavat selkärangan pituuden muutokseen mutta välilevyjen elastisella muodonmuutoksella on merkittävämpi vaikutus pituuden muutokseen kuin nesteen poistumisella välilevystä. Tämä pätee erityisesti normaaliin terveeseen välilevyyn.

Van Dieenin ja Toussaintin (1993) mukaan dynaaminen kuormitus aiheuttaa suurempia muutoksia välilevyihin kuin staattinen kuormitus. Tämä saattaa johtua mm. siitä, että dynaamisen työskentelyn myötä selkärankaan kohdistuu suurempia huippukuormia, joiden kumulatiiviset vaikutukset ovat suuremmat kuin puhtaasti staattisessa

työskentelyssä. Samansuuntaisia tuloksia ovat saaneet myös Kumar ja Davis (1983) tutkiessaan dynaamisen ja staattisen kuormittavuuden eroja. Heidän mukaansa dynaaminen kuorman nostaminen oli kaksi kertaa selkärangaa kuormittavampaa kuin samaisen kuorman staattinen kannatteleminen. Tulokseen saattaa vaikuttaa myös se, että dynaamisessa liikkeessä elimistön suojausmekanismit aktivoituvat, jolloin myös lihasaktivaatiotasot ovat suurempia. Sen sijaan pitkäkestoisen staattisen kuormituksen tiedetään aiheuttavan solujen tuhoutumista välilevyissä, joka on yksi välilevydegeneraation indikaattoreista (Lotz & Chin 2000). Solujen tuhoutumisen määrä riippuu vastaavasti välilevyihin kohdistuvan kuormituksen määrästä ja kestosta.

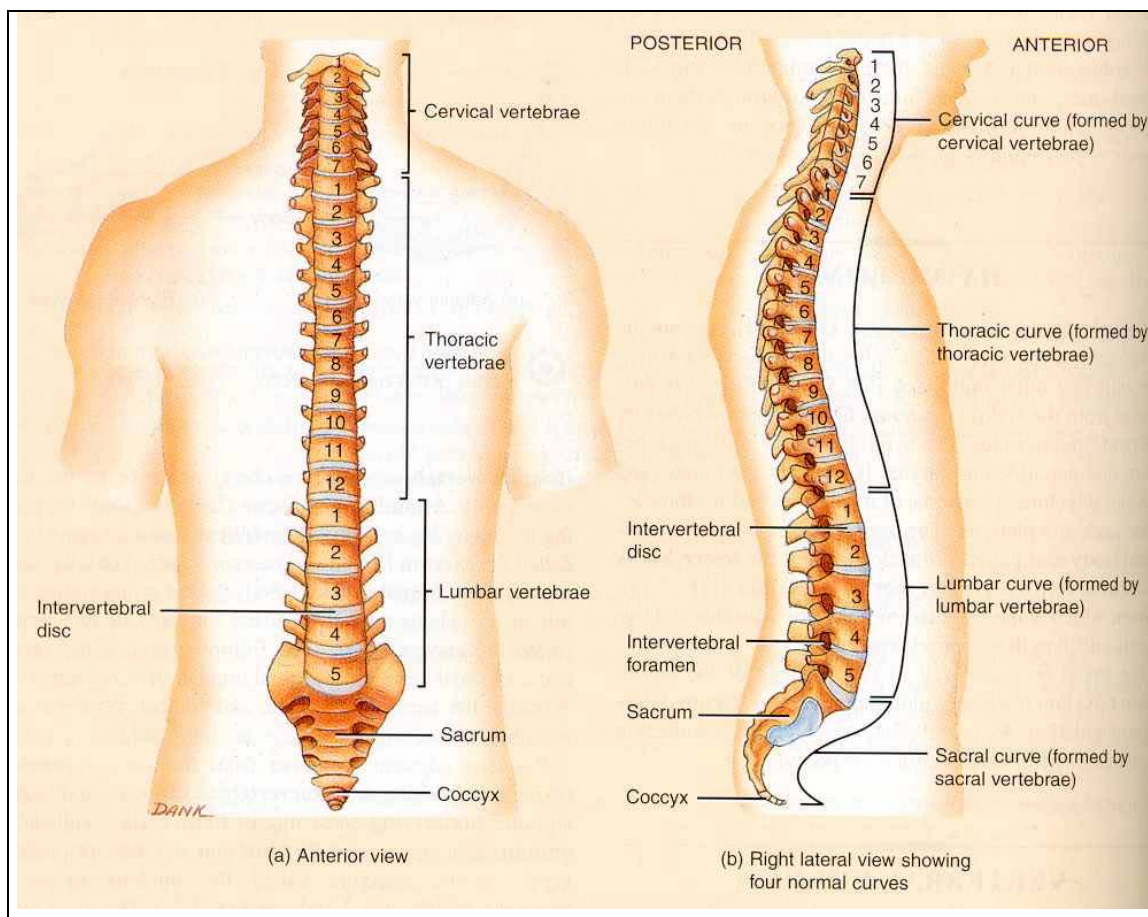
Aikaisemmissa tutkimuksissa on keskitytty pääasiassa selkärangan muutoksien mittaamiseen ilman lisäkuormitusta tai kevyen lisäkuormituksen kanssa. Hyvin vähälle huomiolle on jäänyt se, minkälaisia muutoksia raskaat kuormat aiheuttavat selkärangassa. Lisäksi vielä on epäselvää, kuinka nopeasti selkäranka palautuu raskaista kuormituksista. Tästä johtuen tässä tutkimuksessa haluttiin selvittää juuri edellä mainittuja asioita. Lisäksi tutkimuksen mielenkiinnon kohteena oli tutkia vatsaontelon paineen merkitystä staattisessa lisäpainoilla suoritettussa kuormituksessa. Mittausmenetelmänä tutkimuksessa käytettiin stadiometriä, jolla mitattiin selkärangassa tapahtuvia pituuden muutoksia. Tämän lisäksi toisena mittausmenetelmänä hyödynnettiin vartalon lihasten EMG mittauksia, joiden avulla määritettiin vatsaontelon paineen määrä kuormituksen aikana.

## 2 SELKÄRANGAN PERUSRAKENNE

### 2.1 Nikamat

Ihmisen selkäranka koostuu 33-34 nikamasta, joista 7 on kaulanikamia (C), 12 rintanikamia (TH), 5 lannerikamia (L), 5 ristinikamia ja 4-5 häntänikamia. Ristinikamat muodostavat ristiluun (sacrum) ja häntänikamat vastaavasti häntäluun (coccyx) (kuva 1). Selkärangan eri osien nikamat eivät ole samanlaisia, vaan ne poikkeavat rakenteeltaan huomattavasti toisistaan sijaintinsa mukaan. Pääasiassa nikamat suurenevat selkärangassa alaspäin mentäessä, koska selkärangan suurin kuormitus kohdistuu nimenomaan lannerangan alueelle. (Tortora & Grabowski 1996, 181-187; Kahle ym. 1992, 36.)

Selkäranka ei ole täysin suora, vaan sen eri osissa on erotettavissa selkeitä kaaria (kuva 1). Lordoosi eli kaari eteenpäin esiintyy erityisesti kaularangan sekä lannerangan alueilla. Kyfoosi eli kaari taaksepäin on havaittavissa vastaavasti rintarangan alueella. Selkäranka mahdollistaa taivutukset eteen- ja taaksepäin sekä sivulle. Myös rotaatioliike on mahdollinen. Liikkeiden suuruus on riippuvainen siitä, mistä selkärangan osasta on kysymys. Fleksio- ja ekstensioliikkeet ovat suurimmat kaula- ja lannerangan alueelle, kun taas rintarangan alueella kyseiset liikkeet ovat vähäisempiä. Vastaavasti rintarangassa tapahtuu eniten lateraalifleksiota. Rotaation määrä on suurinta kaula- ja rintarangan alueella ja pienintä lannerangan alueella. (Kahle ym. 1992, 36-43.)



KUVA 1. Selkärangan perusrakenne (Tortora & Grabowski 1996, 182)

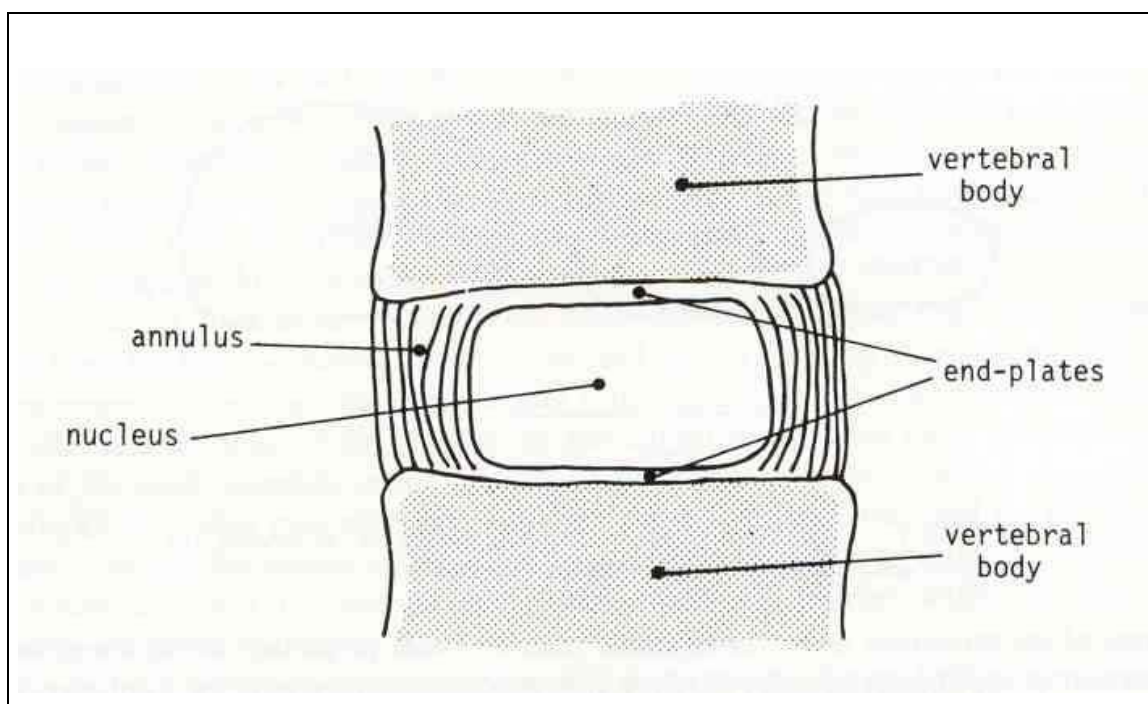
## 2.2 Välilevyt ja ligamentit

Välilevyjen yhtenä tehtävistä on toimia selkärangan iskunvaimentimina. Joustavien ominaisuuksiensa vuoksi välilevyt mahdollistavat myös erilaiset selkärangan liikkeet kuten esim. kierrot ja taivutukset. Selkärangassa on yhteensä 23 välilevyä ja ne muodostavat n. 20-30 % koko selkärangan pituudesta. Välilevy ei ole kuitenkaan ainoa selkärangan osa, joka yhdistää nikamia toisiinsa. Nikaman rungot ovat kiinnittyneinä toisiinsa kahden ligamentin avulla (anterior ja posterior longitudinal ligamentit). Muita nikamia tukevia ligamenteja ovat mm. flavum ligamenti, supraspinosus ligamenti, interspinosus ligamenti. Nikamat ovat yhteydessä toisiinsa myös fasettivelten välityksellä. Kaikki edellä mainitut selkärangan rakenneosat muodostavat ns. selkärangan liikesegmentin, jonka tehtävänä on tukea selkärangaa sekä mahdollistaa sen erilaiset liikkeet. (Ghosh 1988, 2; Borenstein ym. 1995, 7.)



Tyypillisesti välilevy on muodoltaan sylinterimäinen. Kuitenkaan se ei ole symmetrisesti täysin pyöreä eikä se ole etu- ja takaosastaan samanlainen. Myöskään selkärangan eri osissa sijaitsevat välilevyt eivät ole samankokoisia. Pääasiassa kooltaan suurimmat välilevyt sijaitsevat lannerangan alueella, kun taas pienimmät välilevyt ovat kaularangan kohdalla. (Tortora & Grabowski 1996, 181-183; Ghosh 1988, 3.)

Välilevyistä voidaan erottaa kolme rakenteeltaan toisistaan poikkeavaa osaa (nucleus pulposus, annulus fibrosus ja end-plate eli päätelevy). Välilevyn sisäosan muodostaa nucleus pulposus, jonka koostumus on geelimäinen (kuva 2). Se sisältää runsaasti nestettä, proteoglykaaneja, elektrolyyttejä (kalium ja natrium) sekä jonkin verran kollageenikudosta. Lapsilla ja nuorilla aikuisilla nucleuksen vesipitoisuus on n. 80 % sen kokonaispainosta. Suhteellinen veden osuus vähenee lineaarisesti iän myötä. Samalla välilevyt menettävät kimmoisuuttaan. (Kahle ym. 1992, 54; Ghosh 1988, 6-8, 29-31.)



KUVA 2. Välilevyn sijainti ja rakenne (Ghosh 1988, 4)

Krämerin ym. (1985) mukaan välilevyt toimivat osmoottisen järjestelmän tavoin, jossa välilevyn reunaosa eli annulus fibrosus toimii puoliläpäisevänä kalvona. Osmoosi ilmiöllä tarkoitetaan tapahtumaa, jossa neste kulkeutuu puoliläpäisevän kalvon läpi

laimeammasta liuoksesta väkevämpään. Selkärankaan kohdistuessa kompressiovoimia, välilevyjen sisäinen paine kasvaa, jonka seurauksena välilevyjen reunaosan kollageenisäikeet venyvät ja nucleuksesta puristautuu vettä ulos. Kompressiovoimien kasvaessa myös välilevyn jäykkyys lisääntyy (Goel ym. 2001, 245). Nesteen poistumisen seurauksena välilevyn suhteellinen elektrolyyttikonsentraatio kasvaa, joka kasvattaa välilevyn sisällä olevaa osmoottista painetta. Osmoottisen paineen nousu mahdollistaa jäljellä olevan nesteen pitämisen välilevyn sisällä suhteellisen kovankin kuormituksen alla. Kun selkärankaan kohdistuva kuormitus vähenee, niin samalla nestettä imeytyy takaisin välilevyihin ja välilevyjen tilavuus kasvaa. Tätä ilmiötä Krämer ym. (1985) kutsuvat ns. pumppumekanismiksi, joka mahdollistaa välilevyn aineenvaihdunnan eli ravinteiden sisääntulon ja kuona-aineiden poistamisen välilevyn sisältä.

Välilevyn ulko-osa eli annulus fibrosus (kuva 2) koostuu pääosin kollageenisäikeistä. Annulus fibrosuksesta on lisäksi erotettavissa kaksi sisäkkäistä lamellikerrosta. Kollageenin osuus lisääntyy sitä enemmän mitä ulommaisesta kerroksesta on kysymys. Annulus fibrosus ei koostu pelkästään kollageenisäikeistä, vaan se sisältää myös elastista kudosta, joka koostuu glykoproteiinista. Elastinen kudos mahdollistaa annulus fibrosuksen muodonmuutoksen välilevyn sisäisen paineen kasvaessa. Toisin sanoen, annulus fibrosus pystyy absorboimaan välilevyyn kohdistuvia voimia laajentamalla ja supistamalla. (Borenstein ym. 1995, 7; Ghosh 1988, 8-12.)

Päätelevyt muodostuvat hyaliinirustosta, joka koostuu proteoglykaanista kollageenisäikeillä vahvistettuna. Päätelevyt sijaitsevat välilevyn ylä- ja alapuolella. Ne yhdistävät annulus fibrosuksen lamellikerrosta sekä nikaman runkoa toisiinsa. Tätä liitosta kutsutaan rustoliitokseksi. Päätelevyillä on merkittävä rooli välilevyn aineenvaihdunnassa, koska sen kautta kulkee hyvin suuri osa välilevyn aineenvaihduntatuotteista. (Kahle ym. 1992, 54; Goel ym. 2001, 243-264.)

Suurimmat välilevyjen kompressiovoimat syntyvät nostettaessa kuormia vartalo syvässä fleksiassa. Tällöin paine kohdistuu erityisesti lannerangan välilevyihin ja erityisesti niiden posteriorisiin osiin. Erityisen suureksi kompressiovoimat kasvavat silloin, kun vartalon fleksioon yhdistyy myös vartalon lateraalifleksio eli nosto tapahtuu asymmetrisesti vartalo hieman rotaatiossa. Tutkimusten mukaan välilevyihin

kohdistuvat kompressiovoimat vaihtelevat erilaisissa nostotapahtumissa n. 4000 – 7000 N välillä. (Goel ym. 2001, 254-258.)

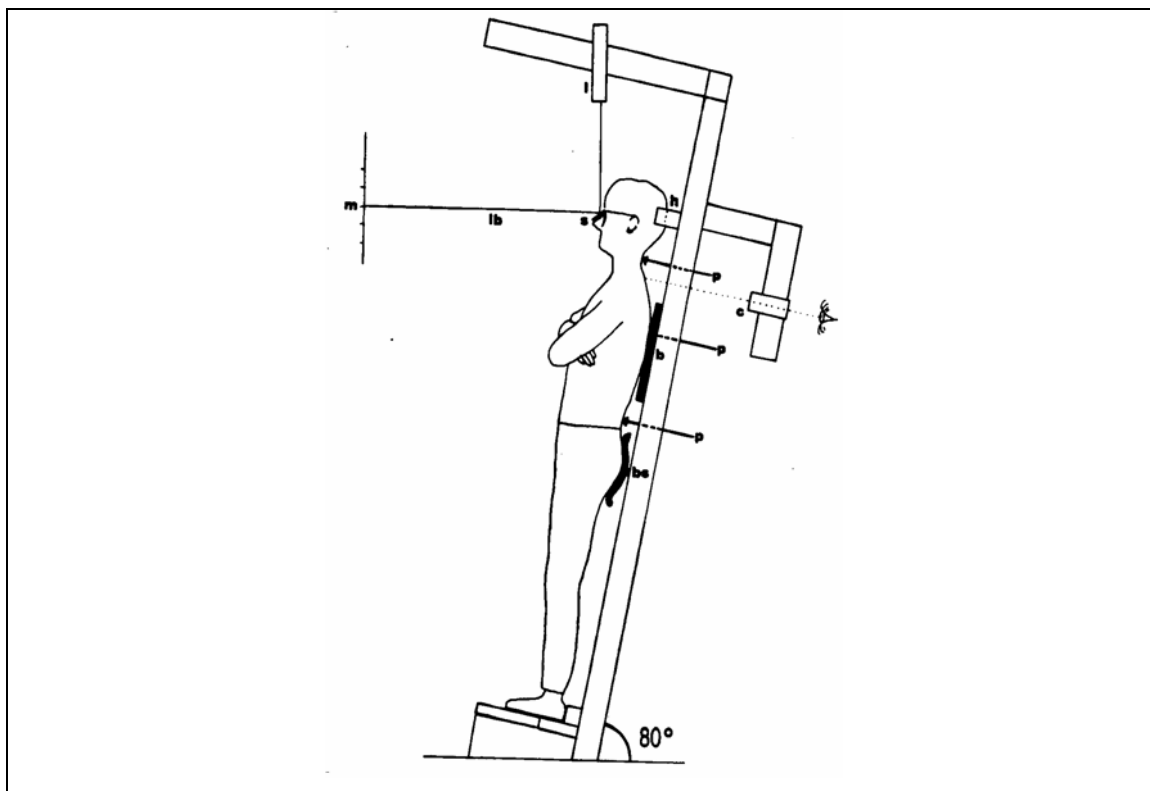
Tutkimusten mukaan (mm. Urban & McMullin 1988) degeneroitunut ja ikääntynyt välilevy sisältää vähemmän vettä ja proteoglykaaneja kuin nuori välilevy. Lisäksi rappeutuneen välilevyn jäykkyysominaisuudet ovat pienemmät kuin terveessä välilevyssä. Paineen kohdistuessa degeneroituneeseen välilevyyn, sen uloimmat osat (annulus fibrosus) antavat enemmän periksi, jolloin myös välilevyjen kasaan painumista tapahtuu enemmän. Näin ollen selkärangan pituusmittausdataa voidaan hyödyntää yhtenä osana arvioitaessa välilevyjen tilaa. Van Dieenin ja Toussaintin (1993) mukaan selkärangan pituuden vähenemisellä on todettu olevan yhteys myös alaselkävun ilmenemiseen.

### **3 SELKÄRANGAN KUORMITUKSEN MITTAAMINEN**

Selkärangan kuormituksen mittaamiseen on käytetty lukuisia eri menetelmiä kuten EMG avusteisia biomekaanisia mallinnuksia, vatsan sisäisen paineen määrittämistä, välilevyyn kohdistuvan paineen mittaamista ja muita fysiologisia mittauksia. Käytännön kannalta näillä kaikilla menetelmillä ovat etunsa ja haittansa. Vaikka EMG avusteinen biomekaaninen mallinnus tuottaa kvantitatiivisia tuloksia sekä staattisesta että dynamisesta selkärangan kuormituksesta, niin tulosten hyödynnettävyys riippuu pitkälti käytetystä mallinnusmenetelmästä. Vastaavasti välilevyyn kohdistuvan paineen mittaaminen on invasiivinen menetelmä ja tästä johtuen usein hankala toteuttaa. Lisäksi tutkimus on erittäin riskialtis koehenkilön kannalta. Sen sijaan vatsaontelon sisäisen paineen mittaaminen on melko helposti toteutettavissa mutta sen yhteys selkärangan kuormitukseen on vielä epäselvä. (Althoff ym. 1992.) Vatsaontelon sisäisellä paineella tiedetään kuitenkin olevan hyvin tärkeä merkitys selkärangan stabiloijana erilaisissa vartaloon kohdistuvissa kuormitustilanteissa erityisesti raskaiden kuormitusten ollessa kyseessä (Cresswell & Thorstensson 1994). Seuraavaksi tässä pääluvussa keskitytään tarkemmin käsittelemään stadiometri menetelmää sekä EMG menetelmiä selkärangan kuormitusta osoittavina mittareina. Lisäksi kappaleessa 3.3 käsitellään tutkijoiden erilaisia näkemyksiä vatsaontelon paineen merkityksestä.

#### **3.1 Stadiometri**

Selkärangan pituusmuutokset ovat suhteellisen pieniä (maksimissaan n. 20 mm), jolloin pituuden muutoksia ei perinteisillä mittaustavoilla voida tarkasti määrittää (Tyrrell & ym. 1985; Krag & ym. 1990). Eklund ja Corlett (1984) kehittivät ensimmäisinä laitteen (stadiometri), jolla pystytään mittaamaan selkärangassa tapahtuvia muutoksia suhteellisen tarkasti ja luotettavasti (kuva 3). Kyseisellä laitteella voidaan mitata ihmisen pituus non-invasiivisesti ja nopealla tavalla. Eklundin ja Corlettin (1984) kehittämästä laitteesta on valmistettu useita paranneltuja versioita.



KUVA 3. Stadiometrin perusrakenne (Eklund & Corlett 1984)

Yleisesti stadiometrit mittaavat henkilön pituuden n. 5-15 astetta taaksepäin kallistetussa seisoma-asennossa. Tämä mahdollistaa henkilön nojaamisen mittalaitetta vasten, jolloin henkilö on mahdollisimman rennossa asennossa. Lisäksi jalkojen asento on kontrolloitu siten, että jalkaterät ovat lantioon nähden hieman edessä. Tällä menettelyllä polvet 'pakotetaan' ekstensio asentoon, joka estää polvikulmien muutokset eri mittauskerroilla. Myös selkärangan normaalit kaaret ovat tuetut, joka stabiloi henkilön asentoa. Lisäksi pään asento on kontrolloitu esim. käyttämällä laseja, joista lähtee valosäde eteenpäin. Mitattavan henkilön on kohdistettava säde edessään olevaan markkeriin ja pidettävä se paikallaan koko mittauksen ajan. Mittaukset suoritetaan yleensä useaan kertaan, jotta mahdolliset virhepoikkeamat saadaan eliminoitua. Yleisesti käytetään n. 5-10 mittauskertaa tulosten luotettavuuden parantamiseksi. (Eklund & Corlett 1984.) Klingenstierna ja Pope (1987) harjoittivat koehenkilöitä niin kauan kunnes kymmenen mittauskerran keskihajonta oli alle 1 mm. Foreman ja Troup (1989) sekä Wilby ym. (1987) vastaavasti edellyttivät tutkimuksissaan alle 0.5 mm keskihajontaa.

Lähtökohtana edellä mainitussa pituuden mittausmenetelmässä pidetään sitä, että pituuden väheneminen perustuu liikesegmentissä eli pääasiassa selkärangan alueella tapahtuviin muutoksiin. Kuitenkin Foreman ja Linge (1989) sekä Althoff ym. (1992) osoittivat tämän olettamuksen osittain vääräksi. Pituuden väheneminen on riippuvainen myös muissa kudoksissa tapahtuvista muutoksista. Merkittävin muutos on kantapäiden alueella tapahtuva pehmytosakudosten kasaan painuminen. Foremanin ja Lingen (1989) sekä Althoffin ym. (1992) tutkimuksissa havaittiin, että keskimääräinen pituuden väheneminen kantapäissä oli n. 4.4 mm 1.5 minuutin seisomisen jälkeen. Ennen seisomista koehenkilöt olivat sellaisessa asennossa, jossa heidän jaloilleen ei kohdistunut kuormitusta. Tästä syystä kantapätöjen kokoon puristuminen tulee huomioida selkärangan pituuden mittauksissa. Tämä ei kuitenkaan estä selkärangan pituusmittauksia, koska muiden kudosten vaikutukset pituuteen häviävät käytännössä muutaman minuutin kuluessa seisomaan nousun jälkeen. (Van Dieen & Toussaint 1993.)

### **3.1.1 Stadiometrin luotettavuus**

*Reliabiliteetti.* Stadiometrin reliabiliteetti on todettu melko hyväksi. Stadiometriä hyväksikäyttävissä tutkimuksissa toistettavat pituusmittaustulokset ovat pääsääntöisesti poikenneet toisistaan alle 1 mm. Toisaalta mittaustuloksiin vaikuttavat hyvin paljon koehenkilön koordinaatiokyky ja proprioseptiikka sekä kyky seistä laitteessa oikealla tavalla. Tästä johtuen luotettavuuden lisäämiseksi koehenkilön tulee harjoitella mittausta ennen varsinaista mittaustapahtumaa. (Corlett ym. 1987.) Tyrrell ym. (1985) tutkivat vuorokauden ajan vaikutusta selkärangan pituuteen. He havaitsivat, että keskimääräinen pituuden vaihtelu vuorokauden aikana oli 19.3 mm. Tämä merkitsi n. 1.1 % pituuden menetystä. Yli puolet (54 %) pituuden vähenemisestä tapahtui ensimmäisen tunnin aikana sängystä nousemisen jälkeen. Kragin ym. (1990) tutkimuksessa vastaava luku oli 26 %. Edellä mainituista seikoista johtuen selkärangan pituusmittauksissa tulee vakioda tietyt tuloksiin vaikuttavat tekijät (mm. vuorokauden aika, laitteen yksilölliset asetukset kullekin koehenkilölle jokaisella mittauskerralla) tulosten luotettavuuden parantamiseksi (Van Dieen & Toussaint 1993).

Stothart ja McGill (2000) tutkivat kahden erilaisen stadiometrissä tapahtuvan mittausten menetelmän vaikutuksia pituusmittauksen reliabiliteettiin. Ensimmäisessä menetelmässä koehenkilöille tehtiin 10 pituudenmittausta stadiometrissä siten, että he nousivat laitteesta pois jokaisen mittauksen jälkeen. Toisessa menetelmässä koehenkilöt pysyivät paikallaan stadiometrissä kaikkien 10 mittauksen ajan. Tutkimus osoitti sen, että hajonta ja tulosten vaihtelevuus oli paljon pienempää silloin, kun koehenkilö pysyi laitteessa paikallaan koko mittauksen ajan. Tutkijoiden mukaan tällä menetelmällä on mm. se etu, että se mahdollistaa asennon pitämisen mahdollisimman muuttumattomana. Kuitenkin kyseistä menetelmää käytettäessä on syytä muistaa, että se rasittaa välilevyjä enemmän, jolloin pituus vähenee progressiivisesti myös itse mittauksen aikana. Kaikesta huolimatta tutkijat suosittelivat stadiometrissä paikallaan pysymistä koko mittauksen ajan, koska tällöin tulosten luotettavuus paranee ja hajonta pienenee.

*Validiteetti.* Selkärangan pituuden vähenemisen on todettu korreloivan positiivisesti subjektiivisten kuormitustuntemusten kanssa (Eklund & Corlett 1987). Toisaalta pituuden vähenemisen yhteyttä muihin kuormitustekijöihin ei olla vielä tarpeeksi tutkittu. Althoff ym. (1992) havaitsivat yksilöiden pituuden muutosten välillä huomattavia eroja. Tämä saattaa ainakin osittain selittyä yksilöiden välilevyjen poikkipinta-alojen eroilla. Toisin sanoen pienikokoiseen välilevyyn kohdistuu huomattavasti suurempi paine kuin kooltaan suurempaan välilevyyn. Näin ollen myös välilevyn kokoon painuminen on pienemmässä välilevyssä suurempaa. Mikäli mahdollista, kyseinen tekijä tulisi huomioida stadiometri mittauksissa validiteetin parantamiseksi. Välilevyn koon määrittämisessä ongelmana on kuitenkin sen käytännön toteuttamisen vaikeus. Lisäksi välilevyjen koot sekä niiden jäykkyysominaisuudet vaihtelevat selkärangan eri osissa, jolloin mittaukset täytyisi suorittaa koko selkärangan alueella. (Van Dieen & Toussaint 1993.)

Kuten aikaisemmin on mainittu pituuden väheneminen ei johdu pelkästään selkärangan alueella tapahtuvista muutoksista. Pituuden vähenemiseen vaikuttavat erityisesti muutokset kantapäiden pehmytkudoksissa sekä alaraajojen nivelissä (Foreman & Linge 1989). Selkärangan pituus voidaan kuitenkin määrittää ilman alaraajojen vaikutusta. Tämä on mahdollista mittaamalla lantion korkeus kokonaispituuden lisäksi ja ottamalla tämä huomioon kokonaistuloksissa. (Van Dieen & Toussaint 1993.)

Wing ym. (1992) havaitsivat tutkimuksissaan, että selkärangan pituuden väheneminen ja siitä palautuminen on erilaista selkärangan eri osissa. Toisin sanoen he huomasivat, että 40 % yön jälkeen tapahtuvasta pituuden palautumisesta tapahtui lannerangan alueella ja 40 % rintarangan alueella. Loput 20 % pituuden palautumisesta johtui kaularangan sekä alaraajojen alueilla tapahtuvista muutoksista. Jos selkärangan pituuden muutos on riippuvainen siitä, kuinka selkärankaa kuormitetaan, suosittelevat Van Dieen ja Toussaint (1993) pituusmittausten tekemistä erikseen lannerangan alueelta. Toisaalta kyseinen mittaus on mahdollista suorittaa luotettavasti vain invasiivisella menetelmällä (Kaigle ym. 1992).

### **3.1.2 Stadiometrin soveltuvuus**

Stadiometriä on käytetty hyvin eri tyyppisissä tutkimuksissa (ks. seuraavat luvut). Eniten stadiometriä on käytetty ergonomiaan liittyvissä tutkimuksissa, joissa on tutkittu esim. kahta tai useampaa työskentelyliikettä ja niiden vaikutuksia selkärangan pituuteen. Foreman ja Troup (1987) tutkivat mm. sairaanhoitajien työn vaikutuksia pituuden menetykseen. Lukuisia tutkimuksia on tehty myös erilaisten työtuolien vaikutuksista selkärangan pituuteen (mm. Van Deursen ym. 2000; Van Dieen ym. 2001; Callaghan & McGill 2001). Lisäksi stadiometriä on käytetty hyväksi tutkimuksissa, joissa on tutkittu painoilla tapahtuvan kiertoarjoittelun vaikutuksia selkärangan pituuteen (mm. Garbutt ym. 1994; Leatt ym. 1986). Sen sijaan puhtaasti voimaharjoitteluun liittyvissä tutkimuksissa stadiometriä on hyödynnetty varsin vähän. Bourne ja Reilly (1991) tutkivat painonnostovyön vaikutusta selkärangan pituuteen. Van Dieen ym. (1999) tutkivat vastaavasti stadiometrin hyödynnettävyyttä kahden erilaisen jalkanostotekniikan tutkimiseen.

Stadiometrin etuina voidaan pitää sitä, että se on suhteellisen yksinkertainen ja halpa menetelmä mitata selkärangan kuormittumista. Lisäksi mittaukset voidaan suorittaa noninvasiivisesti, jolloin siitä ei koidu koehenkilölle kipua tai muuta vastaavaa haittaa. Helpon toteutettavuuden ansiosta stadiometri soveltuu hyvin suurenkin koehenkilöjoukon mittausvälineeksi. Erityisesti selkärangan kuormituksen mittarina stadiometrillä on lukuisia etuja verrattuna muihin menetelmiin. Pituuden muutos on riippuvainen sekä vartalon lihasten tuottamasta voimasta sekä ulkoisista voimista.



Toisin kuin biomekaanisissa mallinuksissa, stadiometri mittauksissa ei tarvitse etukäteen laskea arvioita ulkoisten voimien vaikutuksista selkärangan kuormitukseen. Myöskään antagonistilihasten vaikutusta ei tarvitse erikseen pois sulkea. (Althoff ym. 1992.)

Toisaalta stadiometrin haittapuolena on se, että koehenkilöiden pitää harjoitella mittaustilannetta ennen varsinaista mittaustapahtumaa. Myös koehenkilön kyky seisoa eri mittauseroilla mittalaitteessa mahdollisimman samalla tavalla vaikuttaa merkittävästi mittaustuloksiin. Lisäksi menetelmä on melko altis erilaisille virhelähteille (mm. mittausero). Toisaalta, jos virhelähteet tiedostetaan ja ne eliminoidaan ennen mittauksia, niin ne eivät välttämättä koidu menetelmän rajoituksiksi. (Van Dieen & Toussaint 1993.)

### **3.1.3 Välilevyjen koon huomioiminen stadiometrimitauksissa**

Tutkimuksissa on havaittu, että eri yksilöiden välillä saattaa olla suuriakin eroja selkärangan pituuden vähenemisessä, vaikka henkilöt altistuisivatkin samansuuruiselle kuormitukselle (mm. Althoff ym. 1992; Van Deursen ym. 2000). Kyseinen ilmiö selittyy ainakin osittain sillä, että ihmisten selkärangan välilevyt ovat eri kokoisia. Pienikokoisiin välilevyihin kohdistuu suurempi paine kuin isompiin välilevyihin, jolloin myös välilevyn kokoon puristuminen ja muodonmuutos on suurempaa pienemmissä välilevyissä. (Althoff ym. 1992.)

Välilevyjen koon huomioiminen tulee erityisen tärkeäksi sellaisissa koeasetelmissä, joissa yksilöiden välisiä tuloksia verrataan keskenään. Välilevyjen poikkipinta-ala voidaan määrittää melko tarkasti esim. tietokonetomografialla tai magneettikuvauksella. Kyseisten menetelmien haittapuolina ovat kuitenkin niiden kalleus ja laitteiston vaikea saatavuus. Tästä syystä yleisesti on alettu kaipaamaan menetelmiä, joiden avulla voitaisiin määrittää välilevyjen poikkipinta-ala helpommalla mutta luotettavalla tavalla. Colombini ym. (1989) tutkivat erilaisten antropometrinen muuttujien yhteyttä välilevyjen kokoon L3-L4 tasolla. Mitattavat muuttujat olivat: henkilön pituus (cm), kehon paino (kg), ranteen läpimitta, kyynärnivelen läpimitta, nilkkanivelen läpimitta, polven läpimitta, keskimääräinen luun paksuus (AST 1. thickness of bony structure; sq

cm) sekä luun paino (SW; g). Nivelten läpimitat arvioitiin luuharpin avulla. Kyynär- ja polvinivelten mittaukset tehtiin 90 asteen kulmassa. Kyseisiä tuloksia verrattiin tietokonetomografiasta saatuihin tietoihin välilevyjen poikkipinta-aloista, joista laskettiin kunkin antropometrisen muuttujan ja välilevyjen poikkipinta-alan välinen regressioyhtälö;  $y = 0.95 + 0.002x$  ( $r=0.84$  ;  $p<0.001$ ). Kyseisessä kaavassa x tarkoittaa luun painoa (g) ja y välilevyn poikkipinta-alaa L3-L4 tasolla. (Colombini ym. 1989.)

Colombini ym. (1989) havaitsivat, että parhaiten välilevyjen poikkipinta-alan kanssa korreloi luun paino (bony structure weight), jossa korrelaatiokerroin oli parhaimmillaan 0.82. Myös rannenivelen läpimitta korreloi hyvin välilevyjen poikkipinta-alan kanssa ( $r=0.79$ ). Sen sijaan kehon painon ja välilevyn koon välillä ei havaittu selvää yhteyttä.

## **3.2 EMG menetelmät selkärangan kuormittavuuden mittarina**

### **3.2.1 Yleistä elektromyografia (EMG) menetelmästä**

Elektromyografia (EMG) menetelmällä voidaan mitata lihaksen sähköistä aktivaatiotasoa eli motoristen yksiköiden aktiopotentialin summaa. Yleensä pinnallisten lihasten motoristen yksiköiden aktiopotentialien summailmiön rekisteröintiin käytetään bipolaarisia pintaelektrodeja. Yksittäisten motoristen yksiköiden aktiopotentiaaleja voidaan vastaavasti mitata käyttämällä neula- tai lankaelektrodeja. Ongelmana kyseisten elektrodien käytössä on niiden paikallaan pysyminen mittausten aikana erityisesti dynaamisissa liikkeissä. (Nigg & Herzog 1994, 311-313; Basmajian & De Luca 1985, 22-34.)

Lihaksen tuottaman voiman määrä riippuu sekä lihaksen aktiivisten että passiivisten komponenttien yhteissummasta. Lihaksen voiman sekä EMG aktiivisuuden välinen suhde riippuu paljon myös lihaksen pituudesta. Venytetyssä lihaksessa pääosa voimasta tuotetaan passiivisen venytyksen avulla eikä aktiivisella lihassupistuksella. Lisäksi voiman määrään vaikuttaa se, onko kyseessä eksentrisen vai konsentrisen lihassupistuksen. Pääsääntöisesti lihas tuottaa suuremman voiman eksentrisessä lihassupistuksessa kuin konsentrisessä. (Basmajian & De Luca 1985, 168-173.)

Mitattu raaka EMG data ei vielä sinänsä anna kovinkaan paljon informaatiota lihaksen toiminnasta. Raaka EMG datan käsittelyyn on olemassa lukuisia eri menetelmiä. Yksi tällainen menetelmä on EMG signaalin tasasuuntaus, jossa negatiiviset piikit käännetään positiiviseksi. Tasasuunnattu EMG voidaan lisäksi integroida (IEMG), jolloin kysymys on pinta-alan laskemisesta. Keskimääräinen EMG (aEMG) saadaan vastaavasti jakamalla integroitu EMG käytetyllä ajalla. Keskimääräisen EMG:n lisäksi signaalista voidaan laskea RMS (root mean square) arvo, joka tarkoittaa neliöjuurta neliösumman ja näytepisteiden osamäärästä. RMS arvoa käytetään hyväksi erityisesti tutkittaessa lihasväsymystä. (Nigg & Herzog 1994, 313-316; Basmajian & De Luca 1985, 95-99.)

Selkärangan kuormitusta on yleisesti arvioitu mittaamalla EMG aktiivisuuksia erector spinae lihaksista. Yleensä tulos ilmoitetaan RMS (root mean square) arvona tai keskimääräisenä EMG aktiivisuustasona (average EMG). Kaikki dynaamiset ja staattiset selän kuormitukset saavat aikaan EMG aktiivisuuden muutoksia selkälihaksissa. Näin ollen lihasjännitys selkälihaksissa on yksi tärkeimmistä selkärangan kuormitusta osoittavista mittareista. Jotta eri koehenkilöiden tulokset olisivat toisiinsa nähden vertailukelpoisia, tulee kaikki tulokset suhteuttaa koehenkilöiden omiin staattisiin maksimaalisesti suoritettuihin lihassupistuksiin. (Leskinen 1993, 6.)

### **3.2.2 EMG:n hyödynnettävyys selkärangan kuormituksen määrittämisessä**

Vartalon lihasten EMG –aktiivisuuden mittauksia on käytetty useissa eri tutkimuksissa selän kuormituksen mittarina (Van Dieen ym. 1999). EMG tulokset eivät sinällään kerro lihasten voimatasosta, vaan pelkästään niiden sähköisestä aktivaatitasosta. Tästä huolimatta vartalon EMG mittauksista saatua tietoa voidaan hyväksikäyttää arvioitaessa selkärangan kuormittumisen tasoa erilaisissa aktiviteeteissa. Granata ja Wilson (2001) tutkivat seisoma-asennon vaikutuksia selän alueen lihasten stabiliteettiin. Tutkijat halusivat selvittää erilaisten staattisten asentojen vaikutuksia vartalon lihasten aktivaatitasoon. Koehenkilöiltä mitattiin EMG vartalon eri lihaksista samalla kun he suorittivat erilaisia staattisia asentoharjoituksia. Mitattuja EMG tuloksia verrattiin kolmiulotteiseen biomekaaniseen malliin. Mallin avulla arvioitiin antagonistilihasten

aktiivaatiotasoja etukäteen. EMG mittaustulokset osoittivat, että antagonistilihasten aktivointi on välttämätöntä, jotta stabiliteetti selkärangan alueella voidaan saavuttaa. Erityisen tärkeä rooli antagonistilihaksilla on pystyasennossa. Tulosten mukaan myös asymmetriset asennot lisäävät antagonistilihasten aktiivaatiotasoa, joka vastaavasti lisää selkärangan kuormitusta. (Granata & Wilson 2001.)

Leskinen ym. (1987) halusivat selvittää, voidaanko EMG mittauksia käyttää mittarina arvioitaessa selän kuormitusta pitkäkestoisissa staattisissa kuormituksissa. Koehenkilöt suorittivat tutkimuksessa staattisia seisontaharjoitteita vartalo pystysuorassa sekä vartalo eteenpäin kallistettuna (15, 30 ja 40 astetta). Lisäksi koehenkilöt suorittivat kyseiset asentoharjoitteet ilman lisäkuormaa sekä lisäkuorman kanssa. EMG aktiivisuustasot mitattiin erector spinae lihaksista L1 ja L4 tasoilta. Tulokset osoittivat, että EMG aktiivisuudet kasvoivat lineaarisesti vartalon kulman kasvaessa 30 asteeseen saakka. Tämän jälkeen EMG aktiivisuus erector spinae lihaksissa ei enää kasvanut, vaikka biomekaaninen kuormitus lisääntyi. Tutkijoiden mukaan EMG mittaukset eivät näin ollen sovellu selkärangan kuormituksen määrittämiseen asennoissa, joissa vartalo on syvästi fleksiossa. Sen sijaan selkälihasten EMG mittaukset soveltuvat hyvin määritettäessä pystysuoran asennon vaikutuksia selkärangan kuormitukseen. (Leskinen ym. 1987.)

EMG mittauksia on käytetty hyväksi mm. vertailtaessa staattisen ja dynaamisen kuormituksen välisiä eroja selkärangan kuormittumiseen. Kumar ja Davis (1983) vertailivat dynaamisen nostamisen ja staattisen kannattelun eroja samanpainoisilla esineillä. Tutkittavat muuttujat olivat EMG aktiivisuudet (TH12 ja L3 tasoilta) sekä vatsaontelon sisäinen paine. Tutkimustulosten mukaan keskimääräiset EMG aktiivisuustasot ja vatsaontelon sisäinen paine olivat n. 33-50 % pienemmät staattisessa asennossa verrattuna dynaamiseen nostamiseen samansuuruisilla painoilla. Tutkijoiden mukaan tulos tukee aikaisempia näkemyksiä siitä, että dynaamisessa suorituksessa vartalon ns. suojausmekanismit aktivoituvat, jolloin myös EMG aktiivisuudet ovat suuremmat. Käytännössä suojausmekanismeilla tarkoitetaan lihasaktivaation kasvua pääasiassa vartalon lihaksissa, jonka tehtävänä on suojella elimistön muita kudoksia vaurioilta. (Kumar & Davis 1983; Mannion ym. 2000; Cholewicki ym. 1997)

Vartalon lihasten (ekstensorit ja fleksorit) yhteistoiminnan merkitystä asennon ylläpitämisessä on myös aikaisemmin tutkittu. Cholewickin ym. (1997) tarkoituksena oli selvittää, kuinka vartalon ekstensori- ja fleksorilihakset toimivat yhteistyössä ylläpidettäessä asentoa. Lisäksi, tutkijat halusivat selvittää lisäkuorman vaikutuksia edellä mainittujen lihasten aktivaatiotasoon. Tutkimukseen osallistui 10 tervettä koehenkilöä, jotka suorittivat hitaita vartalon taivutusliikkeitä samalla kun heidän kuudesta vartalon lihaksesta mitattiin EMG aktiivisuustasot. Mitattuja tuloksia verrattiin myöhemmin biomekaanisesta mallista saatuihin teoreettisiin tuloksiin. Keskimääräiset vartalon fleksori-ekstensori EMG arvot olivat n. 1.7 % maksimaalisesta tasosta ilman lisäkuormaa ja lisäkuorman (32 kg) kanssa n. 3.1 %. Tulokset osoittivat sen, että vartalon fleksoreiden ja ekstensoreiden yhteistoiminta on ensisijaisen tärkeää asennon ylläpidossa. Lisäksi, tulosten mukaan vartalon lihasten yhteistoiminta lisääntyi ulkoisen kuorman kasvaessa. Tämä tutkimus vahvistaa sitä näkemystä, että antagonistilihasten yhteistoiminta asennon ylläpitämisessä on sitä tärkeämmässä asemassa mitä suuremmaksi vartalon kuormitus kasvaa. (Cholewicki 1997.)

Myös Marras ja Granata (1997) käyttivät tutkimuksessaan elektromyografia avusteista biomekaanista mallinnusta arvioidessaan selkärangan kuormitusta pitkäkestoisen työskentelyn aikana. Tutkimuksessa koehenkilöt suorittivat työssään tyypillisiä laatikoiden nostoja vyötärön korkeudella. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää varastotyöntekijöiden selän kuormittumisen muuttumista 5 tuntisen työjakson aikana. Arvioidut kompressiovoimat laskivat n. 10 % työpäivän aikana. Sen sijaan anterior-posterior voimatasot lisääntyivät 35 % työjakson aikana, joka tutkijoiden mukaan lisää selkärangan alueen loukkaantumisriskiä. (Marras & Granata 1997.)

Vartalon EMG mittauksia selkärangan kuormittumisen mittarina on käytetty paljon erityisesti istumista koskevissa tutkimuksissa. Callaghan ja McGill (2001) vertailivat seisomisen ja tuettoman istumisen vaikutuksia alaselän kuormitukseen. Tulosten mukaan istuminen kuormitti huomattavasti enemmän erector spinae lihaksia kuin seisominen. Tutkimuksessa mitattiin selkärangan kohdistuvia voimia L4 ja L5 tasolla hyväksikäyttäen EMG avusteista mallia. Tulokset osoittivat, että alaselkään kohdistuvat voimatasot olivat huomattavasti korkeammat istuessa ( $1698 \text{ N} \pm 467 \text{ N}$ ) kuin seisoma-asennossa ( $1076 \text{ N} \pm 243 \text{ N}$ ). Myös EMG arvot olivat suuremmat erector spinae lihaksissa istuma-asennossa. Callaghanin ja McGillin (2001) mukaan kyseiset tulokset

selittyvät mm. sillä, että istuttaessa välilevyihin kohdistuva paine on suurempaa kuin seisoma-asennossa. Kuitenkin oleellista selkärangan kuormittumisen kannalta on se, kuinka staattisesta kuormituksesta on kysymys. Toisin sanoen, sekä staattinen istuminen että staattinen seisominen aiheuttavat molemmat elimistön väsymistä, jolloin vartalon lihasten ja selkärangan välilevyjen aineenvaihdunta häiriintyy. Mitä enemmän ihminen pystyy liikuttelemaan vartalooaan, sitä paremmin mm. välilevyjen nesteet pääsevät kulkeutumaan välilevyjen ja niitä ympäröivien kudosten välillä. Tutkijoiden mukaan tulokset selittyvät osittain myös sillä, että istuessa asento on enemmän staattista kuin seisominen eikä se salli juurikaan asennon muuttamista. (Callaghan & McGill 2001.)

Van Dieen ym. (2001) tutkivat vastaavasti dynaamisten toimistotuolien vaikutuksia selkärangan kasaan painumiseen sekä selän alueen lihasten kuormittumiseen. Tutkimuksessa käytettiin sekä stadiometriä että myös EMG:tä arvioitaessa selkärangan kuormittumisen tasoa. Edellä mainittuja istumiseen liittyviä tutkimuksia käsitellään vielä tarkemmin kappaleessa 4.2.

EMG mittauksia on käytetty hyväksi myös tutkittaessa ennalta arvaamattomien kuormien vaikutuksia selkärangan kokonaiskuormitukseen. 12 koehenkilöä kannattelivat käsissään tyhjää laatikkoa, jonne laitettiin vuoron perään 2, 4 ja 6 kg:n painoisia esineitä koehenkilöiden tietämättä tulevan painon määrää. EMG mittaukset suoritettiin sekä vatsa- että selkälihaksista, joiden avulla arvioitiin selkärankaan kohdistuvia kompressiovoimia. Huippukompressiovoimat kasvoivat 30-70 % koehenkilöiden kannatellessa ennalta arvaamattomia painoja käsissään verrattuna tyhjän laatikon kannatteluun. Näin ollen tulokset osoittivat, että ennalta arvaamattomat ja äkkinäiset tilanteet aiheuttavat selkälihaksissa refleksinomaisen ylireagoimistilanteen, jonka tarkoituksena on suojella elimistöä loukkaantumisilta. Tämä kuitenkin samalla lisää selkärangan kuormittuneisuutta lisääntyneen lihasaktivaation johdosta. (Mannion ym. 2000.)

Lisättäessä selkärangan kuormitusta (esim. painon määrää seisoma-asennossa) välilevyihin kohdistuva paine luonnollisesti kasvaa. Tämän perusteella voisi olettaa, että myös välilevyjen kasaanpainuminen kasvaisi lineaarisesti kuormaa lisättäessä. Asia ei ole kuitenkaan välttämättä niin yksioikoinen. Kuormituksen kasvaessa nousevat vaatimukset lihasaktivaation kasvattamiselle jo yksistään asennon ylläpitämisen takia.

Elimistöllä on taipumus varautua ennakkoon erilaisiin kuormitustilanteisiin mm. lisäämällä lihasaktivaatiotasoa (mm. Mannion ym. 2000; Cholewicki ym. 1997). Toisaalta lihasaktivaation kasvun määrään vaikuttaa myös se, minkä tyyppisestä suorituksesta on kysymys (staattinen vs. dynaaminen suoritus) (Kumar & Davis 1983). Lisäksi voitaisiin olettaa, että myös vatsaontelon paine saattaisi kasvaa kuormituksen lisääntyessä. Toisaalta vatsaontelon paineen käyttäytymisestä ja sen merkityksestä staattisessa kuormituksessa tiedetään melko vähän. Seuraavassa käsitellään tutkijoiden erilaisia näkemyksiä vatsaontelon paineen merkityksestä.

### **3.3 Vatsaontelon sisäisen paineen merkitys**

Tällä hetkellä ei ole olemassa yhtä yhtenäistä mielipidettä vatsaontelon paineen merkityksestä erilaisissa kuormitustilanteissa. Joidenkin tutkijoiden mukaan vatsaontelon paineen tarkoituksena on vähentää vartaloon kohdistuvaa kuormitusta erilaisissa nostotilanteissa. Toisten käsitysten mukaan taas kyseisen paineen tehtävänä on toimia vartalon stabiloijana kuormitustilanteissa. Vatsaontelon paineen on todettu olevan myös eräänlainen selkärangan kuormituksesta kertova ilmaisin. Erityisen paljon keskustelua on käyty tutkijoiden keskuudessa siitä, voiko vatsaontelon paine vähentää selkärangan kuormitusta. Seuraavassa käsitellään tutkijoiden erilaisia näkemyksiä vatsaontelon paineen merkityksestä.

Yleisesti ottaen vatsaontelon paine kasvaa nostettaessa esim. painavia esineitä. Kyseinen paineen kasvu tuottaa selkärankaan etupuolelle kohdistuvia voimia. Voiman suunta on tällöin päinvastainen selkälihasten tuottamaan voimaan nähden. Selkälihasten tuottaman voiman tiedetään lisäävän selkärankaan kohdistuvaa kuormitusta. Näin ollen voitaisiin olettaa, että vatsaontelon paine voi osittain vähentää selkärangan kuormitusta, koska vaikuttava voima on selkälihasten tuottamaan voimaan nähden päinvastainen. (Leskinen 1993, 7.) Kuitenkaan vatsaontelon paineen merkitys selkärangan kuormituksen vähentäjänä ei ole näin yksiselitteinen. Nachemson ym. (1985) tutkivat vatsaontelon paineen merkitystä kolmella eri menetelmällä: välilevyn sisäisen paineen avulla, hyväksikäyttämällä biomekaanista mallinnusta sekä vartalon lihasten EMG mittausten avulla. Tutkimuksissa vatsaontelon paineen ei havaittu olevan yhteydessä selkärangan kuormitukseen. Neljässä tutkimuksessa viidestä, joissa tutkittiin staattisia

suorituksia, vatsaontelon paineen kasvu nosti myös välilevyn sisäistä painetta. Näin ollen tutkimukset osoittivat, että selkärangan aksiaalinen kuormitus lisääntyi vatsaontelon paineen kasvusta huolimatta. Biomekaanisiin mallinnuksiin ja vartalon lihasten EMG mittauksiin perustuen Nachemson ym. (1985) päättelivät, että vatsaontelon paineen kasvu vaatii myös vartalon lihasten aktiiviteetin nousua, joka kasvattaa selkärangan kompressiota enemmän kuin vatsaontelon paine voi sitä vähentää. Vatsaontelon paineen tehtävänä ei näin olisikaan selkärangan kompression vähentäminen, vaan lähinnä stabiloida vartaloa nostettaessa painavia kuormia.

Edellä mainitun käsityksen mukaan vatsaontelon paineen kasvu edellyttää vartalon lihasten (pääasiassa vatsalihasten) aktivaation nousua. Lihasktivaation nousu vastaavasti lisää selkärangan kuormitusta enemmän kuin vatsaontelon paine voi kyseistä kuormitusta vähentää. Daggfeldtin ja Thorstenssonin (1997) mukaan ainakin teoriassa selkärangan kuormitusta voidaan vähentää, jos lihasaktivaation nousu tapahtuu pääsääntöisesti poikittaisissa ja vinoissa vatsalihaksissa (transversus abdominis ja obliquus). Tämä johtuu siitä, että kyseisissä lihaksissa lihassyöt ovat poikittain suuntautuneina, jolloin niiden aiheuttama paineen määrä selkärankaan on melko pieni. Samalla myös suoran vatsalihaksen aiheuttama paine selkärankaan on pienempi. Tällainen tilanne voisi tulla kysymykseen lähinnä erilaisissa vartalon ojennuksissa, koska tutkimusten mukaan poikittainen vatsalihas on kaikista vatsalihaksista aktiivisin juuri vartalon ojennuksissa (Cresswell & Thorstensson 1989; Daggfeldt & Thorstensson 2003). Poikittaisen vatsalihaksen aktivaation avulla voidaan näin kasvattaa vatsaontelon painetta ilman, että muut vatsalihakset (mm. suora vatsalihas) aiheuttaisivat selkärankaan painetta. Toisaalta Cholewickin ja Reevesin (2004) mukaan muiden vatsalihasten osuutta ei voida kuitenkaan täysin poissulkea. Vaikkakin suoran vatsalihaksen aktivaatio vähenee selkärangan ojennuksessa, se ei silti häviä kokonaan. Kaikki vatsalihakset ovat aktiivisina ainakin jollakin tapaa kaikissa vartalon liikkeissä, jolloin niiden vaikutukset selkärangan kuormitukseen on aina huomioitava. (Cholewicki & Reeves 2004.)

Edellä kuvatut tutkimukset viittaavat siihen, että vatsaontelon paineen kasvu ei ole mahdollista ilman vartalon lihasten aktivaation lisäämistä. Vatsaontelon paineen ja vartalon lihasaktivaation välistä yhteyttä ovat erityisesti tutkineet Cholewicki ym. (2002). Kymmenen koehenkilöä suoritti vartalon isometrisiä fleksio-, ekstensio- ja



lateraalifleksiotaivutuksia 35 % voimakkuudella maksimitasosta. Koehenkilöiden piti tehdä kyseisiä vartalon isometrisiä taivutuksia kontrolloiden samalla vatsaontelon painetta. Vatsaontelon paineen tuli olla eri suorituksissa 0%, 40 % ja 80 % maksimaalisesta vatsaontelon paineen määrästä. Ennen mittauksia koehenkilöille opetettiin, kuinka vatsaontelon painetta on mahdollista säädellä. Vatsaontelon paine määritettiin vatsalaukussa olevan anturin avulla ja koehenkilöt saivat reaaliaikaisen palautteen paineen määrästä oskilloskoopin välityksellä. Tutkimuksessa käytettiin lisäksi EMG-avusteista biomekaanista mallinnusta arvioitaessa vartalon lihasten aktivaation määrää sekä selkärankaan kohdistuvaa paineen määrää. EMG mitattiin kahdestatoista vartalon eri lihaksesta. Tutkimustulosten mukaan vatsaontelon paineen kasvu lisäsi selkärankaan kohdistuvaa painetta (aksiaalista selkärangan kuormitusta) kaikissa isometrisissä suorituksissa. Lisäksi yksikään koehenkilöistä ei kyennyt nostamaan lihasaktivaatiota ilman, että myös vatsaontelon paine kasvoi. Tutkimuksessa löydettiin myös vahva korrelaatio vatsaontelon paineen ja vartalon lihasten EMG aktivaatiotasojen välille ( $r = 0.59 - 0.95$ ). Tutkimus osoitti sen, että vatsaontelon paine ja vartalon lihasten aktivaatio ovat vahvasti yhteydessä toisiinsa. Tämän vuoksi vatsaontelon paineen kasvua ei voi tapahtua ilman vartalon lihasten aktivaation nousua. Lihasaktivaation kasvu vastaavasti lisää selkärangan aksiaalista kuormitusta. (Cholewicki ym. 2002)

Edellisten tutkimusten perusteella näyttää siltä, että vatsaontelon paineen kasvulla ei voida vähentää selkärankaan kohdistuvaa kuormitusta. Tämä johtuu siitä, että vatsaontelon paineen kasvu edellyttää vartalon lihasten aktivaatiotason nousua. Näin ollen vatsaontelon paineen tehtävänä ei olisikaan selkärankaan kohdistuvan kuormituksen vähentäminen, vaan pääasiassa selkärangan sekä rintakehän alueen stabiiliteetin lisääminen erilaisissa kuormitustilanteissa.

## **4 SELKÄRANGAN KUORMITTUMINEN ERILAISISSA KUORMITUSTILANTEISSA**

Selkärangan kuormittumista on tutkittu hyvin monissa erilaisissa kuormitustilanteissa. Tutkimuksissa on tutkittu mm. tärinän, juoksun, kävelyn, voimaharjoittelun, istumisen sekä seisomisen vaikutuksia selkärangan pituuteen. Vartaloon kohdistuvan tärinän tiedetään aiheuttavan selkärangan välilevyihin toistuvaa kompressiota. Klingenstierna ja Pope (1987) sekä Sullivan ja McGill (1990) havaitsivat tutkimuksissaan selvää pituuden menetystä koehenkilöillä, jotka altistuivat istuma-asennossa 5 Hz tärinälle. Kyseisten koehenkilöiden pituuden menetys oli huomattavasti suurempaa kuin niillä koehenkilöillä, jotka eivät altistuneet tärinälle lainkaan. Toisaalta pituuden muutos on hyvin paljon riippuvainen siitä, mikä on värähtelyn taajuus. Bonney (1988) havaitsi, että 4 Hz voimakkuudella tapahtuva tärinä lisäsi selkärangan pituutta, kun vastaavasti 6 Hz ja 8 Hz voimakkuudella suoritettu tärinä vähensi selkärangan pituutta. Näin ollen tietyllä voimakkuudella tapahtuva tärinä saattaa aiheuttaa selkärankaan myös ns. vetovaikutusta, joka lisää selkärangan pituutta.

### **4.1 Selkärangan kuormittuminen dynaamisissa liikuntasuorituksissa**

Garbutt ym. (1990) sekä Dowzer ym. (1998) ovat tutkineet juoksun vaikutuksia selkärangan pituuteen. Garbutt ym. (1990) havaitsivat, että juoksunopeus on yhteydessä selkärangan kasaan painumiseen. Juoksunopeuden ollessa 70 % maksimista pituuden menetys oli 3.37 mm, kun vastaavasti maksiminopeudella juostessa pituuden menetys oli 7.69 mm. Dowzer ym. (1998) havaitsivat tutkimuksessaan, että syvässä vedessä juostessa selkäranka painuu vähemmän kasaan kuin matalassa vedessä juostessa. Kävelyn vaikutuksia selkärangan pituuteen ovat tutkineet mm. Hoe ym. (1994) ja Callaghan ym. (1999). Hoe ym. (1994) havaitsivat, että 25 min. kestänyt hidaskävely aiheutti keskimäärin  $1.82 (\pm 0.49)$  mm pituuden menetyksen, kun vastaava luku juoksun jälkeen oli  $4.32 (\pm 0.83)$  mm.

Garbutt ym. (1994) tutkivat tyypillisen kuntosaliharjoittelun vaikutuksia fysiologisiin muuttujiin nähden. Lisäksi, tutkimuksessa haluttiin selvittää onko fysiologinen kuormittuneisuus ja selkärangan 'kutistuminen' yhteydessä toisiinsa. Tutkimuksen alkuhypoteesina oli, että fysiologiset vasteet korreloivat selkärangan kuormittumisen kanssa. Tutkimus koostui kahdesta osatutkimuksesta. Ensimmäisessä tutkimuksessa 10 koehenkilöä suoritti kiertoarjoittelua, joka koostui yhdeksästä liikkeestä. Yhdeksän liikkeen kiertoarjoittelu toistettiin kolme kertaa peräkkäin. Koehenkilöiltä mitattiin sydämen syke, hapenkulutus, ventilaatio ja veren laktaattipitoisuus kiertoarjoittelun aikana. (Garbutt ym. 1994.) Toisen osatutkimuksen tarkoituksena oli tutkia samaisen kuntosaliharjoittelun vaikutuksia selkärangan pituuteen. Selkärangan pituus mitattiin ennen ja jälkeen kiertoarjoittelua stadiometrillä. Kummassakin osatutkimuksessa mitattiin myös harjoitteluun kulunut aika, sydämen syke, RPE ja alaselän kiputuntemus. Tulokset osoittivat, että yksilöiden selkärangan pituusarvot eivät olleet yhteydessä käytettyihin painomääriin eikä kiertoarjoitteluun kuluneeseen aikaan. Tutkimuksessa ei havaittu myöskään korrelaatiota selkärangan kutistumisen ja sydämen sykkeen, RPE:n sekä alaselän kiputuntemuksen välillä. Näin ollen selän pituuden kutistuminen on riippumaton fysiologisen kuormituksen ilmaisina. Tutkijoiden mukaan on todennäköistä, että lihasvoima ja notkeus vaikuttavat voimakkaasti yksilöllisiin selkärangan pituuden muutoksiin. Tässäkin tutkimuksessa selän pituuden vähenemistä käytettiin selkärangan kuormituksen indikaattorina. (Garbutt ym. 1994.)

Leattin ym. (1986) tutkimuksessa selvitettiin selkärangan kuormitusta kuntopiirityyppisessä harjoittelussa sekä juoksussa. Kuntopiiriharjoitteluun osallistui 10 n. 20-vuotiasta miestä. Kuntopiiriharjoittelu koostui kahdeksasta liikkeestä, jotka suoritettiin kahteen kertaan. Kiertoarjoittelun kesto oli n. 25 minuuttia. Selän pituus mitattiin stadiometrillä ennen harjoittelua ja harjoittelun jälkeen viiden minuutin välein 20 minuutin ajan. Juoksukokeeseen osallistui yhdeksän aloittelijaa sekä seitsemän aktiivisesti kestävyysjuoksua harjoittelevaa koehenkilöä. Aloittelijat juoksivat 6 kilometriä ja harjoitelleet koehenkilöt 25 kilometriä. Kaikki koehenkilöt juoksivat samaa vauhtia (n. 12 km/h). Pituus mitattiin ennen juoksua sekä juoksun jälkeen 5 minuutin välein 20 minuutin ajan kummaltakin ryhmältä. Kokeneiden juoksijoiden pituus mitattiin myös 6 kilometrin kohdalla, jonka jälkeen he juoksivat loput jäljellä olevasta matkasta. Kaikki harjoitteet toteutettiin aamupäivällä (klo 9.30-10.30 välisellä ajalla). Tulosten mukaan kiertoarjoittelu aiheutti keskimäärin 5.4 mm:n pituuden

vähentymisen. Kuuden kilometrin juoksu aiheutti vastaavasti aloittelijoilla keskimäärin 3.25 mm:n vähentymisen pituudessa ja harjoitelleilla koehenkilöillä vastaava luku oli 2.35 mm. Tätä seuranneen 19 kilometrin jälkeen pituus väheni vielä keskimäärin 7.8 mm. Kiertoharjoitteleiden koehenkilöiden ja aloittelijajuoksijoiden väliset erot tuloksissa eivät olleet tilastollisesti merkittäviä. Sen sijaan aloittelijajuoksijoiden (6 km) ja harjoitteleiden juoksijoiden (25 km) tulosten välinen ero oli tilastollisesti merkittävä. Tulokset osoittivat, että kiertoharjoittelu painojen kanssa sekä pitkänmatkanjuoksu aiheuttavat selkärangan pituuden selvää vähentymistä. Tämä johtuu pääasiassa välilevyjen sisäisen paineen kasvusta, jonka seurauksena välilevyjen nestemäärä vähenee. Tutkijoiden mukaan muun kehon rusto- ja pehmytkudoksen muutokset rasituksessa ovat sen verran pieniä, että ne eivät juurikaan vaikuta pituuden muutoksiin. Samansuuntaiset tulokset sekä kiertoharjoittelussa että 6 kilometrin juoksussa selittyvät pitkälti kyseisten harjoitteiden samansuuruisesta kestosta. Tulokset osoittivat myös, että juoksun taitotekijät sekä juoksun taloudellisuus eivät vaikuta merkittävästi selkärangan kuormittavuuteen. Tutkimuksen päätulos oli se, että harjoittelun kesto on yksi merkittävimmistä tekijöistä määritettäessä selkärangan kokonaiskuormitusta. (Leatt ym. 1986.)

Fatfallah ym. (1998) halusivat tutkia erilaisten dynaamisten nostotekniikoiden vaikutuksia selkärangan kuormitukseen. Eri nostotekniikat jaettiin kahteen ryhmään: symmetrisiin ja asymmetrisiin nostoihin. Nostotekniikoiden muuttujina olivat nostotyyppi, nostonopeus ja nostettavan esineen paino. Tutkimuksen osallistui 11 miespuolista koehenkilöä, jotka suorittivat symmetrisiä sekä asymmetrisiä laatikon nostoja eri nostonopeuksilla ja painoilla. Nostojen avulla oli tarkoitus simuloida työelämässä esiintyviä tyypillisiä nostotekniikoita. Voimatasot mitattiin L5-S1 tasolta. Mittauksissa käytettiin apuna elektrogoniometriä ja voimalevyjä. EMG avusteista kolmiulotteista mallia käytettiin apuna määriteltäessä selkärangan kohdistuvaa painetta. Tulokset osoittivat, että monimutkaiset dynaamiset liikkeet aiheuttivat huomattavaa puristusvoiman kasvua selkärangassa. Lisäksi nostonopeus oli parempi dynaamisen kuormittavuuden indikaattori kuin nostettavan kuorman määrä. Tulokset osoittivat myös sen, että tutkittaessa vain yhtä selkärangan kuormittavuuden komponenttia (esim. puristusvoimia) voidaan saada vääristyneitä tutkimustuloksia selkärangan kuormittavuudesta. Tästä johtuen tutkimuksissa tulisi huomioida kaikkien tekijöiden yhteisvaikutus selkärangan kuormitukseen (eli myös sivuttaisten voimien

vaikutus pystyvoimien lisäksi). Myös nostettavan kuorman määrä ja nostonopeus tulisi huomioida selkärangan kuormitusmittauksissa. (Fatfallah ym. 1998.)

Myös erilaisten nostotekniikoiden vaikutuksia selkärankaan on tutkittu. Van Dieenin ym. (1994) tutkimuksessa vertailtiin kahta erilaista nostotekniikkaa ja niiden kuormittavuutta selkärankaan. Nostotekniikat olivat ns. jalkatekniikka (leg-lifting technique) ja selkäteknikka (back lifting technique). Jaloilla tapahtuvassa nostossa nosto tapahtuu polvia koukistamalla ja pitämällä selkä niin suorassa kuin mahdollista. Selällä tapahtuvassa nostotekniikassa vastaavasti jalat ovat suorana ja nosto tapahtuu selkää koukistamalla. Useat biomekaaniset tutkimukset pitävät jalkatekniikkaa selkäteknikkaan verrattuna vähemmän kuormittavana. Tässä tutkimuksessa haluttiin lisäksi tutkia iän merkitystä selän pituuden muutoksiin ja näin ollen tutkimukseen osallistui viisi n. 40-vuotiasta ja kuusi n. 20-vuotiasta mieskoehenkilöä. Kaikki koehenkilöt suorittivat 6 x 5 min. nostoharjoitetta kahdella eri nostotekniikalla. Eri nostotekniikoilla tehdyt mittaukset suoritettiin kahtena erillisenä päivänä. Selkärangan pituusmittaukset tehtiin siihen tarkoitetulla stadiometrillä. Mittaukset suoritettiin ennen harjoitteita sekä jokaisen 5 min. suoritettujen harjoitteiden jälkeen. Lanneselkään kohdistuvat voimat (momentit) laskettiin hyväksikäyttämällä 2-dimensionaalista segmenttimallia. Tulosten mukaan huippumomenttiarvot olivat merkittävästi korkeampia jaloilla suoritettussa nostotekniikassa. Sen sijaan merkittäviä eroja selkärangan pituuden muutoksissa ei löydetty kahden eri nostotekniikan välillä. Kuitenkin vanhemmilla koehenkilöillä selkärangan pituus pieneni enemmän kuin nuoremmilla koehenkilöillä kummassakin nostotekniikassa. Tulokset eivät osoittaneet, että kumpikaan nostotekniikoista olisi toista tekniikkaa parempi ajatellen selkärangan kuormitusta. Tuloksissa oli havaittavissa voimakasta yksilöiden välistä variaatiota, joidenka syiden selvittely vaatii lisää jatkotutkimuksia.

Aun ym. (2001) tutkimuksessa tutkittiin kolmen eri tyyppisen liikkeen (vartalon kierto, vartalon sivutaivutus ja vartalon koukistus) vaikutuksia selkärangan pituuden muutokseen. Tutkimukseen osallistui 20 koehenkilöä, jotka suorittivat kolmena päivänä erilaisia vartalon liikeharjoituksia (1 liikeharjoite / päivä). Jokainen suoritus sisälsi 20 minuuttia työskentelyä (10 toistoa / min). Selän pituuden muutokset mitattiin stadiometrillä. Mittaukset tehtiin ennen ja jälkeen suorituksia. Tulosten mukaan toistuvat kiertoliikkeet kuormittivat selkärankaa enemmän kuin sivutavutukset ja

vartalon koukistukset. Toisin sanoen selän pituuden muutokset olivat suurimmat kiertoliikeharjoitusten jälkeen, kun taas kahdella muulla liikkeellä ei havaittu merkittäviä vaikutuksia selkärangan pituuteen.

## **4.2 Selkärangan kuormittuminen istuma-asennoissa**

Van Deursen ym. (2000) tutkivat eri tyyppisten istuinten vaikutuksia selkärangan kuormitukseen ja erityisesti istuinten vaikutuksia selkärangan pituuteen. Tutkimukseen osallistui 8 koehenkilöä, jotka suorittivat kaksi samanlaista tunnin mittaista istumisjaksoa kahdella erityyppisellä toimistotuolilla. Toinen tuoleista oli ns. staattinen tuoli, joka ei sallinut liikkumista, kun taas toinen tuoleista oli ns. dynaaminen tuoli, joka salli passiivisen liikkumisen. Kummankin suorituksen aikana koehenkilö teki samoja ennalta määrättyjä tehtäviä (mm. kirjoittamista). Mittaukset tehtiin myös samana vuorokauden ajankohtana. Tässäkin tutkimuksessa käytettiin stadiometriä selkärangan pituuden mittaamiseen. Tulosten mukaan dynaamisessa toimistotuolissa istumisen jälkeen selkärangan pituus lisääntyi, kun vastaavasti staattisessa toimistotuolissa selkärangan pituus väheni. Näin ollen tulokset osoittivat sen, että passiivisella liikkeellä voidaan istuessa vähentää selkärangan kohdistuvaa rasitusta. Tutkimus vahvisti myös sitä näkemystä, että pitkäkestoinen staattinen selkärangan kuormitus aiheuttaa suuren rasituksen selkärangan alueella. (Van Deursen ym. 2000.)

Myös alaselän kuormitusta pitkäkestoisessa istumistyössä on tutkittu. Callaghan ja McGill (2001) tutkivat lanneselän kuormitusta ja selän alueen lihasten aktivaatiota kahden tunnin istumisjakson aikana. Tutkimuksen tarkoituksena oli myös tutkia istumisen ja seisomisen välisiä eroja selän alueen kuormitukseen. Selän kuormituksen mittaamisessa käytettiin apuna anatomista biomekaanista mallinnusta sekä EMG-mittauksia. Testausprotokolla muodostui 2 tunnin istumisesta, joiden välissä oli kaksi seisomisjaksoa. Mittausten aikana koehenkilöille tehtiin myös alaselän liikkuvuustestejä. Koehenkilöt saivat valita kahdesta istumisstrategiasta mieleisensä: staattisen tai dynaamisen. Tämän mukaan koehenkilöt jaettiin myös kahteen eri ryhmään. Liikkuvuusmittaukset osoittivat, että istumisen jälkeen koehenkilöiden vartalon fleksio lisääntyi. Myös EMG-mittaukset osoittivat, että pitkään kestänyt istuminen lisää alaselän kuormitusta merkittävästi. Näin ollen voidaan olettaa, että

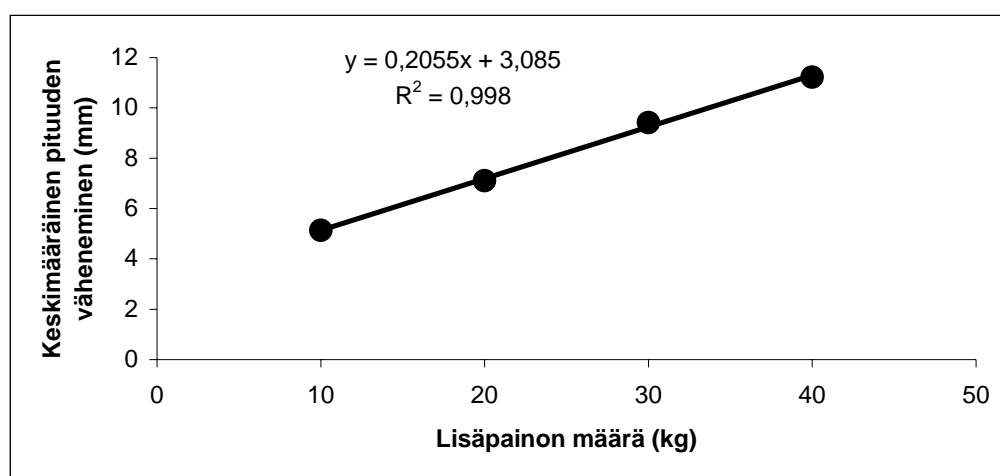
pitkäkestoiset staattiset alaselän kuormitukset lisäävät alaselän vammautumisriskiä. Tulokset osoittivat myös, että istumisen lomassa suoritettut seisomistauot vähentävät alaselän tukirakenteiden (välilevyt, ligamentit jne.) kuormitusta ja alentavat näin ollen vammautumisriskiä. Pitkäkestoinen istuminen kuormittaa selkärankaa erittäin paljon, koska usein tuolin selkänoja mahdollistaa asennon ylläpitämisen melko pienellä vartalon lihasten aktivaatitasolla. Tästä johtuen kuormitus kohdistuu pääsääntöisesti suoraan selkärankaan ja ligamenteihin vartalon lihasten tuen puuttuessa. (Callaghan & McGill 2001.)

Myös kolmannessa tutkimuksessa tutkittiin pitkäkestoisen istumisen vaikutuksia selän kuormitukseen. Van Dieenin ym. (2001) tutkimukseen osallistui 10 koehenkilöä, jotka suorittivat 3 tuntia kestäneen istumisjakson. Istumisen aikana koehenkilöt tekivät normaaleja toimistotehtäviä. Tutkimuksessa käytettiin kolmenlaisia tuoleja: yhtä fiksoitua tuolia ja kahta erilaista dynaamista tuolia. Mitattavia muuttujia olivat EMG, selkärangan pituus ja paikallinen kiputuntemus selässä. Tutkimuksen tulokset olivat saman suuntaisia kuin Van Deursenin ym. (2000) tulokset. Tulokset osoittivat, että istuttaessa dynaamisessa tuolissa selkärangan pituus lisääntyi. Pituuden lisääntyminen voi johtua mm. välilevyjen korkeuden muutoksista ja siitä, että ennen istumista tapahtunut selkärangan kuormitus on ollut suurempaa kuin istuttaessa. Selkälihasten EMG tuloksiin vaikutti voimakkaasti istumisen aikana suoritettu tehtävä. Sen sijaan tuolityypillä ei ollut merkittävää vaikutusta EMG tuloksiin. (Van Dieen ym. 2001.)

### **4.3 Selkärangan kuormittuminen staattisissa asennoissa**

Pitkäkestoisen staattisen kuormituksen tiedetään kuormittavan selkärankaa enemmän kuin dynaaminen kuormitus. Yksi selitys tälle ilmiölle on se, että staattisessa asennossa kudosten aineenvaihdunta häiriintyy, joka aiheuttaa mm. metabolisten aineenvaihduntatuotteiden kumuloitumisen kudoksiin. (Goel ym. 2001, 246-248.) Callaghan ja McGill (2001) ovat vertailleet pitkäkestoisen istumisen ja seisomisen välisiä eroja selkärangan kuormituksessa. He havaitsivat, että istuminen aiheutti huomattavasti suurempia kompressiokuormia selkärankaan kuin seisominen. Näin ollen seisominen näyttäisi toimivan hyvänä palautumisena istumisjakson jälkeen, koska se vähentää passiivisten kudosten kuormittumista. (Callaghan & McGill 2001.)

Tyrrell ym. (1985) sekä Althoff ym. (1992) ovat tutkineet pystysuoran (akσιαalisen) kuormituksen vaikutuksia selkärangan pituuteen. Tyrrellin ym. (1985) tutkimuksessa koehenkilöiden harteille asetettiin lisäpainoja 20 minuutin ajaksi. Pituusmittaukset tehtiin ennen suoritusta ja suorituksen aikana 2 minuutin välein. Jokaisen suorituskerran (20 min.) jälkeen koehenkilöt lepäsivät 10 minuuttia. Tulokset osoittivat selvän lineaarisen korrelaation lisäpainon ja pituuden vähenemisen välillä. Toisin sanoen, mitä enemmän painoa lisättiin, sitä enemmän myös selkärangan pituus väheni (kuva 4).

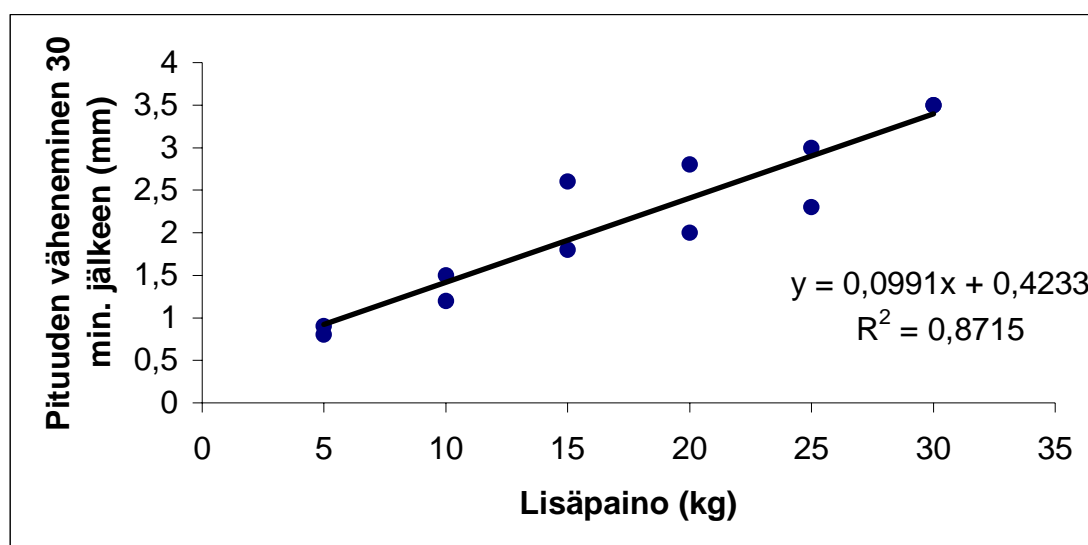


KUVA 4. Kuorman lisäämisen ja selkärangan pituuden vähenemisen välinen yhteys (piirretty Tyrrellin ym. 1985 datasta)

Althoff ym. (1992) tutkivat myös lisäpainojen vaikutusta selkärangan pituuteen kvasi-staattisessa kuormituksessa. Koehenkilöt kannattelivat eripainoisia (5, 10, 15, 20, 25, 30 kg) liivejä 30 minuutin ajan joko kävellen tai paikallaan seisten. Painoliivit olivat symmetriset ja niiden paino oli jakautunut tasaisesti henkilön vartalon ympärille, jolla varmistettiin aksiaalinen kuormitus selkärankaan. Ennen varsinaista mittausta suoritettiin ns. esimitaus, jossa koehenkilöt kävelivät huoneessa ilman lisäpainoja ja heidän pituutensa mitattiin 3 minuutin välein. Esimitausta seurasi varsinainen mittaustilanne, jossa koehenkilöiden pituus mitattiin stadiometrillä 5 minuutin välein. Yhteen pituusmittaukseen kului aikaa keskimäärin 20 sekuntia. Jokaisen kuorman kohdalla mittaukset tehtiin sekä aamu- että iltapäivällä. Kuormitukset eri painoilla tehtiin eri päivinä. Tutkimukseen osallistui yhteensä 20 koehenkilöä, jotka olivat jaettu kahteen eri ikäryhmään (nuoret 20-30 ikävuotiaat sekä keski-ikäiset 40-60 ikävuotiaat).



Tämänkin tutkimuksen tulosten mukaan selkärangan pituuden väheneminen korreloi lineaarisesti kannateltavan kuorman määrän kanssa. Sen sijaan tulokset eivät osoittaneet merkittäviä eroja aamu- ja iltapäivällä tehtyjen mittausten välillä. Althoffin ym. (1992) mukaan tulokset osoittivat selvästi sen, että henkilön tarkkaa pituuden määrittämistä voidaan käyttää apuna arvioitaessa selkärangan kuormittumista. Kuvaan 5 on koottu yhteen kahden eri ikäryhmän aamupäivän mittauksissa saadut tulokset, joka osoittaa selvän lineaarisen korrelaation lisäpainon ja pituuden vähenemisen välillä. Tutkimustuloksista havaittiin myös selkeitä yksilöiden välisiä eroja. Tutkijoiden mukaan yksilöiden väliset erot pituuden muutoksissa saattavat selittyä osittain sillä, että eri ihmisillä on poikkipinta-alaltaan eri kokoiset välilevyt. Mitä pienemmästä välilevystä on kysymys, sitä suurempi on siihen kohdistuva paine. Tämä taas vaikuttaa siihen, että välilevystä poistuvan nesteen määrä sekä välilevyn muodonmuutos ovat myös suuremmat pinta-alaltaan pienessä välilevyssä. (Althoff ym. 1992.)

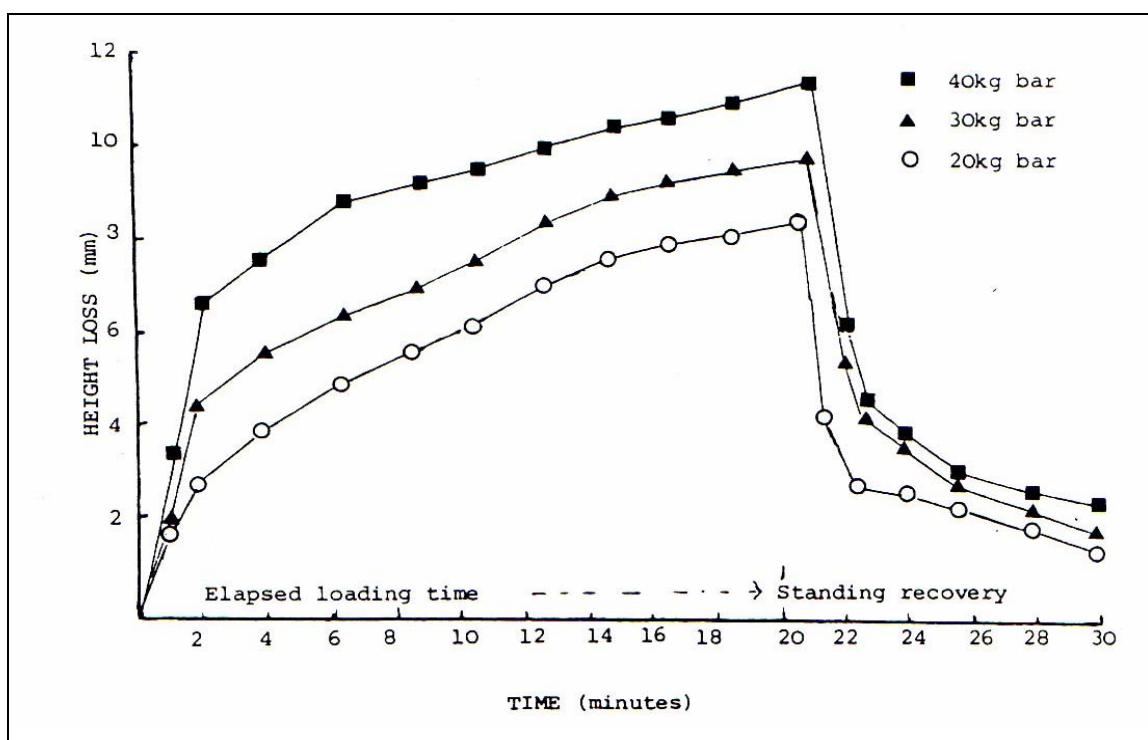


KUVA 5. Lisäpainon määrän ja pituuden vähenemisen välinen yhteys 30 minuutin aksiaalisen kuormituksen jälkeen (piirretty Althoffin ym. 1992 datasta)

Edellä esitetyt Tyrrellin ym. (1985) sekä Althoffin ym. (1992) tutkimustulokset osoittavat selvän korrelaation lisäpainon ja pituuden vähenemisen välillä aksiaalisessa kuormituksessa. Lisäksi erityisesti Althoffin ym. (1992) tutkimus osoitti sen, että pituuden väheneminen on riippuvainen lannerangan alueen välilevyjen koosta. Toisin sanoen, mitä pienempi välilevy, sitä suurempi on siihen kohdistuva paine ja pituuden

menetys. Tulokset vahvistivat myös sitä näkemystä, että pituuden muutokset johtuvat pääasiallisesti nimenomaan välilevyissä tapahtuvista muutoksista.

Tyrrellin ym. (1985) tutkimustulokset toivat esille myös sen, kuinka pituuden väheneminen muuttuu ajan suhteen 20 minuutin aikana (kuva 6). Kaikkien kolmen käytetyn painomäärän (20, 30 ja 40 kg) kohdalla pituuden menetys oli suurinta ensimmäisten 2 minuutin aikana. Tästä huolimatta pituus väheni myös tämän jälkeen, mutta se tapahtui hitaammin. 20 minuutin aikana ei vielä saavutettu myöskään tasaantumiskohtaa, jossa pituuden väheneminen olisi loppunut kokonaan. Tähän on todennäköisesti syynä se, että käytetyt painomäärät olivat suhteellisen kevyitä. Pituuden vähenemisen loppumiskohdan määrittämiseksi kuormitusaikaa tai kuormituksen määrää tulisi kasvattaa.



KUVA 6. Pituuden muuttuminen 20 minuutin staattisen kuormituksen sekä sitä seuraavan 10 minuutin seisomispalautumisen aikana (Tyrrell ym. 1985)

Krämer ym. (1985) tutkivat välilevyihin kohdistuvan pitkäaikaisen kuormituksen vaikutuksia edellä mainituista menetelmistä poikkeavalla tavalla. He tutkivat pystysuoran kuormituksen vaikutuksia välilevyn vesi- ja elektrolyyttipitoisuuksiin ihmisruumiista eristettyjen liikesegmenttien avulla. Tutkijat leikkasivat 69

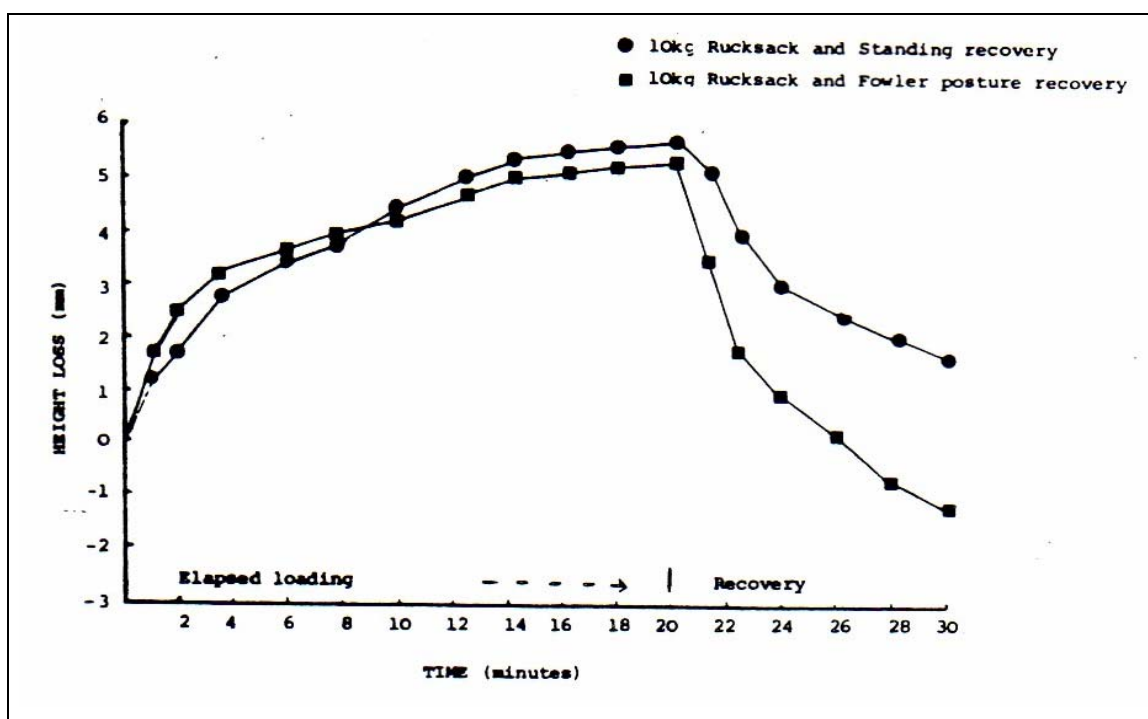
ihmisruumiilta liikesegmentit (nikamat, välilevyt ja niitä ympäröivät pehmytkudokset) L4-L5 tasolta ja kuormittivat niitä tarkoitukseen varatussa laitteessa 6 Kp/cm<sup>2</sup> tai 12 Kp/cm<sup>2</sup> voimalla 24 tuntia. Tutkijat ottivat kuormituksen jälkeen näytepalat viidestä välilevyn eri kohdasta määrittääkseen vesi- ja elektrolyyttipitoisuudet. Tulosten mukaan 6 Kp/cm<sup>2</sup> paineella suoritettussa kuormituksessa nucleus pulposus menetti n. 8 % ja annulus fibrosus n. 11 % vesimäärästään. Sen sijaan 12 Kp/cm<sup>2</sup> paineella suoritettu kuormitus osoitti sen, että vesimäärän väheneminen ei ole lineaarisessa suhteessa lisääntyvään kuormituksen määrään. Tulokset osoittivat myös sen, että veden väheneminen oli n. 2-3 % suurempaa asymmetrisen kuormituksen jälkeen verrattaessa symmetriseen (pystysuoraan) kuormitukseen. Tulosten mukaan elektrolyyttien suhteellinen osuus kasvoi välilevyn sisällä lisääntyneen kuormituksen myötä. Merkittävää oli myös se, että mitä suurempi kuormitus välilevyyn kohdistui, sitä suurempi oli myös välilevyn sisä- ja ulko-osien välinen elektrolyyttierotus. Tämä tarkoitti sitä, että välilevyn sisäosan (nucleus pulposus) elektrolyyttipitoisuus oli suurempi kuin välilevyn ulko-osassa (annulus fibrosus). Välilevyn sisäosan lisääntynyt suhteellinen elektrolyyttipitoisuus merkitsee myös osmoottisen paineen nousua, joka estää jäljellä olevan veden poistumista välilevystä suhteellisen suurenkin kuorman kohdistuessa välilevyyn sekä mahdollistaa veden takaisin imeytymisen välilevyyn kuormituksen vähentyessä. Näin ollen Krämerin ym. (1985) tutkimustulokset vahvistivat sitä näkemystä, että välilevyt ja niitä ympäröivät kudokset toimivat osmoottisen järjestelmän tavoin.

#### **4.4 Selkärangan kuormitus ja palautuminen**

Jo pidemmän aikaa on tiedetty, että vuorokauden ajalla on suuri vaikutus selkärangan pituuteen (Eklund & Corlett 1984). Tyrrell ym. (1985) havaitsivat tutkimuksissaan keskimääräisen vuorokauden vaihtelun olevan n. 1.1 % kokonaispituudesta. Päivittäisestä pituuden vähenemisestä n. 54 % tapahtui ensimmäisen tunnin aikana ylösousemisesta. Päivän aikana menetetyistä pituudesta n. 70 % palautui takaisin yön ensimmäisen puoliskon aikana. (Tyrrell ym. 1985.)

Palautumista on tutkittu myös erilaisten kuormitustilanteiden jälkeen (Tyrrell ym. 1985). Tutkijat selvittivät erilaisten asentojen vaikutuksia selkärangan pituuden

palautumisnopeuteen. Heidän tutkimuksessaan koehenkilöt mm. kannattelivat hartioillaan 10 kg painoista reppua 20 minuutin ajan. Kuormituksen jälkeen koehenkilöt seisoivat paikallaan ilman lisäkuormaa 10 minuuttia, jolloin pituus palautui 77 % alkupituudesta. Vastaava koeasetelma tehtiin myös siten, että koehenkilöt kannattelivat 10 kg:n painonnostotankoa 20 minuuttia ja 10 minuutin palautuminen suoritettiin ns. Fowlerin asennossa (selin makuulla lattialla, jalat koukussa penkillä). Tällöin pituuden palautuminen oli 128 % alkupituudesta. Käytännössä tämä tarkoitti sitä, että keskimääräinen pituuden menetys 20 minuuttia kestäneen kuormituksen jälkeen oli 5.35 mm ( $\pm 1.57$ ) ja pituuden keskimääräinen palautuminen 10 minuutin palautumisjakson jälkeen oli 6.28 mm ( $\pm 2.33$ ). Näin ollen Fowlerin asennon myötä pituus jopa lisääntyi verrattuna alkupituuteen. (Tyrrell ym. 1985.) Kyseisen tutkimuksen tulokset ovat nähtävissä kuvissa 6 ja 7. Edellä mainitut tulokset selittyvät sillä, että Fowlerin asennossa välilevyn sisäinen paine on pienempi, joka nopeuttaa pituuden palautumista (Van Dieen & Toussaint 1993). Näin ollen käyttämällä hyväksi kehon painoa sekä painovoimaa, voidaan selkärankaan saada aikaan traktio, joka vähentää välilevyihin kohdistuvaa painetta merkittävästi (Boocock ym. 1990).



KUVA 7. Kahden eri asennon (seisominen ja Fowlerin asento) vaikutukset pituuden palautumiseen 20 minuuttia kestävä kuormituksen jälkeen (Tyrrell ym. 1985)

Krag ym. (1990) tutkivat kahdeksan tunnin istumisjakson jälkeistä makuuasennossa suoritettua pituuden palautumista 4 tunnin ajan. Pituuden mittaukset tehtiin stadiometrisesti makuuasennossa. Pituusmittaustulosten keskihajonta eri suorituskerroilla oli 0.74 mm. 10 koehenkilöä nukkuivat yönsä (8-10 tuntia) sairaalassa, jossa myös varsinaiset mittaukset suoritettiin. Yön jälkeen koehenkilöt suorittivat 8 tunnin ajan normaaleja arkirutiineja pääasiassa istuma-asennossa. Pituus mitattiin 8 min., 25 min., 30 min., 1 h, 2 h, 4 h ja 8 h kohdalla. Tämän jälkeen koehenkilöt olivat 4 tuntia makuuasennossa, jonka aikana pituus mitattiin aloitushetkellä, 5 min., 10 min., 13 min., 18 min., 27 min., 1 h, 1.10 h, 2.10 h, 4.10 h, 4.15 h ja 4.20 h kohdalla. Tulosten mukaan keskimääräinen pituuden menetys 8 tunnin jälkeen oli 16.39 mm (SD 4.67 mm). Kahdeksan tunnin aikaisesta pituuden menetyksestä 83 % palautui ensimmäisten 4 tunnin aikana. Mielenkiintoista tuloksissa on se, että pituuden menetys istumistyössä ja pituuden palautuminen makuuasennossa oli suurinta suoritusjaksojen alussa. 26 % kokonaispituuden menetyksestä tapahtui ensimmäisen tunnin aikana ylösnousemisen jälkeen. Vastaavasti 41 % kokonaispituuden palautumisesta tapahtui ensimmäisen tunnin aikana makuulle menon jälkeen. Sekä pituuden menetys että pituuden palautuminen hidastuivat asteittain suoritusjaksojen edetessä. (Krag ym. 1990.)

## **5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT**

### **5.1 Tutkimusongelmat**

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on tutkia pituuden muuttumista staattisessa seisoma-asennossa. Tutkimuksessa halutaan selvittää, tapahtuuko pituuden menetys lineaarisesti kuormaa lisättäessä staattisessa lyhytkestoisessa (2 min.) seisoma-asennossa. Tämän lisäksi tutkimuksessa halutaan saada vastaus siihen, palautuuko selkärangan pituus alkupituuteensa 15-25 minuutin levon jälkeen ns. Fowlerin asennossa myös raskaiden kuormitusten ollessa kyseessä. Kolmas tutkimusongelma liittyy vatsaontelon paineen muuttumiseen staattisessa kuormituksessa. Tarkoituksena on tutkia, nouseeko vatsaontelon paine EMG:n avulla arvioituna staattisessa suorituksessa kuormaa lisättäessä.

### **5.2 Tutkimuksen hypoteesit**

Alkuolettamuksena tutkimuksessa pidetään sitä, että pituuden menetys tapahtuu lineaarisesti kuormaa lisättäessä, kunnes pituudesta on menetetty maksimimäärä eli n. 20 mm. Toinen hypoteesi tutkimuksessa on se, että ns. Fowlerin asennossa suoritettu 15-25 minuuttia kestävä lepo on riittävä palauttamaan selkärangan pituuden lähelle lepopituutta myös raskaiden kuormitusten ollessa kyseessä. Tutkimuksen kolmannen alkupiteesin mukaan vatsaontelon paine tulee kasvamaan staattisessa asennossa kuormaa lisättäessä.

## 6 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui yhteensä 10 koehenkilöä, joista viisi oli naisia ja viisi miehiä. Koehenkilöt olivat yhtä lukuun ottamatta yliopiston opiskelijoita. Koehenkilöiden ikä, pituus ja paino on esitetty taulukossa 1. Koehenkilöiden terveydentila oli hyvä eikä heillä ollut todettuna mitään tutkimusta estävää sairautta. Tutkittavilla oli halutessaan täysi oikeus keskeyttää tutkimus missä vaiheessa tahansa. Tästä huolimatta kaikki koehenkilöt suorittivat tutkimuksen loppuun saakka.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden ikä, pituus ja paino (keskiarvo  $\pm$  SD)

	<b>Ikä (vuotta)</b>	<b>Pituus (cm)</b>	<b>Paino (kg)</b>
<b>Kaikki (n=10)</b>	26 $\pm$ 1.8	173.9 $\pm$ 9.5	69.0 $\pm$ 12.9
<b>Naiset (n=5)</b>	25 $\pm$ 1.6	168.4 $\pm$ 8.7	59.5 $\pm$ 8.7
<b>Miehet (n=5)</b>	27 $\pm$ 1.3	179.5 $\pm$ 7.2	78.4 $\pm$ 8.8

*Alkumittaukset ja valmistelut.* Tutkimus aloitettiin selittämällä koehenkilölle tutkimuksen kulku, tutkittavien oikeudet ja tutkimuksesta mahdollisesti koituvat riskit ja hyödyt. Koehenkilöille oli lähetetty jo aikaisemmin kopio suostumuslomakkeesta, josta kävi ilmi edellä mainitut asiat. Näin ollen koehenkilöillä oli mahdollisuus tutustua jo etukäteen tutkimuksen sisältöön. Tämän jälkeen koehenkilö allekirjoitti virallisen suostumuslomakkeen.

### 6.2 Koeasetelma

Mittausten alussa koehenkilöltä määritettiin paino. Painoa käytettiin apuna määritettäessä henkilökohtaiset kuormat kahdelle viimeiselle kuormituskerralle. Lisäksi

koehenkilön selkärankaan merkittiin kynällä (Stabilo, OHPen universal) C4, TH8 ja L3 nikamiin merkit stadiometrinen kolmea anturia varten sekä pääläelle yksi merkki mittausanturia varten. Koehenkilölle säädettiin myös henkilökohtaiset asetukset stadiometriin ja selitettiin pituusmittauksen kulku. Asetusten asettamisen jälkeen vuorossa oli pituusmittauksen harjoittelu (10 x 10 sekuntia). Pituusmittauksessa koehenkilöllä oli kädet ristissä rinnan päällä. Harjoittelun jälkeen koehenkilölle asetettiin EMG-elektrodit m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis ja m. erector spinae lumbalis lihaksiin (yhteensä 4 elektrodi) makuuasennossa. Vatsapuolen elektrodit laitettiin kehon oikealle puolelle. Lisäksi koehenkilölle asetettiin Polarin S810 sykemittari sykkeen määrittämistä varten. Sykedataa ei kuitenkaan käytetty hyväksi tässä tutkimuksessa, vaan se mitattiin jatkotutkimustarpeita varten. Elektrodien laittamisen jälkeen koehenkilö jatkoi lepäämistä selin makuulla ns. Fowlerin asennossa vielä 10 minuuttia ennen varsinaista alkupituusmittausta. Samalla aloitettiin sykkeen kerääminen sykemittarin muistiin.

*Mittausprotokolla.* Alkuvalmistelujen ja 10 minuutin selin makaamisen jälkeen koehenkilöltä määritettiin alkupituus stadiometrissä (10 x 10 sekuntia). Makuulta nousun jälkeen koehenkilö seiso pystyssä n. 2 minuuttia ennen alkupituuden määrittämistä kantapatjojen vaikutuksen eliminoimiseksi pituuden mittaukseen. Pituusmittauksen jälkeen vuorossa oli ensimmäinen kuormitus lisäpainoilla. Ensimmäinen kuorma oli kaikille koehenkilöille sama eli 25 kg. Kuormitus tehtiin Smithin laitteessa tanko niskassa staattisessa seisoma-asennossa 2 minuutin ajan. Smithin laite oli vapautettu kiskoista, jolloin kannateltava tanko oli vapaa liikkumaan sekä horisontaalisessa että vertikaalisessa tasossa. Tällä pyrittiin mahdollisimman lähelle vapaan tangon kuormitusta. Koehenkilön tehtävänä oli pitää asento mahdollisimman muuttumattomana koko 2 minuutin ajan. Jokaisen kuorman aikana koehenkilöltä mitattiin EMG ja syke. Kahden minuutin kuormituksen jälkeen vuorossa oli pituuden mittaus stadiometrissä pituuden menetyksen määrittämiseksi. Tästä eteenpäin pituus mitattiin 5-6 x 10 sekunnin ajan, jotta itse pituuden mittaukseen kuluva aika ei muodostuisi liian pitkäksi. Pituusmittauksen jälkeen koehenkilö lepäsi ns. Fowlerin asennossa 15 minuuttia, jonka jälkeen pituus mitattiin uudelleen pituuden palautumisen määrittämiseksi. Jos koehenkilön pituus oli palautunut vähemmän kuin 99.7 % alkupituudesta, niin lepäämistä jatkettiin vielä 10 minuuttia, jonka jälkeen pituus mitattiin uudelleen. Tämän jälkeen aloitettiin uusi kuormitus uudella painomäärällä.



Edellä mainittu kuormitusyksi toistettiin kaiken kaikkiaan neljällä eri kuormalla. Kaksi ensimmäistä kuormaa olivat kaikille koehenkilöille samoja (25 ja 40 kg) ja kaksi viimeistä kuormaa määräytyivät koehenkilöiden kehon painojen mukaan (kehon painoa vastaava kuorma sekä 1.5 x koehenkilön paino).

*Vartalon maksimaalisten voimien mittaust.* Varsinaisen kuormitusprotokollan jälkeen koehenkilöiltä määritettiin vartalon (selkä- ja vatsalihasten) maksimaaliset staattiset voimatasot vartalodynamometrissä. Mittausten aikana mitattiin myös lihasten EMG-aktivaatiotasot aikaisemmin mainituista lihaksista. Koehenkilöiltä määritettiin ensin vatsalihasten maksimitasot ja tämän jälkeen selkälihasten maksimitasot. Dynamometrin alatuen yläreuna sijaitsi suoliluun harjun yläreunan tasolla ja ylätuen yläreuna sijaitsi kaksi sormen leveyttä sternumin yläreunaa alempana. Asetukset pysyivät samoina mitattaessa sekä vatsa- että selkälihakia. Mittauksia toistettiin niin kauan kunnes voimataso ei enää noussut aikaisempaan parhaaseen tulokseen nähden.

*Välilevyjen koon määrittäminen.* Vartalon maksimaalisten voimatasojen määrittämisen jälkeen koehenkilöiltä mitattiin nivelten paksuudet luuharpilla neljästä eri nivelestä lannerangan välilevyjen koon määrittämiseksi. Mitattavien muuttujien avulla laskettiin välilevyjen koot lannerangan alueelta hyväksikäyttäen Colombinin ym. (1989) regressioyhtälöä. Mitattavat nivelet olivat ranne-, kyynär-, nilkka-, ja polvinivel. Mittaukset tehtiin koehenkilön oikealta puolelta. Kyynär-, nilkka- ja polvinivelten mittaukset suoritettiin 90 asteen kulmassa. Mittauskohdat eri nivelissä olivat seuraavat:

- Ranne: radiuksen lateraalinen ja ulnan mediaalinen epikondyyli
- Kyynärpää: humeruksen lateraalinen ja mediaalinen epikondyyli
- Nilkka: lateraalinen ja mediaalinen malleoli
- Polvi: femurin lateraalinen ja mediaalinen epikondyyli

## 6.3 Mittausmenetelmät

### 6.3.1 Käytetty mittalaitteisto

*Stadiometri.* Tutkimuksessa pituuden mittaus suoritettiin siihen varatulla laitteella (stadiometri). Koehenkilö oli stadiometrissä koko mittauksen ajan seisoma-asennossa kädet ristissä rinnan päällä. Stadiometri oli kallistettuna  $10^\circ$  taaksepäin, jolla pakotettiin koehenkilön jalat yliojennukseen. Pituutta mittaava anturi asetettiin aina samaan kohtaan koehenkilön pään alueelle (kohta oli merkitty kynällä). Jokaisen mittauksen välissä laite resetoitiin ja anturi nostettiin ylös. Mittauksen aikana mittausdata siirtyi suoraan tietokoneelle taulukkolaskentaohjelmaan käsiteltäväksi. Näytteenottotaajuus oli 20 näytettä sekunnissa. Stadiometrissä oli varsinaisen mittausanturin lisäksi kolme ns. kontrollianturia, jotka pitivät olla alas painettuina mittauksen onnistumiseksi. Kyseiset anturit olivat koehenkilön selän alueella C4, TH8 ja L3 nikamien kohdalla. Jos jokin edellä mainituista antureista ei ollut alas painettuina tai painon määrä oli liian suuri, niin mittausdatan siirtyminen taulukkolaskentaohjelmaan keskeytyi. Käytännössä antureiden sallittu liikkumavara oli 0.5 mm suuntaansa. Mittauksen keskeytyksestä koehenkilö sai välittömän palautteen edessään olevan led näyttötaulun välityksellä. Toisin sanoen vihreän valon muuttuminen punaiseksi ilmaisi kunkin anturin virheellistä paineen määrää. Lisäksi pään asentoa kontrolloitiin lasersäteiden avulla, joka heijastui koehenkilön päässä olevien lasien peilin kautta edessä olevaan tauluun. Koehenkilön tehtävänä oli pitää lasersäde joka mittauksella samassa kohdassa. Koehenkilön pituus mitattiin 5-6 x 10 sekunnin ajan siten, että kokonaisnäytepisteiden määrä oli jokaisella mittauksella yli kuudensadan. Koehenkilö ei noussut laitteesta pois mittauksenaikana, vaan pysyi mahdollisimman paikallaan kaikkien 5-6 mittauksen aikana. Stothartin ja McGillin (2000) mukaan tämä menetelmä takaa mittaus tulosten pienemmän hajonnan sekä pitää asennon mahdollisimman samankaltaisena koko mittauksenaikana.

*EMG.* Tutkimuksessa käytetyt bipolaariset pintaelektrodit ovat malliltaan NI-613 elektrodeja ja niiden valmistaja on Nihon Kohden (Japani). Elektrodiin + ja - napojen välinen etäisyys on 12 mm ja elektrodit oli asetettu lihasten päälle hyväksikäyttäen

Hermensin ym. (1999) suosituksia. Tiedonkeruujärjestelmänä tutkimuksessa käytettiin Codas järjestelmää, joka koostui DOS pohjaisesta ohjelmasta, AD-kortista ja sisäänmenolaatikosta. Järjestelmän valmistaja on Dataq Instruments Inc. (Yhdysvallat). EMG data siirrettiin tiedonkeruujärjestelmään Glonner Electronic GmbH Biomes Telemetry Receiver- telemetrijärjestelmän avulla. Järjestelmä on malliltaan Biomes Telemetry järjestelmä ja sen valmistaja on Glonner Electronic (Saksa). EMG-signaali vahvistettiin 200-kertaisesti ja se johdettiin AD-muuntimen kautta tietokoneelle ja A-codas ohjelmistoon.

*Vartalodynamometri.* Vartalon voimien mittauksissa käytetty vartalodynamometri on rakennettu Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella. Dynamometri koostuu alatuesta, kiinnitysvyöstä sekä voimaa mittaavasta venymäliuska-anturista (ylätuki). Voimadata siirrettiin mittausten aikana suoraan Codas tiedonkeruujärjestelmään.

### **6.3.2 Tutkimustulosten analysointi**

*Pituusmittausdata.* Kuten edellä on mainittu, pituusmittausdata siirtyi suoraan tutkimuksen aikana stadiometristä taulukkolaskentaohjelmaan käsiteltäväksi. Ennen varsinaista pituusmittausdatan analysointia datamassasta poistettiin selkeästi virheelliset arvot. Analysointivaiheessa pituusmittaustuloksista laskettiin pituuden muutokset ennen ja jälkeen jokaisen kuormituksen. Kuormituksen jälkeistä pituutta verrattiin kuormitusta edeltäneeseen pituuteen eli 15 minuutin levon jälkeiseen lepopituuteen. Pituuden muutokset laskettiin myös niin, että ne suhteutettiin koehenkilöiden välilevyjen kokoihin. Näin tuloksen yksiköksi saatiin pituuden muutos jaettuna välilevyn koolla ( $\text{mm}/\text{cm}^2$ ).

*EMG-data.* EMG datan analysointi suoritettiin F-Codas ohjelmalla. Ensimmäiseksi kaikissa tiedostoissa suoritettiin nollatason säätö jokaisen mitatun neljän lihaksen kohdalla. Alkuasetusten ja nollatasojen säätämisen jälkeen jokaisesta kahden minuutin suorituksesta otettiin analysoitavaksi kaksi erillistä minuutin jaksoa, koska analysointiohjelma ei salli käsiteltävän yhtä kahden minuutin jaksoa. Joidenkin tiedostojen kohdalla analysoitavaksi otettiin kolme jaksoa, koska EMG signaalin häiriöt estivät kahden erillisen minuutin jakson analysoimisen. EMG datan analysoinnin

jälkeen tiedot siirrettiin taulukkolaskentaohjelmaan jatkokäsittelyä varten. Kyseisessä ohjelmassa erillisistä minuutin jaksoista laskettiin kunkin koehenkilön suoritus- aEMG (average EMG) keskiarvot ja keskihajonnat. Selkälihasten (erector spinae vasen ja oikea) tuloksista laskettiin keskiarvo.

Myös maksimivoimatiedoissa maksimi EMG tasot määriteltiin sekä vatsa- että selkälihaksille. Nollatasojen säätämisen jälkeen voimakäyrästä määriteltiin maksimikohta. Kyseisen maksimivoimatason kohdalta määriteltiin vastaavasti yhden sekunnin mittainen jakso, josta suoritettiin kunkin lihaksen maksimi EMG tason määrittäminen. Lopuksi analysoidut EMG tulokset siirrettiin taulukkolaskentaohjelmaan.

Edellä mainituista tuloksista laskettiin jokaisen suorituksen suhteelliset aEMG aktiivisuudet maksimi aEMG tasoista jokaiselle lihakselle. Tämä tulos osoittaa EMG:n muuttumisen eri lihaksissa kuorman kasvaessa.

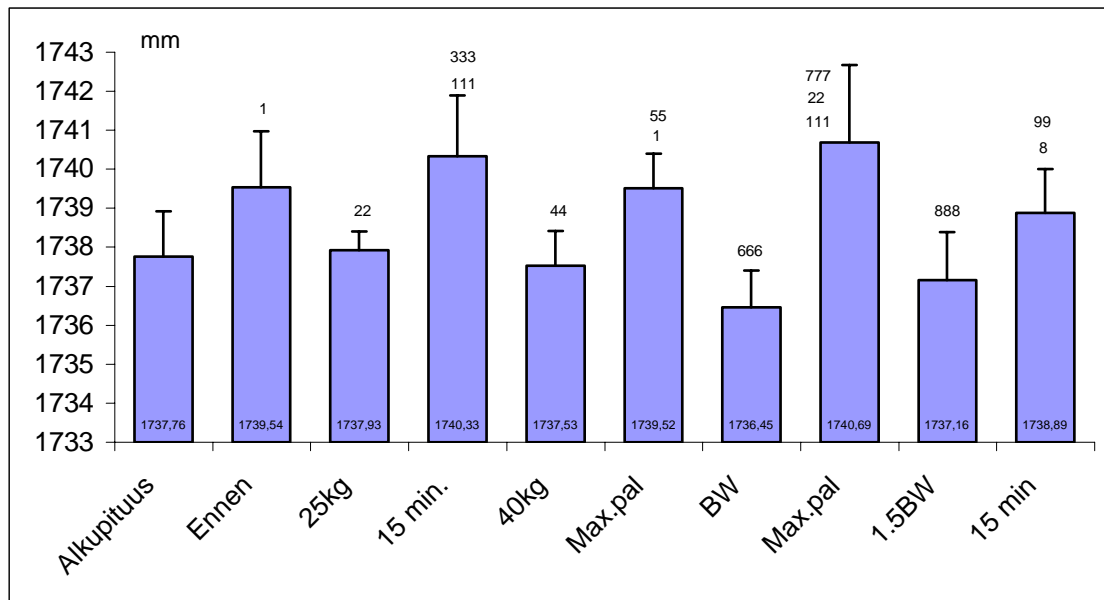
## **6.4 Tilastolliset menetelmät**

Pituusmittaustulokset on ilmoitettu keskiarvoina ja keskihajontojen keskiarvoina. EMG-tulokset on vastaavasti ilmoitettu keskiarvoina ja keskihajontoina. Tulosten tilastollista merkitsevyyttä arvioitaessa tutkimuksessa on käytetty toistomittauksiin tarkoitettua varianssianalyysiä (MANOVA). Tilastollisessa ajossa on käytetty Windows pohjaista SPSS-ohjelmaa (SPSS Inc.Chicago, Illinois/USA, versio 11.0). Muuttujien väliset yhteydet on laskettu lineaaristen ja logaritmistien regressioyhtälöiden avulla.

## 7 TULOKSET

### 7.1 Pituusmittaustulokset

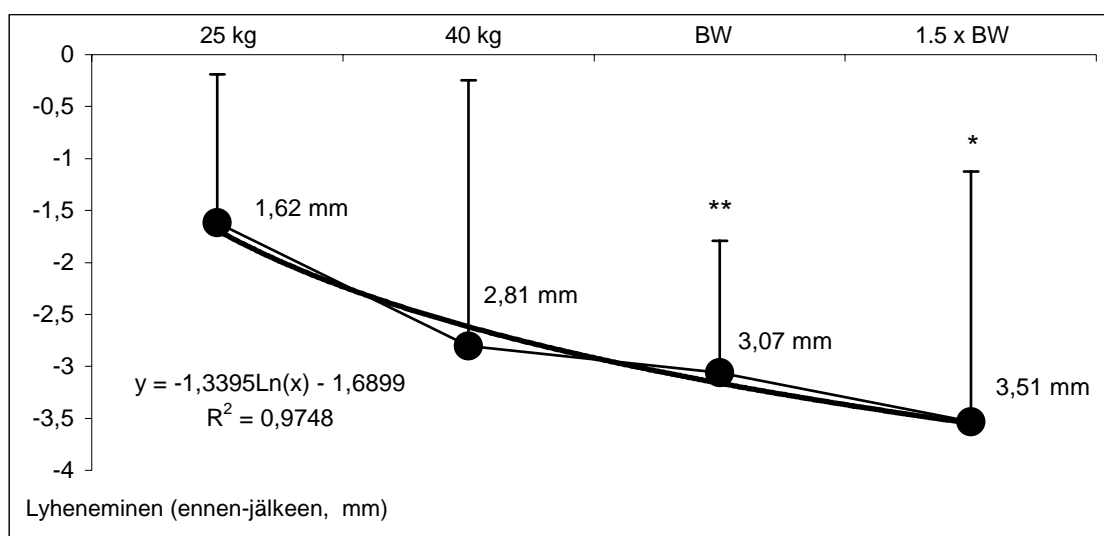
Kuvassa 8 on koottuna koehenkilöiden pituusmittaustulokset jokaisen kuormituksen sekä palautumisjakson jälkeen. Kuvasta käy ilmi, että pituus oli pienimmillään kolmannen kuorman jälkeen ( $1736.45 \pm 0.95$  mm). Pituudesta oli menetetty tuolloin  $3.07 \pm 1.27$  mm eli n. 1 % verrattuna kuormitusta edeltävään pituuteen. Absoluuttisesti pituuden menetys oli kuitenkin suurinta viimeisen kuorman jälkeen ( $3.51 \pm 2.41$  mm). Tulokseen vaikuttaa kuitenkin se, että myös kuormitusta edeltävä lepopituus oli suurimmillaan neljännen kuorman kohdalla ( $1740.69 \pm 1.98$  mm). Tämä tarkoittaa sitä, että lähtöpituus ennen neljättä kuormaa oli suurempi verrattuna kolmatta kuormaa edeltäneeseen lähtöpituuteen nähden. Absoluuttisesti lähtöpituuksien ero oli 1.17 mm.



KUVA 8. Pituuden muutos kuorman kasvaessa sekä palautumisen vaikutus pituuteen. Merkitsevä ero eri pylväiden välillä: <sup>n</sup>p<0.05, <sup>nn</sup>p<0.01, <sup>nnn</sup>p<0.001 (n = merkitsevä ero numeroa vastaavaan pylvääseen nähden, vasen pylväs nro 1 ja oikea pylväs nro 10). X-akselilla ilmoitettu max.pal.-arvo tarkoittaa maksimipalautuksen määrää, joka on koehenkilöstä riippuen 15 tai 25 minuuttia.

### 7.1.1 Pituuden muuttuminen kuormituksen kasvaessa

Kuvassa 9 on esitetty koehenkilöjoukon pituuden muuttuminen kuormituksen lisääntyessä. Parhaiten tuloksia kuvaa logaritminen (ei täysin lineaarinen) yhteys kuorman ja pituuden menetyksen välillä ( $R^2 = 0,9748$ ). Toisaalta myös lineaarisen sovituksen selitysprosentti on erittäin hyvä ( $y = -0,6002x - 1,2537$ ;  $R^2 = 0,9025$ ). Lisäksi tuloksista käy ilmi, että pituuden väheneminen oli huomattavasti suurempaa 40 kg:n kuormituksen jälkeen ( $2.81 \pm 2.56$  mm) kuin 25 kg:n kuormituksen jälkeen ( $1.62 \pm 1.43$  mm). Näin ollen toisen kuorman jälkeen pituuden menetys oli 1.19 mm suurempaa verrattuna ensimmäisen kuorman jälkeiseen pituuden menetykseen. Tuloksissa on kuitenkin huomioitava se, että lähtöpituudet olivat erilaiset eri kuormien kohdalla. Lisäksi eri koehenkilöiden pituuden menetyksissä oli huomattavaa vaihtelua, josta johtuen keskihajonnat ovat melko suuria. Merkittävää tuloksissa on myös se, että 40 kg:n kuormituksen jälkeinen pituuden menetys ei poikennut tilastollisesti merkittävästi 25 kg:n jälkeisen kuormituksen jälkeisestä pituuden menetyksestä.

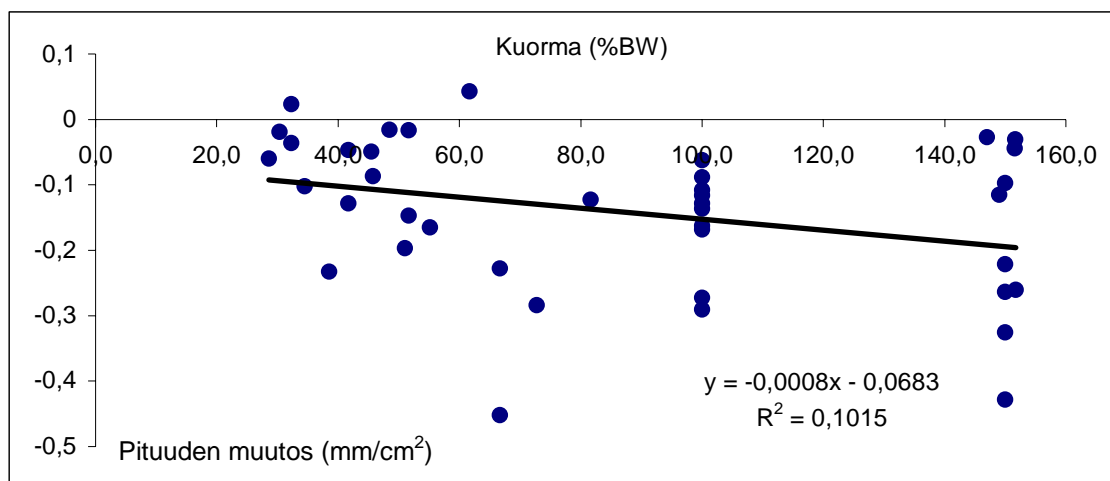


KUVA 9. Pituuden menetys (mm) neljän eri kuorman kohdalla ja kuormien väliset tilastolliset merkitsevyydet. Merkitsevä ero 25 kg:n kuormitukseen nähden: \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ . X-akselille on merkitty neljä eri kuormaa ja y-akselin arvot kertovat pituuden menetyksen millimetreinä. Virhepalkit neljän eri kuorman kohdalla tarkoittavat kaikkien koehenkilöiden keskihajontojen keskiarvoa. Kuormituksen jälkeistä pituutta on verrattu kuormitusta edeltäneeseen lepopituuteen.

Kolmannen kuorman (koehenkilön paino) jälkeinen pituuden menetys ei enää kasvanut voimakkaasti. Tässä kohtaa pituuden menetys oli  $3.07 \pm 1.27$  mm. Tämä tarkoitti käytännössä sitä, että pituuden menetys kolmannen kuorman jälkeen oli enää 0.26 mm suurempaa verrattuna toisen kuorman jälkeiseen pituuden menetykseen. Tästä huolimatta kyseinen pituuden menetys erosi tilastollisesti merkittävästi ensimmäisen kuorman jälkeisestä pituuden menetyksestä ( $p < 0.01$ ). Kolmannen kuorman jälkeinen pituuden menetys oli 1.45 mm suurempi verrattuna ensimmäisen kuorman jälkeiseen pituuden menetykseen. Toisaalta myös kolmatta kuormaa edeltänyt lähtöpituus oli 1.15 mm suurempi kuin ennen ensimmäistä kuormaa mitattu pituus.

Neljännän kuorman (1.5 x koehenkilön paino) jälkeinen pituuden menetys kasvoi 0.44 mm kolmannen kuorman jälkeiseen pituuden menetykseen nähden. Tässäkin kohtaa on huomioitava, että neljättä kuormaa edeltänyt lähtöpituus oli 1.17 mm suurempi verrattuna kolmatta kuormaa edeltäneeseen pituuteen. Kuvasta 9 on havaittavissa, että neljännän kuorman jälkeinen pituuden menetys ( $3.51 \pm 2.41$  mm) poikkesi tilastollisesti merkittävästi ensimmäisen kuorman ( $1.62 \pm 1.43$  mm) jälkeisestä pituuden menetyksestä ( $p < 0.05$ ). Tulokset osoittavat, että pituuden väheneminen ei tapahtunut lineaarisesti kuorman lisäämisen kanssa. Toisin sanoen pituuden väheneminen tasaantui jo toisen kuorman jälkeen.

Tutkimuksessa koehenkilöiden painot ja pituudet vaihtelivat suuresti (ks. taulukko 1) ja näin ollen myös koehenkilöiden välilevyjen koot poikkesivat toisistaan. Koehenkilöjoukon pienin välilevyjen koko L3-L4 tasolla oli  $15.7 \text{ cm}^2$ , kun vastaavasti suurin vastaava arvo oli  $29.5 \text{ cm}^2$ . Kaikkien koehenkilöiden välilevyjen kokojen keskihajonta L3-L4 tasolla oli  $4.44 \text{ cm}^2$ . Tästä johtuen tutkimuksessa haluttiin tutkia myös välilevyn koon vaikutus pituuden muutokseen. Pituuden muutos suhteutettiin välilevyn kokoon ja koehenkilöiden painoihin nähden. (kuva 10). Tästä huolimatta pituuden muutos ei korreloinut kuorman kasvuun nähden ( $R^2 = 0.1015$ ).



KUVA 10. Pituuden muutos välilevyn kokoon suhteutettuna ja sen korrelaatio kuorman (koehenkilön painoon suhteutettu) kasvuun nähden

### 7.1.2 Pituuden palautuminen levon jälkeen.

Kuvassa 8 on nähtävissä koehenkilöiden keskiarvopituudet ennen varsinaisia mittauksia, ennen ensimmäistä kuormitusta 10 minuutin levon jälkeen (Fowlerin asento) sekä jokaisen kuormituksen jälkeen. Lisäksi kuvasta käy ilmi kuormituksia seuranneiden lepojaksujen (15-25 minuuttia Fowlerin asennossa) jälkeiset koehenkilöiden keskiarvopituudet. Tulosten mukaan pituus lisääntyi merkittävästi 10 minuutin levon jälkeen ennen ensimmäistä kuormitusta verrattuna alkupituuteen ( $p < 0.05$ ). Kyseinen pituuden kasvu 10 minuutin levon aikana oli 1.78 mm.

Tulokset osoittivat myös, että pituus kasvoi merkittävästi jokaisen lepojaksun jälkeen verrattuna lepoa edeltävään pituuteen. Suurin pituuden kasvu saavutettiin kolmannen kuorman jälkeisessä levossa (4.24 mm). Tuloksessa on kuitenkin huomioitava se, että ennen kyseistä lepoa pituus oli myös lyhimmillään ( $1736.45 \pm 0.95$  mm). Tällä saattaa olla merkitystä pituuden palautumisen määrään. Myös kuormitusten jälkeiset pituustulokset laskivat merkittävästi ennen kuormitusta mitattuun lepopituuteen nähden. Näistä merkittävimmät pituudenmenetykset tapahtuivat kolmannen (koehenkilön paino) sekä neljännen (1.5 x koehenkilön paino) kuormituksen jälkeen ( $p < 0.001$ ). Vastaavat absoluuttiset arvot olivat  $3.07 \pm 1.27$  mm (koehenkilön paino) ja  $3.51 \pm 2.41$  mm (1.5 x koehenkilön paino). Ennen viimeistä kuormitusta mitattu lepopituus kasvoi



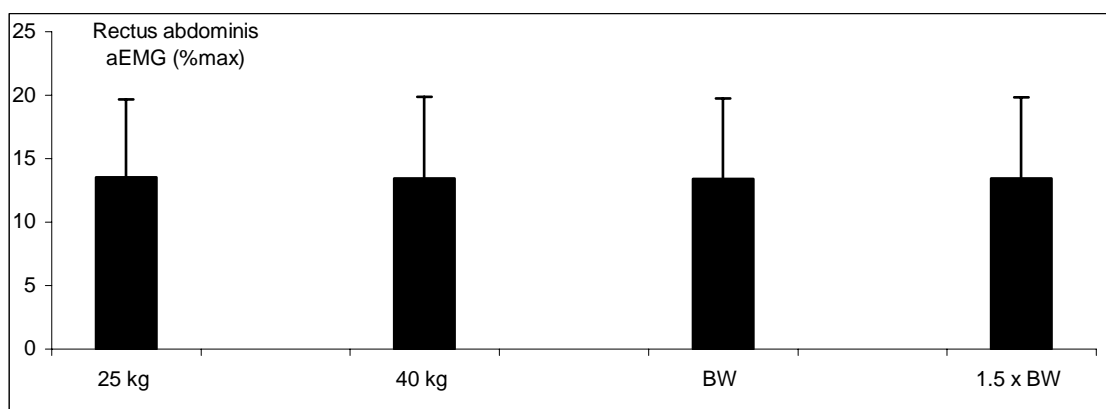
merkittävästi ensimmäiseen lepopituuteen nähden (1.15 mm,  $p < 0.01$ ). Vastaavasti viimeinen lepopituus oli 1.8 mm pienempi kuin ennen viimeistä kuormitusta edeltänyt lepopituus ( $p < 0.05$ ).

Tuloksista käy ilmi myös se, että kaikki lepopituudet viimeistä lepopituutta lukuun ottamatta poikkesivat merkittävästi alkupituudesta, joka suoritettiin siis ennen varsinaisia mittauksia koehenkilön saapuessa mittauksiin.

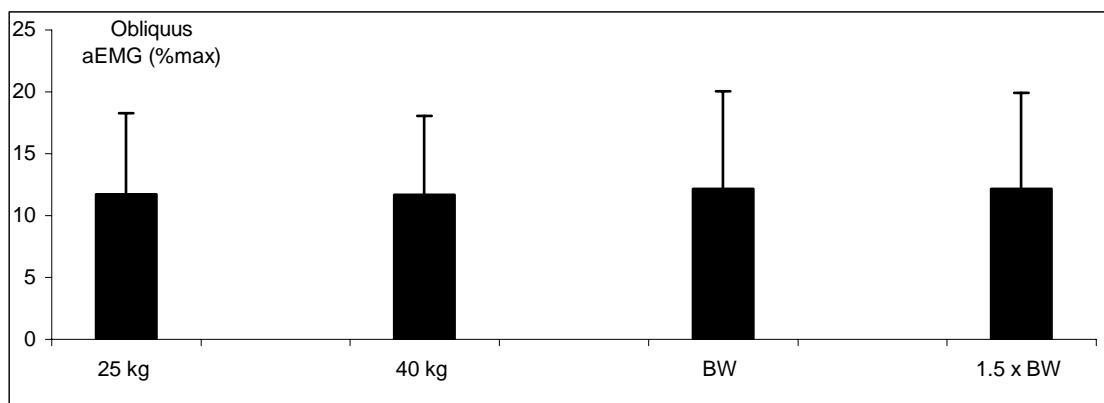
## 7.2 EMG tulokset

### 7.2.1 EMG:n muuttuminen kuormituksen kasvaessa

Kuvioissa 11-13 esitetään aEMG tasojen muutokset kolmessa eri lihaksessa neljän eri kuorman kohdalla. Tulokset on suhteutettu koehenkilöiden maksimivoimia vastaaviin EMG arvoihin nähden. Tulosten mukaan suoran vatsalihaksen (rectus abdominis) aEMG tasot eivät poikenneet tilastollisesti merkittävästi toisistaan kuormituksen noustessa (kuva 11). Myöskään obliquus lihaksen aEMG tasoissa ei tapahtunut merkittäviä muutoksia neljän eri kuorman kohdalla (kuva 12).

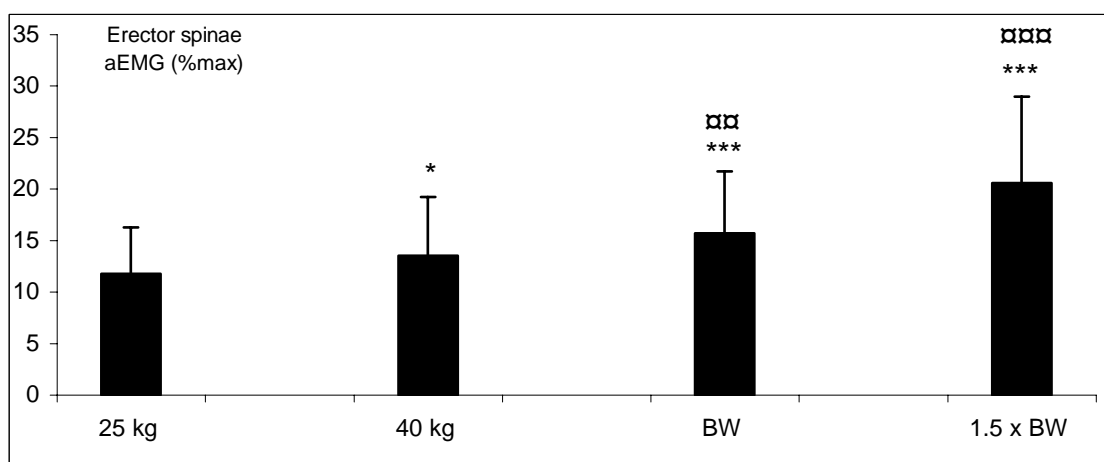


KUVA 11. Neljän eri kuorman vaikutus aEMG tasoon rectus abdominis lihaksessa 2 minuuttia kestäneessä staattisessa suorituksessa



KUVA 12. Neljän eri kuorman vaikutus aEMG tasoon obliquus lihaksessa 2 minuuttia kestäneessä staattisessa suorituksessa

Sen sijaan suoran selkälihaksen aEMG tasot nousivat kuormituksen kasvaessa (kuva 13). 40 kg:n kuormituksen aikainen aEMG taso kasvoi n. 13 % 25 kg:n kuormitukseen nähden ( $p < 0.05$ ). Vastaavasti kolmannen kuormituksen aikainen aEMG taso kasvoi n. 25 % ja neljännen kuorman aikainen aEMG taso n. 43 % ensimmäisen kuorman (25 kg) aEMG tasosta ( $p < 0.001$ ). Lisäksi aEMG taso kasvoi n. 14 % kolmannen kuorman kohdalla verrattuna edellisen kuormituksen (40 kg) aEMG tasoon nähden ( $p < 0.01$ ). aEMG jatkoi nousua myös viimeisen kuormituksen kohdalla, joka oli n. 24 % suurempi kuin kolmannen kuormituksen aikainen aEMG taso ( $p < 0.001$ ).



KUVA 13. Neljän eri kuorman vaikutus aEMG tasoon erector spinae lihaksessa 2 minuuttia kestäneessä staattisessa suorituksessa sekä kuormien väliset tilastolliset merkitsevyydet. Merkitsevä ero 25 kg:n kuormaan nähden: \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ . Merkitsevä ero 40 kg:n kuormaan nähden: ▯ $p < 0.01$ . Merkitsevä ero BW kuormaan nähden: ▯▯ $p < 0.001$ .

Tutkimuksessa ei havaittu aEMG aktiivisuustasojen ja pituuden muutoksen välistä yhteyttä. Korrelaatiota ei löytynyt edes suoran selkälihaksen aEMG:n ja pituuden muutoksen välillä, jossa  $R^2$ -arvo oli suurimmillaan ( $R^2 = 0.121$ ). Toisin sanoen minkään lihaksen aEMG aktiivisuustasojen ei havaittu korrelaatiota pituuden muutoksen kanssa kuormaa lisättäessä.

## 8 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää pituudessa tapahtuvia muutoksia staattisessa seisoma-asennossa. Erityisesti tutkimuksessa haluttiin tutkia sitä, tapahtuuko pituuden menetys lineaarisesti kuormaa lisättäessä myös raskaiden painojen ollessa kyseessä. Toisena tutkimuksen painoalueena oli pituuden palautumisen tutkiminen raskaiden kuormitusten jälkeen. Lisäksi haluttiin selvittää EMG:n avulla, nouseeko vatsaontelon paine staattisessa kuormituksessa kuormaa lisättäessä.

Tutkimuksen keskeisimpinä tuloksina havaittiin, että pituuden menetys ei tapahtunut lineaarisesti kuormaa lisättäessä ja pituuden menetykset olivat suhteellisen pieniä. Sen sijaan tutkimuksen mukaan 15-25 min. lepo Fowlerin asennossa on riittävä palauttamaan selkärangan pituuden lähelle alkupituutta. Lisäksi tutkimustulokset osoittivat, että vatsaontelon paine EMG:n avulla määritettynä ei kasva oleellisesti staattisessa lyhytkestoisessa suorituksessa. Seuraavissa kappaleissa käsitellään tarkemmin tutkimuksen keskeisiä tuloksia ja pohditaan niiden merkityksiä laajemmin.

### 8.1 Pituuden muuttuminen kuormituksen jälkeen

Tässä tutkimuksessa pituuden menetykset olivat suhteellisen pieniä (maksimissaan n. 3.5 mm viimeisen kuorman jälkeen). Nämä tulokset poikkeavat aikaisemmista tutkimuksista (mm. Tyrrell ym. 1985; Krag ym. 1990), joissa pituuden menetykset ovat olleet huomattavasti suurempia. Syitä edelliseen saattavat olla mm. tutkimuksen erot kuormituksen kestossa sekä laadussa (staattinen vs. dynaaminen lihastyö) verrattuna aikaisempiin tutkimuksiin. Ensinnäkin tässä tutkimuksessa kuormituksen kesto oli melko lyhyt (2 minuuttia). Vastaavasti Tyrrellin ym. (1985) tutkimuksessa suorituksen kesto oli 20 minuuttia. Tästä johtuen myös muutokset välilevyissä ovat huomattavan erilaiset 2 minuutin kuormituksen aikana verrattuna 20 minuutin kuormitukseen. Vaikka tässä tutkimuksessa käytettiin painomäärältään huomattavan suuria kuormituksia, niin tästä huolimatta pituuden menetykset eivät olleet kovin suuria. Sen sijaan Tyrrellin ym. (1985) mukaan 40 kg painomäärällä suoritettu 20 minuutin staattinen seisominen

aiheutti keskimäärin 11.22 mm pituuden menetyksen. Vastaavasti Kragin ym. (1990) mukaan 8 tunnin pystyssä olemisen jälkeen pituuden väheneminen oli keskimäärin 16.39 mm. Edellä mainitut tulokset viittaavat siihen, että kuormituksen kesto on erittäin merkittävä tekijä selkärangan kasaan painumisessa.

Suhteellisen pieniin pituuden muutoksiin tässä tutkimuksessa saattaa vaikuttaa lisäksi kuormituksen staattinen luonne. Staattisessa kuormituksessa välilevyihin ei kohdistu merkittäviä huippukuormia kuten dynaamisissa suorituksissa (Van Dieen & Toussaint 1993). Aikaisempien tutkimusten mukaan dynaamiset vartalon liikkeet saattavat kuormittaa selkärankaa huomattavasti staattisia liikkeitä enemmän (Goel ym. 2001, 254-258; Kumar & Davis 1983). Jälkimmäisten tutkijoiden mukaan vartalon lihasten EMG aktiivisuudet sekä vatsaontelon sisäinen paine olivat n. 33-50 % pienemmät staattisessa kuormituksessa verrattuna dynaamiseen kuormitukseen. Myös kuormituksen aikaisella asennolla on merkittävä vaikutus selkärangan pituuden muutoksiin. Suurimmat välilevyjen kompressiovoimat syntyvät nostettaessa kuormia vartalo syvässä fleksiossa. Erityisen suureksi kompressiovoimat kasvavat silloin, kun vartalon fleksioon yhdistyy myös vartalon lateraalifleksio eli nosto tapahtuu asymmetrisesti vartalo hieman rotaatiossa. (Goel ym. 2001, 254-258.) Tässä tutkimuksessa kuormitukset tapahtuivat pystyasennossa selkä suorana. Käytetty kuormitusasento on vaikuttanut väistämättä suhteellisen pieniin pituuden menetyksiin.

Koska tässä tutkimuksessa käytettiin aikaisempiin tutkimuksiin nähden huomattavan suuria kuormituksia, niin voitaisiin olettaa, että kuorman määrä kompensoisi kuormituksen lyhyttä kestoa. Toisin sanoen, suurten kuormien voitaisiin olettaa aiheuttavan kohtuullisen suuria pituuden menetyksiä välilevyjen muodonmuutoksen ja välilevyistä poistuneen nesteen seurauksena. Tämän tutkimuksen perusteella asia ei kuitenkaan näyttäisi olevan näin yksiselitteinen. Myös aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu, että välilevyjen nestemäärän väheneminen ei ole lineaarisessa suhteessa lisääntyvään kuormituksen määrään. Tämä johtuu siitä, että välilevyn sisäosan osmoottinen paine kasvaa kuormituksen lisääntyessä suhteellisen elektrolyyttipitoisuuden nousun johdosta välilevyn sisäosissa. (Krämer ym. 1985.) Lisäksi välilevyihin kohdistuvien kompressiovoimien kasvaessa myös välilevyn jäykkyys lisääntyy (Goel ym. 2001). Kyseiset tekijät estävät jäljellä olevan nesteen poistumista välilevyistä suhteellisen suurenkin kuorman ollessa kyseessä. Tämä saattaa

olla osaselitys myös sille, miksi tässä tutkimuksessa pituuden menetys ei tapahtunut lineaarisesti kuorman kasvaessa (kuva 9). Kuvasta on havaittavissa, että pituuden menetys on jyrkempää ensimmäisen ja toisen kuorman aikana, kunnes se alkaa tasaantumaan kolmannen kuorman kohdalla. On hyvin todennäköistä, että kolmannen kuorman jälkeen välilevyn sisäosan osmoottisen paineen nousu estää jäljellä olevan nesteen poistumista välilevystä, jonka seurauksena pituuden väheneminen hidastuu kolmannen ja neljännen kuorman kohdalla. Tämän vuoksi tuloksia kuvaakin parhaiten logaritminen (ei täysin lineaarinen) yhteys kuorman ja selkärangan kasaan painumisen välillä.

Tämän tutkimuksen koehenkilöjoukko koostui eri kokoisista miehistä sekä naisista. Eri yksilöiden välillä saattaa olla merkittäviäkin eroja selkärangan pituuden vähenemisessä, vaikka henkilöt altistuisivatkin samansuuruiselle kuormitukselle (Althoff ym. 1992; Van Deursen ym. 2000). Tämä johtuu siitä, että pienikokoiset välilevyt altistuvat suuremmalle paineelle kuin isommat välilevyt, jolloin myös välilevyn kokoon puristuminen ja muodonmuutos ovat suurempia pienemmissä välilevyissä (Althoff ym. 1992). Tässä tutkimuksessa haluttiin selvittää antropometrinen muuttujien avulla, ovatko välilevyjen poikkipinta-ala (Colombini ym. 1989) ja pituuden väheneminen yhteydessä toisiinsa. Tämän tutkimuksen tulosten mukaan (kuva 10) välilevyn koko ei kuitenkaan korreloinut pituuden muutoksen kanssa ( $R^2=0.1015$ ). Tulokseen on saattanut vaikuttaa jälleen osaltaan kuormituksen kesto, joka oli huomattavasti lyhyempi aikaisempiin tutkimuksiin nähden (vrt. Tyrrell ym. 1985; Althoff ym. 1992; Krag ym. 1990). Lisäksi tulokseen on saattanut myötävaikuttaa osaltaan myös käytetty mittausprotokolla, jossa kaksi ensimmäistä kuormaa olivat kaikille koehenkilöille samat. Näin ollen kyseiset kuormat olivat suhteellisesti erilaisia eri koehenkilöille, koska he poikkesivat ruumiin rakenteeltaan hyvin paljon toisistaan. Välilevyjen koko olisi saattanut korreloida pituuden muutoksen kanssa, jos jokainen kuorma olisi suhteutettu koehenkilöiden painoon nähden.

Merkille pantavaa tutkimustuloksissa on se, että viimeisenkin kuorman kohdalla pituus jatkoi laskuaan sen hidastumisesta huolimatta. Näin ollen tässä tutkimuksessa käytetyillä kuormituksilla ei saavutettu sitä kohtaa, jossa pituuden menetys olisi pysähtynyt kokonaan. Tämä on luonnollista, koska viimeisenkin kuorman jälkeen pituuden menetykset olivat suhteellisen pieniä (n. 3.5 mm). Näin ollen voidaan olettaa,

että tässä tutkimuksessa saavutetut pituudenmenetykset eivät olleet vielä todellisuudessa koehenkilöiden maksimipituudenmenetyksiä. Tämän saavuttaminen olisi kuitenkin vaatinut suurempien kuormitusten käyttämistä, joka olisi käytännössä ollut mahdotonta turvallisuustekijöistä johtuen.

## 8.2 Pituuden palautuminen

Kuten aikaisemmin on mainittu, tässä tutkimuksessa käytetty kuormitusmenetelmä oli poikkeuksellinen aikaisempiin tutkimuksiin nähden. Tässä tutkimuksessa kuormitus suoritettiin suhteellisen raskailla painoilla. Lisäksi suorituksen kesto oli melko lyhyt. Aikaisemmissa tutkimuksissa kuormitus on tehty kevyemmällä painoilla, jolloin vastaavasti suorituksen kesto on ollut pidempi (mm. Tyrrell ym. 1985). Myös päivän aikana tapahtuvaa pituuden menetystä ja sen jälkeistä palautumista on aikaisemmin tutkittu (mm. Eklund & Corlett 1984; Krag ym. 1990). Näin ollen vertailudataa täysin samanlaisesta koeasetelmasta ei ole saatavilla. Kuitenkin aikaisempiin tutkimuksiin nähden on olemassa myös yhtymäkohtia. Yhtenä tämän tutkimuksen lähtökohdista oli tutkia pituuden palautumista ns. Fowlerin asennossa. Kyseisessä lepoasennossa välilevyn sisäinen paine on erittäin pieni, joka nopeuttaa pituuden palautumista (Van Dieen & Toussaint 1993; Tyrrell ym. 1985). Aikaisemmissa tutkimuksissa kyseisen asennon on havaittu jopa lisäävän kuormituksen jälkeistä pituutta (Tyrrell ym. 1985). Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää Fowlerin asennon vaikutuksia pituuden palautumiseen raskaiden kuormitusten ollessa kyseessä.

Koehenkilöiden tullessa mittaustilanteeseen, heiltä mitattiin välittömästi pituus. Lisäksi pituus mitattiin koehenkilöiden levättyä 10 minuuttia Fowlerin asennossa ensimmäisen pituusmittauksen jälkeen. Tulokset osoittivat, että pituus lisääntyi merkittävästi ( $p < 0.05$ ) 10 minuutin levon jälkeen verrattuna alkupituuteen (kuva 8). Selitys tälle ilmiölle on todennäköisesti se, että selkäranka oli ehtinyt menemään jo hiukan kasaan koehenkilöiden saapuessa mittaustilanteeseen, jonka johdosta pituus lisääntyi levon jälkeen. Tämä siis siinäkin huolimatta, että mittaukset aloitettiin n. yhden tunnin sisällä heräämisestä.

Tulosten mukaan lähes kaikki kuormitusten jälkeiset lepopituudet palautuivat ensimmäisen lepopituuden (=10 minuutin jälkeinen lepopituus) tasolle. Vain viimeisen kuorman jälkeinen lepopituus ei aivan palautunut ensimmäisen lepopituuden tasolle. Tämäkin oli kuitenkin hyvin lähellä ensimmäistä lepopituutta, koska pituus palautui 99.9 %. Sen sijaan kuormitusten jälkeiset lepopituudet eivät lisääntyneet tilastollisesti merkittävästi verrattuna ensimmäiseen lepopituuteen nähden kuin pelkästään kolmannen kuorman jälkeisen lepopituuden kohdalla ( $p < 0.01$ ). Prosentuaalisesti pituuden kasvu oli kuitenkin lähes olematonta (100.06 %). Tämä tulos erosi huomattavasti Tyrrelin ym. (1985) tutkimuksesta, jossa pituus kasvoi Fowlerin asennossa parhaimmillaan 128 % alkupituuteen nähden.

Mielenkiintoista kolmannen kuorman jälkeisessä lepopituudessa on myös se, että koehenkilöiden pituus oli tässä kohtaa suurimmillaan. Vastaavasti välittömästi kolmannen kuorman jälkeen pituus oli pienimmillään verrattuna muihin kuormitusten jälkeisiin pituuksiin. Kolmannen kuorman jälkeisen pituuden ja sitä seuranneen lepopituuden välinen suuri ero saattaa osittain selittyä välilevyjen ns. pumppumekanismilla sekä muodonmuutoksella (Krämer ym. 1985; Borenstein ym. 1995, 7; Ghosh 1988, 8-12). Kovan kuormituksen aikana välilevyistä puristautuu nestettä ulos, jolloin välilevyn sisällä osmoottinen paine nousee. Kun kuormitus lopulta vähenee, välilevyn ympäröivistä kudoksista imeytyy takaisin nestettä välilevyn sisäosiin. Tämä ns. osmoosi-ilmiö on sitä voimakkaampaa, mitä suurempi konsentraatioero välilevyn sisä- ja ulko-osan välillä ilmenee. Lisäksi välilevyn ulko-osa pystyy absorboimaan siihen kohdistuvia voimia laajentamalla sekä vastaavasti voiman vähentyessä supistumaan, jolloin välilevy palautuu lähelle alkumuotoaan (Borenstein ym. 1995, 7; Ghosh 1988, 8-12).

Tulosten mukaan kaikki kuormitusten jälkeiset lepopituudet kasvoivat tilastollisesti merkittävästi alkupituuteen nähden. Tämä ei ole kovin yllättävä tulos, koska alkupituuteen vaikutti koehenkilöiden siirtyminen kotoa mittauslaboratoriolle. Lisäksi tuloksista kävi ilmi, että kaikki lepopituudet erosivat tilastollisesti merkittävästi edeltävästä kuormituksen jälkeisestä lepopituudesta. Näin ollen voidaan todeta, että Fowlerin asennolla on merkittävä vaikutus pituuden palautumiseen myös raskaiden kuormitusten ollessa kyseessä.



### 8.3 Vatsaontelon paineen muuttuminen EMG:n avulla mitattuna

Tässä tutkimuksessa haluttiin pitempien muutosten lisäksi tutkia vatsaontelon paineen muuttumista staattisessa kuormituksessa. Vatsaontelon paineen määrittämisessä käytettiin hyväksi EMG mittauksia. Vartalon lihasten EMG mittauksia on käytetty yhtenä epäsuorana menetelmänä määrittettäessä vatsaontelon painetta ja sen on todettu korreloivan hyvin suorien vatsaontelon paineen mittausmenetelmien kanssa (Leskinen ym. 1987; Nachemson ym. 1985; Cholewicki ym. 2002; Daggfeldt & Thorstensson 2003; Cresswell & Thorstensson 1989).

Tulokset osoittivat, että sekä suoran että vinon vatsalihaksen aEMG aktiivisuustasot eivät nousseet merkittävästi kuormituksen kasvaessa (kuva 11 ja 12). Tämä tarkoittaa käytännössä sitä, että myöskään vatsaontelon paine ei kasvanut kuormituksen lisääntyessä, koska vatsaontelon paineen kasvu edellyttää vartalon lihasten ja erityisesti vatsalihasten aktivaation kasvua (Nachemson ym. 1985; Cholewicki ym. 2002). Teoriassa vatsaontelon paine voisi vähentää selkärangan kohdistuvaa kuormitusta, koska sen tuottama voima on päinvastainen selkälihasten tuottamaan voimaan nähden. Käytännössä näin ei kuitenkaan tapahdu, koska vatsaontelon paineen kasvu edellyttää siis vatsalihasten lihasaktivaation kasvua. Daggfeldtin ja Thorstenssonin (1997) mukaan selkärangan kuormitusta voitaisiin kuitenkin vähentää, jos lihasaktivaation kasvu tapahtuisi pääsääntöisesti poikittaisissa ja vinoissa vatsalihaksissa. Kyseisen teorian mukaan tässä tutkimuksessa selkärangan kuormitus olisi saattanut vähentyä, jos vinon vatsalihaksen aktiivisuustasot olisivat kasvaneet ja suoran vatsalihaksen aktiivisuustasot olisivat pysyneet muuttumattomina. Näin ei kuitenkaan tapahtunut, koska lihasaktivaatiot eivät nousseet merkittävästi kummassakaan vatsalihaksessa (suora ja vino vatsalihas).

Tulokset osoittivat kuitenkin, että suoran selkälihaksen aEMG tasot nousivat kuormituksen kasvaessa (kuva 13). 40 kg:n aikainen aEMG taso kasvoi merkittävästi 25 kg:n kuormitukseen nähden ( $p < 0.05$ ). Myös kolmannen ja neljännen kuormituksen aikaiset aEMG tasot poikkesivat merkittävästi ensimmäisen kuorman (25 kg) aEMG tasosta ( $p < 0.001$ ). Lisäksi lihasaktivaatio kasvoi merkittävästi kolmannen kuorman kohdalla verrattuna edellisen kuormituksen (40 kg) aEMG tasoon nähden ( $p < 0.01$ ).

aEMG jatkoi nousua huomattavasti myös viimeisen kuormituksen kohdalla suhteessa 40 kg:n aikaiseen kuormitukseen ( $p < 0.001$ ). Nämä tulokset osoittavat, että selkälihakset kuormittuivat sitä enemmän, mitä suuremmaksi kuormitus kasvoi. Tämän tuloksen perusteella myös selkärangan kuormitus olisi pitänyt kasvaa kuorman lisääntyessä ja näin ollen myös pituuden olisi pitänyt vähentyä samassa suhteessa. Näin ei kuitenkaan käynyt, vaan pituuden menetys tasaantui toisen kuorman jälkeen. Tähän saattaa olla ainakin osasyynä aikaisemmin mainittu välilevyjen pumppumekanismi eli suurten kuormitusten aikana välilevyistä poistuvan nesteen määrä vähenee osmoottisen paineen kasvun johdosta. Tämä saattaisi selittää osaltaan myös sitä, miksi tässä tutkimuksessa ei löydetty myöskään yhteyttä EMG tulosten ja pituuden muutoksien välille. Toisaalta ei ole täysin poissuljettua, että selkälihasten aEMG aktivaatiotason nousu toimisikin eräänlaisena suojamekanismina selkärangalle (välilevyt ja ligamentit). Toisin sanoen, aktivaation kasvu selkälihaksissa saattaa myös kompensoida selkärangan kohdistuvaa kuormitusta, jolloin selkälihakset ottavat vastaan osan selkärangan kohdistuvasta kuormituksesta. Tämän todentaminen vaatii kuitenkin lisää jatkotutkimuksia.

Miksi sitten vatsalihasten aEMG aktiivisuudet eivät kasvaneet samassa suhteessa kuin selkälihasten aktiivisuudet? Selityksenä tälle saattaa olla se, että käytetty kuormitustilanne ei ollut kuitenkaan sellainen, jossa vartalon stabiliteettia olisi pitänyt lisätä vatsaontelon painetta kasvattamalla. Vatsaontelon paineen merkitys korostuu erityisesti tilanteissa, joissa vartalon stabiliteettia pitää lisätä (Nachemson ym. 1985; Daggfeldt & Thorstensson 1997). Tällaisia tilanteita ovat erityisesti sellaiset kuormitustilanteet, joissa vartalon painopiste muuttuu suorituksen aikana (vrt. dynaamiset liikkeet). Tässä tutkimuksessa kuormitukset tehtiin staattisessa asennossa, jolloin erityistä tarvetta vatsaontelon paineen kasvattamiselle ei ollut. Tämän tutkimuksen tulosten valossa voidaankin olettaa, että vatsaontelon paineella ei ole samanlaista merkitystä staattisissa suorituksissa kuten on dynaamisissa kuormitustilanteissa. Tätä väitettä tukee myös Kumarin ja Daviksen (1983) tutkimus, jossa havaittiin vatsaontelon sisäisen paineen olevan n. 33-50 % pienempi staattisessa kuormituksessa verrattuna dynaamiseen kuormitukseen samansuuruisilla painoilla. Tulevaisuuden jatkotutkimuksissa olisikin mielenkiintoista selvittää vatsaontelon paineen merkitystä juuri dynaamisissa suorituksissa.

## 8.4 Tulosten luotettavuus ja metodien tarkastelu

Tutkimuksessa käytetyssä stadiometrissä oli käytössä piikkianturi. Sen asettaminen samaan kohtaan oli melko hankalaa. Tämä johtuu siitä syystä, että ihmisen kallonmuoto on harvoin mistään kohtaa täysin tasainen. Vaikka mittauskohta oli merkitty kynällä, mittaauksissa esiintyi jonkin verran hajontaa. Tähän vaikutti osaltaan stadiometrin mittaustarkkuus (millimetrin tuhannesosa). Näin ollen pienetkin heilahtelut anturissa saattoivat vaikuttaa mittaustuloksiin. Tulosten luotettavuutta paransi kuitenkin se, että näytepisteiden määrä oli melko suuri eli yhden mittauksen aikana n. 600. Lisäksi mittaustulosten luotettavuutta pyrittiin lisäämään poistamalla mittaustuloksista selvästi poikkeavat (=virheelliset) arvot.

Mittaauksissa käytetty lepoaika oli pääsääntöisesti 15 minuuttia Fowlerin asennossa, jonka jälkeen pituus mitattiin uudelleen pituuden palautumisen määrittämiseksi. Jos koehenkilön pituus ei ollut palautunut tarpeeksi lähelle alkupituutta, niin lepäämistä jatkettiin vielä 10 minuuttia, jonka jälkeen pituus mitattiin uudelleen. Tällä pyrittiin varmistamaan, että pituus oli palautunut mahdollisimman lähelle alkupituutta. Kuitenkin kyseistä palautumista ei jatkettu automaattisesti kaikkien koehenkilöiden kohdalla, vaan ainoastaan niiden, joiden pituus ei ollut palautunut tarpeeksi. Kaiken kaikkiaan ylimääräistä palautumista jatkettiin kolmannen kuormituksen jälkeen ainoastaan kahden koehenkilön kohdalla ja neljännen kuormituksen jälkeen kolmen koehenkilön kohdalla. Tästä huolimatta koehenkilöiden samankaltaisten lähtökohtien varmistamiseksi olisi kaikkien koehenkilöiden lepojaksujen pituudet pitäneet olla saman pituisia (25 min.).

Välilevyjen koko määritettiin tässä tutkimuksessa epäsuoralla menetelmällä. Vaikka Colombini ym. (1989) havaitsivat, että erilaisten antropometrinen muuttujien avulla voidaan määrittää melko luotettavasti välilevyjen koko, liittyy epäsuoriin mittausten menetelmiin aina suurempi virhemahdollisuus kuin suoriin mittausten menetelmiin. Luotettavuuden lisäämiseksi välilevyjen koko tulisi mieluiten määrittää esim. suoralla kuvantamismenetelmällä (mm. CAT, MRI). Tässä tutkimuksessa suorien kuvantamismenetelmien käyttö ei ollut kuitenkaan rajallisten resurssien vuoksi mahdollista.

## 9 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tämän tutkimuksen yhtenä tarkoituksena oli selvittää, tapahtuuko pituuden menetys lineaarisesti kuormaa lisättäessä staattisessa lyhytkestoisessa (2 min.) seisoma-asennossa. Alkuolettamuksena oli, että pituuden menetys on lineaarista kuormaa lisättäessä, kunnes pituudesta on menetetty maksimimäärä (n. 20 mm). Tällaiseen tulokseen ei kuitenkaan tässä tutkimuksessa päädytty, koska ensinnäkin koehenkilöt eivät saavuttaneet missään vaiheessa kyseistä 20 millimetrin kasaan painumisen määrää. Toiseksi, pituuden menetys alkoi tasaantumaan kolmannen kuorman kohdalla, jossa pituuden menetys ei ollut vielä kovinkaan suurta. Tähän tulokseen on saattanut vaikuttaa osaltaan aikaisemmin käsitelty välilevyjen ns. pumppumekanismi ja osmoottinen paine välilevyjen sisällä. Tämän olettamuksen todentamiseksi vaadittaisiin kuitenkin jatkotutkimuksia, joissa mitattaisiin välilevyjen sisäinen paine suoralla mittaussuoralla menetelmällä.

Lisäksi tässä tutkimuksessa haluttiin selvittää, palautuuko selkärangan pituus alkupituuteensa 15-25 min. levon jälkeen ns. Fowlerin asennossa myös raskaiden kuormitusten ollessa kyseessä. Alkuehdotuksena tälle ongelmalle oli, että selkärangan pituus palautuu 15-25 min. levon jälkeen lähelle lepopituutta myös raskaiden kuormien ollessa kyseessä. Tutkimustulokset tukivat tätä hypoteesia eli kyseinen lepojako Fowlerin asennossa oli riittävä palauttamaan selkärangan pituuden lähelle lepopituutta.

Kolmantena asiana tässä tutkimuksessa haluttiin selvittää vatsaontelon sisäisen paineen käyttäytymistä staattisessa asennossa suhteellisen raskaiden kuormitusten ollessa kyseessä. Ennen tutkimuksen suorittamista oletettiin, että vatsaontelon paine kasvaa staattisessa asennossa kuormaa lisättäessä. Näin ei kuitenkaan käynyt, vaan vatsaontelon paineessa ei tapahtunut juurikaan minkäänlaista muutosta. Näin ollen voidaan olettaa, että vatsaontelon paineella ei ole staattisessa asennossa samanlaista merkitystä kuin dynaamisissa liikkeissä. Tutkimustuloksia arvioitaessa tulee kuitenkin huomioida, että vatsaontelon paine on mitattu epäsuorasti vartalon lihasten EMG tulosten avulla. Jotta saaduille tuloksille saataisiin lisävarmennusta, tulisi vatsaontelon paine jatkotutkimuksissa mitata jollakin suoralla menetelmällä.

## LÄHTEET

- Adams M. A. & Hutton W. C. 1983. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. *Spine* 8, 665-671.
- Althoff I., Brinckmann P., Frobin W., Sandover J. & Burton K. 1992. An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. Application to sitting postures and whole body vibration. *Spine* 17, 682-693.
- Au G., Cook J., McGill S. M. 2001. Spinal shrinkage during repetitive controlled torsional, flexion and lateral bend motion exertions. *Ergonomics* 44, 373-381.
- Basmajian J. V., De Luca C. J. 1985. *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. Fifth edition. Williams & Wilkins: U.S.A.
- Bonney R. 1988. Some effects on the spine from driving. *Clinical Biomechanics* 3, 236-240.
- Boocock M. G., Garbutt G., Reilly T., Linge K., Troup J. D. G. 1990. The effects of gravity inversion on exercise-induced spinal loading. *Ergonomics* 31, 1631-1637.
- Borenstein D. G., Wiesel S. W., Boden S. D. 1995. *Low back pain. Medical diagnosis and comprehensive management*. Second edition. W. B. Saunders Company: U.S.A.
- Bourne N. D., Reilly T. 1991. Effect of a weightlifting belt on spinal shrinkage. *British Journal of Sports Medicine* 25, 209-212.

- Callaghan J. P., Patla A. E., McGill S. M. 1999. Low back three dimensional joint forces, kinematics and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics* 14, 203-216.
- Callaghan J. P., McGill S. M. 2001. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics* 44, 280-294.
- Cholewicki J., Ivancic P. C., Radebold A. 2002. Can increased intra-abdominal pressure in humans be decoupled from trunk muscle co-contraction during steady state isometric exertions? *European Journal of Physiology* 87, 127-133.
- Cholewicki J., Panjabi M. M., Khachatryan A. 1997. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 22, 2207-2212.
- Cholewicki J., Reeves N. P. 2004. Letter to the editor. *Journal of Biomechanics* 37, 953-954.
- Colombini D., Occhipinti E., Grieco A., Faccini M. 1989. Estimation of lumbar disc areas by means of anthropometric parameters. *Spine* 14, 51-55.
- Corlett E. N., Eklund J. A. E., Reilly T., Troup J. D. G. 1987. Assessment of workload from measurement of stature. *Applied Ergonomics* 18, 65-71.
- Cresswell A.G., Thorstensson, A. 1994. Changes in intra-abdominal pressure, trunk muscle activation and force during isokinetic lifting and lowering. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 68, 315-321.
- Cresswell A. G., Thorstensson A. 1989. The role of the abdominal musculature in the elevation of the intra-abdominal pressure during specified tasks. *Ergonomics* 32, 1237-1246.
- Daggfeldt K., Thorstensson A. 2003. The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 36, 815-825.

- Daggfeldt K., Thorstensson A. 1997. The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. *Journal of Biomechanics* 30, 1149-1155.
- Dowzer C. N., Reilly T., Cable N. T. 1998. Effects of deep and shallow water running on spinal shrinkage. *British journal of sports medicine* 32, 44-48.
- Eklund J. A. E., Corlett E. N. 1987. Evaluation of spinal loads and chair design in seated work tasks. *Clinical Biomechanics* 2, 27-33.
- Eklund J. A. E., Corlett E. N. 1984. Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine* 9, 189-194.
- Fathallah F. A., Marras W. S., Parnianpour M. 1998. An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. *Spine* 23, 706-716.
- Foreman T. K., Troup J. D G. 1987. Diurnal variations in spinal loading and the effects on stature: A preliminary study of nursing activities. *Clinical Biomechanics* 2, 48-54.
- Foreman T. K., Linge K. 1989. The importance of heel compression in the measurement of diurnal stature variation. *Applied ergonomics* 20, 299-300.
- Garbutt G., Boocock M. G., Reilly T., Troup J. D. G. 1990. Running speed and spinal shrinkage in runners with and without low back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22, 769-772.
- Garbutt G., Boocock M. G., Reilly T., Troup J. D. G. 1994. Physiological and spinal responses to circuit weight-training. *Ergonomics* 37, 117-125.
- Ghosh P. 1988. *The biology of the intervertebral discs. Volume 1.* Boca Raton, U.S.A.

- Goel V. K., Montgomery R. E., Grosland N. M., Pope M. H., Kumar S. 2001. Ergonomics factors in the workplace contribute to disc degeneration. Teoksessa Kumar S. (toim.) *Biomechanics in Ergonomics*. Taylor & Francis: United Kingdom.
- Granata K. P., Wilson S. E. 2001. Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics* 16, 650-659.
- Hermens H. J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface Electromyography. Results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development b. v.
- Hoe A., Atha J., Murray-Leslie C. 1994. Stature loss from sustained gentle body loading. *Annals of Human Biology* 21, 171-178.
- Kahle W., Leonhardt H, Platzer W. 1992. Locomotor system. 4th revised edition. Thieme Medical Publishers: Stuttgart.
- Kaigle A. M., Magnusson M., Pope M H., Broman H., Hansson T. 1992. In vivo measurement of intervertebral creep: A preliminary report. *Clinical Biomechanics* 7, 59-62.
- Klingenstierna U., Pope M. H. 1987. Body height changes from vibration. *Spine* 12, 86-88.
- Krag M. H., Cohen M. C., Haugh L. D., Pope M. H. 1990. Body height change during upright and recumbent posture. *Spine* 15, 202-207.
- Krämer J. Kolditz D., Gowin R. 1985. Water and electrolyte content of human intervertebral discs under variable load. *Spine* 10, 69-71.
- Kumar S. Davis P. R. 1983. Spinal loading in static and dynamic postures: EMG and intra-abdominal pressure study. *Ergonomics* 26, 913-922.



- Leatt, P., Reilly, T., Troup, J. G. D. 1986. Spinal loading during circuit weight-training and running. *British Journal of Sports Medicine* 20, 119-124.
- Leskinen T. P. J. 1993. Evaluation of the load on the spine based on a dynamic biomechanical model, electromyographic activity of back muscles, and changes in stature. Tampere University of Technology. Publications 112.
- Leskinen T., Nieminen H., Kalli S., Gautreau M, Kuorinka I. 1987. Electromyographic activity as an indicator of back load at work. *Biomechanics: Basic and Applied Research*, Martinus Nijhoff Publishers, 491-496.
- Lotz J. C., Chin J. R. 2000. Intervertebral disc cell death is dependent on the magnitude and duration of spinal loading. *Spine*. 25, 1477-1483.
- Mannion A. F., Adams M. A., Dolan P. 2000. Sudden and unexpected loading generates high forces on the lumbar spine. *Spine*. 25, 842-852.
- Marras W. S., Granata K. P. 1997. Changes in trunk dynamics and spine loading during repeated trunk exertions. *Spine*. 22, 2564-2570.
- Nachemson A. L., Andersson G. B. J., Schultz A. B. 1985. Valsalva maneuver biomechanics. Effects on lumbar trunk loads of elevated intra-abdominal pressures. *Spine* 10, 476-479.
- Nigg B. M., Herzog W. 1994. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons Ltd: England.
- Stothart J. P., McGill S. M. 2000. Stadiometry: on measurement technique to reduce variability in spine shrinkage measurement. *Clinical Biomechanics* 15, 546-548.
- Sullivan A., McGill S. M. 1990. Changes in spine length during after seated whole-body vibration. *Spine* 15, 1257-1260.

- Tortora G. J., Grabowski S. R. 1996. Principles of anatomy and physiology. Eighth edition. Harper Collins College Publishers.
- Tyrrell A. R., Reilly T., Troup J. D. 1985. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine* 10, 161-164.
- Urban J. P. G., McMullin J. F. 1988. Swelling pressure of the lumbar intervertebral discs: Influence of age, spinal level, composition and degeneration. *Spine* 13, 179-187.
- Van Deursen D. L., Goossens R. H. M., Evers J. J. M., Van der Helm F. C. T., Van Deursen L. L. J. M. 2000. Length of the spine while sitting on a new concept for an office chair. *Applied Ergonomics* 31, 95-98.
- Van Dieen J. H., Creemers M., Draisma I., Toussaint H. M. 1994. Repetitive lifting and spinal shrinkage, effects of age and lifting techniques. *Clinical Biomechanics* 9, 61-63.
- Van Dieen J. H., Hoozemans M. J., Toussaint H. M. 1999. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics* 14, 685-696.
- Van Dieen J. H., Looze M. P., Hermans V. 2001. Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage. *Ergonomics* 44, 739-50.
- Van Dieen J. H., Toussaint H. M. 1993. Spinal shrinkage as a parameter of functional load. *Spine* 18, 1504-1514.
- Wilby J., Linge K., Reilly T., Troup J. D. G. 1987. Spinal shrinkage in females: Circadian variation and the effects of circuit weight training. *Ergonomics* 30, 47-54.
- Wing P., Tsang I., Cagnon F., Susak L., Cagnon R. 1992. Diurnal changes in the profile shape and range of motion of the back. *Spine* 17, 761-766.