

# **SELÄN NIKAMAVÄLILEVYJEN JA LIHASTEN KUOR- MITUS ERI TOIMISTOTUOLEISSA**

Tiina Itkonen

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Syksy 2004

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja: Teemu Pullinen

## TIIVISTELMÄ

Tiina Itkonen. 2004. Selän nikamavälilevyjen ja lihasten kuormitus eri toimistotuoleissa. Biomekaniikan pro gradu-tutkielma Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 60 sivua.

Istumisen aikaista selän nikamavälilevyjen ja lihasten kuormittumista mitattiin erilaisissa toimistotuoleissa. Nikamavälilevyjen kasaan painumista mitattiin epäsuorasti pituusmittauksen avulla. Selkälihasten kuormittumisen mittaukseen käytettiin pintaelektrodeja. Kymmenen koehenkilöä istui kolmessa erilaisessa toimistotuolissa satunnaistetussa järjestyksessä perustoimistotuoli (tuoli A), kehittyneempi tuoli ilman keinutoimintoa (tuoli B) ja keinutoiminnon kanssa (tuoli C) kahden tunnin ajan. Jokaisen koehenkilön seisomapituus mitattiin ennen istumista ja sen jälkeen. Istumisen aika selkälihasten emg-aktiivisuutta mitattiin käyttämällä neljää pintaelektrodia. Istumisen jälkeen koehenkilöiltä kysyttiin heidän istumisen aikaisia puutumuksen tai kivun tunteuksiaan eri kehon osissa. Pituuserot lähtö- ja loppupituuksien välillä olivat merkitseviä tuoleissa A ja B ja pituuden muutos oli merkitsevä tuolien A ja C välillä. Lihasaktiivisuus oli verrattain suurta istumisen aikana jokaisessa tuolissa (noin 7 % MVC:stä). Emg:n raakasignaaliin tuli kuitenkin niin paljon häiriötä, ettei siitä pystytty luotettavasti määrittämään kaikkia haluttuja muuttujia. Puutumisen tai kivun tunteita koehenkilöillä oli merkitsevästi enemmän tuoleissa A ja B kuin tuolissa C. Tulosten mukaan keinutoiminto auttaa vähentämään selän kuormitusta istumisen aikana.

Avainsanat: selkäranka, nikamavälilevy, lihakset, istuminen, stadiometri, pituudenmittaus, emg

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO .....	5
2 SELKÄRANKA JA KUORMITUS .....	6
2.1 Selkärangan anatomia .....	6
2.1.1 Selkänikamat .....	6
2.1.2 Nikaman välilevyt ja pitkittäisiteet .....	7
2.1.3 Selkärangan lihakset .....	8
2.2 Selän kuormittumiseen vaikuttavia tekijöitä .....	11
2.2.1 Selkänikamien ja välilevyjen ominaisuudet .....	11
2.2.2. Selkärangan lihasten aktiivisuus .....	16
2.3 Selkärangan kuormituksen mittaaminen .....	18
2.3.1 Kuormituksen mittaaminen pituusmittauksen avulla .....	18
2.3.2 Kuormituksen mittaaminen selän lihasten emg:tä mittaamalla .....	21
2.4 Istumisen aiheuttama rasitus selkärankaan .....	24
3.0 TUTKIMUSONGELMAT JA -HYPOTEESIT .....	31
4.0 TUTKIMUSMENETELMÄT .....	32
4.1 Koehenkilöt .....	32
4.2 Tuolit .....	32
4.3 Tutkimusprotokolla .....	33
4.4 Mittauksissa käytetyt laitteet .....	35
4.5 Mittaustulosten käsittely .....	36
4.6 Tulosten tilastollinen analyysi .....	37
5. TULOKSET .....	39
5.1 Pituus .....	39
5.2 EMG .....	40
5.3. Kiputunteukset .....	41

6. POHDINTA .....	43
6.1 Pituuden muutokset.....	43
6.2 Lihasaktiivisuuden muutokset.....	44
6.3 Kiputuntemukset .....	45
6.4 Johtopäätökset.....	46
LÄHTEET.....	48
LIITTEET .....	55

# 1 JOHDANTO

Tekniikan kehityksen myötä yhä suurempi joukko ihmisistä tekee istumatyötä. Vaikka istumatyö on fyysisesti kevyttä verrattuna muihin työtehtäviin, rasittaa se staattisuudellaan monia kehon osia. Tämä ilmenee istumatyöntekijöiden tyypillisinä vaivoina, joita ovat muun muassa alaselän-, hartia- ja niskanseudun-, kyynärpää- rannekivut (Hales & Bernard 1996).

Nykypäivänä kiinnitetään ergonomiaan yhä enemmän huomiota. Työnantajat panostavat aiempaa aktiivisemmin työntekijöidensä työssäjaksamiseen ja työhyvinvointiin, johon yhtenä osana kuuluu työergonomia. Istumatyöntekijöiden vaivoja pyritään ennaltaehkäisemään niin liikunnallisilla kuin teknisilläkin ratkaisilla. Toimistokalusteiden yhtenä tärkeänä osana olevat työtuolien valmistajat ovat kiinnittäneet huomiota tuotteidensa ergonomisuuteen. Alalla onkin huomattavissa jatkuvaa tuotekehitystä työtuoleissa, josta viimeisimpänä suuntauksena on ollut työtuolien muuntelumahdollisuus eri asentoihin ja liikeratoihin. Näin pyritään mahdollistamaan istumisen aiheuttaman kuormituksen tasaisempi jakaantuminen kehossa ja samalla pyritään muuttamaan istuminen staattinen asento enemmän dynaamisemmaksi, istuma-asentojen vaihteluksi. (Van Deursen ja muut 2000; Van Dieën ja muut 2001.)

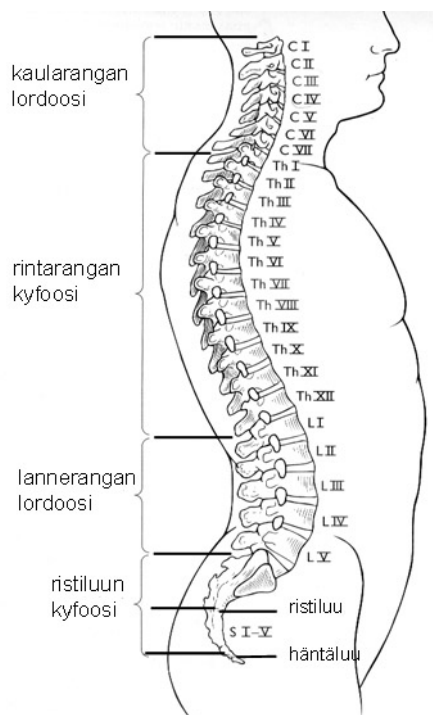
Ns. dynaamiset tuolit mahdollistavat yleensä istuinosan ja selkänöjan liikkeitä joko toisistaan riippuen tai itsenäisinä osina. Monet tutkijat ovat tukeneet ajatusta dynaamisesta tuolista alaselän kipuja ehkäisevänä ratkaisuna (mm. Serber 1994; Suzuki 1994). Kuitenkaan teoreettisen tulkinnan tueksi ei ole tehty moniakaan tieteellisiä tutkimuksia, osittain siitä syystä, ettei istumisen ja alaselän kipujen välistä mekanismia tunneta tarkasti. Tässä tutkimuksessa selvitetään selkärangan kuormittumista eri toimistotuoleissa ja sitä kautta arvioidaan, olisiko mahdollista että dynaaminen tuoli rasittaisi vähemmän selkärankaa ja ehkäisisi näin selkäkipuja.

## 2 SELKÄRANKA JA KUORMITUS

### 2.1 Selkärangan anatomia

#### 2.1.1 Selkänikamat

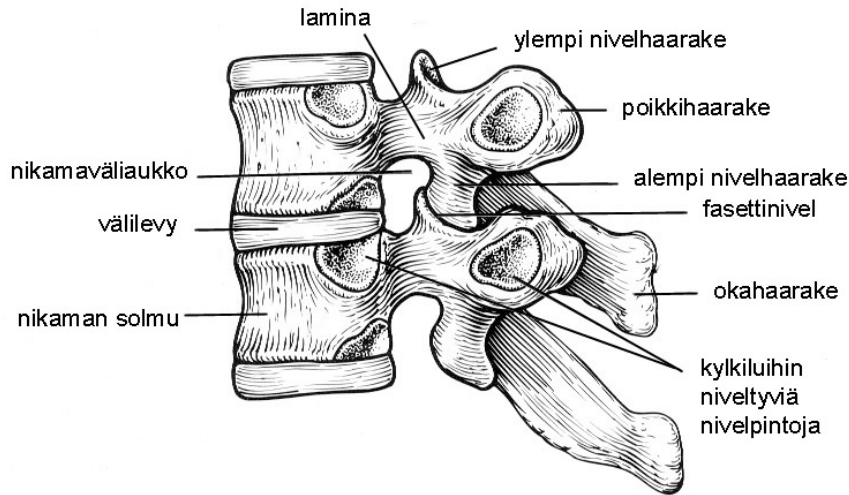
Selkäranka (columna vertebralis) on kehon keskeinen pystysuuntainen tukiranka, johon niveltyvät kyli- ja lonkkaluut sekä pääkallo. Selkäranka rakentuu 33 nikamasta, jotka on jaettu viiteen eri selkärangan osaan (ks. kuva 1). Ylimpänä selkärankaa ovat seitsemän kaulanikamaa (vertebrae cervicales) C I - C 7, joiden alapuolella ovat kaksitoista rintanikamaa (vertebrae thoracicae) T1 - T12. Lannerangan alueen muodostavat viisi lannenikamaa (vertebrae lumbales) L1 - L5. Ristiluun (os sacrum) muodostavat viisi ristiniikamaa (vertebrae sacrales), jotka ovat luutuneet yhteen. Ristiluun jatkeena oleva häntäluu (os coccygis) muodostuu neljästä häntänikamasta (vertebrae sacrales), jotka ovat sulautuneet osittain yhteen. (Budowick 1995, 118.)



KUVA 1. Selkärangan rakenne (mukaillen Budowick ja muut 1995, 119)

Selkärangan nikamat poikkeavat rakenteeltaan toisistaan. Useimmissa nikamissa on kuitenkin nikaman solmu (corpus vertebrae), nikaman kaari (arcus vertebrae) ja nika-

man reikä (foramen vertebrale). Nikamien takana olevan okahaarakkeen (processus spinosus) molemmin puolin sijaitsevat poikkihaarakkeet (processus transversus). Oka- ja poikkihaarakkeet poikkeavat muodoltaan toisistaan selkärangan eri osissa (ks. kuva 2). (Budowick 1995, 118.)



KUVA 2. Selkärangan nikaman rakenne (mukaiillen Budowick ja muut 1995, 119)

### 2.1.2 Nikaman välilevyt ja pitkittäissiteet

Peräkkäisten nikamien välissä ovat nikamavälilevyt (discus intrvertebralis), jotka muodostuvat ulommaisesta sidekudoksisesta syykehästä (anulus fibrosus) ja sisimmäisestä hyytelömäisestä ytimestä (nucleus pulposus). Välilevyt muodostuvat kollageenisäeverkosta, jota ympäröi proteoglykaani vesigeeli (Adams & Hutton 1983). Kollageeni ja proteoglykaani vesigeeli muodostavat 90 - 95 prosenttia välilevyn rakenteesta kuitenkin niin että niiden suhde vaihtelee välilevyjen sijainnin ja välilevyjen eri osien mukaan (Urban & McMullin 1988). Välilevyt yhdistyvät nikaman solmuun 1 - 2 mm paksun päätelevyn välityksellä. Välilevyjen lisäksi nikamat niveltyvät toisiinsa myös fasettinielten (ks. kuva 2) kautta. (Budowick 1995, 118.)

Selkärankaa tukevat pitkittäissiteet, jotka pitävät nikamat päällekkäin ja selkärangan vakaana. Tärkeimmät niistä ovat selkärangan etummainen pitkittäisside (lig. longitudinale anterius), selkärangan takimmainen pitkittäisside (lig. longitudinale posterius), okahaarakkeiden välisiteet (ligamenta interspinalia), okahaarakkeiden päällyssiteet (liga-

menta supraspinalia) ja keltaside (lig. flavum). Pitkittäissiteet aiheuttavat osittain myös selkärangan kaaret, joita perusasennossa seistessä on neljä. Kaula- ja lannerangan eteenpäin suuntautuvia kaaria kutsutaan lordooseiksi ja rinta- ja ristiluun taaksepäin olevia kaaria nimitetään kyfooseiksi. (Budowick 1995, 120.)

### 2.1.3 Selkärangan lihakset

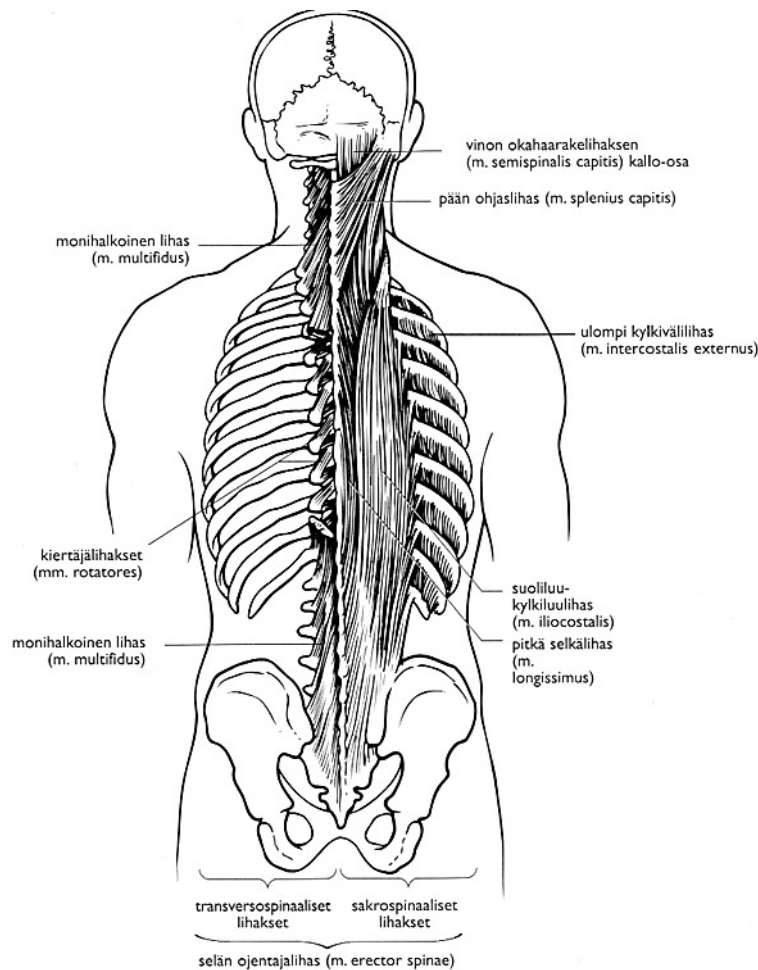
Selän lihakset muodostavat ryhmiä ja kerroksia ja ne jaetaan syviin ja pinnallisiin selkälihakseen. Aivan alimmaisena syvien selkälihasten kerroksessa on pieniä lyhyitä lihaksia. Kaula- ja lannerangan alueella sijaitsevat okahaarakevällilihakset (mm. interspinales) kulkevat nikamien okahaarakkeesta toiseen ja poikkihaarakevällilihakset (mm. intertransversarii) ovat päällekkäisten nikamien poikkihaarakeiden välillä. Rintarangan alueella sijaitsevat lyhyet kiertäjälihakset (mm. rotatores) (kuva 3), jotka lähtevät poikkihaarakeista ja kiinnittyvät seuraavan nikaman laminaan (ks. kuva 2). Kylkiluiden kohottajalihakset (mm. levatores costarum) kulkevat kylkiluista laminaan. (Gardner ja Osburn 1978, 180 - 181.)

Syvien selkälihasten keskimmäisen kerroksen muodostaa transversospinaalinen- eli poikkihaarake-okahaarakelihasryhmä. Ryhmän faskiat lähtevät nikamien poikkihaarakeista ja ristiluun takapinnalta ja kiinnittyvät lähtökohdan yläpuolisiin nikamiin. Ryhmä voidaan jakaa lanne- ja ristiluunalueen monihalkoiseen lihakseen (m. multifidus) (ks. kuva 3) ja vinoon okahaarakelihakseen (m. semispinals), joka voidaan jakaa kolmeen osaan. M. semispinals thoracis sijaitsee rintarangan keskiosassa, m. semispinalis cervicis lähtee ylimpien rintarangan nikamien poikkihaarakeista ja kiinnittyy kaularangan okahaarakkeisiin ja m. semispinalis capitis lähtee kaularangan poikkihaarakeista ja kiinnittyy kallon takaosaan. (Gardner ja Osburn 1978, 180 - 181.)

Syvien lihasten päällimmäisen kerroksen muodostavat selän ojentajalihakset (m. erector spinae), jotka lähtevät suoliluusta, lannerangasta sekä samoista kohdista lähtevistä faskioista ja kiinnittyvät kylkiluihin. Lihasmassassa on havaittavissa kolme erillistä osaa. Mediaaliosan muodostaa rintarangan suora okahaarakelihas (m. spinalis thoracis), joka jatkuu niskassa m. spinalis cervicisnä. Lateraaliosaan kuuluu suolikylkiluulihas (m. iliocostalis), joka jaetaan lanne-, rinta- ja kaulaosaan. Mediaali- ja lateraaliosien väliin



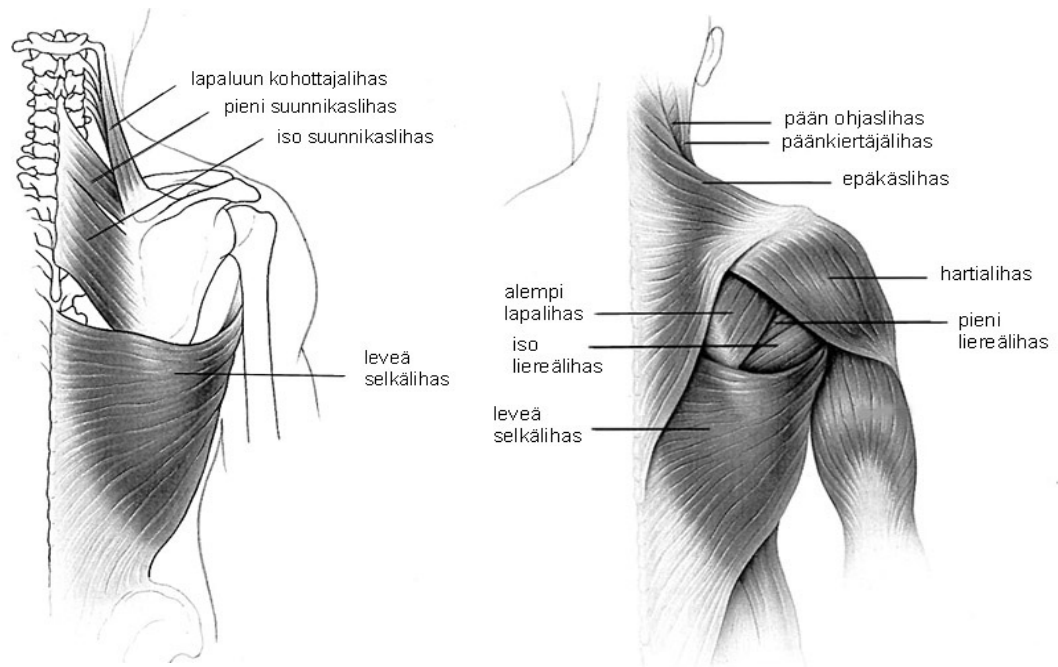
jää pitkä selkälihas (m. longissimus dorsi) (kuva 3). (Gardner ja Osburn 1978, 180 - 181.)



KUVA 3. Syvät selkälihaksen (Budowick ja muut 1995, 131)

Pinnallisia selkälihaksia ovat epäkäslihas (m. trapezius), leveä selkälihas (m. latissimus dorsi), lapaluun kohottajalihas (m. levator scapulae), iso suunnikaslihas (m. rhomboideus major) ja pienuunnikaslihas (m. rhomboideus minor) (ks. kuva 4). *Epäkäslihas* (m. trapezius) lähtee niskalinjasta, ulommasta takaraivon kyhmystä, niskasiteestä ja rintarangan okahaarakkeista ja kiinnittyy solisluun takapintaan, olkalisäkkeeseen ja lapaluun harjuun. *Leveän selkälihaksen* (m. latissimus dorsi) lähtöpaikkoja ovat alimpien rintarangan nikamien okahaarakkeet, lanne- ja ristinikamat sekä suoliluun harju ja se kiinnittyy olkakyhmyjen välivakoon ja sen mediaalireunaan. *Lapaluun kohottajalihas* (m. levator scapulae) lähtee 1 – 4 kaularangan okahaarakkeesta ja kiinnittyy lapaluun yläkulmaan. *Iso suunnikaslihaksen* (m. rhomboideus major) lähtöpisteitä ovat rintarangan 2–5 okahaarakkeet ja se kiinnittyy lapaluun alakulmaan. *Pieni suunnikaslihas*

(m. rhomboideus minor) lähtee seitsemännen kaulanikaman ja ensimmäisen rintanikaman okahaarakkeista ja kiinnittyy lapaluun pitkälle sivulle. (Budowick 1995, 130; Gardner ja Osburn 1978, 198 - 201.)



KUVA 4. Pinnalliset selkälihakset. (mukaan Budowick ja muut 1995, 97)

## 2.2 Selän kuormittumiseen vaikuttavia tekijöitä

### 2.2.1 Selkänikamien ja välilevyjen ominaisuudet

Anatomisten tutkimusten perusteella on tultu johtopäätökseen, jonka mukaan nikamien solmut ottavat vastaan suurimman osan selkärangan aksiaaliseen puristusvoimasta. Myös välilevyt vastaanottavat puristusta ja mahdollistavat pienet nikamien väliset liikkeet. Fasettinivelpinnat (ks. kuva 2) suojelevat välilevyjä suurilta leikkaus- ja kiertovoimilta ja nikamien väliset ligamentit ehkäisevät selkärankaa liialliselta taipumiselta. (Adams & Dolan 1995.) Selkärankaan kohdistuva puristusvoima kasvattaa välilevyjen ympärysmittaa (Hirsch 1955) sekä muuttaa päätelevyjen ja hohkaluun muotoa (Roaf 1960; Rolander & Blair 1975).

Välilevyillä on viskoelastinen rakenne. Ne toimivat elastisesti lyhyissä kuormitus ja kuormittamattomuus tilanteissa. Kuitenkin jos kuormitus on pitkäkestoista, elastisen painauman lisäksi tapahtuu pientä välilevyjen kokoonpuristumista. Välilevyjen sisällä olevan proteoglykaanivesigeelin vesipitoisuus vaihtelee suhteessa mekaaniseen puristukseen ja hydrofiilisten proteoglykaanien voimaan. Yli 80 kp:n (n. 785 N) voima aiheuttaa välilevyissä olevan veden ja aineenvaihdunta tuotteiden siirtymistä välilevyjen ulkopuolelle. (Adams & Hutton 1983; Hirsch 1955; Kraemer ym. 1985; Urban & McMullin 1988). Veden sisään ja ulostyöntymisen muuttaa välilevyjen paksuutta, joka vaikuttaa nikamanväliaukon kokoon ja muuttaa nivelmekaniikkaa. Veden vuoroittainen liikkuminen vaikuttaa myös välilevyn ravinnonsaantiin, sillä välilevyjen aineenvaihdunta tapahtuu diffuusion ja nestevirtauksen avulla. (Adams & Dolan 1995; Adams & Hutton 1983; Kraemer ym. 1985.) Koe-eläimille suoritetussa kokeessa on todennettu, että selkärangan liikuttaminen lisää välilevyjen aineenvaihduntaa ja laskee laktaattikonsentraatiota (Holm & Nachemson 1983).

Suurin osa välilevyn ohenemasta kuormituksen alla on todettu johtuvan veden ulostyöntymisestä (Adams & Hutton 1983; Kraemer ym. 1985), mutta noin 25 prosenttia ohenemisesta johtunee syykehän (anulus fibrosus) viskoelastisesta kokoonpuristumisesta (Broberg 1993). Kokoonpuristumisen yhteydessä välilevyjen jäykkyys kasvaa (Hirsch 1955; Markof ym. 1974.).

*Kuormituksen vaikutus.* Sekä yksittäisiä nikaman välilevyjä että koko selkärankaa tutkittaessa pituuden vähenemisen on havaittu riippuvan kuormituksen suuruudesta ja kestosta (Foreman & Troup 1987; Eklund & Corlett 1984; Markolf ym. 1974; Tyrrell ym. 1985). Pituus vähenee yleensä nopeimmin heti kuormituksen alussa hidastuen välilevyn paineen lähestyessä tasapainotilaa kuormituksen kanssa (Adams & Hutton 1983; Hirsch 1955; Kazarian 1975; Tyrrell ym. 1985). Kuormituksen kasvaessa kasvaa myös välilevyjen kokoonpuristuminen (Hirsch 1955). Althoff ja muut (1992) havaitsivat tutkimuksessaan viittä nuorta miestä ja naista sekä viittä keski-ikäistä miestä ja naista, että mitä suurempaa kuormituspainoa hartioilla pidettiin (0 - 30 kg) kolmenkymmenen minuutin ajan, sitä suurempi oli pituuden väheneminen (0 - 3 mm) seisomapituutta mitattaessa.

*Iän vaikutus.* Välilevyjen ohenemiseen vaikuttavat kuormituksen lisäksi monet muutkin tekijät. Monissa tutkimuksissa iän ja ennen kaikkea välilevyjen rappeutumisen on havaittu lisäävän ja nopeuttavan pituuden menetystä verrattuna nuorempiin verrokkeihin (Adams & Hutton 1983; Kazarian 1975). Iän mukana välilevyjen vesipitoisuus vähenee. Kraemerin ja muiden tutkimuksessa (1985), jossa tutkittiin 69 kappaletta L4 - L5 liikesegmenttiä (liikesegmentillä tarkoitetaan kahta nikamaa ja niiden välistä välilevyä sekä nikamien välisiä ligamenteja) havaittiin, että syykehän vesipitoisuus laskee yksi-vuotiaan noin 80 prosentista noin 67 prosenttiin kolmenkymmenen vuoden ikään tultaessa, josta se lähtee kuitenkin sen jälkeen kasvamaan ollen 80-vuotiaalla noin 72 prosenttia. Myös Urban ja McMullin (1988) tutkivat välilevyjen vesipitoisuuksia 14 - 91-vuotiailla L1 - S1 alueelta. He saivat samansuuntaisia tuloksia kuin Kraemer ym. (1985) 14 vuotiaan välilevyjen vesipitoisuuden ollessa keskimäärin 85 % ja 91 vuotiaan 75 %. Välilevyjen vesipitoisuuteen vaikuttaa mm. proteoglykaanien määrän muutokset välilevyissä (Kraemer ym. 1985; Urban & McMullin 1988). Vaikkakin edellisten tulosten perusteella voisi olettaa, että vesipitoisuuden ja rappeutumisen muutoksista johtuen pituuden väheneminen olisi suurempaa iäkkäillä, Althoff ja muiden (1992) tutkimus ei suoranaisesti tue tätä oletusta. Heidän tutkimustensa mukaan nuorempien pituuden väheneminen oli suurempaa kuin keski-ikäisten verrattuna kuormituskiloa kohden. Myös Magnusson kumppaneineen (1990) mittasi selän kuormittumista viiden minuutin istumisen aikana nuorilla, keski-ikäisillä ja vanhoilla naisilla. Heidän mukaansa 20 - 25-vuotiaiden pituuden lyheneminen oli 3,85 mm (SD 2,04), 40 - 45-vuotiaiden 3,46 mm (SD 1,61) ja 60 - 65-vuotiaiden 6,28 mm (SD 2,4). Ensimmäisen ja toisen ryhmän välille ei löydetty tilastollisesti merkitsevää eroa, mutta toisen ja kolmannen ryhmän välillä

merkitsevyys löytyi. Sekä eristetyillä liike-segmenteillä että elävillä ihmisillä tehtyjen tutkimusten tulokset eroavat toisistaan ja näiden pohjalta ei pystytäkään tekemään suoria johtopäätöksiä välilevyjen vesipitoisuuden, rappeutumisen ja pituuden muutoksen välille.

*Välilevyjen pinta-alan vaikutus.* Myös välilevyjen pinta-alan katsotaan vaikuttavan välilevyjen pituusmuutoksiin. Althoff ja muut (1992) havaitsivat seisomapituuden lyhenemisen kuormituksen alla olevan sitä suurempaa mitä pienemmät välilevyt koehenkilöllä oli. Leivseth ja Drerup (1997) eivät taas löytäneet korrelaatiota antropometristen tulosten ja pituudenvähennyksen välille.

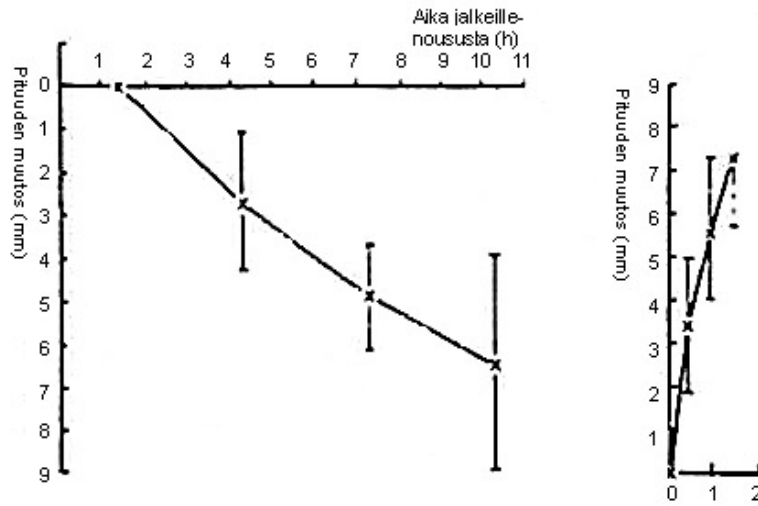
*Kuormitustaustan vaikutus.* Aiemmalla kuormitustaustalla on vaikutusta pituuden muutukseen ulkoisen kuormituksen vaikutusta tarkasteltaessa. Hirsch (1955) esikuormitti eristettyjä välilevyjä 10 - 130 kg punnuksilla tutkiessaan 1 kg:n pudotuksen vaikutuksia välilevyjen muodonmuutokseen. Tutkimustulosten perusteella hän tuli johtopäätökseen, jonka mukaan, mitä suurempi esikuormitus on, sitä pienempi on välilevyjen painauma. Myös Kazarian (1975) tuli samaan tulokseen tutkimuksissaan, joissa hän lisäsi kuormitusta viidellä kilolla alkaen kymmenestä ja lopettaen 30 kilogrammaan.

*Asennon vaikutus.* Verrattaessa selän luonnollista lordoosia seisomisen ja istumisen aikaan lordoosiin, on havaittu että seisominen kasvattaa lordoosia 13 - 15 asteella, kun taas istuttaessa suorana lordoosi madaltuu 20 - 35 astetta. Lordoosiasennolla on havaittu monia haittapuolia. Se aiheuttaa syykehän takaosaan painekeskittymän ja täten heikentää ravinteiden saantia syykehän takaosassa ja lisää fasettiniveihin aiheutuvaa kuormitusta. Se myös pienentää selkäydinkanavan tilavuutta. (Adams & Dolan 1995.) Adams ja muut (1994) tutkivat selän vahingoittumisalttiutta eri asennoissa mittaamalla välilevyjen sisäistä painetta. Heidän mukaansa selän ekstensiossa selän fasettinivelet kanttelevat kuormitusta, jolloin jo 500 N kuorma voi aiheuttaa vahinkoa selälle. Selän ollessa fleksoituna yli 75 prosenttia maksimaalisesta liikelajajuudesta, ligamentteihin aiheutuu suuri vetovoima ja samalla välilevyjen sisäinen paine kasvaa huomattavasti. Adams ja Hutton (1983) tutkivat kuormitusasennon vaikutusta välilevyjen pituuden muutokseen, ja he huomasivat, että selkärangan ollessa fleksoituna, tapahtuu suurempaa välilevyjen kasaanpainumista johtuen suuremmasta nestevirtauksesta välilevyistä

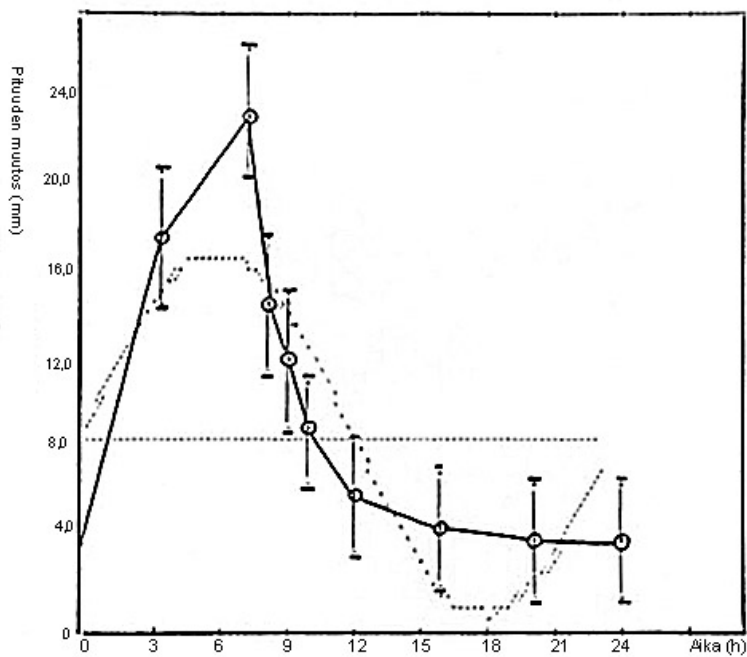
*Vuorokauden ajan vaikutus.* Myös jokapäiväinen elämä kuormittaa selkärankaa, ja onkin todettu, että ihmisen pituus muuttuu vuorokauden ajan mukaan. Ihminen on pidempi aamulla kuin illalla. Pituuden lyheneminen johtuu kehoon kohdistuvista pystysuuntaisista voimista, kuten gravitaatiovoimasta, jotka kuormittavat selkärankaa ja sammalla välilevyjä (De Puky 1935) ja näin aiheuttavat viskoelastisen muodonmuutoksen ja nestepoistuman välilevyistä (Foreman & Troup 1987). Vuonna 1935 De Puky tutki 1216 ihmisen pituuden muutosta vuorokauden aikana. Tutkittavat henkilöt olivat 5 - 90-vuotiaita. Koehenkilöiden keskimääräinen pituuden muutos vuorokauden aikana oli noin 16 mm, joka tarkoittaa noin prosentin muutosta aamu- ja iltapituutta verrattaessa. Myös Tyrrell ja muut (1985) ovat tutkineet vuorokauden aikana tapahtuvaa pituuden muutosta. Koehenkilöinä heillä oli yhdeksän nuorta miestä, joiden pituus väheni keskimäärin 20 mm verrattaessa aamun ja illan pituusarvoja. Sekä Tyrrellin että De Pukyn tutkimusten mukaan ihminen lyhenee siis noin prosentin verran pituudestaan päivän aikana.

Mitattaessa ihmisen pituusvaihteluja vuorokauden eri aikoina, on huomattu, että sekä pituuden väheneminen ylösnousta ja pituuden kasvu levossa ovat eksponentiaalisia käyriä (ks. kuvat 5 ja 6). Suurin osa pituuden vähenemisestä on todettu tapahtuvan ensimmäisen jalkeilla olo tunnin aikana. Tyrrellin (1985) tutkimuksessa 54 % pituuden vähenemisestä tapahtui ensimmäisen jalkeillaolotunnin aikana. Kragin ja muiden (1990) tutkimuksissa vastaava arvo oli 26 %. Kragin ja muiden tutkimuksessa havaittu pienempi pituuden väheneminen voi johtua siitä, ettei heidän tutkimuksessaan vakioitu jalkeille nousun ja mittauksen aloittamisen välistä aikaa, jolloin muutosta pituudessa on ehtinyt tapahtua ennen kuin mittaukset on aloitettu. Leivseth ja Drerup (1997) tarkastelivat kenttätutkimuksessaan pituuden muutosnopeutta ja huomasivat lyhenemisnopeuden olevan 11 prosenttia pienempää 6,5 tunnin kuluttua mittausten aloittamisesta.

Kazarian tutki (1975) eristettyjä välilevyjä ja havaitsi, ettei niiden palautumiskäyrä saavuttanut 20 tunnin aikana kuormitusta edeltävää pituutta. Monien muiden tutkimusten mukaan pystysuuntaisista voimista johtuvan lyhenemisen on todettu palautuvan yöllisen levon aikana (De Puky 1935, Tyrrell ym. 1985). Tyrrell ja muut (1985) havaitsivat, että jo 71 % palautumisesta tapahtuu ensimmäisten lepotuntien aikana. Kragin ja muiden (1990) mukaan 41 % palautumisesta tapahtuu ensimmäisen lepotunnin aikana.



KUVA 5. Pituuden muutos työpäivän aikana istumistyössä (vasemmalla) ja palautuminen (oikealla). (mukaiillen Eklund ja Corlett 1984)



KUVA 6. Pituuden muuttuminen 24 tunnin aikana. (mukaiillen Tyrrell ja muut 1985)

### 2.2.2. Selkärangan lihasten aktiivisuus

Pitkäkestoisessa lihassupistuksessa lihaksen motoriset yksiköt aktivoituvan tietyssä järjestyksessä riippuen niiden syttymiskynnyksestä (Westgaard & De Luca 1999). Pitkäkestoista matalaa staattista lihasaktiivisuutta tutkimalla on tultu siihen johtopäätökseen, että supistuksen aikana vain tietyt lihaksen motoriset yksiköt aktivoituvat ollessaan aktiivisina kauan aikaa ja suhteellisen korkealla intensiteetillä, jolloin lihaskipuja syntyy (Hägg 1991, Westgaard & De Luca 1999). Sjøgaard kumppaneineen (1986) tutki pitkäkestoista matalaa lihassupistusta (5 % MVC:stä) polven ojentajalihasissa ja huomasi että aktiivisena olevan lihaksen eri osat ovat aktiivisina eri aikoina. Saman huomion tekivät Duchêne ja Goubel (1990) tutkiessaan kolmipäisen pohjelihaksen aktiivisuutta 80 prosentin tasolla maksimaalisesta tahdonalaisesta supistuksesta (MVC:stä).

Edellä mainittujen tutkimustulosten pohjalta Van Dieën kumppaneineen (1993) tutki selän ojentajalihasien isometrisessä supistuksessa esiintyviä lihasaktivaatiomalleja ja niiden eroja koehenkilöiden välillä. Tutkimuksessa tuotettu lihasaktiivisuus oli suurta (voimataso 70 % MVC:stä) ja aktiivisuutta pidettiin yllä uupumukseen asti. Työryhmä löysi tulosten perusteella kaksi erilaista lihaskestävyysryhmää. Niillä koehenkilöillä, joilla selän ojentajalihasien motoristen yksiköiden aktiivisuus vaihteli merkittävästi, oli suuri lihaskestävyys, kun taas niillä, joilla motoristen yksiköiden vaihtelu oli paljon pienempää, oli merkittävästi huonompi lihaskestävyys. (Van Dieën ym. 1993.)

Lihassupistuksen aikana lihaksen sisäinen paine kasvaa, joka vaikeuttaa lihaksen verenkiertoa ja voi estää riittävän verenkierron lihaksessa. Tällöin esiintyy usein lihasväsymystä ja myös lihasvammoja voi aiheutua riittämättömästä verenkierrosta. (Hägg 1991; Sadamoto ym. 1983; Sjøgaard ym. 1986; Sjøgaard ym. 1988). Sadamoto kumppaneineen tutki lihaksen sisäisen paineen vaikutusta lihaksen verenkiertoon useissa lihaksissa. Heidän tulostensa mukaan lihaksen sisäinen verenkierto loppuu kokonaan 50 - 64 prosentin supistustasolla maksimaalisesta tahdonalaisesta lihassupistuksesta. Sjøgaard ja muut (1988) tutkivat nelipäisen reisilihaksen sekä käden lihasten verenvirtausta eri kuormitustasoilla ja aikajaksoilla. Heidän mukaansa veren virtaus lihakseen on riittävä jos pitkäkestoinen lihassupistus pysyy alle 10 prosentin maksimaalisesta tahdonalaisesta lihassupistuksesta (MVC). McGill ja kumppanit (2000) taas havaitsivat tutkiessaan



alaselän ojentajalihasten hapensaantia, että jo kahden prosentin pitkittynyt supistustaso (30 s) maksimaalisesta tahdonalaisesta supistuksesta huonontaa lihasten hapen saantia. Tutkijoiden mukaan tämä voi olla selitys sille, miksi pitkittyneessä yli kahden prosentin MVC-työssä voi lihaskipuja esiintyä. Voimatasorajat, joiden jälkeen verenkierto heikkenee lihaksessa, näyttäisikin vaihtelevan eri lihasryhmissä. Selän lihaksissa tämä raja näyttäisi olevan ilmeisen alhainen.

Matalan pitkäkestoisen lihassupistuksen aikana ilmenevä väsymys, epämukavuus ja kipu voivat aiheutua muistakin tekijöistä kuin pienentyneestä verenkierrosta (Harms-Ringdahl 1986). Sjøgaard ja muut (1986) havaitsivat tutkiessaan nelipäistä reisilihasta, että viiden prosentin MVC:n tasolla tehtävän lihassupistuksen aikana lihaksen sisäisestä paineennoususta huolimatta verenvirtaus lisääntyi lihaksessa, mutta samaan aikaan koehenkilöiden kokema rasitus (RPE asteikolla 0-10) kasvoi selvästi tunnin aikana. Sjøgaard tutkimusryhmänsä kanssa arvelee matalatehoisen pitkään kestävänsä supistuksen aikaan saaman väsymyksen johtuvan kaliumin vähenemisestä lihassoluissa. Tämän lisäksi huonontunut substraattien siirto lihaksen sisällä, johtuen nesteiden keräytymisestä lihakseen, voi aiheuttaa väsymystä. (Sjøgaard 1986, Sjøgaard ym. 1988.)

Kuinka sitten staattisesta työstä aiheutuvia lihaskipuja ja -vammoja voidaan ehkäistä? Aarås vertasi tutkimuksessaan (1994) epäkäslihaksen aktiivisuustasoja sairauspoissaoloihin. Hänen mukaansa lihaskipuja voidaan ehkäistä pitämällä lihaksen aktiivisuus alle 1 ja 2 prosentin tasoilla MVC:stä mahdollisimman usein ja mahdollisimman kauan. Hän korostaa myös dynaamisen työn ja taukojen merkitystä lihaskipujen ehkäisyssä työssä, joka on pääosin staattista. McGill ja muut (2000) taas korostavat täydellistä lihasrentoutusta staattisen työn lomassa ehkäisemään lisääntynyt lihasvammojen riski. Tietoisia rentoutustaukoja tukee myös Veierstedin (1994) kenttätutkimus.

## 2.3 Selkärangan kuormituksen mittaaminen

### 2.3.1 Kuormituksen mittaaminen pituusmittauksen avulla

Selkärangan rasituksen mittaamiseen on käytetty eri menetelmiä. Välilevyihin kohdistuvaa painetta on mitattu mm. epäsuorasti biomekaanisin mallilaskelmin, mittaamalla vatsaontelon painetta ja psykofyysisin analyysin (Althoff ym. 1992). Välilevyjen painetta on myös mitattu suorasti paineanturin avulla (Adams ym. 1994; Anderson ym. 1974b; Rohlmann ym. 2001; Wilke, H-J ym. 1999). Eklund ja Corlett havaitsivat vuonna 1984, että välilevyihin kohdistuvaa rasitusta voidaan määrittää mittaamalla pituuden muutosta, joka tapahtuu välilevyjen ohetessa aksiaalisen kuormituksen vaikutuksesta. Eklund ja Corlett kutsuivat tätä muutosta termillä ”spinal shrinkage”.

Pituuden muutoksen mittaamiseen on käytetty laitteistoja, joiden eri variaatiot pohjautuvat Eklundin ja Corlettin vuonna 1984 kehittämään laitteistoon. Siinä koehenkilön seisomapituutta mitataan lineaarianturin avulla. Tutkimusmetodista on tullut yleisesti hyväksytty menetelmä, etenkin ergonomia-, työ- ja terapiasovelluksissa, sillä sen on osoitettu kuvastavan selkärangan kohdistuvaa kuormitusta (Althoff ym. 1992; Eklund & Corlett 1984; Leivseth & Drerup 1997; McGill ym. 1996; Tyrrell ym. 1985). Kallayanaphotoporn ja muut (2002) tutkivat pituudenmittaustestiprotokollan luotettavuutta kymmenellä terveellä ja viidellä alaselkäkipuisella testihenkilöllä ja heidän mukaansa selkärangan pituudenmuutokset kahtena eri päivänä mitattuna antavat hyvän toistettavuuden.

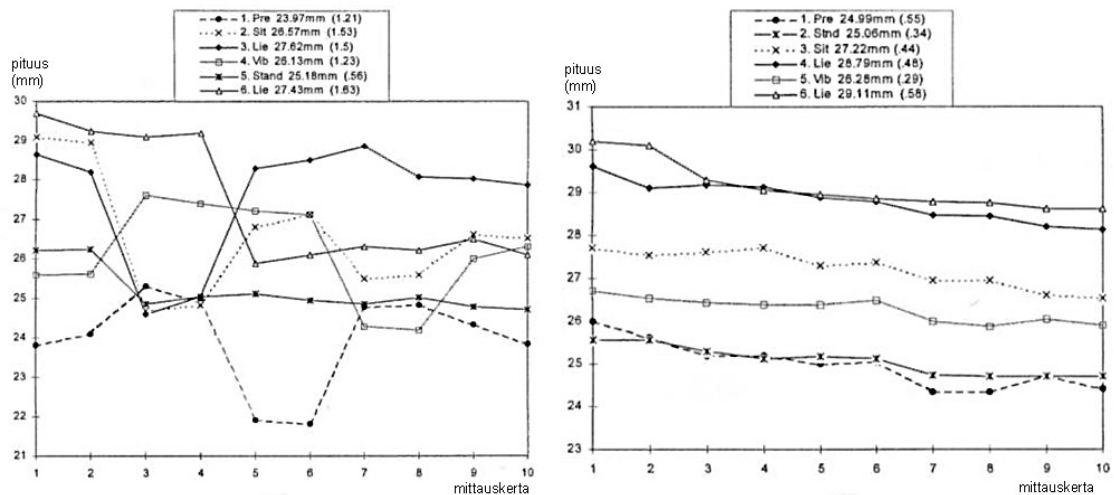
Ihmisen pituuteen ja sen muutokseen vaikuttavat monet tekijät, jotka tulee huomioida käytettäessä pituudenmittausta välilevyjen kuormituksen määrittämiseen (Eklund & Corlett 1984; Rodacki ym. 2001). Edellisissä kappaleissa on jo kerrottu fysiologista tekijöistä, jotka vaikuttavat välilevyjen ohenemiseen ja täten pituuden lyhenemiseen. Erilaiset seisoma-asennot ja epämukavat asennot vaikuttavat pituuteen ja niiden aiheuttamaa muutosta on pyritty poistamaan selkärangan asentokontrollein ja pään kulman vakioinnilla sekä opettamalla koehenkilöitä tarpeeksi pitkään ennen testiä (Corlett ym. 1987). Myös lihasjännitys vaikuttaa pituuteen, ja sen vuoksi laitteistot rakennetaan 5-15 astetta takaviistoon, jolloin lihasjännitys saadaan mahdollisimman pieneksi. Pituu-

den muutokseen vaikuttavat myös muiden nivelten ja kudosten kuin nikamanvälilevyjen kasaan painuminen. Tämän vuoksi joissakin tutkimuksissa selkärangan pituuden muutosta on mitattu ottamalla huomioon mm. kantapatjan kasaan painuminen tai mittaamalla selkärangan pituuden muutosta istuma-asennossa. Foreman ja Linge (1989) tutkivat kantapatjan kokoonpuristumista ja siihen kuluvaan aikaan. Heidän mukaansa kantapatja saavuttaa tasapainotilan kahden minuutin kuluessa seisomaan noususta, jolloin kantapatja on puristunut kokoon keskimäärin 4,4 mm. Althoff ja kumppanit (1992) ottivat kantapatjan kasaan painumisen huomioon osassa mittauksiaan. Heidän tutkimustensa mukaan kantapatjan litistyminen oli 0,1 - 0,7 mm:ä riippuen lähtötilanteesta. McGill ja muut (1996) tutkivat alaraajojen kudosten kasaan painumisen vaikutusta pituuteen vertaamalla istuen ja seisten tehtyjä mittauksia. Heidän tutkimuksissaan ei löydetty tilastollisesti merkittävää eroa eri mittausasentojen välillä. Kuitenkin he huomasivat, että keskihajonta (SD) oli suurempi istuttaessa kuin seistessä. Rodacki kumppaneineen (2001) tutki myös samaa mittausasetelmaa ja heidän tutkimustulostensa perusteella mittausten hyvä toistettavuus saavutetaan nopeammin seisoma-asentomittauksessa, sillä siinä testihenkilöiden on helpompi ja nopeampi oppia ja saavuttaa oikea asettuminen mittalaitteeseen. Mm. näiden tutkimustulosten perusteella monet tutkijat ovat päätyneet johtopäätökseen, jonka mukaan pehmytkudoksen vaikutus pituuden muutokseen on katsottu olevan niin pientä, ettei sitä ole tarvinnut huomioida tuloksissa (McGill ym. 1996; Rodacki ym. 2001).

Myös hengitysrytmin on havaittu vaikuttavan pituuteen niin että ihminen on pidempi voimallisen sisäänhengityksen kuin voimallisen uloshengityksen jälkeen. Tämän vuoksi osa tutkijoista on vakioinut pituusmittauksen aikaisen hengitystilän. Rodacki ja muut (2001) sekä McGill ja muut (1996) vakioivat pituusmittauksen koehenkilön uloshengityksen loppuvaiheeseen, Eklund kumppaneineen (1984) mittasi koehenkilöidensä pituuden näiden pidättäessä hengitystä ja Van Dieën kumppaneineen (2001) mittasi koehenkilöidensä pituuden henkilöiden pidättäessä hengitystä niin ettei ennen hengityksen pidätystä saanut tehdä suurta sisään tai uloshengitystä.

Kaikista kontrollointitoimista huolimatta keskihajonta, on joissakin tutkimuksissa ollut suurta sekä eri ihmisten välillä samanlaisessa mittaustilanteessa kuin myös saman ihmisen eri mittaustapausten välillä. Esimerkiksi Magnussonin ja kumppaneiden (1990) tutkimuksessa yksilöiden välinen keskihajonta oli 0,42 - 2,97 koko otoksen keskihajonnan

ollessa 2,51. Myös McGillin ja muiden (1996) tutkimuksessa yksilöiden keskihajonnat olivat suhteellisen suuria (0,28 - 1,39), mutta esimerkiksi Eklundin ja Corlettin (1984) tutkimuksessa keskihajonta oli vain 0,368 - 0,866. Myös Kragin ja muiden tutkimuksessa ryhmien keskihajonnat olivat korkeat (4,67 ja 3,53). Monissa tutkimuksissa on tähdennetty koehenkilöiden tutustuttamista mittausprotokollaan ja opastusta oikeaan mittausasentoon, jolloin tulosten keskihajontaa saadaan pienennettyä ja luotettavuutta suurennettua. Fowler ja muut (1997) ovat käyttäneet tutkimuksessaan keskihajonnasta 0,5 mm:n rajaa. He raportoivat koehenkilöiden saavuttaneen rajan kolmen harjoittelukerran jälkeen. Myös Rodacki kumppaneineen (2001) pitää 0,5 mm:n keskihajontarajaa hyväksyttävänä hyvän toistettavuuden takaamiseksi. Suurimmassa osassa tutkimuksia alku-, väli- ja loppumittaukset ovat koostuneet useammasta peräkkäisestä mittauksesta, jossa aina eri mittauskertojen välillä koehenkilöt ovat nousseet mittalaitteesta pois. Stothart ja McGill testasivat omassa tutkimuksessaan kahta eri mittauskäytäntöä, joista ensimmäisessä mitattiin pituutta asettumalla aina uudelleen mittalaitteeseen ja toisessa kaikki kymmenen mittausmittausta mitattiin peräkkäin koehenkilön pysyessä koko ajan mittalaitteessa. Heidän tulostensa mukaan yksilöiden keskihajonta on paljon pienempää pidettäessä koehenkilöt mittalaitteessa peräkkäisten mittausten ajan (SD 0,42 - 0,66 mm) kuin asettamalla koehenkilöt aina uudelleen mittalaitteeseen (SD 0,84 - 1,30 mm) (ks. kuva 7).



KUVA 7. Tyypilliset stadiometrilukemat astuttaessa mittauskertojen välillä pois laitteesta (vasemmanpuoleinen kuva) ja pysyttäessä mittauslaitteessa mittauskertojen välillä (oikeanpuoleinen kuva) eri kuormitusasunnoissa. (Stothart & McGill 2000)

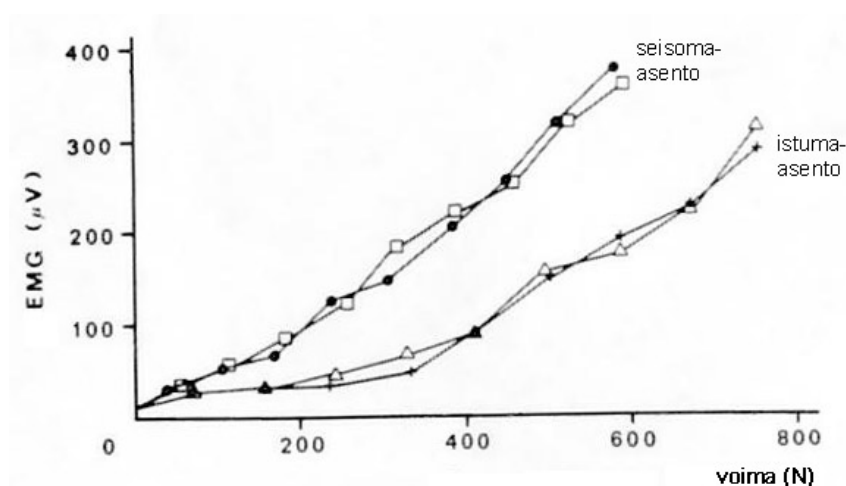
Rodacki ja kumppanit (2001) tutkivat seisoma- ja istumapituusmittausten toistettavuutta ja mittauskertojen määrää, joka tarvitaan hyväksyttävän toistettavuuden määrittämiseen. Heidän mittausprotokollansa sisälsivät kolme erillistä mittausjaksoa, jotka koostuivat kymmenestä mittaussarjasta, joiden välillä noustiin pois mittalaitteesta. Mittaussarjat koostuivat noin viidestä peräkkäisestä mittauksesta. Tulosten perusteella Rodacki ja muut tulivat johtopäätökseen, jonka mukaan seisomapituusmittaus on helpompi ja nopeampi oppia kuin istumapituusmittaus, sillä seisomapituusmittauksessa hyväksytyt keskihajontaraja (0,5 mm) saavutettiin jo kahden mittausjakson jälkeen kun taas istumamittauksessa jaksot ja mittausjaksoja piti suorittaa kolme halutun rajan saavuttamiseksi. Samanlaiseen johtopäätökseen on tullut myös McGillin kumppaneineen (1996). Rodacki ja muut totesivat myös että hyvä koehenkilön tutustuttaminen mittauskäytäntöön vähentää keskihajontaa systemaattisesti. Van Dieën ja Toussaint (1993) ovat tulleet samaan johtopäätökseen.

### **2.3.2 Kuormituksen mittaaminen selän lihasten emg:tä mittaamalla**

Lihasten aktiivisuutta voidaan todentaa mittaamalla lihaksen sähköistä toimintaa elektromyografian (emg) avulla. Emg:tä pystytään mittaamaan sekä ihon päältä pintaelektrodein että kudokseen vietävillä lanka- tai neulaelektrodeilla. Anderson vertasi yhdessä tutkimusryhmänsä kanssa (1974a) pinta- ja lankaelektrodien mittaamaa selkälihasten lihasaktiivisuutta. Lankaelektrodein mitattu aktiivisuus oli suurempaa kuin pintaelektrodeilla mitattu. Lankaelektrodit mittaavatkin tarkemmin tietyn lihaksen sähköistä aktiivisuutta, eikä niihin vaikuta rasvakudos signaalia vaimentavasti, niin kuin pintaelektrodeilla. Pintaelektrodien käyttäminen on taas kivuttomampaa koehenkilöille kuin lankaelektrodien käyttö.

Lihassupistuksen aikaisessa emg-signaalissa voidaan havaita muutoksia taajuusmuuttujissa (Duchêne & Goubel 1990). Lihäsväsymystä pystytään määrittämään taajuusspektristä, josta lasketaan erilaisia tunnuslukuja. Näitä tunnuslukuja ovat mm. MF (median frequency) ja MPF (mean power frequency). Myös synnergisten lihasten vuorottelu kertoo osittain lihasväsymyksestä.

Lihaskäivisyyden ja lihasvoiman välillä vallitsee lineaarinen suhde staattisessa puristuksessa (Dolan & Adams 1993). Suhde on kuitenkin riippuvainen suoritusasennosta. Tämän todisti mm. Mouton kumppaneineen (1988) tutkimalla asennon vaikutusta alaselän emg-voimasuhteeseen maksimaalisessa tahdonalaisessa supistuksessa ja havaitessaan, että suhde erosi istuma- ja seisoma-asennoissa toisistaan. Huomattavaa oli, että emg-arvot tietyllä voima-tasolla olivat alhaisempia kuin seisoma-asennossa (ks. kuva 8). Maksimivoimat olivat suuremmat istuma- (keskiarvo 775 N) kuin seisoma-asennossa (ka 581 N). Lihaskäivisyys arvot MVC:ssä olivat taas pienempiä istuttaessa (ka 297  $\mu\text{V}$ ) kuin seisotessa (ka 439  $\mu\text{V}$ ). Tutkimusryhmä arvioi, että erot istuma- ja seisoma-asentojen emg-voimasuhteissa olivat odotettuja, mutta he eivät saaneet vahvistusta oletukselleen, että selkälihasten pituus kasvaisi istuttaessa verrattuna seisomapituuteen ja näin aiheuttaisivat muutokset emg-voimasuhteissa. Tutkija arvelevat, että joko emg-voimasuhteeseen vaikuttavat muut tekijät kuin lihaspituuden muutos tai heidän mittaustapansa ei ole ollut sopiva muutoksen mittaamiseen. Suoritusasennon lisäksi emg:n amplitudissa on huomattu suuria eroja koehenkilöiden sekä elektrodien kiinnityspaikkojen välillä (Mouton ym. 1991). Kumpikin tutkimusryhmä tähdentää tulostensa perusteella sitä, että käytettäessä selän lihasten aktiivatiota selän kuormituksen mittaamiseen tulee emg aktiivisuus kalibroida jokaisella koehenkilöllä, elektrodipaikalla ja asennolla lantion asentoon.



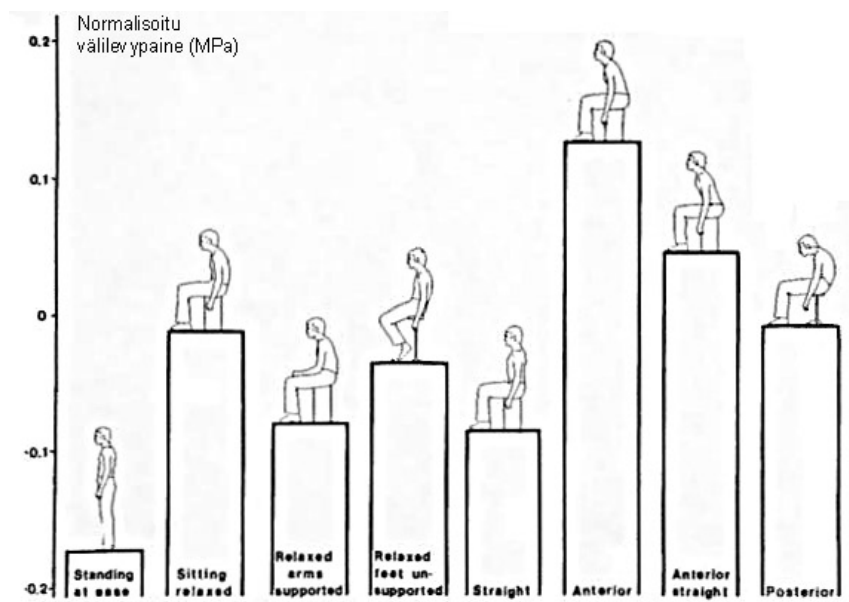
KUVA 8. Tasasuunnattu keskiarvoistettu emg voiman funktiona, eri mittauserroilla. Suurin voima-arvo vastaa 90 prosenttia MVC:stä istuma- ja seisoma-asennoissa. (mukaillen Mouton ja muut 1988).

Dynaamisessa liikkeessä selvää suhdetta lihasjännityksen ja -aktiivisuuden välille ei voida suoraan löytää, sillä lihasjännityksen ja -aktiivisuuden suhteeseen vaikuttavat tällöin mm. lihaspituus ja supistusnopeus. Dolan ja Adams (1993) havaitsivatkin tutkimuksissaan että samalla vääntömomentilla mitattuna konsentrisen emg-signaali oli paljon suurempaa kuin isometrinen signaali. (Dolan & Adams 1993.)

Selän ojentajalihasten aktiivisuutta mittaamalla on tietyissä tilanteissa mahdollista arvioida selkärankaan kohdistuvaa puristusvoimaa. Tämän havaitsivat mm. Anderson kumppaneineen (1974b) vertaillen pintaelektrodeilla eri selän alueiden lihasaktiivisuutta samanaikaisesti paineanturin avulla mitattuun L3-L4 välisen välilevyn paineeseen seisoma- sekä eri istuma-asennoissa.

## 2.4 Istumisen aiheuttama rasitus selkärankaan

Selkärangan lihasten kuormitusta ja lihasaktiivisuutta on mitattu monissa eri asennoissa emg:n avulla (Andersson ym. 1974a; Andersson ym. 1974b; Callaghan & McGill 2001; McGill 1992; Van Dieën ym. 2001). Tutkittaessa selkälihasten aktiivisuutta, seisoma-asennossa ja istuttaessa rentona ilman selkätukea, on havaittu, että lihasaktiivisuudet ovat suurin piirtein samansuuruisia, mutta aktiivisuus vaihtelee alueittain, ollen suurinta rintarangan alueella (Anderson ym. 1974a; Anderson ym. 1974b). Mitattaessa välilevyihin kohdistuvaa painetta suoraan paineanturin avulla Anderson kumppaneineen (1974b) huomasi paineen olevan huomattavasti suurempaa istuttaessa ilman selkätukea kuin seisottaessa (ks. kuva 9). Myös Wilke kumppaneineen (1999) mittasi välilevyjen painetta suoraan paineanturin avulla. Heidän tuloksensa poikkeaa Andersonin ja kumppaneiden tuloksista siinä, että Wilken tulosten perusteella rento seisominen aiheuttaa suuremman paineen välilevyyn (0,5 MPa) kuin selkä suorana istuminen (0,46 MPa). Wilken tutkimuksen heikkoutena on kuitenkin se, ettei siinä käytetty kuin yhtä koehenkilöä.

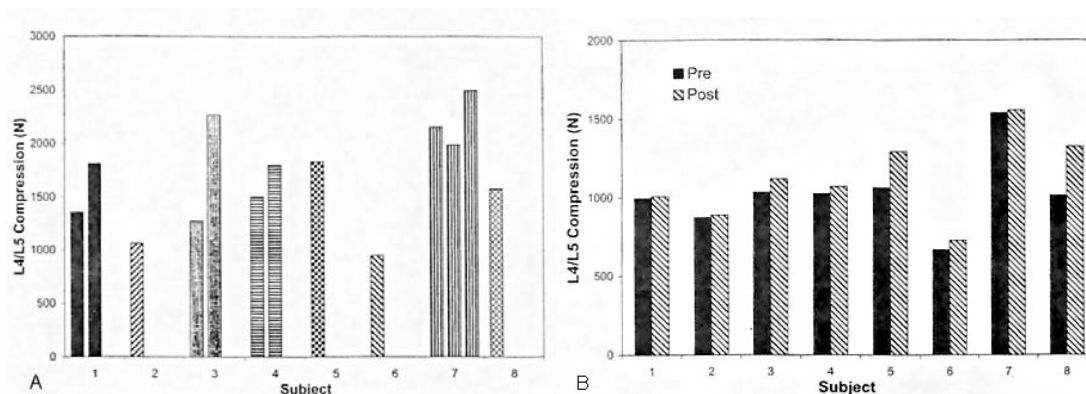


KUVA 9. Keskiarvot normalisoiduista välilevyypaineista seisoma- ja tukemattomissa istuma-asennoissa. Normalisoidut arvot ovat referenssiasennon ja tutkittavien asentojen erotus. Referenssiasentona käytettiin istumista tuolilla, jonka selkänoja oli pystysuorassa, alaseläntuki nolla cm sekä rintarangan tuki ja istuinkallistus nolla astetta. (mukaillen Anderson ja muut 1974b)



Istumisen aikana esiintyvä lihasaktiivisuus ja välilevyihin kohdistuva paine ovat yhteydessä istuma-asentoon. Ilman selkätukea istuttaessa selän lihasten aktiivisuus ja samalla välilevyihin kohdistuva paine on suurinta istuttaessa etuviistossa (ks. kuva 9) ja selkälihasten aktiivisuus on pienintä istuttaessa takaviistossa. Selkänojaa käytettäessä selän lihasten aktiivisuus ja välilevyjen paine pienenevät sitä enemmän, mitä enemmän selkänojaa kallistetaan taaksepäin pystysuunnassa (Anderson ym. 1974a; Anderson ym. 1974b; Rohlmann ym. 2001) Andersonin ja muiden tutkimuksessa (1974a) lannerangan syvyyden muutoksilla havaittiin olevan vain vähäinen vaikutus lihasaktiivisuuteen niin kuin myös rintarangan alueen tuellakin. Lannerangan tuen lisääminen vähensi kuitenkin merkittävästi välilevyjen painetta Andersonin ja kumppaneiden tutkimuksessa (1974b). Tuolin istuinosaan kallistuksella näytti olevan pieni vaikutus lihasten aktiivisuuteen, mutta erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Käsinojien käyttämisen on havaittu vähentävän lihasaktiivisuutta hartian seudun lihaksissa (Feng ym. 1995).

Callaghan ja McGill tutkivat (2001) lannerangan liikkuvuutta, selkänivelten kuormitusta ja vartalon lihasten aktivaatiomalleja kahden tunnin istumisen aikana. Tutkimuksessa käytettiin 14 pintaelektrodiparia eri kohdissa selkää sekä ristiluuhun kiinnitettävää anturia, joka seurasi kierto liikkeitä. L4 – L5 väliseen niveleen kohdistuvat voimat ja momentit laskettiin emg:n avulla. Tuloksia tarkastellessaan tutkijat huomasivat että koehenkilöt oli jaettava kahteen eri ryhmään, staattisesti istuvat, jotka istuivat suhteellisen paikallaan koko testin ajan ja dynaamisesti istuvat, jotka liikkuivat enemmän istuessaan. Emg:n avulla laskettujen voimien perusteella todettiin, että alaselkään kohdistuu noin 500 N suurempi puristusvoima istuttaessa kuin seisossa (ks. kuva 10), joka johtui kasvaneesta selän ekstensoreiden voimatasosta, johon vaikuttivat sekä istumisen aiheuttamasta suuremmasta lannerangan fleksiosta johtuva lihasten pienoinen aktivaation lisääntyminen että suurentunut passiivisen voiman myötävaikutus. Artikkelissaan Callaghan ja McGill pohtivat pitkittyneen staattisen lihassupistuksen ja pitkittyneen etukumarassa asennossa olemisen vaikuttavan haitallisesti syykehään. He arvelevatkin seisomisen olevan hyvä lepopaussi pitkälle istumiselle ja vastaavasti kävelyn olevan hyväksi pitkittyneessä seisomisessa, jolloin ehkäistään vammojen syntymistä.

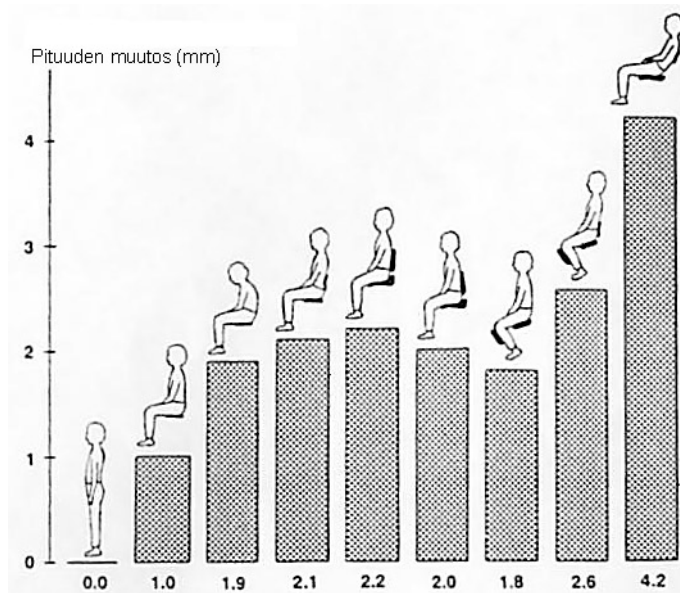


KUVA 10. L4/L5 niveleen kohdistuva puristus istuma-asennossa (A) ja kolmen minuutin seisomisen aikana (B). Kuvassa A staattisesti istuvilla puristusvoimat on laskettu yhdessä lannerangan fleksioasennossa ja dynaamisesti istuvilla puristus on laskettu useammilla fleksioasenoilla. Kuvassa B puristusvoimat laskettu ennen (pre) ja jälkeen (post) istumisen. (Callaghan & McGill 2001)

Eklund ja Corlett (1984) mittasivat seisomapituuden muutosta eri kuormituslanteissa, jossa yhtenä tutkimuksen kohteena oli erilaisten tuolien vaikutus pituuden muutokseen. Tutkimuksessaan heillä oli tavallinen jakkara, toimistotuoli lannetuella sekä kehittyneempi tuoli (easy chair) 4 cm:n lannetulella ja korkealla selkätuella 110 asteen kulmassa. Koehenkilöitä heillä oli kolme, jotka kaikki istuivat jokaisessa tuolissa 1,5 tuntia tehden tavanomaisia istumatöitä. Kaksi mittauskertaa tapahtui aamulla ja yksi iltapäivällä. Pituus mitattiin viisi kertaa peräkkäin ennen ja jälkeen istumisen niin että asettuminen mittalaitteeseen tapahtui aina mittauksen välillä. Tuolien erot tulivat selvästi esille. Pituuden lyheneminen oli suurinta jakkaralla istuttaessa ja pienintä kehittyneemmällä toimistotuolilla, jossa joillakin koehenkilöillä pituus jopa kasvoi verrattuna alkutilanteeseen. Tilastollisesti merkittävää eroa ei löydetty tavallisen toimistotuolin ja kehittyneemmän tuolin välille. Tulosten vaihteluväli oli kuitenkin tässä tutkimuksessa suuri johtuen ainakin osittain siitä että mittaukset tehtiin eri vuorokauden aikoihin, jolloin selkärangan kasaanpainumisnopeus on erilainen eri mittaustilanteissa.

Myös Althoff ja muut (1992) käyttivät samaa mittausmenetelmää kuin Eklund ja Corlett vertaillen eri istuma-asentoja ja tuoleja keskenään. Heillä oli yhteensä kahdeksan eri tutkimuskohdetta erilaisin tuennoin selässä ja polvissa sekä erilaisin kallistuksin. Eri istuma-asennot voi havaita kuvasta 11. Tutkimukseen osallistui yhteensä kymmenen koehenkilöä iältään 20 - 52-vuotiaita. Kaikki henkilöt istuivat jokaisessa tuolissa 30 minuutin ajan. Kuten kuvasta 11 voi havaita, kaikissa tuoleissa istuttaessa pituus kasvoi

verrattuna lähtöseisomapituuteen. Vähiten pituus kasvoi istuttaessa suorassa ilman tuentaa ja eniten se kasvoi selkä- ja käsinojallisessa tuolissa, jossa selkänöja oli kallistettu 30 astetta taaksepäin.



KUVA 11. Pituuden muutos eri tuoleissa ja istuma-asennoissa verrattuna seisomapituuteen. (mukailien Althoff ja muut 1992)

Van Deursen tutki kumppaneineen (2000) kahta samanlaista toimistotuolia, joista toinen oli motorisoitu niin että tuolin istuinosa kallistui horisontaalitasossa 0,6 astetta kumpaankin suuntaan 0,08 Hz:n taajuudella. Koehenkilöitä testissä oli neljä nuorta miestä ja neljä nuorta naista, jotka kaikki istuivat kummassakin tuolissa yhden tunnin peräkkäisinä päivinä. Mittausten aloitusajankohta oli vakioitu. Ennen ja jälkeen istumisen suoritettiin kymmenen pituusmittausta niin että mitattavat poistuivat mittalaitteesta jokaisen mittausmittaustoiston jälkeen. Yhtä koehenkilöä lukuun ottamatta kaikilla muilla pituus kasvoi dynaamisessa tuolissa (keskiarvo 0,52 mm) ja väheni staattisessa tuolissa (keskiarvo 0,75 mm). Pituuden muutos tuolien välillä oli siis 1,28 mm, joka on tilastollisesti merkitsevä ero.

Van Dieën kumppaneineen (2001) tutki kymmenen nuoren koehenkilön avulla kahta eri dynaamista tuolia. DA tuoli mahdollisti itsenäiset sagittaalitasoon liikkeet selkänöjalle ja istuinosalle. Samaa tuolia käytettiin myös kiinteillä säädöillä niin että istuinosa oli vaakatasossa ja 95 asteen kulmassa. Tätä tuolia kutsuttiin FA-tuoliksi. DB tuoli salli istuinosan ja selkänöjan liikkeen tietyssä suhteessa toisiinsa. Koehenkilöt istuivat mo-

lemmissä tuoleissa 3 tuntia eri päivinä arvotussa järjestyksessä. Kokeen aloitusajankoh-  
ta oli vakioitu kaikilla koehenkilöillä. Testiprotokolla sisälsi 45 minuutin jaksoja teks-  
tinkäsittelyä ja tietokoneavusteista suunnittelua, joita seurasi 15 minuutin lukemissessio.  
Ennen testiä määritettiin koehenkilöiden selän ojentajalihasten maksimivoima, johon  
suhteutettiin istumisen aikana selkälihakista saatu emg, jota mitattiin L3 ja T10 tasoilta  
bilateraalisesti pintaelektrodeilla. Koehenkilön liikkeitä pyrittiin määrittämään kuva-  
amalla viittä eri markkeria, joita kuvattiin tietyin väliajoin. Selkärangan kokoonpuristu-  
mista mitattiin seisomapituutta mittaamalla 20 kertaa ennen ja jälkeen istumisen. Ko-  
keeseen kuului myös epämukavuuteen liittyvä kysely, jonka mukaan kukaan  
koehenkilöistä ei tuntenut kasvanutta epämukavuutta missään kohonosassa testien aika-  
na. C7-markkerin sijaintia seuraamalla voitiin todeta, että kehon asentomuutokset olivat  
riippuvaisia tehtävästä, ei tuolityypistä. Eniten asennonmuutoksia tapahtui lukiessa ja  
vähiten tietokoneavusteisessa suunnittelussa. Kokonaislihasaktiivisuus oli pientä eikä  
sen keskiarvo ylittänyt kahta prosenttia maksimaalisesta tahdonalaisesta lihasaktiivisuu-  
desta (MVC:stä). Myöskään mediaaniamplitudi ei ylittänyt 8 prosenttia MVC:stä. Tu-  
olityypillä tai työtehtävällä ei ollut vaikutusta mediaaniamplitudiin, mutta aika jonka  
lihasaktiivisuus oli alle 0,5 %:a maksimaalisesta tahdonalaisesta aktiivisuudesta oli riip-  
puvainen tehtävästä. Lukiessa nämä arvot olivat suurimmat. Pituutta tutkittaessa huo-  
mattiin, että pituus kasvoi kaikilla tuolimalleilla istuttaessa. Merkittävin pituuden lisäys  
oli dynaamisilla tuoleilla (DA: 3,3 mm ja DB: 4,4 mm), kun taas kiinteällä tuolilla (FA)  
pituudenmuutos oli lähellä nollaa.

Leivseth ja Drerup (1997) mittasivat pituudenmuutosta kenttäolosuhteissa. Vertaamalla  
kahden selkään asetetun merkkipisteen välistä etäisyyttä tutkijat pystyivät määrittämään  
rinta- ja lannerangan pituudenmuutokset erikseen. Tutkimuskohteena oli kolme eri  
ryhmää. Neljäntoista toimistotyöntekijän pituudenmuutosta mitattiin 20 minuutin välein  
6,5 tunnin ajan heidän tavanomaisen työpäivän aikana. Toisessa tilanteessa mitattiin 12  
henkilön pituutta 10 minuutin välein kahden tunnin ajan rentoutuneessa istuma-  
asennossa. Kolmas ryhmä käsitti 15 liukuhihnatyöntekijää, joiden pituutta mitattiin 20  
minuutin välein 6,5 tunnin ajan. Rentoutunutta istumista ja työistumista verrattaessa  
havaittiin että pituuden kasvu oli merkittävästi suurempaa istuttaessa rentoutuneena  
(4,98 mm) verrattuna lähtötasoon. Pituudenmuutoksesta suurin osa tapahtui lanneran-  
gassa. Istumatyöntekijöillä pituus jopa lyheni hieman verrattuna lähtötasoon. Verratta-  
essa seisoma ja istumatyöntekijöiden pituuden muutosta työpäivän aikana havaittiin että

seisomatyöntekijöillä pituuden lyheneminen oli selvästi suurempaa (6,95 mm) kuin istumatyöntekijöillä (4,75 mm). Lyhenemät johtuivat selvästi lannerangan kasaan painumisesta. Verrattaessa lyhenemisnopeuksia keskenään, todettiin että pituuden väheneminen oli merkittävästi suurempaa seisoma- kuin istumatyöskentelyssä.

Edellä esitellyissä tutkimuksissa (mm. Anderson ym. 1974b; Althoff ym. 1992), joissa on mitattu selkärankaan ja sitä kautta välilevyihin kohdistuvaa painetta joko suorasti tai epäsuorasti seisoma- ja istuma- asennoissa ovat tulleet yhtä tutkimusta lukuun ottamatta (Wilke 1999) samaan tulokseen, jonka mukaan seisominen aiheuttaa pienempää painetta välilevyihin kuin istuminen. Toisaalta taas kenttäolosuhteissa mitattuna (Leivseth & Drerup 1997) istuma- ja seisomatyöntekijöiden pituutta verrattaessa on huomattu, että pituus vähenee enemmän seisoma- kuin istumatyöntekijöillä. Tutkimus kenttäolosuhteissa käsitti paljon pidemmän seuranta-ajanjakson (6,5 h), kun taas suorat ja epäsuorat mittaukset välilevyjen paineen selvittämiseksi kestivät korkeintaan kaksi tuntia. Toisaalta taas kenttäolosuhteissa ei ole pystytty vakioimaan seisomatyöntekijöiden kumartelua, kurotuksia ja nostoja sekä istumatyöntekijöiden liikkumista. Myös tuoleissa on ollut eroja. Kuten aiemmin mainituista tutkimuksista (mm. Anderson ym. 1974b; Anderson ym. 1974b; Rohlmann ym. 2001) voidaan havaita, selkänoja ja sen kallistus vaikuttavat selän kuormitukseen. Kenttäolosuhteissa koehenkilöt ovat istuneet toimistotuoleissa, joissa on ollut selkänojat, kun taas välilevyjen painetta mittaavissa tutkimuksissa selkänojallisia tuoleja ei ole käytetty. Edellä esitettyjen erojen vuoksi laboratoriomittauksista saatuja tuloksia ei voi suoraan verrata kenttäolosuhteista saatuihin tuloksiin.

Pituuden muutosta mittaavissa tutkimuksissa koehenkilöt ovat istuneet yleensä 0,5 – 1,5 h, siis verrattain lyhyen aikaa, poikkeuksena kuitenkin esitelty kenttätutkimus. Istuminen on tapahtunut hyvin erilaisilla tuoleilla aina selkänojattomasta jakkarasta dynaamiseen tuoliin. Yhteistä kaikille tuloksille on ollut se, että huonoimmin selälle tukea antavat jakkarat tai tuolimallit ovat kuormittaneet selkäranka eniten, kun taas muotoilullisesti ja toiminnallisesti kehittyneemmät tuolimallit ovat kuormittaneet selkäranka vähemmän. Tämä on ollut nähtävissä pituuden muutoksena. Osassa tutkimuksia seisomapituus on vähentynyt (esim. Eklund ja Corlett 1984; Van Dieën; Leivseth ja Derup 1997) ja toisissa taas kasvanut (esim. Althoff ja muut 1992; Van Deursen 2000; Van Dieën 2001) verrattuna lähtöpituuteen. Kuten edellä on kerrottu välilevyjen kasaanpainumiseen vaikuttaa aiempi kuormitustausta. Täten, jos istuminen on ollut rasit-

tavampaa kuin mittausta edeltänyt rasitus, pituus on vähentynyt ja toisin päin. Kaikissa tutkimuksissa ei ole myöskään vakioitu koeajankohtaa tai mittauksia on tehty vakiokellonaikoina, mutta eri aikaan päivästä. Selkärangan kasaanpainumiseenhan vaikutti myöskin vuorokauden aika niin että suurin kasaanpainuminen tapahtuu heti jalkeille nousun jälkeen, minkä jälkeen kasaanpainuminen pienenee (ks. kuva 6). Näillä asioilla on siis myös merkitystä verrattaessa eri tuolien aiheuttamaa rasitusta selkärankaan.

Ns. dynaamisista tuoleista ei ole tehty montaa tieteellistä tutkimusta. Van Deursen (2000) tutki muotoilultaan kahta samanlaista tuolia, joista toinen kallisteli motorisoidusti koko testin ajan. Tutkimus osoitti liikkeen vähentävän selkärangan kuormitusta. Van Dieenin ja kumppaneiden (2001) tutkimuksessa taas käytettiin kahta tuolimallia jotka mahdollistivat hieman erilaiset dynaamiset liikkeet. Toista tuoleista käytettiin myös dynaamiset liikkeet lukittuna. Tutkimuksessa ei kuitenkaan raportoitu, oliko tutkimuksessa dynaamisen tuolin käyttöastetta vakioitu, siis sitä, kuinka paljon aktiivista liikettä suoritettiin tarkoituksena rentouttaa staattisesti aktiivisia lihaksia vai käytettiinkö dynaamisten tuolien hyötyjä vain koehenkilön aktiivisuuden mukaan. Muutamissa tutkimuksissa onkin huomattu, että istuminen on hyvin yksilöllistä, toiset ovat hyvin staattisia istujia kun taas toiset liikkuvat spontaanisti paljon istuessaan (Callaghan ja McGill 2001). Toisaalta taas Jenssenin ja Bendixin (1992) tutkimuksessa koehenkilöiden ei havaittu liikkuvan spontaanisti yhtään enempää liikkeet mahdollistavalla tuolilla verrattuna kiinteään (staattiseen) tuoliin. Yleinen havainto onkin, että dynaamisen tuolin hyötyjä ei osata tai haluta käyttää istumatyöntekijöiden keskuudessa.

### 3.0 TUTKIMUSONGELMAT JA -HYPOTEESEIT

Tässä tutkimuksessa oli tarkoituksena selvittää erilaisten toimistotuolien aiheuttamaa kuormitusta selkärankaan. Lähtökohtina oli verrata muotoilultaan alkeellisen ja kehittyneemmän tuolin kuormittavuuseroja ja toisaalta verrata keinutoiminnon ja staattisen tuolin kuormittavuuseroja toisiinsa niin että keinutoiminnon käyttö vakioitiin koehenkilöillä. Myös työtuolien valmistajalla oli intressejä tuolien kuormittavuuteen liittyen. Eri tuolien kuormittavuutta verrattiin mittaamalla selkärangan kasaan painumista ja lihasten aktiivisuustasoa. Näiden mittausten lisäksi koehenkilöiltä kysyttiin heidän kiputunteuksiaan kehossa kahden tunnin istumisen jälkeen.

Tämän tutkimuksen lähtökohtina olivat seuraavat tutkimusongelmat:

1. Eroaako selkärangan kasaan painuminen kahden tunnin istumisen aikana eri toimistotuoleissa (perustoimistotuolissa, tuoli A, muotoilultaan kehittyneemmässä toimistotuolissa, tuoli B, ja keinutoimintaisessa tuolissa, tuoli C).
2. Eroaako lihasten EMG-aktiivisuus kahden tunnin istumisen aikana erilaisissa toimistotuoleissa (perustoimistotuolissa, tuoli A, muotoilultaan kehittyneemmässä toimistotuolissa, tuoli B, ja keinutoimintaisessa tuolissa, tuoli C).

Aiempien tutkimustulosten perusteella tehtiin seuraavat tutkimushypoteesit:

1. Selkärangan kasaan painumista tapahtuu eniten perus toimistotuolissa (tuoli A) ja vähiten keinutoimintaisessa tuolissa (tuoli C).
2. Lihasten EMG-aktiivisuus ja lihasväsymys on suurinta perus toimistotuolissa (tuoli A) ja pienintä keinutoimintaisessa tuolissa (tuoli C).

## 4.0 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 4.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui kymmenen koehenkilöä (ks. taulukko 1). Iältään koehenkilöt olivat 25 - 35-vuotiaita. Heidän pituutensa vaihteli 161,5 - 184,0 senttimetrin välillä ja paino vaihteli 42,5 - 83,5 kilogramman välillä. Koehenkilöillä ei ollut ollut kroonisia selkäkipuja viimeiseen kuukauteen, eikä heille oltu tehty selkäleikkauksia. Koehenkilöt olivat vapaaehtoisia ja heillä oli oikeus keskeyttää mittaukset missä vaiheessa vain niin halutessaan.

Taulukko 1. Koehenkilöt

sukupuoli	n	ikä	pituus (cm)	paino (kg)
naiset	5	27 ± 4	169 ±6,0	59,6 ±7,2
miehet	5	29 ±4	179,6 ±5,5	77,9 ±5,1

### 4.2 Tuolit

Tutkimuksessa käytettiin kahta eri tuolimallia (ks. kuva 12). Tuoleista toinen (tuoli A) oli ns. perustuoli, jossa oli kuvasta poiketen kyynärnojat, jotka eivät olleet säädettävissä. Tuolissa pystyttiin säätämään istuinkorkeutta sekä selkänöjan korkeutta ja kallistusta. Tässä tuolissa istuinkulma oli 90 astetta ja selkänöjan kaltevuus asetettiin noin 102 asteeseen. Toinen tuoli oli yksilöllisemmin säädettävä, siihen kuuluivat seuraavat säätöominaisuudet: istuinkorkeus, istuinkulma, selkänöjan kaltevuus ja korkeus, käsinojen korkeus ja leveys sekä istuinsyvyys. Tuolissa oli myös keinutoiminta, joten tuolissa istuttiin kaksi eri kertaa. Ilman keinutoimintoa (tuoli B) istuttaessa istuinkulma oli säädetty 90 asteeseen ja selkänöjan kaltevuus 102 asteeseen. Keinutoimintoa käytettäessä (tuoli C) selkänöjan kaltevuus pidettiin 102 asteessa, mutta istuinkulma vaihteli istujasta riippuen. Tuolit säädettiin jokaiselle koehenkilölle ergonomisesti sopiviksi niiltä osin, kun tuolissa oli säätömahdollisuuksia. Keinutoimintoa käytettäessä jokainen koehenkilö sai valita keinuntavastuksensa itse.





KUVA 12. Tutkimuksessa käytetyt tuolit. Vasemmalla tuoli A ja oikealla tuoli B ja C.  
([www.martela.fi](http://www.martela.fi))

### 4.3 Tutkimusprotokolla

Mittaustilanteessa pyrittiin jäljittelemään työpaikan olosuhteita. Näytön- ja näppäimistön korkeuden säädössä käytettiin ergonomisia suosituksia (Kroemer & Grandjean 2001, 53 - 100). Istumis- ja samalla työskentelyajaksi valittiin kaksi tuntia, sillä oletettiin että se on pisin aika, jonka työntekijä istuu tuolissa yhtäjaksoisesti ilman kahvi- tai muita taukoja. Koehenkilöt tekivät tietokoneella tekstinkäsittely- tai muita vastaavia tehtäviä käyttäen pääasiassa näppäimistöä, mutta myös hiirtä. Koehenkilöitä ohjeistettiin istumaan mahdollisimman paikallaan ja ehdottomasti välttämään kurottelua ja venyttelyliikkeitä. Tuolin C keinutoimintoa käytettiin joka 16 minuutin välein kolme minuuttia kerralla, jona aikana koehenkilöt saivat halutessaan jatkaa tekstinkäsittelytehtäviään tai keskittyä pelkästään keinumiseen.

Ennen mittauksen aloittamista, yleensä edeltävänä päivänä, koehenkilön kanssa kerrattiin tutkimuksen tavoitteet ja toteutustapa. Samalla pyydettiin myös kirjallinen suostumus tutkimukseen (ks. liite 1). Samalla tutustumiskerralla säädettiin työpiste ergonomisten ohjeiden mukaisesti ja koehenkilöt harjoittelivat tuolin C keinutoimintoa. Myös pituusmittauslaite (stadiometri) säädettiin tällöin ja koehenkilöt harjoittelivat pituusmittauksessa oloa.

Mittaukset suoritettiin kolmena peräkkäisenä aamuna arvotussa tuolijärjestyksessä. Kukin henkilö istui kussakin tuolissa 2 tuntia kerrallaan. Testit pyrittiin aloittamaan tunnin kuluessa koehenkilön jalkeille noususta. Myös mittausta edeltävän päivän ja mittauspäivien välisten päivien aktiivisuus sekä mittausaamun aktiivisuus pyrittiin vakioimaan mahdollisimman pieniksi jäsamanlaisiksi. Ennen istumisen aloittamista koehenkilöille kiinnitettiin neljä bipolaarista pintaelektrodia kolmen senttimetrin päähän selkärangan keskilinjasta, sen molemmin puolin T10 ja L3 tasoille. Elektrodien paikat merkittiin kestokynällä (permanent). Emg mittauksia varten elektrodien kiinnityksessä käytettiin SENIAMIN ohjeita (Hermie ja muut 1999, 15 - 54). Yleismittarilla tarkistettiin että emg signaalin resistanssi ei ylittänyt 10 k $\Omega$ :a.

Elektrodien kiinnittämisen jälkeen koehenkilö asettui pituusmittauslaitteeseen (ks. kuva 13). Asentoa kontrolloivat mikrokytkimet oli asetettu C4, T8 ja L3 tasoille. Pään asentoa kontrolloitiin ylhäältä päin tulevan lasersäteen avulla. Jalkojen asentoa kontrolloitiin polvituella ja pyytämällä koehenkilöitä laittamaan jalan sisäsyrjät kiinni seisomatasossa olevaan palkkiin. Lantio-, rinta- ja päätuella pyrittiin vakauttamaan mitattavan asentoa ja samalla tekemään siitä mahdollisimman rento. Pituus tapahtui pään päälle asetettavan lineaarianturin avulla.



KUVA 13. Pituudenmittauslaite sivulta ja edestä kuvattuna.

Pituuden mittausta tehtiin ennen ja jälkeen istumisen. Mittauksia suoritettiin aina kymmenen kerralla niin että koehenkilö asettui aina mittausten välillä uudelleen mittalaitteeseen. Koehenkilöt saivat hengittää mittausten aikana, mutta heitä pyydettiin olemaan tekemättä voimallisia sisään- tai uloshengityksiä mittaussessioiden aikana.

Heti pituusmittauksen jälkeen koehenkilöt asettuivat tutkittavaan tuoliin istumaan ja kahden tunnin istuminen voitiin aloittaa. Istumisen aikana mitattiin selkälihasten emg-aktiivisuutta. Tallentaminen tapahtui kymmenen minuutin välein minuutin ajan, jona aikana koehenkilöt kirjoittivat vakioitua tekstiä näppäimistöllä. Tuolin C keinutoiminnon käyttäminen ja emg:n tallentaminen oli ajoitettu niin, etteivät ne tapahtuneet yhtäaikaan.

Kahden tunnin istumisen jälkeen koehenkilöt nousivat seisomaan kahdeksi minuutiksi, jotta kantapatjat ehtivät painua kasaan ennen pituuden mittausta, jonka jälkeen pituuden mittausta suoritettiin edellä esitetyllä tavalla. Heti istumisen jälkeen koehenkilöiltä kysyttiin kivun ja puutumuksen tuntemuksia kehon eri osissa. Kyselylomake on liitteenä 2. Viimeisellä istumiskerralla, kun kaikki koehenkilöt olivat istuneet kaikissa kolmessa tuolissa, mitattiin lopuksi selän ojentajalihasten maksimaalinen tahdonalainen voima ja samalla sitä vastaava lihasaktiivisuus vartalodynamometrillä istuma-asennossa. Vartalodynamometrin lannetuen yläreuna asetettiin suoliluunharjun korkeimman kohdan tasalle ja lantioiremmi kiristettiin mahdollisimman tiukaksi. Voima-anturin levy asetettiin selän puolelle, kaksi sormenleveyttä lapaluun yläkulman alapuolelle.

#### **4.4 Mittauksissa käytetyt laitteet**

Pituusmittauksissa käytetty stadiometri rakennettiin Liikuntabiologian laitoksella (Jyväskylän yliopisto, Suomi) (ks. kuva 13). Laite koostuu runko-osasta, joka on kallistettu 10 astetta pystysuunnasta taaksepäin, kolmesta asentoa kontrolloivasta kytkimestä, jotka on koottu kahdesta mikrokytkimestä, joiden välinen etäisyys on 0,5 mm, mitta-anturista, joka antaa 20 näytettä sekunnissa, sekä laserista, jonka lähettämä säde heijastetaan peililasien kautta palautetauluun. Myös asentoa kontrolloivien kytkimien tuottama tieto tuodaan palautetauluun. Mitta-anturin tuoma tieto tallennettiin Excel-sovellusohjelmaan.

Kymmenen mittauksen yhden mittauskerran pituustulos oli keskiarvo kymmenen sekunnin aikana lineaarianturin antamista mitta-arvoista.

Selkälihasten aktiivisuuden mittaamiseen käytettiin bipolaarisia pintaelektrodeja. Mittasignaalin siirrossa käytettiin langatonta (telemetristä) Mespec 4000 (Mega Electronics LTD Finland) laitetta, jonka kautta tuleva signaali vahvistettiin kanavakohtaisesti vahvistuksen ollessa 250- tai 500-kertainen istumisen aikana ja 1000-kertainen maksimaalisessa tahdonalaisessa supistuksessa. Aktiivisuus taltioitiin acodas (Datag Instruments, Inc, Ohio, USA) mittausohjelmalla. Näytteenottotaajuus oli 1000 Hz. Mittauksissa käytetty vartalodynamometri on rakennettu Liikuntabiologian laitoksella (Jyväskylän yliopisto, Suomi). Laitteen vahvistinosan vahvistus oli 10 mV/kg. Vartalodynamometrin mittasignaali taltioitiin acodas ohjelmalla.

#### **4.5 Mittaustulosten käsittely**

Koehenkilöiden alku- ja loppupituudet muodostuivat keskiarvoista, jotka laskettiin kymmenestä noin kymmenen sekuntia kestäneestä pituusmittauksesta. Tilastollista analysointia varten jokaisen koehenkilön pituuksista laskettiin myös pituuden muutos, joka oli alku- ja loppumittauksen erotus. Ennen mittauksia tehtyjen oletusten mukaisesti jokaisessa tuolissa tapahtui pituuden lyhenemistä. Koehenkilötasolla tarkasteltuna pituudenmuutokset eivät olleet kuitenkaan yhtä selkeitä (ks. liite 3, kuva 1). Varsinkin koehenkilöllä numero seitsemän pituuden kasvaminen istumisen aikana tuolissa A on selvästi muista poikkeava tulos. Mittaustilanteen aikana ei havaittu minkäänlaisia poikkeavuuksia mittauksissa tai istumisessa. Myöskään koehenkilön mittausta edeltävän päivän ja mittaus aamun raportoiduissa aktiivisuustasoissa ei löydetty minkäänlaisia poikkeavuuksia verrattuna muihin päiviin. Kuitenkin koehenkilön mittausaamujen lähtöpituuksien keskihajonta oli 1,17 mm, kun se muilla sellaisilla koehenkilöillä, joiden lähtöpituudet olivat vertailukelpoisia, oli 0,5 - 0,9. Koehenkilön alkupituus tuolissa A oli noin 2 mm pienempi kuin muissa tuoleissa. Mitä ilmeisimminkin mittausta edeltävän yön tai aamun aikana on tapahtunut suurempaa kuormitusta selkärankaan verrattuna kahteen muuhun mittausyöhön ja -aamuun. Näiden edellä mainittujen syiden nojalla päätettiin tilastolliset analyysit tehdä ilman koehenkilöä numero seitsemän.

Sekä vartalodynamometrin voimasignaali että emg-signaali analysoitiin fcodas ohjelmistolla (Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, Suomi). Tilastollista analysointia varten emg:stä otettiin jokaiselta tallennetulta minuutista ajalta tasavälein 8 kappaletta 512 millisekunnin otosta, joista laskettiin keskiarvo MF:lle (median frequency) MPF:lle (mean power frequency) ja aemg:lle (average emg). Edellisiä arvoja vertailtiin tuolien välillä sekä koko kahden tunnin keskiarvona että puolituntia istumisen alusta ja lopusta. Maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen aikana selkälihakista tulleesta emg:stä laskettiin samat muuttujat kuin istumisenkin aikana 512 millisekunnin ajalta maksimaalisen voimahuipun kohdalta. Istumisen aikainen aemg suhteutettiin maksimaalisen tahdonalaisen lihassupistuksen aikana saatuun aemg:hen. Myös näin syntyneitä muuttujaa verrattiin tuolien välillä sekä koko kahden tunnin keskiarvoina että puolen tunnin otoksina istumisen alusta ja lopusta. Lihasten aktiivisuutta mitattaessa ympäristöstä tuli niin paljon häiriösignaalia, että se peitti alleen emg:n raakasignaalin monissa mittauksissa. Tämän vuoksi kahdelta koehenkilöltä ei saatu määritettyä minkäänlaista lihasaktiivisuutta ja muilta koehenkilöiltä saatiin määritettyä vain joidenkin elektrodien välittämä emg signaali. Tästä johtuen koehenkilöiden määrä vaihteli viidestä kahdeksaan emg-analyseissa. Kiputuntemuksista laskettiin kaikkien kipujen yhteinen keskiarvo sekä eri kehonosien keskiarvo tuoleittain.

#### **4.6 Tulosten tilastollinen analyysi**

Pituuden ja sen muutoksen sekä emg:n analysoinnissa käytettiin toistomittausten varianssianalyysiä sekä verrannollisten pariin t-testiä (parittainen t-testi).

Kiputuntemusten analysoinnissa käytettiin Friedmannin epäparametrinen testiä, joka vertaa useiden mittausten poikkeavuutta toisistaan. Tilastollisesti merkitsevien tulosten analysointia jatkettiin SNK-testillä (The Student-Newman-Keuls test), jonka avulla saatiin eroteltua kiputuntemukset tuoleittain. Kiputuntemusten analysoinnissa käytettiin myös Wilcoxonin epäparametrinen testiä vertaamaan kahden eri mittauskerran välisiä kiputuntemuksia.

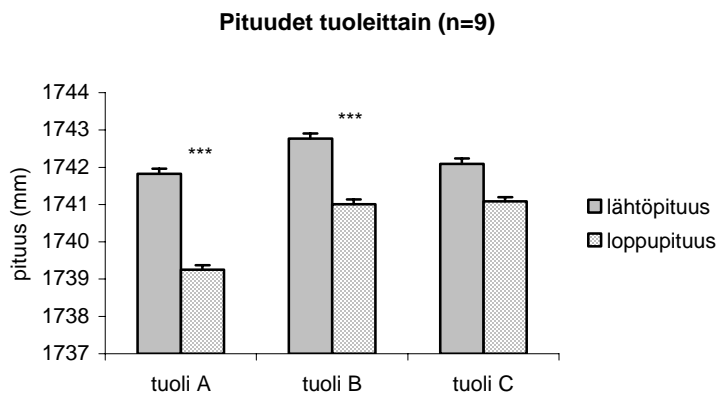
Pituuden absoluuttiset tulokset on esitetty keskiarvoina ja keskihajontojen keskiarvoina. Pituuden muutokset on esitetty keskiarvoina ja keskihajontoina. Selkälihasten aktiivi-

suus on esitetty keskiarvoina ja niiden prosentuaalisena osuutena maksimaaliseen tahdonalaiseen lihasaktiivisuuteen. Kiputuntemukset on esitetty keskiarvoina ja keskiha-jontoina tuoleittain ja kipualueittain. Tuloksissa on käytetty 0,05 ja 0,01 merkitsevyys-tasoja.

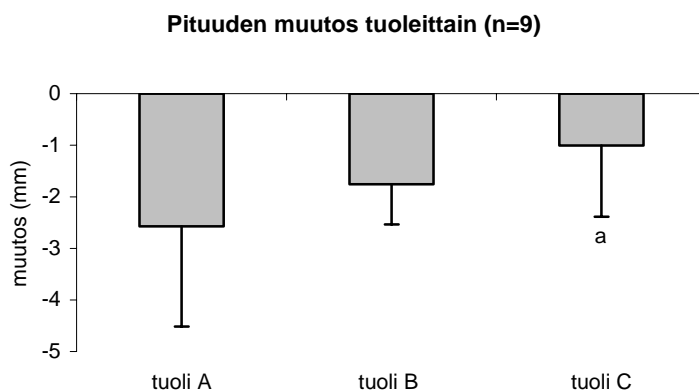
## 5. TULOKSET

### 5.1 Pituus

Tarkasteltaessa koehenkilöiden lähtöpituuksia eri mittauspäivinä havaittiin, että tuoli B erosi merkitsevästi tuolista A ( $p < 0,01$ ). Verrattaessa koehenkilöiden lähtö- ja loppupituuksia toisiinsa, havaittiin että ne erosivat merkitsevästi toisistaan tuolissa B (ero  $1,8 \pm 0,8$  mm) (ks. kuva 14). Pituuden muutos eri tuolien välillä (ks. kuva 15) oli merkitsevä tuolien A ja C välillä. Tuolissa A tapahtunut pituuden väheneminen oli noin  $1,7 \pm 1,2$  mm suurempaa kuin tuolissa C.



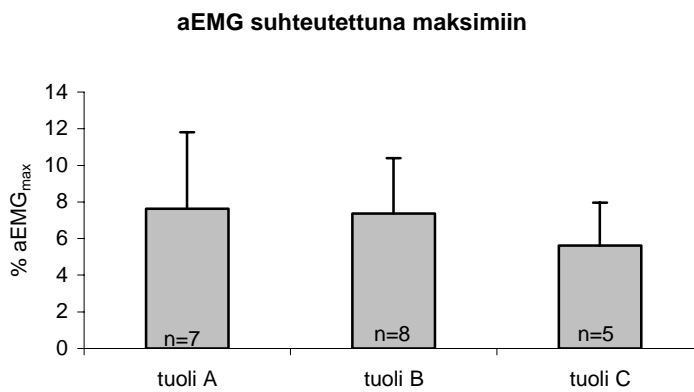
KUVA 14. Pituuden muutos tuoleittain ennen istumista ja sen jälkeen. \*\*\*  $p < 0,01$  ero lähtö- ja loppupituuden välillä.



KUVA 15. Pituuden muutos tuoleittain. <sup>a</sup>  $p < 0,05$  ero tuolista A.

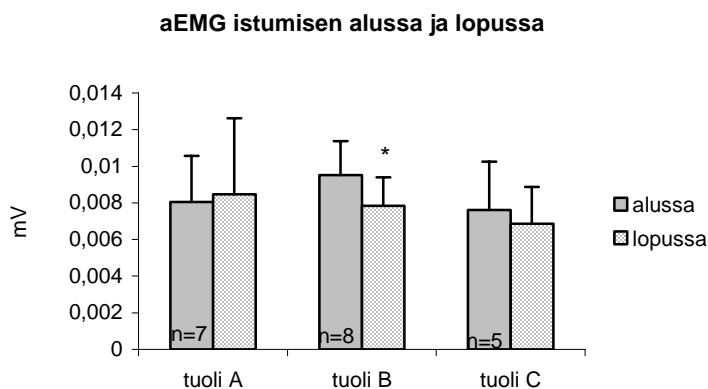
## 5.2 EMG

Istumisen aikaiset aEMG arvot eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan eri tuolien välillä. Kuvassa 16 on esitetty keskimääräinen lihasaktiivisuus suhteutettuna maksimaaliseen tahdonalaiseen supistukseen (tuolissa A 7,3 %, tuolissa B 7,3 % ja tuolissa C 6,0 %). Tuolien välille ei löydetty tilastollisesti merkitsevää eroa.



KUVA 16. Istumisen aikainen aEMG suhteutettuna maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen aEMG:hen.

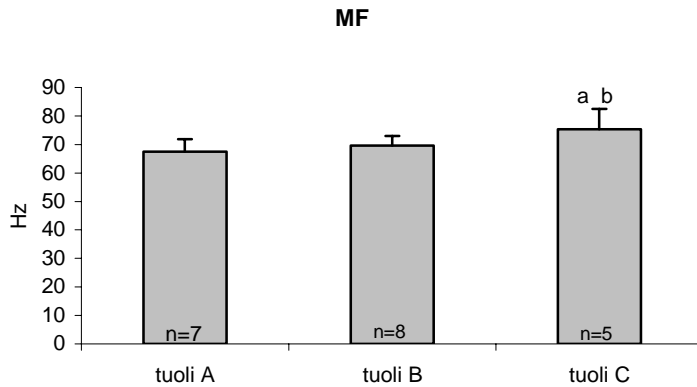
Verrattaessa puolentuntin keskiarvoista aEMG:tä istumisen alussa ja lopussa, havaittiin että tuolissa B aEMG oli merkitsevästi suurempi (ero  $n. 0,0017 \pm 0,0017$  mV) istumisen alussa verrattuna istumisen lopettamiseen.



KUVA 17. aEMG tuoleittain puolituntia istumisen alussa ja lopussa. \*  $p < 0,05$ .



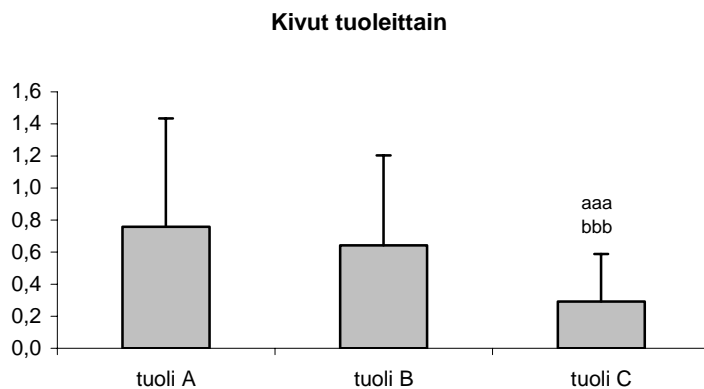
Istumisen aikainen MF (mediaani frekvenssi) erosi merkitsevästi tuolien A ja C (ero  $6,8 \pm 5,6$  Hz) ja B ja C välillä (ero  $6,5 \pm 4,9$  Hz) (ks. kuva 18). MF tarkasteltiin myös istumisen ensimmäisellä ja viimeisellä puolella tunnilla. Merkitsevää eroa tuolien tai istumisen aloituksen ja lopetuksen välille ei saatu.



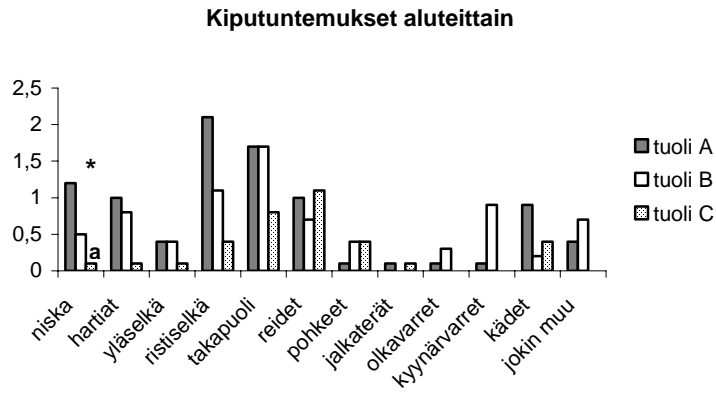
KUVA 18. MF tuoleittain. <sup>a</sup>  $p < 0,05$  tuolista A, <sup>b</sup>  $p < 0,05$  tuolista B.

### 5.3. Kiputuntemukset

Tarkasteltaessa keskimääräisiä kiputuntemuksia tuolien välillä, kiputuntemukset erosivat merkitsevästi toisistaan eri tuoleissa ( $p < 0,01$ ). Kiputuntemukset olivat tilastollisesti merkitseviä erilaisia tuolien A ja C sekä B ja C välillä (ks. kuva 19). Tarkasteltaessa lähemmin eri kiputuntemuksia ainoastaan niskan kiputuntemukset erosivat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan (ks. kuva 20) käytettäessä Friedmannin testiä. Wilcoxonin testillä tilastollisesti merkitsevä ero löydettiin tuolien A ja C välille (ks. kuva 17).



KUVA 19. Kivot tuoleittain. <sup>aaa</sup>  $p < 0,01$  tuolista A, <sup>bbb</sup>  $p < 0,01$  tuolista B



KUVA 20. Kiputuntemukset alueittain eri tuoleissa. \*  $p < 0,05$  tuolien välillä, <sup>a</sup>  $p < 0,05$  ero tuolista a. Kuvasta on jätetty keskihajonnat pois, kuvan luettavuuden parantamiseksi.

## 6. POHDINTA

### 6.1 Pituuden muutokset

Pituustuloksia tarkasteltaessa oletuksena oli, että lähtöpituudet olisivat pysyneet samana alkumittauksien välillä. Kuitenkin tilastollisesti merkitsevä ero löydettiin tuolien A ja B välille. Tämä on selitettävissä sillä, että päämerkki, jonka avulla lineaarianturin pää kohdistettiin oikealle mittauskohdalle, hävisi joillakin koehenkilöillä yön aikana ja näin jouduttiin määrittämään joka mittauskerran aluksi uusi kohdistusmerkki, joka ei välttämättä ollut samalla kohtaa kuin edellisen päivän mittauksissa. Tämän vuoksi loppupituksiakaan ei voi verrata luotettavasti toisiinsa ja siksi onkin keskitytty vertaamaan lähtö- ja loppupituuksia toisiinsa sekä pituuden muutosta tuoleittain.

Lähtöpituuden ja loppupituuden välille löydettiin tilastollisesti merkitsevä ero tuoleissa A ja B. Verrattaessa pituudenmuutoksia toisiinsa, havaittiin että tuoli A erosi merkittävästi tuolista C. Pituuden muutos tuolissa A oli lähes kolminkertainen (260 %) verrattuna tuoliin C ja vastaavasti tuolin B pituuden muutos oli lähes kaksinkertainen (170 %) tuoliin C verrattuna.

Tuolin kehittyneemmällä tuennalla ja muotoilulla ei näiden tulosten mukaan näyttäisi olevan suurta merkitystä välilevyjen kuormittumiseen, sillä tuoleissa A ja B pituuden muutoksen välille ei löytynyt merkitsevää eroa. Molemmissa tutkittavissa tuoleissa oli käsinojat, mutta tuolin A kyynärnojia ei voinut säätää, joten pitkille koehenkilöille kyynärnojat jäivät liian matalalle ja taas pienille, siroille koehenkilöille käsinojat olivat liian kaukana vartalosta. Tämän vuoksi osa koehenkilöistä ei saanut tukea kyynärnojista. Tuolien A ja B välille ei kuitenkaan löydetty eroa pituuden muutoksen suhteen, joten voidaan olettaa, että kyynärnojat eivät vaikuttaneet merkittävästi pituuden muutokseen istumisen aikana. Tätä edesauttoi varmastikin se, että monet koehenkilöt kompensoivat kyynärnojista saatavan tuen puuttumista tukemalla käsiään näppäinalustaan.

Keinutoiminnon käytöllä voidaan katsoa olevan merkitsevä ehkäisevä vaikutus nikamavälilevyjen kuormittuvuudessa istumisen aikana sillä tuolin C alku- ja loppupituudet eivät eronneet toisistaan kun taas tuoleissa A ja B erot olivat merkitseviä. Samanlaiseen

dynaamisia tuolia koskevaan johtopäätökseen on tullut myös Van Dieën tutkimusryhmänsä kanssa (2001).

## 6.2 Lihasaktiivisuuden muutokset

Verrattaessa istumisen aikaisia keskimääräisiä lihasaktiivisuustasoja maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen aikaiseen aktiivisuuteen, havaitaan että aktiivisuus kaikilla kolmella istumiskerralla on noin 7 prosentin luokkaa. Tulos on huomattavasti suurempi verrattuna Van Dieënin (2001) saamiin arvoihin. Tuloksia ei voida kuitenkaan suoraan verrata toisiinsa, sillä Van Dieënin tutkimuksessa maksimaalista tahdonalaista ojenta-jasupistusta ei tehty istuma-asennossa vaan lantion ollessa lähes suorana. Näin ollen Moutonin ym. (1988) tutkimuksen pohjalta voidaan olettaa että Van Dieënin tutkimuksessa saadut MVC arvot ovat suurempia kuin tässä tutkimuksessa saadut arvot. Tämä selittää ainakin osaltaan sen, miksi tässä tutkimuksessa saadut suhdearvot ovat korkeampia kuin kirjallisuudessa. Toisaalta voidaan myös olettaa että niillä koehenkilöillä, joilta ei saatu mitattua emg:tä, on se ollut niin pientä, että se on peittynyt häiriöiden alle. Näin vain suurimmat lihasaktiivisuudet on saatu mukaan tarkasteluun ja tällöin istumisen aikainen emg-aktiivisuus on korkeampi kuin kirjallisuudessa esiintuodut arvot.

Tarkasteltaessa emg:tä istumisen alussa ja lopussa eri tuoleissa, havaittiin, että tuolissa B aEMG on ollut merkittävästi suurempaa istumisen alussa kuin lopussa. Tuolin C mediaani frekvenssi (MF) taas oli merkitsevästi suurempaa verrattuna tuoliin A tai B. Vaikka tulokset ovat tilastollisesti merkitseviä, ei niiden pohjalta voida tehdä esim. väsymykseen liittyviä päätelmiä, sillä istumisen aikaista lihasaktiivisuutta mitattaessa ympäristöstä tuli suurta häiriösignaalia, joka useissa tapauksissa peitti alleen tallennettavan raakasignaalin. Tämän vuoksi kahdelta koehenkilöltä ei saatu mitattua emg:tä ollenkaan. Yhdeltäkään koehenkilöltä ei myöskään saatu mitattua puhdasta lihasaktiivisuutta kaikilla elektrodeilla kaikkina kahtenatoista otoskertana kahden tunnin istumisen aikana. Kuten aiemmin on kerrottu (ks. kappale 2.3.2) emg:n amplitudissa voi olla suuria eroja elektrodien kiinnityspaikkojen välillä ja koehenkilöiden välillä ja koska emg-signaalista määritettyjä muuttujia ei ole pystytty vakioimaan niin että ne olisi saatu määritettyä samoilta koehenkilöiltä ja samoilta elektrodipaikoilta jokaisella mittauskerralla, ei määritettyjen muuttujien voida katsoa olevan täysin vertailukelpoisia. Näin ollen

emg:n tilastollinen analyysikaan ei ole ongelmantonta. AEMG:stä ja MF:stä voidaankin tässä tapauksessa nähdä vain istumisen aikainen yleistaso.

Koska istumisen aikaisen lihasaktiivisuuden tiedettiin olevan pientä, olisi laitteistovalintoihin tullut kiinnittää enemmän huomiota. Häiriöitä olisi voitu kenties vähentää käyttämällä langallista tiedonsiirtoa langattoman (telemetrisen) sijaan. Vahvistinosan rajoitteet tuottivat myös ongelmia istumisen aikaisen emg:n mittaamiseen. Vahvistimen säätöraajat eivät riittäneet nollatason asettamiseen suurilla vahvistuksilla, jonka vuoksi mittauksissa jouduttiin käyttämään pieniä vahvistuksia (250 - 500) verrattuna maksimaaliseen tahdonalaiseen suoritukseen (vahvistus 1000).

### **6.3 Kiputuntemukset**

Keskimääräisissä kiputuntemuksissa löydettiin selvät erot tuolien A ja C sekä B ja C välille. Van Dieënin tutkimuksessa (2001) koehenkilöt eivät tunteneet lisääntyneitä epä-mukavuutta missään kehon osassa. Tulosten erilaisuus voi selittyä osin sillä, että Van Dieënin ja kumppaneiden tutkimuksessa istumisaika oli vain tunti. Toinen selitys voi olla se, että tässä tutkimuksessa ohjeistettiin koehenkilöt välttämään liikehdintää ja asennonmuutoksia istumisen aikana, jota ei ainakaan raportoitu tehdyn Van Dieënin tutkimuksessa.

Tarkasteltaessa kiputuntemuksia kehoalueittain, ainoastaan niskan kiputuntemukset erosivat merkitsevästi toisistaan tuoleissa A ja C. Vaikka emg:n avulla ei voidakaan sanoa, oliko yläselän lihasaktiivisuus suurempaa tuolissa A, voisi kirjallisuuden perusteella olettaa, että lihasaktiivisuus hartian ja niskan seudulla on ollut suurempaa ainakin niillä koehenkilöillä, jotka eivät saaneet kunnolla tukea kyynärnojista. Näin ollen heillä on voinut esiintyä huonosta tuennasta johtuen lihasväsymystä, joka on tuntunut suurempana kipuna tuolissa A. Tämä ei kylläkään selitä sitä, miksi tuolien A ja B niskakivut eivät eroa toisistaan. Voisiko keinutoiminnolla olla jotakin vaikutusta myös niskan alueeseen? Kenties keinumisen aikana myös kaularangassa tapahtuu riittävästi dynaamista liikettä, joka ehkäisee lihasväsymystä ja välilevyjen kuormittumista.

Ristiselän kiputuntemusten erot näyttävät isoilta tuolien välillä (ks. kuva 20). Kuitenkaan kivut eivät eroa tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Tämä johtunee siitä, että suhteessa koehenkilömäärään verrattain harvat koehenkilöt ovat tunteneet kipua ristiselässä, mutta heidän tuntemansa kipu on ollut suurta varsinkin tuolissa A (ks. liite 4, kuva 1). Tarkasteltaessa kivun kokemusta tuoleittain (ks. liite 4) havaitaan, että kivun ja puutumuksen alueet ja tuntemukset vähenevät tuoleittain niin että tuolissa A kipua on tunnettu kaikissa kehonalueissa ja kipu on ollut verrattain suurta kun taas tuolissa C kipua on tunnettu joissakin kehon alueissa ja kipu on ollut selvästi pienempää. Keinutoiminnolla on siis merkitsevä yhteys kivun vähenemiseen. Tuolin muotoilulla ja yksilöllisillä säädöillä voisi arvella olevan vaikutusta kivun tuntemuksiin varsinkin ristiselän alueella, jossa kiputuntemukset asteikolla 0 - 10 ovat tuolissa A paljon suurempia kuin tuolissa B (ks. liite 4 kuvat 1 ja 2).

## 6.4 Johtopäätökset

Tulosten mukaan keinutoiminnolla on selkeä ehkäisevä vaikutus selkärangan kuormittumiseen. Pituus ei muuttunut kahden tunnin istumisen aikana tuolissa C, kun se muissa tuoleissa väheni. Myös koehenkilöiden tuntemat kivun tai puutumuksen tunteet olivat selvästi pienemmät tuolissa jossa käytettiin keinutoimintoa kuin muissa tuoleissa.

Tilastollisesti merkitsevää eroa pituudessa tai kiputuntemuksissa ei löydetty muotoilultaan ja säädöiltään kehittyneemmän (tuoli B) ja vajavaisemman tuolin (tuoli A) välille. Vaikka tilastollista merkitsevyyttä näiden tuolien välille ei voidakaan osoittaa, on syytä huomata selvä trendi pienempiin pituusmuutos- ja kipuarvoihin tuolissa B kuin tuolissa A. Nämäkin erot olisivat voineet tulla tilastollisesti merkitseviksi, jos tutkimuksessa olisi ollut suurempi koehenkilömäärä. Huomattavaa on myös se, että varsinkin ristiselän alueella muutamat koehenkilöt (numerot kaksi, kolme ja yhdeksän) ovat tunteneet suurta kipua tuolissa A (ks. liite 4) verrattuna muihin tuoleihin. Tämä kertoo siitä, että tuolissa A nämä koehenkilöt eivät ole saaneet läheskään riittävästi tukea selkänojasta ristiselän alueella. Koehenkilöllä numero kaksi pituuden muutoksessa ei näy selvää eroa tuolin A ja B välillä mutta koehenkilöillä kaksi ja yhdeksän nämä erot on näkyvissä (ks. liite 3, kuva 1). Suuren kivun tunteen voi myös selittää huonosta tuennasta johtunut pitkittynyt normaalia korkeampi lihasaktiivisuus ja sitä kautta lihasväsymys varsinkin

alaselän alueella, mutta valitettavasti tässä tutkimuksessa sitä ei pystytä näyttämään toteen. Tätä tutkimusta edeltänyt kirjallisuus on keskittynyt enemmän erilaisten istumasentojen keskinäiseen vertailuun kuin vertaamaan eri tuolien muotoilua ja tuentaa keskenään. Lannetuen on kuitenkin raportoitu vaikuttavat vain vähän selkälihasten aktiivisuuteen (Anderson ym. 1974a), mutta sillä on havaittu olevan välilevyjen painetta vähentävä vaikutus (Anderson ym. 1974b).

Tämän ja aiempien tutkimusten pohjalta voisi todeta, että eri tuolimallien tieteellistä tutkimusta tulisi jatkaa ja keskittyä tuoleissa sekä erilaisten muotoilullisten seikkojen että dynaamisten mahdollisuuksien tutkimiseen. Jokainen tuolin käyttäjä kokee tuolin muotoilun yksilöllisesti ja näin ollen istumisen kuormittavuuskin on varmasti yksilöllistä. Kuitenkin tämän tutkimuksen pohjalta voidaan olettaa, että on olemassa menetelmiä, joiden avulla erilaiset muotoilulliset erot selän kuormittumisessa saadaan näkyviin kun koehenkilöjoukko on riittävän suuri. Tutkimuksia voisi hyödyntää esimerkiksi uusien tuolien suunnitteluvaiheessa ennen tuolin markkinoille tuontipäätöstä. Tämän ja edellisten tutkimusten pohjalta voidaan kiistatta todeta että dynaamiset tuolit vähentävät selän kuormittumista istumisen aikana. Jopa kolmen minuutin keinuminen 16 minuutin välein on riittävää selän kuormituksen pienentämisen kannalta. Dynaamisten tuolien tutkimisessä tulisi tästä eteenpäin kiinnittää huomio dynaamisuuden laatuun ja keston. Kuinka vähäinen liike tai kuinka lyhyt dynaaminen sessio riittää ”nollaamaan” istumisen aiheuttaman kuormitustaakan?

Laboratoriotutkimusten lisäksi on huomioitava myös käyttäjät. Jo nyt markkinoilla on useita dynaamisia tuoleja. Käyttävätkö kuitenkin dynaamisen tuolin omistajat tuolin dynaamista toimintoa hyväkseen? Mitkä tekijät vaikuttavat siihen, että tuolia ei vapauteta dynaamiseen liikkeeseen? Varmastikin tieto dynaamisen toiminnon käyttämisen hyödyistä käyttäjien keskuudessa lisäisi tuolien käyttöastetta, mutta myös tottumukset ja tuolin tekninen rakenne vaikuttavat käyttäjän käyttötottumuksiin. Tämän vuoksi erilaiset kyselyt ja käytettävyydetutkimukset toisivat varmasti hyödyllistä tietoa uusien tuolimalleja suunniteltaessa.

## LÄHTEET

- Aarås, A. 1994. The impact of ergonomic intervention on individual health and corporate prosperity in a telecommunications environment. *Ergonomics* 37, 1679 - 1696.
- Adams, M.A. & Dolan, P. 1995. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clinical Biomechanics* 10, 3 - 19.
- Adams, M.A., McNally, D.S., Chinn, H. & Dolan, P. 1994. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics* 9, 5 - 14.
- 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., Vrinckmann, P., Frobin, W., Sndover, J. & Burton, K. 1992. An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. *Spine* 17, 682 - 693.
- Andersson, B.J.G., Jonsson, B. & Örtengren, R. 1974a. Myoelectric activity in individual lumbar erector spinae muscles in sitting. A study with surface and wire electrodes. *Scandinavian Journal Rehability Medicine* 3, 91 - 108.
- Andersson, B.J.G., Örtengren, R., Nachemson, A. & Elfström G. 1974b. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. *Scandinavian Journal Rehability Medicine* 6, 104 - 114.
- Botsford, D.J., Esses, S.I. & Ogilvie-Harris, D.J. 1994. In-vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology. *Spine* 19, 935 - 940.
- Broberg; K.B. 1993. Slow deformation of intervertebral discs. *Journal of Biomechanics* 26, 501 - 512.



- Budowick, M., Bjålie, J.G. & Toverud, K.C. 1995. Anatomian atlas. Universitetsforlaget.
- Broberg, K.B. 1993. Slow deformation of intervertebral discs. *Journal of Biomechanics* 26, 501 - 512.
- Callaghan, J.P. & McGill S.M. 2001. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics* 44, 280 - 294.
- Corlett, E.N., Eklund, J.A.E., Reilly, T. & Troup, J.D.G. 1987. Assessment of workload from measurements of stature. *Applied Ergonomics* 18, 65 - 71.
- De Puky, P. 1935. The physiological oscillation of the length of the body. *Acta Orthopædica Scandinavica* 6, 338 - 347.
- Dolan P. & Adams, M.A. 1993. The relationship between emg activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *Journal of Biomechanics* 26, 513 - 522.
- Duchêne, J. & Goubel, F. 1990. Emg spectral shift as an indicator of fatigability in a heterogeneous muscle group. *European Journal of Applied Physiology* 61, 81 - 87.
- Eklund, J.A.E. & Corlett, E.N. 1984. Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine* 9, 189 - 194.
- Evans, W., Jobe, W. & Seibert, C. 1989. A cross-sectional prevalence study of lumbar disc degeneration in a working population. *Spine* 14, 60 - 64.
- Feng, Y., Grooten, W. & Arborelius, U. 1995. Effects of arm support or suspension on shoulder and arm muscle activity during sedentary work. Teoksessa XV:th congress of the international society of biomechanics. Books of abstracts. University of Jyväskylä 2 - 6, 262 - 263.

Foreman, T.K. & Troup, J.D.G. 1987. Diurnal variation 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.

Fowler, N.E., Lees, A. & Reilly, T. 1997. Changes in stature following plyometric drop-jump and pendulum exercises. *Ergonomics* 40, 1279 - 1286.

Gardner & Osburn. 1978. *Anatomy of the human body*. W.B. Saunders Company.

Hales, T.R. & Bernard, B.P. 1996. Epidemiology of workrelated musculoskeletal disorders. *Orthopedic Clinics of North America* 27, 679 - 709.

Harms-Ringdahl, K. 1986. On assessment of shoulder exercise and load-elicited pain in the cervical spine. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* suppl. 14.

Hermes, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Block, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Hägg, G. 1999. Biomedical and health research program SENIAM, European recommendations for surface electromyography. *Rosseingh Research and Development* b. v.

Hirsch, C. 1955. The reaction of the intervertebral discs to compression forces. *Journal of Bone Joint Surgery* 37A, 1188 - 1196.

Holm, S. & Nachemson, A. 1983. Variations in the nutrition of the canine intervertebral disc induced by motion. *Spine* 8, 866 - 874.

Hägg, G.M. 1991. Static work loads and occupational myalgia – a new explanation model. Teoksessa Anderson P.A., Hobart D.J. & Danoff J.V. (Toim.), *Electromyographicaal kinesiology*, Amsterdam: Elsevier, 141 - 143.

Jensen, C.V. & Bendix, T. 1992. Spontaneous movements with various seated-workplace adjustments. *Clinical Biomechanics* 7, 87 - 90.

Kanlayanaphotporn R., Williams, M., Fulton, I. & Trott, P. 2002. Reliability of the vertical spinal creep response measured in sitting (asymptomatic and low-back pain subjects). *Ergonomics* 45, 240 - 247.

Kazarian L.E. 1975. Creep characteristics of the human spinal column. *Orthopedic Clinics of North America*, 6, 3 - 18.

Kraemer, J., Kolditz, D. & Gowin, R. 1985. Water and electrolyte content of human intervertebral discs under variable load. *Spine* 10, 69 - 71.

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.

Kroemer, K.H.E. & Grandjean E. 2001. *Fitting the task to the human*. T.J. International Ltd, Cornwall.

Leivseth, G., Drerup, B. 1997. Spinal shrinkage during work in a sitting posture compared to work in a standing posture. *Clinical biomechanics* 12, 409 - 418.

Magnusson, M., Hult, E., Lindström, I., Lindell., Pope, M. & Hansson, T. 1990. Measurement of time-dependent height-loss during sitting. *Clinical Biomechanics* 5, 137 - 142.

Markolf, K.L. & Morris, J.M. 1974. The structural components of the intervertebral disc. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 56 A, 675 - 687.

McGill, S.M., Hughson, R.L. & Parks K. 2000. Lumbar erector spinae oxygenation during prolonged contractions: implications for prolonged work. *Ergonomics* 43, 486 - 493.

McGill, S.M., Van Wijk, M.J., Axler, C.T. & Gletsu, M. 1996. Studies of spinal shrinkage to evaluate low-back loading in the work place.

- McGill, S.M. 1992. A myoelectrically based dynamic threedimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *Journal of Biomechanics* 25, 395 - 414.
- Mouton L.J., Hof, A.L., de Jongh, H.J. & Eisma W.H. 1991. Influence of posture on the relation between surface electromyogram amplitude and back muscle moment: consequences for the use of surface electromyogram to measure back load. *Clinical Biomechanics* 6, 245 - 251.
- Mouton, L.J., Besseling, S., Hidding, J. & van der Bij. 1988. Different emg – force relationships of the low-back muscles during standing and sitting. Teoksessa Wallinga, W., Boom H.B.K. & de Vries, J. *Electropysiological Kinesiology*. Amstredam: Elsevier Science Publishers B.V. 1988, 459 - 462.
- Roaf, R. 1960. A study of the mechanics of spinal injuries. *The journal of bone and joint surgery* 42 B, 810 - 823.
- Rodacki, E.L.N., Fowler, N.E., Rodacki, A.L.F. & Birch, K. 2001. Repeatability of measurement in determining stature in sitting and standing postures. *Ergonomics* 44, 1076 - 1085.
- Rohlmann, A., Arntx, U., Graichen, F. & Bergmann G. 2001. Loads on internal spinal fixation device during sitting. *Journal of biomechanics* 34, 989 - 993.
- Rolander, S.D. & Blair, W.E. 1975 Deformation and fracture of the lumbral vertebral end plate. *Orthopedic Clinics of North America* 6, 75 - 81.
- Sadamoto, T., Bonde-Petersen, F., Suzuki, Y. 1983. Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contraction in humans. *European Journal of Applied Physiology* 51, 395 - 408.
- Serber, H. 1994. The study of lumbar motion in seating. Teoksessa Leuder, R. & Noro K. (toim.), *Hard Facts about Soft Machines*. London: Taylor & Francis, 347 - 373.

- Sjøgaard, G. 1986. Water and electrolyte fluxes during exercise and their relation to muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica* 128 (Suppl. 556), 129 - 136.
- Sjøgaard, G., Kiens, K., Jørgensen, K. & Saltin B. 1986. Intramuscular pressure, emg and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 128, 475 - 484.
- Sjøgaard, G., Savard, G. & Juel, C. 1988. Muscle blood flow during isometric activity and its reaction to muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology* 57, 327 - 335.
- Stothart, A.P. & McGill, S.M. 2000. Stadiometry: on measurement technique to reduce variability in spine shrinkage measurement. *Clinical Biomechanics* 15, 546 - 548.
- Suzuki, Y., Sugano, T. & Kato, T. 1994. An ergonomic study of dynamic sitting. Teok-sessa Leuder, R. & Noro K. (toim.), *Hard Facts about Soft Machines*. London: Taylor & Francis, 347 - 373.
- Tyrrell, A.R., Reilly, T. & Troup, J.D.G. 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.
- Westgaard, R.H. & De Luca, C.J. 1999. Motor unit substitution in long-duration contraction of the human trapezius muscle. *Journal of Neurophysiology* 82, 501 - 504.
- Wilke, H-J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. & Claes, L.E. 1999. New in vivo measurements of pressure in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24, 755 - 762.
- Van Deursen, D.L., Snijders, C.J., Van Dieën, J.H., Kingma, I. & Van Deursen L.L.J.M. 2001. The effect of passive vertebral rotation on pressure in the nucleus pulposus. *Journal of Biomechanics* 34, 405 - 408.

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 Dieën J.H. & Toussaint H.M. 1993. Spinal shrinkage as a parameter of functional load. *Spine* 18, 1504 - 1514.

Van Dieën, J.H., Oude Vrielink, H.H.E. & Toussaint, H.M. 1993. An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology* 66, 70 - 75.

Van Dieën, J.H., De Looze, M.P. & Hermans, V. 2001. Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor emg and spinal shrinkage. *Ergonomics* 44, 739 - 750.

Veiersted, K.B. 1994. Sustained muscle tension as a risk factor for trapezius myalgia. *International Journal of Industrial Ergonomics* 14, 333 - 339.

Videman, T., Nurminen, M. & Troup, J.D.G. 1990. Lumbar spinal pathology in cadaveric material in relation to history of back pain, occupation, and physical loading. *Spine* 15, 728 - 740.

[www.martela.fi](http://www.martela.fi) käyty 23.9.2004

## **Liite 1: Suostumuslomake**

SUOSTUMUS KOEHENKILÖNÄ TOIMIMISESTA:

Tutkimuksen...

***” Selän nikamavälilevyjen ja lihasten kuormitus eri toimistotuoleissa”***

...tavoitteena on selvittää eri toimistotuolimalleissa istumisen aiheuttama kuormitus välilevyihin ja selän lihaksiin.

Selkärangan rasituksen mittaamiseen on käytetty kirjallisuuden mukaan monia eri menetelmiä. Välilevyihin kohdistuvaa painetta on mitattu epäsuorasti biomekaanisin mallilaskelmin, mittaamalla vatsaontelon painetta ja psykofyysisin analyysin. Välilevyjen painetta on myös mitattu suoraan paineanturin avulla. Eklund ja Corlett (1984) havaitsivat, että välilevyihin kohdistuvaa räsitusta voidaan määrittää mittaamalla pituuden muutosta, joka tapahtuu välilevyjen ohetessa pystysuuntaisen kuormituksen vaikutuksesta. Pituudenmittaus onkin yleisesti hyväksytty menetelmä ergonomisissa tutkimuksissa. Lihaksiston hapensaantia tutkittaessa on huomattu, että jo kahden prosentin pitkittynyt supistustaso maksimaalisesta tahdonalaisesta supistuksesta keskivartalon ekstensorilihaksissa huonontaa lihaksiston hapetusta. Istumisen aikaista selän lihasten supistustason mittausta EMG:n avulla onkin käytetty selän kuormittumistutkimuksissa.

Tämän tutkimuksen hypoteesina on, että toimistotuolin muotoilu ja suunnittelu vaikuttavat selän välilevyjen ja lihasten kuormittumiseen, siten että mitä paremmin tuoli on muotoiltu ja mitä yksilöllisemmät säädöt tuolissa on, sitä vähemmän se aiheuttaa kuormitusta selälle. Toisena hypoteesina on, että dynaaminen toimistotuoli aiheuttaa pienempää kuormitusta selkään. Tutkimukseen valitaan koehenkilöiksi noin kymmenen selkävutonta 24 - 34-vuotiasta naista ja miestä.

Tutkimus toteutetaan kolmena aamuna aina samaan kellonaikaan, niin että tutkimukset aloitetaan tunnin kuluessa tutkittavan jalkeillenoususta. Tutkittavalle tehdään aina tutkimuskerran aluksi pituusmittaus noin kymmenen kertaa tutkimusta varten rakennetulla

laitteistolla, jonka jälkeen tutkittava istuu kaksi tuntia yhtäjaksoisesti eri toimistotuoleilla suorittaen tekstinkäsittelytehtävää. Istumisen jälkeen tutkittavan pituus mitataan uudelleen noin kymmenen kertaa. Istumisen yhteydessä selvitetään lihasten kuormitustasoa EMG-mittauksin. Edellisten mittausten lisäksi mitataan selän ojentajalihasten maksimaalinen tahdonalainen supistumistaso tutkimusten viimeisenä päivänä. Koska mittauslaitteistoon asettuminen vaatii opettelua, luotettavien mittaustulosten saamiseksi pidetään ennen mittauspäiviä harjoituskerta, jolloin harjoitellaan laitteeseen asettumista, säädetään istuttavat tuolit ja mitataan tutkittavan pituus sekä paino. Tällöin kerrataan myös rajoitukset ja toimintaohjeet, joita tulee noudattaa tutkimuspäivien aikana.

Käytetty mittausprotokolla saattaa aiheuttaa selän kipeytymistä yhtäjaksoisen istumisen seurauksena. Myös maksimaalinen tahdonalainen supistus voi aiheuttaa selkälihasten kipeytymistä mittauksen jälkeisenä päivänä. Tämänlaatuinen kipu ei kuitenkaan ole vaarallista vaan täysin normaalia maksimaaliseen lihassupistukseen liittyvää lihasrakuutta. Kipu häviää itsestään muutaman päivän kuluessa. EMG-elektrodien kiinnityspaikoista ajetaan ihokarvat ja ihoa pyyhitään kevyesti hienolla hiomapaperilla paremman ihokontaktin aikaansaamiseksi. Iho puhdistetaan sen jälkeen desinfiointiaineella, joka saattaa aiheuttaa pientä kirvelyä. Elektrodien kiinnityspaikoilla saattaa esiintyä pientä kirvelyä ja punoitusta mittausten jälkeen, mutta ne häviävät muutaman päivän sisällä ihon uusiutuessa.

Tutkimustuloksia käytetään pro gradu-tutkimuksen aineistona. Tutkimustuloksia saatetaan käyttää myös muissa yhteyksissä tai julkaisuissa. Kenenkään henkilön yksittäisiä tuloksia ei tulla julkaisemaan. Tutkija on valmis selvittämään yksityiskohtaisesti mittauksia ja kokeita, niihin liittyviä riskejä ja niistä saatavaa hyötyä. Osallistuminen mittauksiin on täysin vapaaehtoista ja tutkittava voi kieltäytyä mistä tahansa kokeista ja hän saa keskeyttää tutkimuksen milloin tahansa hän haluaa.

**Minulla ei ole ollut kroonisia selkäkipuja viimeiseen kuukauteen, eikä minulle ole tehty selkäleikkauksia. Olen tutustunut suoritettaviin tutkimuksiin ja mittauksiin. Olen ymmärtänyt mittausten tarkoituksen ja niihin liittyvät riski- ja hyötynäkökohdat. Suostun toimimaan koehenkilönä ja noudattamaan tutkimuksessa minulle**



**annettuja ohjeita sekä suostun siihen, että mittaustuloksiani käytetään hyväksi tässä tutkimuksessa.**

Jyväskylässä / 200\_

---

(koehenkilön allekirjoitus)

## Liite 2: Kipukysely

Päivämäärä:

Tuoli:

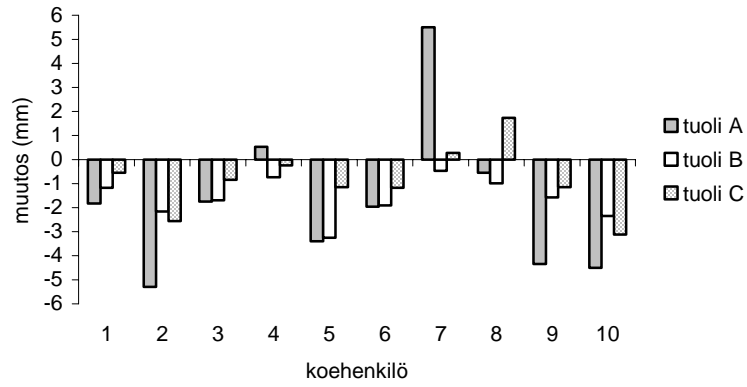
Missä kehon osissa tunsit kipua/puutumista istuessasi kaksi tuntia ko. tuolissa?

- |                                     |  |
|-------------------------------------|--|
| <input type="checkbox"/> niska      | <input type="checkbox"/> pohkeet                     |
| <input type="checkbox"/> hartiat    | <input type="checkbox"/> jalkaterät                  |
| <input type="checkbox"/> yläselkä   | <input type="checkbox"/> olkavarret                  |
| <input type="checkbox"/> ristiselkä | <input type="checkbox"/> kyynärvarret                |
| <input type="checkbox"/> takapuoli  | <input type="checkbox"/> kädet                       |
| <input type="checkbox"/> reidet     | <input type="checkbox"/> jokin muu ruumiinosa, mikä? |
- 

Laita merkitsemiesi ruumiinosien viereen kiputuntemuksesi kahden tunnin istumisen jälkeen asteikolla 0-10, jossa *0 tarkoittaa ei kipua lainkaan ja 10 pahinta mahdollista kipua.*

### Liite 3: Pituuden muutos

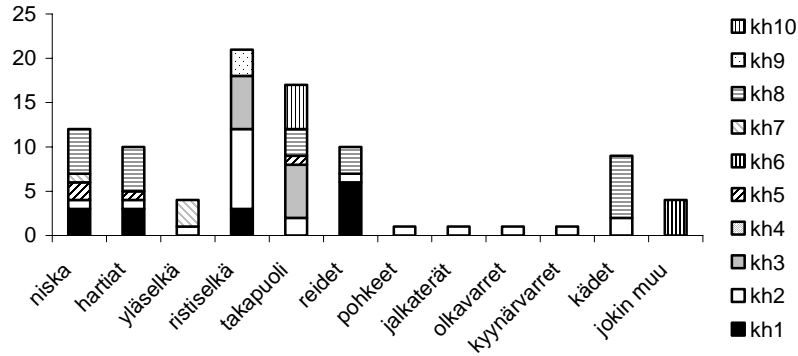
Pituuden muutos tuoleissa koehenkilöittäin



Kuva 1. Pituuden muutos tuoleissa koehenkilöittäin. Kuvasta on jätetty keskihajonnat pois, kuvan luettavuuden parantamiseksi.

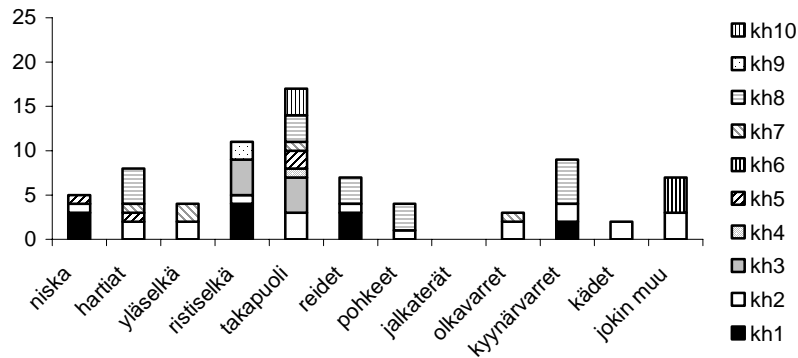
## Liite 4: Kiputuntemukset

### Kiputuntemukset tuolissa A



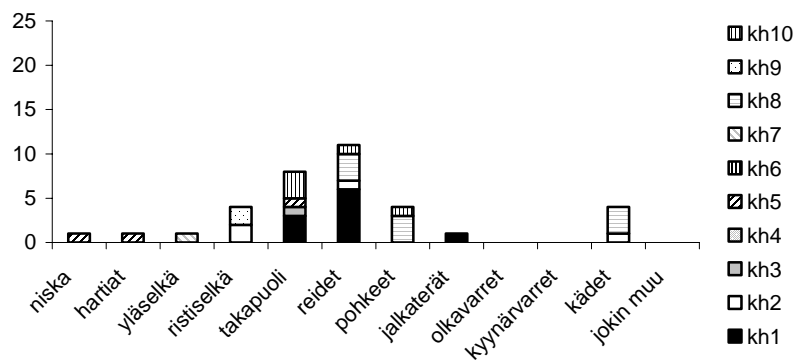
Kuva 1. Kiputuntemuksien summat kehoalueittain tuolissa A.

### Kiputuntemukset tuolissa B



Kuva 1. Kiputuntemuksien summat kehoalueittain tuolissa B.

### Kiputuntemukset tuolissa C



Kuva 1. Kiputuntemuksien summat kehoalueittain tuolissa C.