

**PÄÄN JA NISKAN KIERTOLIIKKEEN JÄLKEISTÄ ASENNON  
TUNNISTAMISTA JA KIERTOLIIKKEEN TASAISUUTTA  
MITTAAVIEN MITTAREIDEN TOISTETTAVUUS TERVEILLÄ  
TYÖIKÄISILLÄ HENKILÖILLÄ**

Tiina Heinonen

Fysioterapian Pro-gradu  
Terveystieteen laitos  
Jyväskylän yliopisto  
Kevät 2000

## **KIITOKSET**

Suuret kiitokset työnantajalleni DBC International Oy:lle siitä, että olen pystynyt työni ohessa viemään opintoni päätökseen ja toteuttamaan tämän opinnäytetyöni. Erityiset kiitokset dosentti Simo Taimelalle rakentavasta ohjauksesta ja kritiikistä sekä lääkäri Tom Asklöfille antoisista keskusteluista ja vinkeistä. Kiitokset myös "alakerran" pojille teknisestä avusta.

Jyväskylän yliopiston fysioterapian professoria Ulla Talvitietä haluan lämpimästi kiittää hänen joustavasta suhtautumisestaan ja antamastaan tuesta. Hänen panoksensa on ollut minulle erittäin tärkeä.

Sydämelliset kiitokset miehelleni Petrille, joka on kärsivällisesti avustanut tietokoneongelmissa. Hän on myös väsymättä jaksanut kannustaa ja tukea minua opinnoissani.

Järvenpäässä 18.2. 2000

Tiina Heinonen

# TIIVISTELMÄ

**Heinonen Tiina:** Pään ja niskan kiertoliikkeen jälkeistä asennon tunnistamista ja pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuutta mittaavien mittareiden toistettavuus terveillä työikäisillä henkilöillä

Fysioterapian Pro gradu -tutkielma, 71 sivua, 5 liitettä  
Jyväskylän yliopisto  
Terveystieteen laitos  
Kevät 2000

Avainsanat: toistettavuus, pään asennon tunnistaminen, pään kiertoliikkeen tasaisuus

---

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää kahden kehitteillä olevan niskan toimintakykyä mittaavan mittarin toistettavuutta. Tutkimus oli osa laajempaa tutkimusta, jonka tavoitteena on luoda uusi niskapotilaiden toimintakyvyn arviointiin ja sairausilmiön luokitteluun sopiva mittausmenetelmä.

Mittalaitteena käytettiin DBC International (DBC) Oy:n kehittämää niskan rotaatiolaitetta, jolla mitattiin kykyä tunnistaa pään ja niskan keskiasento kiertoliikkeen jälkeen sekä dynaamisen pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuutta eli kiihtyvyyden vaihtelua liikesarjan aikana. Mittareiden toistettavuutta tutkittiin yhden mittaajan sisällä yhden mittauskerran aikana sekä kahden mittauspäivän välillä. Yhden mittauspäivän sisäinen toistettavuus analysoitiin intraclass correlation coefficient –menetelmällä (ICC) ja kahden mittauspäivän välinen toistettavuus Pearsonin tulomomenttikorrelaatiolla. Koehenkilöinä oli 15 tervettä työikäistä henkilöä.

Pään ja niskan kiertoliikkeen jälkeistä asennon tunnistamista mittaavan mittarin toistettavuus yhden mittauskerran sisällä oli ensimmäisenä mittauspäivänä heikko (ICC = 0,50) ja toisena mittauspäivänä tyydyttävä (ICC = 0,65). Saman mittarin toistettavuus kahden mittauspäivän välillä oli tyydyttävä ( $r = 0,66$ ). Pään ja niskan kiertoliikkeen hallintaa mittaavan mittarin toistettavuus oli erinomainen sekä yhden mittauspäivän sisällä (ICC = 0,77 – 0,83) että kahden mittauspäivän välillä ( $r = 0,84 – 0,85$ ).

Tämän tutkimuksen perusteella pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuutta mittaava mittari on erittäin toistettava. Pään ja niskan kiertoliikkeen jälkeistä asennon tunnistamista mittaavan mittarin toistettavuus oli heikko ja mittari vaatii vielä lisätutkimusta. Molempien mittareiden validiteetti tulee myös selvittää.

# SISÄLLYS

<b>TIIVISTELMÄ</b>	<b>1</b>
<b>KIITOKSET</b>	<b>2</b>
<b>1 JOHDANTO</b>	<b>5</b>
<b>2 NISKAN RAKENNE JA TOIMINTA</b>	<b>7</b>
2.1 Yleistä	7
2.2 Kaulan ja hartiasseudun hermosto	9
2.3 Sympaattinen hermojärjestelmä	10
2.4 Yläniskan rakenne ja toiminta (C0-C2)	11
2.4.1 Rotaatioliike yläniskassa	12
2.5 Alaniskan rakenne ja toiminta (C3-C7)	16
2.5.1 Rotaatioliike alaniskassa	17
<b>3 PÄÄN JA NISKAN ASENNON JA LIIKKEEN HALLINTA</b>	<b>20</b>
3.1 Vestibulaarinen järjestelmä	21
3.2 Näkö	23
3.3 Proprioseptorit	24
3.3.1 Lihassukkula	25
3.3.2 Jännereseptorit	26
3.3.3 Nivelreseptorit	27
<b>4 PÄÄN JA NISKAN ASENNON JA LIIKKEEN HALLINNAN ONGELMAT</b>	<b>28</b>
<b>5 PÄÄN JA NISKAN ASENNON TUNNISTAMISEN JA LIIKKEEN HALLINNAN TUTKIMINEN</b>	<b>30</b>
<b>6 MITTAUKSEN LUOTETTAVUUS</b>	<b>32</b>
6.1 Mittauksen toistettavuus	34
6.2 Mittauksen toistettavuuteen vaikuttavat tekijät ja niiden hallinta	35
6.2.1 Mittainstrumentti ja mittaustilanteen standardisointi	36
6.2.2 Kahden mittauksen välinen aika	36
6.2.3 Mittaaja	37
6.2.4 Koehenkilöt	37
6.3 Tilastolliset menetelmät toistettavuustutkimuksissa	39



<b>7</b>	<b>TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT</b>	<b>41</b>
<b>8</b>	<b>AINEISTO JA MENETELMÄT</b>	<b>42</b>
8.1	Mittaaja ja mitattavat	42
8.2	Koeasetelma	42
8.3	Mittausmenetelmä	44
8.3.1	Mittalaite	44
8.3.2	Mittauksen toteuttaminen	46
8.4	Tulosten analysointi	48
<b>9</b>	<b>TULOKSET</b>	<b>50</b>
9.1	Mittausten keskiarvot ja keskihajonnat	50
9.2	Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamista mittaavan mittarin toistettavuus	52
9.3	Pään ja niskan kierto liikkeen tasaisuutta mittaavan mittarin toistettavuus	53
<b>10</b>	<b>POHDINTA</b>	<b>55</b>
10.1	Menetelmät	55
10.1.1	Koehenkilöt	55
10.1.2	Mittaukset	55
10.1.3	Mittaaja	59
10.2	Tulokset	59
10.2.1	Kiertoliikkeen jälkeinen pään ja niskan asennon tunnistaminen	59
10.2.2	Pään ja niskan kierto liikkeen tasaisuus	61
10.3	Työikäisen niskaongelmaisen toimintakyvyn kartoittaminen	61
10.4	Tutkimuksen kliininen merkitys	63
	<b>LÄHTEET</b>	<b>65</b>

## LIITTEET

1. Tutkimuslaitteen asetukset
2. Mittausprotokolla
3. Testikortti
4. Pään ja niskan kierto liikkeen tasaisuuden kaikki mitatut muuttujat

# 1 JOHDANTO

Niska-hartiaseudun vaivat ovat hyvin yleisiä työikäisessä väestössä (Viikari-Juntura 1988, Mäkelä ym. 1991, Bovim ym. 1994) ja ne aiheuttavat runsaasti kustannuksia yhteiskunnalle ja suurta haittaa potilaille. Tätä taustaa vasten on niskavaivojen ongelmatickkaa tutkittu hyvin vähän (Rodriquez ym. 1992).

Monet tällä hetkellä kliinisessä käytössä olevat konservatiiviset niskavaivan hoitosuunnaukset ovat melko huonosti perusteltavissa tutkimuksin (Aker ym. 1996). Myös aktiivisen liikehoidon merkitys niskaongelmien hoidossa on vielä osittain epäselvä (Rodriquez ym. 1992, Revel ym. 1994). On osoitettu, että niskapotilailla niskan koukistajalihasten voimat ovat alentuneet (Silverman ym. 1991, Ylinen ja Ruuska 1994), mutta niskan lihasvoiman ja kipuoireiden välinen yhteys on kirjallisuuden perusteella ristiriitainen (Higland ym. 1992, Ylinen ja Ruuska 1994, Taimela 1997a ja 1997b). Näyttäisi siltä, että kaularangan ongelmissa niska-hartiaseudun lihasten vahvistaminen ei riitä, vaan terapian tulisi painottua kokonaisvaltaisemmin toimintakyvyn palauttamiseen (Taimela 1997a ja 1997b, Rodriquez ym. 1992).

Loudon ym. (1997) ovat esittäneet, että proprioseptiikka on erittäin oleellista päivittäisistä askareista ja työtehtävistä selviytymisessä. Taylorin ja McCloskeyn (1988) mukaan myös pään asennon tunnistaminen vartalon asentoon nähden on tärkeää. Selkäongelmia tutkittaessa on motorisen kontrollin heikentymisen osoitettu olevan yhteydessä selkävaivaan; potilailla mm. vartalolihasien kyky reagoida äkilliseen kuormitukseen on hidastunut (Magnusson ym. 1996, Wilder ym. 1996), kyky aistia pieniä asennon muutoksia lannerangan alueella on heikentynyt (Taimela ym. 1998) ja raajan liikettä ennakoiva vartalolihasien vaste on hidastunut (Hodges ym. 1996, Hodges ym. 1998). Vielä ei tarkkaan tiedetä, onko niskaongelmien tausta vastaavanlainen, mutta viitteitä siihen suuntaan on kuitenkin olemassa (Lauren ym. 1997). Revel ym. (1991) sekä Loudon ym. (1997) ovat havainneet, että niskaongelmaisen kyky palauttaa pää takaisin haluttuun referenssiasentoon aktiivisen liikkeen jälkeen on heikentynyt. Revel ym. (1994) ovat myös osoittaneet, että pään asennon hallinta parani, kipu väheni ja itse koettu toimintakyky parani kahdeksan viikon harjoitusohjelman aikana. Useissa tutkimuksissa on tultu

siihen päätelmään, että niska-hartiavaivojen kuntoutuksen tavoitteena tulisi yhä enemmän olla liikkuvuuden ja voiman lisääntymisen lisäksi myös pään asennon hallinnan ja niska-hartiaseudun koordinaation parantuminen (Revel ym. 1994, Heikkilä ja Åström 1996, Koskimies ym. 1997).

Niska-hartiaseudun ongelmissa on tyypillisesti käytetty tutkimusmenetelminä ja kuntoutuksen tulostittareina liikkuvuus- ja voimamittareita. Nyt kun ongelman taustat näyttävät ainakin osittain olevan liikkeen ja asennon hallintakyvyissä, eivät vanhat tulostittarit ehkä yksin ole riittäviä. Pään ja niskan asennon tunnistamista sekä pään ja niskan liikkeen tasaisuutta mittaavia mittareita on vähän. Siksi näitä ominaisuuksia varten on kehitettävä uusia käyttökelpoisia, toistettavia ja luotettavia mittareita.

Tämä tutkimus on osa isompaa tutkimushanketta, jossa kehitetään uutta mittaria mittaamaan pään ja niskan asennon tunnistamista ja pään ja niskan liikkeen tasaisuutta. Edellä mainittuja ominaisuuksia myös vertaillaan niskapotilaiden ja terveiden työikäisten välillä. Tutkimuksen toteuttajana on DBC (Documentation Based Care) International Oy.

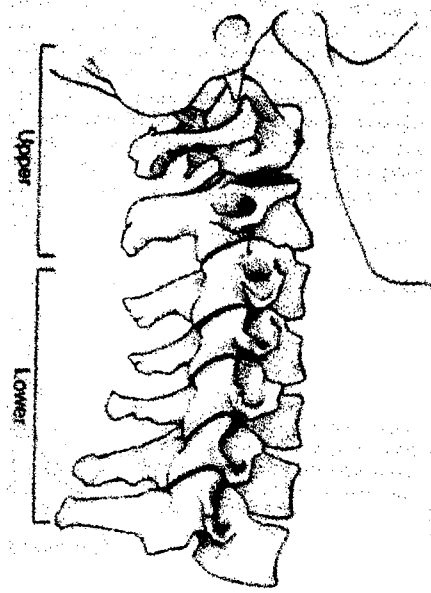
DBC International Oy:n laajemman tutkimushankkeen hypoteesina on, että niska-hartiaseudun vaiva ja toimintakyky ovat yhteydessä pään ja niskan asennon tunnistamiseen ja pään ja niskan liikkeen tasaisuuteen. Näitä ominaisuuksia mittaamaan rakennettiin mitta- ja harjoituslaite, jonka toistettavuutta tässä osatutkimuksessa tutkittiin yhden mittauskerran sisällä ja kahden mittauspäivän välillä terveillä työikäisillä koehenkilöillä. Tavoitteena on luoda luotettava ja sairausilmiön luokitteluun sopiva mittausmenetelmä, jota voitaisiin käyttää niskapotilaiden toimintakyvyn arvioinnissa.

## 2 NISKAN RAKENNE JA TOIMINTA

### 2.1 Yleistä

Kaularanka on rakenteeltaan ja toiminnaltaan hyvin monimutkainen ja se poikkeaa selvästi muusta rangasta liikkuvuutensa ja stabiilitteettinsa suhteen. Sille on luonteenomaista suuri liikkuvuus kaikkiin liikesuuntiin, mikä on tärkeää mm. normaalin näön, kuulon sekä haju- ja makuaistin toiminnalle. (Bland 1994.) Kun päätä kierretään maksimaalisesti puolelta toiselle, on näkökentän laajuus  $360^\circ$ , josta  $180^\circ$  tulee pään liikkeestä ja toiset  $180^\circ$  silmien liikkeestä (Koistinen 1998). Kaularangan jokaisen yksittäisen rakenteen tarkkaa toimintaa on turhaan yritetty määrittellä. Toimintaa on lähinnä pystytty kuvailemaan suurempina kokonaisuuksina. Niskan pääasiallisena tehtävänä on kantaa kalloa ja antaa sille voimakas tuki, suojella neuraalisia ja vaskulaarisia kudoksia, luoda lihaksille kiinnittymiskohtia sekä toimia iskunvaimentimena ja suojella siten aivojen rakenteita. (Shapiro ja Frankel 1989, Porterfield ja De Rosa 1995.)

Kaularanka koostuu seitsemästä nikamasta: viidestä tyypillisestä nikamasta C3-C7, jotka ovat rakenteellisesti ja toiminnallisesti osin samantyyppisiä kuin lanne- ja rintarangan nikamat, sekä kahdesta epätyypillisestä nikamasta C1:sestä ja C2:sestä – atlaksesta ja aksiksesta. Lisäksi atlaksen ja occiputin (C0) muodostama niveltyö lasketaan kuuluvaksi kaularankaan. Sekä rakenteensa että toimintansa vuoksi kaularangasta puhuttaessa rakenne jaetaan tyypillisesti yläniskaan (occiput, C1 ja C2) sekä alaniskaan (C3-C7) (kuva 1). Toiminnallisesti myös rintarangan ylin nikama (T1) lasketaan usein kuuluvaksi kaularankaan (Shapiro ja Frankel 1989.)



*Kuva 1 Kaularangan rakenne ja jako ylä- ja alaniskaan (Porterfield ja DeRosa 1995)*

Kaularangan liikkuvuuden luotettava segmentaalinen tutkiminen on hyvin vaikeaa. Tutkimuksia voidaan tehdä röntgenologisesti, magneettikuvauksella tai tietokonekuvauksella. Liikkuvuuksia tutkitaan myös vainajilla, mutta tällöin ongelmana on neuromuskulaarisen säätelymekanismin puuttuminen. Passiiviset mittaukset eivät välttämättä anna oikeaa kuvaa toiminnallisesta liikkuvuudesta. (Koistinen 1998). Eri lähteistä poimitut liikkuvuusarvot saattavat myös vaihdella suuresti. Koko rangassa, mutta erityisen voimakkaasti niskassa, rotaatio ja sivutaivutus liittyvät aina toisiinsa. Täysin puhdasta rotaatiota tai sivutaivutusta ei rangassa koskaan tapahdu. Tällaista yhdistelmäliikettä kutsutaan kombinoituksi liikemalliksi. (Dvorak ja Dvorak 1990.)

Koko kaularanka on hyvin voimakkaasti tuettu ligamentein. Yläniskassa ligamenttien merkitys näkyy lähinnä rotaation ja lateraalifleksion rajoittumisena. Alaniskassa vahvat ligamentit rajoittavat erityisesti kaularangan fleksiota. (Porterfield ja DeRosa 1995.)

Kaularankaa ja päätä liikuttava lihaksisto on asettunut useisiin eri kerroksiin, joista jokaisella on oma tehtävänsä liikkeen aikaansaamisessa ja liikkeen ja asennon säätelyssä. Posterioriset lihakset jaotellaan pinnalliseen kerrokseen, keskikerrokseen ja syvään kerrokseen. Pinnallisen kerroksen lihasten tehtävänä on stabiloida ja liikuttaa lapaluuta ja stabiloida olkanivelen ympäristöä. Keskikerroksen ja syvän kerroksen lihasten tehtävänä on toimia pään ekstensoreina ja rotaattoreina. Kallon pohjan alla sijaitsevia yläniskan

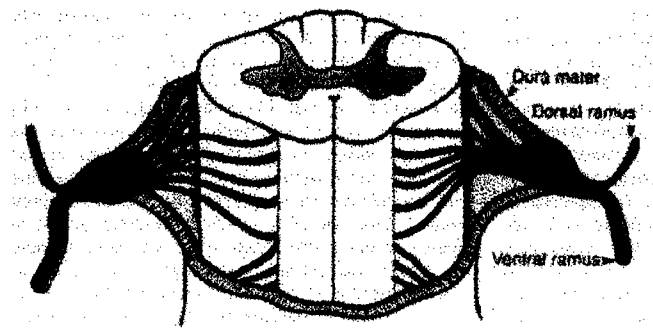
lihaksia taas pidetään proprioseptisina lihaksina, jotka osallistuvat voimakkaasti pään asennon hallintaan ja antavat tärkeää tietoa pään asennon muutoksista. Kaularangan anterioriset lihakset osallistuvat tehostettuun sisäänhengitykseen sekä niskan rotaatioon ja lateraalifleksioon. Lisäksi ne stabiloivat kaularankaa etupuolelta. (Kahle 1986, Koistinen 1998.)

Kaularangan nikamat ovat suhteellisen pieniä, mutta niihin kohdistuva kuormakin on normaalisti pieni. Kaularankaan kohdistuvat kompressiovoimat johtuvat lähinnä pään massasta sekä lihasten supistumisen aiheuttamasta paineesta. (Koistinen 1998.) Kaularangan kuormittuminen muuttuu kuitenkin voimakkaasti, jos pään painopiste siirtyy liian eteen tai jos päätä joudutaan pitämään fleksiossa tai ekstensiossa (Shapiro ja Frankel 1989). Tämän vuoksi lihastasapainon, lihaskestävyyden ja oikean ryhdin ylläpitäminen on niskan hyvinvoinnin kannalta oleellisen tärkeää. (Koistinen 1998.)

## **2.2 Kaulan ja hartiaseudun hermosto**

Aivokalvojen peittämä selkäydin ja yläkaularangan alueella selkäydinjatkos kulkevat kaularangan selkäydinkanavan suojassa. Selkäydinkanava on erityisesti kaularangan alueella hyvin laaja. Tämän vuoksi päätä pystytään liikuttamaan isolla liikelaajuudella ilman, että keskushermoston elementit joutuisivat puristuksiin. (Porterfield ja DeRosa 1995.)

Selkäytimestä lähtee selkäydinhermojen juuria, jotka ovat hyvin lyhyitä. Esimerkiksi C7 hermojuuren pituus on keskimäärin vain noin 11,6 mm. Juuri muodostuu kahdesta osasta: posteriorisesta ja anteriorisesta juuresta, joista posteriorinen juuri on paksumpi kuin anteriorinen. Tämä johtuu siitä, että posteriorisessa juuressa kulkee enemmän sensorista tietoa ja sensorisia säikeitä. Posteriorinen ja anteriorinen juuri yhdistyvät selkäydinhermotumakkeessa yhdeksi kokonaisuudeksi muodostaen ko. tason selkäydinhermon. (kuva 2). (Porterfield ja DeRosa 1995.)



*Kuva 2 Niskan hermojuurikompleksi; hermojuuret, selkäydinhermot ja niiden haarat (Porterfield ja DeRosa 1995)*

Selkäydinhermot jakautuvat taka- ja etuhaaroihin (dorsaalinen ja ventraalinen ramus), joilla kummallakin on omat tehtävänsä. (Kuva 2). Ventraalinen haara muodostaa kaulan hermopunoksen (ventraalinen haara C1-C4) sekä hartian hermopunoksen (ventraalinen haara C5-T1). Kaulan hermopunos hermottaa m. sternocleidomastoideusta, m. trapeziusta, m. levator scapulaeta sekä scaleniuslihaksia. Sensorista hermotusta menee korvan alueelle, leuan alaosaan, kaulan etuosaan sekä solisluun alapuolella olevalle iholle. Hartian hermopunos hermottaa yläraajaa ja lähes kaikkia hartiarenkaan lihaksia sekä vastaavien segmenttien ihoalueita. Hermopunoksen dorsaalinen haara hermottaa niskan ja pään takaosan ihoa, niskan syviä lihaksia ja apofyseaaliniiveliä ja niihin liittyviä nivelsiteitä ja peitinkalvoja. (Konttinen ym. 1994, Porterfield ja DeRosa 1995.)

### 2.3 Sympaattinen hermojärjestelmä

Autonominen hermosto jakautuu sympaattiseen ja parasympaattiseen hermostoon. Pääsääntöisesti elimiin tulee kahdenlaisia toimintakäskyjä, jotka voivat olla myös vastakkaisia. (Nienstedt ym. 1999.) Sympaattinen hermojärjestelmä on oleellinen rakenne niskaongelmista puhuttaessa. Tähän on kaksi syytä. Ensinnäkin sympatikuksen hermosolmun (ganglion) sijainti on sellainen, että se on altis traumaalle, jotka voivat tapahtua esimerkiksi autokolareille tyypillisissä retkahdusvammoissa. Toiseksi sympaattisen hermoston kohonnut aktivaatiotaso vaikuttaa henkilön kivun tuntemiseen ja kipuvasteeseen. (Porterfield ja DeRosa 1995.)

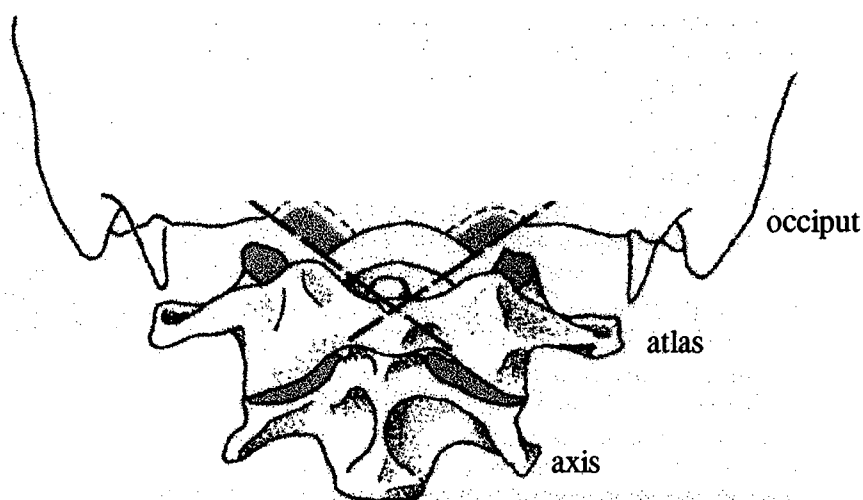
Selkärangan molemmin puolin sijaitsee helminauhmainen sympaattinen hermorunko. Sympaattisen hermoston solujen rungot lähtevät rintarangan ja lannerangan selkäytimestä ja niitä kutsutaan preganglionaariksi neuroneiksi. Niskaongelmia ajatellen avainrakenteita ovat gangliot eli hermosolmut, joista postganglionaariset solut lähtevät ja hermosolmuketjut, joita pitkin hermot voivat kulkea kohde-eliimiinsä mm. kaularankaan, päähän ja yläraajaan. Osa preganglionaarista aksoneista kulkee sympaattisen hermorungon kautta sellaisenaan ja synaptoituu vasta myöhemmin mm. kohde-elimessä. (Porterfield ja DeRosa 1995.)

Sympatikus toimii voimakkaasti äkillisissä kriisitilanteissa. Sydämen sykintä ja iskutilavuus kasvavat ja verenkierto vilkastuu. Ihon ja sisäelinten verisuonet supistuvat ja verenpaine nousee. Sydämen ja luustolihasien verisuonet kuitenkin laajenevat, kuten myös hengitystiet. Reaktiot ovat siis hyvin laaja-alaisia ja aiheuttavat myös pelon ja vihan tunteita. Kliinikko pyrkii aina löytämään mekaanisen syyn niskaongelmalle, mutta silti niskapotilaan kipuvaiheessa ei saisi aliarvioida sympatikuksen vaikutusta. (Ni-enstedt ym. 1999, Porterfield ja DeRosa 1995.)

## **2.4 Yläniskan rakenne ja toiminta (C0-C2)**

Yläniskan nikamat eroavat muista kaularangan nikamista korkeudeltaan, muodoltaan sekä toiminnaltaan. Nikamaa C1 kutsutaan atlakseksi. Atlaksella ei ole nikamarunkoa lainkaan. Se on sormuksen muotoinen nikama, jonka etukaaren sisäpinnalle ovaalin muotoiseen painaumaan niveltyy C2:sen eli axiksen rakenne nimeltään hammas (dens). (kuva 3.) (Shapiro ja Frankel 1989.) Myös occiputin (C0) ja atlaksen niveltymä laske-taan toiminnallisesti kuuluvaksi yläniskaan (Dvorak ja Dvorak 1990).





**Kuva 3** Yläniska (atlas, axis ja occiput) anteriorisesti (Dvorak ja Dvorak 1990)

Atlanto-occipitaalinielen tärkein liikesuunta on fleksio-ekstensioliike. Tätä liikettä kutsutaan ”nodding”- eli nyökkäysliikkeeksi. Atlanto-aksiaalisen nielen tärkein liikesuunta taas on rotaatio. Taulukossa 1 on esitetty yläniskan liikkuvuusarvot Dvorakin ja Dvorakin (1990) yhteenvedon mukaan. Liikkuvuusarvoja tulkittaessa tulee muistaa, että mm. sivutaivutusliikkeen biomekaniikasta saatavilla oleva tieto on ristiriitaista, koska puhdas sivutaivutus ilman rotaatiota on hyvin monimutkainen liike. (Dvorak ja Dvorak 1990.)

**Taulukko 1** Atlanto-occipitaalinielen ja atlantoaksiaalinielen liikkuvuus (Dvorak ja Dvorak 1990)

	Fleksio-ekstensio	Lateraalifleksio/puoli	Rotaatio/puoli
Atlanto-occipitaaliniel	22-30°	5°	5°
Atlantoaksiaaliniel	21°	13°	43°

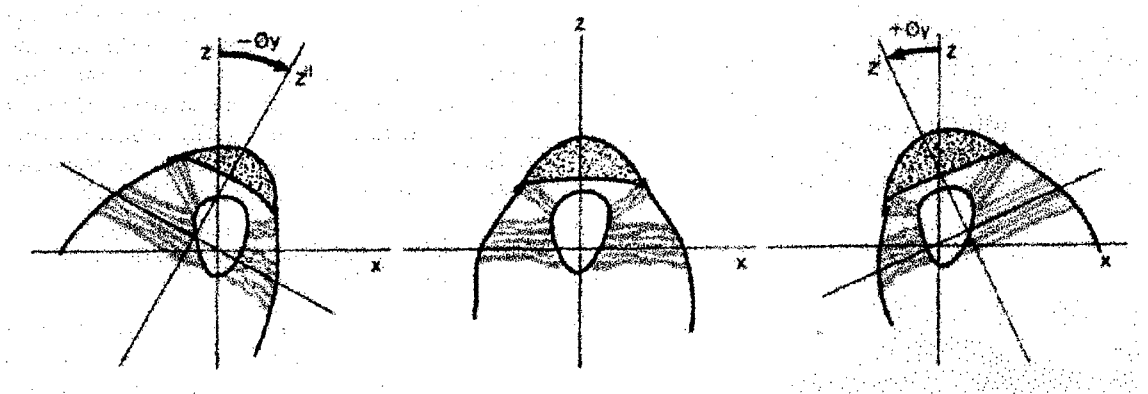
#### 2.4.1 Rotaatioliike yläniskassa

Atlanto-aksiaaliniel on tärkeä niel erityisesti rotaatioliikkeen kannalta. Tiedot nielen rotaatioliikkeen suuruudesta vaihtelevat lähteestä riippuen (Dvorak ja Dvorak 1990). Rotaatiossa pää ja atlas käytännössä kiertyvät yhdessä axiksen hampaan ympäri. Terveellä nuorella henkilöllä tämän atlantoaksiaalisen rotaation suuruus on keskimäärin 43°

molempiin suuntiin, joka on noin puolet kaularangan koko rotaatiosta. (Dvorak ym. 1987.)

Atlanto-occipitaalinivelen rotaatiosta kiistellään. Osa tutkijoista on sitä mieltä, että nivelessä ei tapahdu rotaatiota lainkaan (White ja Panjabi 1978). Toisaalta tuoreilla rumiilla on kuitenkin pystytty selvästi osoittamaan, että nivelessä on rotaatioliikettä ( $4,5^\circ - 5,9^\circ$ ). Sama on todennettu myös kuvantamismenetelmin (rotaatioliike n.  $4^\circ - 7^\circ$ ). (Dvorak ja Dvorak 1990.)

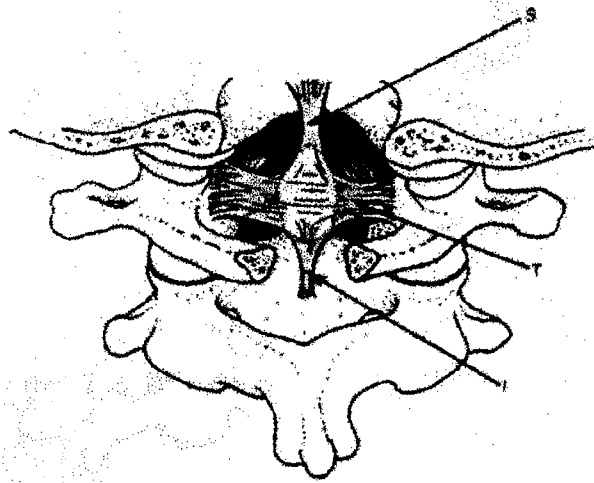
Kaularangan rotaatioliike alkaa atlaksen ja axiksen välisestä rotaatiosta ja siirtyy vasta sen jälkeen alaniskaan. Atlaksen ja axiksen sekä atlaksen ja occiputin välistä rotaatiota rajoittaa lähinnä alarialigamentti (kuva 4). Ligamentum alarian yläsäikeet kulkevat hampaan kärkiosista occiputin alueelle ja alimmat säikeet atlaksen rungon lateraaliosaan. Rotaatiota oikealle rajoittaa vasen alaria ligamentti ja rotaatiota vasemmalle oikea alarialigamentti. Tämä ligamentti joutuu yläniskan nivelsiteistä kovimman venytyksen alaiseksi ja on sen tähden herkin vaurioitumaan. Vauriot sattuvat tyypillisesti tilanteessa, jossa pää on rotaatiossa ja sitä seuraa fleksio ja ekstensioliike (whiplash-tyyppinen vamma). (Dvorak ja Dvorak 1990.)



**Kuva 4** Ligamentum alaria ja sen oikean puolen kiristyminen rotaatiossa vasemmalle (vasen kuva) ja sen vasemman puolen kiristyminen rotaatiossa oikealle (oikeanpuoleinen kuva) (Dvorak ja Dvorak 1990)

Ligamentum alarian lisäksi atlantoaksiaalista ja atlanto-occipitaalista rotaatiota rajoittaa ligamentum cruciform. Se on ristinmuotoinen nivelside, joka muodostuu pitkittäisestä ja vahvasta poikittaisesta osasta. Ligamentti lähtee atlaksen rungon lateraaliosan mediaali-

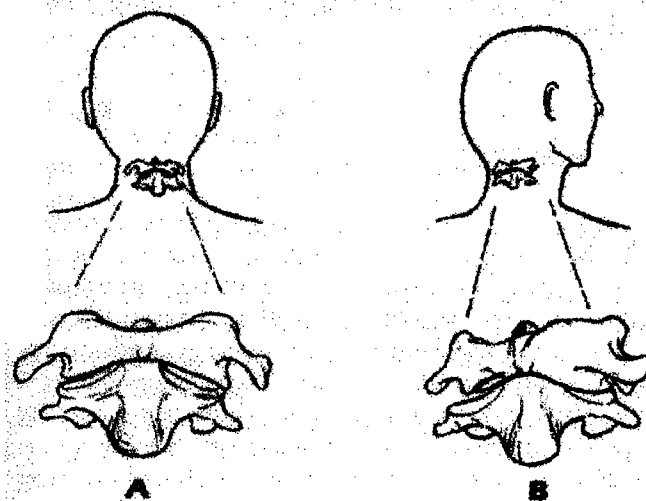
sesta pinnasta osan säikeistä kiinnittyessä hampaan kärkeen. Poikittainen osa (T) kiinnittyy bilateraalisesti C1:seen ja pitkittäinen osa inferiorisesti (I) C2:sen nikamarunkoon ja superiorisesti (S) ison niska-aukon reunaan (kuva 5). Ligamentin tehtävänä on rajoittaa rotaatiota C1:sen ja C2:sen välissä ja suojella selkäydintä axiksen hampaalta. (Dvorak ja Dvorak 1990, Shapiro ja Frankel 1989.)



*Kuva 5 Ligamentum cruciform (Porterfield ja DeRosa 1995)*

Fasettipintojen asento yläniskassa on hieman erilainen kuin alaniskassa. Inferioriset fasettipinnat ovat molemmissa osissa kaularankaa samanlaiset, mutta superioriset fasettipinnat ovat yläniskassa laajoja, ovaalinmuotoisia ja kuperia. Lisäksi axiksen sekä inferiorinen että superiorinen fasettipinta ovat miltei vaakatasossa. Tämän vuoksi rotaatioliike C1-C2 välissä on suuri. Atlaksen superiorinen fasetti muodostaa atlanto-occipitaaliniivelen pohjan ja kantaa pään painon. Nämä fasettinivelet rajoittavat kallon rotaatiota. (Shapiro ja Frankel 1989.)

Puhdas rotaatio tai sivutaivutus on yläniskassa mahdotonta. Ainoastaan atlas pystyy liikkumaan itsenäisesti ilman, että muissa kaularangan nikamissa tapahtuu liikettä. Atlaksen alapuolella tapahtuvassa liikkeessä on aina mukana koko muu kaularanka (C2 – C7). Fasettinivelet ohjaavat liikettä, jota kaularangassa kutsutaan kombinoiduksi liikemalliksi (coupled motion). (Shapiro ja Frankel 1989.) Kombinoidulla liikemallilla tarkoitetaan sitä, että kaularangassa ei koskaan tapahdu pelkkää puhdasta lateraalifleksiota tai rotaatiota, vaan ne liittyvät aina toisiinsa. Yläkaularangassa lateraalifleksioon liittyy aina vastakkaisuuntainen rotaatio (Dvorak ja Dvorak 1990) (kuva 6).



*Kuva 6* Kombinoitu rotaatio ja aksiaalinen translaatio C1:n ja C2:n välillä  
*A =* pään ja niskan keskiasento, *B =* pään rotaatio oikealle ja samanaikainen aksiaalinen translaatio ja sivutaivutus vasemmalle (Shapiro ja Frankel 1989)

Yläniskan suuri rotaatio saattaa aiheuttaa neurologisia oireita, huimausta, pahoinvointia ja korvien soimista. Tämä johtuu usein nikamavaltimon kulkureitistä. Valtimo kulkee kaularangassa poikkihaarakkeiden läpi ja atlaksen poikkihaarakkeen jälkeen se tekee yli 90° mutkan kulkeakseen edelleen atlaksen poikkihaarakkeen yläpuolella kohti nikaman väliaukkoa. Pään kiertoliikkeen aikana nikamavaltimo joutuu venytykseen kierron vastakkaisella puolella, jolloin sen läpimitta pienenee ja kokonaisverenvirtaus vähenee. (Dvorak ja Dvorak 1990, Koistinen 1998.)

Yläniskassa välilevyjä ei ole laisinkaan, vaan paino jakautuu nivelten rustopinnoille. Ensimmäinen välilevy sijaitsee C2:n ja C3:n välissä (Porterfield ja DeRosa 1995).

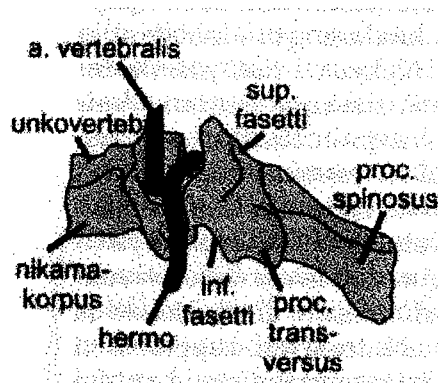
Yläniskan hallintaan osallistuvat pääasiassa kallonpohjan alla sijaitsevat suboccipitaalilihakset, joihin kuuluvat m. rectus capitis posterior major ja minor sekä m. obliquus capitis superior ja inferior. Kiertoliikkeessä aktivoituvat sekä m. rectus capitis posterior major että m. obliquus capitis inferior. (Kahle ym. 1986, Magee 1997.)

## **2.5 Alaniskan rakenne ja toiminta (C3-C7)**

Alaniskan jokainen nikama koostuu nikaman rungosta, kahdesta nikamakaaren varresta, kahdesta nikamakaaren levystä ja poikkihaarakkeesta. Nikamakaaren varren ja levyn

välissä sijaitsevat nivelpinnat (superior ja inferior), joihin fasettinivelet muodostuvat. (Shapiro ja Frankel 1989.)

Kaikki alaniskan nikamat ovat melko lailla toistensa kaltaisia rakenteeltaan (kuva 7). Nikaman runko on ellipsin muotoinen ja sen yläpinta on kovera. Koveran pinnan lateraaliset reunat nousevat molemmin puolin huuliksi, joita kutsutaan processus uncovertebraliksiksi. Nikaman rungon molemmin puolin sijaitsevat poikkihaarakkeet. Jokaisessa niissä sijaitsee keskellä poikkihaarakkeen reikä, jonka kautta valtimot kulkevat. Poikkihaarakkeen yläpinnan rakenne on muotoutunut niin, että selkäydinhermolle jää kolo, mitä pitkin kulkea. Tämä muoto heikentää poikkihaaraketta ja altistaa sitä murtumille. (Shapiro ja Frankel 1989.)



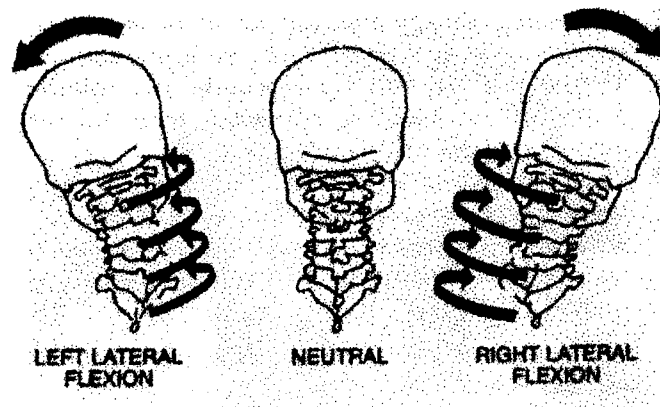
*Kuva 7 Tyypillisen alakaularangan nikaman rakenne (Koistinen 1998)*

Alakaularangan toiminnasta puhuttaessa täytyy aina puhua koko alakaularangasta yhtenä kokonaisuutena, koska segmentaalisesti tarkkaa tietoa on toiminnasta mahdotonta saada. Liikkuvuus on suurinta alakaularangan keskiosassa. Kaikki liikesuunnat (fleksio, ekstensio, lateraalifleksiot ja rotaatiot) ovat mahdollisia. (Dvorak ja Dvorak 1991.) Alaniskan liikkuvuus on Whiten ja Panjabin (1978) mukaan fleksio-ekstensiosuunnassa 75°, lateraalifleksiossa 51° ja rotaatiossa 59°. Fleksio-ekstensiosuunnassa liikkuvuus on suurinta alaniskan keskiosassa. Tämä monipuolinen liikkuvuus on mahdollista fasettinivelten asennon ansiosta. (Dvorak ja Dvorak 1991.) Fasettinivelet muodostuvat ylemmän nikaman inferiorisen ja alemman nikaman superiorisen fasettipinnan välille. Myös processus uncovertebraliksiin muodostuvilla uncovertebraalinivelillä on oma merkityksensä kaularangan liikkeen ohjaamisessa ja rajoittamisessa. (Shapiro ja Frankel 1989.)

Kaularangan ensimmäinen välilevy sijaitsee C2-C3 välissä. Kaularangan välilevyt ovat hieman pienempiä lateraalisesti kuin nikaman runko on – tämä johtuu uncovertebraaliniveliä muodosta. Lannerangan tavoin kaularangan välilevyt ovat ellipsin muotoisia ja paksumpia ventraalisesti kuin dorsaalisesti. Tämä on osaltaan vaikuttamassa siihen, että kaularangan lordoottinen muoto on ylipäänsä mahdollinen. (Shapiro ja Frankel 1989, Porterfield ja DeRosa 1995.) Kaularangassa välilevyn tärkein tehtävä on paineen jakaminen tasaisesti nikamarungon päälle erilaisissa taivutusliikkeissä. Ilman välilevyä niskan taivutus aiheuttaisi voimakkaan paineen hyvin pienelle alueella nikamarungossa. Kaularangassa välilevyn pullistumat (protruusio, prolapsi, ekstruusio) tapahtuvat yleensä lateraalisesti, koska ligamentum longitudinale posterior on niin leveä, ettei se päästä välilevyn massaa pullistumaan posteriorisesti. (Porterfield ja DeRosa 1995.)

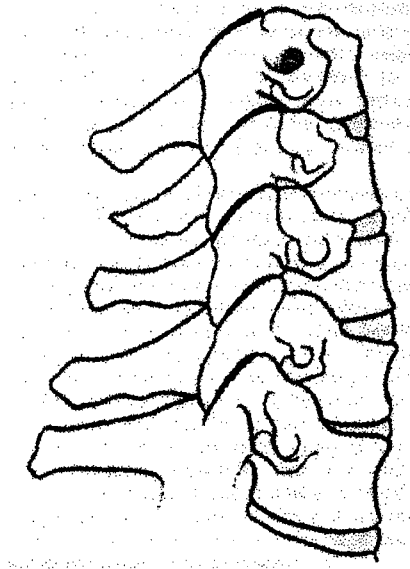
### **2.5.1 Rotaatioliike alaniskassa**

Koko alakaularangan rotaatioliikkuvuus on Whiten ja Panjabin (1978) mukaan vasen ja oikea puoli yhteenlaskettuna  $59^\circ$ . Liikkuvuuksien määrittäminen on kuitenkin vaikeaa, koska yhdessä nivelessä tapahtuva liike on alakaularangassa aina kombinoitu translatoris-rotatorinen liike kolmiulotteisessa koordinaatiosysteemissä. Kun päätä taivutetaan sivulle okahaarakkeet liikkuvat kuperaan suuntaan eli kun tapahtuu pään lateraalifleksio vasemmalle ne liikkuvat oikealle. Näin alakaularangan lateraalifleksioon liittyy aina samansuuntainen rotaatio (Dvorak ja Dvorak 1990). (kuva 8)



*Kuva 8 Kombinoitu liikemalli alaniskassa (rotaatio ja lateraalifleksio samaan suuntaan) (Shapiro ja Frankel 1989)*

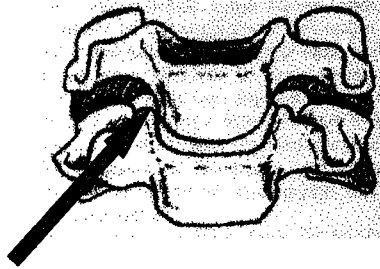
Tämä yhdistetty lateraalifleksio-rotaatioliike johtuu luultavasti sekä fasettinivelten että uncovertebraalinivelten muodosta. Alakaularangassa fasettinivelet ovat asettuneet niin, että ne ovat noin 45° kulmassa frontaalitasoon nähden (kuva 9). Kulma on sitä suurempi mitä alemmas kaularankaan mennään. Fasettiniveleä ympäröivät nivelkapselit, jotka suovat nivelille melko suuren liikkuvuuden. (Porterfield ja DeRosa 1995.)



*Kuva 9 Alaniskan fasettinivelten asento (Dvorak ja Dvorak 1990)*

Uncovertebraaliniveleitä ei pidetä aitoina synoviaaliniveleinä. Nämä hakamaiset nivelet muodostuvat nikamarungon koveran yläpinnan ja päällä olevan nikamarungon kuperan alapinnan yhteenliittymästä (kuva 10). Nivelestä käytetään myös nimitystä Luschkan

nivel. Luisesti nämä nivelet rajoittavat nikamien lateraalista liikettä, jolloin niillä on kombinoidun liikemallin kautta vaikutusta myös rotaatioliikkeen rajoittumiseen. (Koistinen 1998.)



*Kuva 10 Uncovertebraalinivel (Porterfield ja DeRosa 1995)*

Alaniskaa tukee suuri määrä ligamenteja, mutta niistä minkään rooli ei rotaatioliikkeen rajoittamisessa ole kovin voimakas. Rotaation suuruutta määräävät lähinnä fasettinivelten ja uncovertebraalinivelten toiminta ja sitä kautta luiset rakenteet. (Porterfield ja DeRosa 1995.)

Alaniskan rotaatioliikkeeseen osallistuu lihaksia kaikista eri kerroksista: pinnallisesta, syvästä ja keskikerroksesta. Pinnallisen kerroksen m. sternocleidomastoideus osallistuu rotaatioon niin, että rotaation vastakkaisen puolen lihas toimii. Keskikerroksessa m. splenius capitis toimii rotaatiossa lihaksen puolella. Syvässä kerroksessa rotaatioon osallistuvat m. multifidus sekä m. semispinalis capitis ja m. semispinalis. Ensimmäinen on hyvin vahva rotaattori, koska se kulkee vain muutaman nikaman yli okahaarakkeista poikkihaarakkeisiin. Jälkimmäiset kulkevat multifiduksen tavoin okahaarakkeista poikkihaarakkeisiin, mutta useampien nikamien yli, joten niiden rotatorinen voima on heikompi. (Kahle ym. 1986, Koistinen 1998.)



### 3 PÄÄN JA NISKAN ASENNON JA LIIKKEEN HALLINTA

Asennon ja liikkeen hallinnan reseptoreina ihmiskehossa toimivat näkö, kuulo, vestibulaarielin, jännereseptorit, lihassukkulat, nivelreseptorit sekä ihon tuntoreseptorit. Näiden reseptoreiden kautta tulevaa informaatiota voidaan käsitellä monella tavalla. Esimerkiksi jonkin asennon korjaaminen voi tapahtua refleksinomaisesti, jolloin korjaus tapahtuu tiedostamatta selkäydintasolla. Korkeimmalla tasolla korjaus voidaan tehdä tiedostetusti ja tahdonalaisesti, jolloin tietoa käsitellään keskushermostossa. (Schmidt 1982.)

Motorinen toiminta vaihtelee refleksitasoisista toiminnoista tietoiseen tahdonalaiseen toimintaan. Tahdonalaiset liikkeet ovat hitaita (viive n. 120 msek tai enemmän), koska aikaa kuluu tiedon prosessointiin. Jos tarvitaan nopeita liikkeen korjauksia tms., tulee vasteiden olla nopeampia. Näiden refleksiivisten vasteiden viiveet vaihtelevat 50 millisekunnista 120 millisekuntiin. Nopeimmat vasteet ovat selkäytimessä käsiteltäviä monosynaptisia venytysrefleksejä ja hitaimmat ovat sekamuotoja näiden refleksinomaisten vasteiden ja tahdonalaisten liikkeiden välillä. (Schmidt 1982.)

Kaularangassa hermolihaskärjestelmä vaatii, että niskan on oltava tarpeeksi liikkuva pystyäkseen jatkuvasti ja nopeasti optimoimaan pään asennon tai silmien tai korvien asennon ja suunnan. Lisäksi niskan lihaksiston on toimittava koordinoitusti ja nopeasti silloin kun esimerkiksi katseella haetaan jotain ympäristöstä. (Porterfield ja DeRosa 1995.) Pään ja niskan asennon hallintaan osallistuvat yhtäaikaaisesti näkö sekä vestibulaarinen ja proprioseptiivinen järjestelmä (Revel 1991). Mikäli eri aistijärjestelmien tuottama informaatio on keskenään ristiriidassa, niskavaivaan voi liittyä myös tasapainon ja näön häiriöitä, huimausta jne. (Porterfield ja De Rosa 1995, Kouri ja Koistinen 1998). Tasapainon säätely tapahtuu tiedostamattomasti, mutta silti sillä on erittäin tärkeä rooli pään ja niskan asennon aistimisessa, liikkeen hallinnassa sekä silmän liikkeiden hallinnassa (Porterfield ja De Rosa 1995).

Pään ja niskan asennon ja liikkeen hallintaan liittyvien termien käyttö ei ole kirjallisuudessa vakiintunutta. Koska pään ja niskan hallintaan osallistuu monta eri järjestelmää

yhtäaikaaisesti, ei voida puhua esimerkiksi pelkästään proprioseptiikasta. Tämän vuoksi tässä työssä on päädytty käyttämään termejä pään ja niskan asennon tunnistaminen ja pään ja niskan liikkeen hallinta.

*Pään ja niskan asennon tunnistamisella* tarkoitetaan tässä työssä sitä miten hyvin näön, vestibulaarisen ja proprioseptiivisen tiedon varassa tai jonkin niistä puuttuessa pystytään tunnistamaan pään ja niskan asentoa.

*Pään ja niskan liikkeen hallinnalla* tarkoitetaan tässä työssä fysioterapiassa yleisesti hyväksyttyä ajatusta hallitusta liikkeestä, joka on koordinoitu, sulava ja sujuva. Tässä työssä hallitun liikkeen määritelmään on vielä lisätty oletus tasaisesta liikkeestä, jonka aikana ei tapahdu kiihtyvyyden muutoksia.

### **3.1 Vestibulaarinen järjestelmä**

Vestibulaarinen järjestelmä sijaitsee sisäkorvan kaarikäytävissä. Se koostuu kahdesta pääelimestä: sisäkorvan asentoreseptoreista sekä kaarikäytävien liikereseptoreista. Pään asennon muutos aiheuttaa näissä elimissä neuraalisen signaalin, joka kulkeutuu keskushermostoon ja tulkitaan sen eri osissa. (Porterfield ja De Rosa 1995.) Järjestelmä on herkkä kahdenlaiselle informaatiolle: pään asennolle avaruudessa ja äkillisille muutoksille pään liikkeen suunnassa. Ihminen ei pysty tietoisesti seuraamaan vestibulaarijärjestelmän toimintaa, mutta sen tuottama tieto on tärkeää mm. pään asennon hallinnassa (Shumway-Cook ja Woollacot 1995).

Kaarikäytävien liikereseptorit tunnistavat suoraviivaisesti kiihtyvää tai hidastuvaa kiertoliikettä. Tasaisena jatkuva liike ei vaikuta näihin reseptoreihin. Molemmissa sisäkorvissa on kolme kaarikäytävää, jotka kaikki ovat täynnä nestettä. Jokaisessa kaarikäytävässä on laajentuma, jota kutsutaan ampullaksi. Tämän rakenteen päällä sijaitsee reseptoreina toimivia karvasoluja. Karvat ovat kiinnittyneet toisiinsa hyytelömäisellä aineella, jota nestevirtaukset taivuttavat. Kun pää alkaa liikkua, myös kaarikäytävien neste alkaa liikkua. Karvasolut taipuvat vastakkaiseen suuntaan kuin mihin pää on liikkunut. Solujen taipuminen aiheuttaa hermon syttymistiheyden muutoksen. Riippuen siitä mihin suuntaan karvasolut ovat taipuneet, tapahtuu joko depolarisaatio tai hyperpolarisaatio, jotka aiheuttavat aktiivisuustason muutokset kahdeksannessa aivohermossa. Kaarikäy-

tävien asento toisiinsa nähden on sellainen, että kaikissa liikesuunnissa ainakin yksi kaarikäytävä molemmiin puolin reagoi tilanteeseen. Kaarikäytävien reseptorit ovat hyvin herkkiä – ne havaitsevat jopa  $1^\circ/\text{sec}^2$  muutokset. (Nienstedt ym. 1999, Porterfield ja De Rosa 1995, Shumway-Cook ja Woollacot 1995.)

Sisäkorvan asentoreseptorit tuottavat tietoa kehon asennosta painovoimaan ja lineaariseen kiihtyvyyteen nähden tai pään asennosta suoralla linjalla. Niiden avulla saadaan tietoa siitä mikä suunta on alas ja mikä ylöspäin. Sisäkorvan reseptoreita ovat soikea rakkula (utrículus) ja pyöreä rakkula (sacculus). Niiden seinämä on paksuuntunutta epiteeliä, jossa on karvasoluja. Karvat ovat liitoksissa toisiinsa geelimäisen nesteen kautta, joka on raskaampaa kuin ympäröivä neste. Näin ollen hyytelö vetää, työntää tai vääntää karvasoluja sen mukaan mihin suuntaan pää liikkuu. Soluista lähtevä impulssi on aina erilainen riippuen karvasolun kääntymissuunnasta. (Nienstedt ym. 1999, Porterfield ja De Rosa 1995.)

Afferentti informaatio sisäkorvasta ja kaarikäytävistä kulkeutuu kahdeksannen aivohermon vestibulaarisen osan kautta ensin vestibulaariseen hermosolmuun ja sitten aivosillan kautta aivoihin. Suurin osa aksoneista kulkeutuu medullan pohjalle, jossa vestibulaariset tumakkeet sijaitsevat. (Shumway-Cook ja Woollacot 1995.) Yhteys vestibulaariseen tumakkeeseen on erityisen tärkeä, koska sieltä lähtevät aksonit muodostavat laskevia selkäydinratoja, jotka vaikuttavat pään, niskan ja vartalon asentoon. Samoin sieltä lähtee aksoneita aivorungon tumakkeisiin, jotka kontrolloivat silmän liikkeitä. Näiden yhteyksien kliininen merkitys on se, että silmät voivat pysyä fiksoituneena johonkin kohteeseen vaikka pää ja niska liikkuisivat. (Porterfield ja De Rosa 1995.)

Vestibulaarisia tumakkeita on neljä: lateraalinen, mediaalinen, superiorinen ja inferiorinen vestibulaarinen tumake. Osa vestibulaarisista neuroneista kulkee myös pikkuaivoihin, talamukseen, aivorungon ja ydinjatkeen verkkomaiselle rakenteelle ja pikkuaivo-kuorelle. Lateraalinen vestibulaarinen tumake saa informaatiota soikeasta rakkulasta, kaarikäytävien kanavista, pikkuaivoista ja selkäytimestä. Pois päin informaatio kulkee vestibulo-okulaarisen sekä vestibulospinaalisen radan kautta, jotka aktivoivat painovoimaa vastaan työskenteleviä lihaksia niskassa, vartalossa ja raajoissa. Mediaalisen ja superiorisen tumakkeen informaatio tulee kaarikäytävien reseptoreista. Mediaalisesta

tumakkeesta lähtevä informaatio kulkee mediaalisen vestibulaarisen radan kautta ja sillä on yhteys myös kaularangan selkäyttimeen kontrolloiden niskalihasten toimintaa. Tämä rata on erityisen tärkeä pään ja silmien yhteistoiminnan koordinoinnissa. Lisäksi mediaalisen ja superiorisen tumakkeen neuronit laskeutuvat silmälihasten motorisiin tumakkeisiin auttaen katseen stabiloimisessa pään liikkeiden aikana. (Shumway-Cook ja Woollacot 1995.)

Ilman vestibulaarisen järjestelmän tietoa olisi mahdotonta tietää kumpi on liikkeessä, pää vai keho. Vertikaalisuuden hahmottamisessa tärkein elin on vestibulaarinen järjestelmä. Poikkeustapauksena voidaan mainita painoton tila, jolloin vertikaalisuuden referenssi tulee näköaistin kautta. (Bland 1994.)

Iän myötä vestibulaarisen järjestelmän toiminta voi häiriintyä. Kaarikäytävissä ja sisäkorvassa sijaitsevien karvojen ja hermosolujen määrä vähenee noin 40% 70 ikävuoteen mennessä. Nuorilla aikuisilla melko vakavakaan vestibulaarijärjestelmän sairaus ei aiheuta tasapaino-ongelmia, jos muut aistit tuottavat vielä tarpeeksi tarkkaa tietoa asennosta ja liikkeistä. Huimaus voi myös aiheuttaa tasapaino-ongelmia vanhemmilla ihmisillä. Huimaus voi johtua useista eri sairauksista, jotka ovat tyypillisiä vanhenevalla väestöllä. Myös kaarikäytävien degeneraatio voi aiheuttaa asentohuimausta sekä tasapainottomuuden tunnetta kävellessä. (Shumway-Cook ja Woollacot 1995.)

### **3.2 Näkö**

Näön kautta saadaan informaatiota ympäristössämme tapahtuvista muutoksista ja kohteiden liikkeestä. Tietoa tarvitaan, jotta pystytään sopeuttamaan toiminta ympäristössä havaittuihin asioihin, esimerkiksi väistämään liikkuvaa estettä. Näkö on perinteisesti luokiteltu eksteroseptoriksi (= ulkoisia ärsykejä vastaanottava), mutta nykyisin ollaan sitä mieltä, että sen voisi luokitella myös proprioseptoriksi, koska se antaa meille informaatiota ei vain ympäristöstämme vaan myös oman kehomme liikkeistä suhteessa ympäristöön. (Schmidt 1982.)

Näön merkitys asennon ja liikkeen hallinnassa on tunnustettu jo kauan sitten. Tiedetään mm. että sokeiden ihmisten tasapaino on heikompi kuin näkevien. Sokeilla ihmisillä huojunta paikallaan seisoessa on suurempaa kuin näkevillä. Näön merkitys tasapainon

säätelyssä nähdään selvästi kun koehenkilöitä asetetaan ”liikkuvaan huoneeseen”. Tässä kokeessa huoneen lattia pysyy stabiilina paikallaan, mutta seinää ikään kuin liikutetaan niin, että se tuntuu tulevan joko lähemmäs tai siirtyvän kauemmas koehenkilöstä. Jos seinä tuntuu loittonevan, koehenkilöt horjahtavat eteen päin ja jos seinä tuntuu tulevan lähemmäs horjahdus tapahtuu taakse päin. Lapsilla tämä reaktio on selkeästi suurempi kuin aikuisilla. (Schmidt 1982.)

Jo pienet vauvat (60 tunnin ikäiset) pystyvät näköhavainnon avulla määrittämään päänsä asentoa sekä seuraamaan liikkuvaa objektia samalla päätä kontrolloidusti liikuttaen. (Shumway-Cook ja Woollacot 1995). Näyttäisi siltä, että erityisesti lapset olisivat hyvin riippuvaisia näöstä tasapainon säätelyssä. Nuoria, aikuisia ja vanhuksia verrattaessa eroja ei ole selkeästi pystytty näyttämään. Teasdale ym. (1991) havaitsivat, että näillä koeryhmillä ei ollut eroa asennon huojunnassa kun näköaisti suljettiin pois. Eroja nähtiin vasta kun suljettiin näön lisäksi pois myös sensomotoriset ärsykkeet. Tällöin vanhempien ihmisten tasapaino häiriintyi enemmän kuin nuorten. Samat tutkijat havaitsivat kuitenkin, että vanhemmatkin ihmiset pystyivät sopeutumaan ärsykekanavan sulkemiseen pienen harjoittelun jälkeen. On myös esitetty tutkimustuloksia, joissa vanhukset (n. 70 v.) menettivät nuoria (20-39 v.) helpommin tasapainonsa jos näköaisti suljettiin pois (Shumway-Cook ja Woollacot 1995). Tulokset ovat siis hieman ristiriitaisia.

Iän myötä silmän rakenteet muuttuvat ja verkkokalvolle pääsee vähemmän valoa. Lisäksi näön kontrasti heikkenee, mikä aiheuttaa syvyysnäön heikkenemistä. Syvyysnäkö on erittäin oleellinen näköaistin elementti posturaalisessa säätelyssä. (Shumway-Cook ja Woollacot 1995.)

### **3.3 Proprioseptorit**

Proprioseptorit tuottavat tietoa, jota tarvitaan kun määritetään esimerkiksi jonkin kehon osan paikkaa ympäristössä tai suhdetta toisiin kehon osiin nähden, tai kun jokin ympäristön tapahtuma häiritsee ja muuttaa esimerkiksi pään asentoa. Tämän tiedon avulla nivelet pystyvät reagoimaan nopeasti asennon muutoksiin sekä määrittämään oman asentonsa. (Enoka 1994.) Terveet aikuiset pystyvät yleensä säilyttämään tasapainonsa,

vaikka somatosensorinen tieto suljettaisiin pois, jos heillä vain on aina jokin muu aistikanava käytössä (Shumway-Cook ja Woollacot 1995).

Niskan proprioceptorit sisältävät luultavasti lihassukkulan tapaisia reseptoreita erityisen paljon intervertebraalilihaksissa ja runsaasti myös niskan dorsaalisisissa lihaksissa. Näillä dorsaalisisilla lihaksilla on tärkeä merkitys posturaalisissa reflekseissä, mutta niiden osuutta itse proprioseptiivisestä tuntemuksesta ei tunneta. Myös nivelkapselin reseptoreilla saattaa olla osuutta niskan proprioseptisissä tuntemuksissa. (Taylor ja McCloskey 1988.)

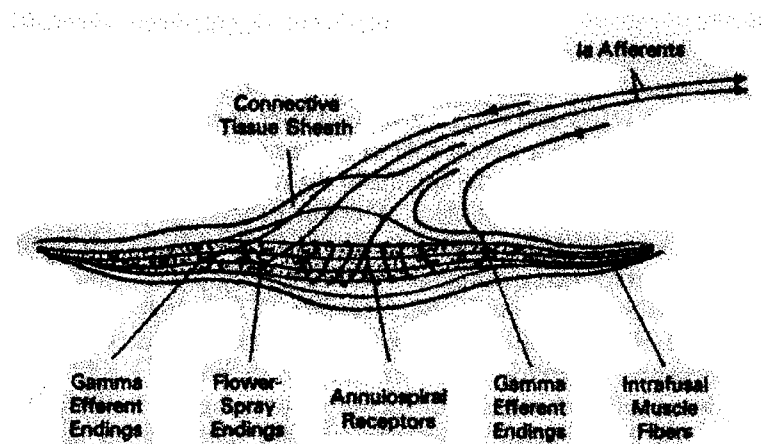
### 3.3.1 Lihassukkula

Lihassukkulat sijaitsevat luurankoli hasten lihasrungossa samansuuntaisesti lihassäikeiden kanssa. Niiden tiheys riippuu sijainnista. Ihmisellä lihassukkuloita on tiheimmin niillä alueilla, jotka vastaavat tarkkojen ja hienosäätöä vaativien rakenteiden toiminnasta, kuten silmänliikuttajalihaksissa, käden lihaksissa ja niskalihaksissa. (Enoka 1994.) Erityisen paljon lihassukkuloita on kaularangan syvissä lihaksissa, jotka kiinnittyvät jokaiseen segmenttiin (Bakker ja Richmond 1982, Porterfield ja De Rosa 1995). Lihassukkuloiden toiminta on tiedostamatonta eli automaattista (Nienstedt ym. 1999).

Lihassukkula on muodostunut muutamasta erikoistuneesta ohuesta lihassäikeestä, jotka koostuvat intra- ja ekstrasusaalisäikeistä. Intrafusaalisäikeet ovat pieniä ja ne sijaitsevat lihassukkulan ja kapselin sisällä toisin kuin ekstrasusaalisäikeet. Intrafusaalisäikeitä on kahdenlaisia: tumaketjusoluja (nuclear chain fiber) ja tumasäkkisoluja (nuclear bag fiber), joista ensimmäiset voivat jatkua myös kapselin ulkopuolelle kun jälkimmäiset päättyvät aina kapselin sisään. (kuva 11). (Enoka 1994.)

Afferentit hermopäätteet sijaitsevat keskellä lihassukkulaa ja ne eivät pysty supistumaan. Hermopäätteet lähettävät keskushermostolle impulsseja, jos lihasta ja sen mukana lihassukkulaa venytetään. Afferentti hermotus kulkee lihassukkulasta keskushermostoon kahta väylää: primääripäätteen kautta selkäyttimeen ja pikkuaivoihin ja sekundääripäätteen kautta aivokuorelle. Molemmat päätteet aistivat venytys/supistustilaa ja niiden ärsytysskynnys on hieman erilainen. (Enoka 1994.)

Lihassukkula saa myös efferenttiä tietoa keskushermostolta. Tieto kulkee alfa-, gamma- ja betamotoneuronien kautta. Gammamotoneuronit ovat pienimpiä ja ne hermottavat intrafusaalisäikeitä – niitä kutsutaan fusimotoneuroneiksi. Gammamotoneuronit kiinnittyvät lihassukkulan supistumiskykyisiin päihin. Ne voivat siis aiheuttaa lihassukkulan solujen supistumisen, joka johtaa lihassukkulan keskiosien venymiseen. Tällä tavoin keskushermosto voi herkistää lihassukkuloiden toimintaa. (Enoka 1994, Porterfield ja De Rosa 1995, Shumway-Cook ja Woollacot 1995.)



*Kuva 11 Lihassukkulan rakenne (Schmidt 1982)*

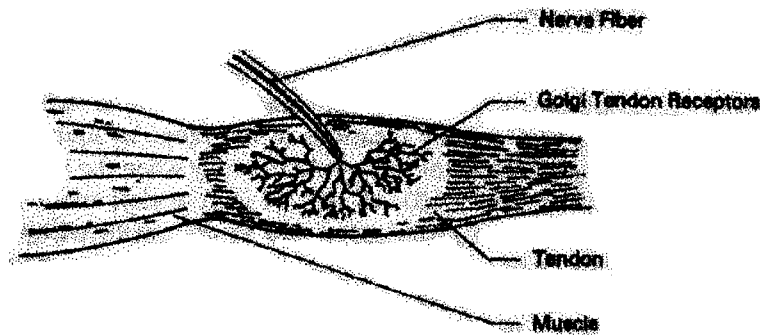
Lihassukkulat ovat erittäin herkkiä mm. paikalliselle vibraatiolle, joka kohdistetaan suoraan lihakseen. Ne pystyvät havaitsemaan jopa 0,1 mm muutoksen lihaksen pituudessa. Pyykkö ym. (1989) kohdistivat vibraatiota eri lihasryhmiin pitkin vartaloa ja havaitsivat, että suurimmat vasteet saatiin niskalihaksissa ja pohjelihaksissa. Tämä löydös tukee sitä ajatusta, että niskan intervertebraalilihaksissa on runsaasti lihassukkuloita.

### 3.3.2 Jännereseptorit

Jännereseptorit sijaitsevat aina lähellä jänteen ja lihaksen liitosta. Ne ovat sensorisia reseptoreja, joilla on vain yksinkertainen afferentti hermotus eikä lainkaan efferenttiä hermotusta (kuva 12). (Shumway-Cook ja Woollacot 1995, Enoka 1994.) Myös jännereseptorien toiminta on tiedostamatonta (Nienstedt ym. 1999).

Kun lihas venyy joko passiivisesti tai aktiivisesti (aktiivinen lihastyö), afferentit hermopäätteet kapselin sisällä aktivoituvat ja lähettävät inaktiivisia viestejä keskushermost-

toon. Jänne-elimen toiminta on aina inhibitorista ja sen tarkoitus on hillitä lihaksien toimintaa ja pyrkiä säätelemään liikkeitä tarkoituksenmukaisiksi. (Shumway-Cook ja Woollacot 1995, Enoka 1994.)



*Kuva 12 Golgin jänne-elimen rakenne (Schmidt 1982, s. 198)*

Bakker ja Richmond (1982) ovat tutkineet kissalla yläniskan sensorisia reseptoreita. Heidän havaintonsa mukaan kissan niskan kudoksissa on lihassukkuloiden lisäksi runsaasti myös Golgin jänne-elimiä, joilla on tärkeä merkitys asennon tunnistamisessa.

### 3.3.3 Nivelreseptorit

Nivelreseptorit eivät ole yksi selkeä kokonaisuus kuten lihassukkula tai jännereseptori. Nivelreseptoreita voi olla eri paikoissa kuten nivelkapselissa, ligamenteissa jne. Niitä on myös monen tyyppisiä ja eri tyyppien toiminta vaihtelee. (Enoka 1994.) Mm. Bakkerin ja Richmondin (1982) tutkimusten mukaan kissan niskan rakenteissa on Ruffinin päätteiden ja Pacinin corpusten tapaisia reseptoreita. Erityisesti niitä löytyi intervertebraalinivelten nivelkapseleiden ulkopinnoilta.

Nivelreseptoreiden toiminnan tarkoituksena on välittää keskushermostolle tietoa nivelen asennosta ja liikkeen nopeudesta. Jos nivel puudutetaan tai kun nivelpussissa on ylimääräistä nestettä (vrt. esim. tulehdus), nivelreseptoreiden toiminta häiriintyy. Ne eivät enää kykene yhtä hyvin aistimaan nivelen asentoa tai asennon muutoksen nopeutta. (Enoka 1994.)



## 4 PÄÄN JA NISKAN ASENNON JA LIIKKEEN HALLINNAN ONGELMAT

Pään ja niskan asennon aistimisen ja liikkeen hallinnan säätelyn toimintaperiaatteet eivät ole nykytiedon mukaan yksiselitteisiä. Saatavilla oleva tieto on ristiriitaista ja siitä ei ole pystytty luomaan yleisesti hyväksyttyä synteisiä. Seuraavassa esitetään joitakin ajatusmalleja säätelyn häiriöistä. Kaikki tutkimukset on tehty pienillä aineistoilla ja niiden tulokset ovat luonteeltaan alustavia.

Koskimies ym. (1997) esittävät, että tension neck –tila johtuisi cervicocollisen refleksin väärästä aktivaatiosta, joka aiheuttaa lihaskontraktion ja nk. jännitysniska -tilanteen. Tutkijaryhmä häiritsi niska-hartialihasten proprioseptistä informaatiota värisyttämällä lihaksia ulkoisesti ja havaitsi, että tension neck -potilaiden tasapaino horjui herkemmin kuin terveiden verrokkien. He selittivät tension neck -potilaiden tasapainon häiriötä sillä, että afferenttien proprioseptisten hermopäätteiden aktivoituminen tai kontrolli oli heillä häiriintynyt ja se aiheutti riittämättömiä posturaalisia reaktioita. Tutkijat esittävät, että cervicocollisen refleksin häiriintyminen johtuu siitä, että lihassukkulan sentraaliselle cervikaaliselle tumakkeelle antama afferentti proprioseptinen informaatio on väärää. Pikkuaiivot, jotka kontrolloivat lihaspituutta, muuttavat sitten lihaspituuksia tämän väärän tiedon perusteella aiheuttaen lihaskontraktion.

Myös proprioseptisen tiedon puutteen on esitetty olevan syynä huonoon pään ja niskan asennon ja liikkeen hallintaan. Heikkilä ja Åström (1996) tutkivat whiplash –potilaiden kykyä palauttaa pää dynaamisen liikkeen jälkeen tiettyyn referenssiasentoon. Whiplash-potilailla oli taipumus yliarvioida asentoa. Tutkijat pohtivat, että syynä olisi juuri proprioseptisen tiedon puute, jolloin tätä tietoa etsittäisiin lisää antagonistien venyttämällä. Samassa tutkimuksessa 5 viikon kuntoutuksen jälkeen tilanne parani selvästi. Tutkijat esittävät, että tarkkuus palauttaa pää referenssiasentoon johtui niskan toimintaan liittyvien lihasten ja jänteiden proprioseptoreiden toiminnan muutoksesta tai siitä, että nivelreseptoreiden toiminta muuttui.

Niskan rotaatioliikkeen aistimisessa myös liikkeen nopeudella on merkitystä. Mitä nopeampi liike on, sitä nopeammin liike havaitaan. Taylor ja McCloskey (1988) ovat tutkimustensa perusteella sitä mieltä, että kun päätä pitää asettaa johonkin asentoon jonkin kohteen suhteen, niskan proprioseptiivinen säätely dominoi vestibulaarista järjestelmää. Heidän tutkimustensa mukaan näin kävi sekä silloin kun päätä liikutettiin vartalon ollessa paikallaan että silloin kun vartaloa liikutettiin pään ollessa paikallaan. Toisaalta heidän kokeissaan liikesuunta oli puhdas rotaatio, jolloin vestibulaarisesta järjestelmästä aktivoituvat lähinnä kaarikäytävien liikereseptorit eikä sisäkorvan asentoreseptorit. Vestibulaarijärjestelmä saattaa aktivoitua voimakkaammin silloin kun liikkeessä on mukana myös jokin muu kuin horisontaalinen liikesuunta. Lisäksi heidän koeasetelmassaan pään liikkuessa liike suoritettiin aktiivisesti niskan lihaksilla kun taas vartalon liikkuessa niskan liike oli passiivista.

Tätä aihealuetta on tutkittu hyvin vähän, mutta kaikki mm. tässä edellä referoidut tutkijat ovat päätyneet samantyyppiseen synteisiin. Kaikkien mielestä pään ja niskan asennon ja liikkeen hallinnan avaineliminä ovat niskan alueen proprioseptorit, joiden jonkinlainen toiminnanhäiriö olisi vaikuttamassa niskavaivan syntyyn tai toisin päin niskavaiva aiheuttaisi proprioseptoreiden toiminnanhäiriötä.

## 5 PÄÄN JA NISKAN ASENNON TUNNISTAMISEN JA LIIKKEEN HALLINNAN TUTKIMINEN

Liikkeen hallintakykyjen tutkimus tuki- ja liikuntaelinongelmien kuntoutuksessa on vielä alkutekijöissään. Aihealueeseen on paneuduttu lähinnä selkätutkimuksen kautta. On havaittu, että selkävaivaisilla henkilöillä selkää tukevien lihasten aktivaatiojärjestys on häiriintynyt (Hodges ym. 1996, Wilder ym. 1996, Hodges ym. 1998) On myös nähty, että kuntoutuksella tilanne pystytään korjaamaan (Wilder ym. 1996). Selkäpotilaiden psykomotoriset reaktioajat ovat hitaampia kuin verrokkien (Taimela ym. 1993, Luoto ym. 1995), mutta tila on palautuva, jos selkävaivan kuntoutus onnistuu (Luoto ym. 1996). Myös heidän kykynsä tunnistaa lannerangan alueella liikettä pelkän proprioseptisen tiedon avulla on heikompi kuin terveillä (Taimela ym. 1998). Lisäksi kroonista selkävaivaa potevilla on todettu huonompi tasapaino yhdellä jalalla seistessä kuin terveillä verrokeilla (Luoto ym. 1998). Mielenkiintoiset tulokset ovat johtaneet saman tyyppisen ongelmatiikan tutkimiseen myös niskapotilailla.

Revel ym. (1991 ja 1994) sekä Heikkilä ym. (1996) ovat tutkineet pään asennon tunnistamista aktiivisen liikkeen jälkeen mittaamalla koehenkilön kykyä palauttaa pää takaisin neutraaliasentoon maksimaalisen liikkeen, esimerkiksi rotaation, ekstension tai fleksion jälkeen. Koehenkilöiden silmät peitettiin laseilla ja heillä oli valo-osoittimella varustettu kypärä päässään. Tavoitteena oli palauttaa valo-osoitin lähtöpisteeseen maksimaalisen liikkeen jälkeen. Tulos mitattiin millimetreinä valo-osoittimen lähtö- ja loppupisteiden välillä. Testissä siis eliminoitiin näön osuus asennon ja liikkeen hallinnassa. Molemmat tutkijaryhmät havaitsivat, että niskavaivaisten kyky tunnistaa pään asentoa oli heikompi kuin terveillä verrokeilla. Tämän mittausmenetelmän testaajan sisäisen sekä kahden testaajan välisen toistettavuuden on osoitettu olevan hyvä (Revel ym. 1991). Heikkilän ym. (1996) tutkimuksessa tällä mittausmenetelmällä löydettiin merkitsevä ero pään asennon hallinnassa whiplash potilaiden ja terveiden kontrollien välillä. Terveet pystyivät palauttamaan pään tarkemmin takaisin lähtöasentoon kuin whiplash-potilaat. Sama tutkijaryhmä raportoi asennon hallinnan parantuneen potilasryhmässä 6 viikon kuntoutuksen tuloksena. Myös Revel ym. (1994) osoittivat, että kahdeksan viikon kuntoutus-

jakson aikana pystytään em. mainitulla mittarilla mitattuna parantamaan pään ja niskan asennon hallintaa. Näiden muutosten kanssa samanaikaisesti niskakivut vähenivät ja itse koettu toimintakyky parani. Tutkijat ovat sitä mieltä, että parantuneen asennon ja liikkeen hallinnan kautta potilaat pystyivät paremmin kontrolloimaan ja hallitsemaan kipuaan.

Niskaongelmiin liittyen reaktioaikoja ei ole juuri tutkittu, mutta Laurenin ym. (1997) tulokset viittaavat kuitenkin siihen, että motoriset taidot vaikuttaisivat niskaongelman etiologiaan. Hän on ryhmineen tutkinut käden liikenopeutta ja sen merkitystä tulevan niskavaivan ennustajana. Ryhmä tutki miltei 500 Helsingin kaupungin työntekijää 2 kertaa vuoden välein. Tutkimuksessa oli tehtävänä siirtää dominoivaa kättä kahden toisistaan 85 cm päässä olevan pisteen välillä niin nopeasti kuin mahdollista. Hypoteesina oli, että hyvät motoriset taidot eli tässä mahdollisimman suuri nopeus suojaisi tulevilta niskavaivoilta. Tulosten mukaan ne, joiden käden reaktionopeus oli joko hyvin hidas tai hyvin nopea, oli suurempi riski saada tulevaisuudessa niskavaiva kuin niiden, joiden tulokset sijoittuivat näiden ääriryhmien väliin. Voisi ajatella, että hyvin nopeat yksilöt eivät välttämättä olleet kovin tarkkoja eli liikkeen laatu oli heillä huono. Tätä ei tutkimuksessa kuitenkaan arvioitu.

Myös huojuntamattoa on käytetty niskaongelmaisten asennon ja liikkeen hallintaa tutkittaessa. Koskimies ym. (1997) havaitsivat, että antamalla vibraatiota seitsemännen niskanikaman ympäristöön, jännitysniskapotilaiden seisomatasapaino huojuntamatolla mitattuna häiriintyi selvästi enemmän kuin terveillä koehenkilöillä. Tutkijat arvelevat, että jännitysniskapotilailla proprioseptiivisten afferenttien hermojen aktivointi tai hallinta on virheellistä ja se johtaa riittämättömiin tai virheellisiin posturaalisiin vasteisiin.

Pään ja niskan asennon tunnistamisen ja liikkeen hallinnan mittareita on siis hyvin vähän. Kirjallisuudessa ei löydy ainuttakaan puhtaasti pään ja niskan liikkeen laatua mittaavaa mittaria. Alue tulee varmasti kehittymään tulevina vuosina ja alaselän tutkimusmetodeista saadaan varmasti paljon tietoa myös niskan alueen mittareiden kehittämiseen.

## 6 MITTAUKSEN LUOTETTAVUUS

Mittaamisella tarkoitetaan jonkin tietyn ominaisuuden kuvaamista joko numeraalisesti tai sanallisesti (Rothstein 1985). Mitattaessa jotakin muuttujaa on aina ongelmana se miten pystytään varmistumaan siitä, että tutkimustulokset eivät ole seurausta joistakin satunnaisista tai irrelevanteista tekijöistä tai että tuloksista tehdyt tulkinnat ja johtopäätökset ja niistä poikineet käytännön suositukset ovat oikeita ja perustuvat todelliseen tietoon (Nummenmaa ym. 1997). Empiirisen tutkimuksen lisäksi myös käytännön työssä olisi erittäin tärkeää, että käytössä olevilla mittausmenetelmillä saataisiin tarkkaa ja luotettavaa tietoa juuri tutkimuksen kohteena olevista asioista, eikä jostain muusta. (Läärä ja Aro 1988).

Tieteellisellä mitaamisella on Rothsteinin (1985) mukaan kolme vaatimusta. Ensinnäkin ennen kuin mitään ominaisuutta voidaan mitata, täytyy kyseessä oleva asia määritellä. Jokainen mitattava ominaisuus tarvitsee operationaalisen määritelmän, jonka tulee täyttää kaksi vaatimusta. Määritelmän tulee olla universaali niin että samalla lailla koulutetut ihmiset ymmärtävät sen samalla tavalla ja sillä tulee olla vahva teoreettinen pohja. Määrittelyn lisäksi mittauksen tulee olla reliaabeli (= toistettava) ja validi (= luotettava) eli sen tulee mitata juuri haluttua asiaa.

Mittausmenetelmää kutsutaan toistettavaksi, jos se jatkuvasti toistetuissa mittauksissa mittaa samanlaisia arvoja samanlaisena pysyvistä ominaisuudesta (Currier 1990). Läärä ja Aro (1988) puhuvat mittauksen konsistenssista silloin kun toistetut mittaukset ovat pysyviä ja johdonmukaisia. Toistettavuudesta käytetään hyvin usein myös termiä reliabiliteetti. Läärä ja Aro (1988) eivät kuitenkaan suosittele sen käyttöä. Heidän mukaansa se saattaa johtaa harhaan, sillä vaikka mittausmenetelmän toistettavuus olisikin hyvä, mittari ei välttämättä ole luotettava (reliable), sillä sen validiteetti saattaa olla huono. Englannin kielessä käytetään myös nimityksiä ”repeatability” ja ”reproducibility”. Edellisellä tarkoitetaan mittauksen toistettavuutta samoissa olosuhteissa ja jälkimmäisellä eri olosuhteissa samasta kohteesta tehtyjen mittausten johdonmukaisuutta. Suomen kielessä termejä harvoin erotellaan, mutta ne voitaisiin kääntää sanoilla toistettavuus ja uusittavuus. (Läärä ja Aro 1988.)

Kun mitataan jotakin ominaisuutta, mitataan aina myös virhekomponenttia, jolloin tulos on aina yhdistelmä todellisesta tuloksesta sekä virheestä. Käytännössä kaiken virheen poistaminen on mahdotonta. Tavoitteena tulisi olla sellaisten mittareiden kehittäminen, joissa virhe on mahdollisimman pieni. Reliabiliteetti tarkoittaa myös virheiden vähyyttä mittausräätälöinnissä. (Berger ja Patchner 1988.) Mittauksen toistettavuus on sitä parempi mitä pienempi on mittauksen satunnaisvirhe (Läärä ja Aro 1988).

Toistettavuuden yhteydessä on aina puhuttava myös validiteetista. Hyvä toistettavuus on aina edellytys sille, että mittari on myös validi. Instrumentti voi olla kyllä toistettava, mutta ei validi. Sellaisen instrumentin olemassaolo on mahdotonta, joka olisi validi, mutta ei reliaabeli. (Berger ja Patchner 1988.) Validiteetti määritellään yleisesti seuraavasti: validiteetilla tarkoitetaan sitä, että testi mittaa sitä ominaisuutta mitä sen on tarkoitettu mittaavan (Rothstein 1985, Currier 1990).

Tutkimusta pidetään sisäisesti validina, jos sen asetelmassa tai toteutuksessa on eliminoitu sellaisten tekijöiden vaikutus, jotka saattavat aiheuttaa systemaattista virhettä eli harhaa (systematic bias). Erityisesti jatkuvissa ja välimatka-asteikkolisissa muuttujissa, jotka perustuvat ns. ”objektiivisiin” mittauksiin, validiteetilla tarkoitetaan usein harhattomuutta eli systemaattisen virheen puuttumista (Läärä ja Aro 1988.) Jos mittaria pystytään korjaamaan niin, että systemaattinen virhe pienenee, tulee mittarista validimpi kuin ennen korjausta (Currier 1990). Silloin voidaan sanoa, että mittarin rakennevaliditeetti on parantunut.

Mittausmenetelmän validiteetissa ja sen arvioinnissa on kyse siitä, kuinka usein ja kuinka lähelle oikeita arvoja menetelmän antamat tulokset keskimäärin pitkällä aikavälillä osuvat. Jos mittausmenetelmän mahdollista harhaa halutaan arvioida, tarvitaan kriteeriksi harhattomaksi tiedetyn mittarin tuloksia. Joissain tapauksissa oikean arvon voi antaa hyvä kriteerimuuttuja tai jokin kultainen standardi kuten esimerkiksi verenpaineen suora mittaus suonensisäisesti. Tällöin puhutaan sisältövaliditeetista. (Läärä ja Aro 1988.) Aina ei sisältövaliditeettia pysytä suoraan määrittelemään, jos ns. kultaista standardia tai hyväksyttyä mittausmenetelmää ei ole olemassa. Tällöin sisältövaliditeetti täytyy arvioida epäsuorasti.

Validiteetin kuvaus- ja analyysimenetelmät riippuvat paljolti siitä, millä mittaustasolla muuttujat on mitattu. (Läärä ja Aro 1988.) Validiteetti on myös aina spesifi jokaiselle instrumentille tai jokaiselle tutkimukselle. Esimerkiksi yhden voimamittarin validiteetti ei merkitse toisen samantyyppisen instrumentin olevan validi. (Currier 1990.)

## 6.1 Mittauksen toistettavuus

Mittauksen toistettavuutta voidaan mitata monella tavalla. Voidaan tutkia yhden mittajaan toistamia mittauksia tai kahden eri mittajaan suorittamien testien yhteneväisyyttä. Näitä molempia voidaan tutkia yhden mittaustapahtuman sisällä tai usean eri mittaustapahtuman välillä. Lisäksi voidaan tutkia kahden samaa ominaisuutta mittaamaan kehitetyn mittarin tulosten yhteneväisyyttä. (Rothstein 1985.)

Mittajaan sisäisellä toistettavuudella (intra-tester reliability) tarkoitetaan sitä miten tarkasti sama mittaja pystyy toistamaan mittauksensa ja saamaan samanlaisia tuloksia vakiona pysyvistä muuttujasta (Currier 1990). Mittajaan sisäinen toistettavuus kuvaa mittarin vakautta ajan suhteen. Tämän vuoksi mittauskertojen välinen aika on oleellinen. Jos aika on liian pitkä, voi mitattavan muuttujan tilanne muuttua ja jos aika on liian lyhyt, voi olla, että mitattava toistaa testin oppimansa perusteella mahdollisimman samanlaisena. (Rothstein 1985, Berger ja Patchner 1988.) Mittajaan sisäistä toistettavuutta pohdittaessa usean mittauksen sarjoissa tulisi miettiä systemaattisen virheen mahdollisuutta. Voi olla, että kaikilla koehenkilöillä ensimmäinen mittaus on samassa suhteessa huonompi kuin toinen mittaus. Tällöin testiä voidaan edelleen pitää toistettavana, koska muutos on systemaattinen eli toisin sanoen vapaa satunnaisvirheistä. (Rothstein 1985.)

Kun eri mittajat mittaavat samaa muuttujaa samoissa olosuhteissa, tulisi heidän tulostensa olla yhteneväiset. Tätä yhteneväisyyttä kutsutaan mittaajien väliseksi toistettavuudeksi (inter-tester reliability). Sitä voidaan tutkia mm. niin, että kaksi mittaajaa mittaa saman potilaan peräkkäin. Jotta kulunut aika ei vaikuttaisi tuloksiin, olisi mittausten välinen aika pidettävä minimissä. Toisaalta taas liian lyhyt aika mittausten välissä voi muuttaa tulosta. Esimerkiksi liikkuvuusarvot voivat olla suuremmat toisella mittauskerralla tai koehenkilö oppii suorituksen ensimmäisen mittauksen aikana ja toinen mittaustulos on siten parempi. Mutta kuten mittajaan sisäisessä toistettavuudessaakin, voidaan

mittausta pitää toistettavana jos muutos on kaikilla potilailla samaa suuruusluokkaa. Toistotestillä (test-retest reliability) tarkoitetaan mentelmää, jossa sama mittaus toistetaan esimerkiksi muutaman päivän välein. Tarkoituksena on mitata testituloksen pysyvyyttä ajan suhteen. (Rothstein 1985.)

Myös kahden eri testin välistä toistettavuutta voidaan mitata (parallel forms of reliability). Sillä tarkoitetaan sitä, että samaa ominaisuutta mittaamaan on kehitetty usea mittari ja pyritään varmistumaan siitä, että näillä mittareilla todella mitataan samaa ominaisuutta. (Rothstein 1985.) Esimerkiksi kahta erilaista goniometriä voidaan käyttää rinnakkain samalla koehenkilöllä testaamaan ovatko niillä saadut tulokset yhteneväiset keskenään.

Sisäistä konsistenssia (internal consistency) käytetään määrittämään testin osien homogeenisuutta eli sitä mittaavatko testin osat samaa ominaisuutta. Tämä menetelmä sopii mittareihin, jotka mittaavat vain yhtä ominaisuutta. (Berger ja Patchner 1988.) Sisäistä konsistenssia käytetään tyypillisesti kyselylomaketyyppisissä testauksissa. Periaatteena on, että testissä on useita kysymyksiä, joilla kaikilla pyritään saamaan vastaus samaan kysymykseen. Osiot vain muotoillaan eri tavoin niin, että vastaaja ei huomaa osioiden samankaltaisuutta. Koehenkilön siis odotetaan vastaavan samalla tavalla kaikkiin näihin eri osioihin. Pyrkimyksenä on näiden eri tavoin muotoiltujen kysymysten homogeenisuus. (Rothstein 1985.)

## **6.2 Mittauksen toistettavuuteen vaikuttavat tekijät ja niiden hallinta**

Jotta instrumentti olisi toistettava on satunnaisvirheen (error of variance) oltava pieni. Toistettavuutta parannettaessa pyritään yleensä satunnaisvirheen pienentämiseen. Tämä tapahtuu siten, että pyritään kontrolloimaan kaikkia niitä tekijöitä, jotka vaikuttavat mittausprosessiin. (Berger ja Patchner 1988.)

Tässä luvussa käsitellään niitä tekijöitä, jotka ovat vaikuttamassa mittajaan sisäiseen sekä toistotestin toistettavuuteen yhden mittajaan mittaamana.



### 6.2.1 Mittainstrumentti ja mittaustilanteen standardisointi

Mittarin tulee olla laadukasta materiaalia ja sen tulee mitata haluttua ominaisuutta tarkasti. Toisin sanoen mittarin rakennevaliditeetin on oltava hyvä. (Currier 1990.)

Mittaustilanteen huono standardisointi on hyvin tyypillinen ilmiö tutkimustilanteissa. Standardisoinnissa tulisi huomioida mm. mittausprotokollan, löydösten kriteerien sekä ympäristön standardisointi. (Berger ja Patchner 1988.) Ympäristön häirintä kuten ylimääräiset äänet tai mittaustapahtuman keskeytyminen jostain syystä voivat vaikuttaa mittauksen lopputulokseen. Toistomittaukset tulisi pyrkiä suorittamaan aina samaan aikaan päivästä ja samanlaisissa olosuhteissa. Valoisuus, ilman lämpötila, ilman kosteus, pimeys, vuodenaika ja naisilla kuukautiset voivat vaikuttaa joihinkin mittaustuloksiin. (Currier 1990.) Takala ym. (1992) havaitsivat vuodenaikojen vaikutuksen tutkimuksessaan, jossa niskaoireet vaihtelivat vuodenajan mukaan niin, että talvisin oireita oli eniten.

Viikari-Juntura (1987) tutki niskan kliinisen tutkimuksen toistettavuutta kahden eri tutkijan välillä ja totesi, että testien huono ohjeistus oli yksi syy siihen, että mm. palpautiotesteissä, painekipuherkkyystesteissä ja voiman manuaalisessa arvioinnissa toistettavuus oli huonoa tasoa. Saman havainnon standardisoinnin puutteesta ja sen vaikutuksista tuloksiin ovat tehneet mm. Frost ym. (1982) sekä Takala ja Kukkonen (1988). On epätodennäköistä, että kaikki mittaajat tai edes sama mittaaja eri kerroilla antaisi suoritusohjeet koehenkilölle täsmälleen samalla tavalla, huolimatta siitä, että he seuraisivatkin kirjallisia ohjeita (Westerberg ym. 1996). Taimela (1991) esittääkin, että mittaustapahtuman tulisi olla aina mahdollisimman formaali ja persoonaton ja ohjeet koehenkilölle voisivat olla jopa nauhoitetut. Näin koehenkilö saisi aina täsmälleen samanlaisen ohjeistuksen mittaukseen.

### 6.2.2 Kahden mittauksen välinen aika

Toistomittauksissa tulisi pyrkiä siihen, että aika kahden mittauskerran välillä ei ole liian pitkä, jotta koehenkilön tilassa ei ole ehtinyt tapahtua muutoksia, jotka voisivat aiheuttaa muutoksen mittaustuloksissa verrattuna ensimmäiseen mittaukseen. Toisaalta aika mittauksien välillä ei saisi olla myöskään liian lyhyt, koska tällöin koehenkilö saattaa

toistaa mittaustapahtuman muistelemalla edellistä mittausta. Koehenkilö on siis oppinut suorituksen edellisellä kerralla ja jos mittaukset ovat liian lähellä toisiaan hän voi toistaa mittauksen oppimansa perusteella. (Rothstein 1985, Berger ja Patchner 1988.)

### 6.2.3 Mittaaja

Itse mittaaja voi olla suurikin virhelähde tutkimuksessa. Mittaustilanteessa pyritään aina siihen, että mittatapahtuma on tarkka ja kirjattu ja mittausta on harjoiteltu. Tästä kaikes- ta huolimatta mittaajan persoonallisuus, motivaatio, itsensä ilmaiseminen, äänen laatu ja äänen painot, kyky käsitellä ihmisiä jne. voivat vaikuttaa mittaustulokseen (Currier 1990, Taimela 1991). Sama mittaaja saattaa tiedostamattaan toimia eri lailla eri koehenkilöiden kanssa riippuen siitä pitääkö hän koehenkilöstä vai ei. Rosenthalin efektiksi kutsutaan tilannetta, jossa tutkija odottaa koehenkilöltä tietynlaista tulosta ja hän joko tiedostaen tai tiedostamattaan vaikuttaa koehenkilön käyttäytymiseen niin, että hän saa haluamiaan tuloksia. (Schmidt 1982.) Myös testaajan kokemus ja taito tai niiden puute voi olla aiheuttamassa virhettä mittauksissa (Bohannon 1989). On tärkeää pyrkiä välttämään systemaattisia virheitä. Mittaustilanne on syytä harjoitella erittäin hyvin etukäteen, jotta tutkittavien, tietojen, tulosten ja välineiden käsittelyssä ei ilmenisi virheitä. (Currier 1990.)

Myös mittaajan muut ominaisuudet kuten voima, voi vaikuttaa mittaustuloksiin. Bohannon (1989) on pohtinut, että mm. manuaalisessa voimamittauksessa testaajan oma voimataso voi vaikuttaa mittaustulokseen. Mittaajasta johtuvia virheitä ovat myös mahdolliset kirjaamisvirheet kuten kirjoitus- ja lyöntivirheet tietoa kerätessä (Berger ja Patchner 1988).

Yhden mittaajan sisäinen toistettavuus on havaittu olevan parempi kuin kahden mittaajan välinen toistettavuus (Viikari-Juntura 1987, Youdas ym. 1991, Gonnella ym. 1982).

### 6.2.4 Koehenkilöt

Jos koehenkilö ei ole yhteistyökykyinen tai -haluinen, hän on hyvin jännittynyt tms. voidaan kysyä onko reliaabelien mittaustulosten saavuttaminen tällöin mahdollista? (Rothstein 1985.) Koehenkilön motivaatio voi vaikuttaa mittaustulokseen voimakkaasti.

Monissa kokeissa koehenkilö voi itse päättää haluaako hän tehdä parhaansa vai ei. Mittaukset perustuvat usein koehenkilön subjektiiviseen tuntemukseen esimerkiksi kivun määrästä tai säteilykivun vähenemisestä jossakin asennossa. Tämän vuoksi potilaan motivaatio ja keskittyminen tutkimukseen voivat vaikuttaa tutkimustulokseen. Nämä tekijät ovat kuitenkin hyvin huonosti kontrolloitavissa. (Viikari-Juntura 1987.)

Myös potilaan taitotaso voi vaikuttaa tulokseen. Berg ym. (1994) havaitsivat niskan lihasvoimaa tutkivassa työssään, että tulokset paranivat ensimmäisten mittauskertojen aikana. Tutkijat ovat sitä mieltä, että koehenkilöt oppivat ensimmäisten testien aikana suorituksen paremmin ja sen vuoksi tulokset paranivat. Mittausmenetelmään olisi pitänyt tutustua paremmin ennen varsinaista koetta. Erityisesti tämä oppimisilmiö nähtiin ikääntyneillä ja vähemmän fyysisesti aktiivisilla koehenkilöillä. Mittausmenetelmään tutustuminen katsottiin tärkeäksi myös silloin kun maksimaaliseen suoritukseen ei oltu totuttu tai jos testi aiheutti kipua tai muita epämiellyttäviä oireita. Myös kyselytyypissä mittareissa voi koehenkilön taitotaso vaikuttaa vastaamiseen. Jos koehenkilö ei esimerkiksi ymmärrä kysymystä täydellisesti, on hänen vastauksensa hyvin kyseenalainen. Koehenkilön fyysinen tai psyykinen kunto tai mieliala mittaushetkellä voivat vaikuttaa mittauksen lopputulokseen. (Currier 1990.)

Kipu tai sen pelko voi olla vaikuttamassa mittauksen lopputulokseen. Koehenkilön toiminta saattaa rajoittua tai muuttua jo sen vuoksi, että hän ennakoii kivun ilmaantumista. (Solem-Bertoft 1996.) Tällainen tilanne on käytännössä vastassa aina kun mitataan potilasaineistoa. On havaittu myös, että testiajien välistä toistettavuutta mitattaessa jälkimmäisen tutkimuksen tekevä mittaaaja saa yleensä aikaan enemmän kipua kuin ensimmäinen mittaaaja, eli koehenkilö ikäänkuin herkistyy tuntemaan kipua ensimmäisen tutkimuksen jälkeen (Viikari-Juntura 1987, Westerberg ym. 1996).

Koehenkilön suoritusten sisäinen vaihtelu on myös hyvä ymmärtää. Ihmiset eivät ole suorituksissaan konsistentteja, vaan he tiedostamattaan muuttavat toimintaansa suorituksesta toiseen kokeillen erilaisia strategioita tehtävän suorittamiseksi. Samoin yksilöiden väliset erot toimintastrategioissa voivat olla hyvinkin erilaisia. (Schmidt 1982.)

Riddle ym. (1989) ovat sitä mieltä, että toistettavuus tulisi ilmaista populaatiospesifisti – sama toistettavuus ei luultavasti päde samaan mittariin, jos sitä käytetään esim. terveillä

ja aivovauriosta kärsivillä koehenkilöillä. Otoksen tulisi mahdollisimman hyvin vastata sitä populaatiota, jolla mittaria tullaan käytännössä käyttämään.

### 6.3 Tilastolliset menetelmät toistettavuustutkimuksissa

Muuttujien välisen lineaarisen riippuvuuden intensiteettiä kuvataan korrelaatiokertoimen avulla. Se on analyysimenetelmä, jota käytetään yleisesti tutkittaessa kahden jatkuvan muuttujan yhteyttä toisiinsa. Korrelaatiokertoimen arvot voivat vaihdella  $-1$  ja  $+1$  välillä. Jos kerroin on  $+1$ , ovat kaikki havainnot samalla suoralla viivalla ja korrelaatio on täydellinen. Jos kerroin on lähellä nollaa, ei muuttujien välillä ole lineaarista yhteyttä lainkaan. Korrelaatiokertoimen ollessa lähellä  $-1$ , on muuttujien välinen yhteys negatiivista, eli toisen muuttujan arvojen noustessa toisen arvot laskevat. (Altman 1991.)

Korrelaatiokertoimen standardimetodia kutsutaan Pearsonin tulomomenttikorrelaatioksi. Se mittaa kahden muuttujan välistä lineaarista riippuvuutta. Näin arvo  $+1$  tai  $-1$  voidaan saavuttaa silloin kun kaikki pisteet diagrammissa osuvat suoralle viivalle (Altman 1991). Tätä menetelmää käytetään paljon mittaamaan esimerkiksi toistettujen mittausten yhteneväisyyttä. Menetelmän käyttö voi kuitenkin helposti johtaa vääriin tulkintoihin. Melko yleisesti ollaan sitä mieltä, että yhteneväisyyttä mitattaessa Pearsonin tulomomenttikorrelaation käyttö on virheellistä monista eri syistä. (Bland ja Altman 1986, Läärä ja Aro 1988, Ottenbacher ja Tomchek 1993.) Korrelaatiokerroin kuvaa pelkästään eri menetelmien tai mittausten lineaarisen riippuvuuden voimakkuutta, joka ei sellaisenaan mittaa menetelmien yhtäpitävyyttä (Läärä ja Aro 1988). Korkea korrelaatiokerroin ei siis välttämättä merkitse sitä, että kaksi metodia tai mittausta ovat yhtäpitävät. Tulokset voivat olla yhteydessä toisiinsa, mutta ne eivät välttämättä ole yhteneväiset. Jos toisen mittarin skaalaa muutetaan, se ei vaikuta korrelaatioon eli muuttujien väliseen yhteyteen, mutta se vaikuttaa mittausten yhtäpitävyyteen. (Bland ja Altman 1986, Ottenbacher ja Tomchek 1993.) Niin kauan kun muuttujat muuttuvat saman määrän suhteessa toisiinsa koko ajan, korrelaatio pysyy korkeana, vaikka mittausten yhteneväisyys olisi-kin huono. Korrelaation heikkoutena pidetään myös sitä, että korrelaation suuruus riippuu paljon tutkittavien muuttujien vaihteluvälistä havaintoaineistossa (Läärä ja Aro 1988).

Bland & Altman (1986) ovat kehittäneet menetelmän, jolla voidaan arvioida mm. kahden eri mittarin tai useamman mittauksen yhtäpitävyyttä keskenään. Tässä menetelmässä kuvataan graafisesti samaan kuvaan esimerkiksi kahden eri mittauskerran ero sekä mittausten keskiarvo. Jotta mittaukset olisivat keskenään yhtäpitäviä, tulee 95% mittauksista osua keskiarvoon nähden välille SD (keskihajonta)  $\pm 1,96$ . Menetelmä on hyvin havainnollinen, koska kuvasta voi yhdellä silmäyksellä nähdä mittausten hajonnan. Pienellä aineistolla menetelmän kriteerit mittausten yhtäpitävyydelle ovat hyvin tiukat. (Bland ja Altman 1986.)

Ottenbacher ja Tomchek (1993) tutkivat viiden vuoden ajalta Physical Therapy ja American Journal of Occupational Therapy -lehdissä raportoidut reliabiliteettiin liittyvät artikkelit. He havaitsivat, että tilastollisista menetelmistä eniten oli käytössä intraclass correlation coefficient (ICC) (57% kaikista luotettavuusarvoista) ja toiseksi eniten oli käytetty Pearsonin tulomomenttikorrelaatiota (15% kaikista luotettavuusarvoista). Näiden lisäksi oli käytetty jonkin verran Kappa-kerrointa sekä prosentuaalista yhteneväisyyttä (percentage agreement). Jos kyseessä on nominaali- tai järjestysasteikollinen muuttuja suositellaan toistettavuustutkimuksissa käytettäväksi nimenomaan Kappa-kerrointa sekä prosentuaalista yhteneväisyyttä (percentage agreement) (Haley ja Osberg 1989, Ottenbacher ja Tomchek 1993). Kappakertoimen arvot vaihtelevat  $-1$  ja  $+1$  välillä ja sitä voidaan tulkita seuraavasti  $< 0.4$  = heikko,  $> 0.4 - < 0.75$  = kohtalainen – hyvä ja  $> 0.75$  = erinomainen (Haley ja Osberg 1989).

Intraclass correlation coefficient (ICC) on suositeltava menetelmä silloin kun halutaan testata toistettujen mittausten yhteneväisyyttä jatkuvilla muuttujilla (Bland ja Altman 1986). ICC on yksilön sisäisen varianssin osuus yksilöiden välisestä varianssista. Laskutoimitusten tuloksena saadaan korrelaatiokerroin  $r$ , joka saa arvoja  $0:n$  ja  $1:n$  välillä. Mitä lähempänä arvo on  $1:stä$ , sitä pienempi on virhekeskihajonta. (Shrout ja Fleiss 1979.) ICC:ssä käytetään varianssianalyysiä arvioimaan mittaukseen liittyvää todellista varianssia ja virhevarienssia. ICC:n etuna on, että se antaa tietoa sekä mittausten välisestä yhteydestä että niiden välisestä yhteneväisyydestä ja sitä voidaan käyttää myös silloin kun on kyseessä useampi kuin kaksi aineistoa (esim. useampia mittajia tai mittauksia). (Ottenbacher ja Tomchek 1993.)

## 7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tämä tutkimus oli osa DBC Internationalin toteuttamaa tutkimusta, jonka tarkoituksena on kehittää niska-hartiaongelmaisten toimintakyvyn kartoittamiseen soveltuva mittari. Tavoitteena on luoda toistettava ja luotettava mittari, jolla pystyttäisiin arvioimaan kuntoutuksen tehoa sekä erottelemaan niskaongelmaiset terveistä.

Tämän osatutkimuksen tarkoituksena oli arvioida tämän kehitteillä olevan mittarin toistettavuutta yhden mittauksen sisällä yhden mittauskerran sisällä ja kahden eri mittauspäivän välillä terveillä työikäisillä henkilöillä.

### Tutkimusongelmat:

1. Onko pään ja niskan kierto liikkeen jälkeistä *keskiasennon tunnistamista* mittaava mittari toistettava terveillä työikäisillä henkilöillä yhden mittauskerran sisällä?
2. Onko pään ja niskan kierto liikkeen jälkeistä *keskiasennon tunnistamista* mittaava mittari toistettava terveillä työikäisillä henkilöillä kahden mittauskerran välillä?
3. Onko pään ja niskan *kierto liikkeen tasaisuutta* mittaava mittari toistettava terveillä työikäisillä henkilöillä yhden mittauskerran sisällä ?
4. Onko pään ja niskan *kierto liikkeen tasaisuutta* mittaava mittari toistettava terveillä työikäisillä henkilöillä kahden mittauskerran välillä?

## 8 AINEISTO JA MENETELMÄT

### 8.1 Mittaaja ja mitattavat

Tutkimukseen osallistui 15 vapaaehtoista työikäistä henkilöä, 8 miestä ja 7 naista. Sisäänottokriteerit olivat seuraavat: työelämässä olo ja ei sairaslomia tai lääkärin konsultaatiota niskavaivan vuoksi viimeisen vuoden aikana. Tutkittavat olivat kaikki DBC Internationalin työntekijöitä tai heidän perheenjäseniään. Tutkittavien taustatiedot on esitetty taulukossa 2.

*Taulukko 2 Koehenkilöiden taustatietojen keskiarvot, vaihteluvälit ja keskihajonnat*

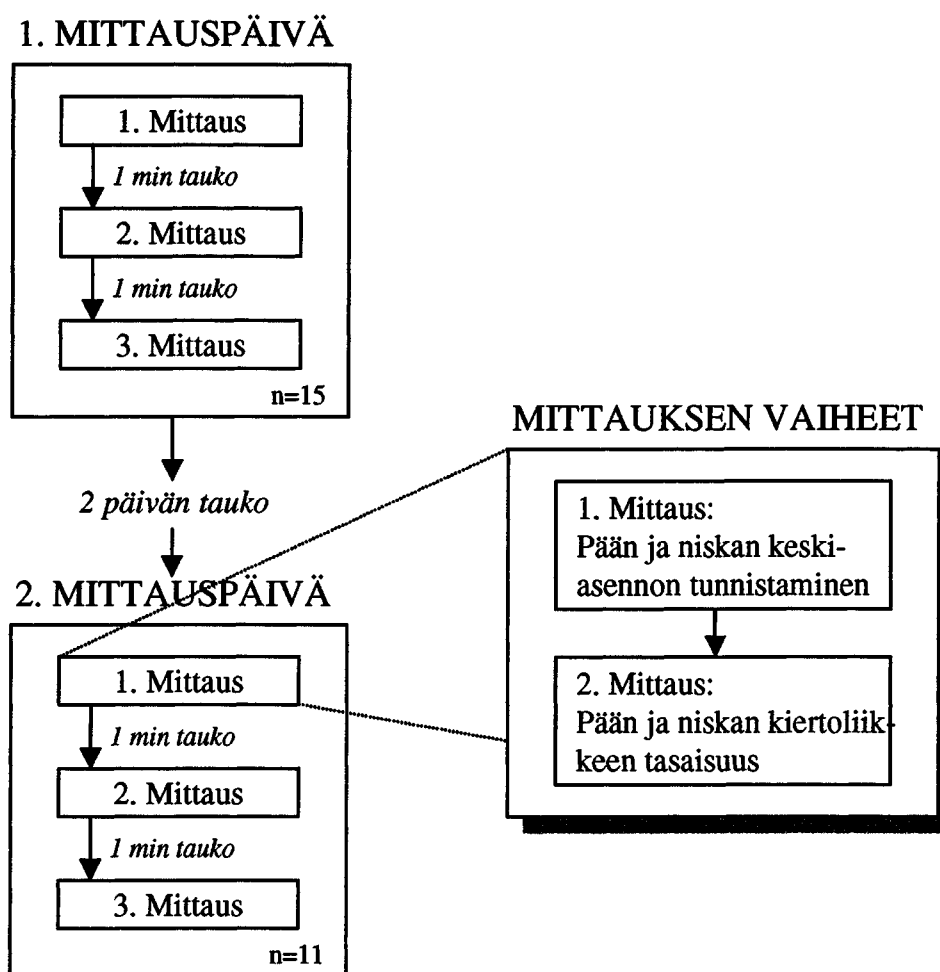
Muuttuja	Keskiarvo	Minimi	Maksimi	Keskihajonta
Ikä (v)	31,2	24	45	6,9
Pituus (cm)	175,2	156	191	10,2
Paino (kg)	74,7	50	97	15

n = 15

Mittaaja oli biomekaniikan opiskelija, joka ennen tutkimusta perehtyi mittausmenetelmään kokeneen fysioterapeutin ohjauksessa, joka oli käyttänyt mittausmenetelmää ison potilasryhmän mittaamisessa.

### 8.2 Koeasetelma

Mittarin toistettavuutta arvioitiin yhden mittauskerran sisäisellä toistettavuudella (intrasession) sekä kahden mittauspäivän välisellä toistettavuudella (test-retest). Yksi mittauskerta koostui kolmesta peräkkäisestä mittauksesta, joiden välillä oli noin minuutin mittainen tauko. Toinen mittaus suoritettiin kahden päivän kuluttua ensimmäisestä mittauksesta ja myös silloin mittaus suoritettiin kolme kertaa peräkkäin ja mittauksen välissä oli minuutin tauko. Mittauspäivien välinen aika valittiin kahdeksi päiväksi, jotta mitattavien tilassa ei ehdi tapahtua tuloksiin vaikuttavaa muutosta. Mittauksen kulku esitetään kuvassa 13.



*Kuva 13 Mittausten kulku*

Ensimmäiseen mittaukseen osallistui 15 koehenkilöä ja toiseen 11. Kato johtui kesälomien alkamisesta (3) ja sairaudesta (1). Pään ja niskan kierto liikkeen tasaisuuden mittaukset rekisteröityivät molempina mittauspäivinä suoraan tietokoneelle, joten niissä mittauksissa mittajaan vaikutus kirjaamisvaiheessa eliminoitui (mahdolliset kirjaamisvirheet). Pään ja niskan keskiasennon tunnistamisen mittaamisessa kirjaamisvirheet ovat olleet mahdollisia.

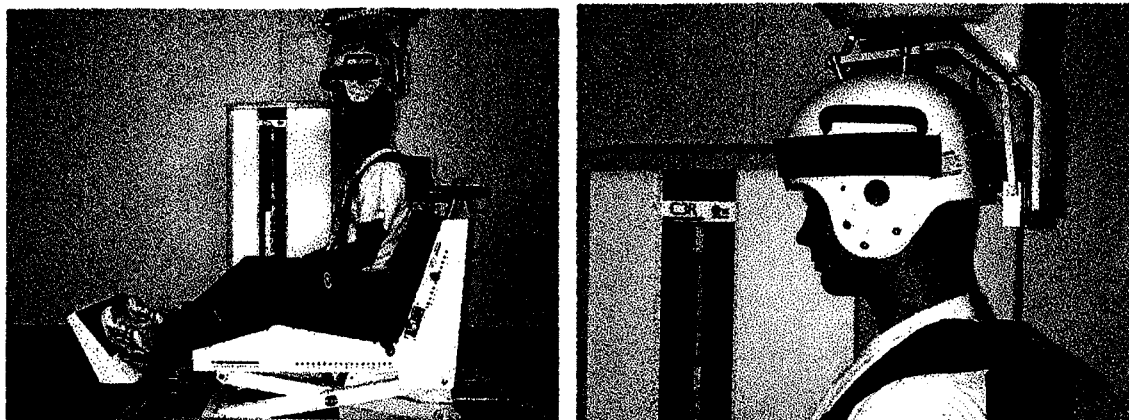
Mittaukset kestivät noin 20 minuuttia kerrallaan ja ne suoritettiin DBC International Oy:n tiloissa Vantaalla.



## 8.3 Mittausmenetelmä

### 8.3.1 Mittalaite

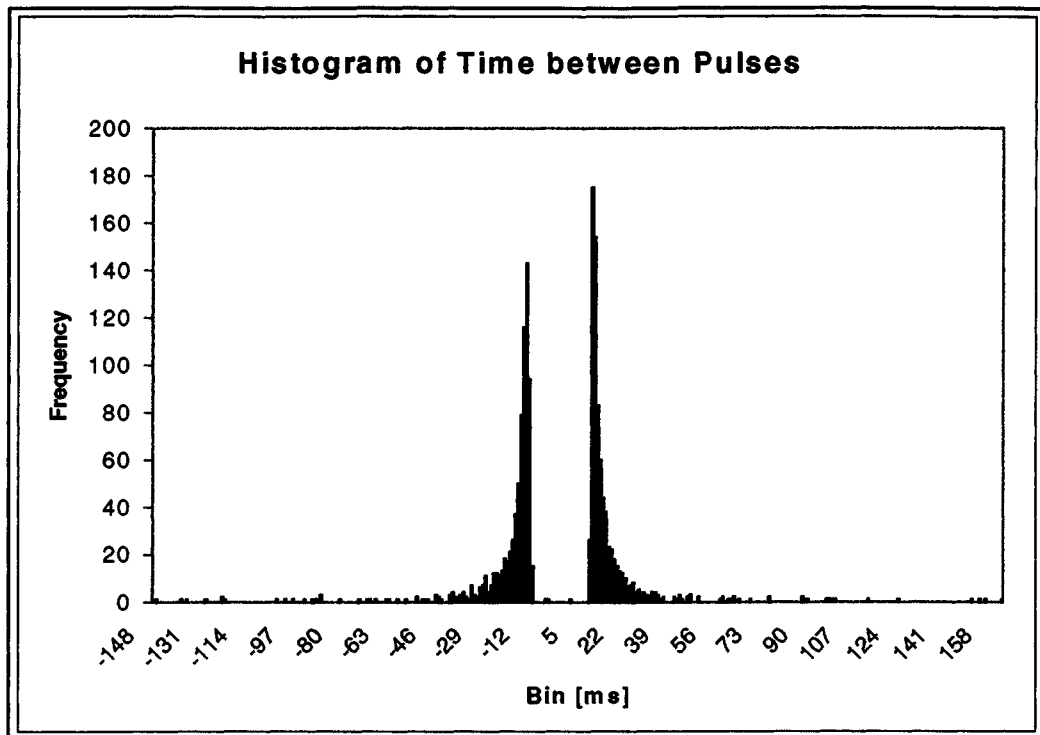
Mittaukset tehtiin DBC International Oy:n kehittämällä niskan rotaatioharjoituslaitteella, jossa rotaatioliike tapahtuu kolmiulotteisesti niin, että liikkeeseen liittyy aina myös fleksio ja lateraalifleksio (kuva 14). Laitteen kypärä määrää liikemallin, joten liike oli kaikilla koehenkilöillä samanlainen. Tässä rotaatioliikkeessä aktivoituu koko niskan alue ja niskan sekä rintarangan ylimenoalue (C0-T2). Kirjallisuuden mukaan niskan kiertoliikkeessä aktivoituvat seuraavat lihakset: *musc. splenius cervicis*, *musc. iliocostalis cervicis*, *musc. longissimus cervicis*, *musc. semispinalis cervicis*, *musc. intertransversarii*, *musc. obliquus capitis inferior*, *musc. rotatores brevis* ja *musc. rotatores longi*, jotka kaikki aktivoituvat kierron puolella. Kierron vastakkaisella puolella aktivoituvat *musc. multifidus*, *musc. scaleni* ja *musc. sternocleidomastoideus*. (Magee 1997.) Tällä tutkimuksessa käytetyllä mittaus- ja harjoituslaitteella niskalihasten aktivoitumista ei ole tutkittu (aktivoituvat lihakset, aktivoitumisjärjestys). Laitteella pystytään tekemään kaikkiaan 180° rotaatiota (90° molempiin suuntiin). Liikerataa pystytään rajoittamaan halutun suuruiseksi portaattomalla lukolla molempiin suuntiin.



*Kuva 14 DBC Internationalin kehittämä pään ja niskan kierto liikkeen mittaus- ja harjoituslaite*

Liikeradan suuruutta ja samalla kypärän ja siten pään ja niskan asentoa keskiasentoon ( $0^\circ$ ) nähden pystytään tarkkailemaan koko ajan osoittimen avulla, joka näyttää kolmiulotteisen rotaatioliikkeen suuruuden asteen tarkkuudella.

Laitteen kypärän akseliin on kiinnitetty pulssianturi, joka kypärän liikkeessä lähettää tietokoneelle 256 pulssia /  $360^\circ$ . Laitteella voidaan mitata mm. pään ja niskan kierto liikkeen nopeutta, nopeuden vaihteluita, maksimikihtyvyyksiä ja esimerkiksi pisintä taukoa kahden pulssin välillä. Pulssianturin toimintaperiaate on seuraava: anturin sisällä on reikälevy, jonka takana on valo. Reikälevyn kehällä ( $360^\circ$ ) on 256 reikää, joista levyn takana oleva valo pääsee näkymään. Joka kerta kun kierto liikkeen aikana valo vilkahtaa reiän läpi, tietokone rekisteröi yhden pulssin tapahtuneeksi. Pulssianturi on liitetty tietokoneeseen, joka rekisteröi peräkkäisten pulssien välisen ajan millisekunneissa. Eli jos pulssien välinen aika on pitkä, on rotaatioliike hidaskä ja jos aika on lyhyt, on rotaatioliike nopea. Jokainen dynaaminen noin 30 kierto liikkeen suoritus pystytään esittämään myös histogrammina, jossa kuvataan eripituisten pulssien määrä koko liikesarjan aikana. Kuvassa 15 esitetään tällainen esimerkki tasaisesta liikkeestä. Kuvasta voidaan päätellä liikkeen nopeuden olleen melko tasainen, koska pulssien pituuksien jakauma on hyvin pieni, eli pulssien kestot ovat olleet hyvin samanlaiset. Mittausmenetelmä on DBC International Oy:n kehittämä ja siitä on patenttihakemus vireillä.



*Kuva 15 Tasainen liike. Y-akselilla kuvataan havaittujen pulssien määrät ja x-akselilla havaittujen pulssien pituudet. Miinusmerkkiset pulssit merkitsevät liikettä vasemmalle ja plusmerkkiset pulssit liikettä oikealle. Kaikki pulssit ovat hyvin saman mittaisia, joka näkyy histogrammissa korkeana palkkina tietyn mittaisten pulssien kohdalla. Tämä tarkoittaa sitä, että liike on ollut hyvin tasainen eli pulssien pituudet eivät ole vaihdelleet voimakkaasti liikkeen aikana.*

### 8.3.2 Mittauksen toteuttaminen

Mittauslaitteen säädöt valittiin jokaisen koehenkilön kohdalla yksilöllisesti ja samoja säätöjä käytettiin jokaisella mittaukerralla. Säädöistä ja niiden kriteereistä oli olemassa tarkka kirjallinen ohje, jota noudatettiin (liite 1).

Mittaus tapahtui standardoidun kirjallisen ohjeen mukaan (liite 2), joka mittaajalla oli nähtävillään koko mittauksen ajan. Tällä pyrittiin siihen, että jokainen koehenkilö saisi mahdollisimman samanlaisen ohjeistuksen testiin. Koehenkilö fiksoitiin laitteeseen lanne- ja hartiavöiden avulla. Istuin nostettiin ylös niin, että pää oli tukevasti kypärän sisällä ja pohjassa. Kypärä kiristettiin kahdella tarranauhalla niin, että pää ei päässyt liikkumaan kypärän sisällä liikkeen aikana.

Ensimmäisessä mittauksessa mitattiin pään asennon hallintaa. Testissä koehenkilön silmät olivat suljetut. Lähtöasentona oli kypärän keskiasento ( $0^\circ$ ), josta koehenkilöä pyydettiin rauhallisesti kiertämään pää täyteen rotaatioon vasemmalle ja sitten palauttamaan pää takaisin lähtöasentoon ja pysähtymään siihen. Palauttamisen jälkeen asento (joko yli- tai aliarviointi) merkittiin asteen tarkkuudella testikorttiin (liite 3). Kirjaamisen jälkeen koehenkilö toisti saman oikealle. Tämän jälkeen asento korjattiin takaisin keskiasentoon ( $0^\circ$ ) ja koehenkilölle kerrottiin, että nyt oltiin täsmälleen keskiasennossa. Testi toistettiin niin, että koehenkilö teki ensimmäisen kierron oikealle. Koko testin ajan koehenkilön silmät olivat suljetut.

Ensimmäisen testin jälkeen koehenkilö sai avata silmät ja hänelle selitettiin toisen mittauksen kulku.

Toisessa mittauksessa koehenkilö teki dynaamista pään kiertoliikettä tasaiseen tahtiin puolelta toiselle. Liikerata rajoitettiin maksimissaan  $40^\circ$  molempiin suuntiin (yhteensä  $80^\circ$ ). Näin varmistuttiin siitä, että kaikki koehenkilöt pystyivät tekemään liikkeen koko liikeradalla. Kiertoliike tehtiin metronomin tahdissa (50 iskua minuutissa) niin, että jokaisella metronomin iskulla päätä kierrettiin joko oikealle tai vasemmalle. Metronomin tahti valittiin kokeilemalla muutamalla työikäisellä terveellä henkilöllä miellyttävää rytmiä noin  $80^\circ$  liikkeeseen. Silmät olivat testin aikana suljetut. Koehenkilöt toistivat kiertoliikettä noin 30 kertaa. Ennen varsinaista testiä he saivat harjoitella rytmiä ja liikerataa noin 5-10 kertaa. Testi aloitettiin niin, että koehenkilö aloitti liikkeen metronomin rytmissä ja kolmen toiston jälkeen mittaus käynnistettiin. Koehenkilöille annettiin ohjeeksi tehdä tasaista ja rytmikästä liikettä koko liikeradalla niin kauan kunnes heille annettiin lupa lopettaa; kuitenkin ilman pysähtymistä tai kolausta liikkeen lopussa. Käytännössä liikkeen laajuus oli näin suoritettuna noin  $35^\circ$  molempiin suuntiin eli yhteensä noin  $70^\circ$ .

Elektroninen mittari mittasi testin ajan liikkeen nopeutta, kiihtyvyyttä ja niiden muutoksia. Lisäksi mittaaja arvioi visuaalisesti liikkeen nopeutta (liian nopea, oikea nopeus, liian hidas), symmetrisyyttä (symmetrinen, epäsymmetrinen) ja tasaisuutta (tasainen, epätasainen).

Testin jälkeen koehenkilö avasi silmät ja kypärä irrotettiin hänen päästään. Istuinta laskettiin sen verran alas, että koehenkilö saattoi vapaasti liikuttaa päätään ja niskaansa. Laitteen muihin säätöihin ei koskettu. Tauko kesti noin minuutin. Tämän jälkeen istuin nostettiin takaisin aiempaan korkeuteensa ja kypärä kiristettiin tarranauhoilla päähän.

Mittausprotokolla toistettiin samalla tavalla 3 kertaa.

## 8.4 Tulosten analysointi

Kiertoliikkeen jälkeistä pään ja niskan asennon tunnistamista mittaavan mittarin tulokset analysoitiin siten, että jokaisen mittauksen aikana tehdyn neljän suorituksen nollassennosta poikenneiden virheasteiden itseisarvot laskettiin yhteen. Tätä yhden mittauksen aikana kertynyttä kumulatiivista virhettä verrattiin samana mittauspäivänä ja toisena mittauspäivänä tehtyjen muiden mittausten kumulatiiviseen virheeseen eli laskettiin mittauksen toistettavuus ensimmäisen ja toisen mittauspäivän sisällä sekä ensimmäisen ja toisen mittauspäivän välillä. Koska pään ja niskan asennon tunnistamisen mittareita on kirjallisuudessa esiintynyt muutamia (Revel ym. 1991, Revel ym. 1994, Heikkilä ym. 1996), haluttiin tehdä hieman tarkempi analyysi laskemalla erikseen päivien välisessä toistettavuudessa ensimmäisten, toisten ja kolmansien mittausten toistettavuus.

Pään ja niskan liikkeen hallintaa mittaavan mittarin tutkimus oli pilottiluonteinen ja ensimmäisiä omalla alueellaan. Tämän vuoksi otettiin alustavaan tarkasteluun mukaan paljon parametreja, jotta nähtäisiin mitkä niistä olisivat käyttökelpoisia. Kaikkiaan laskettiin 138 erilaista parametria (liite 4). Niiden kaikkien toistettavuus laskettiin ensin alustavasti käyttäen Pearsonin korrelaatiokerrointa. Näistä parametreista valittiin tarkempaan analyysiin ne, joiden  $r > 0,6$ . Kokonainen rotaatioliike arvioitiin erikseen samoin kuin oikealle ja vasemmalle tapahtuneet kiertoliikkeet. Koska mittari on vasta kehitteillä, eikä vastaavia ole olemassa, analysoitiin vain ensimmäisen päivän sisäinen toistettavuus sekä kahden mittauspäivän välinen toistettavuus vain ensimmäisten mittausten osalta.

Mittaustulosten toistettavuutta arvioitiin Pearsonin tulomomenttikorrelaatio-kertoimen sekä ICC:n (intraclass correlation) avulla.

Pearsonin menetelmää käytettiin verrattaessa kahden eri mittauspäivän välillä molempien päivien ensimmäisiä, toisia ja kolmansia mittauksia keskenään. Pearsonin tulomomenttikerrointa käytettiin arvioimaan tulosten lineaarisen riippuvuuden voimakkuutta. Kerroin ei sellaisenaan mittaa menetelmien yhtäpitävyyttä eikä systemaattista virhettä. (Läärä ja Aro 1988.)

ICC-menetelmää käytettiin verrattaessa yhden mittauskerran sisällä ensimmäisen, toisen ja kolmannen mittauksen yhtäpitävyyttä keskenään. ICC kertoo kuinka hyvin mittaustulokset vastaavat toisiaan eli se arvioi mittaustulosten kokonaisvarianssia (Shrout ja Fleiss 1979). ICC:n arvoja tulkittiin yleisesti hyväksytyn periaatteen mukaisesti: 0,80 – 1,0 erinomainen reliabiliteetti, 0,60 – 0,79 kohtalainen reliabiliteetti ja < 0,60 huono reliabiliteetti (Currier 1990).

## 9 TULOKSET

### 9.1 Mittausten keskiarvot ja keskihajonnat

Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamisen mittaamisen tulokset laskettiin neljästä suoritetusta liikkeestä (= 1 testi) asteiden kumulatiivisena virheenä. Jokaisen liikkeen virhe asteissa keskiasentoon nähden kirjattiin ja niiden itseisarvot laskettiin yhteen. (taulukko 3)

*Taulukko 3 Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamisen virhe ensimmäisenä ja toisena mittauspäivänä (yhden mittauksen sisällä tehtyjen neljän kierron yhteenlaskettu virhe asteina keskiasentoon nähden)*

Muuttuja	Keskiarvo	Minimi	Maksimi	Keskihajonta
<i>Ensimmäinen päivä n=15</i>				
testi 1	8,8	2	15	4,2
testi 2	9,1	1	19	5,5
testi 3	7,5	4	12	2,7
<i>Toinen päivä n=11</i>				
testi 1	9,3	4	18	4,1
testi 2	9,2	1	22	5,2
testi 3	8,6	4	16	3,8

Pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuuden mittauksessa mitattiin pulssien pituuksia millisekunneissa dynaamisen liikkeen aikana. Ensimmäisen päivän mittausten toistettavien parametrien keskiarvot ja keskihajonnat esitetään taulukossa 4. Kaikki arvot taulukossa ovat millisekunneja paitsi varianssi, joka on millisekunnin neliöitä.

**Taulukko 4** Pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuuden mittaamisen toistettavien parametrien keskiarvot ja keskihajonnat 1. mittauspäivänä (kaikki arvot taulukossa ovat pulssien pituuksia millisekunteina)

(oik. = liike oikealle, vas. = liike vasemmalle, oik. + vas. = liike vasemmalle ja oikealle yhdistettyä, -5 = viisi äärimmäistä arvoa poissuljettu)

Muuttuja	1 testi		2 testi		3 testi	
	Keski-arvo	Keski-hajonta	Keski-arvo	Keski-hajonta	Keski-arvo	Keski-hajonta
Keskiarvo (oik.)	21,1	3,4	20,3	2,2	20,2	1,9
Keskiarvo (vas.)	21,3	3,4	20,7	2,2	20,3	2,1
Varianssi (oik. + vas.)	810,4	294,4	731,2	172,0	702,2	151,2
Varianssi (vas.)	316,5	113,2	297,6	86,0	291,6	105,5
Moodi (oik.)	14,0	2,5	13,9	1,8	13,9	1,5
Moodi (vas.)	14,0	2,6	14,0	1,8	13,9	1,8
Maksimi (-5) (vas.)	12,1	2,5	11,9	1,7	11,8	1,7
Minimi (-5) (oik.)	11,8	2,0	11,5	1,3	11,7	1,4
Minimi (-5) (vas.)	126,3	15,3	120,8	15,1	121,1	24,4
95% lev. (oik.+ vas.)	88,4	15,7	84,8	11,2	83,6	9,8
90% lev. (oik.+ vas.)	60,5	9,3	58,1	6,5	57,3	5,2
85% lev. (oik.+ vas.)	50,2	7,4	48,4	4,9	47,9	4,5
80% lev. (oik.+ vas.)	44,5	6,6	42,8	4,2	42,4	4,1
95% lev. (oik.)	62,7	16,8	56,2	13,9	55,7	14,3
90% lev. (oik.)	30,8	6,9	29,5	5,3	29,7	4,6
85% lev. (oik.)	22,0	4,4	20,8	3,6	20,7	3,6
80% lev. (oik.)	16,6	2,7	16,0	2,3	15,9	2,2
95% lev. (vas.)	63,8	14,9	60,3	13,5	58,4	12,7
90% lev. (vas.)	32,1	6,8	30,6	5,4	29,1	4,7
85% lev. (vas.)	22,8	4,6	21,1	4,0	20,0	3,1
80% lev. (vas.)	17,5	3,6	16,3	3,1	16,0	2,3

n = 15



## 9.2 Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamista mittaavan mittarin toistettavuus

Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamisen mittaamisen toistettavuus oli ensimmäisen mittauspäivän sisällä heikko (ICC = 0,50) ja toisen mittauspäivän sisällä hyväksyttävää tasoa (ICC = 0,65). (taulukko 5).

*Taulukko 5 Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamisen mittaamisen toistettavuus (ICC = Intraclass Correlation) kolmen mittauksen välillä ensimmäisen ja toisen mittauspäivän sisällä (yhden mittauksen sisällä tehtyjen neljän kierron kumulatiivisen virheen vertailu)*

Muuttuja	ICC
Päivä 1	0,50
Päivä 2	0,65

päivä 1 n = 15

päivä 2 n = 11

Mittarin toistettavuus ensimmäisen ja toisen mittauspäivän välillä oli hyväksyttävää tasoa verrattaessa päivien ensimmäisiä ( $r = 0,64$ ) ja toisia mittauksia ( $r = 0,66$ ) keskenään. Ensimmäisen ja toisen päivän kolmannet mittaukset eivät olleet keskenään toistettavissa ( $r = 0,13$ ) (taulukko 6)

*Taulukko 6 Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamisen mittaamisen toistettavuus ensimmäisen ja toisen mittauspäivän välillä (yhden mittauksen sisällä tehtyjen neljän kierron kumulatiivisen virheen vertailu)*

Muuttuja	r (Pearson)
Päivä 1 testi 1 / päivä 2 testi 1	0,64
Päivä 1 testi 2 / päivä 2 testi 2	0,66
Päivä 1 testi 3 / päivä 2 testi 3	0,13

n = 11

### 9.3 Pään ja niskan kierto liikkeen tasaisuutta mittaavan mittarin toistettavuus

Pään ja niskan kierto liikkeen tasaisuutta mittaavan mittarin toistettavuus ensimmäisen mittauspäivän sisällä oli erinomainen tai hyväksyttävä (ICC 0,60 – 1,0) kun tarkkailtava parametri oli pulssien pituuksien keskiarvo, varianssi, moodi, maksimi tai minimiarvo poisuljettuna 5 äärimmäistä arvoa tai jakauman leveys (80, 85, 90 tai 95%). (taulukko 7)

*Taulukko 7 Pään ja niskan kierto liikkeen tasaisuuden mittaamisen toistettavuus ensimmäisen mittauspäivän sisällä Intra Class Coefficient –menetelmällä laskettuna (mitattu pulssien pituuksia millisekunneissa, parametrit laskettu pulssien pituuksien jakaumasta) (taulukossa mukana vain toistettavat (ICC > 0,60) parametrit kaikkiaan 138:sta parametrasta)*

Muuttuja	ICC
Keskiarvo (liike oikealle)	0.77
Keskiarvo (liike vasemmalle)	0.83
Varianssi (koko liike vasen + oikea)	0.77
Varianssi (liike vasemmalle)	0.85
Moodi (liikeoikealle)	0.72
Moodi (liike vasemmalle)	0.82
Maksimi (poisulj. 5 äärimmäistä arvoa) (liike vasemmalle)	0.84
Minimi (poisulj. 5 äärimmäistä arvoa) (liike oikealle)	0.75
Minimi (poisulj. 5 äärimmäistä arvoa) (liike vasemmalle)	0.65
95% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.86
90% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.83
85% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.82
80% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.79
95% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.77
90% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.81
85% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.78
80% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.78
95% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.68
90% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.77
85% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.79
80% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.81

n=15

Molempien mittauspäivien ensimmäisiä mittauksia verrattiin keskenään Pearsonin tu-  
lomomenttikertoimen avulla. Mittausten toistettavuus oli erinomainen tai hyväksyttävä  
(ICC 0,60 – 1,0) kun tarkkailtava parametri oli pulssien pituuksien keskiarvo, varianssi,  
maksimi tai minimiarvo pois suljettuna 5 äärimmäistä arvoa tai jakauman leveys (80%,  
85%, 90% tai 95%). (taulukko 8).

*Taulukko 8 Pään ja niskan liikkeen tasaisuuden mittaamisen toistettavuus kahden mittauspäivän välillä Pearsonin korrelaatiokertoimella laskettuna. Verrattu ensimmäisen ja toisen mittauspäivän ensimmäisiä mittauksia, taulukossa mukana vain toistettavat parametrit ( $r > 0,6$ ) kaikkiaan 138:sta parametrusta (mitattu pulssien pituuksia millisekunneissa, parametrit laskettu pulssien pituuksien jakaumasta)*

Muuttuja	r = Pearson
Keskiarvo (liike oikealle)	0.84
Keskiarvo (liike vasemmalle)	0.85
Varianssi (liike vasen + oikea)	0.96
Varianssi (liike oikealle)	0.90
Varianssi (liike vasemmalle)	0.85
Maksimi (poisulj. 5 äärimmäistä arvoa) (liike oikealle)	0.83
Maksimi (poisulj. 5 äärimmäistä arvoa) (liike vasemmalle)	0.91
95% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.88
90% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.94
85% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.89
80% jakauman leveydestä (liike vasen + oikea)	0.81
95% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.75
90% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.87
85% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.82
80% jakauman leveydestä (liike oikealle)	0.77
95% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.69
90% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.83
85% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.84
80% jakauman leveydestä (liike vasemmalle)	0.66

n=11

## **10 POHDINTA**

### **10.1 Menetelmät**

#### **10.1.1 Koehenkilöt**

Tämän tutkimuksen koehenkilöt olivat iältään 24-45 vuotiaita (keskiarvo 31,2 vuotta). Naisia oli 7 ja miehiä 8. Sisäänottokriteereiden mukaan kaikkien koehenkilöiden tuli olla työelämässä eikä heillä saanut olla sairaslomia tai lääkärin konsultaatiota niskavai-  
van vuoksi viimeisen vuoden aikana. Tyypillinen ikä saada niskaongelmia on noin 30-  
64 vuotta (Mäkelä ym. 1991), joten tämä otos ei ikäjakauman suhteen edustanut parhaalla mahdollisella tavalla normaalia niskaongelmista kärsivää populaatiota. Kaikki koehenkilöt olivat DBC Internationalin työntekijöitä ja he tekivät pääosin kevyttä istu-  
matyötä, jonka tahdin he pystyivät itse määräämään. Kaikki osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti, joten he olivat luultavasti motivoituneita yrittämään parhaansa. Lisäksi suurin osa koehenkilöistä harrasti kuntoliikuntaa säännöllisesti.

Tässä tutkimuksessa aineisto oli pieni, mutta riittävä (Currier 1990). Toisen mittauspäi-  
vän kato (neljä koehenkilöä) vielä supisti aineistoa. Aineiston pienuuden vuoksi luokit-  
telu ei ollut mahdollista eli ei pystytty vertailemaan esimerkiksi sukupuolten välisiä  
eroja, pituuden tai painon merkitystä, niskan pituuden vaikutusta jne. Isommalla aineis-  
tolla tutkittaessa voitaisiin myös etsiä esimerkiksi eri-ikäisten viitearvoja, mikä olisi  
kliinisen työn kannalta mielenkiintoista.

#### **10.1.2 Mittaukset**

Tässä tutkimuksessa käytetyt mittarit ovat DBC International Oy:n kehittämiä, eikä niitä  
voida suoraan verrata mihinkään muuhun aiemmin tutkittuun tai käytössä olleeseen mit-  
tariin.

## **Pään ja niskan asennon tunnistamisen mittaus**

Pään ja niskan asennon tunnistamisen mittareita löytyy kirjallisuudesta vähän. Muutama tutkimuksessa on käytetty menetelmää, jossa koehenkilön silmät olivat suljetut ja päässä oli valo-osoittimella varustettu kypärä. Pään ja niskan asennon tunnistamista mitattiin eri liikesuoritusten jälkeen. Tavoitteena oli palauttaa valo-osoitin ilman visuaalista informaatiota lähtöpisteeseen maksimaalisen pään ja niskan liikkeen jälkeen. (Revel ym. 1991, Revel ym. 1994, Heikkilä ym. 1996.) Sekä Revel ym. (1991) että Loudon ym. (1997) ovat osoittaneet mittarin erittäin toistettavaksi. Näissä mainituissa mittareissa pään ja niskan liikemalli ja liikerata oli vapaa. Kliinisessä käytössä tällä periaatteella toimivia mittareita ei ole. Loudon ym. (1997) käyttivät kypärämallista CROM-mittaria (Cervical Range Of Motion) mittaamaan pään ja niskan asennon palauttamista rotaation ja sivutaivutuksen jälkeen. Loudon ym. (1997) ja Heikkilä ym. (1996) ovat pienissä aineistoissa osoittaneet, että tämän mittarin avulla voidaan kohtalaisesti erotella terveet ja tapaturman vuoksi niskavaivasta kärsivät potilaat.

Tässä tutkimuksessa käytetyssä pään ja niskan asennon tunnistamisen mittarissa mittaustarkkuus oli  $1^\circ$ . Jos mittaustulos oli tasan kahden asteen puolivälissä, mittaaja joutui tekemään valinnan siitä minkä asteluvun hän valitsee. Periaatteena oli, että valitaan se asteluku, joka oli osoitinta lähinnä ja tismalleen kahden asteen puoliväliin pysähtyneet mittaukset pyöristettiin aina isompaan suuntaan. Tällöin jokaisessa mittauksessa saattoi tulla puolen asteen satunnaisvirhe puoleen tai toiseen. Mittauksen tarkkuus saattoi myös heittää jos osoitinta katsottiin sivusuunnasta. Virheen minimoimiseksi mittaaja seisoi koko mittauksen ajan suoraan koehenkilön ja siten myös osoittimen edessä. Jatkotutkimuksissa mittaustarkkuutta tulisi parantaa. Aiemmin käytetyissä pään ja niskan asennon tunnistamisen mittareissa mittaustarkkuus oli hyvin tarkka eli yksi millimetri (Revel ym. 1991, Heikkilä ym. 1996). Mittaustarkkuuden ollessa hyvin korkea, on satunnaisvaihtelu pientä, joka taas parantaa toistettavuutta.

Koehenkilön pään ja niskan asento saattoi vaihdella hieman mittauksesta toiseen. Vaikka koko vartalon asento oli merkityin säädöin toistettavissa hyvin tarkasti, ei pään ja niskan asentoa pystytty täysin tarkkaan määrittelemään samaksi jokaisessa mittauksessa. Pää irrotettiin kypärästä jokaisen mittauksen jälkeen, eikä seuraavassa mittauksessa

voitu olla täysin varmoja siitä, että asento oli täsmälleen sama kuin aiemmin. Perusasentona mittauksessa oli niskan pieni fleksio niin, että silmät näkyivät kypärän reunan alta. Tämän fleksion suuruus saattoi vaihtua mittauksesta toiseen ja näin muuttaa niskan liikemallia hieman mittauksesta toiseen.

Mittarin sisältövaliditeettia ei ole arvioitu, koska "kultaista standardia" ei ole olemassa. Tässä tutkimuksessa käytetty mittari erosi edellä kuvatuista mittareista myös sen suhteen, että pään ja niskan liikerata ei tässä mittarissa ollut vapaa. Laitteessa niskan ja pään kiertoliikkeen määräsi tutkimuslaitteen kypärän antama liikemalli, joka oli jokaiselle tutkittavalle samanlainen. Tämä pakotettu liikemalli on voinut vaikuttaa pään ja niskan asennon tunnistamiseen, koska koehenkilöt eivät ehkä ole voineet käyttää itselleen tuttuja liikemalleja kokeen aikana. Myös pään lepo/normaaliasento on hyvin yksilöllinen. Hanten ym. (1991) ovat mm. sitä mieltä, että naisilla ja miehillä pään ns. normaaliasento on erilainen. Ei myöskään tarkkaan tiedetä mitkä lihakset ja missä järjestyksessä aktivoituvat tässä tutkimuksessa käytetyssä harjoitus- ja mittalaitteessa.

### **Pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuuden mittaus**

Tutkimuksessa käytetty pään ja niskan liikkeen tasaisuuden mittari on vasta kehittelyvaiheessa, eikä vastaavia mittareita ole olemassa. Testin aikana tehtyjen dynaamisten liikkeiden pulssien pituudet rekisteröitiin tietokoneelle ja testin jälkeen niistä laskettiin 138 erilaista parametriä (liite 4). Ennen testiä ei tiedetty, mitkä parametrit olisivat mahdollisesti merkityksellisiä. Tämän vuoksi parametrejä laskettiin paljon ja niistä tarkempaan analyysiin otettiin ne, jotka osoittivat hyvää toistettavuutta ( $r > 0,6$ ).

Pään ja niskan liikkeen tasaisuuden mittaamiseen käytetyn mittarin vaatimukseksi asetettiin 0,5 ms ajoitustarkkuus ja teoreettisesti laskettiin, että laite pystyy jopa 1  $\mu$ s tarkkuuteen. Tiedon muuttamisessa mekaanisesta pyörimisliikkeestä sähköiseen muotoon voidaan käyttää monia vaihtoehtoja. Tässä valittiin käyttöön digitaalinen pulssianturi, joka kestää kulutusta erittäin hyvin, koska toisiinsa hankaavia osia ei ole. Digitaalista anturia ei myöskään tarvitse kalibroida. Lisäksi tällaiset digitaaliset anturit ovat halpoja. Toisaalta anturin mittaustarkkuus (yhden pulssin pituuden mittaustarkkuus) ei tässä tutkimuksessa ollutkaan kynnyksysymys, koska tarkoituksena ei ollut mitata yhden pulssin

nopeutta vaan pulssien pituuksia verrattuna toisiinsa – eli pulssien nopeuksien vaihteluita. (Franssila ym. 1998.)

Pään ja niskan liikkeen tasaisuutta mitatessa kiertoliikkeen nopeus oli vakioitu metronomilla (= 58 °/s). Nopeus valittiin kokeilemalla erilaisia nopeuksia muutamalla koejoukkoa vastaavalla henkilöllä. Nopeudeksi valittiin liikenopeus, joka tuntui miellyttävältä, luonnolliselta ja hallittavissa olevalta. Niskan rotaatioliikkeen luonnollista nopeutta ovat tutkineet mm. Taylor ja McCloskey (1988). He teettivät koehenkilöillä kolmea erilaista tehtävää. Ensimmäisessä heidän tuli kiertää päätä hieman oikealle tai vasemmalle ikään kuin he poseerisivat kameralle, toisessa heidän tuli kohdistaa katseensa annettuun merkkiin ja sitten kiertää kasvot kohti merkkiä ja kolmannessa heidän tuli kiertää päätä samalla kuunnellen korviin tulevaa ääntä ja kun ääni oli maksimaalinen (= ei siedä enää) heidän tuli pysäyttää pään liike. Näin mitattuna pään rotaation nopeus vaihteli 2,3 °/s – 62,5 °/s. Nopeudet olivat hitaimpia silloin kun koehenkilöiden tuli päättää kiertäessään kuunnella äänen voimistumista ja nopeimpia silloin kun koehenkilöt käänsivät päätään ikään kuin poseeratakseen kameralle. Näihin tuloksiin peilaten voidaan miettiä oliko tässä tutkimuksessa käytetty liikenopeus sopiva. Tässä kiertoliikkeen tasaisuutta mittaavassa mittarissa koehenkilön ei kuitenkaan tarvinnut kohdistaa katsetta mihinkään (silmät olivat kiinni), eikä reagoida mihinkään ääneen kuten edellä, vaan hän sai silmät kiinni keskittyä rytmikkään liikkeen tekemiseen. Liike oli testissä jatkuvaa ilman pysähdyksiä. Myös koehenkilön rytmitaju on saattanut vaikuttaa siihen miten hyvin hän pysyi metronomin antamassa tahdissa ja aiheuttiko rytmistä putoaminen ja uudelleen rytmiin pääseminen mahdollisesti kiihtyvyyttä ja nopeuden muutoksia liikkeeseen.

Myös tässä pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuutta kuten pään ja niskan asennon tunnistamisenkin mittarissa koehenkilön pään ja niskan asento saattoi vaihdella hieman mittauksesta toiseen, koska pään fleksion suuruutta ei pystytty laitteessa vakioimaan. Samoin tutkimuslaitteen kypärän antama liikemalli on voinut ohjata kiertoliikkeen tapahtumista koehenkilölle vieraalla tavalla. Tämä pakotettu liikemalli on voinut vaikuttaa pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuuteen.

Liikkeen tasaisuutta mittaavan mittarin sisältövaliditeettia arvioitiin laajemmassa tutkimuksessa epäsuorasti (Taimela, julkaisematon tieto 1999), koska vastaavia mittareita ei ole olemassa. Dynaamisen liikkeen aikana mittaaja arvioi liikkeen laatua (nopeutta, tasaisuutta ja symmetrisyyttä) kolmiportaisesti. Mittaajan arvio liikkeen tasaisuudesta havainnoinnin perusteella korreloi hyvin tietokoneen rekisteröimään tulokseen liikkeen tasaisuudesta. Mittaaja oli testin aikana sokkoutettu, eli hän ei nähnyt datan kertymistä tietokoneelle, eikä hän voinut siten tietää koneen taltioimaa tietoa liikkeen tasaisuudesta. Julkaisemattoman aineiston (Taimela 1999) mukaan mittarilla pystytään myös erottelemaan terveet ja sairaat.

### **10.1.3 Mittaaja**

Mittaaja oli biomekaniikan opiskelija, joka oli perehtynyt mittausmenetelmään fysioterapeutin kanssa, jolla oli noin 300 mittauksen kokemus tästä mittauksesta. Mittausta ja sen protokollaa harjoiteltiin yhdessä ja ensimmäisten varsinaisten mittauksien aikana fysioterapeutti oli läsnä varmistamassa, että kaikki sujui protokollan mukaisesti. Mittaaja oli englanninkielinen, eikä puhunut suomea lainkaan. Tämä on voinut vaikuttaa instruktio antoon. Kaikki mitattavat olivat englanninkielentaitoisia, mutta silti voidaan ajatella, että instruktio ei ollut yhtä selkeä kuin se olisi voinut olla omalla äidinkielellä annettuna. Kaikki mittausohjeet ja laitteen säätöohjeet mittaaja käänsi fysioterapeutin kanssa itselleen englanniksi.

## **10.2 Tulokset**

### **10.2.1 Kiertoliikkeen jälkeinen pään ja niskan asennon tunnistaminen**

Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon tunnistamisen mittaamisen toistettavuus oli ensimmäisen päivän sisällä heikko (ICC = 0,50) ja toisen mittauspäivän sisällä hyväksyttävää tasoa (ICC = 0,65). Toistettavuus kahden eri mittauspäivän sisällä oli hyvä verrattaessa ensimmäisiä ja toisia mittauksia keskenään ( $r = 0.64$  ja  $0.66$ ), mutta erittäin heikko verrattaessa kolmansia mittauksia keskenään ( $r = 0.13$ ).



Toistettavimmat tulokset toisen mittauspäivän sisällä voivat kertoa oppimisesta. Berg ym. (1994) havaitsivat niskan lihasvoimaa tutkivassa työssään, että tulokset paranivat ensimmäisten mittauskertojen aikana. Tutkijat olivat sitä mieltä, että koehenkilöt oppivat ensimmäisten testien aikana suorituksen paremmin ja sen vuoksi tulokset paranivat. He raportoivat myös, että mittausmenetelmään olisi pitänyt tutustua paremmin ennen varsinaista koetta. Erityisesti tämä oppimisilmiö nähtiin ikääntyneillä ja vähemmän fyysisesti aktiivisilla koehenkilöillä.

Tässä tutkimuksessa kahden mittauspäivän välinen kolmansien mittausten heikko toistettavuus saattoi johtua siitä, että koehenkilöt olivat jo väsyneitä useamman mittauksen jälkeen, jolloin niskan proprioseptiikka ei ehkä enää toiminut optimaalisella tavalla. Tiedetään, että ainakin alaselän kyky aistia asennon muutoksia on väsyneenä heikentynyt (Taimela ym. 1998). Käytännössä luotettavan tuloksen saamiseksi tämä tulee huomioida siten, että mittaukset tehdään niin, että potilas ei ole rasittanut niskaansa juuri ennen mittauksia, vaan hän tulee mittaukseen aina niska levänneenä.

Tämän tutkimuksen tulokset ovat osin ristiriidassa aiempien tulosten kanssa. Loudon ym. (1996) raportoivat tutkimuksessaan pään ja niskan asennon tunnistamista mittaavan mittarin toistettavuuden olleen erittäin hyvä (ICC = 0.972 - 0.985). Myös Revel ym. 1991 mainitsee raportissaan oman mittarinsa olevan toistettava sekä yhden mittajaan sisällä että kahden mittajaan välillä, mutta he eivät raportoi näitä tuloksia. Heikkilän ym. (1996) tutkimuksessa mittarilla pystyttiin myös erottelemaan potilaat (n=14) ja terveet verrokkit (n=34). Samoin Loudon ym. (1996) raportoivat, että whiplash-potilaiden kyky palauttaa pää takaisin haluttuun asentoon oli heikompi kuin terveiden (n=11 molemmissa ryhmissä). Saatuihin tuloksiin on voinut vaikuttaa mitta-asteikon tarkkuus. Jos mitta-asteikko on hyvin tarkka, tulee satunnaisvaihtelusta pieni, jolloin toistettavuus paranee. Jos taas mitta-asteikko on harva, suurenee satunnaisvaihtelu ja toistettavuus taas huononee. Sekä Revelin ym. (1991), että Loudonin ym. (1996) tutkimuksissa mitattiin pään ja niskan asennon tunnistamista millimetrin tarkkuudella. Tässä tutkimuksessa mittaustarkkuus oli yksi aste, joka käytännössä tarkoittaa jokaisella mittauskerralla jo puolen asteen satunnaisvirhettä jompaan kumpaan suuntaan. Tämä mitta-asteikkojen tarkkuuden ero saattaa aiheuttaa eron tämän ja aiempien tutkimusten toistettavuuksissa.

### 10.2.2 Pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuus

Pään ja niskan kiertoliikkeen tasaisuuden mittaamisen toistettavuus oli hyvä sekä yhden mittauspäivän sisällä että kahden mittauspäivän välillä vertailtaessa molempien päivien ensimmäisiä mittauksia keskenään ( $ICC = 0.60 - 1.0$ ), kun tarkasteltavina parametreinä oli pulssien pituuksien keskiarvo, varianssi, moodi, maksimi tai minimiarvo poisuljettuna viisi äärimmäistä arvoa tai jakauman leveys (80%, 85%, 90% tai 95%). Tulosten vertaaminen muihin tutkimuksiin ei ole mahdollista, koska kirjallisuudesta ei löydy muita pään ja niskan liikkeen tasaisuutta mittaavia mittareita.

### 10.3 Työikäisen niskaongelmaisen toimintakyvyn kartoittaminen

Tämän tutkimuksen tuloksia tulee tarkastella suhteessa niskaongelman taustalla vaikuttavaan kokonaisuuteen. Niskaongelmaista arvioitaessa on aina huomioitava potilas kokonaisuutena: hänen henkilökohtaiset taustatekijänsä, työolonsa, kykynsä hallita kipuja, mahdolliset kompensatiojärjestelmät, toimintakyvyn rajoitteet jne.

Niska-hartiaseudun ongelmia arvioidessaan klinikko törmää miltei aina siihen, ettei hänellä ole objektiivisia mittareita arvioimaan potilaan toimintakykyä. Käytössä on monia menetelmiä, mutta standardoitujen menetelmien tarve on suuri (Viikari-Juntura 1988). Käytännön työssä kliiniset testit ovat rajoituksistaan huolimatta oleellinen osa potilaan toimintakyvyn arviointia. Viikari-Juntura ym. (1987) ovat todenneet kaikkien palpaatiotestien toistettavuuden olevan heikko kahden mittajaan välillä. Heidän tutkimuksessaan ainoat toistettavat kliiniset testit olivat käden pikkulihasten atrofian havainnointi, kaularangan kompressio ja aksiaalinen manuaalinen traktio sekä kosketus- ja kiputunto. Kliinisten testien käyttö on ongelmallista sen vuoksi, että läheskään kaikkien testien toistettavuutta ja vielä harvemman validiteettia on tutkittu. Voidaan kuitenkin päästä melko luotettavaan tulokseen kun käytetään yhdisteltyjä muuttujia eli tehdään mm. hoitopäätökset usean testin perusteella. Rajoituksistaan huolimatta kliinisiä testejä edelleen suositellaan käytettäväksi niskapotilaan tutkimisessa. (Viikari-Juntura 1988.)

Niskan liikkuvuutta arvioidaan kliinisessä työssä paljon. Liikkuvuuden visuaalisen havainnoinnin toistettavuus on todettu heikoksi (Youdas ym. 1991). Erilaisten goniometri-

en toistettavuuden on kuitenkin raportoitu olevan hyvä. Toistettavuus yhden mittajaan sisällä ja kahden mittajaan välillä on hyvä sekä universaalia goniometriä (Youdas ym. 1991) että kypärämallista painovoimamittaria käytettäessä (Cervical Range of Motion Device = CROM) (Capuano-Pucci ym. 1991, Youdas ym. 1991, Youdas ym. 1992). Niskan liikelaajuuksien perusteella ei kuitenkaan pystytä erottelemaan oireisia oireettomista eli mittareiden validiteetti on kyseenalainen (Takala ja Kukkonen 1988). Niskan alueella liikkuvuusmittauksia tulisikin käyttää vain yksittäisen potilaan tilanteen seurantaan eikä vertailemaan potilaan tuloksia muiden potilaiden arvoihin (Tucci ym. 1986).

Myös lihasvoimia arvioidaan kliinisessä työssä paljon ja se tapahtuu lähinnä manuaalisesti välineiden puuttuessa. Yläraajojen (Viikari-Juntura ym. 1987) ja trapeziuslihasten voimien manuaalinen testaaminen (Frese ym. 1987) ei ole toistettavaa. Kilbomin ym. (1986) raportissa hartiasseudun lihasvoima (olkanivelen elevaatio, ulko- ja sisärotaatio) sekä olkanivelen abduktion staattinen kestävyys ei korreloinnut niska-hartiasseudun oireisiin. Manuaalisen lihasvoiman testaamisen sekä reliabiliteetti että validiteetti ovat näiden tulosten perusteella kyseenalaisia. Niskan lihasvoimien arviointiin on viime vuosina kehitetty myös laitteistoja, jotka ovat lähinnä tutkimuskäytössä, eli kliiniseen työhön ne tuovat harvoin lisäarvoa. Näiden laitteistojen toistettavuus näyttää olevan hyvä (Legget ym. 1991, Berg ym. 1994). Validiteetti on kuitenkin nykytiedon varassa hieman ristiriitainen. On osoitettu, että voimaharjoittelun aikana tapahtuva niskan voiman lisääntyminen ja niskakipujen vähentyminen ovat yhteydessä toisiinsa (Higland ym. 1992, Ylinen ja Ruuska 1993, Berg ym. 1994), mutta päinvastaisiakin tuloksia on esitetty (Taimela 1997a ja 1997b).

Selkäpotilaille on olemassa useita toistettavia ja valideja kyselymittareita, joilla voidaan luotettavasti selvittää potilaan toimintakykyä (Kopeck ja Esdaile 1995). Niskapotilaiden kohdalla tilanne on täysin toinen. Toistettavia ja validoituja kyselymittareita on hyvin vähän ja se on luultavasti yksi syy siihen, että niskaongelmia on tutkittu kliinisissä kohteissa hyvin vähän (Bogduk 1995). The Copenhagen Neck Functional Disability Scale on niska-hartiasseudun toimintakykyä kartoittava kysely, jonka on osoitettu olevan toistettava sekä toistotestissä että kahden eri päivän välillä (Jordan ym. 1998). Tutkijat raportoivat kyselyn olevan myös validi siitä huolimatta, että sen tulokset eivät korreloineet fyysisten mittausten (liikkuvuus, kestävyys ja voima) kanssa. Selkäpotilailla yle-

sesti käytetystä Oswestryn kyselystä (Fairbanks ym. 1980) on modifioitu versio myös niskapotilaille (Vernon ja Mior 1991). Sen toistettavuus on toistotestissä hyvä ( $r = 0,89$ ,  $p \leq 0,05$ ) ja validiteetti hyväksyttävää tasoa. Standardized Nordic Questionnaire (Kourinka ym. 1987) on kehitetty yleensä tuki- ja liikuntaelinongelmien arviointiin, mutta sitä on pyritty validoimaan myös niskapotilaille. Sen sensitiivisyys on kuitenkin niskan oireiden osalta melko heikko ja se soveltuu paremmin yläraajaoireiden arviointiin. Niskapotilaiden kohdalla arviointi on luotettavaa silloin kun kyselyyn liitetään tarkka kliininen tutkimus (Ohlsson ym. 1994).

Kipupiiirroksia ja kipujanoja käytetään myös paljon niskaongelmaisten arviointiin. Kipupiiirrosten on osoitettu olevan toistettava mittausmenetelmä kroonisilla kipupotilailla (Margolis ym. 1988), mutta sen validiteettia ei tunneta. Kivun voimakkuuden arvioinnin VAS-janan (visual analogue scale) avulla on osoitettu olevan toistettava selkäpotilailla (Million 1982). Niska-hartiaongelmaisilla sen toistettavuus on vaihdellut heikosta erittäin hyvään kysymyksen asettelusta riippuen (Viikari-Juntura 1988).

#### **10.4 Tutkimuksen kliininen merkitys**

Tämän tutkimuksen kohteena olleet mittarit ovat vain pieni osa-alue niskaongelmaisen toimintakyvyn kartoitusta, mutta ne saattavat jatkossa tuottaa yhden objektiivisen menetelmän seuloessa niskaongelmaisia mm. oikeantyyppiseen hoitoon.

Kiertoliikkeen jälkeisen pään ja niskan asennon palauttamisen mittarin toistettavuus oli kohtalainen, mutta ei riittävän hyvä antamaan perustelut mittarin kliinisen sovelluksen rakentamiselle. Toistettavuutta on tutkittava edelleen ja sitä tulee parantaa esimerkiksi lisäämällä mittaustarkkuutta tiheämmällä mitta-asteikolla. Myös kypärän määräämän liikemallin merkitystä asennon tunnistamisessa ja sen toistettavuudessa on mietittävä.

Pään ja niskan liikkeen tasaisuutta mittaava mittari osoittautui erittäin hyvin toistettavaksi tiettyjen parametrien suhteen. Julkaisemattoman aineiston (Taimela 1998) mukaan mittari on myös validi ja sen avulla voidaan erotella terveet ja niskaongelmaiset. Mittari voisi olla kliinisessä työssä käyttökelpoinen niskaongelmaista potilasta arvioidessa. Laitteen käyttö myös biofeedbacktyyppisenä harjoitusvälineenä on varteenotettava jatkokehityshanke. Sovelluksena voisi toimia esimerkiksi tietokoneohjelma, joka harjoi-

tuksen ja dynaamisen liikkeen aikana pystyy graafisesti näyttämään liikkeen tasaisuuden tai epätasaisuuden potilaalle. Näin potilaalle pystyttäisiin oppimisen tueksi antamaan visuaalista informaatiota tasaisesta tai epätasaisesta liikkeestä.

Molempien mittareiden jatkotutkimus on tarpeen. Suuremmalla koeryhmällä tutkittaessa voitaisiin löytää viitearvoja erilaisille ihmisryhmille, mikä olisi klinisen työn kannalta tärkeää.

## LÄHTEET

1. Aker PD, Gross AR, Goldsmith CH, Peloso P. Conservative management of mechanical neck pain: systematic overview and meta-analysis. *British Medical Journal* 1996; 313: 1291-1296.
2. Altman D.G. *Practical statistic for medical research*. Chapman & Hall. Padstow, Cornwall, Great Britain. 1991 s. 277-321.
3. Bakker D.A, Richmond F.J.R. Muscle spindle complexes in muscles around upper cervical vertebrae in the cat. *Journal of Neurophysiology* 1982; 48(1): 49-61.
4. Berg H., Berggren G., Tesch P. Dynamic neck strength training effect on pain and function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1994; 75: 661-665.
5. Berger R.M., Patchner M.A. *Implementing the research plan*. Newbury park. Sage. 1988: 55-69.
6. Bland J.M., Altman D.G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 1986; February 8; 1(8476): 307-310.
7. Bland J.H. *Basic anatomy. Teoksessa: Disorders of the cervical spine. Diagnosis and medical management*. W.B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania 1994: 41-70, 341-350.
8. Bogduk N. Editorial. *Spine* 1995; 20(suppl.): 8-9.
9. Bohannon R.W. Commentary. *Physical Therapy* 1989; 69(3): 190-192.
10. Bovim G., Schrader H., Sand T. Neck pain in general population. *Spine* 1994; 19(12): 1307-1309.
11. Byl N., Sinnot P. Variations in balance and body sway in middle-aged adults: subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine* 1991; 16(6): 704-708.
12. Capuano-Pucci D., Rheault W., Aukai J., Bracke M., Day R., Pastrick M. Intratester and intertester reliability of the cervical range of motion device. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1991; 72: 338-340.
13. Currier D.P. *Elements of research in physical therapy*. Third edition. Williams & Wilkins; Baltimore 1990. s. 151-177.
14. Dvorak J., Dvorak V. *Manual medicine. Diagnostics*. Georg Thieme Verlag, New York 1990. s. 1-29.

15. Dvorak J. Hayek J., Zehnder R. CT-functional diagnostics of the rotatory instability of upper cervical spine. II. An evaluation on healthy adults and patients with suspected instability. *Spine* 1987; 12: 726-731.
16. Enoka R.M. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Second edition. Champaign, Human Kinetics 1994. s. 123-149.
17. Fairbanks J.C.T., Couper J., Davies J.B., O'Brien J.P. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 1980; 66(8): 271-313.
18. Franssila M., Hintikka N., Marjoniemi S. Sovelletun elektroniikan erikoistyö: Liikkeen laadun (nopeus, kiihtyvyys ja niiden vaihtelut) mittaaminen ja analysointi niskan kiertoliikkeessä. Teknillinen korkeakoulu, sähkötekniikan osasto, sovelletun elektroniikan laboratorio 1998.
19. Frese E., Brown M., Norton B.J., Clinical reliability of manual muscle testing: Middle trapezius and gluteus medius muscles. *Physical Therapy* 1987; 67(7): 1072-1076.
20. Frost M., Stuckey S., Smalley L.A., Dorman G. Reliability of measuring trunk motions in centimeters. *Physical Therapy* 1982; 62(10): 1434-1437.
21. Gonnella C., Paris S.V., Kutner M. Reliability in evaluating passive intervertebral motion. *Physical Therapy* 1982; 62(4): 436-444.
22. Haley S.M., Osberg J.S. Kappa coefficient calculation using multiple ratings per subject: A special communication. *Physical Therapy* 1989; 69(11): 970-974.
23. Hanten W.P., Lucio R. M., Russel J.L., Brunt D. Assessment of total head excursion and resting head posture. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1991; 72: 877 -880.
24. Heikkilä H., Åström P-G. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with whiplash injury. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1996; 28: 133-138.
25. Higland T., Dreisinger T., Vie L., Russel G. Changes in isometric strength and range of motion of the isolated cervical spine after eight weeks of clinical rehabilitation. *Spine* 1992; 17(6S): S77-S82.
26. Hodges P.W., Richardson C.A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. *Spine* 1996; 21(22): 2640-2650.
27. Hodges P.W., Richardson C.A. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders* 1998; 11(1): 46-56.
28. Jordan A., Manniche C., Mosdal C., Hindsberger C. The Copenhagen Neck Disability Scale: A study of reliability and validity. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 1998; 21(8): 520-527.

29. Kahle W., Leonhardt H., Platzer W. Locomotor System. Color Atlas/Text of Human Anatomy, vol. 1. Georg Thieme Verlag, New York 1986. s. 80-81.
30. Kilbom Å., Persson J., Johnsson B.G. Disorders of the cervicobrachial region among female workers in the electric industry. *International Journal of Industry Ergonomics* 1986; 1: 37-47.
31. Koistinen J. Kaularangan toiminnallista anatomiaa. Teoksessa: Selän rakenne, toiminta ja kuntoutus. Toimittanut Koistinen J. VK-Kustannus, Jyväskylä 1998. s. 343-369.
32. Konttinen Y.T., Koski H., Santavirta S., Hukkanen M., Soinila S. Nociception, Proprioception, and Neurotransmitters. In: Disorders of the Cervical Spine. Diagnosis and Medical Management. Second Edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania 1994. s. 339-363.
33. Kopec J.A., Esdaile J.M. Spine update. Functional disability scales for back pain. *Spine* 1995; 20(17): 1943-1949.
34. Koskimies K., Sutinen P., Aalto H., Starck J., Toppila E., Hirvonen T., Kaksonen R., Ishizaki H., Alaranta H., Pyykkö I. Postural stability, neck proprioception and tension neck. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1997; suppl 529: 95-97.
35. Kouri J-P. ja Koistinen J. Niskan alueen toiminnallinen tutkiminen. Teoksessa: Selän rakenne, toiminta ja kuntoutus. Toimittanut Koistinen J. VK-Kustannus, Jyväskylä 1998. s. 377-388.
36. Kourinka I., Johnsson B., Kilbom Å., Vinterberg H., Biering-Sorensen F. Standardized Nordic Questionnaire for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Applied Ergonomics* 1987; 18: 233-237.
37. Lauren H., Luoto S., Alaranta H., Taimela S., Hurri H., Heliövaara M. Arm motion speed and risk of neck pain. *Spine* 1997; 22(18): 2094-2099.
38. Legget S., Graves J., Pollock M., Shank M., Carpenter D., Holmes B., Fulton M. Quantitative assessment and training of isometric cervical extension strength. *The American Journal of Sports Medicine* 1991; 19(6): 653-659.
39. Loudon J.K., Ruhl M., Field E. Ability to reproduce head position after whiplash injury. *Spine* 1997; 22(8): 865-868.
40. Luoto S., Hurri H., Alaranta H. Reaction time in patients with chronic low-back pain. *European Journal of Physical Medicine Rehabilitation* 1995; 5: 47-50.
41. Luoto S., Taimela S., Hurri H., Aalto H., Pyykkö I., Alaranta H. Psychomotor speed and postural control in chronic low back pain patients. A controlled follow-up study. *Spine* 1996; 21(22): 2621-2627.
42. Luoto S., Aalto H., Taimela S., Hurri H., Pyykkö I., Alaranta H. One-footed and externally disturbed postural control in patients with chronic low back pain and



- healthy control subjects. A controlled study with follow-up. *Spine* 1998; 23: 2081-2090.
43. Läärä E., Aro S. Mittausmenetelmien hyvyys ja sen tilastollinen arviointi. *Duodecim* 1988; 104: 40-52.
  44. Magee D.J. *Orthopedic physical assesment*. Third edition. W.B. Saunders Company. USA 1997. s. 101-147.
  45. Magnusson M.L., Aleksiev A., Wilder D.G. European Spine Society – the AcroMed Prize for Spinal Reseach 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *European Spine Journal* 1996; 5(1): 23-25.
  46. Margolis R.B., Chibnall J.T., Tait R.C. Test-retest reliability of the pain drawing instrument. *Pain* 1988; 33: 49-51.
  47. Million R., Hall W., Haavik-Nilsen K., Baker R.D., Jayson M.I.V. Assessment of the progress of the back pain patient. *Spine* 1982; 7(3): 204-212.
  48. Mäkelä M., Heliövaara M., Sievers K., Impivaara O., Knekt P., Aromaa A. Prevalence, determinants, and consequences of chronic neck pain in Finland. *American Journal of Epidemiology* 1991; 134(11): 1356-1367.
  49. Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A., Björkqvist S-E. Ihmisen fysiologia ja anatomia. WSOY, Porvoo 1999. s. 475-515, 517-577.
  50. Nummenmaa T., Konttinen R., Kuusinen J., Leskinen E. Tutkimusaineiston analyysi. WSOY Porvoo 1997. s. 20-67.
  51. Ohlsson K., Attewell R.G., Johnsson B., Ahlm A., Skerfving S. An assessment of neck and upper extremity disorders by questionnaire and clinical examination. *Ergonomics* 1994; 37(5): 891-897.
  52. Ottenbacher K.J., Tomchek S.D. Reliability analysis in therapeutic research: Practice and procedures. *The American Journal of Occupational Therapy* 1993; 47(1): 10-16.
  53. Porterfield J.A., De Rosa C. *Mechanical neck pain. Perspectives in functional anatomy*. Philadelphia, W.B. Saunders Company 1995. s. 21-81.
  54. Pyykkö I., Aalto H., Seidel H., Starck J. Hierarchy of different muscles in postural control. *Acta Otolaryngol (Stockholm)* 1989; suppl. 468: 175-180.
  55. Revel M., Andre-Deshays C., Minguet M. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. *Archives of Physical Medicine of Rehabilitation* 1991; 72: 288-291.
  56. Revel M., Minguet M., Gergoy P, Vaillant J., Manuel JL. Changes in cervicocephalic kinesthesia after a proprioceptive rehabilitation program in patients with neck pain. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 1994; 75: 895-899.

57. Richmond F.J.R., Bakker D.A. Anatomical organisation and sensory receptor content of soft tissues surrounding upper cervical vertebrae in the cat. *Journal of Neurophysiology* 1982; 48(1): 49-61.
58. Riddle D., Finucane S.D., Rothstein J.M., Walker M.L. Intrasession and intersession reliability of hand-held dynamometer measurement taken on brain-damaged patients. *Physical Therapy* 1989; 69(3): 182-194.
59. Rodriguez A.A., Bilkey W.J., Agre J.C. Therapeutic exercise in chronic neck and back pain. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 1992; 73: 870-875.
60. Rothstein J.M. Measurement and clinical practice: Theory and application. In: Rothstein J. *Measurement in physical therapy*. New York Churchill Livingstone; 1985: 1-42.
61. Schmidt R.A. *Motor control and learning. A behavioral emphasis*. Human kinetics publishers, Illinois USA 1982. s. 185-236.
62. Shapiro I., Frankel H. Biomechanics of the cervical spine. In: *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Editors: Nordin M., Frankel V.H. Second edition. Williams & Wilkins, USA 1989. s. 209-224.
63. Shrout P.E., Fleiss J.L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* 1979; 86: 420-428.
64. Shumway-Cook A, Woollacott M.H. *Motor control. Theory and applications*. Baltimore, Williams & Wilkins 1995. s. 117-199.
65. Sihvonen T., Lindgren K.A., Airaksinen O., Manninen H. Movement disturbances of the lumbar spine and abnormal back muscle electromyographic findings in recurrent low back pain. *Spine* 1997; 22(3): 289-295.
66. Sihvonen T., Partanen J., Hänninen O., Soimakallio S. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back patients and healthy controls. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 1991; 72(13): 1080-1087.
67. Silverman J.L., Rodriguez A.A., Agre J. Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects with mechanical neck pain. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 1991; 72: 679-681.
68. Solem-Bertoft E., Lundh I., Westerberg C-E. Pain is a major determinant of impaired performance in standardized active motor tests. A study in patients with fracture of the proximal humerus. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1996; 28: 71-78.
69. Taimela S. Factors affecting reaction-time testing and the interpretation of results. *Perceptual and Motor Skills* 1991; 73: 1195-1202.

70. Taimela S., Österman K., Alaranta H., Soukka A., Kujala U. Long psychomotor reaction time in patients with chronic low-back pain. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 1993; 74: 1161-1164.
71. Taimela S. Associations between strength gain and pain reduction in functional restoration for cervical disorders. In: Abstract book: XIIIth annual meeting, Cervical Spine Research Society, Switzerland. 1997a; 71.
72. Taimela S. Associations between cervical pain and cervical extension strength. In: Abstract book: XIIIth annual meeting, Cervical Spine Research Society, Switzerland. 1997b; 71-72.
73. Taimela S., Kankaanpää M., Luoto S. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position: a controlled intervention in chronic LBP patients and healthy controls. In: Abstract book: International Society for the Study of the Lumbar Spine 1998.
74. Takala E., Kukkonen R. Atk-kirjoittajien niska-hartiavaivojen kliiniset löydökset ja oireiden kulku. *Suomen lääkirilehti* 1988; 43(9): 819-822.
75. Takala E-P., Viikari-Juntura E., Moneta G.B., Saarenmaa K., Kaivanto K. Seasonal variation in neck and shoulder symptoms. *Scandinavian Journal of Work & Environment and Health* 1992; 18(4): 257-261.
76. Taylor J.L., McCloskey D.I. Proprioception in the neck. *Experimental Brain Research* 1988; 70: 351-360.
77. Teasdale N., Stelmach G.E., Breunig A., Meeuwssen H.J. Age differences in visual sensory integration. *Experimental Brain Research* 1991; 85(3): 691-696.
78. Tucci S.M., Hicks J.E., Gross E.G., Campbell W., Danoff J. Cervical motion assessment: A new, simple and accurate method. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1986; 67: 225-230.
79. Vernon H., Mior S. The Neck Disability Index: A study of reliability and validity. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 1991; 14(7): 409-415.
80. Viikari-Juntura E. Interexaminer Reliability of observations in physical examinations of the neck. *Physical Therapy* 1987; 67(10): 1526-1532.
81. Viikari-Juntura E. Examination of the neck. Validity of some clinical radiological and epidemiological methods. Dissertation. Helsinki 1988.
82. Westerberg C-E., Solem-Bertoft E., Lundh I. The reliability of three active motor tests used in painful shoulder disorders. Presentation of a method of general applicability for the analysis of reliability in the presence of pain. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1996; 28: 63-70.
83. White A, Panjabi M. The basic kinematics of the human spine. *Spine* 1978; 3: 13.

84. Wilder D.G., Aleksiev A.R., Magnusson M.L., Pope M.H., Spratt K.F., Goel V.K. Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine* 1996; 21(22): 2628-2639.
85. Ylinen J., Ruuska J. Clinical use of neck isometric strength measurement in rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1994; 75: 465-469.
86. Youdas J., Carey J., Garret T. Reliability of measurements of cervical spine range of motion – comparison of three methods. *Physical Therapy* 1991; 79(2): 98-102.
87. Youdas J., Garret T., Suman V., Bogard C., Hallman H., Carey J. Normal range of motion of the cervical spine: An initial goniometric study. *Physical Therapy* 1992; 80(11): 770-780.

## LAITTEEN ASETUKSET

1. Laske istuin niin, alas, että koehenkilö pystyy istumaan kypärän alla.
2. Aseta koehenkilö istuimeen ja aseta jalkalevy kaukosäätimellä sellaiseen asentoon, että polvet ovat hieman koukussa ja lanneselkä tukevasti selkänoojaa vasten.
3. Aseta lanneselän tuen korkeus niin, että se tukee hyvin koehenkilön lanneselkää.
4. Aseta yläselän tuki niin, että se tukee koehenkilön yläselkää lapaluiden korkeudelta.
5. Kiristä nelipistevyö – ensin vyötäröltä ja sitten hartioilta.
6. Aseta yläselkätuen syvyys niin, että alaselän tuki ja yläselän tuki molemmat tukevat koehenkilön selkää miellyttävällä tavalla koko selästä (huomioi yksilölliset ryhtierot).
7. Säädä istuimen syvyys niin, että koehenkilön pää on suoraan kypärän alla.
8. Pyydä koehenkilöä nostamaan istuinta kaukosäätimen ja ”kuolleen miehen kytkimen” avulla niin ylös, että hän tuntee päälakensa painuvan kypärän pohjaan kiinni.
9. Koehenkilön niskan tulee olla pienessä fleksiossa ja silmien tulee näkyä kypärän alta.
10. Varmista, että koehenkilö istuu täsmälleen keskellä istuinta.
11. Kiristä kypärän tarranauhat. Kypärän tulee olla niin tiukka, että pää ei pääse liikkumaan kypärän sisällä dynaamisen liikkeen aikana.
12. Vapauta kypärän liikerata ja anna koehenkilön kokeilla 2-3 rotaatioliikettä. - jos kypärä ei ole tarpeeksi tiukka, kiristä tarranauhoja – jos liikerata ei tunnu/näytä symmetriseltä, tarkista istuma-asento ja istuimen syvyys
13. Merkitse säädöt muistiin

**MITTAUS 1: PÄÄN JA NISKAN PALAUTTAMINEN KESKIASENTOON**

14. Selitä testin eteneminen koehenkilölle.
15. Irrota liikkeenrajoittimet.
16. Pyydä koehenkilöä sulkemaan silmät.
17. Aseta kypärä asteen tarkkuudella  $0^\circ$  -asentoon ja kerro koehenkilölle, että tämä asento on keskiasento.
18. Pyydä koehenkilöä kiertämään päänsä täyteen rotaatioon vasemmalle ja palaamaan takaisin keskiasentoon ja pysähtymään.
19. Merkitse testikorttiin koehenkilön yli- tai aliarviointi asteen tarkkuudella (aliarviointi = - ja yliarviointi = +).
20. Korjaamatta asentoa pyydä koehenkilöä tekemään täysi rotaatio oikealle ja palaamaan takaisin keskiasentoon.
21. Merkitse testikorttiin koehenkilön yli- tai aliarviointi asteen tarkkuudella (aliarviointi = - ja yliarviointi = +).
22. Korjaa kypärän asento, jos se ei ole nollassa ja kerro koehenkilölle, että nyt olet korjannut hänen asentonsa takaisin  $0^\circ$ -asentoon.
23. Toista kohdat 5. – 8. Niin, että ensimmäinen kierto tapahtuu oikealle ja toinen vasemmalle.

**MITTAUS 2: PÄÄN JA NISKAN KIERTOLIIKKEEN TASAISUUS**

24. Varmista, että mittari on kytketty on-asentoon.
25. Avaa tietokoneohjelma komennolla "cd pulssi"
26. Hakemistossa "C:\pulssi" kirjoita "pulssi" käynnistääksesi ohjelman
27. Aseta kypärän liikerajoittimet  $45^\circ$  molemmin pulin ( $=90^\circ$ ).
28. Selitä kokeen eteneminen koehenkilölle.
29. Aseta metronomi 50 sykäykseen minuutissa.
30. Ohjaa koehenkilö tekemään pehmeä ja tasainen kierto liike puolelta toiselle. Kypärä ei saa kolahtaa jokaisessa käänöksessä liikeradan rajoittimeen vaan liike tulisi pysäyttää hieman ennen sitä (n.  $40^\circ$ ). Tasainen rytmi tulisi säilyttää koko testin ajan niin, että jokaisella metronomin lyönnillä tapahtuu suunnanvaihto.
31. Silmät ovat suljetut.
32. Anna koehenkilön kokeilla liikerataa, rytmiä ja sujuvaa liikettä 5-8 kertaa.
33. Aloita testi keskiasennosta.
34. Kirjaa koneelle koehenkilön nimikirjaimet sekä testikertaa osoittava numero (esim. TH1).
35. Pyydä koehenkilöä aloittamaan tasainen rytmikäs liike.
36. Kun koehenkilö on suorittanut kolme kierto liikettä paina "enter" testin aloittamiseksi.
37. Laske toistot ja paina "enter" kun 25 toistoa on suoritettu.
38. Tarkkaile visuaalisesti liikkeen rytmiä, symmetrisyyttä ja tasaisuutta. Merkitse huomiosi testikorttiin.
39. Testin jälkeen lukitse kypärä  $0^\circ$  -asentoon ja irrota kypärän tarranauhat ja laske istuinta niin, että koehenkilö voi vapaasti liikuttaa päätään. Älä muuta laitteen muita asetuksia.
40. Anna koehenkilön levätä noin 1 minuutin ajan.

41. Nosta istuin takaisin alkuperäiselle korkeudelleen (tarkista testikortista) ja kiristä kypärän tarranauhat.
42. Irrota kypärän liikerajoittimet ja anna koehenkilön kokeilla 2-3 rotaatiota.
43. Aloita testi nro 2 kohdasta PÄÄN ASENNON HALLINTA NRO 14

**TOISTA MOLEMMAT TESTIT KOLME KERTAA**



**NAME:** \_\_\_\_\_ **SUBJECT NO.** \_\_\_\_\_

**DATE:** \_\_\_\_\_ **TIME:** \_\_\_\_\_ **SEAT HEIGHT:** \_\_\_\_\_

**TRIAL 1.**

**Degrees from zero on head return**

1<sup>st</sup> rotation: left \_\_\_\_\_ 2<sup>nd</sup> rotation: right \_\_\_\_\_  
 right \_\_\_\_\_ left \_\_\_\_\_

**Repetitive neck rotation observations**

Speed too fast \_\_\_\_\_ correct \_\_\_\_\_ too slow \_\_\_\_\_  
 Symmetry symm. \_\_\_\_\_ asymm. \_\_\_\_\_  
 Smoothness smooth \_\_\_\_\_ irregular \_\_\_\_\_

**TRIAL 2.**

**Degrees from zero on head return**

1<sup>st</sup> rotation: left \_\_\_\_\_ 2<sup>nd</sup> rotation: right \_\_\_\_\_  
 right \_\_\_\_\_ left \_\_\_\_\_

**Repetitive neck rotation observations**

Speed too fast \_\_\_\_\_ correct \_\_\_\_\_ too slow \_\_\_\_\_  
 Symmetry symm. \_\_\_\_\_ asymm. \_\_\_\_\_  
 Smoothness smooth \_\_\_\_\_ irregular \_\_\_\_\_

**TRIAL 3.**

**Degrees from zero on head return**

1<sup>st</sup> rotation: left \_\_\_\_\_ 2<sup>nd</sup> rotation: right \_\_\_\_\_  
 right \_\_\_\_\_ left \_\_\_\_\_

**Repetitive neck rotation observations**

Speed too fast \_\_\_\_\_ correct \_\_\_\_\_ too slow \_\_\_\_\_  
 Symmetry symm. \_\_\_\_\_ asymm. \_\_\_\_\_  
 Smoothness smooth \_\_\_\_\_ irregular \_\_\_\_\_

**PÄÄN JA NISKAN KIERTOLIHKKEEN TASAISUUS – KAIKKI MITATUT  
PARAMETRIT**

1. Keskiarvo, vasen ja oikea, 1. Mittaus
2. Keskiarvo, oikea, 1. Mittaus
3. Keskiarvo, vasen, 1. Mittaus
4. Varianssi, vasen ja oikea, 1. Mittaus
5. Varianssi, oikea, 1. Mittaus
6. Varianssi, vasen, 1. Mittaus
7. Huipukkuus, vasen ja oikea, 1. Mittaus
8. Huipukkuus, oikea, 1. Mittaus
9. Huipukkuus, vasen, 1. Mittaus
10. Kurtoosi, vasen ja oikea, 1. Mittaus
11. Kurtoosi, oikea, 1. Mittaus
12. Kurtoosi, vasen, 1. Mittaus
13. Moodi, vasen ja oikea, 1. Mittaus
14. Moodi, oikea, 1. Mittaus
15. Moodi, vasen, 1. Mittaus
16. Mediaani ( 50. Persentiili) vasen ja oikea, 1. Mittaus
17. 25. persentiili + 75. Persentiili, vasen ja oikea 1. Mittaus
18. 30. persentiili + 70. Persentiili, vasen ja oikea 1. Mittaus
19. 35. persentiili + 65. Persentiili, vasen ja oikea 1. Mittaus
20. 40. persentiili + 60. Persentiili, vasen ja oikea 1. Mittaus
21. Maksimi, oikea, 1.mittaus
22. Maksimi, vasen, 1.mittaus
23. Maksimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 1. Mittaus
24. Maksimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 1. Mittaus
25. Minimi, oikea, 1.mittaus
26. Minimi, vasen, 1.mittaus
27. Minimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 1. Mittaus
28. Minimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 1. Mittaus
29. 5 yleisintä pulssien nopeutta, vasen ja oikea, 1. Mittaus
30. 5 yleisintä pulssien nopeutta, oikea, 1. Mittaus
31. 5 yleisintä pulssien nopeutta, vasen, 1. Mittaus
32. Koko jakauman leveys, 1. Mittaus
33. Jakauman leveys 95%, vasen ja oikea, 1. Mittaus
34. Jakauman leveys 90%, vasen ja oikea, 1. Mittaus
35. Jakauman leveys 85%, vasen ja oikea, 1. Mittaus
36. Jakauman leveys 80%, vasen ja oikea, 1. Mittaus
37. Jakauman leveys, oikea, 1. Mittaus
38. Jakauman leveys 95%, oikea, 1. Mittaus
39. Jakauman leveys 90%, oikea, 1. Mittaus
40. Jakauman leveys 85%, oikea, 1. Mittaus
41. Jakauman leveys 80%, oikea, 1. Mittaus
42. Jakauman leveys, vasen, 1. Mittaus
43. Jakauman leveys 95%, vasen, 1. Mittaus

44. Jakauman leveys 90%, vasen, 1. Mittaus
45. Jakauman leveys 85%, vasen, 1. Mittaus
46. Jakauman leveys 80%, vasen, 1. Mittaus
47. Keskiarvo, vasen ja oikea, 2. Mittaus
48. Keskiarvo, oikea, 2. Mittaus
49. Keskiarvo, vasen, 2. Mittaus
50. Varianssi, vasen ja oikea, 2. Mittaus
51. Varianssi, oikea, 2. Mittaus
52. Varianssi, vasen, 2. Mittaus
53. Huipukkuus, vasen ja oikea, 2. Mittaus
54. Huipukkuus, oikea, 2. Mittaus
55. Huipukkuus, vasen, 2. Mittaus
56. Kurtoosi, vasen ja oikea, 2. Mittaus
57. Kurtoosi, oikea, 2. Mittaus
58. Kurtoosi, vasen, 2. Mittaus
59. Moodi, vasen ja oikea, 2. Mittaus
60. Moodi, oikea, 2. Mittaus
61. Moodi, vasen, 2. Mittaus
62. Mediaani ( 50. Persentiili) vasen ja oikea, 2. Mittaus
63. 25. persentiili + 75. Persentiili, vasen ja oikea 2. Mittaus
64. 30. persentiili + 70. Persentiili, vasen ja oikea 2. Mittaus
65. 35. persentiili + 65. Persentiili, vasen ja oikea 2. Mittaus
66. 40. persentiili + 60. Persentiili, vasen ja oikea 2. Mittaus
67. Maksimi, oikea, 1.mittaus
68. Maksimi, vasen, 1.mittaus
69. Maksimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 2. Mittaus
70. Maksimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 2. Mittaus
71. Minimi, oikea, 1.mittaus
72. Minimi, vasen, 1.mittaus
73. Minimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 2. Mittaus
74. Minimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 2. Mittaus
75. 5 yleisintä pulssien nopeutta, vasen ja oikea, 2. Mittaus
76. 5 yleisintä pulssien nopeutta, oikea, 2. Mittaus
77. 5 yleisintä pulssien nopeutta, vasen, 2. Mittaus
78. Koko jakauman leveys, 2. Mittaus
79. Jakauman leveys 95%, vasen ja oikea, 2. Mittaus
80. Jakauman leveys 90%, vasen ja oikea, 2. Mittaus
81. Jakauman leveys 85%, vasen ja oikea, 2. Mittaus
82. Jakauman leveys 80%, vasen ja oikea, 2. Mittaus
83. Jakauman leveys, oikea, 2. Mittaus
84. Jakauman leveys 95%, oikea, 2. Mittaus
85. Jakauman leveys 90%, oikea, 2. Mittaus
86. Jakauman leveys 85%, oikea, 2. Mittaus
87. Jakauman leveys 80%, oikea, 2. Mittaus
88. Jakauman leveys, vasen, 2. Mittaus
89. Jakauman leveys 95%, vasen, 2. Mittaus
90. Jakauman leveys 90%, vasen, 2. Mittaus
91. Jakauman leveys 85%, vasen, 2. Mittaus

92. Jakauman leveys 80%, vasen, 2. Mittaus
93. Keskiarvo, vasen ja oikea, 3. Mittaus
94. Keskiarvo, oikea, 3. Mittaus
95. Keskiarvo, vasen, 3. Mittaus
96. Varianssi, vasen ja oikea, 3. Mittaus
97. Varianssi, oikea, 3. Mittaus
98. Varianssi, vasen, 3. Mittaus
99. Huipukkuus, vasen ja oikea, 3. Mittaus
100. Huipukkuus, oikea, 3. Mittaus
101. Huipukkuus, vasen, 3. Mittaus
102. Kurtoosi, vasen ja oikea, 3. Mittaus
103. Kurtoosi, oikea, 3. Mittaus
104. Kurtoosi, vasen, 3. Mittaus
105. Moodi, vasen ja oikea, 3. Mittaus
106. Moodi, oikea, 3. Mittaus
107. Moodi, vasen, 3. Mittaus
108. Mediaani ( 50. Persentiili) vasen ja oikea, 3. Mittaus
109. 25. persentiili + 75. Persentiili, vasen ja oikea 3. Mittaus
110. 30. persentiili + 70. Persentiili, vasen ja oikea 3. Mittaus
111. 35. persentiili + 65. Persentiili, vasen ja oikea 3. Mittaus
112. 40. persentiili + 60. Persentiili, vasen ja oikea 3. Mittaus
113. Maksimi, oikea, 3.mittaus
114. Maksimi, vasen, 3.mittaus
115. Maksimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 3. Mittaus
116. Maksimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 3. Mittaus
117. Minimi, oikea, 3.mittaus
118. Minimi, vasen, 3.mittaus
119. Minimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 3. Mittaus
120. Minimi, oikea, poissuljettuna 5 äärimmäistä arvoa, 3. Mittaus
121. 5 yleisintä pulssien nopeutta, vasen ja oikea, 3. Mittaus
122. 5 yleisintä pulssien nopeutta, oikea, 3. Mittaus
123. 5 yleisintä pulssien nopeutta, vasen, 3. Mittaus
124. Koko jakauman leveys, 3. Mittaus
125. Jakauman leveys 95%, vasen ja oikea, 3. Mittaus
126. Jakauman leveys 90%, vasen ja oikea, 3. Mittaus
127. Jakauman leveys 85%, vasen ja oikea, 3. Mittaus
128. Jakauman leveys 80%, vasen ja oikea, 3. Mittaus
129. Jakauman leveys, oikea, 3. Mittaus
130. Jakauman leveys 95%, oikea, 3. Mittaus
131. Jakauman leveys 90%, oikea, 3. Mittaus
132. Jakauman leveys 85%, oikea, 3. Mittaus
133. Jakauman leveys 80%, oikea, 3. Mittaus
134. Jakauman leveys, vasen, 3. Mittaus
135. Jakauman leveys 95%, vasen, 3. Mittaus
136. Jakauman leveys 90%, vasen, 3. Mittaus
137. Jakauman leveys 85%, vasen, 3. Mittaus
138. Jakauman leveys 80%, vasen, 3. Mittaus