

Dynaamisen tasapainon mittaaminen kiihtyvyyssmittareilla
takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytesteissä

Eeva Aartolahti

Janne Halonen

Fysioterapian Pro Gradu -tutkielma

Jyväskylän yliopisto

Terveystieteiden laitos

Kevät 2007

TIIVISTELMÄ

Aartolahti Eeva, Halonen Janne: Dynaamisen tasapainon mittaaminen kiihtyvyyssmittareilla takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytesteissä.

Jyväskylän yliopisto, Liikunta- ja terveystieteiden tiedekunta, Terveystieteiden laitos, 2007

Fysioterapian Pro gradu -tutkielma, 38 sivua, 2 liitettä

Ohjaaja: LiT, professori Ari Heinonen, Jyväskylän yliopisto

Tarkoitus: Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää pystytäänkö ylä- ja alaselän kiihtyvyyssmittareilla havaitsemaan muutoksia dynaamisessa tasapainossa takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytestisuorituksissa, kun tasapainoa pyritään heikentämään alkoholin avulla. Samalla tarkoituksena oli tutkia tunnistavatko takaperin- ja kahdeksikkokävelytestit alkoholin aiheuttamia muutoksia dynaamisessa tasapainossa. Teknillisellä korkeakoululla on kehitetty prototyyppi mm. kiihtyvyyssmittareihin perustuvasta dynaamisen tasapainon mittalaitteesta hyödynnettäväksi UKK-instituutin terveystutkimuskeskustieteen takaperinkävely- ja kahdeksikkojuoksu-
sutesteissä.

Menetelmät: Aineisto kerättiin toistomittausasetelmalla ja mittauksissa tutkittavien tasapainon pyrittiin vaikuttamaan alkoholin avulla. Tutkittavina oli yhteensä 14 vapaaehtoista 22–28 -vuotiasta tervettä miestä. Tasapainoa testattiin takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytesteillä ensin perustasolla ja sitten alkoholin vaikutuksen alaisena. Kukin tutkittava nautti alkoholia viisi yhtä suurta annosta ja testaus suoritettiin aina jokaisen annoksen jälkeen. Prototyypillä mitattiin testisuorituksissa ylä- ja alaselän kiihtyvyyttä antero-posteriorisessa ja medio-lateraaliossa suunnassa. Muutosten tilastollisia merkitsevyyksiä tarkasteltiin yksimuuttujaisella toistomittauksen varianssianalyysillä ja parittaisilla t-testeillä. Ei-normaalisti jakautuneita muuttujia tarkasteltiin nonparametrisella Friedmanin k-riippuvien otosten testillä ja parittaisilla Wilcoxonin tai Sign testillä.

Tulokset: Takaperinkävelytestissä suoritusajoissa havaittiin muutos kolmen ensimmäisen alkoholiannoksen suoritusajan ollessa 0,9 s (6,6 %) nopeampia kuin perustason suorituksen. Virheiden määrä lisääntyi niin, että virheitä oli 1,2 (56 %) enemmän viidennen kuin kolmannen annoksen suorituksissa. Takaperinkävelytestissä kiihtyvyyksien Root Mean Square -arvoissa (RMS) ei tapahtunut muutoksia. Kahdeksikkokävelytestissä suoritusajat nopeutuivat kaiken kaikkiaan 0,5 s (5,4 %). Samalla yläselästä mitattu antero-posteriorisen kiihtyvyyden RMS suureni 0,08 g (16%) ja medio-lateraalisen 0,11 g (33 %).

Johtopäätökset: Takaperinkävelytesti näyttäisi tunnistavan nuorilla miehillä dynaamisen tasapainon heikkenemisen virheiden lisääntymisenä, mutta ei suoritusajan huononemisenä. Kahdeksikkokävelytesti sen sijaan ei tunnista vastaavaa dynaamisen tasapainon heikkene-
mistä nuorilla miehillä. Takaperinkävelytestissä ylä- ja alaselästä mitatun ja kahdeksikkokävelytestissä alaselästä mitatun kiihtyvyyden RMS ei näytä tunnistavan dynaamisen tasapainon muutoksia. Kahdeksikkokävelytestissä yläselästä mitattu kiihtyvyyden RMS sen sijaan näyttäisi tunnistavan dynaamisen tasapainon muutoksia. Kiihtyvyyssmittausten soveltuvuudesta dynaamisen tasapainon mittaamiseen ei tämän tutkimuksen perusteella voida tehdä vahvoja johtopäätöksiä, koska mittauksiin ja kiihtyvyyssmittausten analysointiin liittyi useita virhelähteitä ja rajoituksia.

Asiasanat: Tasapaino, mittarit, testit, alkoholi, kiihtyvyys, takaperinkävely, 8-juoksu

ABSTRACT

Aartolahti Eeva, Halonen Janne: Measuring dynamic balance by using accelerometers in backwards walking and figure-of-eight walking tests

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

Master's Thesis in Physiotherapy, 38 pages, 2 appendixes

Instructor: Ph.D., professor Ari Heinonen, University of Jyväskylä

Purpose: The aim of this study was to investigate whether it is possible to measure changes in dynamic balance in backwards walking and figure-of-eight walking tests by using accelerometers attached in upper- and lower back while balance is disturbed with alcohol. The aim was also to study if backwards walking and figure-of-eight walking tests are capable of identifying these changes in dynamic balance. Dynamic balance is measured by using a prototype which consists of among other things accelerometers. This prototype was developed in Helsinki University of Technology to be utilized in 6 meters backwards tandemwalking- and figure-of-eight-running tests which are part of the UKK Health-Related Fitness Test.

Methods: Data was collected by using design of repeated measures and alcohol was used in order to disturb balance. 14 young healthy male volunteers aged 22–28 years participated in the study. Balance was measured during backwards walking and figure-of-eight walking tests, first sober in basic level and then under the influence of alcohol. Each participant drunk 5 equal doses of alcohol and testing took place after each dosage. Prototype measured accelerations in the upper and lower back in antero-posterior and medio-lateral axes during the tests. The data was analyzed by using analysis of variance (ANOVA) for repeated measures and pairwise t-tests. In parameters which were not normally distributed nonparametric Friedman's K-related samples test and pairwise Wilcoxon or Sign test were used.

Results: In backwards walking test, there was a significant change in performance times after first three dosages, which were 0,9 s (6,6 %) faster than in basic level. Participants made 1,2 (56 %) mistakes more after fifth dosage than after third dosage. In backwards walking test there were no changes in acceleration Root Mean Square (RMS). In the figure-of-eight walking test performance times became overall 0,5 s faster (5,4 %). In the same time the acceleration RMS measured from upper back increased 0,08 g (16%) in antero-posterior and 0,11 g (33 %) in medio-lateral axes.

Conclusions: In young healthy men backwards walking test seems to identify changes in dynamic balance in participants making more mistakes but not in performance time. Figure-of-eight walking test does not identify similar changes in dynamic balance. In backwards walking test acceleration RMS measured from upper and lower back does not identify changes in dynamic balance. In figure-of-eight walking test acceleration RMS measured from upper back seems to identify changes in dynamic balance. According to this study it is not possible to say whether acceleration measures are appropriate way to evaluate dynamic balance because there were multiple error sources and limitations in measurements and analyzes.

Keywords: Balance, tests, alcohol, accelerometer, acceleration, backwards tandemwalking, figure-of-eight run

SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	1
2	TASAPAINO.....	2
	2.1 Dynaaminen ja staattinen tasapaino	2
	2.2 Asennonhallintajärjestelmä	3
3	TASAPAINON MITTAAMINEN	4
	3.1 Tasapainotestit.....	4
	3.1.1 Takaperinkävelytesti	4
	3.1.2 Kahdeksikkojuoksutesti	5
	3.2 Kiihtyvyys	6
	3.2.1 Kiihtyvyyssanturit	8
	3.2.2 Kiihtyvyys ja dynaaminen tasapaino	9
	3.3 Alkoholit tasapainomittauksissa	11
	3.3.1 Alkoholin imeytyminen	11
	3.3.2 Alkoholin vaikutukset tasapainoon	12
4	YHTEENVETO KIRJALLISUUSKATSAUKSESTA	14
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	15
6	TUTKIMUSMENETELMÄT	16
	6.1 Asetelma	16
	6.2 Tutkittavat.....	17
	6.3 Mittausmenetelmät.....	18
	6.3.1 Puhallusalkometri.....	18
	6.3.2 Tasapainotestit	18
	6.3.3 Kiihtyvyyssmittarit	19
	6.4 Datan käsittely ja analysointi	20
	6.5 Tilastolliset analyysit	20
7	TULOKSET	22
	7.1 Uloshengitysilman alkoholipitoisuus.....	22
	7.2 Tasapainotestit.....	23
	7.3 Kiihtyvyyden RMS.....	25
8	POHDINTA.....	27
9	JOHTOPÄÄTÖKSET	34
	LÄHTEET	35

LIITTEET

1 JOHDANTO

Ikääntyneiden kaatumiset ja kaatumistapaturmat ovat sekä terveydenhuoltoa rasittava ongelma että tärkeimpiä ikääntyneiden kivun, toiminnanrajoitusten ja jopa kuoleman aiheuttajia. Kaatumistapaturmat ovat edelleen yleistymässä väestön ikääntyessä. Kannuksen ym. (2005) mukaan kotona asuvista yli 65-vuotiaista henkilöistä 30 % kaatuu vuosittain ja noin puolet heistä toistuvasti. Kaatumisista 5 % johtaa murtumaan ja 20 % kaatuneista tarvitsee sairaanhoitoa. Koskisen ym. (2006) mukaan myös työikäisillä suomalaisilla miehillä ja naisilla kaatuminen tai liukastuminen on toiseksi yleisin ei-kuolemaan johtaneen kotitapaturman aiheuttaja.

Epidemiologisten tutkimusten mukaan ikääntyneiden kaatumisista 30–70 % tapahtuu liukastumisina tai kompastumisina kävellessä (Berg ym. 1997, Woollacott & Tang 1997). Kaatumiset tapahtuvat useammin kävellessä tai tuoilta seisomaan noustessa kuin paikalla seistessä tai päivittäisissä toiminnoissa (Tinetti ym. 1995). Asennonhallinnan heikentyessä ikääntymisen myötä, näyttäisivät muutokset tulevan esille aiemmin dynaamisessa kuin staattisessa tasapainossa. Samalla dynaamisen tasapainon, toisin kuin staattisen tasapainon, on todettu olevan yhteydessä ikääntyneiden selviytymiseen päivittäisistä toiminnoista, kuten kadun ylittämisestä ja porraskävelystä (Topp ym. 1998).

Kaatumisten ehkäisy edellyttää hyvää tasapainoa nimenomaan liikkeen aikana. Itsenäisen selviytymisen sekä hyvän elämänlaadun mahdollistamiseksi dynaamisen tasapainon säilyttäminen näyttäisi olevan tärkeää ja sen heikkeneminen olisi havaittava ajoissa. Erilaisilla tasapainotesteillä tai -mittareilla tulisi pystyä tunnistamaan kaatumisriskissä olevat henkilöt kaatumisten ennaltaehkäisemiseksi. Teknologian kehittymisen myötä kiihtyvyyssmittarit tuovat uusia mahdollisuuksia liikkeen aikaisen eli dynaamisen tasapainon mittaamiseen erilaisissa arkielämän toiminnoissa ja ympäristöissä (Culhane ym. 2005).

Teknillisellä korkeakoululla on kehitetty prototyyppi mm. kiihtyvyyssmittareihin perustuvasta dynaamisen tasapainon mittalaitteesta hyödynnettäväksi UKK-instituutin

terveyskuntotestistön takaperinkävely- ja kahdeksikkojuoksuksutesteissä. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää pystytäänkö prototyypin ylä- ja alaselän kiihtyvyyssmittareilla havaitsemaan muutoksia dynaamisessa tasapainossa takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytestisuorituksissa, kun tasapainoa pyritään heikentämään alkoholin avulla. Samalla tarkoituksena oli tutkia tunnistavatko takaperin- ja kahdeksikkokävelytestit alkoholin aiheuttamia muutoksia dynaamisessa tasapainossa.

2 TASAPAINO

Termejä tasapaino ja asennonhallinta käytetään toisinaan toistensa synonyymeinä ja toisinaan taas toistensa ylä- tai alakäsitteinä. Tutkimusjulkaisuissa käytetyt käsitteet vaihtelevat näkökulmasta riippuen. Tässä tutkimuksessa tasapaino nähdään yläkäsitteenä, jonka säilyttäminen edellyttää asennonhallintaa.

2.1 Dynaaminen ja staattinen tasapaino

Tasapaino on kyky ylläpitää kehon massakeskipiste (center of mass, COM) tukipinnan (base of support, BOS) päällä tai sen rajojen (Limits of stability) sisällä. Perinteisesti tasapaino jaetaan staattiseen ja dynaamiseen tasapainoon. *Staattisessa tasapainossa* kehon massakeskipiste liikkuu, mutta tukipinta pysyy paikallaan. Staattisella tasapainolla kontrolloidaan kehon huojuntaa paikallaan seistessä tai muussa liikkumattomassa asennossa. Todellisuudessa kehon asento ei siis pysy täysin liikkumattomana, staattisena, vaan keho huojuu jatkuvasti tukipinnan päällä. *Dynaamisessa tasapainossa* kehon painopiste liikkuu tukipinnan samalla siirtyessä. Toisaalta dynaamisella tasapainolla kontrolloidaan myös tahdonalaisia liikkeitä, joissa tukipinta ei siirry, esimerkiksi reagoitaessa horjutuksiin tai kurkotettaessa. Liikkeiden aikana on kehon painopistettä kontrolloitava sen siirtyessä tukipinnan reunalle, kuten kurkotettaessa tai jopa tukipinnan ulkopuolelle, kuten käveltäessä. Kävelyn heilahdusvaiheen aikana kehon massakeskipiste ei ole tukipinnan päällä ja lisäksi tukipinta siirtyy (Spirduso 1995, 156–159, Woollacott & Tang 1997).

2.2 Asennonhallintajärjestelmä

Shumway-Cook ja Woollacott (2001, 56-77) kuvaavat asennonhallinnan edellyttävän sensorisen järjestelmän, luurankolihas- ja keskushermoston yhteistyötä. Sensorisen järjestelmän aistiman tiedon avulla keskushermosto tunnistaa kehon asennon ja liikkeen tilassa suhteessa painovoimaan ja ympäristöön. Sensorinen järjestelmä koostuu somatosensorisesta, vestibulaarisesta ja visuaalisesta järjestelmästä. *Somatosensorinen järjestelmä* aistii lihas-, nivel- ja ihoreseptoreiden avulla tietoa kehon asennosta ja liikkeestä suhteessa tukipintoihin sekä kehonosien asennosta suhteessa toisiinsa. *Vestibulaarijärjestelmä* aistii pään asentoa ja liikettä suhteessa painovoimaan sekä nopeita suunnanmuutoksia pään liikkeissä. *Visuaalisen järjestelmän* kautta saamme tietoa sekä ympäristöstä että kehon sijainnista ja liikkeestä tilassa ja kehonosien liikkeestä suhteessa toisiinsa.

Eran (1997) mukaan pystyasennon ylläpitäminen vaatii jatkuvaa työtä asentoa ylläpitäviltä lihaksilta nilkkojen, polvien, lonkkien ja rangan stabiloimiseksi. Vartalon lihakset tuottavat tasapainoa ylläpitävät reaktiot ja tahdonalaiset liikkeet. Keskushermoston toiminta yhdistää aistitiedon ja lihasten aktivoinnin esimerkiksi reflekseiksi ja opituksi hermostolliseksi säätelyksi.

Shumway-Cook ja Woollacott (2001) korostavat, että tasapainon tutkimisessa on huomioitava ympäristön, tehtävän ja yksilön välinen vuorovaikutus. Kukin tehtävä ja ympäristö vaikuttavat tasapainon säilyttämiseen. Lisäksi sama tilanne voi tasapainon säilyttämisen kannalta olla helpompi tai vaikeampi eri yksilöille. Patlan (1997) mukaan näiden tekijöiden vuorovaikutus edellyttää yksilöltä ennakoivaa ja korjaavaa toimintaa tasapainon säilyttämiseksi. Proaktiivinen tasapainojärjestelmä on ennakoiva, joka toimii ennen kuin ihminen kohtaa tasapainoa uhkaavan tekijän. Ennakointi perustuu sekä ympäristöstä tehtyihin havaintoihin että ennakoivaan kehon asennon ja lihasaktiivisuuden muuttamiseen. Ennakoinnissa vaikuttavat etenkin aikaisemmat kokemukset (Huxham ym. 2001) ja näön kautta saatava tieto. Näiden järjestelmien tekemien muutosten ollessa riittämättömiä tai yllättävissä ulkoisissa horjutuksissa, tasapaino säilytetään reaktiivisten eli korjaavien mekanismien avulla (Patla 1997).

3 TASAPAINON MITTAAMINEN

Dynaamista tasapainoa voidaan arvioida useilla eri menetelmillä ja menetelmiä voidaan ryhmitellä näkökulmasta riippuen eri tavoin. Eräs tapa on erotella tasapainon arviointimenetelmissä laboratorio- tai laitemittaukset ja toiminnalliset testit (Huxham ym. 2001). Toiminnalliset testit voivat olla yksittäisiä liikesuorituksia kuten Functional reach tai liikesarjoja, kuten Timed up and go tai useammasta tehtävästä koostuvia testistöjä, esimerkiksi Dynamic gait index.

Tasapainon tutkimukseen ja kliiniseen mittaamiseen käytetyt laite- tai laboratoriotestit voidaan Kejosen (2002) mukaan jakaa kolmeen ryhmään. Näissä kinemaattiset mittarit perustuvat itse liikkeen tutkimiseen, kuten liikeanalyysissä, jossa kehon osien asennon perusteella voidaan laskea kehon painokeskipiste. Kinemaattisilla mittareilla voidaan tutkia myös kehon osien kiihtyvyyksiä liikkeen aikana. Kineettiset tasapainomittarit puolestaan mittaavat voimia, kuten voimalevyn avulla mitattuja alustaan kohdistuvia voimia. Kolmanneksi laitetestit voivat perustua lihasten sähköisen aktiivisuuden mittaamiseen eli EMG-mittauksiin.

3.1 Tasapainotestit

Seuraavassa kuvataan tämän tutkimuksen mittauksissa käytetyt tasapainotestit, jotka ovat osa UKK-instituutin terveyskuntotestistöä.

3.1.1 Takaperinkävelytesti

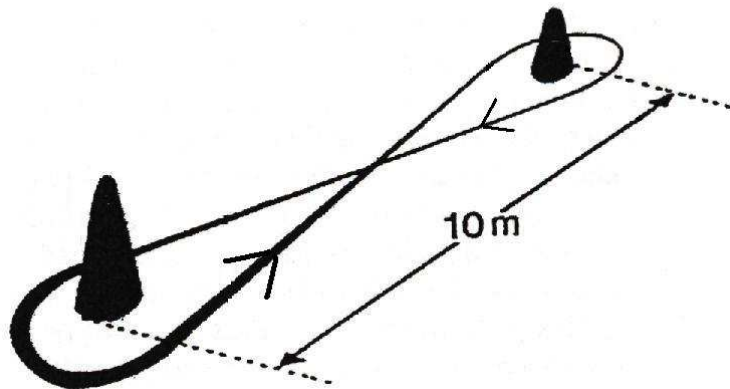
Nelsonin ym. (1994) kuvaama takaperinkävelytesti (backwards tandemwalking test) mittaa dynaamista tasapainoa. Testi suoritetaan siten, että testattavaa pyydetään kävelemään tandem kävelyä taaksepäin 6 metriä pitkää viivaa pitkin. Kävellessä jalka asetetaan toisen taakse siten, että takimmaisena jalan varpaat koskettavat etummaisena jalan kantapäätä. Testattavaa pyydetään kävelemään mahdollisimman nopeasti tekemättä virheitä tai sivuaskeleita. Sama testi voidaan suorittaa myös

eteenpäin kävellen (Rinne ym. 2001). UKK-terveyskuntotestistön mittausohjeen mukaan suorituksesta otetaan aika ja testituloksena paras kolmesta suorituksesta, mutta virheen sattuessa kirjataan ajan sijasta kuljettu matka (UKK-instituutti 2005).

Takaperinkävelytestissä heikompi tulos tai kykenemättömyys suorittaa testiä on ikääntyneillä todettu olevan yhteydessä kävelyvaikeuksien riskiin (Hämäläinen ym. 2006). Testi on osoittautunut toistettavuudeltaan erinomaiseksi 36–72 -vuotiailla miehillä ja naisilla sekä mittajaan sisäisen toistettavuuden osalta (ICC=0.85) että mittajien välisen (ICC=0.96) toistettavuuden osalta (Rinne ym. 2001). Mittajien sisäinen toistettavuus on todettu hyväksi myös miehillä, joilla traumaattisen aivovaurion saamisesta oli kulunut yli vuosi (ICC=0.80) ja kohtalaiseksi terveillä miehillä (ICC=0.71) (Vartiainen ym. 2006). Takaperinkävelytestissä 16 sekunnin raja-arvo erottaa traumaattisen aivovaurion saaneet miehet terveistä miehistä 55,9 % sensitiivisyydellä eli herkkyydellä ja 77,8 % spesifisyydellä eli tarkkuudella (Rinne ym. 2006).

3.1.2 Kahdeksikkojuoksum testi

Kahdeksikkojuoksum testi (figure-of-eight run) on kehitetty alun perin testaamaan polven toimintaa ACL-leikkauksen jälkeen (Tegner ym.1986). Testiä on myöhemmin ryhdytty käyttämään myös ketteryyden ja dynaamisen tasapainon testinä. Testipaikalla on kaksi keilaa kymmenen metrin etäisyydellä toisistaan (kuvio 1). Tutkittava lähtee merkistä liikkeelle ja juoksee radan kerran (Carter ym. 2001, 2002) tai kahdesti (Karinkanta ym. 2005) ympäri mahdollisimman nopeasti. UKK-terveyskuntotestistön mittausohjeen mukaan suorituksesta otetaan aika ja tulokseksi kirjataan parempi kahdesta suorituksesta. Mitä nopeampi suoritus, sitä parempi tasapainon katsotaan olevan (UKK-instituutti 2005).



Kuvio 1 Kahdeksikkojuoksurata.

Kahdeksikkojuokсутестin validiteettia on tutkittu ikääntyneillä ja testin tulosten on todettu korreloivan kohtalaisesti Sensory Organisation -testin (SOT) kokonaispisteiden ($r=-0.59$) ja polven ojennusvoiman ($r=0.51$) kanssa (Carter ym. 2002). Terveillä postmenopausaalisilla naisilla testitulos korreloi alaraajan ojennusvoiman ($r=-0.32$), porrasaskelmalle nousun ($r=-0.43$) ja seisomasta ylösnousun ($r=-0.35$) aikaisiin alustan reaktiivoimiin sekä elämänlaatua mittaavaan Quality of life asteikkoon ($r=-0.31$) (Karinkanta ym. 2005). Mittaajien sisäinen toistettavuus on todettu korkeaksi testattaessa miehiä, joilla traumaattisen aivovaurion saamisesta oli kulunut yli vuosi (ICC=0.97) ja hyväksi testattaessa terveitä miehiä (ICC=0.87) (Vartiainen ym. 2006). Rinne ym. (2006) ovat todenneet kahdeksikkojuokсутестissä 7,2 sekunnin raja-arvon erottelevan traumaattisen aivovaurion saaneet miehet terveistä miehistä 73,5 % herkkyydellä ja 86,1 % tarkkuudella.

3.2 Kiihtyvyy

Kiihtyvyy on sekä matemaattisesti että fysikaalisesti määritettynä melko abstrakti käsite. Kiihtyvyyden suunta ei kuvaa liikesuuntaa, eikä sen suuruus kerro mitään kappaleen vauhdista. *Keskikihtyvyy* kuvaa sitä, kuinka ripeästi nopeus keskimäärin

muuttuu tietyllä aikavälillä ja se määritellään nopeuden muutoksena (Δv) suhteessa ajan muutokseen (Δt),

$$a_k = \frac{\Delta v}{\Delta t}.$$

Hetkellinen kiihtyvyys puolestaan kuvaa sitä, kuinka ripeästi nopeus on muuttumassa tietyllä ajanhetkellä ja se saadaan määrittämällä keskikihtyvyys hyvin lyhyellä aikavälillä. Keskikihtyvyyden ja hetkellisen kiihtyvyyden yksikkö on sama, m/s^2 ja hetkellisen kiihtyvyyden synonyyminä käytetään yleisesti sekä tässä tutkimuksessa kiihtyvyyttä (Suvanto 2003, 64).

Ympäristön kappaleeseen kohdistamat voimat muuttavat kappaleen liikettä ja aiheuttavat näin kappaleen kiihtyvyyden. Tämä perustuu Newtonin II lakiin eli dynamiikan peruslakiin,

$$F = ma.$$

Kiihtyvyys on vektorisuure, sillä on suuruus ja suunta. Kiihtyvyydsvektori on aina ympäristön kappaleeseen kohdistaman kokonaisvoiman suuntainen, jolloin kappaleeseen kohdistuvat voimat tietyllä hetkellä aiheuttavat tietyn suuntaisen kiihtyvyyden

$$\vec{a} = \frac{\sum \vec{F}}{m}.$$

Kiihtyvyydsvektori ei ilmaise kappaleen liikesuuntaa, vaan se kertoo miten nopeusvektori "kääntyy, venyy tai lyhenee" eli miten liikesuunta ja nopeus ovat muuttumassa. Kiihtyvyyden suuruus ei kerro mitään kappaleen vauhdista. Esimerkiksi tennispallon liikesuunnan muuttuessa pallon osuessa mailaan on pallon nopeus nolla, mutta kiihtyvyys on suuri. Kappaleen vauhti kasvaa kun kiihtyvyys ja nopeus ovat samansuuntaiset ja vastaavasti kappaleen vauhti on pienenevässä kun kiihtyvyys ja nopeus ovat vastakkaisuuntaiset, jolloin puhutaan hidastuvuudesta (Suvanto 2003, 74-105).

3.2.1 Kiihtyvyyssanturit

Kiihtyvyyssanturit voidaan toimintaperiaatteensa mukaan jaotella eri tavoin, esimerkiksi piezoresistiivisiin, -sähköisiin ja -kapasitiivisiin antureihin. Erilaiset anturit eroavat toisistaan mm. massan, mittausalueen, taajuusvasteen sekä herkkyyden ja tarkkuuden osalta. Näiden erojen myötä anturit eroavat myös käyttömahdollisuuksiltaan (Nigg 1999, VTI Technologies Oy 2006).

Kiihtyvyyssanturin perusosat ovat runko, jousi ja massa. Kun anturin rungon nopeus muuttuu, massa seuraa muutosta jousiyhteyksensä välityksellä. Massa vastustaa liiketilän muutosta Newtonin toisen lain mukaan synnyttäen voiman jouseen. Jousi taipuu ja rungon ja massan välinen etäisyys muuttuu suhteessa kappaleen kiihtyvyyteen. Kun etäisyys pienenee, kapasitanssi lisääntyy ja sähkövirta kulkee kohti anturia, ja kun etäisyys kasvaa, käy päinvastoin. Anturi muuttaa kappaleen kiihtyvyyden sähkövirraksi (A), varaukseksi (As) tai jännitteeksi (V). Eri antureilla on erilainen toimintaperiaate sen mukaan, miten rungon ja massan välinen liike havaitaan. *Kapasitiivisessa anturissa* runko ja massa ovat sähköisesti eristetty toisistaan ja niiden välistä kapasitanssia eli varauskykyä mitataan (VTI Technologies Oy 2006).

Ihmiskehon segmentistä mitattu kokonaiskiihtyvyys koostuu kolmesta komponentista,

$$a_{tot} = a_{tr} + a_{rot} + a_{gra}$$

jossa:

a_{tot} = kokonaiskiihtyvyys,

a_{tr} = translationaalinen eli antero-posteriorinen kiihtyvyys,

a_{rot} = kappaleen kiertymisestä aiheutunut rotationaalinen eli medio-lateraalinen kiihtyvyys ja

a_{gra} = gravitaation aiheuttama kiihtyvyys eli vertikaalinen kiihtyvyys (Nigg 1999).

Kiihtyvyyssantureiden mittaustuloksiin voi vaikuttaa useampi virhelähde. Kiihtyvyyssantureiden kiinnittäminen ihmiseen luotettavasti on haasteellista. Kiihtyvyyssanturit voidaan kiinnittää suoraan luuhun ruuvaamalla tai ulkoisesti ihon päälle sitomalla. Ulkoisesti kiinnitettyjen kiihtyvyyssantureiden luotettavuutta heikentää anturin ja luun välinen pehmytkudos, joka sidoksen lujuudesta ja alustasta riippuen voi pienene-

tää tai suurentaa mitattuja kiihtyvyyksiä verrattuna luun pinnalta mitattuihin. Mittauksen tarkkuus paranee käytettäessä antureita, joiden massa on pieni ja kiinnittämällä anturi tiukasti aina samoin tavoin koehenkilöön ja paikkaan, jossa pehmytkudosta on vähän mittarin ja luun välissä. Kiinnityksen lisäksi kävelyalustan tai käytettyjen kenkien pohjan kovuus vaikuttavat ihmisen liikkeestä mitattuihin kiihtyvyyksiin (Nigg 1999, Lafortune ym. 1995).

3.2.2 Kiihtyvyys ja dynaaminen tasapaino

Kinemaattisista mittareista kiihtyvyyssmittarit on teknologian kehityksen myötä otettu tutkimuskäyttöön myös kävelyn, tasapainon ja fyysisen aktiivisuuden analysoinnissa. Autoteollisuudessa etenkin törmäystyynyjen laukaisumekanismien kehitys on edellyttänyt kiihtyvyyssmittareilta tiukkojen laatu- ja toistettavuuskriteerien täyttymistä sekä mittareiden tuotannon tehokkuutta ja edullisuutta. Kiihtyvyyssmittareista on tämän myötä tullut todella pienikokoisia, luotettavia ja edullisia myös tasapainon mittaamisessa hyödynnettäväksi (Culhane ym. 2005).

Culhane ym. (2005) ovat kuvanneet kiihtyvyyssmittareiden tuomia mahdollisuuksia kävely- ja tasapainomuutosten kvantitatiiviseen mittaamiseen. Niitä voidaan pitää käytännöllisempinä ja edullisempina kuin monia muita tieteellisessä tutkimuksessa käytettyjä menetelmiä, kuten voimalevysysteemejä ja optisia liikeanalyyskejä. Kiihtyvyyssmittarit eivät rajoita mitattavaa suoritusta eivätkä sido mittausta tiettyyn paikkaan. Esimerkiksi Auvinetin ym. (2002) mukaan kävelyn luotettava analysointi edellyttää yhtäjaksoista kävelymatkaa, joka sisältää 20–25 askelsykliä. Näin pitkän kävelymatkan analysointi paikkaan sidotuilla menetelmillä voi olla jopa mahdotonta. Tämän vuoksi kiihtyvyyssmittareiden katsotaan soveltuvan muita menetelmiä paremmin myös käytännön diagnosointiin ja seurantaan (Culhane ym. 2005).

Lantion erisuuntaisten kiihtyvyyksien avulla on pystytty määrittelemään kävelysyklin vaiheet ja kesto sekä edelleen käänteisen heilurimallin avulla arvioimaan keskimääräinen askelpituus ja kävelynopeus (Zijlstra & Hof 2003). Näiden muuttujien lisäksi Menz ym. (2003a) ovat pään ja lantion kiihtyvyyksien avulla määritelleet kävelyn muuttujista kadenssin (askelta/min) ja askelten ajoituksen vaihtelevuuden. Varsinai-

sina kiihtyvyyssuuttujina he ovat kuvanneet kiihtyvyyden root mean square (RMS), amplitudien vaihtelevuus ja harmonisuuden suhdeluku -muuttujat. Näistä RMS on kiihtyvyyden hajonta suhteessa nollaan ja harmonisuuden suhdeluku kuvaa askelsykleissä toistuvaa tasaisuutta ja rytmiä.

Kävelynopeus vaikuttaa kävelyn muuttujiin, jolloin kävelynopeus on huomioitava vertailuja tehtäessä. Moe-Nilssen & Helbostad (2004) ovat kuvanneet kävelynopeuden huomioivan autokorrelaatiomenetelmän kävelyn muuttujien määrittämiseksi kiihtyvyydatasta. Kiihtyvyyden RMS:n ja nopeuden välillä on todettu olevan kurvilineaarinen suhde, jolloin kävelynopeus on tiedettävä RMS-arvoja tulkittaessa (Moe-Nilssen 1998a). Vertailuarvoja kävelyn eri muuttujille kiihtyvyyssmittarilla mitattuna on kerätty eri-ikäisillä miehillä ja naisilla tasaisella kävellessä, mutta vertailuarvoja tarvittaisiin vielä erilaisilla alustoilla ja eri nopeuksilla kävellessä (Auvinet ym. 2002).

Kolmiakselinen L3-tasolle kiinnitetty kiihtyvyyssmittari on todettu toistettavaksi tasapainomittariksi seistessä ja kävellessä. Tarkasteltaessa erisuuntaisten kiihtyvyyksien RMS-arvoja kävellessä tasaisella ja epätasaisella alustalla, oli toistettavuus erinomaisella tasolla (ICC=0,79–0,94) (Henriksen ym. 2004, Moe-Nilssen 1998b). Samoin tarkasteltaessa kävelyn eri muuttujia, kuten askelpituus, askelparin pituus sekä kadenssi, on L3-tason kiihtyvyyssmittarin suhteellinen reliabiliteetti todettu erinomaisesti tasaisella kävellessä (ICC=0,94–0,96) (Henriksen ym. 2004).

Kiihtyvyyssmittareilla on havaittu iän vaikuttavan kävelymalliin. Ikääntyneet käyttävät kävellessä kompensatorista strategiaa pienentääkseen kaatumisriskiä, jolloin heiltä on itse valitsemalla kävelynopeudella mitattu pienempiä kiihtyvyyksiä päässä ja lantiossa kuin nuorilla (Menz ym. 2003b). Ikääntyneet myös maksimoivat dynaamista stabiliteettiaan kävelyn aikana muuttamalla vartalon ja pään kiihtyvyyksien suhdetta verrattuna nuorempiin (Kavanagh ym. 2004).

län lisäksi myös alustan vaikutusta kävelyn on tutkittu kiihtyvyyssmittareilla. Menz ym. (2003a) ovat todenneet nuorilla lantion kiihtyvyyden RMS ja amplitudin vaihtelevuus -muuttujien suurenevan epätasaisella alustalla kävellessä verrattuna tasaisella alustalla kävelemiseen. Vastaavaa eroa ei havaittu pään kiihtyvyyksissä. Pään stabilointi on tärkeää tasapainon säilyttämisessä, koska oleelliset asennonhallinta-

järjestelmät, näkö ja vestibulaarisysteemi, ovat päässä. Menz ym. (2003c) ovat pää-
hän ja lantioon kiinnitetyillä kiihtyvyyssmittareilla havainneet eroja myös suuressa
kaatumisriskissä olevien ikääntyneiden ja matalassa tai kohtalaisessa kaatumisris-
kissä olevien välillä. Suuremmassa kaatumisriskissä olevien ikääntyneiden todettiin
käyttävän normaalia varovaisempaa kävelymallia. Tällöin kävelyn temporo-
spatiaalisista muuttujista kävelynopeus, kadenssi ja askelpituus pienenevät. Lisäksi
askelten ajoituksen vaihtelevuus kasvoi ja kiihtyvyyden harmonisuuden suhdeluku
pieni. Nämä muutokset tulevat esille etenkin epätasaisella alustalla kävellessä.

3.3 Alkoholi tasapainomittauksissa

3.3.1 Alkoholin imeytyminen

Alkoholin imeytyminen tapahtuu pääasiassa mahalaukusta ja ohutsuolesta väke-
vyyseroon perustuvan diffuusion avulla ja normaalioloissa mahalaukusta imeytyy
noin neljäsosa alkoholista varsinaisen imeytymisen tapahtuessa ohutsuolesta (Sa-
laspuro 2003). Ramchandani ym. (2001) mukaan tyhjään mahaan nautittu alkoholi
saavuttaa huippukonsentraationsa veressä 30–90 minuutissa. Alkoholin imeytymi-
seen ja sen nopeuteen vaikuttavat monet seikat. Nautitun alkoholin väkevyys ja laa-
tu vaikuttavat niin, että väkevämpi juoma imeytyy nopeammin kuin laimeampi. Toi-
saalta väkevät alkoholiliuokset saattavat hidastaa mahalaukun tyhjenemistä, jolloin
alkoholi imeytyy hitaammin (Salaspuro 2003). Myös syödyn ravinnon määrä vaikut-
taa alkoholin imeytymiseen. Tyhjään vatsaan juotu alkoholi imeytyy huomattavasti
nopeammin kuin täyteen vatsaan juotu. Syödyn ruuan koostumuksen vaikutuksista
alkoholin imeytymiseen ei ole riittävää näyttöä. Eroja alkoholin imeytymiseen aiheut-
taa myös yksilöllinen mahalaukun tyhjenemisnopeus (Ramchandani ym 2001).

Salaspuron (2003) mukaan kehon koostumuksella on merkitystä alkoholin aiheutta-
miin veren alkoholipitoisuuden muutoksiin, koska alkoholi on vesiliukoinen aine ja se
liukenee suhteellisen huonosti rasvaan. Sama alkoholiannos painokiloa kohden ai-
heuttaa lihavalla henkilöllä korkeamman veren alkoholipitoisuuden kuin laihalla.

Sama ilmiö voidaan todeta myös naisten ja miesten välillä. Naiset humaltuvat samasta alkoholimäärästä enemmän kuin miehet, koska kehon suuremman rasvapiitoisuuden vuoksi alkoholi jakautuu naisissa pienempään vesitilavuuteen.

3.3.2 Alkoholin vaikutukset tasapainoon

Kiianmaan (2003) mukaan alkoholin häiritsevät vaikutukset tiettyyn toimintaan riippuvat toiminnan monimutkaisuudesta. Toiminnan häiriintyminen on sitä todennäköisempää, mitä useamman aistimen ja toiminnan yhteensovittamista keskushermostolta edellytetään. Tällöin alkoholi voi vaikuttaa useampaan eri reaktioon vaikeuttaen toimintojen koordinoimista. Esimerkiksi Shumway-Cook ja Woollacott (2001, 56) kuvaavat asennonhallinnan edellyttävän samanaikaisesti sekä sensorisen järjestelmän, luurankolihasen että keskushermoston yhteistyötä. Tasapainon monimutkainen säätelyjärjestelmä onkin herkempi alkoholin vaikutuksille kuin esimerkiksi näkö- ja kuuloaisti (Kiianmaa 2003). Esimerkkinä useiden toimintojen yhteensovittamisesta on autolla ajaminen, jossa matalatkin veren alkoholipitoisuudet vaikuttavat suoritukseen. Veren alkoholipitoisuuksien raja rattijuopumukselle on 0,5 promillea (‰) ja törkeälle rattijuopumukselle 1,2 ‰ ja vastaavat raja-arvot uloshengitysilman alkoholipitoisuudelle ovat 0,22 mg/l ja 0,53 mg/l (Rajala 2006). Alkoholilla on todettu olevan annoksesta riippuva bifaasinen vaikutus (Nieschalk ym. 1999). Pienillä annoksilla alkoholilla voi olla suoritusta fasilitoivia vaikutuksia, jolloin alkoholi kiihottaa ja vilkastuttaa joitakin hermoston toimintoja ja vasta veren alkoholipitoisuuden ollessa korkea useimmat toiminnot lamaantuvat (Kiianmaa 2003).

Alkoholin vaikutusta tasapainoon on tutkittu staattisella posturografialla. Nieschalkin ym. (1999) mukaan silmät kiinni seistessä kehon huojunta voimalevyllä mitattuna ei lisääntynyt merkittävästi veren alkoholipitoisuuden ollessa alle 1,0 ‰. Samalla alkoholin annos-vaste-suhteesta huomattiin, että huojunta saattaa jopa vähentyä perustasoon verrattuna veren alkoholipitoisuuden ollessa alle 0,8 ‰. Mangold ym. (1996) sen sijaan ovat todenneet huojunnan lisääntyvän merkittävästi sekä yhdellä että kahdella jalalla silmät auki seistessä veren alkoholipitoisuuden ollessa keskimäärin vain 0,43 ‰.

Dynaamiseen posturografiaan perustuvassa Sensorisen organisaation testissä (SOT, EquiTest) tilanteissa joissa propioseptiikkaa häirittiin ja samalla näön käyttö estettiin tai sitä häirittiin (SOT5, SOT6), suoritus heikentyi veren alkoholipitoisuuden ollessa vain 0,3 ‰ (Goebel ym. 1995). Tasapainon heikentymisen näissä testitilanteissa oletetaan johtuvan vestibulaarisen järjestelmän toiminnan heikkenemisestä, jota muissa testitilanteissa pystytään kompensoimaan visuaalisen ja somatosensorisen järjestelmän avulla. Myös Tianwu ym. (1995) ovat SOT-laitetestillä todenneet alkoholin tasapainoa heikentävien vaikutuksien kohdistuvan enemmän vestibulaariseen järjestelmään kuin somatosensoriseen järjestelmään. Tasapainon heikentyminen myös testitilanteissa, jossa vain propioseptiikkaa häiritään (SOT4), oletetaan johtuvan visuaalisen ja vestibulaarisen informaation yhdistämisen häiriöistä keskushermostossa (Tianwu ym. 1995).

Staattisessa posturografiassa huojunta lisääntyy alkoholin vaikutuksen alaisena enemmän medio-lateraalisisä kuin antero-posteriorisessä suunnassa (Noda ym. 2004). Samoin huojutusta seuraavissa tasapainoreaktioissa, veren alkoholipitoisuuden ollessa 1 ‰, on Woollacott (1983) todennut EMG:llä mitattuna alkoholin vaikuttavan enemmän lihasvasteiden latensseihin ja amplitudeihin lateraalisisä kuin antero-posteriorisessä huojutuksessa. Alkoholi pidentää lihasvasteiden latenssia ja pienentää vasteen amplitudia.

Mangoldin ym. (1996) mukaan alkoholia pidetään sopivana aineena käytettäväksi ihmisiä testattaessa, koska se imeytyy, hajoaa ja poistuu elimistöstä nopeasti. Lisäksi tutkittavilla on yleensä kokemusta alkoholista eivätkä he pelkää sen haittavaikutuksia.

4 YHTEENVETO KIRJALLISUUSKATSAUKSESTA

Liikkeen aikaisen eli dynaamisen tasapainon säilyttäminen edellyttää monimutkaisen asennonhallintajärjestelmän toimintaa ja on yhteydessä ikääntyneiden selviytymiseen päivittäisistä toiminnoista. Tasapainon tutkimisessa tulisi huomioida ympäristön, tehtävän ja yksilön välinen vuorovaikutus. Kiihtyvyyssmittarit mahdollistavat tasapainomuutosten kvantitatiivisen mittaamisen uudella tavalla eri tehtävissä ja ympäristöissä. Kiihtyvyyssmittareilla on tutkittu etenkin kävelyä ja jonkin verran myös dynaamista tasapainoa, jonka mittaamisessa kiihtyvyyssmittarit on todettu luotettaviksi ja toistettaviksi. Samoin takaperinkävely- ja kahdeksikkojuoksutestit on todettu toistettaviksi ja luotettaviksi menetelmiksi mitata dynaamista tasapainoa. Staattisella ja dynaamisella posturografialla mitattuna alkoholin on todettu heikentävän tasapainoa ja vaikuttaa siltä että alkoholilla voidaan heikentää tasapainoa testitilanteessa. Takaperinkävely- ja kahdeksikkojuoksutestien sekä kiihtyvyyssmittareiden kykyä tunnistaa alkoholilla aiheutettuja muutoksia dynaamisessa tasapainossa nuorilla miehillä ei ole aiemmin tutkittu.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää pystytäänkö ylä- ja alaselän kiihtyvyyssmittareiden prototyypillä mittaamaan muutoksia dynaamisessa tasapainossa takaperin- ja kahdeksikkokävelytesteissä, kun tasapainoa pyritään heikentämään alkoholin avulla. Samalla tarkoituksena oli tutkia tunnistavatko takaperin- ja kahdeksikkokävelytestit alkoholin aiheuttamia muutoksia dynaamisessa tasapainossa.

Tutkimusongelmat:

1. Tunnistavatko ylä- ja alaselän kiihtyvyyssmittarit uloshengitysilman alkoholipitoisuuden lisääntyessä tapahtuvia muutoksia vartalon kiihtyvyyksissä takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytesteissä?
2. Tunnistavatko takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytestit uloshengitysilman alkoholipitoisuuden lisääntyessä tapahtuvia muutoksia dynaamisessa tasapainossa suoritusajan ja virheiden lukumäärän muutoksena?

Hypoteesi:

Uloshengitysilman alkoholipitoisuuden lisääntyessä dynaaminen tasapaino heikenee. Tällöin vartalon kiihtyvyydet kasvavat ja suoritus aika pitenee takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytesteissä. Lisäksi virheet lisääntyvät takaperinkävelytestissä.

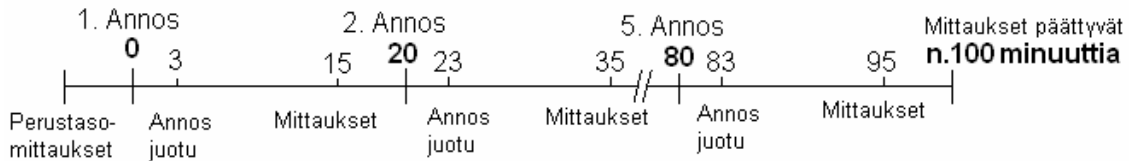
6 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tämän tutkimuksen aineisto kerättiin mittauksissa, joiden ensisijaisena tarkoituksena oli testata tasapainon mittauslaitteiston prototyyppiä. Tämä prototyyppi oli kehitetty SAFE-projektin (Search for Anti-Fall Equipment) tuloksena. Projekti toteutui osana Teknillisen korkeakoulun opiskelijoiden tuotekehityskurssia ja projektin toteutus on vaikuttanut monelta osin tämän tutkimuksen aineiston keräämiseen.

6.1 Asetelma

Tiedonkeruu tapahtui Otaniemessä 29.–31.3.2006 toteutetuissa mittauksissa, joiden tarkoituksena oli testata kiihtyvyyssmittareiden prototyyppiä toistomittausasetelmalla. Mittauksissa tutkittavien tasapainoon pyrittiin vaikuttamaan alkoholin avulla. Tasapainoa testattiin takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytesteillä ensin perustasolla ennen alkoholin nauttimista ja sitten alkoholin vaikutuksen alaisena. Kukin tutkittava nautti alkoholia viisi yhtä suurta annosta ja testaus suoritettiin aina jokaisen annoksen jälkeen.

Mittausprotokollan toimivuutta testattiin mittausten suunnitteluvaiheessa yhdellä henkilöllä ilman alkoholia ja kiihtyvyyssmittareita. Mittausten kulku on esitetty kuviossa 2. Ennen mittaamisen aloittamista tutkittavat harjoittelivat molempia testisuorituksia kolme kertaa. Perustasomittauksessa takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytestit suoritettiin kahdesti ennen alkoholin nauttimista. Samat mittaukset toistettiin jokaisen alkoholiannoksen jälkeen. Tutkittava joi 15 cl annoksia yhteensä viisi 20 minuutin välein. Mittaustasoja oli siis yhteensä kuusi. Jokainen annos nautittiin kolmen minuutin aikana ja testaus aloitettiin 15 minuutin kuluttua juomisen aloittamisesta. Koko alkoholimäärä nautittiin 83 minuutin aikana. Juoman alkoholipitoisuus oli 13,5 % (alkoholia yhteensä 101 ml), jolloin kokonaisalkoholimäärä oli keskimäärin 1,34 ml (1,13–1,63 ml) tutkittavan painokiloa kohden.



Kuvio 2 Mittausprotokollan aikataulu yhden tutkittavan osalta.

Tasapainotesteissä testaa- jia oli kaksi. Sama henkilö suoritti alkuhaastattelun, kiinnitti mittarit ja toimi testaa- jana tasapainotesteissä samalle tutkittavalle kaikilla mittaustasoilla. Lisäksi mittauksissa oli paikalla vähintään kaksi henkilöä tietokoneen ja puhallusalkometrin käyttäjinä. Testilanne pidettiin häiriöttömänä ja mahdollisimman samankaltaisena kaikille tutkittaville.

6.2 Tutkittavat

Tutkittavina oli yhteensä 14 vapaaehtoista 22–28 -vuotiasta ($23,9 \pm 1,7$) miestä. He painoivat 62–90 kg ($75,4 \pm 7,3$) ja heidän painoindexinsä vaihteli välillä 18,3–27,8 ($23,3 \pm 2,3$) alipainoisesta lievästi ylipainoiseen. Tutkittavien poissulkukriteereinä olivat huimaus, voimakkaat selän tai alaraajojen kipuoireet sekä alaraajavammat. Tutkittava ei myöskään saanut olla alkoholin suhteen absolutisti ja edellytettiin, että hän oli aiemminkin juonut alkoholia humaltumiseen asti. Testiin tullessa tutkittava ei saanut olla alkoholin tai huumausaineiden vaikutuksen alaisena eikä krapulassa. Tutkittavia ohjeistettiin, että edellisestä raskaasta ateriasta olisi kulunut vähintään kolme tuntia testiin saapuessa. Kevyen välipalan syöminen tunti ennen mittausten alkua oli kuitenkin sallittua.

Tutkittavia rekrytoitiin Teknillisen korkeakoulun opiskelijoista sähköpostitse tapahtuneen haun kautta sekä mittaajien tuttavista. Tutkittaville lähetettiin sähköpostitse tietoa tutkimuksesta ja ohjeistuksen mittauksen kulusta. Ennen mittauksia arvioitiin haastatteleamalla, että tutkittavilla ei ollut terveydentilan, alkoholin nauttimisen ja paaston osalta esteitä mittauksiin osallistumiseen. Lisäksi kerrottiin mittausprotokollan kulku ja pyydettiin kirjallinen suostumus mittauksiin osallistumisesta.

6.3 Mittausmenetelmät

6.3.1 Puhallusalkometri

Humalatilaa mitattiin jokaisella tasolla välittömästi ennen ja jälkeen testejä puhallusalkometrillä (Dräger Alcotest 6810, Dräger Safety AG, Saksa). Mittaustason tulokseksi kirjattiin näiden kahden puhalluksen keskiarvo. Puhallusalkometritulos kertoo uloshengitysilman alkoholipitoisuuden (mg/l).

6.3.2 Tasapainotestit

Dynaamista tasapainoa mitattiin UKK-instituutin terveystestitesteihin kuuluvilla takaperinkävely- ja kahdeksikkojuoksutesteillä, jotka kelloitettiin käsiajanotolla. Molempien testien sanalliset suoritusohjeet annettiin UKK-instituutin (2005) Terveystestien ohjeiden mukaisesti. Testeissä tehtiin kullakin mittaustasolla kaksi mitausta, joista nopeampi kirjattiin tulokseksi. Kaikki tutkittavat käyttivät samoja testi-kenkiä, joiden pohjat olivat ohuet ja tasapaksut.

Takaperinkävelytestissä otettiin aika tutkittavan kävellessä taaksepäin varvaskantaaskelin kuuden metrin matkan viivaa pitkin. Testattavaa pyydettiin kävelemään mahdollisimman nopeasti tekemättä virheitä, mutta kannustusta ei käytetty suorituksen aikana. Suoritusajan mittaamisen lisäksi laskettiin virheiden määrä koko kuuden metrin matkalta. Virhe kirjattiin, jos tutkittava otti sivuaskelen, jos varpaat eivät koskettaneet kantapäätä tai ne koskettivat vain kantapään sivua.

Kahdeksikkojuoksutesti toteutettiin modifioidusti kävellen *kahdeksikkokävelytestinä* tutkittavien turvallisuuden ja mittalaitteen prototyypin kestävyysvarmistamiseksi. Suorituksesta otettiin aika tutkittavan kiertäessä kerran kahdeksikon muotoisen radan (kuvio 1), jossa kierrettävät keilat sijaitsivat 10 m etäisyydellä toisistaan. Kahdeksikkokävelyssä käytettiin kannustamista, jotta tutkittava pääsisi lähelle maksimaalista kävelynopeuttaan.

6.3.3 Kiihtyvyyssmittarit

Vartalon liikkeet testisuorituksissa mitattiin laitteistolla, joka koostui kahdesta kiihtyvyyssmittarista (SAFE-projektiryhmä, Teknillinen korkeakoulu, 2006) ja kannettavasta tietokoneesta. Kumpikin kiihtyvyyssmittari sisälsi kiihtyvyyssanturin, A/D-muuntimen, joka muutti jännitteen digitaaliseen muotoon sekä Bluetooth-tekniikan. Käytetyt piipohjaiset kiihtyvyyssanturit perustuivat kapasitiiviseen teknologiaan. Molemmissa mittareissa kiihtyvyyssanturi mittasi kiihtyvyyttä mitta-alueella $\pm 2g$ medio-lateraalissa ja antero-posteriorisessa suunnassa. Datan keräystaajuus oli 20 Hz.

Tiedonsiirto tietokoneen ja mittareiden välillä tapahtui langattomasti Bluetoothin välityksellä. Tietokoneella oli mittauksia varten tehty Visual Basic -pohjainen ohjelma (SAFE-projektiryhmä, Teknillinen korkeakoulu, 2006), joka luki saapuvan datan ja kirjoitti sen tekstitiedostoksi. Kiihtyvyyssmittarit kiinnitettiin ala- ja yläselkään (kuvio 3). Alaselässä mittarin alareuna pyrittiin sijoittamaan spina iliaca posterior superior -maamerkkien tasolle. Yläselässä puolestaan mittarin alareuna sijoitettiin scapulan alakulman tasolle. Mittareiden kiinnitys tapahtui tarkoitusta varten valmistetuilla kiinnitysnauhoilla.



Kuvio 3 Kiihtyvyyssmittarit

6.4 Datan käsittely ja analysointi

Tämän tutkimuksen analysoitaviksi muuttujiksi valittiin alkoholin määrä uloshengitysilmassa (mg/l), takaperinkävelytestissä suoritus aika (s) ja virheiden lukumäärä, kahdeksikkokävelytestissä suoritus aika (s) sekä molemmissa tasapainotesteissä ylä- ja alaselästä mitattu antero-posteriorisen ja medio-lateraalisen kiihtyvyyden Root Mean Square -muuttuja. Uloshengitysilman alkoholipitoisuus muunnettiin veren alkoholipitoisuudeksi promilleina (g/l) kertomalla puhallusalkometrin tulos 2,3:lla (Rajala 2006).

Mittauksissa tallennetut tekstitiedostot siirrettiin Excel- taulukkolaskentaohjelmaan, jolla laskettiin kiihtyvyyksistä Root Mean Square -muuttuja (RMS) (Menz ym. 2003a). RMS kuvaa hajonnan määrää suhteessa nollaan kun taas keskihajonta edellisestä eroten kuvaa hajontaa suhteessa keskiarvoon. Koska kiihtyvyys on muunnoksen jälkeen $\pm 2g$ keskiarvon ollessa nolla, RMS on tässä tapauksessa synonyymi keskihajonnalle. Samalla raakadatan jännite-arvot (V) muunnettiin vahvistuserrointa ($5V = 4g$) käyttäen kiihtyvyyksiksi (g).

Varsinaista suoritusta ei erotettu markkereilla mittausdatasta. Takaperinkävelytestistä analysoitavaksi poimittiin neljän sekunnin otos kiihtyvyydatan keskikohdalta. Tällöin analysoitavaksi saatiin varmasti vain itse suorituksen aikaista dataa. Kahdeksikkokävelytestissä voitiin kiihtyvyytkuvaajista erottaa koko suorituksen keskikohta eli ensimmäinen keilan kiertäminen ja analysoitavaksi poimittiin kunkin suorituksen keskimäinen kolmannes. Tällöin analysoitavaksi valittu suorituksen osa sisältää jarrutuksen, kaarteita ja kiihdytyksen.

6.5 Tilastolliset analyysit

Tulosten analysoinnissa käytettiin SPSS 14.0 for Windows tilasto-ohjelmaa. Muuttujien normaalisuustarkastelu tehtiin Explore toiminnolla. Tilastollisten menetelmien valinta perustui toistomittausasetelmaan, jolloin samoilta yksilöiltä useampaan kertaan mitatut muuttujat ovat toisistaan riippuvia. Muuttujissa ajan kuluessa tapahtuvia

muutoksia tarkasteltiin yksimuuttujaisella toistomittausten varianssianalyysillä, joka suoritettiin SPSS:n General linear model proseduurilla. Muuttujilta odotettiin normaalijakautuneisuutta, sfäärisyyttä ja täydellistä aineistoa. Epäsfäärisyyteen käytettiin Greenhouse-Geisser korjausta. Mittauskertojen välisten keskiarvoerojen merkitsevyyttä testattiin edelleen parittaisilla t-testeillä käyttämällä kontrastityyppejä Repeated, Simple last ja Simple first.

Muuttujissa "uloshengitysilman alkoholipitoisuus", "virheiden määrä takaperinkävelytestissä" sekä "takaperinkävelytestin kiihtyvyyksien RMS" ajan kuluessa tapahtuvia muutoksia analysoitiin nonparametrisella Friedmanin k-riippuvien otosten testillä, koska näiden muuttujien kohdalla normalisuus ei toteutunut. Tällöin edelleen parittaiset vertailut suoritettiin nonparametrisilla Wilcoxonin tai Sign testeillä. Ensimmäistä käytettiin vain, jos muuttujan jakauma oli symmetrinen. Parittaisilla vertailuilla verrattiin ensisijaisesti perustasoa muihin mittaustasoihin. Tämän lisäksi huomioitiin erot, joita alkoholin bifaasinen vaikutus saattoi aiheuttaa. Tilastollisen merkitsevyyden rajana käytettiin arvoa $p < 0,05$.

7 TULOKSET

7.1 Uloshengitysilman alkoholipitoisuus

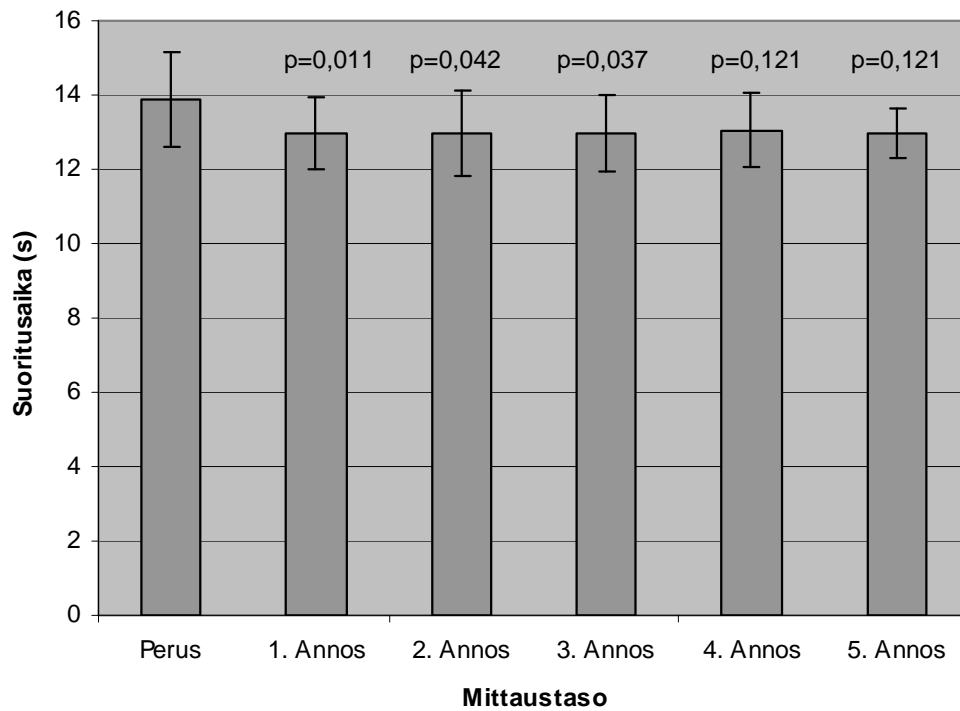
Alkoholin määrä tutkittavien uloshengitysilmassa sekä arvioitu veren alkoholipitoisuus eri annoksilla on kuvattu taulukossa 1. Uloshengitysilman alkoholipitoisuus lisääntyi perustasolta viidenteen annokseen ($p < 0,001$) vaihdellen viidennen annoksen jälkeen välillä 0,35–0,66 mg/l, joka veren alkoholipitoisuutena vastaa vaihtelua välillä 0,8–1,5 ‰.

Taulukko 1 Mitatun uloshengitysilman alkoholipitoisuuden (mg/l) keskiarvot (keskihajonnat) ja 95 % luottamusvälit sekä arvioitun veren alkoholipitoisuuden (‰) keskiarvot.

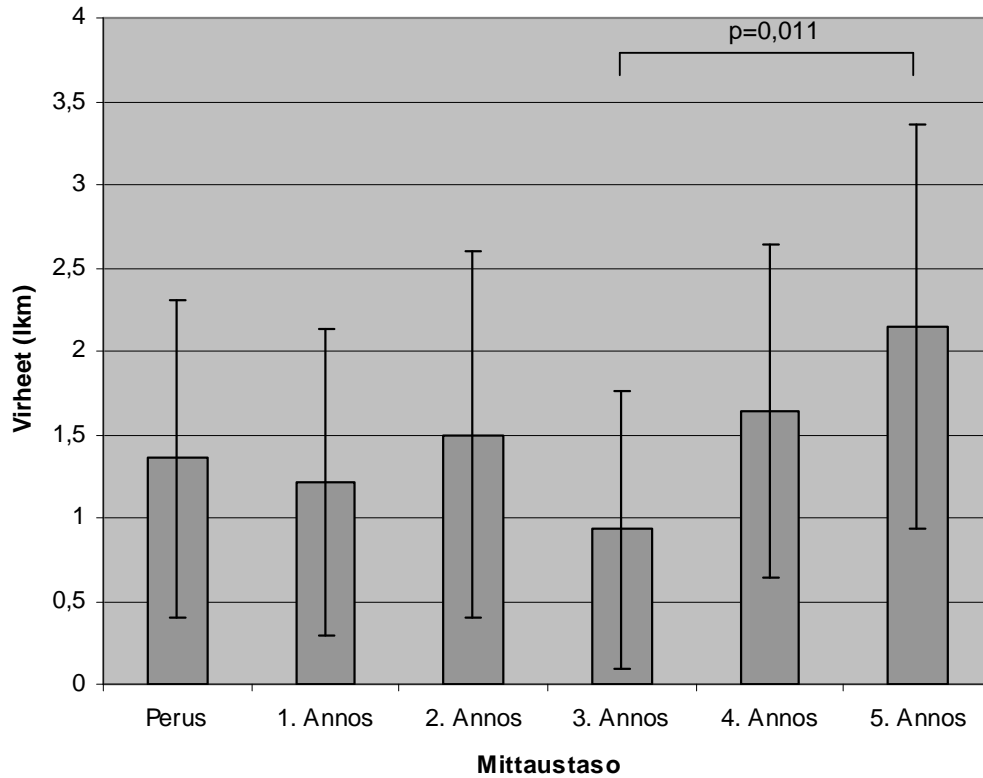
Mittaustaso	mg/l		‰
	Ka(SD)	95%lv	Ka
Perustaso	0,00 (0)	0	0,0
1. annos	0,07 (0,03)	0,05–0,08	0,2
2. annos	0,15 (0,04)	0,12–0,17	0,3
3. annos	0,24 (0,06)	0,21–0,27	0,6
4. annos	0,34 (0,08)	0,29–0,38	0,8
5. annos	0,44 (0,09)	0,39–0,49	1,0

7.2 Tasapainotestit

Takaperinkävelytestin suoritus aika ja virheiden lukumäärä on esitetty kuvioissa 4 ja 5. Perustason suoritus oli 0,9 sekuntia (6,6 %) hitaampi kuin ensimmäisen, toisen ja kolmannen annoksen suoritukset. Virheiden lukumäärä lisääntyi 1,2 virheellä (56 %) verrattaessa viimeistä annosta kolmanteen annokseen (Liite 1).

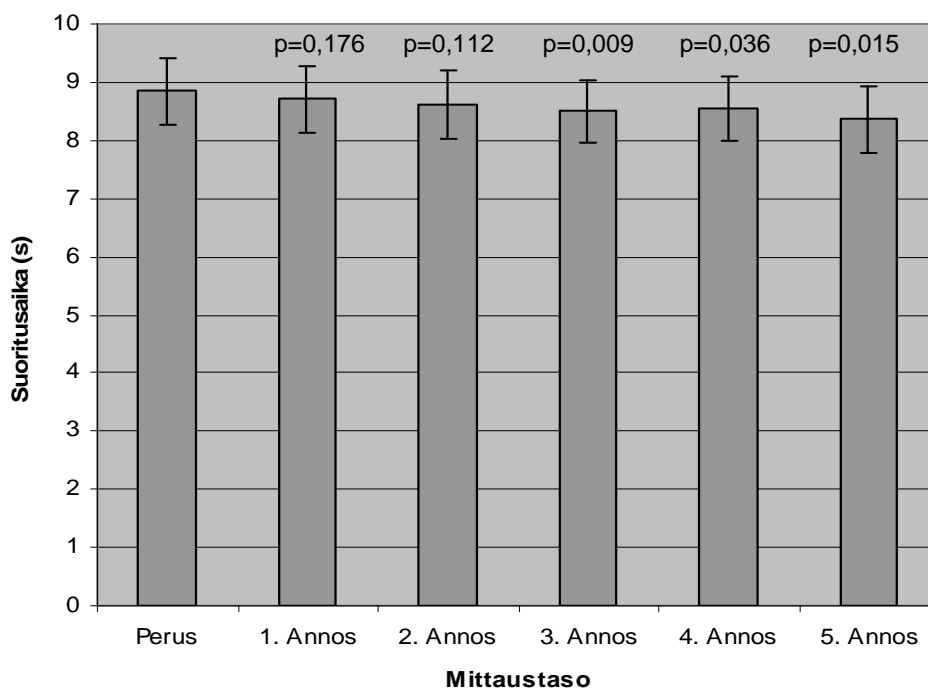


Kuvio 4 Takaperinkävelytestin suoritusajan (s) keskiarvot, 95 % luottamusvälit ja tilastolliset merkitsevyydet eroille perustasosta.



Kuvio 5 Takaperinkävelytestin virheiden lukumäärän keskiarvot, 95 % luottamusvälit ja tilastollinen merkitsevyys. Muut mittaustasot eivät poikenneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan.

Kahdeksikkökävelytestin suoritus aika on esitetty kuviossa 6. Suoritus aika nopeutui kaiken kaikkiaan 0,5 sekuntia (5,4 %) kuuden mittaustason aikana ($p=0,008$). Perustason suoritus oli hitaampi kuin suoritus kolmella viimeisellä annoksella, eron ollessa kolmanteen ja neljänteen annokseen 0,3 s ja viidenteen annokseen 0,5 s (Liite 1).



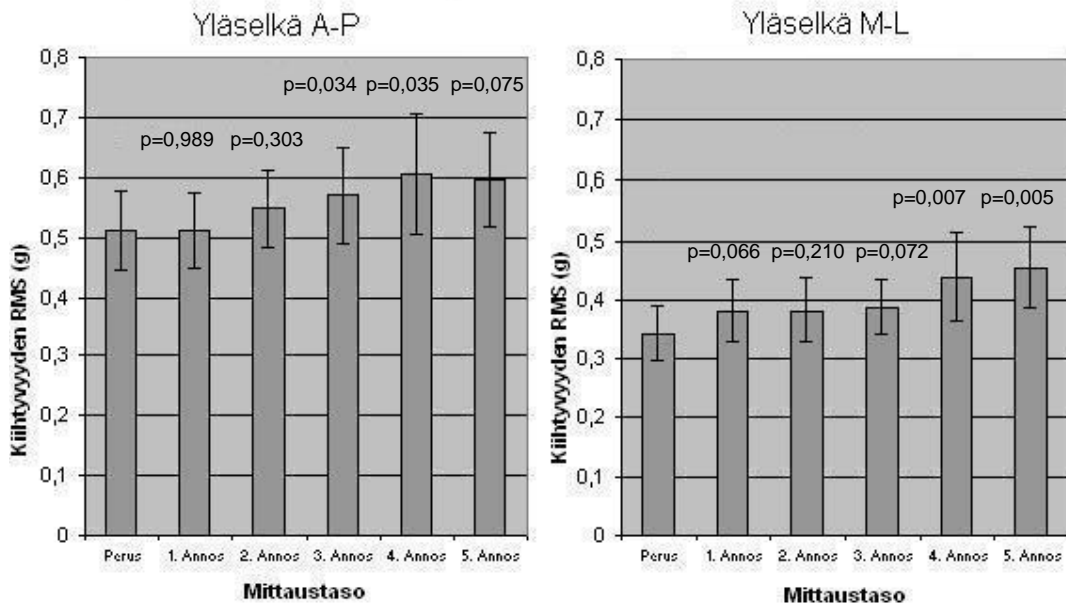
Kuvio 6 Kahdeksikkökävelytestin suoritusajan keskiarvot, 95 % luottamusvälit ja tilastolliset merkitsevyydet eroille perustasosta.

7.3 Kiihtyvyyden RMS

Takaperinkävelytestissä ylä- ja alaselästä mitattujen kiihtyvyyksien RMS-muuttujissa ei tapahtunut tilastollisesti merkitsevää muutosta toistomittaussarjassa (Liite 2).

Kahdeksikkökävelytestissä yläselästä mitattujen kiihtyvyyden RMS-arvojen keskiarvot eri suunnissa ja niiden 95 % luottamusvälit on esitetty kuviossa 7. Yläselässä antero-posteriorisen kiihtyvyyden RMS suureni 0,08 g (16 %) kuuden mittaustason aikana (p=0,028). Perustason suorituksissa kiihtyvyyden RMS oli 0,06 g (12 %) pienempi kuin kolmannen ja 0,10 g (19 %) pienempi kuin neljännen annoksen suorituksissa.

Yläselästä mitatuissa medio-lateraalisen kiihtyvyyden RMS-arvoissa tapahtui muutosta kuuden mittaustason aikana ($p=0,008$). Perustasolla kiihtyvyyden RMS oli 0,10 g (28 %) pienempi kuin neljännen ja 0,11 g (33 %) pienempi kuin viidennen annoksen suorituksissa.



Kuvio 7 Kahdeksikkokävelytestissä yläselästä mitatun antero-posteriorisen (A-P) ja medio-lateraalisen (M-L) kiihtyvyyden Root Mean Squaren (RMS) keskiarvot ja 95 % luottamusvälit ja tilastolliset merkitsevyydet eroille perustasosta.

Kahdeksikkokävelytestissä alaselästä mitatun antero-posteriorisen ja medio-lateraalisen kiihtyvyyden RMS-arvoissa ei tapahtunut tilastollisesti merkitsevää muutosta toistomittaussarjassa (Liite 2).

8 POHDINTA

Takaperinkävelytestissä suoritusajoissa havaittiin muutos kolmen ensimmäisen alkoholiannoksen suoritusten ollessa nopeampia kuin perustason suorituksen. Virheiden määrä lisääntyi niin, että virheitä oli enemmän viidennen kuin kolmannen annoksen suorituksissa, mutta eroa perustasaan ei ollut. Takaperinkävelytestissä kiihtyvyyksien RMS-arvoissa ei tapahtunut muutoksia. Kahdeksikkökävelytestissä suoritusajat nopeutuivat alkoholiannosten lisääntyessä. Samalla antero-posteriorisen ja medio-lateraalisen kiihtyvyyden RMS suureni yläselästä mitattuna.

Tutkittavien veren alkoholipitoisuus vaihteli viimeisellä mittaustasolla välillä 0,8–1,5 %. Mittauksissa saavutettu tutkittavien veren alkoholipitoisuus ei ehkä kuitenkaan ollut riittävä aiheuttamaan muutosta tasapainotestien tuloksissa. Staattiseen tasapainoon vastaavilla alkoholipitoisuuksilla on todettu olevan vaikutusta nuorilla aikuisilla. Esimerkiksi Nieschalkin ym. (1999) mukaan vartalon huojunta lisääntyi veren alkoholipitoisuuden ollessa vähintään 1,0 %. Toisaalta Mangold ym. (1996) ovat todenneet huojunnan lisääntyvän jo veren alkoholipitoisuuden ollessa vain 0,43 %. Alkoholin annos-vaste -suhde kävelyä sisältävissä dynaamisen tasapainon testeissä voi kuitenkin olla erilainen kuin staattisella tai dynaamisella posturografialla tutkittuna. Mittauksissa ei käytetty suurempaa alkoholimäärää tutkittavien turvallisuuden takaamiseksi tasapainotesteissä sekä muista tutkimuseettisistä syistä.

Tässä tutkimuksessa tutkittavien juomaa alkoholimäärää ei vakioitu heidän painonsa mukaan, vaan kaikki joivat saman verran. Salaspuron (2003) mukaan henkilön koolla ja kehon koostumuksella on kuitenkin vaikutusta veren alkoholipitoisuuteen, jolloin sama alkoholiannos painokiloa kohden aiheuttaa lihavalla henkilöllä korkeamman veren alkoholipitoisuuden kuin laihalla. Tämän perusteella alkoholimäärän vakiointi painon mukaan ei riittäisi, vaan vakiointi tulisi tehdä kehon rasvattoman painon mukaan. Lisäksi kunkin annoksen alkoholimäärä ei todennäköisesti ehtinyt imeytyä ennen testisuorituksia, koska Ramchandaniin ym. (2001) mukaan tyhjään mahaan juotu alkoholi saavuttaa huippukonsentraationsa veressä vasta 30–90 minuutissa. Tär-

keämpää tässä tutkimuksessa on kuitenkin mitattu uloshengitysilman alkoholipitoisuus kuin juotu alkoholimäärä tai sen imeytyminen.

Alkoholi vaikuttaa tasapainoon enemmän vestibulaarisen kuin somatosensorisen järjestelmän toimintaa heikentämällä (Tianwu ym. 1995), mutta näön avulla tätä pystytään ainakin osittain kompensoimaan (Goebel ym. 1995). Tässä tutkimuksessa tutkittavat olivat nuoria ja terveitä, jolloin he todennäköisesti pystyivät kompensoimaan alkoholin vestibulaarisen järjestelmän toimintaa heikentäviä vaikutuksia muilla järjestelmillä. Tutkittavien testisuorituksiin saattoi vaikuttaa myös se, että he tiesivät juomansa alkoholimäärän sekä näkivät puhallusalkometrituloksen. Aiempien alkoholinkäyttökokemusten perusteella tutkittavat todennäköisesti osasivat ennakoita alkoholin aiheuttamia tasapainomuutoksia ja siten pyrkivät minimoimaan suoritusten heikkenemistä keskittymällä enemmän. Lisäksi se, että mittauksissa oli kaksi tutkittavaa kerrallaan, saattoi aiheuttaa kilpailua heidän välilleen ja siten lisätä suoritukseen keskittymistä sekä yrittämistä.

Uloshengitysilman alkoholipitoisuuden muuttujana on tässä tutkimuksessa käytetty keskiarvoa ennen ja jälkeen suorituksen mitatuista alkometrituloksista, koska sen oletetaan kuvaavan parhaiten suorituksen aikaista tilannetta. Useissa tasapainotutkimuksissa veren alkoholipitoisuus on mitattu samaan tapaan uloshengitysilmaasta (Goebel ym. 1995, Mangold ym. 1996, Nieschalk ym. 1999, Tianwu ym. 1995, Woolacott 1983). Lisäksi poliisi käyttää tällaisia laitteita kenttävalvonnassa seulontalaitteena, jonka perusteella puhallutettava tarvittaessa viedään joko tarkkuusalkometritai verikokeeseen. Uloshengitysilman alkoholipitoisuuden mittaamista voidaan pitää yleisesti hyväksyttynä menetelmänä veren alkoholipitoisuuden määrittämisessä.

Takaperinkävelytestissä tuloksen paraneminen perustason ja ensimmäisten annosten välillä johtui todennäköisesti oppimisesta ja varovaisuudesta ensimmäisissä yrityksissä. Harjoitussuorituksia tehtiin kolme ennen mittauksen aloittamista. Kolme harjoitussuoritusta tässä tutkimuksessa ei todennäköisesti riittänyt oppimisvaikutuksen poissulkemiseen, koska suoritusajaksi takaperinkävelytestissä nopeutui verrattessa perustasoja ensimmäisiin annoksiin. Vartiainen ym. (2006) mukaan jotkut yksilöt saattavat tarvita jopa enemmän kuin kolme testisuoritusta oppimisvaikutuksen

poissulkemiseksi. Suoritus aika olisi takaperinkävelytestissä ilman alkoholia saattanut oppimisen seurauksena parantua vielä ensimmäisen annoksen jälkeenkin.

Kolmannen annoksen jälkeen tutkittavien veren alkoholipitoisuus oli keskimäärin 0,6 ‰ ja samalla virheitä oli suorituksissa vähiten kaikista mittaustasoista. Viidennellä annoksella veren alkoholipitoisuus nousi 1,0 ‰:en ja samalla virheiden määrä lisääntyi kolmanteen annokseen verrattuna. Tätä voi selittää alkoholin bifaasinen vaikutus, jolloin pienillä annoksilla alkoholilla on psykomotorisia stimuloivia vaikutuksia suoritukseen ja vasta suuremmat annokset heikentävät tasapainon säätelyjärjestelmää (Nieschalk ym. 1999).

Kahdeksikkokävelytestissä alkoholin bifaasinen vaikutus ei tässä tutkimuksessa näkynyt samoin kuin takaperinkävelytestissä. Kahdeksikkokävelytestissä suoritukset nopeutuivat ja esimerkiksi viidennen annoksen jälkeen suoritus on nopeampi kuin perustasolla. Alkoholilla näyttäisi olevan kahdeksikkokävelyssä ainoastaan stimuloivaa vaikutusta. Suoritusten nopeutuminen voi johtua myös oppimisvaikutuksesta, jonka mittausasetelma mahdollisti. Ilman alkoholin vaikutusta oppimisvaikutus olisi myös kahdeksikkokävelytestissä voinut olla vieläkin suurempi. Testi voi lisäksi olla tutkittaville liian helppo eikä pelkkä ajan mittaaminen ole ehkä riittävän herkkä tunnistamaan mahdollista eroa suoritusten välillä. Testin reliabiliteettia on tutkittu aikuisilla, ikääntyneillä ja aivovaurion saaneilla, mutta nimenomaan juosten suoritettuna testinä. Kävelen suoritettuna testin luotettavuudesta ja toistettavuudesta ei ole tietoa.

Takaperinkävelytesti suoritettiin UKK-instituutin (2005) testiohjeista poiketen kullakin mittaustasolla vain kahdesti kolmen toiston sijaan. Usean mittaustason myötä toistoja olisi tullut paljon eikä tutkittavien haluttu väsyvän. Terveillä takaperinkävelytestin toistettavuus paranee vain vähän jos tulokseksi otetaan paras kolmesta suorituksesta (ICC=0.71) verrattuna siihen että tulos olisi suoraan toisen yrityksen aika (ICC=0.68) (Vartiainen ym. 2006). Voisi olettaa, että käytettäessä parasta tulosta kahdesta testin toistettavuus olisi lähes yhtä hyvä kuin otettaessa paras tulos kolmesta. Tutkittavien suorituksista jälkimmäinen oli nopeampi 61 %:ssa ja vastaavasti ensimmäinen 39 %:ssa mittauskerroista, jonka perusteella oli kuitenkin parempi käyttää tuloksena parasta kahdesta suorituksesta, kuin suoraan toisen suorituksen tulosta.

Virheiden määrä ei ole alkuperäisessä takaperinkävelytestissä mitattava muuttuja, mutta tässä tutkimuksessa virheitä pidettiin asetelman takia mielenkiintoisena ja oleellisena muuttujana. UKK-instituutin (2005) testiohjeen mukaan virheen sattuessa ei kirjata suoritusaikaa vaan siihen asti kuljettu matka. Mittaamalla suoritus aika koko matkalta virheistä huolimatta, saatiin tulokseksi jatkuva muuttuja.

Takaperinkävelytestissä alaselästä mitatun kiihtyvyyden RMS on tässä tutkimuksessa samaa suuruusluokkaa tai hieman pienempää aikaisempiin tutkimuksiin verrattuna, joissa RMS on saatu normaalista kävelystä (Menz ym. 2003a, Moe-Nilssen 1998a). Takaperinkävelytestissä liikenopeus on kuitenkin pienempi kuin normaalissa kävelyssä ja kävelysykli on täysin erilainen kuin etuperin käveltäessä. Takaperinkävelytestin kiihtyvyyksille ei löydy luotettavia vertailuarvoja.

Kahdeksikkokävelytestissä kiihtyvyyden RMS on selvästi suurempaa kuin takaperinkävelytestissä. Tätä voi selittää suurempi kävelynopeus, sillä kiihtyvyyden RMS:n on havaittu lisääntyvän nopeuden kasvaessa (Moe-Nilssen 1998a). Henkilöiden kävelynopeus kahdeksikkokävelytestissä oli keskimäärin 2,3 m/s ja alaselästä mitatut RMS-arvot olivat lähes nelinkertaisia verrattuna Moe-Nilssenin (1998b) tavallisesta, nopeudeltaan 1,2 m/s, kävelystä mittaamiin RMS-arvoihin. Moe-Nilssenin & Helbostadin (2004) esittämän kävelynopeuden huomioivan autokorrelaatiomenetelmän käyttö ei sovellu suoraan kahdeksikkokävelytestiin, koska suoritus sisältää sekä kiihdytystä, jarrutusta että käännöksiä. Kahdeksikkokävelytestissä nopeuden lisäys perustasolta viidennen annoksen suoritukseen (0,1 m/s) vaikuttaa kuitenkin niin pieneltä, että se ei selittäne kokonaan kiihtyvyyden RMS-arvojen muutosta.

Molemmissa tasapainotesteissä, sekä ylä- että alaselästä mitattuna, antero-posteriorisessa suunnassa kiihtyvyyden RMS oli suurempaa kuin medio-lateraalisisessa suunnassa. Myös Moe-Nilssen (1998b) on mitannut kävelyn aikana suurempia kiihtyvyyden RMS-arvoja antero-posteriorisessa kuin medio-lateraalisisessa suunnassa. Sen sijaan Menzin ym. (2003a) mittauksissa kiihtyvyyden RMS oli samansuuruisista näissä suunnissa. Kahdeksikkokävelytestissä yläselästä mitattuna kiihtyvyyden RMS lisääntyi suhteellisesti enemmän medio-lateraalisisessa (33 %) kuin antero-posteriorisessa (18 %) suunnassa. Menz ym. (2003a) ovat kuitenkin havainneet kiihtyvyyden RMS:n muutoksen olevan yhtä suuri antero-

posteriorisessa ja medio-lateraaliossa suunnassa kävellessä tasaisella tai epätasaisella alustalla. Toisaalta alkoholin on todettu staattisessa posturografiassa lisäävän huojuntaa enemmän medio-lateraaliossa kuin antero-posteriorisessa suunnassa (Noda ym. 2004). Lisäksi alkoholin vaikutus huojutuksen lihasvasteisiin on suurempi lateraaliseen kuin antero-posterioriseen huojutukseen reagoitaessa (Woollacott 1983).

Mittaukset toteutettiin siitä lähtökohdasta, että mittausdatan analysointi tapahtuu neuroverkolla. Neuroverkko on keinotekoinen hermoverkko, jonka peruserätyksenä on oppia asioita sille syötetyistä esimerkeistä (Liimatainen 1998). Yhtenä tavoitteena mittauksissa oli saada kaikista prototyyppiin kuuluvista mittareista paljon dataa ja selvittää tämän avulla, pystyykö neuroverkko tunnistamaan alkoholin vaikutuksia tasapainoon. Tässä tutkimuksessa käytettyjen ylä- ja alaselän kiihtyvyyksimittareiden lisäksi SAFE-projektiryhmän rakentama prototyyppi sisälsi kiihtyvyyksimittarit molemmissa nilkoissa ja polvissa sekä painepohjalliset molemmissa mittauskengissä.

Perusteellista neuroverkkoanalyysiä ei lopulta tehty SAFE-projektin puitteissa, jolloin mittausdatan käsittelyresurssit pienenevät huomattavasti. Tässä tutkimuksessa päätettiin käyttää ylä- ja alaselän kiihtyvyyksidataa medio-lateraaliossa ja antero-posteriorisessa suunnassa, koska näiden mittauksien osalta aineistoa ei jäänyt puuttumaan mitään mittaustasolta. Vertikaalisuuntainen kiihtyvyys jäi puuttumaan aineistosta. Lisäksi vaikutti siltä, että polvien ja nilkkojen kiihtyvyyksimittareiden mittaustulos ± 2 g ei ollut riittävän laaja etenkin kiihtyvyyden mittaamiseen kahdeksikkokävelytestissä. Esimerkiksi tibiasta mitatut huippukiihtyvyydet vaihtelevat kävelyssä välillä 2–5 g ja juoksussa välillä 5–17 g, kun lonkasta mitatut huippukiihtyvyydet kävelyssä ovat vain 1 g suuruisia ja juoksussa 2–4 g (Nigg 1999). Kävelyn ja tasapainon tutkimisessa on aiemmin käytetty lähinnä päähän tai selkään kiinnitettyjä kiihtyvyyksimittareita (Menz ym. 2003a, Moe-Nilssen 1998a, Zijlstra & Hof 2003). Alaraajojen kiihtyvyyksien tuloksista ja niiden tulkinnasta ei olisi ollut vastaavaa tutkimustietoa käytettävissä.

Testisuorituksen oletettiin erottuvan koko kiihtyvyyksimittausdatasta prototyyppiin kuuluvien kenkien paineantureiden avulla, eikä mittauksissa tämän vuoksi käytetty

markkereita suorituksen alun ja lopun merkkäamiseen. Paineantureita ei kuitenkaan saatu toimimaan luotettavasti, jolloin varsinaisen suorituksen alkua ja loppua ei voitu tarkasti erottaa mittausdatasta. Tämän takia takaperinkävelytestistä analysoitavaksi otettu neljän sekunnin kiihtyvyydata saattaa eri henkilöillä olla eri hetkeltä testiä. Lisäksi virheiden tapahtumishetket eivät välttämättä sijoitu analysoidun datan ajalle. Kahdeksikkokävelytestissä sen sijaan suorituksen keskikohdan erottamisen ansiosta analysoitu kiihtyvyydata on kaikilla mittaustasoilla ja kaikilla tutkittaville suhteellisesti samasta vaiheesta testisuoritusta.

Kiihtyvyydsmittareiden sijainti vakioitiin mahdollisimman hyvin jokaisen tutkittavan kohdalla kunkin mittaustason alkaessa. Kiinnityksen tiukkuus pysyi samana, koska kiinnitysnauhuja ei irrotettu mittaustasojen välillä. Etenkin alaselässä mittarin kiinnitys oli kuitenkin epävarmempi kuin yläselässä ja mittari saattoi hieman siirtyä suorituksen aikana. Tämä heikentää kiihtyvyydsmittauksen luotettavuutta (Lafortune ym. 1995). Lisäksi mittarin kiertyminen tai kallistuminen suorituksen aikana vaikuttaa mitattuihin kiihtyvyyksiin. Moe-Nilssen (1998c) on todennut kävellessä rangan kiertymisen esimerkiksi L3-tasolla olevan kuitenkin niin vähäistä, että mittausten virhemarginaali on pieni, 5°:n kiertyminen aiheuttaa vai n 0,4 %:n mittausvirheen. Sen sijaan käveltäessä 2,5 m/s nopeudella ylävartalo kallistuu eteenpäin jopa 13° seisoma-asentoon verrattuna, jolloin mittarin kallistuminen voi olla suurempi virhelähde kuin kiertyminen. Takaperinkävely voi aiheuttaa tavallista kävelyä suurempaa kiertymistä rangassa, kun askeleet otetaan peräkkäin samalle viivalle. Sen sijaan kahdeksikkokävelytestissä suurempi kävelynopeus voi lisätä vartalon eteenpäin kallistumista.

Tutkimustulokset antavat ainutlaatuista tietoa kiihtyvyydsmittausten hyödyntämisestä dynaamisen tasapainon tutkimisessa. Kiihtyvyyssantureita ei ole aikaisemmin käytetty takaperinkävely- ja kahdeksikkokävelytestien yhteydessä ja muutenkin kiihtyvyyden mittaaminen on ollut yleisempää kävelyn analysoinnissa kuin tasapainoa tutkittaessa. Lisäksi tutkimustulosten perusteella voidaan arvioida prototyypin toimintaa ja suunnitella mittalaitteen tuotekehityksen jatkamista. Jatkossa olisi tärkeää varmistaa kiihtyvyydsmittausten luotettavuus ja toistettavuus. Selvitettäessä kiihtyvyyden käyttöä dynaamisen tasapainon mittaamisessa, olisi mahdollista tutkia RMS:n lisäksi muidenkin kiihtyvyyksmuuttujien käyttökelpoisuutta. Koska tasapainon tutkimisessa

on huomioitava ympäristön, tehtävän ja yksilön välinen vuorovaikutus (Shumway-Cook & Woollacott 2001), kiihtyvyytulosten tulkinta edellyttäisi kiihtyvyyden tutkimista ja viitearvojen keräämistä erilaisissa tasapainotesteissä ja arkielämän suorituksissa.

9 JOHTOPÄÄTÖKSET

Takaperinkävelytesti näyttäisi tunnistavan nuorilla miehillä dynaamisen tasapainon heikkenemisen virheiden lisääntymisenä, mutta ei suoritusajan huononemisena. Kahdeksikkokävelytesti sen sijaan ei tunnista vastaavaa dynaamisen tasapainon heikkenemistä nuorilla miehillä. Takaperinkävelytestissä ylä- ja alaselästä mitatun ja kahdeksikkokävelytestissä alaselästä mitatun kiihtyvyyden RMS ei näytä tunnistavan dynaamisen tasapainon muutoksia. Kahdeksikkokävelytestissä yläselästä mitattu kiihtyvyyden RMS sen sijaan näyttäisi tunnistavan dynaamisen tasapainon muutoksia.

Kiihtyvyydsmittausten soveltuvuudesta dynaamisen tasapainon mittaamiseen ei tämän tutkimuksen perusteella voida tehdä vahvoja johtopäätöksiä, koska mittauksiin ja kiihtyvyydatan analysointiin liittyi useita virhelähteitä ja rajoituksia.

LÄHTEET

Auvinet B, Berrut G, Touzard C, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*. 2002;16:124-134.

Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age Ageing*. 1997;26:261-268.

Carter ND, Khan KM, Mallinson A, et al. Knee extension strength is a significant determinant of static and dynamic balance as well as quality of life in older community-dwelling women with osteoporosis. *Gerontology*. 2002;48:360-368.

Carter ND, Khan KM, Petit MA, et al. Results of a 10 week community based strength and balance training programme to reduce fall risk factors: A randomised controlled trial in 65-75 year old women with osteoporosis. *Br J Sports Med*. 2001;35:348-351.

Culhane KM, O'Connor M, Lyons D, Lyons GM. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age Ageing*. 2005;34:556-560.

Era P. Havaintomotoriikan ja kehon asennonhallintakyvyn muutokset vanhetessa ja liikunta. Teoksessa Era P (toim.) Ikääntyminen ja liikunta. Liikunnan ja kansanterveyden julkaisuja 108. Jyväskylä: LIKES-tutkimuskeskus, 1997:49-62.

Goebel JA, Dunham DN, Rohrbaugh JW, Fischel D, Stewart PA. Dose-related effects of alcohol on dynamic posturography and oculomotor measures. *Acta Otolaryngol Suppl (Stockh)*. 1995; 520:212-215.

Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture*. 2004;19:288-297.

Huxham FE, Goldie PA, Patla AE. Theoretical considerations in balance assessment. *Aust J Physiother*. 2001;47:89-100.

Hämäläinen HP, Suni JH, Pasanen ME, Malmberg JJ, Miilunpalo SI. Predictive value of health-related fitness tests for self-reported mobility difficulties among high-functioning elderly men and women. *Aging Clin Exp Res*. 2006;18:218-226.

Kannus P, Sievanen H, Palvanen M, Jarvinen T, Parkkari J. Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. *Lancet*. 2005;366:1885-1893.

Karinkanta S, Heinonen A, Sievanen H, Uusi-Rasi K, Kannus P. Factors predicting dynamic balance and quality of life in home-dwelling elderly women. *Gerontology*. 2005;51:116-121.

Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait Posture*. 2004;20:291-298.

- Kejonen P. Body movements during postural stabilization: Measurements with a motion analysis system. Oulu: Oulun yliopisto 2002.
- Kiianmaa K. Alkoholi. Teoksessa Salaspuro M, Kiianmaa K, Seppä K (toim.) Päihde-
lääketiede. Jyväskylä: Duodecim 2003:120-131.
- Koskinen M, Lounamaa A, Tiirikainen K, Laitakari J, Parkkari J. Kotitapaturmat Suomessa 2003. Ei-kuolemaan johtaneet kotitapaturmat 15–64-vuotiailla. Suomalaisen turvallisuus 2003 –haastattelututkimuksen tuloksia. Kansanterveyslaitos. Kansanterveyslaitoksen julkaisuja 2006;B7.
- Lafortune MA, Henning E, Valiant GA. Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. J Biomech. 1995;28:989-993.
- Liimatainen T. Neuroverkot. [WWW-dokumentti]. Päivitetty 11.10.1998 [viitattu 7.12.2006]. http://www.tml.tkk.fi/Studies/Tik-110.300/1998/Newtech/neuroverkot_2.html
- Mangold S, Laubli T, Krueger H. Effects of a low alcohol dose on static balance, fine motor activity, and mental performance. Neurotoxicol Teratol. 1996;18:547-554.
- Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2003c;58:M446-52.
- Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. Gait Posture. 2003a;18:35-46.
- Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. Age Ageing. 2003b;32:137-142.
- Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. part 1: The instrument. Clin Biomech. 1998c; 13:320-327.
- Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. part 2: Gait analysis. Clin Biomech. 1998a;13:328-335.
- Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. Arch Phys Med Rehabil. 1998b;79:1377-1385.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. J Biomech. 2004;37:121-126.
- Nelson ME, Fiatarone MA, Morganti CM, Trice I, Greenberg RA, Evans WJ. Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures. A randomized controlled trial. JAMA. 1994;272:1909-1914.
- Nieschalk M, Ortmann C, West A, Schmal F, Stoll W, Fechner G. Effects of alcohol on body-sway patterns in human subjects. Int J Legal Med. 1999;112:253-260.

- Nigg BM. Acceleration. Teoksessa Nigg BM & Herzog W (toim.) Biomechanics of the musculo-skeletal system. 2nd ed. Chichester : Wiley 1999: 288-301.
- Noda M, Demura S, Yamaji S, Kitabayashi T. Influence of alcohol intake on the parameters evaluating the body center of foot pressure in a static upright posture. Percept Mot skills. 2004;98:873-887.
- Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. Gait Posture 1997;5:54-69.
- Rajala I. Kumpi on tarkempi alkometri vai verikoe. 2006. [WWW-dokumentti]. Päivitetty 13.7.2006 [viitattu 7.11. 2006].
<http://www.intermin.fi/poliisi/discuss.nsf/vwThreads/C5A3A4A77492A5EAC22571AA0029078C>
- Ramchandani VA, Bosron WF, Li TK. Research advances in ethanol metabolism. Pathol Biol. 2001;49:676-682.
- Rinne MB, Pasanen ME, Miilunpalo SI, Oja P. Test-retest reproducibility and inter-rater reliability of a motor skill test battery for adults. Int J Sports Med. 2001;22:192-200.
- Rinne MB, Pasanen ME, Vartiainen MV, Lehto TM, Sarajuuri JM, Alaranta HT. Motor performance in physically well-recovered men with traumatic brain injury. J Rehabil Med. 2006;38:224-229.
- Salaspuro M. Alkoholien aineenvaihdunta. Teoksessa Salaspuro M, Kiianmaa K, Seppä K (toim.) Päihdelääketiede. Jyväskylä: Duodecim 2003:281-286.
- Shumway-Cook A & Woollacott M. Motor control: theory and practical applications. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- Spiriduso WW. Physical Dimensions of Aging. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- Suvanto K. Tekniikan fysiikka 1. Helsinki: Edita 2003.
- Tegner Y, Lysholm J, Lysholm M, Gillquist J. A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament injuries. Am J Sports Med. 1986;14:156-159.
- Tianwu H, Watanabe Y, Asai M, Shimizu K, Takada S, Mizukoshi K. Effects of alcohol ingestion on vestibular function in postural control. Acta Otolaryngol Suppl (Stockh). 1995; 519:127-131.
- Tinetti ME, Doucette JT, Claus EB. The contribution of predisposing and situational risk factors to serious fall injuries. J Am Geriatr Soc. 1995; 43:1207-1213.
- Topp R, Mikesky A, Thompson K. Determinants of four functional tasks among older adults: An exploratory regression analysis. J Orthop Sports Phys Ther. 1998; 27:144-153.

UKK-instituutti 2005. Testaajan opas. UKK-terveyskuntotestit keski-ikäisille.

Vartiainen MV, Rinne MB, Lehto TM, Pasanen ME, Sarajuuri JM, Alaranta HT. The test-retest reliability of motor performance measures after traumatic brain injury. *Adv Physiother.* 2006;8:50-59.

VTI Technologies Oy. Kiihtyvyyss- ja kallistusanturit. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 7.12.2006]. <http://www.vti.fi/fi/tuotteet-ja-sovellukset/teknologia/pienkiihtyvyydenmittaus/>

Woollacott MH. Effects of ethanol on postural adjustments in humans. *Exp Neurol.* 1983;80:55-68.

Woollacott MH, Tang PF. Balance control during walking in the older adult: Research and its implications. *Phys Ther.* 1997; 77:646-660.

Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture.* 2003;18:1-10.

Takaperinkävelytestin suoritusajan ja virheiden lukumäärän keskiarvot (keskihajonnat) ja 95 % luottamusvälit.

Mittaustaso	Aika (s)		Virheet (lkm)	
	Ka (SD)	95%lv	Ka (SD)	95%lv
Perustaso	13,9 (2,4)	12,5–15,3	1,36 (1,82)	0,30–2,41
1. annos	13,0 (1,9)	11,9–14,1	1,21 (1,76)	0,20–2,23
2. annos	13,0 (2,2)	11,7–14,2	1,50 (2,10)	0,29–2,71
3. annos	13,0 (1,9)	11,9–14,1	0,93 (1,59)	0,01–1,85
4. annos	13,0 (1,9)	11,9–14,2	1,64 (1,91)	0,54–2,74
5. annos	13,0 (1,3)	12,2–13,7	2,14 (2,32)	0,81–3,48

Kahdeksikkökävelytestin suoritusajan keskiarvot (keskihajonnat) ja 95 % luottamusvälit.

Mittaustaso	Aika (s)	
	Ka (SD)	95%lv
Perustaso	8,8 (1,1)	8,2–9,5
1. annos	8,7 (1,1)	8,1–9,3
2. annos	8,6 (1,1)	8,0–9,3
3. annos	8,5 (1,0)	7,9–9,1
4. annos	8,6 (1,0)	8,0–9,2
5. annos	8,4 (1,1)	7,7–9,0

Takaperinkävelytesti: Yläselän A-P ja med-lat suuntaisten kiihtyvyyksien RMS:n keskiarvot (keskihajonnat) ja 95 % luottamusvälit.

Mittaustaso	Antero-posterior		Medio-lateral	
	Ka (SD)	95%lv	Ka (SD)	95%lv
Perustaso	0,157 (0,080)	0,111–0,203	0,100 (0,040)	0,077–0,123
1. annos	0,125 (0,050)	0,096–0,154	0,094 (0,034)	0,074–0,113
2. annos	0,130 (0,056)	0,097–0,162	0,114 (0,082)	0,067–0,162
3. annos	0,125 (0,062)	0,089–0,161	0,102 (0,041)	0,078–0,125
4. annos	0,124 (0,061)	0,089–0,159	0,094 (0,0409)	0,071–0,117
5. annos	0,120 (0,041)	0,097–0,144	0,097 (0,033)	0,077–0,116

Takaperinkävelytesti: Alaselän A-P ja med-lat suuntaisten kiihtyvyyksien RMS:n keskiarvot (keskihajonnat) ja 95 % luottamusvälit.

Mittaustaso	Antero-posterior		Medio-lateral	
	Ka (SD)	95%lv	Ka (SD)	95%lv
Perustaso	0,146 (0,048)	0,119–0,174	0,131 (0,043)	0,107–0,156
1. annos	0,141 (0,043)	0,116–0,166	0,129 (0,031)	0,112–0,147
2. annos	0,141 (0,044)	0,116–0,167	0,145 (0,067)	0,106–0,183
3. annos	0,163 (0,115)	0,097–0,230	0,142 (0,049)	0,114–0,170
4. annos	0,146 (0,059)	0,112–0,180	0,134 (0,043)	0,109–0,159
5. annos	0,136 (0,035)	0,116–0,156	0,126 (0,035)	0,106–0,146

Kahdeksikkokävelytesti: Yläselän A-P ja med-lat-suuntaisten kiihtyvyyksien RMS:n (g) keskiarvot (keskihajonnat) ja 95 % luottamusvälit.

Mittaustaso	Antero-posterior		Medio-lateral	
	Ka (SD)	95%lv	Ka (SD)	95%lv
Perustaso	0,511 (0,124)	0,439–0,582	0,342 (0,091)	0,290–0,395
1. annos	0,511 (0,118)	0,443–0,579	0,382 (0,102)	0,323–0,441
2. annos	0,548 (0,123)	0,477–0,619	0,382 (0,105)	0,322–0,443
3. annos	0,570 (0,154)	0,481–0,659	0,387 (0,090)	0,336–0,439
4. annos	0,606 (0,191)	0,496–0,716	0,439 (0,144)	0,356–0,522
5. annos	0,595 (0,150)	0,508–0,681	0,455 (0,131)	0,380–0,531

Kahdeksikkokävelytesti: Alaselän A-P ja med-lat suuntaisten kiihtyvyyksien RMS:n keskiarvot (keskihajonnat) ja 95 % luottamusvälit.

Mittaustaso	Antero-posterior		Medio-lateral	
	Ka (SD)	95%lv	Ka (SD)	95%lv
Perustaso	0,581 (0,139)	0,501–0,662	0,533 (0,067)	0,494–0,571
1. annos	0,591 (0,137)	0,511–0,670	0,516 (0,109)	0,453–0,579
2. annos	0,589 (0,149)	0,503–0,675	0,533 (0,095)	0,478–0,588
3. annos	0,585 (0,146)	0,501–0,669	0,563 (0,085)	0,514–0,612
4. annos	0,633 (0,198)	0,518–0,747	0,554 (0,126)	0,481–0,626
5. annos	0,587 (0,156)	0,497–0,678	0,566 (0,107)	0,504–0,627