

DYNAAMISEN TASAPAINOTESTIN TOISTETTAVUUS JA VALIDOINTI

Eija Hartikainen

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Kevät 2017

Liikuntabiologian tieteenalaryhmä

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat: J. Piirainen, V. Linnamo

TIIVISTELMÄ

Eija Hartikainen. 2017. Dynaamisen tasapainotestin toistettavuus ja validointi. Liikuntabiologian tieteenalaryhmä, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan Pro gradu-tutkielma, 114s.

Tasapaino on kokonaisuus, mitä ohjataan useiden eri säätelyjärjestelmien avulla. Näin ollen tasapainon tutkimiseen kehitettyjen mittausvälineiden on syytä mitata tasapainoa toistettavasti ja validisti. Tässä tutkielmassa selvitettiin Dynaamisen tasapainotestin toistettavuutta ja validiteettia 20 tutkittavalla, joiden keski-ikä oli 28,6 ($\pm 6,3$). Tasapainotesti suoritettiin moottoroidulla voimalevyllä, jolla horjutettiin tutkittavien tasapainoa aiheuttamalla 32 ulkoista häiriötä liikuttamalla voimalevyä eteen- ja taaksepäin tutkittavien tietämättä häiriöiden liikesuuntaa. Yksi häiriösarja sisälsi 32 häiriötä, joiden amplitudi oli 30 cm ja jarrutusnopeus oli 2 m/s koko testin ajan. Häiriösarjan nopeutta ja kiihtyvyyttä kasvatettiin portaittain: häiriösarja muodostui viidestä eri nopeudesta, 0,05-0,10- 0,15- 0,20 ja 0,25 m/s, ja kuudesta eri kiihtyvyydestä, 1,0- 1,50- 2,0- 2,50- 3,0- 3,50 m/s^2 . Dynaaminen tasapainotesti toistettiin viisi kertaa.

Dynaamisessa tasapainotestissä mitattiin häiriöiden aiheuttamat painekeskisteessä (COP) tapahtuneet muutokset: Displacement Time (TIME), painekeskisteeseen maksimipoikkeamaan kulunut aika häiriön alusta, Displacement Peak to Peak (P2P), painekeskisteeseen maksimipoikkeama häiriön suuntaan, Displacement Max (MAX), koko häiriön aikainen painekeskisteeseen maksimipoikkeama, Displacement Post (POST), painekeskisteeseen maksimipoikkeama 500 ms jälkeen häiriön loppumisesta ja COP Sum (SUM), koko tasapainon korjaus häiriön aikana.

Tulosten analysoinnissa käytettiin 32 suorituksesta viittä eteenpäin (2, 6, 13, 20, 29) ja viittä taaksepäin (1, 5, 14, 19, 30) suuntautuvaa suoritusta. Testin toistettavuutta tutkittiin Pearsonin korrelaatiokertoimien, Intraclass Correlation Coefficient -menetelmän (ICC), variaatiokertoimen (CV) ja variaatiokertoimen neliöjuuren (CVrms) avulla sekä määrittämällä 95 % luottamusvälit (CI). Validiteetin selvittämiseksi suoritettiin HUR Balance Platform BT4 tasapainolevyllä Modifioitu Rombergin staattinen tasapainotesti, mikä koostui neljästä eri testiasennosta, ja dynaamista tasapainoa mittaava Toiminnallinen tasapainotesti, missä mitattiin 2,5 metrin lankun päästä päähän kulkemiseen käytetty aika.

Toistettavuus vaihteli analysoitavien muuttujien mukaan. Koko tasapainon korjauksesta kertova parametri, SUM, oli toistettavin ICC- arvojen ollessa 0,47- 0,84. Kaikkien muuttujien CV- arvot osoittivat viiden mittaussarjan välisen vaihtelun olevan pääsääntöisesti 12- 30 % välillä. CVrms- arvojen mukaan muuttujien välinen toistettavuus oli hyvä CVrms- arvojen jäädessä, yhtä taaksepäin suuntautunutta suoritusta lukuun ottamatta, alle 10 prosentin.

Modifioidun Rombergin testin ja Toiminnallisen tasapainotestin tulokset mukailivat kirjallisuuden tuloksia, mutta kumpikaan testi ei tukenut riittävästi Dynaamisen tasapainotestin validiteettia. Modifioidun Rombergin testiasennon ja Dynaamisen tasapainotestin muuttujien välisissä korrelaatioissa oli suurta vaihtelua. Toiminnallisen tasapainotestin ja Dynaamisen tasapainotestin korrelaatiot jäivät mataliksi; suoritusten joukossa oli vain yksi merkitsevästi korreloiva suoritus (P2P 20.1 $r=-0,61$ $p<0,01$). Muut raportoitavat korrelaatiot jäivät tilastollisesti melkein merkitsevälle tasolle ($p<0,05$).

Dynaamisen tasapainotestin tulokset kertovat testin toistettavuudesta vain tämän tutkimusryhmän ja mittaustavan osalta. Dynaamisen tasapainotestin toistettavuus vaihteli muuttujasta riippuen heikosta hyvään. Testillä voidaan mitata tutkittavan dynaamista tasapainoa toistettavasti suorittamalla testi useammin kuin kerran. Tämä kuitenkin vaatii muuttujien huolellisen valitsemisen. Dynaamisen tasapainotestin validiteetti tarvitsee jatkotutkimusta, sillä käytetyt testimenetelmät, Modifioitu Rombergin tasapainotesti ja Toiminnallinen tasapainotesti, eivät olleet riittävät validiteetin selvittämiseen.

Avainsanat: tasapaino, painekeskipiste, toistettavuus, validointi

ABSTRACT

Eija Hartikainen. 2017. The reliability and validity of the Dynamic balance test. Unit of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Master's Thesis in Biomechanics, 114p.

Postural control is regulated by a number of systems; it is the interaction between the musculoskeletal and neural systems. Therefore balance tests are necessary to measure the balance reliably and validly. Twenty volunteers participated in this study, their average age was 28,6 ($\pm 6,3$). The Dynamic balance test was performed on a force platform which was moved 30 cm anterior-posterior directions. The subjects stood on the force platform and their balance was distracted by moving the force platform forward and backward. Forward-Backward movement to disturb subject's balance was repeated 32 times. Velocity and acceleration of the balance disturbances grew stepwise; the test consisted of five different velocities, 0,05- 0,10- 0,15- 0,20 and 0,25 m/s, and six different accelerates, 1,0- 1,50- 2,0- 2,50- 3,0- 3,50 m/s². The force platform braking velocity was constant at 2 m/s. One of the disturbance series included 32 disturbance so Dynamic balance test was repeated five times but subjects were not aware of the direction of disturbances.

Dynamic balance test was measured by the changes in center of pressure (COP): Displacement Time (TIME), the time elapsed to the maximum deviation of the center of pressure (COP) since beginning of the disturbance, Displacement Peak to Peak (P2P), maximum deviation of the COP to direction of the disturbance, Displacement Max (MAX), maximum deviation of the COP the time of the whole disturbance, Displacement Post (POST), maximum deviation of the COP after 500 ms from ending of the disturbance and COP Sum (SUM), correction of the whole balance during disturbance.

The analysis of the results was used five forward (2, 6, 13, 20, 29) and the five backward (1, 5, 14, 19, 30) performances. Repeatability of the Dynamic balance test was examined by using five different methods: Pearson Correlation Coefficient, Intraclass Correlation Coefficient (ICC) method, Coefficient of Variation (CV), CV root-mean-square (CVrms) and by determining the 95 % Confidence Intervals (CI). Dynamic balance test was validated by performing Functional balance test and Modified Romberg's balance test by using HUR Balance Platform BT4 balance board. The Modified Romberg test consisted of four tasks focusing on subjects balance. In the Functional balance test subjects had to walk on top of a plank, which was 2,5m long, from end to end as quickly as possible and without error.

The repeatability of Dynamic balance test was varying. SUM variable was the most reliable measuring parameter when the ICC was varying between 0,47- 0,84. CV-values indicate that variance in all five measuring series were ranging from 12 to 30 %. CVrms-values of

repeatability between variables were good because almost all CVrms values were less than 10 %.

The results of the Modified Romberg test and Functional balance test retold the results of the literature but validity of the Dynamic balance test did not receive adequate support from the Modified Romberg test or Functional balance test. Between the Modified Romberg test tasks and Dynamic balance test disturbance were showed a slight dependence; more challenging task correlated more prone with faster disturbance. The correlations between the tests were a large variation depending on the Modified Romberg tasks and Dynamic balance test variables. The correlations between the Functional balance test and Dynamic balance test were low. Among the performances was the only one significantly correlated to performance (P2P 20.1 $r=-0,61$ $p<0,01$). Performance of other correlations were nearly significant level ($p<0,05$).

The results of the Dynamic balance test indicate the test repeatability only in this group and implementation. Dynamic balance test reliability ranged from poor to good depending on the variable. The test can be used to measure the dynamic balance reliability when the test is performed more often than once. This requires careful selection of variables. The Dynamic balance test validity needs further research as the test methods used, the Modified Romberg test and Functional balance test, were not sufficient validity of evidence.

Key words: balance, center of pressure, reliability, validity

KÄYTETYT LYHENTEET

BMI	Painoindeksi (engl. Body Mass Index)
CI	Luottamusväli (engl. Confidence Interval)
COG	Painopiste (engl. Center Of Gravity)
COM	Massakeskipiste (engl. Center Of Mass)
COP	Painekeskkipiste (engl. Center Of Pressure)
CV	Variaatiokerroin (engl. Coefficient of Variation)
CVrms	Variaatiokertoimen neliöjuuri (engl. Coefficient of Variation root mean)
EMG	Elektromyografia (engl. electromyography)
ICC	Sisäinen korrelaatio (engl. Intraclass Correlation Coefficient)
ICC AM	Keskiarvojen sisäinen korrelaatio (engl. average measures)
ID	Tunniste (engl. Identifier)
Ka	Keskiarvo
MAX	Koko häiriön aikainen maksimipoikkeama
P2P	Maksimipoikkeama häiriön suuntaan
POST	Maksimipoikkeama 500ms jälkeen häiriön päättymisestä
SA	Silmät auki
SK	Silmät kiinni
SUM	Koko tasapainon korjaus suorituksen aikana
SD	Keskihajonta (engl. Standard Deviation)
TIME	Maksimipoikkeamaan kulunut aika häiriön alusta
VM	Vaahtomuovi

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO.....	4
2 TASAPAINO	6
2.1 Tasapainoisen asennon hallinta.....	6
3 SENSORISET JÄRJESTELMÄT	9
3.1 Somatosensorinen järjestelmä.....	9
3.2 Visuaalinen aistijärjestelmä.....	9
3.3 Vestibulaarinen aistijärjestelmä	10
4 MOTORISET JÄRJESTELMÄT	11
4.1 Ennakoiva ja reaktiivinen kontrolli.....	11
4.2 Tasapainokontrollin kolme keskeisintä motorista vastetta.....	12
5 TASAPAINON HALLINTASTRATEGIAT	14
5.1 Nilkkastrategia	14
5.2 Lonkkastrategia.....	15
5.3 Askellusstrategia.....	16
5.4 Muut asennonhallintastrategiat	17
5.5 Yksilöllisten ominaisuuksien vaikutus asennon hallintaan	17
6 TASAPAINON TESTAAMINEN JA MITTAMINEN	19
6.1 Mittaamisen validiteetti ja reliabiliteetti.....	19
6.2 Tasapainotestien jaottelu	21
6.3 Tasapainon mittaaminen voimalevyn avulla.....	24
6.4 Staattisen tasapainon mittaaminen.....	26

6.4.1 Rombergin tasapainotesti ja sen variaatiot	26
6.4.2 Yhden jalan seisonta testi, one leg standing test, OLST	27
6.4.3 Voimalevyllä suoritettujen staattisten tasapainotestien luotettavuus ja toistettavuus.....	28
6.5 Dynaamisen tasapainon mittaaminen	30
6.5.1 Voimalevyllä suoritettujen dynaamisten tasapainotestien luotettavuus ja toistettavuus.....	34
6.6 Funktionaaliset tasapainotestit	35
6.6.1 Kahdeksikkojuoksutesti ja takaperin kävelytesti.....	37
6.6.2 Dynamic Gait Index	37
6.6.3 Time öUP & GOö -testi.....	38
6.6.4 Bergin tasapainotesti (Berg Balance Scale, BBS).....	39
6.6.5 Tinettin tasapainotesti, Tinetti Performance-oriented mobility assessment, POMA.....	40
6.6.6 Lyhyt fyysisen suorituskyvyn testistö, Short Physical Performance Battery (SPPB), ja Guralnikin tasapainotesti	40
7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	42
8 MENETELMÄT	45
8.1 Tutkimusprotokolla ja mittausten toteutus	45
8.1.1 Kehonkoostumuksen mittaaminen ja lämmittely	46
8.1.2 Dynaaminen tasapainotesti	47
8.1.3 Modifioitu Rombergin tasapainotesti.....	50
8.1.4 Toiminnallinen tasapainotesti.....	53
8.2 Tilastoanalyysit	53
9 TULOKSET.....	57

9.1	Dynaamisen tasapainotestin tulokset.....	57
9.2	Rombergin tasapainotestin tulokset.....	76
9.3	Toiminnallisen tasapainotestin tulokset	84
10	POHDINTA	87
11	JOHTOPÄÄTÖKSET	95
12	LÄHTEET	97
13	LIITTEET.....	110

1 JOHDANTO

Tasapaino on kokonaisuus, mihin vaikuttavat yksilö, ympäristö ja tehtävä. Asennon hallinta on suhteutettava kyseisiin tekijöihin, jotta keho pystytään säilyttämään tasapainossa. (Shumway-Cook & Woollacott 2010, 161.). Tasapainon ja asennon hallitsemiseen osallistuu hermosto, motorinen järjestelmä ja lähes kaikki aistijärjestelmät. Aistijärjestelmät keräävät tiedon kehon segmenttien sijainnista suhteessa muihin segmentteihin ja ympäristöön. Keskushermosto käsittelee aistitiedot ja ohjaa motorista järjestelmää aktivoitumaan ja suorittamaan tarvittavat liikkeet tasapainon säilyttämiseksi. (Duarte & Freitas 2010.).

Tasapainoa korjataan ja hallitaan asennonhallintastrategioilla, mitkä jaotellaan nilkka-, lonkka- ja askellusstrategiaan (Huxham 2001; Pollock ym. 2000). Tasapainoa on tutkittu paljon asennonhallintastrategioiden avulla eri testiympäristöissä. Tasapaino on aina tehtävä- ja ympäristökohtaista, siten tasapainon tutkiminen voidaan jakaa neljään luokkaan; tasapainon säilyttämiseen vakaalla alustalla, tasapainon säilyttämiseen liikkuvalla alustalla, tasapainon säilyttämiseen ennalta suunnitellussa tehtävässä ja tasapainon säilyttämiseen ulkoisten voimien horjuttaessa asentoa. Näin tasapainon tutkiminen kohdistuu joko staattiseen tasapainoon tai dynaamiseen tasapainoon.

Asennon säätelyjärjestelmän moniulotteisuus asettaa haasteita tasapainon tutkimiseen. Tasapainotestejä on lukuisia ja siten niiden toistettavuutta ja validiutta halutaan selvittää. Tasapainon mittaaminen voimalevyjen avulla on yksi luotettavimmista testimenetelmistä, sillä painekeskipisteen (COP) muutosten mittaaminen voimalevyjen avulla on täyttänyt kultaisenstandardin kriteerit (Hrysomallis 2001). Jotta tasapainotesti voi olla toistettavissa, sen täytyy olla myös validi. Testi on toistettavissa kun tutkittavien mittaustulokset ovat samanlaisia. Validiteetin tutkimisella selvitetään testin pätevyyttä eli mittaako testi sitä, mitä testillä on suunniteltu mitattavan. (Valkeinen ym. 2014.).

Tämän Pro gradu- tutkielman tavoitteena oli selvittää eteen- ja taaksepäin suuntautuvilla häiriöillä ohjelmoidun Dynaamisen tasapainotestin toistettavuutta ja validiutta.

Tasapainotestien toistettavuus ja validius on avainasemassa tasapainotutkimuksissa. Mitattavien tasapainomuuttujien on mitattava yhdenmukaisesti ja riittävän tarkasti tutkittavien asennon hallintaa, jotta tasapainotestejä voidaan hyödyntää niin tutkimusprojekteissa kuin liikunnan ja urheilun eri osa-alueilla.

2 TASAPAINO

Termille tasapaino ei löydy kirjallisuudesta yksiselitteistä määritelmää (Pollock ym. 2000). Ihmisen tasapainosta puhuttaessa tasapainolla tarkoitetaan pystyasennon ylläpitämistä hermo-lihasjärjestelmän avulla. Mekaniikan näkökulmasta tasapaino on hetkellinen tila, jolloin kehoon kohdistuvien voimien summa on nolla. Tasapainoa horjuttavat niin ulkoiset kuin sisäiset voimat, kuten painovoima ja sydämen syke. Tasapainoa ylläpidetään kehon tuottamalla voimilla, kuten lihastonuksella ja kontrolloimalla lihasaktiivisuutta. (Durate & Freitas 2010.).

Staattinen tasapaino on yksilön kyky säilyttää kehon asento muuttumattomana käytettävällä tukipinnalla. Dynaaminen tasapaino on kyky hallita kehon asentoa liikkeen aikana pitämällä kehon painopiste tukipinnalla. Toisin sanoen dynaaminen tasapaino on tasapainon hallintaa liikesuoritusten aikana ja kyky palauttaa kehon painopiste takaisin tukipinnalle. (Heebner ym. 2015; Hrysomallis 2011.). Käytännössä tasapainon luokittelu ei ole näin selvärajaista, sillä staattinen ja dynaaminen tasapaino seuraavat toisiaan. Tasapainoisen dynaamisen suorituksen toteuttaminen vaatii usein tiettyjen kehon osien yhtäaikaista tai ennakoivaa staattista kontrollia. Staattisen tasapainon hallitseminen mahdollistaa dynaamisen tasapainon hallinnan. Tästä huolimatta molempia tasapainomuotoja ohjaa samat asennon hallinta prosessit. (Era 1997, 54.).

2.1 Tasapainoisen asennon hallinta

Sensorinen hermojärjestelmä ohjeistaa kehoa hallitsemaan asentoa tehtävän ja ympäristön vaatimusten mukaan pitäen kehon massakeskipisteen mahdollisimman lähellä tukipintaa. Massakeskipisteellä (center of mass, COM) tai kehon painopisteellä (center of gravity, COG) tarkoitetaan kehon massan keskittymää, jonka kautta keho tuetaan tukipintaan. (Shumway-Cook & Woollacott 2010, 162.). Vastaavasti painepisteellä (center of pressure, COP) tarkoitetaan pistettä, minkä kautta tukipinnan reaktivoimat kohdistuvat

kehoon (Durate & Freitas 2010). Yksinkertaisesti voidaan todetta, että tasapaino kyetään säilyttämään, kun kehon massakesipiste pidetään kehon segmenteistä alustalle muodostuvan tukipinnan sisäpuolella (Pollock ym. 2000).

Tasapainoa ei voida pitää yksittäisenä ominaisuutena, sillä asennon hallinta vaatii hermo-lihasjärjestelmältä myös kykyä säädellä yhtäaikaaisesti nopeutta, notkeutta, ketteryyttä ja koordinaatiota. Liikkuminen on mahdollista vasta kun kehonpainopiste siirretään tukipinnan ulkopuolelle. Tällöin tasapainon säilyttämiseksi asentoa on kontrolloitava. Tasapainoisen asennon hallitseminen vaativuudeltaan erilaisissa tilanteissa onnistuu kun keskushermoston, sensorisen ja motorisen järjestelmän välinen yhteistyö toimii. (Shumway-Cook & Woollacott 2010, 163- 165.). Asennon hallintaan vaikuttaa olennaisesti myös tehtävä ja ympäristö. Jokaiseen tilanteeseen on valittava sopivimmat prosessit asennon kontrolloimiseksi, joihin vaikuttaa mm. fysiologiset, mekaaniset ja informatiiviset tekijät. (Huxham ym. 2001.). Näin ollen sama tehtävä voidaan kyetä suorittamaan käyttämällä eri säätelyjärjestelmiä (Scholz ym. 2007).

Keho pyrkii hallitsemaan tasapainoisen asennon mahdollisimman vähäisellä työllä, mikä onnistuu parhaiten jatkuvien pienten tasapainottavien liikkeiden ansiosta. Toisin sanoen keho huojuu koko ajan. Huojuntaa hallitaan lihasten perustonuksen avulla ja se, kuinka paljon lihastyötä tarvitaan asennon kontrollointiin, on riippuvainen tukipinnan laajuudesta. Lisäksi muun muassa yksilön pituus vaikuttaa tarvittavan lihastyön voimakkuuteen. (Patel ym. 2008; Huxham ym. 2001.). Hermosto kerää sensoristen, motoristen ja eri havainnointijärjestelmien kautta tiedon kehon segmenttien suhteista ja kontrolloi näin kehon asennon hallintaan käyttämiä voimia (Pollock ym. 2000; Huxham ym. 2001).

Sensoriset järjestelmät käsittävät visuaalisesti, somatosensorisesti ja vestibulaarisesti saatavat tiedonlähteet. Motoriset järjestelmät käsittävät hermolihassynergia, joihin tasapainon hallintastrategiat perustuvat. Havainnointi käsittää aivojen tiedonkäsittelyjärjestelmät, joiden avulla yhdistetään sensorisesti saadut tiedot itse toimintaan. Kyseisten järjestelmien avulla pystytään myös hahmottamaan pystyasento sekä

ennakoimaan ja sopeutumaan asennon hallitsemiseen. Näiden järjestelmien toimivuus on riippuvainen yksilön tuki- ja liikuntaelimestön kunnosta ja rakenteesta huomioiden muun muassa lihasheikkouden, nivelten liikkuvuuden, elastisuuden ja kehon segmenttien biomekaaniset mittasuhteet. (Shumway-Cook & Woollacott 2010, 165.).

3 SENSORISET JÄRJESTELMÄT

Sensoristen aistijärjestelmien avulla kerätään tietoa kehon segmenttien asennoista ja liikkeistä ympäristön ja painovoiman suhteen. Optimaalisessa ympäristössä ja tasaisella alustalla ihminen käyttää asennon hallintaan somatosensoriseen perustuvaa palautetta 70 %, visuaaliseen aistiin perustuvaa palautetta 10 % ja vestibulaariseen perustuvaa palautetta 20 %. Epävakaalla alustalla visuaalisen ja vestibulaarisen aistitietojen rooli kasvaa. (Horak 2006.). Missä suhteessa mitäkin aistijärjestelmää käytetään, riippuu pitkälti tehtävästä ja ympäristön olosuhteista (Era 1997, 55- 56).

3.1 Somatosensorinen järjestelmä

Somatosensorinen järjestelmä keskittyy tunto-, paine-, kipu-, lämpötila- ja proprioseptiivisten aistitietojen käsittelyyn. Proprioseptiset aistitiedot tulevat joka puolella kehoa olevista lihas-, jänne-, nivel- ja ihoreseptoreista. (Winter ym. 1990.). Reseptorit tulkitsevat erilaiset ärsykkeet esimerkiksi lämpötilan, paineen ja kosketuksen ja tiedottavat ärsykkeistä keskushermostoa, mikä ohjaa kehon asentoa ja liikkeitä saatujen tietojen pohjalta. Proprioseptiota kutsutaankin asento- ja liikeaistiksi. Proprioseptisten aistitietojen avulla muutetaan ja korjataan asentoa tilanteen vaatimalla nopeudella ja voimalla. (Fuentes & Bastian 2010; Proske & Gandevia 2009.). Erityisesti lihassukkulaa, Golgin jänne-elintä, nivelten proprioseptoreita, ihon mekanoreseptoreita ja vapaita hermopäätteitä pidetään olennaisessa roolissa tasapainon säätelyssä, esimerkiksi jalkapohjissa sijaitsevien ihon mekanoreseptorien avulla aistitaan painon jakautumista tukipinnan suhteen (Era 1997, 55).

3.2 Visuaalinen aistijärjestelmä

Visuaalinen aistijärjestelmä vaikuttaa olennaisesti tasapainon kontrolliin havainnoimalla ympäristössä olevat esineet ja niiden liikkeet. Näköaisti osallistuu hahmottamaan myös

kehon eri osien sijaintia liikkumisen aikana. (Winter ym. 1990.). Näköaistilla on olennainen rooli tasapainon säätelyssä, mutta se ei ole tasapainon kannalta välttämätön. Jos näkökyky menetetään tai se suljetaan hetkellisesti pois, tasapaino pystytään kontrolloimaan muiden aistijärjestelmien avulla. Tasapainon korjaamisessa näköhavainnot ovat osallisena käynnistämässä lihasten aktivoitumista. Se, kuinka hyvin näköaistilla voidaan kontrolloida tasapainoa, on riippuvainen näön tarkkuudesta, kontrastista, havainnointikohteen etäisyydestä ja ympäristön valaistuksesta. Tasapaino kontrolloidaan parhaiten, kun katse kohdistetaan vähintään kahden metrin päähän. (Kejonen 2002.).

3.3 Vestibulaarinen aistijärjestelmä

Tasapainoisen asennon hallinnassa vestibulaarisen aistijärjestelmän tehtävä on rekisteröidä pään asentoa suhteessa painovoimaan ja liikkeiden nopeuden muutoksiin. Lisäksi vestibulaarinen järjestelmä aistii pään ja kehon liikkeet siten, että yksilö erottaa ne ympäristössä tapahtuvista liikkeistä. Vestibulaarinen järjestelmä tekee yhteistyötä visuaalisen aistijärjestelmän kanssa, mikä mahdollistaa katseen kiinnittämiseen tiettyyn pisteeseen pään liikkeistä huolimatta. (Day & Fitzpatrick 2005; Horak 2010.). Erityisesti epävakaalla alustalla niin sanotun vestibulospinaalijärjestelmän tehtävä on mallintaa pystyasentoa, jotta tasapaino pystytään säilyttämään (Horak 2010).

4 MOTORISET JÄRJESTELMÄT

Motorisilla järjestelmillä tarkoitetaan mekanismeja joiden avulla varsinainen tasapaino korjataan ja säilytetään. Näitä mekanismeja ovat selkäydintasolta lähtevät refleksitoiminnot, automaattiset tasapainovasteet sekä ennakoitujen ja tahdonalaisten liiketoimintojen. (Huxham ym. 2001; Ting & McKay 2007.). Motoristen järjestelmien toiminta perustuu monimutkaiseen hermoston ja lihasten väliseen yhteistyöhön, jota kutsutaan hermolihasynergiaksi. Hermolihasynergiat ovat lihasryhmien yhtenäistä aktivoitumista. Hermolihasynergiatoiminta on vahvasti läsnä aistitietojen välityksellä alkavissa reaktiivisissa ja ennakoivissa tasapainon korjaustilanteissa. (Ting & McKay 2007.). Keskushermosto valitsee ja muokkaa käytettävät motoriset vasteet ennakoivan ja reaktiivisen tiedon perusteella (Huxham ym. 2001). Näihin tasapainon säätelymekanismeihin perustuvat myös liikkeiden hallintastrategiat, mitkä jaotellaan nilkka-, lonkka- ja askelstrategiaan (Scolz ym. 2007).

4.1 Ennakoiva ja reaktiivinen kontrolli

Nimen mukaisesti ennakoivan kontrollin avulla keskushermosto pyrkii ennakoimaan tulevia tilanteita ja vastaavasti reaktiivisen kontrollin avulla tasapainoa hallitaan odottamattomissa tilanteissa (Huxham ym. 2001). Ennakoivan kontrollin avulla valmistellaan kehoa liikkeen suorittamiseen nostamalla muun muassa stabiloivien lihasten tonusta (Pollock ym. 2000). Ennakoivaan kontrolliin kuuluu myös ympäristöstä kehoon kohdistuvien voimien ennakointi, minkä seurauksena pyritään ennakoimaan kuinka voimakkaasti kehon eri osien tulee reagoida säilyttääkseen keho tasapainossa (Huxham ym. 2001).

Koska ennakoivan kontrollin tavoite on vähentää tulevan häiriön voimakkuuden vaikutusta, tulee se mitoittaa kunkin tilanteen mukaan. Se, kuinka voimakkaasti kehoa aktivoidaan tai inhiboidaan ennen häiriötä ennakoivan kontrollin vaikutuksesta, riippuu mm. siitä millä voimakkuudella ja mistä suunnasta häiriön odotetaan tulevan. (a. Santos ym. 2010; b.

Santos ym. 2010.) Ennakoiva kontrolli huomioi yksilön kokemukset ja sisäiset käyttäytymismallit, mitkä vaikuttavat ennakoitujen prosessien tarkkuuteen ja mitoittamiseen (Huxham 2001). Näiden lisäksi ennakoivan kontrollin täsmällisyyteen ja voimakkuuteen vaikuttavat kehon rakenteelliset ominaisuudet, aktivoituvien motoristen yksiköiden määrä ja kokemukset kaatumisista (a. Santos ym. 2010; b. Santos ym. 2010).

Kun tasapainon hallinta ei onnistu ennakoivien toimenpiteiden avulla, keho turvautuu reaktiiviseen kontrollointiin. Reaktiivista kontrollointia joudutaan käyttämään myös ennalta arvaamattomissa tilanteissa. (Huxham 2001.). Reaktiiviseen kontrollointiin lukeutuu hitaammin ja nopeammin syttyvät motoriset vasteet; lihasvenytysrefleksit, automaattiset tasapainovasteet ja tahdonalainen asennon hallinta (Huxham ym. 2001; Ting & McKay 2007). Näiden motoristen vasteiden ansiosta liikkuminen onnistuu koordinoitusti ja hallitusti. Lisäksi motoriset vasteet ovat mukana säätelemässä tasapainon hallintastrategioita eli nilkka-, polvi- ja lonkkastrategiaa. Se, mitä motorista vastetta ja hallintastrategiaa käytetään, riippuu häiriön voimakkuudesta ja suunnasta sekä tukipinnan laajuudesta. Reaktiivisen kontrollin käyttö on vahvasti riippuvainen ympäristöstä, sillä yksilön on onnistuttava mukautumaan ympäristöön säilyttääkseen kehonsa tasapainossa. Tästä johtuen reaktiivisen kontrollin toimintoihin vaikuttavat mm. yksilön kokemukset, oppiminen, tavoite ja odotukset. (Huxham 2000; Pollock ym. 2000; a. Santos ym. 2010; b. Santos ym. 2010.).

4.2 Tasapainokontrollin kolme keskeisintä motorista vastetta

Tasapainon hallinnassa motoriikan säätely suoritetaan heijastetoiminnan eli lihasvenytysrefleksien, automaattisten tasapainovasteiden ja tahdonalaisten liikkeiden avulla. Heijastetoiminnat ovat nopeimpia vasteita horjahduksen tapahtuessa, niiden latenssiaika on noin 35- 40 ms. Heijastetoiminnat eli refleksit aktivoituvat äkillisistä sensorisista ärsykkeistä, kuten horjahtamisesta. Heijastetoiminnat ovat automaattisia ja ne ovat osallisena säätelemässä lihasten aktiivisuustasoa. Näin heijastekaaret suojelevat kehoa vahingoittumiselta. (Shemmell ym. 2010; Punakallio 2004.).

Automaattiset tasapainovasteet ovat ennalta ohjelmoituja reaktioita, joiden motorinen viive on noin 80- 120 ms. Automaattiset tasapainovasteet ovat ikään kuin sekoitus refleksitoimintaa ja tahdonalaisia liikkeitä, joiden avulla hallitaan mm. nivelten liikkeitä. Automaattiset tasapainovasteet ovat riippuvaisia liikkeiden hallintastrategioista, siten ne ilmenevät erilaisina korjaavina tasapainoreaktioina. Vasteen aktivoitumiseen osallistuu yleensä useampi sensorista ärsykkeistä. (Punakallio 2004; Shemmell ym. 2010.).

Hitaimpana motorisena vasteena ovat tahdonalaiset liikkeet, mitkä ovat nimensä mukaisesti suunniteltuja ja hallittuja. Näiden liikkeiden tuottamiseen kuluu aikaa 150 ms tai enemmän riippuen liikkeestä. (Punakallio 2004.). Nämä kolme motorista vastetta toimivat luonnollisesti nopeusjärjestyksessä, ensimmäisenä ovat selkäydintason venytysheijasteet, toisena ovat ennalta ohjelmoidut automaattiset tasapainovasteet ja kolmantena ovat tahdonalaiset liikkeet. Vasteet toimivat kuin dominopeli; nopeimmat vasteet antavat hitaammille vasteille aikaa valmistella hallitut tahdonalaiset liikkeet tasapainon säilyttämiseksi.

5 TASAPAINON HALLINTASTRATEGIAT

Tasapainon hallintastrategioiden avulla korjataan tasapainoa ja se pyritään korjaamaan aina mahdollisimman vähäisellä lihastyöllä (Era 1997, 57). Käytettävä hallintastrategia on kuitenkin suhteutettava ympäristöön ja tehtävään, siten useampaa hallintastrategiaa voidaan käyttää yhtä aikaa. Hallintastrategioita käytetään täysin automaattisesti ja niiden käytettävyyssaste muuttuu yksilön vanhenemisen myötä. (Huxham 2001, Pollock ym. 2000.).

5.1 Nilkkastrategia

Vähiten aktiivaatiota vaativa hallintastrategia on nilkkastrategia. Sen avulla onnistutaan korjaamaan pienet asennon horjutukset. (Huxham 2001.). Vakaalla alustalla perusasennossa seistessä asentoa hallitaan pääsääntöisesti nilkkanivelten ja nilkan alueen lihasten avulla (Adlerton ym. 2003). Ylempi nilkkanivel huolehtii sagittaalitasoon eli eteen- ja taaksepäin suuntautuvasta huojunnasta vastaavasti alempi nilkkanivel huolehtii medio-lateraalitasoon eli sivuttais-suuntaisesta huojunnasta. Ylemmän nilkkanivelen liikkeet on havaittavissa dorsifleksio ja plantaarifleksio liikehdintänä. Alemman nilkkanivelen liikkeet ilmenevät kantaluun inversiona ja eversiona. (Sandström & Ahonen 2011, 169.).

Kehon kallistuessa eteenpäin lihasten aktivoitumisjärjestys on nilkkastrategiassa kaksoiskantalihas (gastrocnemius), reiden takaosan lihakset (hamstring-lihakset) ja selän lihakset (paraspinaaliset lihakset). Kehon kallistuessa taaksepäin lihasten aktivoitumisjärjestys on nilkkastrategiassa etumainen säärilihas (tibialis anterior), nelipäinen reisilihas (quadriceps femoris) ja vatsalihakset (musculi abdominis). Tasapaino voidaan kuitenkin menettää, elleivät molempien jalkojen lihakset aktivoitu oikeassa järjestyksessä. (Schumway-Cook ja Woollacott 2010, 172- 173; de Oliveira ym. 2008.).

Nilkkastrategian optimaalinen toiminta vaatii nilkkaniveliltä riittävää liikelaajuutta ja strategiaan käytettäviltä lihaksilta riittävää voimatasoa (Horak 2006; Ross ym. 2005). Muun muassa Ross ym. (2005) havaitsivat, että henkilöillä, joilla on yliliikkuvat nilkat, oli heikompi kyky hallita tasapaino kuin henkilöillä, joiden nilkkojen liikkuvuus oli optimaalista. Vastaavasti Menz ym. (2005) havaitsi nilkan ja jalkaterän optimaalisen liikelaajuuden, jalkapohjien tuntoaistin sekä näiden voimatasojen olevan merkittävässä roolissa erityisesti ikääntyneiden tasapainokyvyn säilymisessä.

5.2 Lonkkastrategia

Lonkkastrategia valitaan tilanteissa, joissa horjutuksen amplitudi ja nopeus ovat suurempia kuin nilkkastrategian laukaisevissa horjutuksissa. Lisäksi lonkkastrategiaa käytetään, kun käytettävä tukipinta-ala on pieni tai alustan ollessa epävaka. (Horak 2006.). Samoin kuin nilkkastrategialla myös lonkkastrategialla korjataan eteen- ja taaksepäin suuntautuvia horjutuksia, mutta se osallistuu myös sivuttaissuuntaisiin korjausliikkeisiin lonkan alueen lähentäjä ja loitontaja lihasten avulla (Horak & Nashner 1986). Lonkkastrategia toteutetaan ylä- ja alavartalon vastakkaissuuntaisella liikkeellä. Lonkkastrategia perustuukin lonkkanivelen liikkuvuuteen ja lonkan alueen koukistaja- ja ojentajalihasten voima ja vääntömomenteihin. (Horak 2006; Huxham ym. 2001; Pollock ym. 2001; Horak & Nashner 1986.).

Kehon kallistuessa eteenpäin lonkkastrategiassa lihasten aktivoituminen alkaa vatsalihaksista (musculi abdominis) edeten nelipäisiin reisilihaksiin (quadriceps femoris). Vastaavasti taaksepäin kallistuessa aktivoituvat ensin selän paraspinaaliset lihakset ja heti perään aktivoituvat reiden takaosan lihakset (hamstring-lihakset). (Schumway-Cook ja Woollacott 2010, 173; de Oliveira ym. 2008; Horak & Nashner 1986.).

Koska lonkan alueen koukistaja- ja ojentajalihakset ovat vahvoja, käytetään lonkkastrategiaa tasapainon hallinnassa nilkkastrategian sijaan esimerkiksi säären alueen lihasten väsyessä (Adlerton ym. 2003). Adlerton ym. (2003) havaitsi tutkimuksessaan

naisten käyttävän lonkkastrategiaa nilkkastrategian sijaan pohjelihasten väsyessä testissä, jossa tutkittiin asennon hallintaa seisomalla yhdellä jalalla. Lonkkastrategian on havaittu myös lisääntyvän tasapainokyvyn heiketessä. Tästä syystä vanhetessaan ihminen hakeutuu etukumaraan asentoon, jolloin tasapainon hallinta voidaan kohdistaa nilkan alueen lihaksista lonkan alueen lihaksille. (Sandström & Ahonen 2011, 170.).

5.3 Askellusstrategia

Horjutuksen ollessa tarpeeksi suuri kehon painopiste ylittää käytettävän tukipinnan, jolloin on otettava askel tasapainon säilyttämiseksi (Horak 2006). Askellusstrategia on tyypillisesti reaktio äkillisesti tapahtuviin tilanteisiin, esimerkiksi liukastumiseen reagoidaan ottamalla askel. Näissä tilanteissa joudutaan yleensä käyttämään koko kehoa ja tekemään tasapainottavia liikkeitä myös raajoilla, mikä vaatii täsmällistä toimintaa hermostolta. (Era 1997, 57.). Askellusstrategian käyttö vaatii muiden strategioiden tavoin lihasvoimaa, nivelten liikkuvuutta ja saumatonta yhteistyötä hermostolta. Askellusstrategian optimaaliseen toimintaan liittyy myös ketteryys ja nopeus (Sandström & Ahonen 2011, 170.).

Askellusstrategiaa voidaan tosin käyttää myös tilanteissa, joissa horjutuksen amplitudi on pieni ja vaikkei kehon painopiste olisi ylittänyt tukipinnan rajoja (Horak 2006; Huxham ym. 2001). Askellusstrategian käytön on todettu lisääntyvän, jos henkilö kokee kaatumisen pelkoa. Toisaalta kaatumisen pelko voi ilmetä myös lonkkastrategian käytön lisääntymisenä. Vanhetessa laajennetaan huomaamatta seisoma-asentoa leventämällä jalkojen etäisyyttä toisistaan, jolloin käytettävä tukipinta-ala kasvaa ja tasapaino on helpompi säilyttää. Lisäksi askeleiden pituutta lyhennetään, jotta kehon painopiste olisi mahdollisimman lähellä tukipinnan keskipistettä. Tällöin riski tasapainon menettämiseen on pienempi. (Horak 2006; Sandström & Ahonen 2011, 170.). Vanhempien ihmisten onkin todettu turvautuvan useammin lonkka- ja askellusstrategiaan, kuin nuorten aikuisten (de Oliveira ym. 2008).

5.4 Muut asennonhallintastrategiat

Edellä esitettyjä asennonhallintastrategioita pidetään asennonhallinnan pääkeinoina, mutta näiden lisäksi erotellaan vielä painopisteen alentamisstrategia ja apustrategioina pidetyt käsistrategia ja päästrategia (de Oliveira ym. 2008; Sandström & Ahonen 2011, 170). Asennonhallinnassa pään neutraali asento tukee hyvää ryhtiä, jolloin asentoa ylläpitävät lihakset pystyvät työskentelemään tasaisemmin niin paikallaan seistessä kuin liikkeessä. Päästrategian merkitys korostuu liikkeessä. Kun pää pidetään liikkeen aikana vakaassa asennossa, pystytään säilyttämään myös tasapaino. Kädet tasapainottavat asennonhallintaa ja avustavat korjaamaan tasapainon horjahdustilanteissa. Kädet tekevät tasapainottavia liikkeitä kaikissa edellä kuvatuissa asennonhallintastrategioissa. (Sandström & Ahonen 2011, 170.). Painopisteen alentamisstrategiassa koukistetaan nilkkoja, polvia ja lonkkia, jotta kehon painopistettä saadaan lähemmäksi tukipintaa. Painopisteen alentamisstrategian avulla asentoon saadaan vakautta ja näin tasapainon menettämiseen tarvitaan suurempi ulkoinen voima kuin normaalissa seisonta asennossa. Painopisteen alentamisstrategiaa käytetään erityisesti mediolateraalisisessa eli sivuttaissuuntaisen huojunnan kontrolloinnissa. (Schumway-Cook ja Woollacott 2010, 176.).

5.5 Yksilöllisten ominaisuuksien vaikutus asennon hallintaan

Antropometrisista suhteista painolla on todettu olevan yhteys tasapainon hallintaan. Erityisesti ylipainoisten henkilöiden tasapainon hallinnan on todettu olevan heikompaa verrattuna normaalipainoisiin. (Hue ym. 2007; Menegoi ym. 2009.). Jalan koon vaikutusta tasapainoon on myös tutkittu, mutta tällä ominaisuuksilla ei näyttäisi olevan vaikutusta tasapainon hallintaan (Hue ym. 2007).

Tutkimustulokset sukupuolen vaikutuksesta tasapainon hallintaan ovat ristiriitaisia. Esimerkiksi Era ym. (2006) ja Sihvonen (2004) ovat todenneet saman ikäluokan miehiä ja naisia verratessaan, että miehet huojuvat naisia enemmän paikallaan seistessä. Myös Bryant

ym. (2005) totesivat miesten huojuvan enemmän kuin naisten paikallaan seistessä, mutta huojunnan suhteuttaminen yksilöiden pituuteen muutti tuloksen sukupuolten välillä tilastollisesti merkityksettömäksi. Ageberg ym. (2001) toteuttamassa yhden jalan seisonatetestissä voimalevyllä havaittiin miesten painekeskipisteen nopeuden keskihajonnan olevan suurempaa kuin naisten. Tutkimukseen osallistui 36 miestä ja 39 naista. Sukupuolten välisiä eroja asennon huojunnassa on selitetty muun muassa kehojen erilaisilla mittasuhteilla. Lisäksi naisten ja miesten tasapainon hallinnan eroihin vaikuttavat todennäköisesti yksilöllinen kehon painopisteen sijainti ja fysiologiset tekijät, kuten lihasvoima. (Sihvonen 2004.).

Yksi tasapainon menettämisen riskitekijöistä on heikko alaraajojen lihasvoima, mikä ilmenee ainakin iäkkäillä lisääntyneinä kaatumisina (Jadelis ym. 2001). Reiden ja nilkan alueen lihasten hyvät voimatasot ja voimantuottonopeudet näkyvät tasapainon korjaamisessa asennonhallintastrategioiden optimaalisena toimintana (Walker ym. 1997). Näin ollen dynaamisen tasapainon on todettu olevan parempi henkilöillä, joiden lihasvoima on parempi. Erityisesti alaraajojen polven ojennus- ja koukistusvoimalla on yhteyttä tasapainoon. (Jadelis ym. 2001.). Ikääntymisen myötä liikkeiden suoritusnopeus laskee, mitä selitetään muun muassa neuromuskulaarisen liikehälyn kasvulla. Liikehälyn vaikutuksesta tasapainon nopea korjaaminen vaatii iäkkäiltä suurempaa lihasvoimaa. (Walker ym. 1997.). Muun muassa liikehälyn ja alaraajojen lihasvoiman ja voimantuottonopeuden heikkeneminen ilmenee huonontuneena tasapainona (Orr ym. 2008).

6 TASAPAINON TESTAAMINEN JA MITTAMINEN

Tasapainoa ei ole helppo mitata, sillä se on useamman järjestelmän muodostama kokonaisuus. Erilaisia tasapainotestejä on runsaasti, mutta luotettavaan mittaamiseen ei useinkaan riitä yksittäinen tasapainotesti, eivätkä kaikki testit sovellu luotettavasti kaikille kohderyhmille. Tasapainon mittaamista tuleekin lähestyä mittaamisen tavoitteen ja kohderyhmän mukaan. Tasapainon mittaustuloksia on tarkasteltava kriittisesti, sillä tasapaino on ominaisuus mihin vaikuttaa huomattavasti mm. yksilön henkinen ja fyysinen vireystila, kuntotaso ja tehtävän luonne. Lisäksi mittausympäristön olosuhteista esimerkiksi visuaaliset tekijät, äänet, valaistus ja lämpötila voivat vaikuttaa tuloksiin. (Schumway-Cook ja Woollacott 2010, 271- 273; Emery ym. 2005; Huxham ym. 2001.).

6.1 Mittaamisen validiteetti ja reliabiliteetti

Tasapainon mittaamisen haasteellisuus johtuu siitä, että ei ole yksittäistä mittalaitetta tai tasapainotestiä mikä sopisi kaiken ikäisten tasapainon testaamiseen. Useat tasapainotestit ja tasapainon mittaamiseen kehitellyt mittalaitteet on suunnattu käytettäväksi iäkkäiden toimintakyvyn ja kaatumisriskin kartoittamiseen tai henkilöille, joilla on neurologinen sairaus. Tämä asettaa vaatimuksia testien reliabiliteetille ja validiteetille, sillä testit ovat luotettavia ja toistettavissa vain tietyllä kohderyhmällä. (Huxham ym. 2001; Ceria-Ulep ym. 2010.).

Validius tarkoittaa mittarin tai tutkimusmenetelmän kykyä mitata juuri sitä, mitä on tarkoituskin mitata (Hirsjärvi ym. 2007, 226). Tutkimuksen pätevyden selvittäminen on asteittain etenevä prosessi, sillä tyypillisesti validiteettitieto rakentuu hiljattain tutkimuksen edetessä. Lisäksi tutkimuskohteen validiteetti on suoraan sidoksissa siihen millaista aineistoa on koottu ja kuinka hyvin aineistosta saadut tulokset ovat käsiteltävissä. Mittarin validiteetin tutkiminen toteutetaan mittarin käyttötarkoituksessa ja suunnitellulla kohderyhmällä. (Valkeinen ym. 2014.).

Validiudesta on eri osa-alueita ja tarkasteltava osa-alue valitaan tutkimusongelman mukaan. Mittarin validiteettia voidaan selvittää poikkileikkausasetelmalla, eli suoritetaan vain yksi mittauskerta, tai pitkittäisasetelmalla, eli mittaukset tehdään vähintään kahdesti. Pitkittäisasetelmassa ollaan kiinnostuneita mitattavan ominaisuuden muutosherkkyydestä, eli havaitseeko mittari tutkittavassa kohteessa muutoksia ajan suhteen. Validoinnin osa-alueita ovat muun muassa kriteerivalidointi ja rakennevalidointi, joita voidaan vielä jakaa eri näkökulmista tarkasteltaviin osiin. Lyhyesti ilmaistuna kriteerivalidoinnissa selvitetään ovatko mittarilla saadut tulokset siinä määrin yhteneviä mittarin kultaisen standardin kanssa, että validoitavaa mittaria voidaan käyttää tutkittavan ominaisuuden mittaamiseen. Valkeinen ym. (2014) määrittelevät: ö Kultainen standardi on ulkoinen kriteeri, joka viittaa kunkin aihealueen parhaaseen mahdolliseen käytettävissä olevaan arviointimenetelmään ja joka antaa tarkimman ja luotettavimman tuloksenö. Rakennevalidiudessa selvitetään, kuinka hyvin mittalaitteella saadut tulokset ovat yhdenmukaisia mitattavan rakenteen kanssa. (Valkeinen ym. 2014.).

Reliabiliteetilla tarkoitetaan kvantitatiivisessa tutkimusmenetelmässä mittaustulosten toistettavuutta (Valkeinen ym. 2014; Hirsjärvi ym. 2007, 226). Reliabiliteettia voidaan tutkia toistomittausten ja rinnakkaismittausten avulla. Toistomittauksissa lasketaan toistojen välinen korrelaatio, mikä kuvaa toistettavuustasoa. Positiivinen korkea korrelaatio kertoo muuttujien välisen toistettavuuden olevan hyvä. Olennaista toistomittausten toistettavuuden tutkimisessa on mittausten välinen aika, pitkä mittausväli kasvattaa oppimisen mahdollisuutta kun lyhyt mittausväli voi ilmetä uupumisena. Rinnakkaismittauksessa tutkittavia muuttujia mitataan eri testimenetelmällä ja testien väliset korrelaatiot kuvaavat testien kyvystä mitata samaa piirrettä. (Metsämuuronen 2002, 44- 45.).

Toistettavuuden tutkimisessa käytetään myös ICC- arvoa, Intraclass Correlation Coefficient, mikä kuvaa relatiivista reliabiliteettia. ICC- arvoa käytetään useamman kuin yhden mittauksen toistettavuuden kuvaamiseen ja arvo kertoo kuinka pysyviä tutkittavien tulokset ovat otoksessa mittausten välillä. ICC- arvon tulos ilmaistaan numeroin 0-1. Mitä lähempänä ICC- arvo on ykköstä, sitä parempi on toistettavuus. ICC- arvoille on asetettu

raja-arvoja, mutta niihin tulee suhtautua kriittisesti, koska saadut ICC- arvot ovat aina sidoksissa tutkimuksen tavoitteeseen ja siten myös mittausten kulkuun. (Valkeinen ym. 2014.). Lisäksi ICC- arvojen raja-arvoissa on pientä vaihtelua lähteestä riippuen. ICC- arvon ollessa 0,80 ó 1,00 mittauksen reliabiliteetti tulkitaan erittäin korkeaksi, ICC- arvon ollessa 0,60- 0,79 reliabiliteetti on keskinkertainen ja alle 0,60 arvot kertovat mittauksen heikosta reliabiliteetista (Park & Lee 2014). Kliinisessä käytössä olevien mittareiden ICC- arvo vaatimus on 0,90 ja tutkimuskäytössä olevien mittareiden ICC- arvojen tulee olla suurempia kuin 0,80 (Valkeinen ym. 2014; Atkinson & Nevil 1998).

Variaatiokerroin CV (coefficient of variation) toimii toistettavuuden arvioinnissa kun halutaan tarkastella absoluuttista reliabiliteettia. CV-arvo kuvaa kunkin tutkittavan tulosten vaihtelua mittaussarjojen välillä. Vastaavasti CVrms- (coefficient of variation root mean square) kertoo muuttujien asteella ilmenevästä tulosten vaihtelusta käsittäen koko otannan. (Atkinson & Nevill 1998.). Variaatiokerroin esitetään lukuna tai prosentteina. Variaatiokertoimen arvo kuvaa suoraan tulosten vaihtelun suuruutta. (Valkeinen ym. 2014.). Varsinaisia raja-arvoja ei ole, mutta osa tutkijoista pitää mittausta toistettavana, kun CV-arvo jää alle 10 % (Atkinson & Nevill, 1998).

6.2 Tasapainotestien jaottelu

Tasapainon mittaamista voidaan toteuttaa laitemittausten avulla tai toiminnallisina testeinä. Laboratoriomittauksista keskeisempiä ovat kinemaattiset, kineettiset ja lihasten aktiivisuuden muutoksiin perustuvat mittausjärjestelmät. Kinematiikkaan perustuvien liikeanalyysien avulla voidaan selvittää esimerkiksi kehon segmenttien painopisteiden muutoksia ja kiihtyvyyksiä tasapainosuoritusten aikana. Kineettisillä mittalaitteilla saadaan selville tasapainon hallinnassa käytettävien voimien suuruuksia. Lihasten aktiivisuuden mittaamisen avulla saadaan selville, kuinka eri lihakset aktivoituvat tasapainon korjaustilanteissa. (Kejonen 2002.).

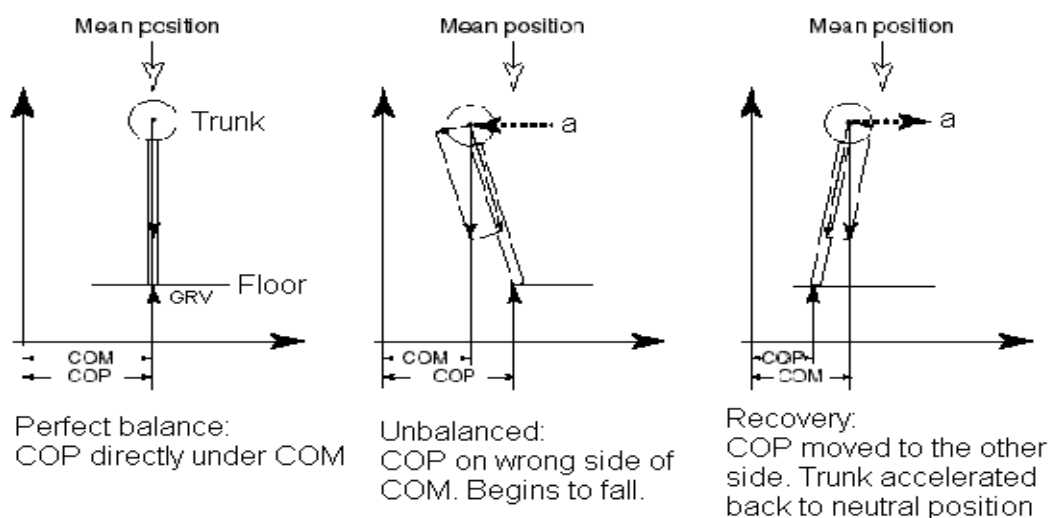
Tasapainotestit jaotellaan yleensä staattisen ja dynaamisen tasapainon mukaan. Staattisissa testeissä mitataan tasapainoa koehenkilön pysyessä jossakin tietyssä asennossa. Vastaavasti dynaamisissa mittauksissa mitataan tasapainoa koehenkilön liikkeen aikana. Tasapainotestien jaottelu ei ole kuitenkaan näin mustavalkoista, sillä niin staattisen kuin dynaamisen tasapainon kontrolloinnista huolehtivat samat säätelyjärjestelmät ja molempia tasapainon muotoja, staattista ja dynaamista, käytetään limittäin useissa liiketehtävissä. (Heebner ym. 2015; Gribble ym. 2007.). Taulukkoon 1. on koottu yleisimpiä ja tunnetuimpia tasapainotestejä ja testistöjä. Testit ja testistöt on jaoteltu karkeasti sen mukaan mitä tasapainon osa-aluetta niillä ensisijaisesti pyritään mittaamaan.

TAULUKKO 1. Yleisimpiä ja tunnetuimpia tasapainotestejä ja testistöjä. (Huxham ym. 2001; Schumway-Cook ja Woollacott 2010, 271- 311; Orr ym. 2008.)

Staattinen tasapaino	<p>Rombergin testi ja sen muunnelmat</p> <p>Yhden jalan seisonnatesti, One leg standing test, OLST</p> <p>Staattisten asentojen ylläpitotestit voimalevyllä</p> <p>Guralnikin tasapainotesti</p>
Dynaaminen tasapaino	<p>Timed öUp & Goö ötesti (TUG)</p> <p>Toiminnallinen tasapainotesti</p> <p>Erilaiset ratatellit; kahdeksiko juoksu, takaperin kävely, 10 metrin kävelytesti</p> <p>Dynaamisen tasapainon testaaminen voimalevyillä; erilaiset tehtävät</p> <p>Dynamic Gait Index</p>
Funktionaaliset testit	<p>Bergin tasapainotestit</p> <p>Tinnetin tasapainotesti</p> <p>Kelan tasapainotesti/ koordinaatiotesti</p> <p>Short Physical Performance Battery (SPPB) eli lyhyt suorituskvyn testistö</p>
Ulkoiset ja sisäiset horjutustellit	<p>Ulkoisia horjutustelltejä:</p> <p>Postural stress test (PST) ja tämän testin muunnelmat</p> <p>Voimalevy testit, joissa aiheutetaan ulkoinen häiriö</p> <p>Sisäisiä horjutustelltejä:</p> <p>Kurkotus testi (Functional Reach)</p> <p>Four Square Stepping Test (FSST) eli askellustesti</p>

6.3 Tasapainon mittaaminen voimalevyn avulla

Tasapainon mittaamisessa halutaan pääsääntöisesti saada selville kehon huojunnan suuruus ja sen mittaaminen onnistuu helposti voimalevyantureiden avulla. Kirjallisuudessa testimenetelmän ympärillä käytetään termejä COP, Center of Pressure, ja COG, Center of Gravity tai COM, Center of Mass. COP tarkoittaa painekeskipisteen liikkeen suuruutta suhteessa tukipintaan. COP on siis piste, minkä suuruuteen vaikuttavat kehon aiheuttamat voimat, jolloin piste kuvastaa yksittäisten pystysuuntaisten voimien keskipistettä. COG tai COM kuvaa pistettä mihin koko kehon massa on keskittynyt ja minkä kautta keho tuetaan tukipintaan, siten sen avulla kuvataan mittauksissa kehon painopisteen liikkumaa matkaa. (Durate & Freitas 2010; Pollock ym. 2000; Benda ym. 1994.). Termejä käytetään siis kuvaamaan kehon huojunnan suuruutta eri seisonta asennoissa. Painekeskipisteen liike on riippuvainen painopisteen tai massakeskipisteen, COG tai COM, liikkeestä. COP:n liike on laajempaa kuin painopisteen liike, ja siten painekeskipisteen avulla voidaan selittää kehon painopisteen kontrollointia ja siten kehon huojuntaa kuvan 1. osoittamalla tavalla. Termien suhteen on tärkeä ymmärtää, että COP ei sijaitse COM:n päällä vaan sen vieressä, siten kehoon kohdistuva kiihtyvyys aiheuttaa kehon heilahtamisen päinvastaiseen suuntaan. (Benda ym. 1994.). Voimalevyillä tehdyt mittaukset perustuvat juuri näiden pisteiden sijainnin muutoksiin niin staattisissa kuin dynaamisissa tasapainotesteissä.



KUVA 1. Painekeskipisteen (COP) ja massakeskipisteen (COM) vaikutus tasapainon kontrollointiin kehoon kohdistuvan kiihtyvyyden (a) vaikutuksesta. Floor= lattia, tässä tukipinta, GRV= maan vetovoimavektori, Trunk= keho ja mean position= keskipisteen sijainti. Vasemmalla ensimmäisessä kuvassa kehon tasapaino on vakaa, paineakeskipiste (COP) on linjassa massakeskipisteen (COM) kanssa. Kesimmäisessä kuvassa tasapaino menetetään, kun heilahdus aiheuttaa paineakeskipisteen siirtymisen massakeskipisteen väärälle puolelle. Oikealla viimeisessä kuvassa tasapaino kyetään säilyttämään ja palauttamaan neutraaliin asentoon, kun paineakeskipiste säilyy sopivalla etäisyydellä ja oikealla puolella massakeskipisteestä. (Benda ym. 1994.)

Voimalevyillä toteutettava COP- mittaus on yksi yleisimmistä ja eniten käytetyistä tasapainon vakauden mittausmenetelmistä, sillä se on täyttänyt kultaisen standardin kriteerit. Voimalevymittauksessa mitataan paineakeskipisteessä tapahtuvia muutoksia, mitkä aiheutuvat kehon painopisteen horisontaalisesta sijainnin muutoksista ja lihasaktivaation aiheuttamista reaktivoimista. Paineakeskipisteen avulla analyysiohjelmat määrittävät mittauksen aikana tapahtuvan liikkeen ja paineakeskipisteeseen kohdistuvat voimat, joista lasketaan tasapainon vakaudesta kertovat parametrit. Tyypillisimmät määritettävät parametrit ovat paineakeskipisteen keskimääräisen sijainnin muutos eteen-taakse sekä sivuttais-suunnassa, huojunnan pituus, nopeus ja pinta-ala. Mitä pienemmäksi mitattu COP liike jää, sitä paremmaksi voidaan tulkita henkilön tasapaino. (Hrysonmallis 2001; Kejonen 2002.). Voimalevyantureiden avulla voidaan myös selvittää, kuinka ulkoinen häiriö

vaikuttaa huojunnan suuruuteen. Tällöinkin mittausperiaate perustuu painekeskapisteen muutosten mittaamiseen. (Kejonen 2002.).

6.4 Staattisen tasapainon mittaaminen

Staattista tasapainoa mitataan, koska staattista tasapainoa pidetään edellytyksenä dynaamiselle tasapainolle ja siten hyvä staattinen tasapaino kuvastaa hyvää dynaamista tasapainoa (Huxham ym. 2001, Pollock ym. 2000). Staattisen tasaapainon mittaaminen on tärkeä työkalu selvittäessä eri sairauksien, vammojen tai tasapaino-ongelmien vaikutusta asennon hallintaan. Lisäksi staattiset tasapainotestit soveltuvat hyvin eri ryhmien tasapainon vertailuun ja yleisesti tasapainokyvyn seurantaan.

6.4.1 Rombergin tasapainotesti ja sen variaatiot

Rombergin tasapainotesti ja siitä muokatut variaatiot, kuten Modifioitu Rombergin testi, ovat yleisempiä staattisen tasapainon mittaamiseen soveltuvia testejä. Rombergin testissä mitataan huojunnan suuruutta haastavuudeltaan erilaisissa staattisissa testiasennoissa. Rombergin testiä on alun perin käytetty neurologisten sairauksien diagnosoinnissa, mutta sen eri variaatiolla voidaan testata myös terveiden henkilöiden tasapainoa. Erityisesti Rombergin testiä käytetään selvittäessä visuaalisen aistijärjestelmän vaikutusta tasapainon hallintaan. (Steffan 2012; Fitzgerald 1996; Agrawal ym. 2011.). Voimalevyllä toteuttavien Rombergin testien mittauskertojen välinen toistettavuus on ollut paras 20- 30 sekunnin kestoisissa suorituksissa (Le Clair & Riach 1996; Agrawal ym. 2011).

Rombergin tasapainotesti perustuu voimalevyn avulla mitattuihin COP:n muutoksiin. Koehenkilön huojunnan mittaussuunnat ovat mediolateraalinen eli sivuttais-suuntainen ja anterioposteorinen eli eteen-taakse suuntainen. Esimerkiksi HUR Labs:n Balance

Platform:lla saadaan tuloksiksi koehenkilön kokonaishuojunta tai vauhtimomentti, mikä kuvataan painekeskipisteen, COP:n, liikkeen pinta-alana. Pinta-alan tulos kuvaa siis huojunnan suuruutta; koehenkilön huojunta on sitä suurempaa, mitä suurempi pinta-ala on. Lisäksi tuloksista saadaan nopeuden keskihajonta, mikä kuvaa suorituksen eri ajanhetkiltä mitattujen nopeuksien keskihajontaa. Huojunnan nopeuden keskihajonta kuvaa testattavan tasapainon hallitsemisesta testin aikana; mitä suuremmaksi nopeuden keskihajonta kasvaa, sitä nopeampaa on testattavan huojunta. Nopeuden keskihajonnan ohella saadaan mitattua myös huojunnan keskinopeus, mikä kertoo myös koehenkilön kyvystä hallita huojuntaa ja siten kyvystä korjata asentoa. (Era ym. 2006; Kejonen 2002.).

Rombergin vakio kuvaa kuinka paljon näkökyvyllä on vaikutusta testattavan tasapainon hallintaan. Rombergin vakio saadaan selville vertaamalla silmät auki ja silmät kiinni mitatun huojunnan pinta-alan kokoeroja keskenään. (Khasnis & Gokula 2003; Fitzgerald 1996; Tjernström ym. 2015.) Kaupallisissa tasapainotestiohjelmissa tulos ilmoitetaan prosentteina, joille on asetettu suuntaa antavia viitearvoja. Esimerkiksi HUR Labs Tasapaino-ohjelmiston käyttöohjeen mukaan näkökyvyllä ei ole erityistä vaikutusta testattavan tasapainon hallintaan, jos Rombergin vakio on 100- 300 (HUR Labs tasapaino-ohjelmisto 2.1. 2010). Tätä korkeammat tulokset viittaavat proprioseptisen järjestelmän heikkouteen ja visuaalisen aistijärjestelmän olevan merkittävässä roolissa tasapainon hallitsemisessa (Fitzgerald 1996).

6.4.2 Yhden jalan seisonta testi, one leg standing test, OLST

Yhden jalan seisonta testillä selvitetään staattisen pystyasennon hallintaa. Testitulokset esitetään aikana, mikä kuvaa suoraan kuinka hyvin testattava kykenee hallitsemaan pystyasennon. (Jonsson ym. 2004.). Yhden jalan seisonta testi on usein sisällytetty osaksi terveystestistöjä. Se sisältyy muun muassa UKK-instituutin laatimaan öKuntoa terveydeksi: Aikuisten ALPHA-FIT terveystestistö 18- 69-vuotiaille testiohjelmaan, Bergin ja Tinettin tasapainotestistöön. Testin suoritusohjeet vaihtelevat lähteestä riippuen, joten

testille on hankala laatia yhtenäisiä viitearvoja, esimerkiksi testin maksimisuoritus aika vaihtelee viidestä sekunnista aina 60 sekuntiin asti. (Suni ym. 2010; Jonsson ym. 2004.).

6.4.3 Voimalevyllä suoritettujen staattisten tasapainotestien luotettavuus ja toistettavuus

Fitzgerald (1996) mukaan Sharpened Rombergin tandem-asennossa suoritettujen tulokset alkavat heiketä miehillä 40-ikävuoden jälkeen ja naisilla 30-ikävuoden jälkeen. Sharpened Rombergin tandem-asennon harjoittelu ja sen myötä tapahtuva oppiminen ei parantanut testituloksia, mikä lisää testin toistettavuutta (Steffen 2012). Rombergin testi voidaan toteuttaa useammalla tavalla, siten luotettavan testituloksen saamiseksi suoritusasennot on vakioitava tarkasti. Kirjallisuudessa suoritusasunnoista on eriäviä ohjeita. Muun muassa Gill ym. (2001) ohjeistavat, että yhden jalan seisontatestissä vapaana olevaa jalkaa ei saisi tukea tukijalkaa vasten.

Voimalevyantureilla tehtävien mittaustulosten luotettavuuden puolesta puhuvat toistettavuus ja validiteetti tulokset. Eran ym. (2006) tekemässä tutkimuksessa voimalevyllä, neljällä eri asennolla, mitattujen suoritusten eteen- ja taaksepäin suuntautuvan huojunnan ICC (Intraclass Correlation Coefficient) arvo oli 0,51- 0,74 ja sivuttais-suuntaisen huojunnan ICC arvo oli 0,63- 0,83. Punakallion (2004) raportoi Good Balance voimalevyllä, perus asennossa ja yhdellä jalalla silmät auki, suoritettujen tasapainotestien ICC arvoksi 0,56- 0,90. Vastaavasti Punakallio (2004) arvioi tutkimuksensa voimalevymittausten toistettavuutta CV- (coefficient of variation) ja CVrms- (coefficient of variation root mean square) arvojen avulla. Normaalin asennon ja yhdellä jalalla silmät auki suoritettujen tasapainotestien CVrms oli 5,4- 8,7 %.

Sarabon ym. (2010) tutkivat voimalevyantureihin perustuvan kannettavan dynaamisen tasapainon mittaamiseen suunnitellun tasapainolaitteen, Clever Balance Board, luotettavuutta terveillä koehenkilöillä, jotka suorittivat kolme eri tasapainotestiä; Sharpened Rombergin testin tandem-asennossa ja yhden jalan seisontatestin vaahtomuovin päällä sekä

tasapainoilun tasapainolaitteen, Clever Balance Board, päällä. He saivat Sharpened Rombergin testin ICC- arvoksi 0,85, yhden jalan seisonnatestin ICC- arvoksi 0,76. Tosin näiden testien sisäinen yksilöiden välinen vaihtelu oli suuri, CV oli 42,1 % ja 45,7 %. Vastaavasti he saivat voimalevyantureihin perustuvalla tasapainolaitteella ICC- arvoksi 0,90- 0,96.

Positiivisiin tuloksiin päätyivät myös Park ja Lee (2014) tutkimuksessaan, jossa he selvittivät Nintendolle kehitellyn tasapaino-ohjelman, Wii Balance Board, luotettavuutta ja toistettavuutta vertaamalla ohjelman tuloksia voimalevyillä mitattuihin tuloksiin. Wii Balance Board analysoi koehenkilön COP:n muutokset samaan tyyliin kuin voimalevyillä tehdyissä mittauksissa. Tutkimuksessa koehenkilöt suorittivat kahden jalan ja yhden jalan seisonnatestit silmät auki ja suljettuina. Tutkimuksessa todettiin huojunnan matkaa ja nopeutta tarkasteltaessa mittaajien sisäisen toistettavuuden, inter-rater reliability, ICC- arvon olevan 0,89- 0,79 ja saman mittaajan toistettavuuden, intra-rater reliability, ICC- arvon olevan 0,92- 0,70. Samanaikaisen validiteetin, concurrent validity, ICC- arvo oli 0,87- 0,73. Samanaikainen validiteetti arvo on tutkittavan mittarin pätevyyden arvo, kun mittarin tuloksia on verrattu ns. kultaisen standardin kriteerit täyttäneen mittarin tuloksiin (Valkeinen ym. 2014).

Voimalevyihin perustuvien tasapainomittausten toistettavuusarvoihin vaikuttaa mittauksessa käytetty tukipinnan koko ja eri aistijärjestelmistä saatava palautteen määrä. Esimerkiksi perusasennossa jalat 30 asteen kulmassa seistessä suoritettujen testien ICC- arvot olivat paremmat silmät kiinni kuin silmät auki suoritettuna. (Bauer ym. 2008.). Myös Sharpened Rombergin testissä, koehenkilöiltä joilla oli diagnosoitu keskeinen neurologinen toimintahäiriö, silmät kiinni suoritettujen testien ICC- arvot olivat korkeammat kuin silmät auki suoritettujen (Kammerlind ym. 2005). Voimalevyillä mitattuun tasapainon mittaustarkkuuteen voi vaikuttaa myös mittausajankohta; mm. Jorgensen ym. (2012) havaitsivat tutkimuksessaan, että iäkkäiden tasapainomittauksissa oli eniten vaihtelua iltapäivällä suoritettujen mittaustulosten välillä. Iltapäivällä, kello 12:30 ja 16:00, mitatuista

tasapainomuuttujista kasvoi esimerkiksi huojunnan kokonaispinta-ala 17,1 % ja huojunnan nopeus 15,8 %.

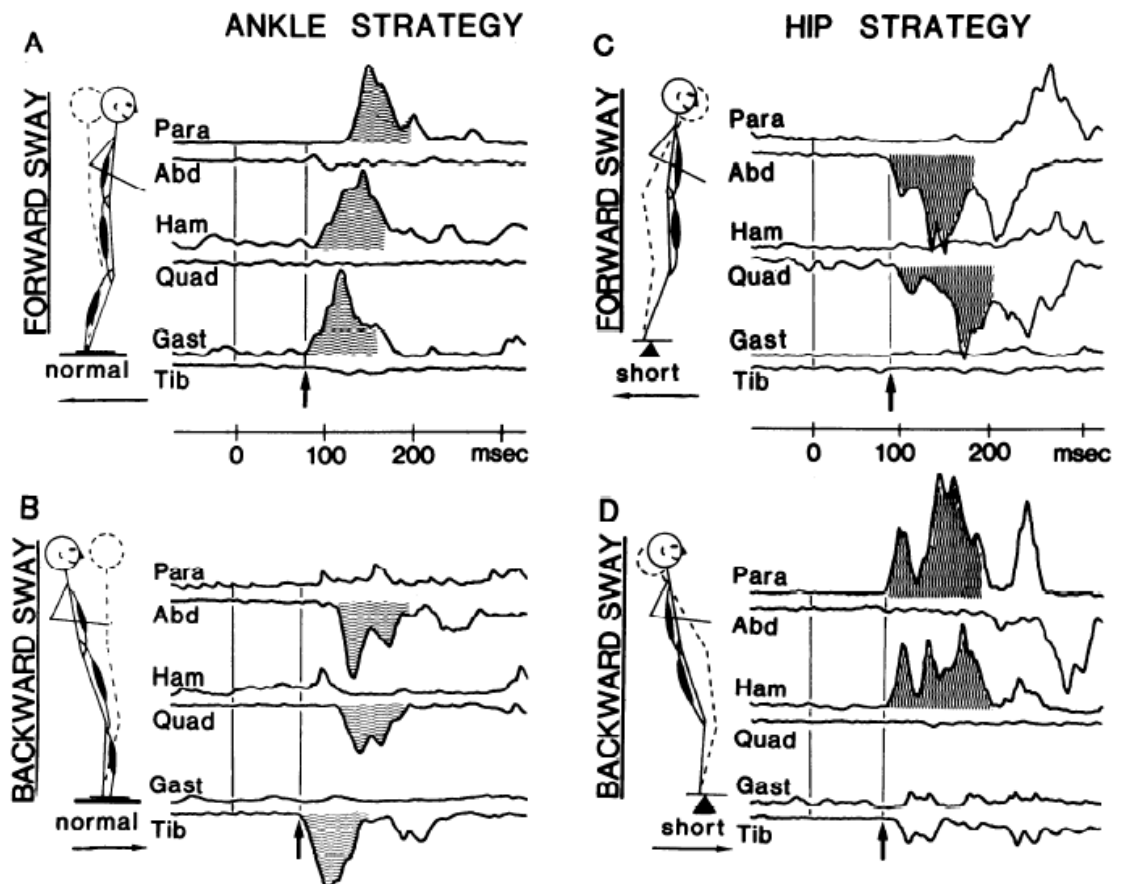
Yhden jalan seisonta testille on raportoitu korkeita toistettavuusarvoja testiohjeiden vaihtelevuudesta huolimatta. Esimerkiksi Haupstein ja Goldie (2000) ilmoitti yhden jalan seisonta testin mittaajien väliseksi (inter-rater) ICC- arvoksi 0,81 ja 0,82 sekä saman mittaajan (intra-rater) ICC- arvoksi 0,88. Tutkimuksessa selvitettiin, tulkitsevatko fysioterapeutit yhden jalan seisonta testin suoritukset yhdenmukaisesti. Yhden jalan seisonta testiä käytetään paljon ikääntyneiden pystyasennon hallinnan selvittämisessä ja sen perusteella arvioidaan testattavan kaatumisriskiä ja toimintakykyä (Kejonen 2002; Curb ym. 2006). Testin toistettavuus on todettu kohtuulliseksi myös nuorilla testattavilla, Muehlbauer ym. (2011) tutkivat yhden jalan seisonta testin luotettavuutta 39 terveellä 20-30-vuotiaalla henkilöllä, joista miehiä oli 17 ja naisia 22. He saivat testin ICC- arvoksi 0,75 (intra-rater) maksimisuoritusajan ollessa 30 sekuntia.

6.5 Dynaamisen tasapainon mittaaminen

Dynaamisen tasapainon mittaamiseen on useita eri testejä ja dynaamisen tasapainon arviointi sisältyy usein funktionaalisiin testeihin. Testisarjoissa dynaamisen tasapainon mittaaminen on tosin vain osa koko testikokonaisuutta. Tyypillisiä dynaamisia tasapainotestejä ovat erilaiset ratatestit, joissa mitataan testattavan nopeutta ja virheiden lukumäärää. Koska dynaaminen tasapaino on tasapainon hallitsemista liikkeen aikana, dynaamisen tasapainon mittaamiseen soveltuvat mittaustarkkuudeltaan parhaiten voimalevyillä ja kiihtyvyyssantureilla toteutetut testit (Kejonen 2002).

Dynaamista tasapainoa on tutkittu usein liikuttamalla tukipintana olevaa voimalevyä tai aiheuttamalla muutoin ulkoinen häiriö tasapainon horjuttamiseksi. Tällöin mittauksiin yhdistetään usein myös lihasaktiivisuuden mittaaminen, jolloin saadaan tietoa muun muassa mitä asennonhallintastrategiaa testattava käyttää voimakkuuksiltaan erilaisissa häiriötilanteissa. Runge ym. (1999) tutkivat käytetäänkö nilkka- ja lonkkastrategiaa

erillisinä strategioina tasapainon korjaamiseen taaksepäin suuntautuvan häiriön aikana. Tutkimuksessa testattavat seisoivat voimalevynpäällä silmät kiinni ja voimalevyn nopeutta kasvatettiin portaittain. Tutkimuksen johtopäätöksenä todettiin lihasten aktiivisuuden ja lonkkastrategian käytön olevan voimakkaampaa nopeammilla häiriöillä kuin hitailla häiriöillä. Tutkimuksessa ei havaittu puhdasta lonkkastrategiaa, vaan lonkkastrategian todettiin toimivan jatkumona nilkkastrategialle. Horak ja Nashner (1986) havaitsivat myös liikkuvalla voimalevyllä tehdyn tutkimuksensa perusteella, että lonkkastrategiaa käytetään eteen- tai taaksepäin suuntautuvan häiriön ollessa nopea. Voimalevyn liikenopeus oli 13 cm/s. He mittasivat tutkittavien lihasaktiivisuudet häiriöiden aikana kaksoiskantalihaksesta, etummaisesta säärilihaksesta, etu- ja takareidestä, selän ojentajalihaksista ja suorista vatsalihaksista. Tulokset osittivat, että eteenpäin suuntautuvan häiriön latenssiajan keskiarvo oli 74- 102 ms kaksoiskantalihaksessa. Vastaavasti taaksepäin suuntautuvan häiriön latenssiajan keskiarvo oli 73- 110 ms etummaisessa säärilihaksessa. Kuvassa 2. on esitetty nilkka- ja lonkkastrategiassa käytettyjen lihasten aktivoituminen eteen ja taaksepäin suuntautuvien horjahdusten aikana.



KUVA 2. Nilkka- ja lonkkastrategiassa aktivoituvat lihakset eteen ja taaksepäin suuntautuvan horjahduksen aikana. Kuvassa A on esitetty nilkkastrategia eteenpäin ja kuvassa B nilkkastrategia taaksepäin. Kuvassa C on esitetty lonkkastrategia eteenpäin ja kuvassa D lonkkastrategia taaksepäin. Para= lannerangan paraspinaaliset lihakset/ selkälihakset, Abd= suorat vatsalihakset, Ham= hamstring-lihakset/ takareiden lihakset, Quad= suorareisilihas, Gast= kaksoiskantalihas, Tib= etummainen säärihhas. (Horak & Nashner, 1986.)

Weaver ja Tokuno (2013) tutkivat eteen ja taaksepäin liikkuvan voimalevyn avulla kuinka tieto tukikaiteen paikasta vaikuttaa tasapainon hallinnassa käytettäviin käsivarren reaktioihin. Tutkittaville toteutettiin kaksi mittausta. Toisessa tukikaiteen sijainti, voimalevyn vasemmalla tai oikealla puolella, kerrottiin tutkittaville ja vastaavasti toisessa mittauksessa tutkittavat eivät tieneet tukikaiteen paikkaa. Näköaistin käyttö eliminoitiin

suojalaseilla molemmissa mittauksissa. Tutkittavien tuli tarttua mahdollisimman nopeasti tukikaiteeseen säilyttääkseen tasapainonsa. Tutkittavat reagoivat tasapainon menetykseen tarttumalla tukikaiteeseen 7 ms ($p=0,020$) nopeammin, kun tukikaiteen sijainti oli tiedossa. Näin ollen ennakointi oli havaittavissa suurempana lihasten EMG- aktiivisuutena ja 19 % aikaisempaa käden liikkeenä kun tukikaiteen sijainti oli tiedossa verrattuna päinvastaiseen tilanteeseen.

Tokuno ym. (2008) tutkivat kolmipäisen pohjelihaksen toimintaa ja sen kontrollointia asentohuojunnassa stimuloimalla jalkapohjaa hermottavaa Tibialis posterior- hermoa. EMG-aktiivisuudet mitattiin leveästä kantalihaksesta ja kaksoiskantalihaksesta. He toteuttivat tutkimuksen käyttämällä kahta eriliasta protokollaa, joissa kehon tasapainon muutokset mitattiin voimalevyllä. Tutkimuksessa havaittiin suurempi H-refleksin amplitudi kolmipäisessä pohjelihaksessa eteenpäin tapahtuvan huojunnan aikana verrattuna taaksepäin tapahtuvaan huojuntaan. Tokuno (2007) totesi väitöskirjassaan, että tasapaino voidaan säilyttää horjutuksen aikana, jos kehon vasemman ja oikean puolen lihakset supistuvat yhtäaikaaisesti. Eli jos toinen pohjelihas venyy ja saman raajan polven ja lonkan lihakset samanaikaisesti supistuvat, on tasapainon säilyttämiseksi supistuttava myös kehon toisen raajan vastaavien lihasten. Jos toisen raajan vastaavat lihakset eivät supistuisi, tasapaino todennäköisesti menetettäisiin.

EMG mittausten ohella on myös tutkittu lihasten väsymisen vaikutusta tasapainon hallintaan. Adlerton ym. (2003) selvittivät väsytyksen aiheuttamia muutoksia asennonhallintastrategioihin yhden jalan seisonatestin aikana. Mittaukset suoritettiin voimalevyllä ja kiihtyvyyssanturilla. He totesivat pohjelihaksiin kohdistuvan väsytyksen lisäävän huojunnan pinta-alaa. Tutkimuksen kiihtyvyyssanturin ja voimalevyn mittaustuloksista eteen-taakse suuntaan kohdistuva vartalon kiihtyvyys ja COP:n liikelaajuus korreloivat keskenään merkitsevästi.

Rankin ym. (2000) tutkivat kuinka kognitiivisen tehtävän suorittaminen vaikuttaa hermo-
lihasjärjestelmän vastetoimintaan dynaamisen tasapainotestin aikana nuorilla ja iäkkäillä

henkilöillä. Tutkittavat seisoivat voimalevyllä, mikä oli ohjelmoitu aiheuttamaan eteen ja taakse suuntaan kohdistuvan häiriön. Häiriöliikkeiden amplitudi oli 15 cm ja häiriön nopeus oli nuorilla tutkittavilla 20- 70 cm/s ja iäkkäillä tutkittavilla 15- 60 cm/s. Kuuden häiriön aikana mitattiin EMG- aktiivisuudet ja kolmen häiriön aikana tutkittavien tuli suorittaa matemaattinen tehtävä. Tulokset osoittivat, että latenssiaika tasapainoa ylläpitävissä lihaksissa ei muuttunut matemaattisen tehtävän aikana verrattuna suoritukseen, jossa aiheutettiin vain häiriö. Häiriön nopeus vaikutti tasapainoa ylläpitävien lihasten toimintaan merkitsevästi matemaattisen tehtävän sisältävissä suorituksissa. EMG- aktiivisuus oli kaksoiskantalihaksessa ja etummaisessa säärilihaksessa pienempi suorituksissa, joissa testattavien tuli suorittaa matemaattinen tehtävä verrattuna suoritukseen, joissa aiheutettiin vain eteen tai taaksepäin suuntautuva häiriö. EMG- aktiivisuudet oli havaittavissa 350- 500 ms kuluttua häiriön alettua kaksoiskantalihaksessa ja 150- 500 ms kuluttua etummaisessa säärilihaksessa. Iäkkäiden ja nuorten tuloksissa merkittävin ero oli lihasten reagointiajassa, mikä oli iäkkäillä merkittävästi hitaampaa kuin nuorilla tutkittavilla. Eli yhtäaikainen matemaattisen tehtävän suorittaminen ja häiriöön reagoiminen heikensi tasapainon ylläpitämiseen kohdistettua kapasiteettia.

6.5.1 Voimalevyllä suoritettujen dynaamisten tasapainotestien luotettavuus ja toistettavuus

Voimalevymittaukset ilmentävät luotettavasti painekeskisteessä, COP, tapahtuvia muutoksia. Lähes poikkeuksetta voimalevyllä mitattujen vaakavoimien ja COP:n mittaustulosten on todettu korreloivan merkitsevästi (Karlsson & Frykberg 2000). Voimalevyllä mitatuista muuttujista vauhtimomentin on todettu olevan ICC- arvoltaan luotettavin mittauksen kohde tutkittavien keski-ikänsä ollessa 60 vuotta. Salavati ym. (2009) raportoivat voimalevyllä mitatun huojunnan keskinopeuden yhdeksi luotettavimmista parametreista tutkittaessa asentohuojuntaa kiinteällä alustalla. Lafond ym. (2004) tutkivat terveiden 60 vuotiaiden asentohuojunnan toistettavuutta voimalevyllä ja he raportoivat kahden 120 sekuntia kestävästä mittauksesta keskiarvojen ICC- arvoksi 0,90. Mittausten toistettavuus raportoitiin paremmaksi testiajan ollessa 120 sekuntia kuin 30 sekuntia.

Tutkimuksessa riitti kaksi mittausta COP:n keskinopeuden osalta luotettavan tuloksen saamiseksi. Vastaavanlaisessa tutkimuksessa Coriveau ym. (2000) totesi neljän mittauskerran riittävän luotettavaan tulokseen asennon vakaudesta kertovan COP-COM-muuttujan osalta, kun testi toteutettiin kahdella voimalevyllä.

Du Pasquier ym. (2003) tutkivat voimalevyllä terveiden keski-ikäisten 55-vuotiaiden tasapainoa normaalissa seisonta-asennossa silmät auki ja kiinni. Testattavia oli 50, joista 11 testattiin uudelleen tasapainotestin Test-retest reliabiliteetin analysoimiseksi. Näiden kahden eri mittauskerran perusteella kyseisen asentohuojuntatestin luotettavuus oli 79 %. Ikääntymisen seurauksena asentohuojunnan pinta-alan kasvua erotteli parhaiten eteen taakse suuntaan mitattu nopeusmuuttuja. Silmien sulkeminen lisäsi tulosten varianssia. Hirvonen ym. (2002) tutkivat visuaaliseen palautteeseen perustuvan dynaamisen tasapainotestin toistettavuutta 23 tutkittavalla. Tutkittavien tuli dynaamisten painosiirtojen avulla liikuttaa heidän painopistettään tietokoneen ohjeiden mukaan. Liikkeistä analysoitiin virheettömyys, nopeus ja puolierot. Kaikkien muuttujien intraclass korrelaatiokertoimet olivat merkitseviä, 0,93- 0,96 ($p < 0,01$).

6.6 Funktionaaliset tasapainotestit

Funktionaaliset tasapainotestit sisältävät osion tai osioita, joissa mitataan testattavan dynaamista tasapainoa. Dynaamisen tasapainon ohella funktionaaliset testit kertovat mm. testattavan toimintakyvystä, liikkuvuudesta ja ketteryydestä (Shumway-Cook ym. 2000). Esimerkiksi toiminnallinen tasapainotesti kertoo edellä mainituista ominaisuuksista. Toiminnallisessa tasapainotestissä kävellään etu- ja takaperin lankkua pitkin mahdollisimman nopeasti ja virheettömästi. Testin on todettu soveltuvan hyvin työikäisten motorisen suorituskyvyn arviointiin ja heikon testituloksen on todettu ilmentävän itsearvioitun työkyvyn ja fyysisen työkyvyn heikkenemistä. Testi on näiltä osin todettu myös validiksi. Testi on saanut toistettavuustutkimuksissa korkeita pysyvyys- ja toistettavuusarvoja. Esimerkiksi Punakallio (2004) tutki toiminnallisen tasapainotestin reliabiliteettia suorittamalla testin palomiehille kuusi kertaa kahden kuukauden välein,

jolloin testin ICC- arvoksi saatiin 0,83- 0,92. Vastaavasti viikon intervallijakson aikana kahden mittauksen välinen test-retest reliabiliteetti oli 0,77.

Funktionaalisia tasapainotestejä pidetään yleisesti suhteellisen luotettavina ja toistettavina testeinä terveillä tutkittavilla. Näin totesivat muun muassa Busse & Tyson (2007), jotka selvittivät mitkä tekijät vaikuttavat suoriutumiseen funktionaalisissa tasapainotesteissä. He selvittivät kahdeksalla eri testiä sisältävällä sarjalla tutkimuskertojen välistä toistettavuutta (test-retest reliability) ja mittausvirhettä. Käytettävät testit muodostuivat funktionaalista tasapaino ja liikkuvuutta mittaavista testeistä; istualtaan käden nostaminen ylös, istualtaan kurkotus eteenpäin, seisten käden nostaminen ylös, seisten eteenpäin kurkotus, painonsiirto testi, 5 metrin ajastettu kävely testi, taputus testi ja askellustesti. Tutkimukseen osallistui 40 iältään 20- 59-vuotiasta henkilöä, jotka jaettiin iän mukaan neljään eri ryhmään. Tulosten mukaan painoindeksi (BMI) ei korreloinut minkään suoritetun testin kanssa. Vastaavasti ikä, sukupuoli ja fyysinen aktiivisuus korreloivat positiivisesti taputus- ja askellustestin kanssa. Ikä korreloi istualtaan ja seisten suoritetun käsien ylös nostamistestin kanssa. Sukupuoli korreloi istualtaan ja seisten suoritetun eteenpäin kurkotustestin kanssa ja vastaavasti fyysinen aktiivisuus korreloi istualtaan käsien ylösnostamistestin kanssa sekä painonsiirtotestin kanssa. Testien toistettavuudet osoittautuivat korkeiksi, test-retest reliability ICC vaihteli välillä 0,77- 0,94.

Gil ym. (2011) tutkivat korreloivatko voimalevyllä mitatut tasapainomuuttujat kahden funktionaalisen tasapainotestin kanssa iäkkäillä tutkittavilla. Tutkimukseen osallistui 124 keski-ikänsä 69-vuotiasta vanhusta, jotka suorittivat yhden jalan seisonatetestin, Time öUP & GOö ötestin kiertämällä kaksi kartiota ja tasapainotestin voimalevyllä. Korrelaatio voimalevyllä mitattujen tasapainomuuttujien ja kahden funktionaalisen tasapainotestin välillä oli heikko vaihdellen -0,28 ja 0,20 välillä. Merkittävimmät korrelaatiot löytyivät yhden jalan seisonatetestin aikatuloksen ja voimalevy muuttujien kokonaishuojunnan pinta-alan, huojunnan keskinopeuden ja huojunnan frekvenssin väliltä. Korrelaatiot jäivät tutkimuksessa pieniksi ja siten johtopäätöksenä todettiin, että funktionaalisia testejä tulisi käyttää hyvin suunnitelmallisesti iäkkäiden tasapainon tutkimiseen.

6.6.1 Kahdeksikkojuoksutesti ja takaperin kävelytesti

Ratatesteistä perinteisiä dynaamisen tasapainon mittaamiseen soveltuvia testejä ovat muun muassa kahdeksikkojuoksu ja takaperin kävely. Molemmista testiä suoritetaan kolme kertaa ja paras aika on testattavan lopullinen tulos. Takaperin kävelyssä rekisteröidään ajan lisäksi suorituksen aikana tehdyt virheet. Kahdeksikkojuoksussa testattava juoksee kahdeksikon muotoisen radan, mikä on merkattu keiloilla, joiden etäisyys toisistaan on 10 metriä. (Rinne ym. 2006.) Kahdeksikko juoksutesti mittaa dynaamisen tasapainon ohella ketteryyttä ja se on sisällytetty yhdeksi testiksi UKK-instituution öKuntoa terveydeksi: Aikuisten ALPHA-FIT terveystestit 18- 69-vuotiaille testiohjelmaan (Suni ym. 2010). Vartiainen ym. (2006) totesivat kahdeksikkojuoksutestin mittaajien sisäisen toistettavuuden hyväksi terveillä mieskoehenkilöillä, kun ICC- arvo oli 0,87 ja vastaavasti traumaattisen aivovaurion saaneilla miehillä kahdeksikkojuoksutestin sisäinen ICC- arvo oli jopa 0,97.

Takaperin kävelytesti tunnetaan kirjallisuudessa paremmin tandem-kävelytestinä ja se voidaan suorittaa etu- ja takaperin. Testissä testattava kävelee mahdollisimman nopeasti ja virheettömästi kuuden metrin matkan, mikä on merkitty maahan viivalla. Kävely on suoritettava tandem-tyylillä eli takimmaisesta jalan varpaiden on osuttava etummaisesta jalan kantapäähän. Testi suoritetaan kolme kertaa ja paras aika on testattavan lopullinen tulos. (Vartiainen ym. 2006.) Vartiainen ym. (2006) raportoivat takaperin kävelytestin mittaajien sisäiseksi (intra-rater) ICC- arvoksi 0,80, kun testi suoritettiin traumaattisen aivovaurion saaneille miehille. Samassa tutkimuksessa vastaava ICC- arvo oli terveillä miehillä 0,71. Tutkimuksessa analysoitiin myös etuperin suoritettavan tandemkävelyn toistettavuutta, jossa ICC- arvo oli aivovaurion saaneilla miehillä 0,84 ja terveillä miehillä 0,68.

6.6.2 Dynamic Gait Index

Dynamic Gait Index eli DGI testistö koostuu kahdeksasta osiosta, joiden avulla arvioidaan testattavan dynaamista tasapainoa kävelyn aikana. DGI testiä on käytetty muun muassa kaatumisriskin ennustamiseen. Testin kahdeksan osiota seuraavat toisiaan testin kuuden

metrin mittaisen radan varrella. Testattavan tulos määräytyy osioista saatujen pisteiden mukaan, joissa arvioidaan testattavan suoriutumista normaalista kävelystä, kävelynopeuden muuttamisesta, pään kääntämisestä horisontaaliseen ja vertikaaliseen suuntaan kävelyn aikana, käänöksistä, esteiden ylittämisestä ja kiertämisestä ja portaiden nousemisesta. (Tuurihalme ym. 2008; Shumway-Cook & Woollacott 2010, 172.).

6.6.3 Time öUP & GOö -testi

Time öUP & Goö- testi (TUG) ja Bergin tasapainotesti ovat tunnettuja funktionaalisia testejä. Molemmat testit on suunnattu mittaamaan iäkkäiden henkilöiden tasapainoa ja toimintakykyä. Time öUP & Goö- testissä mitataan minkä aikaa testattavalta kuluu nousta ylös tuolista ja kävellä kolmen metrin päässä olevalle merkille, jossa hän kääntyy ympäri ja kävelee takaisin tuolille ja istuu siihen. Suoritusajan on todettu korreloivan voimakkaasti toimintakyvyn kanssa. TUG- testin on todettu olevan herkkä ja spesifinen mittari iäkkäiden kaatumisriskiä arvioitaessa. (Shumway-Cook ym. 2000; Steffen ym. 2000.).

Shumway-Cook ym. (2000) tutkivat TUG- testin herkkyyttä ja spesifisyyttä palvelukodissa asuvilla, keski-ikältään 78 ja 86,2-vuotiailla, vanhuksilla ja he totesivat testin korrelaatiokertoimeksi $r = 0,97$, herkkyydeksi 87 % ja spesifisyydeksi 87 %. Steffen ym. (2000) käyttivät myös TUG- testiä iäkkäiden palvelukodissa asuvien 61- 89-vuotiaiden testaamiseen. He saivat testin (intra-rater) ICC- arvoksi 0,97. Lisäksi mitä pidempi on testin suoriutumisaika, sitä korkeammaksi on osoitettu testattavan kaatumisriski. Esimerkiksi 14 sekuntia ja enemmän testiin käyttäneiden kaatumisriski oli jo 83 %. Testin on todettu korreloivan hyvin mm. Bergin ja Tinettin tasapainotestien kanssa. (Shumway-Cook ym. 2000.).

6.6.4 Bergin tasapainotesti (Berg Balance Scale, BBS)

Bergin tasapainotesti koostuu 14 eri testiosasta, mitkä mittaavat testattavan tasapainon hallintaa asteittain vaativammiksi muuttuvissa tilanteissa. Jokaisesta osiosta annetaan pisteitä 0- 4 suoriutumisen mukaan. Suorituksesta saa nolla pistettä, jos testattava ei suoriudu osiosta lainkaan tai tarvitsee sen suorittamiseen avustajaa. Vastaavasti suorituksesta saa 4 pistettä, jos testattava suoriutuu testistä vaatimusten mukaisesti. Näin ollen testin korkein pistemäärä on 56. (Shumway-Cook ym. 2000; Paltamaa 2004.). Pistemäärän perusteella on laadittu kolme viitearvoluokkaa sen perusteella käyttäkö testattava suorituksessa apuvälinettä: 0- 20 pistettä, pyörätuolin kanssa, kertoo testattavan tasapainon hallinnan olevan heikko, 21- 40 pistettä, avustaja ja/tai apuvälineen kanssa, kuvaa tasapainon hallinnan olevan kohtalainen ja 41- 56 pistettä, itsenäisesti suoritettu testi, kuvaa tasapainon hallinnan olevan hyvä. Pistemäärällä pystytään ennustamaan testattavan kaatumisriskiä, jos kokonaispistemäärä jää alle 45 kaatumisriski on huomattava. Testiliikkeistä viisi eri osasuoritusta testaa tasapainon hallintaa asteittain pienenevällä tukipinta-alalla, viisi osasuoritusta asennosta toiseen siirryttäessä, kolme osasuoritusta siirrettäessä painopiste tukipinnan reunoille ja yksi osasuorituksesta mittaa näkökyvyn vaikutusta tasapainon hallintaan. (Paltamaa 2004.).

Bergin tasapainotestin toistettavuus on todettu korkeaksi. Downs ym. (2013) tutkivat eri tutkimuksissa saatujen Bergin tasapainotestin toistettavuustuloksia ja he totesivat meta-analyysissään testin suhteelliseksi mittaajan sisäiseksi, ICC (intra-rater), toistettavuudeksi 0,98 ja suhteelliseksi mittaajien väliseksi, ICC (inter-rater), toistettavuudeksi 0,97. Karlsson & Frykberg (2000) selvittivät korreloiko voimalevyllä tehdyt tasapainomittaukset Bergin tasapainotestin tulosten kanssa vertaamalla näiden kahden testituloksia keskenään. Koehenkilöinä oli 20 kuntoutuksessa olevaa aivohalvauspotilasta. He totesivat Bergin tasapainotestin staattisen osasuorituksen korreloivan voimalevyllä mitatun huojunnan nopeuden keskihajonnan kanssa, kun korrelaatiokerroin oli $r = -0,6$ $p < (0,01)$. Hayes & Johnson (2003) raportoivat myös Bergin tasapainotestin mittaajan sisäiseksi ICC- arvoksi 0,97- 0,99 ja mittaajien väliseksi ICC- arvoksi 0,98.

6.6.5 Tinettin tasapainotesti, Tinetti Performance-oriented mobility assessment, POMA

Tinettin tasapainotestissä testataan tasapainoa ja arvioidaan testattavan kävelyominaisuuksia. Kuten muistakin tasapainotesteistä, myös tästä testistä on tehty erilaisia muunnelmia. Alkuperäinen testi sisältää 13 tasapainotehtävää ja 9 havainnointikohdetta, mitkä arvioidaan kävelyn aikana. Testistä on käytetty yleisesti versiota, mikä sisältää 9 tasapainotehtävää ja kävelyosion, mitä arvioidaan 7 havainnointikriteerin mukaan. Tasapainotehtävissä testataan tasapainoa muun muassa testattavan noustessa, tukipinta-alan muuttuessa ja kuinka testattava reagoi ulkoiseen horjutukseen ja onnistuuko testattava poimimaan pienen esineen lattialta. Kävelyssä kiinnitetään huomiota muun muassa askelten jatkuvuuteen, askelten pituuteen ja korkeuteen sekä kehon vakauteen kävelyn aikana. (Hayes & Johnson 2003.). Tinettin testin toistettavuus vaihtelee käytetyn version mukaan, mutta esimerkiksi tasapaino-osion Cohenin kappa, kuvaa testin yhteneväisyyttä tutkijoiden välillä, on vaihdellut 0,40- 0,75 välillä eli kohtalaisesta hyvään. Tinettin tasapaino-osiolla on todettu olevan korkea korrelaatio (0,91) Bergin tasapainotestin kanssa. (Hayes & Johnson 2003; Valkeinen ym. 2014.).

6.6.6 Lyhyt fyysisen suorituskyvyn testistö, Short Physical Performance Battery (SPPB), ja Guralnikin tasapainotesti

Short Physical Performance Battery (SPPB) on iäkkäiden henkilöiden tasapainon ja liikkumiskyvyn arviointiin laadittu testistö. Testistö koostuu Guralnikin tasapainotestistä, neljän metrin kävelynopeuden testistä ja tuolilta ylösnousu- testistä. Kävelyosiossa testattavan tulee kävellä neljän metrin matka omaa kävelyvauhtia ja suorituksesta mitataan aika. Tuolilta ylösnousu- testissä testattava nousee tuolilta seisomaan viisi kertaa mahdollisimman nopeasti pitäen kädet ristissä rintakehän päällä ja suorituksesta mitataan aika. Jokaisesta testiosiesta annetaan testattavalle pisteitä, minkä mukaan hänen toimintakykyä ja tasapainoaan arvioidaan. (Pajala 2016, Guralnik ym. 1994.).

Guralnikin tasapainotesti on suunniteltu iäkkäiden yli 70-vuotiaiden henkilöiden tasapainon arviointiin. Testiä voidaan käyttää SPPB testin ohella myös itsenäisesti. Testissä mitataan yhden jalan seisoa testin tapaan pystyasennon hallintaa kolmessa eri testiasennossa; semitandem-, jalat rinnakkain- ja tandem- asennossa. Testin suorittamisen edellytyksenä on, että testattava pystyy seisomaan ilman apuvälinettä. Testiasennossa tulisi pysyä 10 sekuntia, minkä jälkeen siirytään seuraavaan testiasentoon. Testi aloitetaan semitandem- asennosta, jos testattava pystyy säilyttämään asennon 10 sekunnin ajan, suoritetaan testi tämän jälkeen testi tandem-asennossa. Jos testattava ei pysy semitandem-asennossa 10 sekuntia, hänelle suoritetaan jalat rinnakkain -testi. (Pajala 2016, Guralnik ym. 1994.).

7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää dynaamisen tasapainotestin toistettavuutta ja validiutta, kun mittausvälineenä toimi eteen-taakse suuntaan liikkuva portaittain kiihtyvyyttä ja nopeutta kasvattava voimalevy. Tutkimuksella selvitettiin pystyykö dynaamisella tasapainotestillä mittaamaan toistettavasti tutkittavien dynaamista tasapainoa. Lisäksi selvitettiin tukevatko Modifioidun Rombergin ja Toiminnallisen tasapainotestin mittaustulokset Dynaamisen tasapainotestin validiteettia.

Tutkimuskysymykset olivat:

1. Onko Dynaaminen tasapainotesti toistettava?
2. Kuinka monta sarjaa ja toistoa on mitattava, jotta Dynaamisen tasapainotestin tulos on luotettava?
3. Korreloivatko dynaamisen tasapainotestin, Modifioidun Rombergin ja Toiminnallisen tasapainotestin tulokset keskenään?

Dynaamisen tasapainotestin pitäisi korreloida Modifioidun Rombergin tasapainotestin ja Toiminnallisen tasapainotestin kanssa, jotta Dynaaminen tasapainotesti olisi validi. Modifioitu Rombergin tasapainotesti ja Toiminnallinen tasapainotesti valittiin validoinnin vertailukohteiksi, koska kirjallisuuden mukaan testit ovat olleet toistettavissa. Modifioitu Rombergin tasapainotesti mitattiin voimalevyllä, millä saadaan mitattua luotettavasti asentohuojuntaa (Era ym. 2006; Punakallio 2004; Steffen 2012; Du Pasquier ym. 2003). Modifioiduin Rombergin testissä pystyttiin mittaamaan tutkittavien asentohuojunta samassa testiasennossa, mitä käytettiin Dynaamisessa tasapainotestissä. Koska staattisen ja dynaamisen tasapainon kontrolloinnista huolehtivat samat säätelyjärjestelmät ja staattinen

tasapaino on edellytys dynaamiselle tasapainolle, päädyttiin käyttämään Modifioitua Rombergin tasapainotestiä. Modifioitu Rombergin testi sisältää samat testiasennot, mitkä sisältyvät mm. lyhyen fyysisen suorituskyvyn testistöön (SPPB). SPPB testistö on todettu validiksi mm. Guralnik ym. 1994 ja toistettavaksi mm. Ostir ym. 2002 tutkimuksissa. SPPB testistöä ei haluttu kuitenkaan käyttää sellaisenaan, sillä sen kaikki osatestit eivät olisi palvelleet tämän tutkimuksen nuorta tutkimusjoukkoa. Lisäksi eteen-taakse suuntautuvan huojunnan on todettu kasvavan niin staattisen testin testiasennon haasteellisuuden kuin dynaamisen testin liikkuvan alustan nopeuden ja kiihtyvyyden kasvaessa (Rogind ym. 2003; Hwang ym. 2009). Itse vomalevy on todettu validiksi mittausvälineeksi, minkä mittaustarkkuus pystytään vakioimaan säännöllisellä kalibroinnilla. Lisäksi voimalevyillä toteutettava COP- mittaus on täyttänyt kultaisen standardin kriteerit, joten oli luontevaa valita vertailutestiksi testi, minkä voi suorittaa voimalevyllä ja minkä tulokset perustuvat COP:n muutoksiin. (Hrysomallis 2001.).

Dynaaminen tasapainotesti oletetaan toistettavaksi perusterveillä nuorilla tutkittavilla perustuen saman aihepiirin tutkimuksiin mm. Karlsson & Frykberg 2000, Weaver & Tokuno 2013, Tokuno 2007 ja Runge ym. 1999. Oppimisella, ennakoivalla ja reaktiivisella kontrolloinnilla voi tosin olla metkittävä vaikutus testin toistettavuuteen ja vaadittavaan toistomäärään, siten testin luotettavan tuloksen saaminen vaatii todennäköisesti useamman sarjan mittaamista.

TIME ja MAX tulosten perusteella voidaan arvioida kuinka tehokas tasapainon korjaus on ollut; muuttujien tulosten ollessa pieniä tasapainon korjaus on ollut tehokasta, vastaavasti suuret tulosarvot kertovat heikommasta reagointikyvystä ja siten heikommasta tasapainon korjauksesta. Näin ollen kyseisten muuttujien voisi olettaa korreloivan erityisesti Modifioitun Rombergin huojunnan nopeuden keskihajonnan kanssa, mikä kuvaa vastaavalla tavalla tutkittavan kyvyä hallita tasapainoa testin aikana. POST muuttujan mittaushetki on taas lähimpänä hetkeä, jolloin tutkittavan tasapaino on vakaassa staattisessa seisonta-asennossa, joten kyseisen muuttujan voisi olettaa korreloivan hyvin Modifioitun Rombergin staattisten testiasentojen kanssa. SUM muuttuja kertoo koko tasapainon

korjauksesta, joten periaatteessa se voisi korreloida kaikkien Modifioidun Rombergin testin muuttujien kanssa.

Toiminnallinen tasapainotesti on todettu toistettavuuden lisäksi validiksi tasapainotestiksi tasapainon hallintaa tutkittaessa (Punakallio 2004; Punakallio 2003; Pohjonen 2003). Sujuva Toiminnallisesta testistä suoriutuminen on rinnastettavissa muun muassa Dynaamisen tasapainotestin maksimipoikkeamaan kuluneeseen aikaan, sillä molemmissa testeissä nopeampi aika ilmentää parempaa tasapainon hallintaa. Dynaamisen tasapainotestin TIME muuttujan ja Toiminnallisen tasapainotestin suoritusajan oletetaan korreloivan keskenään.

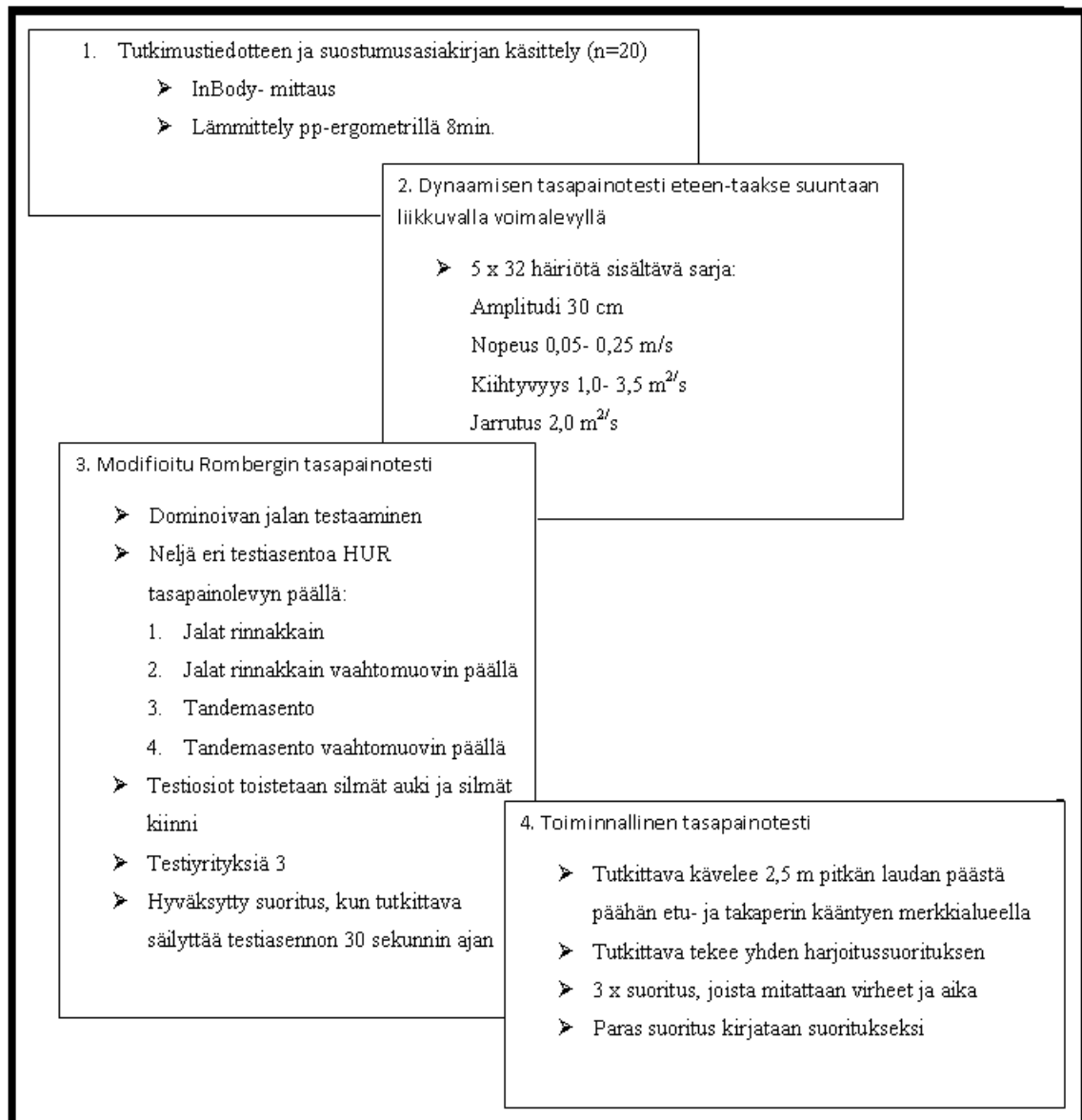
8 MENETELMÄT

Tutkimukseen osallistui 20 perustervettä henkilöä, joista puolet oli miehiä ja puolet naisia. Tutkittavat olivat iältään 18- 40-vuotiaita ja koko tutkittavan joukon keski-ikä oli 28,6 (SD 6,3), keskiarvo pituus oli 173,2 cm (SD 9,1), keskiarvo paino oli 70,8 kg (SD 10,0) ja painoindeksi (BMI) oli 23,5 (SD 2,2). Tutkimukseen osallistuneen 10 miehen keski-ikä oli 27 (SD 5,8), keskiarvo pituus oli 180,5 cm (SD 5,3), keskiarvo paino oli 76,8 kg (SD 6,5) ja BMI oli 23,5 (SD 1,7). Vastaavasti 10 naisen keski-ikä oli 30,3 (SD 6,4), keskiarvo pituus oli 165,9 cm (SD 4,9), keskiarvo paino oli 64,93 kg (SD 9,3) ja BMI oli 23,5 (SD 2,7).

Tutkimukseen osallistumisen edellytyksenä oli, että tutkittavalla ei ole todettu tasapainoon vaikuttavia sairauksia tai tuki- ja liikuntaelinsairauksia. Tutkimuksesta tiedotettiin Internetin keskustelupalstoilla, sosiaalisessa mediassa ja kirjallisesti Vuokatin urheiluopiston toimitaloissa. Ilmoittautumiset otettiin vastaan sähköpostitse ja puhelimitse. Ilmoittautuneille lähetettiin tutkimuksesta tiedote sähköpostitse.

8.1 Tutkimusprotokolla ja mittausten toteutus

Mittaukset suoritettiin 11.- 16.12.2015 välisellä ajalla Vuokatin Snowpoliksessa Jyväskylän Yliopiston biomekaniikan laboratoriotiloissa. Mittaukset olivat kertaluotoiset ja jokaisen tutkittavan mittaamiseen oli varattu aikaa 2,5 tuntia. Ennen uuden tutkittavan mittaamista mittalaitteiden asetukset tarkastettiin ja HUR Balance Platform BT4 alusta sekä dynaaminen tasapainolaite kalibroitiin. Tutkimuksen kulku on esitetty kuvassa 3. Tutkimus toteutettiin eettisten periaatteiden mukaan ja siten kaikki tutkimukseen osallistuneet olivat vapaaehtoisia ja saivat halutessaan keskeyttää tutkimuksen missä vaiheessa tahansa. Ennen mittausten aloittamista tutkittaville lähetetty tutkimustiedote käytiin läpi suullisesti ja allekirjoitettiin tiedotteen lopussa ollut suostumusasiakirja.



KUVA 3. Tutkimuksen kulku.

8.1.1 Kehonkoostumuksen mittaaminen ja lämmittely

Ensimmäisenä mitattiin tutkittavien kehon koostumus InBody720 (Biospace Co. Ltd., Seoul, Korea) laitteistolla, minkä toiminta perustuu kehon läpi johdettavaan sähkövirtaan.

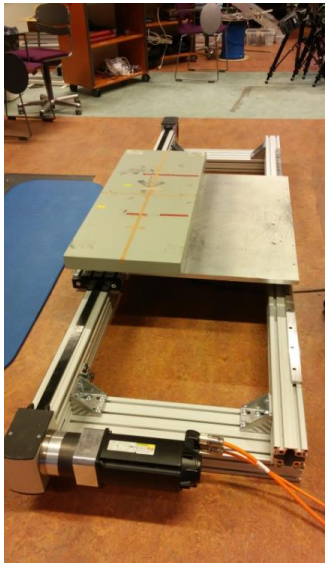
Tutkittavia oli ohjeistettu olemaan ravinnotta/juomatta neljä tuntia ennen mittauksiin saapumista. Ennen mittausta asetettiin kosteuspyyhkeet (InBody Tissue, Biospace Co, Ltd., Seoul, Korea) mittausseläimen jalansijoille, minkä lisäksi tutkittavat pyyhkivät kätensä yhdellä kosteuspyyhkeellä. Mittauksen aikana tutkittava seisoi InBody-laitteessa avojaloin jalkapohjat kohdistettuna jalansijoille ja piti molemmissa käsissään mittauskahvoja, joiden metallipinnat oli suunnattu kämmeniin päin. Tutkittavat riisuivat myös mahdolliset korut pois mittauksen ajaksi. Taustatietojen, ID (henkilön tunnistenumero), sukupuoli ja ikä, syöttämisen jälkeen tutkittava oli mahdollisimman liikkumatta parin minuutin ajan, minkä aikana laite mittasi tutkittavan kehonkoostumuksen. Laitteen kosketuspinnat desinfioitiin jokaisen tutkittavan jälkeen Neo-Amiseptilla.

Tutkittavat lämmittelivät ennen mittausten aloittamista polkupyöräergometrillä (Monark Ergonomic 839E, Ruotsi) 80 W vastuksella 8 minuutin ajan polkemisnoepuden ollessa 80 rpm. Lämmittelyn aikana tutkittaville kerrottiin lyhyesti mittausten kulku ja suoritusjärjestys.

8.1.2 Dynaaminen tasapainotesti

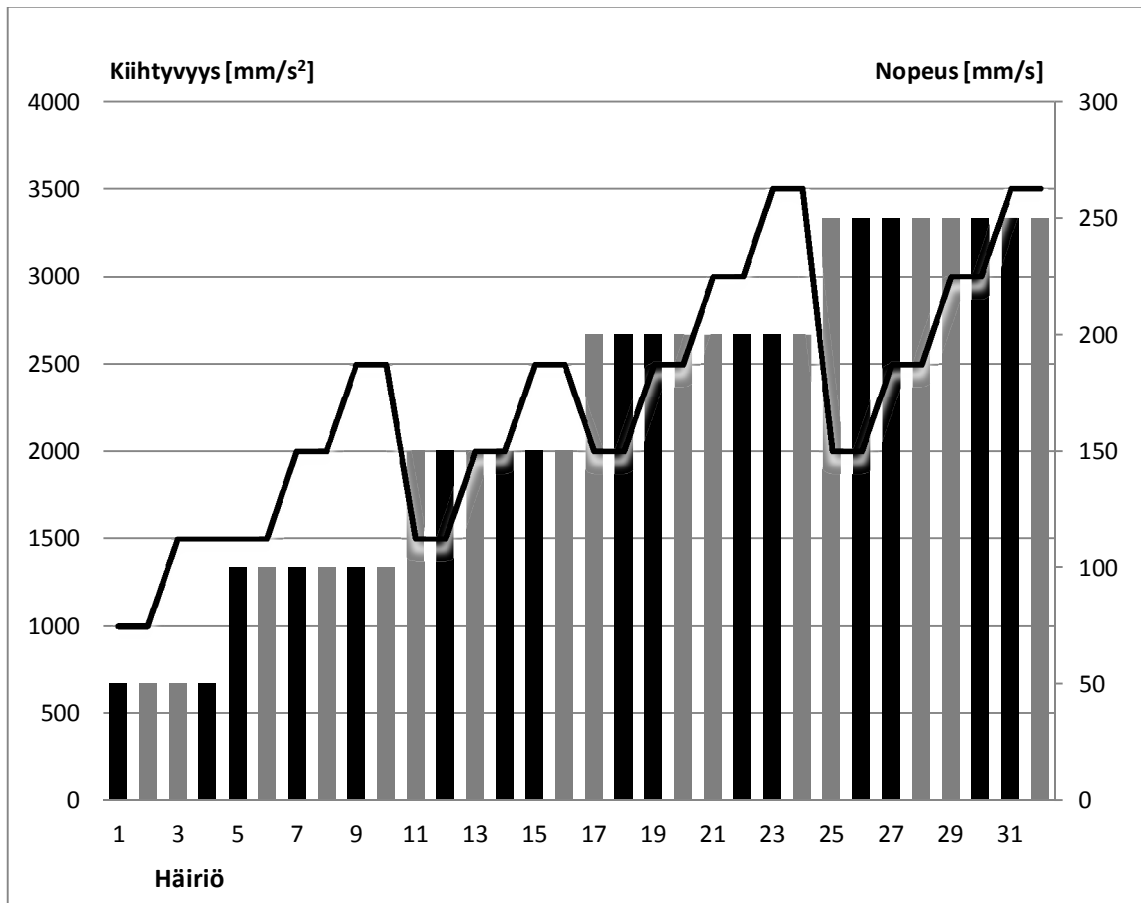
Dynaaminen tasapainotesti suoritettiin tarkoitukseen rakennetulla servomoottorillisella (Rexroth, 3-Phase Synchronous pm-motor, Saksa) voimalevyllä (AMTI Force and Motion, USA). Voimalevy oli sijoitettu 39 cm korkuisen kiskon päälle, mitä pitkin voimalevy liikkuu eteen-taakse suuntaan (kuva 4.). Koko tasapanolaitteen pituus oli 253 cm. Servomoottori toimi virtakeskuksen (Rexroth, IndraDrive Cs, Saksa) välityksellä ja voimalevyä ohjattiin tietokoneen Drive Tool ohjelman (Jyväskylän Yliopisto, Vuokatti, Suomi) avulla. Dynaamisen tasapainotestin tasapainomuuttujien analogisignaalien keräämiseen käytettiin Coachtech- järjestelmään (Jyväskylän Yliopisto, Vuokatti, Suomi) kuuluvaa langatonta nodea (Jyväskylän Yliopisto, Vuokatti, Suomi). Nodet ovat kooltaan 40x28x92 mm ja painoltaan 58 g analogisignaalien keräämiseen rakennettuja 8 kanavaisia ja 16 bittisiä datakeräimiä. Voimalevyn mittausdata ohjattiin noden kautta signaalivahvistimeen (AMTI Force and Motion GEN 5 Signal Conditioner, Advanced Mechanical Technology, Inc.

Watertown, USA), josta edelleen tietokoneen Coachtech- ohjelmaan. Coachtech-järjestelmä synkronoi mittausdatan mittausjärjestelmän tukiaseman välityksellä serveriin ja käyttöliittymän Labview- sovellukseen, jonne mittaukset myös tallennettiin. Tulosten analysointia varten mittausdata käsiteltiin Balance-Analyzer-ohjelmalla (Jyväskylän Yliopisto, Vuokatti, Suomi).



KUVA 4. Dynaamisen tasapainon mittauslaite.

Voimalevyn eteen-taakse suuntaan portaittain kasvava häiriömalli on esitetty kuvassa 5. Häiriöiden liikelaajuus, 30 cm, ja voimalevyn jarrutusnopeus, 2 m/s, oli asetettu vakioiksi. Voimalevyn nopeus ja kiihtyvyys kasvoivat portaittain; nopeutta kasvatettiin 0,05 m/s ja kiihtyvyyttä 0,5 m/s² välein. Testin viisi eri nopeutta oli 0,05- 0,10- 0,15- 0,20 ja 0,25 m/s ja kuusi eri kiihtyvyyttä oli 1,0- 1,50- 2,0- 2,50- 3,0- 3,50 m/s².



KUVA 5. Dynaamisen tasapainotestissä käytetty häiriömalli, jossa musta väri kuvaa taakse suuntautunutta häiriötä ja harmaa eteen suuntautunutta häiriötä. Kuvan palkit kuvaavat häirön nopeutta ja käyrä häiriön kiihtyvyyttä.

Dynaamisen tasapainotestin analysoitavat muuttujat olivat Displacement Time (TIME); painekeskapisteen maksimipoikkeamaan kulunut aika häiriön alusta, Displacement Peak to Peak (P2P); painekeskapisteen maksimipoikkeama häiriön suuntaan, Displacement Max (MAX); koko häiriön aikainen painekeskapisteen maksimipoikkeama, Displacement Post (POST); painekeskapisteen maksimipoikkeama 500 ms jälkeen häiriön loppumisesta, COP Sum (SUM); koko tasapainon korjaus häiriön aikana.

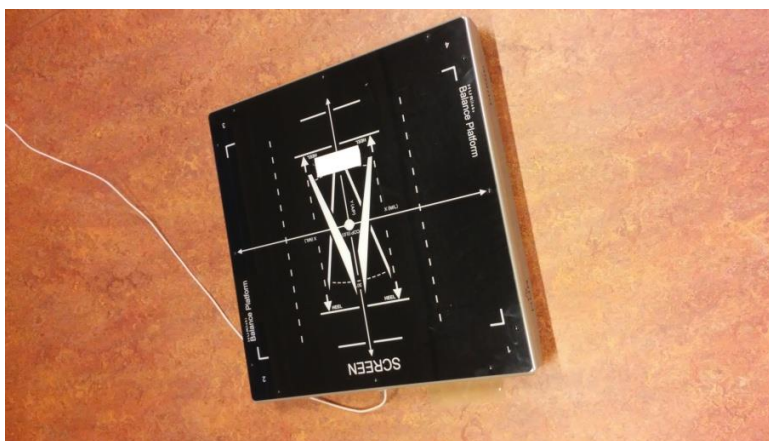
Dynaaminen tasapainotesti suoritettiin sukat jalassa tutkittavien seisoessa voimalevyn päällä jalkaterien osoittaessa eteenpäin, siten että kantapäiden väliin jäi 10 cm. Tutkittavat pitivät kädet yhdessä vartalon edessä (toisella kädellä pidettiin kiinni toisen käden ranteesta) ja katsoivat seinässä 539 cm päähän tasapainolaitteesta sijoitettua ruksia. Tutkittaville kerrottiin yleisesti, että voimalevy liikkuu eteen-taakse suunnassa eri nopeuksilla ja kiihtyvyyksillä, mutta heille ei kerrottu mihin suuntaan yksittäiset häiriöt suuntautuvat, millä nopeudella tai kiihtyvyydellä ne toteutetaan. Tutkittavat ohjeistettiin seisomaan mahdollisimman rentoina ja korjaamaan asennon alkuperäiseen häiriön jälkeen. Turvallisuuden varmistamiseksi tutkittaville kiinnitettiin turvavaljaat (CAMP Empire, Uusi-Seelanti), minkä kiinnitysköyden mitta säädettiin jokaisen tutkittavan kohdalla. Jokainen dynaaminen tasapainotestin sarja sisälsi 32 häiriötä ja sarja toistettiin viisi kertaa. Yhden sarjan läpivienti kesti viisi minuuttia. Tutkittavat saivat levähtää noin minuutin ajan uuden sarjan aloittamista, eli kokonaisuudessaan testi kesti noin 30 minuuttia. Tauon aikana mittausdata tallennettiin tutkittava kohtaisina tiedostoina. Tutkittavien jalkojen asento tarkastettiin aina ennen uuden sarjan aloittamista. Sarjojen kulusta ja tiedostoista pidettiin erillistä mittauspöytäkirjaa.

8.1.3 Modifioitu Rombergin tasapainotesti

Modifioitu Rombergin tasapainotesti suoritettiin HUR Balance Platform BT4 tasapainolevyllä (kuva 6.) (HUR Labs Oy, Kokkola, Suomi). Tasapainolevy oli pituudeltaan 61 cm, leveydeltään 61 cm ja korkeudeltaan 6 cm. Tasapainolevyn paino oli 12 kg. Tasapainolevy sijoitettiin 2 m päähän edessä olevasta seinästä, johon kiinnitettiin 170 cm korkeudelle kiintopisteenä toimiva ruksi. Mittauksissa käytetty vaahtomuovi oli pituudeltaan 45 cm, leveydeltään 45 cm ja korkeudeltaan 12 cm.

HUR Balance Platform BT4 perustuu voimalevyanturijärjestelmään. Neliön muotoisen tasapainoalustan jokaiseen kulmaan on sijoitettu venymäliuska-anturit, mitkä mittaavat niihin pystysuoraan kohdistuvaa voimaa. Tasapainoalustan sisällä on 16 bittinen tiedonkeruukortti sisäänrakennetun a/d-muuntimen kanssa, joten tasapainolevy liitettiin

PC:n USB kaapelin avulla. Tasapainolevy kalibroitiin levyyn tallennettujen kalibrointitietojen mukaisesti ja puhdistettiin aina ennen uuden tutkittavan mittaamista. Mittausdatat tallennettiin ja analysoitiin tietokoneelle asennetun HUR Labs Tasapaino-ohjelmiston 2.1 avulla. Näytteenottotaajuutena käytettiin 50 Hz.



KUVA 6. HUR Balance Platform BT4 tasapainolevy.

Modifioitu Rombergin testi sisälsi neljä testiosiota; asentohuojunnan mittaamisen HUR Balance Platform BT4 tasapainolevyn päällä jalat rinnakkain ja tandemasennossa, asentohuojunnan mittaamisen tasapainolevy päälle sijoitetun vaahtomuovin päällä jalat rinnakkain ja tandemasennossa. Kaikki neljä testiasentoa suoritettiin silmät auki ja silmät kiinni laaditun testiohjeen (Liite 1.) mukaisesti. Jokaisen testiosion mittausaika oli 30 sekuntia ja testi oli hyväksytty, kun mittausaika täyttyi. Testi keskeytettiin, jos koehenkilö menetti tasapainon ennen maksimijalan saavuttamista tai ei pysynyt testissä vaaditussa mittausasennossa. Epäonnistuessaan jokaista testiosiota sai yrittää kolme kertaa. Jokainen testiasento suoritettiin ensin silmät auki ja tämän jälkeen silmät kiinni. Testiasennosta toiseen vaihdettaessa pidettiin 1 minuutin mittainen tauko, mikä kelloitettiin sekuntikellolla (Citizen, Ltd Japani). Testit suoritettiin sukat jalassa. Ennen mittauksen aloittamista testiasennot näytettiin tutkittaville ja he saivat kokeilla niitä kerran. Mittaustulokset tallennettiin HUR Labs tasapaino-ohjelmiston tiedostoon ja kirjattiin mittauspöytäkirjaan.

Jalat rinnakkain testissä (Asento 1) käytettiin samaa testiasentoa kuin dynaamisessa tasapainotestissä; jalkaterät osoittivat suoraan eteenpäin, kantapäiden väliin jäi 10 cm, kädet pidettiin vartalon edessä yhdessä ja katse kohdistettiin seinässä olevaan ruksiin. Tandemseisonnassa jalkaterät asetettiin peräkkäin ns. tandemasentoon (Asento 3). Tällöin jalkaterät olivat peräkkäin suorassa linjassa eteenpäin, siten että takimmaisena jalan isovarvas kosketti etummaisena jalan kantapäätä. Tandemasennossa dominoiva jalka asetettiin etummaiseksi. Tämä testattiin pyytämällä tutkittavia kaatumaan hallitusti eteenpäin ja jalka, jolla tutkittava esti kaatumisen, tulkittiin dominoivaksi jalaksi. Kädet pidettiin yhdessä vartalon edessä ja katse kohdistettiin seinässä olevaan ruksiin. Asento 1 ja 3 toistettiin tasapainolevyn päälle asetettavan vaahtomuovin päällä; jalat rinnakkain vaahtomuovin päällä (Asento 2) ja tandemseisonta vaahtomuovin päällä (Asento 4).

Modifioidun Rombergin tasapainotestistä analysoitiin x-suuntainen, medio-lateraali suuntainen, painekeskipisteen (COP) keskihajonta ja y-suuntainen, anterior-posterior, suuntainen painekeskipisteen keskihajonta. Molemmat muuttujat ilmaisevat huojunnan keskimääräisen poikkeaman keskiarvosta. Keskihajonta kuvaa tässä yhteydessä huojunnan määrää keskipisteestä pois päin. Lisäksi analysoitiin: Huojunnan pinta-ala, mikä kuvaa painekeskipisteen liikettä testin aikana. Huojunnan nopeuden keskihajonta, mikä kertoo testattavan tasapainon hallitsemisesta testin aikana, mitä suuremmaksi nopeuden keskihajonta kasvaa sitä nopeampaa on testattavan huojunta. Nopeuden keskihajonta on painekeskipisteen liikenopeuden keskimääräinen poikkeama keskiarvosta. Rombergin vakio, mikä kuvaa huojunnan pinta-alassa tapahtuvaa eroa, kun verrataan silmät auki ja silmät kiinni tehtyjä suorituksia. (HUR-Labs.). Parametrit tutkittiin kaikista neljästä silmät auki (SA) ja silmät kiinni (SK) testiasennosta; 1. jalat rinnakkain (perusasento), 2. vaahtomuovin päällä jalat rinnakkain, 3. tandemseisonta ja 4. tandemseisonta vaahtomuovin päällä. Muuttujista laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat. Rombergin vakion avulla arvioitiin näkökyvyn vaikutusta tasapainotestin suorittamiseen. HUR Labs tasapaino-ohjelma määrittää Rombergin vakion kaavalla: $100 \cdot (\text{silmät kiinni pinta-ala} / \text{silmät auki pinta-ala})$ (HUR-Labs).

8.1.4 Toiminnallinen tasapainotesti

Viimeisenä suoritettiin Toiminnallinen tasapainotesti TOIMIA- tietokannan (2011) suoritusohjeen mukaisesti (Liite 2.). Testissä tutkittavat kävelivät 9 cm levää ja 250 cm pitkää lautta pitkin. Suorituksista mitattiin suoritukseen käytettyaika ja mahdolliset virheet. Suoritus alkoi tutkittavan seisoessa laudan päässä kasvot lautaan päin. Luvan saatuaan tutkittava käveli etuperin lautta pitkin aina lautaan merkittyyn punaiseen merkkiin asti, jossa hän kääntyi ja jatkoi kävelemistä takaperin laudan päässä oleville merkkijalanjäljille. Tämän jälkeen koehenkilö palasi samalla tavalla lähtöpisteeseen, jolloin testi päättyi. Testi suoritettiin sukat jalassa. Aika mitattiin kymmenesosasekunnin tarkkuudella ja kustakin virheestä aikaan lisättiin 1 sekunti. Virheiksi laskettiin laudalta tippuminen, merkkijalanjälkien rajojen ylittäminen, tuen ottaminen raajoilla ja merkityn alueen ulkopuolella kääntyminen. Tutkittavat saivat tehdä yhden harjoitussuorituksen ennen varsinaista mittausta, minkä aikana tehdyt virheet korjattiin. Testi toistettiin kolme kertaa, joista paras valittiin lopulliseksi tulokseksi. Toistettavuuden parantamiseksi suorituskertojen tarkkaa määrää ei kerrottu tutkittaville ennalta.

8.2 Tilastoanalyysit

Tulosten käsittelyyn käytettiin Microsoft Excel ohjelmistoa ja tulosten tilastollinen käsittely suoritettiin IBM SPSS Statistics 22- ohjelmistolla (IBM Corporation, Armonk, USA). Tilastoanalyysiajajojen tulokset tulkittiin ja merkittiin seuraavasti: tilastollisesti melkein merkitseviksi, kun $p < 0,05 = *$, tilastollisesti merkitseviksi, kun $p < 0,01 = **$ ja vastaavasti tilastollisesti erittäin merkitseviksi, kun $p < 0,001 = ***$. Tutkimuksen tilastolliset analyysit suoritettiin tutkimusongelmien mukaan omina kokonaisuuksina. Aineistosta jouduttiin poistamaan kahden koehenkilön P2P-tulokset niiden virheellisyyden vuoksi ja lisäksi P2P:n osalta häiriöstä pois päin suuntautuvat suoritukset.

Aineiston normaalijakautuneisuus tutkittiin Shapiro-Wilk-testillä, minkä tukena käytettiin jakauman histogrammi ja Q-Q Plot ókuvaajia. Normaalijakautuneisuus tutkittiin jokaisen tasapainotestin osalta erikseen; Dynaamisen tasapainotestin normaalijakautuneisuus tarkistettiin muuttujittain erikseen eteen ja taakse suuntaan. Vastaavasti Rombergin ja Toiminnallisen tasapainotestin normaalijakautuneisuus tutkittiin omina kokonaisuuksinaan.

Dynaamisen tasapainotestin tulosten analysointia varten valittiin kunkin sarjan 32 suorituksesta 5 suoritusta, siten että suoritusten häiriön nopeus kasvoi 0,05 m/s ja kiihtyvyys kasvoi $0,5 \text{ m/s}^2$. Nämä 5 suoritusta poimittiin erikseen eteenpäin (anterior) ja taaksepäin (posterior) suuntautuvista suorituksista. Anterior suuntaiset suoritukset olivat: 2, 6, 13, 20, 29 ja posterior suuntaiset suoritukset olivat: 1, 5, 14, 19, 30.

Toistettavan mittaussarjan lukumäärän selvittämiseksi häiriöltään samansuuruisista posterior ja anterior suuntaisista suorituksista laskettiin viiden mittaussarjan väliset keskiarvot ja keskihajonnat. Verrannollisten parien t-testillä selvitettiin posterior ja anterior suuntaisten suoritusten väliset erot vertaamalla häiriöltään samansuuruisen viiden mittaussarjan keskiarvoja keskenään muuttujittain. Verrannolliset sarjaparit anterior ja posterior häiriöistä olivat: anterior häiriö 2-posterior häiriö 1 (pari 1), anterior häiriö 6-posterior häiriö 5 (pari 2), anterior häiriö 13- posterior häiriö 14 (pari 3), anterior häiriö 20-posterior häiriö 19 (pari 4), anterior häiriö 29- posterior häiriö 30 (pari 5). Lisäksi verrannollisten parien t-testillä tutkittiin onko perättäisten mittaussarjojen keskiarvoissa tilastollisesti merkitsevää eroa.

Vastaavasti suoritusten sarjojen välisiä eroja vertailtiin tasapainomuuttujittain toistettujen mittausten varianssianalyysillä, RM ANOVA, Dynaamisen tasapainotestin reliabiliteetin eli toistettavuuden selvittämiseksi. Muuttujan P2P suorituksista jouduttiin poistamaan useampia virheellisiä tuloksia, joten P2P:n osalta erot selvitettiin Friedmanin testillä. RM ANOVA:lla otoskoko olisi vääristynyt, sillä analyysi hylkää koko suorituksen, jos siitä puuttuu yksikin sarjatulos.

Pearsonin korrelaatioanalyysillä tutkittiin korreloivatko Dynaamisen tasapainotestin sarjat keskenään eri suorituksissa. Sarjojen välinen korrelaatio kuvaa kunkin muuttujan toistettavuutta; mitä suuremman arvon sarjojen välinen korrelaatio saa, sitä toistettavammin muuttuja mittaa mittauskohdetta.

Dynaamisen tasapainotestin relatiivista toistettavuutta, eli kuinka paljon kokonaisvaihtelu johtuu sarjojen välisestä vaihtelusta tutkittavien tasolla, tutkittiin intra-class correlation coefficient (ICC) arvolla. ICC -arvot määritettiin SPSS- ohjelman Reliability analyysillä käyttäen One-Way Random mallia. Vastaavasti Dynaamisen tasapainotestin absoluuttista toistettavuutta, eli toistettujen mittaussarjojen tulosten vaihtelua koko otannalla, tutkittiin laskemalla viiden mittaussarjan keskiarvosta variaatiokertoimet (CV) ja variaatiokertoimien neliöjuuret (CVrms) kaavalla: $CV = SD/mean \times 100\%$ $CVrms = \sqrt{\hat{U} (CV)^2 / n}$. CV-arvolla saadaan tietoa tutkittavien tulosten vaihtelusta häiriöiden ja mittaussarjojen välillä. CVrmsó arvolla saadaan tietoa koko otannan tuloksissa tapahtuvasta vaihtelusta huomioimatta tutkittavan sijoittumista tutkittavien joukossa. (Atkinson & Nevill 1998.). ICC-arvo ilmentää tulosten kokonaisvaihtelua sarjojen välillä huomioiden tutkittavien sijoittumisen tutkittavien joukossa eli kuinka tutkittavat ylläpitävät paikkansa otoksessa verrattuna toisiin tutkittaviin (Valkeinen ym. 2014, Atkinson & Nevill 1998).

Dynaamisen tasapainotestin yhtenevyyttä eli sisäistä yhdenmukaisuutta selvitettiin Cronbachin alfa-arvon avulla. Lähteestä riippuen Cronbachin alfa-arvon ollessa >0,60 testin eri osioiden tulkitaan mittaavan samaa asiaa (Metsämuuronen 2002, 52). Cronbachin alfa laskettiin SPSS-ohjelmalla käyttäen viiden mittaussarjan ja ensimmäisen sarjan keskiarvoja. Lisäksi Cronbachin alfa-arvoa käytettiin Toiminnallisen tasapainotestin ja Dynaamisen tasapainotestin yhtenevyyden selvittämiseen.

Modifioidun Rombergin tasapainotestin tuloksia verrattiin Dynaamisen tasapainotestin parametrien kanssa Spearmanin korrelaatioanalyysin avulla. Tarkempaan analyysiin valittiin parhaiten toisiinsa rinnastettavat muuttujat: Modifioidun Rombergin testin huojunnan pinta-alaa ja pituutta verrattiin Dynaamisen tasapainotestin POST ja SUM muuttujiin, huojunnan

nopeuden keskihajontaa verrattiin TIME, MAX ja SUM muuttujiin. Lisäksi Modifoidun Rombergin testin x- ja y-suuntaista huojuntaa verrattiin Dynaamisen testin SUM muuttujaan. Rombergin vakion ja Dynaamisen testin välinen korrelaatio tutkittiin kaikista muuttujista.

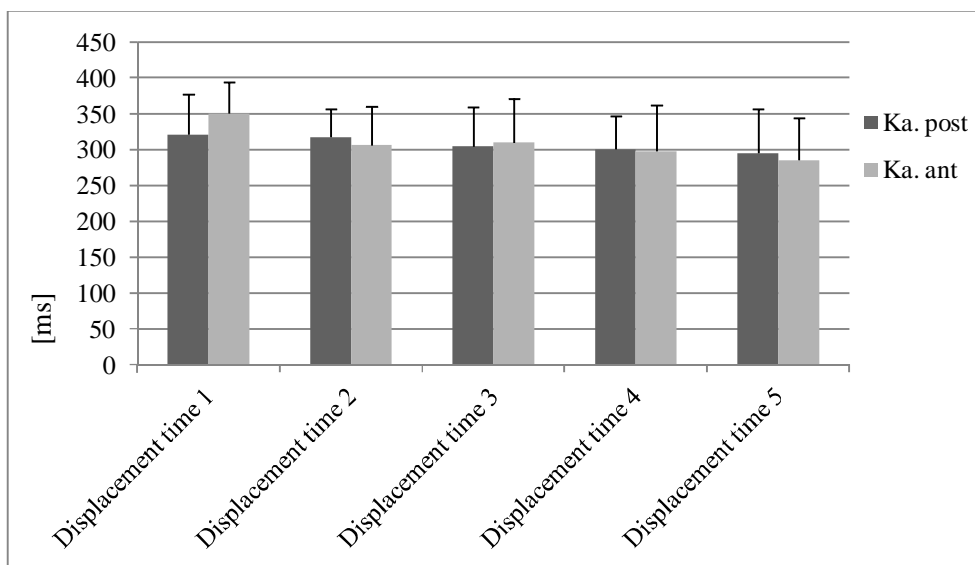
Toiminnallisen tasapainotestin tuloksista lopulliseksi tulokseksi valittiin nopein testisuoritus, joista laskettiin testin keskiarvo ja keskihajonta. Toiminnallisen testin aikatulosta verrattiin Dynaamisen tasapainotestin tuloksiin muuttujittain Pearsonin korrelaatioanalyysillä.

9 TULOKSET

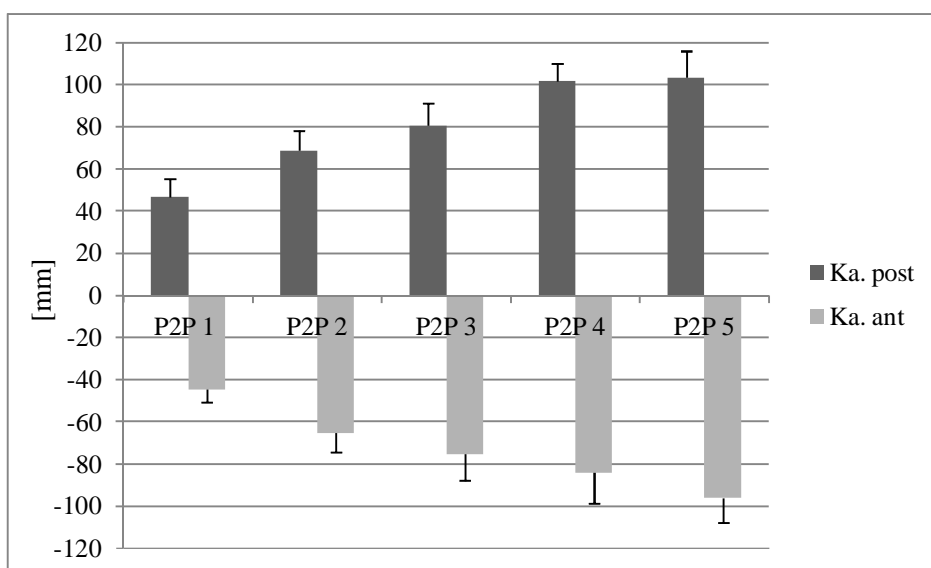
Dynaamisen tasapainotestin aineisto oli Shapiro-Wilk-testin, histogrammien ja Q-Q Plot-kuvaajien perusteella anterior ja posterior suuntaisten suoritusten osalta likimain normaalisti jakautunut. Toiminnallinen tasapainotesti oli normaalisti jakautunut. Modifioidussa Rombergin tasapainotestissä oli useita ei normaalisti jakautuneita tuloksia, joten Modifioidun Rombergin tasapainotestin kohdalla käytettiin Spearsonin korrelaatioanalyysia.

9.1 Dynaamisen tasapainotestin tulokset

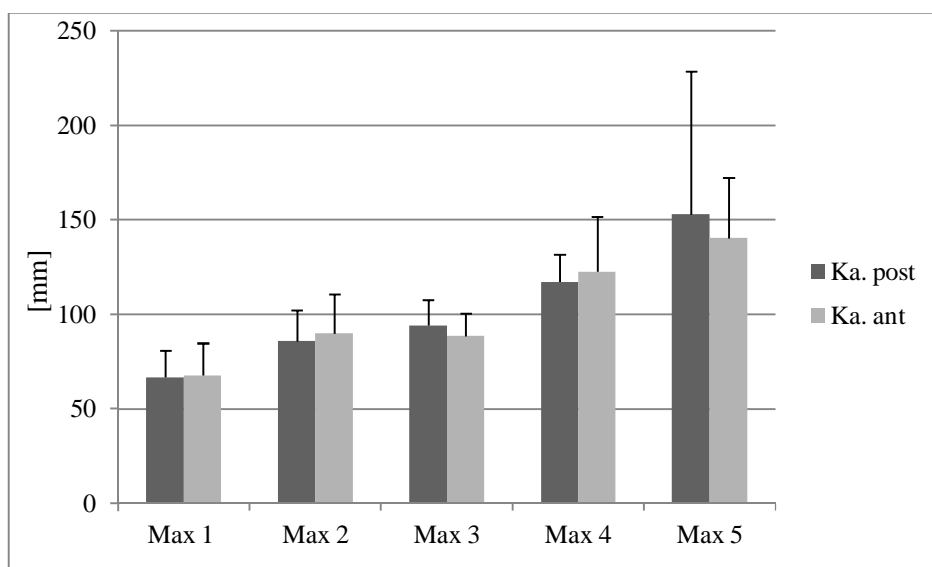
Anterior ja posterior suuntaisten suoritusten erot. Anterior ja posterior suuntaisten viiden mittausarjan keskiarvot ja keksihajonnat on esitetty muuttujittain kuvissa 7, 8, 9, 10 ja 11. Anterior ja posterior suuntaisten häiriöiden viiden mittausarjan TIME- keskiarvotuloksissa ei ollut eroa verrannollisten parien t-testin perusteella (kuva 7.). P2P:n osalta anterior ja posterior suuntaisissa viiden mittausarjan keskiarvotuloksissa oli eroa P2P 4. parissa (anterior häiriö 20- posterior häiriö 19) (kuva 8.), ero oli tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$. MAX:n viiden mittausarjan keskiarvotuloksissa eroa oli MAX 3. parissa (anterior häiriö 13- posterior häiriö 14), ero oli tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$ (kuva 9.). POST:n viiden mittausarjan keskiarvotuloksissa eroa oli POST 3 (anterior häiriö 13- posterior häiriö 14) ja POST 4 (anterior häiriö 20- posterior häiriö 19) pareissa (kuva 10.). POST 3 parin ero oli tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$ ja POST 4 ero oli tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$. SUM:n viiden mittausarjan keskiarvotuloksissa eroa oli SUM 1 (anterior häiriö 2- posterior häiriö 1) ja SUM 4 (anterior häiriö 20- posterior häiriö 19) pareissa (kuva 11.). SUM 1 ja SUM 4 parien ero oli tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$. Verrannollisten parien t-testissä ei ilmennyt eroja missään muuttujassa verrattaessa perättäisten mittausarjojen keskiarvoja keskenään.



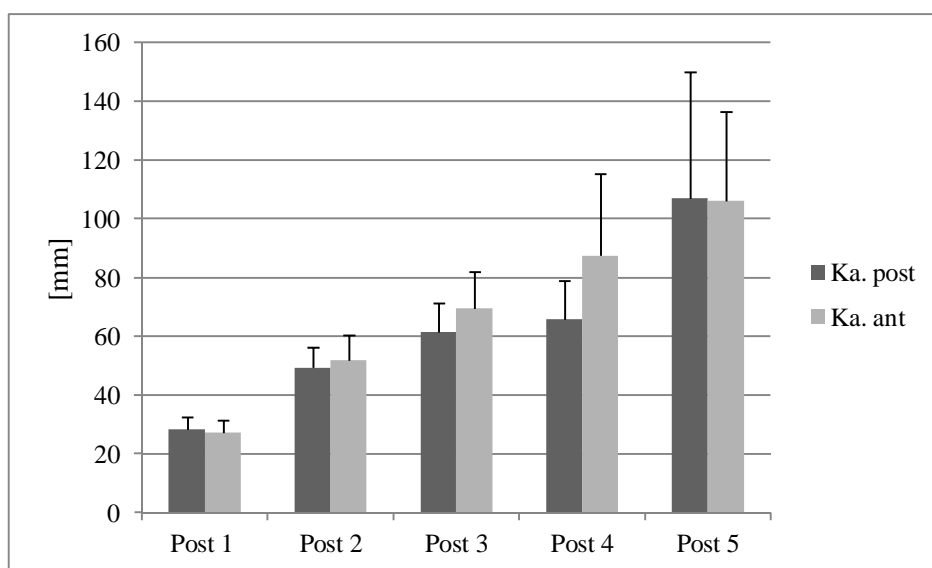
KUVA 7. Painekekipisteen maksimipoikkeamaan kulunut aika häiriön alusta, Displacement time, viiden mittaussarjan keskiarvot ja keskihajonnat anterior ja posterior -suuntaan.



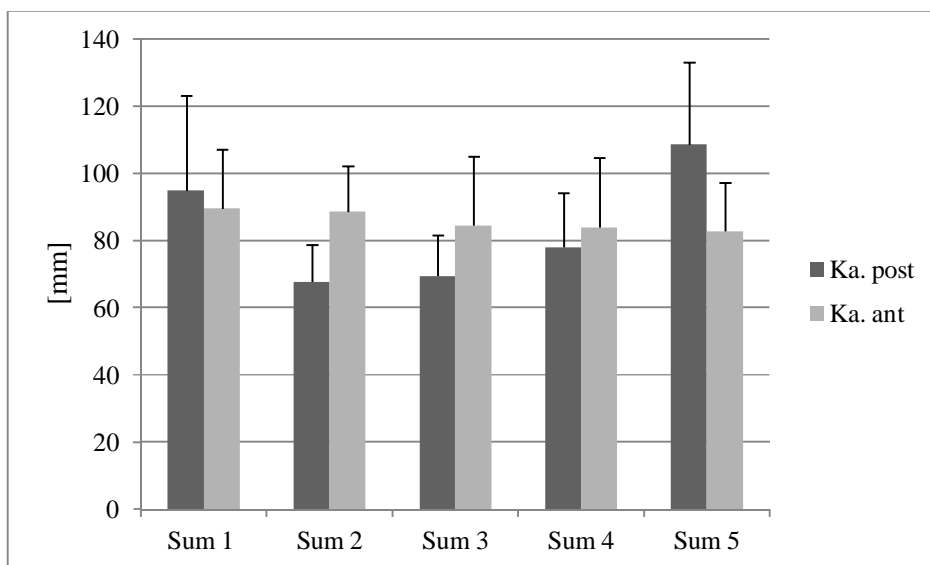
KUVA 8. Painekekipisteen maksimipoikkeama häiriön suuntaan, P2P, mittaussarjan keskiarvot ja keskihajonnat anterior ja posterior -suuntaan.



KUVA 9. Painekekipisteen maksimipoikkeama sisältäen poikkeaman häiriöstä pois päin, Max, mittaussarjan keskiarvot ja keskihajonnat anterior ja posterior -suuntaan.



KUVA 10. Painekekipisteen maksimipoikkeama 500 ms jälkeen häiriön päättymisestä, Post, mittaussarjan keskiarvot ja keskihajonnat anterior ja posterior -suuntaan.



KUVA 11. Koko tasapainon korjaus häiriön ajalta, Sum, mittaussarjan keskiarvot ja keskihajonnat anterior ja posterior -suuntaan.

Sarjojen väliset erot anterior ja posterior suorituksissa. Toistettujen mittausten varianssianalyysillä tutkitut suoritusten erot sarjoittain jokaiselta viideltä muuttujalta on esitetty taulukossa 2. anterior suorituksista ja taulukossa 3. posterior suorituksista. Erojen lukumäärää tarkasteltaessa kunkin suorituksen sarjojen väliset erot vähenivät mitä useampi sarja oli mitattu. Vastaavan voi havaita suoritusten lukumäärän kasvaessa; sarjojen väliltä ei enää löytynyt eroja anterior suorituksista 20. ja 29. Vastaavasti posterior suorituksissa 14. ja 19. oli vain enää yksi eroa osoittava sarjapari, kun taas suorituksen 30. sarjapareista ei enää löytynyt eroja lainkaan. Eli erot vähenivät sarjojen edetessä sekä nopeuden ja kiihtyvyyden kasvaessa niin anterior kuin posterior suuntaisissa suorituksissa.

Posterior suuntaisten suoritusten sarjoista löytyi vähemmän tilastollisesti merkitseviä eroja kuin anterior suuntaisten suoritusten sarjoista. Muuttujakohtaisesti tarkasteltuna tilastollisesti merkitsevää eroa ei löytynyt lainkaan kummankaan suunnan SUM-muuttujasta, mikä ilmaisi koko häiriön aikaisen tasapainon korjauksen.

Painekeskapisteen maksimipoikkeamaan kulunut aika häiriön alusta, TIME, osoitti tilastollisesti melkein merkitsevää eroa vain anterior 6. suorituksen sarjojen 1. ja 4. ($p < 0,05$) välillä (taulukko 2.). Vastaavasti posterior sarjoista melkein merkitsevää eroa oli vain 1. suorituksen sarjojen 1. vs. 3. ($p < 0,05$) sekä sarjojen 1. vs. 5. ($p < 0,05$) välillä (taulukko 3.).

Maksimipoikkeama häiriön suuntaan, P2P, erot analysoitiin Friedmanin testillä, jossa tilastollisesti melkein merkitsevää eroa oli anterior suorituksissa 2. ja 13. Suorituksessa 2 ero oli sarjojen 1. ja 5. ($p < 0,05$) ja suorituksessa 13. erot olivat sarjojen 2. ja 5. ($p < 0,05$) ja sarjojen 3. ja 5. ($p < 0,05$) välillä (taulukko 2.). Posterior suorituksissa tilastollisesti melkein merkitsevää eroa oli ainoastaan suorituksessa 5. sarjojen 1. vs. 5. ($p < 0,05$) välillä (taulukko 3.).

Koko maksimipoikkeama häiriön aikana, MAX, sisältää häiriön suuntaan ja häiriöstä poispäin tapahtuneen painekeskapisteen liikkeen, erot sarjojen välillä jakautuivat anterior suorituksisten 2., 6. ja 13. välille. Suorituksessa 2. erot olivat neljän eri sarjan välillä, kun suorituksessa 6. eroja oli kuuden eri sarjan välillä ja sarjassa 13. eroa löytyi kahdesta eri sarjasta (taulukko 2). MAX- muuttujan erot olivat anterior suorituksissa sarjojen 1.- 5. sekä 2- 5 joukossa ja posterior suorituksissa sarjojen 1.- 5. joukossa. Posterior suorituksissa eroja oli vähemmän; MAX- suorituksen 5. sarjojen 1. vs. 2. ($p < 0,001$) ja 1. vs. 4. ($p < 0,001$) välillä oli tilastollisesti erittäin merkitsevää eroa. Tilastollisesti merkitsevää eroa oli 5. sarjojen 1. vs. 3. ($p < 0,01$) ja 1. vs. 5. ($p < 0,01$) välillä. (taulukko 3.).

Maksimipoikkeama 500 ms häiriön jälkeen, POST, osoitti melkein merkitsevää eroa anterior suorituksen 13. sarjojen 2. ja 4. ($p < 0,05$) välillä (taulukko 2.). Posterior suoritusten erot sijoittuivat suorituksesta riippumatta aina mittaussarjojen ensimmäisiin ja viimeisiin sarjoihin: Tilastollisesti melkein merkitsevää eroa oli suorituksen 1. sarjoissa 1. vs. 4. ($p < 0,05$), suorituksen 5. sarjoissa 1. vs. 5. ($p < 0,05$) sekä sarjoissa 2. vs. 5. ($p < 0,05$), suorituksen 14. sarjoissa 1. vs. 5. ($p < 0,05$) ja suorituksen 19. sarjoissa 2. vs. 4. ($p < 0,05$) (taulukko 3.).

TAULUKKO 2. Anterior -suuntaiset suoritukset ja sarjat, joiden väliltä löytyi tilastollisesti merkitsevää eroa. Suluissa on tarkastelun kohteena ollut muuttaja.

	suoritus 2	suoritus 6	suoritus 13	suoritus 20	suoritus 29
sarja 1 vs. 2					
sarja 1 vs. 3	p< 0,05* (MAX)	p< 0,001*** (MAX)			
sarja 1 vs. 4	p< 0,05* (MAX)	p< 0,05* (TIME) p< 0,001*** (MAX)	p< 0,05* (MAX)		
sarja 1 vs. 5	p< 0,05* (P2P) p< 0,05* (MAX)	p< 0,001*** (MAX)	p< 0,05* (MAX)		
sarja 2 vs. 3	p< 0,05* (MAX)	p< 0,01** (MAX)			
sarja 2 vs. 4		p < 0,01** (MAX)	p< 0,05* (POST)		
sarja 2 vs. 5		p < 0,01** (MAX)	p< 0,05* (P2P)		
sarja 3 vs. 4					
sarja 3 vs. 5			p< 0,05* (P2P)		
sarja 4 vs. 5					

*Tilastollisesti melkein merkitsevä p< 0,05, **Tilastollisesti merkitsevä p< 0,01, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä p< 0,001.

TAULUKKO 3. Posterior -suuntaiset suoritukset ja sarjat, joiden väliltä löytyi tilastollisesti merkitsevää eroa. Suluissa on tarkastelun kohteena ollut muuttaja.

	suoritus 1	suoritus 5	suoritus 14	suoritus 19	suoritus 30
sarja 1 vs. 2		p< 0,001*** (MAX)			
sarja 1 vs. 3	p< 0,05* (TIME)	p< 0,01** (MAX)			
sarja 1 vs. 4	p< 0,05* (POST)	p< 0,001** * (MAX)			
sarja 1 vs. 5	p< 0,05* (TIME)	p< 0,05* (TIME) p< 0,05* (P2P) p< 0,01** (MAX) p< 0,05* (POST)	p< 0,05* (POST)		
sarja 2 vs. 3					
sarja 2 vs. 4				p< 0,05* (POST)	
sarja 2 vs. 5		p< 0,05* (POST)			
sarja 3 vs. 4					
sarja 3 vs. 5					
sarja 4 vs. 5					

*Tilastollisesti melkein merkitsevä p< 0,05, **Tilastollisesti merkitsevä p< 0,01, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä p< 0,001.

Sarjojen väliset korrelaatiot anterior ja posterior suorituksissa. Posterior suuntaisissa suorituksissa oli vähemmän sarjojen välisiä korrelaatioita muuttujittain verrattuna anterior suuntaisiin suorituksiin. TIME suoritusten korrelaatiot anterior ja posterior suorituksissa painottuivat viidestä analysoidusta suorituksesta aina toiseen, kolmanteen ja neljänteen suoritukseen; anterior suorituksiin 6., 13., 20. ja posterior suorituksiin 5., 14., 19. Vastaavasti kummankaan suunnan ensimmäisessä ja viimeisessä analysoidussa suorituksessa, anterior suoritus 2. ja posterior suoritus 1., ei esiintynyt sarjojen välisiä korrelaatioita. Anterior suoritusten korrelaatiot olivat matalampia kuin posterior suoritusten korrelaatiot; korkein tilastollisesti merkitsevä korrelaatio oli anterior suorituksen 6. sarjojen 3. vs. 5. välillä ($r=0,62$ $p < 0,01$), kun posterior suorituksista korkeimmat korrelaatiot olivat 14. sarjojen 1. vs. 2. ($r=0,64$ $p < 0,01$) ja 2. vs. 5. ($r=0,73$ $p < 0,001$) välillä. Molempien suuntien suoritusten korrelaatiot pyrkivät kasvamaan mittaussuoritusten puoliväliä lähestyttäessä, minkä jälkeen korrelaatiot kääntyivät laskuun. (taulukko 4.).

TAULUKKO 4. TIME anterior ja posterior suoritusten sarjojen väliset korrelaatiot.

Anterior	Korrelaatio	p-arvo	n	sarja
Suoritus 2				
Suoritus 6	0,52*	<0,05	17	1 vs. 4
	0,52*	<0,05	18	2 vs. 3
	0,62**	<0,01	17	3 vs. 5
Suoritus 13	0,48*	<0,05	18	1 vs. 2
	0,58*	<0,05	17	1 vs. 5
	0,49*	<0,05	17	3 vs. 5
Suoritus 20	0,50*	<0,05	18	1 vs. 3
Suoritus 29				
Posterior				
Suoritus 1				
Suoritus 5	0,62**	<0,01	16	2 vs. 5
	0,53*	<0,05	17	4 vs. 5
Suoritus 14	0,64**	<0,01	18	1 vs. 2
	0,73***	<0,001	17	2 vs. 5
Suoritus 19	0,53*	<0,05	17	1 vs. 5
	0,51*	<0,05	17	3 vs. 4
Suoritus 30				

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

Maksimipoikkeama häiriön suuntaan, P2P, anterior suoritusten sarjaparien korrelaatioiden taso laski hieman siirryttäessä hitaammista häiriöistä nopeampiin. Anterior mittaussarjojen 2. vs. 4. suorituksissa 2. ($r=0,82$ $p < 0,01$) ja 13. ($r=0,703$ $p < 0,01$) korrelaatiot olivat korkeimpia, mutta tilastollisesti vain merkitsevällä tasolla. Anterior suorituksista vain 6. suorituksen sarjojen 2. vs. 4. korrelaatio ($r=0,81$ $p < 0,001$) oli tilastollisesti erittäin merkitsevä. Anterior suorituksissa 20. ja 29. ei ollut tilastollisesti merkitsevästi korreloivia sarjapareja. Posterior suorituksissa ei ollut lainkaan tilastollisesti erittäin merkitsevästi korreloivia sarjapareja. Korkeimmat korrelaatiot olivat suorituksen 5. sarjaparin 1. vs. välillä ($r=0,73$ $p < 0,01$) ja suorituksen 30. sarjaparien 1. vs. 5. ($r=0,75$ $p < 0,01$) ja 4. vs. 5. ($r=0,70$ $p < 0,01$) välillä. (taulukko 5.).

TAULUKKO 5. P2P anterior ja posterior suoritusten sarjojen väliset korrelaatiot.

Anterior	Korrelaatio	p-arvo	n	sarja
Suoritus 2	0,82**	< 0,01	11	2 vs. 4
Suoritus 6	0,64**	<0,01	15	1 vs. 2
	0,56*	<0,05	14	1 vs. 4
	0,81***	<0,001	15	2 vs. 4
	0,57*	<0,05	15	4 vs. 5
Suoritus 13	0,64*	<0,05	14	1 vs. 4
	0,70**	<0,01	16	2 vs. 4
	0,62*	<0,05	15	4 vs. 5
Suoritus 20				
Suoritus 29				
Posterior				
Suoritus 1				
Suoritus 5	0,73**	<0,01	15	1 vs. 2
	0,54*	<0,05	15	2 vs. 3
	0,52*	<0,05	15	4 vs. 5
Suoritus 14	0,50*	<0,05	18	1 vs. 2
Suoritus 19	0,63*	<0,05	15	2 vs. 3
	0,57*	<0,05	14	3 vs. 4
Suoritus 30	0,51*	<0,05	15	1 vs. 2
	0,75**	<0,01	13	1 vs. 5
	0,70**	<0,01	15	4 vs. 5

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

Koko häiriön aikainen painekeskipisteen maksimipikkeama, MAX, sisälsi eniten korreloivia sarjapareja kaikista muuttujista niin anterior kuin posterior suorituksissa. Lisäksi MAX muuttujan suoritukset sisälsivät eniten tilastollisesti erittäin merkitsevästi korreloivia sarjapareja. MAX anterior suorituksissa korreloivien sarjaparien määrä väheni suoritusten edetessä suorituksesta 2. suoritukseen 20., mutta suorituksessa 29. tilastollisesti korreloivien sarjaparien määrä taas nousi. Jokaisessa anterior suorituksessa oli tilastollisesti erittäin merkitsevästi korreloiva sarjapari. Posterior suorituksissa korreloivien mittasarjojen korrelaatiot olivat alhaisempia kuin anterior suorituksissa. Lisäksi suorituksissa 1., 14. ja 20. oli vain yksi tilastollisesti merkitsevällä tasolla korreloiva sarjapari, joista vain suorituksen 14. sarjaparin 1. vs. 2. ($r=0,72$ $p<0,001$) välinen korrelaatio oli tilastollisesti erittäin merkitsevä. Anterior ja posterior suoritusten edetessä korreloivien sarjaparien pääpaino oli lähes poikkeuksetta ensimmäisten ja viimeisten mittaussarjojen välillä. (taulukko 6.).

TAULUKKO 6. MAX anterior ja posterior suoritusten sarjojen väliset korrelaatiot.

Anterior	Korrelaatio	p-arvo	n	sarja
Suoritus 2	0,59**	<0,01	18	1 vs. 2
	0,56*	<0,05	18	2 vs. 3
	0,48*	<0,05	17	2 vs. 4
	0,55*	<0,05	17	2 vs. 5
	0,71***	<0,001	17	4 vs. 5
Suoritus 6	0,70***	<0,001	18	1 vs. 2
	0,59**	<0,01	18	1 vs. 3
	0,75***	<0,001	17	1 vs. 4
	0,57*	<0,05	17	2 vs. 4
	0,64**	<0,01	17	4 vs. 5
Suoritus 13	0,49*	<0,05	17	2 vs. 5
	0,82***	<0,001	17	4 vs. 5
Suoritus 20	0,74***	<0,001	17	3 vs. 5
Suoritus 29	0,48*	<0,05	17	1 vs. 4
	0,72***	<0,001	17	2 vs. 4
	0,80***	<0,001	17	2 vs. 5
	0,80***	<0,001	17	4 vs. 5
Posterior				
Suoritus 1	0,56*	<0,05	18	2 vs. 3
Suoritus 5	0,63**	<0,01	18	1 vs. 2
	0,54*	<0,05	18	1 vs. 3
	0,55*	<0,05	17	2 vs. 4
	0,70***	<0,001	17	4 vs. 5
Suoritus 14	0,72***	<0,001	18	1 vs. 2
Suoritus 19	0,48*	<0,05	17	2 vs. 5
Suoritus 30	0,51*	<0,05	17	2 vs. 3
	0,49*	<0,05	17	2 vs. 5
	0,65**	<0,01	18	3 vs. 5

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

Painekeskapisteen maksimipoikkeama 500 ms jälkeen häiriön loppumisesta, POST, anterior ja posterior suoritusten korrelaatiot eivät olleet kovin korkeita. Anterior suorituksista vain

suorituksen 2. sarjojen 3. vs. 5. ($r=0,72$ $p<0,001$) välinen korrelaatio oli tilastollisesti erittäin merkitsevä. Posterior suorituksista ainoastaan suorituksen 30. sarjaparissa 2. vs. 5. ($r=0,62$ $p<0,01$) oli tilastollisesti merkitsevä korrelaatiotaso. Muissa posterior suoritusten mittaussarjojen välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota. (taulukko 7.).

TAULUKKO 7. POST anterior ja posterior suoritusten sarjojen väliset korrelaatiot.

Anterior	Korrelaatio	p-arvo	n	sarja
Suoritus 2	0,49*	<0,05	17	2 vs. 4
	0,72***	<0,001	17	3 vs. 5
Suoritus 6	0,50*	<0,05	18	1 vs. 2
Suoritus 13	0,61**	<0,01	18	1 vs. 2
	0,48*	<0,05	17	3 vs. 4
Suoritus 20	0,52*	<0,05	17	3 vs. 5
	0,51*	<0,05	17	4 vs. 5
Suoritus 29	0,54*	<0,05	17	2 vs. 4
Posterior				
Suoritus 1	0,48*	<0,05	18	1 vs. 2
	0,58*	<0,05	17	3 vs. 4
Suoritus 5				
Suoritus 14				
Suoritus 19				
Suoritus 30	0,52*	<0,05	18	1 vs. 2
	0,62**	<0,01	17	2 vs. 5

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

Koko häiriön aikainen tasapainon korjaus, SUM, korrelaatiot kasvoivat pääsääntöisesti suoritusten edetessä niin anterior kuin posterior suorituksissa. Tilastollisesti erittäin merkitsevästi korreloivia mittausarjoja oli anterior suorituksissa vain kolme; anterior suorituksen 20. sarjaparissa 2. vs. 3. ($r=0,71$ $p<0,001$) ja suorituksen 29. sarjapareissa 2. vs. 4. ($r=0,70$ $p<0,001$) sekä 2. vs. 5. ($r=0,74$ $p<0,001$). Vastaavasti posterior suorituksissa oli vain kaksi tilastollisesti erittäin merkitsevästi korreloivaa mittausarjaa; suorituksen 5. sarjaparissa 2. vs. 5. ($r=0,73$ $p<0,001$) ja suorituksen 30. sarjaparissa 2. vs. 4. ($r=0,70$ $p<0,001$). (taulukko 8.).

TAULUKKO 8. SUM anterior ja posterior suoritusten sarjojen väliset korrelaatiot.

Anterior	Korrelaatio	p-arvo	n	sarja
Suoritus 2	0,49*	<0,05	17	4 vs. 5
Suoritus 6	0,51*	<0,05	18	1 vs. 3
	0,49*	<0,05	18	2 vs. 3
	0,51*	<0,05	17	2 vs. 5
Suoritus 13	0,63**	<0,01	18	1 vs. 2
	0,59**	<0,01	18	2 vs. 3
Suoritus 20	0,55*	<0,05	18	1 vs. 3
	0,71***	<0,001	18	2 vs. 3
Suoritus 29	0,66**	<0,01	18	1 vs. 2
	0,48*	<0,05	17	1 vs. 3
	0,70**	<0,01	17	1 vs. 4
	0,70***	<0,001	17	2 vs. 4
	0,74***	<0,001	17	2 vs. 5
	0,70**	<0,01	17	4 vs. 5
Posterior				
Suoritus 1	0,47*	<0,05	18	2 vs. 3
	0,52*	<0,05	17	2 vs. 4
	0,57*	<0,05	17	3 vs. 5
Suoritus 5	0,60**	<0,01	18	2 vs. 3
	0,73***	<0,001	17	2 vs. 5
	0,55*	<0,05	17	3 vs. 5
Suoritus 14	0,47*	<0,05	18	1 vs. 2
	0,63**	<0,01	17	3 vs. 4
Suoritus 19	0,56*	<0,05	18	2 vs. 3
Suoritus 30	0,67**	<0,01	17	2 vs. 3
	0,70***	<0,001	17	2 vs. 4
	0,62**	<0,01	17	2 vs. 5
	0,58*	<0,05	16	3 vs. 5

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

Dynaamisen tasapainotestin reliabiliteetti ja validius. Kaikissa muuttujissa luottamusväli, CI, mukaili ICC-arvon tuloksia; jos ICC-arvo kasvoi, myös suorituksen luottamusvälin tulos parani. Kunkin muuttujan luottamusvälit on esitetty taulukoissa 9., 10., 11., 12. ja 13.

TIME viiden mittausarjasuoritusten ICC- arvot jäivät mataliksi. Ainoastaan posterior suoritus 14. ylsi hyvään ICC arvoon ($ICC > 0,7$). Miltei hyvään ylsi posterior suoritus 19. ICC:n ollessa 0,63 ($p < 0,001$) ja anterior suoritus 13. ICC- arvolla 0,63 ($p < 0,01$). Dynaamisen tasapainotestin ICC-arvo viidellä anterior ja viidellä posterior suorituksella arvioituna TIME muuttujalta osoitti testin toistettavuuden olevan keskinkertainen, $ICC < 0,70$. Tulosten vaihtelu viiden mittausarjan keskiarvoilla laskettuna oli CVrms- arvojen perusteella anterior ja posterior suorituksissa alhainen, mutta sitä vastoin mittausarjojen välinen vaihtelu tutkittavien tasolla oli CV-arvon perusteella heikko ($CV > 10\%$). CV-arvot pyrkivät kasvamaan nopeuden ja kiihtyvyyden kasvaessa. (taulukko 9.).

TAULUKKO 9. Displacement Time viiden mittausarjan anterior ja posterior suoritusten ICC, CI, CVrms tulokset ja merkitsevyystasot.

Suoritus	ICC (AM)	95 % Luottamusväli CI	p- arvo	CVrms	CV(%)
1 Posterior	0,21	-0,58- 0,67	$p > 0,05$	4,0	17,0
2 Anterior	-0,65	-2,32- 0,31	$p > 0,05$	2,9	12,3
5 Posterior	0,33	-0,37- 0,73	$p > 0,05$	2,8	12,2
6 Anterior	0,47*	-0,056- 0,78	$p < 0,05$	3,0	17,6
13 Anterior	0,63**	0,52- 0,84	$p < 0,01$	4,7	19,9
14 Posterior	0,73***	0,46- 0,88	$p < 0,001$	4,2	18,0
19 Posterior	0,67***	0,34- 0,86	$p < 0,001$	3,6	15,3
20 Anterior	0,26	-0,47- 0,69	$p > 0,05$	5,0	21,4
29 Anterior	0,13	-0,72- 0,64	$p > 0,05$	4,8	20,6
30 Posterior	0,49*	-0,03- 0,79	$p < 0,05$	4,9	20,8
Ka Posterior	0,75***	0,51- 0,89	$p < 0,001$		
Ka Anterior	0,76***	0,54- 0,90	$p < 0,001$		

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

P2P- muuttujan ICC- arvot vaihtelivat heikosta erinomaiseen, johon ylsi posterior suoritus 19. ICC oli 0,79 ($p < 0,001$). Keskiarvoiset ICC -arvot saivat suoritukset 13. ICC oli 0,59 ($p < 0,05$), suoritus 14. ICC oli 0,68 ($p < 0,01$) ja suoritus 30. ICC oli 0,63 ($p < 0,05$). CVrms -

arvot olivat kaikissa suorituksissa alle 5 %, mikä kertoo toistettavuuden olevan hyvä tulosten vaihtelun osalta viiden mittauskerran välillä. Tutkittavien tulosten vaihtelu viiden mittaussarjan välillä pysyi suhteellisen vakaana; anterior suorituksissa tutkittavien tulokset pyrkivät kasvamaan häiriön voimakkuuden kasvaessa, kun posterior suorituksissa tutkittavien tulosten vaihtelu laski häiriön voimakkuuden kasvaessa. (taulukko 10.).

TAULUKKO 10. P2P viiden mittaussarjan anterior ja posterior suoritusten ICC, CI, CVrms tulokset ja merkitsevyystasot.

Suoritus	ICC (AM)	95 % Luottamusväli CI	p- arvo	CVrms (%)	CV(%)
1 Posterior	0,14	- 0,88- 0,70	p>0,05	4,2	18,2
2 Anterior	-0,48	-3,68-0,76	p>0,05	3,2	13,6
5 Posterior	0,47	- 0,27- 0,85	p>0,05	3,1	13,5
6 Anterior	0,22	-0,09- 0,77	p>0,05	3,3	14,0
13 Anterior	0,59*	0,036- 0,87	p<0,05	3,9	16,5
14 Posterior	0,68**	0,30- 0,89	p<0,01	3,0	12,9
19 Posterior	0,79***	0,50- 0,94	p<0,001	1,9	8,0
20 Anterior	0,43	-0,33-0,82	p>0,05	4,0	17,2
29 Anterior	-1,73	-5,7- 0,22	p>0,05	2,8	12,2
30 Posterior	0,63*	0,09- 0,89	p<0,05	2,8	12,2
Ka Posterior	-1,54	-4,0- -0,079	p>0,05		
Ka Anterior	-1,06	-3,06-0,124	p>0,05		

*Tilastollisesti melkein merkitsevä p< 0,05, **Tilastollisesti merkitsevä p< 0,01, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä p< 0,001.

MAX suoritusten ICC -arvot vaihtelivat heikosta keskinkertaiseen. Keskinkertaiseen ICC:n ylsivät suoritukset 5. ICC oli 0,60 (p<0,01), suoritus 6. ICC oli 0,60 (p<0,01), suoritus 13. ICC oli 0,69 (p<0,001) ja suoritus 29. ICC oli 0,64 (p<0,01). Lähes keksinkertaiseen tulokseen ylsi suoritus 14. ICC oli 0,53 (p<0,05). CVrms- arvot ilmensivät MAX suoritusten reliabiliteetin hyväksi. Ainoastaan suorituksen 30. CVrms (11,6 %) oli muita korkeampi. CV-arvojen perusteella tutkittavien tulosten vaihtelu suoritusten välillä pyrki

laskemaan, kun taas vaihtelu oli lähes poikkeuksetta suurempaa anterior suorituksissa kuin posterior suorituksissa. (taulukko 11.).

TAULUKKO 11. MAX viiden mittausarjan anterior ja posterior suoritusten ICC, CI, CVrms tulokset ja merkitsevyytasot.

Suoritus	ICC (AM)	95 % Luottamusväli CI	p- arvo	CVrms (%)	CV (%)
1 Posterior	0,38	-0,24-0,74	p>0,05	4,8	20,6
2 Anterior	0,71***	0,42-0,88	p<0,001	5,8	24,9
5 Posterior	0,60**	0,21-0,83	p<0,01	4,4	18,8
6 Anterior	0,60**	0,20-0,83	p<0,01	5,4	23,0
13 Anterior	0,69***	0,38-0,87	p<0,001	3,9	13,5
14 Posterior	0,53*	0,06-0,80	p<0,05	3,3	14,3
19 Posterior	0,2	-0,60-0,67	p>0,05	2,9	12,3
20 Anterior	0,07	-0,85-0,61	p>0,05	5,6	23,9
29 Anterior	0,64**	0,23-0,85	p<0,01	5,3	22,8
30 Posterior	-0,02	-1,10-0,59	p>0,05	11,6	49,5
Ka Posterior	-0,47	-1,90-0,37	p>0,05		
Ka Anterior	-1,06	-3,06-0,12	p>0,05		

*Tilastollisesti melkein merkitsevä p< 0,05, **Tilastollisesti merkitsevä p< 0,01, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä p< 0,001.

POST suoritusten ICC -arvot jäivät heikoiksi, vain suoritus 20. ICC oli 0,72 (p<0,001) oli keskinkertainen. Suoritukset 29. ICC oli 0,59 (p<0,01) ja 30. ICC oli 0,52 (p<0,05) ylsivät miltei keskinkertaiseen reliabiliteettiarvoon. CVrms- arvot kasvoivat anterior ja posterior siirryttäessä suurempiin häiriöihin. CV-arvojen perusteella tutkittavien tulosten vaihtelu kasvoi voimakkuudeltaan suurempia häiriöitä lähestyttäessä. (taulukko 12.).

TAULUKKO 12. POST viiden mittausarjan anterior ja posterior suoritusten ICC, CI, CVrms tulokset ja merkitsevyystasot.

Suoritus	ICC (AM)	95 % Luottamusväli CI	p- arvo	CVrms (%)	CV(%)
1 Posterior	0,17	-0,64-0,66	p>0,05	3,5	15,2
2 Anterior	-0,5	-2,0-3,8	p>0,05	3,8	16,2
5 Posterior	0,24	-0,52-0,68	p>0,05	3,2	13,9
6 Anterior	0,28	-0,44-0,70	p>0,05	3,9	16,7
13 Anterior	0,40	-0,19-0,75	p>0,05	3,9	13,5
14 Posterior	0,22	-0,54-0,68	p>0,05	4,2	17,8
19 Posterior	0,06	-0,87-0,61	p>0,05	4,6	19,9
20 Anterior	0,72***	0,44-0,88	p<0,001	7,4	31,7
29 Anterior	0,59**	0,16-0,83	p<0,01	6,7	28,5
30 Posterior	0,52*	0,02-0,81	p<0,05	9,4	40,1
Ka Posterior	-0,82	-2,59-0,22	p>0,05		
Ka Anterior	-0,31	-1,59-0,44	p>0,05		

*Tilastollisesti melkein merkitsevä p< 0,05, **Tilastollisesti merkitsevä p< 0,01, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä p< 0,001.

SUM suorituksista heikon ICC- arvon alle jäi vain kolme suoritusta; suoritus 1. (ICC 0,52 p<0,05), suoritus 13. (ICC 0,47 p<0,05) ja suoritus 19. (ICC 0,58 p<0,05). Keskinertaisen raja-arvon (ICC 0,60- 0,79) sisällä oli kolme anterior suoritusta (2., 6. ja 20.) ja kolme posterior suoritusta (5., 14. ja 30.). Korkean raja-arvon ylitti anterior suoritus 29. ICC:n arvon ollessa 0,84 (p<0,001). Koko tasapainon korjaus häiriön aikana, SUM, tulosten reliabiliteetti osoitti koko otannalla positiivisia tuloksia CVrms-arvojen perusteella. Tutkittavien tasolla vaihtelu oli suurempaa, mutta vaihtelu pyrki tasoittumaan tasapainotestin suoritusten puoliväliä ja suoritusten loppuosaa lähestyttäessä. (taulukko 13.).

TAULUKKO 13. SUM viiden mittausarjan anterior ja posterior suoritusten ICC, CI, CVrms tulokset ja merkitsevyystasot.

Suoritus	ICC (AM)	95 % Luottamusväli CI	p- arvo	CVrms (%)	CV (%)
1 Posterior	0,52*	0,038-0,80	p<0,05	7,0	29,7
2 Anterior	0,71***	0,43-0,88	p<0,001	4,6	19,5
5 Posterior	0,60**	0,19-0,83	p<0,01	3,8	16,2
6 Anterior	0,62**	0,24-0,84	p<0,01	3,6	15,4
13 Anterior	0,47*	-0,04-0,78	p<0,05	5,7	24,2
14 Posterior	0,68***	0,35-0,86	p<0,001	4,1	17,5
19 Posterior	0,58**	0,16-0,82	p<0,01	4,8	20,6
20 Anterior	0,65***	0,30-0,85	p<0,001	5,7	24,5
29 Anterior	0,84***	0,68-0,93	p<0,001	4,0	17,3
30 Posterior	0,73***	0,46-0,89	p<0,001	5,2	22,4
Ka Posterior	0,18	-0,61-0,65	p>0,05		
Ka Anterior	0,19	-0,59-0,65	p>0,05		

*Tilastollisesti melkein merkitsevä p< 0,05, **Tilastollisesti merkitsevä p< 0,01, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä p< 0,001.

Dynaamisen tasapainotestin mitattujen muuttujien (P2P, MAX, POST ja SUM) välinen sisäinen johdonmukaisuus, Cronbachin alfa-arvon perusteella, viiden mittausarjan keskiarvoista oli anterior suuntaan 0,75 ja posterior suuntaan 0,70. Yhden mittauksen, jokaisen suorituksen ensimmäisen toiston mukaan laskettuna, Cronbachin alfa-arvo oli anterior suuntaan 0,63 ja posterior suuntaan 0,51. Tämän mukaan kyseiset muuttujat mittaavat tasapainoa johdonmukaisena kokonaisuutena.

9.2 Rombergin tasapainotestin tulokset

Rombergin tasapainotesti tulokset on esitetty taulukoissa 14.- 17. Kaikkien muuttujien mittaustulokset kasvoivat testiasentojen muuttuessa haastavammiksi sekä silmät auki että silmät kiinni tehdyissä suorituksissa. Tandem-seisonta vaahtomuovin päällä oli haastavin testiasento, josta hyväksytysti suoriutui vain 9 tutkittavaa. Rombergin vakion tulokset

kasvoivat testiasennon haastavuuden mukaan ja tulosten perusteella (taulukko 15. ja 16.) vaahtomuovin päällä jalat rinnakkain seisominen osoittautui haastavammaksi kuin tandemasento kovalla alustalla.

TAULUKKO 14. Modifioidun Rombergin tasapainotestin tulokset jalat rinnakkain kovalla alustalla.

Testi	Silmät auki n=20	Silmät kiinni n=20
1. Jalat rinnakkain		
Huojunnan pinta-ala [mm ²]	107,0 (77,3)	157,2 (80,8)
Huojunnan pituus [mm]	216,0 (89,4)	313,8 (107,7)
Huojunnan nopeuden keskihajonta [mm/s ²]	4,5 (2,0)	6,5 (2,5)
X- keskihajonta [mm/s]	1,9 (0,66)	2,3 (0,65)
Y- keskihajonta [mm/s]	3,9 (1,6)	4,6 (1,5)
Rombergin vakio		197,1 (168,9)

TAULUKKO 15. Modifioidun Rombergin tasapainotestin tulokset jalat rinnakkain vaahtomuovin päällä.

Testi	Silmät auki n=20	Silmät kiinni n=20
2. Jalat rinnakkain vaahtomuovi		
Huojunnan pinta-ala [mm ²]	463,7 (227,8)	1068,5 (775,6)
Huojunnan pituus [mm]	406,3 (136,5)	877,8 (402,0)
Huojunnan nopeuden keskihajonta [mm/s ²]	8,1 (1,8)	17,7 (7,3)
X-keskihajonta [mm/s]	4,9 (1,7)	7,2 (2,5)
Y- keskihajonta [mm/s]	6,6 (2,5)	9,4 (3,1)
Rombergin vakio		270,1 (147,0)

TAULUKKO 16. Modifioidun Rombergin tasapainotestin tulokset tandemasennossa kovalla alustalla.

Testi	Silmät auki n=20	Silmät kiinni n=19
3. Tandem-seisonta		
Huojunnan pinta-ala [mm ²]	628,3 (378,4)	1176,0 (845,0)
Huojunnan pituus [mm]	572,7 (125,5)	1077,6 (331,5)
Huojunnan nopeuden keskihajonta [mm/s ²]	12,6 (4,1)	23,2 (7,4)
X- keskihajonta [mm/s]	6,7 (2,0)	9,8 (2,5)
Y- keskihajonta [mm/s]	6,8 (3,7)	8,5 (4,1)
Rombergin vakio		236,1 (173,3)

TAULUKKO 17. Modifioidun Rombergin tasapainotestin tulokset tandemasennossa vaahtomuovin päällä.

Testi	Silmät auki n=20	Silmät kiinni n=9
4. Tandem-seisonta vaahtomuovi		
Huojunnan pinta-ala [mm ²]	935,4 (502,3)	2529,9 (1354,8)
Huojunnan pituus [mm]	704,4 (182,0)	1572,1 (369,9)
Huojunnan nopeuden keskihajonta [mm/s ²]	14,7 (3,8)	32,1 (6,8)
X- keskihajonta [mm/s]	6,6 (1,5)	12,7 (2,1)
Y- keskihajonta [mm/s]	9,9 (4,3)	13,2 (4,9)
Rombergin vakio		313,6 (156,8)

Dynaamisen tasapainotestin validiteetti ei saanut riittävää tukea Modifioidusta Rombergin tasapainotestistä. Modifioidun Rombergin ja Dynaamisen tasapainotestin anterior ja posterior suoritusten välisissä korrelaatioissa oli melko suurta vaihtelua. Modifioidun Rombergin testiasennot olivat todennäköisesti liian helppoja, sillä Dynaamisen tasapainotestin muuttujista POST osoitti eniten positiivista korrelaatiota. POST mittasi

COP:n maksimipikkeaman 500ms jälkeen häiriön päättymisestä, eli tutkittavien asentohuojunta oli tässä vaiheessa jo lähes vakaa ja korreloi siten parhaiten Rombergin staattisten testiasentojen kanssa. Muun muassa huojunnan pinta-alan ja anterior suoritusten välillä tarvittiin haastavampi testiasento, jotta muuttujien välinen korrelaatio oli positiivinen. Tilastollisesti erittäin merkitseviä korrelaatioita oli testien välillä erittäin vähän. Rombergin vakioiden ja Dynaamisen tasapainomuuttujien väliset korrelaatiot olivat pääsääntöisesti negatiivisia. Seuraavissa kappaleissa on esitetty Modifioidun Rombergin ja Dynaamisen tasapainotestin muuttujien väliset korrelaatiot tarkempaan analyysiin valittujen muuttujien osalta. Sulkeissa on esitetty dynaamisen tasapainotestin suorituksen numero, jolta raportoitava korrelaatio löytyi, testien välinen korrelaatiokerroin ja merkitsevyystaso.

Modifioidun Rombergin tasapainotestin huojunnan pinta-ala ja pituus. Huojunnan pinta-ala tandem SK korreloi positiivisesti POST anterior (2.1 $r = 0,60$ $p < 0,05$) ja posterior (14.4 $r = 0,57$ $p < 0,05$ ja 19.4 $r = 0,62$ $p < 0,01$) suorituksissa, mutta vastaavasti tandem SA ja POST anterior (13.3 $r = -0,48$ $p < 0,05$) ja posterior (19.3 $r = -0,52$ $p < 0,05$ ja 30.1 $r = -0,48$ $p < 0,05$) suorituksissa tilastollisesti raportoitavat korrelaatiot olivat negatiivisia. POST anterior ja tandem VM SA (13.1 $r = -0,57$ $p < 0,05$) ja tandem VM SK (6.3 $r = -0,90$ $p < 0,001$) korrelaatiot olivat negatiivisia, kun POST posterior suorituksissa vastaavat testiasennot korreloivat positiivisesti; tandem VM SA (30.4 $r = 0,48$ $p < 0,05$) ja tandem VM SK (30.2 $r = 0,68$ $p < 0,05$, 14.1 $r = 0,72$ $p < 0,05$ ja 5.4 $r = 0,85$ $p < 0,01$). (taulukko 18.). Huojunnan pituus korreloi vahvemmin POST posterior suoritusten kanssa kuin anterior suoritusten kanssa. Huojunnan pituus tandem SA korreloi positiivisesti POST anterior (13.4 $r = 0,52$ $p < 0,05$) ja posterior (19.4 $r = 0,63$ $p < 0,001$, 14.4 $r = 0,59$ ja 5.4 $r = 0,54$ $p < 0,05$) suoritusten kanssa. POST posterior osoitti vahvaa positiivista korrelaatiota myös huojunnan pituuden kanssa tandem SK (14.2 $r = 0,52$ $p < 0,05$, 19.4 $r = 0,60$ $p < 0,05$ ja 14.4 $r = 0,68$ $p < 0,001$), tandem VM SA (5.4 $r = 0,57$ $p < 0,05$ ja 14.2 $r = 0,68$ $p < 0,001$) ja tandem VM SK (30.5 $r = 0,78$, 5.4 $r = 0,86$, 30.2 $r = 0,90$ $p < 0,001$) testiasennoissa. (taulukko 19.).

Pinta-ala jalat rinnakkain VM SK korreloi negatiivisesti SUM anterior (29.2 $r = -0,49$ $p < 0,05$) ja posterior (1.2 $r = -0,48$ $p < 0,05$) suoritusten kanssa (taulukko 18). Huojunnan

pituus jalat rinnakkain SA korreloi negatiivisesti SUM anterior (29.2 $r=-0,48$ ja 20.1 $r=-0,54$ $p<0,05$) ja posterior (1.5 $r=-0,52$ $p<0,05$) suoritusten kanssa. (taulukko 19.).

TAULUKKO 18. Modifioidun Rombergin testin huojunnan pinta-alan ja Dynaamisen tasapainotestin POST ja SUM eteen-taakse suuntaisten suoritusten väliset korrelaatiot.

Huojunnan pinta-ala	POST anterior	POST posterior	SUM anterior	SUM posterior
Jalat rinnakkain SA				
Jalat rinnakkain SK				
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SA				
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SK			29.2 $r: -0,49^*$	1.2 $r: -0,48^*$
Tandemasento SA	13.3 $r: -0,48^*$	19.3 $r: -0,52^*$ 30.1 $r: -0,48^*$		
Tandemasento SK	2.1 $r: 0,60^*$	14.4 $r: 0,57^*$ 19.4 $r: 0,62^{**}$		
Tandemasento vaahtomuovi SA	13.1 $r: -0,57^*$	30.4 $r: 0,48^*$		
Tandemasento vaahtomuovi SK	6.3 $r: -0,90^{***}$	30.2 $r: 0,68^*$ 14.1 $r: 0,72^*$ 5.4 $r: 0,85^{**}$		

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

TAULUKKO 19. Modifioidun Rombergin testin huojunnan pituus ja Dynaamisen tasapainotestin POST ja SUM eteen-taakse suuntaisten suoritusten väliset korrelaatiot.

Huojunnan pituus	POST anterior	POST posterior	SUM anterior	SUM posterior
Jalat rinnakkain SA			29.2 r: 0,48* 20.1 r:-0,54*	1.5 r: -0,52*
Jalat rinnakkain SK				
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SA				
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SK				
Tandemasento SA	13.4 r:0,52*	19.4 r: 0,63*** 14.4 r: 0,59* 5.4 r: 0,54*		
Tandemasento SK		14.2 r: 0,52* 19.4 r: 0,60* 14.4 r: 0,68***		
Tandemasento vaahtomuovi SA		5.4 r: 0,57* 14.2 r: 0,68***		
Tandemasento vaahtomuovi SK		30.5 r: 0,78*** 5.4 r: 0,86*** 30.2 r: 0,90***		

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p < 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p < 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p < 0,001$.

Modifioidun Rombergin tasapainotestin nopeuden keskihajonta. Nopeuden keskihajonta jalat rinnakkain VM SA korreloi positiivisesti TIME anterior (20.3 $r=0,48$ $p < 0,05$) ja posterior (5.1 $r=0,58$ $p < 0,05$) suoritusten kanssa. Tandem VM SK korreloi negatiivisesti TIME anterior (2.4 $r=-0,68$, 20.4 $r=-0,68$ $p < 0,05$ ja 20.3 $r=-0,93$ $p < 0,001$) ja posterior (14.3 $r=-0,68$ ja 19.2 $r=-0,78$ $p < 0,05$) suoritusten kanssa. Tandem SA korreloi positiivisesti TIME anterior (20.2 $r=0,50$ ja 29.2 $r=0,48$ $p < 0,05$) suoritusten kanssa. Positiivinen korrelaatio oli myös tandem SK ja TIME anterior (20.5 $r=0,58$ $p < 0,05$) suorituksen välillä. Tandem VM SA korreloi negatiivisesti TIME posterior (1.3 $r=-0,47$ ja 14.2 $r=-0,55$ $p < 0,05$) suoritusten kanssa.

Nopeuden keskihajonta tandem SA korreloi positiivisesti MAX anterior (29.4 $r=0,52$ $p<0,05$) ja posterior (30.4 $r=0,53$ ja 5.5 $r=0,58$ $p<0,05$) suorituksissa. Jalat rinnakkain VM SA korreloi myös positiivisesti MAX anterior (2.3 $r=0,47$ $p<0,05$) ja posterior (14.4 $r=0,53$ $p<0,05$) suorituksissa. MAX anterior ja tandem VM SA välillä oli tilastollisesti erittäin merkitsevä negatiivinen korrelaatio (29.1 $r=-0,76$ $p<0,001$). Vastaavasti MAX posterior ja tandem VM SK välillä oli negatiivinen korrelaatio (14.3 $r=-0,66$ $p<0,05$). (taulukko 20.).

TAULUKKO 20. Modifioidun Rombergin testin huojunnan nopeuden keskihajonta ja Dynaamisen tasapainotestin TIME ja MAX eteen-taakse suuntaisten suoritusten väliset korrelaatiot.

Huojunnan nopeuden keskihajonta	TIME anterior	TIME posterior	MAX anterior	MAX posterior
Jalat rinnakkain SA				
Jalat rinnakkain SK				
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SA	20.3 $r:0,48^*$	5.1 $r: 0,58^*$	2.3 $r:0,47^*$	14.4 $r: 0,53^*$
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SK	2.4 $r: -0,68^*$	14.3 $r: -0,68^*$		
		19.2 $r: -0,78^*$		
	20.4 $r: 0,68^*$			
	20.3 $r:-$			
	0,93***			
Tandemasento SA	20.2 $r=0,50^*$		29.4 $r: 0,52^*$	30.4 $r: 0,53^*$
	29.2 $r=0,48^*$			5.5 $r: 0,58^*$
Tandemasento SK	20.5 $r: 0,58^*$			
Tandemasento vaahtomuovi SA		1.3 $r:-0,47^*$	29.1 $r:$	
		14.2 $r:-0,55^*$	0,76***	
Tandemasento vaahtomuovi SK				14.3 $r: -0,66^*$

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p< 0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p< 0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p< 0,001$.

Nopeuden keskihajonta tandem SK korreloi positiivisesti SUM anterior (2.1 $r=0,49$ $p<0,05$, 6.2 $r=0,49$ $p<0,05$ ja 13.4 $r=0,64$ $p<0,01$) suoritusten kanssa. Vastaava testiasento ei korreloinut tilastollisesti merkitsevästi SUM posterior suorituksissa. Tandem VM SK

korreloi negatiivisesti SUM anterior (29.1 $r=-0,50$ $p<0,05$, 29.2 $r=-0,51$ $p<0,05$ ja 29.4 $r=-0,80$ $p<0,001$) ja posterior (1.5 $r=-0,49$ $p<0,05$) suoritusten kanssa. (taulukko 21.).

TAULUKKO 21. Modifioidun Rombergin testin huojunnan nopeuden keskihajonta ja Dynaamisen tasapainotestin SUM eteen-taakse suuntaisten suoritusten väliset korrelaatiot.

Huojunnan nopeuden keskihajonta	SUM anterior	SUM posterior
Jalat rinnakkain SA		
Jalat rinnakkain SK		
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SA		
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SK		
Tandemasento SA		
Tandemasento SK	2.1 $r: 0,49^*$ 6.2 $r: 0,49^*$ 13.4 $r: 0,64^{**}$	
Tandemasento vaahtomuovi SA		
Tandemasento vaahtomuovi SK	29.1 $r: -0,50^*$ 29.2 $r: -0,51^*$ 29.4 $r: -0,80^{***}$	1.5 $r: -0,49^*$

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p<0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p<0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p<0,001$.

Modifioidun Rombergin tasapainotestin x- ja y-suuntainen huojunta. Sivuttaissuuntainen huojunta x korreloi merkittävimmin tandem SA ja SUM anterior (6.4 $r=0,54$ $p<0,01$) sekä tandem SK ja SUM anterior (20.5 $r=0,57$ $p<0,05$ ja 13.4 $r=0,65$ $p<0,01$) suorituksissa, mutta vastaavaa yhtäläisyyttä ei ollut havaittavissa SUM posterior suorituksissa. (taulukko 22.).

Eteen-taakse suuntainen huojunta y jalat rinnakkain SA osoitti positiivista korrelaatiota SUM anterior (2.1 $r=0,54$, 20.5 $r=0,49$ ja 29,2 $r=0,49$ $p<0,05$) ja posterior (19.2 $r=0,55$ $p<0,05$) suorituksissa. Jalat rinnakkain SK ja SUM anterior (13.3 $r=0,49$ $p<0,05$) sekä jalat rinnakkain VM SA ja SUM anterior (2.1 $r=0,50$ ja 6.4 $r=0,60$ $p<0,05$) suoritukset korreloivat keskenään positiivisesti. Vastaavasti jalat rinnakkain VM SA ja SUM posterior (19.5 $r=-0,50$ $p<0,05$ ja 30.1 $r=-0,53$ $p<0,05$) suoritukset korreloivat negatiivisesti. Tandem

SA korreloi positiivisesti SUM posterior (5.1 $r=0,53$ $p<0,05$) suorituksen kanssa. (taulukko 22.).

TAULUKKO 22. Modifioidun Rombergin testin huojunnan y- ja x-suuntainen huojunta ja Dynaamisen tasapainotestin SUM eteen-taakse suuntaisten suoritusten valiset korrelaatiot.

	y-suuntainen huojunta		x-suuntainen huojunta	
	SUM anterior	SUM posterior	SUM anterior	SUM posterior
Jalat rinnakkain SA	2.1 r: 0,54*	19.2 r=0,55*		
	20.5 r: 0,49*			
	29,2 r: 0,49*			
Jalat rinnakkain SK	13.3 r: 0,49*			
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SA	2.1 r: 0,50*	19.5 r:-0,50*		
	6.4 r: 0,60*	30.1 r:-0,53*		
Jalat rinnakkain vaahtomuovi SK				
Tandemasento SA			6.4 r: 0,54**	
Tandemasento SK			20.5 r: 0,57*	
			13.4 r: 0,65**	
Tandemasento vaahtomuovi SA				
Tandemasento vaahtomuovi SK				

*Tilastollisesti melkein merkitsevä $p<0,05$, **Tilastollisesti merkitsevä $p<0,01$, ***Tilastollisesti erittäin merkitsevä $p<0,001$.

9.3 Toiminnallisen tasapainotestin tulokset

Toiminnallisen tasapainotestin tulokset on esitetty taulukossa 23, jossa on myös Punakallion (2003) tulokset vertailuarvoina. Tutkittavat pärjäsivät Toiminnallisessa tasapainotestissä vertailuarvoihin suhteutettuna hyvin.

TAULUKKO 23. Toiminnallisen tasapainotestin tulokset ja kaksi vertailuarvoa.

	Ka (SD)	MIN (s)	MAX (s)
Toiminnallinen tasapainotesti	13,4 (3,0)	9,3	20,1
Tutkittavien lukumäärä	20 (10 miestä ja 10 naista)		
Ikä	28,6 (SD 6,3)		
Vertailuarvoja (Punakallio 2003)			
Toiminnallinen tasapainotesti	21,6 (6,3)		
Tutkittavien lukumäärä	24 Hoitotyöntekijää		
Ikä	ÖB9		
Toiminnallinen tasapainotesti	10,1 (2,4)		
Tutkittavien lukumäärä	24 Rakennusmiestä		
Ikä	ÖB9		

Toiminnallinen tasapainotestin tuloksia verrattiin Dynaamisen tasapainotestin muuttujiin Pearsonin korrelaatioanalyysin avulla. Toiminnallisen testin tuloksena oli testiaika, mikä korreloi tilastollisesti merkitsevästi posterior suuntaisen TIME suorituksen 30. sarjan 3. kanssa ($r=0,58$ $p<0,05$).

Toiminnallisen testituloksen ja TIME anterior suorituksen 20. sarjan 2. välillä oli negatiivinen korrelaatio ($r=-0,49$ $p<0,05$). Korrelaatio oli positiivinen TIME anterior suorituksen 29. sarjan 3. ($r=0,50$ $p<0,05$) välillä. P2P anterior suorituksen 13. sarjan 3. ja Toiminnallisen testin välillä oli negatiivinen korrelaatio ($r=-0,54$ $p<0,05$), kuten myös suorituksen 20. sarjan 1. välillä ($r=-0,61$ $p<0,01$). Toiminnallisen testin ja SUM anterior suorituksen 2. sarjan 5. välillä oli positiivinen korrelaatio ($r=0,53$ $p<0,05$). Muiden dynaamisen tasapainotestin muuttujien ja Toiminnallisen tasapainotestin väliltä ei löytynyt korrelaatiota.

Cronbachin alfa-arvo oli Toiminnallisen tasapainotestin ja Dynaamisen tasapainotestin TIME viiden suorituksen keskiarvojen kesken anterior suuntaan 0,79 ja posterior suuntaan 0,72. Vastaavasti Toiminnallisen tasapainotestin ja Dynaamisen tasapainotestin SUM muuttujan kesken alfa-arvo oli anterior suuntaan 0,54 ja posterior suuntaan 0,55.

10 POHDINTA

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää Dynaamisen tasapainotestin toistettavuutta ja validiutta. Testin toistettavuutta tutkittiin korrelaatioanalyysin avulla, jolla haettiin vastausta tutkimuskysymykseen 2: Kuinka monta toistoa ja sarjaa on mitattava, jotta testi olisi toistettavissa. Testin validiudelle haettiin tukea vertaamalla Dynaamisen tasapainotestin tuloksia Modifoidun Rombergin tasapainotestin ja Toiminnallisen tasapainotestin tuloksiin.

Dynaamisen tasapainotestin toistettavuus vaihteli muuttujasta riippuen heikosta hyvään. Testillä voidaan mitata tutkittavan dynaamista tasapainoa toistettavasti kun testi suoritetaan useammin kuin kerran. Tämä kuitenkin vaatii muuttujien huolellisen valitsemisen, koska korrelaatiotasossa oli vaihtelevuutta muuttujien välillä. Dynaamisen tasapainotestin viiden mittaussarjan anterior ja posterior suoritusten keskiarvojen väliltä ei löytynyt huomattavia eroja minkään muuttujan osalta. Dynaamisen tasapainotestin validiteettitulo jäi heikoksi, sillä käytettyjen testimenetelmien, Modifoidun Rombergin ja Toiminnallisen tasapainotestin, tulokset eivät käyttäytyneet hypoteesin mukaisesti. Näin ollen Dynaamisen tasapainotestin ja Modifoidun Rombergin sekä Toiminnallisen tasapainotestin väliset korrelaatiotasot olivat heikkoja.

Dynaamisen tasapainotestin anterior ja posterior suoritusten väliset erot. Viiden mittaussarjan anterior ja posterior suorituksissa ei ollut huomattavia eroja. TIME anterior ja posterior tulosten väliltä ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää eroa. Tätä vastoin P2P, MAX, POST ja SUM anterior ja posterior sarjojen välillä oli pieniä eroja. TIME tulosten mukaan anterior suuntaisiin häiriöihin reagoitiin vain aavistuksen verran nopeammin kuin posterior häiriöihin. P2P anterior ja posterior suorituksista anterior suuntaisten häiriöiden aiheuttama maksimipikkeama häiriön suuntaan oli vähän pienempi kuin posterior suuntaisissa häiriöissä. Koko häiriön aikainen painekeskipesteen liike, MAX, vaihteli anterior ja posterior häiriöiden välillä; reagoitukyky häiriöön pyrki kasvamaan molempiin suuntiin mittaussarjojen edetessä. Molemmissa, P2P ja MAX, anterior ja posterior suoritusten erot

olivat tilastollisesti merkitseviä vain yhden suorituksen kohdalla ja vasta häiriömallin isommilla häiriöillä. Myös POST anterior ja posterior erot esiintyivät isommilla häiriöillä. SUM anterior ja posterior suoritusten erot olivat 1. ja 4. sarjoissa, mitkä voi johtua voimakkaammasta ennakoinnista.

Kyseisiä anterior ja posterior suoritusten eroja selittää muun muassa lihasten aktivoitumisjärjestys ja siten latenssiajat. Eteenpäin aiheutetun häiriön latenssiajan on todettu olevan hitaampi vatsalihaksista mitattuna kuin taaksepäin aiheutetun häiriön latenssiajan paraspinaalisista lihaksista mitattuna. Toisaalta taas keskimääräisten absoluuttisten latenssiaikojen on todettu olevan hieman nopeampia anterior suuntaisessa huojunnassa kuin posterior suuntaisessa huojunnassa. (Horak & Nashner 1986.). Eri aistijärjestelmien käyttö voi korostua eritavalla anterior ja posterior suorituksissa (Abrahamová & Hlava ka 2008). Lisäksi ennakoivalla kontrolloinnilla on aina oma roolinsa tasapainon hallinnassa ja siten on mahdotonta sanoa, kuinka paljon ennakointi vaikutti anterior- ja posterior suuntaisten häiriöiden välisiin eroihin. Toisaalta tutkittavat eivät tienneet kumpaan suuntaan häiriöt suuntautuvat, siten ennakointi häiriöön on ollut motorisilta vasteiltaan erilainen verrattuna tilanteeseen, jossa tutkiville olisi kerrottu häiriön liikesuunta. Viisi mittausarjaa oli identtisiä keskenään, mutta häiriöiden suuresta määrästä johtuen ja tasapainon säilyttämiseen keskittyneenä tutkittavat tuskin muistivat uuden sarjan alettua häiriöiden liikesuuntia.

Tässä tutkimuksessa ei huomioitu tutkittavien fyysistä kuntotasoja, lihasvoiman määrää tai voimantuottonopeutta, joiden on todettu olevan keskeisessä osassa tasapainon korjaustilanteissa (Orr ym. 2006; Seco ym. 2012; Jadelis ym. 2001). Anterior ja posterior suuntaisten suoritusten välisiin eroihin voi vaikuttaa edellisten lisäksi sukupuolten väliset erot, yksilölliset erot kehon painopisteen sijainnista sekä antropometrisistä tekijöistä erityisesti paino ja pituus (Sihvonen 2004; Hue 2007; Menegoi 2009). Lisäksi on huomioitava, että tutkittavan tasapainon hallintaan vaikuttavat myös kokemukset ja itse mittaustilanne. Toisaalta tutkittavat saattoivat olemaan liikunnallisesti aktiivisia ja normaalipainoisia.

TIME tulosten keskiarvot laskivat mittaussarjojen edetessä niin anterior kuin posterior suorituksissa, eli TIME tulosten mukaan tutkittavat korjasivat tasapainon tehokkaammin mittaussarjojen edetessä. Kirjallisuudessa ennakoinnin lisääntymisen ja oppimisen on todettu ilmenevän nopeampana reagointikykyä (Weaver & Tokuno, 2013). Näin ollen TIME tuloskeskiarvojen paraneminen mittaussarjojen edetessä voi kertoa tutkittavien oppimisesta ja lisääntyneestä ennakoinnista, minkä seurauksena tasapainon korjaus tapahtui tehokkaammin.

Vastaavasti P2P, MAX, POST tulosten keskiarvot kasvoivat mitä useampi mittaussarja oli mitattu, eli painekeskisteessä tapahtunut liike kasvoi mittaussarjojen välillä. Tämä voi olla seurausta testin aiheuttamasta väsymisestä; perifeerisen ja keskushermostollisen väsymisen on todettu vaikeuttavan asennon hallintaa, mikä näkyy lihasvoiman ja hermolihastoiminnan alenemisena ja siten liikeratojen kontrolloinnin ja liikkeiden suoritusnopeuden heikkenemisenä (Baghbaninaghadehi ym. 2013). COP:ssa tapahtunutta kasvua selittänee myös testissä vaadittu staattinen lihastyö, sillä pidempiaikainen asennon hallinta kasvattaa muun muassa huojunnan pinta-alaa (Adlerton ym. 2003). Koko tasapainon korjaus, SUM, tulokset osoittivat laskevaa trendiä mittaussarjojen edetessä niin anterior kuin posterior sarjoissa. Todennäköisesti SUM tulokset paranivat ensimmäisen mittaussarjan jälkeen, koska testinkulku oli selvillä ja mahdollinen jännittäminen oli laantunut. Toisaalta tämä voi olla seurausta lievästä oppimisesta ja ennakoinnin lisääntymisestä. Tilastollisesti anterior ja posterior keskiarvojen perättäisissä mittaussarjoissa ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa, mikä viittaa perättäisten mittaussarjojen mittaavan tasapainoa samalla tavalla.

Mittaussarjojen väliset erot suorituksissa. Mittaussarjojen väliset erot loppuivat anterior suorituksissa kolmannen sarjan jälkeen. Toisaalta eroa ei ollut lainkaan sarjojen 3. ja 4. välillä, mutta yksittäinen tilastollisesti merkitsevä ero oli 3. ja 5. sarjan välillä suorituksessa 13. Tämä voi johtua mittausvirheestä. Posterior suoritusten sarjojen erot loppuivat toiseen mittaussarjaan. Tämän perusteella luotettavan mittaustuloksen saamiseksi olisi mitattava vähintään kolme mittaussarjaa, mutta luotettavuus selkeästi paranee mitä useampi mittaussarja mitataan. Jos huomioidaan myös anterior suorituksen 13. 3. ja 5. sarjan välinen

ero, niin luotettavan tuloksen saaminen edellyttäisi vähintään neljän mittaussarjan mittaamista. Tätä havaintoa tukevat kirjallisuuden lukuisat tutkimukset, kuten Lafond ym. (2004), Corriveau ym. (2008) ja Wheat ym. (2012), joissa useamman mittaussarjan mittaamisen on todettu lisäävän tulosten luotettavuutta.

Dynaamisen tasapainotestin toistettavuus. Tasapainon mittaamista voimalevyllä pidetään luotettavimpana mittausjärjestelmänä, mutta tästä huolimatta reliabiliteetti voimalevyillä tehdyissä tasapainotesteissä vaihtelee huomattavasti (Kejonen 2002). Tässä tutkimuksessa Dynaamisen tasapainotestin toistettavuus ylsi miltei keskinkertaiselle tasolle. Tulokset vaihtelivat analysoitavan parametrin mukaan, mikä hankaloitti kokonaisuuden tulkittamista. Muuna muassa Goldie ym. (1989) totesi staattista tasapainoa voimalevyllä mitattuna pystysuorien voimien olevan toistettavampia ja herkempiä muutoksille kuin COP vaakavoimien. Näin ollen muutosherkkyydellä voi olla pientä vaikutusta tulosten vaihtelevuuteen. Lisäksi mainittakoon, että itsessään COP:n muutoksiin perustuvaa mittausmenetelmää pidetään toistettavana, mutta tulosten välisiin muutoksiin vaikuttaa se, kuinka tutkittavat reagoivat tasapainohäiriöön (Hrysonallis 2001). Tutkimuksen toistettavuus on aina sidonnainen tutkimuskehykseen, siten toistettavuuden arviointiin vaikuttaa mittausten määrä, ajankohta ja analysoidut muuttujat. Toistettavuustuloksia tulkittaessa on huomioitava, mitä menetelmiä toistettavuuden selvittämisessä on käytetty, sillä eri toistettavuuden arviointimenetelmät mittaavat toistettavuutta eri näkökulmista.

Mittaussarjojen keskiarvot kertovat Dynaamisen tasapainotestin toistettavuudesta, mitä lähempänä mittaussarjojen keskiarvot ovat toisiaan, sitä yhdenmukaisempia mittaussarjat ovat olleet keskenään. TIME muuttuja oli viiden mittaussarjan keskiarvojen perusteella toistettavin mittausparametri. Vastaavasti SUM, koko tasapainon korjaus häiriön aikana, oli Dynaamisen tasapainotestin sisäisen korrelaation (ICC) perusteella toistettavin mittausparametri. Lisäksi häiriöiden edetessä pienemmän nopeuden ja kiihtyvyyden häiriöistä suurempiin SUM:n ICC kasvoi eli kokonaisvaihtelu sarjojen välillä pieneni, mikä viittaa testin toistettavuuden kasvuun suoritusten lisääntyessä. Myös kirjallisuudessa SUM-muuttujaa vastaavien x- ja y-suuntaisten huojuntaparametrien on todettu olevan toistettavia

voimalevymittauksissa (Goldie ym. 1989). Lähes poikkeuksetta muuttujasta riippumatta korkeimmat ICC-arvot olivat testin puolenvälin suorituksissa tai testin loppuosan suorituksissa. ICC-arvojen suureen vaihteluun erittäin heikosta kohtalaiseen voi vaikuttaa otoksen homogeenisyys ja pieni koko.

CV-arvojen perusteella tutkittavien tulosten vaihtelu suoritusten välillä oli maltillinen jokaisessa mittausparametrissa, mikä tukee kyseisen häiriömallin käyttöä testissä. CVrms-arvot olivat lähes poikkeuksetta alle 10 %, mikä kertoo suoritusten muuttujissa tapahtuneen vaihtelun olleen jokaisessa mittausparametrissa hyvin pieni. CVrms- arvot tukevat testin viiden mittausarjan toistettavuutta.

Vastaava yhtäläisyys oli havaittavissa suoritusten mittausarjojen välisissä korrelaatioissa, sillä muuttujasta riippumatta suoritusten lisääntyessä korrelaatiot pyrkivät kasvamaan lähestyttäessä testin puoltaväliä tai loppua. Kokonaisuutena sarjojen väliset korrelaatiot olivat maltillisia, eikä tilastollisesti erittäin merkitseviä korrelaatioita ollut paljon. Korrelaatioiden erot ja merkitsevyydet anterior ja posterior suorituksissa kertovat tutkittavien mahdollisesta oppimisesta ja reagointikyvystä. Koska korrelaatiotasot vaihtelivat muuttujien välillä, on vaikea sanoa, kumpaan suuntaan mahdollinen oppiminen todellisuudessa tapahtui. Tulokset kuitenkin viittaavat siihen, että anterior suuntaisiin häiriöihin oli helpompi reagoida. Myös korrelaatioiden perusteella toistettavan tuloksen saaminen vaatii useamman mittausarjan mittaamista.

Dynaamisen tasapainotestin muuttujien sisäinen yhtenevyys. Dynaamisen testin tasapainoparametrit osoittivat mittaavan johdonmukaisesti testin aikaista COP:n muutosta viiden mittausarjan keskiarvojen sekä suoritusten ensimmäisten mittausarjojen Cronbachin alfa arvojen perusteella.

Modifioidun Rombergin ja Dynaamisen tasapainotestin tulokset. Modifioidun Rombergin testitulokset mukailivat vastaavien testien tutkimustuloksia; tehtävän vaikeutuessa huojunnan määrä lisääntyi tutkittavan urheilullisesta taustasta huolimatta (Vuillerme &

Nougier, 2004). Vastaava ilmiö oli havaittavissa myös Dynaamisessa tasapainotestissä häiriöiden voimakkuuden kasvaessa. Modifioitu Rombergin testi ei tämän tutkimuksen toteutuksella tukenut riittävästi Dynaamisen tasapainotestin validiutta, mutta merkittävästi korreloivat tulosparit tukevat kirjallisuuden näkemystä; hyvä staattinen tasapaino ilmentää hyvää dynaamista tasapainoa ja siten dynaaminen tasapaino on riippuvainen staattisesta tasapainosta (Huxham ym. 2001, Pollock ym. 2000).

Modifioidun Rombergin tasapainotestin ja Dynaamisen tasapainotestin tulosten korrelaatiot vaihtelivat muuttujittain. Modifioidun Rombergin testiasennon haastavuuden ja Dynaamisen tasapainotestin häiriön voimakkuuden välillä oli havaittavissa pientä riippuvuutta. Se mitä jokaisella mittausparametrilla haluttiin mitata, poikkesi hieman Rombergin ja Dynaamisen testin välillä ja se selittänee korrelaatioiden vaihtelevuutta. Myös kirjallisuudessa, voimalevyllä mitattujen tasapainomuuttujien ja staattisten sekä dynaamisten tasapainotestien välisissä korrelaatioissa, on ollut hajontaa (Gil ym. 2011). Modifioidun Rombergin tasapainotesti suoritettiin vain kerran, mikä sulki pois oppimisen vaikutuksen, mutta todennäköisesti heikensi itse testin luotettavuutta (Steffen 2012).

Modifioidun Rombergin testiasennot olivat todennäköisesti liian helppoja verrattuna Dynaamisen tasapainotestin häiriöihin, sillä useamman muuttujan kohdalla tarvittiin haastavampia testiasentoja, jotta testien väliltä löytyi merkittävä korrelaatiota. Testien väliset negatiiviset korrelaatiot osoittavat, että testien muuttujat eivät olleet parhaimmalla mahdollisella tavalla toisiinsa rinnastettavissa. Lisäksi negatiiviset korrelaatiot kertovat testien muuttujien mittaavan tasapainoa eritavalla. POST muuttuja osoitti hyvin positiivista riippuvuutta Rombergin testin kanssa, mikä todennäköisesti johtui POST muuttujan mittauskohteesta. POST mittasi COP:n maksimipoikkeamaa häiriön jälkeen, eli tutkittavien painekeskustien liike oli jo hidastunut ja korreloi siten herkemmin staattisten Rombergin testiasentojen kanssa. TIME anterior ja Rombergin testin huojunnan nopeuden keksihajonnan väliltä löytyi positiivisia korrelaatioita. Kyseiset muuttujat kuvaavat tasapainon hallintaa testin aikana, siten niiden väliset korrelaatiot viittaavat staattisen tasapainon kontrolloinnilla olevan merkitystä dynaamisen tasapainon kontrollointiin.

Dynaamisessa ja Modifioidussa Rombergin testissä vakioitiin testiasennot, mikä saattoi vaikuttaa mittaustuloksiin. Seisoma-asennon leveys ei esimerkiksi ollut välttämättä kaikille testattaville luonnollisin, jolloin asennon säilyttäminen on vaatinut normaalia enemmän lihaksistolta staattista työtä. Toisaalta testiasentojen vakiointi oli välttämätöntä, jotta saatiin vertailukelpoisia tuloksia.

Toiminnallisen tasapainotestin ja Dynaamisen tasapainotestin tulokset. Toiminnallisen tasapainotestin ja Dynaamisen tasapainotestin anterior suoritusten väliltä löytyi useampi korreloiva tulospari kuin posterior suoritusten väliltä. Kokonaisuudessaan korrelaatiot jäivät odotettua vähäisemmiksi ja alhaisemmiksi. Toiminnallista tasapainotestiä tutkittavat testasivat kerran, joten he tiesivät testin kulun, kun Dynaamisessa tasapainotestissä oli mahdotonta muistaa tarkasti häiriöiden suunta viidestä mittauksesta huolimatta. Näin ollen reagointi on testeissä ollut erilainen, suunniteltua ja suunnittelematonta. Lisäksi on syytä muistaa, että testien parametrit mittaavat eri asioita. Cronbachin Alfa-arvo tosin osoitti erityisesti Toiminnallisen testin ja Dynaamisen tasapainotestin TIME, maksimipoikkeamaan kulunut aika, muuttujan välisen yhdenmukaisuuden olevan kohtalainen, mikä tukee Dynaamisen tasapainotestin TIME muuttujan validiutta.

Toiminnallisen ja Dynaamisen tasapainotestin heikkoa korrelaatiota voi selittää testien erilainen luonne; Toiminnallisessa testissä korostui enemmän motoriset taidot kuten koordinaatio ja ketteryys kun Dynaamisessa tasapainotestissä ratkaisevaa oli erityisesti reagointikyky. Toiminnallisen testin suorittamisessa pystyi hyödyntämään enemmän sensorisia modalityetteja kun taas Dynaamisessa testissä kaikki oli arvaamatonta. Todennäköisesti Toiminnallisen testin tilalle olisi kannattanut valita vahvemmin ketteryyttä mittaava testi, kuten ketteryys T-testi tai muu nopeita suunnan muutoksia vaativa testi, sillä ketteryydellä ja dynaamisella tasapainolla on todettu olevan positiivinen yhteys ja kyky reagoida ulkoisiin muutoksiin on ketteryyden yksi osa-alue (Lockie ym. 2016; Sheppard & Young 2006). Tällöin testit olisivat vastanneet ehkä enemmän toisiaan ja olleet siten vahvemmin toisiinsa rinnastettavissa.

Dynaamisen tasapainotestin tulokset kertovat testin toistettavuudesta tällä otoksella ja toteutuksella. Testin soveltuvuus jääkin eri-ikäisten henkilöiden ja eri kohderyhmien osalta kyseenalaiseksi. Hyvin todennäköisesti viidellä mittausarjalla toteutettuna testi olisi esimerkiksi ikääntyneille liian pitkä, sillä jo yhden sarjan 32 häiriötä voi olla jo maksimimäärä. Lisäksi monella ikääntyvällä oleva kaatumispelko voisi vaikuttaa olennaisesti testituloksiin. Testin toistettavuus voisi olla erilainen, jos tutkimus toteutettaisiin pitkittäistutkimuksena, jolloin mittausarjojen aikaväli olisi pidempi. Testi voisi nimittäin sopia hyvin tasapainon harjoittelun seurantaan. Toisaalta mittausarjojen lyhyt aikaväli nostaa testin stabiliteettia.

Testin validiteetti jäi tämän tutkimuksen osalta vajaaksi, mikä on myös suurin tutkimuksen heikkous. Validiteetin selvittämisessä käytettyjen testien tilalla olisi todennäköisesti käytettävä kokonaisvaltaisemmin tasapainoa mittaavia testejä. Lisäksi tulosten tarkastelu oli tutkimuksen tekijän varassa. Jos tulosten analysointiin olisi osallistunut useampi henkilö, tutkimuksen systemaattinen luotettavuus olisi ollut parempi. Tutkimuksen heikkoutena voidaan pitää myös testiympäristöä ja mittausajankohtia. Testiympäristöstä luotiin mahdollisimman häiriötön, mutta ympäristö olisi voinut olla vielä häiriöttömämpi, esimerkiksi testilaitteesta lähtevä ääni olisi voitu eliminoida käyttämällä kuulosuojaimia. Mittausajankohdat vaihtelivat tutkittavien välillä, mikä saattoi vaikuttaa tutkittavan vireystilaan ja siten reagointikykyyn. Lisäksi tutkittavien joukossa oli sattumalta useita aktiivisesti urheilevia henkilöitä, jopa tavoitteellisesti kilpaa urheilevia, minkä voi nähdä myös tutkimuksen heikkouksena tulosten kannalta. Testin toistettavuutta ja validiutta tulisikin tutkia vielä eri ikäryhmillä ja eri aktiivisuustason omaavilla henkilöillä.

11 JOHTOPÄÄTÖKSET

Dynaamisen tasapainotestin toistettavuus vaihteli reliabiliteetin osa-alueen mukaan heikosta hyvään. Lisäksi toistettavuus osoitti eroavaisuuksia eri mittausparametrien välillä. Suhteellista reliabiliteettia kuvaavien ICC- arvojen perusteella koko tasapainonkorjaus häiriön aikana, SUM, osoittautui toistettavimmaksi mittausparametriksi. Vastaavasti TIME, P2P ja MAX tulosten ICC- arvot olivat kohtalaisia tasapainotestin puolen välin häiriöillä ja POST tulokset vastaavasti viimeisillä häiriöillä. CVrms-arvojen mukaan tasapainotestin absoluuttinen reliabiliteetti oli muuttujasta riippumatta hyvä. CV-arvot olivat kohtalaisia, mikä tarkoittaa testin häiriöiden ja viiden mittausarjojen välisen vaihtelun olleen maltillinen.

Korrelaatioanalyysien perusteella testin luotettavuus kasvaa kun mitataan useampi mittausarja. Tulosten perusteella tarvittaisiin vähintään neljä mittausta, jotta toistettavuus olisi korkea. Tätä havaintoa ei voi kuitenkaan yleistää näin yksiselitteisesti, sillä osa muuttujista osoitti kohtalaista toistettavuutta vähäisemmällä toistomäärillä, jopa 1. ja 2. sarjan välinen toistettavuus saattoi olla jo hyvä, mutta toistettavuustason pysyminen tietyllä tasolla vaati useampia mittauksia. Mittausarjojen välillä oli myös havaittavissa lievää oppimista tai ainakin ennakkoinnin lisääntymistä. Toisaalta tulokset antavat myös viitteitä mahdollisesta uupumisesta samaan ärsykkeeseen. Mittausarjojen lyhyt aikaväli saattoi vaikuttaa testissä mitattaviin muuttujiin, sillä kokonaisuutena testi kesti tulosten tallennuksineen noin 30 minuuttia. Tasapainon mittaaminen on myös herkkä mittausajankohdalle, mittausympäristölle, vireystilalle ja fyysiselle taustalle. Muuna muassa nämä tekijät voivat vaikuttaa testissä löydettyihin eroihin ja toistettavuuteen.

Cronbachin Alfa-arvo osoitti Dynaamisen tasapainotestin parametrien mittaavan johdonmukaisesti painekeskapisteen muutoksia. Lisäksi Cronbachin Alfa-arvon perusteella Toiminnallinen tasapainotesti ja Dynaamisen tasapainotestin TIME muuttuja mittaa

johdonmukaisesti tutkittavien reagointikykyä, mikä on olennainen tekijä tasapainoa korjattaessa.

Dynaamisen tasapainotestin validiteetti ei saanut riittävästi tukea Modifioidun Rombergin tasapainotestistä eikä Toiminnallisesta tasapainotestistä. Dynaamisen tasapainotestin rinnakkaisvaliditeetin selvittämiseksi tulisi valita mittari, mikä mittaa Dynaamisen tasapainotestin tapaan dynaamista tasapainoa. Toisaalta tulokset antavat viitteitä kuinka Dynaaminen tasapainotesti eroaa staattista tasapainoa mittaavasta Modifioidusta Rombergin tasapainotestistä ja dynaamista tasapaino mittaavasta Toiminnallisesta tasapainotestistä. Modifioidun Rombergin tasapainotestin tulokset mukailivat kirjallisuuden tuloksia, sillä testiasennon vaikeutuessa myös huojunnan määrä kasvoi (Rogind ym. 2003). Toiminnallisen tasapainotestin tulokset olivat samansuuntaisia Punakallion (2003) tekemän tutkimuksen kanssa.

12 LÄHTEET

Abrahamová, D. & Hlaváková, F. 2008. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Institute of Normal and Pathological Physiology* 57, 957- 964.

Adlerton, A.K., Moritz, U. & Moe-Nilssen, R. 2003. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International* 8, 187- 199.

Ageberg, E., Zätterström, R., Fridén, T. & Moritz, U. 2001. Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15- 44 years. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 11, 47- 53.

Agrawal, Y., Carey, J.P., Hoffman, H.J., Sklare, D.A. & Schubert, M.C. 2011. The modified Romberg balance test: normative data in U.S. adults. *Otology & Neurotology* 32, 1309-1311.

Atkinson, G. & Nevill, A.M. 1998. Statical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sport medicine. *Sports Medicine* 26, 217- 238.

Baghbaninaghadehi, F., Ramezani, A.R. & Hatami, F. 2013. The effect of functional fatigue on static and dynamic balance in female athletes. *International SportMed Journal* 14, 77-85.

Bauer, C., Gröger, I., Rupprecht, R. & Gabmann, K.G. 2008. Intrasession reliability of force platform parameters in community-dwelling older adults *Arch Phys Med Rehabil* 89, 1977-1982.

Benda, B.J., Riley, P.O. & Krebs, D.E. 1994. Biomechanical relationship between the center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 2, 3-10.

Bryant, E.C., Trew, M.E., Bruce, A.M., Kuisma, R.M.E & Smith, A.W. 2005. Gender differences in balance performance at the time of retirement. *Clinical Biomechanics* 20, 330- 335.

Bussen, M.E. & Tyson, S.F. 2007. Functional balance and mobility tests in healthy participants: reliability, error and influencing factors. *Physiotherapy Research International* 12, 242-250.

Ceria-Ulep, C.D., Grove, J., Chen, R., Masaki, K.H., Rodriguez, B.L., Donlon, T.A., Guralnik, J., Willcox, B.J., Willcox, D.C., Nigg, C. & Curb, J.D. 2010. Physical aspects of healthy aging: Assessments of three measures of balance for studies in middle-aged and older adults. *Current Gerontology and Geriatrics Research* Volume 2010, Article ID 849761.

Choy, N., Brauer, S. & Nitz, J. 2003. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *The Journals of Gerontology* 58A, 525-530.

Corriveau, H., Hebert, R., Prince, F. & Raiche, M. 2000. Intrasession reliability of the center of pressure minus center of mass variable of postural control in the healthy elderly. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 81, 45-48.

Curb, J.D., Ceria-Ulep, C.D., Rodriguez, B.L., Grove, J., Guralnik, J., Willcox B.J., Donlon, T.A., Masaki, K.H. & Chen, R. 2006. Performance-based measures of physical function for high-function populations. *Journal of the American Geriatrics Society* 54, 737-742.

- Day, B.L. & Fitzpatrick, R.C. 2005. The vestibular system. Elsevier Inc. Current Biology 15, R583-R586.
- De Oliveira, C.B., de Medeiros, I.B.T., Frota, N. A.F., Greters, M.E. & Conforto, A.B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. Journal of Rehabilitation Research & Development 45, 1215-1226.
- Downs, S., Marquez, J. & Chiarelli, P. 2013. The Berg balance Scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review. Journal of Physiotherapy 93, 93-99.
- Duarte, M. & Freitas, S.M. 2010. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation Revista Brasileira de Fisioterapia 14, 183-92.
- Du Pasquier, R.S., Blanc, Y., Sinnreich, M., Landis, T., Burkhard, P. & Vingerhoets, F.J. 2003. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. Neurophy Clin 33, 213-218.
- Emery, C.A., Cassidy, J.D., Klassen, T.P., Rosychuk, R.J & Rowe, B.H. 2005. Development of a clinical static and dynamic standing balance measurement tool appropriate for use in adolescents. Journal of American physical therapy association 85, 502- 514.
- Era, P., Sainio, P., Koskinen, S., Haavisto, P., Vaara, M. & Aromaa, A. Postural balance in a random sample of 7979 subjects aged 30 years and over. 2006. Gerontology 52, 204- 213.
- Era, P. Havaintomotoriikan ja kehon asennonhallintakyvyn muutokset vanhetessa ja liikunta. Kirjassa Era, P. (toim.). 1997. Ikääntyminen ja liikunta. Liikunnan ja kansanterveyden julkaisuja 108. LIKES-tutkimuskeskus, Jyväskylä.

Fitzgerald, B. 1996. A review of the Sharpened Romberg test in diving medicine. SPUMS Journal 26, 142- 146.

Fuentes, C.T. & Bastian, A.J. 2010. Where Is Your Arm? Variations in Proprioception Across Space and Tasks. Journal Neurophysiology 103, 164- 171.

Gil, A.W.O., Oliveira, M.R., Coelho, V.A., Carvalho, C.E., Teixeira, D.C. & da Silva R.A. 2011. Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly. Revista Brasileira de Fisioterapia 15, 429- 435.

Gill, J., Allum, J.H.J., Carpenter, M.G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A.L., Honegger, F. & Pierchala. 2001. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: Effects of age. Journal of Gerontology 56A, M438 ó M447.

Gribble, P.A., Tucker, W.S. & White, P.A. Time-of-day influences on static and dynamic postural control. 2007. Journal of Athletic Training 42, 35- 41.

Goldie, P.A., Bach, T.M. & Evans, O.M. 1989. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 70, 510-517.

Guralink, J.M., Simonsick, E.M., Ferrucci, L., Glynn, R.J., Berkman, L.F., Blazer, D.G., Scherr, P.A. & Wallace, R.B. 1994. A short Physical performance battery assessing lower extremity function: Association with self-reported disability and predication of mortality and nursing home admission. Journal of Gerontology 49, M85-M94.

Hauptstein, T.& Goldie, P. 2000. Visual judgements on steadiness in one-legged stance: reliability and validity. Physiotherapy Research International 5, 141- 156.

Hayes, K.W. & Johnson, M.E. 2003. Measures of adult general performance tests. *Arthritis & Rheumatism* 49, S28- S42.

Heebner, N.R., Akins, J.S., Lephart, S.M. & Sell, T.C. Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. 2015. *Gait & Posture* 41, 535- 539.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2007. Tutki ja kirjoita. 13. painos, Tammi, Otavan Kirjapaino, Suomi.

Hirvonen, T.P., Hirvonen, M. & Aalto, H. Postural control measured by visual feedback posturography. 2002. *J Otorhinolaryngol Relat Spec* 64, 186- 190.

Horak, F.B. 2010. Postural Compensation for vestibular loss. *Restor Neurol Neurosci.* 28, 57- 68.

Horak, F.B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* 35- S2, ii7- ii11.

Horak, F.B. & Nashner, L.M. 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology* 55, 1369-1381.

Hrysomallis, C. 2011. Balance ability and athletic performance. *Sports Med* 41, 221-232.

Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A. & Teasdale, N. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* 26, 32- 38.

HUR Labs. Käyttöohje 2010. HUR Labs tasapaino-ohjelmisto 2.1. Verkkojulkaisu.
Viitattu

5.5.2016.Saatavilla:http://sd7.staattinen.fi/sites/www.hurlabs.com/files/files/balancesoftware_212_fin_manual.pdf.

Huxham, F.E., Goldie, P.A. & Patla, A.E. 2001. Theoretical considerations in balance assessment. *Journal of Physiotherapy* 47, 89- 100.

Hwang, S., Tae, K., Shon, R., Kim, J., Son, J. & Kim, Y. 2009. The balance recovery mechanisms against unexpected forward perturbation. *Annals of Biomedical engineering* 37, 1629-1637.

Jadelis, K., Miller, M.E., Ettinger, W., Messier, S.P. 2001. Strength, balance, and the modifying effects of obesity and knee pain: results from the Observational Arthritis Study in Seniors (OASIS). *Journal of the American Geriatrics Society* 49, 884- 891.

Jonsson, E., Seiger, Å. & Hirschfeld, H. 2004. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clinical Biomechanics* 19, 688- 694.

Jorgensen, M.G., Rathleff, M.S., Laessoe, U., Casertti, P., Nielsen, O.B.F. & Aagaard, P. 2012. Time-of-day influences postural balance in older adults. *Gait & Posture* 35, 653- 657.

Kammerlind, A., Larsson, P., Ledin, T. & Skargren, E. 2005. Reliability of clinical balance tests and subjective ratings in dizziness and disequilibrium. *Advances in Physiotherapy* 7, 96- 107.

Karlsson, A. & Frykberg, G. 2000. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics* 15, 365- 369.

- Kejonen, P. 2002. Body movements during postural stabilization. Measurements with a motion analysis system. Thesis. University of Oulu. Department of Physical Medicine and Rehabilitation 693. ISSN 0355-3221.
- Khasnis, A. & Gokula, R. 2003. Romberg's test. *Journal of Postgraduate Medicine* 49, 169-172.
- Kollén, L., Bjerlemo, B & Möller, C. 2006. Evaluation of treatment in benign paroxysmal positional vertigo (BPPV). *Advances in Physiotherapy* 8, 106- 115.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R. & Prince, F. 2004. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil* 85, 896- 901.
- Le Clair, K. & Riach, C. 1996. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clinical biomechanics* 11, 176- 178.
- Lockie, R.G., Schultz, A.B., Callaghan, S.J. & Jeffriess, M.D. 2016. The relationship between dynamic stability and multidirectional speed. *Journal of strength and conditioning research* 30, 3033-3043.
- Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, A., Vismara, L., Caviglioli, M. & Capodaglio, P. 2009. Gender-specific effect of obesity on balance. *Obesity (Silver Spring)* 17, 1951-1956.
- Menz, H.B., Morris, M.E. & Lord, S.R. 2005. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *Journal of Gerontology* 60A, 1546-1552.

Metsämuuronen, J. 2002. Mittarin rakentaminen ja testiteorian perusteet. Metodologia-sarja 6. 2. painos, Intertaional Methelp Ky, Sridevi Printers, Suomi.

Metsämuuronen, J. 2003. Tutkimuksen tekemisen perusteet ihmistieteissä. 2. painos, Intertaional Methelp Ky, Gummerus Kirjapaino Oy, Suomi.

Muehlbauer, T., Roth, R., Mueller, S., Granacher, U. 2011. Intra and intersession reliability of balance measures during one-leg standing in young adults. Journal of Strength & Conditioning Research 25, 2228-2234.

Norén, A.M, Bogren, U., Bolin, J. & Stenström, C. 2001. Balance assessment in patients with peripheral arthritis: applicability and reliability of some clinical assessments. Physiotherapy Research International 6, 193-204.

Orr, R., de Vos, N.J., Singh, N.A., Ross, D.a., Stavrinou, T.M. & Fiatarone-Singh, M.A. 2006. Power training improves balance in healthy older adults. Journal of Gerontology 61A, 78-85.

Orr, R., Raymond, J. & Fiatarone Singh, M. 2008. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults. Sports Medicine 38, 317-343.

Ostir, G.V., Volpato, S., Fried, L.P., Chaves, P. & Guralnik J.M. 2002. Reliability and sensitivity to change assessed for a summary measure of lower body function: results from the Women's Health and Aging Study. Journal of clinical epidemiology 55, 916-921.

Paltamaa, P. 2004. Bergin tasapainotesti (v.2/päivitetty 2004) suoritusohjeet. TOIMIA-tietokanta. Verkkojulkaisu. Toimia ID 002_2/7.1.2011. Viitattu 10.3.2016. Saatavilla: http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/media/files/mittari-versio/2011/01/07/Berg_suoritusohje.pdf

Patel, M., Fransson, P.A., Lush, D. & Gomez, S. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. 2008. *Gait & Posture* 28, 649-656.

Park, D.S. & Lee, G.C. 2014. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 10, 11- 99.

Pohjonen, T. 2003. Age-related physical fitness and the predictive values of fitness tests for work ability in home care work. *Journal of occupational and environmental medicine* 43, 723-730.

Pollock, A.S., Durward, B.R., Rowe, P.J. & Paul, J.P. 2000. What is balance? *Clinical Rehabilitation* 14, 402- 406.

Proske, U. & Gandevia, S.C. 2009. The kinaesthetic senses. *Journal Physiology* 587.17, 4139- 4146.

Punakallio, A. 2004. Balance abilities of workers in physically demanding jobs. With special reference to firefighters of different ages. Thesis. University of Kuopio. Publications D. Medical Sciences 341. ISSN 1235-0303.

Punakallio, A. 2003. Balance abilities of different-aged workers in physically demanding jobs. *Journal of occupation rehabilitation* 13, 33-43.

Rankin, J.K., Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A. & Brown, L.A. 2000. Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults. *Journal of Gerontology* 55A, M112- M119.

Rinne, M.B., Pasanen, M.E., Vartiainen, M.v., Lehto, T.M., Sarajuuri, J.M. & Alaranta, H.T. 2006. Motor performance in physically well-recovered men with traumatic brain injury. *Journal of rehabilitation medicine* 38, 224-229.

Rogind, H., Simonsen, P., Era, P. & Bliddal, H. 2003. Comparison of Kistler 9861A force platform and chattecx balance system for measurement of postural sway: correlation and test-retest reliability. *Scandinavian Journal of medicine & science in sports* 13, 106-114.

Ross, S. E., Guskiewicz, K. M. & Yu, B. 2005. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *Journal of Athletic Training* 40, 298-304.

Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B. & Zajac, F.E. 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, 10, 161- 170.

Sandström, M. & Ahonen, J. 2011. Liikkuva ihminen óaivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. 1. painos. VK-Kustannus Oy, Otavan Kirjapaino Oy, Suomi.

Salavati, M., Hadian, M.R., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Talebian, S., Jafari, A.H., Sanjari, M.A., Sohani, S.M. & Parnianpour, M. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture* 29, 460-464.

- a. Santos, M.J., Kanekar, N. & Aruin, A.S. 2010. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 388- 397.

- b. Santos, M.J., Kanekar, N. & Aruin, A.S. 2010. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 398- 405.

Sarabon, N., Mlaker, B. & Markovic, G. 2010. A novel tool for the assessment of dynamic balance in healthy individuals. *Gait & Posture* 31, 261-264.

Scholz, J.P., Schöner, G., Hsu, W.L., Jeka, J.J., Horak, F. & Martin, V. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations.

Schumway-Cook, A., Brauer, S. & Woollacott, M. 2000. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy* 80, 896- 903.

Schumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. 2010. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Fourth Edition. Wolters Luwer, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore.

Seco, J., Abecia, L.C., Echevarria, E., Barbero, I., Torres-Unda, J., Rodriguez, V. & Calvo, J.I. 2012. A long-term physical activity training program increases strength and flexibility, and improves balance in older adults. *Rehabilitation Nursing* 38, 37- 47.

Shemmell, J., Krutky, M.A. & Perreault, E.J. 2010. Stretch sensitive reflexes as an adaptive mechanism for maintaining limb stability. *Clinical Neurophysiology* 121, 1680- 1689.

Sheppard, J.M. & Young, W.B. 2006. Agility literature review: classifications, training and testing. *Journal of sports sciences* 24, 919-932.

Sihvonen, S. 2004. Postural balance and aging óCross-sectional comparative studies and a balance training intervention. Thesis. University of Jyväskylä. Studies in Sport, Physical Education and Health 101. ISSN 0356-1070.

Steffen, T.M., Hacker, T.A. & Mollinger, L. 2002. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up and Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy* 82, 128- 137.

Steffen, T. 2012. Romberg (R) & Sharpened Romberg (SR). Test and Measures: Adult 2012. [PDF-tiedosto] Viitattu: 28.3.2016. Saatavilla: <http://www.exercisepd.com/uploads/3/5/3/1/3531021/romberg.nov2012.pdf>

Suni, J., Husu, P., Rinne, M. & Taulaniemi, A. 2010. Kuntoa terveydeksi: Aikuisten ALPHA-FIT terveystestitistö 18- 69-vuotiaille. Testaajan opas. UKK-instituutti Euroopan unioni. [Verkkójulkaisu] UKK-instituutti: 31.5.2010. Viitattu: 7.3.2016. Saatavilla: http://www.ukkinstituutti.fi/filebank/495-Alpha_testaajan_opas.pdf

Ting, L.H. & McKay, J.L. 2007. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology* 17, 622- 628.

Tjemström, F., Björklund, M. & Malmström E-M. 2015. Romberg ratio in quiet stance posturography- Test to retest reliability. *Gait & Posture* 42, 27- 31.

Tokuno, C. 2007. Neural control os standing posture. Thesis. Karolinska Institutet Stockholm. From the Department of Neuroscience. ISBN 978-91-7357-396-2.

Tokuno, C.D., Garland, S.j., Carpenter, M.G., Thorstensson, A. & Cresswell, A.G. 2008. Sway-dependent modulation of the triceps surae H-reflex during standing. *American Physiological Society* 104, 1359- 1365.

Toimia-tietokanta. 2011. Toiminnallinen tasapainotesti. [Verkkojulkaisu] Toimia: ID 006_2 / 13.1.2011. Viitattu: 2.3.2016. Saatavilla: http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/media/files/mittariversio/2011/01/26/Toim_tasap_suoritu_sohje_110113.pdf.

Tuurihalme, J., Ahola, E. & Häkkinen, A. 2008. Dynamic gait index (DGI) ósuoritusohjeet. Verkkojulkaisu. Toimia-tietokanta. Viitattu 2.3.2016. Saatavilla: http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/media/files/mittariversio/2011/03/17/DGI_suuritusohje_fi.pdf.

Valkeinen, H., Anttila, H. & Paltamaa, J. 2014. Opas toimintakyvyn mittarin arviointiin TOIMIA-verkostossa (1.0). Verkkojulkaisu. Toimia-tietokanta: (1.0)/1.6.2014. Viitattu: 2.3.2016. Saatavilla: http://www.toimia.fi/opas/opas_print.pdf.

Vartiainen, M.V., Rinne, M.B., Lehto, T.M., Pasanen, M.E., Sarajuuri, J.M. & Alaranta, H.T. 2006. The test-retest reliability of motor performance measures after traumatic brain injury. *Advances in Physiotherapy* 8, 50- 59.

Vuillerme, N. & Nougier, V. 2004. Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Research Bulletin* 63, 161- 165.

Winter, D.A., Patla, A.E. & Frank, J.S. 1990. Assesment of balance control in humans. *Medical Progress through Tecnology* 16, 31- 51.

Walker, N., Philbin, D.A. & Fisk, A.D. 1997. Age-related differences in movement control: adjusting submovement structure to optimize performance. *Journal of Gerontology: Psychological Sciences* 52B, P40- P52.

Weaver, T.B. & Tokuno, C.D. 2013. The influence of handrail predictability on compensatory arm reactions in response to a loss of balance. *Gait & Posture* 38, 293- 298.

13 LIITTEET

Liite 1: Modifioidun Rombergin tasapainotestin testiohje

Mittausaika jokaisessa osasuorituksessa on 30 sekuntia. Testi keskeytetään, jos koehenkilö menettää tasapainon ennen maksimijajan saavuttamista. Testi suoritetaan kerran. Testin epäonnistuessa testiyrityksiä on kolme. Testit suoritetaan sukat jalassa. Silmät auki =SA ja silmät kiinni =SK.

Jalat rinnakkain Asento 1

Testattava seisoo ryhdikkäästi voimalevyn päällä jalkaterät 10 cm erillään toisistaan kädet yhdessä vartalon edessä ja katsoo seinässä 2 metrin päässä olevaa rastia. Tässä asennossa testattava pysyy 30 sekunnin ajan.

Asento 1 toistetaan silmät suljettuina.

Jalat rinnakkain vaahtomuovin päällä Asento 2

Testattava seisoo vaahtomuovin päällä jalat rinnakkain (asento 1) ja suorittaa testin muilta osin samoin kuin asennossa 1.

Asento 2 toistetaan silmät suljettuina.

Tandemasento Asento 3

Testattava asettuu seisomaan jalkaterät peräkkäin ns. tandemasentoon eli jalat peräkkäin samalla viivalla siten, että takimmaisesta jalan isovarvas koskettaa etummaisesta jalan kantapäätä. Jalkaterät ovat suorassa linjassa eteenpäin. Dominoiva jalka asetetaan etummaiseksi. Dominoivan jalan valinta suoritetaan kaatumalla hallitusti eteenpäin. Kädet ja katse pidetään samoin kuin Asennossa 1.

Asento 3 toistetaan silmät suljettuina.

Tandemasento vaahtomuovinpäällä Asento 4

Testattava seisoo vaahtomuovin päällä tandemasennossa (asento 3) ja suorittaa testin muilta osin samoin kuin asennossa 3.

Asento 3 toistetaan silmät suljettuina.

Testin ajanotto käynnistetään, kun koehenkilö saavuttaa mittausasennon ja ajanotto lopetetaan, jos koehenkilö ei pysty ylläpitämään mittausasentoa, tai saavuttaa vaaditun maksimiajan, 30 sekuntia. Kunkin onnistuneen testiasennon jälkeen siirrytään seuraavaan testiasentoon. Seuraavaan testiasentoon siirrytään siitä huolimatta, vaikka koehenkilö ei olisi onnistunut aikaisemmassa testiasennossa.

Jos mitattava ei pysy ensimmäisellä yrityksellä mittausasennossa 30 sekuntia, mittaus toistetaan. Jos mittausaika ei toisellakaan yrityksellä mene maksimiin, annetaan mitattavan hetkeksi istahtaa tai liikkua vapaasti ennen kolmatta ja viimeistä yritystä.

Testiasentojen välillä (silmät auki ja silmät kiinni) koehenkilö saa halutessaan liikkua hetken ennen seuraavaa suoritusta. Eri asentojen välillä pidetään 1 minuutin tauko. Koko testin suorittamiseen kuluu noin 20-30 min/koehenkilö. Mittaaja näyttää mittausasennot koehenkilölle. Mittauksen aikana mittaaja ei saa liikkua koehenkilön näkökentän alueella. Jos seisominen ei onnistu lainkaan silmät kiinni eikä pehmeän alustan päällä, näiden yhdistelmää ei yritetä.

Mittauspöytäkirja

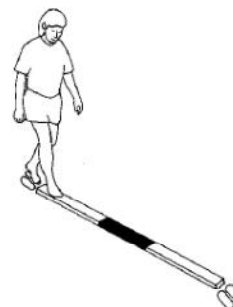
Koehenkilö	Testiasento	Huojunnan pinta-ala (mm ²)	Huojunnan pituus (mm)	Rombergin vakio (%)	x- suunnan keskihajonta	y- suunnan keskihajonta
	Asento 1: Jalat rinnakkain SA					
	Asento 1: SK					
	Asento 2: Vaahtomuovi jalat rinnakkain SA					
	Asento 2: SK					
	Asento 3: Tandem SA					
	Asento 3: SK					
	Asento 4: Vaahtomuovi tandem SA					
	Asento 4: SK					

Liite 2: Toiminnallisen tasapainotestin testiohje (TOIMIA-tietokanta 2011)

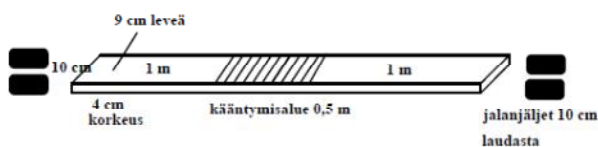
TOIMINNALLINEN TASAPAINOTESTI

Suoritusohjeet

- Testillä mitataan liikkussa tarvittavaa tasapainon hallintaa.
- Välineet: tasapainolauta ja sekuntikello
- Testi suoritetaan urheiluvarusteissa paljain jaloin.
- Testi voidaan suorittaa myös suojavarustuksessa (esim. savusukellusvarustus), jolloin jalkineina käytetään työjalkineita.



tasapainolaudan minimietäisyys seinästä 1,5 m



Suoritusohje:

- Testistä tulee selviytyä mahdollisimman nopeasti ja mahdollisimman virheettömästi.
- Suoritus aika mitataan kymmenesosasekunnin tarkkuudella. Jokaisesta virheestä aikaan lisätään 1 s.
- Virheitä ovat:
 - putoaminen laudalta (myös laudan päässä, jos jalat eivät kosketa jalanjälkiin lainkaan)
 - tuen otto jalalla tai kädellä lattiasta
 - kääntyminen merkityn kääntymisalueen ulkopuolella
- Testi selitetään ja näytetään tutkittavalle ja hän saa kerran kokeilla suoritusta.
- Korostetaan, että nopeus ja virheettömyys ovat yhtä tärkeitä.
- Vain harjoituksen aikana esiintyneet virheet korjataan.
- Suorituksen alussa tutkittava seisoo paljain jaloin laudan päässä olevilla jalanjäljillä kasvot lautaan päin.
- Lähtömerkin saatuaan tutkittava kävelee etuperin mahdollisimman nopeasti ja hallitusti laudalla punaiselle kääntymisalueelle saakka, jossa kääntyy selin menosuuntaan päin ja jatkaa laudan toisessa päässä oleville jalanjäljille.
- Testi jatkuu samalla tavoin toiseen suuntaan ja päättyy tutkittavan palattua lähtöasentoon.

Tuloksen ilmoittaminen:

- Yhteensä kolme suoritusta rekisteröidään, joista paras valitaan tulokseksi.
- Tulos on suoritusajan ja virheiden summa siten, että jokaisesta virheestä lisätään suoritus aikaan 1 s.
- Suoritus aikaa ja virheitä on hyödyllistä myös tarkastella erikseen ja ottaa esille palautteessa, erityisesti silloin kun virheitä on paljon.

Instruktio:

Testillä mitataan liikkumisessa tarvittavaa tasapainoa = kehon ja liikkeiden hallintaa eli miten nopeasti ja hallitusti suoriudut testistä.

"Kehon ja liikkeiden hallintaa tarvitaan erilaisissa työtehtävissä, varsinkin liikkuvassa työssä; erityisesti työskenneltäessä liukkailla tai kaltevilla alustoilla, korkealla tai muutoin vaikeakukuisilla alustoilla ja paikoissa tai vaikkapa nostettaessa taakkaa".

[Edellä mainitun voi modifioida kuvaamaan tarkemmin testattavan työn tasapainovaatimuksia].

Asetu paljain jaloin jalanjälkiin seisomaan, kasvat lautaan päin. Lähtömerkin (valmiina – nyt) kuultuasi kävele etuperin mahdollisimman nopeasti ja mahdollisimman hallitusti eli virheettömästi keskelle merkitylle alueelle. Nopeus ja virheettömyys ovat yhtä tärkeitä. Käännä ympäri merkityllä alueella. Jatka takaperin laudan toisessa päässä oleviin jalanjälkiin, josta jatkat välittömästi takaisin alkuasentoon samalla tavalla keskellä kääntyen = yksi testisuoritus. Virheitä ovat putoaminen laudalta (myös laudan päässä jos jalat eivät kosketa jalanjälkiin lainkaan), tuen otto jalalla tai kädellä lattiasta sekä kääntyminen merkityn kääntymisalueen ulkopuolella.

Testi suoritetaan muutaman kerran.

Huomioitavaa:

Testin suorittaminen maksimaalisesti kaikilla suorituskerroilla lisää tulosten luotettavuutta. Testi näyttää helpolta suorittaa, mutta on testattavalle yllättävän haastava. Tutkittavien motivointi maksimisuuritukseen (kävellän ei juosten) jokaisella mittauskerralla on ensiarvoisen tärkeää. Motivoinnin apuna on perustelua käyttää kuvausta, minkälaisissa tilanteissa testattava työnsä kannalta tarvitsee mitattavaa ominaisuutta.

Vaikka yhdenkin testisuorituksen toistettavuus on melko hyvä, nykytietämyksen mukaan tulosten luotettavuutta edelleen parantaa useamman kuin yhden suorituksen tekeminen. Suositeltavaa on tehdä kolme testisuoritusta ja käyttää niistä parasta arvoa tuloksena. Vertailuarvoja käytettäessä on huomattava onko arvot ilmaistu yhden vai kolmen suorituksen tasapainotestistä. Seurannassa on tärkeää huolehtia, että tulos lasketaan aina samalla tavalla. Testattavalle ilmaistaan, että testi suoritetaan muutaman kerran, mieluummin kuin tarkkaa suoritusten määrää.

Lähteet:

Pohjonen T, Punakallio A, Korhonen O, Louhevaara V. Kotipalvelutyö. Ikääntyminen, toiminta- ja työkyky sekä koettu työn kuormittavuus. Fyysisen toimintakyvyn muutos neljän kuukauden liikuntaintervention jälkeen. Helsinki: Työterveyslaitos; Ikääntyvä arvoonsa -ohjelma, 1993. [67 s.].

Punakallio A. Balance abilities of workers in physically demanding jobs with special reference to firefighters of different ages [väitöskirja]. Kuopion yliopiston julkaisu D. Lääketiede 341. Kuopio 2004.