

**ALARAAJOJEN JA KESKIVARTALON VOIMANTUOTON SEKÄ  
KEHONKOOSTUMUKSEN VAIKUTUS DYNAAMISEEN  
TASAPAINOON TYÖIKÄISILLÄ NAISILLA JA MIEHILLÄ**

Antti Glad

Biomekaniikan pro gradu-tutkielma

Kevät 2021

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Työnohjaaja:

Jarmo Piirainen

# TIIVISTELMÄ

Glad, A. 2021. Alaraajojen ja keskivartalon voimantuoton sekä kehonkoostumuksen vaikutus dynaamiseen tasapainoon työikäisillä naisilla ja miehillä. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu-tutkielma, 80 s.

Tasapainon puutteet ovat merkittävä tekijä työikäisten tapaturmissa ja johtavat usein sairaalahoitoon, aiheuttaen Suomessa vuositasolla 420 miljoonan euron kustannukset. Vuonna 2013 54% vakavasti loukkaantuneista oli miehiä ja 46% naisia. 69% tapauksista liittyi heikentyneeseen päivittäiseen toimintakykyyn. Nykyisin työterveyshuollolla ei ole käytössä vakiintunutta fyysisen toimintakyvyn testistöä. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää uudenlaisen dynaamisen tasapainon testauslaitteen käyttökelpoisuutta päivittäisen toimintakyvyn arvioinnissa ja etsiä mahdollisia eroja sukupuolten välillä. 72 osallistujaa, WOMEN (n=34, 52 ± 5,5 vuotta) ja MEN (n=37, 49 ± 6,5 vuotta), suoritti tutkimuksen loppuun. Dynaaminen tasapaino mitattiin viidellä pääsarjalla, jotka kukin koostuivat 16 kappaleesta 30 cm anteroposteriorista häiriötä (SLOW: v=10 cm/s, MIDSLOW: v=13 cm/s, MID: v=16 cm/s, MIDFAST: v=19 cm/s, FAST: v=21 cm/s,) käyttäen erikoisvalmisteista tasapainolaitetta. Maksimaalinen painekeskipisteen poikkeama (peakD) analysoitiin ja keskiarvoistettiin 3-6 hyväksytyyn häiriön osalta kumpaankin suuntaan. Lisäksi mitattiin isometrisen polven ojennuksen ja plantaarifleksion voimantuotto (maksimivoima, voimantuottonopeus ja -aika) sekä keskivartalon (vartalon ojennus ja koukistus) maksimivoima. Eteenpäinhorjunnassa miehillä oli naisia alhaisempi peakD nopeuksilla MIDFAST (6,8%, p<0.01) ja FAST (8,6%, p<0.01), kun taas taaksepäinhorjunnassa miehillä oli alhaisempi peakD kaikilla viidellä nopeudella SLOW - FAST (10,8±%, p<0.01, 11,0%, p<0.01, 8,9%, p<0.01, 9,5%, p<0.01, 10,7%, p<0.01). Vaikka isometrisessä polven ojennuksessa reaktioajan 28,7%, p<0.001) ja voimantuottonopeuden (119%, p<0.001) suhteen sekä plantaarifleksiossa (82,1%, p<0.001) voimantuottonopeuden suhteen oli samansuuntaisia eroja, ei sukupuolittaisessa tarkastelussa löydetty merkitseviä yhteyksiä tasapaino- ja voimamuuttujien välillä. Ryhmää kokonaisuutena tarkasteltaessa korrelaatioita löytyi, ja myös antropometria (rasvaprosentti, rasvaton lihassmassa) korreloi (rasvaprosentti FAST-nopeudella posterior-suunnassa p<0.001, r=-.490, rasvaton lihassmassa FAST-nopeudella posterior-suunnassa p<0.01, r=-.416) koko ryhmällä tasapainon kanssa. Naisilla oli säännönmukaisesti miehiä heikompi dynaaminen tasapaino erityisesti taaksepäin horjuttaessa, mutta voimantuottoaikojen erot eivät yksinään riittäneet selittämään tasapainoeroja. Dynaaminen tasapaino on mutkikas ilmiö. Maksimipoikkeaman lisäksi on jatkossa syytä tarkastella myös muita parametreja kuten poikkeaman liikeradan pituutta. Aiemmin on osoitettu, että voimantuottonopeus korreloi dynaamisen tasapainon kanssa ikääntyneillä, muttei nuorilla. On mahdollista, että keski-ikäisillä naisilla havaittu miehiä matalampi voimantuotto liittyy korkeampaan kaatumisonnettomuuksien riskiin myöhemmällä iällä.

Avainsanat: tasapaino, työikäiset, ikääntyminen, hermo-lihasjärjestelmä

## ABSTRACT

Glad, A. 2021. Lower body and trunk force production properties, anthropometry and dynamic balance control in middle aged men and women. Biology of Physical Activity, Faculty of Sports and Health Sciences, University of Jyväskylä, Finland, a pro gradu thesis in biomechanics, 80 p.

Balance deficiencies significantly contribute to falling accidents and hospitalization among working age population, at a total cost of 420 mEUR per year in Finland. In 2013, 69% of the incidents were related to poor daily functional capacity. Currently, there are no standards for physical performance testing in occupational health. The present study assessed if a novel dynamic balance perturbation device would measure daily functional capacity and if gender differences would be observed. 71 participants, WOMEN (n=34, 49 ± 5,5 years) and MEN (n=37, 51 ± 6,5 years), completed the study. Dynamic balance was measured with 5 main sets of 16 anteroposterior perturbations each with 30 cm amplitude (SLOW: v=10 cm/s, MIDSLOW: v=13 cm/s, MID: v=16 cm/s, MIDFAST: v=19 cm/s, FAST: v=21 cm/s) using a custom made dynamic balance device. Maximal peak displacement of center of pressure (peakD) of 3-6 acceptable perturbations from each direction as well as isometric knee extension and plantar flexion force production were analyzed and averaged. In forward sway, MEN had lower peakD during FAST (9,4%, p<0.01) situation than WOMEN, while in backward sway, MEN had lower peakD during all five velocities from SLOW to FAST (12,1%, p<0.01, 12,3%, p<0.01, 9,8%, p<0.01, 10,5%, p<0.01, 12,0%, p<0.01), respectively. Even though similar differences were observed in isometric knee extension (28,7%, p<0.05) rate of force development (RFD) and (119%, p<0.001) RFD time as well as plantar flexion (82,1%, p<0.001) RFD, no significant correlations were found between balance and force parameters in either group. When combined, correlations began to appear.

WOMEN showed consistently poorer dynamic balance in comparison to MEN, especially in the posterior direction, but the differences in RFD alone do not adequately explain the balance contrasts. Previously it has been shown that RFD correlated with dynamic balance control in elderly but not in young. The lower RFD observed within middle aged women compared to men is possibly related to an increased risk of falling accidents and injuries later in life.

Keywords: balance, working age, aging, neuromuscular system

## **KÄYTETYT LYHENTEET**

BOS = base of support, tukipinta

COG = Center of Gravity, painovoimakeskipiste

COM = Center of mass, massakeskipiste

COP = Center of Pressure, painekeskipiste

EMG = Electromyogram, lihassähkökäyrä

CC = Correlaation Coefficient, korrelaatiokerroin

MFW = maximum foot width, jalkaterän maksimileveys

MVC = maximal voluntary contraction, maksimaalinen tahdonalainen lihassupistus

PeakD = Peak Displacement, painekeskipisteen maksimipoikkeama

RFD = Rate of Force Development, voimantuottonopeus

RFD time = voimantuottoaika

# SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ.....	4
ABSTRACT .....	5
KÄYTETYT LYHENTEET.....	6
JOHDANTO.....	4
1. TASAPAINOKONTROLI.....	6
1.1 Tasapainovasteet.....	8
1.2 Asennonhallintastrategiat .....	8
1.3 Staattinen ja dynaaminen tasapaino.....	9
2. HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ.....	13
2.1 Hermo-lihasjärjestelmän rakenne ja toiminta.....	13
2.2 Refleksivasteiden yhteys tasapainoon .....	15
2.3 Voimaominaisuuksien vaikutus tasapainoon.....	15
2.3.1 Motorinen yksikkö.....	15
2.3.2 Voimantuotto ja ikääntymisen vaikutukset .....	17
2.4 Antropometrian ja kehonkoostumuksen vaikutus tasapainoon .....	19
3. TASAPAINON JA SIIHEN LIITTYVIEN TEKIJÖIDEN MITTAAMINEN .....	22
3.1 Mittauslaitteet .....	22
3.2 Voimalevyt ja niillä mitattavat parametrit.....	23
3.3 Kinemaattiset mittaukset .....	25

3.4	Lihasten sähköisen aktiivisuuden mittaus (EMG).....	25
3.5	Häiriön aiheuttaminen dynaamisessa tasapainomittauksessa.....	27
3.6	Tyypillisesti käytettyjä häiriöparametreja .....	30
4.	TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	35
	LÄHTEET .....	36
5.	INTRODUCTION .....	50
6.	METHODS.....	52
6.1	Subjects.....	52
6.2	Test protocol.....	53
6.2.1	Dynamic balance trials .....	53
6.2.2.	Dynamic balance measurement system.....	54
6.2.3.	Anthropometry.....	56
6.2.4	Force data collection.....	56
6.2.5	Isometric force production and reaction time.....	56
6.3	Statistical methods.....	59
7.	RESULTS.....	60
7.1	Maximal peak displacement of center of pressure during balance perturbations..	60
7.2	Anthropometry.....	61
7.3	Isometric plantar flexion.....	62
7.4	Isometric knee extension .....	62
7.5	Isometric trunk flexion and extension .....	65
7.6	Reaction time.....	67

8. DISCUSSION.....	68
9. LIMITATIONS OF THE STUDY .....	75
REFERENCES .....	77

## JOHDANTO

Tasapaino on merkittävä osa päivittäistä toimintakykyä, ja tasapainon puutteet ovatkin yksi merkittävimmistä tapaturmiin johtavista tekijöistä. Teillä, kaduilla ja piholla tapahtuvista kaatumisista koituvat kustannukset ovat Suomessa vuositasolla n. 420 miljoonaa euroa (Valonen ym. 2016). Liukastumisia tapahtuu vuosittain n. 300 000 joista lähes puolet johtaa sairaala- tai lääkärihoitoon. Vuonna 2013 vakavasti loukkaantuneista 69%:n toimintakyky oli joko lievästi tai merkittävästi alentunut (Valonen ym. 2016). Toimintakykyä ei kuitenkaan tutkita työterveydenhuollossa poislukien turvallisuus- ja pelastusala.

Tasapaino muodostaa perustan kyvyillemme suorittaa erilaisia toimintoja, joista päivittäinen elämä muodostuu. Toiminnalliseen tasapainoon vaikuttavat tehtävä ja ympäristö, joista puolestaan aiheutuu erilaisia biomekaanisia ja tiedonkäsittelyllisiä vaatimuksia. (Huxham ym. 2001.). Eritoten dynaaminen tasapaino on monimutkainen ilmiö, johon liittyy useita hermo-lihasjärjestelmän tekijöitä. Ikääntyminen vaikuttaa hermo-lihasjärjestelmään lihasmassan menetyksen, johtumis- ja supistumisnopeuksien hidastumisena ja neuraalisten vasteiden heikkenemisen muodossa (Harridge ym., 1999; Thom ym., 2007; Vandervoort, 2002; Werner ym, 2012). Erityisesti räjähtävä voimantuotto näyttäisi laskevan jopa maksimaalista voimantuottoa nopeammin, ja tämä nähtävästi on yksi tasapainon heikkenemiseen vaikuttavista tekijöistä (Izquierdo ym. 1999). Baloh ym. (2004) mukaan dynaaminen tasapaino heikkenee staattista tasapainoa nopeammin ikääntymisen seurauksena.

Liikunta, erityisesti voimaharjoittelu, auttaa osaltaan vähentämään ikääntymisen vaikutuksia voimantuotto-ominaisuuksiin. Voiman puute aiheuttaa kaatumisonnettomuuksia, kun taas erityisesti nilkan ja polven alueen lihasten vahvistaminen auttaa ikääntyneillä tasapainon säilyttämistä (Jadelis ym. 2001). Tästä huolimatta Murto ym. (2017) mukaan 23,6 prosenttia 20-54-vuotiaista suomalaisista ei harrastanut minkäänlaista vapaa-ajan liikuntaa. 55-75-vuotiaiden joukossa liikuntaa harrastamattomien osuus oli 22,7 prosenttia ja yli 75-vuotiaiden osalta 43%.



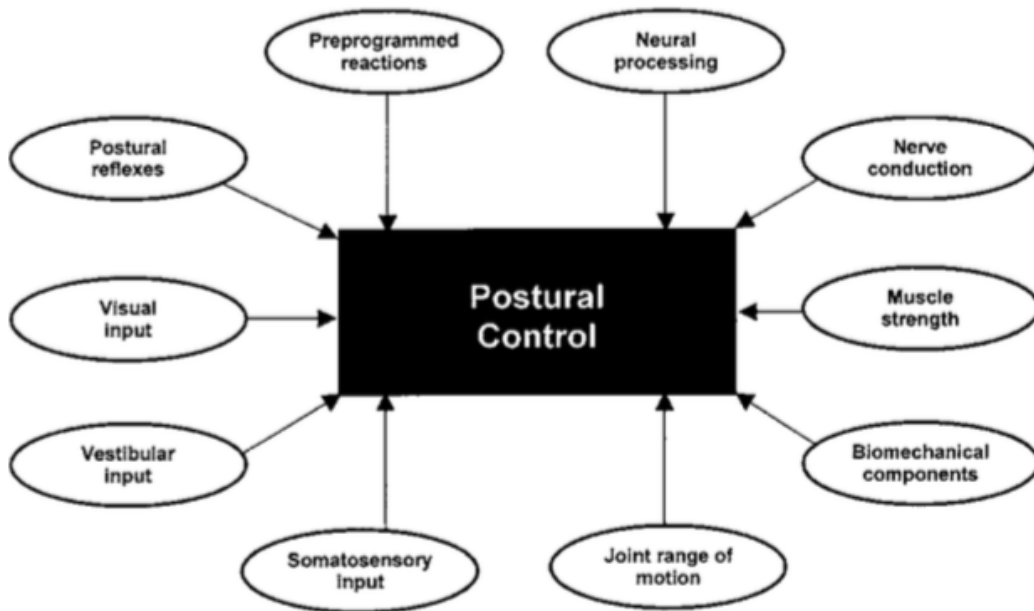
Kehonkoostumuksen, erityisesti ylipainon, on todettu myös vaikuttavan tasapainokykyyn (Chiari ym. 2002, Hue ym. 2007; Menegoni ym. 2009). Tutkimukset sukupuolen vaikutuksesta sen sijaan ovat ristiriitaisia (Era ym. 1996, Sihvonen 2004).

Tutkimuksen tarkoituksena oli arvioida Jyväskylän yliopistossa Piiraisen ym. (2013) tutkimuksen pohjalta jatkokehitetyn dynaamisen tasapainon testuslaitteen ja -protokollan käyttökelpoisuutta työikäisten toimintakyvyn arvioinnissa. Asteittain nopeutuvia tasapainohäiriöitä sisältävä protokolla voisi antaa kattavan kuvan tasapainokyvystä dynaamisissa häiriöissä, joka taas kertoisi monipuolisesti päivittäisestä toimintakyvystä. Tasapainotestin tulosten, erityisesti painekeskapisteen maksimipoikkeaman (PeakD) oletettiin korreloivan negatiivisesti alaraajojen ja keskivartalon isometrisen voimantuoton kanssa. Räjähävän voimantuoton: voimantuottonopeuden (RFD), ja voimantuottoajan (RFD time), oletettiin vaikuttavan tasapainoon maksimivoimantuottoa enemmän. Asennonhallintastrategiateorian mukaisesti hitaat häiriöt korreloisivat nilkan alueen voimantuoton kanssa (nilkkastrategia) kun taas nopeammilla häiriöillä olisi yhteys lonkan ja keskivartalon voimantuottoon (lonkkastrategia). Myös antropometrimittauksia (kehonmassa, luurankolihasmassa, rasvaprosentti) tehtiin.

Tutkimus oli osa Jyväskylän yliopiston laajempaa tutkimusprojektia, jonka pitkän tähtäimen tavoitteena on kehittää työterveyttä varten tasapainomittausmenetelmä, jota voitaisiin hyödyntää mm. työkyvyn seurannassa ja harjoitteluohjeistusten laatimisessa.

# 1. TASAPAINOKONTROLLI

Tasapainolla tarkoitetaan yleisesti kykyä ylläpitää haluttu asento kehon ollessa paikallaan tai liikkeessä. Tasapaino on yksi osa hermo-lihasjärjestelmän toimintaa, johon liittyvät myös lihasvoima, nopeus, notkeus, anaerobinen teho, ketteruus sekä koordinaatio eli hermo-lihasjärjestelmän kyky tuottaa tarkoituksenmukaista liikettä (Keskinen ym. 2007, 187-188). Tasapainonsäätelyjärjestelmä on moninaisten aisteihin, hermo-lihasjärjestelmään ja hermoston liittyvien tekijöiden muodostama monimutkainen kokonaisuus (kuva 1).



KUVA 1. Tasapainoon liittyvät tekijät (Palmieri ym. 2002).

Hermoston ominaisuuksista merkitystä on tiedonkäsittelyllä ja hermoimpulssien johtumisella. Lihas-hermojärjestelmään liittyvät lihasvoima, liikkuvuus ja biomekaaniset tekijät. Järjestelmä saa palautetta visuaalisilta, vestibulaarisilta ja somatosensorisilta järjestelmiltä, joiden perusteella suoritetaan tarvittavat korjaustoimenpiteet. Asennon korjaus tapahtuu refleksiin, esiohjelmoitujen reaktioiden ja tahdonalaisten liikkeiden avulla.

Tasapaino kytkeytyy läheisesti sisäkorvan tasapainoelinten (vestibulaarijärjestelmä) kykyyn aistia kehon asentoja ja liikkeitä. Tämän lisäksi näkö sekä pinta- ja niveltunto (somatosensoriikka, proprioseptiikka) ovat tärkeitä aistijärjestelmiä tasapainon säilyttämisessä. Kyky säilyttää tasapaino on pikkuaivojen ja muiden eri aivojen osien yhteistyön tulosta. Keskushermosto käskyy saamiensa viestien perusteella lihaksistoa tasapainon säilyttämiseksi. (Keskinen ym. 2007, 187-188).

Visuaaliset, somatosensoriset ja vestibulaariset järjestelmät muodostavat yhdessä sensoristen järjestelmien kokonaisuuden. Ympäristöstä ja alustan ominaisuuksista riippuen aistien tuottaman informaation käyttöä painotetaan eri tavoin. Optimaalisessa ympäristössä alustan ollessa tasainen asennon hallintaan käytetään 70-prosenttisesti somatosensoriseen järjestelmään perustuvaa palautetta, kun visuaalisten järjestelmien osuus on 10% ja vestibulaarisen palautteen osuus 20%. Epävakaalla alustalla somatosensorisen palautteen osuus pienenee. (Horak 2006.) Samoin pehmeä alusta, esim. vaahтомуovi, lisää tasapainon säilyttämisen haastavuutta vastaavalla mekanismilla (Sarabon ym. 2010). Palm ym. (2009) totesivat, että seisominen paikallaan silmät suljettuna, eli näköpalautteen poissulkeminen, lisäsi huojunnan määrän kolminkertaiseksi verrattuna saman tehtävän suorittamiseen silmät auki. Yleisesti voidaan todeta, että eri aistipalautejärjestelmien poissulkeminen hankaloittaa tasapainonhallintaa, joka näkyy huojunnan määrän lisääntymisenä.

Tasapainotilassa kehoon vaikuttavien voimien ja vastavoimien summa on Newtonin ensimmäiseen lakiin perustuen nolla (Pollock ym. 2000). Hermo-lihasjärjestelmä pyrkii vastustamaan kehoon vaikuttavia voimia tasapainotilan säilyttämiseksi. Tämä edellyttää niveliä ympäröiviltä rakenteilta elastisuutta, mistä johtuen notkeus onkin yksi tärkeä tasapainon säilyttämiskyvyn osatekijä. Paikallaan seistessäkin keho huojuu jonkin verran mm. sisäisten häiriötekijöiden kuten sydämen sykkeen vaikutuksesta. Tasapainoa voidaan kehittää samalla tavoin kuin muitakin motorisia kykyjä. Tasapainon heikkous puolestaan voi johtaa lisääntyneeseen loukkaantumisriskiin. (Keskinen ym. 2007, 187-188).

## 1.1 Tasapainovasteet

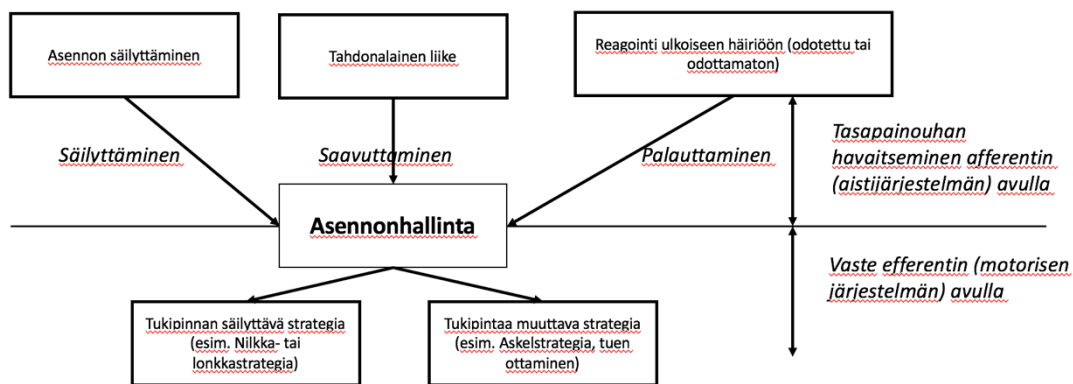
Motoriikan säätely tapahtuu tasapainonhallinnassa kolmella tavalla, jotka järjestyksessä nopeimmasta hitaimpaan ovat lihasvenytysrefleksit, automaattiset tasapainovasteet sekä tahdonalaiset liikkeet. Refleksit ovat automaattisia, ja nopeimmillaan niiden latenssiaika on noin 35 – 50 ms. Automaattiset tasapainovasteet ovat ennalta ohjelmoituja reaktioita, ja niiden latenssi on n. 80 – 120 ms. Kolmas säätelymekanismi ovat tahdonalaiset liikkeet, joiden suorittaminen vaatii suunnittelua ja hallintaa. Näiden latenssiaika on 150 ms ja siitä ylöspäin. (Punakallio 2004).

Tasapainonhallinta tapahtuu aistien tuottaman informaation perusteella. Aistijärjestelmät toimivat yhdessä ja niiden keskinäinen painotus riippuu tehtävästä ja olosuhteista. Kehon asento pyritään säilyttämään samana suhteessa painovoimavektoriin kontrolloimalla kehon segmenttien sijaintia suhteessa toisiinsa (ns. postural set). Keskushermosto sisältää tiedon kehosegmenttien pituudesta, massasta ja sijainnista sekä odotuksen liikkeen seurauksena saatavasta aistipalautteesta. Tätä verrataan toteutuneeseen aistipalautteeseen ja automaattisia tasapainovasteita hienosäädetään tarpeen mukaan. Automaattisten tasapainovasteiden ”oppiminen” tapahtuu tätä kautta. (Enoka 2015, 283-284). Rajanveto refleksien, automaattisten tasapainovasteiden ja tahdonalaisen säätelyn välillä on kuitenkin usein haasteellista.

## 1.2 Asennonhallintastrategiat

Tasapainon korjaaminen ja hallitseminen tapahtuvat asennonhallintastrategioilla, jotka jaetaan nilkka-, lonkka- ja askellusstrategioihin (Horak & Nashner 1986, Horak 1987). Asennon säilyttäminen pyritään hoitamaan mahdollisimman vähäisellä työllä. Vähäisemmissä häiriöissä riittää nilkka- tai lonkkastrategia, jolloin tukipinta säilyy entisenä. Mikäli tämä ei riitä, voidaan turvautua askellusstrategiaan tai esim. tuen ottamiseen kaiteesta, jolloin myös tukipinta muuttuu.

Tasapaino on riippuvainen tehtävästä ja ympäristöstä. Tällä perusteella tasapainon tutkiminen voidaan jakaa neljään luokkaan; tasapainon säilyttämiseen vakaalla alustalla, tasapainon säilyttämiseen liikkuvalla alustalla, tasapainon säilyttämiseen ennalta suunnitellussa tehtävässä sekä tasapainon säilyttämiseen ulkoisten voimien horjuttaessa asentoa (kuva 2). Tavoitteena voi olla asennon säilyttäminen, suunnitellun liikkeen suorittaminen tai reaktio ulkoiseen häiriöön (ennustettu tai ennustamaton). Aistijärjestelmä havaitsee tasapainoa horjuttamaan pyrkivän tekijän, johon motorinen järjestelmä reagoi tarpeellisin toimenpitein.

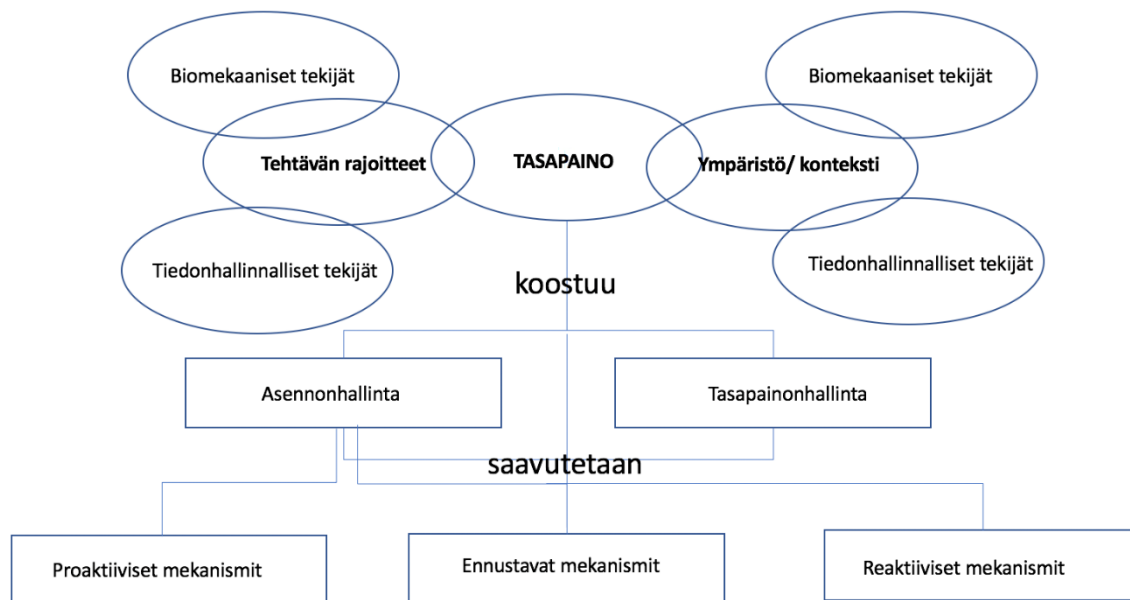


KUVA 2. Aisti- ja motoristen järjestelmien yhteistoiminta ja strategiat tasapainon säilyttämiseksi (Pollock ym. 2000).

### 1.3 Staattinen ja dynaaminen tasapaino

Tasapaino voidaan karkeasti jaotella staattiseen ja dynaamiseen tasapainoon. Staattinen tasapaino tarkoittaa kykyä säilyttää koko kehon tasapainotila, kun henkilö tai alusta ei liiku. Dynaaminen tasapaino puolestaan tarkoittaa kykyä säilyttää tasapainotila henkilön tai alustan liikkuessa. Käytännössä dynaamisen tasapainon säilyttäminen vaatii usein tiettyjen kehon osien yhtäaikaista tai ennakoivaa staattista kontrollia, ja näin hyvä staattinen tasapaino usein ennakoi myös hyvää dynaamista tasapainoa (Huxham ym. 2001, Pollock ym. 2000).

Keskushermosto pyrkii ennakoimaan tulevia tilanteita, jolloin kyse on ennakoivasta tasapainonhallinnasta (kuva 3). Tämä ilmenee tasapainoa stabiloivien lihasten aktivointina ja/ tai inhibointina, joka tapahtuu keskushermoston ennakoidessa tulevan tasapainohäiriön voimakkuutta ja suuntaa. Perustana ovat yksilön aiemmat kokemukset ja käyttäytymismallit, jotka näin vaikuttavat ennakkoinnin täsmällisyyteen. (Huxham ym. 2001). Toisin sanoen oppimisella on merkittävä vaikutus ennakkointiin. Ennakkoinnin lisäksi keho turvautuu tarvittaessa reaktiiviseen tasapainokontrolliin (kuva 3). Tasapaino on riippuvainen sekä tehtävästä että ympäristöstä, joihin molempiin liittyy sekä biomekaanisia että tiedonkäsittelyllisiä (aistihavainnot ja niiden käsittely) tekijöitä. Tasapainon säilyttäminen vaatii sekä asennon että tasapainotilan hallintaa. Nämä tapahtuvat ennakoidusti, reaktiivisesti tai molempien mekanismien yhdistelmänä.



KUVA 3. Toiminnallisen tasapainon osatekijät (Huxham ym. 2001). Muita tasapainoon vaikuttavia tekijöitä.

Tasapainotutkimuksissa käytetään usein tukena mm. antropometrisista mittauksista saatavia täydentäviä parametreja. Tutkimukset sukupuolen vaikutuksesta tasapainoon ovat varsin ristiriitaisia. Sihvonen (2004) totesi miesten huojunnan olevan paikallaan seistessä naisia suurempaa. Tämä voi kuitenkin selittyä juuri antropometrisillä tekijöillä: kehon massa esimerkiksi jakautuu sukupuolesta riippuen keskimäärin eri tavoin kehon segmenttien välillä ja keskimääräisissä voimatasoissa on eroja. Maki ym. (1990) havaitsivat miesten huojunnan olevan naisia suurempaa, mutta ero katosi kokonaan, kun tulokset normalisoitiin jalkaterän pituuteen (tukipinta). Myös ääreistuntoaistin on esitetty olevan yksi tasapainoon merkittävästi vaikuttava tekijä (Brocklehurst ym. 1982, Hytönen ym. 1993, Lord & Ward 1994, Era ym. 1996). Era ym. (1996) mukaan 75-vuotiailla miehillä ääreistunto oli merkittävin yksittäinen tasapainoon vaikuttava tekijä, mutta samanlaista yhteyttä ei havaittu naisilla. Lisäksi pituuden on esitetty heikentävän erityisesti kehon ääreisosien tuntoaistia. Miehet ovat keskimäärin naisia pidempiä, ja sukupuolten erot katosivat suurimmaksi osaksi normalisoitaessa tasapainomittausten tuloksia pituuteen (Era ym. 1996). Eran ym. mukaan neljässä aiemmassa tutkimuksessa miesten tasapaino oli naisia parempi (Hasselkus & Shambles 1975, Hincliffe 1983, Overstall 1938, Ochs ym. 1985), kolmessa naisten miehiä parempi (Ekdahl ym. 1989, Juntunen ym. 1987, Pyykkö ym. 1990) ja yhdessä tutkimuksessa (Brocklehurst ym. 1982) ei havaittu sukupuolesta johtuvia eroja. Tämän tulosvaihtelun Era ym. arvelivat johtuvan lähinnä testiprotokollan ja -menetelmien eroista tutkimusten välillä sekä koehenkilöjoukkojen keskinäisistä eroista.

Lihaskunnolla (erityisesti alaraajojen maksimivoima ja voimantuottonopeus) vaikuttaa olevan vaikutusta tasapainoon ainakin ikääntyneillä (Jadelis ym. 2001). Piirainen ym. (2010) havaitsivat, että dynaamisessa tasapainohäiriössä voimantuottonopeus korreloi tasapainon kanssa vanhemmilla, muttei nuoremmilla koehenkilöillä. Ikääntymisen seurauksena myös hermolihaskäytön liikehälyn määrä lisääntyy ja aistipalautteen kulku hidastuu. On esitetty, että ikääntyneet kompensoivat hermoston suorituskyvyn laskua konservatiivisemmilla ja vähemmän virheherkillä asennonhallintastrategioilla (Walker ym. 1997).

Erilaisia kunto- ja lihasvoimatestejä sekä kehonkoostumusmittauksia yhdistetäänkin usein tasapainon tutkimiseen johtuen tasapainokykyyn vaikuttavista moninaisista tekijöistä. Koehenkilöiden ikähaarukka ja kuntotaso on huomioitava sekä tutkimusta suunniteltaessa (sopivien testien ja protokollan valinta) että tuloksia tulkittaessa.



## **2. HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ**

### **2.1 Hermo-lihasjärjestelmän rakenne ja toiminta**

Voimantuoton keskeiset osat ovat hermosto, lihaksisto, jänteet, sidekudokset ja luut. Hermosto jakaantuu keskushermostoon (aivot ja selkäydin) ja ääreishermostoon (selkäydinhermot ja autonomisen hermoston hermot) (McArdle 2015, 384). Keskushermosto käskyttää motoristen hermojen (liikehermojen) tai autonomisten hermojen välityksellä luurankolihasistoa ja sisäelimiä. Näitä motorisia hermoja kutsutaan myös efferenteiksi hermosyiksi (McArdle 2015, 388). Ääreishermoston reseptorit puolestaan tuovat viestejä keskushermostoon sensorisia hermosyitä pitkin, joita kutsutaan afferenteiksi (Mero ym. 2004, 37-41). Autonominen hermosto, joka jakautuu sympaattiseen ja parasympaattiseen osaan, ylläpitää elimistön tasapainoa kiihdyttäen tai hidastaen elintoimintoja tarpeen mukaan (McArdle 2015, 391). Luurankolihasien toiminta ja liike tapahtuu liikehermojen avulla. Nämä hermottavat lihassoluja muodostaen niiden kanssa motorisia yksiköitä. (Mero ym. 2004, 37-41).

Tietojen taltiointi ja käsittely tapahtuvat spinaalisella eli keskushermostotasolla. Motoriset hermot haarautuvat selkäytimen etujuuresta, ja niiden aksonit kuljettavat impulsseja kohti lihaksia. Selkäytimen takajuuressa taas sijaitsevat sensoriset hermot. (McArdle 2015, 388). Motoriset ja sensoriset hermot ovat yhteydessä toisiinsa välittäjähermosolujen eli interneuronien avulla, joiden aktivaatiomuutosten avulla tapahtuu selkäydintason ärsyyntyvyyden ja refleksitoimintojen säätely (McArdle 2015, 391). Tasapainon ja liikkeen säätelyssä on keskushermoston ylempiin osiin yhteydessä olevilla pikkuaivoilla oleellinen merkitys. Motorinen aivokuori ja tuntoaivokuori ovat isoaivojen kuorikerroksessa, joka kuuluu ylempään aivotasoon (McArdle 2015, 386). Motorisella ja tuntoaivokuorella sijaitsevat eri kehonosien toimintaan liittyvät hermosolut. Motorisiin toimintoihin liittyvät keskushermoston osat jaetaan pyramidi- ja ekstrapyramidijärjestelmiin (McArdle 2015, 389). Pyramidirata huolehtii hienomotoriikkaa vaativista liikkeistä

ekstrapyramidiradan ohjatessa karkeamotoriikkaa ja isojen lihasryhmien toimintaa. (Mero ym. 2004, 37-41).

Impulssien kuljetus keskushermostosta lihaksiin tapahtuu alfamotoneuronien välityksellä (McArdle 2015, 389). Suurin osa tahdonalaisista lihaksista hermotetaan selkäydinhermoista. Poikkeuksen muodostavat eräät lähinnä pään alueella sijaitsevat lihakset, joiden hermotus tapahtuu suoraan aivohermoista. Motorinen hermo jakaantuu ääreishermostossa päätehaaroihin, jotka kukin ovat hermo-lihasliitoksen välityksellä yhteydessä yksittäiseen lihassoluun. Yksittäinen motorinen hermosolu aksoneineen ja aksonin päätehaaroineen muodostaa hermottamiensa lihassolujen kanssa motorisen yksikön, joka on pienin funktionaalinen hermo-lihasjärjestelmän osa (Mero ym. 2004, 37-41).

Lihaksissa ja jänteissä on tuntereseptoreita, jotka aistivat venytystä, voimaa ja painetta. Nämä proprioceptorit osallistuvat liikkeen ja liikkumisen säätelyyn. Lihasspindelit aistivat lihaksen pituuden muutoksia ja välittävät tätä tietoa Ia-afferenttien välityksellä. Golgin jänne-elimet sijaitsevat jänteen ja lihaksen liitoskohdissa aistien lihasvoimaa. (McArdle ym., 403.) Jänteissä on neljäntyyppisiä reseptoreita: Ruffinin päätteet, Pacianin elimet, Golgin päätteet ja vapaat hermopäätteet (Enoka 2015, 262-263). Näiden lisäksi ihossa on viidentyyppisiä mekanoreseptoreita jotka aistivat ihon ja sen alaisten kudosten kiihtyvyyksiä (Enoka 2015, 263). Sensorinen rata, selkäydin ja motorinen rata muodostavat refleksikaaren, joka mahdollistaa lihaksen nopean supistumisen tai inhiboinnin siten, että tieto kulkee aivoihin vasta lihastoiminnan tapahduttua. Tällöin puhutaan monosynaptisesta heijasteesta (Enoka 2015, 264-268). Polysynaptisessa heijasteessa mukana on mukana väli- eli interneuroni (Enoka 2015, 256), joka säätelee sensorisen ja motorisen radan välistä impulssia suoraan tai epäsuorasti.

## **2.2 Refleksivasteiden yhteys tasapainoon**

Refleksivasteet ovat merkittävässä osassa erityisesti nopeissa, äkillisissä häiriöissä, jolloin tarvitaan tietoista ajattelua vaativaa suunnitelmallista liikettä tai automaattisia tasapainovasteita nopeampaa reagointia. Nopein tapa säädellä tasapainoa reaktiivisesti on lihaksen monosynaptinen venytysheijaste, jossa tieto lihaksen pituusmuutoksesta kulkee lihassukkulasta Ia-afferenttia pitkin selkäyttimeen. Ia-afferentti aktivoi samaa lihasta hermottavan alfa-motoneuronin, joka lähettää venyneeseen lihaksen supistumiskäskyn. Tällöin venynyt lihas supistuu auttaen lihastonuksen ja tasapainon säilyttämisessä. (McArdle 2015, 402.) Lyhyen latenssin vasteaika (M1) monosynaptisessa heijasteessa on n. 30 ms ja keskipitkän latenssin vasteaika (M2) on n. 55 ms. (Enoka 2015, 268.) Tahdonalaiseen vasteeseen (latenssiaika >120 ms) verrattuna kyse on siis hyvin nopeasta reaktiosta. Venytysheijastetta voidaan säädellä supraspinaalisesti laskevien hermoratojen kautta monin tavoin vaikuttamalla presynaptisesti afferenttiin viestiin sekä alfa- ja gammamotoneuronien avulla. Näin lihasjännitystä voidaan säädellä automaattisesti kuormituksen ja lihaspituuden mukaisesti ilman keskushermoston ylempien tasojen väliintuloa. (McArdle 2015, 403).

## **2.3 Voimantuotto, ikääntyminen ja tasapaino**

### **2.3.1 Motorinen yksikkö**

Motorinen yksikkö koostuu selkäytimen ventraalisessa sarvessa tai aivorungossa sijaitsevasta motoneuronista (hermo), motoneuronin aksonista ja sen hermottamista lihassoluista, jotka muodostavat voimantuoton perusyksikön. Useimmat luurankolihasista koostuvat muutamista sadoista motorisista yksiköistä, mutta niiden lukumäärä vaihtelee kymmenistä useisiin tuhansiin. Motorinen yksikkö toimii kokonaisuutena, eli hermo käskyttää kaikkia motorisen yksikkönsä lihassoluja. Lihassoima taas riippuu lihassupistuksessa käytettävien (rekrytoitavien) motoristen yksiköiden lukumäärästä ja hermoimpulssien syttymistiheydestä. (Enoka 2015, 215).

Motoriset yksiköt eroavat rakenteeltaan mm. motoneuronin koon osalta (Enoka 2015, 216). Elwood Henneman (Henneman 1957) laati tämän havainnon perusteella ns. kokoperiaatteen, jonka mukaan motoriset yksiköt aktivoidaan järjestyksessä pienemmästä suurempaan. Tämä johtuu siitä, että hermosolussa liikkuvan aktiopotentialin amplitudi riippuu hermosolun aksonin läpimitasta ja näin ollen solun koosta (Enoka 2015, 216). Lieber (1992) jaotteli motoriset yksiköt kolmeen ryhmään niiden voimantuoton, supistumisnopeuden, väsymyksen vastustuksen sekä lihassolutyyppin (energiantuottotapa) mukaisesti (taulukko 1). Tämän jaottelun mukaan on olemassa hitaita motorisia yksiköitä sekä kahdenlaisia- väsyviä ja väsymystä sietäviä- nopeita yksiköitä.

TAULUKKO 1 Motoriset yksiköt jaetaan kolmen luokkaan, jotka poikkeavat toisistaan voimantuoton, supistumisnopeuden, väsymyksen vastustuskyvyn ja lihassolutyyppien osalta (Lieber 1992).

Motorinen yksikkötyyppi	Voimantuotto	Supistumisnopeus	Väsymyksen vastustus	Lihassolutyyppi motorisessa yksikössä
Nopea, väsyvä (IIB)	korkea	nopea	matala	nopea glykolyyttinen
Nopea, väsymystä sietävä (IIA)	kohtalainen	nopea	korkea	nopea oksidatiivis-glykolyyttinen
Hidas (I)	matala	hidas	korkea	hidas oksidatiivinen

Yksi motorinen yksikkö sisältää vain yhdentyyppisiä lihassoluja. Lihassolut voidaan erotella toisistaan niiden histokemiallisten, biokemiallisten ja molekyyläristen ominaisuuksien mukaan (Schiaffino & Reggiani 2011). Histokemiallisten ja biokemiallisten ominaisuuksien kannalta lihassoluissa tapahtuvan energiantuoton nopeus ja näin ollen sen nopeusominaisuudet (maksimaalinen supistumisnopeus) riippuu mm. myosiini-ATPaasi-entsyymin määrästä. Tällä perusteella lihassolut on jaettu tyyppeihin I (hidas) sekä Iia ja Iix (nopea) (Enoka 2015, 221).

Lihassupistuksen voiman lisääminen tapahtuu rekrytoimalla uusia motorisia yksiköitä ja/ tai lisäämällä niiden syttymistiheyttä. Kokoperiaatteen mukaisesti pienimmillä hermosoluilla on matalin ärsytytyskynnys ja suurimmilla soluilla vastaavasti korkein ärsytytyskynnys. Kestävyystyyppisessä suorituksessa, jolloin voimantuoton tarve on vähäinen, rekrytoidaan hitaita motorisia yksiköitä, kun taas voimaa ja nopeutta tarvittaessa rekrytoidaan ensisijaisesti nopeita motorisia yksiköitä. (Mero ym. 2015, 47-48).

### **2.3.2 Ikääntymisen vaikutukset voimantuottoon ja tasapainoon**

Optimaalinen voimantuotto vaatii hermostolta, lihaksistolta ja tukielimistöltä saumatonta yhteistoimintaa. Hyvä tasapainokontrolli edellyttää aistien hyvää toimintaa, aistipalautteen nopeaa prosessointia, oikean vasteen nopeaa valintaa ja oikeiden lihasten rekrytointia. Näin sekä aistien, hermoston että lihaksiston kunto vaikuttaa tasapainokykyyn. Äkillisissä tasapainohäiriöissä kyky räjähtävään voimantuottoon näyttää olevan maksimivoimaa tärkeämpi tekijä (Izquierdo ym. 1999).

Ikääntyminen vaikuttaa motorisen järjestelmän suorituskykyyn huolimatta terveystilasta ja aktiivisuudesta, vaikka fyysinen aktiivisuus auttaakin suorituskyvyn säilyttämisessä. Ikääntymiseen liittyy motoristen yksiköiden, lihasten ja motorisen hermoston adaptaatiota (Enoka 2015, 436). Motoneuronien määrän vähentyminen johtaa toimivien motoristen yksiköiden lukumäärän laskuun (McNeil ym. 2005). Toisaalta osa lihassoluista, joiden yhteys hermostoon on motoneuronien tuhoutumisen myötä kadonnut, hermotetaan säilyneiden motoristen yksiköiden avulla. Tämän seurauksena motoristen yksiköiden kokonaismäärän laskee, motoristen yksiköiden keskimääräinen koko kasvaa ja voimantuoton tarkkuus heikkenee, koska motorinen yksikkö toimii aina kokonaisuutena (Fling ym. 2009). Samalla motoneuronien syttymistiheys laskee hermostollisten muutosten myötä. Sarkopenia eli lihasmassan vähenemistä tapahtuu voimakkaammin alaruumiin lihaksissa, jotka ovat tasapainon kannalta erityisen tärkeitä. Sarkopenia kiihtyy 60 ikävuoden jälkeen. (Janssen ym. 2000).

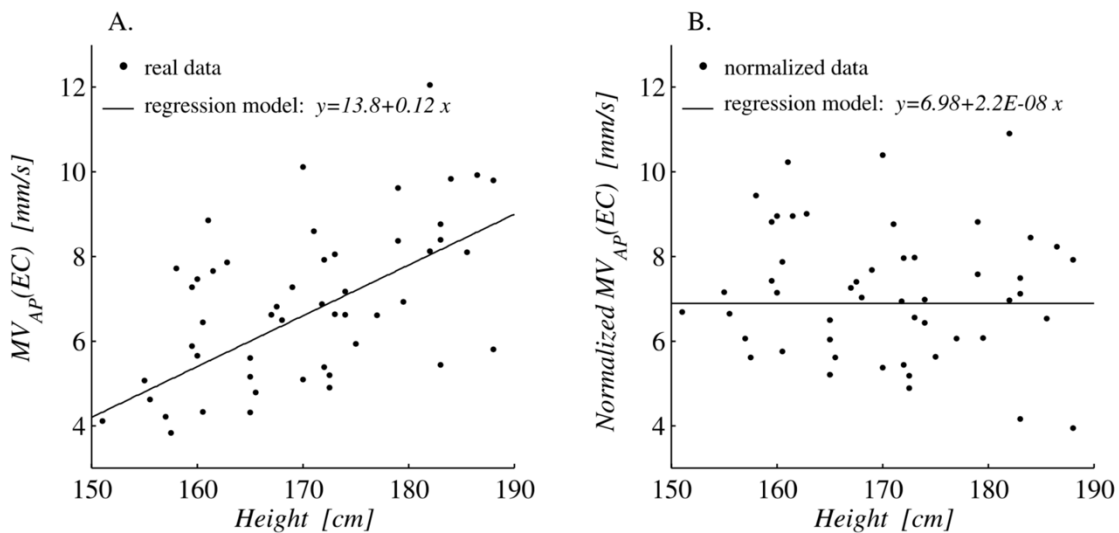
Ikääntymisestä johtuva nopeuden heikkeneminen alkaa jo 30 ikävuoden tienoilla. Lihasten surkastuminen ja motoristen yksiköiden määrän vähentyminen kohdistuu ensimmäisenä nopeisiin motorisiin yksiköihin, ja I-tyyppin hitaiden lihassolujen suhteellinen osuus lisääntyy ikäännyttäessä. Samoin voimantuoton tarkkuus alkaa heiketä motoristen yksiköiden määrän vähenemisen myötä. Aistien toiminta sekä hermoston johtumisnopeus heikkenevät, ja jänteiden elastisuus heikkenee. Nämä muutokset johtavat osaltaan voimatasojen laskuun. (Enoka 2015, 439-440.)

Neuraaliselta kannalta selkäydinrefleksien modulaatio vähenee. Toisaalta ikääntyneiden selkäydintason ja esimotorisen aivokuoren aktiivisuudessa on MRI-kuvauksissa havaittu yksinkertaisissa liikkeissä nuorempia korkeampaa aktiivisuutta, joka johtaa reaktioaikojen pitenemiseen. Tämä viittaa siihen, että liikkeenhallinnasta tulee vähemmän automaattista, eli tasapainon säätely painottuu ääreishermostolta enemmän keskushermostoon. (Baudry ym. 2010, Piirainen ym. 2013). Selkäydintason refleksivasteiden osittainen korvautuminen koaktivaatiolla vähentää ikääntyneiden liikkeiden taloudellisuutta ja ympäristön häiriötekijöiden vaikutus suorituskykyyn näyttää ikääntyneillä olevan suurempi (Enoka 2015., 442, Tang & Woollacott 1998).

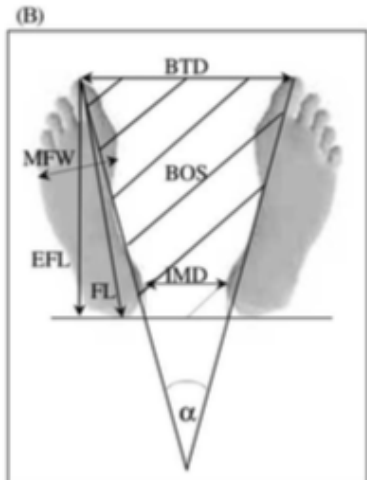
Paikallaan seistäessä tasapainokyky on riippuvainen proprioseptiikan, vestibulaarijärjestelmän ja visuaalisten reseptorien yhteistoiminnasta. Ikääntymisen vaikutusta tasapainoon on tutkittu staattisessa seisonnassa mm. vertaamalla tasapainoa kovalla alustalla vaahtomuovialustaan, joka vaikuttaa proprioseptiikan toimintaan (Papegaaij ym. 2014, Baudry & Duchateau 2012) ja sulkemalla silmät eli poissulkemalla visuaaliset järjestelmät (Baudry & Duchateau 2012). Ikääntyneiden (68-83 v) tasapaino oli Baudry & Duchateau (2012) tutkimuksessa nuorempiin (23-36 v) verrattuna heikompi kaikissa testatuissa tilanteissa, joka näkyi huojunnan määrän lisääntymisenä (paineakeskipisteen maksimipoiikkeama oli suurempi). Samalla EMG:n mukaan mitattujen jalan lihasten aktivaatio oli nuoria suurempaa. Lihasaferenttien vähentyntä palautetta nähtävästi kompensoitiin lisääntyneellä koaktivaatiolla.

## 2.4 Antropometrian ja kehonkoostumuksen vaikutus tasapainoon

Kehonkoostumuksen kannalta lihassmassan ja lihasvoiman vähenemisen lisäksi tasapainoon vaikuttaa myös rasvakudoksen määrä (Daley ym. 2000). Suurempi kehonpaino ylipäätään lisää tasapainon ylläpitämiseen tarvittavaa voimantuottoa. Hue ym. (2007) tutkimuksessa kehonpainon vaikutus tasapainotulosten varianssiin oli paikallaan seistäessä silmät auki 52% ja silmät kiinni 54%, korkeamman iän lisätessä tuloksiin silmät auki vielä 3 % ja silmät kiinni 8%. Chiari ym. (2002) mittasivat 50 koehenkilöltä n. 20 biomekaanista ominaisuutta ja tutkivat niiden vaikutusta voimalevyllä suoritetun staattisen tasapainotestin tuloksiin. Merkittävimmät paineakeskipisteen muutokseen pohjautuviin mittaustuloksiin vaikuttavat tekijät olivat pituus, paino, tukipinnan pinta-ala sekä jalkaterien leveys ja niiden välinen kulma (kuvat 4 ja 5).



KUVA 4. Pituuden vaikutus eteen-taakse-suuntaisen huojunnan keskinopeuteen (MV<sub>AP</sub>) silmät kiinni (EC, eyes closed)-tilanteessa staattisessa seisonnassa. Vasemmalla pituuteen normalisoimattomat ja oikealla pituuteen normalisoidut arvot ja regressioyhtälö (Chiari ym. 2002).



KUVA 5. Tukipinnan tasapainoon vaikuttavat ominaisuudet. BOS = base of support, tukipinta, MFW = maximum foot width, jalkaterän maksimileveys,  $\alpha$  = jalkaterien välinen kulma (Chiari ym. 2002).

Menegoni ym. (2011) eivät omassa tutkimuksessaan havainneet Rombergin osamäärällä mitaten merkitseviä eroja normaali- ja ylipainoisten henkilöiden välillä. Rombergin testissä verrataan staattista tasapainoa silmät auki ja silmät kiinni- tilanteessa. Aiemmin on teoretisoitu kehonpainon (BMI) aiheuttavan proprioseptiikan herkkyyden vähenemistä jalkaterään kohdistuvan paineen kasvaessa ylipainon seurauksena (Hue ym. 2007, Morasso & Schieppati 1999). Silmät kiinni-tilanteessa tuntopalautteen merkitys on silmät auki-tilannetta suurempi, jolloin ylipainosta johtuvan tuntoaistin heikkenemisen pitäisi näkyä silmät kiinni-tasapainotilanteessa. Menegoni ym. havaitsivat kuitenkin painekeskipisteen (COP) siirtymässä merkiseviä eroja normaali- ja ylipainoisten välillä. Heidän päätelmänsä mukaan rasvakudoksen määrästä johtuva suurempi kehonmassa lisää nilkkaan kohdistuvaa vääntömomenttia ja siten asennon korjaamiseksi tarvittavan lihasvoiman määrää, joka ylipainoisten kehonpainoon suhteutettuna pienemmän lihasvoiman kanssa aiheuttaa tasapainon heikkenemistä. Näin tasapainon heikkeneminen ei niinkään johtuisi tuntoaistin mahdollisista puutteista, joiden olisi pitänyt näkyä nimenomaan



Rombergin testissä. Toisaalta ikääntyneiden kohdalla ylipaino voi rasvakudoksen pehmentävästä vaikutuksesta johtuen toisaalta olla kaatumistilanteissa myös luunmurtumilta suojaava tekijä (Malmivaara ym. 1993).

### **3. TASAPAINON JA SIIHEN LIITTYVIEN TEKIJÖIDEN MITTAAMINEN**

Koska tasapainon säätelyjärjestelmä koostuu moninaisista komponenteista, on tasapainon tutkiminen usein haasteellista. Staattiset menetelmät ovat yleisesti ottaen dynaamisia suoraviivaisempia. Staattista tasapainoa mitataan yksinkertaisimmillaan esimerkiksi yhdellä jalalla seisomisella tai ns. flamingotestillä, jossa seistään alustaa vasten tukien avulla nostetun tangon päällä. Dynaamisen tasapainon mittaamistavoista taas helposti toteutettavia ovat esim. tuolista nouseminen, portaalle nousu tai askelkyky sekä erilaiset ratatestit (esim. kahdeksikkojuoksu) (Keskinen ym 2007, 187-188).

Yksittäinen mittalaite tai tasapainotesti ei myöskään sovellu kaikenikäisten tasapainon testaamiseen kaikissa olosuhteissa. Testejä suunniteltaessa lähtökohtana on huomioitava kohderyhmä ja toisaalta mittausten tavoitteet. Siksi sekä staattisen että dynaamisen tasapainon mittaamiseen on kehitetty useita erilaisia testejä ja testistöjä (Huxham ym. 2001). Sekä testihenkilön ominaisuudet (ikä, sukupuoli, kehonpaino, kuntotaso, mahdolliset sairaudet) että ympäristötekijät (vireystila, äänet, valaistus, lämpötila, visuaaliset tekijät) voivat vaikuttaa tasapainon säilyttämiskykyyn ja sitä kautta testituloksiin (Huxham ym. 2001). Tasapainoa voidaan mitata joko laitemittausten avulla laboratorio-olosuhteissa tai erilaisina toiminnallisina testeinä, joita voidaan suorittaa myös kenttäolosuhteissa.

#### **3.1 Mittauslaitteet**

Laboratoriomittauksissa käytetään yleisimmin kolmea mittalaitteiden päätyyppiä yhdessä tai erikseen riippuen tutkimusasetelmasta ja mitattavista parametreista. Voimalevyjen avulla voidaan mitata testattavan tuottamia pysty- ja vaakasuuntaisia voimakomponentteja (Goldie ym. 1989, Bauer ym. 2008). Kinematiikan keinoin voidaan tarkastella kehon segmenttien liikeratoja ja laskea

tätä kautta painopisteen muutoksia liikkeen aikana kehonsegmenttimallien avulla (Kejonen 2002). EMG:n (elektromyografia, lihaksen sähköisen aktiivisuuden mittaaminen) avulla taas voidaan tutkia korjausliikkeen yhteydessä tuotettavaa lihasaktiivisuutta. Lisäksi tehdään usein täydentäviä mittauksia liittyen mm. kehonkoostumukseen ja lihaskuntoon. Myös kiihtyvyyssantureita on käytetty tasapainotutkimuksissa (Adlerton ym. 2003).

### **3.2 Voimalevyt ja niillä mitattavat parametrit**

Voimalevyillä voidaan tallentaa ja analysoida testattavan tuottamia pystysuuntaisia voimia, jotka indikoivat paineakeskipisteen muutoksia. Voimalevyt toimivat usein ns. venymäliuskojen avulla (Bauer ym. 2008). Tuotetut voimat muuttavat venymäliuskojen muotoa, jolloin myös niiden vastus muuttuu. Vastuksen muutoksia mittaamalla voidaan analyysiohjelman avulla laskea voimalevyyn tuotetut voimakomponentit. Näiden avulla puolestaan saadaan selville kehon huojunnasta aiheutuvat paineakeskipisteen (Center of Pressure, COP) muutokset. COP on kehon paineakeskipiste, jonka liikkeen suuruutta suhteessa tukipintaan mitataan. COP ilmaisee kehoon vaikuttavien yksittäisten pystysuuntaisten voimien keskipistettä. (Duarte & Freitas 2010). Venymäliuskojen lisäksi on käytetty mm. pietsosähköisiin antureihin perustuvia voimalevyjä (Era et al. 1996, Giacomozzi & Macellari 1997, Karlsson & Frykberg 2000).

Voimalevyjen käyttö dynaamisissa tasapainotesteissä on etenkin paineakeskipisteen muutoksiin pohjautuvien mittausten osalta saavuttanut luotettavuutensa vuoksi ns. kultaisen standardin aseman (Hrysonmallis 2001). Voimalevyjen käytössä on kuitenkin saavutettu myös vaihtelevia tuloksia. Goldie ym. (1999) havaitsivat, että voimalevyllä pystysuuntaisten voimien mittaaminen näyttäisi olevan vaakasuuntaista COP-mittausta toistettavampi ja kuvaavan paremmin tasapainon vakautta. Bauer ym. (2008) käyttivät voimalevyä staattisen tasapainon testauksessa silmät kiinni ja silmät auki-tilanteissa, mitaten COP-poikkeaman pituutta, huojunnan pinta-alaa sekä COP-poikkeaman pituutta sagittaali- ja frontaalitasoissa. 16 erilaisesta olosuhteesta ja mitattavan parametrin yhdistelmästä 8 osoittautui korrelaatiokerrointen perusteella reliabiliteetiltaan erinomaiseksi.

COP:n lisäksi muita tasapainotesteissä käytettyjä parametreja ovat COG (Center of Gravity) tai COM (Center of Mass). COG ja COM kuvaavat pistettä, johon koko kehon massa on keskittynyt, ja joka näin tukee kehoa suhteessa tukipintaan (Duarte & Freitas 2010, Pollock ym. 2000, Benda ym. 1994). Painekekipisteen liike on riippuvainen painopisteen tai massakeskipisteen liikkeestä. COP:n liike on laajempaa kuin painopisteen liike, ja näin COP:n avulla voidaan selvittää kehon painopisteen kontrollointia ja siten kehon huojuntaa. (Duarte & Freitas 2010). COP sijaitsee COM:n vieressä, ja kehoon kohdistuva kiihtyvyyden aiheuttaa kehon heilahtamisen päinvastaiseen suuntaan (Benda ym. 1994). Voimalevyillä tehdyt mittaukset perustuvat näiden pisteiden sijainnin muutoksiin. COP:n liikkeen jääminen mahdollisimman pieneksi indikoi hyvää tasapainoa. (Duarte & Freitas 2010.)

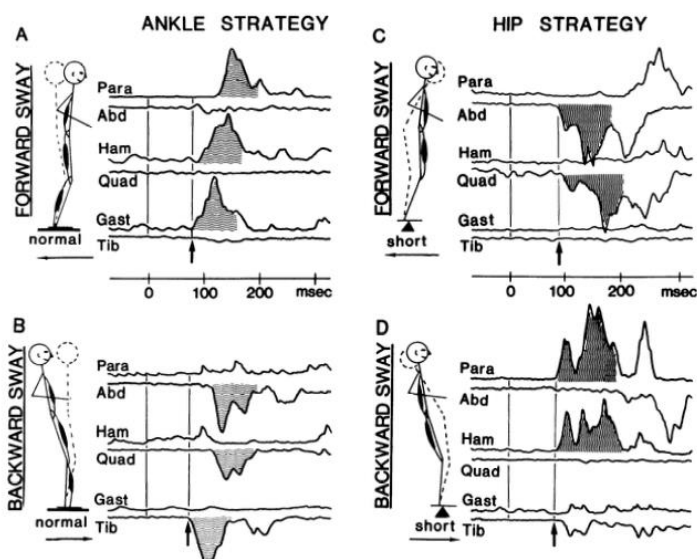
Gil ym. (2011) tutkivat kahden erilaisen funktionaalisen tasapainotestin ja voimalevyjen avulla suoritettujen tasapainoparametrien mittausten välistä korrelaatiota iäkkäämmillä henkilöillä. Korrelaatio funktionaalisten testien ja voimalevymittausten välillä jäi heikoksi korrelaatiokertoimen vaihdelta eri parametrien välillä -0.28:sta ja 0.20:een. Loppupäätelmä oli, että voimalevyjen avulla pystytään suoraan analysoimaan tasapainon heikkouksiin liittyviä sensomotorisen järjestelmän puutteita, jolloin tasapaino-ongelmien juurisyitä korjaavan kuntoutusohjelman suunnittelu on helpompaa. Toiminnallisia testejä käytettäessä mittaus tapahtuu epäsuorasti, ja tuloksiin vaikuttavia tekijöitä on useita (mm. ketteryys). Näin toiminnallisten testien valinnassa ja tulosten analysoinnissa on etenkin ikääntyneiden kohdalla noudatettava varovaisuutta. Toiminnalliset testit antavat informaatiota käytännön tasapainokyvystä, mutta voimalevyjen avulla on mahdollista saada tarkempaa tietoa hermo-lihasjärjestelmän puutteista. Ulkoiseen häiriöön perustuvia testejä ovat mm. postural stress test (PST) muunneltuna sekä mainitut voimalevytestit. Myös sisäiseen häiriöön perustuvia horjutustestejä, kuten kurkotustesti (Functional Reach) ja askellustesti (Four Square Stepping Test, FSST) on käytössä (Huxham ym. 2001; Orr ym. 2008).

### **3.3 Kinemaattiset mittaukset**

Kineettisiä voimia mittaavien voimalevyjen sijasta tai lisäksi käytetään myös kinematiikkaan perustuvia mittaustapoja. Kinemaattisten liikeanalyysien avulla voidaan selvittää mm. kehon segmenttien painopisteiden muutoksia ja kiihtyvyyksiä tasapainosuoritusten aikana. Neljään stillkameraan perustuva kinemaattinen 3D-mallinnus tuli käyttöön jo 1800-luvulla Fischerin ja Braunen toimesta (Kejonen 2002). Käytännössä nykyisin kinemaattiset mittaukset tehdään optoelektronisesti videokuvauksen (Kejonen 2002) tai joissain tapauksissa sähköisten goniometrien avulla (Freyler ym. 2015). Usein käytetään myös kinematiikan ja voimalevyjen yhdistelmää (Oddsson ym. 2004), jolloin saadaan mitatuksi sekä kehon segmenttien liikkeet, että niiden aiheuttamat voimakomponentit.

### **3.4 Lihasten sähköisen aktiivisuuden mittaus (EMG)**

EMG-mittausten avulla saadaan selville, kuinka eri lihakset aktivoituvat tasapainon korjaustilanteissa (Kejonen 2002, Horak & Nashner 1986). Olosuhteista ja tehtävästä riippuva asennonhallintastrategian valinta aikaansaa eri tilanteissa voimakkuudeltaan vaihtelevaa aktiivisuutta eri lihaksissa (kuva 6).



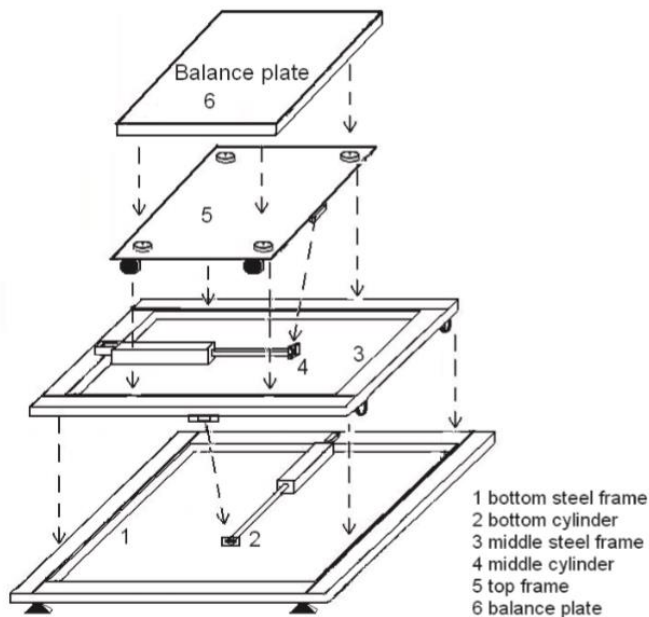
KUVA 6: Taakse- (ylemmät kuvat) vs. eteenpäin (alemmat kuvat) aiheutetun tasapainohäiriön aiheuttama lihasaktiivisuus (vasemmalla normaali, oikealla lyhyt alusta). Para = paraspinals/ selkärangan viereiset selkälihakset, Abd = abdominals/ suorat vatsalihakset, Ham= hamstrings/ takareiden lihakset, Quad = quadriceps/ suora reisilihas, Gast= gastrocnemius/ kaksoiskantalihas, Tib = tibialis/ etummainen säärihihas. (Horak & Nashner 1986).

EMG-mittauksissa lihaksiin kiinnitettävät elektrodit aistivat hermo-lihasjärjestelmässä tapahtuvaa sähköistä aktiiviteettia ja sen muutoksia. EMGstä voidaan analysoida voimantuoton aikaisen lihasaktiivisuuden lisäksi yksityiskohtaisempia muuttujia, kuten lyhyen (SLR, short latency response, venytysrefleksi), keskipitkän (MLR, medium latency response) ja pitkän latenssin (LLR, long latency response) refleksivasteet (esim. Freyler ym. 2015) sekä sähköstimulaatiota käytettäessä H-refleksivaste (Hoffmanin refleksi, esim. Freyler ym. 2015, Piirainen 2014). Lyhyen latenssin vasteen oletetaan liittyvän monosynaptisiin refleksivasteisiin, joissa signaali kulkee yhden aisti (afferentti)- ja yhden motoneuronin (efferentti) kautta. Keskipitkän ja pitkän latenssin vasteiden taas oletetaan indikoivan polysynaptisia vasteita, jolloin afferentti- ja efferenttineuronien välillä signaali kulkee myös yhden tai useamman interneuronin kautta. (Freyler ym. 2015).

Yli 90-100 ms latenssiaika riittää jo supraspinaalisen ohjauksen mukaantuloon, eli myös tahdonalainen aktiivisuus on todennäköisesti osallisena liikkeessä (Taube 2008). H-refleksi simuloi venytysrefleksin kaltaista monosynaptista yhteyttä, ja se normalisoidaan tyypillisesti supramaksinaalisen stimulaation aikana mitattuun M-aaltovasteeseen. H-refleksin avulla voidaan tutkia selkäydintason hermostollista herkkyyttä ja sen muutoksia tasapainohäiriöiden aikana. Mittaamalla useita tasapainon säilyttämiseen osallistuvia lihaksia samanaikaisesti voidaan esimerkiksi tutkia liikkeen agonisti- (vaikuttaja) ja antagonisti- (vastavaikuttaja) lihasten toimintaa. Lihaksen supistumista ja sen vastavaikuttajan venymistä koordinoidaan resiprokaalisen Ia-inhibition avulla (Enoka 2015 s. 268-269). Supistuvan lihaksen vastavaikuttajalihasta inhiboidaan samanaikaisesti lihassupistuksen kanssa Ia- inhibitorisen välineuronin kautta, jolloin liikkeen aikaansaaminen helpottuu. Yleensä tasapainovasteisiin liittyy useamman lihaksen samanaikaista ja/ tai peräkkäistä aktiivisuutta.

### **3.5 Häiriön aiheuttaminen dynaamisessa tasapainomittauksessa**

Voimalevyt yhdistetään usein mekaanisesti liikuteltavaan tasoon, jonka päällä koehenkilö seisoo. Tasapainoon aiheutetaan ulkoinen häiriö liikuttamalla tasoa joko pysty- tai vaakasuunnassa. Tasoa voidaan liikutella hydraulisesti (Pirainen 2010), sähkömagneettisesti (Freyler ym. 2015), sähkömoottorilla (Hartikainen 2017) tai sähköisten sylintereiden avulla (Pirainen 2014) tietokoneen ohjaamana, jolloin häiriöamplitudin suunta, suuruus, nopeus ja kiihtyvyys voidaan määrittellä tarkasti. Myös peräkkäisten häiriöiden järjestys eri suuntiin voidaan määrittellä satunnaisesti, jolloin koehenkilö ei voi ennakoida korjausliikkeitään.



KUVA 7. Tyypillinen dynaamisen tasapainon mittausasetelma, jossa aiheutetaan häiriötä vaakasuunnassa sähkösylinterien avulla liikuteltavaa tasoa käyttäen (Piirainen 2014).

Enimmäkseen dynaamisen tasapainon tutkimisessa on käytetty horisontaalista häiriötä. Piirainen ym. ovat käyttäneet tutkimuksissaan sekä vertikaalista (2010, 2014) että horisontaalista häiriötä (2013). Vertikaalisen häiriön harva käyttö johtunee siitä, että horisontaalinen häiriö vaikuttaa simuloivan paremmin reaalimaailman tilanteita. Lisäksi horisontaalisen häiriön on todettu olevan koehenkilöille vertikaalista haastavampi. (Piirainen 2014).

Liikuteltavien tasojen sijasta on tasapainon tutkimiseen käytetty juoksumattoa, johon on lisätty voimalevy sekä koehenkilön vyötäisille kiinnitetty tasapainoa sivusuunnassa (veto tai työntö) horjuttava mekanismi (Hof ym. 2010). Juoksumattoa on hyödynnetty myös nilkan ja lonkan väliin asetettavien elastisten putkien aiheuttamien tasapainohäiriöiden tutkimiseen juoksussa (Haudum ym. 2012). Kyseisessä tutkimuksessa keskityttiin häiriön askellukseen aiheuttamien muutosten tutkimiseen pinta-EMG:n keinoin. Lihaskiväilyssä havaittiin putkien asentamisen jälkeen muutoksia, jotka tasaantuivat suorituksen kestäessä (yhteensä 35 min josta 20 min putkien kanssa).



Tämä viittasi kehon adaptoitumiseen muuttuneeseen kuormitukseen (oppiminen). Tutkimuksen puutteena oli, ettei kinemaattista dataa kerätty, eikä raajojen liikeratojen muutoksista näin ollen saatu tietoa.

Steib ym. (2017) tutkivat Parkinsonin tautia sairastavien potilaiden kuntouttamista juoksumatolla, johon oli yhdistetty kolme hydraulista mäntää (liikerata 30 mm). Näiden avulla alustaa saatiin kallistetuksi eri suuntiin. Kuntoutusjakson aiheuttamia muutoksia mitattiin kävelynopeus- ja toiminnallisilla testeillä. Tasapainon kehittämiseksi osana erityisesti ikääntyneiden kuntoutusta on kehitetty myös ns. BaMPer- (Balance Measurement and Perturbation System) järjestelmä (kuva 8). Se perustuu juoksumattoon, jonka alla on staattisen alustan päällä eteen- taakse ja sivuttaissuunnassa liikkuva taso, jolla aiheutetaan häiriöitä tasapainoon (Shapiro ym. 2010). Järjestelmä perustuu Oddssonin ym. (2004) julkaisemaan tutkimukseen, jossa mittaukset tehtiin voimalevyn ja kinemaattisen videokuvauksen avulla.



KUVA 8. BaMPer-järjestelmä (BGU Robotics)

Hoffman ym. (1997) puolestaan aiheuttivat tutkimuksessaan tasapainohäiriön sähköstimulaation

avulla. Staattisessa tilassa tutkittiin huojunnan pinta-ala, huojunnan liikeradan pituus, sagittaalisuuntaisen huojunnan normaalijakauma sekä lateraalisuunnan huojunnan normaalijakauma. Dynaamisessa kokeessa aiheutettiin häiriö stimuloimalla koehenkilön molempien jalkojen tibialishervoja sähköän avulla, joka johti triceps surae-lihasten supistumiseen ja näin tasapainohäiriöön. Koehenkilöitä neuvottiin palaamaan tasapainotilaan mahdollisimman nopeasti. Dynaamisessa asetelmassa tutkittiin dynaamisen vaiheen kesto, huojunnan liikeradan keskiarvo, lineaarisen huojunnan normaalijakauma ja sagittaalisuuntaisen huojunnan normaalijakauma. Mittaukset tehtiin voimalevyn ja EMG-laitteen avulla (mittauskohtina molempien jalkojen soleus ja tibialis anterior). Dynaamisen kokeen tulosten korrelaatiokertoimet vaihtelivat 0.71 ja 0.92 välillä, joten tulosten perusteella myös sähköstimulaatio vaikuttaisi olevan käyttökelpoinen keino tasapainohäiriön aiheuttamiseksi.

### **3.6 Tyypillisesti käytettyjä häiriöparametreja**

Tasapainomittauksissa häiriöt aiheutetaan tyypillisesti vaakasuunnassa eteen, taakse tai jommallekummalle sivulle liikkuvan alustan avulla. Suunnan lisäksi määritellään häiriöamplitudin liikeradan suuruus, nopeus ja kiihtyvyys. Freyler ym. (2015) kävivät tutkimuksensa valmisteluvaiheessa näitä parametreja valitessaan läpi neljä eri tutkimusta (Diener ym. 1988; Henry ym. 1998; Nardone ym. 1990; Runge ym. 1999). Näiden ja 15 koehenkilöllä suoritettun pilottitutkimuksen perusteella päädyttiin aiheuttamaan häiriöitä vaakasuunnassa neljään eri suuntaan käyttäen liikeratana 2 cm ja 3 cm, nopeuksilla 0,11 ja 0,18 m/s. Tutkimuksessa käytettiin yhden jalan seisontaa kahden jalan sijaan, koska yhden jalan seisonnan katsottiin simuloivan paremmin kaatumista johtuen pienemmästä tukipinnasta (Richardson ym.. 1996, Blake ym. 1988, Chomiak ym. 2015). Kiihtyvyydestä tai häiriöamplitudin kestosta ei tutkimuksessa ollut tarkempaa mainintaa.

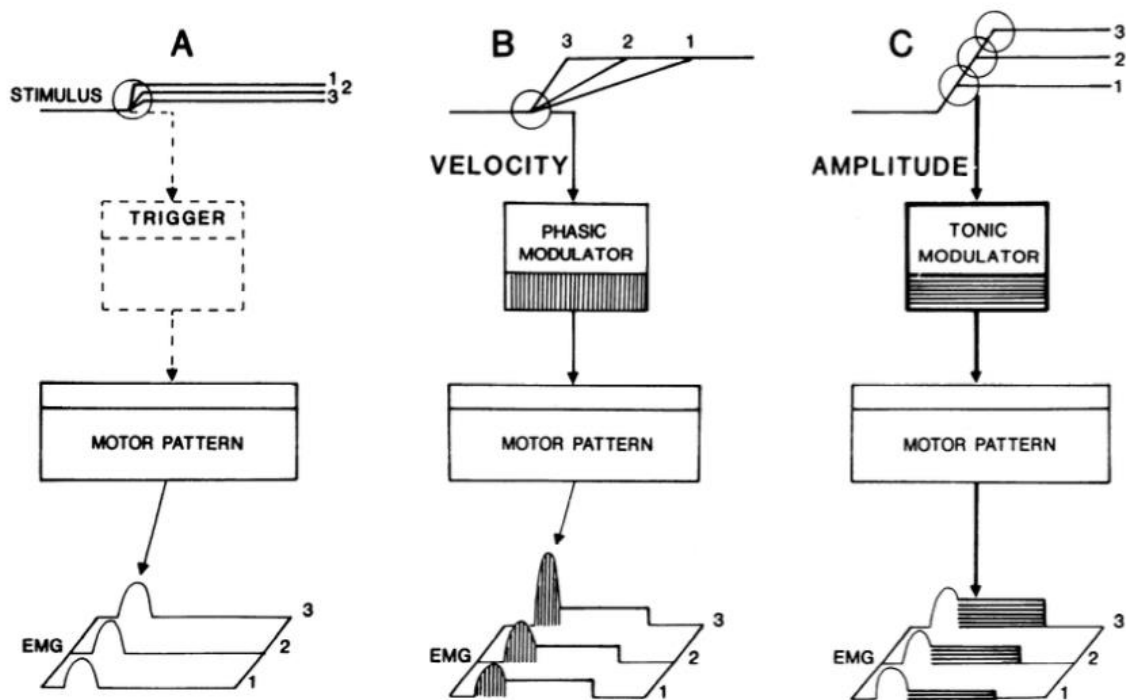
Tarkasteltaessa hieman laajempaa otantaa, käsittäen erityyppisiä tutkimusasetelmia, joissa häiriö aiheutettiin horisontaalisuunnassa liikkuvan alustan avulla, häiriöajan keskiarvo on keskimäärin n. 940 ms. Liikeradan keskiarvo on n. 13,6 cm eli Freylerin ym. (2015) käyttämiä arvoja laajempi. Myös amplitudin (huippu)nopeus vaihtelee keskiarvon ollessa 21,3 cm/s. Kiihtyvyyden huippuarvo taas on tässä otannassa keskimäärin 2,7 m/s<sup>2</sup>. (taulukko 2).

TAULUKKO 2. Dynaamisen tasapainon tutkimuksissa käytettyjä häiriöparametreja. Tasapainohäiriö aiheutettiin horisontaalisesti liikkuvan alustan avulla.

<b>Tutkimus</b>	<b>Amplitudin kesto ms</b>	<b>Liikerat a cm</b>	<b>Huippunopeus (cm/s)</b>	<b>Huippukiihtyvyys (m/s<sup>2</sup>)</b>
Moore ym. 1998	240	6	25	
Gu ym. 1996	300	3,3; 1,7		1,67; 0,89
Henry ym. 2001	3000	9	35	13,5
Henry ym. 1998	200	9	35	0,135
Torres-Oviedo ym. 2007	360	12,4	35	4,90
Freyler ym. 2015		2; 3	11,18	
Hartikainen 2017		30	5; 10; 15; 20; 25	1,0; 1,50; 2,0; 2,50; 3,0; 3,50
Piirainen ym. 2013	500	7,5; 12,5	15; 25	0,3; 4,0
Diener ym. 1998	40; 75; 150; 300; 800	1,2; 3,6; 6; 9; 12	10;15;25;35	
Carpenter ym. 2008	2500	60	25	1,3
Tokuno ym. 2010	600; 2500	6; 46		1,2
Tokuno ym. 2013	2500	46	20	1,2
<b>Keskiarvo</b>	<b>940</b>	<b>13,6</b>	<b>21,3</b>	<b>2,7</b>

Diener ym. (1998) selvittivät häiriöamplitudin nopeuden, suuruuden ja keston vaikutuksia sensorisen järjestelmän rooliin keskivartalon ja jalkojen lihasaktivaatiossa EMG:n ja kinematiikan avulla normalisoiden integroidun EMG-aktivaation lyhyille (ensimmäinen 75 ms jakso), keskipitkille (toinen 75 ms jakso) ja pitkille (viimeinen 350 ms jakso) latenssivasteille. Myös Hughes ym. (1995) ovat todenneet samanaikaisten EMG- ja kinematiikkamittausten tukevan toisiaan tasapainohäiriöiden tutkimisessa. EMG antaa tietoa lihasaktivaatiosta ja kinematiikka sen seurauksista, eli lihasaktivaation tuloksena toteutuvista liikeradoista. Samoin Freyler ym. (2015) hyödynsivät omassa tutkimuksessaan kinematiikkaa ja EMG:tä.

Diener ym. (1998) mukaan nilkan, polven ja lantion liikeradat ja reaktiivoimat kasvoivat kokonaisuutena tarkastellen suhteellisen johdonmukaisesti amplitudin suuruuden ja nopeuden kasvaessa. 75 ms häiriössä nopeuden kasvattaminen ei korreloinut merkittävästi EMG-vasteen pinta-alan kanssa. Yli 75 ms häiriössä agonistilihasten reaktiivisen EMG:n pinta-ala taas kasvoi nopeuden nostamisen myötä (Kuva 9.). Myöhäisemmän latenssin EMG-komponentit korreloivat parhaiten häiriöamplitudin suuruuden kanssa. Lihasaktivaation kokonaismäärä vaikutti olevan aisti-informaation säätelyä amplitudin nopeuden ja suuruuden avulla. Häiriön keston sen sijaan ei havaittu yksinään vaikuttavan EMG-vasteen pinta-alaan. Loppupäätelmä oli, että automaattisen tasapainonsäätelyn takana vaikuttaa olevan riippumaton ja mutkikas keskus- ja ääreishermoston yhteistoiminta. Tulokset tukevat hypoteesia, jonka mukaan nopean latenssin refleksit ja keskipitkän latenssin automaattiset tasapainovasteet ovat pääosassa lyhyissä häiriöissä. Pidemmissä häiriöissä taas latenssin enemmän suunnittelua vaativat komponentit ehtivät aistien käskyttäminä mukaan ”hienosäätämään” tasapainon korjausliikettä. Häiriön suunta vaikuttaa aktivoituvien lihasryhmien valintaan - Diener ym. (1998) tutkimuksessa häiriötä aiheutettiin ainoastaan taaksepäin.



KUVA 9. Häiriön nopeuden ja amplitudin vaikutuksia EMG-vasteeseen. Häiriön nopeuden kasvattaminen vaikuttaa nopean latenssin vasteeseen, kun taas häiriön amplitudin kasvattaminen näkyy hitaammissa EMG-komponenteissa (Diener ym. 1988).

Mielenkiintoista oli, että kyseisessä tutkimuksessa häiriön suuruuden ja nopeuden kasvattaminen ei johtanut siirtymiseen nilkkastrategiasta lonkka- tai askellusstrategiaan. Nilkkastrategian mukaisen EMG-vasteen amplitudi kuitenkin kasvoi. Tutkijat toisaalta epäilivät, että häiriöparametrien kasvattaminen olisi ennen pitkää johtanut myös strategian vaihdokseen. Lonkan alueen lihasten aktivaatio nimittäin kasvoi jonkin verran häiriön nopeuden kasvaessa. Selviä viitteitä puhtaaseen lonkkastrategiaan siirtymisessä ei EMG:n perusteella kuitenkaan havaittu.

Freyler ym. (2015) päätyivät tutkimuksessaan samansuuntaisiin havaintoihin. Myös he käyttivät dynaamista häiriötä eri nopeuksilla ja amplitudeilla analysoiden suoritukset kinematiikan ja EMG:n avulla. Lisäksi käytössä oli voimalevy. Nopeuden kasvattaminen vaikutti erityisesti lyhyen latenssin vasteeseen ja jossain määrin keskipitkän latenssin vasteeseen. Lyhyen latenssin vaste

välittyy Ia-afferenttien kautta monosynaptisena refleksinä. Häiriön amplitudin kasvattaminen taas näkyi pitkän latenssin vasteissa, mutta ainoastaan kun häiriön nopeus oli riittävä. Tutkijoiden johtopäätöksen mukaan häiriön nopeus on avainparametri, joka edesauttaa muiden häiriöparametrien vaikutuksen esilletuloa.

Yleisesti voidaan todeta, että häiriöparametreissa on melko laajaa vaihtelua tutkimusten välillä. Vaikka dynaamista tasapainoa on tutkittu paljon, ei yksittäistä, yleisesti käytettyä, kaikille sopivaa protokollaa välttämättä ole olemassa tai edes mahdollista laatia. Häiriön suunnan ja parametrien valinta riippuu tutkimuksen kohderyhmästä sekä siitä, minkä lihasryhmien toimintaa ja latenssitasojen häiriöitä halutaan tutkia. Tasapainovaste on riippuvainen tilanteesta ja toisaalta myös henkilön taustasta. Ikääntyneitä tutkittaessa riittävän häiriötilanteen aiheuttamiseksi riittää usein pienempi häiriö, kun taas urheilijoiden kohdalla voi olla tarpeen käyttää nopeampia ja laajempia häiriöitä.

## 4. TUTKIMUKSEN TARCOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli arvioida Jyväskylän yliopistossa kehitetyn tasapainohäiriölaitteen ja testiprotokollan käyttökelpoisuutta mitatessa keski-ikäisen työväestön päivittäistä toimintakykyä. Protokollan, jossa tasapainohäiriön nopeutta ja kiihtyvyyttä nostettiin asteittain, arvioitiin mahdollisesti antavaan yksityiskohtaisen kuvan tasapainon säilytyskyvystä dynaamisissa häiriöissä. Tutkimushypoteesin mukaan tasapainotestin tulokset (erityisesti maksimaalisen tasapainokeskipisteen siirtyminen, PeakD) korreloisi negatiivisesti alavartalon ja keskivartalon voimantuottoon, ja näitä mitattiin isometrisin menetelmin. Räjähävän voimantuoton (rate of force development, RFD) oletettiin vaikuttavan tasapainoon maksimivoimaa enemmän.

Kontrollistrategiateorian mukaan hitaat häiriöt korreloisivat nilkan ojentajien voimaominaisuuksien kanssa (pohje- ja nilkkastrategia), kun taas nopeat häiriöt korreloisivat reiden ja keskivartalon alueiden voiman kanssa (lantiostrategia). Antropometrisia ominaisuuksia (kehon massa, luurankolihasmassa, rasvaprosentti) mitattiin myös, koska niiden arvioitiin mahdollisesti myös vaikuttavan tasapainonhallintaan. Lihasmassan arvioitiin mahdollisesti edesauttavan tasapainon säilyttämistä, kun taas rasvakudoksen oletettiin heikentävän sitä.

## LÄHTEET

Adleron, 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 : The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy* 8 (4), 187-199.

André W. O. Gil, Marcio R. Oliveira, Vinícius A. Coelho, Carlos E. Carvalho, Denilson C. Teixeira, ym. 2011. Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly *Relação entre plataforma de força e dois testes funcionais para medidas de equilíbrio em idosos*. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 15 (6), 429-435.

Baloh, R. W., Fife, T. D., Zwerling, L., Socotch, T., Jacobson, K., ym. 1994. Comparison of Static and Dynamic Posturography in Young and Older Normal People. *Journal of the American Geriatrics Society* 42 (4), 405-412.

Baudry, S. & Duchateau, J. 2012. Age-related influence of vision and proprioception on Ia presynaptic inhibition in soleus muscle during upright stance. *The Journal of Physiology* 590 (Pt 21), 5541-5554.



Bauer, C., Gröger, I., Rupprecht, R. & Gaßmann, K. G. 2008. Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89 (10), 1977-1982.

Benda, B. J., Riley, P. O. & Krebs, D. E. 1994. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 2 (1), 3-10.

Berg, K. 2009. Balance and its measure in the elderly: a review. *Physiotherapy Canada* .

BLAKE, A.,J., MORGAN, K., BENDALL, M.,J., DALLOSSO, H., EBRAHIM, S. B.,J., ym. 1988. Falls by Elderly People at Home: Prevalence and Associated Factors. *Age and Ageing* 17 (6), 365-372.

Brocklehurst, J. C., Robertson, D. & James-Groom, P. 1982. Clinical correlates of sway in old age--sensory modalities. *Age and ageing* 11 (1), 1-10.

Carpenter, M., Tokuno, C., Thorstensson, A. & Cresswell, A. 2008. Differential control of abdominal muscles during multi-directional support-surface translations in man. *Experimental Brain Research* 188 (3), 445-455.

Chiari, L., Rocchi, L. & Cappello, A. 2002. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* 17 (9), 666-677.

Chomiak, T., Pereira, F. V. & Hu, B. 2014. The Single-Leg-Stance Test in Parkinson's Disease. *Journal of Clinical Medicine Research* 7 (3), 182-185.

Daley, M. J. & Spinks, W. L. 2000. Exercise, Mobility and Aging. *Sports Medicine* 29 (1), 1-12.

De Luca, C. J. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13 (2), 135-163.

Diener, H. C., Horak, F. B. & Nashner, L. M. 1988. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology* 59 (6), 1888.

Duarte, M. & Freitas, Sandra M S F 2010. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista brasileira de fisioterapia (São Carlos (São Paulo, Brazil))* 14 (3), 183.

Enoka, R. M. 2015. *Neuromechanics of human movement. (Fifth)* Champaign, IL: Human Kinetics.

Era, P., Schroll, M., Ytting, H., Gause-Nilsson, I., Heikkinen, E., ym. 1996. Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 51 (2), M63.

Era, P., Jokela, J. & Heikkinen, E. 1986. Reaction and Movement Times in Men of Different Ages: A Population Study. *Perceptual and Motor Skills* 63 (1), 111-130.

Freyler, K., Gollhofer, A., Colin, R., Brüderlin, U. & Ritzmann, R. 2015. Reactive Balance Control in Response to Perturbation in Unilateral Stance: Interaction Effects of Direction, Displacement and Velocity on Compensatory Neuromuscular and Kinematic Responses. *PLoS One* 10 (12), e0144529.

Gelsy Torres-Oviedo & Lena H. Ting 2007. Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses. *Journal of Neurophysiology* 98 (4), 2144-2156.

Giacomozzi, C. & Macellari, V. 1997. Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 5 (4), 322-330.

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 (7), 510—517.

Gu, M., Schultz, A. B., Shepard, N. T. & Alexander, N. B. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: Dynamics. *Journal of Biomechanics* 29 (3), 319-329.

Harridge, S. D. R., Kryger, A. & Stensgaard, A. 1999. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle & Nerve* 22 (7), 831-839.

Hartikainen, E. 2017. Dynaamisen tasapainotestin toistettavuus ja validointi. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian tieteenalanryhmä. Pro gradu -tutkielma.

Haudum, A., Birklbauer, J., Kröll, J. & Müller, E. 2012. Constraint-led changes in internal variability in running. *Journal of sports science & medicine* 11 (1), 8-15.

Henneman, E. (1957). Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge. *Science*, 126 (3287), 1345-1347

Henry, S. M., Fung, J. & Horak, F. B. 2001. Effect of Stance Width on Multidirectional Postural Responses. *Journal of Neurophysiology* 85 (2), 559-570.

Henry, S. M., Fung, J. & Horak, F. B. 1998. EMG Responses to Maintain Stance During Multidirectional Surface Translations. *Journal of Neurophysiology* 80 (4), 1939-1950.

Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., ym. 1999. European recommendations for surface electromyography. Enschede, NL: Roessingh Research and Development.

Hof, A. L., Vermerris, S. M. & Gjaltema, W. A. 2010. Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *Journal of Experimental Biology* 213 (15), 2655-2664.

Hoffman, M. A. & Koceja, D. M. 1997. Dynamic balance testing with electrically evoked perturbation: A test of reliability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 78 (3), 290-293.

Horak, F. B. & Nashner, L. M. 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology* 55 (6), 1369.

Horak, F. B. 1987. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. *Physical Therapy* 67 (12), 1881-1885.

Hrysomallis, C. 2011. Balance Ability and Athletic Performance. *Sports Medicine* 41 (3), 221-232.

Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., ym. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* 26 (1), 32-38.

Hughes, M. A., Schenkman, M. L., Chandler, J. M. & Studenski, S. A. Postural responses to platform perturbation: kinematics and electromyography. *Clinical Biomechanics* 10 (6), 318-322.

Huxham, F. E., Goldie, P. A. & Patla, A. E. 2001. Theoretical considerations in balance assessment. *The Australian journal of physiotherapy* 47 (2), 89.

Hytönen, M., Pyykkö, I., Aalto, H. & Starck, J. 1993. Postural Control and Age. *Acta Oto-Laryngologica* 113 (2), 119-122.

Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., López, J. L. & Häkkinen, K. 1999. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 79 (3), 260-267.

Jadelis, K., Miller, M. E., Ettinger, W. H. & 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 (7), 884-891.

Karlsson, A. & Frykberg, G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics* 15 (5), 365-369.

Kejonen, P. K. 2002. Body movements during postural stabilization: Measurements with a motion analysis system. ProQuest Dissertations Publishing.

Keskinen, K. L., Häkkinen, K., Kallinen, M. & Aho, J. (toim.) 2007. Kuntotestauksen käsikirja. (2. uud. p.) Helsinki: Liikuntatieteellinen seura.

Kuo, A. D. & Zajac, F. E. 1993. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanics constraints. Elsevier Science Publishers B. V.

Lieber, R.L. 1992. Skeletal muscle Structure and Function. Baltimore, Williams & Wilkins.

LORD, S.,R. & WARD, J.,A. 1994. Age-associated Differences in Sensori-motor Function and Balance in Community Dwelling Women. *Age and Ageing* 23 (6), 452-460.

Maki, B. E., Holliday, P. J. & Fernie, G. R. 1990. Aging and Postural Control. *Journal of the American Geriatrics Society* 38 (1), 1-9.

Malmivaara, A., Heliövaara, M., Knekt, P., Reunanen, A. & Aromaa, A. 1993. Risk factors for injurious falls leading to hospitalization or death in a cohort of 19,500 adults. *American journal of epidemiology* 138 (6), 384-394.

McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2015. *Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance*. (Eighth) Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.

Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Caviglioli, M., ym. 2009. Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity* 17 (10), 1951-1956.

Menegoni, F., Tacchini, E., Bigoni, M., Vismara, L., Priano, L., ym. 2011. Mechanisms underlying center of pressure displacements in obese subjects during quiet stance. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 8 (1), 20.

Mero, A. (toim.) 2004. *Urheiluvallmennus : kuormitusfysiologiset, ravintofysiologiset, biomekaaniset ja valmennusopilliset perusteet*. Lahti: VK-kustannus.

Moore, S. P., Rushmer, D. S., Windus, S. L. & Nashner, L. M. 1988. Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions. *Experimental brain research* 73 (3), 648-658.

Morasso, P. G. & Schieppati, M. 1999. Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing? *Journal of Neurophysiology* 82 (3), 1622-1626.

Murto J, Kaikkonen R, Pentala-Nikulainen O, Koskela T, Virtala E, Härkänen T, Koskenniemi T, Jussmäki T, Vartiainen E & Koistinen S 2017. Aikuisten terveysterveys-, hyvinvointi- ja palvelututkimus ATH:n perustulokset 2010-2017. Saatavilla osoitteessa: [www.terveytemme.fi/ath/tulokset/index.html](http://www.terveytemme.fi/ath/tulokset/index.html).

Nardone, A., Corra, T. & Schieppati, M. 1990. Different activations of the soleus and gastrocnemii muscles in response to various types of stance perturbation in man. *Experimental brain research* 80 (2), 323-332.

Oddsson, L. I. E., Wall, Conrad, I., II, McPartland, M. D., Krebs, D. E. & Tucker, C. A. Recovery from perturbations during paced walking. *Gait & posture* 19 (1), 24-34.

Orr, R., Raymond, J. & Maria Fiatarone Singh 2008. Efficacy of Progressive Resistance Training on Balance Performance in Older Adults: A Systematic Review of Randomized Controlled Trials. Cham: Adis International.



Palm, H., Strobel, J., Achatz, G., von Luebken, F. & Friemert, B. 2009. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & posture* 30, 328-333.

Papegaaij, S., Taube, W., Hogenhout, M., Baudry, S. & Hortobágyi, T. 2014. Age-related decrease in motor cortical inhibition during standing under different sensory conditions. *Frontiers in Aging Neuroscience* 6, 126.

Piirainen, J. 2014. Neuromuscular function and balance control in young and elderly subjects; Effects of explosive strength training. University of Jyväskylä.

Piirainen, J. M., Avela, J., Sippola, N. & Linnamo, V. 2010. Age dependency of neuromuscular function and dynamic balance control. *European Journal of Sport Science* 10 (1), 69-79.

Piirainen, J. M., Cronin, N. J., Avela, J. & Linnamo, V. 2014a. Effects of plyometric and pneumatic explosive strength training on neuromuscular function and dynamic balance control in 60-70year old males. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 24 (2), 246.

Piirainen, J. M., Cronin, N. J., Avela, J. & Linnamo, V. 2014b. Effects of plyometric and pneumatic explosive strength training on neuromuscular function and dynamic balance control in 60-70year old males. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 24 (2), 246.

Piirainen, J. M., Linnamo, V., Cronin, N. J. & Avela, J. 2013. Age-related neuromuscular function and dynamic balance control during slow and fast balance perturbations. *Journal of Neurophysiology* 110 (11), 2557-2562.

Piirainen, J. M., Linnamo, V., Sippola, N. & Avela, J. 2012. Neuromuscular function during drop jumps in young and elderly males. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 22 (6), 852.

Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J. & Paul, J. P. 2000. What is balance? *Clinical Rehabilitation* 14 (4), 402-406.

Punakallio, A. 2004. Balance abilities of workers in physically demanding jobs. With special reference to firefighters of different ages. Thesis. University of Kuopio. Kuopio, Finland.

Richardson, J. K., Ashton-Miller, J., Lee, S. G. & Jacobs, K. Moderate peripheral neuropathy impairs weight transfer and unipedal balance in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77 (11), 1152-1156.

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 (2), 161-170.

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

Schiaffino, S. & Reggiani, C. 2011. Fiber Types in Mammalian Skeletal Muscles. *Physiological Reviews* 91 (4), 1447-1531.

Shapiro, A. & Melzer, I. 2010. Balance perturbation system to improve balance compensatory responses during walking in old persons. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 7 (1), 32.

Sharon M. Henry, Joyce Fung & Fay B. Horak 1998. EMG Responses to Maintain Stance During Multidirectional Surface Translations. *Journal of Neurophysiology* 80 (4), 1939-1950.

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

Steib, S., Klamroth, S., Heiko Gaßner, Pasluosta, C., Björn Eskofier, ym. 2017. Perturbation During Treadmill Training Improves Dynamic Balance and Gait in Parkinson's Disease: A Single-Blind Randomized Controlled Pilot Trial. *Neurorehabil Neural Repair* 31 (8), 758-768.

Tang, P. & Woollacott, M.,H. 1998. Inefficient Postural Responses to Unexpected Slips During Walking in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*. 53A (6), M480.

Taube, W., Gruber, M. & Gollhofer, A. 2008. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica* 193 (2), 101-116.

Tokuno, C. D., Cresswell, A. G., Thorstensson, A. & Carpenter, M. G. 2013. Recruitment order of the abdominal muscles varies with postural task. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 23 (3), 349-354.

Tokuno, C. D., Cresswell, A. G., Thorstensson, A. & Carpenter, M. G. 2010. Age-related changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration-deceleration interval. *Clinical Neurophysiology* 121 (1), 109-117.

Valonen, K., Aho, P., Hallikainen Juhani, Hatakka Mika, Virtanen Antti, ym. 2016. Työikäisten vakavat tapaturmat Y2016-S1. OTKES.

Vandervoort, A. A. 2002. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve* 25 (1), 17-25.

Walker, N., Philbin, D. A. & Fisk, A. D. 1997. Age-related differences in movement control: adjusting submovement structure to optimize performance. *The journals of gerontology. Series B, Psychological sciences and social sciences* 52B (1), P53.

Werner, R. A., Franzblau, A., D'Arcy, H. J. S., Evanoff, B. A. & Tong, H. C. 2012. Differential aging of median and ulnar sensory nerve parameters. *Muscle & Nerve* 45 (1), 60-64.

**Lower body and trunk force production properties, anthropometry and dynamic balance control in middle aged men and women**

Antti Glad

Biology of Physical Activity, Faculty of Sports and Health Sciences, University of Jyväskylä, Finland

## 5. INTRODUCTION

Balance is an important aspect of daily function, and balance deficiencies are one of the most significant factors in falling accidents and consequential hospitalization, resulting in a total cost of 420 m€ in Finland per annum (Valonen et al. 2016). In 2013, 54% of the victims seriously injured were men and 46% women. 69% of the incidents were related to poor daily functional capacity (Valonen et al. 2016). At the same time, standard procedures for physical performance testing for occupational health are lacking, with the exception of safety and emergency personnel.

Postural control entails the maintenance of a specific posture, voluntary movement, as well as reactions to external disturbances (Pollock et al. 2000). Sensory information is used to detect orientation and motion and an appropriate response is selected. Then, muscles are activated to maintain balance. Balance forms the basis of our capacity to perform various activities that constitute our daily life. Functional balance is affected by task constraints and environmental context that alter the biomechanical and information processing needs for balance control (Huxham et al. 2001).

Dynamic balance, in particular, is a complex phenomenon involving various aspects of the human neuromuscular system. Postural strategies during perturbations are usually divided into three categories: 1) ankle strategy, 2) hip strategy and 3) stepping strategy (Horak & Nashner 1986, Horak 1987). On a firm, wide surface, the size of the perturbation generally determines the strategy employed. As the perturbation becomes larger or faster so that the ankle strategy is not sufficient, the individual resorts to a hip strategy, and in even more severe perturbations, to a stepping strategy.

Depending on the perturbation, environment and biomechanical factors, the strategies often seem to form a continuum- ie. for instance in hip strategy, there is ankle activation as well (Kuo & Zajac 1993, Runge et al. 1999).

## 6. METHODS

### 6.1 Subjects

A total of 71 middle aged participants, from heterogenous backgrounds, WOMEN (n=34,  $49 \pm 5,5$  years, weight  $68.2 \pm 13.3$  kg, height  $165.1 \pm 5.9$  cm) and MEN (n=37,  $51 \pm 6,6$  years, weight  $83,2 \pm 9,7$  kg, height  $179,0 \pm 8,0$  cm) volunteered and completed the study (table 1). Participants of age 50 or above underwent a medical examination by a medical doctor before taking part in the study. All completed a prescreening survey, provided a written informed consent and were aware of the protocol and possible risks of the study. To participate, candidates had to be healthy with no existing musculoskeletal, heart or circulatory issues or high blood pressure. Their current condition for possible acute respiratory symptoms, fatigue, bad sleep or high blood pressure were also investigated on testing day. They were advised of their right to withdraw from the study at any time. The study was conducted according to the declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of University of Jyväskylä.

TABLE 1. Subject characteristics, mean (SD)

<b>Group</b>	<b>Age (years)</b>	<b>Height (m)</b>	<b>Weight (kg)</b>	<b>% Body Fat</b>	<b>BMI</b>
WOMEN	$49 \pm 5.5$	$1.65 \pm 5.9$	$68.2 \pm 13.3$	$29.9 \pm 7.5$	$25.0 \pm 4.4$
MEN	$51 \pm 6.6$	$1.78 \pm 7.7$	$83.2 \pm 9.7$	$20.5 \pm 6.0$	$25.8 \pm 2.5$



## 6.2 Test protocol

The measurements were done in the following order. 1) anthropometry, 2) isometric force production and 3) dynamic balance. The total duration of the test session was approximately 2 hours. The measurements have been described in more detail in the following section.

### 6.2.1 Dynamic balance trials

Balance was measured in five different conditions (SLOW:  $v=10$  cm/s,  $a=0,5$  m/s<sup>2</sup>; MIDSLOW:  $v=13$  cm/s,  $a=1$  m/s<sup>2</sup>; MID:  $v=16$  cm/s,  $a=1,5$  m/s<sup>2</sup>, MIDFAST:  $v=19$  cm/s,  $a=2$  m/s<sup>2</sup>, FAST:  $v=21$  cm/s,  $a=2,5$  m/s<sup>2</sup>) with 30 cm displacement. These conditions were chosen to enable comparisons of slow and fast perturbations as well as both anterior and posterior directions. The subject was thoroughly briefed on what to expect during the test. The subject was instructed to remain upright but to stay relaxed and not try to predict the perturbation by pretensing any muscles. The subject was asked to focus on a marker placed on the opposite wall at eye level, approximately 3 meters away.

The dynamic balance test protocol started with three familiarization sets consisting of 10 perturbations with increasing velocity, in order from SLOW to FAST, with one perturbation at each speed per direction. One minute breaks were taken between each set. After the familiarization, the safety harness was released from its attachment and the subject allowed to take a break of approximately five minutes. Afterwards, the three main sets were conducted. Perturbation velocity

remained constant within each set, starting with a SLOW set. MIDSLOW and MID sets were consequently carried out with a short break between each set. After the MID set, the subject was again released to take a longer break. MIDFAST and, finally, FAST sets were conducted.

Average maximal peak displacement of center of pressure (PeakD) of 3-6 successful perturbations in both anterior and posterior direction were analyzed from the main sets. The first 4 perturbations from each set were excluded from the analysis in order to account for any learning effect. In addition, there was a sway threshold trigger (less than  $\pm 5$  mm of baseline) of maximum of 6 seconds to postpone the start of the next perturbation until the possible sway subsided. PeakD was normalized based on foot length.

### **6.2.2. Dynamic balance measurement system**

The subject stood on a computer controlled perturbation platform in the middle of a force plate (Hur Labs Oy, Tampere, Finland) placed on a custom-made perturbation device (University of Jyväskylä, Finland) (Figure 2), modified from Piirainen et al. (2013) and Hartikainen (2017). The platform could be moved in antero-posterior directions on aluminum rails using a Rexroth 3-phase synchronous pm-motor (EMC, Bosch Rexroth, Germany) that was connected to the platform with a belt mechanism. The motor was powered via a central unit (IndraDrive Cs, Bosch Rexroth, Germany). The system had a maximal amplitude of approximately 1500 mm, maximal force of 4000 N and maximal velocity of 70 cm/s. For safety reasons, the subject wore a harness (CAMP Empire, New Zealand) that was attached with a pulley mechanism to the ceiling of the laboratory.

The platform was controlled by custom software developed with LabView 2015 version 15.0f2 (National Instruments, Austin, Texas, USA). Force plate data was recorded and analyzed with Coachtech online feedback system (University of Jyväskylä, Finland) (Ohtonen O, et al. 2016) The measurements were normalized on the subject's height. The force plate as well as the platform were connected to the computers running the software via data transmission nodes (University of Jyväskylä, Finland) via WLAN and wired LAN connections.

The platform was supported on top of metal rails that measured 200 cm each. The frame of the device consisted of four aluminum beams, two with the length of 250 cm and two with the length of 80 cm, forming a rectangle. The measurements of the platform, of wooden construction, were 135 cm by 104,5 cm.



Figure 1. Custom made dynamic balance testing device (University of Jyväskylä).

### **6.2.3. Anthropometry**

After wiping their hands and feet with Inbody cleaning tissues, and two tissues placed on the foot sensor of the scale, the subjects stood barefooted, any jewelry removed, holding conductors on their hands, on an InBody 720 bioimpedance device (Inbody Co. Ltd, Seoul, Korea) for approximately 2 minutes. The device calculated an estimate of their body composition, including hydration state, muscle mass, fat mass and estimated muscle masses for each limb and torso. Waist circumference was measured using a measurement tape (Sanofi Aventis, Gentilly, France), placed halfway between the cresta iliaca and costa decima.

### **6.2.4 Force data collection**

The dynamometers were attached to a computer via an A/D converter (CED Power1401; Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom). The signal was recorded and analyzed using Spike 2 version 5.21 software (Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom). The sampling rate used was 1000.

### **6.2.5 Isometric force production and reaction time**

The first part of the isometric force production measurements were performed sitting on a custom-built plantar extension dynamometer (University of Jyväskylä, Finland) (Figure 1). The back support was adjusted so that the subject's forefoot was touching the force plate when the leg was

fully extended (with a locked knee), the hip angle being 110 degrees. Three maximum voluntary contractions (MVCs) for both legs, one leg at a time, lasting 3-5 seconds each, were performed as fast as possible at 1 minute intervals. If the maximum force increased by 5% or more between the second and third attempts, more repetitions were performed until a peak was reached. Torque values were calculated by multiplying the force by the lever arm (ankle joint centre to head of first metatarsal). Maximal torque, RFD and maximal RFD time were analyzed. Rate of force development (RFD) is used to measure explosive strength, ie. how fast an athlete can develop force. In other words, it is the speed at which the contractile elements of the muscle can develop force.

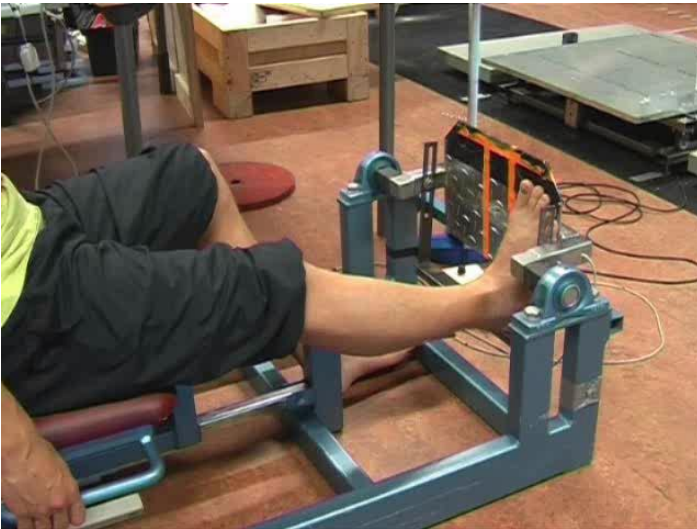


Figure 2. Plantar flexion dynamometer with force plates (University of Jyväskylä).

The second part was conducted in a custom knee extension dynamometer (University of Jyväskylä, Finland). The back support was adjusted so that the back of the subject's knees were aligned with the edge of the dynamometer's chair. The knee angle was 90 degrees and the hip angle was 90 degrees as well. The subject's knees were attached to two separate force sensors, one for each leg,

with Velcro tape so that the lower edges of the sensors were about two centimeters above the subject's malleoli. Three 3-5 second MVCs were performed with both legs simultaneously, as fast as possible, at 1 minute intervals. If the maximum force increased by 5% or more between the second and third attempts, more repetitions were performed until there was no increase in force. Torque values were calculated by multiplying the force by the lever arm (from the proximal to the distal end of the tibia). Maximal torque, max RFD and RFD time were analyzed. Maximal torque was measured for both legs simultaneously and then analyzed by gender. Max RFD was measured for each leg and then the averages were analyzed by gender. RFD time was also measured for each leg and then the averages were analyzed by gender.

Next, a reaction test followed. A light indicator (University of Jyväskylä) was placed in front of the subject, and the subject was instructed to conduct a leg extension as quickly as possible as the light was illuminated using a pushbutton. The force production continued as long as the light was illuminated. Six repetitions were done, with breaks of 5-10 seconds between each.

The final part of the force measurements was carried out in a torso dynamometer (University of Jyväskylä, Finland). The lower edge of the upper body support including the force plate was placed at the level of the subject's clavicle and the upper edge of the lower body support was adjusted so that it was level with the subject's iliac crest. The subject's ankles were attached to the dynamometer with a Velcro loop in order to ensure a vertically straight posture during the measurement. The dynamometer was attached to a computer via an A/D converter (CED Power1401; Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom). The signal was recorded and analyzed using Spike 2 version 5.21 software (Cambridge Electronic Design [CED],

Cambridge, United Kingdom). Three 3-5 second repetitions of maximum isometric force production were conducted both for the abdominals (the subject facing the force sensor plate, pushing against it) and for the back muscles (the force sensor plate resting against the subject's upper back). The distance between the supports was measured and taken into account when calculating maximal torque.

### **6.3 Statistical methods**

The recorded data was imported into Microsoft Excel for further processing. Statistical analysis was carried out using SPSS v. 24 (IBM, Armonk, New York, USA). Mean values and standard deviations ( $\pm$ SD) were calculated. Differences between groups were analyzed using independent samples T-tests. Correlations were performed for the whole population as well as both groups separately using Pearson's correlation coefficient, as data were normally distributed. Repeated measures variance analysis was used for each group to identify differences in balance between different perturbation velocities. Results were considered statistically significant for  $p < 0.05$ .

## 7. RESULTS

### 7.1 Maximal peak displacement of center of pressure during balance perturbations

In forward sway (figure 7), MEN had lower peakD during FAST (9.4%,  $p < 0.01$ ) situation than WOMEN, while in backward (figure 8) sway MEN had lower peakD during all five velocities from SLOW to FAST (12.1%,  $p < 0.01$ , 12.3%,  $p < 0.01$ , 9.8%,  $p < 0.01$ , 10.5%,  $p < 0.01$ , 12.0%,  $p < 0.001$ ), respectively.

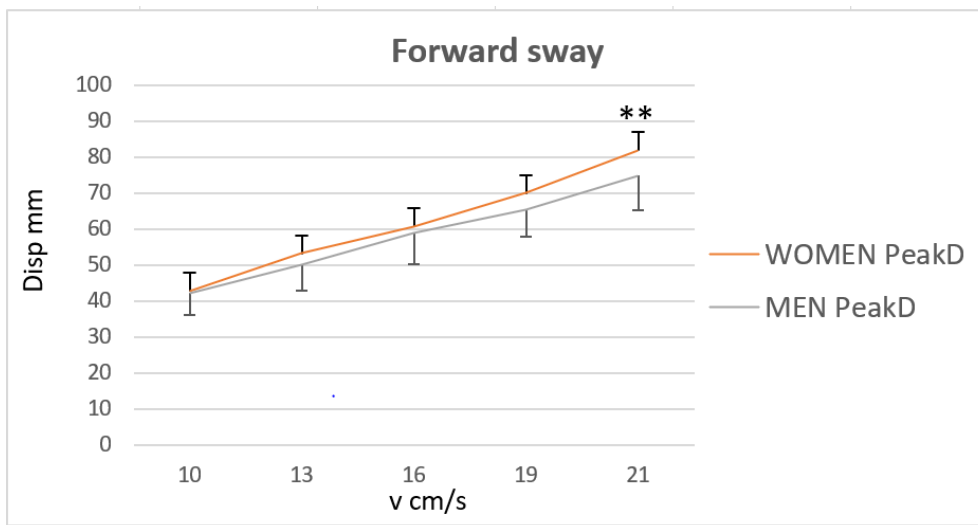


Figure 7. Peak displacement of sway (mm) normalized by height in the anterior direction. Perturbation velocity on the horizontal axis. \*\*  $p < 0.01$  between genders



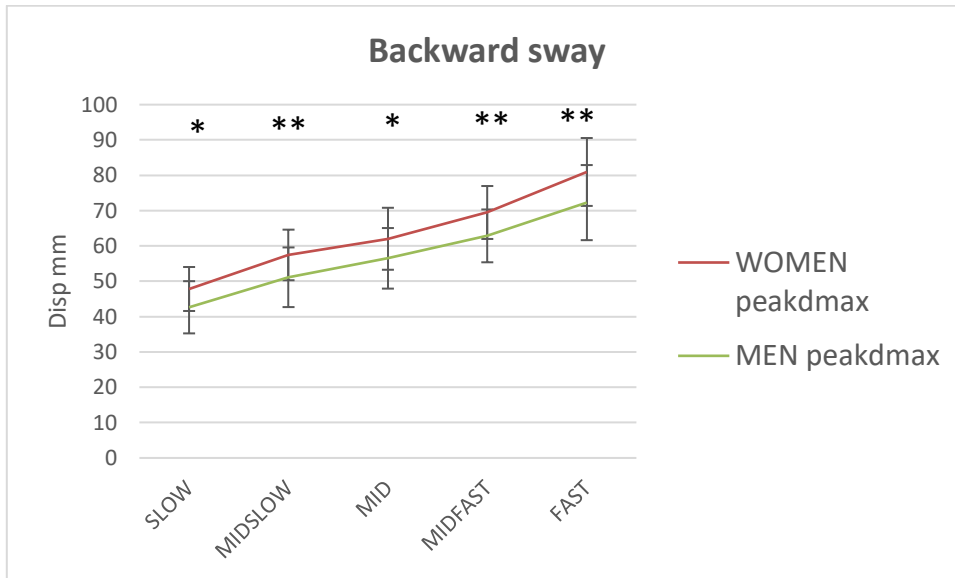


Figure 8. Peak displacement of sway (mm) normalized by height in the posterior direction. Perturbation velocity on the horizontal axis. \*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$  between genders

## 7.2 Anthropometry

When groups were combined, there was a positive correlation between body fat percentage and peakD during all five velocities from SLOW to fast peakD in backward sway: SLOW ( $r = 0.329$ ,  $p < 0.01$ ), MIDSLOW ( $r = 0.311$ ,  $p < 0.01$ ), MID ( $r = 0.292$ ,  $p < 0.05$ ), MIDFAST ( $r = 0.363$ ,  $p < 0.01$ ) and FAST ( $r = 0.490$ ,  $p < 0.01$ ). In forward sway, there was a positive correlation between body fat % and PeakD during MIDFAST ( $r = 0.324$ ,  $p < 0.01$ ) and FAST ( $r = 0.326$ ,  $p < 0.01$ ).

When combined, PeakD correlated negatively with fat free mass in forward sway in MIDFAST ( $r = -0.298$ ,  $p < 0.05$ ) and FAST ( $r = -0.329$ ,  $p < 0.01$ ) conditions. In backward sway, PeakD correlated

negatively with fat free mass in MIDSLOW ( $r = -0.322$ ,  $p < 0.01$ ), MID ( $r = -0.282$ ,  $p < 0.05$ ), MIDFAST ( $r = -0.326$ ,  $p < 0.01$ ) and FAST ( $r = -0.416$ ,  $p < 0.01$ ). No correlations between body mass index (BMI) and PeakD were observed.

### **7.3 Isometric plantar flexion**

MEN showed significantly higher rate of force development (82.1%,  $p < 0.001$ ) (figure 3) and MVC (58.2%,  $p < 0.001$ ) (figure 5) in isometric plantar flexion than women. No correlations were observed between reaction time and balance parameters when analyzing the groups separately. When combined, RFD correlated negatively with PeakD MIDSLOW ( $r = -0.306$ ,  $p < 0.01$ ), MIDFAST ( $r = -0.251$ ,  $p < 0.05$ ) as well as FAST ( $r = -0.252$ ,  $p < 0.05$ ) in forward sway. In backward sway, RFD correlated negatively with PeakD SLOW ( $r = -0.255$ ,  $p < 0.05$ ), MIDSLOW ( $r = -0.262$ ,  $p < 0.05$ ), MID ( $r = -0.257$ ,  $p < 0.05$ ), MIDFAST ( $r = -0.300$ ,  $p < 0.05$ ) and FAST ( $r = -0.366$ ,  $p < 0.01$ ). Reaction time did not correlate with PeakD even when the groups were combined. Correlations between PeakD (normalized) and plantar flexion MVC are shown in table 2.

### **7.4 Isometric knee extension**

MEN showed significantly higher rate of force development (119.3%,  $p < 0.001$ ) (figure 3) and faster RFDtime (28.7%,  $p < 0.05$ ) (figure 4) in isometric knee extension. Also, MVC for MEN was significantly higher (68.7%,  $p < 0.001$ ) (figure 5). No correlations were observed between max RFD and balance parameters when analyzing the groups separately. When the groups were

combined, max RFD correlated positively with PeakD FAST in the anterior direction (forward sway) ( $r = 0.303$ ,  $p < 0.05$ ) as well as MID ( $r = 0.269$ ,  $p < 0.05$ ), MIDFAST ( $r = 0.299$ ,  $p < 0.05$ ) and FAST ( $r = 0.295$ ,  $p < 0.05$ ) in the posterior direction (backward sway). Also, RFD correlated negatively with PeakD SLOW ( $r = -.262$ ,  $p < 0.05$ ) in the posterior direction. RFD time had positive correlations with PeakD in posterior MID ( $r = .269$ ,  $p < 0.05$ ) and MIDFAST ( $r = .299$ ,  $p < 0.05$ ) as well as anterior FAST ( $r = .303$ ,  $p < 0.05$ ) conditions. Correlations between PeakD (normalized) and knee extension MVC are shown in table 2.

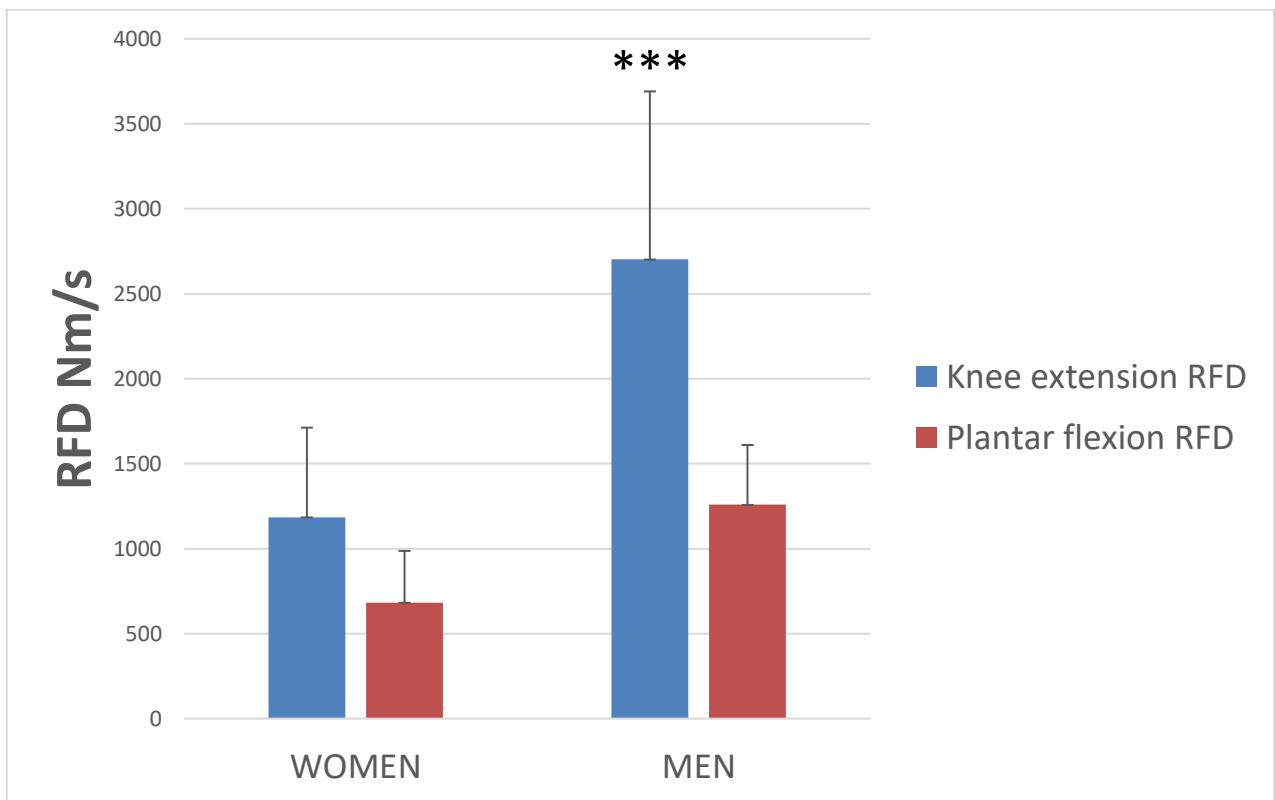


Figure 3. Isometric plantar flexion and knee extension RFD. \*\*\* significance  $p < 0.001$  between genders

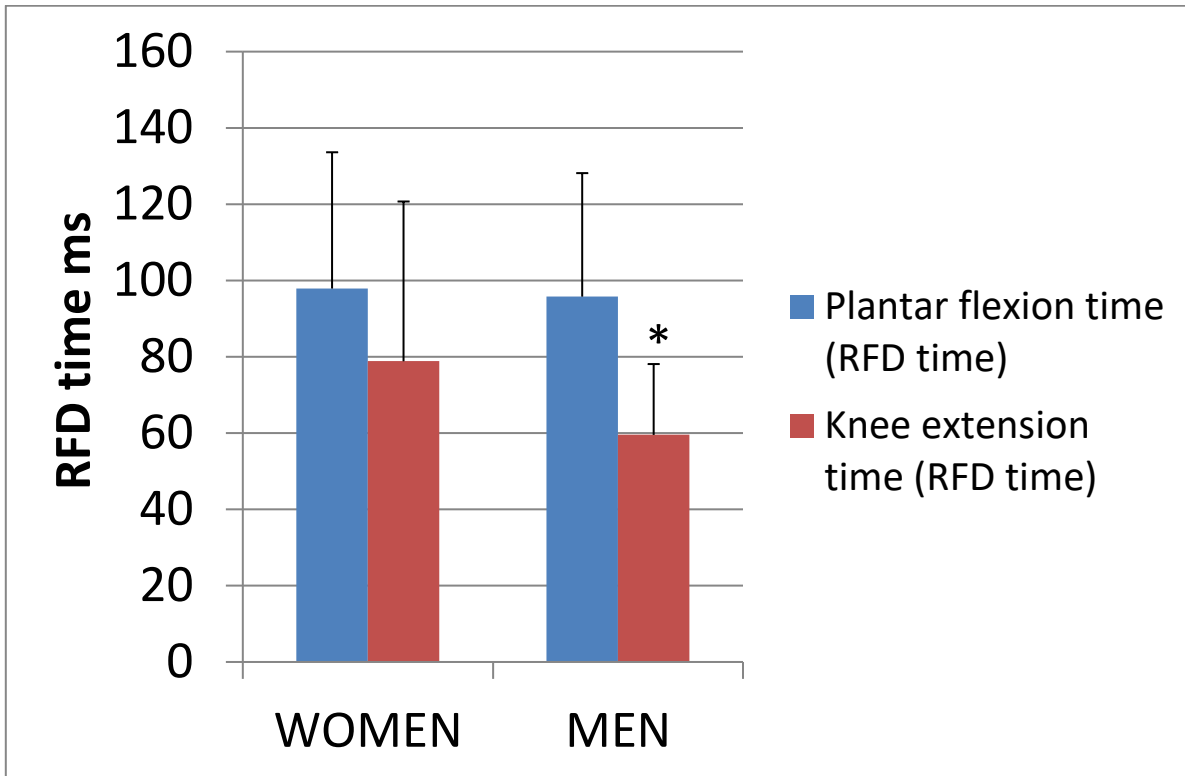


Figure 4. Isometric plantar flexion and knee extension RFD time. \* significance  $p < 0.05$  between genders

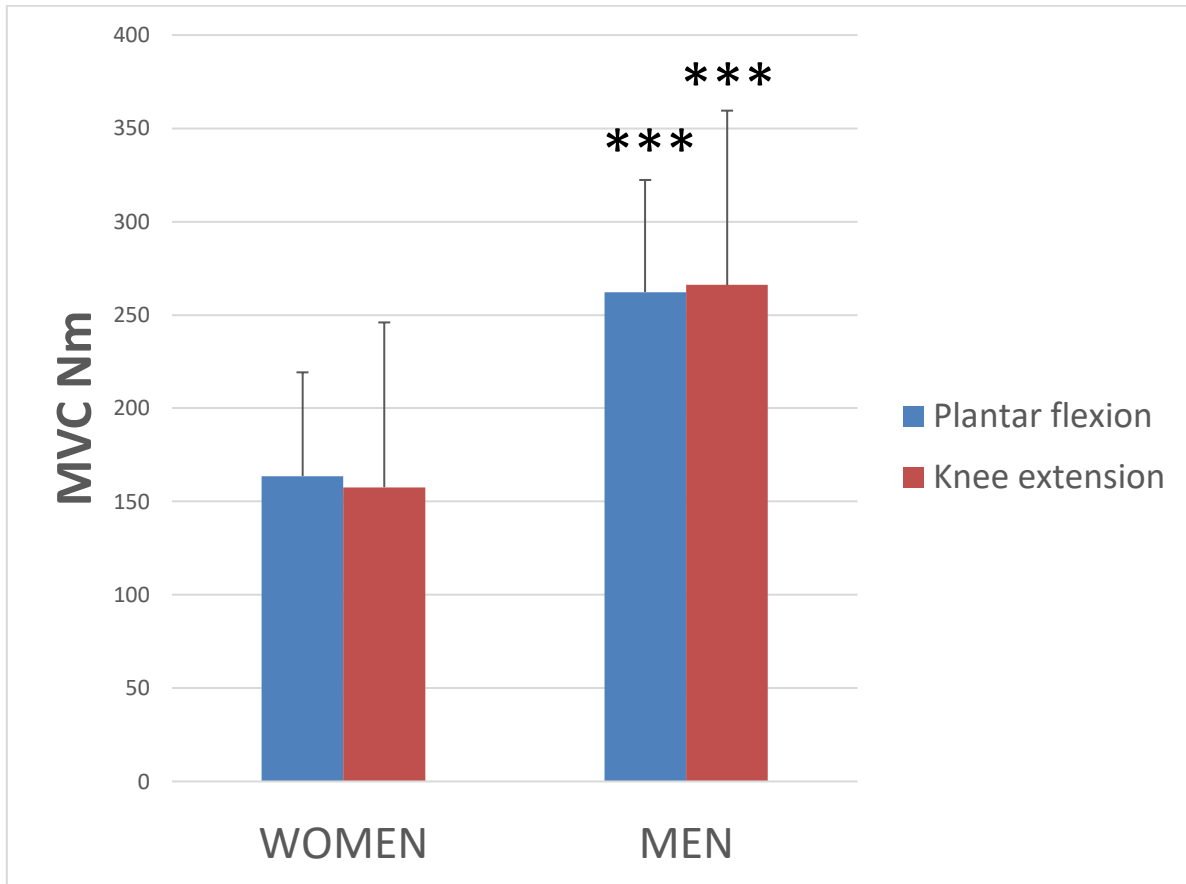


Figure 5. Isometric plantar flexion and knee extension MVC. \*\*\* significance  $p < 0.001$  between genders

### 7.5 Isometric trunk flexion and extension

MEN showed significantly higher MVC in isometric trunk flexion (64.0%,  $p < 0.001$ ) as well as in isometric trunk extension (67.6%,  $p < 0.01$ ) (figure 6). No correlations were observed between MVC and balance parameters when analyzing the groups separately. When combined, weak negative correlations were observed between trunk flexion MVC and PeakD in posterior MIDFAST (-.261,  $p < 0.05$ ) and FAST (-.270,  $p < 0.05$ ) condition. Weak negative correlations were

also found between trunk extension MVC and PeakD in posterior MIDFAST (-.273,  $p < 0.05$  as well as FAST (-.275,  $p < 0.29$ ) condition. Correlations between PeakD (normalized) and trunk flexion/ extension MVC are shown in table 2.

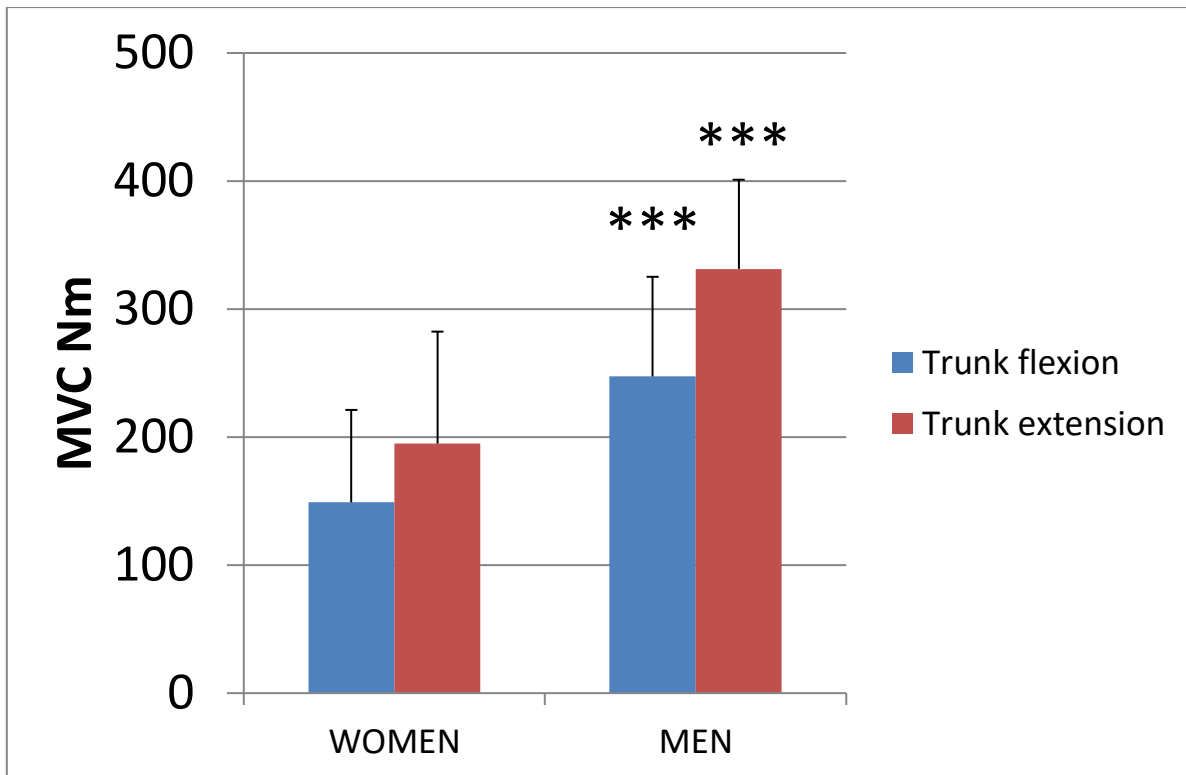


Figure 6. Isometric plantar flexion and knee extension MVC. \*\*\*  $p < 0.001$  between genders

Table 2. Correlations between PeakD (normalized) and MVC (n=73)

Sway direction/ velocity	Plantar flexion		Knee extension		Trunk flexion		Trunk extension	
	Correlation	P	Correlation	P	Correlation	P	Correlation	P
Anterior SLOW	-.067	.583	-.131	.289	.022	.863	.090	.472
Anterior MIDSLOW	-.153	.205	-.102	.406	-.141	.254	-.060	.627
Anterior MID	-.085	.486	-.064	.603	-.047	.710	.016	.896
Anterior MIDFAST	<b>-.270</b>	<b>.024*</b>	-.222	.066	-.147	.235	-.094	.452
Anterior FAST	-.226	.068	-.217	.083	-.173	.175	-.116	.364
Posterior SLOW	<b>-.255*</b>	<b>.035*</b>	<b>-.280</b>	<b>.021*</b>	-.112	.372	-.179	.151
Posterior MIDSLOW	<b>-.266*</b>	<b>.026*</b>	-.146	.230	-.094	.447	-.171	.166
Posterior MIDSLOW	<b>-.265</b>	<b>.028*</b>	-.222	.069	-.109	.382	-.176	.156
Posterior MIDFAST	<b>-.300</b>	<b>.012*</b>	-.197	.105	<b>-.261</b>	<b>.033*</b>	<b>-.273</b>	<b>.025*</b>
Posterior FAST	<b>-.335</b>	<b>.006**</b>	-.175	.164	<b>-.270</b>	<b>.033*</b>	<b>-.275</b>	<b>.029*</b>

\*\* p < 0.01

\* p < 0.05

## 7.6 Reaction time

Neither MEN or WOMEN showed significantly prolonged reaction times, normalized by body height (MEN 104,4 ms/m  $\pm$  29,4 ms/m, WOMEN 90,0 ms/m  $\pm$  20,06 ms/m). No correlations were observed between the reaction time and balance parameters.

## 8. DISCUSSION

The main conclusions of the study were; (1) Females demonstrated consistently lower dynamic balance in comparison to males, especially in backward sway. (2) Differences in maximal lower leg and torso force production and RFD time alone do not adequately explain the differences in balance ability. When the groups were combined, lower fat percentage and higher fat free mass seemed to contribute to better dynamic balance. In combined groups, some correlations between max RFD and RFD time and PeakD were also found.

According to Huxham et al. (2001), functional balance involves task constraints and environmental context and is affected by various biomechanical and information processing aspects. Therefore, it is logical that other factors than muscle force properties alone might affect the balance test results as well.

Rapid force production seems to decline even faster than maximal muscle strength due to aging and seems to be one of the several factors contributing to impaired balance (Izquierdo et al. 1999). Maximal strength normally peaks at the age of around 20 to 30 years and remains relatively stable until about 50 years of age, after which it starts to decline more rapidly (Bosco & Komi 1980, Vandervoort & McComas 1986, Häkkinen et al. 1998). Aging is attributed to the loss of size and decrease in number of especially fast muscle fibers (Aniansson et al. 1981; Essen-Gustavsson & Borges 1986; Larsson, Sjödin & Karlsson 1978; Lexell et al. 1983; Lexell et al. 1988; Porter et al.



1995. Additionally, there may be a reduction in the ability for rapid recruitment of motor units (Häkkinen et al. 1995). These factors contribute to a significant decline in explosive force production. (Häkkinen et al. 1998). According to Baloh et al. (2004), the difference on velocity of sway between young and old may be greater with dynamic posturography than with static posturography, suggesting that dynamic balance deteriorates more than static balance due to aging. The oldest subjects in the present study were 60 years old, and all were somewhat physically active. Therefore, loss of muscle mass attributable to aging and/ or inactivity was, relatively speaking, probably not very significant among subjects in the present study. WOMEN showed consistently poorer dynamic balance in comparison to MEN, especially in backward sway, but the differences demonstrated in rapid force production alone did not adequately explain the balance contrasts. However, muscle force production properties correlated with peakD in many instances when the groups were combined. This is likely due to the small sample size when the groups were analyzed separately.

According to Piirainen et al. (2013), age related decline seems to be more evident in backward than forward sway. Stretch reflex responses seemed to be delayed in older individuals, but this did not result in decreased balance control, and it was hypothesized that this, combined with reduced spinal sensitivity, may be indicative of a greater reliance on central rather than peripheral neural pathways during balance recovery (Piirainen et al. 2013). Häkkinen & Häkkinen (1991) found a significant decline in maximal force in aging females that would be related to the decline in the cross-sectional area of the muscles. They noted that the time taken in the production of explosive force may worsen even more than maximal strength especially at older ages. This indicated that atrophying effects of

aging may be greater on fast than on slow twitch muscle fibres and/or that the rate of neural activation of the muscles could also be influenced by aging.

Nitz et al. (2002) found that between ages 40 and 60 (time of the menopause transition), balance in the mediolateral direction of women declined significantly. Choy et al. (2007) found trending reductions in women's quadriceps strength across the 50s and 60s in comparison to strength measures for women in their 40s. By the 70s, there was a significant reduction in quadriceps strength. Most aspects of somatosensation (tactile acuity, vibration sensitivity and joint position sense) presented an initial significant reduction by the 40s or 50s, and further reductions by the 60s or 70s.

The role of the quadriceps muscles in balance during backward sway is more significant when an ankle strategy is employed (for instance, during slower perturbations) in comparison to faster perturbation velocities. In contrast, during forward sway, the quadriceps are most significant during hip strategy (Horak et al. 1986). At a later age, the quadriceps strength starts to decline more rapidly (Horak et al. 1986). Force production properties, even though significantly poorer in women did not, however, result in a gender specific correlation between knee extension RFD and balance. Other factors such as reductions in somatosensation (which were not measured in the present study) may also have affected the weaker dynamic balance in women.

The women had significantly poorer balance during backward sway. This is significant as slipping in real life situations usually occurs in the posterior direction. RFD in women, however, did not correlate with peakD in this study. In forward sway at slower speeds, the main muscle groups

involved are the muscles of the ankle and calf, and to a lower extent, the hamstrings and back (ankle strategy), whereas during faster forward sway, the quadriceps and abdominals become more significant (hip strategy) (Horak & Nashner 1986, Horak 1987). Previously it has been shown that RFD did correlate with dynamic balance control in elderly but not in young (Pirainen et al. 2010). It is possible that the lower RFD observed within middle aged women compared to men is related to an increased risk of falling accidents and injuries later in life. This may also explain why plantar flexion RFD did not reveal a gender specific correlation with balance in the present study- our subjects were on the younger side. In slow perturbations, where ankle strategy would be predominant, RFD is not a significant contributor to balance. In fast perturbations, the hip strategy is more predominant and the force production properties, especially RFD of the upper leg muscles would be more important. This could be one factor explaining the correlations for the whole population found between calf extension RFD and peakD found in faster, but not in slower, perturbations, and that the correlations took place from MID to FAST speed in posterior perturbations whereas a correlation in anterior perturbations was only found on the FAST perturbation velocity.

In trunk extension and trunk flexion, RFD or max RFD were not analyzed. However, MEN showed significantly higher max torque in isometric trunk flexion as well as in isometric trunk extension. Despite this, no correlations were observed between trunk MVC and balance parameters when analyzing the groups separately. When combined, trunk flexion max torque correlated negatively with posterior PeakD in MIDFAST and FAST, whereas trunk extension max torque also correlated negatively with posterior PeakD in MIDFAST and FAST conditions. This would suggest the use

of hip strategy in faster backward sway, which would require the use of muscles of the torso, especially the abdominals. However, here the case may, again, be that muscle force properties were not adequate to explain the variance in balance. Also, the subjects were reasonably fit and on the younger side, so that major deficiencies in muscle force production properties were not to be expected. It is possible, however, that the RFD parameters for the trunk could have revealed more correlations with balance due to the significant role of rapid force production in balance.

Previous research (Granacher et al. 2013) indicates correlations between trunk muscle strength/trunk muscle composition and balance in older adults have been reported. Furthermore, both Granacher et al. 2013 and Holviala et al. 2006 conclude strength training is useful as a preventive exercise to mitigate balance problems. It is likely that strengthening of the trunk muscles even during earlier years will help mitigate balance problems at a later age.

No correlation was found between reaction time and balance parameters. This is in line with the findings of Karinkanta et al. (2004), who also did not find correlations with dynamic balance and reaction time (reaction time being measured, however, by an upper limb test in their study) among 153 women aged 70-78. On the other hand, Lord et al. (1999) found a significant relationship between reaction time and lateral stability in 156 men and women aged 63-90. Previous research specifically for middle aged population was not encountered upon review. It is possible that reaction time and balance parameters do not correlate even at a later age.

Karinkanta et al. (2004) did, however, find a significant relationship between leg extensor strength and dynamic balance. As noted, the sample size in the present study, especially when women and men were assigned in separate groups, were smaller than in the studies mentioned, and the subjects were younger than those of Karinkanta et al. (2004) and Lord et al. (1999). Correlations between RFD and balance, however, did begin to appear when the groups were combined. There is some evidence that age related balance deficiencies may be more clearly manifested in mediolateral, rather than anteroposterior perturbations (Maki et al. 1994, McIlroy & Maki 1997). On the other hand, Piirainen et al. 2010 found no significant differences in swaying distance in the mediolateral direction in static and dynamic balance tests whereas in the anteroposterior direction major differences were found between the young and the elderly in dynamic situations. Mediolateral balance was not investigated in the present study.

The balance test results were normalized on height. This may have reduced the differences between sexes, as height is considered to affect balance and men were about 8% taller than women in the present study. Several previous studies have found that normalization of sway results based on height, for instance, tend to reduce gender differences (Maki et al. 1990, Era et al. 1996, Chiari et al. 2002).

The correlation between fat percentage and peakD for the whole population is in line with previous findings (e.g. Hue et al. 2007, Menegoni et al. 2011), that suggest the predisposition of overweight individuals to balance issues. Menegoni et al. (2011) suggest that this is due to the bodyweight causing increased torque and therefore requiring more muscle activity, rather than an altered

proprioception due to increased foot pressure caused by the body mass. In their study, higher body mass caused more sway even in static condition.

Menegoni et al. (2009) found no significant differences in static balance regarding anteroposterior stability between healthy males and healthy females, and on the other hand, between obese males and obese females, measured as COP excursion. Increased body weight affected anteroposterior balance similarly in both sexes. However, obese males also showed poorer balance in the mediolateral direction in comparison to males with normal weight. This was not observed between healthy and obese females. The authors propose that this may be due to the differences in weight distribution (android shape in obese males as opposed to gynoid shape in obese females) and higher center of mass in males. Teasdale et al. (2007) investigated the effect of weight loss in obese and morbidly obese men. They concluded that weight loss improves balance control in obese men and the extent of the improvement is directly related to the amount of weight loss.

On the other hand, higher fat free mass seemed to contribute to better balance in the present study. This makes sense as functional body mass is imperative to correcting balance perturbations. Body mass index by itself had no correlations with PeakD. The correlations observed between muscular strength and balance as well as those between balance and body composition seemed to be evident when the groups were combined. Therefore, exercise contributing to lower fat percentage and higher muscle mass and strength should help maintain balance especially in aging individuals in order to counteract the effects of aging muscle atrophy and reduced neural drive.

## LIMITATIONS OF THE STUDY

Dynamic balance control is a complex phenomenon. The present study focused on muscular strength properties and force measurements during dynamic balance perturbations. Additional methods such as EMG and kinematics could be employed to gather data on neural behavior, muscle activity and limb coordination during perturbations (Tokuno et al. 2010). In particular, posterior, as opposed to anterior, perturbations seem to evoke a more complex response as measured by EMG (Colebatch et al. 2016) due to biomechanical factors. Additional measurements, such as a reflex measurement, could have provided additional insight. Due to the high number of participants and related time constraints, these were not done.

Finally, Palmieri et al. (2002) pointed out in their review of COP parameters that there is no consensus in the literature as to which variable best represents changes in postural control. Furthermore, it is not clear what aspects of posture each parameter represents. Nonlinear methods such as entropy measures analysis (Hansen et al. 2017) have also been applied to COP data analysis during the last few years and seem to be a valuable additional tool for the analysis of dynamics of posture. In addition to maximal displacement, parameters such as trace length could also be considered. It is possible that the use of nonlinear methods or neural networks could reveal a combination of balance parameters that would indicate balance abilities more reliably than a single metric such as peakD.

In conclusion, the study demonstrated the potential of the dynamic balance measurement system in assessing daily functional capacity in terms of balance. However, more investigation is needed,

ideally resulting in the development of an easy to understand “balance index” that would provide a reliable indicator for exercise prescription to improve balance. The findings suggest that it would be important especially for women to pay attention to explosive force production already during working years. Explosive force production properties correlate with balance for the whole study group, which indicates that these properties are significant factors when it comes to balance, although there are other factors affecting balance as well.



## REFERENCES

- Baloh, R. W., Fife, T. D., Zwergling, L., Socotch, T., Jacobson, K., ym. 1994. Comparison of Static and Dynamic Posturography in Young and Older Normal People. *Journal of the American Geriatrics Society* 42 (4), 405-412.
- Bosco, C. & Komi, P. V. 1980. Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 45 (2-3), 209-219.
- Chiari, L., Rocchi, L. & Cappello, A. 2002. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* 17 (9), 666-677.
- Colebatch, J., Govender, S. & Dennis, D. 2016. Postural responses to anterior and posterior perturbations applied to the upper trunk of standing human subjects. *Experimental Brain Research* 234 (2), 367-376.
- Enoka, R. M. 2015. *Neuromechanics of human movement*. (5<sup>th</sup> ed.) Champaign, IL: Human Kinetics.
- Era, P., Schroll, M., Ytting, H., Gause-Nilsson, I., Heikkinen, E., ym. 1996. Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 51 (2), M63.
- Granacher U., Lacroix A., Muehlbauer T., Roettger K., Gollhofer A. 2013. The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Medicine* 43, 627-641.
- Hakkinen, K. & Hakkinen, A. 1991. Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 62 (6), 410-414.
- Häkkinen, K., Alen, M., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., ym. 1998. Muscle CSA, Force Production, and Activation of Leg Extensors during Isometric and Dynamic Actions in Middle-Aged and Elderly Men and Women. *Journal of Aging and Physical Activity* 6 (3), 232-247.
- Hansen, C., Wei, Q., Shieh, J., Fourcade, P., Isableu, B., ym. 2017. Sample Entropy, Univariate, and Multivariate Multi-Scale Entropy in Comparison with Classical Postural Sway Parameters in Young Healthy Adults. *Frontiers in Human Neuroscience* 11, 206.
- Harbo, T., Brincks, J. & Andersen, H. 2012. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *European Journal of Applied Physiology* 112 (1), 267-275.

- Harridge, S. D. R., Kryger, A. & Stensgaard, A. 1999. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle & Nerve* 22 (7), 831-839.
- Holviala, J. H.S, Sallinen J.M., Kraemer W.J., Alen M.J., Häkkinen K.T. 2006. Effects of strength training on muscle strength characteristics, functional capabilities, and balance in middle-aged and older women. *Journal of Strength and Conditioning Research* 20(2), 336-344
- Horak, F. B. & Nashner, L. M. 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology* 55 (6), 1369.
- Horak, F. B. 1987. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. *Physical Therapy* 67 (12), 1881-1885.
- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., ym. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* 26 (1), 32-38.
- Huxham, F. E., Goldie, P. A. & Patla, A. E. 2001. Theoretical considerations in balance assessment. *The Australian journal of physiotherapy* 47 (2), 89.
- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., López, J. L. & Häkkinen, K. 1999. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 79 (3), 260-267.
- Kuo, A. D. & Zajac, F. E. 1993. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanics constraints. Elsevier Science Publishers B. V.
- Lord, S. R., Rogers, M. W., Howland, A. & Fitzpatrick, R. 1999. Lateral Stability, Sensorimotor Function and Falls in Older People. *Journal of the American Geriatrics Society* 47 (9), 1077-1081.
- Maki, B. E., Holliday, P. J. & Fernie, G. R. 1990. Aging and Postural Control. *Journal of the American Geriatrics Society* 38 (1), 1-9.
- Maki, B. E., Holliday, P. J. & Topper, A. K. 1994. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of gerontology* 49 (2), M84.
- Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Caviglioli, M., ym. 2009. Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity* 17 (10), 1951-1956.
- Menegoni, F., Tacchini, E., Bigoni, M., Vismara, L., Priano, L., ym. 2011. Mechanisms underlying center of pressure displacements in obese subjects during quiet stance. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 8 (1), 20.
- Murto J, Kaikkonen R, Pentala-Nikulainen O, Koskela T, Virtala E, Härkänen T, Koskenniemi T, Jussmäki T, Vartiainen E & Koistinen S 2017. Aikuisten terveysterveys-, hyvinvointi- ja

- Nitz, J. C., Choy, N. L. L. & Isles, R. C. 2003. Medial-lateral postural stability in community-dwelling women over 40 years of age. *Clinical rehabilitation* 17 (7), 765.
- Ohtonen O, Ruotsalainen K, Mikkonen P, Heikkinen T, Hakkarainen A, Leppävuori A, Linnamo V. 2016 Online feedback system for athletes and coaches. In the book *Science and Nordic Skiing III*. p. 53-60.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B. & Krause, B. A. 2002. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation* 11 (1), 51-66.
- Piirainen, J. M., Avela, J., Sippola, N. & Linnamo, V. 2010. Age dependency of neuromuscular function and dynamic balance control. *European Journal of Sport Science* 10 (1), 69-79.
- Piirainen, J. M., Linnamo, V., Cronin, N. J. & Avela, J. 2013. Age-related neuromuscular function and dynamic balance control during slow and fast balance perturbations. *Journal of Neurophysiology* 110 (11), 2557-2562.
- 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 (2), 161-170.
- Sihvonen, S. 2004. Postural balance and aging: Cross-sectional comparative studies in a balance training intervention. Thesis. University of Jyväskylä. *Studies in Sport, Physical Education and Health* 101. ISSN 0356-1070.
- Teasdale, N., Hue, O., Marcotte, J., Berrigan, F., Simoneau, M., ym. 2007. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity* 31 (1), 153-160.
- Thom, J., Morse, C., Birch, K. & Narici, M. 2007. Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men. *Eur J Appl Physiol* (100), 613-619.
- Tokuno, C. D., Cresswell, A. G., Thorstensson, A. & Carpenter, M. G. 2010. Age-related changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration-deceleration interval. *Clinical Neurophysiology* 121 (1), 109-117.
- Valonen, K., Aho, P., Hallikainen Juhani, Hatakka Mika, Virtanen Antti, ym. 2016. Työikäisten vakavat tapaturmat Y2016-S1. OTKES
- Vandervoort, A. A. & McComas, A. J. 1986. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md.: 1985) 61 (1), 361-367.
- Vandervoort, A. A. 2002. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve* 25 (1), 17-25.

Werner, R. A., Franzblau, A., D'Arcy, H. J. S., Evanoff, B. A. & Tong, H. C. 2012. Differential aging of median and ulnar sensory nerve parameters. *Muscle & Nerve* 45 (1), 60-64.