

**VOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUKSET DYNAAMISEEN
JA STAATTISEEN TASAPAINOON NUORILLA JA
IKÄÄNTYNEILLÄ**

Juho Allonen

2017

Liikunta- ja terveystieteiden tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Työnohjaaja

Jarmo Piirainen

Simon Walker

TIIVISTELMÄ

Juho Allonen. 2017. Voimaharjoittelun vaikutukset dynaamiseen ja staattiseen tasapainoon nuorilla ja ikääntyneillä. Liikuntabiologia, Liikunta- ja terveystieteiden tiedekunta, Jyväskylän yliopisto. Valmennus- ja testausopin Pro gradu -tutkielma, 86 s.

Tasapainolle ei ole olemassa universaalia määritelmää mutta se tiedetään, että sitä kontrolloivat useat eri mekanismit. Ikääntyminen aiheuttaa siinä heikkenemistä, joka aiheutuu muutoksista sekä sensorisissa että motorisissa prosesseissa. Kaatumisesta aiheutuneiden vammojen määrä kasvaa koko ajan ikääntyneillä. Heidän onkin havaittu pärjäävän nuoria huonommin sekä staattisissa että dynaamisissa testeissä mutta dynaamisissa testeissä ero on vieläkin suurempi. Erityisesti dynaamisten ominaisuuksien tutkiminen on tärkeää sillä staattiset testit eivät välttämättä paljasta tasapaino-ongelmia tai ikääntymiseen liittyviä eroja yhtä hyvin kuin dynaamiset testit. Tämän tutkimuksen suoritti loppuun 4 ikääntynyttä (2 naista ja 2 miestä) ja 8 nuorta (5 naista ja 3 miestä). Ikääntyneiden keski-ikä oli 68,5 ($\pm 2,5$) vuotta ja nuorten 24,0 ($\pm 3,6$) vuotta. He suorittivat 14-viikkoisen progressiivisen voimaharjoitusjakson. Voimaharjoittelu toteutettiin ohjatusti 2 krt/vk. Kaikki tutkittavat testattiin sekä ennen että jälkeen voimaharjoitusjakson. Testeihin sisältyi (1) maksimaaliset isometriset polven ojennus ja koukistus sekä nilkan plantaari- ja dorsifleksiot; (2) M-aalto ja H-refleksi seisten soleuksesta levossa (3) H-refleksi ja staattinen tasapainotesti (4) staattiset tasapainotestit (5) dynaamiset tasapainotestit (6) dynaamiset tasapainotestit sähköstimulaation kanssa. Voimaharjoittelun seurauksena kaikki nuorten MVC tulokset paranivat. Kuitenkaan ikääntyneiden MVC tulokset eivät muuttuneet. Nuorten polven fleksioon tahdonalainen EMG-aktiivisuus parani sekä MVC:n ($33,9 \pm 27,4$ %; $P < 0,05$) että RFD:n ($40,4 \pm 38,4$ %; $P < 0,05$) aikana. Ikääntyneiden tahdonalaiset lihasaktiivisuudet (EMG) eivät muuttuneet. Staattisen tasapainon testeissä ei havaittu selkeitä muutoksia eikä eroja ryhmien välillä. Dynaamisen tasapainon testeissä ikääntyneillä() havaittiin suurempi displacement post arvo sekä ennen (ikäntyneet: $51,9 \pm 8,4$ mm; nuoret: $33,6 \pm 11,0$ mm; $P < 0,05$) että jälkeen (ikäntyneet: $41,5 \pm 3,6$ mm; nuoret: $29,2 \pm 8,3$ mm; $P < 0,05$) voimaharjoitusjakson mutta muissa arvoissa ei havaittu eroja tai muutoksia tutkimuksen aikana kummallakaan ryhmällä. Tasapainohäiriön aikana mitatuissa venytysrefleksivasteissa ei havaittu muutoksia harjoittelun seurauksena mutta ikääntyneiden SLR-vasteen todettiin olevan suurempi kuin nuorilla (ikäntyneet $0,037 \pm 0,015$ mV/ M_{max} ; nuoret $0,022 \pm 0,007$ mV/ M_{max} ; $P < 0,05$) ennen harjoittelua. Venytysrefleksin latenssin todettiin olevan merkittävästi suurempi ikääntyneillä kuin nuorilla (ikäntyneet: $44,75 \pm 14,73$ ms; nuoret $36,25 \pm 6,32$ ms; $P < 0,05$) mutta harjoitusjaksolla ei ollut vaikutusta siihen. Voimaharjoittelulla ei ollut vaikutuksia levossa tai tasapainohäiriön aikana mitattuihin H-reflekseihin tai niiden latensseihin. Häiriötestin aikana mitatuissa H/M-suhteissa ei havaittu selkeää eroa tai muutosta tutkimuksen aikana. Tutkimuksen päätulokset olivat: 1) Lyhyt progressiivinen voimaharjoittelu ei paranna ikääntyneiden tai nuorten tutkittavien tasapainokykyä reagoitaessa nopeaan tasapainohäiriöön. 2) Sillä ei myöskään näytä olevan vaikutuksia soleuksen H- tai venytysrefleksivasteisiin. 3) Mitään korrelaatioita tasapaino-ominaisuuksien tai venytysrefleksivasteiden ja voima-ominaisuuksien välillä ei havaittu. 4) Ikääntyneillä havaittiin pidempi venytysrefleksin latenssi nuoriin verrattuna. Tutkimuksen rajoituksina täytyy kuitenkin huomioida tutkittavien pieni lukumäärä. Tulevaisuudessa tulisi selvittää, mikä voimantuotto-ominaisuus on tärkeintä tasapainokyvyn kannalta ja kuinka tasapainoa tulisi harjoittaa. Lisäksi tulevissa tutkimuksissa tutkittavat voisi jakaa tasapainokyvyn mukaan huonon ja hyvin tasapainon vertailuryhmiin.

Avainsanat: tasapaino, progressiivinen voimaharjoittelu, venytysrefleksi, ikääntyminen, hermo-lihasjärjestelmä

ABSTRACT

Juho Allonen. 2017. Effects of strength training on dynamic and static balance control in young and elderly. *Biology of Physical Activity*, Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä. Master's thesis, 86p.

There is no universal definition on balance but there are several different mechanisms, which control it. Ageing leads to poorer balance control, which is due to modifications on sensoric and motoric processes. The number of injuries caused by falling accidents is increasing in elderly people. It has been noticed that elderly people have poorer balance in static and dynamic tests but the difference between young and elderly is even greater with dynamic than with static condition. Particularly dynamic balance studies are needed because static measurements do not necessarily reveal balance problems or age-related differences as clearly as dynamic balance tests. There were 4 elderly (2 women and 2 men) and 8 young (5 women and 3 men) who finished this study. Elderly subjects were 68.5 (± 2.5) years old and young subjects were 24.0 (± 3.6) years old. Subjects completed a 14-week progressive strength training intervention. Training sessions were performed two times per week under supervision. Subjects had measurements before and after the training intervention. Measurements included; (1) voluntary isometric contraction of knee extension and flexion as well as ankle plantar- and dorsiflexion, (2) standing rest M-wave and H-reflex from soleus, (3) H-reflex and static balance test; (4) static balance test, (5) dynamic balance tests, and (6) dynamic balance test with electrical stimulation. As a result of training intervention all the MVC results of young subjects improved. However, MVC results of elderly subjects remain unchanged. Muscle activity of knee flexion during MVC ($33,9 \pm 27,4$ %; $P < 0,05$) and RFD ($40,4 \pm 38,4$ %; $P < 0,05$) improved on young. Voluntary activations of elderly were not changed. There were not clear changes or differences between the groups on static balance results. Displacement post value was higher with elderly than young before (elderly: $51,9 \pm 8,4$ mm; young: $33,6 \pm 11,0$ mm; $P < 0,05$) and after (elderly: $41,5 \pm 3,6$ mm; young: $29,2 \pm 8,3$ mm; $P < 0,05$) intervention but no changes or other differences were found from dynamic measurements. EMG results during dynamic measurements of soleus and tibialis were unchanged, and there were not clear differences between the groups. Stretch reflex responses remained unchanged but the elderly group had higher SLR-response than young (elderly $0,037 \pm 0,015$ mV/M_{max}; young $0,022 \pm 0,007$ mV/M_{max}; $P < 0,05$) before intervention. Stretch reflex latencies were statistically higher in elderly than young subjects (elderly: $44,75 \pm 14,73$ ms; young $36,25 \pm 6,32$ ms; $P < 0,05$) but no changes were observed previously intervention. Rest values of H-reflex amplitude and latency remained unchanged in both groups. After the training intervention H/M ratio during perturbations was unchanged and there were not clear differences between the groups. The main conclusions of the study were; (1) Short progressive strength training intervention does not improve balance control of subjects during sudden perturbation. (2) It does not have effects on H- or stretch reflex responses of soleus. (3) There were no relationships between balance variables or stretch reflex responses and strength characteristics. (4) Elderly subjects have significantly longer stretch reflex latency than young. These findings are relative to the limitations of the present study, such as low subject numbers and highly functioning elderly subjects at baseline. In future, different force parameters for balance control could be investigated and how the balance control should be trained. Moreover, in the future, subjects could be divided into the groups based on their balance ability.

Key words: balance, progressive strength training, stretch reflex, aging, neuromuscular system.

KÄYTETYT LYHENTEET

MVC = maximal voluntary contraction = maksimaalinen tahdonalainen lihassupistus

1RM = one rep maximum = yhden toiston maksimi

COM = center of mass = massakeskipiste

BOS = base of support = tukipinta

EMG = electromyography = lihaksen sähköinen aktiivisuus

RFD = rate of force development = voimantuottonopeus

M1 = SLR = short latency reflex = lyhyen latenssin refleksi

M2 = MLR = medium latency reflex = keskipitkän latenssin refleksi

M3 = LLR = Long latency reflex = pitkän latenssin refleksi

COB = center of balance = tasapainon keskipiste

COF = center of force = voiman keskipiste

S = slow = hitaasti supistuva, väsymystä sietävä I-tyyppin motorinen yksikkö

FR = fatigue resistant = nopeasti supistuva, väsymystä sietävä II-tyyppin motorinen yksikkö

FF = fast fatiguable = nopeasti supistuva, nopeasti väsyvä IIb-tyyppin motorinen yksikkö

SO = slow oxidative = hidas oksidatiivinen lihassolu

FOG = fast oxidative-glycolytic = nopea oksidatiivis-glykolyttinen lihassolu

FG = fast glycolytic = nopea glykolyttinen lihassolu

IGF1 = insulin-like growth factor = insuliinin kaltainen kasvutekijä, hormoni

BMI = body mass index = painoindeksi (kg/m²)

EKG = electrocardiography = sydänsähkökäyrä

TA = tibialis anterior = Etummainen säärilihas

SOL = soleus = leveä kantalihas

VL = vastus lateralis = ulompi reisilihas

BF = biceps femoris = kaksipäinen reisilihas

SENIAM = Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

Displacement Time = aika painekeskipisteen maksimipoikkeamaan häiriön alusta

Displacement P2P Max = painekeskipisteen maksimipoikkeama häiriön ajalta

Displacement Post = painekeskipisteen maksimipoikkeama 500 ms jälkeen häiriön loppumisesta

COP Y = anterior-posterior suuntainen huojunta

COP X = medio-lateralis suuntainen huojunta

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	3
2	TASAPAINO KONTROLLI.....	5
2.1	Sensorisen informaation vaikutus tasapainoon	5
2.2	Oikean tasapainostrategian valinta.....	7
2.3	Tasapainon mittaaminen	8
2.3.1	Staattinen tasapaino.....	9
2.3.2	Dynaaminen tasapaino	11
3	IKÄÄNTYMISEN VAIKUTUKSET HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄÄN JA TASAPAINOKYKYYN.....	14
3.1	Hermo-lihasjärjestelmä.....	14
3.1.1	Motorinen yksikkö ja luokittelu	14
3.1.2	Selkäydinrefleksit.....	16
3.2	Ikääntymisen vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään	19
3.2.1	Vaikutukset motorisiin yksiköihin, lihasmassaan ja voimaan	19
3.2.2	Vaikutukset muihin motorisen yksikön ominaisuuksiin	21
3.3	Ikääntymisen vaikutus tasapainokontrolliin.....	23
3.3.1	Dynaaminen tilanne	24
3.3.2	Staattinen tilanne.....	26
4	VOIMAHARJOITTELU	27
4.1	Hermostolliset vaikutukset.....	29
4.1.1	Vaikutukset lihasaktiivisuuteen, voimantuottonopeuteen, taloudellisuuteen.....	30
4.1.2	Vaikutukset refleksivasteisiin	31
4.2	Rakenteelliset vaikutukset.....	32
4.3	Voimaharjoittelu adaptaatio ikääntyneillä	34
4.3.1	Voima ja lihas	34
4.3.2	Refleksit	35
4.3.3	Tasapaino	35
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMA.....	37
5.1	Tutkimuskysymykset	37
5.2	Tutkimushypoteesit.....	37
6	TUTKIMUSMENETELMÄT	39

6.1	Tutkittavat	39
6.2	Tutkimusasetelma	40
6.3	Harjoittelu	41
6.4	Mittausmenetelmät.....	41
6.4.1	Lihaskäivisuus	42
6.4.2	Isometrinen polven ojennus ja koukistus, nilkan dorsi- ja plantaarifleksio	42
6.4.3	H-refleksi ja M-aalto.....	44
6.4.4	Staattiset tasapainotestit	45
6.4.5	Dynaamiset tasapainotestit.....	45
6.4.6	Dynaamiset tasapainotestit sähköstimulaation kanssa	48
6.5	Tilastomenetelmät.....	50
7	TULOKSET.....	51
7.1	Staattinen tasapaino	51
7.2	Dynaaminen tasapaino	52
7.3	Isometrinen maksimivoima.....	55
7.3.1	Tahdonalainen aktiivisuus.....	56
7.4	H-refleksi levossa.....	56
7.5	H- ja venytysrefleksi tasapainohäiriön aikana	57
7.5.1	Refleksivasteet tasapainohäiriön aikana	57
7.5.2	Refleksivasteet tasapainohäiriön aikana sähköstimulaation kanssa	58
8	POHDINTA	59
8.1	Tulosten analysointi	59
8.2	Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet	65
8.3	Johtopäätökset.....	66
	LÄHTEET	67
	LIITTEET	80

1 JOHDANTO

Ikääntyvän väestön määrä kasvaa koko ajan.. Ennusteen mukaan vuosien 2009-2030 välillä yli 80 vuotiaiden prosentuaalinen osuus Suomen väestöstä tulee tuplaantumaan (Official Statistics of Finland 2009). Samalla ikäryhmällä kaatumisesta aiheutuneiden vammojen määrän on laskettu kasvaneen 12 kertaiseksi vuosien 1970 ja 2009 välillä (Korhonen 2014). Kaatumisista aiheutuu luunmurtumia, pehmytkudos- sekä nivelvammoja ja jopa kuolemia (Kannus ym. 1999). Ikääntyminen aiheuttaa tasapainokyvyn heikkenemistä, mikä johtuu muutoksista sekä sensorisisissa että motorisissa prosesseissa (Enoka 2008, 401). Huono tasapainon hallinta ja siitä aiheutunut kaatumisen pelko johtaa aktiivisuuden alenemiseen joka puolestaan johtaa lihasvoiman laskuun (Rantanen ym. 1999). Ikääntyneiden onkin havaittu pärjäävän nuoria huonommin sekä staattisessa että dynaamisessa tilanteessa mutta dynaamisessa tilanteessa ero on vielä suurempi (Baloh ym. 1994). Tasapainolle ei ole olemassa universaalia määritelmää. Ei ole myöskään yhteistä mielipidettä siitä mitkä mekanismit kontrolloivat tasapainoa. Viimeisten vuosikymmenten aikana tutkimustieto tasapainosta on muuttunut paljon. (Shumway-Cook & Woollacott 2012, 161-162.)

Tutkimustulokset voimaharjoittelun vaikutuksista ikääntyneiden tasapaino-ominaisuuksiin ovat ristiriitaisia. Voimaharjoittelusta ikääntyneillä löytyy näyttöä, jonka mukaan harjoitusjakso parantaisi tasapainokykyä (Hess & Woollacott 2005; Topp ym. 1993; Wolfson ym. 1996; Piirainen ym. 2014). Toisaalta Orr ym. (2008) tekemän meta-analyysin mukaan tutkimustulokset pelkän progressiivisen voimaharjoituksen hyödyistä ikääntyneiden tasapainokykyyn eivät ole riittävän johdonmukaisia. Heidän mukaansa vain 22 % tutkimuksista osoittaa, että ainoa tasapainokykyä kehittänyt tekijä olisi ollut progressiivinen voimaharjoittelu.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää 14 viikon voimaharjoitusjakson vaikutuksia lihasten voimantuotto-ominaisuuksiin, refleksivasteisiin sekä dynaamiseen ja staattiseen tasapainokykyyn. Erityisesti pyrittiin selvittämään vaikutuksia dynaamisiin tasapaino-ominaisuuksiin, sillä staattiset tasapainotestit eivät välttämättä paljasta tasapaino-ongelmia tai ikääntymiseen liittyviä eroja yhtä hyvin kuin dynaamiset

testit (Baloh ym. 1994). Vertailua suoritettiin ikääntyneiden ja nuorten tutkittavien välillä. Tutkimuksen avulla pyrittiin selvittämään onko progressiivisesta voimaharjoittelusta hyötyä ikääntymisestä johtuvaan lihasvoiman heikkenemiseen ja siitä aiheutuvaan tasapainokyvyn alenemiseen. Tutkimus oli osa Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian yksikön suurempaa tutkimusprojektia.

2 TASAPAINO KONTROLLI

Kyky kontrolloida vartalon asentoa tulee monimutkaisista hermo-lihasjärjestelmän vuorovaikutuksista, joita kutsutaan asentokontrollijärjestelmäksi (postural control system) (Shumway-Cook & Woollacott 2012, 161-162). Pystyasennossa ylläpitäminen vaatii kykyä hallita kehon massakeskipistettä (center of mass, COM) suhteessa tukialustaan (base of support, BOS). Liikkumisesta aiheutuvat voimat ja maanvetovoima kohdistuvat kehoon. Näiden voimien ja ympäristön välinen vuorovaikutus aiheuttaa sen, että kehon asento on luontaisesti epävaka. (Maki & McIlroy 1997.) Scholz ym. (2007) tutkimuksen tulokset tukevat tätä ajatusta. Heidän mukaansa COM:ia kontrolloitaisiin hermojärjestelmän avulla ja sen täytyisi pystyä arvioimaan COM:n paikkaa käyttämällä sensorisilta reseptoreilta tulevaa tietoa. Myös Enoka (2008,401) on samaa mieltä. Hänen mukaansa pystyasennon säilyttäminen vaatii useita erilaisia toimintoja: a) sensorista tietoa kehon asennosta ja liikkeestä, b) sopivan vastestrategian valintaa tasapainon ylläpitämiseksi ja c) niiden lihasten aktivointia jotka voivat korjata epätasapainon. Braunin ym. (2011) mukaan epätasapainon tapahtuessa ihmisellä on sekä staattisia että dynaamisia suojarefleksimekanismeja.

2.1 Sensorisen informaation vaikutus tasapainoon

Sensorisilta reseptoreilta tuleva tieto voidaan jakaa kolmeen järjestelmään, jotka ovat: visuaalinen, vestibulaarinen ja somatosensorinen järjestelmä. Kaikki tämä tieto ei kuitenkaan ole välttämätöntä. Suurin osa henkilöistä joilla näiden järjestelmien käyttö on rajoittunutta, pystyy seisomaan paikallaan ja kävelemään itsenäisesti. (Horak ym. 1990) mutta järjestelmien vioittuminen vaikuttaa henkilöiden tasapainokykyyn (Braun ym. 2011). Braunin ym. (2011) mukaan kaikkien kolmen järjestelmän ollessa täydessä toiminnassa vallitsee täydellinen automaattinen mutta epätietoinen asennon hallinta. Se mikä järjestelmä ja minkälaisella painotuksella milloinkin ohjaa ihmisen toimintaa, on täysin riippuvainen sen hetkisestä kontekstista (Spirduso 2005, 137).

Näkö on prosessi, jossa valo heijastuu kohteesta silmään. Silmän linssi kohdistaa valon retinaan. Fotoreseptorit retinassa muuttavat valoenergian elektroniseksi signaaliksi joka

välitetään aivoihin. Aivojen visuaalisella korteksilla yhdistetään kummastakin silmästä tuleva tieto ja näin saadaan muodostettua kokonaiskuva ympäristöstä. (Silverthorn 2016, 364-377.) Tasapainon säätelyssä ihmiset luottavat eniten visuaaliseen järjestelmään (Gaerlan ym. 2012). Se osallistuu pystyasennon ylläpitämiseen ja säätämiseen (Braun ym. 2011) ja tarjoaa kontekstiin liittyviä vihjeitä ja tietoa ympäristössä olevien kappaleiden muodoista (Franklin ym. 2007). Ennakoitavat ja ennakoimattomat asennon muutoksen korjaukset onnistuvat visuaalisen järjestelmän avulla (Braun ym. 2011). Horakin ym. (1990) mukaan ilman visuaalistakin järjestelmää pärjää hyvin, sillä huojunnan määrä kasvaa vain minimaalisesti silmät kiinni pitäessä. Braun ym. (2011) havaitsivat, että silmät kiinni seisominen epävakaalla alustalla vaati suurempaa lihasaktivaatiota alaraajojen lihaksilta kuin silmät auki ollessa.

Somatosensorinen järjestelmä antaa tietoa vartalon asennosta ja liikkeistä suhteessa tukipintaan. Lisäksi se antaa tietoa missä kehon segmentit ovat suhteessa toisiinsa. (Spirduso 2005, 135.) Somatosensoriseen järjestelmään kuuluvat lihaksen proprioceptorit ja ihoreseptorit (Ackerley & Kavounoudias 2015). Golgin jänne-elin, lihassukkula sekä nivel- ja tuntoresptorit tarjoavat proprioseptista tietoa (Franklin ym. 2007). Ihoreseptorit antavat tietoa ihon ja ihonalaisen kudoksen kiihtyvyyksistä, joka koetaan ihokarvojen liikkeenä, ihon venymisenä ja paineena sen pinnalla (Enoka 2008, 256). Kun visuaalinen järjestelmä ei ole käytettävissä, erityisesti proprioseptoreilta tulevaa tietoa hyödynnetään tasapainon ylläpidossa (Gaerlan ym. 2012). Horak ym. (1990) havaitsivat somatosensorisen järjestelmän käytön rajoittumisen johtavan lantion käytön (lantiostrategian) lisääntymiseen. Diener ym. (1984) mukaan proprioseptoreiden antama tieto ei olisi tärkeää reagoitaessa nopeisiin tasapainohäiriöihin. Sen sijaan sen rooli olisi merkittävä reagoitaessa hitaaseen häiriöön. Braun ym. (2011) mukaan proprioseptiset harjoitukset epävakaalla alustalla aiheuttavat merkittävän EMG-aktiivisuuden nousun alaraajojen lihaksissa erityisesti silmät kiinni suoritettuina. Heidän mukaansa tämä tieto on erittäin arvokasta sensomotorisessa nilkan kuntoutuksessa.

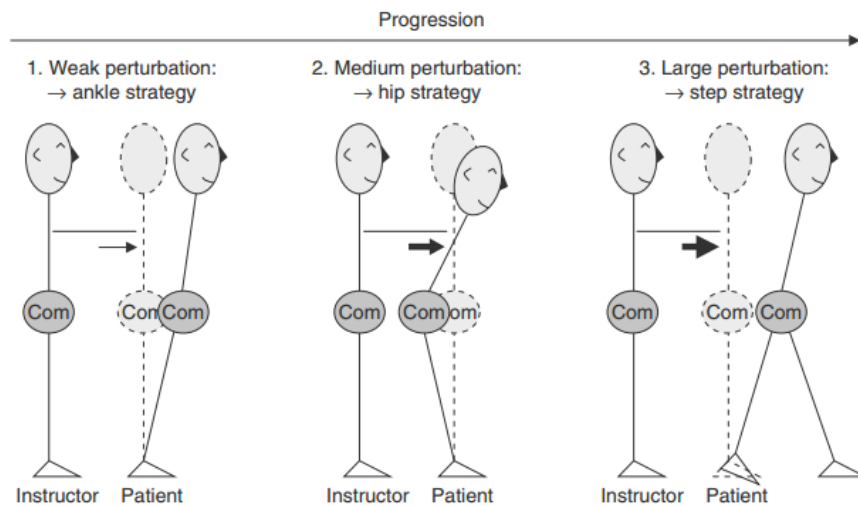
Sekä visuaalinen että somatosensorinen järjestelmä ovat vuorovaikutuksessa vestibulaarisen järjestelmän kanssa (Gaerlan ym. 2012). Se osallistuu tasapainon ylläpitoon ja koordinoi vartalon ja pään liikettä (Braun ym. 2011). Vestibulaariseen järjestelmään kuuluu sisäkorvan tasapainoreseptori (Silverthorn 2016, 361). Vestibulaarinen järjestelmä hallitsee liikkumista silloin, kun somatosensorisen ja

visuaalisen järjestelmän käyttö on rajoittunutta. Näin on esimerkiksi silloin, kun liikutaan pimeässä tilassa jossa on epävakaa alusta. Visuaalinen ja somatosensorinen järjestelmä ovat dominoivia tasapainon hallinnassa, koska ne ovat herkkiä paineakeskipisteen muutoksille. (Spirduso 2005, 136–137.) Horak ym. (1990) mukaan vestibulaarisen järjestelmän puute johtaa lantiostrategian käytön vähenemiseen mutta nilkkastrategian käyttöön se ei vaikuta. Vestibulaarisen järjestelmän puutos ei myöskään aiheuta ongelmia hallita tavallista paikallaan seisontaa. Tulosten perusteella vestibulaarisella järjestelmällä on suuri vaikutus silloin, kun tasapainon hallinta vaatii lantiostrategian käyttöä.

2.2 Oikean tasapainostrategian valinta

Ihmisen seistessä paikallaan moni neuraalinen mekanismi on aktiivisena. Luisten osien linjaus yhdistettynä lihaksiin ja asentotonukseen eivät riitä pitämään vartaloa täysin paikallaan, vaan jo staattisessa seisonnassa tarvitaan tasapainostrategioita. (Shumway-Cook & Woollacott 2012, 170.) Staattisessa seisonnassa kehon on havaittu käyttäytyvän kaksiosaisen heilurin (jalat ja runko) tavoin, jossa on kaksi samanaikaista liikettä. Noiden liikkeiden kontrollointi voidaan jakaa kahteen strategiaan, jotka ovat nilkka- ja lantiostrategia. Molemmat strategiat ovat koko ajan läsnä mutta se kumpi on vallitseva, riippuu saatavilla olevasta sensorisesta tiedosta, tehtävästä tai häiriöstä. (Creath ym. 2005).

Varhaisissa tasapainotutkimuksissa tutkittiin paljon liikestrategioita, joilla kontrolloidaan eteen ja taakse huojuntaa. Ihminen ei voi seistä täysin paikallaan vaan vartalo on koko ajan pienessä liikkeessä, lähinnä eteen-taakse päin. Tämän takia ihmisen tasapainon hallintaa varsinkin sagittaalitasolla on tutkittu paljon. (Shumway-Cook & Woollacott 2012, 170-171.) Tasapainohäiriön kohdalla sagittaalitasolla käytetään kolmea tasapainostrategiaa, jotka kutsutaan: nilkka-, lantio- ja askelstrategioiksi (Maki & McIlroy 1997). Granacher ym. (2011) mukaan heikon tasapainohäiriön kohdalla käytetään nilkkastrategiaa, keskisuuren häiriön kohdalla lantiostrategiaa ja suureen häiriöön vastataan askelstrategialla. Kuvassa 1 on esitetty nämä kolme strategiaa.



KUVA 1. Kaavakuva tasapainostrategioista, joilla vastataan eri vahvuisiin tasapainohäiriöihin (Granacher ym. 2011).

Kyky hallita COM:n ja BOS:n suhdetta päivittäisen liikkumisen aikana riippuu reaktiivisista (kompensoivat liikkeet) ja ennakoivista (tahdonalaiset liikkeet) tasapainokontrollistrategioista. Ennakoivalla kontrollistrategialla voidaan minimoida odotettavissa olevat voimat, jotka aiheuttavat tasapainohäiriöitä. Reaktiiviset kontrollistrategiat ovat ainoita joilla voidaan kompensoida yllättävät tasapainohäiriöt. (Maki & McIlroy 1997.) Shunway-Cookin ja Woollacott (2012, 165-166) mukaan hermoston ylempien tasojen tehtävänä ovat asennon hallinnan ennakoivat ja adaptoituvat (reaktiiviset) tehtävät. Adaptiiviseen asentohallintaan kuuluvat sensorisen ja motorisen prosessin muokkaus vasteena muuttuneeseen tehtävään tai muuttuneisiin ympäristön vaatimuksiin. Ennakoivaan asentohallintaan kuuluvat sensorisen ja motorisen prosessin ennalta säätäminen pohjautuen aikaisempiin kokemuksiin ja oppimiseen. Muehlbaurin ym. (2012) mukaan tasapainon hallinta on vahvasti sidoksissa kulloiseenkin tehtävään, siksi esimerkiksi pelkän voiman tai tehon kehittyessä harjoitusvaikutus ei näytä suoraan siirtyvän tasapainokykyyn. Tämän takia niitä tulisi harjoitella yhtenäisenä kokonaisuutena.

2.3 Tasapainon mittaaminen

Moniulotteisuutensa vuoksi tasapainojärjestelmän arvioiminen vaatii useita eri testejä. Ainakin neljä ulottuvuutta pitäisi arvioida tasapainotestejä tehdessä: a) tahdonalainen

asentohallinta staattisessa ja dynaamisessa tilanteessa, b) ennakoiva asentohallinta, c) reaktiivinen asentohallinta ja d) sensorisen tiedon vastaanotto ja integrointi. Osa testeistä voidaan suorittaa kenttätesteinä vähäisellä laitteistolla, mutta jotkut testit vaativat hienommat laitteet ja laboratorio-olosuhteet. (Spiriduso ym. 2005, 140-141.) Tasapainon mittaamiseen on kehitetty useita erilaisia staattisen ja dynaamisen tasapainon mittaustapoja ja laitteita.

2.3.1 Staattinen tasapaino

Useita staattisen tasapainon ominaisuuksia voidaan mitata voimalevyjen avulla. Levyllä voidaan mitata asennon huojuntaa mikä kertoo asennon stabiilisuudesta. (Zemková 2011.) Terveiden nuorten ja ikääntyneiden tutkittavien asennon huojuntaa staattisessa tilanteessa on mitattu ja vertailtu useissa tutkimuksissa (Amiridis ym. 2003; Baloh ym. 1994; Laughton ym. 2003). Lisäksi voidaan selvittää painon jakautuminen jalkojen välille eli symmetria. Järjestelmästä riippuen voimalevyllä voidaan arvioida paineakeskipistettä (COP), tasapainon keskipistettä (center of balance, COB) sekä voiman keskipistettä (center of force = COF). Yleisimmin mitataan COP:tä ja vertikaalisen voiman jakautumista jalkojen välillä. COP on kaiken painon aiheuttaman paineen keskiarvo voimalevyn pinnalla. COP:n siirtymää käytetään asennon stabiilisuuden mittaamiseen staattisessa seisonnassa. (Zemková 2011.) Huojunnan määrää arvioidaan mittaamalla voimalevyiltä COP:n kulkema yhteyismatka anterior-porterior sekä medio-lateraaliseen suuntaan (Laughton ym. 2003). Lisäksi voimalevyiltä nähdään huojunnan nopeus eli COP:n liikkeen keskinopeus staattisen seisonnan aikana (Siriphorn ym. 2016). Muita mitattavia arvoja ovat: värähtelyn nopeus anterior-posterior ja medio-lateraaliseen suuntaan, resultanttivoiman suunta sekä, huojunnan kokonaispinta-ala (Kang ym. 2016). Zemková (2011) mukaan nämä arvot eivät välttämättä yksistään kerro henkilön asennon epävakaudesta mitään, sillä COP:n liikkeellä stabiloidaan COM. Makin ym. (1990) mukaan henkilö keneltä mitataan korkea COP:n liikkeen nopeus saattaa silti olla hyvin vakaa. Silloin korjaavaa liikettä tehdään paljon eikä COP kulke kauas COM:stä. Zemková (2011) kertooikin, että henkilö jolla COP:n liikenopeus on hidas, COP:n kulkemamatka ja pinta-ala voivat silti olla suuret. Hänen mielestään tulokset riippuvat siitä miten muuttujia tulkitaan.

Staattista tasapainoa voidaan mitata myös voimalevyllä, kun alusta on epävakaata. Silloin kehossa on huojuntaa anterior-posterior ja medio-lateraaliseen suuntaan sekä varpaiden painamista ylös ja alas. (Zemková 2011.) Alustan epävakaudesta voidaan lisätä asettamalla tutkittava seisomaan esimerkiksi vaahtomuovin päälle (Kang ym. 2016; Siriphorn ym. 2016). Siriphorn ym. (2016) tutkivat erilaisten tukipinnan materiaalien vaikutusta huojunnan määrään staattisessa seisonnassa. Heidän mukaansa epävakaampi alusta vaikuttaa proprioseptoreilta tulevaan informaatioon. Amiridis ym. (2003) mittasivat huojunnan määrää suhteessa jalkojen alla olevan tukipinnan leveyteen staattisessa tilanteessa. Eri aistijärjestelmät poissulkemalla voidaan lisätä huojunnan määrää. Esimerkiksi joissakin tilanteissa ei muuten saada esille eroja tutkittavien välillä staattisessa seisonnassa, koska huojunta on niin pientä. (Zemková 2011.) Näin saadaan myös selvitettyä eri aistijärjestelmien osuus tasapainon hallinnassa (Kauranen 2010, 366). Esimerkiksi Baloh ym. (1994) ja Braun ym. (2010) tekivät staattisen tasapainon mittauksia poissulkemalla visuaalisen järjestelmän. Baloh ym. (1994) havaitsivat huojunnan nopeuden lisääntyvän silmien sulkemisen seurauksena. Zemkovan (2011) mukaan visuaalisen järjestelmän vaikutus tasapainokykyyn riippuu merkittävästi suoritettavasta tehtävästä.

Voimalevyissä käytetään yleensä joko venymäliuska-antureita tai pietsosähköisyyteen perustuvia antureita. Voimalevyt ovat yleensä neliön tai kolmion muotoisia. Molempien jalkojen voimat voidaan mitata myös kahdella erillisellä voimalevyllä, jolloin voidaan paremmin seurata puolieroja ja suorituksen symmetrisyyttä. (Kauranen 2010, 357-363.) Voimalevyt ovat käytetyimpiä laitteita tasapainon mittaamiseen. Siitä huolimatta on vain vähän tutkimuksia, jotka ovat selvittäneet voimalevyjen luotettavuutta tasapainoon liittyvien tekijöiden arvioimiseen. (Bauer ym. 2008.) Voimalevyjen kanssa saatetaan käyttää liikeanalyysiä tai EMG-mittausta (Kauranen 2010, 363; Spirduso ym. 2005, 141). Liikeanalyysin avulla saadaan selvitettyä kinemaattisia tekijöitä. Staattisen seisonnan ajan lihaksen sähköisestä aktiivisuudesta tietoa saadaan EMG:n avulla. (Kauranen 2010, 357-363.) Staattisessa tilanteessa EMG:tä on tutkittu useissa tutkimuksissa (Amiridis ym. 2003; Baloh ym. 1994; Laughton ym. 2003). Amiridis ym. (2003) havaitsivat lantionlihasten aktiivisuuden kasvavan ikääntyneillä staattisen tasapainotestin hankaloituessa, kun nuorilla aktiivisuus lisääntyi vain nilkkaa ympäröivissä lihaksissa. Myös Laughton ym. (2003) havaitsivat suuremman EMG-

aktiivisuuden jalkojen lihaksissa ikääntyneillä. Lisäksi he huomasivat agonistin ja antagonistin välillä suuremman koaktivaation ikääntyneillä kuin nuorilla tutkittavilla.

2.3.2 Dynaaminen tasapaino

Balohin ym. (1994) ja Piiraisen ym. (2010) mukaan staattiset tasapainotestit eivät välttämättä paljasta tasapaino-ongelmia tai ikääntymiseen liittyviä eroja yhtä hyvin kuin dynaamiset testit. Staattisen tilanteen tavoin COP:n siirtymää käytetään asennon stabiilisuuden mittaamiseen tasapainohäiriön kohdalla dynaamisessa tilanteessa voimalevyjen avulla. Dynaamiset tasapainolaitteistot sopivat yleensä hyvin iäkkäiden tai potilaiden testaamiseen mutta esimerkiksi urheilijoiden testaamiseen niissä tulevat usein rajoitukset vastaan. Niiden liikelaajuus tai nopeus ei riitä horjuttamaan hyvän tasapainon omaavaa henkilöä. Toinen ongelma on se, että moni laite aiheuttaa liikettä vain yhteen suuntaan joka yleensä on anterior-posterior taso. Lisäksi jossain tapauksissa on ollut mahdollista oppia, kumpaanko suuntaan häiriö seuraavaksi tulee. (Zemková 2011.) Esimerkkinä dynaamisesta mittalaitteistosta voidaan mainita Piiraisen ym. (2013) käyttämä laitteisto, jolla häiriö pystyttiin aiheuttamaan horisontaalisella tasolla sekä anterior-posterior että medio-lateraaliseen suuntaan. Horisontaalisten häiriöiden lisäksi tasapainoa on mitattu myös vertikaalisesti tapahtuvilla häiriöillä. Allum ym. (2002) käyttivät dynaamisissa testeissään eteen ja taakse sekä sivuille kallistuvaa lautaa, jolla tasapainohäiriö aiheutettiin. Myös Piirainen ym. (2010; 2012; 2014) käyttivät vastaavanlaista mittalaitteistoa, jossa yksi voimalevyn reunoista päästettiin 125 mm mittaiseen vapaaseen pudotukseen yllättäen. Sturnieks ym. (2012) aiheuttivat tasapainohäiriöt vyötäröön kiinnitettävällä narujärjestelmällä. Tällaisissa liikkuvissa voimalevymittauksissa ollaan yleensä kiinnostuneita mitattavan tasapainottavista reaktioista, joita tapahtuu häiriön jälkeen. Dynaamista tasapainoa voidaan mitata myös kiihtyvyyssanturien avulla. (Kauranen 2010, 364-365.) Staattisten mittausten tavoin dynaamisissa mittauksissa hyödynnetään usein samanaikaista EMG-mittausta (Allum ym. 2002; Izquierdo ym. 1999; Lin & Woollacott 2002; Sturnieks ym. 2012) tai liikeanalyysiä. Näitä kaikkia kolmea (voimalevy, EMG ja liikeanalyysi) menetelmää voidaan käyttää myös yhdessä samaan aikaan (Tang & Woollacott 1998; Tokuno ym. 2010) tasapainon tutkimisessa.

Liikeanalysoinnin tarkoituksena on mitata sekä mallintaa ihmisen liikkeitä halutun motorisen suorituksen aikana. Tietokonepohjaisissa kuvantamismenetelmissä on korkea otantataajuus ja resoluutio joiden ansiosta niillä voidaan mitata liikkumista tehokkaammin kuin silmällä. Mikäli liikkeitä halutaan tutkia tarkkojen kvantitatiivisten numeraalisten analyysien avulla, tarvitaan liikeanalysointijärjestelmiä. Tällainen järjestelmä sisältää kalibrointikehikon, videokameran (1-12 kpl), videoprosessorin, heijastinmarkkereita (1-30 kpl), keskusyksikön analysointiohjelmiseen ja synkronointiyksikön. Synkronointiyksikön avulla mittaukset ajoitetaan ja yhdistetään muihin biomekaanisiin mittauksiin. Heijastinmarkkerit kiinnitetään analysoinnin kannalta oleellisiin kohtiin. Liikeanalysointiin yleensä kuuluu myös analysointiohjelmien taustalla oleva taulukkolaskentaohjelma, joka tallentaa tarkasti markkereiden x-, y- ja z-paikkakoordinaatit määritetyn origon suhteen. (Kauranen 2010, 370-378.) Tang ja Woollacott (1998) käyttivät tasapainokontrollistrategioiden analysointiin liikeanalyysiä. He havainnoivat nuorten ja ikääntyneiden vartalojäykkyyden, käsien liikkeen ja häiriön jälkeisen epävakauden eroja. Myös Tokuno ym. (2010) tutkivat nuorten ja ikääntyneiden tasapainostrategioita liikeanalyysin avulla. He mittasivat nilkan dorsifleksion sekä polvien ja lonkan koukistuksen suuruutta edestä taaksepäin toteutetussa tasapainohäiriössä.

EMG:n avulla mitataan halutuista lihaksista tasapainohäiriön jälkeisiä vasteita. Kunkin lihaksen vasteesta voidaan tarkkailla latenssia, lihasaktiivisuuden voimakkuutta ja kestoa. (Lin & Woollacott 2002; Tang & Woollacott 1998.) Hitaampi ja heikompi lihasaktivaatio johtaa erilaisen tasapainokontrollistrategian käyttöön (Allum ym. 2002; Izquierdo ym.1999; Sturnieks ym. 2012). Sturniekin ym. (2012) mukaan nimenomaan hidas lihasaktivaatio johtaisi herkemmin askelstrategian käyttöön. Rogers ym. (2002) tutkivat askelstrategian ajoituksia kummankin jalan alla olevien erillisten voimalevyjen avulla. He mittasivat mm. jalan nostoajan levyiltä sekä viiveen asennon muutoksen alkamisesta ja asennon muutoksen kokonaiskeston. Myös vastakkaisten lihasten koaktivaatiota on tarkkailtu tasapainohäiriöiden yhteydessä. Suurempi koaktivaatio tarkoittaa huonompaa ja heikompa tasapainokykyä. (Tang & Woollacott 1998.) Allum ym. (2002) tutkivat nuorten ja ikääntyneiden välisiä tasapainokontrollistrategioita kulmakiihtyvyyssantureiden avulla. Niiden avulla saatiin tietoja raajojen ja vartalon kulmamuuksista ja kiihtyvyyksistä sekä liikkeen suunnasta tasapainohäiriön kohdalla.

Staattisten tasapainomittausten tavoin eri aistijärjestelmien vaikutusta dynaamiseen tasapainoon on myös tutkittu. Palm ym. (2009) tutkivat mm. kuuloaistin vaikutusta tasapainoon asettamalla testattavalla korvakuulokkeet päähän testin ajaksi. Heidän mukaansa kuulovihjeet saattaisi hieman vaikuttaa asennonhallintaan mutta eivät niin paljoa kuin vestibulaarinen tai visuaalinen järjestelmä. Palm ym. eivät kuitenkaan löytäneet tutkimuksessaan vaikutusta kuuloaistin poissulkemisella. He arvelivatkin, että kuuloaistin vaikutus korostuisi mikäli visuaalinen tai proprioseptinen järjestelmä eivät täysin toimisi. Horak ym. (1994) tutkivat vestibulaarisen järjestelmän vaikutusta tasapainoon kiinnittämällä 1 kg painot tutkittavan pään molemmille puolille. Näin aiheutettiin viivästymisen päänliikkeeseen eteen- ja taaksehäiriön kanssa. Sekä Horak ym. (1994) että Palm ym. (2009) suorittivat testit poissulkemalla visuaalisen järjestelmän. Asennon hallinta osoittautuikin olevan selvästi heikompi silmät kiinni pidettyinä (Palm ym. 2009).

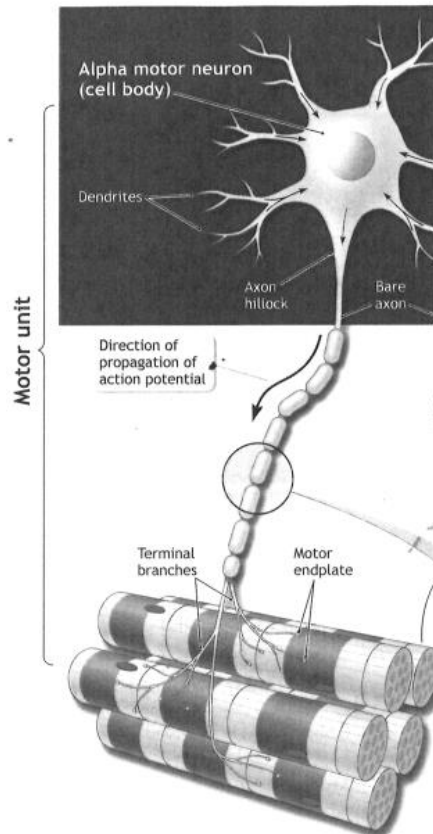
3 IKÄÄNTYMISEN VAIKUTUKSET HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄÄN JA TASAPAINOKYKYYN

Maksimaalinen lihasvoima on suurimmillaan ihmisen ollessa 25-35 vuotias. Tosin yksilöllisiä eroja on huomattavasti. (Wilmore & Costill 2004, 557-558.) Ihmisen ikääntyessä motorisessa suorituskyvyssä tapahtuu kuitenkin useita muutoksia, kuten: voimatasojen lasku, kestävyuden heikkeneminen, reaktioiden hidastuminen, heikentynyt tasapainokyky ja submaksimaalisen voiman kontrollin heikkeneminen (Enoka 2008, 394-398). Tähän vaikuttaa oleellisesti motoneuronien ja lihassyiden lukumäärän lasku (Vandervoort 2002). Kehonpainon ja lihasmassan laskua kiihdyttävät heikentynyt ruokahalu ja alentunut aktiivisuus. Ikääntymiseen liittyvästä lihasmassan laskusta käytetään termiä sarkopenia. Ikääntyville tärkeää onkin säilyttää aktiivinen elämäntapa, sillä se auttaa ylläpitämään ruokahalua ja säilyttämään energian kulutuksen ja saannin välisen tasapainon. (Wilmore & Costill 2004, 541-558.)

3.1 Hermo-lihasjärjestelmä

3.1.1 Motorinen yksikkö ja luokittelu

Motorinen yksikkö (kuvassa 4) on hermo-lihasjärjestelmän toiminnallinen perusyksikkö joka aiheuttaa liikettä. Keskushermosto kontrolloi lihaksen voimaa vaihtelemalla kyseisen lihaksen motoristen yksikköjen aktiivisuutta. Luurankolihasilla on 10–1500 motorista yksikköä lihaksesta riippuen, suurimmalla osalla on useita satoja. (Enoka 2008, 215.) Yksi motorinen hermo saattaa hermottaa useita eri lihassyitä (Sherrington 1929). Kaikki yhden motorisen yksikön lihassyyt ovat samaa lihassolutyyppejä (Edström & Kugelberg 1968).



KUVA 4. Motorisen yksikön rakenne (mukailtu McArdle ym. 2015, 394).

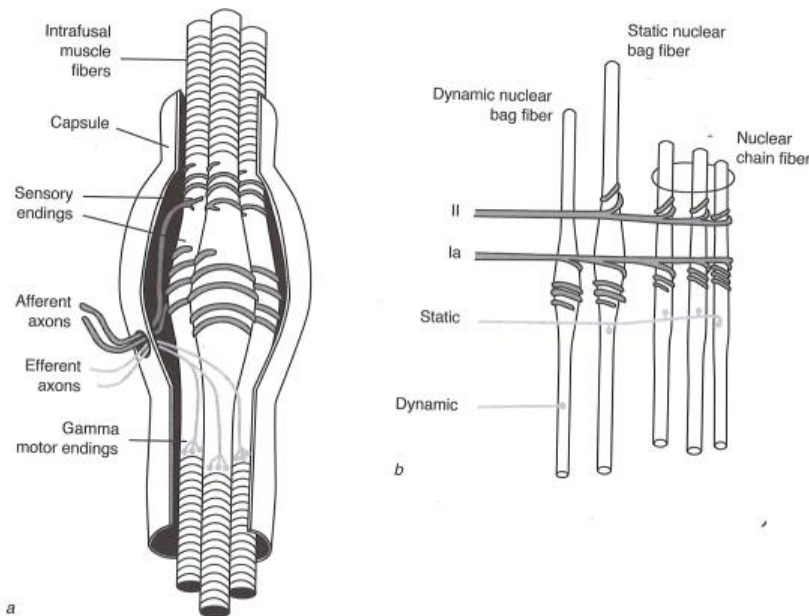
Motorisia yksiköitä voidaan vertailla useilla eri tavoilla. Niiden vertailua voidaan tehdä supistumisnopeuden, voiman suuruuden ja väsymisen nopeuden sekä motoneuronin syttymistiheyden mukaan. (Enoka 2008, 220.) Burke (1981) jakaa motoriset yksiköt niiden fysiologisten ominaisuuksien mukaan kolmeen ryhmään: hitaasti supistuva, väsymystä sietävä (tyyppi S), nopeasti supistuva, väsymystä sietävä (tyyppi FR) ja nopeasti supistuva, nopeasti väsyvä (tyyppi FF). Jako voidaan tehdä myös histokemiallisten ominaisuuksien mukaan: hidas motorinen yksikkö (tyyppi I) ja nopea motorinen yksikkö (tyyppi II). Tyypin II motoriset yksiköt voidaan jakaa vielä tyyppeihin Iia ja Iib. (Brooke & Kaiser 1974.) Kolmas tapa on luokitella motoriset yksiköt niiden supistumisnopeuden, glykolyyttisen kapasiteetin ja oksidatiivisen kapasiteetin mukaan, kuten Peter ym. (1972) tekee. Heidän luokittelussaan motoriset yksiköt jaetaan: hidas oksidatiivinen yksikkö (tyyppi SO), nopea oksidatiivis-glykolyyttinen (tyyppi FOG) ja nopea glykolyyttinen (tyyppi FG).

3.1.2 Selkäydinrefleksit

Refleksi on tahdosta riippumaton tietyn ärsykkeen aiheuttama lyhytaikainen ja suhteellisen yksinkertainen lihastoiminnan muutos (Nienstedt ym. 2009, 546). Selkäydinrefleksit ovat nopeita vasteita, jotka sisältävät perifeeriseltä sensoriselta reseptorilta selkäyttimeen tulevan afferentin signaalin ja sieltä lähtevän efferentin signaalin. Afferentin ja efferentin aksonin välissä saattaa olla vain yksi synapsi. Afferentin neuronin aksoni kulkee selkäyttimeen takajuuren (dorsal root) kautta ja efferentin neuronin (motoneuronin) aksoni poistuu selkäytimestä etujuuren (ventral root) kautta ja kulkee kohde lihakseen asti. Siinä missä tahdonalainen liike vaatii käskyn aivokuorelta, niin tahdonalaisella liikkeellä voidaan heikentää selkäydinrefleksin vaste. Ihmiskehossa on useita erityyppisiä sensoreita, jotka voidaan jakaa eri ryhmään niiden sijainnin, toiminnan tai morfologian mukaan. (Enoka 2008, 249-250.) Reseptorit muuttavat kehoon kohdistuvat stimulut sähköisiksi hermoimpulsiksi. Stimulut voivat olla mekaanisia, kemiallisia tai lämpö- ja valoenergisia. (Nienstedt ym. 2009, 475) Lihaksissa ja jänteissä olevia reseptoreja kutsutaan proprioseptoreiksi ja ne reagoivat venytykseen, jännitykseen ja paineeseen. Nämä reseptorit välittävät jatkuvasti tietoa keskushermostelle lihasten dynamiikasta ja raajojen liikkeistä. (McArdle ym. 2015, 400-402)

Lihassukkula. Lihassukkula (kuva 2) on sensorinen reseptori, joita löytyy kauttaaltaan lihaksista. Ne lähettävät hermo-lihasjärjestelmälle tietoa lihaksen pituudesta ja pituuden muutosnopeudesta. Ne toimivat lähes kokonaan alitajuisella tasolla ja osallistuvat siten luontaiseen lihashallintaan. Lihassukkula koostuu 3-12 pienestä intrafusaalisolusta ja niitä ympäröivät luurankolihasen suuret ekstrasusaalisolut. Intrafusaalisolu toimii pienen luurankolihasolun tapaan mutta sen sensorinen keskiosa ei voi supistua. Supistuvia päitä hermottaa gammamotoneuroni. Sensorinen keskiosa jaetaan primaariseen ja sekundaariseen päähän. Primaarisesta päästä lähtee sensorinen hermo Ia-affrentti. Sekundaarisesta päästä lähtee 1-2 pienempää hermoa, joita kutsutaan typin II-hermoksi. Venytys aktivoi sensorista keskiosaa. Lihaksen pituuden hidas muuttuminen saa sekä Ia-afferentin että II-afferentin neuronin aktivoitumaan. Tätä kutsutaan staattiseksi vasteeksi. Nopean ja äkillisen venytyksen aiheuttava sensorisen osan stimulointi aktivoi vain Ia-afferentin. Tätä kutsutaan dynaamiseksi vasteeksi. (Guiton & Hall 2011, 657-658.) Gammamotoneuroni säätelee lihassukkulan herkkyyttä

supistamalla intrafusaalisolujen supistuvia päitä ja näin aiheuttamalla esivenytystä sensoriseen keskiosaan. Tämän seurauksena lihassukkula pysyy aktiivisena kun lihas supistuu. Gamma- ja alfa-motoneuronin samanaikaista eksitaatiota kutsutaan alfa-gamma koaktivaatioksi. (Silverthorn ym. 2016, 447-448.)

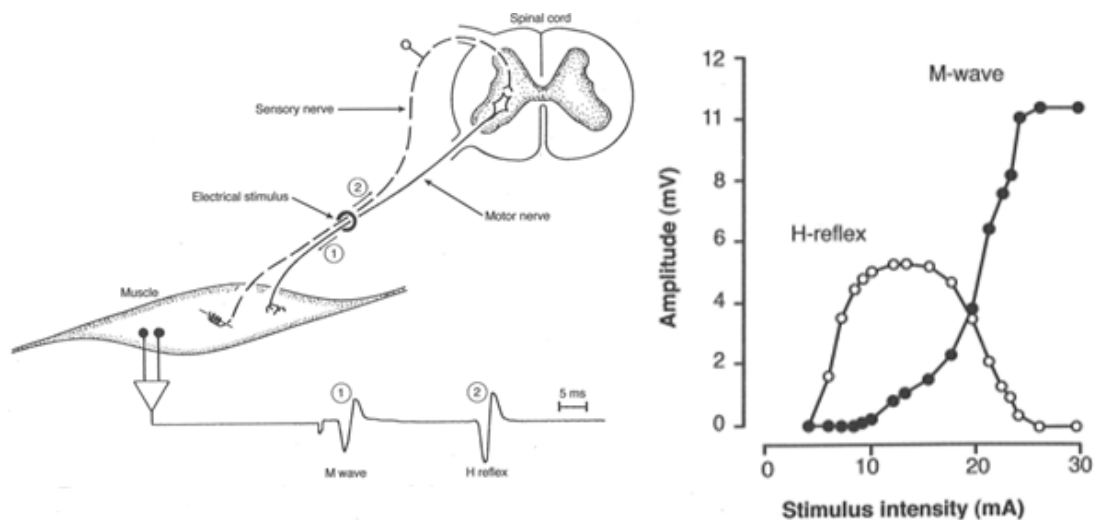


KUVA 2. Kaavakuva lihassukulasta: a) koko lihassukkula kapselin sisällä; b) Ia- ja II- afferenttien kiinnittyminen intrafusaalisoluihin (Pearsonin & Gordonin kuva, 2000 kirjasta Enoka 2008, 252).

Venytyksrefleksi. Venytysrefleksi on välitön vaste, joka aiheutuu lihaksen lyhyestä ja odottamattomasta venytyksestä (Liddell & Sherrington, 1924.). Ia-afferentti muodostaa synapsin suoraan samaa lihasta hermottavan alfa-motoneuronin kanssa ja se välittää alfa-motoneuronille refleksivasteen, kun lihasta venytetään nopeasti (Pierrot-Deseilligny & D. Mazevet 2000), mikä saa aikaan lihaksen nopean supistuksen. Tämä välitön vaste näkyy venytetyn lihaksen EMG:ssä. Nilkan plantaarifleksion aiheuttajaa leveää kantalihasta (m. Soleus) mitattaessa EMG:ssä näkyy ensin lyhyen latenssin vaste noin 30-50 ms venytyksen alkamisen jälkeen. (Kido ym. 2004; Obata ym. 2010; Unhjem ym. 2015). Keskipitkä latenssi näkyy soleuksen EMG-kuvaajassa 62-84 ms venytyksen jälkeen (Grey ym. 2001; Obata ym. 2010). Tämän jälkeen EMG:ssä näkyy pitkän latenssin vaste noin 85-100 ms venytyksestä, johon vaikuttaa myös tietoinen ajattelu (Fellons ym. 1993; Obata ym. 2010). Lee ja Tatton (1975) jakavat komponentit latenssin mukaan M1, M2 ja M3. M1 on monosynaptinen Ia-afferentin eksitoinnin

aiheuttama vaste (Lee & Tatton 1975; Petersen ym. 1998). M1 ja M2 ovat täysin automaattisia eikä niihin voida vaikuttaa tietoisella ajattelulla (Burke & Pierrot-Deseilligny 2005, 92). M2 ja M3 välittyvät pidempää supraspinaalista (keskushermoston selkäydin tasoa ylempi taso) reittiä pitkin (Lee & Tatton 1975). M3 vaste ei välity pelkästään transkortikaalista refleksireittiä (motorisen aivokuoren kautta kulkeva reitti) pitkin vaan mahdollisesti myös muita subkortikaalisia reittejä pitkin. Transkortikaalisten ja muiden mekanismien osuus saattaa vaihdella sen mukaan, kuinka tahdonalaista aktiivisuutta lisätään. (Petersen ym. 1998.)

H-refleksimetodi. H-refleksimetodin tai Hoffman refleksin avulla voidaan tutkia selkäydin tason hermostollista herkkyyttä (Hoffmann 1918). Siinä refleksi aiheutetaan stimuloimalla sähköshokilla perifeeristä hermoa, joka aiheuttaa nykäisyvasteen siinä lihaksessa jonka hermoa stimuloidaan (kuva 3 vasemmalla). Vastetta voidaan mitata EMG:n avulla. Ia-afferentin stimulointi sähköllä saa aikaan aktiopotentialin syntymisen ja lihaksesta mitattava vaste tunnetaan nimellä H-refleksi. Ia-afferentin lisäksi sähköllä stimuloidaan samalla myös alfa-motoneuronin hermoa ja tämä lihaksesta mitattava vaste tunnetaan nimellä M-aalto. (Aagaard ym. 2002.) Kuvassa 3 oikealla on esitetty H-refleksin ja M-aallon amplitudien ja stimulaation intensiteetin välinen suhde.

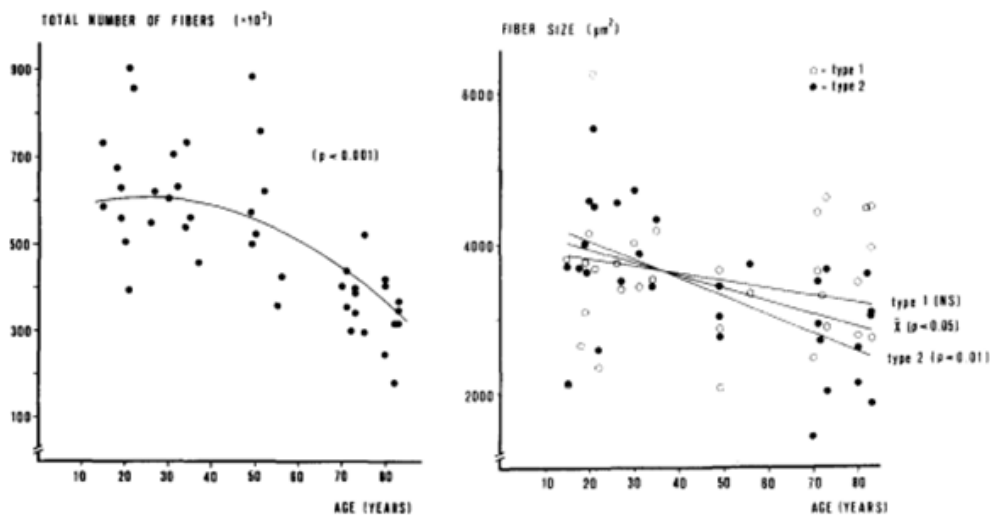


KUVA 3. Vasemmalla H-refleksin reitti. Sähköstimulaatio on annettu perifeeriseen hermoon ja sen vasteena lihaksesta mitataan H-refleksi ja M-aalto. (Enoka 2008, 258.) Oikealla H-refleksin ja M-aallon amplitudien ja stimulaation intensiteetin välinen suhde (Duchateau'n kuva kirjasta Enoka 2008, 259).

3.2 Ikääntymisen vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään

3.2.1 Vaikutukset motorisiin yksiköihin, lihasmassaan ja voimaan

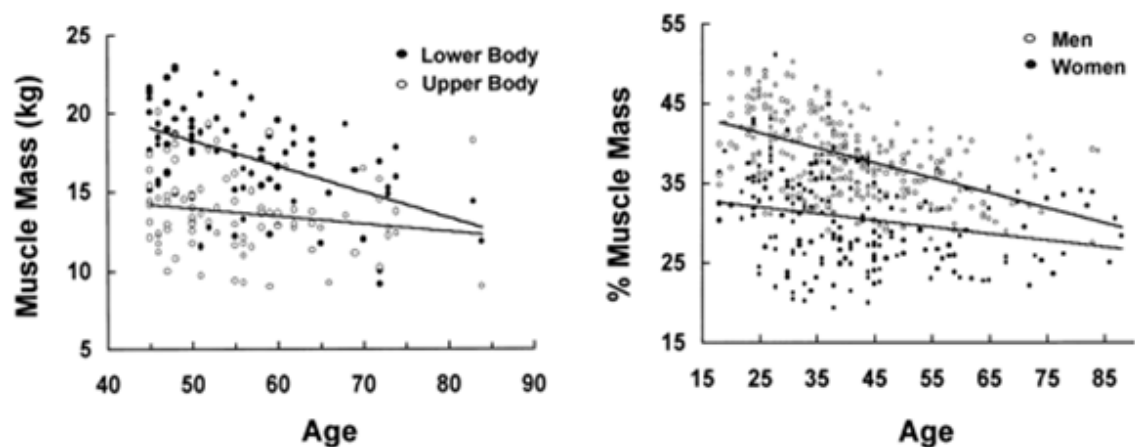
Lihasmassan ja lihaksen poikkipinta-alan lasku johtavat suoraan alentuneisiin voimantuotto-ominaisuuksiin (Häkkinen & Häkkinen, 1991). Räjähävävoimantuotto näyttäisi laskevan vielä maksimivoimantuottoakin enemmän (Häkkinen & Häkkinen 1991; Izquierdo ym. 1999; Macaluso & de Vito 2003), mikä viittaisi siihen, että atrofiaa tapahtuu enemmän II-tyypin lihassoluille (Häkkinen & Häkkinen, 1991). Trappen ym. (1995) seurantatutkimus antoi samanlaisia johtopäätöksiä, sillä tutkimus osoitti, että keski-ikäisillä miehillä on huomattavasti enemmän tyyppin I lihassoluja suhteessa tyyppin II soluihin kuin mitä heillä oli 20 vuotta aikaisemmin. Hameedin ym. (2002) mukaan lihassolujen lukumäärän ja koon lasku näkyvät vähäisempänä lihasmassana ikääntyneillä. Lukumäärän laskua tapahtuu erityisesti II-tyypin soluissa (Hameed ym. 2002; Wang ym. 1999). Kuvassa 5 on esitetty lihassyiden lukumäärän (vasemmalla) ja pinta-alan (oikealla) lasku ihmisten eliniän aikana. Tätä lihasmassan laskua selittävät osaltaan alentuneet IGF-1 tasot ja fyysisen aktiivisuuden lasku (Hameed ym. 2002).



KUVA 5. Vasemmalla iän ja lihassyiden lukumäärän välinen yhteys. Oikealla tyyppin I, tyyppin II ja kaikkien lihassyiden (x) koon ja iän välinen yhteys. Vain tyyppin I koon muutos oli tilastollisesti merkittävä. (Lexell ym. 1988.)

Lexell ym. (1988) mukaan ikääntymiseen liittyvä atrofia alkaa jo 25 ikävuoden kohdilla ja kiihtyy vielä myöhemmin. Atrofia johtuu pääasiassa lihassyiden katoamisesta ja

niiden koon pienenemisestä. Erityisesti II-tyypin lihassyiden koko pienenee. Heidän mukaansa lihassyiden määrä laskee 39 % ikävuosien 20 ja 80 välissä. Tällä välillä lihassyiden koko laskee 26 %. Jo 50 ikävuoteen mennessä on kadotettu 10 % lihasmassasta. Janssen ym. (2000) päätyivät samankaltaiseen tulokseen, heidän mukaansa lihasmassa alkaa laskea kolmannella vuosikymmenellä mutta huomattava muutos havaitaan vasta viidennellä vuosikymmenellä. Larsson ym. (1979) mukaan II-tyypin lihassolujen poikkipinta-ala korreloi hyvin maksimivoimaan sekä dynaamisessa että isometrisessä lihastyössä. Kuvassa 6 on esitetty kuinka lihasmassa laskee vuosien aikana. Lihastrofiaa voidaan ehkäistä pysymällä fyysisesti aktiivisina. Ikääntymiseen liittyvää lihasmassan laskua on havaittu tapahtuvan enemmän ala- kuin yläraajoissa. (Janssen ym. 2000; Reimers ym. 1998.) Lihasmassan pienenemisen nopeutuu kuudennella vuosikymmenellä ja aiheuttaa ikääntyneillä maksimivoiman laskua (Larsson ym. 1979; Vandervoort & McComas 1986). Tämä voimatasojen lasku on havaittu useissa eri lihasryhmillä (Larsson ym. 1979; Macaluso & De Vito 2003; Vandervoort & McComas 1986). Negatiivisemmin ikääntyminen vaikuttaa konsentriseen kuin eksentriseen lihastyötapaan (Porter ym. 1995; Vandervoort 2002). Dohertyn ym. (1993) mukaan motoristen yksiköiden katoamisesta aiheutuva voimatasojen laskua tapahtuu myös terveillä ja aktiivisilla ikääntyneillä. Paynen ym. (2000) mukaan hyvällä lihaskunnolla on positiivisia terveysvaikutuksia ikääntyneiden elämään, kun taas huonolla lihaskunnolla on negatiivisia vaikutuksia. Lisäksi Larsson ym. (1979) havaitsivat nivelen maksimaalisen kulmanopeuden hidastuneen ikääntymisen seurauksena.

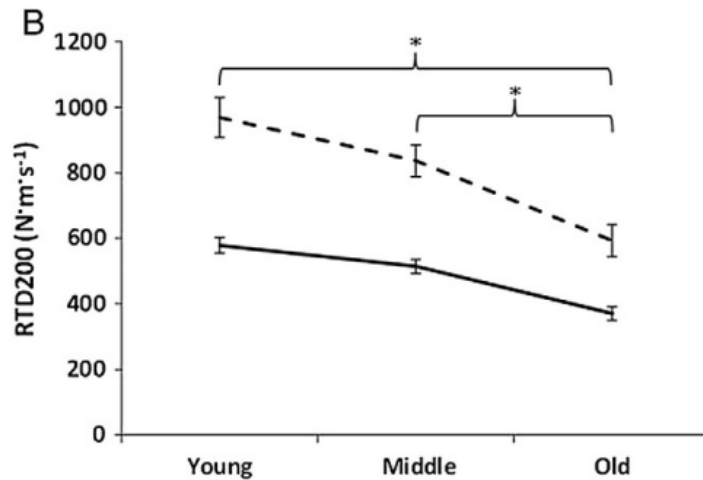


KUVA 6. Vasemmalla ylä- ja alavartalon lihasmassan (kg) ja iän välinen suhde miehillä. Oikealla lihasmassan (%) ja iän välinen suhde miehillä ja naisilla. (Janssen ym. 2000.)

3.2.2 Vaikutukset muihin motorisen yksikön ominaisuuksiin

Unhjem ym. (2015) mukaan voiman laskuun vaikuttaa hermoston aktiivisuuden lasku supraspinaalisella tasolla ikääntymisen seurauksena. Connolly ym. (1999) tutkivat tibialis anterior –lihaksen (säären etuosan lihas joka aiheuttaa nilkan dorsaalifleksion) motoristen yksiköiden ominaisuuksien eroja 20 ja 80 vuotiailla. He havaitsivat, että syttymistiheys oli 30–35 % alempana ikääntyneillä verrattuna nuoriin. Lisäksi nuorilla supistusnopeuksien havaittiin olevan selkeästi suurempia kuin ikääntyneillä. Syttymistiheyden ja supistusnopeuden voitiinkin siis todeta korreloivan hyvin keskenään. Näin myös voimatasot olivat alempana ikääntyneillä kuin nuorilla. Connollyn ym. mukaan nämä tulokset tukevat siis epäsuorasti teoriaa ikääntymiseen liittyvästä motoristen yksiköiden uudelleen järjestäytymisestä. Myös muissa tutkimuksissa on todettu syttymistiheyden olevan alempana ikääntyneillä kuin nuorilla (Erim 1999; Kallio ym. 2012).

Johtumisnopeuden (conduction velocity) on havaittu hidastuneen ikääntyneillä, ilmeisesti johtuen II-tyypin motoristen yksiköiden katoamisesta (Wang ym. 1999). Myös voimantuottonopeuden (RFD-arvon) on havaittu hidastuvan (Izquierdo ym. 1999; Unhjem ym. 2015). Izquierdo ym. (1999) havaitsivat RFD-arvon olevan 64 % alempana 70 vuotiailla miehillä kuin 20 vuotiailla mutta maksimivoima oli vain 46 % alempana. Nimenomaan nopeaa voimantuottoa tarvitaan useiden arkipäiväisten tehtävien suorittamiseen sillä voimantuottoajat ovat monissa tehtävissä lyhyitä (Basse ym. 1992.) Sekä Izquierdo ym. (1999) että Thompson ym. (2013) huomasivat RFD-arvon heikentymisen jo nuorten ja keski-ikäisten ryhmien välillä mutta ero oli merkittävä vasta nuorten ja ikääntyneiden ryhmien välillä. Kuvassa 7 on esitetty voimantuottonopeuden lasku eri ikäryhmien välillä. Delbono ym. (1995) selittävät luurankolihasen vajaatoimintaa sillä, että ikääntyneillä ei vapautuisi niin paljoa kalsiumia solulimakalvostosta kuin nuorilla lihassupistuksen yhteydessä. Höök ym. (2001) havaitsivat lisäksi ikääntymiseen liittyvää hidastumista aktiinifilamenttien toiminnassa.

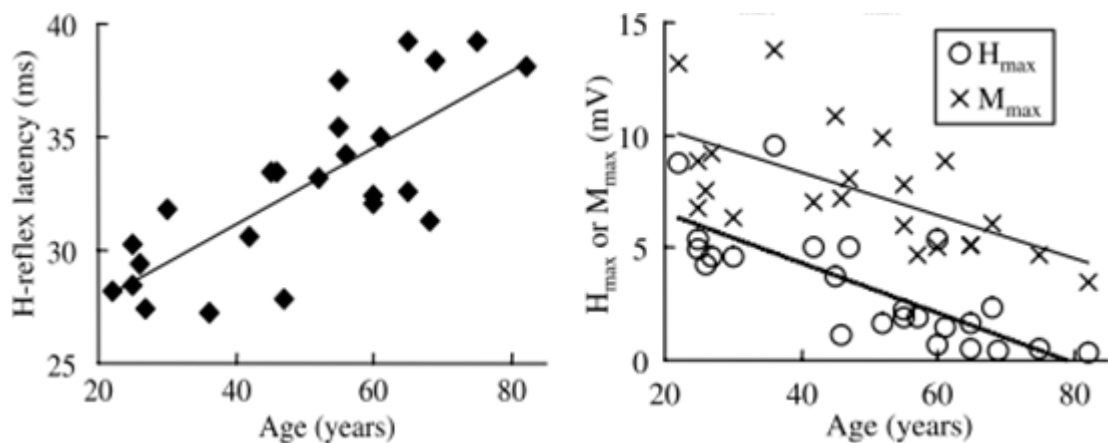


KUVA 7. Voimantuottonopeus (rate of torque development, RTD) 200 ms voimantuoton alusta. Kuvassa on esitetty ero nuorten (24.9 ± 3.0 vuotta), keski-ikäisten (50.6 ± 4.0 vuotta) ja ikääntyneiden (66.8 ± 4.5 vuotta) tutkittavien välillä. * Ikääntyneillä merkittävä ero sekä nuoriin että keski-ikäisiin verrattaessa. Katkoviiva tarkoittaa polven koukistajia ja jatkuvaviiva tarkoittaa polven ojentajia. (Thompson ym. 2013.)

Asennon muutoksen on todettu vaikuttavan H/M-suhteeseen sekä nuorilla ja ikääntyneillä mutta päinvastaisiin suuntiin. Nuorilla H/M-suhde oli suurempi makuu- kuin seisoma-asennossa ja ikääntyneillä päinvastoin. (Angulo-Kinzler ym. 1998.) Samoin Koceja ym. (1995) havaitsivat nuorilla suuremman H/M-suhteen makuu- kuin seisoma-asennossa mutta muutosta ei havaittu vanhoilla. Heidän mukaansa asennon vaihtumisen aiheuttamat muutokset H-refleksin amplitudissa ovat hyvin yksilöllisiä. H-refleksin amplitudin ja H/M-suhteen on havaittu olevan alhaisempaa ikääntyneillä levossa (Angulo-Kinzler ym. 1998; Kido ym. 2004; Koceja ym. 1995; Unhjem ym. 2016) ja lihastyön aikana (Angulo-Kinzler ym. 1998; Kallio ym. 2010; Unhjem ym. 2015; Unhjem ym. 2016). Kallio ym. (2010) havaitsivat, että H-refleksin amplitudi oli 9-69 % suurempi nuorilla riippuen lihastyötavasta ja aktiivisuustasosta. Lisäksi H-refleksin amplitudin on todettu olevan alempana ikääntyneillä verrattuna nuoriin kävelyn aikana vaikkakin H-refleksin modulointikuvio oli samanlainen kuin nuorilla (Chalmers & Knutzen 2000; Kido ym. 2004). Yksi asia minkä uskotaan vaikuttavan H-refleksin amplitudiin, on presynaptinen inhibitio. Ikääntyneet mahdollisesti myös käyttävät synergisti-lihaksia eri tavalla kuin nuoret. (Kallio ym. 2010.)

Myös M-aallon amplitudi laskee iän mukana (Hicks ym. 1992; Kido ym. 2004; Unhjem ym. 2015) mutta ei niin paljoa kuin H-refleksin. Tämä viittaa motoneuronien määrän

laskuun. (Kido ym. 2004.) Kuvassa 8 on esitetty H-refleksin ja M-aallon amplitudien muutos ikääntymisen myötä levossa. Hicksin ym. (1992) mukaan M-aallon amplitudin lasku saattaa johtua alentuneesta lihassolukalvon eksitaatiosta. Heidän mukaansa voimaharjoittelulla voidaan mahdollisesti parantaa lihaksen eksitabiliteettiä ikääntyneillä ihmisillä, joka parantaa solukalvon lepopotentiaalia. Toisaalta Kallio ym. (2012) eivät huomanneet M-aallon amplitudissa merkittävää eroa nuorien ja ikääntyneiden välillä maksimivoimantuoton (MVC) aikana. Sekä M-aallon (Kallio ym. 2012) että H-refleksin latenssin on todettu olevan pidempi kestoinen ikääntyneillä (Kido ym. 2004; Leonardo ym. 1997; Piirainen ym. 2013; Unhjem ym. 2015). H-refleksin latenssin kasvun on uskottu viittaavan motorisen kontrollin vähenemiseen (Leonardo ym. 1997). Kuvassa 8 on esitetty H-refleksin latenssin muutos ikääntymisen myötä levossa.



KUVA 8. Vasemmalla H-refleksin latenssin ja iän välinen suhde. Oikealla H-refleksin ja M-aallon amplitudien ja iän välinen riippuvuus. (Kido ym. 2004.)

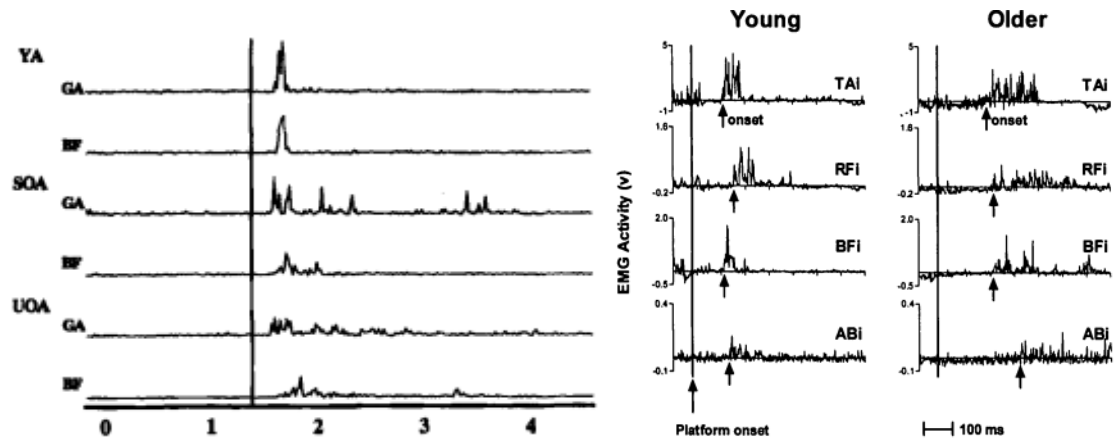
3.3 Ikääntymisen vaikutus tasapainokontrolliin

Yli 80 vuotiailla kaatumisesta aiheutuneiden vammojen määrän on laskettu kasvaneen 12 kertaiseksi vuosien 1970 ja 2009 välillä (Korhonen 2014). Osa kaatumisista johtaa kuolemaan. (Kannus ym. 1999.) Ikääntymisen aiheuttama heikentynyt tasapainokyky johtuu muutoksista sekä sensorisissa että motorisissa prosesseissa (Enoka 2008, 401). Huono tasapainon hallinta ja siitä aiheutunut kaatumisen pelko johtaa aktiivisuuden alenemiseen, joka puolestaan johtaa lihasvoiman laskuun. Lisäksi alhainen lihasvoima saattaa johtaa siihen, että esimerkiksi portaiden ylös kiipeäminen on lähellä ikääntyneen

maksimisuoritusta. Tällöin ikääntynyt alkaa välttää tämän kaltaisia arkipäivisiä tehtäviä, mikä lisää inaktiivisuutta. (Rantanen ym. 1999.) Tällaisella ikääntyneellä ei välttämättä olekaan kaatumishistoriaa, koska hänen liikkumisensa on niin vähäistä. Toisin sanoen se ettei henkilöllä ole kaatumishistoriaa ei välttämättä kerrokaan siitä, että hänellä olisi hyvä tasapaino. (Lin & Woollacott 2002.) Ikääntyneiden on havaittu pärjäävän nuoria huonommin sekä staattisessa että dynaamisessa tilanteessa mutta dynaamisessa tilanteessa ero on vielä suurempi (Baloh ym. 1994). Izquierdo ym. (1999) mukaan ikääntymisen aiheuttama asennon säätämisen nopeuden hidastuminen saattaa johtaa heikentyneeseen tasapainokykyyn.

3.3.1 Dynaaminen tilanne

Sekä hyvän että huonon tasapainon omaavilla ikääntyneillä on havaittu olevan viive lihasaktivaatiossa tasapainohäiriön tapahtuessa verrattuna nuoriin. (Lin & Woollacott 2002.) Viive on havaittu myös muissakin tutkimuksissa (Allum ym. 2002; Piirainen ym. 2013; Tang & Woollacott 1998; Tokuno ym. 2010). Linin ja Woollacottin (2002) mukaan lihasaktiivisuuden viivettä tärkeämpää on EMG aktiivisuuden voimakkuus. He havaitsivat EMG aktiivisuuden olevan nuorilla suurempaa heti häiriön jälkeen. Se myös laski takaisin perustasolle nopeammin kuin ikääntyneillä. Ikääntyneillä aktiivisuus on matalampaa alussa mutta se jatkuu pidempään kuin nuorilla. (Allum. ym 2002; Lin & Woollacott 2002; Tang & Woollacott 1998) Yksi syy myöhäisempään ja heikompaan venytysrefleksivasteeseen voi mahdollisesti olla lihassukkulan herkkyyden lasku ikääntymisen seurauksena (Miwa ym. 1995). Toisaalta ikääntyneiden heikompa venytysrefleksivastetta ei ole havaittu kaikissa tutkimuksissa. Esimerkiksi Piirainen ym. (2013) havaitsivat tasapainohäiriön jälkeen soleuksesta mitattujen SLR-amplitudien olevan samanlaiset nuorilla ja ikääntyneillä mutta ikääntyneillä soleuksen MLR- ja LLR-amplitudit olivat suuremmat. Kuvassa 9 on esitetty tasapainohäiriön jälkeen mitatut esimerkki lihasaktiivisuudet nuorilla ja ikääntyneillä. Lisäksi antagonistin ja agonistin välisen koaktivaation on havaittu olevan suurempaa ikääntyneillä tasapainohäiriön kohdalla. Tällä on vaikutusta heikompaan tasapainokontrolliin. (Tang & Woollacott 1998.)



KUVA 9. Vasemmalla esimerkkikuva lihasaktivaatiosta seurauksena taaksepäin aiheutettuun tasapainohäiriöön. Pystykursori kuvaa häiriön alkamisaikaa. GA = gastrocnemius; BF = biceps femoris; YA = nuoret; SOA = vakaat iäkkäät; UOA = epävakaat iäkkäät. (Lin & Woollacott 2002.) Oikealla esimerkkikuva lihasaktivaatiovasteesta kävelyn aikana aiheutettuun tasapainohäiriöön. Pystykursori kuvaa häiriön alkamisaikaa ja nuoli EMG-aktiivisuuden alkamisaikaa. TAI = tibialis anterior; RFI = rectus femoris; BFI = Biceps femoris; ABi = rectus abdominis. i tarkoittaa saman puolen lihasta jolle häiriökin on aiheutettu. (Tang & Woollacott 1998.)

Lihaskäytävyyden voimakkuudella ja reaktioajalla on suuri merkitys siihen mitä tasapainokontrollistategiaa kaatumisen estämiseksi käytetään (Izquierdo ym. 1999; Sturnieks ym. 2012). Esimerkiksi, kun kaatumisen estetään ottamatta askelia, niin nopea vaste on tärkeä. Ilman sitä COM ehtii liikkua liian kauas tukipinnasta (base of support, BOS) ja askel on lopulta pakko ottaa. Piirainen ym. (2013) havaitsivat ikääntyneillä olevan suurempi COP- käyrän siirtymä hitaan eteenpäin suuntautuvan tasapainohäiriön aikana mutta ei nopean häiriön kohdalla verrattuna nuoriin. Ikääntyneiden kynnyks ottaa askelia onkin selkeästi matalampi kuin nuorilla. (Sturnieks ym. 2012.) Ikääntyneiden on osoitettu ottavan askelia usein ennen kuin heidän todellisuudessa olisi pakko. Tämä viittaisi kongnitiivisiin tekijöihin ja siihen, että kontrollointistategia olisi valittu jo etukäteen. Stimulus suojaavan askeleen ottamiseen ei siis tulisi ainakaan täysin sensorisilta reseptoreilta. (Rogers ym. 2002.) Allum ym. (2002) havaitsivat ikääntyneiden kompensoivan myöhäisempää ja alhaisempaa lihasaktiivisuutta erilaisella tasapainokontrollistategialla nuoriin verrattuna. He havaitsivat ikääntyneiden jäykistävän kehoaan nuoria enemmän häiriön kohdalla. Myös tasapainottava käsien liike oli vastakkainen nuorilla ja ikääntyneillä. Myös Tang ja Woollacott (1998) huomasivat ikääntyneiden suuremman vartalojäykkyyden ja

suuremman käsien liikkeen tasapainohäiriön kohdalla. Heidän mukaansa ikääntyneet olivat myös epävakaampia häiriön jälkeen ja joutuivat ottamaan korjaavan askeleen alhaisemmalla häiriön voimakkuudella kuin nuoret. Korjaavan askeleen todettiin olevan nuoria lyhyempi. Tokuno ym. (2010) mukaan ikääntyneet luottavat enemmän lantio- kuin nilkkastrategiaan häiriön kohdalla. Taaksepäin suutautuvan häiriön kohdalla heidän nilkkansa dorsifleksio oli nuoria pienempi mutta sen sijaan he koukistivat enemmän polviaan ja lonkkaansa. Tasapainostrategian muuttumisen lisäksi ikääntyminen saattaa johtaa heikompaan häiriötilanteen tunnistamiseen ja asennon säätämisen nopeuden hidastumiseen (Izquierdo ym. 1999). Piirainen ym. (2010) tutkivat dynaamisissa testeissään huojunnan määrä tasapainohäiriön jälkeen. He totesivat ikääntyneiden huojunnan olevan suurempaa verrattuna nuoriin.

3.3.2 Staattinen tilanne

Amiridis ym. (2003) havaitsivat lantionlihasten aktiivisuuden kasvavan ikääntyneillä staattisen tasapainotestin hankaloituessa, kun nuorilla aktiivisuus lisääntyi vain nilkkaa ympäröivissä lihaksissa. Lisäksi huojunnan määrä lisääntyi testin hankaloituessa enemmän ikääntyneillä kuin nuorilla. Myös Laughton ym. (2003) havaitsivat staattisen tasapainotestin yhteydessä ikääntyneillä suurempaa huojuntaa sekä anteroposterior että mediolateraalaisella tasolla. Lisäksi he havaitsivat suuremman EMG-aktiivisuuden jalkojen lihaksissa ikääntyneillä ja totesivat sen korreloivan hyvin huojunnan kanssa. Voimakkaampi huojunta on havaittu staattisessa tilanteessa sekä silmät kiinni että auki (Baloh ym. 1994). Toisaalta Piirainen ym (2010) eivät havainneet huojunnan määrässä merkittävää ero nuorien ja ikääntyneiden välillä. Lisäksi agonistin ja antagonistin välillä on havaittu suurempi koaktivaation ikääntyneillä kuin nuorilla staattisessa tasapainotestissä (Laughton ym. 2003).

4 VOIMAHARJOITTELU

Lihaksen tuottaman voiman määrää voidaan säädellä niin, että pienimmän ja suurimman tuotetun voiman ero voi olla jopa kymmentuhatkertainen (Clamann 1993). Tuotetun voiman määrä riippuukin siitä kuinka moni motoneuron aktivoituu samaan aikaan ja mikä niiden syttymistiheys on (Adrian & Bronk 1929; Clamann 1993). Henneman ym. (1965) mukaan alfa-motoneuronit aktivoituvat koon mukaisessa järjestyksessä. Ensin aktivoituvat siis pienet ja hitaat motoriset yksiköt ja sen suuremmat ja nopeammat yksiköt. De Luca & Mambrito (1987) havaitsivat, että voiman laskiessa järjestyksen olevan käänteinen niin, että ensin deaktivoituvat suuret ja nopeat motoriset yksiköt ja myöhemmin pienet ja hitaat yksiköt.

Raskas voimaharjoittelu on yksi eniten käytetty fyysisen suorituskyvyn paranemiseen tähtäävä harjoitusmuoto. Sitä on käytetty parantamaan urheilijan suoritusta, lisäämään lihaksiston terveyttä ja muuttamaan kehon estetiikkaa. Sen krooniset vaikutukset johtavat sekä neurologisiin (hermostolliset) että morfologisiin (rakenteelliset) muutoksiin. (Folland & Williams 2007.) Voimaharjoittelussa vaihdellaan sarjojen määrää, lepotauon pituutta, harjoituksia, intensiteettiä ja kuormaa. Näillä muutoksilla saadaan aikaan erilainen harjoitusstimulus ja kuormitus lihakselle. Erilainen harjoitusstimulus aiheuttaa erilaisen adaptoitumisen lihakselle. (Campos ym. 2002.) Voimaharjoitus aiheuttaa aina akuutin väsymystilan ja suorituskyvyn hetkellisen laskun. Elimistö pyrkii kuitenkin adaptoitumaan tähän uuteen tilaan. Pääasiassa tämä tapahtuu harjoituksen jälkeisessä levossa, joka johtaa optimaalisissa oloissa superkompensatioon eli suorituskyvyn kuten hermo-lihasjärjestelmän voimantuoton kasvuun. (Häkkinen 1990, 54.)

Häkkinen (1990) jaottelee voiman hermo-lihasjärjestelmän motoristen yksiköiden rekrytoinnin määrän ja tavan sekä energiantuottovaatimusten mukaan maksimi-, nopeus- ja kestovoima-ominaisuuksiin. Maksimivoima tarkoittaa sitä, että lihasjännitystaso nousee maksimaaliseksi ja tästä syystä voimantuottoaika muodostuu suhteellisen pitkäksi. Nopeusvoimasta on kyse silloin, kun voimantuottoaika on lyhyt mutta voimantuottonopeus on suuri. Kestovoimassa haluttu voimataso ylläpidetään

suhteellisen pitkään. (Häkkinen 1990, 41.) Voimaharjoituksen kokonaiskuormitukseen vaikuttaa kaksi tekijää: määrä ja intensiteetti. Intensiteetti määritetään yleensä laskemalla kuorman suuruus prosenttina ykkösmaksimista. Määrä voidaan laskea nostoaikana, harjoitusaikana ja harjoituskertoina. (Mero ym. 2004, 265.) Yleensä se kuitenkin määritetään kilomäärinä ja nostokertoimina (toisto x sarjat x kilot) (Kraemer & Häkkinen 2002). Taulukossa 1 on esitetty voimaharjoittelussa käytettävien kuormien ja sarjaa kohti suoritettavien toistojen ohjeelliset määrät.

TAULUKKO 1. Ohjeelliset voimaharjoittelussa käytettävät kuormat ja toistot (Häkkinen 1990, 203).

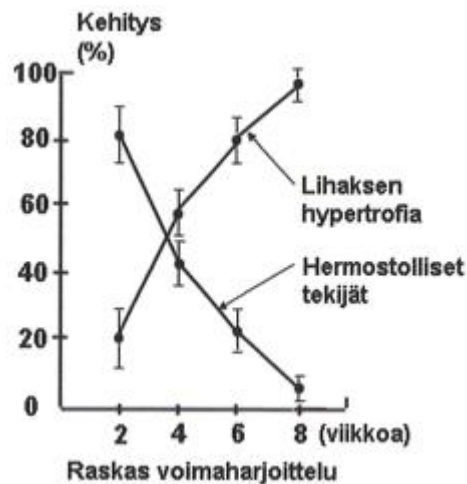
	KESTOVOIMA		MAKSIMIVOIMA			NOPEUSVOIMA	
	Aero- binen painotus	Anaero- binen painotus	Hyper- trofinen painotus	Hyper- trofis- hermos- tollinen	Hermos- tollinen painotus	Hermos- tollis- hyper- trofinen	Hermos- tollinen painotus
Kuorma (%)	0–30	20–60	60–80	70–90	90–100	30–80	30–60
Toistot/ sarja	30–	10–30	6–12	3–6	1–3	1–10	1–10

Hermostollisessa maksimivoimaharjoittelussa käytetään kuormia, jotka ovat 80-100 % tasolla 1 RM:stä. Toistojen määrä sarjaa kohti on vain 1-3 kpl. Maksimivoimaa voidaankin tällöin kehittää pääasiassa vain hermostovaikutusten kautta, joka johtaa suhteellisen voiman kasvuun pitkällä aikavälillä. Hypertrofisessa maksimivoimaharjoittelussa käytetään submaksimaalisia vastuksia, jotka ovat noin 60-80 % tasolla 1 RM:stä. Jokaisessa sarjassa tehdään useita toistoja maksimitoistoperiaatteella uupumukseen asti. Sarjapalautukset pidetään suhteellisen lyhyinä. (Häkkinen 1990, 69-72.) Toistoja tehdään perinteisesti 6-12 kpl. Tällainen harjoittelu nostaa veren laktaattipitoisuutta ja aiheuttaa akuutin hormoonivasteen. (Kraemer & Häkkinen 2002, 22.) Nopeusvoimaharjoituksessa kuorma valitaan yleensä alueelta 0-85 % yhden toiston maksimista (1 RM) (Häkkinen 1990, 203). Siinä käytetään nopeaa tai maksimaalisen nopeaa liikenopeutta jokaisella toistolla. Nopeusvoimaharjoittelun akuutit vaikutukset näkyvät hermoston väsymisenä. Se ei juurikaan nosta laktaattitasoja. (Kraemer & Häkkinen 2002, 23.) Kestovoimassa voimaa tuotetaan pitkäkestoisesti noin 20 sekunnista useisiin minuutteihin. Energiaa tuotetaan

joko aerobisesti tai anaerobisesti vastuksen ollessa yleensä 0-60 % tasolla 1 RM:stä. Energiantuottotavasta riippuukin kohdistuvatko harjoitusvaikutukset hermolihasjärjestelmään vai aineenvaihduntaan. (Mero ym. 1997, 147-156.)

4.1 Hermostolliset vaikutukset

Kuvassa 10 on esitetty hermostollisten ja hypertrofisten tekijöiden keskinäinen osuus 8 viikon mittaisen voimaharjoitusjakson aikana aloittelijoilla. Alkuvaiheessa tapahtuva voiman lisäys johtuukin pääasiassa hermostollisista muutoksista. 3-5 viikon jälkeen kuitenkin hypertrofiset tekijät alkavat dominoida, jonka jälkeen voiman lisäys johtuu pääasiassa lihaksen poikkipinta-alan kasvusta. (Moritani & DeVries 1979.) Voimaharjoittelun tulisi siis jatkua useita viikkoja, jotta rakenteellisia muutoksia ehtisi tapahtua. Alkuvaiheessa hypertrofiaa ei merkittävästi vielä tapahdu. (Häkkinen 1990, 56.)



KUVA 10. Hermostollisten ja hypertrofisten tekijöiden keskinäinen osuus voimaharjoittelujakson alussa aloittelijoilla (Moritanin ja DeVriesin kuva, 1979 kirjasta Mero ym. 2004).

Voimaharjoittelussa tyypillisesti käytetään sekä nopeita että hitaita motorisia yksiköitä. Näin kunkin lihaksen lihassolujakauma määrittelee minkälaiset lihaksen voima-, nopeus-, teho- ja kestävyysominaisuudet ovat. Hermostollisia vaikutuksia pystytään tutkimaan elektromyografialla (EMG) pintaelektrodien avulla. EMG:llä voidaan mitata motoristen yksiköiden aktiivisuutta kaikilla lihastyötavoilla. Pidemmällä aikavälissä

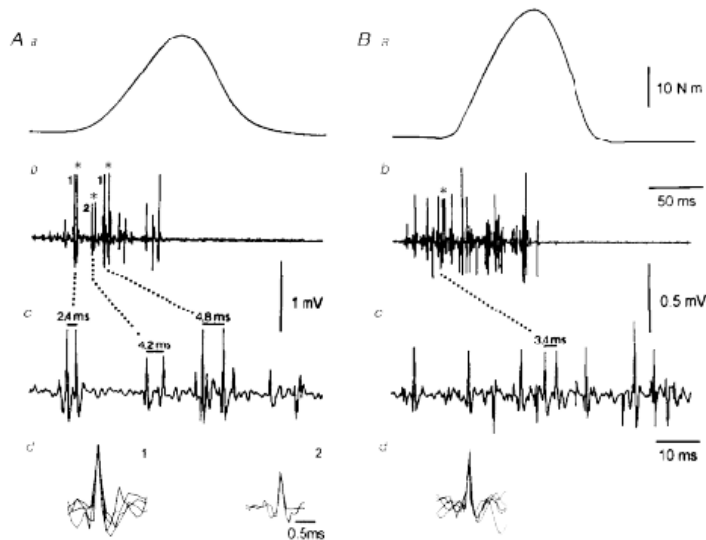
harjoittelun aiheuttamia muutoksia voidaan mitata EMG:n avulla. (Kraemer & Häkkinen 2002, 11-24.) Harjoittelun aiheuttamia muutoksia ovat: a) agonistin motoristen yksiköiden syttymistiheyden tehostuminen (Patten & Kamen 2000; Kamen & Knight 2004) b) rekrytointikynnyksen madaltuminen (Patten & Kamen 2000) c) antagonistin koaktivaation lasku (Carolan & Carafelli 1992; Häkkinen ym. 1998; Patten & Kamen 2000) d) liikkeen vakaampi koordinaatio (Carroll ym. 2001) e) voiman vakauden paraneminen (Patten & Kamen 2000) f) agonistin taloudellisuuden paraneminen (Häkkinen & Komi 1983b; Komi ym. 1978; Laidlow ym. 1999) g) voimantuottonopeuden paraneminen (Unhjem ym. 2015; Vangsgaard ym. 2004) h) synergistien aktiivisuuden nousu (Cronin ym. 2002) i) motoristen yksiköiden tuplasyttymisten määrän nousu (Van Cutsem ym. 1998).

4.1.1 Vaikutukset lihasaktiivisuuteen, voimantuottonopeuteen, taloudellisuuteen

Agonistin EMG-aktiivisuuden nousun voimaharjoittelun seurauksena aiheuttaa motoristen yksikköjen rekrytoinnin tai syttymistiheyden tehostuminen (Kraemer & Häkkinen 2002, 24). Agonistin EMG-aktiivisuuden kasvu on osoitettu tutkimuksissa (Häkkinen & Komi 1983a; Komi ym.1978). Lisäksi Komi ym. (1978) osoitti agonistin toimivan taloudellisemmin submaksimaalisilla kuormilla isometrisen voimaharjoittelun seurauksena, kun sen lihasaktiivisuus samalla kuormalla oli matalampaa kuin ennen harjoitusjaksoa. Taloudellisuuden parantuminen huomattiin myös toisissa tutkimuksissa (Häkkinen & Komi 1983b; Laidlow ym. 1999). Lisäksi voimaharjoittelun on todettu parantavan voimantuoton vakautta eksentrisessä ja konsentrisessä tilanteessa ikääntyneillä (Laidlow ym. 1999). Hermoston toiminnan tehostuminen aiheuttaa myös agonistin ja antagonistin välisen koaktivaation laskua (Carolan & Carafelli 1992; Häkkinen ym. 1998).

Voimantuottonopeuden on havaittu paranevan sekä eksentrisen (Vangsgaard ym. 2004) että perinteisen (Unhjem ym. 2015) harjoittelun seurauksena. Fielding ym. (2002) totesivat suurella nopeudella tehdyn voimaharjoittelun kehittävän enemmän maksimaalista tehontuottoa (peak muscle power) kuin hitaalla nopeudella toteutetun harjoittelun. Toisaalta Henwood ym. (2008) eivät havainneet merkittävää eroa

tehontuottonopeuteen suurella nopeudella ja vakionopeudella suoritettujen harjoitusjaksojen jälkeen. Van Cutsem ym. (1998) havaitsivat motoristen yksiköiden tuplasyttymisten määrän nousevan dynaamisen nopeusvoimaharjoittelun seurauksena. Tuplasyttymiset tapahtuivat kuvan 11 mukaan, 2-5 ms välein. Bawa ja Calancie (1983) uskovat harjoittelun aiheuttavan typlasyttymisiä sellaisissa motorisissa yksiköissä, joiden syttymistiheys on korkeampi.



KUVA 3. Esimerkkikuva yhden motorisen yksikön tuplasyttymisistä ballistisen lihassupistuksen aikana dynaamisen harjoituksen jälkeen. * tuplasyttymiset kuvassa. Kuvassa on esitetty a) mekaanisen voimantuoton kuvaaja b) intramuskulaarinen EMG-kuvaaja c) sama kuvaaja hitaammalla nopeudella d) tuplasyttymiset näkyvät päällekkäin laajennetussa kuvassa. (Van Cutsem ym. 1998.)

4.1.2 Vaikutukset refleksivasteisiin

Sekä nopeusvoimaharjoittelun että maksimivoimaharjoittelun on todettu laskevan patellan jännerefleksin EMG-amplitudia, kun refleksin latenssissa ei huomattu muutosta harjoitusjakson jälkeen (Häkkinen & Komi 1986). Samaan tulokseen päädyttiin pelkän maksimivoimaharjoitusjakson jälkeen (Häkkinen & Komi 1983b). Piirainen ym. (2014) havaitsivat nopeusvoimaharjoittelun aiheuttavan H/M-suhteen laskun. He eivät huomanneet samaa laskua plyometrisen harjoittelun seurauksena. Heidän mukaan plyometrinen harjoittelu tehostaisi erityisesti venytysrefleksin vastetta. Häkkisen ja Komin (1983b) mukaan refleksin EMG-amplitudin lasku viittaa lihassukkulan herkkyyden muutokseen. Lisäksi he totesivat EMG:n laskun ja voiman nousun

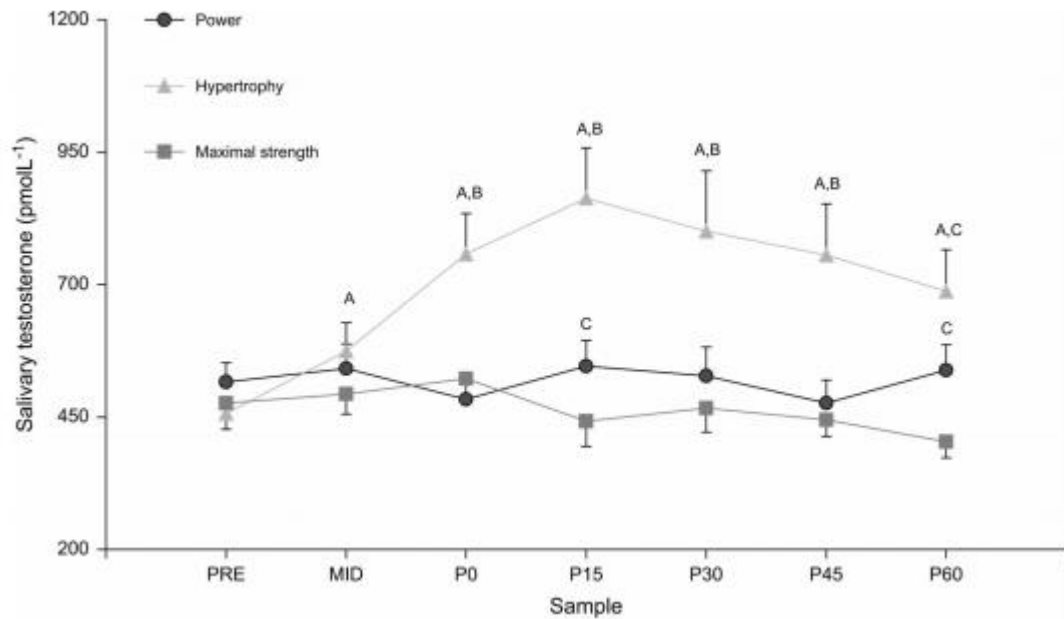
aiheuttaneen refleksin ja tahdonalaisen supistuksen EMG/voima-suhteen laskun, jonka he olettivat johtuvan yksittäisten lihassyiden mekaanisen vasteen paranemisesta. Vangsgaard ym. (2014) eivät havainneet muutosta M-aallon amplitudissa viiden viikon eksentrisen voimaharjoitusjakson jälkeen mutta he totesivat H-refleksin ja sitä kautta myös H/M-suhteen kasvaneen. H/M-suhteen muutosta voimaharjoittelun seurauksena levossa ei ole havaittu kaikissa tutkimuksissa (Aagaard ym. 2002; Del Balso & Cafarelli 2007; Fimland ym. 2009). Tosin Aagaard ym. (2002) havaitsivat H/M-suhteen kasvaneen MVC:n aikana lähes 20 %. Pierrot-Deseillignyn ja Mazevetin (2000) mukaan H-refleksi ja M-aalto rekrytoivat eri motoriset yksiköt, Hennemanin ym. (1965) kokoperiaatteen mukaan. H-refleksivasteessa näkyvät pääasiassa pienten ja hitaiden motoristen yksiköiden syttyminen, kun M-aallon kohdalla syttyvät kaikki motoriset yksiköt. (Pierrot-Deseilligny & Mazevet 2000.) Tämä näkyy niin, että H/M-suhde on matalampi nopeusvoimalajien kuin kestävyyslajien urheilijoilla. Tämä tarkoittaisi sitä, että kestävyysurheilija rekrytoisi refleksivasteeseen enemmän I-tyyppin motorisia yksiköitä kuin nopeusvoimalajien edustajat. Lisäksi ero saattaa selittyä sillä, että nopeusvoimaharjoittelu nostaa voimantuottoa kaikissa motorisissa yksiköissä ja näin kompensoi huonompaa tehokkuutta refleksivasteen välittämisessä Ia-afferenttia ja alfamotoneuronia pitkin. Kestävyysurheilijoilla refleksivaste oli suurempi mikä viittaa suurempaan motoneuronaltaan refleksiäksitabiliteettiin. (Maffiuletti ym. 2001.)

4.2 Rakenteelliset vaikutukset

Proteiinisynteesin ylittäessä proteiinien hajotuksen, alkaa ilmetä lihaksen hypertrofiaa (Schoenfeld 2010). Sitä ilmenee hyvin lineaarisesti ensimmäisen 6 kuukauden aikana voimaharjoittelun alettua. Tämä poikkipinta-alan kasvu johtuu yksittäisten lihassyiden myofibrillien kasvusta ja lisääntymisestä. Lihassyiden lukumäärän kasvuun (hyperplasia) voimaharjoittelulla ei ole suurta vaikutusta. (Folland & Williams 2007.) Lihaksen hypertrofiassa tapahtuu myös sarkomeerien lukumäärän kasvua. Uudet sarkomeerit kytkeytyvät joko rinnan tai sarjaan. (Schoenfeld 2010.) Lihassolujen kasvua ilmenee selektiivisesti sekä I- että II-tyyppin lihassoluissa (Frontera ym. 1988; Hikida ym. 2000; Häkkinen ym. 2002; Häkkinen ym. 2001). Kasvua tapahtuu yleensä enemmän II-tyyppin lihassoluissa kuin I-tyyppin (Folland & Williams 2007). Tosin kasvu vaatii useita viikkoja kestävän harjoitusjakson, koska alkuvaiheessa harjoittelun

vaikutukset kohdistuvat pääasiassa neuraaliselle puolelle ja hypertrofia on vielä vähäistä (Moritani & DeVries 1979). Osa lihasten poikkipinta-alan kasvusta selittyy solun sisäisen nesteen lisääntymisestä (sarkoplasmaattinen hypertrofia). Tämä kasvu on niin sanottua ei-toiminnallista kasvua. (Schoenfeld 2010.) Raskaan voimaharjoittelun aiheuttama lihaksen poikkipinta-alan kasvu johtaa lihaksen voimantuoton nousuun (Aagaard ym. 2002). Ikai ja Fukunaga (1968) havaitsivat kyynervarren koukistajalihaksen poikkipinta-alalla ja maksimaalisen isometrisen voiman välillä olevan selkeä yhteys iästä tai sukupuolesta riippumatta.

Lihaksen hypertrofia muuttaa sen arkkitehtuuria niin, että tapahtuu lihassykimppujen (fasikkelien) pitenemistä, joka johtaa lihassyiden pennaatiokulman kasvuun (Seynes ym. 2007). Aagaard ym. (2001) mukaan pennaatiokulman kasvu johtaa lihaksen fysiologisen poikkipinta-alan kasvuun ja siksi maksimaalinen voimantuottokyky kasvaa merkittävästi enemmän kuin anatominen poikkipinta-ala ja tilavuus. On myös esitetty, että pennaatiokulman kasvun takia lihassyyt tuottaisivat voimaa optimaalisemmin eri pituuksilla ja supistumisnopeuksilla (Blazevich ym. 2007). Hormonien vaikutus hypertrofiaan on merkittävä ja akuutissa hormonaalisessa vasteessa onkin havaittu ero sukupuolien välillä. Raskaan voimaharjoituksen jälkeen seerumin testosterinipitoisuuden on havaittu olevan selvästi suurempi miehillä kuin naisilla harjoitusvasteen seurauksena. (Weiss ym. 1983.) Schoenfeldin (2010) mukaan hypertrofian kannalta tutkituimmat hormonit ovat testosteroni, kasvuhormoni ja IGF-1. Hypertrofisen voimaharjoittelun on todettu nostavan akuutisti testosteronitasoja enemmän kuin nopeus- tai maksimivoimaharjoittelun kuten kuvasta 12 nähdään. Akuutilla hormonivasteella uskotaankin olevan erittäin merkittävä vaikutus lihaksen kasvulle. (Crewther ym. 2008.)



KUVA 12. Syljen testosteroni pitoisuus nopeus-, maksimi- ja hypertrofista voimaharjoitusta ennen, aikana ja jälkeen. A= merkittävä ero ennen ja jälkeen harjoituksen, B=merkittävä ero maksimi- ja nopeusvoiman välillä. C = merkittävä ero maksimivoimaharjoitukseen verrattuna. PRE= ennen harjoitusta, MID= kesken harjoituksen ja P0-P60 = 0-60 minuuttia harjoituksen päätyttyä. (Crewther ym. 2008.)

4.3 Voimaharjoittelu adaptaatio ikääntyneillä

4.3.1 Voima ja lihas

Frontera ym. (1988) totesivat 12 viikon jalkojen voimaharjoittelujakson kehittävän iäkkäiden miesten polven fleksion voimatasoja 227 %, kun voimaharjoittelua tehtiin 80 % 1 RM vastuksilla. Vastaavasti polven ekstension voimatasot paranivat 107 %. Quadriceps femoriksen koko kasvoi 9,8 % oikeassa jalassa ja 11,4 % vasemmassa. Vastus lateraliksen lihassolujen koon kasvu oli lähes samanlaista sekä tyypin I (33,5 %) että tyypin II (27,6 %) soluilla. Vastaavanlaisiin tuloksiin päädyttiin myös Hagerman ym. (2000) tekemässä 16 viikon voimaharjoittelututkimuksessa ikääntyneille miehille. Harjoittelu toteutettiin 85-90 % 1 RM vastuksilla. Tutkittavien 1 RM tulokset paranivat 50,4 % polven ekstensiossa, 72,3 % kahden jalan jalkaprässissä ja 83,5 % puolikykyssä. Ikääntyneiden naisten osalta 21 viikon progressiivinen voimaharjoitusjakso 40-80 % 1 RM vastuksilla paransi maksimivoimatasoja 29 % polven ojennuksen 1 RM mittauksessa. Quadriceps femoriksen poikkipinta-ala kasvoi

7,5 %. Lihassolujen (I, Iia ja Iib) poikkipinta-ala kasvoi 22-36 %. (Häkkinen ym. 2001.) Sekä iäkkäillä miehillä että naisilla suoritetussa 24 viikon voimaharjoitusjaksossa havaittiin kyykyn 1 RM parantuneen naisilla 26 % ja miehillä 35 %. Miehillä solujen poikkipinta-ala kasvoi I, Iia ja Iib solutyypeillä. Naisilla pinta-ala kasvoi I ja Iia solutyypeillä mutta Iib muutos ei ollut merkittävä. Sekä miehillä että naisilla I-tyyppin solujen prosentuaalinen osuus pysyi muuttumattomana, kun Iia-tyyppin solujen osuus kasvoi ja Iib-tyyppin osuus laski. (Häkkinen ym. 2002.)

4.3.2 Refleksit

Unhjem ym. (2016) tutkivat elinikäisen voimaharjoittelun vaikutuksia ikääntyneillä. He havaitsivat, että koko ikänsä voimannostoa/painonnostoa harrastaneiden ja siinä edelleen kilpailevien miesten H-refleksin latenssi oli lyhyempi kuin saman ikäisillä voimaharjoittelua harrastamattomilla miehillä. Nuoriin verrattuna latenssi oli kuitenkin pidempi. H/M-suhteessa levossa tai MVC:n aikana ei ollut eroa ikääntyneiden välillä voimaharjoittelusta huolimatta. Scaglioni ym. (2002) eivät huomanneet muutosta 16 viikon progressiivisen voimaharjoitusjakson jälkeen ikääntyneillä tutkittavilla H/M-suhteessa levossa mitattuna. Unhjem ym. (2015) tulivat samaan tulokseen 8 viikon maksimivoimaharjoitusjakson (75-80 % kuormat 1 RM) jälkeen mitattaessa levossa. Toisaalta Piirainen ym. (2014) totesivat H/M-suhteen laskeneen nopeusvoima- mutta ei plyometrisen harjoittelun seurauksena ikääntyneillä liikkeen aikana mitattuna. Unhjem ym. (2015) mukaan raskaalla voimaharjoittelulla voidaan parantaa ikääntyneiden hermoston supraspinaalista toimintaa.

4.3.3 Tasapaino

Tutkimustulokset voimaharjoittelun vaikutuksista ikääntyneiden tasapaino-ominaisuuksiin ovat ristiriitaisia. Maksimivoimaharjoittelusta ikääntyneillä löytyy näyttöä, jonka mukaan harjoitusjakso parantaisi tasapainokykyä (Hess & Woollacott 2005; Topp ym. 1993; Wolfson ym. 1996). Samoin staattisessa tilanteessa huojunnan määrän on havaittu vähentyneen ikääntyneillä useissa staattisen tasapainon tutkimuksissa (Liu-Ambrose ym 2004; Ni ym. 2016; Messier ym. 2000) mutta ei kaikissa (Alfieri ym. 2012). Latham ym. (2004) tekemän meta-analyysin mukaan

progressiivisesta voimaharjoittelusta ei ole selkeää näyttöä tasapainon paranemiseen. Myöskään Muehlbauer ym. (2012) eivät löytäneet juuri mitään korrelaatiota voiman, tehon ja tasapainon väliltä. Orr ym. (2008) tekemän meta-analyysin mukaan tutkimustulokset pelkän progressiivisen voimaharjoituksen hyödyistä ikääntyneiden tasapainokykyyn eivät ole riittävän johdonmukaisia. Heidän mukaansa vain 22 % tutkimuksista osoittaa, että ainoa tasapainokykyä kehittänyt tekijä olisi ollut progressiivinen voimaharjoittelu. LaStayo ym. (2003) havaitsivat alaraajojen eksentrisen harjoittelun parantavan tasapainokykyä ja pienentävän kaatumisriskiä ikääntyneillä, kun vastaavasti perinteistä maksimivoimatreeniä tehneillä arvot pysyivät muuttumattomina. Nopeusvoimaharjoittelun hyödyistä ikääntyneiden dynaamisiin tasapaino-ominaisuuksiin sen sijaan on näyttöä varsinkin suurella nopeudella ja matalilla vastuksilla toteutettuna (Orr ym. 2006). Myös Piirainen ym. (2014) havaitsivat pneumaattisilla laitteilla suoritettun nopeusvoimaharjoittelun ja plyometrisen harjoittelun kehittävän dynaamista tasapainokontrollia. Heidän mukaansa nopeusvoimaharjoittelu kehittää keskushermoston aktiivisuutta joka näkyy lihasaktiivisuuden nousuna MVC:n aikana. Plyometrinen harjoittelu taas ei aiheuta muutosta lihasaktiivisuudessa, joten se todennäköisesti vaikuttaa enemmän venytysrefleksilooppiin tehostaen sen toimintaa. Lisäksi Miszko ym. (2003) mukaan nopeusvoimaharjoittelulla on positiivisempia vaikutuksia ikääntyneiden toiminnallisiin ominaisuuksiin kuten tasapainoon ja koordinaatioon kuin perinteisellä progressiivisellä voimaharjoittelulla.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMA

Tämän Pro Gradu –tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää onko progressiivisella voimaharjoittelulla johon on yhdistetty nopeusvoimaharjoitteita positiivisia vaikutuksia ikääntymisestä johtuvaan voimatasojen laskuun ja siitä aiheutuvaan tasapainokyvyn alenemiseen. Tutkimuksessa mitattiin 14 viikon voimaharjoitusjakson kroonisia vaikutuksia voimantuotto-ominaisuuksiin, refleksivasteisiin ja tasapainokykyyn. Mittaustulosten vertailu suoritettiin ikääntyneiden ja nuorten tutkittavien välillä. Tutkimus oli osa Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen suurempaa tutkimusprojektia.

5.1 Tutkimuskysymykset

- (1) Parantaako voimaharjoittelu tasapainokykyä ja onko muutoksessa eroja nuorien ja ikääntyneiden välillä?
- (2) Tapahtuuko soleuksen venytysrefleksivasteessa muutoksia (latenssi ja voimakkuus) voimaharjoittelun seurauksena nuorilla tai ikäänteillä ja onko muutoksessa eroja nuorien ja ikääntyneiden välillä?
- (3) Johtuuko mahdollinen tasapainokyvyn paraneminen maksimi- tai räjähtävän voiman kasvusta vai venytysrefleksivasteen muutoksista?

5.2 Tutkimushypoteesit

- (1) Maksimivoimaharjoitusjakson hyödyistä tasapainokykyyn löytyy näyttöä (Hess & Woollacott 2005; Topp ym. 1993; Wolfson ym. 1996). Toisaalta Latham ym. (2004) ja Orrin ym. (2008) meta-analyysien mukaan, on vain vähän näyttöä pelkän progressiivisen voimaharjoittelun hyödyistä tasapainokykyyn. Pelkän voimaharjoittelun ei siis voida odottaa parantavan tasapaino-ominaisuuksia.
- (2) Ikääntyneillä on havaittu olevan viive venytysrefleksissä tasapainohäiriön tapahtuessa verrattuna nuoriin. (Allum ym. 2002; Lin & Woollacott 2002; Piirainen ym. 2013; Tang & Woollacott 1998; Tokuno ym. 2010). Ikääntyneillä

EMG-aktiivisuus on matalampaa alussa mutta se jatkuu pidempään kuin nuorilla tasapainohäiriön jälkeen (Allum ym. 2002; Lin & Woollacott 2002; Tang & Woollacott 1998). Pitkään voimaharjoittelua harrastaneilla ikääntyneillä on todettu olevan lyhyempi H-refleksin latenssi verrattuna harjoittelemattomiin (Unhjem ym. 2016). Lyhyen voimaharjoitusjakson aikana ei ole havaittu muutosta ikääntyneillä tutkittavilla H/M-suhteessa (Scaglioni ym. 2002; Unhjem ym. 2015). Toisaalta Piirainen ym. (2014) totesivat H/M-suhteen laskeneen nopeusvoimaharjoittelujakson seurauksena. Ikääntyneillä voidaan siis olettaa olevan pidempi ja hitaampi vaste tasapainohäiriöön. Levossa mitatuissa H/M-suhteessa saattaa tulla laskua nopeusvoimaharjoittelun seurauksena. Latensseissa tuskin tulee muutosta harjoitusjakson lyhyiden takia.

- (3) Voimantuottonopeuden on havaittu hidastuvan ikääntymisen seurauksena (Izquierdo ym. 1999; Thompson ym. 2013; Unhjem ym. 2015). Nimenomaan nopeusvoimaharjoittelun hyödyistä tasapainokykyyn on näyttöä (Miszko ym. 2003; Orr ym. 2006; Piirainen ym. 2014). Vastaavasti progressiivisesta voimaharjoittelusta oleva näyttö on ristiriitaista (Latham ym. 2004; Orrin ym. 2008). Koska nopeusvoimaharjoittelulla pyritään kehittämään nimenomaan voimantuottonopeutta voidaan olettaa, että voimantuottonopeuden kehittyminen johtaisi parantuneisiin tasapaino-ominaisuuksiin dynaamisessa tilanteessa.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Tutkittavat

Tutkittaviksi rekrytoitiin 18-30 ja 65-75 vuotiaita miehiä ja naisia Jyväskylän seudulta. Rekrytointi toteutettiin lehti-, internet- ja sähköposti-ilmoitusten avulla. Tutkittavilla ei saanut olla aikaisempaa kuntosaliharjoittelutaustaa ja heidän tuli olla oireettomia fyysisestä aktiivisuudesta vähintään puolen vuoden ajalta. Kestävyysharjoittelua tutkittavat olivat saaneet tehdä korkeintaan 3 h/viikossa. Lisäksi heidän tuli olla tupakoimattomia ja painoindeksin (BMI) tuli olla alle 37 kg/m². Tutkittavien tuli pystyä sitoutumaan säännölliseen harjoitteluun neljän kuukauden mittaisen tutkimusjakson ajaksi ja olemaan joustavia tutkimuksen aikataulujen kanssa. Ennen tutkimukseen valitsemista ikääntyneille tutkittaville suoritettiin lääkärin tekemä perusterveystarkastus, joka sisälsi mm. EKG:n, liikkuvuustestit ja terveystietojen läpikäynnin. Tutkittavat perehdytettiin huolellisesti tutkimusasetelmaan, mittaustilanteisiin ja harjoitusjaksoon tutkimushenkilökunnan johdosta. Heille kerrottiin mahdolliset hyödyt ja riskit sekä epämuokavuudet joita tutkimukseen osallistumisesta aiheutuisi. Heille kerrottiin, että he saavat tietoa omasta terveydentilastaan, kehonkoostumuksestaan ja fyysisestä kunnostaan. Tutkimukseen osallistuttiin vapaaehtoisesti ja siihen valittujen tuli allekirjoittaa suostumuslomake. Harjoitusjakson alussa he saivat harjoitusohjelman sekä ravitsemus- ja lihahuolto-ohjeita. He eivät kuitenkaan noudattaneet mitään suunniteltua ruokavaliota. Tutkimuksella on Jyväskylän yliopiston eettisen toimikunnan hyväksyntä. Tutkimus toteutettiin Helsingin julistuksen mukaisesti.

Tähän pro gradu tutkimukseen osallistui yhteensä 15 tutkittavaa. Heidät jaettiin iän perusteella ikääntyneiden (3 naista ja 4 miestä) ja nuorten (5 naista ja 3 miestä) ryhmiin. Ikääntyneistä 4 (2 naista ja 2 miestä) ja nuorista 8 (5 naista ja 3 miestä) suoritti tutkimuksen loppuun asti. Tutkimuksen kesken jätti yhteensä 3 tutkittavaa. Keskeyttämisen syinä olivat harjoituksissa aiheutuneet loukkaantumiset, terveydelliset ja henkilökohtaiset syyt. Tutkittavien ikä, pituus, paino ja painoindeksi (BMI) on esitetty taulukossa 2. Pituudessa, painossa tai BMI:ssä ei ollut tilastollisesti merkittävää eroa ryhmien välillä.

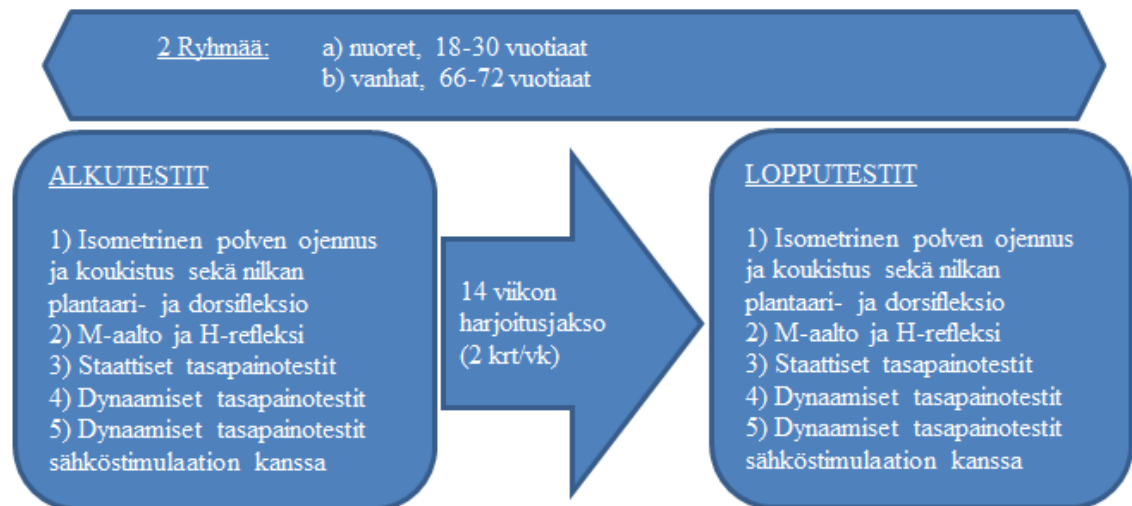
TAULUKKO 2. Tutkittavien ikä, paino, pituus ja painoindeksi (body mass index, BMI)

Ryhmä	Ikä (vuodet)		Paino (kg)		Pituus (cm)		BMI (kg/m ²)	
	Ikääntyneet	Nuoret	Ikääntyneet	Nuoret	Ikääntyneet	Nuoret	Ikääntyneet	Nuoret
KA	68,5	24	78,35	68,4	165	171	28,5	23,55
SD ±	2,5	3,6	15,6	11,7	12,3	12,3	2,2	4,6
Min	66	18	64,7	58,2	153	156	25,8	19,3
Max	72	30	94,7	90,1	173,5	194,5	30,9	33,7

KA=keskiarvo, SD=keskihajonta

6.2 Tutkimusasetelma

Tutkimuksessa suoritettiin sekä alku- että loppumittaukset. Mittausten välissä suoritettiin 14 viikon mittainen progressiivinen voimaharjoitusjakso. Molemmilla mittauskerroilla mitattiin samat suorituskykymuuttujat. Tutkittavat mitattiin sekä alku- että loppumittauksissa samaan vuorokauden aikaan. Kaikki mittaukset suoritettiin klo 8.00-20.00 välillä. Tutkittavia ohjeistettiin olemaan tekemättä mitään raskasta liikuntaa 48 h ennen mittauksia. Kaikki alkumittaukset suoritettiin helmikuun 2016 aikana ja kaikki loppumittaukset kesäkuun 2016 aikana. Mittaukset ja harjoitukset suoritettiin Jyväskylän yliopiston liikuntatieteellisen tiedekunnan tiloissa. Mittausten järjestys oli seuraava: (1) maksimaaliset isometriset polven ojennus ja koukistus sekä nilkan plantaari- ja dorsifleksiot; (2) M-aalto ja H-refleksi seisten levossa (3) staattiset tasapainotestit (4) H-refleksi staattisen tasapainotestin aikana (5) dynaamiset tasapainotestit (6) dynaamiset tasapainotestit sähköstimulaation kanssa. Koko testiprotokollan läpivienti kesti n. 1,5 h jokaiselta tutkittavalta. Tiivistelmä tutkimusasetelmasta on esitetty kuvassa 13.



KUVA 13. Tutkimusasetelma tiivistetysti

6.3 Harjoittelu

Tutkittavat harjoittelivat ohjatusti pienryhmissä kaksi kertaa viikossa 14 viikon ajan. Intensiteetin progressiivinen nostaminen toteutettiin aloittamalla harjoittelu kestovoimaharjoittelulla, josta edettiin hypertrofiseen voimaharjoitteluun ja lopussa tehtiin jo maksimivoima- sekä nopeusvoima-/plyometristäharjoittelua. Jokaisella harjoituskerralla harjoiteltiin kaikkia kehon pääliharyhmiä. Jokainen harjoituskerta aloitettiin 5 minuutin lämmittelyllä cardiolaitteilla (kuntopyörä, crosstrainer, soutulaite) sekä tekemällä yksi lämmittelysarja kevyellä painolla ensimmäisessä jalkaliikkeessä. Tutkittavien suorittamat voimaharjoitteluohjelmat on esitetty liitteessä 1. He suorittivat kaikki harjoitukset tutkimushenkilökunnan ohjaamina. Peräkkäisten harjoitusten välissä oli aina 2-4 vrk taukoa. Tutkittavia ohjeistettiin jatkaamaan heidän normaaleja liikuntatottumuksiaan ja arkiaktiivisuuttaan. Tosin heidän tuli olla tekemättä mitään raskaita fyysisiä suorituksia 24 h ennen jokaista voimaharjoitusta.

6.4 Mittausmenetelmät

Ennen alkumittauksia tutkittavat tutustutettiin mittauslaitteistoon ja mittausmenetelmiin. Alkumittausten yhteydessä tutkittavien henkilökohtaiset asetukset kirjattiin muistiin jokaisen laitteen osalta mittauspöytäkirjaan. Vaikka tutkittavat tutustutettiin ennalta mittauksiin, niin silti heidät ohjeistettiin uudelleen jokaisen testin yhteydessä oikeasta suoritustekniikasta. Tutkimushenkilökunta valvoi, että mittaukset suoritettiin jokaisen

kohdalla oikealla tekniikalla. Pinta-EMG mittauksissa käytettävien elektrodien paikat merkittiin tutkittaville tatuointipisteillä ennen tutkimusjakson alkua, jotta elektrodien paikat pysyisivät samoina. Ennen molempia mittauskertoja tutkittavat lämmittelivät askeltamalla 20 cm korkuiselle korokkeelle metronomin (DM-10, Seiko) tahtiin (30 1/min) viiden minuutin ajan.

6.4.1 Lihasaktiivisuus

Lihasaktiivisuus (EMG) mitattiin isometrisistä voimamittauksista sekä tasapainomittauksista. EMG mitattiin oikean jalan tibialis anterior- (TA), soleus- (SOL), vastus lateralis- (VL) ja biceps femorislihaksesta (BF). Lihasaktiivisuuden mittaaminen suoritettiin bipolaarisilla pintaelektrodeilla. Elektrodit kiinnitettiin SENIAM:in (Hermens ym. 1999) suositusten mukaisesti kohtiin, jotka oli merkitty tatuointipisteillä tutkittaville ennen mittausten alkua. Bipolaarinen asetus suoritettiin kahdella pintaelektrodilla (Ag-AgCl, Blue Sensor N ECG Electrodes, Ambu, Malesia, elektrodien väli 20 mm) niin, että tatuointipiste oli tasan puolessa välissä kahden elektrodin sisäreunoja. Elektrodien välinen vastus mitattiin (yleismittari, MY64, Mastech) ja sen tuli olla alle 10 k Ω . Ennen elektrodien kiinnitystä suoritettiin ihokarvojen poisto partahöylällä, kuollut iho hiottiin pois hiekkapaperilla ja iho puhdistettiin desinfiointiaineella (Neo-Amisept, Orion Pharma). Data otettiin 1000 Hz (NeuroLog NL900D; Digitimer, Hertfordshire, United Kingdom) näytteenottotaajuudella, suodatuksena oli kaistanpäästö suodatus (10-500 Hz), minkä jälkeen analoginen signaali muutettiin digitaaliseksi A/D-muuntimella (CED Power1401; Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom) ja tallennettiin sekä analysoitiin Spike 2 version 5.21 softwarella (Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom).

6.4.2 Isometrinen polven ojennus ja koukistus, nilkan dorsi- ja plantaarifleksio

Isometrinen polven ojennus ja koukistus tehtiin oikealla jalalla voimatuolissa (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Finland). Tutkittava sidottiin voimatuoliin lantiovöillä. Lisäksi oikean reiden yli sidottiin vyö ja oikea jalan nilkka kiinnitettiin tuoliin Velcro-

remmillä. Voima-anturi oli tällöin aivan nilkkanivelen yläpuolella. Tutkittava suoritti sekä maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen että koukistuksen kolme kertaa minuutin palautuksella. Tutkittavaa ohjeistettiin tuottamaan maksimivoima mahdollisimman nopeasti sekä pitämään maksimivoima yllä niin kauan kuin häntä kannustettiin (noin 3 s). Tutkittavaa käskytettiin käskyillä: ”onko tutkittava valmis”, ”keuhkot täyteen ilmaa” ja ”paina, paina, paina”. Hänen tuli aloittaa voimantuotto siinä vaiheessa, kun ”paina”-kannustus alkoi.

Polven voimien jälkeen tutkittava siirrettiin suorittamaan maksimaaliset isometriset nilkan dorsi- ja plantaarifleksiot. Nilkan voimat mitattiin pohjepenissä (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Finland). Tutkittava sidottiin penkkiin turvavöillä ja penkki säädettiin niin kauas, että hänen kantapäätänsä oli levyn tasolla ja varpaat ylsivät siihen polven ollessa lukkosuorassa. Mittaukset toteutettiin oikealle jalalle ja vasen jalka pidettiin koukussa, irti voimalevystä. Tutkittava ohjeistettiin ja kannustettiin samalla tavalla kuin polven voimienkin mittauksissa. Plantaarifleksiossa tutkittava painoi varpaita voimalevyä vasten nilkkaa ojentamalla. Dorsifleksiossa ei mitattu voimaa vaan pelkkää EMG:tä. Mittauksessa tutkittava veti varpaitaan itseään kohti, tutkijan pidellessä jalkaterää paikallaan.

Sekä polven että nilkan voimien ja EMG:n signaali tallennettiin tietokoneella ja analysoitiin Spike2-ohjelmalla. Data tallennettiin ja analysoitiin käyttämällä A/D-muunninta (CED Power1401; Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom) ja Spike 2 version 5.21 softwarea (Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom), näytteenotto taajuus oli 1000 Hz. Polven ojennuksesta ja koukistuksesta sekä nilkan plantaarifleksioista analysoitiin kaikista suorituksista voimantuottonopeus 200 ms heti voimantuoton alusta (Blazevich ym. 2009) sekä maksimivoiman (MVC) ajalta. Mitatuista kolmesta suorituksesta analysoitiin se suoritus jossa MVC-voima sekä RFD-voima olivat suurimmat. Siitä suorituksesta analysoitiin myös EMG data 200 ms sekä MVC:n ajalta että voimantuoton alusta. MVC:n kohdalla EMG-data kerättiin asettamalla pystykursori voimakäyrän huipun kohdalle ja kaksi muuta pystykursoria 100 ms sen molemmille puolille. EMG data taulukoitiin root mean square -muotoon (rmsEMG; mV). Nilkan dorsifleksioista analysoitiin vain EMG data, koska voimasignaalia ei voitu mitata laitteen rakenteesta johtuen. Sen osalta EMG-data

tasasuunnattiin ja smoothattiin (arvo 0,01), jotta nähtiin EMG:n korkein kohta. Tästä kohdasta EMG-datasta taulukoitiin 200 ms ajalta root mean square -arvo. Ennen arvon ottamista smoothaus poistettiin.

6.4.3 H-refleksi ja M-aalto

H-refleksimittauksissa sähköstimulaatio annettiin polvitaiveeseen tibialishermoon ja vaste mitattiin soleus-lihaksesta. Katodi (Ag-AgCl, Blue Sensor N ECG Electrodes, Ambu, Malesia) sijoitettiin tibialishermon päälle polvitaiveeseen ja anodi (5x10 cm oval, malli 1138 elektrodi, Polar Trode) laitettiin patellan yläosan päälle. Katodin ja Anodin paikallaan pysyminen varmistettiin laittamalla tutkittavan polven ympärille itseensä tarttuva tukiside (8 cm leveä, Articare, BSNmedical). Yksi 200 us kestoinen suorakulmainen pulssi annettiin n. 10 s välein (Digitimer model DS7A; Digitimer). Oikea stimulaatiopiste valittiin sen mukaan, mistä saatiin mitattua korkein M-aallon peak-to-peak vaste heikolla sähkövirralla. Tutkittavat seisoivat Hmax:n määrittämisen ajan mahdollisimman paikallaan jalat lantion leveydellä ja polvet suorina. Hmax määritettiin nostamalla sähköstimulaation intensiteettiä 1 mA kerrallaan jolloin H-refleksivaste tuli näkyviin. Tämän jälkeen intensiteettiä nostettiin 5 mA lisää kerrallaan ja saatiin esille kohta, jossa H-refleksi hävisi. Hmax:n amplitudi, intensiteetti ja latenssi kirjattiin ylös. Intensiteetin nostoa jatkettiin vielä H-refleksin katoamisen jälkeenkin niin pitkään, ettei M-aallon amplitudi enää kasvanut. Mmax varmistettiin vielä nostamalla intensiteettiä 125 % Mmax ja näin varmistettiin, ettei M-aallon amplitudi enää noussut. Mmax:n amplitudi, intensiteetti ja latenssi kirjattiin ylös. Näistä arvoista laskettiin H/M-suhte, jota käytettiin lepoarvona. H-refleksin latenssi suhteutettiin tutkittavien pituuteen vähentämällä H-refleksin latenssista M-aallon latenssi ja jakamalla tämä arvo tutkittavan pituudella (Piirainen ym. 2013).

H_{max}/M_{max} -suhteen lisäksi määritettiin M-aallon suuruus H-refleksin ollessa 80 % maksimista. Testissä käytettiin samoja elektrodiasetuksia kuin maksimi H-refleksienkin määrittämisessä. Suorituksia tehtiin 12-30 kpl ja niistä pyrittiin löytämään 5-10 suoritusta, jossa H-refleksi oli 80 % maksimistaan. Mittaaja säätö stimulaation intensiteettiä pienillä nostoilla tai laskuilla sen mukaan jäikö H-refleksivaste liian suureksi tai pieneksi. Testissä tutkittava seiso i ilman kenkiä jalat lantion leveydellä, jalkaterät suoraan eteenpäin 2-5 min ajan mahdollisimman paikallaan. Kätet pidettiin ristissä rentoina

vartalon etupuolella kiinni vartalossa. Katse pidettiin vastakkaisella seinällä olevassa punaisessa pisteessä, jolloin tutkittavan visuaalisuuden taso oli vakioitu. Yksi 200 us kestoinen suorakulmainen pulssi annettiin 10 s välein (Digitimer model DS7A; Digitimer). Mitatuista M-aallon amplitudeista laskettiin keskiarvo ($M_{\text{sub}} \%M_{\text{max}}$) joka oli prosentuaalinen osuus maksimi M-aallosta. Tätä arvoa käytettiin myöhemmin dynaamisen tasapainotestin aikana mitatun H-refleksin kontrollointiin. Loppumittauksissa staattisen tasapainon aikainen H-refleksi mitattiin samaa prosentuaalista M-aaltoa (M_{sub}) käyttäen.

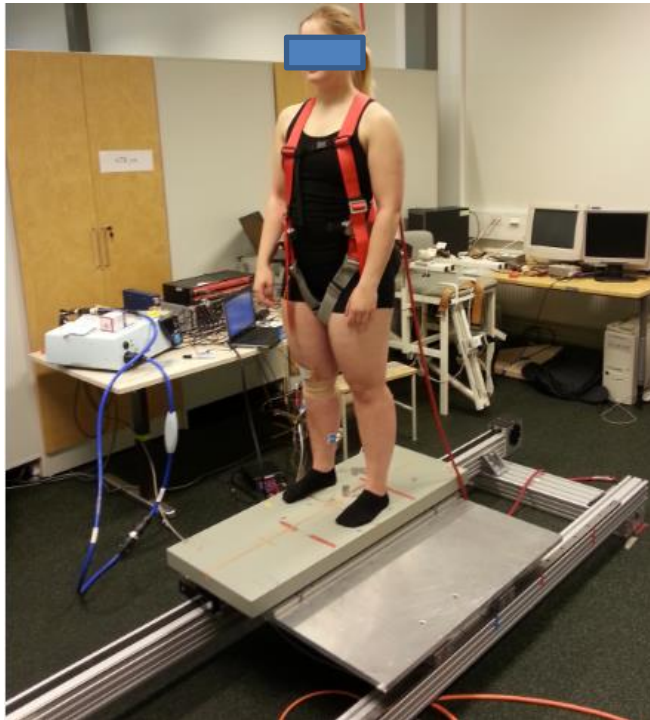
6.4.4 Staattiset tasapainotestit

Ensimmäisessä staattisen tasapainon testissä ei käytetty sähköstimulaatiota. Testissä tutkittava seiso voimalevyllä mahdollisimman paikallaan 60 s ajan katse vastakkaisella seinällä olevassa punaisessa pisteessä. Ensimmäinen 30 s seisottiin silmät auki. 30 s jälkeen mittaaja ohjeisti tutkittavaa käskyillä: ”valmiina”, ”silmät kiinni” ja ”nyt”. ”Nyt” -käskyllä tutkittava sulki silmänsä ja seisoin heti perään 30 s mahdollisimman liikkumatta silmät kiinni. Staattisten testien ajalta mitattiin maksimaalinen anterior-posterior (y) ja medio-lateraalinen (x) peak to peak -arvo (P2P). Mitattu data tallennettiin sekä analysoitiin käyttäen Spike 2 versio 5.21 softwarea (Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom).

6.4.5 Dynaamiset tasapainotestit

Dynaamiset tasapainotestit suoritettiin käyttämällä voimalevyä (AMTI Force and Motion, GEN 5 Signal Conditioner, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, USA), joka oli sijoitettu liikkuvalla alustalla varustetun tasapainohäiriölaitteen päälle (Jyväskylän yliopisto, Vuokatti, Finland). Laitteen kokonaispituus oli 2,0 m ja sen päällä olevan voimalevyn mitat olivat 106,5 cm x 42,0 cm x 2,7 cm. Virran tasapainohäiriölaite sai pääkeskuksen (Bosch Rexroth, IndraDrive Cs, Germany, Lohr am Main) servomoottorin (Boch Rexroth, 3-phase synchronous pm-motor, Germany, Lohr am Main). Laitteella pystyttiin aiheuttamaan häiriöitä joko eteen-

tai taaksepäin. Häiriön parametrit (kiihdytys, nopeus ja amplitudi) määriteltiin ja ohjattiin käyttämällä LabVIEW (National Instruments) ja IndraWorks softwarella (Bosch Rexroth, Lohr am Main). Dynaamisten häirötestien aikana tutkittava käytti turvavaljaita (CAMP Empire, new Zealand), testin turvallisuuden varmistamiseksi. Testi suoritettiin ilman kenkiä. Kuva 14 on otettu erään tutkittavan dynaamisen tasapainotestin mittauksista.

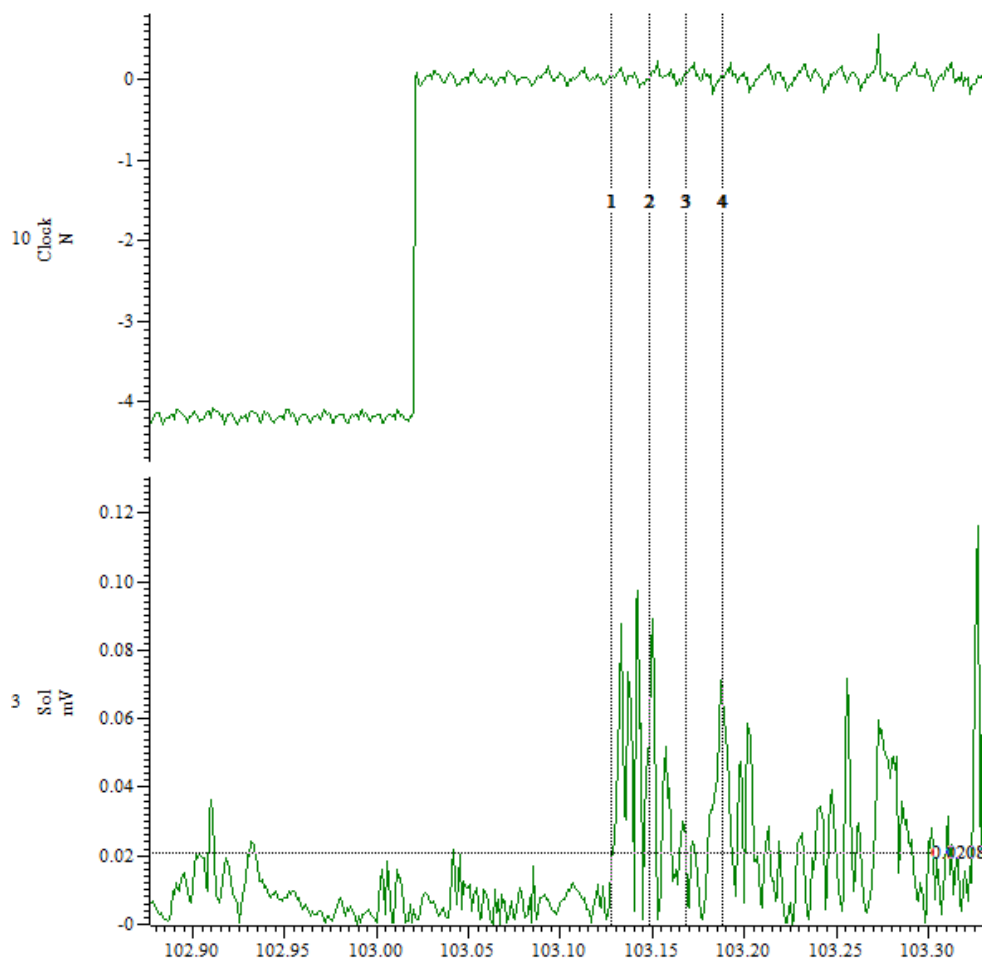


KUVA 14. Dynaamisen tasapainotestin mittaustilanne. Tutkittava seisoo tasapainohäiriölaitteen päällä ja häiriö aiheutetaan joko eteen- tai taaksepäin. Sekä dynaamiset että staattiset testit suoritettiin samalla mittalaitteistolla.

Dynaamiset tasapainotestit aloitettiin vakionopeustestillä. Siinä häiriön suuruus oli vakioitu (maksimikiihtyvyys 4.0 m/s^2 , maksiminopeus 25 cm/s ja siirtymä 20 cm). Testattavalle kerrottiin, että häiriö aiheutettaisiin aina taaksepäin, koska haluttiin mitata soleuksen venytysrefleksivaste. Hänet ohjeistettiin seisomaan paikallaan katse vastakkaisella seinällä olevassa punaisessa pisteessä, jotta testattavan visuaalisuuden taso olisi vakio. Lisäksi hän käytti testin aikana kuulosuojaimia, jotta laitteistosta tulevat äänet eivät häiritsisi häntä testin aikana. Ei myöskään haluttu, että testattava saisi vihjeitä laitteiston äänistä. Hänen tehtävänä oli vastata laitteen aiheuttamaan tasapainohäiriöön mahdollisimman pienellä ja tehokkaalla vartalon liikkeellä. Hänen tuli myös välttää askelten ottaminen mahdollisimman pitkään intensiteetin kasvaessa.

Testin aikana otetut askeleet kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan. Vakiotestissä liikkuvan alustan liikettä ohjattiin manuaalisesti ja häiriöt aiheutettiin 8-12 s välein. Häiriöitä aiheutettiin aina 20 kpl. Testin ajalta kerätty EMG-Data tallennettiin ja analysoitiin käyttämällä A/D-muunninta (CED Power1401; Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom) ja Spike 2 version 5.21 softwarea (Cambridge Electronic Design [CED], Cambridge, United Kingdom). Dynaamisten tasapainomittauksien raakatasapaino- sekä EMG-data suodatettiin BalanceAnalyzer-ohjelmalla (Jyväskylän yliopisto, Vuokatti, Finland). Siitä analysoitiin 11 viimeisen suorituksen ajalta Displacement Time; aika painekeskapisteen maksimipoikkeamaan häiriön alusta, Displacement Peak to Peak Max; painekeskapisteen maksimipoikkeama häiriön ajalta, Displacement Post; painekeskapisteen maksimipoikkeama 500 ms jälkeen häiriön loppumisesta. Lisäksi EMG-datasta analysoitiin sekä tibialiksesta että soleuksesta rmsEMG 100 ms ennen häiriötä (pre), häiriön alusta painekeskapisteen maksimipoikkeamaan (act) ja 100 ms häiriön loputtua (post). Tibialiksen EMG-tulokset normalisoitiin maksimi-EMG:hen ja soleuksen tulokset maksimi M-aaltoon.

Testin päätyttyä Soleus-lihaksen EMG-signaali tasasuunnattiin ja smoothattiin (arvo 0,05), jotta siitä nähtäisiin lihasaktiivisuuden vaste (refleksivaste) aiheutettuun tasapainohäiriöön. Soleuksen venytysrefleksivasteen latenssit kirjattiin ylös 10-15 viimeisestä suorituksesta, joissa testattava ei ollut joutunut ottamaan askelia. Laitteen ohjaussignaalin alusta nilkan kulmamuuutoksen alkuun on 30 ms viive. Todellinen venytysrefleksin latenssi laskettiin vähentämällä viive mitatuista latensseista. Tämä analysointi suoritettiin samantien testin jälkeen. Analysoinnin ajan testattava pääsi lepäämään istuma-asentoon. Myöhemmin analysoitiin myös erikseen soleuksen kunkin venytysrefleksikomponentin EMG aktiivisuus (rmsEMG; mV) 20 ms aikaikkunoilla (kuva 15). Venytysrefleksin EMG vaste jaettiin SLR-, MLR- ja LLR-komponentteihin. SLR-komponentin alkupiste määritettiin siksi hetkeksi, kun EMG-aktiivisuus ylitti tausta-aktiivisuuden tason. MLR-komponentti alkoi 20 ms myöhemmin ja LLR-komponentti alkoi 40 ms myöhemmin kuin SLR-komponentti. (Kawashima ym. 2004.) EMG-tulokset normalisoitiin maksimi M-aaltoon. Tausta-aktiivisuuden tason määrittämiseksi analysoitiin 100 ms keskiarvo (mean) ja keskihajonta (SD) juuri ennen tasapainohäiriön alkua. Tausta-aktiivisuuden taso määritettiin kaavalla: $100 \text{ ms mean} + 3 * \text{SD}$. (Kawashima ym. 2004.)

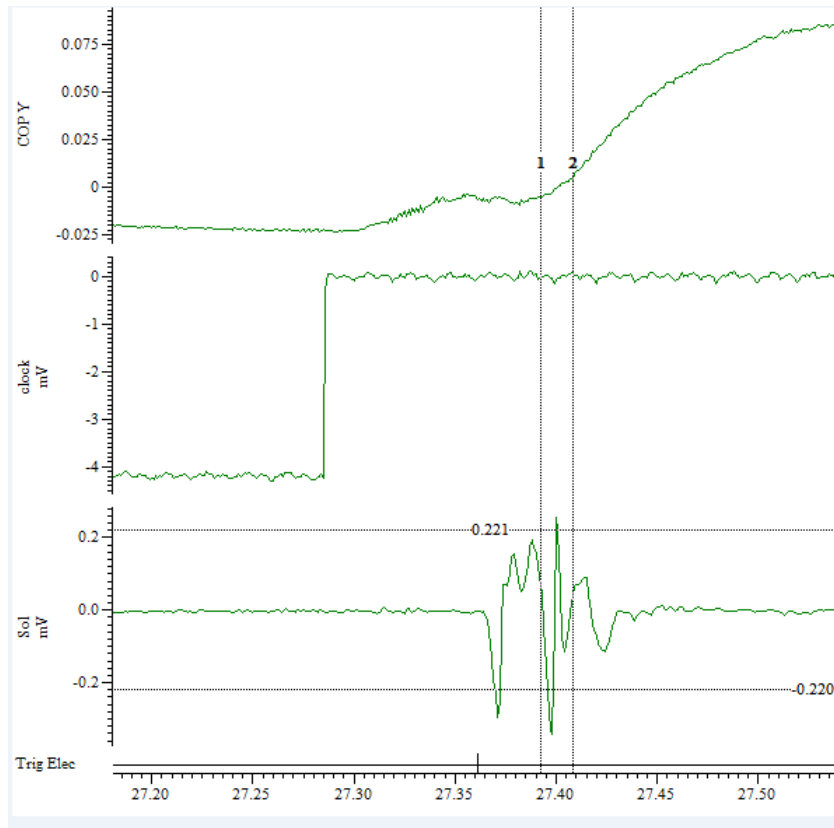


KUVA 15. EMG-datan venytysrefleksikomponenttien analysointi Spike 2 versio 5.21 -ohjelmalla. Sol = soleuksen EMG-kanava. Clock = dynaaminen tasapainohäiriö. Pystykursorien 1-2 välissä SLR-komponentti, 2-3 välissä MLR-komponentti ja 3-4 välissä LLR-komponentti. Vaakakursori kuvaa tausta-aktiivisuuden tasoa. Kyseisellä testattavalla SLR-komponentin venytysrefleksi vaste alkaa noin 50 ms nilkan kulmamamuutosksen alusta.

6.4.6 Dynaamiset tasapainotestit sähköstimulaation kanssa

Sähköstimulaation kanssa suoritetuissa dynaamisissa tasapainotesteissä käytettiin samoja elektrodiasetuksia kuin H-refleksienkin määrittämisessä. Testejä suoritettiin kolme kappaletta, yksi SLR-, MLR- ja LLR-venytysrefleksivasteelle. SLR-vasteen latensi saatiin vähentämällä aikaisemmin mitatun H-refleksivasteen latensi mitatusta venytysrefleksin latenssista. SLR:n latenssiin lisättiin 20 ms, jolloin saatiin MLR:n latensi ja 40 ms, jolloin saatiin LLR:n latensi. Jokaisessa testissä suoritettiin 12-24 häiriötä ja testattava sai pienen tauon jokaisen ajon päätyttyä. Testattava ohjeistettiin ja

testi toteutettiin samalla tavalla kuin vakionopeustestissäkin mutta nyt testiin lisättiin sähköstimulaatiot laskettujen venytysrefleksivasteiden kohdille. Stimulaatio annettiin käyttämällä kellopulssia Neurologger ajastimen (NeuroLog NL405; Digitimer) kautta, johon oikea viive oli asetettu. Viiveet valittiin sattuman varaisessa järjestyksessä. Sähköstimulaation intensiteetti valittiin niin, että saataisiin mitattua sen kokoinen M-aalto ($\pm 10\%$), joka staattisessa tilanteessa vastasi 80 % maksimistaan olevan H-refleksin aikaista M-aaltoa. Esimerkkikuva analysointitilanteesta spike 2 versio 5.21-ohjelmasta on esitetty kuvassa 16. Mittaaja säätö stimulaation intensiteettiä pienillä nostoilla tai laskuilla sen mukaan jäikö M-aalto liian suureksi tai pieneksi. Testissä aiheutetuista häiriöstä pyrittiin löytämään 12 suoritusta, joissa M-aalto oli halutun kokoinen. Lisäksi tarvittaessa tehtiin 2-4 lisäsuoritusta, mikäli M-aallon amplitudi oli liian suuri tai pieni. Testattavasta riippuen onnistuneita suorituksia saatiin aikaan 0-12 kpl, joista kaikki analysoitiin. Yhteensä sähköstimulaation kanssa suorituksia tuli 45-70 kpl. Soleuksen EMG esiaktiivisuus (root mean square) analysoitiin 100-0 ms ennen sähköstimulaatiota. EMG-vasteista analysoitiin soleuksen M-aallon ja H-refleksin amplitudit.



KUVA 16. Soleuksen M-aallon ja H-refleksin analysointi sähköstimulaation kanssa dynaamisen tasapainohäiriön aikana Spike 2 versio 5.21 -ohjelmalla. Kyseessä on MLR-mittaus. Vaakakursorit kuvaavat etsityn M-aallon suuruutta (0,44 mV). Pystykursorien välissä näkyy H-refleksi. Trig Elec = sähköstimulaation kanava, stimulaatio näkyy kavalla n. ajassa 27,36 s. Sol = soleuksen EMG-kanava, sähköstimulaation jälkeen näkyvä ensimmäinen aalto on M-aalto. Clock = dynaaminen tasapainohäiriö. COP Y = anterior-posterior suuntaista huojuntaa kuvaava kanava.

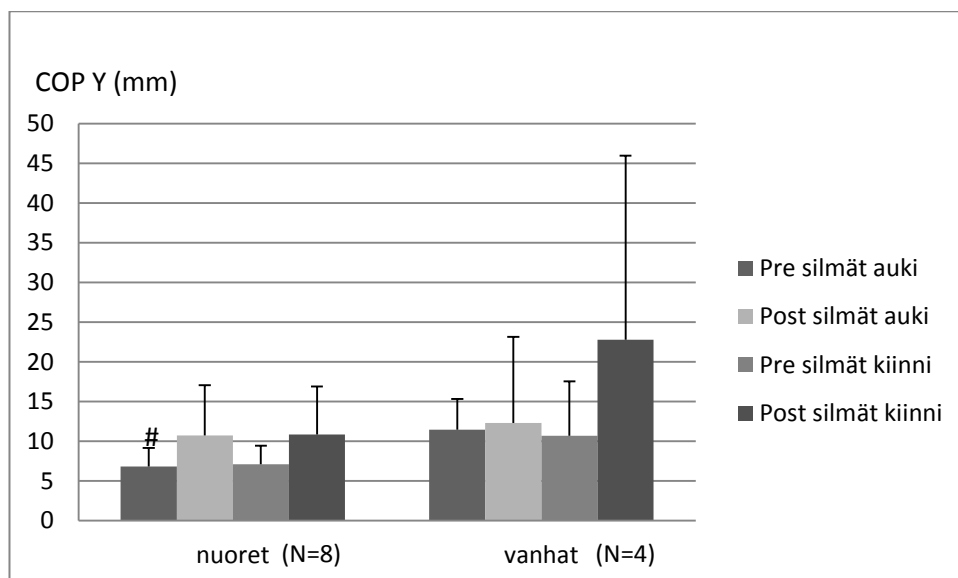
6.5 Tilastomenetelmät

Tilastolliset analyysit suoritettiin SPSS 24-ohjelmalla (IBM Corporation, Armonk, New York, USA). Tässä pro Gradu -työssä esitetyt tulokset ovat keskiarvoina ja keskihajontoina (\pm SD). Tilastollisesti merkittävät erot selvitettiin riippumattomien otosten testillä (Mann-Whitneyn U-testi) ja muutokset toisistaan riippuvien otosten testillä (Wilcoxon matched pairs). Tilastollisiksi menetelmiksi valittiin non-parametriset testit otannan takia. Tilastollisesti merkittävät erot alku- ja loppumittausten välillä on ilmaistu: ryhmän sisällä * ($p \leq 0.05$) ja tarkasteltaessa molempia ryhmiä yhtenä suurena ryhmänä \$ ($p \leq 0.05$). Ryhmien välinen merkittävä ero alku- tai loppumittauksissa on ilmaistu: # ($p \leq 0.05$).

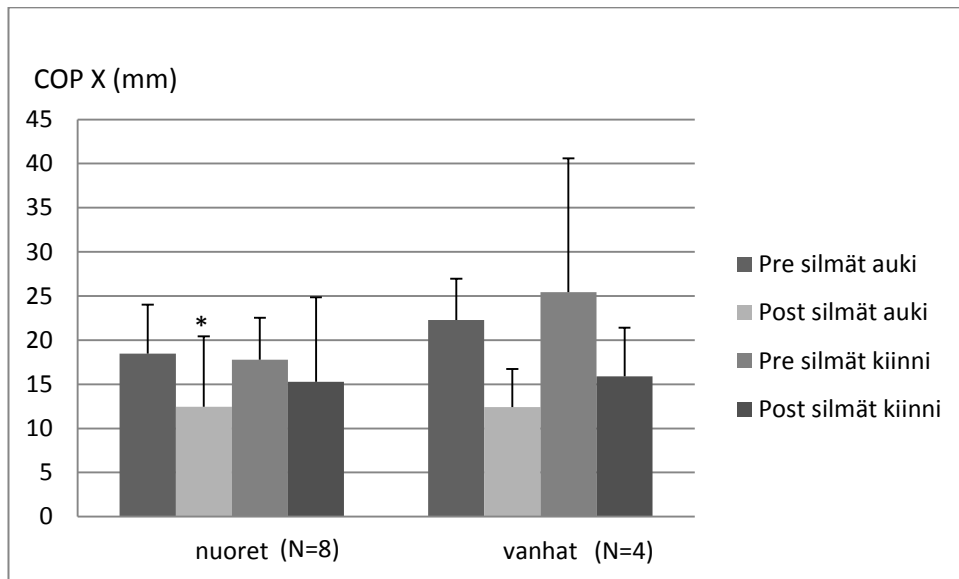
7 TULOKSET

7.1 Staattinen tasapaino

Staattisissa tasapainotesteissä havaittiin ryhmien välillä merkittävä ero anterior-posterior suuntaan mitattuna, kun nuorten P2P-arvo oli merkittävästi pienempi ($P=0,042$) kuin ikääntyneillä ennen voimaharjoitusjaksoa. Arvot olivat nuorilla $6,8 \pm 2,3$ mm ja ikääntyneillä $11,4 \pm 3,9$ mm. Voimaharjoitusjakson jälkeen ero ei enää ollut merkittävä. Nuorilla havaittiin lisäksi merkittävä lasku ($P=0,017$) medio-lateraalisisessa P2P-arvossa voimaharjoitusjakson seurauksena silmät auki mitattuna. P2P-arvo oli ennen voimaharjoittelua $18,5 \pm 5,5$ mm ja jälkeen $12,5 \pm 8,0$ mm. Lisäksi lasku ($P=0,003$) huomattiin myös tarkastellessa molempia ryhmiä yhtenä suurena ryhmänä. Silloin P2P-arvo oli ennen voimaharjoittelua $19,8 \pm 5,4$ mm ja jälkeen $12,4 \pm 6,7$ mm. Tarkasteltaessa vain ikääntyneitä testattavia ei havaittu merkittäviä muutoksia voimaharjoittelun seurauksena. Anterior-posterior suuntaiset P2P-arvot (COP Y) on esitetty kuvassa 17. Medio-lateraalisen suuntaiset P2P-arvot (COP X) on esitetty kuvassa 18.



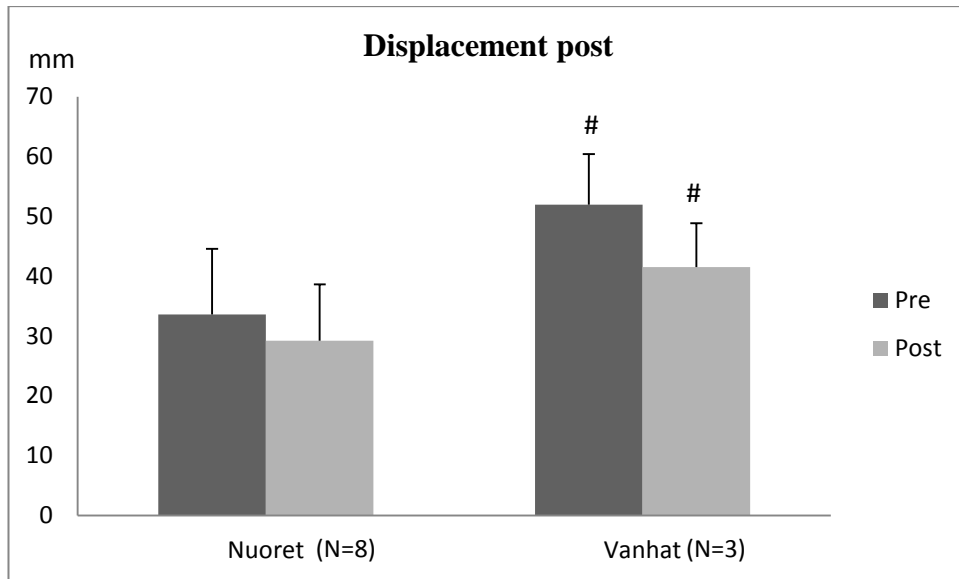
KUVA 17. Ryhmien välinen vertailu P2P-arvot anterior-posterior suuntaan staattisen tasapainotestin aikana sekä silmät auki että kiinni. # = merkittävästi pienempi arvo kuin ikääntyneillä.



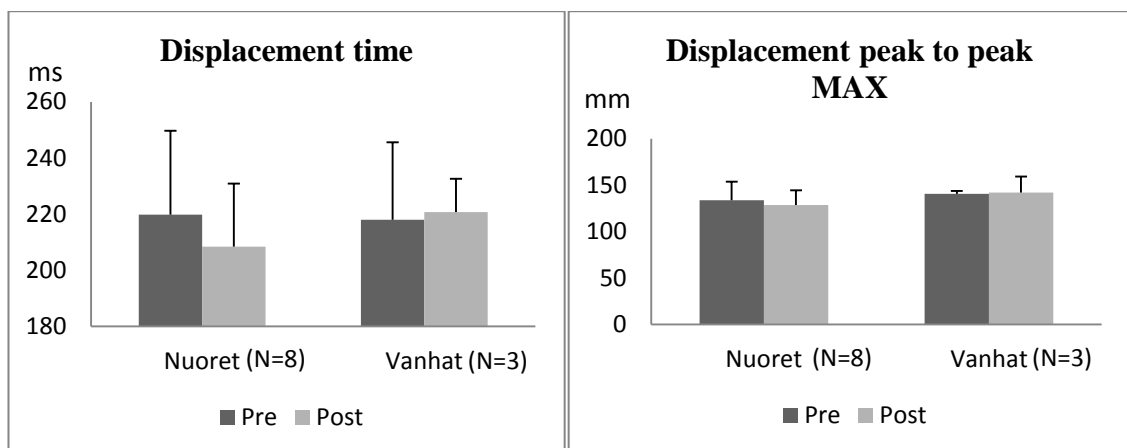
KUVA 18. Ryhmien välinen vertailu P2P-arvot medio-lateraaliseen suuntaan staattisen tasapainotestin aikana. * = merkittävästi pienempi arvo kuin alkumittauksissa.

7.2 Dynaaminen tasapaino

Dynaamisen testin tasapainomuuttujissa havaittiin tilastollisesti merkittäviä eroja nuorien ja ikääntyneiden välillä, kun Displacement post oli merkittävästi suurempi ikääntyneillä kuin nuorilla sekä ennen ($P=0,041$) että jälkeen ($P=0,041$) voimaharjoitusjakson. Ikääntyneillä Displacement post arvot olivat $51,9 \pm 8,4$ mm ennen ja $41,5 \pm 3,6$ mm jälkeen voimaharjoitusjakson. Nuorilla arvot olivat $33,6 \pm 11,0$ mm ennen ja $29,2 \pm 8,3$ mm jälkeen voimaharjoitusjakson. Displacement post tulokset on esitetty kuvassa 19. Displacement Timessa ja Displacement Peak to Peak Max muuttujissa ei havaittu merkittäviä eroja nuorien ja ikääntyneiden välillä. Voimaharjoittelu ei myöskään aiheuttanut muutosta näissä arvoissa. Displacement time ja displacement peak to peak MAX tulokset on esitetty kuvassa 20.



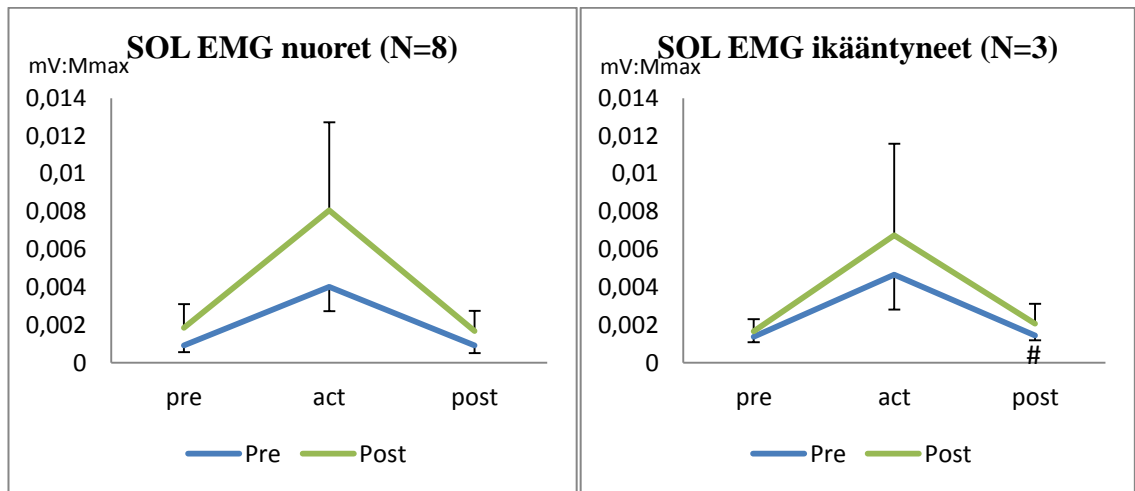
KUVA 19. Ryhmien välinen vertailu displacement post muuttujalle ennen ja jälkeen voimaharjoitusjakson. # = Merkittävästi suurempi tulos kuin nuorilla.



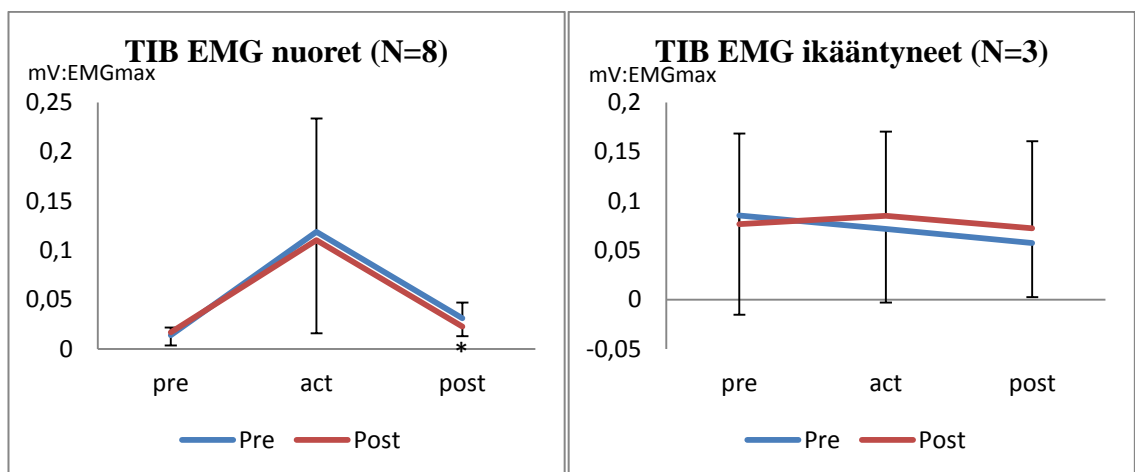
KUVA 20. Ryhmien välinen vertailu dynaamisille tasapainomuuttujille ennen ja jälkeen voimaharjoitusjakson. Kuvassa vasemmalla displacement time (ms) ja oikealla displacement peak to peak MAX (mm).

EMG-tuloksissa nuorten ja ikääntyneiden välinen muutos voimaharjoittelun seurauksena oli merkittävä ($P=0,041$) tibialiksen esiaktiivisuudessa mitattuna 100 ms ennen tasapainohäiriötä. Lisäksi Soleuksen aktiivisuus oli ennen voimaharjoitusjaksoa korkeampi ($P=0,041$) ikääntyneillä mitattuna tasapainohäiriön loputtua. Mutta voimaharjoitusjakson jälkeen ero ei ollut enää merkittävä. Nuorilla havaittiin merkittävä lasku tibialiksen aktiivisuudessa häiriön jälkeen mitattuna ($P=0,36$). Muissa EMG-tuloksissa ei havaittu merkittäviä muutoksia tai eroja ryhmien välillä. Soleuksen

lihaskäivisyydet tasapainohäiriön ajalta on esitetty kuvassa 21 ja tibialiksen kuvassa 22.



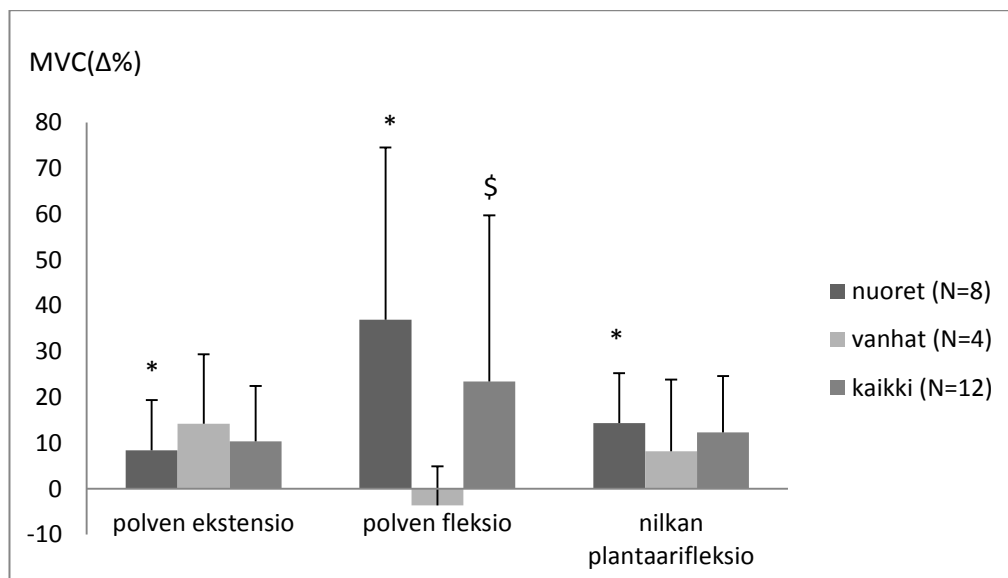
KUVA 21. Dynaamisen tasapainohäiriön aikana mitatut soleuksen lihaskäivisyydet alussa ja lopussa normalisoituna maksimi M-aaltoon. Vasemmalla kuvassa nuorten tulokset ja oikealla ikääntyneiden. Pre = 100-0 ms ennen häiriötä, act = aika häiriön alusta painekeskapisteen maksimipikkeamaan ja post = 0-100 ms häiriön loputtua. # = Merkittävästi suurempi tulos kuin nuorilla voimaharjoitusjakson jälkeen.



KUVA 22. Dynaamisen tasapainohäiriön aikana mitatut tibialiksen lihaskäivisyydet alussa ja lopussa normalisoituna maksimi EMG:hen. Vasemmalla kuvassa nuorten tulokset ja oikealla ikääntyneiden. Pre = 100-0 ms ennen häiriötä, act = aika häiriön alusta painekeskapisteen maksimipikkeamaan ja post = 0-100 ms häiriön loputtua. * = merkittävästi pienempi tulos kuin alkutesteissä.

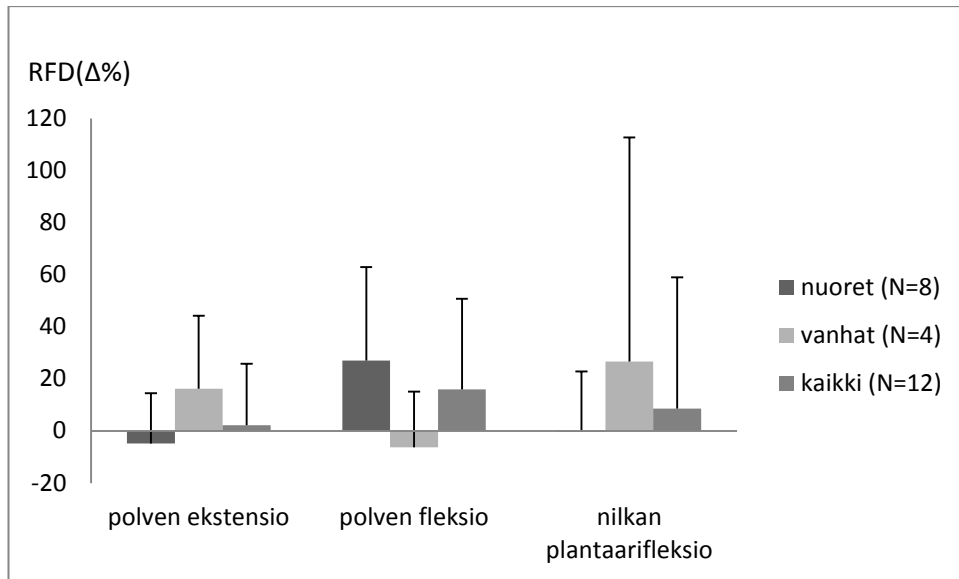
7.3 Isometrinen maksimivoima

Tilastollisesti merkittävä kehitys voimaharjoittelun seurauksena havaittiin nuorilla polven ojennuksen maksimivoimassa ($P=0,05$), polven koukistuksen maksimivoimassa ($P=0,012$) sekä nilkan plantaarifleksion maksimivoimassa ($P=0,012$). Maksimivoimissa ei havaittu merkittävää muutosta ikääntyneillä. Tosin tarkastellessa koko ryhmää yhtenä suurena ryhmänä havaittiin polven koukistuksen maksimivoimassa tilastollisesti merkittävä kehitys ($P=0,015$). Kuvassa 23 on esitetty polven ekstension ja fleksion sekä nilkan plantaarifleksion isometrisen maksimivoiman muutos (%) voimaharjoittelujakson jälkeen.



KUVA 23. Ryhmien välinen vertailu isometristen maksimivoimien kehitymisessä harjoitusjakson jälkeen. * = merkittävästi suurempi tulos kuin alkutesteissä ryhmän sisällä. \$ = merkittävästi suurempi tulos kuin alkutesteissä tarkasteltaessa molempia ryhmiä yhtenä suurena ryhmänä.

Nilkan plantaarifleksion voimantuottonopeuden todettiin olevan merkittävästi suurempi nuorilla sekä alussa ($P=0,011$) että lopussa ($P=0,017$) ikääntyneisiin verrattuna. Missään voimantuottonopeuksissa ei kuitenkaan havaittu tilastollista kehitystä harjoitusjakson seurauksena nuorilla tai ikääntyneillä. Kuvassa 24 on esitetty polven ekstension ja fleksion sekä nilkan plantaarifleksion isometrisen voimantuottonopeuden muutos (%) voimaharjoittelujakson jälkeen.



KUVA 24. Ryhmien välinen vertailu isometristen voimantuottonopeuksien kehitymisessä harjoitusjakson jälkeen.

7.3.1 Tahdonalainen aktiivisuus

Tarkasteltaessa nilkan plantaarifleksion soleuksen EMG-tuloksia normalisoituna levossa mitattuun maksimi M-aaltoon ei havaittu merkittäviä muutoksia kummallakaan ryhmällä RFD:n tai MVC:n aikana.

7.4 H-refleksi levossa

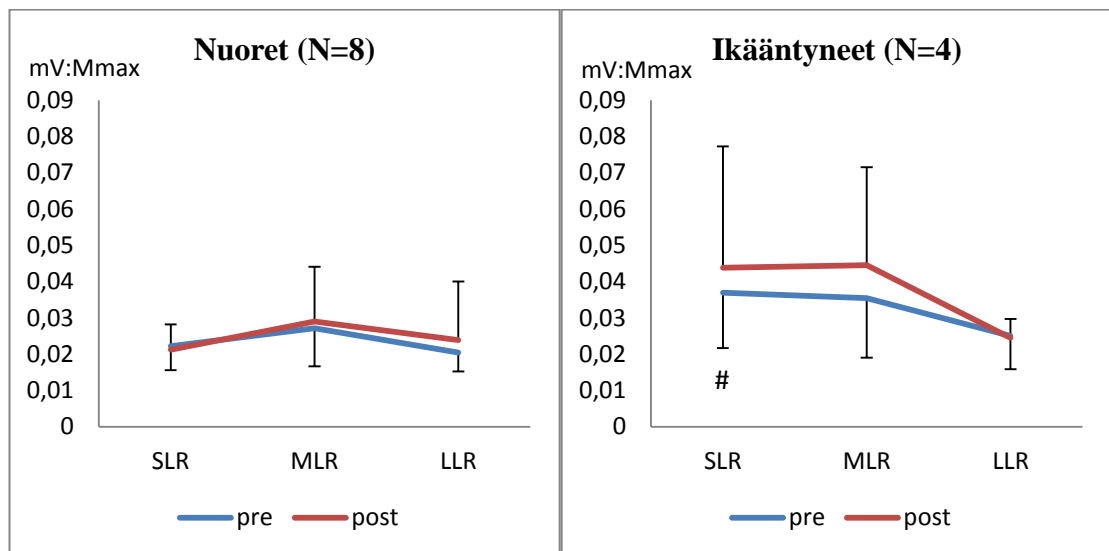
H/M-suhteessa ei havaittu merkittävää muutosta voimaharjoittelun seurauksena nuorilla eikä ikääntyneillä. Lisäksi H-refleksin ja M-aallon amplitudit pysyivät muuttumattomina. Kummankaan ryhmän välillä ei mitattu tilastollisesti merkittävää eroa H/M-suhteessa tai amplitudeissa alku- tai loppumittauksissa. Myöskään latensseissa ei havaittu muutoksia voimaharjoittelun seurauksena tai eroja ryhmien välillä. Pituuteen suhteutettuna H-refleksin etenemisnopeudessa ei havaittu muutosta voimaharjoittelun seurauksena. Ikääntyneiden H-refleksin etenemisnopeuden tosin havaittiin olevan merkittävästi ($P=0,011$) pidempi kuin nuorilla harjoitusjakson jälkeen. Pituuteen suhteutettuna nuorten H-refleksin etenemisnopeus oli lopussa $15,0 \pm 0,8$ ms ja ikääntyneillä $16,5 \pm 0,6$ ms. M_{sub} -arvot olivat nuorilla ennen alkutesteissä $14,8 \pm 9,5$ % M_{max} ja lopputesteissä $14,7 \pm 9,2$ % M_{max} . Ikääntyneillä M_{sub} -arvot olivat alkutesteissä $15,8 \pm 11,2$ % M_{max} ja lopputesteissä $15,7 \pm 11,1$ % M_{max} . Ryhmien

välillä ei ollut merkittävää eroa eivätkä tulokset muuttuneet harjoitusjakson seurauksena. Tästä johtuen M_{sub} -arvot ovat siis suoraan vertailukelpoiset.

7.5 H- ja venytysrefleksi tasapainohäiriön aikana

7.5.1 Refleksivasteet tasapainohäiriön aikana

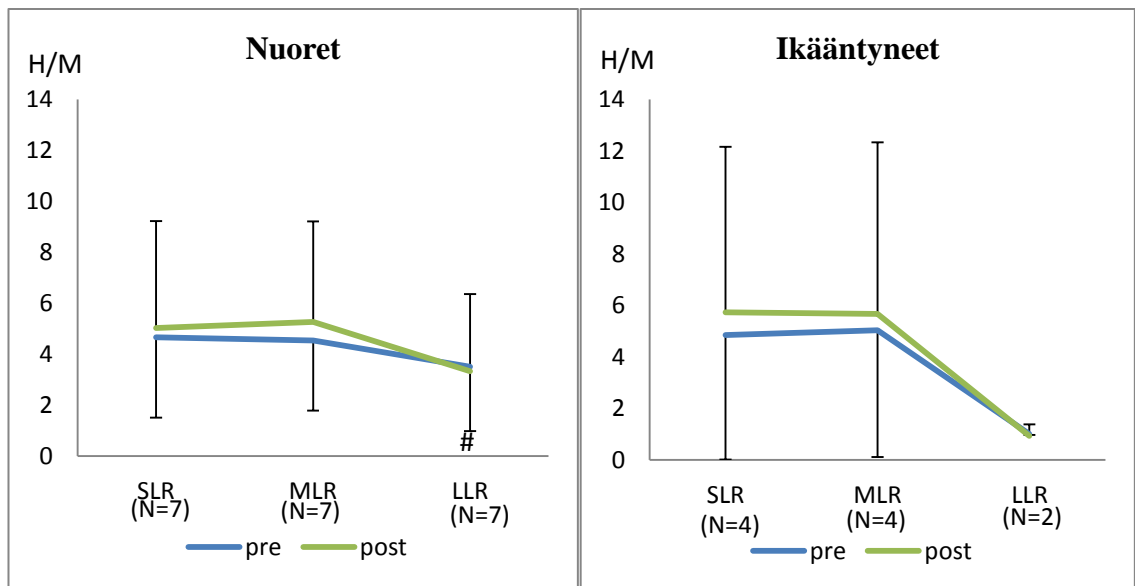
Ilman sähköstimulaatiota suoritetuissa tasapainohäiriön aikaisissa soleuksen refleksivasteissa havaittiin muutamia merkittäviä eroja nuorten ja ikääntyneiden välillä. SLR-vaste oli suurempi ikääntyneillä normalisoituna levossa mitattuun maksimi M-aaltoon alussa ($P=0,016$). Muissa vasteissa ei havaittu merkittävää eroa ryhmien välillä. Vasteissa ei myöskään havaittu tilastollisesti merkittävää muutosta voimaharjoittelun seurauksena. Kuvassa 25 on esitetty SLR-, MLR- ja LLR-vasteiden muutokset ennen ja jälkeen voimaharjoitusjakson. Venytysrefleksin todettiin alkavan ikääntyneillä myöhemmin kuin nuorilla sekä ennen voimaharjoitusjaksoa ($P=0,027$) että sen jälkeen ($P=0,013$). Voimaharjoittelu ei kuitenkaan aiheuttanut merkittävää muutosta venytysrefleksin latensseihin. Latenssit olivat alkumittauksissa nuorilla $36,25 \pm 6,32$ ms ja ikääntyneillä $44,75 \pm 14,73$ ms häiriön alettua.



KUVA 25. Tasapainohäiriön aikana mitatut soleuksen venytysrefleksivasteet alussa ja lopussa normalisoituna maksimi M-aaltoon. Vasemmalla nuorten tulokset ja oikealla ikääntyneiden. SLR = short latency reflex, MLR = medium latency reflex, LLR = long latency reflex. # = merkittävästi suurempi tulos kuin nuorilla.

7.5.2 Refleksivasteet tasapainohäiriön aikana sähköstimulaation kanssa

Sähköstimulaation kanssa tehdyissä tasapainohäiriössä mitatuista H/M-suhteissa havaittiin tilastollinen ero vain LLR-mittauksessa. Siinä H/M-suhteen todettiin olevan matalampi ikääntyneillä kuin nuorilla voimaharjoitusjakson jälkeen ($P=0,04$). Kuvassa 26 on esitetty H/M-suhteen muutos SLR-, MLR- ja LLR-komponenttien välillä sekä ennen ja jälkeen voimaharjoitusjakson.



KUVA 26. Tasapainohäiriön aikana soleuksesta mitatut H/M-suhteen muutokset alussa ja lopussa. SLR = short latency reflex, MLR = medium latency reflex, LLR = long latency reflex. # = merkittävästi suurempi tulos kuin ikääntyneillä.

8 POHDINTA

Tässä pro gradu –tutkimuksessa tutkittiin aiheuttaako 14 viikon voimaharjoittelujakso muutoksia dynaamisiin tai staattisiin tasapainomuuttujiin ja venytysrefleksivasteisiin. Tutkimuksen päätuloksena on se, että voimaharjoittelujakso ei aiheuttanut selkeitä muutoksiakummankaan ryhmän dynaamisissa tai staattisissa testatuissa tasapainomuuttujissa. Myöskään soleuksen venytysrefleksi- tai H-refleksivasteet eivät muuttuneet voimaharjoittelun seurauksena. Maksimivoimatestien tulokset kasvoivat nuorilla kaikissa testeissä mutta ikääntyneillä tilastollista muutosta ei havaittu. Kummallakaan ryhmällä ei myöskään havaittu muutosta voimantuottonopeudessa. Mitään korrelaatioita mitattujen voimantuotto-ominaisuuksien ja tasapainomuuttujien välillä ei havaittu tässä tutkimuksessa.

8.1 Tulosten analysointi

Tutkimustulokset eivät tukeneet sitä hypoteesia, että progressiivinen voimaharjoittelu yhdistettynä nopeusvoimaharjoitukseen johtaisi tasapaino-ominaisuuksien paranemiseen. Displacement P2P, displacement time tai displacement post muuttujissa ei havaittu merkittävää eroa voimaharjoitusjakson jälkeen. Aikaisemmin meta-analyyseissä on todettu pelkän progressiivisen voimaharjoittelun vaikutukset tasapainokyvyn paranemiseen olevan vähäisiä (Latham ym. 2004; Orrin ym. 2008). Piirainen ym. (2014) mukaan nopeusvoimaharjoittelu kehittää keskushermoston aktiivisuutta joka näkyy lihasaktiivisuuden nousuna MVC:n aikana. Plyometrinen harjoittelu taas vaikuttaa enemmän venytysrefleksilooppiin tehostaen sen toimintaa. Samassa tutkimuksessa havaittiin myös polven ojennuksen voimantuottonopeuden kasvun korreloivan positiivisesti tasapainopkontrollin kanssa. Tässä tutkimuksessa suoritettavat plyometriset harjoitteetkaan eivät vaikuttaneet mitattuihin tasapainomuuttujiin. Tosin Piiraisen ym. (2014) tutkimuksessa tehtiin huomattavasti enemmän nopeusvoimaharjoittelua kuin tässä pro gradu tutkimuksessa. Lisäksi he käyttivät tasapainomittauksissaan eri mittalaitteistoa. Tässä tutkimuksessa ei myöskään havaittu eroa nuorten ja ikääntyneiden ryhmien välillä ennen tai jälkeen harjoitusjakson displacement P2P tai displacement time muuttujissa. Myöskään Piirainen ym. (2013)

eivät havainneet nuorten ja ikääntyneiden välillä eroa displacement P2P arvossa taaksepäin toteutetussa häiriössä. Sen sijaan he havaitsivat ikääntyneillä suuremman displacement P2P-arvon eteenpäin toteutetussa hitaassa häiriössä. Tämä kertoo heikommasta tasapainokyvystä. (Piirainen ym. 2013.) Syynä tähän on motoristen yksiköiden ja erityisesti nopeiden yksiköiden väheneminen (Doherty ym. 1993), mikä osaltaan johtaa jäljelle jäävien motoristen yksiköiden koon kasvamiseen ja sitä kautta hienomotoriikan heikkenemiseen (Roos ym. 1997). Samoin lihaksen poikkipinta-ala, voimatasot (Häkkinen & Häkkinen, 1991) ja erityisesti räjähtävävoimantuotto laskevat (Häkkinen & Häkkinen 1991; Izquierdo ym. 1999; Macaluso & de Vito 2003) motoristen yksiköiden muutosten seurauksena.

Tutkimustulokset olivat linjassa aikaisempien tutkimuksien kanssa siinä, että ikääntyneillä on viive lihasaktivaatiossa tasapainohäiriön tapahtuessa verrattuna nuoriin (Allum ym. 2002; Lin & Woollacott 2002; Piirainen ym. 2013; Tang & Woollacott 1998; Tokuno ym. 2010). Tasapainohäiriön alkamisen jälkeen ikääntyneiltä mitattiin pidempi aika ennen kuin soleuksen lihasaktiivisuudessa näkyi venytysrefleksin aiheuttama EMG-aktiivisuuden nousu. Ikääntyneiden myöhäisemmän on esitetty johtuvan lihassukkulan herkkyuden laskusta ikääntymisen seurauksena (Miwa ym. 1995). Ikääntymisen seurauksena tapahtuva II-tyypin lihassolujen atrofia (Hameed ym. 2002; Wang ym. 1999) aiheuttaa räjähtävänvoimantuoton (Häkkinen & Häkkinen 1991; Izquierdo ym. 1999; Macaluso & de Vito 2003), syttymistiheyden (Connolly ym. 1999; Erim 1999; Kallio ym. 2012), johtumisnopeuden (Wang ym. 1999) laskua. Myös näiden tekijöiden voidaan ajatella vaikuttavan hitaanpaan ja heikempään venytysrefleksivasteeseen. Tässä tutkimuksessa ikääntyneillä havattiin lisäksi suurempi displacement post arvo eli painekeskapisteen maksimipoikkeama häiriön loputtua oli suurempi kuin nuorilla. Tämä tarkoittaa, että asennon stabilointi vie pidemmän aikaa häiriön loputtua. Tämä kertoo ikääntyvien toimintakyvyn kuten voimatasojen laskusta ja refleksien hidastumisesta. Ikääntyminen saattaa myös johtaa heikompaan häiriötilanteen tunnistamiseen ja asennon säätämisen nopeuden hidastumiseen (Izquierdo ym. 1999).

Vaikka ikääntyneillä havaittiinkin viive venytysrefleksissä nuoriin verrattuna, heillä havaittiin myös suurempi SLR-vaste sekä ennen että jälkeen voimaharjoitusjakson, kun se normalisoitiin maksimi M-aaltoon. Ikääntyneiden ja nuorten väliltä ei havaittu eroa

soleuksen esiaktiivisuuden voimakkuudessa, joka olisi osaltaan voinut selittää ikääntyneiden suuremman SLR-vasteen. MLR- ja LLR-vasteissa ei havaittu tilastollisesti merkittävää eroa ryhmien välillä, vaikka tulokset olivatkin hieman korkeampia ikääntyneillä sekä MLR- että LLR-vasteissa. Aikaisemmissa tutkimuksissa EMG-aktiivisuuden on todettu olevan ikääntyneillä matalampaa alussa ja sen on mitattu jatkuvan pidempään kuin nuorilla tasapainohäiriön kohdalla (Allum ym. 2002; Lin & Woollacott 2002; Tang & Woollacott 1998). Piirainen ym. (2013) totesivat ikääntyneillä olevan suurempi soleuksen MLR- ja LLR-vaste kuin nuorilla taaksepäin toteutetun tasapainohäiriön aikana. SLR-vasteen he totesivat olevan yhtä suuri molemmilla ryhmillä. Venytysrefleksi vasteiden osalta tämä tutkimus ei ollut täysin linjassa aikaisempien tutkimuksien kanssa, koska SLR-vaste oli suurempi ikääntyneillä. Toisaalta ikääntyneitä tutkittavia oli vain neljä joka on määränä vähäinen. Tällainen mittaus on haastava ja onkin vaikea sanoa kuinka hyvin stimulaatio on osunut juuri refleksin kohdalle mittauksissa.

Voimaharjoittelulla ei ollut mitään vaikutusta venytysrefleksin SLR-, MLR-, tai LLR-vasteisiin nuorilla eikä ikääntyneillä. Merkittäviä muutoksia ei myöskään tapahtunut tasapainohäiriön aikana mitatuissa H-refleksivasteissa, osittain pienen otannan takia. Venytysrefleksivasteen muutokset viittaavat lihassukkulan herkkyyden muutoksiin (Häkkinen & Komi 1983b). Tässä tutkimuksessa kiinnosti voisiko voimaharjoittelu vaikuttaa lihassukkulan herkkyyteen. Harjoitusjaksolla tehtiin myös nopeusvoimaharjoittelua joka nostaa voimantuottoa kaikissa motorisissa yksiköissä ja näin mahdollisesti kompensoi huonompaa tehokkuutta refleksivasteen välittämisessä Ia-afferenttia ja alfamotoneuronia pitkin (Maffioletti ym. 2001). Piirainen ym. (2014) mukaan nopeusvoimaharjoittelu kehittää nimenomaan keskushermoston aktiivisuutta ja plyometrinen harjoittelu taas vaikuttaa enemmän venytysrefleksilooppiin tehostaen sen toimintaa. Tässä tutkimuksessa suoritettiin hieman plyometristä harjoittelua sekä nopeusvoimaharjoittelua mutta ehkä niiden määrä oli liian vähäistä, jotta venytysrefleksin vasteessa tai tasapainohäiriön aikana mitatuissa H-refleksivasteissa olisi nähty muutoksia.

Staattisen tasapainon testeissä nuorten P2P-arvon havaittiin parantuneen silmät auki mitattuna medio-lateraalaisella tasolla voimaharjoitusjakson jälkeen. Nuorten P2P-arvon todettiin myös olleen parempi kuin ikääntyneillä anterior-posterior tasolla ennen

voimaharjoitusjaksoa silmät auki mitattuna. Muissa staattisen tasapainon tuloksissa ei havaittu muutoksia tai eroja ryhmien välillä. Aikaisemmissa tutkimuksissa staattista tasapainoa on mitattu huojunnan määrällä. Ikääntyneillä onkin havaittu suurempaa huojuntaa sekä anteroposterior että mediolateraaliosella tasolla (Baloh ym. 1994; Laughton ym. 2003). Tulokset voimaharjoittelun vaikutuksista huojunnan määrään ovat hieman ristiriitaisia. Liu-Ambrose ym. (2004) havaitsivat huojunnan vähentyneen epävakaalla alustalla mitattaessa 25 viikon voimaharjoitusjakson seurauksena ikääntyneillä. Samaan tulokseen päätyivät myös Ni ym. (2016), kun he huomasivat huojunnan vähentyneen 12 viikon nopeusvoimaharjoittelun jälkeen ikääntyneillä parkinsonin tautia sairastavilla. Myös pidemmällä harjoitusjaksoilla huojunnan määrä on vähentynyt voimaharjoittelun seurauksena ikääntyneillä (Messier ym. 2000). Toisaalta huojunta ei vähentynyt Alfierin ym. (2012) tekemässä tutkimuksessa 12 viikon voimaharjoittelun seurauksena ikääntyneillä. Täytyy kuitenkin muistaa, että staattiset tasapainotestit eivät välttämättä paljasta tasapaino-ongelmia tai ikääntymiseen liittyviä eroja yhtä hyvin kuin dynaamiset testit (Baloh ym. 1994). Tässä tutkimuksessa ei löydetty selkeitä merkkejä staattisen tasapainokyvyn parantumisesta. Myöskään ryhmien välillä ei ollut selkeää eroa. Myös tässä tutkimuksessa olisi ollut hyödyllisempää käyttää staattisen tasapainon muuttujana huojunnan pinta-alaa kuin pelkkää P2P-arvoa jolloin vertailua olisi paremmin voitu tehdä myös aikaisempiin tutkimuksiin.

Levossa mitatuissa H-refleksin latensseissa ja amplitudien voimakkuuksissa tai H/M-suhteessa ei havaittu muutosta voimaharjoittelun seurauksena. Aikaisemmin Voigt ym. (1998) havaitsivat H-refleksin amplitudin kasvun 4 viikon hyppyharjoittelun jälkeen. Toisaalta Piirainen ym. (2014) eivät havainneet tätä muutosta, vaikka he käyttivät samaa harjoitusprotokollaa kuin Voigt. Tosin Voigtin tutkimuksessa hypyt suoritettiin vapaasti ja Piiraisen tutkimuksessa kerkalla. Näin ollen kuormitus on voinut olla hieman erilainen. Kuitenkin Piiraisen ym. (2014) tutkimuksessa H/M-suhteen todettiin laskeneen pneumaattisen nopeusvoimaharjoittelujakson seurauksena. Pelkkää progressiivista voimaharjoittelua sisältäneissä tutkimuksissa lyhyen harjoitusjakson aikana ei ole havaittu muutosta tutkittavien H/M-suhteessa (Scaglioni ym. 2002; Unhjem ym. 2015). Pitkäkestoisesta harjoittelusta on pientä näyttöä ikääntyneillä, jonka mukaan H-refleksin latenssi pysyisi lyhyempänä myöhäisemmälle iälle verrattuna harjoittelemattomiin (Unhjem ym. 2016). Voimaharjoitusjakson pituus ei siis ollut

riittävä, jotta H-refleksin latenssissa oltaisiin nähty muutosta. Tämä olisi vaatinut todennäköisesti vuosia kestävän harjoittelun. Myöskin suoritettujen nopeusvoimaharjoitteiden olivat ilmeisesti niin vähäisiä, että niillä ei ollut vaikutusta näihin tuloksiin. Tulokset ovat siis linjassa aikaisempien tutkimuksien kanssa. Toisaalta ryhmien välillä ei havaittu eroa levossa mitatuissa H-refleksin amplitudien voimakkuuksissa tai H/M-suhteessa. Aikaisemmin ikääntyneillä on todettu olevan matalampi H-refleksin amplitudi ja H/M-suhde (Angulo-Kinzler ym. 1998; Kido ym. 2004; Kocejka ym. 1995; Unhjem ym. 2016). Sen sijaan H-refleksin latenssin todettiin olevan pidempi ikääntyneillä harjoitusjakson jälkeen mitattuna, kun latenssi suhteutettiin tutkittavien pituuteen. Myös Piirainen ym. (2013) tulivat samaan tulokseen. Aikaisemmissa tutkimuksissa ikääntyneiltä on mitattu hitaampia johtumisnopeuksia ja tämän uskotaan liittyvän presynaptisen inhibition kasvuun (Kallio ym. 2010) ja motorisen kontrollin vähenemiseen (Leonardo ym. 1997). H/M-suhteen laskun ikääntymisen seurauksena uskotaan johtuvan motoneuronien lukumäärän laskusta (Kido ym. 2004) ja presynaptisen inhibition kasvusta (Kallio ym. 2010). Tässä tutkimuksessa näillä tutkittavilla ei kuitenkaan havaittu näitä ilmiöitä. Täytyy tosin muistaa, että tässä tutkimuksessa tutkittavia oli todella vähän.

Soleuksesta mitattaessa SLR-latenssin pitäisi alkaa noin 30-50 ms (Kido ym. 2004; Obata ym. 2010; Unhjem ym. 2015), MLR-latenssin 62-84 ms (Grey ym. 2001; Obata ym. 2010) ja LLR-latenssin 85-100 ms venytyksen alkamisesta (Fellons ym. 1993; Obata ym. 2010). Tässä tutkimuksessa latenssit osuivat hyvin noille paikoille. Vain nuorten LLR-latenssi oli hieman lyhyempi kuin kirjallisuudessa. Ikääntyneillä havaittiin kuitenkin viive venytysrefleksin aktivaatiossa nuoriin verrattuna. Ikääntyneillä havaittu myöhäisempi venytysrefleksivaste kertoo yleensä lihassukkulan herkkyuden laskusta (Miwa ym. 1995). Vaikka venytysrefleksissä näkyi viive, niin siitä huolimatta häiriötestissä mitatuissa displacement time ja displacement P2P arvoissa ei todettu eroa ryhmien välillä. Näihin arvoihin tosin vaikuttavat muutkin tekijät kuin vain venytysrefleksi. Nuorten ja vanhojen välillä havaittu erilainen tasapainokotrollistategia (Allum ym. 2002; Tang & Woollacott 1998; Tokuno ym. 2010) saattoi vaikuttaa displacement time ja displacement P2P arvoihin kuten myös se, että nopean ja äkkinäisen tasapainohäiriön aikana voimaa ja tehoa tuotetaan voimakkaasti myös muista lihasryhmistä kaatumisen estämiseksi (Carty ym. 2012; Piirainen ym. 2010). Tasapainohäiriön ajalta mitatuista soleuksen ja tibialiksen pre, act

ja post lihasaktiivisuuksissa ei havaittu selkeää eroa ryhmien välillä. Voimaharjoittelujakson jälkeen aktiivisuudet olivat hieman korkeampia soleuksesta mitattuna mutta ero ei kuitenkaan ollut merkittävä. Suurempi aktiivisuus sekä häiriötä ennen että sen aikana voisi mahdollisesti vaikuttaa positiivisesti myös tasapainomuuttujiin. Mitään korrelaatiota ei tosin havaittu.

Selkeitä merkkejä dynaamisen tai staattisen tasapainokyvyn kehittymisestä ei havaittu tässä tutkimuksessa. Isometrisen maksimivoiman todettiin kehittyneen nuorilla kaikissa testeissä mutta ei ikääntyneillä. Tarkasteltassa molempia ryhmiä yhtenä suurena ryhmänä, todettiin vain polven fleksion maksimivoiman parantuneen. Voimantuottonopeudessa ei todettu merkittäviä muutoksia kummallakaan ryhmällä missään testissä voimaharjoitusjakson seurauksena. Myöskään tarkasteltaessa kumpaakin ryhmää yhtenä suurena ryhmänä muutoksia ei havaittu.. Näiden tulosten pohjalta ei siis voida sanoa kehittykö tasapainokyky maksimivoimatasojen vai nopeusvoimatasojen vai näiden molempien yhteisvaikutuksesta. Tämän tutkimuksen tulosten perusteella voidaan vain sanoa, ettei nuorilla tapahtunut maksimivoimatasojen nousu vaikuttanut tässä tutkimuksessa tehtyihin tasapainotesteihin ja mitattuihin tasapainomuuttujiin. Voimaharjoittelu tehostaa motoristen yksiköiden syttymistiheyttä (Patten & Kamen 2000; Kamen & Knight 2004) ja madaltaa rekrytointikynnystä (Patten & Kamen 2000). Aikaisemmissa tutkimuksissa maksimivoimatasojen on todettu kasvaneen kymmeniä prosentteja muutamien kuukausien mittaisien voimaharjoitusjaksojen seurauksena (Frontera ym. 1988; Hagerman ym. 2000; Häkkinen ym. 2001; Häkkinen ym. 2002). Tässä tutkimuksessa voimatasojen muutos jäi hieman ennakoitua pienemmäksi. Ehkä olisi vaadittu suurempaa muutosta voimatasoissa, jotta muutos olisi vaikuttanut myös tasapainomuuttujiin tai venytysreflekseihin. Aikaisemmissa tutkimuksissa nimenomaan nopeusvoimaharjoittelun hyödyistä tasapainokykyyn on näyttöä (Miszko ym. 2003; Orr ym. 2006; Piirainen ym. 2014). Kun taas progressiivisesta voimaharjoittelusta oleva näyttö on ristiriitaista (Latham ym. 2004; Orr ym. 2008). Koska nopeusvoimaharjoittelulla pyritään kehittämään erityisesti voimantuottonopeutta olisi voitu ajatella, että nimenomaan nopeusvoimatasojen kehittyminen olisi johtanut tasapainokyvyn paranemiseen ainakin reagoitaessa nopeaan tasapainohäiriöön.

8.2 Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet

Tämän pro gradu –tutkimuksen vahvuuksina ovat mittausten huolellinen suunnittelu, pilotointi ja valvonta. Vahvuutena on myös harjoitusjakson tarkka suunnittelu ja valvottu läpivienti. Lisäksi mittausdata on analysoitu huolellisesti ja monesta eri näkökulmasta. Tutkimuksen suurimpana heikkoutena on tutkittavien vähäinen lukumäärä ja erityisesti ikääntyneiden tutkittavien puute. Suuremmalla tutkittavien määrällä oltaisiin todennäköisesti saatu useampia merkittäviä tuloksia. Toinen heikkous on se ettei mittauksien toistettavuus arvoja ole selvitetty eikä mukana ole kontrolliryhmää.

Tutkimukseen osallistuneiden tutkittavien tasapainokyvystä ei voitu sanoa yhtään mitään. Tosin tiedossa oli, että he kaikki olivat terveitä mutta vähän liikkuvia. Ei kuitenkaan voitu todeta oliko heidän tasapainokykynsä hyvä vai huono. Varsinkaan dynaamisen tasapainon testaamiseen ei vielä ole kehitetty mitään validioituja testejä. Tulokset voivat siis olla erilaisia hyvän ja huonon tasapainon omaavilla tutkittavilla. Jatkossa tulisi miettiä voisiko tutkittavat jakaa jonkin testin perusteella hyvän ja huonon tasapainon omaaviin tutkittaviin ja katsoa saisivatko he silloin erilaisen vasteen voimaharjoittelulle. Tässä tutkimuksessa tasapainomittauksissa olisi ollut mielenkiintoista selvittää erosivatko nuorten ja ikääntyneiden tutkittavien tasapainokontrollistrategia jotenkin. Tasapainohäiriön kohdalla ikääntyneiden on nähty käyttävän enemmän lantio- kuin nilkkastrategiaa (Tokuno ym. 2010). Tasapainostrategioiden arviointi olisi tosin vaatinut useiden videokameroiden ja liikeanalyysin käyttöä, joka olisi tuonut merkittäviä lisäkustannuksia tutkimukseen. Lisäksi tulevaisuudessa tulisi tutkia lisää myös pidemmän voimaharjoitusjakson vaikutusta tasapainoon.

Lihasktiivisuudet mitattiin pintaelektrodeilla, jolloin mahdollisia mittausvirheitä saattoivat aiheuttaa elektrodien muuttuva paikka alkua- ja loppumittauksissa tatuointipisteistä huolimatta. Lisäksi muutokset mitattavien lihasten lihassyiden pennaatiokulmissa, ihonalaisen rasvakudoksen sekä crosstalkin määrässä saattoivat vaikuttaa pinta-EMG:n tuloksiin (De Luca 1997). Näitä ongelmia pyrittiin kuitenkin minimoimaan suhteuttamalla mitatut EMG arvot joko maksimaaliseen M-aaltoon tai

maksimaaliseen isometrisen voimantuoton aikaiseen EMG:hen. Isometristen testien ajalta mitattiin EMG-aktiivisuus vain yhdestä liikkeeseen osallistuvasta lihaksesta. Esimerkiksi polven ekstensiossa lihasaktiivisuus mitattiin vain vastus lateralikselta, vaikka ekstensioon osallistuvat muutkin quadriceps femoriksen lihakset. (Rabita ym. 2000) Zatsiorskyn ja Kraemerin (2006, 155–156) mukaan kaikkien nivelen liikkeeseen osallistuvien lihasten sisäiset ja väliset koordinaatiot vaikuttavat sen voimantuottoon. Tässä tutkimuksessa lihaksen voimantuottonopeus mitattiin isometrisellä testillä. Tasapainohäiriöön reagoitaessa suoritus on kuitenkin dynaaminen, joten voimantuottonopeuskin olisi voitu selvittää dynaamisen testin avulla samoin kuin Unhjem ym. (2015) tekivät.

8.3 Johtopäätökset

Lyhyt progressiivinen voimaharjoitusjakso yhdistettynä vähäisiin nopeusvoimaharjoituksiin ei näytä parantavan ikääntyneiden tai nuorten tutkittavien tasapainokykyä reagoitaessa nopeaan tasapainohäiriöön. Sillä ei myöskään näytä olevan vaikutuksia soleuksen H- tai venytysrefleksivasteisiin. Mitään korrelaatioita tasapaino-ominaisuuksien tai venytysrefleksivasteiden ja voima-ominaisuuksien välillä ei havaittu. Ikääntyneillä havaittu myöhäisempi venytysrefleksivaste kertoo yleensä lihassukkulan herkkyyden laskusta (Miwa ym. 1995). Paineakeskipisteen maksimipointkeama häiriön loppumisen jälkeen oli suurempi ikääntyneillä kuin nuorilla. Tämä tarkoittaa sitä, että ikääntyneillä kestää pidempään stabiloida asento häiriön loputtua. Tähän vaikuttaa ikääntyvien toimintakyvyn kuten voimatasojen lasku ja refleksien hidastuminen. Tulevaisuudessa tulisi selvittää mikä voimantuotto-ominaisuus on tärkeintä sen kannalta, että kaatuminen estettäisiin nopean tasapainohäiriön kohdalla. Lisäksi tulisi selvittää minkälaisesta voimaharjoittelusta olisi hyötyä tasapainokyvyn kannalta ja pitäisikö voima- sekä tasapainoharjoittelua yhdistää.

LÄHTEET

Aagaard P., Simonsen E. B., Andersen J. L., Magnusson P. & Dyhre-Poulsen P. 2002. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Applied Physiology* 92: 2309-2318.

Aagaard P., Andersen J.L., Dyhre-Poulsen P., Leffers A.M., Wagner A., Magnusson S.P., Halkjaer-Kristensen J., Simonsen E.B. 2001. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The journal of physiology* 534(Pt. 2) 613-23.

Ackerley R. & Kavounoudias A. 2015. The role of tactile afference in shaping motor behavior and implications for prosthetic innovation. *Neuropsychologia* 79; 192–205

Adrian E., & Bronk D. 1929. The discharge of impulses in motor nerve fibres. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *Journal of Physiology*, 67, 119-151.

Alfieri F. M., Riberto M., Gatz L. S., Ribeiro C. P. C., Lopes J. A. F. & Battistella L. R. 2012. Comparison of multisensory and strength training for postural control in the elderly. *Clin Interv Aging*. 2012; 7: 119–125.

Allum J. H, Carpenter M. G., Honegger F., Adkin A. L. & Bloem B. R. 2002. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movement in man. *Journal of Physiology*.

Amiridis I.G., Hatzitaki V. & Arabatzi F. 2003. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters* 350 (2003) 137–140.

Angulo-Kinzler R.M., Mynark R.G. & Koceja D.M. 1998. Soleus H-reflex gain in elderly and young adults: modulation due to body position. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 53(2), 120-125.

Baloh R. W., Fife T. D., Zwerling L., Socotch T., Jacobson K. Bell T. & Beykirch K. 1994. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 42:405-412.

Bassey E.J., Fiatarone M.A., O'Neil E.F., Kelly M., Evans W.J. & Lipsitz L.A. 1992. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci* 82:321±327

Bauer C., Groger 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.

Bawa, P. & Calancie, B. (1983). Repetitive doublets in human flexor carpi radialis muscle. *Journal of Physiology* 339, 123—132.

- Blazevich A. J., Cannavan D., Horne S., Coleman D. R. & Aagaard P. 2009. Changes in muscle force-length properties affect the early rise of force in vivo. *Muscle Nerve*. Apr;39(4):512-20.
- Blazevich A. J., Cannavan D., Coleman D. R. & Horne S. 2007. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol* 103: 1565–1575.
- Braun Ferreira L.A., Pereira W.M., Rossi L.P., Kerpers I.I., Rodrigues de Paula A. JR & Oliveira C.S. 2011. Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. *J Bodyw Mov Ther*, 2011, 15: 496–501.
- Brooke, M.H & Kaiser, K.K. 1974. The use and abuse of muscle histochemistry. *Annals of the New York Academy of Sciences* 228, 121-144.
- Burke, R.E. 1981. Motor units: Anatomy, physiology, and functional organisation. Teoksessa Brooks, V.B. (ed.) *Handbook of physiology*. American Physiology Society, Bethesda, MD., 345-422.
- Burke D. & Pierrot-Deseilligny E. 2005. *The circuitry of the human spinal cord: its role in moter control and movement disorders*. Cambridge University Press, New York.
- Campos, G. E. R., Luecke, T. J., Wendeln, H. K., Toma, K., Haegerman, F. C., Murray, T. F., Ragg, K. E., Ratamess, N. A., Kraemer, J. K. & Satoron, R. S. 2002. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol* 88, 50–60.
- Carty CP, Barrett RS, Cronin NJ, Lichtwark GA, Mills PM. Lower limb muscle weakness predicts use of a multiple- versus single-step strategy to recover from forward loss of balance in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 67: 1246–1252, 2012.
- Carroll T.J., Barry B., Riek S. & Carson R.G. 2001. Resistance training enhances the stability of sensorimotor coordination. *Proceedings Biological Sciences* 268(1464), 221-227.
- Carolan, B & Carafelli, E. 1992. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology* 73, 911-917.
- Chalmers G.R. & Knutzen K.M. 2000. Soleus Hoffmann-reflex modulation during walking in healthy elderly and young adults. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 55(12), B570-579.
- Clamann, H. P. 1993. Motor unit recruitment and the gradation of muscle force. *Phys Ther* 73 (12), 830–843.
- Connelly, D. M., Rice, C. L., Roos, M. R., & Vandervoort, A. A. 1999. Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *Journal of Applied Physiology*, 87. 843-852

- Delbono O., O'Rourke K.S. & Ettinger W.H. 1995. Excitation-calcium release uncoupling in aged single human skeletal muscle fibers. *Journal of Membrane Biology* 148(3), 211-222
- De Luca C. J. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (2), 135–163.
- De Luca C. J., & Mambrito B. 1987. Voluntary control of moter units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. *Journal of neurophysiology* 58(3), 525-542
- Diener H.C., Dichgans J.,Guschlbauer B. & Mau H. 1984. The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res* 296:103-109
- Creath R., Kiemela T., Horakc F., Peterkac R. & Jeka J. 2005. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters* 377 (2005) 75–80.
- Crewther, B., Cronin, J., Keogh, J. & Cook, C. 2008. The salivary testosterone and cortisol response to three loading schemes. *Journal of Strength & Conditioning Research* 22 (1), 250–256.
- Cronin J.B., McNair P.J. & Marshall R.N. 2002. Is velocity-specific strength training important in improving functional performance? *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42(3), 267-273.
- Del Balso C. & Cafarelli E. 2007. Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology* 103; 402-411.
- Doherty TJ, Vandervoort AA, Taylor AW, Brown WF. 1993. Effects of motor unit losses on strength in older men and women. *J Appl Physiol* 74:868–874
- Edström, L. and Kugelberg, E. 1968. Histochemical composition, distribution of fibers and fatiguability of single motor units. Anterior tibial muscle of the rat. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 31: 424-433.
- Enoka R. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. 4th Edition. Champaign, IL, USA: Human Kinetics.
- Era P. 1997. Havaintomotoriikan ja kehon asennonhallintakyvyn muutokset vanhetessa ja liikunta. Teoksessa P. Era (toim.). *Ikääntyminen ja liikunta. Liikunnan ja kansanterveyden julkaisuja* 108. Jyväskylä.
- Erim. Z. Beg M. F., Burke D. T. & de Luca C. J. 1999. Effects of Aging on Motor-Unit Control Properties. *Journal of Neurophysiology* Published Vol. 82 no. 5, 2081-2091.
- Fellows S. J., Domges F., Topper R., Thilmann A. F. & Noth J. 1993. Changes in the short- and long-latency stretch reflex components of the triceps surae muscle during ischaemia in man. *Journal of physiology* 472, 737-748.

Fielding R.A., LeBrasseur N.K., Cuoco A., Bean J., Mizer K. & Singh M.A.F. 2002. High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. *J Am Geriatr Soc*; 50 (4): 655-62

Fimland M., Helgerud J., Gruber M., Leivseth G. & Hoff J. 2009. Functional maximal strength training induces neural transfer to single-joint task. *European Journal of Applied Physiology*; 107, pp 21-29.

Folland, J. P. & Williams, A. G. 2007. The Adaptations to Strength Training: Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports Med* 37 (2), 145–168.

Franklin D.W., So U., Burdet E. & Kawato M. 2007. Visual feedback is not necessary for the learning of novel dynamics. *PLoS One* 2(12), e1336.

Frontera, W.R., Meredith, C. N., O'Reilly, K. P., Knuttgen W. . & Evans, W. J. 1988. Strength conditioning in older men: Skeletal muscle hypertrophy and improved function. *Journal of Applied Physiology*, 64, 1038-1044.

Gaerlan G. M., Alpert P.T., Cross C., Louis M. & Kowalski S. 2012. Postural balance in young adults: the role of visual, vestibular and somatosensory systems. *Journal of the American Academy of Nurse Practitioners* 24(6), 375-381.

Gans, C. & Bock, W.J. 1965. The functional significance of muscle architecture: a theoretical analysis. *Advances in Anatomy, Embryology and Cell Biology* 38, 115-142.

Gombos G.C., Bajsz V., Pèk E., Schidt B., Sió E., Molics B. & Betlehem J. 2016. Direct effects of physical training on markers of bone metabolism and serum sclerostin concentrations in older adults with low bone mass. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016; 17: 254.

Guyton, A.C. & Hall, E. 2011. *Textbook of medical physiology*. 12th edition. Saunders Elsevier, Philadelphia, PA :

Granacher U., Muehlbauer T., Zahner L., Gollhofer A. & Kressig R.W. 2011. Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. *Sports Medicine* 41(5), 377-400.

Grey, M. J., Ladouceur, M., Andersen, J. B., Nielsen, J. B. & Sinkjær, T. (2001). Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans. *Journal of Physiology (London)*, 534, 925–33.

Crewther, B., Cronin, J., Keogh, J. & Cook, C. 2008. The salivary testosterone and cortisol response to three loading schemes. *Journal of Strength & Conditioning Research* 22 (1), 250–256.

Hagerman, F. C., Walsh, S. J., Staron, R.S., Hikida, R. S., Gilders, R. M., Murray, T. F., Toma K., & Ragg, K. E. 2000. Effects of high-intensity resistance training on untrained older men. I.

Strength, cardiovascular, and metabolic responses. *Journals of Gerontology Series A-biological Sciences & Medical Sciences*, 55, B336-B346.

Hameed, M. Harridge, S.D.R., & Goldspink D. 2002. Sarcopenia and hypertrophy: A role for insulin-like growth factor-1 and aged muscle? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30, 15-19.

Henneman E., Somjen G. & Carpenter D.O. 1965. Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *Journal of Neurophysiology* 28(3), 599- 620

Henwood TR, Riek S, Taaffe DR. 2008. Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2008; 63 (1): 83-91.

Hermens H.J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G., DisselhorstKlug C. & Hägg G. 1999. European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development, Enschede.

Hess J.A. & Woollacott M. 2005. Effect of High-Intensity Strength-Training on Functional Measures of Balance Ability in Balance-Impaired Older Adults. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. Volume 28, Number 8.

Hicks A.L., Cupido C.M., Martin J. & Dent J. 1992. Muscle excitation in elderly adults: the effects of training. *Muscle & Nerve* 15(1), 87-93.

Hikida, R.S., Staron, R.S, Hagerman, F. C., Walsh, S., Kaiser, E., Shell, S., & Herney, S. 2000. Effects of high-intensity resistance training on untrained older men. II. Muscle fiber characteristics and nucleo-cyto-plasmic relationships. *Journal of gerontology Series A-Biological Sciences & Medical Sciences*, 55, B347-B354.

Hoffmann, P. 1918. Über die Beziehungen der Sehnenreflexe zur willkürlichen bewegung und zum tonus. *Zeitschrift für biologie*, 68, 351-370.

Horak F.B., Nashner L.M. & Diener H.C. 1990. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* 82(1), 167-177.

Horak F.B., Shupert C.L., Dietz V. & Horstmann G. 1994. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Experimental Brain Research* 100(1), 93-106.

Häkkinen, K., Pakarinen, A., Kraemer, W.J., Häkkinen, A., Valkeinen, H. & Alen, M. 2001. Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. *Journal of Applied Physiology*, 91, 569-580.

Häkkinen K., Kraemer W.J., Pakarinen A., Tripplet-McBride T., McBride J.M., Häkkinen A., Alen, M., McGuigan, M.R., Bronks, R., & Newon, R. U. 2002. Effect of heavy resistance/power training on maximal strength, muscle morphology, and hormonal response patterns in 60-75-year-old men and women. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27, 213-231.

Häkkinen K. & Häkkinen 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. 1990. Voimaharjoittelun perusteet: vaikutusmekanismit, harjoitusmenetelmät ja ohjelmointi. Gummerus Kirjapaino Oy, Jyväskylä.

Häkkinen K. & Komi P.V. 1986. Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. *Eur J Appl Physiol* 55:147-155.

Häkkinen K. & Komi P.V. 1983. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 15 (6), 455-460.

Häkkinen K., Komi P.V. 1983b. Changes in neuromuscular performance in voluntary and reflex contraction during strength training in man. *Int J Sports Med* 4:282-288.

Höök P., Sriramoju V. & Larsson L. 2001. Effects of aging on actin sliding speed on myosin from single skeletal muscle cells of mice, rats, and humans. *American Journal of Physiology: Cell Physiology* 280(4), C782-788.

Ikai M. & Fukunaga T. 1968. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Eur. J. Appl. Physiol.* 26, 26-32.

Izquierdo M., Aguado X., Gonzalez R., Lopez J.L. & Häkkinen K. 1999. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *Eur J Appl Physiol* 79: 260 – 267.

Janssen I., Heymsfield S. B., Wang Z. & Ross R. 2000. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *J Appl Physiol* 89: 81–88

Kallio J., Avela J., Moritani T., Kanervo M., Selänne H., Komi P. & Linnamo V. 2010. Effects of ageing on motor unit activation patterns and reflex sensitivity in dynamic movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(4), 590-598.

Kallio J., Sogaard K., Avela J., Komi P., Selänne H. & Linnamo V. 2012. Agerelated decreases in motor unit discharge rate and force control during isometric plantar flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22(6), 983-989.

Kang D-W., Seo J-W., Kim D-H., Yang S-T., Choi J-S. & Tack G-R. 2016. A study on balance assessment according to the levels of difficulty in postural control. *Journal of Physical Therapy Science*. Jun; 28(6): 1832–1835.

Kamen G. & Knight C.A. 2004. Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 59(12), 1334-1338.

Kannus P., Parkkari J., Koskinen S., Niemi S., Palvanen M., Järvinen M., & Vuori I. 1999. Fall-Induced Injuries and Deaths Among Older Adults. *Journal of the American Medical Association*, 281, 1895-1899.

Kauranen K. & Nurkka N. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Liikuntatieteellisen Seuran julkaisu nro 166. Tammerprint Oy, Tampere.

Kawashima N, Nakazawa K, Yamamoto SI, Nozaki D, Akai M, Yano H. Stretch reflex excitability of the anti-gravity ankle extensor muscle in elderly humans. *Acta Physiol Scand* 180: 99–105, 2004.

Kido A., Tanaka N. & Stein R.B. 2004. Spinal excitation and inhibition decrease as humans age. *Canadian Journal Physiology and Pharmacology* 82(4), 238-248.

Koceja D.M., Markus C.A. & Trimble M.H. 1995. Postural modulation of the soleus H reflex in young and old subjects. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 97(6), 387-393.

Komi P., Viitasalo J., Rauramaa R. & Vihko A. 1978. Effect of isometric strength training on mechanical electrical and metabolic aspects of muscle function. *Eur. J. Appl. Physiol.* 40, 45-55.

Korhonen N. 2014. Fall-Induced Injuries and Deaths Among Older Finns Between 1970 and 2012. Tampereen yliopisto. Lääketieteen yksikkö. Väitöskirja.

Kraemer W.J., Häkkinen, K. (editors). 2002. Strength training for sport. *The Handbook of Sport Medicine and Science*. IOC Medical Commission Publication. Blackwell Science Ltd, Oxford. United Kingdom.

Laidlaw DH, Kornatz KW, Keen DA, Suzuki S, Enoka RM. Strength training improves the steadiness of slow lengthening contractions performed by old adults. *J Appl Physiol.* 1999;87:1786–1795.

Larsson, L., Grimby, G. & Karlsson, J. 1979. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology* 46 (3), 451-456.

LaStayo PC, Ewy GA, Pierotti DD, et al. The positive effects of negative work: increased muscle strength and decreased fall risk in a frail elderly population. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2003; 58 (5): 419-24.

Latham N.K., Bennett D.A., Stretton C.M. & Anderson C.S. 2004. Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 59(1), 48-61.

Laughton C.A., Slavin M., Katdare K., Nolan L., Bean J.F., Kerrigan D.C., Phillips E., Lipsitz L.A. & Collins J.J. 2003. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait and Posture* 18 (2003) 101/108.

- Lee, R. G. & Tatton, W. G. (1975). Motor responses to sudden limb displacements in primates with specific CNS lesions and in human patients with motor system disorders. *Canadian Journal of Neurological Sciences* 2, 285-293.
- Leonard C.T., Matsumoto T., Diedrich P.M. & McMillan J.A. 1997. Changes in neural modulation and motor control during voluntary movement of older individuals. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 52(5), M320-325.
- Lexell J., Taylor C. C. & Sjöström M. 1988. What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84:275-294.
- Liddell, E.G.T., & Sherrington, C. S. (1924). Reflexes in response to stretch (myostatic reflexes). *Proceedings of the Royal Society of London B*, 96. 212-242.
- Lin S.I. & Woollacott M.H. 2002. Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. *Journal of Motor Behavior* 34(1), 37-44.
- Liu-Ambrose T.Y., Khan K.M., Eng J.J., Heinonen A. & McKay H.A. 2004. Both resistance and agility training increase cortical bone density in 75- to 85-year-old women with low bone mass: a 6-month randomized controlled trial. *J Clin Densitom.* 2004 Winter;7(4):390-8.
- Macaluso, A. & De Vito, G. 2003. Comparison between young and older women in explosive power output and its determinants during a single leg-press action after optimisation of load. *European Journal of Applied Physiology* 90 (5-6), 458-463.
- Maffiuletti N.A., Martin A., Babault N., Pensini M., Lucas B. & Schieppati M. 2001. Electrical and mechanical H(max)-to-M(max) ratio in power- and endurance-trained athletes. *Journal of Applied Physiology* 90(1), 3-9.
- Maki B. E., Holliday P. J., & Fernie G. R. 1990. Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *Journal of the American Geriatrics Society*, 38(1), 1-9.
- Maki B. E. & McIlroy W. E. 1997. The role of limb in maintaining upright stance: The “change-in-support” strategy. *Physical Therapy* 77, 5, ProQuest Central.
- McArdle W. D., Katch F. I. & Katch V. L. 2015. *Exercise Physiology; Nutrition, Energy and Human Performance*. 8th Edition. Baltimore, ML, USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Mero A. Nummela A. Keskinen K. 1997. *Nykyaikainen urheiluvalmennus*. Mero Oy. Gummerus Oy. Jyväskylä.
- Mero A., Nummela A., Keskinen K. & Häkkinen K. 2004. *Urheiluvalmennus*. Gummeruksen Kirjapaino Oy, Jyväskylä 2004.
- Messier S. P., Royer T. D., Craven T. E., O'Toole M. L., Burns R. & Ettinger W. H. 2000. Long-term exercise and its effect on balance in elderly, Osteoarthritic adult: results from the

- fitness, arthritis, and senior trial (FAST). *Journal of the American Geriatrics Society*. 48:131-138.
- Miszko T.A., Cress M.E., Slade J.M., Covey C.J., Agrawal S.K. & Doerr C. E. 2003. Effect of strength and power training on physical function in communitydwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*; 58 (2): 171-5.
- Miwa T., Miwa Y. & Kanda K. 1995. Dynamic and static sensitivities of muscle spindle primary endings in aged rats to ramp stretch. *Neuroscience Letters* 201(2), 179-182
- Moritani T. & DeVries H.A. 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine*. Jun;58(3):115-30.
- Moore, K.L. & Dalley, A.F. 1999. *Clinically Oriented Anatomy*. Fourth Edition. Lippincott Williams & Williams, Philadelphia, USA.
- Muehlbauer T., Besemer C., Wehrle A., Gollhofer A. & Granacher U. 2012. Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology* 58(6), 504-512.
- Nelson M.E., Fiatarone M.A., Christina M.D., Morganti C. M., Trice I., Greenberg R.A & Evans W.J. 1994. Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures; a randomized controlled trial. *The Journal of the American Medical Association*.
- Ni M., Signorile J. F., Mooney K., Balachandran A., Potiaumpai M., Luca C., Moore J. G., Kuenze C. M., Eltoukhy M. & Perry A. C. 2016. Comparative effect of power training and high-seped yoga on motor function in older patients with Parkinson disease. *Physical medicine and rehabilitation*. Volume 97, Issue 3, Pages 345–354.e15.
- Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A. & Björkqvist S-E. 2009. *Ihmisen Fysiologia ja Anatomia*. 18. painos. Helsinki: WSOY.
- Rabita, G., Pérot, C. & Lensele-Corveil, G. 2000. Differential effects of the knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *European Journal of Applied Physiology* 83 (6), 531-538.
- Rantanen T., Guralnik J.M., Ferrucci L., Leveille S. & Fried L. P. 1999. Coimpairments: strength and balance as predictors of severe walking disability. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. Apr;54(4):M172-6.
- Reimers, C.D., Harder, T. & Saxe, H. 1998. Age-related muscle atrophy does not affect all muscles and can partly be compensated by physical activity: An ultrasound study. *Journal of the Neurological Sciences* 159, 60-66.
- Rogers MW, Hedman LD, Johnson ME, Martinez KM, Mille ML. Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence. *Brain Res Cogn Brain Res* 2003;16(2):192–8.

- Roos M.R., Rice C.L. & Vandervoort A.A. 1997. Age-related changes in motor unit function. *Muscle & Nerve* 20(6), 679-690.
- Obata H., Kawashima N., Akai M., Nakazawa K. & Ohtsuki T. 2010. Agerelated changes of the stretch reflex excitability in human ankle muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(1), 55-60.
- Official Statistics of Finland. 2009. Demographic dependency ratio in 1950-2009 and projection for 2010-2050. Viitattu 16.7.2017. http://www.stat.fi/til/vaerak/2009/01/vaerak_2009_01_2010-09-30_kuv_002_en.html
- O'Neill E., Roy M.P., Vitti S., Thompson B. & Matthews T. 2016. Adaptations To Bone, Strength, Power, And Body Composition In Women With Varying Training Protocols. *Med Sci Sports Exer.* 2016 May;48(5 Suppl 1):991
- Orr R., de Vos N.J., Singh N.A., Ross D.A., Stavrinou T.M. & Fiatarone-Singh M.A. 2006. Power training improves balance in healthy older adults. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 61(1), 78-85.
- Orr R, Raymond J & Fiatarone SM. 2008. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults: a systematic review of randomized controlled trials. *Sports Med*; 38 (4): 317-43.
- Palm H-G., 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.
- Patten C & Kamen G. 2000. Adaptations in motor unit discharge activity with force control training in young and old human adults. *Eur J Appl Physiol.* 83: 128-143.
- Payne N, Gledhill N, Katzmarzyk PT, Jamnik V, Ferguson S (2000) Health implications of musculoskeletal fitness. *Can J Appl Physiol* 25:114–126
- Peter, J., Barnard, V., Edgerton, C., Gillespie, C., Stempel, K. 1972. Metabolic profiles of three fiber types of skeletal muscle in guinea pigs and rabbits. *Biochemistry* 11: 2627-2633.
- Petersen N., Christensen L.O., Moritani H., Sinkjaer T., Nielsen J. 1998. Evidence that a transcortical pathway contributes to stretch reflexes in the tibialis anterior muscle in man. *Journal of Physiology* 512 (Pt 1)267-276.
- Pierrot-Deseilligny E & Mazevet D (2000). The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. *Neurophysiol Clin* 30, 67–80.
- Piirainen J.M., Avela J., Sipponen 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. 2014. Effects of plyometric and pneumatic explosive strength training on neuromuscular function and dynamic balance control in 60-70 year old males. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 24 (2), 246-252

- Piirainen, J.M., Linnamo, V., Cronin, N.J. & Avela, J. 2013. Age-related neuromuscular functions and dynamic balance control during slow and fast dynamic balance perturbations. *Journal of Neurophysiology* 110 (11), 2557-2562.
- Piirainen J.M., Linnamo V., Sipponen N. & Avela J. 2012. Neuromuscular function during drop jump in young and elderly males. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22 (6), 852-858.
- Porter, M.M., Myint, A., Kramer, J.F. & Vandervoort, A.A. 1995. Concentric and eccentric knee extension strength in older and younger men and women. *Canadian Journal of Applied Physiology* 20 (4), 429-439.
- Scaglioni G., Ferri A., Minetti A.E., Martin A., Van Hoecke J., Capodaglio P., Sartorio A., & Narici M.V. 2002. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *J Appl Physiol* 92: 2292-2302.
- Schoenfeld, B .J. 2010. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24 (10), 2857–2872.
- Scholz J.P., Schooner G., Hsu W.L., Jeka J. J., Horak F. & Martin V. 2007. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Exp Brain Res* 180:163–179.
- Sherrington CS. Some function problems attaching to convergence. *Proc R Soc Lond I Biol.* 1929;105:332-36.
- Spiriduso W. W., Francis K. L. & MacRae P. G. 2005. Physical dimensions of aging. Champaign, IL : Human Kinetics cop.
- Sturnieks D.L., Menant J., Vanrenterghem J., Delbaere K., Fitzpatrick R.C. & Lord S.R. 2012. Sensorimotor and neuropsychological correlates of force perturbations that induce stepping in older adults. *Gait Posture* 36(3), 356- 360.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. 2012. Motor control: Translating research into clinical practice. 4. painos. Lippincott Williams & Wilkins
- Silverthorn, D.U. 2016. Human Physiology. An integrated approach. 7th global edition. Harlow : Pearson Education Limited.
- Siriphorn A., Chamonchant D., Boonyong S. 2016. Comparisons of the effects of a foam pad, mung bean bag, and plastic bead bag on postural stability disturbance in healthy young adults. *Journal of Physical Therapy Science.* 28(2): 530–534.
- Semmler, J.G. & Enoka, R.M. 2000. Neural contributions to changes in muscle strength. Teoksessa Zatsiorsky, V.M. (ed.) Biomechanics in sport, performance enhancement and injury prevention. Volume IX of the 92 encyclopaedia of sports medicine. An IOC medical commission publication. Blackwell Science, Oxford, UK, 3-20.

- Seynnes OR, de Boer M, Narici MV. 2007. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol*; 102 (1): 368-73.
- Tang P.F. & Woollacott M.H. 1998. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 53(6), M471-480.
- Thompson B.J., Ryan E.D., Sobolewski E.J., Conchola E.C. & Cramer J.T. 2013. Age related differences in maximal and rapid torque characteristics of the leg extensors and flexors in young, middle-aged and old men. *Exp Gerontol* 48:277–282
- Trappe, S.W., Costill, D.L., Fink W.J. & Pearson D. R. 1995. Skeletal muscle characteristics among distance runners: a 20-yr follow-up study. *Journal of Applied Physiology*, 78, 823-829.
- Tokuno C.D., Cresswell A.G., Thorstensson A. & Carpenter M.G. 2010. Agerelated changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration-deceleration interval. *Clinical Neurophysiology* 121(1), 109-117.
- Topp R., Mikesky A., Wigglesworth J., Holt W., Jr. & Edwards J.E. 1993. The effect of a 12-week dynamic resistance strength training program on gait velocity and balance of older adults. *Gerontologist* 33(4), 501-506.
- Unhjem R., Nygård M., van den Hoven L.T., Sidhu S.K., Hoff J. & Wang E. 2016. Lifelong strength training mitigates the age-related decline in efferent drive. *J Appl Physiol* (June 23, 2016).
- Unhjem R., Lundestad R., Fimland S. M., Mosti M.P. & Wang E. 2015. Strength training-induced responses in older adults: attenuation of descending neural drive with age.
- Van Cutsem M., Duchateau J. & Hainaut K. 1998. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *Journal of Physiology* 513 (Pt 1)295-305.
- Vandervoort A.A. 2002. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve* 25(1), 17-25.
- Vandervoort, A.A. & McComas, A.J. 1986. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology* 61 (1), 361-367.
- Vangsgaard S., Taylor J.L., Hansen E.A. & Madeleine P. 2014. Changes in H reflex and neuromechanical properties of the trapezius muscle after 5 weeks of eccentric training: a randomized controlled trial. *J Appl Physiol* 116: 1623–1631.
- Voigt M, Chelli F, Frigo C. Changes in the excitability of soleus muscle short latency stretch reflexes during human hopping after 4 weeks of hopping training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;78:522–32.

- Wang, F.-C., de Pascua, V., & Delwaide, P.J. 1999. Age-related changes in fastest and slowest conducting axons of the thenar motor units. *Muscle & Nerve* 22, 1022-1029.
- Weiss L.W., Cureton K.J. & Thompson F.N. 1983. Comparison of serum testosterone and androstenedione responses to weight lifting in men and women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 50(3), 413-419.
- Welle, S., C. Thornton, R. Jozefowicz, and M Statt. Myofibrillar protein synthesis in young and old men. *Am. J. Physiol.* 264 (Endocrinol. Metab. 27):E693–E698, 1993.
- Wilmore, J.H. & Costill, D.L. 2004. *Physiology of sport and exercise*. Human Kinetics, Champaign, IL
- Wolfson L., Whipple R., Derby C., Judge J., King M., Amerman P., Schmidt J. & Smyers D. 1996. Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance. *Journal of the American Geriatrics Society* 44(5), 498-506.
- Wu T. & Hallett M. 2005. The influence of normal human ageing on automatic movements. *Journal on Physiology*. DOI: 10.1113
- Zatsiorsky, V. & Kraemer, W. 2006. *Science and practice of strength training*. 2. painos. Champaign Yhdysvallat. Human Kinetics.
- Zemková E. 2011. Assessment of balance in sport: Science and reality. *Serbian Journal of Sports Sciences* 5(4), 127-139.

LIITTEET

Liite 1: Harjoitusohjelmat

Viikot 1-2	Lepoaika on 1 min sarjojen välissä			
	Liike	Sarjoja	Toistoja	Kuorma (suhteessa 1 RM)
Alkuviikko				
	Jalkaprässi	3	14-16	40-60 %
	Polven ojennus laitteessa	2	14-16	40-60 %
	Polven koukistus laitteessa	2	14-16	40-60 %
	Penkkipunnerrus laitteessa	2	14-16	40-60 %
	Ylätalja	2	14-16	40-60 %
	Kyynärpään ojennus seisten taljassa	2	14-16	40-60 %
	Vatsarutistukset (laitteessa)	2	16-20	40-60 %
	Alaselkä (laitteessa)	2	16-20	40-60 %
Loppuviikko				
	Jalkaprässi	3	14-16	40-60 %
	Polven ojennus laitteessa	2	14-16	40-60 %
	Polven koukistus laitteessa	2	14-16	40-60 %
	Pystypunnerrus (laitteessa)	2	14-16	40-60 %
	Alataljasoutu	2	14-16	40-60 %
	Hauiskääntö seisten (talja)	2	14-16	40-60 %
	Pohjenousu istuen	2	14-16	40-60 %
	Vatsarutistukset (laitteessa)	2	16-20	40-60 %
	Alaselkä (laitteessa)	2	16-20	40-60 %

Viikot 3-5	Lepoaika on 1 min sarjojen välissä			
	Liike	Sarjoja	Toistoja	Kuorma (suhteessa 1 RM)
Alkuviikko				
	Jalkaprässi	3	10-12	70-80 %
	Polven ojennus laitteessa	3	10-12	70-80 %
	Polven koukistus laitteessa	2	10-12	70-80 %
	Penkkipunnerrus laitteessa	3	10-12	70-80 %
	Ylätalja	2	10-12	70-80 %
	Kyynärpään ojennus seisten taljassa	2	10-12	70-80 %
	Pohjenousu seisten laitteessa (Hack)	3	14-16	50-70 %
	Vatsarutistukset (laitteessa)	2	14-16	50-70 %
	Alaselkä (laitteessa)	2	14-16	50-70 %
Loppuviikko				
	Jalkaprässi	3	10-12	70-80 %
	Polven ojennus laitteessa	2	10-12	70-80 %
	Polven koukistus laitteessa	3	10-12	70-80 %
	Pystypunnerrus (laitteessa)	2	10-12	70-80 %
	Alataljasoutu	3	10-12	70-80 %
	Hauiskääntö seisten (talja)	2	10-12	70-80 %
	Pohjenousu istuen	3	10-12	70-80 %
	Vatsarutistukset (laitteessa)	2	14-16	50-70 %
	Alaselkä (laitteessa)	2	14-16	50-70 %

Viikot 6-7	Lepoaika on 1 min sarjojen välissä			
	Liike	Sarjoja	Toistoja	Kuorma (suhteessa 1 RM)
Alkuviikko				
	Jalkaprässi	3	8-10	80-85 %
	Polven ojennus laitteessa	3	8-10	80-85 %
	Polven koukistus laitteessa	2	8-10	80-85 %
	Penkkipunnerrus laitteessa	4	8-10	80-85 %
	Ylätalja	2	8-10	80-85 %
	Kyynärpään ojennus seisten taljassa	2	8-10	80-85 %
	Pohjenousu seisten laitteessa (Hack)	3	8-10	80-85 %
	Vatsarutistukset (laitteessa)	2	10-12	70-80 %
	Alaselkä (laitteessa)	2	10-12	70-80 %
Loppuviikko				
	Jalkaprässi	4	8-10	80-85 %
	Polven ojennus laitteessa	2	8-10	80-85 %
	Polven koukistus laitteessa	3	8-10	80-85 %
	Pystypunnerrus (laitteessa)	2	8-10	80-85 %
	Alataljasoutu	4	8-10	80-85 %
	Hauiskääntö seisten (talja)	2	8-10	80-85 %
	Pohjenousu istuen	3	8-10	80-85 %
	Vartalonkierto (laitteessa)	2	10-12	70-80 %
	Alaselkä (laitteessa)	2	10-12	70-80 %

Viikot 8-9	Lepoaika on 1-2 min sarjojen välissä			
	Liike	Sarjoja	Toistoja	Kuorma (suhteessa 1 RM)
Alkuviikko				
	Jalkaprässi	3	5-8	85-90 %
	Polven ojennus laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Polven koukistus maaten laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Askelkyky paikallaan	2	12-14	60-70 %
	Pohjenousu suorin jaloin (smithissä)	2	12-14	60-70 %
	Pohjenousu istuen	2	8-10	80-85 %
	Penkkipunnerrus (tangolla)	2	12-14	60-70 %
	Pystypunnerrus (käsipainoilla)	2	12-14	60-70 %
	Kiertoharjoitteluna:			
	Vatsarutistukset (maaten)	2	12-14	
	Vartalonnosto makuulta	2	12-14	
Loppuviikko				
	Jalkakyyky	3	5-8	85-90 %
	Polven ojennus laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Polven koukistus maaten laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Maastaveto käsipainoilla	2	12-14	60-70 %
	Pohjenousu suorin jaloin (prässissä)	4	12-14	60-70 %
	Kulmasoutu tangolla	2	12-14	60-70 %
	Avustettu leuanveto	2	12-14	60-70 %
	Kiertoharjoitteluna:			
	Vatsarutistukset (maaten)	2	12-14	
	Vartalonnosto makuulta	2	12-14	

Viikot 10-12	Lepoaika on 2 min sarjojen välissä			
	Liike	Sarjoja	Toistoja	Kuorma (suhteessa 1 RM)
Alkuviikko				
	Jalkaprässi	3	4-6	2x90-95 %, 1x50-60 %
	Polven ojennus laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Polven koukistus maaten laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Pohjenousu suorin jaloin (smithissä)	3	7-8	85-90 %
	Pohjehyppy	1	7-8	
	Askelkyykkyhyppy	2	5x	
	Penkkipunnerrus (tangolla)	3	10-12	70-80 %
	Pystypunnerrus (käsipainoilla)	2	10-12	70-80 %
	Kiertoharjoitteluna:			
	Vatsarutistukset (maaten)	2	14-16	
	Vartalonnosto makuulta	2	14-16	
Loppuviikko				
	Jalkakyykky	3	4-6	2x90-95 %, 1x50-60 %
	Polven ojennus laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Polven koukistus maaten laitteessa	3	6-8	85-90 %
	Pohjenousu suorin jaloin (prässissä)	3	7-8	
	Pohjehyppy	1	7-8	60-70 %
	Kevennyshyppy	2	5x	
	Kulmasoutu tangolla	3	10-12	70-80 %
	Avustettu leuanveto	2	10-12	70-80 %
	Kiertoharjoitteluna:			
	Vatsarutistukset (maaten)	2	14-16	
	Vartalonnosto makuulta	2	14-16	

Viikot 13-14	Lepoaika on 2 min sarjojen välissä			
	Liike	Sarjoja	Toistoja	Kuorma (suhteessa 1 RM)
Alkuviikko				
	Jalkaprässi	3	4-6	1x90-95 %, 2x50-60 %
	Polven ojennus laitteessa	3	4-6	90-95 %
	Polven koukistus maaten laitteessa	3	4-6	90-95 %
	Pohjenousu suurin jaloin (smithissä)	1	7-8	85-90 %
	Pohjehyppy	3	7-8	
	Saksihyppy	3	5x	
	Askelkyökköhyppy	2	5x	
	Rintaprässi	3	8-10	80-85 %
	Avustettu dippipunnerrus	3	8-10	80-85 %
	Kiertoharjoitteluna:			
	Vatsarutistukset (maaten)	2	16-20	
	Vartalonnosto makuulta	2	16-20	
Loppuviikko				
	Jalkakyykky	3	4-6	1x90-95 %, 2x50-60 %
	Polven ojennus laitteessa	3	4-6	90-95 %
	Polven koukistus maaten laitteessa	3	4-6	90-95 %
	Pohjenousu suurin jaloin (prässissä)	1	7-8	85-90 %
	Pohjehyppy	3	7-8	
	Kevennyshyppy	3	5x	
	Alataljasoutu	3	8-10	80-85 %
	Pystysoutu	3	8-10	80-85 %
	Kiertoharjoitteluna:			
	Vatsarutistukset (maaten)	2	16-20	
	Vartalonnosto makuulta	2	16-20	