

**TASAPAINOHARJOITTELUN JA PLYOMETRISEN
NOPEUSVOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUS TASAPAINOON
IKÄÄNTYNEILLÄ NAISILLA**

Arja Mäntysalo

Valmennus ja testausopin pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2020

Työn ohjaaja: J. Piirainen

TIIVISTELMÄ

Mäntysalo, A. 2020. Tasapainoharjoittelun ja plyometrisen nopeusvoimaharjoittelun vaikutus tasapainoon ikääntyneillä naisilla. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, valmennus ja testausopin pro gradu -tutkielma, 96 sivua ja 3 liitettä.

Tässä tutkimuksessa pyrittiin selvittämään, onko plyometrisellä nopeusvoimaharjoittelulla (PLY) tai tasapainoharjoittelulla (BAL) merkitystä ikääntyneiden naisten tasapainoon. Tutkimus kesti yhteensä 12 viikkoa ja siihen osallistui 19 naista, jotka olivat 60 – 69 -vuotiaita. Tutkimus koostui kolmesta mittauskerrasta: alkumittaus (ennen neljän viikon harjoittelua), loppumittaus (heti harjoittelun päätyttyä) ja seurantamittaus (seitsemän viikon tauon jälkeen). Koehenkilöt jaettiin etukäteen tehdyn kyselyn perusteella kahteen ryhmään: PLY-ryhmä (hyppy) (n=10) ja BAL-ryhmä (tasapaino) (n=9). Neljän viikon intervention aikana koehenkilöt osallistuivat joko hyppy- tai tasapainoharjoituksiin sekä keskivartaloa vahvistaviin kuntosaliharjoituksiin. Mittaukset toistettiin lisäksi 7 viikkoa harjoittelujakson päättymisestä (detraining -jakso). Tutkimuksessa mitattiin EMG-lihasaktiivisuus viidestä alaraajan lihaksesta (vastus lateralis, soleus, medialis gastrocnemius, biceps femoris ja tibialis anterior) staattisten hyppyjen aikana, staattisen hypyn lentoaikaa, voimaa polven – ja nilkan ojennuksen ja nilkan ojennuksen aikana sekä patellarefleksin EMG amplitudi. Tasapainomittauksissa käytettiin moottoroitua tasapainolautaa, jonka alustaan sijoitetut paineanturit mittasivat horjutuksen aiheuttamaa tasapainon paineakeskipisteen siirtymää.

Kun tutkimuksen kahta ryhmää (PLY ja BAL) käsiteltiin yhtenä ryhmänä hypyn aikaisen lentoajan mittausten osalta, alku- ja seurantamittausten välillä datojen välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä muutos $p < 0.05$ ($F = 3.509$ ja $p = 0.063$) niin, että lentoaika kasvoi 2.5 % (± 1.6). Ryhmien välillä ei kuitenkaan löytnyt tilastollisesti merkitsevää eroa lentoajan kasvussa. Ero alkumittauksiin säilyi merkitsevänä ($p < 0.05$) seitsemän viikkoa harjoittelujakson päättymisestä, jolloin seurantamittaus suoritettiin. Hypyn aikaisissa agonisti-lihasten (soleus, medial gastrocnemius, vastus lateralis) EMG aktiivisuuksissa ei havaittu muutoksia tutkimuksen aikana. Patellarefleksi ei muuttunut tutkimuksen aikana koko tutkimusaineistossa ($F = 0.792$ ja $p = 0.464$). Trendinä kuitenkin voidaan nähdä hyvin vähäinen EMG-amplitudin voimistuminen PLY-ryhmässä tutkimuksen edetessä, mutta muutos ei ole tilastollisesti merkitsevä ($F = 2.012$ ja $p = 0.154$). Polven ojennuksen voiman mittauksista voidaan kuitenkin nähdä PLY-ryhmän osalta voiman lisääntyminen mittaustulosten perusteella, kun sen sijaan BAL-ryhmässä muutos oli negatiivinen. Harjoituksella ei kuitenkaan tutkimuksessa nähty olevan tilastollista merkitystä ($F = 0.792$ ja $p = 0.463$). Ryhmien välillä ei havaittu eroa nilkan ojennuksen maksimivoimassa alkumittauksissa ($p = 0.389$). Ryhmiä yhtenä ryhmänä tarkasteltaessa seitsemän viikon harjoitustauon jälkeen nilkan ojennukseen osallistuneen pohkeen lihasten maksimaalinen voima heikkeni 16.3 % (± 19.6). Alku- ja seurantamittausten välillä oli tällöin merkitsevä ero $p < 0.05$ ($F = 8.142$ ja $p = 0.015$). Tutkimuksen harjoitusinterventio ei aiheuttanut tilastollisesti merkitsevää muutosta ikääntyneiden naisten tasapainoon PLY ja BAL -ryhmien sisällä eikä koko otannassa.

Tutkimuksessa saatiin vain heikko yhteys neljä viikkoa kestäväen PLY- ja BAL-harjoittelun merkityksestä ikääntyneiden naisten tasapainoon. Nilkan ojennuksen maksimaalinen voiman muutos oli negatiivinen tutkimuksen aikana molemmilla koehenkilöryhmällä. Muutokset ikääntyneiden naisten hermoston ja lihasten toiminnassa asettavat haasteita fyysisten ominaisuuksien kehittämiseksi. Harjoitteluaika (4 vkoa) on ehkä liian lyhyt ja harjoituskertoja oli liian vähän, kun kyseessä on ikääntyneet naiset.

Asiasanat: plyometrinen harjoittelu, tasapainoharjoittelu, ikääntyminen, tasapaino, naiset

ABSTRACT

Mäntysalo, A. 2020. The effect of balance training and plyometric speed training on balance in older women. Faculty of Sports Science, University of Jyväskylä, Coaching and Master's Thesis in Testing, 96 pages and 3 appendices.

This study sought to determine whether plyometric speed training (PLY) or balance training (BAL) plays a role in the balance of older women. The study lasted a total of 12 weeks and involved 19 women aged 60 to 69 years. The study consisted of three measurements: initial (before training period), follow-up (just after four weeks training) and final (after seven weeks break). Subjects were divided into two groups based on a preliminary survey: PLY-group (jump) (n = 10) and BAL-group (balance) (n = 9). During the four-week intervention, subjects participated in either jumping or balance exercises as well as mid-body strengthening gym exercises. Measurements were repeated 7 weeks after the end of the training period (detraining period). The study measured EMG muscle activity from five lower limb muscles (vastus lateralis, soleus, medialis gastrocnemius, biceps femoris and tibialis anterior) during squat jump, squat jump flight time, force from two variables (knee extension and ankle plantar flexion) and EMG amplitude of patellar reflex. In balance measurements was used a motorized balance board, where the pressure sensors were placed in. Sensors measured the displacement of the balance pressure center caused by the oscillation.

When the two groups of the study (PLY and BAL) were treated as one group for jump-time flight time measurements, a statistically significant change $p < 0.05$ ($F = 3.509$ and $p = 0.063$) was observed between the data between the initial and follow up -measurements, increasing the flight time by 2.5% (± 1.6). However, no statistically significant difference in flight time growth was found between the groups. The difference with the initial measurements remained significant ($p < 0.05$) for seven weeks after the end of the training period when the final measurements took place. No changes in EMG activities of agonist muscles (soleus, medial gastrocnemius, vastus lateralis) during the jump were observed during the study. The patellar reflex did not change during the study in the whole study data ($F = 0.792$ and $p = 0.464$). A slight increase in EMG-amplitude in the PLY group could be seen as a trend as the study progressed, but the change was not statistically significant ($F = 2.012$ and $p = 0.154$). However, from the knee extension force measurements, an increase in force could be seen for the PLY group, whereas in the BAL group the change was negative. However, exercise was not seen to be statistically significant in the study ($F = 0.792$ and $p = 0.463$). Furthermore no difference was observed between the groups in the maximum force of the plantar flexion in the initial measurements ($p = 0.389$). Treated as a single group after a seven-week detraining, the maximum muscle strength of the calf muscle involved in ankle extension decreased by 16.3% (± 19.6). There was a significant difference $p < 0.05$ ($F = 8.142$ and $p = 0.015$) between the initial and follow-up measurements. The study exercise intervention did not cause a statistically significant change in the balance of older women within the PLY and BAL groups or across the sample.

The study found only a weak link between the importance of four weeks of PLY and BAL training in the balance of older women. The maximal change in force of plantar flexion was negative during the study in both groups of subjects. Changes in the nervous and muscle function of older women pose challenges to the development of physical characteristics. Training period (4 weeks) might be too short and the exercise sessions was too little, in the case of older women.

Key words: plyometric training, balance training, aging, balance, women

KÄYTETYT LYHENTEET

BMI	Body Mass Index, kehon massaindeksi
BT	Balance Training, tasapainoharjoittelu
CNS	Central Nervous System, keskushermosto
CMJ	Countermovement Jump, esikevennyshyppy
COM	Center of Mass, kehon massan keskimääräinen sijainti
COP	Center of Pressure, kehon paineakeskipiste
DJ	Drop Jump, pudotushyppy
DLPFC	dorsolateral prefrontalcortexi, etummaisesta otsalohkon aivokuori
EMG	electromyography, lihasaktiivisuus
HLJ	hermo-lihas -järjestelmä
KE	knee extention eli polven ojennus
PF	plantar flexion eli nilkan ojennus
PLY	plyometrinen eli hyppyharjoittelu
RFD	Rate of Force Development, voimantuottonopeus
RMS	Root Mean Square, neliöllinen keskiarvo
1 RM	One Repetition Maximum, yhden toiston maksimi
SD	Standard Deviation, keskihajonta
SJ	Squat Jump, staattinen kyykkyhyppy
SLR	Stimulus Latens Reaction
SSC	Stretch-Shortening-Cycle, venymis-lyhenemis -sykli

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ	1
JOHDANTO	1
2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ	4
2.1 Sentraalinen taso	5
2.2 Perifeerinen taso	9
3 TASAPAINOKONTROLLI	14
4 IKÄÄNTYMINEN	18
4.1 Vaikutus hermostoon	19
4.2 Ikääntymisen vaikutus lihakseen	20
4.3 Ikääntymisen vaikutus tasapainoon	24
5 VOIMA- JA TASAPAINOHARJOITTELU	27
5.1 Maksimivoimaharjoittelu	28
5.2 Hypertrofinen harjoittelu	28
5.3 Nopeusvoimaharjoittelu	29
5.3.1. Plyometrinen harjoittelu	30
5.4 Tasapainoharjoittelu	34
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	37
7 MENETELMÄT	38
7.1 Tutkittavat	40
7.2 Mittausprotokolla	41
7.3 Elektromyografia	42
7.4 Datan analysointi	43
7.5 Tasapainomittaus	44
7.6 Staattiset hyppyt	46
7.7 MVC ja patellarefleksi	48

7.8 Harjoittelun protokolla	52
7.9 Tilastoanalyysi	53
8 TULOKSET	55
9 POHDINTA	66
LÄHTEET	79
LIITTEET	97

JOHDANTO

Tänä päivänä ihmiset elävät aiempaa vanhemmiksi, joten yhä suurempi osa ihmisistä kokee ikääntymisen muutokset omassa kehossaan. Vuoden 2018 lopussa Suomessa oli 5 517 919 ihmistä, joista yli 65-vuotiaita 22 %, mikä tarkoittaa yhteensä yli 1,2 miljoonaa 65 - 100 – vuotiasta (Tilastokeskus/väestörakenne, 11.1.2020). Naisia tuosta ikääntyneiden joukosta oli yli puolet eli 56 % ja miehiä 44 %. Vielä vuosituhannen vaihteessa (vuonna 2000) 65 vuotta täyttäneiden osuus väestöstä oli vain 15 %. Väestön ikääntyminen on siis väijäämätöntä kehittyneen terveyden- ja sairaanhoidon menetelmien ansiosta, mutta myös siksi, että ihmiset ovat entistä paremmin tietoisia omien elämäntapojensa seurauksista ja heillä on aiempaa paremmat edellytykset huolehtia omasta hyvinvoinnistaan. Ikääntyvän väestön vuoksi tarvitaan siis entistä enemmän ja monipuolisempaa tietoa näistä ikääntymiseen liittyvistä negatiivisista fysiologisista ja biomekaanisista muutoksista sekä mahdollisuuksista hidastaa ikääntymisen vaikutuksia.

Tasapaino-ongelmat lisäävät jopa 85 % kaatumisriskiä ja sen seurauksia ikääntyneillä. Arvioidaan, että useampi kuin joka kolmas yli 75-vuotias kaatuu joka vuosi. Tasapaino-ongelmien määrittäminen, lääkityksen selvittäminen, ruokavalio ja tasapainoharjoittelu ovat keskeisiä aihealueita tämän väestöryhmän toimintakyvyn säilyttämisen kannalta. (Moreira ym. 2007.) Simoceli kumppaneineen (2008) lisää, että näköön ja sisäkorvan tasapainoaistiin liittyvän (vestibulaarisen) aistijärjestelmän rappeutuminen aiheutuu ikääntymisestä. Tästä hyvänä esimerkkinä on ikääntyneille tyypillinen jäykkäselkäinen tapa kävellä eli kävellä ilman vartalon rotaatiota. Artikkelin mukaan vestibulaarisella harjoittelulla on onnistuttu kuntouttamaan ikääntyneiden heikentynyttä tasapainoa ja näin ennalta ehkäisemään kaatumisia. Tasapainoharjoitteet ovatkin hyvin käyttökelpoisia ikääntyville ja ikääntyneille, joilla on vaihteleva tasapaino ja ongelmia keskushermostollisissa toiminnoissa, mutta myös niille ihmisille, joilla on sensorisen integraation häiriöitä. UKK-instituutin (2014) suosituksessa yli 65-vuotiaille ehdotetaan lihaskunnan ja notkeuden säilyttämistä sekä tasapainon kehittämistä 2-3 kertaa viikossa. Samansuuntaisia ohjeita ikääntyville antaa Ikäinstituutti (2015), jotta omassa kodissa asuminen olisi mahdollista mahdollisimman pitkään. Liikuntaharjoittelulla voidaan ehkäistä kaatumisia ja niistä johtuvia vammoja sekä nopeuttaa vammoista toipumista.

Ikääntymisen mukanaan tuomia fysiologisia muutoksia on tutkittu hyvinkin paljon, mutta ikääntyneiden tasapainon heikentymiseen vaikuttavien tekijöiden ja sitä kehittävän harjoittelun tutkimusta ei ole liikaa. Nuoremmilla on toki tutkittu eri urheilulajien kautta erilaisten harjoitusmuotojen ja lihasvoiman yhteyttä tasapainoon sekä harjoittelun merkitystä lihaksen tahdonalaiseen supistumiseen - nopeuteen ja kestävyyyteen sekä reflekseihin, joilla kaikilla katsotaan olevan yhteys asennon säilyttämiseen ja tasapainon hallintaan. Ikääntyneillä lajisidonnaiset harjoittelututkimukset ovat toki vähäisempiä kuin nuoremmilla, mutta on olemassa tutkimuksia, joissa on verrattu harjoitelleita ja jopa kilpaurheilua harrastaneita ikäihmisiä harjoittelemattomiin.

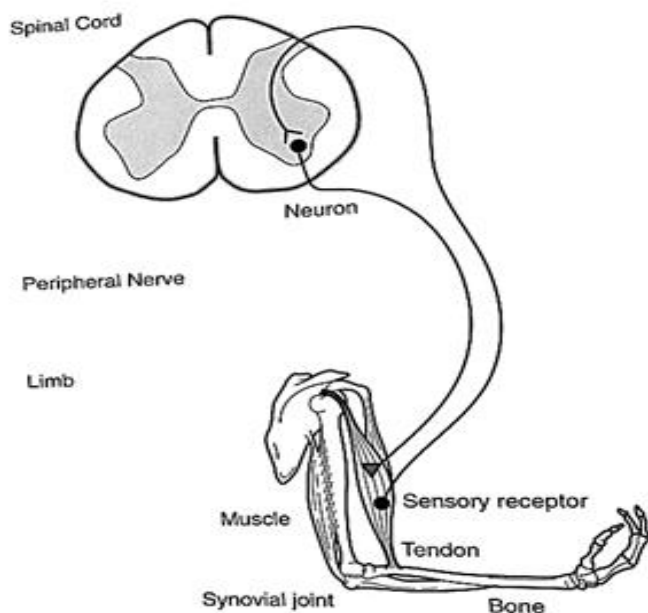
Orr kollegoineen toteaa (2006), että räjähtävä voimaharjoittelu voi olla hyödyllistä hermo-lihasjärjestelmä ominaisuuksien ja tasapainon parantamiseksi. Monipuolisella harjoittelulla voidaan ehkäistä tehokkaasti kaatumisonnettomuuksia. Räjähtävän voiman harjoitteilla voidaan kehittää myös de Vosin (2005) ja Häkkisen ym. (2001) mukaan ikääntyneiden neuraalista aktiivisuutta ja lisätä maksimivoimaa, mutta samalla myös heidän isometristä ja dynaamista voimaansa voidaan myös parantaa. Lelard ja Ahmaid (2015) kokoavat artikkelissaan näiden kahden harjoitustavan hyötyjä ja kertovat tasapainoharjoitteiden lisäävän pääasiassa staattista tasapainoa, kun puolestaan voimaharjoitteiden katsotaan kehittävän dynaamista tasapainoa. Näihin molempien muutosvaikutuksen taustalla on henkilöiden perusominaisuudet ja harjoitustausta. Saman suuntaisiin päätelmiin on tullut myös Baloh kumppaneineen (1994) raportoidessaan erilaisten tasapainotestien tulosten kykyä mitata haluttua ominaisuutta. Testattaessa tasapainoa on huomattu, että staattisen tasapainon testit eivät välttämättä paljasta tasapainon häiriöitä tai ikään liittyviä eroja yhtä selvästi kuin dynaamisen tasapainon mittaukset, vaikka tasapainon säätelyjärjestelmät dynaamisen ja staattisen tasapainon hallinnassa ovat osin yhteneväiset. Hermo-lihasjärjestelmän hallinta on kuitenkin riippuvaista kulloinkin kyseessä olevasta suorituksesta tai tasapainotehtävästä ja tämän voidaan katsoa olevan syynä erilaiseen staattiseen ja dynaamiseen tasapainoon. (Gribble ym. 2007; Gschwind 2013; Huxham ym. 2001.)

Motorisella oppimisella tarkoitetaan taitoja, joita on opittu harjoittelun ja kokemuksen kautta ja jotka johtavat pysyvään muutokseen motorisessa suorituskyvyssä. Motorisen suorituskyvyn paraneminen perustuu uusien hermoyhteyksien muodostumiseen keskushermostossa ja koska ihmisen hermoston plastisuus ja sensomotorinen adaptaatio jatkuu läpi elämän, motorinen

oppiminen on mahdollista läpi elämän. (Kauranen 2010, 172-178.) Tässä tutkimuksessa haetaan perusteluja ja yritetään selvittää, mitkä tutkimukseen valituista muuttujista ja hermo-lihasjärjestelmän tekijöistä on yhteydessä ikääntyneiden tasapainoon ja voiko nopeusvoimaharjoittelulla, varsinkin plyometrisellä hyppyharjoittelulla, kehittää nykykäsityksen kannalta merkittäviä tasapaino- ja voimaominaisuuksia ikääntyneillä naisilla.

2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ

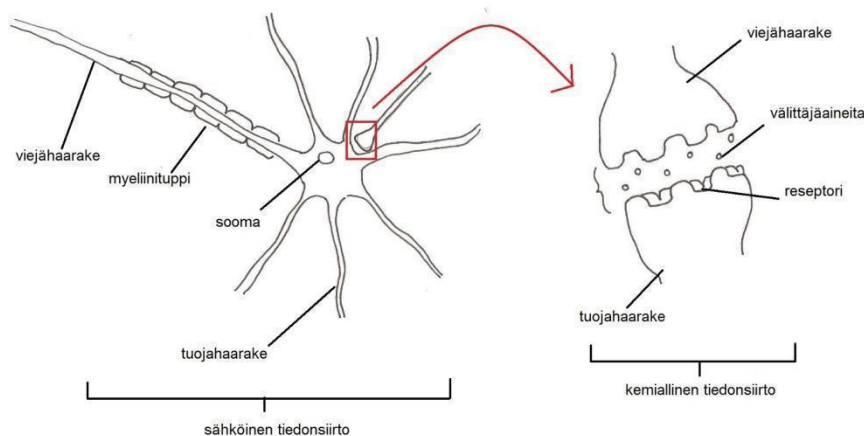
Ihmisen kehon kaikki toiminnot perustuvat hermoston toimintaan. Luustolihas-ten liikkeitä ohjaavat liikehermosolut, jotka saavat alkunsa selkäytimen ja aivorungon alueelta ja kulkevat lopulta luurankolihas-ten supistuviin lihassyihin. Tässä yhtymäkohdassa on ns. hermolihashiitos (motor end plate). Siinä aksonia eli viejähaaraket- ta pitkin tuleva aktiopotentiali käynnistää lihassolussa aktiopotentialin välittäjäaineen avulla ja lihas supistuu. (Leppäluoto ym. 2008, 102-103; Lippincott ym. 2002.) Hermosto ohjaa aivan kaikkia kehon toimintoja ja sen avulla ihmisen on mahdollista mukautua kehon sisäisten tai siihen vaikuttavien ulkoisten olosuhteiden muutoksiin. Liikettä koordinoi somatosensorinen eli tuntoaistimuksiin liittyvä hermojärjestelmä yhdessä keskushermoston ja selkäytimen kanssa. Somatosensorisen hermoston tuntoreseptoreita on ympäri kehoa mm. lihaksen sisällä oleva lihaskäämi (lihassukkula) (Enoka 2002, 233-236; Leppäluoto ym. 2008, 425; Lippincott ym. 2002). Tuntohermomekanismien tehtävänä on aistia ympäristön tai kehon lämpötilaa, kipua, valoa, hajua tai asentoa eli kaikkea kehon sisällä ja sen ulkopuolella. Tämän ihmiskehon monimutkaisuuden vuoksi hermolihaskjärjestelmä on luotu yksinkertaistettu malli, jolla pyritään havainnollistamaan liikkumisen kannalta keskeistä toimintoa. Tässä Enokan (2002, 210) mainitsemissa hermolihaskjärjestelmän mallissa on kuusi osaa: luu, jänne, lihas, nivel, hermo ja sensorinen reseptori (kuva 1).



KUVA 1. Hermolihaskjärjestelmän kuusi komponenttia (Enoka, 2002, 210).

2.1 Sentraalinen taso

Ärtyvyys, johtumiskyky ja kyky muokata ärsykeitä ovat hermokudoksen ominaisuuksia. Hermokudos käsittelee ja välittää hermoimpulsseja hermojen välillä ja niiden sisällä. Hermosto on jatkuvasti mukautuva ja muuttuva systeemi, joka tarvittaessa joko vahvistaa tai heikentää tulevia ärsykeitä. Se jakautuu itsenäisesti toimivaan eli autonomiseen hermostoon ja tahdosta riippuvaiseen eli somaattiseen hermostoon. Autonominen hermosto jakautuu vielä kahtia: sympaattiseen ja parasympaattiseen hermostoon, jotka toimivat toisilleen vastakkaisina ja ohjailevat mm. sisäelinten toimintaa. Somaattinen eli tahdonalainen hermosto on liikunnan kannalta tärkeämpi. Myös se jaetaan kahteen eri osaan: keskushermostoon (sentraalinen) ja ääreishermostoon (perifeerinen). Keskushermostoon kuuluvat aivot ja selkäydin. Ääreishermosto puolestaan koostuu selkäydinhermoista, jotka ulottuvat kaikkialle kehoon. (Kauranen & Nurkka, 2010, 66-98; Lippincott ym. 2002.) Sentraalinen- eli keskushermosto koostuu aivoista, selkäytimestä ja ydinjatkeesta. Keskushermoston pääosat ovat aivot ja selkäydin ja perusyksikköinä ovat hermosolu eli neuroni ja neuroglia eli glia-solut, jotka on jaettu neljään eri tyyppiin toimintansa mukaan. Neuroni koostuu runko-osasta (sooma), tuojahaarakkeesta (dendriitti) ja viejähaarakkeesta (aksoni) (kuva 2). Hermosolut muodostavat keskenään hermoliitoksia, joiden muodostamiseen tarvitaan glia-soluja, jotka pitävät neuronit yhdessä. Glia-solut osallistuvat mm. hermosolujen eristämiseen ja suojaavat hermosoluja katkeamiselta niiden venyessä (Kauranen & Nurkka 2010, 55-59; Lippincott ym. 2002; Nienstedt ym. 2004, 64-76.)



KUVA 2. Hermosolu. Hermostossa tapahtuva sähköinen ja kemiallinen tiedonsiirto (kuva: Mattila Johanna).

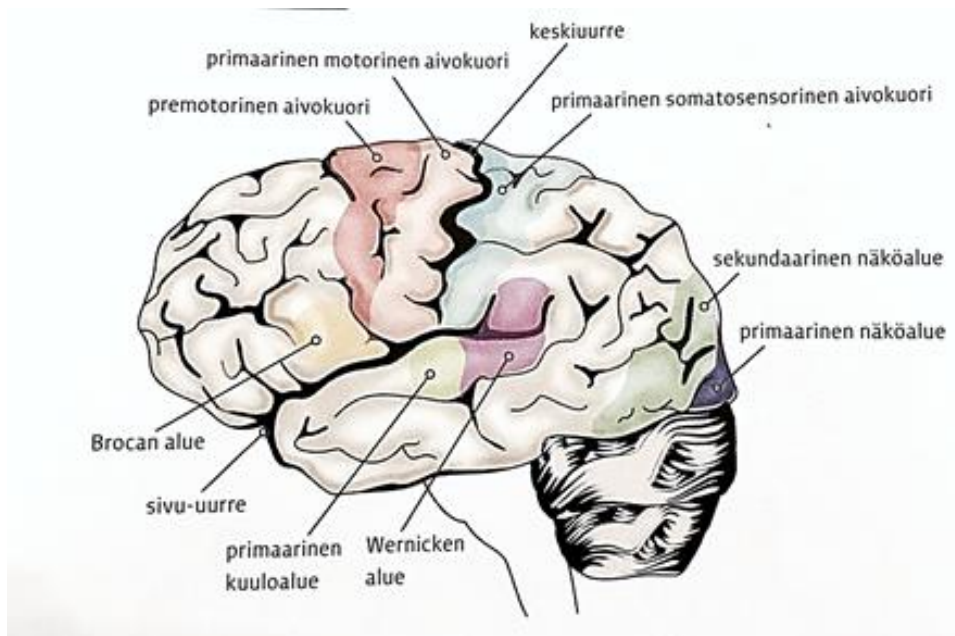
Biomekaniikan perustana on käsitys hermoimpulssin kulkeutumisesta ja siirtymisestä aistinreseptorilta motoneuroneja pitkin lihas- tai rauhasoluun. Kraemer ym. (2004, 53-90; Kauranen & Nurkka 2010, 60-63, 111, 305; Enoka 2002, 230-257, 293-297) valottavat tuota tapahtumaa. Karkeasti yksinkertaistettuna tapahtuman kulku on tämä: Hermoimpulssi saa alkunsa siitä, kun aivoille tulee viesti joltain aistireseptorilta jostain päin elimistöä. Tuo viesti siirtyy keskushermostoa pitkin tultuaan motoriselle aivokuorelle ja siitä edelleen takaisin impulssina (saltatorisesti eli hypähdellen) motoneuronin vietäväksi synapsin (hermolihhasliitos) kautta lihassolulle. Hermosolussa sähköisenä impulssina etenevä kalvopotentiaalinen muutos eli aktiopotentiaali aiheuttaa depolarisaatioitumista synapsirakkuloissa (vesticula), joihin välittäjäaine on varastoitunut. Välittäjäaine kulkeutuu kohti presynaptista kalvoa ja luovuttavaa transmitterit synapsirakoon. Siitä viesti jatkaa kulkuaan transmittereiden mukana niitä odottaviin reseptoreihin. (Nienstedt ym. 2004, 69-76.)

Keskushermostosta 38 % on hermosolujen runko-osia ns. harmaata ainetta ja loput eli 62 % myeliinitupen suojaamia hermoratoja ns. valkeaa ainetta. Isoaivojen pinnalla on harmaan aineen muodostama ohut isoivokuori, joka on voimakkaasti poimuttunut. Harmaa aine muodostuu hermosolujen rungoista ja myeliinitupettomista hermoista. Se yhdistetään korkeampiin aivotoimintoihin. Isoivokuori vastaanottaa ja yhdistelee sensorista informaatiota ja tekee päätöksiä erilaisten aistimusten perusteella. Isoivokuori on keskeisessä roolissa mm. tarkkojen aistimusten synnyssä ja tarkkuutta vaativien tahdonalaisten liikkeiden suorittamisessa. (Kauranen & Nurkka, 2010, 69-76; Lippincott ym. 2002; Nienstedt ym. 2004, 527-537.)

Motoriikan kannalta tärkeimpiä ovat isoaivojen keskiuurteen etupuolella sijaitsevat motorinen aivokuori, premotorinen aivokuori, suplementaarinen motorinen aivokuori ja Brocan alue, joka on erikoistunut suunseudun hermotukseen (kuva 3). Keskiuurteen takapuolella sijaitseva primaarinen somatosensorinen aivokuori on alue, joka on motoriikan kannalta tärkeä, sillä sinne saapuvat proprioseptiset ja sensoriset aistimukset sekä iholta, nivelistä, jänteistä että lihaksista, jotka kertovat vartalon ja raajojen asennosta. (Leppäluoto ym. 2008, 438-441; Kauranen & Nurkka 2010, 69-76; Nienstedt ym. 2004, 529-534, 544-546, 558-559.)

Pikkuaivojen keskeisiä tehtäviä ovat lihastonuksen ylläpitäminen, liikkeiden koordinointi ja tasapainon säätely. Pikkuaivot vertailevat ja yhdistävät jatkuvasti tasapaino-, näkö- ja tuntoelimistä tulevaa informaatiota, minkä perusteella se tekee muutoksia liikkeiden, tasapainon ja lihastonuksen suhteen. Tähän pikkuaivojen suorittamaan mukauttamiseen liittyvät myös raajojen ja nivelten liikkeiden yhdisteleminen ja agonisti-antagonisti-lihasten välisestä koordinaatiosta huolehtiminen. Pikkuaivot ohjaavat nopeita ja peräkkäin toistuvia liikesarjoja mm. puhe, kävely, käsien liikkeet, liikesarjoissa toimintojen järjestys. Nämä ovat ns. automaattisia, aiemmin harjoittelun kautta opittuja liikkeitä, joiden korjaaminen kesken suorituksen on mahdotonta. Asennon ja tasapainon säilyttäminen on pääsääntöisesti tiedostamatonta refleksitoimintaa, mutta siihen osallistuu myös pikkuaivot. (Leppäluoto ym. 2008, 397, 435-436; Lippincott ym. 2002; Nienstedt ym. 2004, 529-534, 556-559.)

Väliaivoissa sijaitseva harmaasta aineesta koostuva talamus huolehtii sensoristen ärsykkeiden ja motoristen impulssien yhdistelystä ja säätelystä ennen niiden siirtämistä aivokuorelle. Tämä tarkoittaa siis sitä, että lähes kaikki primaariselle somatosensoriselle ja premotoriselle aivokuorelle tuleva tieto kulkee talamuksen kautta. (Kauranen & Nurkka, 2010, 80-81; Nienstedt ym. 2004, 532-534.)

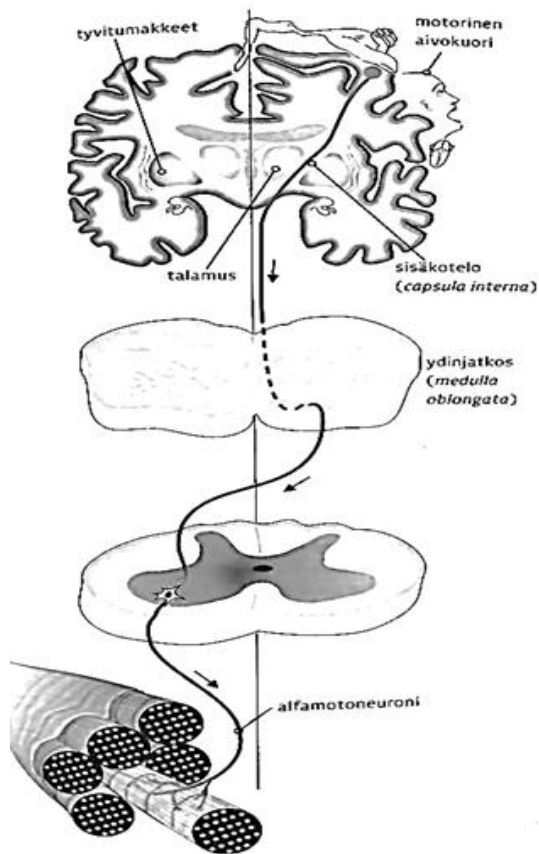


KUVA 3. Aivojen toiminnalliset kuorialueet (Leppäluoto ym. 2008, 438).

Tahdonalaisten liikkeiden tärkein säätelymekanismi on motorisella aivokuorella, mikä sijaitsee aivojen keskiuurteen etupuolella olevassa etu-keskiurteessa, sieltä motorinen hermoimpulssi saa alkunsa ja etenee kohti poikkijuovaisia lihaksia α -motoneuroneja pitkin. Impulssin muodostamiseen osallistuvat basaaligangliat ja pikkuaivot. Basaaligangliat eli tyvitumakkeet ovat ryhmä etuaivojen hermosolurunkoja. Ne sijaitsevat aivokuoren alla. Niiden tehtävä on osallistua liikkeiden säätelyyn, asennon ja lihasjännityksen ylläpitämiseen. Pikkuaivot ovat myös tärkeässä roolissa nopeissa ja monimutkaisissa liikkeissä sekä liikkeiden hienosäädössä. (McArdle ym. 1996, 395-398; Nienstedt ym. 2004, 533-534, 555, 558-559; Wilmore & Costill 1999.)

Selkäydin puolestaan on erikoistunut tiedonvälitykseen keskushermoston ja kehon muiden osien, kuten mm. lihasten välillä. Selkäydin on refleksitoimintojen keskus. Se yhdistelee, vahvistaa tai heikentää signaaleja vaikuttaen näin eri refleksien voimakkuuteen. Selkäytimessä on miljoonia aksoneita, jotka muodostavat hermoratoja. Niitä pitkin hermoimpulssit kulkevat aistista aivoihin ja päinvastoin. Aisteilta tulevat hermoimpulssit kulkevat sensorista hermorataa (nouseva hermorata) pitkin pääläen sensoriselle aitivuorelle, jossa ne tulkitaan. Motoriset hermoimpulssit lähtevät puolestaan isoivojen etulohkon motoriselta aivokuorelta ns. laskevia hermoratoja pitkin kohti perifeerisiä hermoja, jotka hermottavat lihaksia. Laskevia hermoratoja on useita, mutta motoriikan kannalta kaksi tärkeintä ovat kortikospinaalinen ja kortikobulbaarinen hermorata. Ne muodostavat ns. pyramidiradan. Kortikospinaalinen rata sijaitsee primäärisen aivokuoren ja selkäytimen välillä, kun taas kortikobulbaarinen hermorata päättyy jo aivorunkoon. Kortikospinaalista hermorataa (kuva 4) pitkin kulkevat hermoimpulssit, joiden avulla tarkat, taitoa vaativat liikkeet ovat mahdollisia. Kortikospinaalirata muodostaa kortikobulbaariradan kanssa ns. pyramidiradan, joka päättyy jo aivorunkoon. Se siis huolehtii aivohermojen hermotuksesta. Tämä pyramidirata alkaa molempien aivopuoliskojen alueelta. (Enoka 2002, 334-336; Lippincott 2002; Nienstedt ym. 2004, 533-534, 544-547, 553-555.)

Ratojen risteäminen ydinjatkoksessa tai alempana selkäytimessä on syynä siihen, että vasemman aivopuoliskon vammautuminen aiheuttaa oikean puolen lihasten halvaantumisen (hemiplegia). Muut laskevat hermoradat muodostavat ns. ekstrapyramidiradan lähtevät tyvitumakkeista ja talamuksesta. Ne välittävät näkö-, kuulo- ja tasapainoaistien antamaa tietoa ympäri kehoa ja sen lihaksia. (Leppäluoto ym. 2008, 430-436; Nienstedt ym. 2004, 554-558.)



KUVA 4. Kortikospinaali- eli pyramidirata (Leppäluoto ym. 2008, 431).

Tyvitumakkeet eli basaali-gangliat sijaitsevat syvällä aivokudoksessa ja niiden tehtävänä on suunnitella ja suorittaa liikesarjat niin, että tasapaino ei häiriinny. Vauriot näissä tyvitumakkeissa aiheuttavat mm. Parkinsonin tautia ja Huntingtonin tautia. Niiden tehtävänä on valvoa liikkeen suorittamista ja vertailla sitä alkuperäiseen suorittamiseen – liikesuoritusten oppiminen tapahtuu pikkuaivoissa. Pikkuaivot osallistuvat mm. liikesarjojen oppimiseen ja muistamiseen. (Leppäluoto ym. 2008, 435-436; Nienstedt ym. 2004, 532-534, 553-555.)

2.2 Perifeerinen taso

Perifeeriseksi eli ääreishermostoksi kutsutaan keskushermoston ulkopuolisia hermoston rakenteita, joita ovat aivohermot ja selkäydinhermot. Aivohermoja on 12 kappaletta (nervus cranialis). Ne lähtevät aivojen pohjasta ja jokainen niistä on erikoistunut johonkin sensoriseen (aisti) tai motoriseen toimintaan pään ja niskan alueella. Selkäydinhermoja on 31 paria.

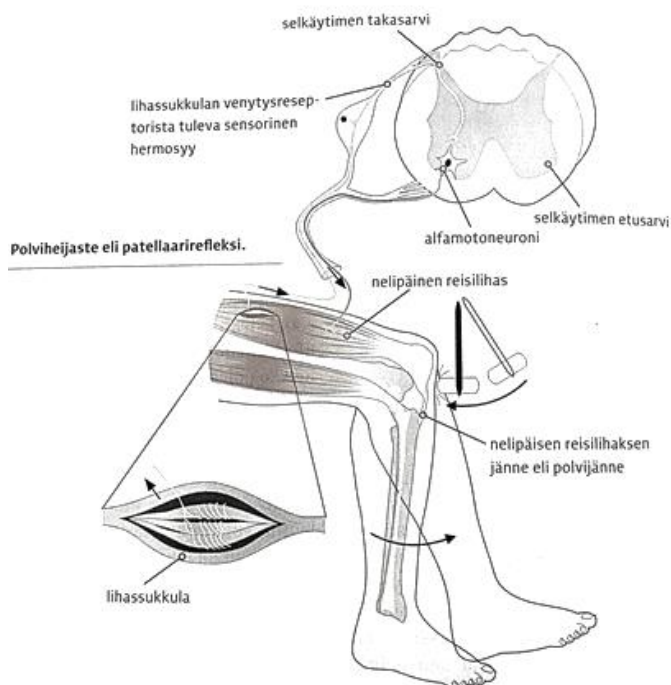
Jokaisesta selkäytimen segmentistä lähtee motoriset hermojuuret selkäytimen ventraali- ja dorsaalipuolelle. Kaulahermoja on 8 paria, rintahermoja 12 paria, lannehermoja 5 paria, ristihermoja 5 paria ja häntähermoja on vain yksi pari, vaikka häntäluita voi olla 3-5 kpl. Liikehermot lähtevät selkäytimen etujuuresta. Sieltä lähtevät hermot muodostavat hermopunoksia. Motoriset selkäydinhermot muodostavat neljä hermopunosta: kaula-, hartia-, lanne- ja ristipunos, joista lannepunos (plexus lumbalis) ja ristipunos (plexus sacralis) vastaavat alaraajojen hermotuksesta. (Leppäluoto ym. 2008, 392-413; Nienstedt ym. 2004, 517-527.)

Hermoston toiminta perustuu hermosolujen aktiopotentiaalin eli jännitemuutoksen etenemiseen hermosolujen aksoneita eli viejähaarakeita pitkin. Tätä kutsutaan hermoimpulssiksi. Hermoimpulssin voi laukaista mm. aistinreseptorisolujen ärsytys, muista hermosoluista tulevat ärsykkeet tai se voi syntyä hormonaalisesta muutoksesta. Aktiopotentiaali on solukalvon sähköisen varauksen muutos (depolaarisuuden muutos). Vaikka aktiopotentiaali etenee aksonissa sähköisesti depolarisaatioimpulssina, sen siirtyminen toiseen hermosoluun on kemiallinen tapahtuma, jossa välittäjäaineena toimivat amonihappojohdokset (transmitterit). Näitä transmittereitä voi kuvata katalyytteinä, jotka joko hidastavat (inhiboivat) tai kiihdyttävät (eksitoivat) hermoimpulssin etenemistä. (Enoka 2002, 230-232, 244-251; Leppäluoto ym. 2008, 418-419; Nienstedt ym. 2004, 69-72.)

Jokin hermosoluun kohdistunut häiriö (esim. venytys, käsky tai lämpötilan muutos) voi aiheuttaa hermosolun kalvojännitteen muuttumisen lepotilasta aktiiviseksi. Tätä kutsutaan aktiopotentiaaliksi. Hermosolun stimulointi aiheuttaa tällöin hetkellisesti solun sisäisen ja ulkoisen sähkövarauksen muutoksen. Tässä muutamia millisekunteja kestävässä tapahtumassa lepotilassa ollut solun sähköinen tasapaino muuttuu niin, että solun sisään virranneet Na^+ -ionit aiheuttavat solun sisälle solun ympäristöä suuremman positiivisen varauksen. Kalvojännite siis muuttuu positiiviseksi. Sähköinen hermoimpulssi muuttuu näin kemialliseksi viestiksi, mikä aiheuttaa luurankolihasen supistuksen aktiini- ja myosiinifilamenttien muodostaessa poikittaissiltoja. Hermoimpulssi voi kulkea vain yhteen suuntaan synapsissa, joten se voi joko aktivoida tai inhiboida viestiä. Sentraalisen hermoston ja perifeerisen hermoston sekä luustolihasiston välinen vuorovaikutus aikaansaa lihasaktiivisuutta, mikä johtaa voiman tuottamiseen ja sitä kautta liikkeeseen. Kaikki tahdonalaiset liikkeet ovat alun alkaen

somatosensorisen ja sentraalisen hermoston sekä selkäytimen koordinoimaa. (Enoka 2002, 46-56, 230-255; Kauranen ja Nurkka 2010, 60-63; Leppäluoto ym. 2008, 102, 114-115.)

Vaikka asennon korjaamiseen osallistuvat tahdonalaiset luustolihakset aistihavaintojen perusteella, on asennon tietoinen korjaaminen hidasta. Siksi siihen osallistuu myös refleksit. (Leppäluoto ym. 2008, 424-433.) Lihassukulan venytys aiheuttaa lihaksen nopean supistumisen. Näitä refleksijä ovat mm. iho-, venytys- ja koukistusrefleksit, joita käytetään hyväksi mm. arvioimaan lapsen kehitystä ja fyysisen vamman laajuutta (Enoka 2002, 297-312.; Leppäluoto ym. 2008, 427-430; Nienstedt ym. 2004, 546).



KUVA 5. Polviheijaste eli patellarefleksi (Leppäluoto ym. 2008, 428).

Luustolihasten toiminta on pääsääntöisesti tahdonalaisen hermotuksen aikaansaamaa, mutta siihen liittyy myös paljon tiedostamatonta toimintaa ja säätelyä. Asennon, tasapainon ja refleksien ohjaajina toimivat lihassukkula ja Golgin-jänne-elin sekä lihasten ja jänteiden ympärillä olevat erilaiset painereseptorit. Lihassukkula eli lihaskäämi on koostunut lihaksen sisälle erikoistuneista lihassoluista ja niitä hermottavista hermosyistä. Tällaisen lihassukulan keskiosa ei pysty supistumaan vaan se aistii venytyksen, joka aiheuttaa hermoimpulssin ja

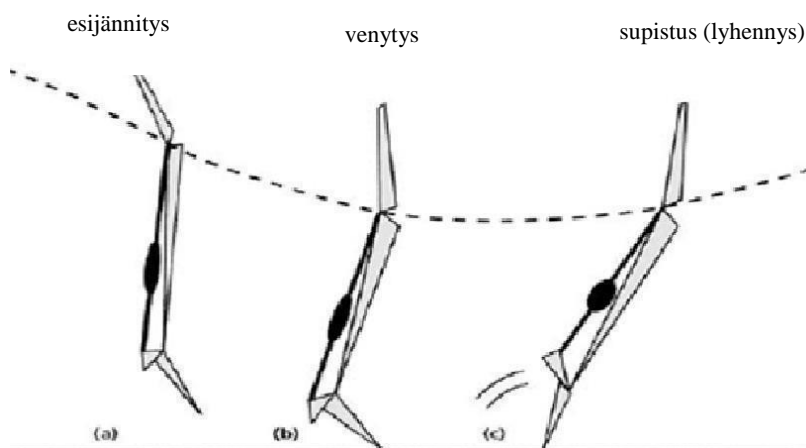
sukkulan päissä olevat lihassolut voivat supistua ja venyttää lihassukkulaa. Golgin-jänne-elin puolestaan on verkkomainen tuntohermorakenne jänteen säikeiden ympärillä ja sen tehtävänä on inhiboida liian voimakkaita lihaksen supistumisia ja säädellä liikkeen tarkoituksenmukaisuutta. (Enoka 2002, 233-239; Leppäluoto ym. 2008, 425-427.)

Luustolihakset koostuvat motorisista yksiköistä, jotka ovat lihaksen pienimpiä toiminnallisia yksiköitä. Motorinen yksikkö koostuu liikehermosta, axonista ja kaikista lihassoluista, joita liikehermot hermottavat (Enoka 2002, 278-279). Liikehermon hermottamien lihassolujen lukumäärä vaihtelee muutamasta solusta satoihin lihassoluihin (Burke ja Tsairis 1973; McComas ym. 1993; Solomonow 1984). Lihakset tuottavat kohtalaisen vähän voimaa, kun lihassoluja hermottavat motoriset yksiköt ovat pieniä. Jos motorinen yksikkö on suuri, sen hermottama lihas tuottaa paljon voimaa. (Solomonow 1984.) Hermotettavien lihassolujen määrä vaihtelee muutamasta solusta jopa 2000 soluun. Nisäkkäiden lihassolut jaetaan kahteen pääryhmään niiden supistustehon/-ajan (contractile) ja aineenvaihdunnan perusteella - hitaisiin I-tyypin ja nopeisiin II-tyypin soluihin. (MacInnes ym. 2006, 190-191.) Tämän lisäksi nopeat motoriset yksiköt jaetaan - nopeisiin vähän väsyviin (IIa-tyyppi) ja nopeisiin paljon väsyviin (IIb-tyyppi). Hitaiden motoristen yksiköiden väsymyksen sieto on hyvä, mutta voiman tuotto ja supistusteho on matala verrattuna II-tyypin motorisiin yksiköihin. (Burke 1967.) IIb-tyypin lihassolun supistus on tehokkaampi kuin tyypin IIa lihassolulla, mutta näiden supistusajassa ei ole suurta eroa (English ja Wolf 1982). Lihassolujakauma vaihtelee lihaksittain, esimerkiksi soleus -lihas koostuu noin 70 %:sesti hitaista lihassoluista kun taas vastus lateralis-lihas, joka on osa nelipäistä reisilihasta (quadriceps), koostuu sekä hitaista että nopeista lihassoluista lähes tasavertaisesti (Staron ym. 2000).

Lihasten motoristen yksiköiden lukumäärää on pystytty laskemaan tarkasti vain kuolleesta kudoksesta, mutta joistakin ihmisen lihaksista on pyritty arvioimaan motoristen yksiköiden lukumäärää aika tarkasti sähköstimuloinnin avulla. Yksiköiden määrää on arvioitu vertaamalla keskimääräistä lihaksen motorisen yksikön aktiopotentiaalia sähköstimuloinnin aiheuttaman vasteen avulla. Raajojen lihaksissa motorisia yksiköitä on vähemmän kuin lähempänä keskivartaloa olevissa lihaksissa, kun taas esim. silmien, kasvojen ja kaulan alueen lihaksissa motorisia yksiköitä on paljon. Nämä yksiköt ovat pieniä. (MacIntosh ym. 2006, 322-339.) Motorinen yksikkö voi koostua yhdestä liikehermosta ja muutamasta lihassolusta, jolloin

yksikkö vastaa tarkkaavaisuutta vaativista hienomotorisista liikkeistä (silmä). Toisaalta liikehermo voi hermottaa satoja, jopa tuhansia lihassoluja. Tällaisen yksikön tehtävänä on karkeamotorinen, voimapainotteisempi toiminta eli suuren lihaksen hermottaminen. (Enoka 2002, 278-285.)

Suurimmat tehot saadaan tuotettua liikkeissä, jotka sisältävät sekä eksentrisen että konsentrisen vaiheen eli kun hyödynnetään venymis-lyhenemis-sykliä, jolloin aktiivinen lihas ensin venyy ja sitten supistuu. (Cavagna & Citterio 1981; Cormie ym. 2011; Enoka 2002, 273-279.) SSC (Stretch-shortening-cycle) (kuva 6) kuvaa sitä tapahtumaa, jossa lihas venyy juuri ennen supistumista sykleittäin. Näin tapahtuu mm. juoksun tai hyppimisen aikana nilkan ojennuksessa aivan samoin kuin käsivarren liikkeessä heiton yhteydessä ja vaikkapa pituushypyn ponnistuksen aikana lantiossa, polvessa ja nilkassa. Uinti on urheilulajeista ehkä ainoa, jossa tätä ei tapahdu muutoin kuin lähtöhypyssä ja käännöksissä.



KUVA 6. SSC eli venymis-lyhenemis -sykli pohkeessa juoksun ja hypyn aikana (Komi 1984).

Mekanismeja, joiden ansiosta voimantuotto edellä mainitun kaltaisessa liikkeessä konsentrisessä vaiheessa on suurempaa eli esimerkiksi normaalissa jalkakyykyssä ”pysäytyskyykyyn” verrattuna, lienevät pidempi voimantuottoaika, elastisen energian varastointi ja vapauttaminen, supistuvien ja elastisten komponenttien vuorovaikutus ja voiman potentiaalienergia sekä venytysrefleksit (Cormie ym. 2011). Hyvä ja perinteinen esimerkki suuremmasta tehontuotosta SSC:n sisältävässä liikkeessä on verrattaessa konsentrista esikevennyshyppyä ja staattiseen kyykyhyppyyn. Bobbert ym. (1996) tutkimuksessa ero näiden kahden hypyn välillä oli 2,5 cm esikevennyshypyn eduksi.

3 TASAPAINOKONTROLLI

Seisoma-asennossa kehon massakeskipiste sijaitsee kehon sisällä muutamia senttimetrejä ristiluun päätelevyn etupuolella, mutta se voi muuttaa paikkaansa kehon ulkopuolelle erilaisten asentojen ja liikkeiden kautta (Sandström & Ahonen 2013, 52, 165-166). Massakeskipisteen paikka vaihtelee yksilöllisesti, mutta myös iän myötä sen paikka voi muuttua, kun vartalon mittasuhteet muuttuvat (Kauranen & Nurkka 2010, 27). Ikääntyessä proprioseptoreiden määrä ja herkkyys vähenee, minkä lisäksi HLJ:n muutokset heikentävät aistitoimintoja ja niistä saatavia vasteita (Fogelholm ym. 2011, 38). Heikkinen ym. (2013, 170-171) kuvailevat iän tuovan ongelmia tasapainokykyyn, mikä ilmenee mm. toimintojen hidastumisena ja rajoitteisuutena, liikkeiden epätarkkuuksina ja virheinä. Nämä muutokset aiheutuvat lähinnä siitä, että asento- ja tuntoaistin heikentyessä ikääntyvä ihminen turvautuu entistä enemmän näkö- ja kuuloaisteihinsa säädelläkseen tasapainoaan, kun samaan aikaan näkökykykin heikkenee.

Asentoaistiin kuuluu kolme pääaistimekanismia: proprioseptinen, vestibulaarinen ja visuaalinen asentoaisti, joiden tehtävänä on tulkita kehon asentoa ja auttaa säätelemään liikkeiden suuntaa, nopeutta ja voimakkuutta (Kauranen & Nurkka 2010, 339-357). Suuri osa asentoaistin toiminnasta on täysin tiedostamatonta ja spontaania. Kun aistit toimivat oikein, tiedämme katsomattakin jalkojemme ja käsiemme asennot. Aistimukset kehon osien asennoista tai liikkeistä syntyvät lihaksissa, nivelissä ja jänteissä sijaitsevien aistinsolujen reagoitessa lihasten supistumiseen, ojentumiseen, vetoon tai paineeseen tai, kun pään asento muuttuu suhteessa maan painovoimaan. (Enoka 2002, 307-310; Leppäluoto ym. 2008, 427-436; Kauranen & Nurkka 2010, 342-354.) Posturaalinen eli asennon ohjaus vaatii visuaalisten, vestibulaaristen ja proprioseptisten signaalien aistinvaraisen integroinnin (Rogge ym. 2019), joten tasapaino ei ole vain yhden aistin tai yhden lihaksen toiminnan tulosta. Tasapainon motoriikkaa säädellään nopeusjärjestyksessä eli a) heijastetoiminnan eli lihasvenytysrefleksien, b) automaattisten tasapainovasteiden ja ennalta ohjelmoitujen reaktioiden sekä c) tahdonalaisten liikkeiden eli kontrolloitujen lihaskäskyjen avulla (Kauranen & Nurkka 2010, 351-353). Heijastetoiminnat eli refleksit aktivoituvat säätelymekanismeista nopeimmin mm. horjahduksen tapahtuessa. Venytysrefleksin latenssiaika on noin 35-50 ms. Refleksitoimintojen tehtävänä on suojella kehoa vahingoittumiselta. Tasapainon automaattiseen ylläpitoon osallistuvat sekä refleksit että tahdonalaiset liikkeet. Näiden toimintojen motorinen viive on 80-120 ms. Liikkeiden säätelyyn ja asennon ylläpitämisen vaikuttavat kulloinkin käytössä olevat liikkeen hallintastrategiat.

(Punakallio 2004; Shemmell ym. 2010.) Refleksejä hitaampina keinoina tasapainon säilyttämiseksi ovat tahdonalaiset liikkeet, sillä niiden ennakointi ja tahdonalainen käskytyks vie aikaa. Tahdonalaisten liikkeiden tuottamiseen kuluu aikaa 150 ms tai enemmän riippuen liikkeestä (Punakallio 2004). Tasapainon säätelyyn vaikuttavat keskeisesti asennon tai liikkeen aikainen tukipinta, tuki- ja liikuntaelimestö (mm. mittasuhteet ja toimintakyky), ympäristötekijät, tuntoaisti, silmä-pää -stabilointi ja koordinaatio (Kauranen 2017, 317).

Kehon asennon hallintaan ja kehon liikkeiden (motoriset toiminnot) säätelyyn osallistuvat tuki- ja liikuntaelimestö, hermo-lihasjärjestelmä, keskushermosto (motoriset aivokuorialueet, aivorunko, liikehermoradat, tyvitumakkeet (basaaligangliot), pikkuaivot, selkäytimestä ja aivorungosta lähtevät hermosyyt) sekä useat aistikanavat, joista tärkeimmässä roolissa ovat vestibulaarijärjestelmä (sisäkorvan tasapainoelin), näkö, mekaaninen tuntoaisti sekä somatosensoriikka (asento- ja liiketunto). Tietoa tasapainon muutoksista antavat sisäkorvan tasapainoaisti (kaarikäytävät) ja otoliittielimet (kuulokivielin, 2 kpl/korva, reagoi asentoon suhteessa maan vetovoimaan), näköaisti, niskan ja selän proprioseptiiviset venytysreseptorit ja jalkapohjissa olevat tuntoaistit. (Heikkinen ym. 2013, 168, 170-175; Leppäluoto ym. 2008, 433-436, 487-491; Sandström & Ahonen 2013, 28.) Koska asennon korjaamiseen osallistuvat tahdonalaiset luustolihakset aistihavaintojen perusteella, on asennon tietoinen korjaaminen hidasta.

Staattista tasapainokontrollia on testattu yleisemmin kuin dynaamisia eli liikkeen aikana tehtävää tasapainon korjausta. Staattista tasapainoa onkin helpompi testata (Bauer ym. 2008; Piirainen ym. 2014). Hyvä staattinen tasapaino ei välttämättä tarkoita hyvää dynaamista tasapainoa (Kim & Robinson 2005; Piirainen ym. 2014). Kun asentoa joudutaan korjaamaan ja hakemaan, hermosto joutuu koville ja saadaan nilkan jännealueiden lisäksi aktivoitua myös polven ja reiden lihakset. Dynaamisen tasapainon hermostollinen kontrolli onkin vaativampaa kuin staattisessa asennossa tapahtuva asennon säätely. Tasapainon edellytyksenä on tehokas asentoaisti-informaatio, joka kertoo horjutuksen suunnan ja liikkeen. Niiden perusteella ihminen pystyy tuottamaan tasapainon säilyttämiseen tarvittava ja riittävä lihasvasteen. (Enoka 2002, 306-312; Piirainen ym. 2014.)

Aivojen laskevien pyramidi- ja ekstrapyramidijärjestelmien tehtävänä on säädellä kaikkia ihmisen motorisia toimintoja. Laskeva pyramidirata muodostuu kortikospinaali- ja kortikobulbaariradoista. Pyramidiradan hemoradoista keskeisin on kortikospinaalirata, joka lähtee isoaivojen motorisilta aivokuorilta (oikealta ja vasemmalta) kohti luurankolihaksia ja huolehtii tahdonalaisten liikkeiden säätelystä. Tämän radan vioittuminen aiheuttaa vioittumiskohdan vastakkaisen puolen halvauksen (hemiplegia). Kortikobulbaarirata päättyy aivorunkoon. Laskeviin hermoratoihin kuuluu myös ekstrapyramidijärjestelmä, johon kuuluva rubospinaalirata kontrolloi tahdonalaisia liikeitä. (Kauranen & Nurkka, 2010, 88-94; Nienstedt ym. 1995, 553-555.) Tasapainon kontrollointiin vaikuttaa vallitsevat olosuhteet kuten mm. alusta, lämpötila, häiriön nopeus/voimakkuus, väsymys, alaraajojen asento ja tukipinta (Kauranen & Nurkka 2010, 339-342). Äkillisissä tasapainohäiriöissä hermo-lihasjärjestelmän aktiivisuus ja toimintakyky ovat keskeisiä kaatumisen ehkäisyn ja tasapainon säilyttämisen kannalta (Piirainen ym. 2014). Henkilöillä, jotka pystyvät korjaamaan tasapainoaan yhdellä askeleella, on suurempi lihasaktiivisuus alaraajoissaan kuin niillä, jotka joutuvat korjaamaan horjutettua tasapainoa useammalla askeleella. Tämä osoittaa sen, että hermoston heikkous voi heikentää tasapainokontrollia ja muuttaa kontrollistrategioita (useita askeleita) (Carty ym. 2012; Cronin ym. 2013; Piirainen ym. 2014), vaikkakin henkilöt, joilla on huono tasapaino, voivat käyttää useampaa askelta jo hitaassa horjutuksessa säilyttääkseen tasapainonsa ja estääkseen vartalon massakeskipisteen heilahdukset. Tämä on yleisempää naisilla kuin miehillä (Carty ym. 2012).

Tärkeässä roolissa huojunnan hallitsemiseksi ovat jalkojen tuntoaisti ja lihasten korjaava toiminta. Kehon huojuntaa korjataan ensisijaisesti nilkka-, lonkka- ja askellusstrategian avulla, mutta myös pään sekä käsien liikkeillä on merkitystä tasapainon kontrolloinnissa. Mitä paremmin nilkkastrategia (ankle strategy) toimii, sitä vähemmän tarvitaan suuria liikeitä ylävartalosta tasapainon korjaamiseen. (Sandström & Ahonen 2013, 169-170.) Varpaisiin vaikuttavat lihakset ovat keskeisessä roolissa asennon ja tasapainon ylläpitämisessä (Nardone ym. 1995; Schieppati ym. 1995). Kun nilkkastrategia ei enää riitä, tulee apuun lonkkastrategia (hip strategy). Tällöin lantio korjaa eteen- taakse -suuntaista huojuntaa. Lantion avulla korjataan myös sivusuuntaista huojuntaa ja yleensä se otetaan käyttöön nopeissa ja suurissa horjutuksissa, mutta ikääntyneillä tapa on yleinen. Myös leveämmällä haara-asennolla on merkitystä, koska tukipinta kasvaa ja asento vakautuu. (Sandström & Ahonen 2013, 169-170.) Painopistettä alentamalla pyritään samaan tulokseen mm. kontaktilajeissa (suspensory strategy).

Kun lonkkastrategia ei riitä säilyttämään tasapainoa, lonkkaa ja polvia koukistamalla alennetaan painopistettä niin, että dynaamisessa liikkeessä tasapainon hallinta helpottuu (Kauranen 2017, 320). Askellusstrategia (stepping strategy) otetaan, kun muut keinot eivät riitä tasapainon säilyttämiseen. Tällöin askel horjahduksen suuntaan auttaa korjaamaan tasapainoa ja mahdolliselta kaatumiselta vältytään. Strategia vaatii nopeaa ja ketterää askellusta, mutta se tekee liikkumisesta turvallisempaa. (Sandström & Ahonen 2013, 170.) Tasapainoa on mitattu usein niin staattisissa kuin dynaamisissa tilanteissa voimalevymittausten avulla. Tällöin tasapainon muutosta kuvaa henkilön painekeskipisteen (COP, centre-of-pressure) muutos. Mitä pienempi mitattu siirtymä on, sitä parempi on henkilön tasapaino. (Kejonen 2002; Piirainen ym. 2010.)

4 IKÄÄNTYMINEN

Ikääntyminen tuo muutoksia sekä miehille että naisille, mutta pääsääntöisesti naisille nämä muutokset tulevat aikaisemmin ja muutokset ovat suurempia kuin miehillä. Lihakset ohenevat ja jäykkyys lisääntyy (Kubo ym. 2003). Lihassoiman väheneminen alkaa 50 ikävuoden paikkeilla - ensin noin 1 % prosentoin vuosivauhdilla ja 65 ikävuoden jälkeen noin 1,5–2 % vuodessa. Naisilla lihasvoiman muutos on nopeampaa ja kohtalokkaampaa. Lihasmassa pienenee, kun nopeiden ja hitaiden lihassolujen määrä vähenee ja solujen läpimitta pienenee. Nopeita lihassoluja muuttuu hitaiksi ja samalla myös motoristen yksiköiden määrä vähenee. Osa lihaskudoksesta korvautuu rasvakudoksella. (Heikkinen ym. 2013, 112-114.) Ikääntyminen näkyy myös liikkeiden hidastumisena, liikelaajuuksien supistumisena, rajoittuneisuutena, epätarkkuuksina, toiminnan virheinä sekä kestävyuden ja lihasvoiman – varsinkin räjähtävän lihasvoiman heikkenemisenä, mutta myös hienomotoriikan heikentymisenä.

Varmuudella voidaan erotella ikääntymisen ja yleisen aktiivisuuden vähenemisen vaikutuksia lihaksistoon. Ikääntymisen mukanaan tuomat vaikutukset lihaksistoon jaotellaan muutoksiin voimassa, rakenteessa, koossa ja muutoksiin lihaksen hermotuksessa. Ikääntymisen negatiivisia vaikutuksia voidaan hidastaa – tai jopa vähentää – voimaharjoittelulla. Ikääntymiseen liittyy myös nivelten liikkuvuuden rajoittuminen ja selkärangan jäykistyminen, mitkä aiheuttavat muutoksia kehon pystyasentoon ja koko koordinaatioon. Nivelten kunto ja liikelaajuuksien rajoittuminen voivat aiheuttaa liikkumisvaikeuksia, mutta myös tasapaino-ongelmia. (Fogelholm ym. 2011, 41.)

Vuonna 1991 Häkkinen ja Häkkinen kirjoittivat, että hermo-lihasjärjestelmän kyky aktivoida nopeasti lihasten motorisia yksiköitä hidastuu iän lisääntyessä. Tähän voi olla myös yhtenä syynä sarkomeerien lukumäärän väheneminen levossa (Hooper 1981), koska lihassolut lyhenevät eikä sarkomeerien pituus kompensoi tätä muutosta. Tämä lihas-jännealueen kutistuminen vähentää oleellisesti lihaksen liikkuvuutta ja sen tahdonalaista supistumista (MVC). Hooperin (1981) mukaan rajoittunut liikkuminen ja aktiivisuuden väheneminen ovat suurelta osin syynä ikääntymisen negatiivisiin muutoksiin. Nilkan lihasten (dorsiflexor ja plantaariflexor) voima vähenee vuosittain 1,3 % aina 52 ikävuodesta alkaen (Vandervoort & McComas 1986).

4.1 Vaikutus hermostoon

Keskushermosto on tärkeässä asemassa asennon hallinnassa, sillä sen tehtävänä on tuottaa sopivia vasteita informaation perusteella, jota tasapainoa säätelevät järjestelmät tuottavat. Ikääntyminen ja iän myötä lisääntyvät sairaudet aiheuttavat muutoksia keskushermoston rakenteissa ja toiminnoissa mm. kognition ja toiminnan säätelyn heikkoutta sekä valkoisen aineen vähenemistä (Heikkinen ym. 2013, 170-171).

Liikehermojen väheneminen on yksi keskeisimpiä ikääntymisen hermostollisia muutoksia, mutta se ei ole ainut. Enoka (2002, 445-446) luettelee eri tutkimusten tuloksina esitettyjä hermostollisia ikääntymisen muutoksia, joista jokainen liittyy hermostollisen toiminnan vähenemiseen tai heikkenemiseen:

- *liikehermojen häviäminen (motoneuroni) (Gardner 1940; Tomlinson & Irving 1977), 1996; Zhang ym. 1997)*
- *aktiopotentiaalın johtumisnopeuden hidastuminen (Falco ym. 1992; Wang ym. 1999; Xi ym. 1999),*
- *hermosolujen morfologiset ja biofyysiset muutokset (Liu ym. 1996; Zhang ym. 1997),*
- *toimivien motoristen yksiköiden lkm väheneminen (Campell ym. 1973; Doherty ym. 1993; Wang ym. 1999),*
- *potentiaalın frekvenssin väheneminen hermolihasliitoksessa (end plate) (Alshuaib & Fahim 1991),*
- *hermotuksen vaihtelun kasvaminen (Kadhiresan ym.1996; Kanda & Hazhizume 1989; Masakado ym. 1994),*
- *M-aallon amplitudin pieneneminen (Hicks ym. 1992),*
- *lihassupistuksen viivästymä ja maksimivoiman väheneminen (Doherty & Brown 1997),*
- *maksimaalisen lihassupistusnopeuden heikkeneminen ja erityistä jännitystä lihassoluissa (Degens ym. 1998; Larsson ym. 1997),*
- *joissakin lihaksissa havaittavaa hapettavan entsyymin (mm. sitraattisynteesi) toiminnan heikkeneminen (Coggan ym. 1992; Houmard ym. 1998) ja*
- *tuntoaisti heikkeneminen (Cole ym. 1999; Schmidt ym. 1990).*

Tämäkään lista ei ole täydellinen, mutta kertoo iän tuomista muutoksista, joilla on merkitystä liikkumisen ja liikkeiden kontrolloinnin kanssa.

Liikehermojen häviäminen tapahtuu osittain dorsolateral prefrontal cortexissa (DLPFC), joka sijaitsee etulohkoissa, ja joka osallistuu monimutkaisten tehtävien koordinointiin, työmuistiin ja valikoivaan huomiointiin ja osittain motorisessa aivokuoressa (M1), mikä todennäköisesti heikentää kahden raajan yhtäaikaista työskentelyä. Ikääntyvien ihmisten aivojen rakenteelliset ja toiminnalliset muutokset ovat siis yhteydessä heikentyneeseen liikekontrolliin. (Fujiyama ym. 2016.)

Nuorilla H-refleksillä mitattava spinaalisen tason kontrolli voi olla suurempaa kuin ikääntyneillä (Piirainen ym. 2013) eli iäkkäillä hermoimpulssi ei siirry afferentista motoneuroniin yhtä tehokkaasti kuin nuorilla. Heikentyneen H-refleksin taustalla oletetaan olevan mm. presynaptinen inhibitio, motoristen yksiköiden rapeutuminen, alfamotoneuronien väheneminen, hermoston johtumisnopeuden väheneminen ja vähentynyt transmissio Ia-afferenttien ja alfamotoneuronien välillä (Doherty ym. 1993; Kocejka ym. 1995; Mynark & Kocejka 2001, 2002; Piirainen ym. 2013; Scaglioni ym. 2003).

Baudry ja Duchateau (2012) mukaan ikääntyneiden henkilöiden H-refleksivasteiden heikkeneminen aiheuttaa muutoksia heidän lihaskontrolliin. Piirainen ym. (2013) artikkelin mukaan ikääntyneiden ihmisten heikentyneen tasapainon taustalla oleva viivästynyt venytysrefleksivaste ja spinaalisen tason matala aktiivisuus viittaa keskushermostopainotteiseen tasapainokontrolliin. Scaglioni ym. (2003) esittävät, että Ia-afferenttien ja α -motoneuronien välinen hermoimpulssien määrä vähenee iän myötä. Doherty ym. (1994) ja Nienstedt ym. (2004) ovat samoilla linjoilla sanoessaan, että iän myötä vähenevä α -motoneuronien lukumäärä saattaa vaikuttaa H-refleksivasteisiin ja sitä kautta hermoston johtumisnopeuden pienenemiseen. Reaktioajan piteneminen näkyy siis ärsykkeen vastaanottamisesta vasteen syntymiseen kuluvan ajan pitenemisenä, mikä vaikeuttaa tasapainon säätelyä (Fogelholm ym. 2011, 38).

4.2 Ikääntymisen vaikutus lihakseen

Lihaskvoima alkaa hiljalleen heiketä iän myötä – naisilla jo 30 ikävuoden jälkeen – mutta molemmilla sukupuolilla tuo voiman häviäminen jatkuu koko ajan kiihtyvällä tahdilla tuon jälkeen. Larsson ym. (1978) osoittivat tutkimuksessaan, että miesten maksimaaliset voimatasot

isometrisessä ja dynaamisessa lihasvoimassa lisääntyivät aina 30 ikävuoteen saakka ja pysyivät lähes muuttumattomina noin 50-vuotiaaksi. Tuon jälkeen 70-vuotiaaksi mennessä lihasvoima vähenee 24-36 %. Naisten isometrinen voima on parhaimmillaan muutamaa vuotta ennen miehiä jääden kuitenkin miesten vastaavasta 20-30 % (Lexell ym. 1988; Åstrand ja Rodahl 1986).

Ikääntyessä II-tyypin eli nopeat lihassolut kuihtuvat enemmän kuin I-tyypin hitaat lihassolut (Kiltgaard ym. 1990; Lexell 1993), mikä aiheuttaa sen, että lihaksen poikkipinta-ala pienenee (Frontera ym. 2000). I-tyypin lihassolut saattavat liittyä yhteen IIA-tyypin lihassolujen kanssa, mikä puolestaan vaikuttaa lihaksen mukautumiseen eli adaptaatioon. Ikääntyminen heikentää neuromuskulaarista tiedonsiirtoa, koplausta sekä motorista johtumisnopeutta (Cardasis & LaFontaine 1987; Delbono 2011; Metter ym. 1998). Iän myötä motoneuronien määrän vähetessä ja lihassolujen 'liimautuessa' toisiinsa, voisi olettaa, että niihin jäljelle jäävät motoriset yksiköt tuottaisivat pienemmän potentiaalisen energian, mutta todellisuudessa ikääntyneiden motorisen yksikön potentiaalien keskiarvot ovat suuremmat kuin nuorilla (Campell ym. 1973). On todettu, että II tyypin lihassolujen väheneminen ikääntyneillä voi olla yhteydessä lonkkamurtumien esiintyvyyteen (Aniansson ym. 1984), mikä vahvistaa käsitystä, että voiman ja lihassmassan pienentyessä loukkaantumisriski kasvaa.

Iän myötä sanonta: ”Lihas katoaa, mutta rasva on ikuista” toteutuu todistetusti, sillä ihmisen ikääntyessä lihassolut tavallaan liimautuvat toisiinsa (fibre type crouping) ja lihassolut häviävät ja korvautuvat rasvasoluilla sekä sidekudoksella (MacInnes ym. 2006, 322-327). Ikääntymisen muutokset näkyvät myös lihassolun rakenteessa. Lihassolussa iän mukana tuleva muutos, myofibrillien kato, vaikeuttaa lihassolun aktivoitumista ja supistumista. Solutasolla tapahtuu myös valkosolujen eli makrofagien nekroosia eli kuoliota. Ikääntyneiden lihaksia tutkittaessa on havaittu hyvin pienten ja tiheätumaisten lihassolujen esiintymiä. Lihassolujen tumat hakeutuvat solujen keskelle ihmisen ikääntyessä, tällöin solun aineenvaihdunta häiriintyy. Kaikki tämä epätavallinen on tavallista ikääntyneillä ihmisillä (Enoka 2002, 441-447; MacInnes ym. 2006, 322-329).

Ikääntymiseen liittyviä negatiivisia muutoksia lihaksistossa kutsutaan lihaskadoksi eli sarkopeniaksi. Termi kuvaa muutoksia, jotka liittyvät lihaksen surkastumiseen, kiristymiseen sekä heikkouteen. Lihasheikkous vaikeuttaa liikkumista ja sitä kautta vanhusten itsenäistä toimeentulemistä, ilman ulkopuolista apua. Sarkopenia on yksi suurimmista ikääntyvien ihmisten itsenäisen elämän esteistä (Doherty 2003; Enoka 2002, 442).

Sarkopenian määrittelemiseksi The European Working Group on Sarcopenia in Older people (EWGSOP) on esittänyt raja-arvoja lihaskudoksen, puristusvoiman ja kävelynopeuden diagnosointiin. EWGSOP määrittelee sarkopenian vaiheet pre-sarkopeniaan, sarkopeniaan ja vakavaan sarkopeniaan (taulukko 1). Sarkopenian pääaiheuttajia oletetaan olevan geeniperimä, puutteellinen ravitsemus, insuliiniresistenssi, alhainen fyysinen aktiivisuus, hormonitoiminnan heikentyminen, ateroskleroosi (valtimonkovettumatauti) sekä muutokset tulehdusreaktioiden aiheuttajissa (IWGOS 2011).

Lihasten maksimaalinen neuraalinen aktiivisuus ja lihaksen toiminta vähenee varsinkin yli 60-vuotiailla (Häkkinen ym. 1998; Piirainen 2014). Näiden lisäksi ikä tuo tullessaan lihaksen pienemmän aktiopotentialin eli lihassupistuksen nopeus ja teho laskee, lihassupistuskoplaus hidastuu ja korkeakynnyksisten motoristen yksiköiden aktivaatio vähenee, mikä havaitaan räjähtävän voimantuoton laskuna (Basse ym. 1992). Voimantuoton laskuun vaikuttavat pääasiassa motoristen yksiköiden väheneminen, lihasten kutistuminen, muuttunut hormonitoiminta ja lihaksen supistumiskyky (contractility) sekä muutokset sisäeritysrauhasten toiminnassa (hormoneissa) ja hermostossa (Radcliffe & Farentinos 1999, 12; Vandervoort 2002). Näiden kaikkien syiden lisäksi sarkopenian ja lihasvoiman häviämisen taustalla on vähentyneen fyysinen aktiivisuuden (Häkkinen ja Häkkinen 1991) lisäksi mahdolliset sairaudet ja huono ravitsemustaso, mikä johtuu mm. heikentyvästä nälän tunteesta ja liian vähäisestä proteiinin saannista.

Taulukossa 1. esitetään sarkopenian vaiheet ja niissä esiintyvät muutokset eri muuttujissa. DXA:lla (luuntiheysmittaus) mitatun raajojen rasvattoman massan (kg) arvo suhteutetaan piteuden neliöön (ALM/m^2 , Appendicular Lean Mass, kehon rasvaton kudos). Naisilla tämä lihasmassan raja-arvo on $< 5,5 \text{ kg/m}^2$. Lihasvoiman mittarina käytetään käden puristusvoimatestiä. Sarkopenian määritelmän mukaan käden puristusvoiman raja-arvo naisille

on < 20 kg. Toimintakyvyn mittarina puolestaan käytetään kävelynopeustestiä, jossa < 0,8 m/s (2,9 km/h) luokitellaan heikentyneeksi toimintakyvyksi (Cruz-Jentoft ym. 2010). Toimintakyvyn mittarina sillä voidaan osoittaa olevan yhteys mm. tasapainoon ja toiminnalliseen liikkumiskykyyn (Pearson ym. 2004). Sarkopenian yhteydessä esiintyy myös luukatoa eli osteoporoosia, jossa luun mineraalitiheys on pienentynyt, mikä lisää luun murtumariskiä. Murtumariski ja ikääntymiseen liittyvä osteoporoosi liittyvät toisiinsa. Ravitsemuksen sanotaan olevan kaikkein keskeisin ja helpoimmin muokattavissa oleva osteoporoosin riskitekijä (Berriche ym. 2016).

TAULUKKO 1. Sarkopenian vaiheet ja raja-arvot naisille (EWGSOP 2010 mukailten).

Vaihe	Lihasmassa	Lihassoima	Toimintakyky
	< 5,5 kg/m ²	Puristusvoima	Kävelynopeus
		< 20 kg	< 0,8 m/s
presarkopenia	↓		
sarkopenia	↓	↓	tai ↓
vakava sarkopenia	↓	↓	↓

Osteoporoosi määritellään toiminnallisesti luumassan tasolla mitattuna (BMD, bone mineral density). Murtumariskiä suurimmaksi aiheuttajaksi ihmisen iästä tai BMD:stä riippumatta Compston ym. (2017) ovat listanneet seuraavia tekijöitä:

- *matala painoindeksi (BMI) – yhteys lonkkamurtumaan (De Laet ym. 2005),*
- *osteoporoosille ominaisen kohdan aikaisempi murtuma saattaa altistaa uudelle murtumalle – riski jopa kaksinkertainen (Kanis ym. 2004),*
- *aikaisempi lonkkamurtuma on merkittävä riskitekijä - suurelta osin riippumaton BMD:stä (Kanis ym. 2004),*
- *tupakointi - riippuu osittain BMD:stä (Kanis ym. 2005),*

- glukokortikoidien eli kortisonivalmisteiden käyttö (Van Staal ym. 2000; Kanis ym. 2004),
- alkoholin ja murtumariskin välinen suhde on määrästä riippuvainen (Kanis ym. 2005),
- nivelreuma lisää murtumariskiä riippumatta BMD:stä (bone mineral density) ja glukokortikoidien käytöstä (Kanis ym. 2004) ja diabetes (erityisesti tyyppi 2) voi lisätä murtumariskiä (Giangregorio ym. 2012; Leslie ym. 2012).

Ihmisen luustolihas-tilavuus pienenee iän myötä, mikä johtuu pääasiassa motoristen yksiköiden ja lihassolujen vähenemisestä ja 2-tyypin solujen pienenemisestä – jopa muuttumisesta 1-tyypin soluksi. Tästä on seurauksena etenevä lihasvoiman heikkous ja liikkuvuuden heikkeneminen. Ikääntymiseen liittyvä lihasatrofia aiheutuu pääosin lihassolujen määrän vähenemisestä ja toisaalta niiden koon pienenemisestä. Määrän vähenemisen taustalla oletetaan olevan joko solujen välisen hermotuksen pysyvä muutos tai solujen vaurioituminen. Liikkumattomuus ja denervaatio (hermoston tuhoutuminen) aiheuttavat ikääntyville lihassolujen koon pienenemistä. Lihasmassaa myös korvautuu rasva- tai sidekudoksella eli lihassoluja häviää. (Lexell ym. 1988.)

4.3 Ikääntymisen vaikutus tasapainoon

Aikuisväestöllä kaatumisonnettomuudet ovat suurin syy vammautumisiin ja kuolemiin (Bieryla 2016). Eksentrisen voiman tuotto säilyy iän karttuessa paremmin kuin liikettä vastustava (isometrinen) tai niveliä liikuttava (konsentrisen) voimantuotto (Frontera 1991; Kauranen 2014; McArdle ym. 2007, 323-327; Kallio ym. 2010; Piirainen ym. 2013; Thompson 1994). Ikääntymisen myötä myös tasapaino heikkenee - dynaaminen tasapaino voi heiketä staattista tasapainoa enemmän, sillä lihaksissa sijaitsevien lihassukkuloiden, nivelissä sijaitsevien nivelreseptoreiden ja iholla sijaitsevien tuntoreseptoreiden määrä ja niiden herkkyys vähenee. Ikä tuo muutoksia hermolihaskäytön toimintaan, mikä hankaloittaa aistitoimintoja ja niistä saatavia vasteita. (Fogelholm ym. 2011, 38.) Aistitiedon ja lihasten aktivoiminnan yhteistoiminta siis hankaloituu. Iän myötä ongelmia havaitaan mm. liikeseäätelyn ajoituksessa, nopeudessa, voimassa ja laadussa. Iästä johtuvat negatiiviset muutokset jalkapohjien tuntoreseptoreiden tiheydessä, morfologiassa ja fysiologiassa vaikuttavat jalkapohjien tuntoaistin välittämän tiedon laatuun ja määrään. Plantaarinen havaintoherkkyys heikkenee iän myötä ja saattaa aiheuttaa tasapaino-ongelmia. (Peters ym. 2016.) Tuntoaistin heikentyessä ikääntyvä ihminen turvautuu

tasapainon säätelyssä entistä enemmän näkö- ja kuuloaistiinsa (Fogelholm ym. 2011, 38; Heikkinen ym. 2013, 170-171.) Reaktioajan piteneminen näkyy ärsykkeen vastaanottamisesta vasteen syntymiseen kuluvan ajan pidentymisenä, mikä puolestaan aiheuttaa ongelmia tasapainon säätelyssä (Fogelholm ym. 2011, 38). Ikääntyneiden dynaamisen tasapainon säätely on haastavampaa eteenpäin suuntautuvassa kuin taaksepäin suuntautuvassa häiriössä (Piirainen ym. 2013).

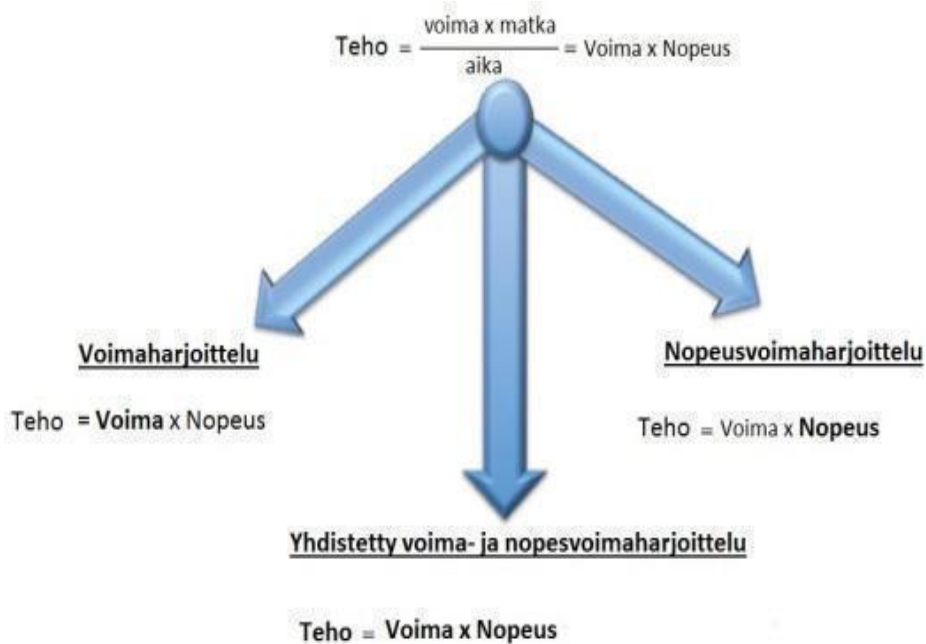
Ikääntyvillä jalkojen sensomotoriikan heikkeneminen aiheuttaa nilkkastrategian heikkenemistä, minkä takia lonkka- ja askelstrategiat otetaan käyttöön tasapainon säilyttämiseksi. Ikääntyneille on hyvin tyypillistä korjata tasapainoaan lonkan liikkeen avulla ja ottamalla leveämpi haara-asento. Ellei kaksi edellistä strategiaa tepsii tasapainon säilyttämiseksi, on otettava askel horjunnan suuntaan (stepping strategy). Ikääntymisen mukanaan tuoman heikentyneiden sensomotoriikan ja aistien takia tämä strategia on haastava, sillä siinä tarvitaan nopeaa ja ketterää jalan liikettä. Askellusstrategia onkin yleisesti käytössä mm. liukkailla ja kaltevilla alustoilla, jolloin horjumisen tai liukastuminen tapahtuu äkillisesti. Näissä tilanteissa käyttöön otetaan myös yläraajojen tasapaino- ja suojareaktiot. (Kauranen 2017.) Ikääntyvien tulisivin harjoittaa erilaisia ja erisuuntaisia askelsarjoja erilaisilla alustoilla ja eri liikesuuntiin, jotta keskushermostolle voidaan luoda valmiita liikemalleja (Fogelholm ym. 2011, 103; Sandström & Ahonen 2013, 52).

Ikääntyneillä henkilöillä lihasaktiivisuus käynnistyy hitaammin tasapainon horjuttamisen aikana – varsinkin taaksepäin (anterior) suuntautuvan horjutuksen yhteydessä (Lin ja Woollacott 2002; Piirainen ym. 2014; Tang ja Woollacott 1998; Tokuno ym. 2010). On myös havaittu, että ikääntyneiden lihasaktiivisuus oli heikompaa horjutuksen aikana, ja että hitaampi vaste ja heikko lihasaktiivisuus yhdessä aiheuttavat huonon tasapainokontrollin kuin hitaat vasteet yksinään. Ikääntyneiden henkilöiden vastavaikuttajalihasparien (agonisti-antagonisti) co-aktivaatio saattaa olla korkeampaa, mikä johtaa heikentyneeseen vasteeseen horjutuksen aikana (Tang ja Woollacott 1998). Nopean voiman tuottamisen siis katsotaan olevan keskeinen tekijä kaatumisonnettomuuksien ehkäisyssä (Piirainen ym. 2014).

Vuonna 1999 Izquierdo ym. kertoivat, että räjähtävän voiman tuotantokyky heikkenee oleellisesti iän myötä, jopa enemmän kuin kyky tuottaa maksimaalista lihasvoimaa. Tämä nopean voimantuoton negatiivinen muutos näyttää liittyvän huonompaan neuromuskulaariseen vasteeseen ja sitä kautta kykyyn kontrolloida asentoa. Ikääntyminen voi heidän mukaansa johtaa heikentyneeseen tasapainoon, kun tapahtumien ja ympäristön havaitseminen heikkenee ja asentokontrolli hidastuu.

5 VOIMA- JA TASAPAINOHARJOITTELU

Voimaharjoittelu jaetaan yleensä kolmeen eri osaan (kuva 7): neuraaliseen, hypertrofiseen ja räjähtävän voiman voimaharjoitteluun. Harjoittelun perustana on yleisvoima, jota voidaan harjoittelun muutoksilla jalostaa lajivoimaksi. Harjoittelun rytmityksellä ja eri voimantuottotapoja kehittämällä ja käyttämällä voidaan haluttuja tehon- ja voimantuoton ominaisuuksia muokata (Haff & Nimphius 2012).



KUVA 7. Harjoitusmetodi voiman ja nopeuden harjoittamiseen (Koskinen 2016; Haff & Nimphius 2012).

Säännöllinen voimaharjoittelu parantaa lihasvoimaa, mikä aluksi perustuu hermostollisiin muutoksiin ja myöhemmin myös lihasmassan kasvuun. Voimaharjoittelu aiheuttaa lihakseen mikroaurioita, jotka korjautuvat lepovaiheessa, jolloin lihaksesta tulee vahvempi. Mitä tehokkaammin voimaharjoittelu suoritetaan, sitä enemmän se stimuloi lihaksiston ja luuston kehittymistä. (Tsuzuku ym. 2001.)

Lihasurymien jakaminen eri harjoituspäiville kuuluu kokeneempien harjoittelijoiden ja tavoitteellisten urheilijoiden ohjelmaan. Lihasurymien kuormituksen jakamista eri harjoituskerroille kannattaa ottaa ohjelmaan, kun voimaharjoituskertojen viikoittainen määrä kasvaa niin, että harjoitetun lihasryhmän palautuminen estää uuden harjoituksen suorittamisen. Voimaharjoittelu tulisi olla progressiivista tulosten parantamiseksi, mutta jo 1-2 kertaa viikossa tapahtuvalla voimaharjoittelulla voidaan ylläpitää saavutettuja voimatasoja. Harjoittelu on progressiivista, kun lihaksen voimistuessa vastusta lisätään. (Kraemer ym. 2004.)

5.1 Maksimivoimaharjoittelu

Maksimivoimaharjoittelun periaatteet ovat melko yksinkertaisia: käytä raskaita painoja ja tee vähemmän toistoja. Kokonaiskuormitus on 90 – 100 % (1RM) ja 1 - 3 toistoa yhdessä sarjassa. Liike on melko hidaskäyttö ja palautukset sarjojen välissä ovat melko pitkiä. Tämä tarkoittaa, että lihas- tai lihasryhmä joutuu tekemään maksimaalista työtä huomattavan pitkän aikaa ja palautuu sarjojen välillä lähes kokonaan. Maksimivoimaharjoittelun tuloksena agonisti-lihaksen hermotus paranee, antagonistin co-aktivaatio heikkenee, koordinaatio paranee ja apulihasten toiminta vahvistuu. (Carroll ym. 2001; Häkkinen ym. 1998; Kamen ja Knight 2004; Piirainen ym. 2014; Sale 2003.) Eli harjoitetun lihaksen toiminta aktivoituu ja vastavaikuttajalihas rentoutuu liikesuorituksen aikana.

5.2 Hypertrofinen harjoittelu

Hypertrofisen harjoittelun tavoitteena on lihassolun läpimitan ja lihasmassan kasvattaminen, mikä voi johtaa lisääntyneeseen aminohappojen käyttöön ja proteiinisynteesiin sekä lihaskasvuun (Häkkinen 2002). Hypertrofisessa harjoittelussa käytetään kohtalaisia kuormia ja kohtuullisen lyhyitä palautumisaikoja, mikä lisää aineenvaihduntaa, mikä onkin paras tapa maksimoida liikunnan aiheuttama lihasten kasvu. Monet tekijät aiheuttavat hypertrofisia muutoksia lihakseen – mekaaninen jännitys, lihasvauriot ja aineenvaihdunta. Ainakin näiden kolmen tekijän väitetään olevan hypertrofian taustalla (Schoenfeld 2010). Artikkelin mukaan intensiteetin on osoitettu olevan merkittävä lihasten kasvun stimuloija. Intensiteetti ilmaistaan yleensä prosentteina maksimikuormituksella tehdystä yhdestä toistosta (1RM). Toistot voidaan

luokitella kolmeen perusalueeseen: matala intensiteetti: 1-5 toistoa, kohtuullinen intensiteetti: 6-12 toistoa ja korkea intensiteetti: >15 toistoa. Jokainen näistä toistoalueista käyttää erilaista energiantuottojärjestelmää ja aktivoi erilaista neuromuskulaarista järjestelmää, vaikuttaen eri tavoin hypertrofiaan.

Vaikka aiemmissa tutkimuksissa mm. Martel ym. (2006) ovat todenneet, että hypertrofinen harjoittelu lisää nuorilla sekä nopeiden että hitaiden lihassolujen läpimittaa, ikääntyneillä näin ei useinkaan tapahdu (Larsson 1982) vaan kasvua voidaan havaita lähes poikkeuksetta vain nopeissa lihassoluissa. Häkkinen (2002) suosittelee, että lihassmassan kasvun jälkeen massan aktivointia voidaan tehostaa neuraalisella eli maksimivoimaharjoittelulla, jossa käytetään suuria vastuksia (90 - 100% 1RM) ja pieniä toistomääriä (1 – 3 kpl). Sarjojen väliset palautukset ovat myös kohtuullisen pitkiä (2 – 3 min). Tällainen harjoittelu voi johtaa lihaksen maksimaalisen hermotuksen paranemiseen ilman suurta lihaskasvua. Lihaksen kasvattaminen ei olekaan itse tarkoitus hypertrofisen harjoittelun perusteena ikääntyneillä vaan kuten mm. Topp ym. (1993) ja Wolfson ym. (1996) ovat tutkimuksissaan osoittaneet, että hypertrofisella harjoittelulla voidaan parantaa myös tasapainokontrollia.

5.3 Nopeusvoimaharjoittelu

Nopeusvoimalla tarkoitetaan kykyä tuottaa suurin mahdollinen voima niin lyhyessä ajassa, kuin mahdollista tai suurimmalla mahdollisella nopeudella. Vauhdittoman pituushypyn ja kuntopallon heitot ovat nopeusvoimaa harjoitettavia suorituksia. Nopeusvoimaominaisuuksien harjaantumisen myötä liikkumisesta tulee taloudellisempaa ja kestävyyslajien suoritukset ovat helpompia. Todellisuudessa kuitenkin paras hyöty nopeusvoimasta on suorituksissa, joissa voimantuottoaika on huomattavasti lyhyempi kuin mitä maksimivoiman tuottamiseen menee aikaa eli suorituksissa, joissa tarvitaan räjähtävää voimaa. Yleensä maksimivoiman tuottoaika on noin 0,5–2,5 sekuntia liikkeestä, perimästä ja harjoitustaustasta riippuen. Nopeusvoimaa siis tarvitaan, kun halutaan esim. ponnistaa mahdollisimman nopeasti. Tuolloin voimantuottoaikaa on yleensä vain noin 0,1–0,3 sekuntia. Nopeusvoima onkin nimensä mukaisesti kahden eri ominaisuuden eli voiman ja nopeuden yhdistelmä. Tämän vuoksi on joko voimantuottonopeuden tai maksiminopeuden kehityttävä, jotta nopeusvoima kehittyisi. (Haff & Nimphius, 2012.)

Nopeusvoimaharjoittelulla mahdollista lisätä ikääntyneiden henkilöiden voimaominaisuuksia (Fiatarone ym. 1990). Tosin maksimaalista voimaa tuskin tarvitaan tasapainon horjuessa äkillisesti, mutta voimaa tarvitaan tuossa tilanteessa nopeasti. Nopeusvoimaharjoittelu on perusteltua, sillä se kehittää nopeaa motorista kontrollia tehokkaasti (Granacher ym. 2012). Nopeusvoiman lisääntyminen ja harjaannuttaminen näyttävät liittyvän myös parantuneisiin tasapaino-ominaisuuksiin ja lihastoimintaan ikääntyneillä (Holsgaard-Larsen ym. 2011; Izquierdo ym. 1999a; Piirainen 2014). Pneumaattisilla laitteilla tehdyllä voimaharjoittelulla on myös osoitettu olevan myönteisiä vaikutuksia ikääntyneiden ihmisten dynaamiseen tasapainokontrolliin (de Vos ym. 2005; Orr ym. 2006) ja ne voivat soveltua painopakalaitteita paremmin nopeusvoiman kehittämiseen.

Lähes kaikissa urheilulajeissa tarvitaan nopeusvoimaa ainakin jossain muodossa ja sen merkitys korostuu sen myötä, mitä nopeampi suoritus on kyseessä. Nopeusvoimasta on hyötyä muillekin kuin urheilijoille, sillä kyky tuottaa voimaa nopeasti on ratkaiseva tekijä myös kaatumisten ja niistä aiheutuvien loukkaantumisen estämisessä (Gschwind ym. 2013). Lisäksi tehontuoton submaksimaalisilla kuormilla (40 ja 70 % kuormilla 1 RM) on todettu korreloivan paremmin kävelynopeuden ja portaiden nousukyvyyn kanssa kuin 1 RM kuorman (Cuoco 2004). Vanhemmatkin ihmiset pystyvät kehittämään nopeusvoimaominaisuuksia suhteellisesti paljon, vaikka eivät absoluuttisesti pääse nuorempien ihmisten tasolle (Newton ym. 2002). Nopeusvoimaharjoittelu aktivoi agonisteja ja mahdollisesti heikentää vastavaikuttajalihaksen (antagonisti) toimintaa ikääntyneillä (Häkkinen ym. 1998; Van Cutsem ym. 1998; Piirainen ym. 2014). Lihasmassa voi lisääntyä sensomotorisella harjoittelulla, mutta suurimmat muutokset näyttävät kohdistuvan tehokkaampaan lihaksen käskynalaiseen neuromuskulaariseen supistukseen, varsinkin aktiivisen lihassupistuksen alkuvaiheessa (Gruber & Gollhofer 2004).

5.3.1. Plyometrinen harjoittelu

Plyometrinen harjoittelu on reaktiivista nopeusvoimaharjoittelua, johon kuuluvat mm. erilaiset kyykkyhyppelyt, vauhdittomat ja vauhdilliset hyppyt, tasa- ja vuoroloikat, aitahyppelyt ja pudotushyppyt. Myös yläkeholla voidaan tehdä plyometrisiä harjoitteita kuten kuntopallon heittoja ja kiinniottoja, erilaisia punnerrukset sekä keskikehoon vaikuttavia istumaan nousuja kuntopalloa samalla heittäen/vastaan ottaen ja jopa penkkipunnerruksen voi tehdä plyometrisesti.

Viime vuosien aikana on tehty runsaasti tutkimusta plyometrisen harjoittelun fysiologisista ja biomekaanisista sekä luustoon kohdistuvista muutosvaikutuksista. Tehtyjen tutkimusten perusteella Markovic & Mikulic (2010) kokoaman meta-analyysin mukaan plyometrinen (PLY) harjoittelu voi joko yksin tai yhdessä muiden harjoitusmuotojen kanssa aiheuttaa useita positiivisia muutoksia terveiden ihmisten hermo-, tuki- ja liikuntaelinjärjestelmissä, lihasten toiminnassa sekä urheilusuorituksissa. Rytminen ja jatkuva liikeharjoittelu voi vähentää antagonistin co-aktiivisuutta agonistin supistuksen aikana estämällä antagonistille tulevan hermoimpulssin eteneminen (reciprocal inhibition). Tämä havainto puoltaa plyometria- ja ergometriharjoittelun käyttöä harjoitettaessa mm. ikääntyneille tyypillisiä jäykkiä tai muita epätavallisesti toimivia lihaksia. (Floeter ym. 2013.)

CMJ:ssa (counter movement jump, kevennyshyppy) jänne-lihas -liitokseen latautuva elastinen energia tekee CMJ:sta tehokkaan, vaikka suurin osa tuosta elastisesta energiasta muuttuu CMJ:ssa lämmöksi ja vain osa käytetään liike-energiaksi (Bobbert ym. 1996). Bobbert kollegoineen pohtii artikkelissaan (1996) myös muita mahdollisia eroja näiden eri tavoin suoritettavien hyppyjen välillä. Ensimmäiseksi eroksi nostettiin SJ:n suorituksen koordinaatio, sillä paikaltaan hyppääminen on vaikeaa. Suorituksen aikainen kehon ja yläraajojen heilautuksen rytmittäminen on haastavaa ja vaatii harjoittelua. Ellei osaa hypätä, on ero helppo ymmärtää. Toinen syy hyppyjen nousukorkeuden ja voimantuoton eroihin löytyy lihaksesta. Juuri ennen SJ:a lihakset eivät todellisuudessa voi tuottaa maksimaalista voimaa ilman isometristä työtä tai esikevennystä. Maksimaalisen lihassupistuksen (MVC) aikaansaamiseen tarvitaan aikaa. Kolmantena selityksenä pidetään elastisen energian varastoitumista kevennysvaiheessa aktiivisina oleviin lihaksiin ja konsentrisen vaiheen alkaessa sen purkautuessa kohonneena lihasvoimana. Neljäntenä mahdollisena selityksenä voi olla, että CMJ:n negatiivisen työn aikana tapahtuva lihasjännitys laukaisee spinaalisen tason refleksit. Näiden vuoksi lihasten aktiivitaso nousee suuremmaksi kuin SJ:ssa, jossa lihaksen venymistä ei tapahdu. Bosco (1987) kollegoineen arvioivat, että elastisen energian lisä plyometrisessä hypyssä on jopa 20 - 30 % verrattuna ilman esikevennystä suoritettuun hyppyyn. Viimeisenä selityksenä Bobbert ym. (1996) esittää, että kevennyksen aikainen aktiivisen lihaksen esijännitys, muuttaa lihaksen hermotusta. Esikevennyksen nopeus on merkityksellinen, sillä varastoitunut elastinen energia katoaa lihaksesta mm. lämpönä, jos konsentrisen työ viivästyy syystä tai toisesta.

Rössler ym. (2014) ovat todenneet PLY -harjoittelun ehkäisevän kaatumisonnettomuuksia muita harjoitusmuotoja paremmin. PLY -harjoittelu on iskuttavaa, yleensä kehonpainolla tai hyvin pienellä lisävastuksella suoritettavaa nopeusvoimaharjoittelua, johon liittyy oleellisesti venymis-lyhenemissykli (SSC) eli ilmiö, jossa lihas-jänne -yhdistelmä ensin venyy – juuri ennen aktiivista supistusta. Lyhytaikaisen plyometrisen harjoittelun on todettu parantavan alaraajojen voimaa, tehoa ja ennen suoritusta tehtyä lihaksen hetkellistä venytystä (SSC).

Plyometrinen harjoittelu kehittää lihaksen nopeaa voimantuottoa ja parantaa siksi nopeutta vaativien lajien suorituksia (De Villareal 2012). Naisurheilijoiden alaraajojen vammriskin on todettu vähentyneen plyometrisen harjoittelun myötä (Markovic & Mikulic 2010; O’Driscoll ym. 2011). Selityksenä voi olla Wilson & Flanaganin (2008) mainitsema stiffnessin lisääntyminen (jäntevyys) harjoittelun myötä. Markovic & Mikulic (2010) julkaiseman meta-analyysin mukaan plyometrinen harjoittelu lisää luuston mineraalitiheyttä sekä niiden vahvuutta ja saattaa myös aiheuttaa lihasmassan ja voiman lisääntymistä. Saman lähteen mukaan plyometrisestä harjoittelusta hyötyvät sekä nopeus- että kestävyyslajien suoritukset ja sitä voidaan voidaan tehdä sekä ylä- että alaraajoilla. Kraemer ym. pitävät (2004) tästä hyvänä esimerkkinä kuntosallin heittoharjoitteita.

Hidastunut hermostollinen palauteprosessi pidentyneen SLR -latenssijan vuoksi saattaa aiheuttaa ikääntymiseen liittyvää ääreishermoston johtumisnopeuden hidastumista (Doherty ym. 1994). Ikääntyminen näkyy ennemminkin hermoston vähentyneenä erikoistumisena kuin kompensationsa tai korvautumisena. Tämä ikääntymiseen liittyvä muutos voi johtua hermoimpulssien sekoittumisesta tai heikentyneestä kyvystä säädellä useiden yhtäaikaisten tehtävien hermotusta (Li ym. 2001; Grady ym. 1994; Logan ym. 2002). Jänteen poikkipinta-alan kasvaminen hyppyharjoittelun myötä voi olla suojaava tekijä, kuten Houghton (2012) kollegoineen havaitsi tutkimuksessaan, vaikka tämä jänteen poikkipinta-alan kasvaminen onkin hyvinkin ristiriitainen harjoitusvaikutus muiden tutkijoiden keskuudessa (mm. Kubo ym. 2007; Fouré ym. 2010). Vaikka jänteen poikkipinta-alan kasvamista puoltavia löytöjä on raportoitu jonkin verran (mm. Malisoux 2006a; Malisoux 2006b) ei PLY-harjoittelun vaikutusta jänteen poikkipinta-alan kasvuun ole voitu todentaa. Voimaharjoittelulla sen sijaan on merkitystä jänteen poikkipinta-alan kasvuun (Malisoux 2007).

Pitkäaikaisen PLY-harjoittelun (eli 3-5 krt/vko 5-12 kuukauden ajan) on todettu olevan erityisen tehokas harjoituksena, jolla voidaan vaikuttaa luumassan lisääntymiseen sekä lapsilla, murrosikäisillä, nuorilla että menopaussin jo ohittaneilla naisilla. Artikkelissaan Markovic & Mikulic (2010) esittävät, että jo lyhytaikaisella PLY-harjoittelulla (2-3 krt/vko, 6-15 viikon ajan) voi muuttaa plantaari flexorien lihas-jänne-kompleksin eri elastisten komponenttien jänteveyttä (stiffness).

Pudotushyppyjä pidetään tehokkaimpina harjoitusmuotoina urheilulajeissa, kuten pikajuoksu, korkeus- ja pituushyppy, mäkihyppy ja palloilulajit, joissa tarvitaan nopeaa voiman tuottoa. Hypyn pudotuskorkeus ja siitä saatu maksimaalinen hyöty on yksilö- ja lajikohtaista. Muutkin kuin pelkästään hyppikorkeuden parantamista tavoittelevat lajit saavat hyötyä plyometriaharjoittelusta (Markovic 2007). Tällaiseen päätelmään päätyivät myös Johnson ym. (2011), minkä lisäksi he havaitsivat plyometriaharjoittelun parantavan tasapainoa ja koordinaatiokykyä oleellisesti. Skeltonin (1994) mukaan nimenomaan räjähtävä voimantuotto vähenee maksimivoimaa nopeammassa tahdissa iän karttuessa. Räjähtäviä ominaisuuksien harjoittelussa on vaarana vammautumisriski, joka kasvaa voimakkaasti pudotuskorkeuden lisääntyessä. Tämän vuoksi plyometriaharjoittelun tulisi olla progressiivista. Harjoittelun alussa tulisi käyttää harjoitteita ilman vastuksia ja vasta myöhemmin hyppyjä lisävastusten kanssa ja vasta aivan viimeisimpänä pudotushyppyjä. (Bobbert 1990.) Samansuuntaiseen ohjeistukseen päätyivät myös Radcliffe & Farentionos (1999). Henkilön alaraajojen voimatason perusteella voidaan arvioida plyometriaharjoitteluun tarvittava riittävä valmiustaso. Se ei siis sovi vasta-alkajalle, vaan henkilöllä on oltava harjoitustaustaa kestääkseen harjoittelua. Tehokasta plyometriaharjoittelua ei suositella Rubley ym. (2011) mukaan henkilöille, jotka eivät kykene tekemään takakyykyä pudotushypyn polvikulman syvyydelle ($> 100^\circ$) vastuksella, joka on 1.5 – 2 kertaa oman kehon massa. Eli 60 kiloisen henkilö pitäisi pystyä tekemään takakyykyä 90-120 kg:lla. Tämä tulosraja voi olla jo monille nuorillekin ylivoimaisen hankalaa saavuttaa, saati sitten ikääntyneille.

Naiset hyötyvät miehiä vähemmän plyometriaharjoittelusta (De Villarreal 2009), mikä voi liittyä mm. harjoitustaustaan tai heikompaan voimaharjoitteluvasteeseen (Finni ym. 2003). Tästä huolimatta ikääntyneillä naisilla matalan intensiteetin PLY-harjoittelun on todettu olevan turvallista ja sen on havaittu parantavan hyppikorkeutta (De Villarreal ym. 2010). Herrintonin

(2010) mukaan naisilla yleisiä rakenteellisia polvivammoja voidaan ehkäistä PLY-harjoittelulla. Naisille ongelmia aiheuttavat mm. alaraajojen heikko voimantuotto, reisiluun kulma, leveä lantio, hormonit ja neuromuskulaarisen kontrollin hitaus (Barber-Westin ym. 2010; Floyd 2009). Vaikka hyppyharjoituksia suositellaan ehkäisemään ikääntymisen mukanaan tuomia fyysisiä muutoksia ja biomekaanisia haittoja, ne voivat myös olla aiheuttamassa rasitusvammoja tai niveloireita – näin varsinkin ellei lihahuollosta huolehdita (lämmittely - jäähdyttely, venyttely, hieronta). On tärkeää arvioida motorisen systeemin useita eri tasoja, ei vain yhtä, jotta voitaisiin ymmärtää, kuinka liike saadaan aikaan. (Floeter ym. 2013.)

5.4 Tasapainoharjoittelu

Tutkimukset tukevat ikääntyneille suunnattujen monipuolisten harjoitusohjelmien myönteisiä vaikutuksia tasapainon ylläpitämiseksi ja mutta sen kehittämiseksi. Kujalan ym. (1994) koko väestötason tutkimuksessa todettiin, että erilaisia liiketyyppejä sisältävä harjoittelu hidasti paremmin alaraajojen ojentajalihasten räjähtävän voiman heikkenemistä kuin esim. kävely tai muu yksinkertaisia liikemalleja sisältä harjoittelu. Henkilön tasapainoasti riippuu siihen vaikuttavien aistien (visuaalinen, vestibulaarinen ja somatosensorinen) rakenteesta ja toiminnasta, lihasvoimasta ja toiminnanohjauksesta, tarkkaavaisuudesta, sairauksista ja lääkityksestä (Rogers, Rogers & Takeshima 2005).

Tasapainoa (balance, proprioceptic) voidaan harjoittaa usealla eri tavalla. Se on toteutettavissa edullisesti ja jopa ilman välineitä. Harjoittelua voidaan tehdä erilaisilla alustoilla ja ympäristöissä, silmät auki tai kiinni, staattisissa asennoissa tai dynaamisesti. Kaikenlainen tasapainon harjoittelu on tuloksellista, sillä uuden motorisen taidon harjoittelu ja oppiminen voi aiheuttaa muutoksia hermo-lihasjärjestelmän aktiivisuudessa, jonka tuloksena lihas supistuu ja liike tapahtuu. (Floetera ym. 2013.) Uuden taidon oppiminen siis voi nopeuttaa liikkeen syntymistä lyhentämällä latenssiaikaa aistimuksen ja lihassupistuksen välillä. Toiminnallista harjoittelua (kineettinen) on käytetty tasapainon harjoitteluun hyvin tuloksin. Siinä korostetaan liikkeen harjoittelua useammassa tasossa ja suunnassa. Nämä tasot ovat sagitaalitaso (eteen-taakse), frontaalitaso (sivulta-sivulle) ja transversaalitaso (kierteinen). Nykyisin on myös monia tasapainoharjoitteluun soveltuvia videopelejä. Tällaisia konsolipelijärjestelmiä ovat mm.

Nintendo Wii™, Sony Playstation® ja Microsoft Xbox® (Smith & Schoene 2012). Näitä ei käsitellä tässä työssä tämän tarkemmin.

Staattisen stabiiliteetti parantuu tasapainoharjoittelun avulla ja sen avulla voidaan siis kuntouttaa ihmisiä, joilla on heikko tasapainorefleksi (Mynark & Koceja 2002). Horjutukseen perustuva tasapainoharjoittelu (PBT = perturbed balance training) on yhä useammin käytetty harjoittelumuoto, jossa tavoitteena on parantaa reaktiivisen tasapainon hallintaa tahallisesti aiheutetun tasapainohäiriön avulla. Harjoittelu tapahtuu suunnitellusti turvallisessa ja valvotussa ympäristössä esim. juoksumatolla tai sen sovelluksilla. PBT:tä käytetäänkin kuntoutuksessa kaatumisonnettomuuksien vähentämiseksi ja estämiseksi joillain tietyillä kohderyhmillä mm. ikääntyneillä ja joidenkin kroonisten tautien kuntoutuksen yhteydessä. PBT:n avulla saadut tulokset ovat rohkaisevia, sillä nykyään horjutusharjoituksia voidaan tehdä hyvinkin spesifisti ja terapialuonteisesti. Näissä harjoituksissa voidaan käyttää mm. juoksumattoa tai sen sovelluksia, jotta saadaan aikaiseksi eri tyyppisiä PBT-harjoituksia. (Gerards ym. 2017.) Gerards kollegoineen kertoo havainneensa pitkäaikaisen (6 kk) harjoittelun parantaneen koehenkilöiden kykyä estää horjahtaminen askelstrategian avulla. Tuloksena oli myös lyhentynyt reaktioaika ja parantunut tasapaino – massakeskipisteen siirtymä oli vähäisempää kuin ennen tutkimusta. Dynaamisella tasapainoharjoittelulla saatiin Winter ym. (2015) tutkimuksessa merkittäviä muutoksia 12 viikon harjoittelulla nuorten pikaluistelijoiden nilkan stabiiliteettiin ja toimintaan. Heidän tutkimuksensa perusteella suositellaan tasapainoharjoittelun sisällyttämistä päivittäiseen harjoitteluohjelmaan.

Granacher ym. (2011) suosittelevat review-artikkelissaan voimaharjoittelua ja nopeusvoimaharjoittelua yhdistettynä multi-task ja horjutukseen perustuvaan tasapainoharjoitteluun. Tällä yhdistelmällä ikääntyneiden kaatumisriskiä voidaan pienentää oleellisesti. Lesinskin ym. (2015) tekemän meta-analyysin mukaan tasapainoharjoittelussa (BT, balance training) ratkaisevaa on harjoittelujakson pituus, harjoituskertojen tiheys, ja harjoituksen määrä. Niitä vaihtelemalla ja yksilölliset tavoitteet huomioon ottaen harjoittelulla pystytään maksimoimaan tasapainon muutos myös ikääntyneillä. Vaikka ei olekaan yksiselitteistä tutkimustietoa BT-harjoittelun tehosta yli 65-vuotiaille tasapainoon, Lesinski kollegoineen (2015) listaavat tekijöitä, joiden avulla BT-harjoittelusta saa maksimaalisen hyödyn. BT-harjoitus on tehokas, kun

- harjoitusinterventio kestää 11–12 viikkoa,
- harjoituksia on 3 krt/vko,
- harjoituksia tulee yhteensä 36 – 40 koko intervention aikana,
- yksi harjoituskerta kestää 31–45 min ja
- viikoittaisen BT-harjoitteluaika on 91–120 min.

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää ikääntyneiden naisten tasapainoon vaikuttavien tekijöiden osalta kahden erilaisen harjoittelumuodon vaikutusta. Harjoitusmetodeiksi valittiin plyometrinen hyppyharjoittelu ja tasapainoharjoittelu moottoroidun tasapainolaudan avulla. Kirjallisuuden perusteella voitiin olettaa, että hyppyharjoittelu parantaa voimantuottonopeutta ja sitä kautta tasapainomuutoksen korjaus ja horjutukseen reagointi nopeutuu. Myös tasapainoharjoittelun on tutkitusti osoitettu parantavan kaikenikäisten tasapainoa. Aiempaa tutkimustietoa ikääntyneiden naisten tasapainoon yhteydessä olevista tekijöistä ei kuitenkaan löydy verrokiksi asti varsinkaan plyometrisen harjoittelun osalta, joten tämän tutkimuksen kirjallisuusviitteiksi otettiin myös muita kuin ikääntyneille naisille tehtyjä tutkimuksia.

Tutkimuskysymykset:

- 1) Kuinka plyometrinen harjoittelu vaikuttaa ikääntyneiden naisten voimantuottoon, lihasaktiivisuuteen ja tasapainoon?
- 2) Kuinka tasapainoharjoittelu vaikuttaa ikääntyneiden naisten voimantuottoon, lihasaktiivisuuteen ja tasapainoon?
- 3) Kuinka pysyviä tutkimuksen harjoitusprotokollan mukaisen harjoittelun avulla saadut muutokset ovat?

Hypoteesit:

- 1) Tasapainoharjoittelulla voidaan vaikuttaa positiivisesti ikääntyneiden naisten tasapainoon.
- 2) Plyometrinen harjoittelu parantaa alaraajojen voimantuottoa ja lihasaktiivisuutta ja sitä kautta tasapainoa ikääntyneillä naisilla.
- 3) Harjoittelemattomuus vähentää ikääntyneiden naisten lihasaktiivisuutta ja lisää tasapainohäiriöitä neljän viikon aikana (detraining).

7 MENETELMÄT

Tutkimus ajoitettiin 15. 10. 2012 – 29. 1. 2013 niin, että alkumittaukset tehtiin viikolla 42 ja viikolla 43 olleen syysloman takia harjoittelu suoritettiin viikoilla 44 - 47, minkä jälkeen koehenkilöillä oli seitsemän viikon tauko ohjatussa harjoittelussa. Seurantamittaukset suoritettiin viikolla 4. Tutkimus toteutettiin Kajaanissa yhdessä Jyväskylän yliopiston Vuokatin toimipisteen opetus- ja tutkimushenkilökunnan, liikuntatieteen Vuokatin toimipisteen maisterikoulutettavien ja Kajaanin Ammattikorkeakoulun opiskelijoiden yhteistyönä sekä Cemis - Oulu - mittalaitelaboratorion Liike -tasapainotutkimuksena. Tässä tutkimushankkeessa haluttiin selvittää hyppyharjoittelun ja tasapainoharjoittelun vaikutusta hermolihasjärjestelmään ja tasapainoon nuorilla ja ikääntyneillä naisilla (liite 3). Tämä pro gradu -tutkimus on osa tuota tutkimushanketta ja keskittyy vain ikääntyneiden naisten tarkasteluun ja niihin biomekaanisiin muutoksiin, joita hyppy- ja tasapainoharjoittelu aiheuttaa.

Tämän kokonaisuudessaan 12 viikon mittaisen tutkimuksen avulla haluttiin selvittää tavallisten suomalaisten ikääntyneiden naisten voimantuoton, lihasaktiivisuuden ja tasapainon muutoksia kahden eri harjoittelumenetelmän aiheuttamien biomekaanisten vasteiden avulla. EMG-mittaus suoritettiin viidestä lihaksesta sekä hyppyyn valmistautumisen eli ponnistuksen että jalkojen ollessa irti alustasta eli lennon aikana. Näiden lisäksi mitattiin voima kahdesta lihasryhmästä (taulukko 2). Polven ojennuksen maksimaalinen voima mitattiin reisipenkissä vastus lateralis - lihaksesta ojentamalla polvi sääripannassa ollutta paineanturia vasten ja nilkan ojennuksen maksimivoima gastrocnemius medialiksesta pohjepenkinä kohti päkiän alla ollutta paineanturia vasten suoritettuna ponnistuksen aikana. Tutkimusta varten suunniteltiin plyometrinen ja tasapainoharjoitteluohjelma, jota koehenkilöt noudattivat neljän viikon ajan. Molemmat koehenkilöryhmät harjoittivat tuon neljän viikon intervention ajan ohjatusti myös ylä- ja keskivartaloa Kajaanin AMK:n kuntosalilla HUR-paineilmalaitteilla. Ensimmäisen viikon aikana harjoituksia oli 2 kertaa ja muilla viikoilla 3 kertaa. Tutkimus käsitti alkumittaukset ennen harjoittelua, harjoittelujakson, loppumittaukset ja seitsemän viikon palautuksen jälkeen suoritettut seurantamittaukset.

TAULUKKO 2. Mitä mitattiin mistäkin lihaksesta? EMG-mittaus suoritettiin viidestä lihaksesta ja voima kahdesta lihasryhmästä.

EMG eli lihasaktiivisuus	force eli voima (MVC)
<ul style="list-style-type: none"> ● soleus ● gastrocnemius ● tibialis anterior ● vastus lateralis ● biceps femoralis 	<ul style="list-style-type: none"> ● plantaari flexio (PF) eli pohkeen MVC ● polven ojennus (KE) eli reiden MVC <p>sekä</p> <p>patellaheijaste (-refleksi)</p>

Tutkimuksen aikana mitattiin lihasaktiivisuutta, voimantuottoa, patellan refleksivastetta, tasapainon horjutuksen aiheuttamaa COP:n muutosta ja kyykkyhypyn lentoaikaa. Kaikki hyppysuoritukset tehtiin hyppyergometrissa. Kyykkyhyppy ilman kevennystä eli staattinen kyykkyhyppy (SJ) maksimaalisesti ponnistaen 90° polvikulmasta mittaa alaraajojen räjähtävää voimantuottoa. Tasapainomuuttujaksi otettiin tasapainon siirtymä eli painopisteen muutos (momentti/voima) eli siirtymä, jolloin yksiköksi saatiin metri (m). Tuloksissa esim. 0,35 m siirtymä tarkoittaa 35 cm muutosta COP:ssa. Tasapainoa kuvaa termi COP, joka tarkoittaa painokeskipisteen liikkeen suuruutta suhteessa tukipintaan. Tasapainon testauksessa siirtymä kuvaa painopisteen siirtymää heilahduksen aikana (häiriö). Anterior -suunta kuvaa häiriötä kelkan liikkeessä eteen, kun taas posterior kuvaa häiriötä, jolloin kelkka liikkuu taaksepäin. Tyypillisesti anterior -suuntaan tasapainon häiriö on suurempi kuin posterior -suuntaan. Tutkimuksessa maksimivoima-arvoja mitattiin polven ojennuksesta (KE) ja nilkan ojennuksesta (PF). Maksimivoimantuotto kuvaa sen lihasryhmän suurinta mahdollista voimaa, jonka se pystyy tuottamaan tahdonalaisesti (MVC).

7.1 Tutkittavat

Tutkimukseen kutsuttiin avoimella kutsulla ikääntyneitä naisia, joiden viikoittainen liikunta-annos oli suhteellisen pieni (≤ 2 krt/vko) (liite 3).

Jos olet 18–30v tai 60–70v nainen, olet liikkunut enintään kaksi kertaa viikossa hikoillen ja hengästyen, sekä olet perusterve (ei sydän- ja verisuonisairauksia, ei korkeaa verenpainetta eikä tuki- ja liikuntaelinten vammoja) voit osallistua tutkimukseen.

Ensimmäisellä tapaamiskerralla heiltä selviteltiin terveys- ja taustatietoja. Kaikki tutkimuksen osallistuneet naiset olivat vapaaehtoisia ja he saattoivat keskeyttää osallistumisensa ilmoitusmenettelyllä. Ennen tutkimukseen osallistumisen suostumuslomakkeen allekirjoittamista koehenkilöille kerrottiin seikkaperäisesti koko tutkimusprotokolla. Tällä varmistettiin se, että jokainen oli selvillä omista oikeuksistaan sekä tutkimusprojektiin liittyvistä riskeistä. Tutkittavat olivat terveitä, mikä varmistettiin ennen tutkimusta lääkärintarkastuksella. Koehenkilöt yksilöitiin numerokoodeilla tutkimuslomakkeisiin eivätkä heidän oikeat henkilötietonsa tulleet missään vaiheessa esille – ei tutkimuksen aikana, eikä sen jälkeen.

Naiset jaettiin kahteen eri ryhmään ennen tutkimusta suoritetun kyselyn perusteella. Plyometriaryhmään (PLY = hyppyryhmä) valikoitui 10, ja tasapainoryhmään (BAL) yhdeksän ($n = 9$) naista. BAL-ryhmän yksi koehenkilö keskeytti loppumittausten jäkeen eikä siis osallistunut seuranta mittauksiin (taulukko 3). Seurantamittauksissa BAL-ryhmässä oli siis kahdeksan koehenkilöä ($n = 8$). Koehenkilöiden määrän vaihtelu ei vaikuttanut tuloksiin, sillä kaikki mittausdata keskiarvoistettiin. Mittauspäivät aikataulutettiin niin, että koehenkilöt saapuivat testattavaksi jokainen omalla ajallaan klo 8.00 – 16.00 välillä. Yhden koehenkilön tutkimukseen varattiin noin 1 h 10 min (liite 2).

TAULUKKO 3. Tutkimukseen osallistuneiden henkilöiden perustietoja. Yksi tasapainoryhmän henkilö keskeytti eikä siis osallistunut loppu- ja detraining -mittauksiin.

	Hyppyryhmä, PLY (n = 10)	Tasapainoryhmä, BAL (n = 9)
ikä	63 ± 3	66 ± 3
pituus (cm)	161 ± 4	164 ± 7
paino (kg)	69 ± 9	74 ± 23
BMI (kg/m ²)	26 ± 3	25 ± 13

Tutkimukseen osallistuneet naiset olivat liikkuneet ennen tutkimukseen osallistumista keskimäärin vain vähän viikossa hikoillen ja hengästyen eli heidän liikunta-annoksensa oli alle 3 kertaa viikossa. Joukossa tosin oli täysin liikuntaa harrastamattomia ja pari sellaistaikin, jotka liikkuvat useimpina viikonpäivinä. Liikunnaksi laskettiin arkiliikunta kuten halonhakkaus ja kaupassa käynti kävellen. Tätä ei kuitenkaan raportoida tarkemmin, sillä sitä ei pidetä luokittelevan tekijänä.

7.2 Mittausprotokolla

Esimittauksissa tehtiin kehon koostumus- (InBody), alaraajojen maksimivoima-, patellarefleksi-, hyppy- ja tasapainotestit. Näitä dataja ei kuitenkaan käytetty lainkaan ikääntyneiden naisten tasapainon analyysissä eikä myöskään väsytyksen jälkeen tehtyjä mittauksia. Esimittausdataja käytettiin tämän tutkimusprojektin muissa opinnäytetöissä. Näin eritellen tähän tutkimukseen osallistuneiden koehenkilöiden mukaan otetut mittaustulokset on kirjattu lihavoituna taulukkoon 4. Esimittauksen jälkeisellä viikolla koehenkilöille suoritettiin alkumittaukset ennen kahteen ryhmään jakoa (taulukko 3). Samat testit toistettiin vielä kaksi kertaa tutkimuksen aikana eli loppu- ja seurantamittauksissa (detraining). Loppumittaukset tehtiin heti neljän viikon harjoittelujakson päätyttyä seuraavalla viikolla ja seurantamittaukset seitsemän viikon harjoitustauon jälkeen. Koehenkilöiden liikkumista ei rajoitettu harjoitustauon aikana, vaan he saivat liikkua aiempien tottumusten mukaan.

TAULUKKO 4. Testauspäivän aikataulu alku-, loppu- ja seurantamittauksissa.

Mittaus	Kesto (minuuttia)
verikoe	5
InBody	5
EMG-valmistelu	15
lämmittely kuntopyörällä	8
tasapainolauta	10
EMG, voimat (KE ja PF) ja patellarefleksi	12
testi- /väsytyshyppyt	25
verikoe	5
tasapainolauta	10
EMG, voimat (KE ja PF) ja patellarefleksi	12
Loppu	yhteensä 1 h 47 min
välipalapatukka ja pillimehu	2 tuntia (palautuminen)
verikoe testauksen 2 tuntia loppumisen jälkeen	yhteensä 3 tuntia 47 minuuttia

Koehenkilöt saapuivat testipaikalle etukäteen suunnitellun aikataulun (liite 1) mukaan hyvin levänneinä nautittuaan kohtuullisen aamupalan tai lounaan. Testaamiset aikataulutettiin klo 8 – 20 välille, vaikka käytännössä koehenkilöt tulivat testipaikalle viimeistään klo 16.00 (liite 2).

7.3 Elektromyografia

Tutkittaville kiinnitettiin kaksinapaiset EMG -ihoelektrodit kaikkien tutkittavien lihasten päälle (soleus, tibialis anterior, vastus lateralis, biceps femoris ja gastrocnemius). Tutkimuksessa käytettiin Ag/AgCl -bipolaarielektrodeja, joissa elektrodinapojen välinen etäisyys oli 2 cm. Elektrodit pyrittiin kiinnittämään mahdollisimman lähelle lihaksen hermorunkoa, lihaksen suuntaisesti, sen keskiosan ja distaalisen jänteen puoliväliin (Seniam 1999). Elektrodin kiinnityskohdasta poistettiin ihokarvat ja kuollut ihosolukko raaputettiin iholta varovasti pois hiekkapaperilla (kuva 8). Lopuksi iho puhdistettiin puhdistusaineella (NeoAmisept). Tämän jälkeen bipolaariset ihoelektrodit kiinnitettiin ja kiinnitys varmistettiin urheiluteipillä. Signaalin johtavuuden parantamiseksi elektrodien kontaktipintoihin (elektrodin napojen sisään) puristettiin elektrodipastaa. Elektrodit kytkettiin langattomiin Noraxonin lähettämiin (DTS, Noraxon, Scottsdale, USA), jotka kiinnitettiin teipillä poispäin mitattavasta lihaksesta häiriöiden

vähentämiseksi. Elektrodin resistanssi mitattiin yleismittarilla, ja mikäli signaalissa oli häiriötä, puhdistustoimet suoritettiin uudelleen. Hylkäyksen rajana pidettiin yli 7 k Ω arvoa. Valmisteluun kului noin 15 minuuttia. Lämmittely ennen testejä suoritettiin kuntopyörällä, jolla jokainen koehenkilö polki ennen omaa vuoroaan 8 minuuttia.



KUVA 8. Koehenkilöiden valmisteluun käytettyä välineistöä.

7.4 Datan analysointi

Kaikki laitteistojen voimalevyiltä saatu raaka voima- ja emg-mittausdata kerättiin 1000 Hz taajuudella ja talletettiin Spike 2 -tietokoneohjelmalla jatkoanalyysia varten. Mittausdata siirrettiin langattomasti Noraxon TeleMyo DTS -lähettimelle, joka lähetti tiedot Noraxon (TeleMyo 2400R G2) vastaanottimeen 1500 Hz näytteenottotaajuudella ja tallennettiin kaistaleveydellä 15 – 500 Hz (kuva 9). Kokonaisviive datan vastaanotossa oli 512 ms, sillä vyölähettimen kokonaisviive on 312 ms ja vastaanottimen kanavaviive on 200 ms. Siispä signaali jouduttiin siirtämään -512 ms. Tarkoituksena oli vähentää langattomasta siirrosta johtuvia mittausdatan häviöitä. Nämä muokatut signaalit tallennettiin uusille, tyhjille kanaville. Jokaiselle signaalille tehtiin oma kanava. Spike2-ohjelmassa voimasignaalin analysoinnissa taulukkoikkunan vasemman alakulman valikosta valittiin MEAN, EMG- signaalin käsittelyyn RMS ja tasapainosignaalien käsittelyyn peak-to-peak. Kaikista Spikestä saaduista tuloksista muodostettiin Excelissä taulukko, tallennettiin txt-tiedostona ja avattiin sieltä SPSS:ssä jatkokäsittelyä varten. Tulosten käsittelyssä ja analysoinnissa käytettiin (kuva 9) Spike 2 – ohjelmaa (versio 5.21, CED Ltd., Cambridge, England). AD-muuntimena toimi CED Power

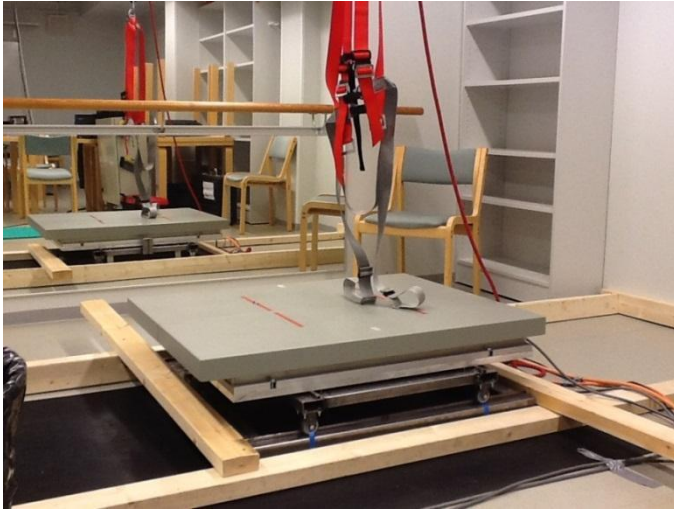
1401 (CED Ltd., Cambridge, Englanti) ja esivahvistinlaitteena For Amps v.1.2. 33 (Jyväskylän yliopisto, Suomi).



KUVA 9. Tutkimuksessa käytettyä laitteistoa.

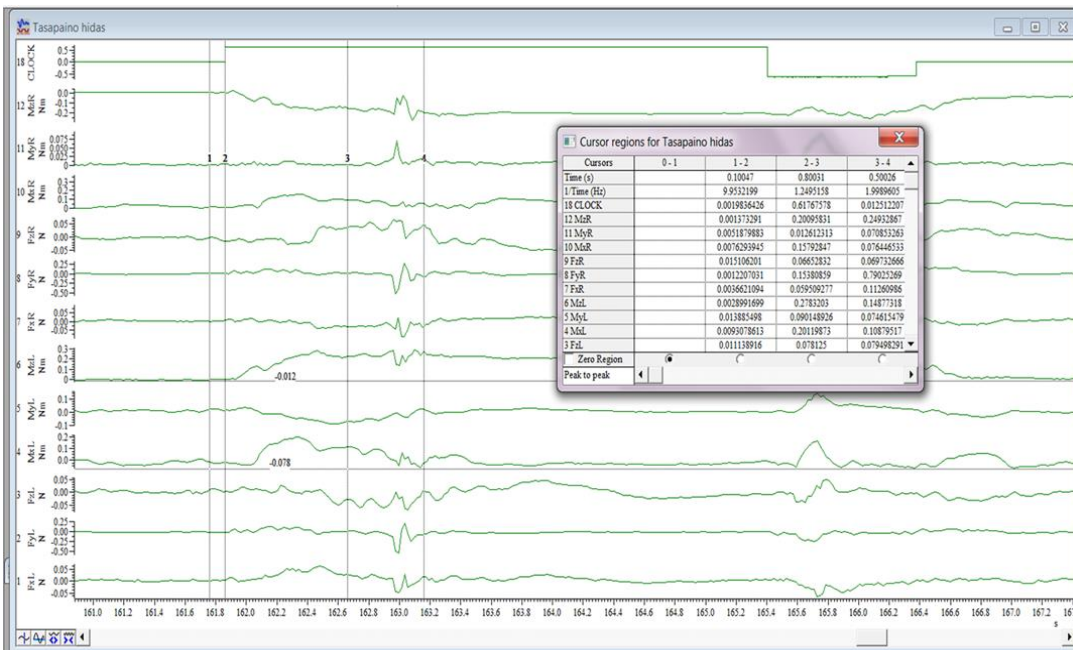
7.5 Tasapainomittaus

Valmistelujen jälkeen koehenkilön tasapainoa tutkittiin Jyväskylän yliopiston valmistaman tasapainolaudan (kuva 10) avulla. Tasapainolaudalla hän asetti jalat vierekkäin laudalle kiinnitetyn punaisen teipin taakse. Koehenkilölle puettiin kattoon köydellä kiinnitetyt 5-pisteturvavaljaat ja katse kehoitettiin kohdistamaan vastakkaiseen seinään silmien korkeudelle. Tasapainolaudan liikettä ohjattiin tietokoneelle ennalta ohjelmoidun data avulla. Se liikutti moottoroitua tasapainolautaa eteen ja taaksepäin muuttaen suuntaa 10 kertaa pysähtyen liikkeen loppuksi aina lähtöasentoon. Myös huojutuksen nopeus määriteltiin tietokoneavusteisesti. Tasapainokelkan häiriön kiihtyvyys oli $0,5 \text{ m/s}^2$ eli nopeus 15 cm/s ja amplitudi oli 14 cm . Tasapainolevyssä oli paineanturi, jonka avulla koehenkilön tasapainon siirtymä huojutuksen aikana ja sen jälkeen voitiin mitata.



KUVA 10. Tasapainolauta ja kaatumisen estämiseksi koehenkilölle aina laudalla olon ajaksi puettavat valjaat.

Kuvassa 11 signaalit ovat raakasignaaleja, joista vielä laskettiin COP eli häiriön aiheuttama muutos. COP:n poikkeama on signaalin peak-to-peakin poikkeaman massakeskipisteestä ja sen yksikkö on metri.



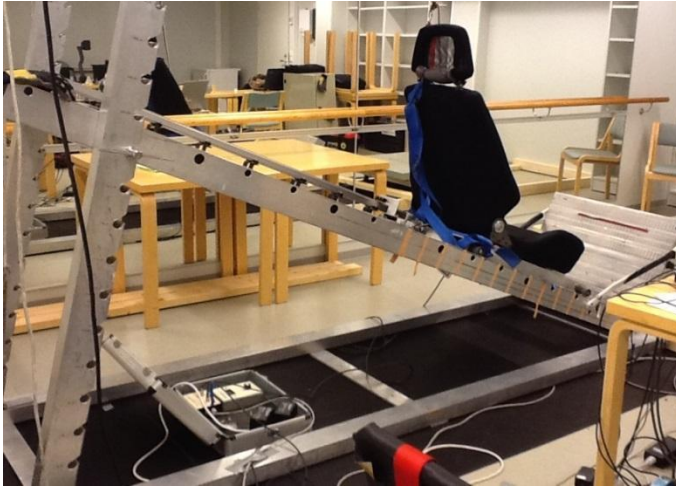
KUVA 11. Kuvassa tasapainosignaalin käsittelyä Spike2 -ohjelman avulla. Ensimmäinen kursori asetettiin 100 ms ennen horjutuksen alkua (PRE) eli ennen tasapainolaudan liikkeen alkua. Toinen kursori asetettiin kelkan liikkeen alkuun. Kolmas kursori 800 ms horjutuksen alusta (PER) ja neljäs siitä 500ms eteenpäin (REC).

Tasapainomittausten 20:stä huojutuksesta analyysiin otettiin mukaan vain 10 viimeisintä joka mittauskerralta. Jokaisesta mittauksesta saatiin siis 10 kpl kutakin muuttujan arvoa, joista laskettiin keskiarvot ja –hajonnat. Tasapainomuuttujien arvot ovat peak-to-peak -arvon eli momentin muutosarvoja. Tasapainomittauksissa puolierolla tarkoitetaan eteen ja taaksepäin suuntautuvan huojutuksen aiheuttamaa tasapainon korjausta.

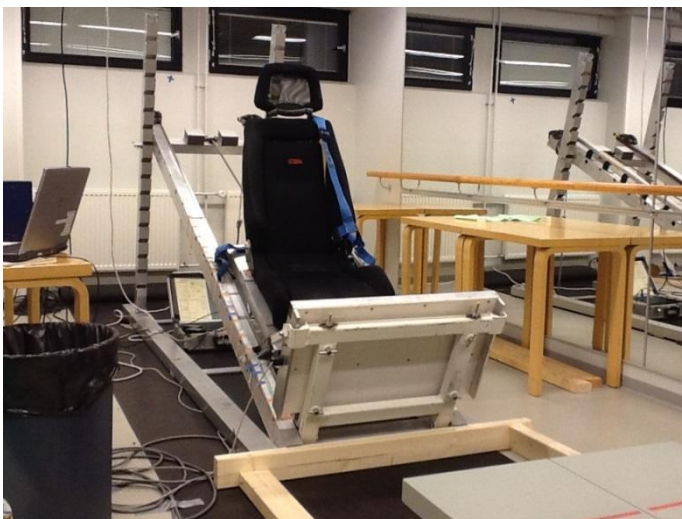
7.6 Staattiset hyppyt

Hypyissä käytettiin Jyväskylän yliopiston valmistamaa hyppyergometriä (kuva 12 ja 13). Sen ponnistusalueella oli voimalevy (paineanturi), jonka avulla mitattiin tuotettua voimaa sekä hyppykorkeutta. Hypyn ponnistuksen aikana mitattiin myös koehenkilön EMG-lihasaktiivisuutta langattomien ihoelektrodien avulla vastus lateralis, biceps femoris, gastrocnemius medialis, soleus ja tibialis anterior -lihaksista (5 kpl).

Hyppyergometriin mennessä koehenkilöä autettiin kiinnittämään itsensä hyppyergometrin nelipistevoihin ja hänet ohjeistettiin pitämään käsiään penkin sivukaarilla testin aikana. Koehenkilö aloitti testin suorittamalla staattiset kyykkyhyppyt ilman kevennystä (squat jump, SJ) 90° polvikulmasta. Polvikulma tarkastettiin goniometrillä. Hyppyergometrin kaltevuuskulma oli 23°. Onnistuneita ja hyväksytyjä kyykkyhyppyjä tarvittiin kolme (3 kpl). Testaajat seurasivat hyppyjä sekä hyppyergometrin ympärillä, mutta myös tietokoneen näytöltä, Spiken (CED Ltd., Cambridge, England) ohjelman kautta. Mikäli yksittäinen hyppy epäonnistui tai hyppyjen lentokorkeus parani vielä kolmannella hypyllä, otettiin yksittäisiä lisähyppyjä varmistaen parhaan tuloksen saaminen. Kaikki data kerättiin 1000 Hz taajuudella ja tallennettiin esivahvistettuna tietokoneelle. Tuloksien analysoinnissa käytettiin Spike 2 -ohjelmaa (CED Ltd., Cambridge, England). AD -muuntimena toimi CED Power 1401 (CED Ltd., Cambridge, Englanti). Esivahvistimena toimi For Amps v.1.2. 33 (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Suomi). Hyppyergometritestiin kului aikaa noin 15 minuuttia.

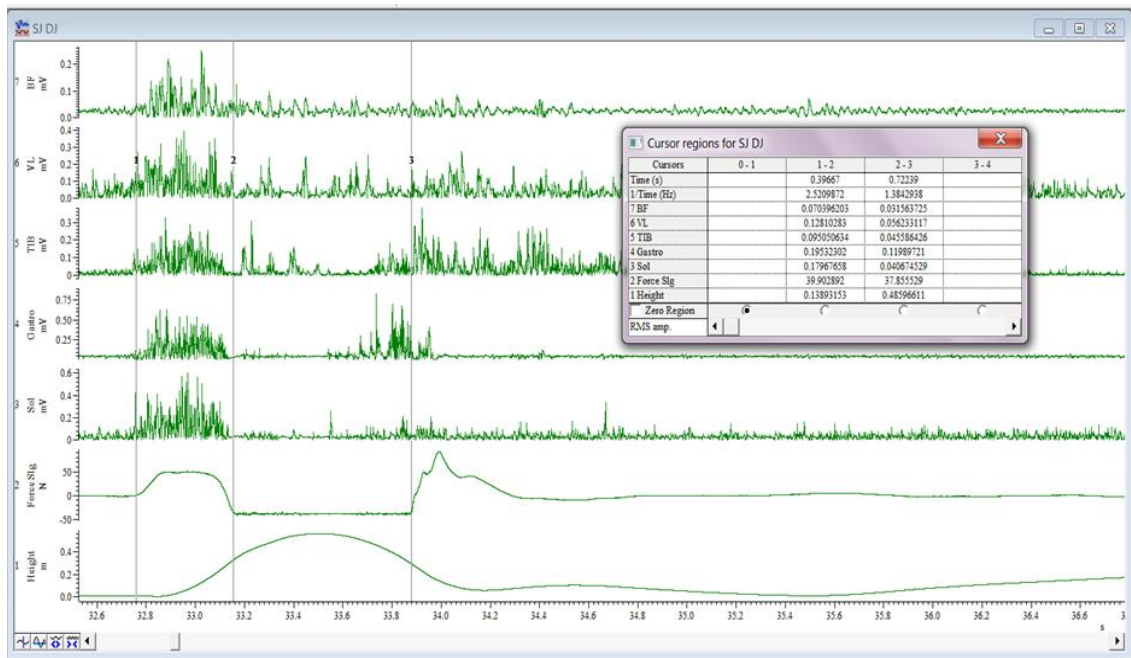


KUVA 12. Hyppyergometri eli -kelkka takaa. Kuvassa kelkan alla näkyy voimalevyä vasten tapahtuvan ponnistuksen signaalin esivahvistin (For Amps v.1.2. 33).



KUVA 13. Hyppykelkka edestä. Kuvassa näkyy kelkan runkoon tehtyjä merkintöjä kelkan nousukorkeudesta eri koehenkilöillä.

Kuvassa 14 on tarkasteltu signaalin käsittelyä Spike 2 -ohjelman avulla. Signaaleille tehtiin tasasuuntaus (rectify) ja aikasiirto (time shift, $-0.512s$), jotta niistä saatiin oikeaa tietoa lihaksen toiminnasta. Kyykkyhypyn (SJ) signaaleista määriteltiin voima (N) ja EMG (mV) sekä lentoaika (s), joka on kuvassa näkyvä voimakäyrän tasanne.



KUVA 14. Hypyn (SJ) ponnistusvaiheen aikana mitattu EMG ja voima Spike2:n raakadatassa kahden kursorin avulla esitettynä (väli 1-2). Kursorien 2-3 välissä on lentoaika. Signaalit on tasasuunnattu ja siirretty (timeshift, -0.512). Hypyistä analysoitiin EMG-lihasaktiivisuus, lentoaika ja voima.

7.7 MVC ja patellarefleksi

Polven ojennuksen voimantuottoa ja vastus lateralis-lihaksen patellarefleksiä tutkittiin reisipenkissä (kuva 15 ja 16) voimamittauksen (esivahvistus 25mV/kg) ja refleksivasaran (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Suomi) avulla. Reisipenkissä koehenkilölle asetettiin nelipistevyöt ja hänet kiinnitettiin sääristöön tarranauhoilla penkin jalkatukiin. Polvikulmaksi asetettiin 107°. Etureiden maksimaalinen supistus mitattiin kolme (3) kertaa minuutin (1 min) välein. Nilkan yläpuolelle kiinnitetty voima-anturi mittasi reiden tuottamaa polven maksimaalista ojennusvoimaa (MVC KE, knee extension). MVC saatiin laskettua signaalinkäsittelyohjelma Spiken avulla voimasignaalin peak-to-peak arvona.



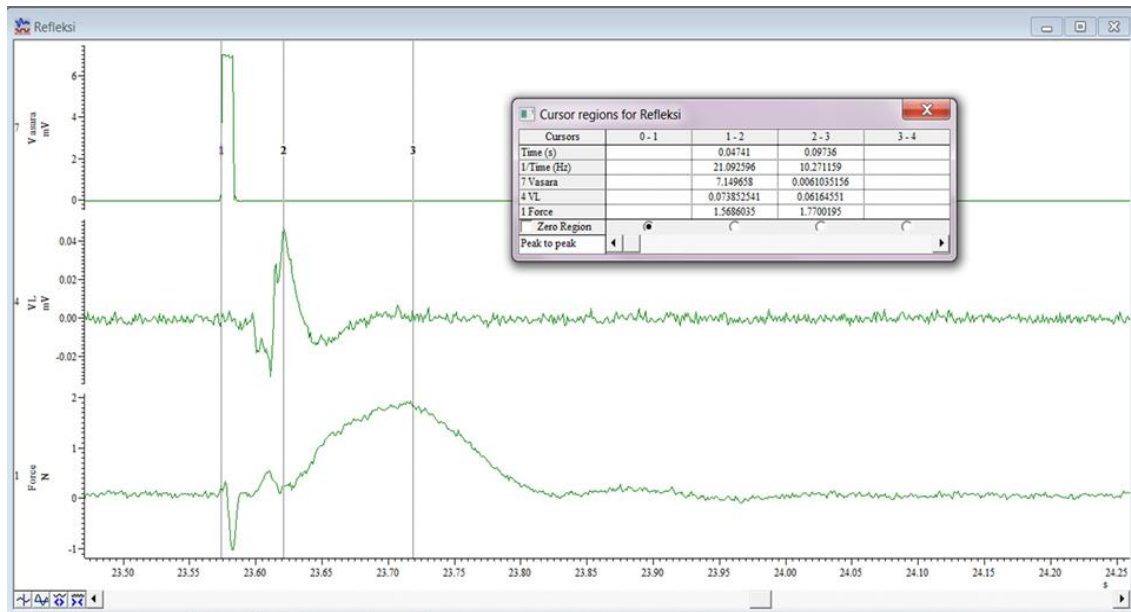
KUVA 15. Reisipenkki kiinnitysvöineen. Kuvassa näkyy myös patellarefleksin mittaamiseen käytetty heilurivasara vasemmalla.

Vasara vapautettiin iskemään viisi (5) kertaa vaakatasosta noin 15 sekunnin välein patella - jänteen keskikohtaan, joka määritettiin polvilumpion alareunan ja sääriluun kyhmyn puoleen väliin, jalan keskilinjalle siis suoraan patellajänteen keskelle. Patellarefleksi eli vasaran aiheuttama heijaste mitattiin vain oikean puoleisesta polvesta VL:n peak-to-peak aktiivisuutena. Reisipenkissä suoritettuun testiin kului aikaa noin 10 minuuttia.



KUVA 16. Reisipenkin siteet, joilla sääret kiinnitettiin tarranauhoilla penkin valkoisiin tukikappaleisiin. Harmaat tyynyt toimivat pehmusteena säären ja tarranauhan välissä.

Refleksivaste on muutos lihaksen EMG-aktivaatiossa, reaktio, joka aiheutuu stimuluksesta. (kuva 17). Viive vasaran iskusta (kursori 1) lihaksen amplitudin muutokseen (kursori 2) oli noin 20 ms. Jokaiselle koehenkilölle tehtiin viisi vasaran iskua jokaisessa mittauksessa ja näistä refleksivasteista laskettiin VL -lihaksen EMG:n peak-to-peak maksimi EMG-arvolla suhteutetut keskiarvot (kursoreiden 2 ja 3 väli) ja -hajonnat, jotka ne tallennettiin Excel-tiedostoon tilastollista SPSS-analyysiä varten.



KUVA 17. Patella-refleksin signaalin käsittelyä Spike2-ohjelmalla. Ensimmäinen kursori on asetettu varasaiskun alkuun, toinen refleksin alkuun ja kolmas EMG-käyrän maksimin jälkeen. Taulukosta otettiin arvot peak-to-peak -arvoina ja suhteutettiin vastus lateralis -lihaksen maksimi EMG arvoilla.

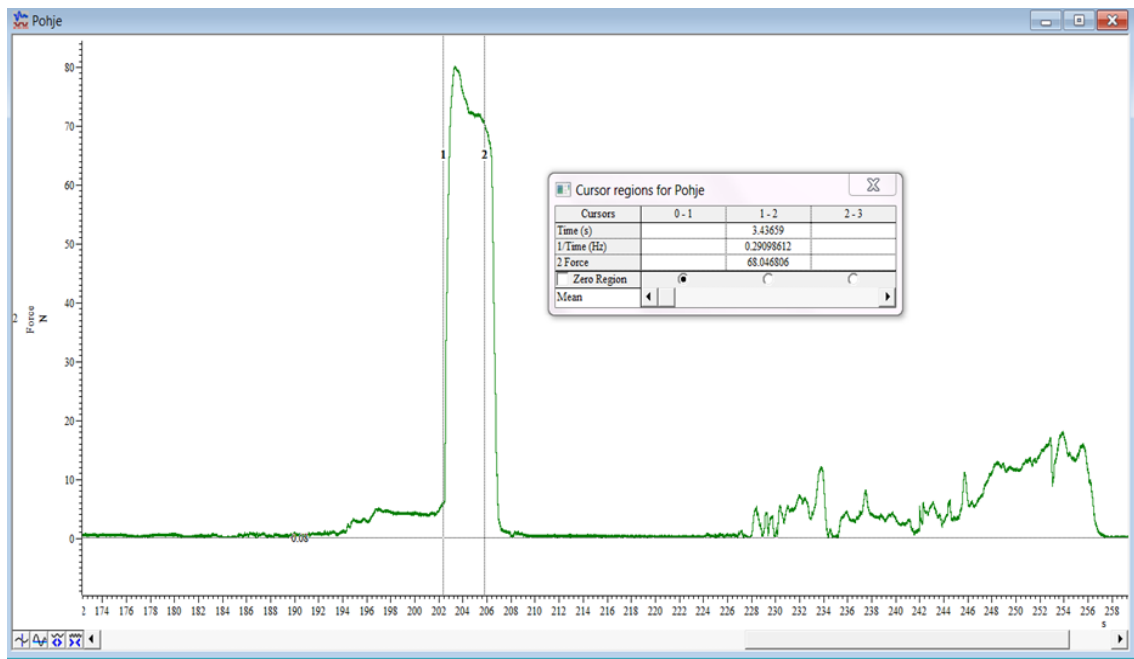
PF:n, plantaari fleksion eli nilkan ojennuksen maksimaalista supistumista (MVC) mitattiin pohjeprässilaitteessa (kuva 18). Nilkan ojentamiseen osallistuvat lihaksista pääasiassa soleus ja medialis gastrocnemius. Nilkan ojennuksen voimaa varten Spike 2-ohjelmaan tallennettiin uusi kanava, josta voitiin erottaa jokainen maksimaalinen ponnistus. Pohjeprässä oli matala, lähes lattian tasossa oleva penkki, jossa koehenkilö istui nojallisessa tuolissa polvi ojennettuna jalkapohjat vasten voimalevyä. Maksimaalinen ponnistus suoritettiin suoralla polvikulmalla (180° = täysojennus) paineanturia vasten kolme kertaa noin minuutin välein. Pohkeen lihasten (plantar flexor) maksimaalista voimaa (MVC) mitattiin voima-anturilla. Pohjeprässissä

koehenkilön testaamiseen kului aikaa noin viisi minuuttia. Laite on valmistettu Jyväskylän Yliopiston Vuokatin toimipisteessä (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Suomi).



KUVA 18. Pohjeprässi, jonka voimalevy on oikealla.

Maksimivoima (force) saatiin voimasignaalista samalla tavoin kahden kursorin avulla, mutta nyt vasen kursori vietiin koko voimakäyrän alkuun ja tulostaulusta valittiin ”peak-to-peak” (= force). Tämä tehtiin molemmille mitatuille maksimaaliselle voimasignaalille – polven ojennus (KE) ja nilkan ojennus (PF). Kuvassa 19 havainnollistetaan maksimivoiman käsittelyä Spike 2-ohjelman avulla. Jokaisen mittauskerran polven ja nilkan ojennuksesta kolmesta voimasignaalista laskettiin keskiarvot ja -hajonnat. Kuvassa 19 nilkan ojennuksen voimasignaalin käsittelyä. Voimasignaalin yksikkö on muutettu kilogrammasta newtoniksi (N).



KUVA 19. Maksimivoiman määrittäminen voimasignaalista Spike2:n avulla.

7.8 Harjoittelun protokolla

Harjoitusinterventio kesti neljä viikkoa. Tuon neljän viikon mittaisen harjoittelujakson aikana harjoituskertoja oli:

- ensimmäisen kolmen viikon aikana kaksi harjoittelukertaa/viikko ja
- viimeisellä viikolla niitä oli kolme. Yhteensä harjoituksia tuli 9 kpl.

Toinen ryhmistä harjoitteli tasapainolaudalla (BAL) ja toinen hyppykelkalla (PLY). Molemmat ryhmät harjoittelivat lisäksi koko tuon neliviikkoisen intervention ajan myös kuntosalilla ohjatusti keskivartaloa ja yläraajoja vahvistaen HUR:n pneumaattisilla kuntosalilaitteilla. Jokaisessa harjoituksessa sarjoja oli kolme kappaletta kullakin kuntosalilaitteella. Ensimmäisellä viikolla toistoja sarjassa oli 12 kpl, toisella viikolla 10 kpl ja loppu ajan 8 toistoa jokaiselle koehenkilölle yksilöllisesti määritellyllä vastuksella. Tämä vastaa Potach ym. (2009) suosittelemaa harjoittelun sisäistä rytmittämistä. Harjoitus oli ns. kiertoarjoittelua, jossa sekä sarjojen että laitteiden välillä oli yhden minuutin palautukset. Liikkeinä olivat ylävartalon kierto istualtaan, ylävartalon ojennus (selkäpenkki), ylävartalon koukistus vatsapenkissä, ylätalja ja penkkipunnerrukset.

Plyometriaryhmän (PLY) harjoitusjakso sisälsi viisi sarjaa, jossa jokaisessa koehenkilön tuli hypätä kuusi räjähtävää hyppyä jatkuvana hyppelynä 5 x 6 hyppyä (30 hyppyä/harjoitus) kelkkaergometrillä, jonka kaltevuuskulma oli harjoitusten aikana sama kuin testeissä eli 23°. Hyppysarjojen välissä oli kolmen minuutin palautusaika. Koehenkilöt ohjeistettiin hyppäämään jokainen hyppy mahdollisimman terävästi, mahdollisimman lyhyellä maakontaktilla. Tavoitteena oli mahdollisimman nopea maakontakti ja 120° polvikulma.

Tasapainoharjoitteluryhmän (BAL) harjoitusjaksoon käytettiin samaa tasapainolautaa kuin testaamiseen. Yksi harjoitus sisälsi kolmen minuutin (3 min) kestoisia ennakkoon ohjelmoituja tasapainohäiriöitä. Harjoituksissa huojutusten kiihtyvyyksinä käytettiin 0,5 m/s² (hitaat huojutukset) ja 3,0 m/s² (nopeat huojutukset). Huojutuksia kussakin sarjassa oli 20 kappaletta (10 kpl eteen ja 10 kpl taaksepäin). Sarjoja suoritettiin kolme ja palautusaika sarjojen välillä oli kolme minuuttia.

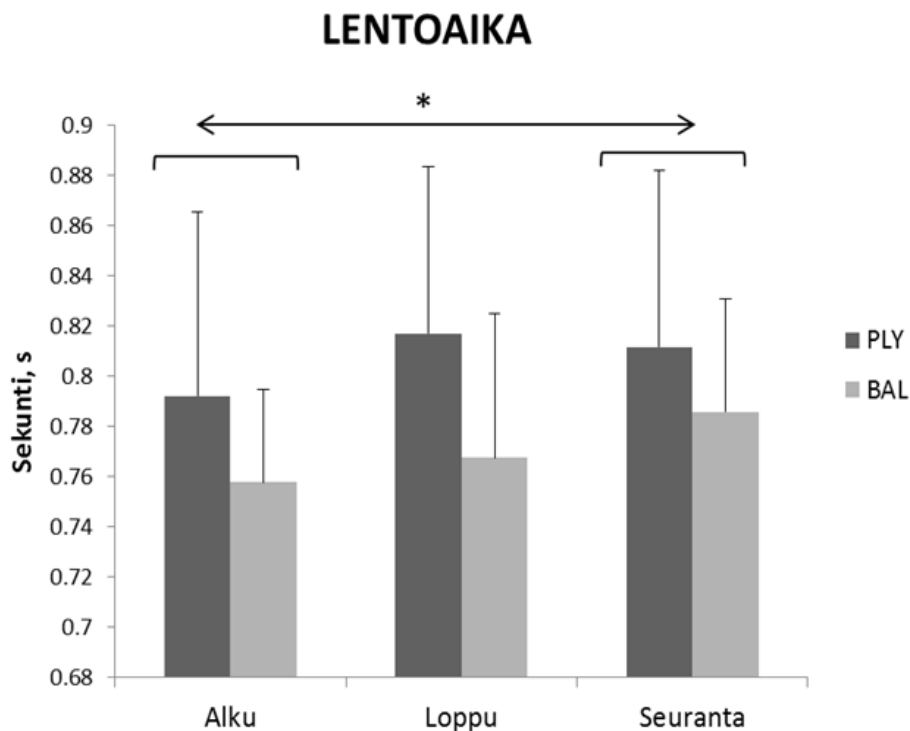
7.9 Tilastoanalyysi

Muuttujista laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat (keskiarvo ± SD). Analyysissä Excel-taulukkoon tallennettuja dataa muokattiin ensin IBM Statistics 24 SPSS -tilasto-ohjelman avulla. Analysointi tuolla SPSS -tilasto-ohjelmalla aloitettiin kaikkien datajen normaalijakauman tarkastelulla. Normaalijakauma kertoo, ovatko saadut mittaustulokset jakautuneet normaalisti ja voidaanko niitä käyttää tilastollisessa tarkastelussa. Muuttujien normaalijakaumien tarkastelu suoritettiin Shapiro-Wilkinsonin testillä. Merkitsevyytasojen vahvuudet jaettiin seuraavasti (Holopainen & Pulkkinen 1999): (*) p<0.05, (**) p<0.01, (***) p<0.001. Näin tehtäessä havaittiin, että tutkimuksen tasapainodatajen normaalijakauman p-arvo eli merkitsevyys jäi <0.05 ja kaikille tasapainodatoille tehtiin logaritmimuunnos. Mittaustuloksissa oli myös muita dataa, joille logaritmimuutos oli tarpeen tehdä samasta syystä. Logaritmimuutosten jälkeen tulokset olivat myös niiden osalta tilastollisen tarkastelun kannalta käyttökelpoisia. Tämän jälkeen jokaiselle mittaukselle tehtiin TWO-WAY RM ANOVA -analyysi, jonka perusteella päästiin tutkimaan mitattuja dataa tarkemmin kahden päämuuttujan (aika ja ryhmä) suhteen. Päämuuttujien tarkastelun lisäksi selvitettiin niiden yhteisvaikutusta (aika x ryhmä). Ellei näissä tarkasteluissa havaittu tilastollista merkitsevyyttä (p<0.05), dataa käsittelemällä keskeytettiin. Jos taas merkitseviä muutoksia oli havaittavissa, ne selvitettiin sekä ryhmien välisinä että eri

aikapisteiden suhteen. Joissain rajatapauksissa analyysia jatkettiin kuitenkin, vaikka päämuuttujissa tai niiden yhteisvaikutuksessa ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä. Näistä tapauksista on tuloksissa selkeät merkinnät.

8 TULOKSET

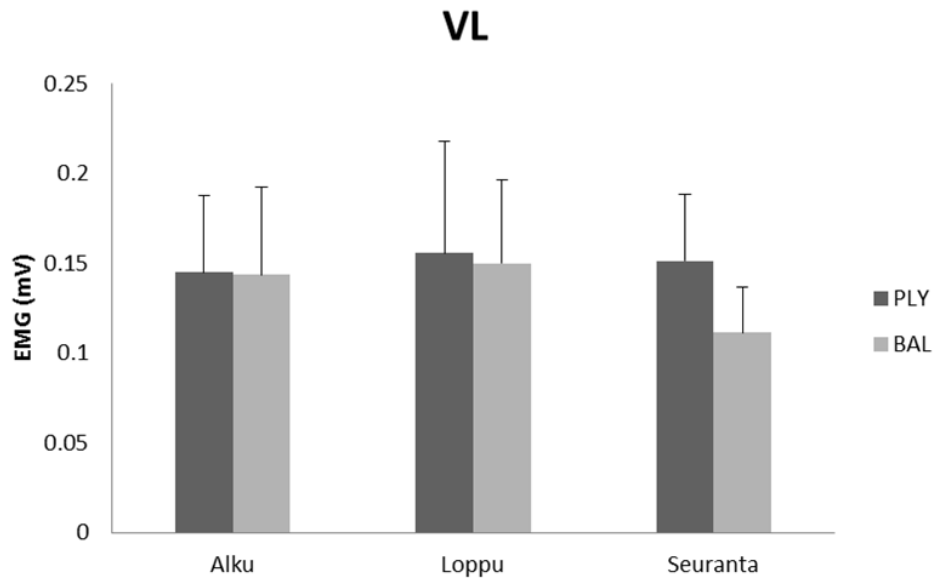
Lentoajan päämuuttujissa (kaavio 1) ei havaittu tilastollista eroa, mikä tarkoittaa sitä, että harjoituksella ei ole ollut tilastollista merkitsevyyttä (aika: $F = 3.509$ ja $p = 0.063$), *mutta tulosta voidaan kuitenkin pitää suuntaa-antavana*. Tämän takia tarkastelua jatkettiin Pairwise vertailuna käsitellen ryhmiä yhtenä ryhmänä. Tällöin alku- ja seurantamittausten välillä mittausdatojen ero on tilastollisesti merkitsevä ($p = 0.042$), mistä voidaan päätellä, että harjoituksella voidaan vaikuttaa lentoaikaan. Päämuuttujien yhdysvaikutusta ei sen sijaan havaittu (aika x ryhmä: $F = 1.149$ ja $p = 0.319$). Tulos tarkoittaa sitä, että kummankaan koeasetelmassa käytetyn harjoitusmetodin paremmuutta ei voitu osoittaa vaan sekä PLY- että BAL-harjoittelu parantaa ikääntyneiden naisten hypyn lentoaikaa samalla tavalla.



KAAVIO 1. Lentoaika sekunteina (s) eri mittauskerroilla. Ero on tilastollisesti merkitsevä (*) $p < 0.05$ ($p = 0.042$). Arvot ovat mitattujen arvojen keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

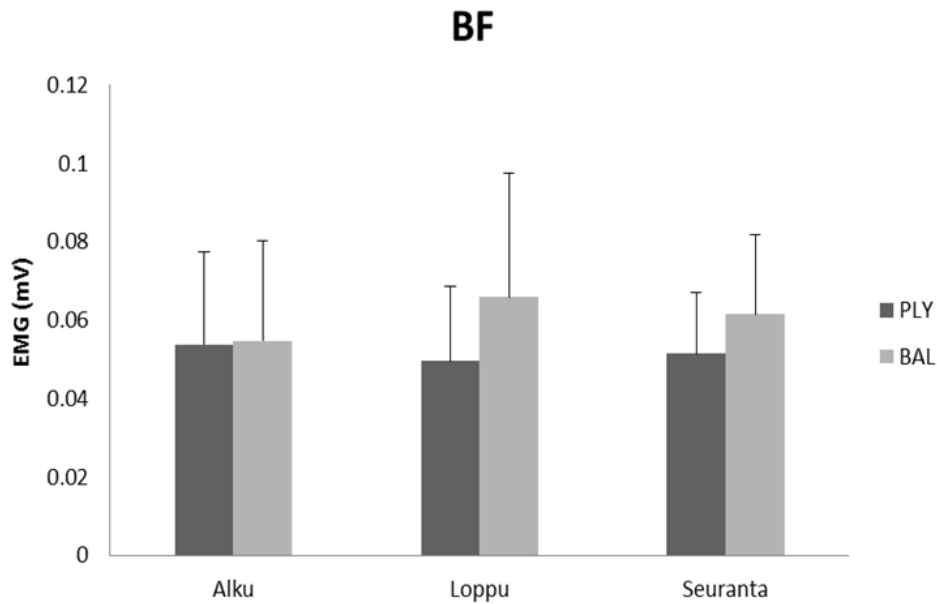
Ensimmäisenä tarkemman tarkastelun alla on vastus lateralis (VL) eli polven ojennukseen osallistuva etureiden ulompi lihas (kaavio 2). EMG mitattiin hyppykelkassa suoritettujen staattisten hyppyponnistusten (SJ) aikana. Aika eli harjoitus ei aiheuttanut muutoksia vastus lateralisin lihasaktiivisuuteen hypyn aikana ($F = 1.713$ ja $p = 0.200$), eikä päämuuttujien

yhteisvaikutusta havaittu ($F = 1.690$ ja $p = 0.204$). Tutkimuksessa käytettyjen harjoitusmetodien välillä ei havaittu eroa ($F = 0.624$ ja $p = 0.444$).



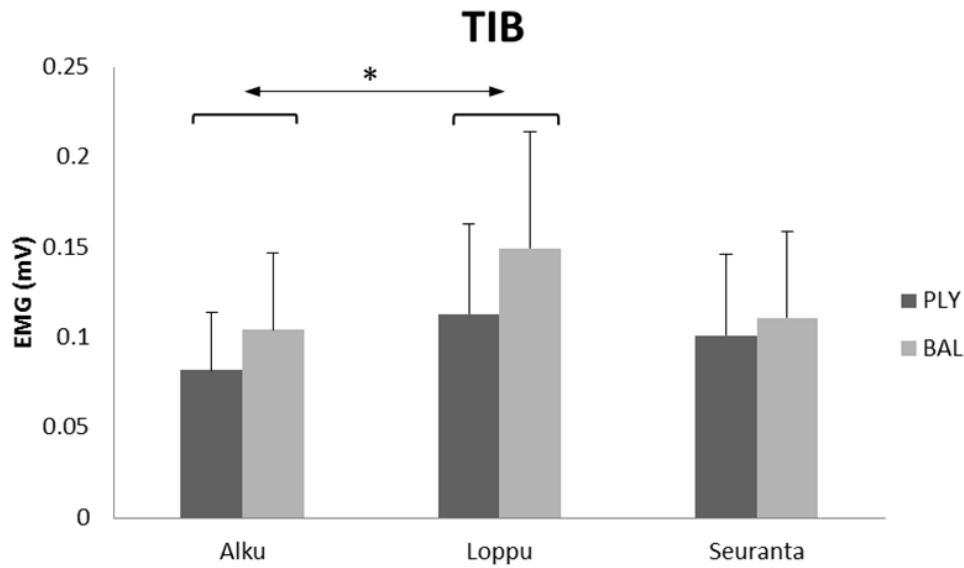
KAAVIO 2. Vastus lateralis lihaksen EMG-lihasaktiivisuus hypyn aikana. Kaaviossa käytetyt arvot ovat raakasignaalien keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

Takareiden biceps femuris -lihaksesta (BF) mitatut lihasaktiivisuus arvot (kaavio 3) eivät muuttuneet missään vaiheessa tutkimuksen aikana kahta päämuuttujaa tarkasteltaessa: aika ($F = 0.240$ ja $p = 0.786$) ja harjoitusryhmä ($F = 0.960$ ja $p = 0.344$) tai niiden yhteisvaikutuksen suhteen ($F = 0.989$ ja $p = 0.386$).



KAAVIO 3. Biceps femoris EMG-lihasaktiivisuus hypyn aikana. Kaaviossa käytetyt arvot ovat raakasignaaliarvojen keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

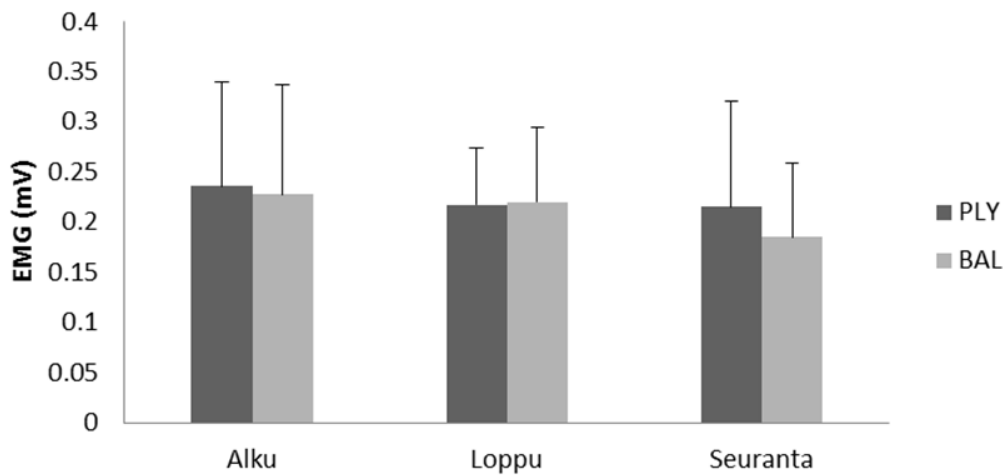
Tibialis anterior -lihaksen eli etummaisen säärilihaksen (TIB) mittausarvojen tarkastelussa (kaavio 4) havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ($F = 4.101$ ja $p = 0.020$) toisen päämuuttujan eli ajan suhteen. Harjoittelulla siis oli merkitystä koehenkilöiden tibialis anteriorin EMG-lihasaktiivisuuden muutokseen, joten ryhmiä käsiteltiin yhtenä ryhmänä. Sen sijaan päämuuttujien (aika ja ryhmä) yhteisvaikutusta ei havaittu ($F = 0.504$ ja $p = 0.610$) eikä harjoitusryhmällä ollut merkitystä ($F = 1.603$ ja $p = 0.228$).



KAAVIO 4. Aika on ratkaiseva eli harjoittelu on tilastollisesti merkitsevä muuttuja (*) $p < 0.05$ hypyn ponnistusvaiheen aikana tibialis anterior -lihaksen EMG-lihasaktiivisuutta mitattaessa. Kaaviossa käytetyt arvot ovat raakasignaalien keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

Nilkan ojennukseen osallistuvan kaksoiskantalihaksen eli gastrocnemiuksen (GASTRO) EMG-lihasaktiivisuutta kuvataan kaaviossa 5. Hyppyergometrissa hypyn aikana mitatussa kaksoiskantalihaksen EMG-lihasaktiivisuudessa ei havaittu eroja kahden tutkimusryhmän välillä eri aikapisteissä, sillä yhdysvaikutusta ei ollut ($F = 0.563$ ja $p = 0.577$). Myöskään ajalla ei ollut merkitystä ($F = 1.520$ ja $p = 0.239$) gastrocnemiuksen EMG-lihasaktiivisuuteen hyppysuorituksen aikana kuten ei myöskään harjoitusryhmällä ($F = 0.379$ ja $p = 0.549$).

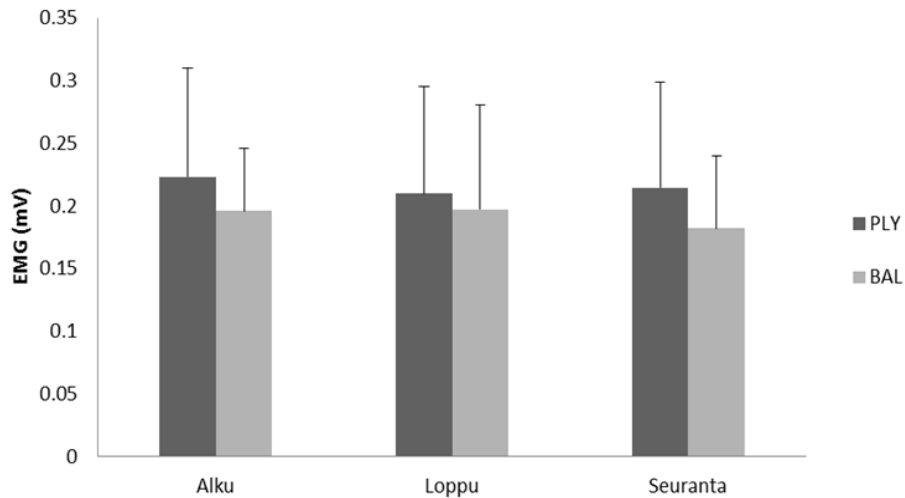
GASTRO



KAAVIO 5. Gastrocnemus medialis -lihaksen lihasaktiivisuus hypyn aikana. Kaaviossa käytetyt arvot ovat raakasignaalien keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

Nilkan ojennukseen osallistuvista pohkeen lihaksista toinen eli soleus (SOL) on seuraavaksi tarkastelun kohteena. Kaaviossa 6 havainnollistetaan kahden eri harjoitusmetodin (PLY ja BAL) vaikutusta soleuksen EMG-lihasaktiivisuuden muutoksiin hyppysuorituksen ponnistuksen aikana ennen harjoitusinterventiota, sen päätyttyä ja seurantamittauksessa. Tutkimusryhmien välillä (ryhmän vaikutus: $F = 0.717$ ja $p = 0.583$) ei havaittu tilastollisia muutoksia koko tutkimuksen aikana eikä päämuuttujien yhdysvaikutuksessa havaittu muutoksia ($F = 0.426$ ja $p = 0.658$). Harjoituksella (aika) ei ollut vaikutusta soleuksen lihasaktiivisuuteen (aika: $F = 0.343$ ja $p = 0.713$).

SOLEUS

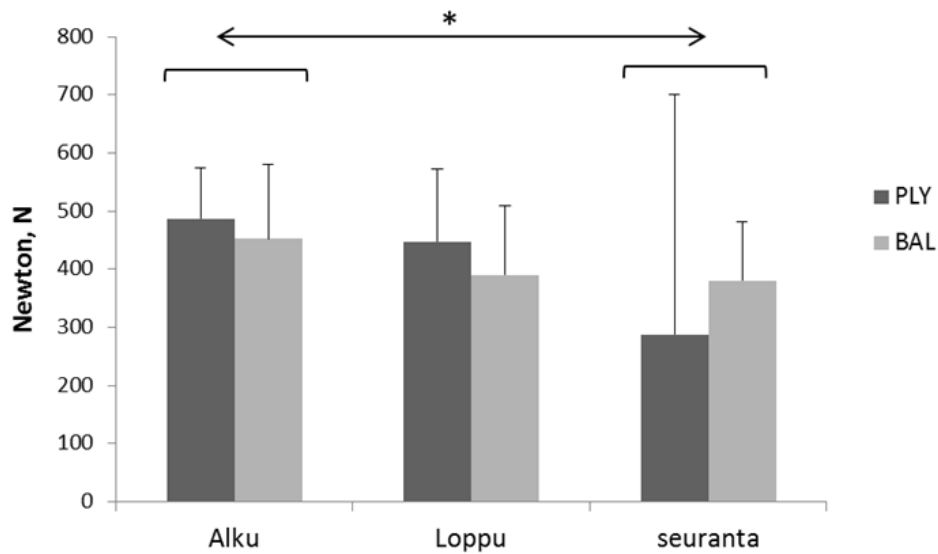


KAAVIO 6. Soleuksen EMG –lihasaktiivisuus hypyn aikana. Kaaviossa käytetyt arvot ovat raakasignaaliarvojen keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

Tutkimuksessa mitattiin myös kahden eri lihasryhmän - nilkan- ja polvenojennuksen maksimaalista voimantuottoa. Voiman yksikkö on Newton, N.

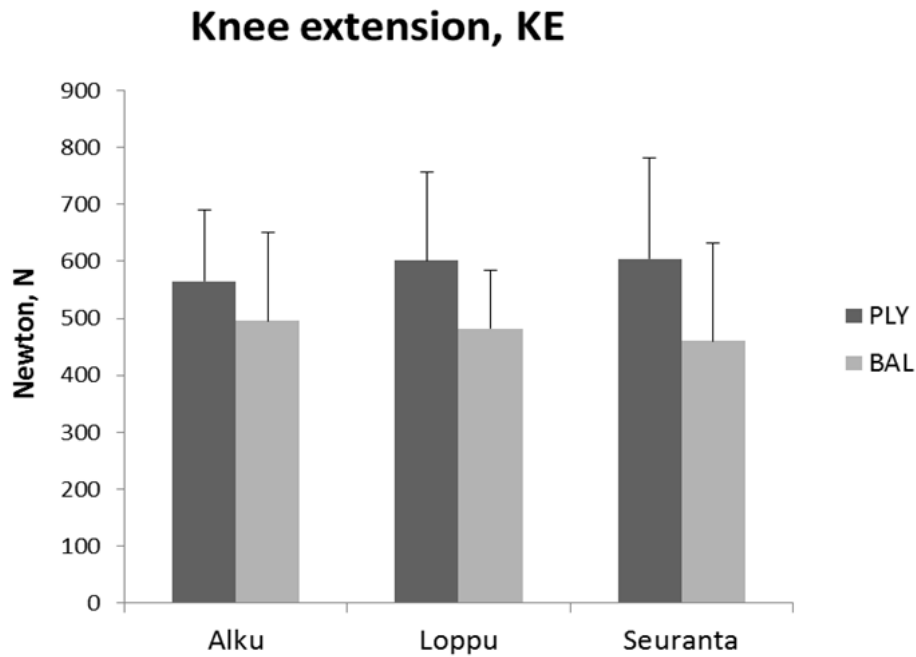
PF eli plantaari flexion maksimaalinen voima kertoo nilkan ojennukseen osallistuvien lihasten maksimaalisesta voimasta (kaavio 7). Harjoitus eli aika oli tilastollisesti merkitsevä muuttuja $p < 0.01$ ($F = 8.142$ ja $p = 0.002$). Ryhmät eivät eronneet toisistaan eli niiden välillä ei ollut yhdysvaikutusta eikä harjoitusmetodilla siis ollut vaikutusta mittaustuloksiin ($F = 0.976$ ja $p = 0.389$). Tämän takia ryhmiä käsiteltiin yhtenä ryhmänä. Nilkan ojennukseen osallistuneiden lihasten maksimaalista voiman arvoja kahden eri koehenkilöryhmiä yhtenä ryhmänä käsiteltäessä alku- ja seurantamittausten välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero $p < 0.05$ ($F = 8.142$ ja $p = 0.015$).

Plantaarifleksio,PF



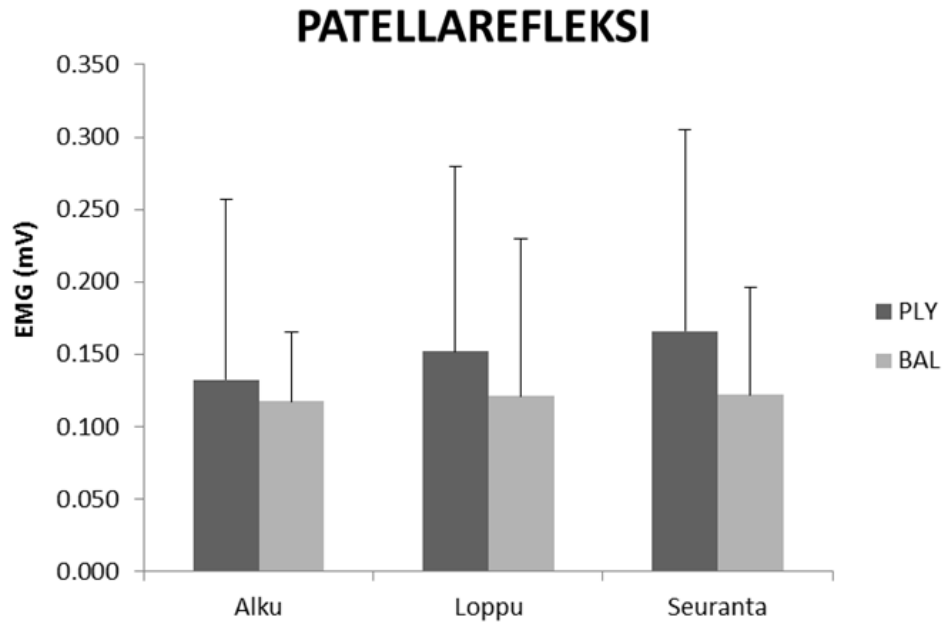
KAAVIO 7. Nilkan ojennuksen voima (PF). Ero on tilastollisesti merkitsevä (*) $p < 0.05$. Kaaviossa käytetyt arvot ovat mitattujen arvojen keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

Polven ojennukseen (KE) (kaavio 8) osallistuvia lihaksia ovat kaikki etureiden lihakset sekä lonkan koukistukseen osallistuvat lihakset. Polven ojennuksen MVC:n aikaista VL:n maksimi EMG:tä käytettiin hyppyjen EMG:n normalisointiin. Kummankaan ryhmän sisällä tai ryhmien välillä ei harjoituksella (aika) havaittu olevan tilastollista merkitystä voimantuottoon ($F = 0.026$ ja $p = 0.974$). Myöskään päämuuttujien yhdysvaikutusta ei mittauksissa havaittu millään kolmesta mittauskerrasta ($F = 0.792$ ja $p = 0.463$).



KAAVIO 8. Maksimaalinen polven ojennus reisipenkissä (KE). Kaaviossa käytetyt arvot ovat mitattujen arvojen keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

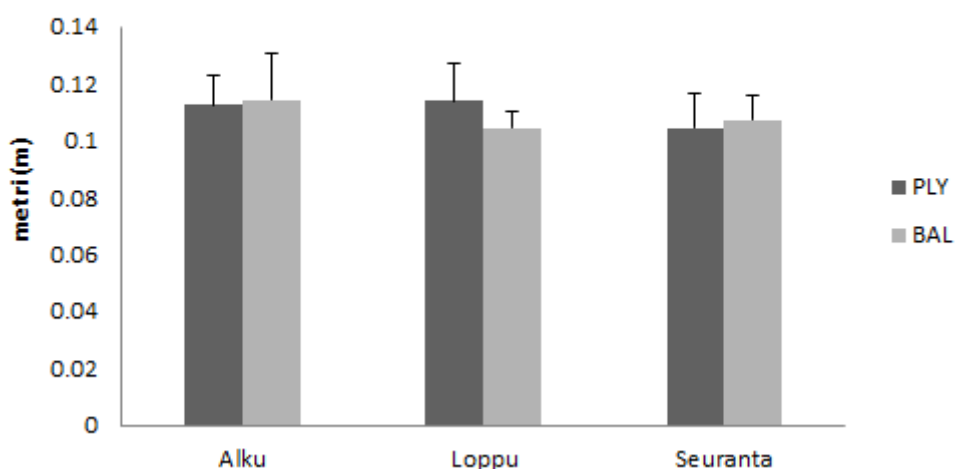
Reisipenkissä haluttiin selvittää myös, vaikuttaako kahdella eri harjoittelumetodilla tehty interventio ikääntyneiden naisten vastus lateralis -lihaksen EMG -vasteeseen patella -jännettä venytettäessä polvirefleksimittauksessa (kaavio 9). Koska aika ei ollut merkitsevä ($F = 2.012$ ja $p = 0.154$) selvitettiin päämuuttujien yhdysvaikutus. Yhdysvaikutusta ei havaittu ($F = 0.792$ ja $p = 0.464$). Harjoituksella tai harjoitusmenetelmän aiheuttamaa muutosta ei havaittu tutkittavien patellarefleksiin.



KAAVIO 9. Patellan jännerefleksin aikainen EMG-amplitudi VL -lihaksesta. Kaaviossa käytetyt arvot ovat absoluuttisia mittaussignaaleiden keskiarvoja ja hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

Kaaviossa 10 esitetään taaksepäin siirtyvän kelkan liikkeen aikainen (per = perturbation = häiriö) aiheuttama siirtymä. Mittauksissa ei havaittu tilastollista merkitsevyyttä ajan eli harjoituksen ($F = 1.467$ ja $p = 0.252$) suhteen eikä päämuuttujien (aika ja ryhmä) välillä myöskään havaittu yhdysvaikutusta ($F = 1.130$ ja $p = 0.341$). Tämän tutkimuksen perusteella ei kelkan taaksepäin suuntautuvalla häiriössä ollut tilastollista merkitsevyyttä tasapainon muutokseen ikääntyneillä naisilla kummassakaan harjoitusryhmässä eikä millään mittauskerralla.

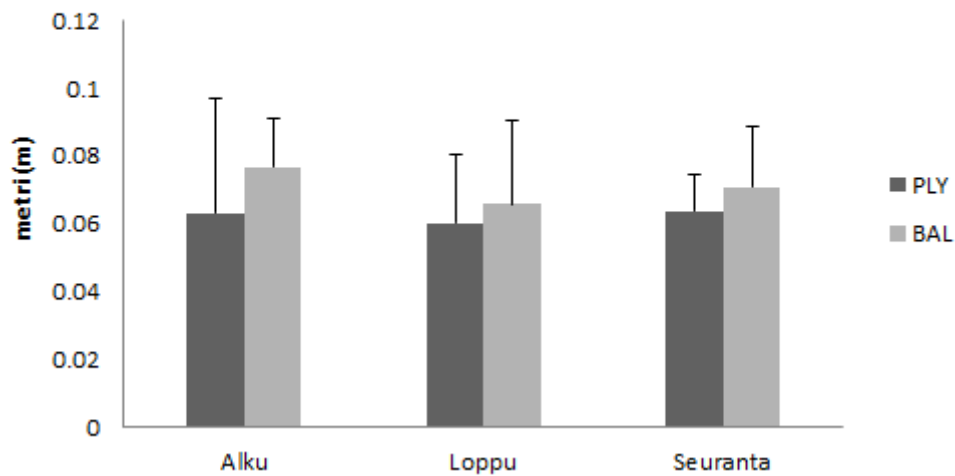
Kelkan taaksepäinliikkeen aikana POST_PER



KAAVIO 10. Tasapainon huojunta (siirtymä) kelkan siirtyessä taaksepäin. Kaaviossa käytetyt arvot ovat häiriön aiheuttama muutos eli poikkeama massakeskipisteestä (COP). Sen yksikkö on metri. Hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

Kaavion 11 esittämä POST_REC -tasapainomittaus tarkoittaa käytännössä sitä tasapainon korjausta, jonka koehenkilö tekee päästäkseen jälleen tasapainoon kelkan jo siirryttyä 0-tasosta kohti maksimimaalista 14 cm:n huojutusta. Koeasetelman päämuuttujien - ajan ja ryhmän - suhteen ei mittauksissa saatu esille tilastollisesti merkitseviä eroja. Harjoituksella ei saatu aikaan eroja ryhmän tuloksiin eri aikapisteissä eikä ryhmien välillä havaittu eroja (aika: $F = 0.440$ ja $p = 0.649$) sekä päämuuttujien yhdysvaikutus (aika x ryhmä: $F = 0.159$ ja $p = 0.854$).

Kelkan taaksepäinliikkeen loputtua POST_REC



KAAVIO 11. Tasapainon korjaus eteenpäin, kun kelkka liikkuu taaksepäin nopeudella 15 cm/s ja kiihtyvyydellä 0,5 m/s². Mittaus on tehty kelkan liikkeen pysähtyttyä. Kaaviossa käytetyt arvot ovat häiriön aiheuttama muutos eli poikkeama massakeskipisteestä (COP). Sen yksikkö on metri. Hajontapylväät kuvaavat keskihajontaa.

9 POHDINTA

Lihasten tehtävä on liikuttaa niveliä ja saada aikaan liikettä. Mutta kuinka se tehdään, kun ihminen ikääntyy, motoristen yksiköiden määrä vähenee, lihaksen toiminta muuttuu hitaammaksi, lihasmassa vähenee ja aineenvaihdunta heikkenee? Jokainen edellä mainituista iän mukana tulevista muutoksista jo yksinään vaikeuttaa ja rajoittaa ikääntyvän ihmisen elämää, ellei hän varaudu iän mukanaan tuomiin muutoksiin ajoissa. Ei riitä, että huolehtii vain lihaksista. On huollettava myös hermostoa, muttei ravitsemuksenkaan merkitystä saa vähätellä. Lääkäreiden - viimeistään geriatrien - tulisikin kirjoittaa potilailleen lihasvoimaharjoittelureseptejä ohjeella "Nautitaan koko eliniän ajan 2 - 3 kertaa viikossa 20 - 60 minuutin ajan proteiinin kera" (Sundell 2011).

Sarkopenia aiheuttaa ikävyvyyksiä kaikille ikäihmisille kiristämällä lihaksia, heikentämällä niiden voimaa ja surkastuttamalla niitä. Iän myötä ihmisen luurankolihasmassa kuitenkin vähenee vähitellen lähinnä pienentyneiden motoristen yksiköiden ja lihassolujen lukumäärän ja nopeiden lihassolujen pienentyneen koon ja niiden hitaiksi soluiksi muuttumisen vuoksi (Doherty 2003; Enoka 2002, 442; Heikkinen ym. 2013, 112-114; Kiltgaard ym. 1990; Lexell 1993; Lexell ym. 1988; Liu ym. 1996; Zhang ym. 1997.) Nämä kaikki edellä mainitut muutokset yhdessä aiheuttavat rajoituksia liikuntakykyyn ja heikentävät lihaksistoa ikääntyvillä ihmisillä. Voimaharjoittelulla voidaan hidastaa tai muuttaa lihaksiston ja hermoston negatiivisia muutoksia. (Porter ym. 1995.) Onkin siis tärkeä selvittää, miten erilaiset harjoittelumetodit vaikuttavat muutoksiin ja vastaavat ikääntyvien tarpeisiin, ja millainen harjoittelu on tehokkainta juuri ikääntyvien ihmisten näkökulmasta? Tutkimusta tästä ei ole vielä liikaa, joten jokainen tiedonmuru on tarpeen.

Sarkopenian ehkäisyssä on tärkeää varmistaa riittävä ja laadukas ruokavalio, erityisesti proteiinien ja energian saanti, yhdessä lihasvoimaharjoittelun kanssa. Nälän tunteen häviäminen iän myötä altistaa väärin ruokailutottumuksiin ja annoskokojen pienentyessä ravinnon laadulla on ratkaiseva merkitys. Tämän takia ikääntyneille suositellaankin suurempia proteiinimääriä kuin nuoremmille aikuisille (Sundell 2011). Tässä tutkimuksessa keskityttiin etsimään ja selittämään ikääntyneiden naisten tasapainon muutoksia kahden erityyppisen harjoitusmetodin avulla - plyometrinen hyppyharjoittelu (PLY) ja tasapainoharjoittelu (BAL). Molemmissa

harjoitustavoissa tarvitaan reaktiokykyä ja monien eri lihasryhmien koordinaatiokykyä. Ikääntyneiden fyysinen lähtötilanne pyrittiin saamaan mahdollisimman homogeeniseksi kutsumalla tutkimukseen mukaan vain vähän liikkuneita naisia. Tämä ei kuitenkaan aivan toteutunut, sillä harjoitusryhmien mittaustuloksissa oli havaittavissa eroja muutamien muuttujien kohdalla jo alkumittauksissa eli jo ennen tutkimukseen kuuluvaa neljän viikon harjoitusinterventiota.

PLY-harjoittelussa hyppy suoritettiin 23° kulmassa hyppyergometrissa. Jokainen koehenkilö suoritti hypyt aloittaen omista hyppykoordinaation ja voimaominaisuuksiensa määrittelemistä lähtökohdista. Sen sijaan BAL-harjoittelu tapahtui ennalta tietokoneelle koodatun ohjelman mukaan moottoroidun tasapainolaudan liikkeen mukaisesti ja harjoittelussa merkityksestä oli se, kuinka nopeasti henkilö oppi ennakoimaan ja reagoimaan eteen- taakse –suuntaiseen horjutukseen, ja kuinka suuri oli se tasapainon siirtymä, jonka huojutus aiheutti hänelle. Ennen lähempää tulosten tarkastelua voisi miettiä sitä, millaisia tilanteita ikääntyneiden tasapainon horjumiset käytännössä ovat? Todellisuudessa horjumissuuntia on muitakin kuin tutkimuksessamme käytännön syistä voitiin testata. Yleisimpiä kuitenkin lienevät liukkaalla alustalla taaksepäin tai sivulle horjuminen/kaatuminen. Tasapainon horjuttajana voi olla mm. märkä kylpyhuoneen lattia, maton reuna, jalkineista eteisen lattialle sulanut lumi tai ulkoportaan reunaan jäänyt vesi. Syy ei ole todellisuudessa noissa edellä mainituissa ympäristön olosuhteissa vaan siinä, että ikääntyneen kyky säilyttää tasapainonsa on syystä tai toisesta heikentynyt.

Tasapainon heikentymistä voivat aiheuttaa eri aistien heikentynyt toiminta. Asentoaistiin vaikuttaa sisäkorvan tasapainoaisti niistä keskeisimpänä, mutta myös näköaisti ja tuntoaisti ovat merkityksellisiä. Erilaiset sairaudet ja niihin tarvittava lääkitys voivat myös heikentää tasapainoa tai kokemusta omasta asennosta suhteessa ympäristöön tai siihen kuinka nopeasti reagoi asennon muutokseen. Tutkimuksen päämuuttujat olivat aika (time) ja harjoitusmuoto (group), joiden perusteella voitiin tarkastella mitattujen muuttujien merkitystä tai osoittaa, missä tutkimuksen vaiheessa muuttujassa tai niiden yhteisvaikutuksessa havaittiin eroja joko koehenkilöryhmien sisällä tai niiden välillä.

Kyykkyhypyn lentoajan (SJ) muutos oli tilastollisesti vain suuntaa-antava, mutta tulosten perusteella voidaan silti olettaa, että harjoittelulla voidaan vaikuttaa hypyn lentoaikaan. Kahden tutkitun harjoittelumetodin välistä eroa ei voitu osoittaa vaan tuloksien perusteella voidaan vain sanoa, että harjoittelulla ylipäättään voidaan saada muutosta ikääntyneiden naisten lentoaikaan. PLY- ja BAL-harjoittelu siis tehostaa ikääntyneiden naisten hypyn ponnistusta mm. aiheuttamalla muutoksia nilkan ja jalkaterän liikettä säätelevien lihasten hermolihasjärjestelmään tai parantamalla alaraajojen koordinaatiota ja niiden lihasten aktiivisuutta. Tutkimuksen mittauksissa ei voitu osoittaa koeasetelmassa olleiden harjoitusmenetelmien eroja koehenkilöiden testisuorituksiin.

Vastus lateralis (VL) on tutkimuksen aikana mitatuista lihaksista suurin ja hyppyjen konsentrisessa vaiheessa keskeisimmässä roolissa. VL:n lihasaktiivisuutta hyppyjen aikana tutkittaessa tarkastelu aloitettiin tarkastelemalla päämuuttujia. Koska aika ei ole tilastollisesti merkitsevä muuttuja, voidaan päätellä, että harjoittelulla ei ole ollut vaikutusta. Tämän jälkeen tarkastelua jatkettiin päämuuttujien välillä (ryhmä x aika). Siinäkin ei havaittu eroja, joten ryhmät eivät poikenneet toisistaan. VL:n mittauksista tehty kaavio 2:n perusteella voidaan olettaa, että PLY-ryhmän EMG-lihasaktiivisuus kehittyi suuntaa antavasti neljän viikon intervention aikana paremmin ja säilyi myös korkeampana kuin BAL-ryhmällä. Vaikka kaaviosta tämä voidaan havaita, ei eroa kuitenkaan voitu osoittaa tilastollisesti päteväksi. Kaaviosta on luettavissa myös lihasaktiivisuuden säilyminen loppu- ja seurantamittauksien välillä PLY-ryhmän osalta. lihasaktiivisuudessa ei havaittu radikaalia taantumaa seitsemän viikon harjoittelutauon aikana. Tämä voi kertoa neljän viikon harjoituksen aiheuttamasta muutoksesta uuden opitun motorisen taidon, hyppykoordinaation kehittymisen tai VL:n nopeusvoiman lisäyksen osalta. BAL-ryhmällä seurantamittaus tulos tipahtaa alkumittauksissa mitattujen lihasaktiivisuusarvojen alle, mutta tämä negatiivinen muutos ei ole tilastollisesti merkitsevä. Samalla kummankin koehenkilöryhmän EMG-lihasaktiivisuustulosten hajonta pieneni, mikä tarkoittaa sitä, että mitattujen EMG-arvojen vaihteluväli kaventui.

VL:n harjaannuttaminen tutkimukseen sisältyneen neljän viikon harjoitusintervention aikana oli vähäistä, sillä interventioon kuulunut kuntosaliharjoittelu keskittyi keskivartalon ja yläraajojen harjoitteluun eikä tasapainolaudalla harjoittelukaan välttämättä riittänyt kehittämään VL:n lihasaktiivisuutta.

Tässä tutkimuksessa ei keskitytty varsinaiseen voimaharjoitteluun kummankaan koehenkilöryhmän kohdalla - PLY-harjoittelu on nopeusvoimaharjoittelua. Aiemmin Lexell ym. (1988) julkaisseessa tutkimuksessa kertoivat ihmisen luustolihasien tilavuuden pienenevän iän myötä. Lihassoima ja liikkuvuus heikkenee samalla. Voimaharjoittelu olisi juuri em. syistä tärkeää ikääntyneille, sillä sen avulla ikääntymiseen liittyvää voimatasojen heikkenemistä voitaisiin hidastaa ja siten voitaisiin vaikuttaa lihaksen mukautumiseen eli adaptaatioon. Hermostuksen kannalta ikääntyminen on kohtalokasta, sillä lihaksiston muutosten lisäksi motoneuronien johtavuusnopeudet pienenevät (Metter ym. 1998), neuromuskulaarinen tiedonsiirto heikkenee (Cardasis & LaFontaine 1987) ja lihaksen supistumisominaisuudet heikkenevät (Delbono 2011). Eli ilman voimaharjoittelua lihasten hermostusta ja aktivoitumista ei voida ylläpitää eikä niiden epäsuotuisia muutoksia voida jarruttaa.

Biceps femoris (BF) otettiin tarkasteluun mukaan, sillä se toimii vastus lateraalisen antagonistina polvinivelen liikkeen aikana. Hypyn aikana tämän agonisti-antagonistiparin toiminta näkyy vuorottaisena aktivoitumisena. Tilastollisessa tarkastelussa kummankaan koehenkilöryhmän sisällä tai niiden välillä ei havaittu merkitsevää eroa, joten tarkastelu perustuu vain mittaustuloksista tehtyyn kaavioon. Kaaviosta 3 nähdään, että BF:n lihasaktiivisuus lisääntyy BAL-ryhmällä alku- ja loppumittauksia verrattaessa ja seurantamittauksissa lihasaktiivisuus on lähes samalla tasolla kuin harjoitusintervention lopussa eli harjoituksen aiheuttama muutos säilyy seitsemän viikon harjoitustauon aikana. Muutokset BAL-ryhmän tuloksissa eivät kuitenkaan ole tilastollisesti merkitseviä missään mittauspisteessä. Aiemmin tarkastelussa olleen BAL-ryhmän VL:n aktiivisuudessa (kaavio 2) ei nähty samaa trendiä. Olisiko pidempi harjoitusinterventio tuonut selkeämmän muutoksen VL:n ja BF:n EMG-aktiivisuuteen? Trendi ainakin oli se, että BAL-ryhmän VL:n EMG heikkenee, mutta BF:n EMG-paranee ja säilyy, mutta PLY-ryhmällä trendi on molempien lihasten kohdalla päinvastainen. BAL-ryhmän BF-lihaksen lihasaktiivisuuden lisäyksen taustalla voi olla harjoittelun tuoma hermostollinen mukautuminen, reiden lihaksista sen heikomman eli takareiden vahvistuminen tai polvinivelen liikkeen kontrolloinnin oppiminen. Mutta tilastollisesti tätä muutosta ei voitu osoittaa tässä tutkimuksessa.

Harjoituksen myötä agonisti-antagonistin vuorottelu tehostuu. Voimaharjoittelun myötä agonistin (VL) hermotuksen on havaittu paranevan, antagonistin (BF) aktiivisuuden heikkenevän, koordinaation paranevan ja samalla apulihasten toiminta vahvistuu (Carroll ym. 2001; Häkkinen ym. 1998; Kamen & Knight 2004; Piirainen ym. 2014; Sale 2003). Juuri näin kävi BAL-ryhmälle. Tässä koeasetelmassa on otettava huomioon koehenkilöiden ikä ja liikunnallinen lähtötaso. Kummankin edellä mainitun syyn perusteella voidaan olettaa, että koehenkilöiden lihakset olivat harjaantumattomia supistumaan hyppysuorituksen vaatimalla tavalla, minkä vuoksi suoritukseen tarvittiin apulihaksia agonisti-antagonistien lisäksi. Vaikka hyppyharjoittelu on nuorille hypertrofista tai nopeusvoimaharjoittelua, voidaan hyvällä syyllä väittää, että harjaantumattomalle ikääntyneelle naishenkilölle hyppyergometrin massan kanssa hyppääminen on ennen kaikkea voimaa, hyppykoordinaatiota ja rohkeutta vaativa suoritus. Alustalle alastulo voi olla pelottava kokemus. Se saattaa aiheuttaa kipua jalkapöytään, nilkkaan, polviin tai lonkkaan. Kipu itsessään tai liikekoordinaation puutteet saattavat aiheuttaa arkuutta ja pelkoa ikääntyneillä henkilöillä varsinkin, jos hyppiminen, juokseminen tai muu iskuttava liikunta ja niveliä rasittavat konsentriset liikkeet eivät kuulu henkilön normaalielämään.

Myös etummaisen säärilihaksen eli **tibialis anteriorin (TIB)** EMG-lihasaktiivisuutta mitattiin staattisten kyykkyhyppyjen aikana. Tarkastelussa huomattiin tilastollisesti merkitsevä ero ajan suhteen alku- ja loppumittausten välillä ($p = 0.020$), kun koehenkilöryhmiä tarkasteltiin yhtenä ryhmänä. Harjoittelulla on siis parannettu koehenkilöiden TIB-lihaksen EMG -lihasaktiivisuutta ja muutos oli tilastollisesti merkitsevä. Tulosten perusteella ryhmien lähtötilanne alkumittauksissa oli erilainen, mikä sinällään on osin hämmäntävää lähtöasetelma huomioon ottaen. Alkumittausten tulosten eroon ryhmien välillä saattaa vaikuttaa se, että PLY-ryhmän testisuoritus on lähempänä koehenkilöiden elämänsä aikana oppimia motorisia suorituksia. Hyppysuorituksen aikana tibialis toimii pohkeen lihasten (soleus ja gastrocnemius) antagonistina. Tasapainon säilyttämisen kannalta kaikki säären ja pohkeen lihakset, varpaita liikuttavat lihakset sekä jalkaterän kalvorakenteet ovat tärkeitä (Nardone ym. 1995). Ryhmät käyttäytyivät samalla tavalla läpi koko tutkimuksen, vaikka PLY-ryhmän TIB:n EMG-lihasaktiivisuus heikkeni seurantamittauksissa vähemmän kuin BAL-ryhmällä. Ero ei kuitenkaan ole tilastollisesti merkitsevä (kaavio 4).

Lihaskäytävyyden eroja voi selittää erot harjoitustavoissa. On nimittäin muistettava, että harjoitusinterventio aikana kumpikin ryhmä harjoitteli vain oman testiryhmänsä suoritusta, keskivartaloa ja yläraajoja pneumaattisilla kuntosalilaitteilla, mutta testeissä kuitenkin kumpikin ryhmä teki sekä hyppyä että tasapainotestit. Hyppyergometriassa pyrkimyksenä on ponnistaa aktiivisesti mahdollisimman nopeasti ja käskyttää aktiivisesti nilkan ojennusta ennen päkiän kosketusta alustaan. Tällöin SSC tuli käyttöön. Tasapainolaudalla sen sijaan odotettiin passiivisesti kelkan liikettä pystymättä valmistautumaan siihen muuten kuin aktivoimalla kaikki mahdolliset lihakset valmiiksi ennen kelkan liikettä. Tasapainolaudalla pystyssä pysyttely oli siis uutta kaikille.

Koehenkilöiksi oltiin valittu suhteellisen vähän liikuntaa harrastaneita ikääntyneitä naisia eikä heillä oletettu olevan kokemuksia koasetelmassa käytetyistä menetelmistä saati käytetyistä testauslaitteesta. BAL-ryhmän tibialiksen lihasaktiivisuus parani mittauskertojen myötä enemmän kuin PLY-ryhmällä. Syynä tähän voidaan pitää motorista oppimista ja hyppyergometriin tottumista tai sitä, että TIB-lihaksen hermotus parantui BAL-ryhmällä enemmän juurikin tasapainoharjoittelun vaikutuksesta kuin PLY-ryhmällä. Tibialis anterior toimii hyppyharjoittelussa, varsinkin pudotushyppyjen alastulovaiheessa, ja hyppijä harjoitellessaan henkilö oppii todennäköisesti aktivoimaan ko. lihaksen ja vastaavasti rentouttamaan vastavaikuttajalihaksen. Tibialis toimii aktiivisesti myös tasapainon säätelyssä nilkkastrategiaa käytettäessä. Harjoitusinterventio lopuksi tehtyjen mittausten perusteella kummankin harjoitusmetodin avulla voitiin parantaa TIB-lihaksen EMG-lihasaktiivisuutta, mutta kaavio 4 perusteella varsinkin BAL-ryhmällä tämä ominaisuus kehittyi enemmän kuin PLY-ryhmällä, mutta toisaalta PLY-ryhmän TIB:n EMG-lihasaktiivisuus heikkeni seitsemän viikon harjoitustauon aikana suhteessa vähemmän kuin BAL-ryhmällä.

Tutkimusprotokollaan sisältyi neljän viikon harjoitusinterventio, jonka voisi olettaa olevan liian lyhyt varsinkin, kun koehenkilöryhmänä oli ikääntyneet naiset. Kalaja (2018) siteeraa artikkelissaan Ericssonin ym. (1993 ja 2017) motorisen taidon oppimisesta: ”Uuden liikesuorituksen oppii harjoittelemalla sitä noin 3000 kertaa. Koordinaatio alkaa olla hyvä noin 20 000 suorituskerran jälkeen ja liikemallit ovat olosuhteista riippumatta pysyviä 100 000 kerran jälkeen.” Kalaja jatkaa artikkelissaan, että oppiminen edellyttää jopa vuosien työtä, mutta toiminnalliset muutokset käynnistyvät jo aika pian harjoittelun aloittamisen myötä.

Tutkimukseen osallistuneiden koehenkilöiden ikä ja liikuntatausta saattaa olla hidastamassa oppimista, sillä voidaan olettaa, että heillä kaikilla on väärin opittuja liikemalleja taustallaan.

Tutkimuksen koehenkilöryhmään valittiin liikuntaa vain vähän harrastavia naisia, millä pyrittiin minimoimaan vanhojen motoristen mallien vaikutus tutkimuksen tuloksiin. Ikääntyneillä on kuitenkin runsaasti harjoitusta ja kokemusta elämän varrelta erilaisista motorisista liikemalleista, joiden voi olettaa olevan estämässä tai hidastamassa koeasetelmaan valittuja testisuorituksia. Koehenkilöiden liikuntahistorialla voi olla merkitystä tuloksiin, sillä vääristä liikemalleista on ensin opittava pois ennen kuin voi oppia uuden. Nilkan ojennukseen osallistuvien pohkeen lihasten lihasaktiivisuutta mitattiin **gastrocnemius lihaksesta (GASTRO)**. Sen EMG-lihasaktiivisuudessa ei havaittu tilastollisia muutoksia tutkimuksen mittauksissa staattisen kyykkyhyppyn aikana. Kaaviosta 5 voidaan kuitenkin havaita, että lihasaktiivisuuden väheneminen oli trendinä molempien tutkimusryhmien mittaustuloksissa koko tutkimuksen ajan, vaikkakin PLY-ryhmän lihasaktiivisuus säilyi BAL-ryhmää paremmin seitsemän viikon harjoitustauon ajan. Harjoitus siis vähensi lihasaktiivisuutta kummankin koehenkilöryhmän naisilla, vaikka pyrkimys oli täysin päinvastainen.

Soleuksesta (SOL) eli toisen nilkan ojennukseen osallistuvan pohkeen lihaksen EMG-lihasaktiivisuudessa ei myöskään havaittu tilastollisesti merkitsevää muutosta kummankaan koehenkilöryhmän sisällä tai välillä millään mittauskerralla. Etukäteen olisi voinut olettaa, että näiden kahden nilkan ojennukseen ja toimintaan keskeisten lihasten vaikuttavien lihasten (gastro ja soleus) EMG-lihasaktiivisuudessa olisi havaittu merkittäviä muutoksia tutkimuksen aikana. Molempien lihasten EMG-lihasaktiivisuus kuitenkin väheni seurantamittauksissa BAL-ryhmällä, mutta PLY-ryhmän tuloksissa soleuksesta mitatut EMG-arvot pysyivät lähes muuttumattomina kaikissa kolmessa mittauksessa. Soleuksesta mitatussa EMG-lihasaktiivisuudessa on huomiotavaa BAL-ryhmän mittaustulosten hajonnan väheneminen seurantamittauksissa verrattuna loppumittauksiin, vaikka aktiivisuus heikkeni. Gastrocnemiuksen ja soleuksen EMG-lihasaktiivisuuden kaavioista (5 ja 6) havaittava trendinä kummankin lihaksen EMG-lihasaktiivisuuden väheneminen, mikä kummastuttaa hiukan, sillä muutoksen olisi pitänyt olla päinvastainen ollakseen positiivinen muutos. Sen sijaan tibialis anteriorin EMG-lihasaktiivisuuden paraneminen ovat linjassa agonisti-antagonisti-lihasten toiminnan muutokseen voimaharjoittelun myötä, mihin jo aiemmin viitattiin (Carroll ym. 2001; Häkkinen ym. 1998;

Kamen & Knight 2004; Piirainen ym. 2014; Sale 2003). Näin ollen muutos on ollut epätoivottava.

Plantaari fleksion (PF) eli nilkan maksimaalista ojennusvoimaa mitattiin pohjepenissä kolmella yksittäisellä, maksimaalisella ponnistuksella kohti voimalevyä polven ollessa täysin ojennettuna. Nilkan ojennuksen osalta maksimivoiman mittauksissa havaittiin tilastollisesti merkitsevä muutos $p < 0.05$ alku- ja seurantamittausten välillä, kun koko koehenkilöjoukkoa käsiteltiin yhtenä ryhmänä. Nilkan maksimaalinen ojennusvoima heikkeni molemmilla koehenkilöryhmillä tämän koeasetelman aikana. Nopeusvoimaharjoittelu, joksi hyppyergometriharjoittelua voidaan nimittää, ei välttämättä kehittä maksimivoimaa, kuten ei myöskään tasapainolaudalla suoritettu dynaaminen tasapainoharjoittelukaan. Kaikesta huolimatta maksimivoimaominaisuuksien väheneminen on hiukan hämmentävä - varsinkin PLY-ryhmän osalta, sillä nilkan ojennukseen osallistuvat lihakset tekevät hypättäessä sen viimeisen hyppysuorituksen työnnön juuri ennen alustasta irtoamista ja voisi olettaa, että juuri PLY-ryhmän nilkan maksimaalinen ojennusvoima olisi ollut parempi kuin BAL-ryhmän vastaava. Kuntosaliharjoittelussaan ei keskitytty kehittämään koehenkilöiden nilkanojennuksen maksimivoimaa, joten koeasetelmassa ei saatu harjoitusta maksimivoiman tuottamiseen. Sitä ei siis harjoiteltu koko tutkimuksen aikana, joten syytä PF:n heikkenemiseen pitää etsiä joko pienten lihasten väsymisestä tutkimuksen aikana tai motoristen yksiköiden vähydestä eli lihas ei yksinkertaisesti pysty aktivoitumaan mitattua suurempaan maksimaaliseen suoritukseen enää yli 60-vuotiailla naisilla tai yksinkertaisesti siitä, ettei maksimivoima voi kehittyä ellei sitä harjoiteta. Miksi PF heikkeni myös harjoittelun päättymistä seuranneiden seitsemän viikon aikana, kun hyppyharjoittelua ei enää jatkettu? Yhtenä selityksenä näiden tulosten heikkenemiseen voidaan pitää sitä, ettei nilkan maksimaalista, noin 3 sekuntia kestävä, ojennusta harjoiteltu interventioviikkojen aikana erikseen vaan se tuli tavallaan uutena liikkeenä vain mittausten yhteydessä. Toinen selitys muutokselle lienee se, että harjoittelu lakkasi eikä harjoitusvaikutus ollut pysyvä. Kolmantena selityksenä voisi pitää sitä, että BAL-ryhmän hyppyharjoittelu tapahtui vain mittauksissa ja mittauskertoja oli vain kolme. Motorista oppimista ei siis ehtinyt tapahtua. Voidaankin väittää, että tasapainoharjoittelu tai hyppyharjoittelu eivät riitä yksinään eivätkä yhdessä ikääntyville naisille iän myötä katoavan maksimaalisen voiman häviämisen estämiseksi vaan tarvitaan myös voimaharjoittelua.

Polven ojennuksen eli **knee extension (KE)** maksimaalista voimaa mitattiin reisipenkissä. Polven ojennukseen osallistuvia lihaksia ovat kaikki etureiden lihakset sekä lonkan koukistajat. Kummankaan koeryhmän sisällä tai ryhmien välillä ei saatu eroja tämän koeasetelman harjoituksilla polven maksimaaliseen ojennukseen. Tämäkin tulos hämmästyttää, sillä vastus lateraloksen voima on käytössä kaikissa polven ojennuksissa kuten hypyissä. Syy polven ojennuksessa havaittuun voiman muuttumattomuuteen tutkimuksen aikana voi olla siinä, että polven ojennus säärripantaa vasten on aivan erilainen liike kuin maksimaalinen hyppysuoritus. Säärripantaa vasten tehty ponnistus on isometrinen eikä siis aikaansaa liikettä, kun taas hyppysuoritus on dynaaminen. Bobbertin (1996) mukaan maksimaalisen lihassupistuksen (MVC) aikaansaamiseen tarvitaan aikaa. Sitä ei helpota ikääntymisen myötä lihas-jänne-alueen kutistuminen, mikä vähentää oleellisesti lihaksen liikkuvuutta ja sen tahdonalaista supistumista (MVC) (Hooper 1981). Tämän takia polven ojennuksen maksimaalisen voiman kehittämiseen ei voi käyttää hyppysuoritusta. Mutta kertooko maksimaalinen voima suoraan jotakin hyppykorkeudesta tai hypyn lentoajasta? Hypyissä voimantuottoaika (n. 0,1–0,3 s.) on huomattavasti lyhyempi kuin mitä maksimivoiman tuottamiseen menee. Yleensä maksimivoiman tuottoaika on liikkeestä, perimästä ja harjoitustaustasta riippuen 0,5 – 2,5 sekunnin väliltä (Haff & Nimphius, 2012). Nopeusvoima on eri asia kuin maksimivoima. Nopeusvoima on nimensä mukaisesti kahden eri ominaisuuden eli voiman ja nopeuden yhdistelmä. Jos halutaan kehittää nopeusvoimaa, on joko voimantuottonopeuden tai maksiminopeuden kehityttävä. Jos taas halutaan kehittää voimaa, on harjoiteltava voimaa. Sitä voidaankin käyttää perusteluna myös tämän tutkimuksen havaintoihin. Vaikka Markovic & Mikulic (2010) esittivät meta-artikkelissaan, että jo lyhytaikaisella PLY-harjoittelulla (2-3 krt/vko, 6-15 viikon ajan) voidaan parantaa alaraajojen voimaa ja tehoa, ei vastaavaa tulosta havaittu ikääntyneiden naisten tuloksissa kuin nilkan ojennuksessa. Onko maksimaalisen polven ojennuksen tulosten syynä liian lyhyt interventio vai koehenkilöiden harjoitushistoria vai edellä mainittu voimaharjoittelun puuttuminen? Harjoitusta ei ehkä ollut riittävästi eikä harjoitusinterventiossa nimenomaan tähdätty maksimivoiman lisäämiseen, joten muutokset maksimivoimassa jäivät vähäisiksi eikä neljän viikon harjoittelu riittänyt aiheuttamaan isometrisiä muutoksia kummankaan koehenkilö ryhmän polven ojennuksen maksimivoimaan.

Patella -refleksi eli polviheijaste mittauksella haluttiin selvittää, muuttuuko jänteen stimuloinnista aiheuttama lihasvaste eli lihassupistus tutkimusasetelman mukaisen harjoittelun ja harjoitustauon aikana. Refleksimittaus suoritettiin reisipenkissä vasaran iskun avulla tutkittava

jalka polvesta alaspäin vapaana roikkuen. Ikääntyminen näkyy lähinnä hermoston vähentyneenä erikoistumisena, mikä voi johtua hermoimpulssien sekoittumisesta tai heikentyneestä kyvystä säädellä useiden yhtäaikaisten tehtävien hermotusta (Li ym. 200; Grady ym. 1994; Logan ym. 2002). Refleksi on tahdosta riippumaton motorinen toiminta, josta Doherty ym. (1994) kertovat, että ikääntymiseen liittyvän ääreishermoston johtumisnopeuden hidastuessa hermostollinen palauteprosessi hidastuu, mikä saattaa aiheuttaa latenssiajan pidentymistä. Tutkimuksessa ei havaittu tilastollista eroa harjoitusryhmien välillä tai niiden sisällä millään mittauskerralla. Patellarefleksi eli vasaran iskun aiheuttama VL-lihaksesta mitattu EMG-lihasaktiivisuus ei muuttunut BAL-ryhmällä missään vaiheessa tutkimusasetelmaa, mutta kaaviosta 9 voidaan päätellä, että PLY-ryhmän EMG-lihasaktiivisuuden kasvu on havaittavissa, vaikka se ei ole tilastollisesti merkitsevä. Voidaan siis olettaa, että hyppiminen on kehittänyt plyometristä harjoittelua suorittaneen ryhmän alaraajojen hermotusta ja sitä kautta refleksejä ainakin jonkin verran, vaikka harjoitusta ei ole tullutkaan riittävän kauan tai tarpeeksi usein selkeän eron esiin saamiseksi. Koehenkilöt oppivat uuden motorisen taidon, josta Floeter kumppaneineen kirjoitti (2013): “Jo yhden uuden, vaikka helponkin, taidon oppiminen muuttaa refleksikaaren toimintaa lisäämällä resiprokaalista inhibitiota eli viivyttämällä vastavaikuttajan aktiivisuutta”.

Ikääntyneiden naisten tasapainoa moottoroidulla tasapainolaudalla tutkittaessa havaittiin, ettei korjauksia tapahtunut tilastollisesti merkitsevässä määrin kummassakaan tapauksessa kelkkaa taaksepäin liikuttaessa – ei huojutuksen aikana (**post_per**) eikä heti kelkan liikkeen loppumisen jälkeen (**post_rec**). Tasapainon säätelyyn hitaassa (kiihtyvyys 0,5 m/s²) huojutuksessa koehenkilöiden ei tarvinnut käyttää nilkkastrategiaa suurempaa tasapainon säilyttämisen tapaa, eikä siirtymä kasvanut niin suureksi, että sillä olisi ollut merkitystä tuloksia analysoitaessa. Koska kelkka liikkuu hitaasti taaksepäin, ei kummallakaan koehenkilöryhmällä ollut vaikeuksia säilyttää tasapainoaan. Voidaan siis pohtia, oliko siirtymän amplitudi liian pieni tai sitten koehenkilöiden strategiat tasapainon säilyttämiseksi olivat riittävät hitaan horjutuksen aiheuttamaan epätasapainoa koehenkilöiden seisoma-asentoon. Kelkan eteenpäin tapahtuneen liikkeen aikana tai heti sen jälkeen mitatuissa tasapainon siirtymissä oli niin suuria virheitä, että ko. horjutussuunnan mittaustulokset hylättiin ilman analyysiä.

Ikääntyneillä ihmisillä harjoitusvaikutuksen on tapana kadota nopeasti, siksi harjoittelun on oltava jatkuvaa, jotta taidon oppiminen takaisi myös refleksien nopean toimimisen (Floeter ym.

2013). Samaan päätelmään tuli yli kaksi vuotta kestäneessä pitkittäisessä väitöstutkimuksessaan Aartolahti (2016, 107-108) 75-99 -vuotiailla kuopiolaisilla yksin asuvilla vanhuksilla (n = 651). Tutkimuksessa havaittiin, että kerran viikossa suoritettu kuntosaliharjoittelu osana geriatriasta hoitoa lisää lihasvoimaa, kävelynopeutta ja tuolilta ylösnousunopeutta sekä ylläpitää tasapainonhallintaa estäen ikääntymisen tuomaa heikkenemistä. Tutkimukseen osallistujien toimintakyky alkoi laskea heti harjoittelun lakattua. Aartolahden (2016) mukaan lihasvoimareserviä ja perustoimintakykyyn tarvittavaa lihasvoimaa tarvitaan suojaamaan liikkumisvaikeuksien kehittymiseltä ja pienentämään ikääntymisen aiheuttamaa heikkenemistä. Pajala (2016, 19-22) painottaa myös harjoittelun säännöllisyyttä ja jatkuvuutta. Hänen mukaansa ikäihmiset tarvitsevat hyvää ohjausta ja yksilöllisten tarpeiden huomioimista. Tämä tuli esiin myös tässä tutkimuksessa, kun tarkasteltiin tasapainomuuttujia – harjoittelua ei saa lopettaa.

Lesinskin ym. (2015) tekemän meta-analyysin mukaan myös ikääntyneillä BAL-harjoittelulla pystytään maksimoimaan tasapainon muutos vaihtelemalla harjoittelujakson pituutta, harjoituskertojen tiheyttä ja harjoituksen määrää sekä huomioimalla yksilölliset tavoitteet. Tasapainon kannalta hyviä harjoituksia ovat erityisesti normaaleihin arkipäivän tilanteisiin kohdistuva liikunta ja tasapainoharjoittelu - kävely eri suuntiin, sivuaskeleet, äkkikäännökset, kävely viivaa pitkin eteen ja taaksepäin, varpailla ja kantapäillä kävely sekä kävely erilaisilla alustoilla (Aartolahti, 2016). Ikäihmisille liikunnan kautta tuleva kehonhallinta ja luottamus omaan liikuntakykyyn ei voi olla merkityksetöntä. Tasapaino- ja lihasvoimaharjoittelu vähentää kaatumisen pelkoa, tuo turvallisuuden tunnetta, lisää itsenäisyyttä ja parantaa mielialaa. Pajalan (2016) ja Bouaziz ym. (2016) mukaan ryhmämuotoisella harjoittelulla pystytään motivoimaan iäkkäitä henkilöitä paremmin kuin pelkällä tietoisuudella tasapainoharjoittelun hyödyistä. Voidaan siis väittää, että liikunnalla on vaikutusta lopulta myös ikääntyvien sosiaalisiin suhteisiin.

Aartolahden (2016) 28 kuukautta kestäneessä harjoitusinterventiossa ikääntyneiden lihasvoimaa, kävelynopeutta ja tasapainoa heikentäviä ikääntymisen muutoksia saatiin hidastettua, mutta niinkään pitkällä säännöllisellä harjoittelulla ei saatu pysyviä muutoksia. Se, mitä tässä tutkimuksessa tehtiin oikein, oli nopeaa voimantuottoa vaativien PLY-harjoitusten ja BAL-harjoittelun vertaaminen toisiinsa sekä se, että kummallakaan harjoittelutavalla ei voida katsoa olevan suvereenia eroa toiseen verrattuna tasapainon horjuttamisen aiheuttaman tasapainon

horjumisen kannalta. Tämän tutkimuksen tulosten perusteella voidaan väittää, että lyhytkestoisella (4 vkoa) plyometrisellä hyppy- ja tasapainoharjoittelulla voidaan ylläpitää ikääntyneiden naisten tasapainoa, mutta tilastollisesti merkittäviä muutoksia ei tällaisella ja tämän pituisella harjoittelulla saada aikaan. Suurimmat positiiviset muutokset neljän viikon harjoitusinterventiolla saatiin aikaan tibialis-lihaksen (TIB) EMG-lihasaktiivisuuteen. Harjoitusinterventiolla sinällään ei ollut merkitystä vaan ko. lihaksen EMG-lihasaktiivisuus parani koko koehenkilöjoukolla molemmilla harjoitustavoilla intervention vaikutuksesta. Sen sijaan plantaarifleksion (PF) maksimaalinen voima laski kaikilla koehenkilöillä harjoitusryhmästä riippumatta. Harjoitusvaikutuksen säilyminen ei onnistunut minkään mitatun muuttujan kohdalla, joten voidaan olettaa, että seitsemän viikon harjoitustauko oli liian pitkä kummallekin tutkimuksen koehenkilöryhmälle.

Jatkotutkimuksen kannalta onkin mietittävä, miten ikääntyneiden henkilöiden voimantuottoa voidaan kehittää ja kuinka maksimivoiman lisäys on yhteydessä tasapainomuuttujiin? Voiko oikein rytmitettyllä voima-/nopeusvoimaharjoittelulla lisätä ikääntyneiden ketteryyttä ja samalla vähentää tasapaino-ongelmia? Voidaanko koeasetelmat tuoda lähemmäs ikääntyneiden arkielämän toimintoja, jotta tutkimukset olisivat siirrettävissä helpommin käytäntöön? Jatkossa olisi mielenkiintoista vertailla myös plyometrisen-, tasapaino- ja voimaharjoittelun vaikutusta tarkemmin rajattuun tutkimusjoukkoon. Luokitteleviksi tekijöiksi voisi määrittää mm. sukupuolen, aiemmat ja nykyiset liikuntaharrastukset (aiemmin opitut motoriset suoritukset), vammahistorian, iän, BMI:n ja lääkityksen tai jokin näiden em. kombinaatio. Harjoitusinterventio pitäisi suunnitella tarkoin ottaen huomioon mm. harjoituksen spesifisyys (harjoitetaan sitä ominaisuutta, jota mitataan), progressiivisuus, tehokkuus ja harjoittelusta palautuminen (miten mitataan/arvioidaan). Vakioidulla pitkittäistutkimuksen tutkimusasetelmalla voitaisiin saada hyvinkin tarkkaa tietoa eri harjoitusmuotojen vaikutuksesta ikääntyneiden toimintakykyyn ja ikääntymisen mukanaan tuomien negatiivisten muutosten hidastamiseen.

Johtopäätökset

Tutkimus osoitti, että ikääntyvien ihmisten on harjoitettava säännöllisesti sekä tasapainoa että voimaominaisuuksia monipuolisesti haastavia harjoitustapoja käyttäen. Jo muutaman viikon tauko heikentää harjoitusvaikutusta yhdessä koko ajan etenevien, iän karttumisen myötä lisääntyvien negatiivisten muutosten kanssa. Neljä viikkoa kestävä nopeusvoimaharjoitusjakso voi olla liian lyhyt ikääntyneille naisille positiivisten harjoitusvaikutusten aikaansaamiseksi.

LÄHTEET

- Aartolahti, E. 2016. Säännöllinen voima- ja tasapainoharjoittelu jarruttaa tehokkaasti ikääntymisen tuomaa heikentymistä. *Liikunta & Tiede* 53. 6/2016.
- Alshuaib, W. B., & Fahim, M. A. 1991. Depolarisation reverses age-related decrease of spontaneous transmitter release. *Journal of Applied Physiology*, 70: 2066-2071.
- Aniansson, A., Zetterberg, C., Hedberg, M. & Henriksson, K. G. 1985. Impaired muscle function with aging: A background factor in the incidence of fractures of the proximal end of the femur. *Clinical Orthopedics and Related Research*, s. 191, 193–201.
- 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. First published: April 1994. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1994.tb07489.x>. Cited by: 143.
- Barber-Westin, S. D., Smith, S. T., Campbell, T., & Noyes, F. R. 2010. The Drop-Jump Video Screening Test: Retention of Improvement in Neuromuscular Control in Female Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* , 3055-3061.
- Bassey, E. J., Fiatarone, M. A. & O'Neill, E. F. 1992. Leg extensor power ja functional performance in very old men ja women. *Clin. Sci. (Lja)*. 82:321-327.
- Baudry, S. & Duchateau, J. 2012. Age-related influence of vision and proprioception on Ia presynaptic inhibition in soleus muscle during upright stance. *J Physiol*. 2012 Nov 1;590(21):5541-54. doi: 10.1113/jphysiol.2012.228932. Epub 2012 Sep 3.
- 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.
- Berriche, O., Chiraz, A., Othman, R. B., Hamdi, S., Lahmer, I., Wafa, C., Sebai, I., Sfar, H., Mahjoub, F. & Jamoussi, H. 2016. Nutritional risk factors for postmenopausal osteoporosis. Department A, National Institute of Nutrition, Tunis, Tunisia Received 12 February 2016; revised 26 March 2016; accepted 31 March 2016 Available online 26 July 2016.

- Bieryla, K. A. 2016. Xbox Kinect training to improve clinical measures of balance in older adults: a pilot study. *Aging Clin Exp Res.* 2016 Jun; 28(3):451-7. doi: 10.1007/s40520-015-0452-y. Epub 2015 Sep 19.
- Bobbert, M. F. 1990. Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Med.* 1990 Jan;9(1):7-22.
- Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G. M., Litjens, M. C. A. & van Soest, A. J. 1996. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine & science in sports & exercise: November 1996 - volume 28 - issue 11:1402-1412, Applied sciences: Biodynamics.*
- Bosco, C., Montanari, G., Ribacchi, R., Giovenali, P., Latteri, F., Iachelli, G., Faina, M., Colli, R., Dal Monte, A. & La Rosa, M. 1987. Relationship between the efficiency of muscular work during jumping and the energetics of running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987;56(2):138-143.
- Bouaziz, W., Lang, P. O., Schmitt, E., Kaltenbach, G., Geny, B. & Vogel, T. 2016. Health benefits of multicomponent training programmes in seniors: a systematic review. *Int J Clin Pract.* Jul;70(7):520-36. doi: 10.1111/ijcp.12822. Epub 2016 Jun 13.
- Burke, R. 1967. Motor Unit Type of Cat Triceps Surae Muscle *J.Physiol.*,193, pp.141-160141. With 12 text-figures. From the Section on Spinal Cord, Laboratory of Neurophysiology, National Institute of Neurological Diseases and Blindness, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, U.S.A.
- Burke R. E. & Tsairis P. 1973. Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. *Journal of Physiology* 234(3), 749-765.
- Campell, M. J., McComas, A. J. & Petito, F. 1973. Physiological changes in ageing muscles. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1973 Apr;36(2):174-82.
- Cardasis, C. A. & LaFontaine; D. M. 1987. Aging rat neuromuscular junctions: a morphometric study of cholinesterase-stained whole mounts and ultrastructure. *Muscle Nerve.* 1987 Mar-Apr;10(3):200-13.
- 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.

- Carty C. P., Barrett R. S., Cronin N. J., Lichtwark G. A. & Mills P. M. 2012. Lower limb muscle weakness predicts use of a multiple- versus single-step strategy to recover from forward loss of balance in older adults. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 67(11): 1246-1252.
- Cavagna, G. A. & Franzetti, P. 1981. Mechanics of competition walking. Article in *The Journal of Physiology* 315(1):243-51 · July 1981 with 33 Reads. DOI: 10.1113/jphysiol.1981.sp013745 · Source: PubMed.
- Coggan, A. R., Spina, R. J., King, D. S., Rogers, M. A., Bown, M., Nehmet, P. M. & Holloszy, J. O. 1992. Histochemical and enzymatic comparison of the gastrocnemius muscle of young and elderly men and women. *Journal of Gerontology*, 47:B71-B76.
- Cole, K. J., Rotella, D. L. & Harper, J. G. 1999. Mechanisms for age-related changes of fingertip forces during precision gripping and lifting in adults. *Journal of Neuroscience*. 19:3238-3247.
- Compston, J., Cooper, A., Cooper, C., Gregson, C., Harvey, N., Hope, S., Kanis, J. A., McCloskey, E. V., Poole, K. E. S., Reid, D. M., Selby, P., Thompson, F., Thurston, A. & Vine, N. The National Osteoporosis Guideline Group (NOGG). 2017. UK clinical guideline for the prevention and treatment of osteoporosis. *Arch Osteoporos*. 2017; 12(1): 43. Published online 2017 Apr. 19. doi: 10.1007/s11657-017-0324-5. PMID: 28425085.
- Cormie, P., McGuigan, M. R. & Newton, R. U. 2011. Developing Maximal Neuromuscular Power. Part 2 — Training Considerations for Improving Maximal Power Production. Review Article. *Sports Medicine*. Volume 41, Issue 2, pp 125–146.
- Cronin N. J., Barrett R. S., Lichtwark G., Mills P. M. & Carty C. P. 2013. Decreased lower limb muscle recruitment contributes to the inability of older adults to recover with a single step following a forward loss of balance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23(5), 1139-1144.
- Cruz-Jentoft, A., Baeyens, J., Bauer, J., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., Martin, F., Michel, J-P., Rolland, Y., Schneider, S., Topinkova, E., Vandewoude, M. & Zamboni, M. 2010. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing*. 39(4). 412– 423. doi.org/10.1093/ageing/afq034.

- Cuoco, A., Callahan, D. M., Sayers, S., Frontera, W. R., Bean, J. & Fielding, R. A. 2004. Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2004 Nov. 59(11):1200-6.
- Degens, B. L., Yu, F., Li, X. & Larsson, L. 1998. Effects of age and gender on shortening velocity and myosin isoforms in single rat muscle fibre. *Acta Physiologica Scandinavica.* 163: 33-40.
- De Laet, C., Kanis, J. A., Oden, A., Johanson, H., Johnell, O., Delmas, P., Eisman, J. A., Kroger, H., Fujiwara, S., Garnero, P., McCloskey, E. V., Mellstrom, D., Melton, L. J., 3rd, Meunier, P. J., Pols, H. A., Reeve, J., Silman, A. & Tenenhouse, A. 2005. Body mass index as a predictor of fracture risk: a meta-analysis. *Osteoporos Int.* ;16:1330–1338. doi: 10.1007/s00198-005-1863-y.
- Delbono, O. 2011. Expression and regulation of excitation-contraction coupling proteins in aging skeletal muscle. *Curr Aging Sci.* 2011 Dec;4(3):248-59.
- De Salles, B. F., Simao, R., Miranda, F., Novaes, J. S., Lemos, A. & Willardson, J. M. 2009. Rest interval between sets in strength training. *Sports Medicine* 39(9), 765-777.
- De Villarreal, E. S., Kellis, E., Kraemer, W. J., & Izquierdo, M. 2009. Determining variables of plyometric training for improving vertical jump height performance: A meta-analysis. *J Strength Cond Res* 23: 495–506.
- De Villarreal, E. S., Requena, B., Arampatzi, F., & Salonikidis, K. 2010. Effect of plyometric training on chair-rise, jumping, and sprinting performance in three age groups of women. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* , 166-173.
- De Villareal, E. S., Requena, B. & Cronin, J. B. 2012. The effects of plyometric training on sprint performance: a meta-analysis. *J Strength Cond Res.* 2012 Feb;26(2):575-84. doi: 10.1519/JSC.0b013e318220fd03.
- De Vos, N. J., Singh, N. A., Ross, D. A., Stavrinou, T. M., Orr, R. & Fiatarone, S. M. A. 2005. Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 60(5), 638-647.
- Doherty, T. J. 2003. Invited review: Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol* (1985). 2003 Oct;95(4):1717-27.

- Doherty, T. & Brown, W. F. 1997. Age-related changes in the twitch contractile properties of human thenar motor units. *Journal of Applied Physiology*. 82: 93-101.
- Doherty, T. J., Komori, T., Stashuk, D. W., Kassam, A. & Brown, W. F. 1994. Physiological properties of single thenar motor units in the F-response of younger and older adults. *Muscle & Nerve* 17(8), 860-872.
- Doherty, T. J. Vandervoort, A. A., Taylor, A. W. & Brown, W. F. 1993. Effects of motor unit losses on strength in older men and women. *Journal of Applied Physiology*. 74: 868-874.
- Ema, R., Ohki, S., Takayama, H., Kobayashi, Y. & Akagi, R. 2017. Effect of calf-raise training on rapid force production and balance ability in elderly men. *J Appl Physiol* (1985). 2017 Aug 1; 123(2): 424–433. Published online 2017 Jun 1.
doi: 10.1152/jappphysiol.00539.2016. *Aging and Exercise*.
- English, A. W. & Wolf, S. L. 1982. The motor unit. *Anatomy and physiology*. *Physical Therapy* 62(12), 1763-1772.
- Enoka, R. M. 2002, *Neuromechanics of Human Movement*. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*, 3rd edition, published 1993 by Human Kinetics.
- Ericsson, A. & Pool, R. 2017. *Peak. Secrets of the New Science of Expertise*. First Marine Books.
- Ericsson, K. A., Krampe, R. T. & Tesch-Romer, C. 1993. The Role of Deliberate Practice in the Acquisition of Expert Performance. *Psychological Review*, Vol. 100. No. 3, 363-406.
- Falco, F. J., Hennessey, W. J., Braddom, R. L. & Goldberg, G. 1992. Standardized nerve conduction studies in the upper limb of the healthy elderly. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 71: 263-271.
- Fiatarone, M. A., Marks, E. C., Ryan, N. D., Meredith, C. N., Lipsitz, L. A. & Evans, W. J. 1990. High-intensity strength training in nonagenarians. Effects on skeletal muscle. *Journal of the American Medicine Association* 263(22), 3029-3034.
- Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V. & Komi, P. V. 2003. Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiol Scand*. 2003 Apr;177(4):483-91.
- Floeter, M. K., Danielian, L. E. & Kim, Y. K. 2013. Effects of motor skill learning on reciprocal inhibition. *Restor Neurol Neurosci*. 2013;31(1):53-62. doi: 10.3233/RNN-120247.

- Floyd, R. 2009. *Manual of Structural Kinesiology*. New York: McGraw Hill.
- Fogelholm, M., Vuori, I. & Vasankari, T. 2011. *Terveysliikunta. 2. uudistettu painos*. Helsinki. Duodecim.
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Lutz, K. J. & Evans, W. J. 1991. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *Human Physiology Laboratory, US Department of Agriculture-Human Nutrition Research Center on Aging, Tufts University, Boston, Massachusetts. 02111 0161-7567/91. The American Physiological Society. Downloaded from www.physiology.org/journal/jappl (037.098.133.061) on May 29, 2019.*
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Fielding, R. A., Fiatore, M. A., Evans, W. J. & Roubenoff, R. 2000. Aging of skeletal muscle: A 12-year longitudinal study. *J Appl Physiol* 8, 1321-1326.
- Fouré, A., Nordez, A. & Comu, C. 2010. Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol* (1985). 2010 Sep;109(3):849-54. doi: 10.1152/jappphysiol.01150.2009. Epub 2010 Jun 24.
- Fujiyama, H., Van Soom, J., Rens, G., Gooijers, J., Leunissen, I. Levin, O. & Swinnen, S. P. 2016. Behavioral/Cognitive: Age-Related Changes in Frontal Network Structural and Functional Connectivity in Relation to Bimanual Movement Control. *The Journal of Neuroscience*, February 10, 2016 • 36(6):1808 –1822.
- Gerards, M. H. G., McCrum, C., Mansfield, A. & Meijer, K. 2017. Perturbation-based balance training for falls reduction among older adults: Current evidence and implications for clinical practice. *Geriatrics & Gerontology International*. Volume 17, Issue 12.
- Giangregorio, L. M., Leslie, W. D., Lix, L.M., Johansson, H., Oden, A., McCloskey, E. & Kanis, J. A. 2012. FRAX underestimates fracture risk in patients with diabetes. *J Bone Miner Res*. 2012;27:301–308. doi: 10.1002/jbmr.556.
- Grady, C. L., Maisog, J. M., Horwitz, B., Ungerleider, L. G., Mentis. M. J., Salerno, J. A., Pietrini, P., Wagner, E. & Haxby, J. V. 1994. Age-related changes in cortical blood flow activation during visual processing of faces and location. *J. Neurosci.*, 14 (1994), pp. 1450-1462.

- Granacher, U., Muehlbauer, T. & Gruber, M. 2012. A Qualitative Review of Balance and Strength Performance in Healthy Older Adults: Impact for Testing and Training. Review Article. Hindawi Publishing Corporation Journal of Aging Research. Volume 2012, Article ID 708905, 16 pages doi:10.1155/2012/708905.
- Granacher, U., Gschwind, Y. J., Kressig, R. W., Lacroix, A., Muehlbauer, T. & Pfenninger, B. 2012. A best practice fall prevention exercise program to improve balance, strength / power, and psychosocial health in older adults: study protocol for a randomized controlled trial. BMC Geriatrics. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-13-105>. © Gschwind et al.; licensee BioMed Central Ltd. 2013.
- Gribble, P. A., Tucker, W. S. & White, P. A. J Athl Train. 2007. Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. Jan-Mar; 42(1): 35–41.
- Gruber, M., & Gollhofer, A. 2004. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. Eur J Appl Physiol. Jun; 92(1-2): 98-105. Epub 2004 Mar 13.
- Gschwind, Y. J., Reto, W., Kressig, R. W., Lacroix, A., Muehlbauer, T. & Granacher, U. 2013. A best practice fall prevention exercise program to improve balance, strength / power, and psychosocial health in older adults: study protocol for a randomized controlled trial. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-13-105>.
- Haff, G. G. & Nimphius, S. 2012. Training method relationship to the development of power, strength, and movement velocity. Training Principles for Power. Strength and Conditioning Journal: December 2012 - Volume 34 - Issue 6 - p 2–12. doi: 10.1519/SSC.0b013e31826db467 Article.
- Heikkinen, E., Jyrkämä, J. & Rantanen, T. 2013. Gerontologia. 3. uudistettu painos. Helsinki. Duodecim.
- Herrington, L. 2010. The Effects of 4 Weeks of Jump Training on Landing Knee Valgus and Crossover Hop Performance in Female Basketball Players. Journal of Strength and Conditioning Research: December 2010 - Volume 24 - Issue 12 - p 3427-3432 doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c1fcd8. Original Research.
- Holopainen, Martti & Pulkkinen, Pekka. 1999. Tilastolliset menetelmät, s. 91. WSOY. ISBN 951-35-5629-8.

- Holsgaard-Larsen, A., Caserotti, P., Puggaard, L. & Aagaard, P. 2011. Stair-ascent performance in elderly women: effect of explosive strength training. *Journal of Aging and Physical Activity* 19(2), 117-136.
- Hooper, A. C. 1981. Length, diameter and number of ageing skeletal muscle fibres. *Gerontology*. 1981;27(3):121-6.
- Houghton, L., Dawson, B. & Rubenson. J. 2012. Achilles tendon mechanical properties after both prolonged continuous running and prolonged intermittent shuttle running (cricket batting). *J Appl Biomech*, Aug 22.
- Huxham, F. E., Goldie, P. A & Patla, A. E. 2001. Theoretical considerations in balance assessment. *Australian Journal of Physiotherapy* 47: 89-100.
- Häkkinen, K. 2002. Training-specific characteristics of neuromuscular performance. In: Kraemer, W. J. & Häkkinen, K. (eds.) *Strength training for sport*. Blackwell Science, pp. 20-36.
- Häkkinen, K. & Häkkinen, A. 1991. Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *Eur J Appl Physiol* 62. s. 410-414.
- Häkkinen, A., Häkkinen, K., Hannonen, P. & Alen, M. 2001. Strength training induced adaptations in neuromuscular function of premenopausal women with fibromyalgia: comparison with healthy women. *Ann Rheum Dis*. 2001 Jan;60(1):21-6.
- Häkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Malkia, E., Kraemer, W. J., Newton, R. U. & Alen, M. 1998. Changes in agonist/antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology* 84(4), 1341- 1349.
- Ikäinstituutti. 2015. Voimaa vanhuuteen. Iäkkäiden terveystoimintaohjelma. Viitattu www.voimaavanhuuteen.fi > Voimaa vanhuuteen -ohjelma > lakeja, suosituksia ja linjauksia.
- International Working Group on Sarcopenia. 2011. Sarcopenia: An Undiagnosed Condition in Older Adults. Current Consensus Definition: Prevalence, Etiology, and Consequences. *Journal of the American Medical Association*. 12(4). 249–256.
- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L. & Häkkinen, K. 1999a. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 79(3), 260-267.

- Johnson, B. A., Salzberg, C. L., & Stevenson, D. A. 2011. A systematic review: plyometric training programs for young children. *J Strength Cond Res.* Sep;25(9):2623-33.
- 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. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010 Aug; 20(4):590-8. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.12.005. Epub 2010 Feb 8.
- Kalaja, S. 2018. Motorinen oppiminen - Mihin taidon oppiminen perustuu? Manuaali -lehti 2/2018. © Suomen Ortopedisen Manuaalisen Terapian Yhdistys ry 2020.
- 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.
- Kanis, J. A., Johnell, O., De Laet, C., Johansson, H., Oden, A., Delmas, P., Eisman, J., Fujiwara, S., Garnero, P., Kroger, H., McCloskey, E. V., Mellstrom, D., Melton, L. J., Pols, H., Reeve, J., Silman, A. & Tenenhouse, A. 2004. A meta-analysis of previous fracture and subsequent fracture risk. *Bone.* 35:375–382. doi: 10.1016/j.bone.2004.03.024.
- Kanis, J. A., Johansson, H., Oden, A., Johnell, O., de Laet, C., Melton, L. J. (3rd), Tenenhouse, A., Reeve, J., Silman, A. J., Pols, H. A., Eisman, J. A., McCloskey, E. V. & Mellstrom, D. A meta-analysis of prior corticosteroid use and fracture risk. *J Bone Miner Res.* 2004;19:893–899. doi: 10.1359/JBMR.040134.
- Kanis, J. A., Johansson, H., Johnell, O., Oden, A., De Laet, C., Eisman, J. A., Pols, H. & Tenenhouse, A. 2005. Alcohol intake as a risk factor for fracture. *Osteoporos Int.* 2005;16:737–742. doi: 10.1007/s00198-004-1734-y.
- Kanis, J. A., Johnell, O., Oden, A., Johansson, H., De Laet, C., Eisman, J. A., Fujiwara, S., Kroger, H., McCloskey, E. V., Mellstrom, D., Melton, L. J., Pols, H., Reeve, J., Silman, A. & Tenenhouse A. 2005. Smoking and fracture risk: a meta-analysis. *Osteoporos Int.* 2005;216:155–162. doi: 10.1007/s00198-004-1640-3.
- Kauranen, K. 2011. Motoriikan säätely ja motorinen oppiminen. Liikuntatieteellinen Seura ry. Tampere.
- Kauranen, K. 2014. Lihas- rakenne, toiminta ja voimaharjoittelu. Liikuntatieteellinen seura, Tampere. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro. 171.

- Kauranen, K. 2017. Fysioterapeutin käsikirja. 1. painos. Helsinki. Sanoma Pro Oy.
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Liikuntatieteellisen Seuran julkaisu nro 166. Helsinki.
- Kejonen, P. 2002. Body movements during postural stabilization. Measurements with a motion analysis system. Thesis. University of Oulu. Department of Physical Medicine and Rehabilitation 693. ISSN 0355-3221.
- Kiltgaard, H., Mantoni, M., Schiaffino, S., Ausoni, S., Gorza, L., Laurent-Winter, C., Schnohr, P. & Saltin, B. 1990. Function, morphology and protein expression of ageing skeletal muscle: a cross-sectional study of elderly men with different training backgrounds. *Acta Physiologica Scandinavica*. Volume 140, Issue 1. First published: September 1990. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1990.tb08974.x>
- Kim, B. J. & Robinson, C. J. 2005. Postural control and detection of slip/fall initiation in the elderly population. *Ergonomics* 48(9), 1065-1085.
- Kujala U M, Kaprio J, Taimela S, Sarna S: Prevalence of diabetes, hypertension and ischemic heart disease among former elite athletes. *Metabolism* 43: 1–7, 1994
- Komi, P. V. 1984. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and sport sciences reviews/American college of sports medicine* 12: 81-121.
- Koskinen, O. 2016. Kuinka kehittää kimmoisuutta plyometrisen harjoittelun eli hyppyjen ja loikkien avulla?, viitattu 9.6.2020. https://lihastohtori.wordpress.com/2016/10/03/plyometrinen_harjoittelu/
- Kraemer, W. J. & Fleck, S. J. 2004. *Designing Resistance Training Programs*. 3rd edition. Human Kinetics.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Azuma, K. Ishizu, M. Kuno, S. Y., Okada, M. & Fukunaga, T. 2003. Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. *Int J Sports Med*. 2003 Feb;24(2):125-30.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2007. Effects of plyometric and weight training on musculotendon complex and jump performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39(10), 1801-1810.

- Koceja, D. M., Markus C. A. & Trimble, M. H. 1995. Postural modulation of the soleus H reflex in young and old subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1995 Dec;97(6):387-93.
- Kujala, U. M., Viljanen, T., Taimela, S. & Viitasalo, J. T. 1994. Physical activity, VO₂max, and jumping height in an urban population. *Med Sci Sports Exerc.* 1994 Jul;26(7):889-95.
- Larsson, L. 1982. Physical training effects on muscle morphology in sedentary males at different ages. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 14(3), 203-206.
- Larsson, L. & Karlsson, J. 1978. Isometric and dynamic endurance as a function of age and skeletal muscle characteristics. *Acta Physiol Scand.* 1978 Oct;104(2):129-36.
- Larsson, L., Li, X. & Frontera, W. R. 1997. Effects of ageing on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. *American Journal of Physiology.* 272: C638-C649.
- Lelard, T. & Ahmaidi, S. 2015. Effects of physical training on age-related balance and postural control. *Neurophysiol Clin.* 2015 Nov;45(4-5):357-69. doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.008. Epub 2015 Nov 6. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:SynapseSchematic_en.svg.
- Leppäluoto, J., Kettunen, R., Rintamäki, H., Vakkuri, O., Vierimaa, H. & Lätti, S. 2008. *Anatomia ja fysiologia. Rakenteesta toimintaan.* WSOY Oppimateriaalit Oy, Helsinki.
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A. & Granacher U. 2015. Effects of Balance Training on Balance Performance in Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Med.* 2015; 45: 1721–1738. Published online 2015 Sep 1. doi: 10.1007/s40279-015-0375-y.
- Leslie, W. D., Rubin, M. R., Schwartz, A. V. & Kanis, J. A. 2012. Type 2 diabetes and bone. *J Bone Miner Res.* 2012;27:2231–2237. doi: 10.1002/jbmr.1759.
- 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. April 1988. Volume 84, Issues 2-3, Pages 275–294, DOI: [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(88\)90132-3](https://doi.org/10.1016/0022-510X(88)90132-3).
- Lexell, J. 1993. Ageing and human muscle: observations from Sweden. *Can J Appl Physiol.* 1993 Mar;18(1):2-18. PMID:8471991.

- Li, S-C., Lindenberger, U. & Sikström, S. 2001. Aging cognition: from neuromodulation to representation. Volume 5, Issue 11, 1 November 2001, Pages 479-486. Author links open overlay panel. [https://doi.org/10.1016/S1364-6613\(00\)01769-1](https://doi.org/10.1016/S1364-6613(00)01769-1).
- 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.
- Lippincott Williams & Wilkins. 2002. *Anatomy & Physiology*. Springhouse Publishing Co. 2nd ed. Library of Congress. Gataloging-in-Publication Data.
- Liu, R. H., Yamuy, J., Engelhardt, J. K., Xi, M. C., Morales, F. R. & Chase., M. H. 1996. Cell size and geometry of spinal cord motoneurons in the adult cat following the intramuscular injection of adriamycin: Comparison with data from aged cats. *Brain research*. 738: 121-130.
- Logan, J. M., Sanders, A. L., Snyder, A. Z., Morris, J. C. & Buckner, R. L. 2002. Under-recruitment and nonselective recruitment: dissociable neural mechanisms associated with aging. *Neuron*. 2002 Feb 28;33(5):827-40.
- MacInnes, B. R., Gardiner, P. F. & McComas, A. J. 2006. *Skeletal Muscle: Form and Function*. 2nd Edition. Human Kinetics.
- MacIntosh, B. R., Floetera, M. K., Danieliana, L. E. & Kimb, Y. K. 2006. Effects of motor skill learning on reciprocal inhibition. s. 322-339, *Skeletal Muscle – form and function*. *Restor Neurol Neurosci*. 2013. 31(1): 53–62. doi:10.3233/RNN-120247.
- Malisoux, L., Francaux, M., Nielens, H., Renard, P., Lebacq, J. & Theisen, D. 2006 a. Calcium sensitivity of human single muscle fibers following plyometric training. *Med. Sci. Sports Exerc*. 38: 1901-1908.
- Malisoux, L., Francaux, M., Nielens, H. & Theisen, D. 2006 b. Stretch shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *J. Appl. Physiol*. 100:771-779.
- Malisoux, L., Francaux, M., & Thiesen, D. 2007. What do single-fiber studies tell us about exercise training? *Med. Sci. Sports Exerc*. Vol 39, No 7, pp 1051-1060.
- Markovic, G. 2007. Does plyometric training improve vertical jump height? A meta analytical review. *Br. J. Sports Med*. 41:349-355.

- Markovic, G. & Mikulic, P. 2010. Neuro-Musculoskeletal and Performance Adaptations to Lower-Extremity Plyometric Training. Review article. *Sports Med* 2010; 40 (10): 859-895 0112-1642/10/0010-0859/\$49.95/0^a 2010 Adis Data Information BV. School of Kinesiology, University of Zagreb, Zagreb, Croatia.
- Martel, G. F., Roth, S. M., Ivey, F. M., Lemmer, J. T., Tracy, B. L., Hurlbut, D. E., Metter, E. J., Hurley, B. F. & Rogers, M. A. 2006. Age and sex affect human muscle fibre adaptations to heavy-resistance strength training. *Experimental Physiology* 91(2), 457-464.
- Masakado, Y., Noda, Y., Nagata, M., Kimura, A., Chino, N. & Akaboshi, K. 1994. Macro-EMG and motor unit recruitment threshold: Differences between the young and aged. *Neuroscience Letters*. 179: 1-4.
- Mattila, J. Viitattu 15.2.2020. Sähköinen tiedonsiirto (hermoimpulssi) hermostossa ja kemiallinen tiedonsiirto.
http://opinnot.internetix.fi/fi/muikku2materiaalit/lukio/bi/bi4/4_hermosto__kemiallinen_viestinta_ja_aistit/402?C:D=i9Rw.i3Ro&m:selres=i9Rw.i3Ro.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 1996. *Exercise Physiology*. 4. painos, Baltimore: Williams & Wilkins.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2007. *Exercise Physiology: Energy, nutrition & human performance*. Kuudes painos. Lippincott Williams & Wilkins, USA.
- McComas, A. J., Galea, V. & de Bruin, H. 1993. Motor unit populations in healthy and diseased muscles. *Physical Therapy* 73(12), 868-877.
- Metter, E. J. 1998. The relationship of peripheral motor nerve conduction velocity to age associated loss of grip strength. *Aging (Milano)*, 10 (6), 471-78.
- Moreira, B. R. S., Simoceli, L., Bovino, P. M. E., Bottino, M. A. & Braz, J. O. 2007. The treatment of diseases related to balance disorders in the elderly and the effectiveness of vestibular rehabilitation. *May-Jun;73(3):295-8*.
- Mynark, R. G. & Koceja, D. M. J. 2002. Down training of the elderly soleus H -reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *Appl Physiol (1985)*. 2002 Jul; 93(1):127-33.

- Nardone, A., Siliotto, R., Grasso, M. & Schieppati, M. 1995. Influence of aging on leg muscle reflex responses to stance perturbation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 76(2), 158-165.
- Newton, R. U., Häkkinen, K., Häkkinen, A., McCormick, M., Volek, J. & Kraemer, W. J. 2002. Mixed-methods resistance training increases power and strength of young and older men. *Medicine and science in sports and exercise*. 34(8):1367-75.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist S-E. 1995. Ihmisen fysiologia ja anatomia. 8. painos. WSOY.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist S-E. 2004. Ihmisen fysiologia ja anatomia. 15. painos. WSOY.
- O'Driscoll, J., Kerin, F. & Delahunt, E. 2011. Effect of a 6-week dynamic neuromuscular training programme on ankle joint function: A case report. *Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol.* 3:13.
- 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.
- Pajala, S. 2016. Iäkkäiden kaatumisen ehkäisy. Ikinä-opas. Tampere.
- Pearson, O. R., Busse, M.E., Deursen, R. W. M. & Wiles, C. M. 2004. Quantification of walking mobility in neurological disorders: review. *Q J Med* 97:463-475. *QJM* vol. 97 no. 8. Association of Physicians 2004.
- Peters, R. M., McKeown, M. D., Carpenter, M. G. & Inglis, J. T. 2016. Losing touch: age-related changes in plantar skin sensitivity, lower limb cutaneous reflex strength, and 11 OCT 2016 <https://doi.org/10.1152/jn.00339.2016>. *J Neurophysiol* 116: 1848 –1858, 2016. First published August 3, 2016; doi:10.1152/jn.00339.2016.
- Piirainen, J.M, Avela J., Sippola, N. & Linnamo, V. 2010. Age dependency of neuromuscular function and dynamic balance control. 10(1); 69-79. *European Journal of Sport Science*.
- Piirainen, J.M., Linnamo, V., Cronin, N. J. & Avela, J. 2013. Age-related neuromuscular function and dynamic balance control during slow and fast balance perturbations. *J Neurophysiol*. 2013 Dec;110(11):2557-62. <https://doi.org/10.1152/jn.00476.2013>.

- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.01.010>. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Volume 24, Issue 2, April 2014, Pages 246-252.
- Porter, M, M., Vandervoort, A. A. & Lexell, J. 1995. Aging of human muscle: structure, function and adaptability. *Scand J Med Sci Sports*. 1995 Jun; 5(3):129-42. Review.
- Punakallio, A. 2004. Balance abilities of workers in physically demanding jobs. With special reference to firefighters of different ages. Thesis. University of Kuopio. Publications D. Medical Sciences 341. ISSN 1235-0303.
- Radcliffe, J. C. & Farenthinos, R. C. 1999. High powered plyometrics. *Human Kinetics*. s. 12.
- Rogers, M. E., Rogers, N. L. & Takeshima, N. 2005. Balance training in older adults. Published Online: 24 Nov 2005. <https://doi.org/10.2217/1745509X.1.3.475>.
- Rogge, A. K., Hötting, K., Nagel, V., Zech, A., Hölig, C. & Röder, B. 2019. Improved balance performance accompanied by structural plasticity in blind adults after training. *Neuropsychologia*. 2019. Apr 17. pii: S0028-3932(19)30079-X. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2019.04.005.
- Rubley, M. D., Haase, A. C., Holcomb, W. R., Girourard, T. J. & Tandy, R. D. 2011. The effect of plyometric training on power and kicking distance in female adolescent soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research* , 129-134.
- Rössler, R., Donath, L., Verhagen, E., Junge, A., Schweizer, T. & Faude, O. 2014. Exercise-based injury prevention in child and adolescent sport: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*. Dec; 44(12):1733-48. doi: 10.1007/s40279-014-0234-2.
- Sale, D. G. 2003. Neural adaptation to strength training. In: Komi, P. V. (ed.) *Strength and power in sport*. Blackwell Science, Oxford, pp. 281-314.
- Sandström, M. & Ahonen, J. 2013. *Liikkuva ihminen – aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka*. Saarijärvi.
- SENIAM -projekti. 1999. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles. SENIAM was organised as a

- European concerted action, financed in the context of the Biomed 2 program of the European Community (1996 – 1999).
- Shemmell, J., Krutky, M. A. & Perreault, E. J. 2010. Stretch sensitive reflexes as an adaptive mechanism for maintaining limb stability. *Clinical Neurophysiology* 121, 1680-1689.
- Scaglioni, G., Narici, M. V., Maffiuletti, N. A., Pensini, M. & Martin, A. 2003. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H-reflex and M-wave. *Journal of Physiology* 548(Pt 2), 649-661.
- Schieppati, M., Nardone, A., Siliotto, R. & Grasso, M. 1995. Early and late stretch responses of human foot muscles induced by perturbation of stance. *Exp Brain Res.* 1995;105(3):411-22.
- Schoenfeld, B. J. 2010. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. Global Fitness Services, Scarsdale, New York: *Journal of Strength and Conditioning Research* National Strength and Conditioning Association 24(10)/2857–2872.
- Simoceli, L., Bittar, R. S. M. & Sznifer, J. 2008. Adaptation Exercises of Vestibulo-ocular Reflex on Balance in the Elderly. Collaborator Phonoaudiologist of the Vestibular Rehabilitation ambulatory of the HCFMUSP. Article received on November 14th, 2007. Article approved on February 2nd, 2008.
- Skelton, D. A. 1994. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65–89 years. *Age and Ageing*, 23 (5), 371–77.
- Smith, S. T. & Schoene, D. 2012. The use of exercise-based videogames for training and rehabilitation of physical function in older adults: current practice and guidelines for future research. Published Online: 25 Jun 2012. <https://doi.org/10.2217/ahe.12.30>.
- Solomonow, M. 1984. External control of the neuromuscular system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 31(12), 752-763.
- Staron, R. S., Hagerman, F. C., Hikida, R. S., Murray, T. F., Hostler, D. P., Crill, M.T., Ragg, K. E. & Toma, K. 2000. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *Journal of Histochemistry and Cytochemistry* 48(5), 623-629.

- Sundell, J. 2011. Lihasvoimaharjoittelu on liian vähän käytetty täsmälääke lihavuudessa ja vanhuudessa. *Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim*. 127(4):335-41
- 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, L. V. 1994. Effects of Age and Training on Skeletal Muscle Physiology and Performance. *Phys Ther.* 1994 Jan;74(1):71-81. *Physical Therapy, Volume 74, Issue 1, 1 January 1994, Pages 71–81, <https://doi.org/10.1093/ptj/74.1.71>.*
- Tilastokeskus, Väestön ikärakenne: <https://findikaattori.fi/fi/14>. Viitattu 11.2.2020.
Tilastokeskusken PxWed-tietokannat.
https://pxnet2.stat.fi/PXWeb/pxweb/fi/StatFin/StatFin__vrm__vaerak/statfin_vaerak_pxt_11rc.px/table/tableViewLayout1/
- Tokuno, C. D., Cresswell, A. G., Thorstensson, A. & Carpenter, M. G. 2010. Age related changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration-deceleration interval. *Clinical Neurophysiology* 121(1), 109-117.
- Tomlinson, B. E. & Irving, D. 1977. The number of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. *Journal of Neurological Sciences*. 34: 213-219.
- 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.
- Tsuzuku, S., Shimokata, H., Ikegami, Y., Yabe, K. & Wasnich, R. D. 2001. Effects of high versus low intensity resistance training on bone mineral density in young males. *Calcif Tissue Int* 2001;68:342–7.
- UKK-instituutti. 2012. Liikuntaelimistön kuntoa voidaan ylläpitää ja parantaa liikunnalla. Viitattu 24.2.2020.
https://www.ukkinstituutti.fi/tietoa_terveysliikunnasta/liikunnan_vaikutukset/tuki-ja_liikuntaelimisto/liikuntaelimiston_toimintakyky.
- 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. *J Physiol*. 1998 Nov 15;513 (Pt 1):295-305.

- Vandervoort, A. A. & McComas, A. J. 1986. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *J Appl Physiol* 61, 361-367.
- Vandervoort, A. A. 2002. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve* 25(1), 17-25.
- Van Staal, T. P., Leufkens, H. G., Abenhaim, L., Zhang, B. & Cooper, C. Oral corticosteroids and fracture risk: relationship to daily and cumulative doses. *Rheumatology*. 2000;39:1383–1289. doi: 10.1093/rheumatology/39.12.1383.
- Wang, F-C., de Pasqua, V. & Delwaide, P. J. 1999. Age-related changes in fastest and slowest conducting axons of thenar motor units. *Muscle & Nerve*. 22: 1022-1029.
- Wilmore, J. H. & Costill, D. L. 1999. *Physiology of Sport and Exercise*. 2nd edition, Champaign IL: Human Kinetics Publishers.
- Wilson, J. M. & Flanagan, E. P. 2008. *J Strength Cond Res*. 2008 Sep;22(5):1705-15. doi: 10.1519/JSC.0b013e31817ae4a7. The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: a brief review.
- Winter, T., Beck, H., Walther A., Zwipp, H. & Rein, S. 2014. Influence of a proprioceptive training on functional ankle stability in young speed skaters - a prospective randomised study. *J Sports Sci*. 2015;33(8):831-40. doi: 10.1080/02640414.2014.964751. Epub 2014 Nov 25.
- 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.
- Xi, M. C., Liu, R. H., Engelhardt, J. K., Morales, F. R. & Chase, M. H. 1999. Changes in the axonal conduction velocity of pyramidal tract neurons in the aged cat. *Neuroscience*. 92: 219-225.
- Zhang, J. H., Sampogna, S., Morales, F. R. & Chase, M. H. 1997. Age-related alteration in immunoreactivity of the mid-sized neurofilament subunit in the brainstem reticular formation of the cat. *Brain Research*. 769: 196-200.
- Åstrand, P-O. & Rodahl, K. 1986. *Textbook of work physiology. Physiological bases of exercise*. 3rd edition. McGraw-Hill, New York.

LIIKTEET

Liite 1

CEMIS Liike -tutkimus															
syys.12			loka.12			marras.12			joulu.12			tamm.13			
La	1		40	Ma	1	La	1		La	1		La	1		
Su	2		Ti	2	Tutustumispäivä klo 17->	Su	2		Su	2		Su	2		
36	Ma	3	Ke	3	PILOTTI KLO 16 VUOKATISSA	45	Ma	3	Harjoittelua...	49	Ma	3	1	Ma	3
	Ti	4	To	4	Testitilat KAMK vapautuu klo 12		Ti	4			Ti	4		Ti	4
	Ke	5	Pe	5	PILOTTI n. KLO 12 KAJAANISSA		Ke	5			Ke	5		Ke	5
	To	6	La	6			To	6			To	6		To	6
	Pe	7	Su	7			Pe	7			Pe	7		Pe	7
	La	8	41	Ma	8	La	8		La	8		La	8		
	Su	9	Ti	9	Esimittaukset	Su	9		Su	9		Su	9		
37	Ma	10	Ke	10	Esimittaukset	46	Ma	10	Harjoittelua...	50	Ma	10	2	Ma	10
	Ti	11	To	11	Esimittaukset		Ti	11			Ti	11		Ti	11
	Ke	12	Pe	12	Esimittaukset		Ke	12			Ke	12		Ke	12
	To	13	La	13	Ilmoittautuminen päättyy		To	13			To	13		To	13
	Pe	14	Su	14	Lääkärintarkastukset		Pe	14			Pe	14		Pe	14
	La	15	42	Ma	15	La	15		La	15		La	15		
	Su	16	Ti	16	Alkumittaukset	Su	16		Su	16		Su	16		
38	Ma	17	Ke	17	Alkum. & Lehdistötilaisuus ap	47	Ma	17	Harjoittelua...	51	Ma	17	3	Ma	17
	Ti	18	To	18	Alkumittaukset		Ti	18			Ti	18		Ti	18
	Ke	19	Pe	19	Alkumittaukset		Ke	19			Ke	19		Ke	19
	To	20	La	20			To	20			To	20		To	20
	Pe	21	Su	21			Pe	21			Pe	21		Pe	21
	La	22	43	Ma	22	La	22		La	22		La	22		
	Su	23	Ti	23		Su	23		Su	23		Su	23		
39	Ma	24	Ke	24	Lääkärintarkastukset	48	Ma	24	Loppumittaukset	52	Ma	24	4	Ma	24
	Ti	25	To	25			Ti	25	Loppumittaukset		Ti	25		Ti	25
	Ke	26	Pe	26			Ke	26	Loppumittaukset		Ke	26		Ke	26
	To	27	La	27	Palaveri klo 9 & PILOTTI, Vuokat		To	27	Loppumittaukset		To	27		To	27
	Pe	28	Su	28	PILOTTI, Vuokatti		Pe	28	Loppumittaukset		Pe	28		Pe	28
	La	29	44	Ma	29	La	29		La	29		La	29		
	Su	30	Ti	30	Harjoittelu alkaa	Su	30		Su	30		Su	30		
			Ke	31											

Mittauspäivät klo 8-20
 Veri- ja sykinäytteiden otto ma-ke (ei esimittauksissa)
 Harjoittelu viikoilla 44-47 = 4 viikkoa

Liite 2

PROJAKKA

CEMIS LIIKE TASAPAINOTUTKIMUKSEN LOPPU- JA PALAUTUSMITTAUSVIIKKOJEN AIKATAULUT

	MA	TI	KE	TO	PE
LOPPU					
SEURANTA					

Vko 48
Vko 4

Loppu- ja palautusmittaukset												
	5min	5 min	15 min	8 min	10 min	12 min	25 min	5min	10 min	12 min		
	Risto	Testaajat 1 ja 4			Testaajat 2, 3, 4 ja Teemu			Risto	Testaajat 2, 3 ja Teemu			Risto
	Veri (A)	Bioimp.	EMG Valmistelu	Lämmittely	Tasapaino	EMG, voima ja patellarefleksi	Testi ja väsytyshyppy	Veri (B)	Tasapaino	EMG, voima ja patellarefleksi	Loppu	2h veri (C)
Tutkittava 1	8:00	8:05	8:10	8:25	8:33	8:43	8:55	9:20	9:25	9:35	9:47	11:20
Tutkittava 2	9:30	9:35	9:40	9:55	10:03	10:15	10:25	10:50	10:55	11:05	11:17	12:50
Tutkittava 3	11:00	11:05	11:10	11:25	11:33	11:43	11:55	12:20	12:25	12:35	12:47	14:20
Tutkittava 4	13:00	13:05	13:10	13:25	13:33	13:43	13:55	14:20	14:25	14:35	14:47	16:20
Tutkittava 5	14:30	14:35	14:40	14:55	15:03	15:15	15:25	15:50	15:55	16:05	16:17	17:50
Tutkittava 6	16:00	16:05	16:10	16:25	16:33	16:43	16:55	17:20	17:25	17:35	17:47	19:20

Alku-, loppu- ja detraining mittaukset									
	Veri	Aamupala	Lounas	Välipala	MA	TI	KE	TO	PE
Tutkittava 1	8:00	6:30			206	104	107		305
Tutkittava 2	9:30	8:00			207	204	103	208	106
Tutkittava 3	11:00			9:30	201	102	108	203	306
Tutkittava 4	13:00		11:30		202	205	109	309	308
Tutkittava 5	14:30		13:00		101	205		304	302
Tutkittava 6	16:00			14:30	210	307	209	303	210

101		201		301
102		202		302
103		203		303
104		204		304
105 keskeytti		205		305
106		206		306
107		207		307
108		208		308
109		209		309
110		210		310 keskeytti

Liite 3

Naiset huomio!!!

Puuttuuko voimaa ja nopeutta?

Onko tasapainon kanssa ongelmia?

Nyt olisi tarjolla lyhyt ja intensiivinen harjoittelujakso näiden asioiden korjaamiseksi. Jyväskylän yliopisto toteuttaa yhteistyössä Oulun Yliopiston ja Kajaanin ammattikorkeakoulun kanssa tutkimuksen, jossa kartoitetaan nopeusvoima- ja tasapainoharjoittelun vaikutusta hermolihasjärjestelmään ja tasapainoon nuorilla ja ikääntyneillä naisilla. Harjoittelu tapahtuu Kajaanin ammattikorkeakoululla loka–marraskuussa 2012.

Jos olet 18–30v tai 60–70v nainen, olet liikkunut enintään kaksi kertaa viikossa hikoillen ja hengästyen, sekä olet perusterve (ei sydän- ja verisuonisairauksia, ei korkea verenpainetta eikä tuki- ja liikuntaelinten vammoja) voit osallistua tutkimukseen. Osallistuminen on teille ILMAISTA!

Tutkimukseen sisältyy terveys- ja taustakyselyt sekä ikääntyneille lääkärintarkastus. Näiden perusteella kullekin valitulle tutkittavalle tehdään:

- 1) Esimittaus, joka sisältää: kehon koostumuksen, alaraajojen maksimivoimatestin, lihasstimulaatiotestin, hyppytestit sekä tasapainotestit. Mittaukset kestävät yhteensä n. 70 min.
- 2) Alkumittaus: Muutoin sama kuin esimittaus, jonka lisäksi suoritetaan väsytystesti ja otetaan verinäytteitä. Väsytystestissä testattava hyppii kelkkaergometrissa niin pitkään kun jaksaa. Mittaukset kestävät yhteensä n. 90 min.
- 3) Harjoittelu: Alku- ja loppumittausten välissä on 5 viikon nopeusvoima- tai tasapainoharjoittelujakso 2–3 kertaa viikossa ohjatusti.
- 4) Loppumittaus: Samat mittaukset kuin alkumittauksissa.
- 5) Palautusmittaus: 6 viikkoa loppumittausten jälkeen mitataan palautuminen ja katsotaan, miten hyvin saatu kehitys on säilynyt. Samoja mittauksia kuin alkumittauksissa. Mittaukset ja harjoittelu tapahtuvat Kajaanin ammattikorkeakoulun tiloissa. Esimittaukset ovat viikolla 41, alkumittaukset viikolla 42, loppumittaukset viikolla 49 ja palautusmittaukset vuoden 2013 puolella viikolla 4.

Lisätietoa ja ilmoittautuminen sähköpostitse olavi.pajala@kajak.fi (tai tarvittaessa puhelimitse 044 - 710 1292, yhteydenotot ma–pe klo 8–16) torstaihin 13.9.2012 mennessä.

Tutkimusta johtaa professori Vesa Linnamo Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitokselta (LB). Käytännön toteutuksesta vastaavat lehtorit Minna Tanskanen ja Jarmo Piirainen (LB), Olavi Pajala Kajaanin ammattikorkeakoulusta sekä Jarkko Rätty Oulun yliopiston CEMIS-OULU:sta.