

**PLYOMETRISEN HARJOITTELUN VAIKUTUKSET TASAPAINOON JA  
HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAAN NUORILLA JA IKÄÄNTYNEILLÄ  
NAISILLA**

Sanna Alatalo

Valmennus- ja testausopin pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Syksy 2020

Ohjaaja: Jarmo Piirainen

## TIIVISTELMÄ

Alatalo S. Plyometrisen harjoittelun vaikutukset tasapainoon ja hermolihäsjärjestelmän toimintaan nuorilla ja ikääntyneillä naisilla. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, valmennus ja testausopin pro gradu - tutkielma, 67 sivua.

Tilastokeskuksen ennusteen mukaan yli 65-vuotiaiden osuus Suomen väestöstä lähes kaksinkertaistuu vuosien 2010 ja 2050 välillä (17% -> 30 %). Ikääntyminen aiheuttaa rakenteellisia ja hermostollisia muutoksia jotka heikentävät toimintakykyä. Vakavat kaatumiset lisäävät ennenaikaisen kuoleman riskiä ja heikentävät elämänlaatua. Tilanteissa, jossa tasapaino yllättäen menetetään, nopea voimantuotto on tärkeää. Ikääntymisen myötä nopea voimantuotto kuitenkin heikkenee. Plyometrisen harjoittelun on todettu hidastavan lihassmassan ja voiman vähenemistä, sekä parantavan mahdollisesti tasapainon hallintaa ikääntyneillä.

Tässä tutkimuksessa tarkasteltiin miten neljän viikon plyometrisen harjoittelu vaikuttaa nuorten ja ikääntyneiden naisten hermolihäsjärjestelmän toimintaan ja tasapainoon. Tutkimuksessa tehtiin alkua- ja loppumittaukset, sekä seurantamittaukset seitsemän viikkoa harjoittelun jälkeen. Tutkittavina oli vapaaehtoisia nuoria ( $n = 9$ , 18-30 v) ja ikääntyneitä ( $n = 10$ , 60-70) naisia. Mittauspäivinä tutkittavilta mitattiin tasapainon horjutuksen aiheuttamat siirtymät, polven- ja nilkan ojennuksen isometriset maksimivoimat, patellan refleksivaste, staattisen kyykkyhyppyn aikainen lihasaktiivisuus soleus-, gastrocnemius medialis-, tibialis anterior-, vastus lateralis- ja biceps femoris-lihaksista, sekä kyykkyhyppyn korkeus.

Plyometrisen harjoittelu paransi hyppykorkeutta tilastollisesti merkitsevästi kummassakin tutkimusryhmässä ( $F=6.234$  ja  $p=0.006$ ). Harjoittelu ei vaikuttanut posterior-suuntaisessa tasapainohäiriössä häiriön aikaisiin siirtymiin tilastollisesti merkitsevästi ( $F=3.071$  ja  $p=0.065$ ), mutta tulosta voidaan kuitenkin pitää suuntaa antavana. Lisäksi nilkan ojentajien isometrisen maksimivoima laski loppu- ja seurantamittausten välillä tilastollisesti merkitsevästi ( $p=0.007$ ). Muissa mitatuissa muuttujissa ei harjoittelulla ollut tilastollisesti merkitsevää vaikutusta. Plyometrisen harjoittelu näytti vaikuttavan samalla tavalla sekä nuorten että ikääntyneiden ryhmässä.

Plyometrisen harjoittelu näyttäisi sopivan myös ikääntyneille. Tässä tutkimuksessa hyppykorkeus kasvoi ja tasapainon kehityksessä nähtiin positiivinen trendi. Lisätutkimuksia kuitenkin tarvitaan jotta ymmärretään paremmin kuinka kauan, millä intensiteetillä ja millaisilla plyometrisillä harjoitteilla tulee harjoitella jotta saadaan paras mahdollinen harjoitusvaste ja sitä kautta vähennettyä tasapainon menettämistä johtuvia kaatumisia. Vaikka suunta oli useiden muuttujien osalta positiivinen, näyttää siltä, että tässä tutkimuksessa käytetty neljän viikon tutkimusjakso oli liian lyhyt ja harjoitteluintensiteetti liian alhainen todella merkitsevien muutosten aikaansaamiseksi.

Avainsanat: plyometrisen harjoittelu, ikääntyminen, naiset, hermolihäsjärjestelmä, tasapaino

## ABSTRACT

Alatalo S. The effect of plyometric training on balance and neuromuscular system in young and elderly women. The Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis in Science of Sport Coaching and Fitness Testing, 67 pages.

According to prediction by Statistics Finland the portion of over 65-year olds in the Finnish population will almost double between 2010 and 2050 (17% → 30%). Aging causes structural and neural changes that impair performance. Serious falls increase the risk of premature death and weakens the quality of life. In situations where balance is suddenly lost the fast force production is important. However, with age the fast force production declines. Plyometric exercise has been found to slow down the decrease of muscle mass and strength and also to possibly improve the balance on the elderly

The aim of this study was to examine how four weeks of plyometric exercise affects the balance and functionality of neuromuscular system of young and elderly women. The study consisted of three measurements: initial (just before training period), final (just after four weeks plyometric training) and follow-up (after seven weeks of detraining). The test group consisted of voluntary young (n = 9, 18-30) and elderly (n = 10, 60-70) women. Measurements were made for displacements of the center-of-pressure caused by perturbations of balance, maximal isometric forces of knee extension and plantar flexion, EMG amplitude of patellar reflex, EMG activity of five lower limb muscles (soleus-, gastrocnemius medialis-, tibialis anterior-, vastus lateralis- and biceps femoris) during static squat jump and the height of the squat jump.

Plyometric exercise improved statistically significantly the height of the squat jump in both research groups ( $F=6.234$  ja  $p=0.006$ ). Plyometric exercise did not have statistically significant effect on balance control during posterior perturbations ( $F=3.071$  ja  $p=0.065$ ), but the trend was positive. The isometric maximum force of plantar flexors decreased statistically significantly between final and follow-up measurements ( $p=0.007$ ). In other measured variables no statistically significant effect was found. Plyometric exercise seemed to affect similarly in both the young and elderly groups.

Plyometric training seems to suit also for the elderly. In this study the improvement in the squat jump height was seen, as well as the positive trend in balance control. Still, more research is needed to better understand the duration, intensity and type of plyometric exercises to be used in order to get the best possible training response and thereby reduce falls caused by loss of balance. Although positive trend was seen in several variables, it is likely that four weeks training period used in this study was too short and the training intensity too low to achieve truly significant changes.

Keywords: plyometric exercise, aging, women, neuromuscular system, balance.

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

JOHDANTO .....	1
1 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN RAKENNE JA TOIMINTA.....	3
1.1 Luustolihasrakenteen ja toiminta.....	3
1.1.1 Lihaksen rakenne.....	3
1.1.2 Lihassupistus .....	5
1.1.3 Lihasten sensoriset reseptorit.....	6
1.1.4 Luustolihasrakenteen voimantuotto .....	10
1.2 Hermoston rakenne ja toiminta.....	11
1.2.1 Supraspinaalinen ohjaus .....	12
1.2.2 Spinaalinen ohjaus.....	13
2 IKÄÄNTYMISEN VAIKUTUKSET HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAAN.....	14
2.1 Muutokset hermostollisessa ohjauksessa.....	14
2.2 Rakenteelliset muutokset ja vaikutukset voimantuottoon .....	15
2.3 Tasapainoon liittyvät muutokset.....	17
3 PLYOMETRINEN HARJOITTELU JA SEN VAIKUTUKSET HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAAN .....	20
3.1 Plyometrisen harjoittelun periaatteet .....	20
3.2 Hermostolliseen ohjaukseen liittyvät vaikutukset .....	21
3.3 Rakenteelliset muutokset ja vaikutukset voimantuottoon .....	21

3.4 Tasapainoon liittyvät vaikutukset .....	24
4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	25
5 MENETELMÄT.....	26
5.1 Koehenkilöt .....	26
5.2 Harjoitteluprotokolla .....	27
5.3 Testiprotokolla ja käytetyt laitteet .....	27
5.4 Tilastollinen analyysi.....	34
6 TULOKSET.....	35
6.1 Tasapaino.....	35
6.2 Polven ojennuksen isometrinen maksimivoima .....	37
6.3 Nilkan ojennuksen isometrinen maksimivoima .....	38
6.4 Patellarefleksi .....	39
6.5 Kyykkyhyppyt .....	40
7 POHDINTA.....	46
7.1 Harjoittelujakso .....	46
7.2 Seurantamittaukset.....	51
7.3 Mahdolliset virhelähteet .....	51
8 JOHTOPÄÄTÖKSET .....	53
LÄHTEET.....	55

## JOHDANTO

Tilastokeskuksen ennusteen mukaan yli 65-vuotiaiden osuus Suomen väestöstä lähes kaksinkertaistuu vuosien 2010 ja 2050 välillä (17% -> 30 %). Vuoden 2019 lopussa Suomessa oli 874 314 vähintään 70-vuotiasta henkilöä. Heidän määränsä on kasvanut kolmessa vuodessa noin 100 000 hengellä (Suomen virallinen tilasto 2019).

Iän aiheuttamat rakenteelliset ja hermostolliset muutokset kuten sarkopenia, lihasvoiman ja voimantuottokyvyn heikkeneminen, sekä proprioseptisen järjestelmän taantuminen heikentävät toimintakykyä. Ikääntymisen myötä erityisesti alaraajojen lihasten voima vähenee, jolloin moni arkinen toiminto kuten portaiden kulkeminen tai tuolista nouseminen voi ikääntyneelle olla lähes maksimaalinen suoritus (Hortobágyi ym. 2003). Arvioiden mukaan yli 60-vuotiaista 5-13 prosentilla ja yli 80-vuotiaista 50 prosentilla lihasmassa on merkittävästi vähentynyt (Morley ym. 2014). Ikääntymisen myötä nopea voimantuottokyky laskee maksimivoimaa nopeammin (Izquierdo ym. 1999; Van Roie ym. 2018). Nopeaa voimantuotto on maksimivoimaa tärkeämpää silloin kun tasapaino yllättäen menetetään (Piirainen ym. 2010).

Vakavista kaatumisista aiheutuvat loukkaantumiset laskevat elämänlaatua ja lisäävät ennenaikaisen kuoleman riskiä. Jotta kyky liikkua ja hoitaa päivittäiset askareet säilyisi, on ikääntyneiden lihasvoiman säilyttäminen tärkeää. Ikääntymiseen liittyvä sarkopenia l. lihaskato tarkoittaa lihasmassan surkastumista ja lihasvoiman heikkenemistä. Sitä ilmenee naisilla miehiä useammin (Janssen ym. 2002). Heikko lihasvoima ja alhainen fyysisen toimintakyky liittyvät korkeampaan riskiin joutua sairaalahoitoon sekä huonompaan elämänlaatuun. Fyysinen harjoittelu parantaa tasapainoa, lihasvoimaa ja kestävyyttä, ja sillä on myös positiivisia psykologisia vaikutuksia (Cruz-Jentoft ym. 2010).

Tasapainotutkimuksia on tehty viime vuosikymmeninä runsaasti, mutta plyometrisen harjoittelun vaikutuksia ikääntyneillä on tutkittu suhteellisen vähän. On ajateltu plyometrisen harjoittelun sisältämien runsaiden ja nopeiden hyppyjen olevan ikääntyneille liian riskialttiita (Franchi ym. 2019). Plyometrisella harjoittelulla voidaan kuitenkin hidastaa lihasmassan ja voiman vähenemistä, sekä parantaa joidenkin tutkimusten mukaan tasapainon hallintaa ikääntyneillä (Cakar ym 2010; Park ym 2012; Piirainen ym. 2014). Tässä tutkielmassa tarkastellaan plyometrisen harjoittelun vaikutusta tasapainoon ja hermolihasjärjestelmän toimintaan nuorilla ja ikääntyneillä naisilla.

# **1 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN RAKENNE JA TOIMINTA**

## **1.1 Luustolihasrakenteen ja toiminta**

Lihaskudos voidaan jakaa rakenteellisten ja fysiologisten ominaisuuksiensa perusteella kolmeen päätyyppiin: poikkijuovainen lihas (l. luustolihas), sileä lihas ja sydänlihas. Luustolihakset ovat tahdonalaisia lihaksia, joiden pääasiallisina tehtävinä on liikuttaa kehon eri osia sekä säilyttää vartalon asento ja tasapaino. (Enoka 2008, 205; Kauranen & Nurkka 2010, 113; Nienstedt ym. 2009, 76). Useimmat luustolihakset ovat jänteiden välityksellä kiinni vähintään kahdessa eri luussa. Supistuessaan lihakset lähentävät näitä luita toisiinsa ja saavat aikaan liikkeen (Kauranen & Nurkka 2010, 113). Tästä käytetään myös nimitys luuranko- tai luustolihakset (Nienstedt ym. 2009, 76).

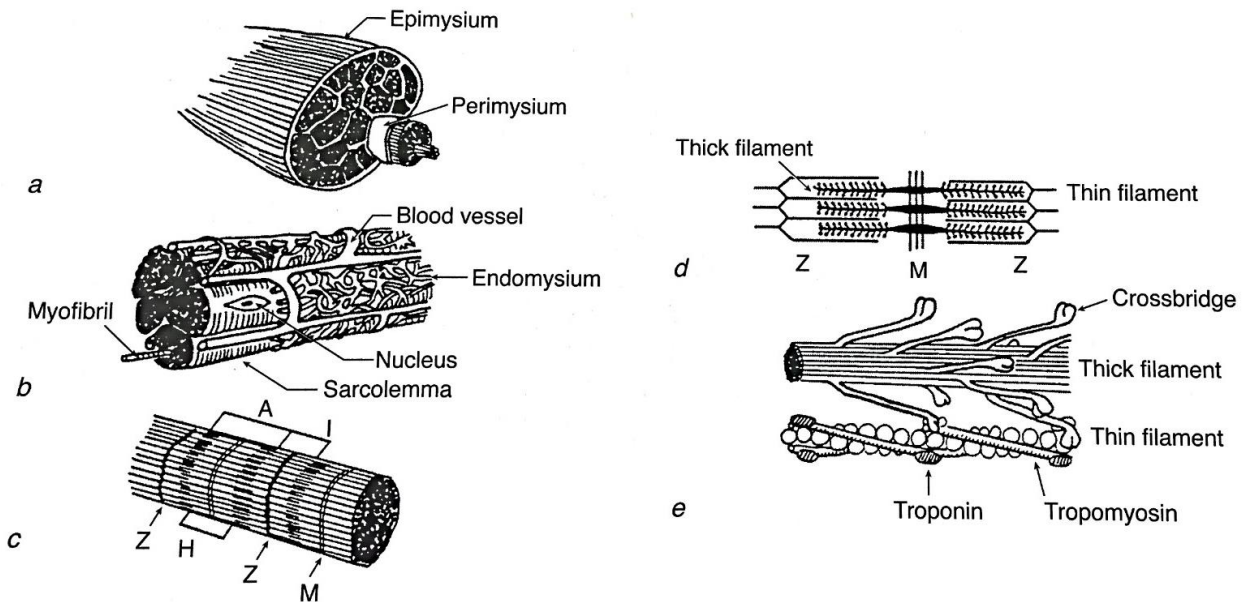
### **1.1.1 Lihaksen rakenne**

Luustolihas koostuu lihakseen nähden pituussuuntaisista, monitumaisista, 10-60 µm paksuista ja 1-400 mm pitkistä lihassyistä l. lihassoluista, jotka ovat ryhmittyneet solukimpuiksi (Enoka 2008, 205; Kauranen & Nurkka 2010, 118). Kukin lihassolu muodostuu niin ikään pitkittäissuuntaisista lihassäikeistä (fibrilleistä). Lihassäikeet puolestaan rakentuvat ohuista lihasfilamenteista. Filamentit koostuvat suurimmaksi osaksi kahdesta proteiinista, aktiinista ja myosiinista. Nämä muodostavat sarkomeereja, jotka vastaavat lihassolun supistumisesta. Sarkomeerit ovat luustolihasrakenteen toiminnan pienimpiä perusyksiköitä. (Enoka 2008, 207; Kauranen & Nurkka 2010, 120; McArdle 2010, 359; Nienstedt ym. 2009, 78).

Lihaskudoksessa on erilaisia, kollageenista rakentuvia sidekudoskalvoja. Jokaista lihassolua ympäröi ohut, verkkomainen tukirakenne, endomysium. Perimysium puolestaan sijaitsee lihassolukimppujen ympärillä. Sen pääasiallisena tehtävänä on toimia lihaksessa kulkevien verisuonten, imusuonten ja hermojen kulkureittinä lihaksen syvempiin osiin. Näiden lisäksi koko



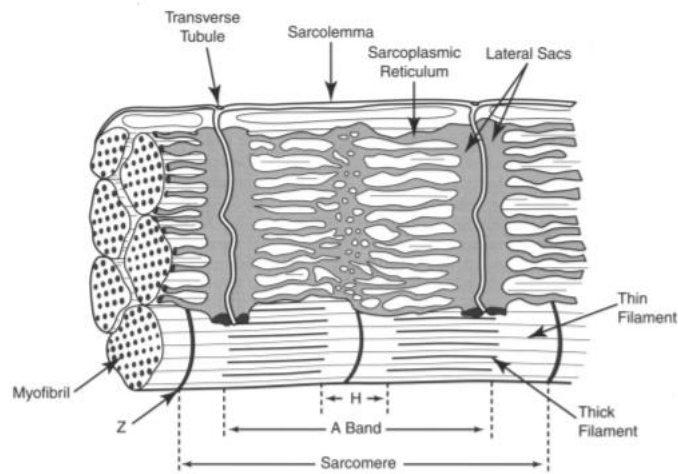
lihaksen ympärillä on lihaskalvo l. epimysium. Nämä sidekudoskalvot jatkuvat lihaksen kummassakin päässä jänteinä, joka kiinnittää lihaksen luihin (Kuva 1) (Enoka 2008, 206; Kauranen & Nurkka 2010, 116; McArdle 2010, 355).



KUVA 1. Luurankoliuksen poikkileikkaus (Enoka 2008, 206)

Lihassolut voidaan jakaa supistus- ja aineenvaihduntaominaisuuksiensa perusteella hitaisiin (I-tyyppi) ja nopeisiin (IIa- ja IIb/IIx-tyyppi). Hitaiden lihassolujen aineenvaihdunta tapahtuu aerobisesti, ne supistuvat hitaasti, ja kestävät hyvin väsymistä l. niiden kestävyysominaisuudet ovat hyvät. Voimantuotto sen sijaan on heikkoa. Nopeiden lihassolujen aineenvaihdunta puolestaan tapahtuu pitkälti anaerobisessa tilassa tapahtuvassa glykolyyssissä. Niillä on hyvät voimantuottoominaisuudet, ja ne supistuvat nopeasti. Kestävyysominaisuudet sen sijaan ovat heikot. Kaikista lihaksista löytyy sekä tyyppin I, että tyyppin II soluja, mutta tyyppien välinen jakauma vaihtelee eri lihasten ja ihmisten välillä (Burke ym. 1974; Enoka 2008, 222; Kauranen & Nurkka 2010, 123; McArdle 2010, 371)

Lihassolussa on kaksi putkijärjestelmää, T-putkisto ja solulimakalvosto (sarkoplasminen kalvosto). T-putkijärjestelmä sisältää solun ulkoista kudostettä. Se kulkee lihassolujen filamenttien suuntaisesti ja painuu välillä syvälle lihassoluun katkaisten samalla solulimakalvoston. Sen tehtävänä on johtaa aktiopotentiaali myös solun sisäosien sarkomeerien lähelle. Verkkomainen solulimakalvosto sijaitsee myös lihassolun filamenttien suuntaisesti, muodostaen välillä yhtenäisempiä pusseja (Kuva 2) (Enoka 2008, 206; Kauranen & Nurkka 2010, 119; McArdle 2010, 364; Nienstedt ym. 2009, 79).



KUVA 2. Sarkoplasminen kalvosto (Enoka 2008, 206)

### 1.1.2 Lihassupistus

Lihassupistus perustuu lihaksessa olevien aktiini- ja myosiinifilamenttien liikkeeseen toisiinsa nähden. Luurankolihasen supistumisen saavat aikaan aksonihaaraa pitkin tulevat hermoimpulssit, jotka kulkevat lihassoluun hermo-lihasliitoksen kautta (Nienstedt ym. 2009, 78).

Hermolihasliitokseen sisältyvät alfa-motoneuronin aksonin päässä oleva aksonipääte, presynaptinen kalvo, synapsirako, sekä lihassolun postsynaptinen kalvo. Liitoksen kemiallisena välittäjäaineena on asetyylikoliini (Kauranen & Nurkka 2010, 107). Yhteen lihakseen liittyy satoja motorisia hermosoluja, ja kukin niistä hermottaa ohjauksen vaatimasta tarkkuudesta riippuen 3-300 lihassolua (Kauranen & Nurkka 2010). Tahdonalainen lihaksen supistuminen saa alkunsa aivokuoresta. Primaariselta motoriselta aivokuorelta lähtee liikekäsky pyramidirataa pitkin lihakselle, jolloin se supistuu. (Kauranen & Nurkka 2010, 71; McArdle 2010, 378)

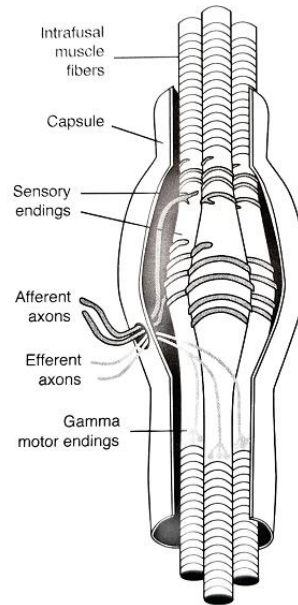
Kun lihakseen alfa-motoneuronin aksonia pitkin saapunut aktiopotentiaali saapuu motoriseen päätelevyyn, se leviää lihassyyn kalvoon ja lihassyyn sisään T-putkijärjestelmää pitkin. Aktiopotentiaalın depolarisaatioaallon levitessä T-putkijärjestelmään, vapautuu lihaksen sarkoplasmisesta kalvostosta kalsiumioneja jotka sitoutuvat troponiiniin. Troponiini siirtää tropomyosiinin pois aktiinin aktiivisten kohtien päältä, jolloin aktiini pääsee reagoimaan myosiinin kanssa. Tässä reaktiossa myosiinin ulkonevat päät tarttuvat kemiallisen sidoksen avulla kiinni aktiinin aktiiviseen kohtaan (poikittaissillan muodostuminen) ja kampeavat aktiinia ohitse. Yhdellä kampeamisella sarkomeerin pituuden muutos on ainoastaan n. 1 % sen alkuperäisestä pituudesta. Niinpä kampeamiset toistuvat: sidokset irtoavat ja myosiinin ulkonevat päät siirtyvät uusiin aktiinin aktiivisiin kohtiin. Filamentit liikkuvat toistensa lomiin, sarkomeerit lyhenevät ja lihas supistuu (Enoka 2008, 207; McArdle 2010, 359). Lihaksen supistusvoima riippuu ennen kaikkea aktiivisten motoristen yksiköiden lukumäärän lisäksi yksittäisten motoristen yksiköiden syttymisfrekvenssistä. Lisäksi siihen vaikuttaa mm. lihaksen poikkipinta-ala, lihastyötap, sekä lihaspituus (Keskinen 2007, 125).

### **1.1.3 Lihasten sensoriset reseptorit**

Sensoriset reseptorit l. proprioceptorit osallistuvat liikkeen ja liikkumisen säätelyyn. Ne ovat herkkiä venytykselle, voimalle ja paineelle ja tuottavat näin elimistölle tietoa sen tilasta sekä ympäröivistä olosuhteista. Sensoriset reseptorit välittävät tietoa keskushermostolle joka pystyy

saamansa informaation avulla tarkkailemaan ja ohjaamaan luusto-lihassysteemin tilaa. (Enoka 2008, 272; Mero 2007, 37). Proprioseptorit viestivät keskushermostolle pääasiassa kehon itsensä tuottamaa informaatiota, kun taas eksteroseptorit välittävät pääasiassa kehon ulkopuolelta tulevia signaaleja (Hiltunen ym. 2010, 238). Proprioseptoreihin kuuluvat lihasspindelit, jänne-elimet ja nivelreseptorit. Exteroseptoreita ovat silmät, korvat ja iho. (Enoka 2008, 256).

**Lihasspindelit** l. lihassukkulat ovat monimutkaisimpia ääreishermoston sensorisista reseptoreista. Ihmiskehossa on n. 2700 lihassukkulaa ja niitä on 6-1300 kpl/lihas. Lihasmassaan nähden lihasspindeleitä on eniten käsien ja niskan lihaksissa. Ne reagoivat lihassolun pituuden muutokseen sekä lihasvenytyksen nopeuteen (Kuva 3). (Enoka 2008, 252; Kauranen & Nurkka 2010, 132; Nienstedt ym. 2009, 488). Lihassukkulat ovat 5-10 mm pitkiä ja 80-250 µm paksuja reseptoreita jotka sijaitsevat lihaksen sisällä lihassyiden suuntaisesti. Lihassukkulaa suojaa sidekudosekapseli, jonka ulkopuolella olevia lihassyitä kutsutaan ektrafusaalisoluiksi. Lihassukkulan sisäpuolisia lihassyitä puolestaan kutsutaan intrafusaalisyiksi. Niitä on kahdenlaisia: säkki- ja ketjusyitä. Säkkisyitä on 1-4 kappaletta ja ne ovat joko dynaamisia tai staattisia. Ketjusyöt ovat pienempiä, ja niitä voi olla lihassukkulassa jopa 12 kappaletta. (Kauranen & Nurkka 2010, 132). Toisin kuin ektrafusaalisoluissa, intrafusaalisolussa on supistumaton keskialue, ainoastaan molemmissa päissä on supistuvia elementtejä. Kun lihas venyy, myös lihassukkula venyy. Mitä enemmän lihassukkula venyy, sitä tiheämmin sieltä lähtee viestejä selkäyttimeen. (Kauranen & Nurkka 2010, 134).



Kuva 3. Lihasspindel (Enoka 2008, 252)

Jokaisesta lihassukkulasta lähtee keskushermostoon tyypillisesti kaksi aistinhermon syytä, nopeampi 12-20  $\mu\text{m}$  paksuinen tyypin Ia-afferentti ja 4-12  $\mu\text{m}$  paksuinen tyypin II-afferentti. Kaikissa lihassukkuloissa ei ole tyypin II-afferenttia, mutta jokaisessa on tyypin Ia-afferentti hermosyö. Lihassukkulan aistitieto välitetään selkäyttimeen intrafusaalisista lihassyistä afferentteja hermosyitä pitkin. Efferenttien motoneuronien tehtävänä on hermottaa lihassoluja. Ekstrafusaalisoluja hermottavat efferentit alfa-motoneuronit ja intrafusaalisoluja hitaammat efferentit gamma-motoneuronit. (Enoka 2008). Lihaksen venytysnopeus korreloi alfa-motoneuroneja pitkin johtuvien impulssien määrän kanssa. Mitä hitaampi venytys, sitä vähemmän impulsseja. Tämän vuoksi pitkä ja rauhallinen venytys rentouttaa lihasta tehokkaimmin. (Kauranen & Nurkka 2010, 134).

Lihasten ja jänteiden liittymäkohdissa ja lihasten päissä sijaitsevat **Golgin jänne-elimet** ovat erittäin herkkiä niihin kohdistuville lihasjännityksen muutoksille. Lihaksessa Golgin jänne-elimä

on lihassukkuloita vähemmän, lihaksesta riippuen n. 30-90% lihassukkuloiden määrästä. Niillä ei myöskään ole motorista hermotusta, toisin kuin lihassukkuloilla. Golgin jänne-elimet säätelevät lihaksen supistumista ja estävät liian voimakkaat ja nopeat lihaksen supistumiset reagoimalla lihasjännitykseen. (Enoka 2008, 254; Kauranen & Nurkka 2010, 135; McArdle 2010, 395). Golgin jänne-elimet ovat 0.2-1 mm pitkiä ja 0.1-0.2 mm paksuja aistinelimiä. Ne sijaitsevat sarjassa lihassyihin nähden. Golgin jänne-elin kapselit sisältävät lihassolujen suuntaisia kollageenisäikeitä, joiden välissä kulkevat poikittain hermopäätteet. Kun lihassolu jänne-elimien ympärillä supistuu tai jänne venyy, kollageenisäikeet suoristuvat ja painavat hermopäitä synnyttäen sensorisen hermoimpulssin. (Enoka 2008, 254; Kauranen & Nurkka 2010, 135; McArdle 2010, 396).

Myös passiivinen lihasvenytys ja staattinen lihasjännitys saavat aikaan hermoimpulsseja vaikkakaan Golgin jänne-elin ei tuolloin aktivoidu (Kauranen & Nurkka 2010, 135; MacIntosh 2006, 49). Aktiivisen lihassupistuksen aikana Golgin jänne-elin lähettää selkäyttimeen erittäin tiheästi hermoimpulsseja Ib-tyypin afferentteja hermoratoja pitkin. Selkäytimessä impulssi synapsoi inhiboivan välineuronin kanssa, joka pyrkii estämään samaa lihasta hermottavan alfa-motoneuronin toimintaa. Samanaikaisesti alfa-motoneuronin hermottaman lihaksen antagonistilihakset aktivoituvat (MacIntosh 2006, 48). Tätä kutsutaan suojarefleksiksi ja sen tehtävänä on suojella lihasta liian nopeilta ja voimakkailta supistuksilta (Kauranen & Nurkka 2010, 135; Moore 2007).

Spindeleiden ja jänne-elinten lisäksi reseptoreihin kuuluu pienempiä paineeseen, lämpötilaan ja nivelten toimintaan liittyviä **nivelreseptoreita**, joiden toimintaa on vaikeampaa erotella yksityskohtaisesti sillä niiden sijainti, tyyppi ja toimintatavat voivat erota toisistaan paljonkin. (Enoka 2008, 255; Kauranen & Nurkka 2010, 136). Ruffinin päätteet jaotellaan staattisiin ja dynaamisiin nivelreseptoreihin. Ne koostuvat 2-6 kapseloituneesta keräsestä ja halkaisijaltaan 5-9 µm myeliinitupellisesta sensorisesta hermosta joka johtaa selkäytimen takapylväeseen. Ruffinin päätteet aistivat nivelen asentoa, liikkeitä, liikkeen kulmanopeutta sekä nivelen sisäistä painetta (Enoka 2008, 255; Kauranen & Nurkka 2010, 136). Pacinin keräset ovat pieniä, kapseloituneita

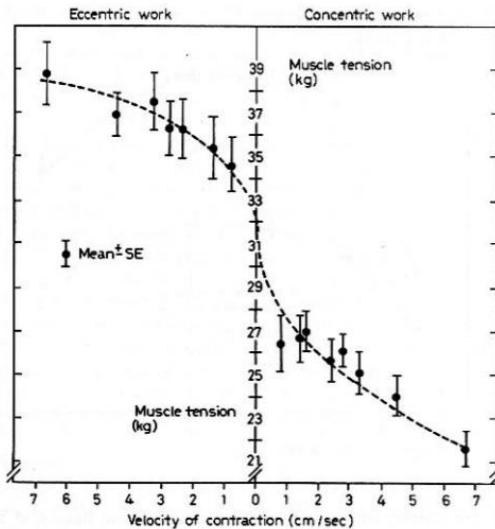
reseptoreita jotka sijaitsevat lähellä Golgin jänne-elimiä. Ne ovat värinä- ja paineaistin reseptoreita joissa keskellä olevaa 8-12 µm paksuista myeliinitupetonta hermosyötä ympäröivät ohuet sidekudossälöt. Pacinin keräset aistivat myös kiihtyvyyttä (Enoka 2008, 255; Kauranen & Nurkka 2010, 136; McArdle 2010, 396). Golgin päätteet muistuttavat Golgin jänne-elimiä. Ne ovat sukkulamaisia keräsiä joiden afferentti hermosyö on paksuudeltaan 13-17 µm. Nämä aistinelimet reagoivat nivelsiteiden venytykseen, erityisesti nivelen liikeratojen ääri rajoilla (Enoka 2008, 255; Kauranen & Nurkka 2010, 136).

#### **1.1.4 Luustolihas voimantuotto**

Luustolihas tuottama voima voidaan jakaa maksimi-, nopeus- ja kesto voimaan (Keskinen 2007, 125). Jako perustuu hermo-lihasjärjestelmän rekrytoitavien motoristen yksiköiden määrään ja tapaan, sekä energiantuotto vaatimukseen. Maksimivoimalla tarkoitetaan lihaksen tai lihasryhmän kertosupistuksessa tahdonalaisesti tuottamaa suurinta mahdollista voimatasoa. Voimantuotto aika on tällöin suhteellisen pitkä, n. 0,5 – 2,5 sekuntia. Maksimivoimatasoa ei pystytä ylläpitämään kovin kauaa, joten suoritukset ovat melko lyhytkestoisia (<5 s.). Nopeusvoima tarkoittaa kykyä tuottaa suurin mahdollinen voima suurimmalla mahdollisella nopeudella tai mahdollisimman lyhyessä ajassa jolloin voimantuotto aika on ainoastaan n. 100-300 millisekuntia. Kestovoimasta on kyse, kun tiettyä voimatasoa ylläpidetään pitkään tai kun lihas tai lihasryhmä tuottaa lihassupistuksia tietyssä ajassa lihasväsymystä aiheuttavalla kuormituksella. (Keskinen 2007, 125)

Lihassupistustapa jaetaan isometriseen ja dynaamiseen supistukseen, ja dynaaminen edelleen konsentriseen ja eksentriseen lihassupistukseen. Isometrisessä lihastyössä lihasjännekompleksin pituus ei muutu. Konsentrisessä lihassupistuksessa lihas supistuu ja lyhenee kun taas eksentrisessä lihastyössä tapahtuu lihasjännekompleksin pidentyessä l. venyessä (Keskinen 2007, 128; Mero 2007, 50). Lihaksen tuottama maksimivoima on suurinta eksentrisessä supistuksessa, seuraavaksi suurinta isometrisessä, ja pienintä konsentrisessä. Tämän lisäksi supistusnopeudella on merkitystä voimantuottoon: eksentrisessä lihassupistuksessa voimantuotto kasvaa, kun supistusnopeus

lisääntyy, konsentrisessa lihastyössä lihasten pienempi voimantuotto mahdollistaa suuremman supistusnopeuden (KUVA 4). (Komi 1973).



KUVA 4. Nopeus-voima-riippuvuus (Komi 1973)

Luonnollisessa lihastyössä toteutuu venymis-lyhenemissykli (SSC) jossa lihas ensin supistuu eksentrisesti ja heti sen jälkeen konsentrisesti. Aktiini- ja myosiinifilamenttien välisiin poikittaissiltoihin ja lihasjännekompleksin sidekudosrakenteisiin varastoituu elastista energiaa, joka luovutetaan lisävoimana, mikäli venytystä seuraa välitön konsentrisen supistus (Asmussen & Bonde-Petersen 1974; Bosco ym. 1982; Kawakami ym. 2002; Komi & Bosco, 1978)

## 1.2 Hermoston rakenne ja toiminta

Rakenteellisesti jaettuna hermosto koostuu keskushermostosta (aivot ja selkäydin) sekä keskushermostosta haarautuvasta ääreishermostosta (selkäydinhermot ja aivohermot). Afferentit sensoriset hermot kulkevat keskushermostoon selkäytimen takaosasta vieden sinne informaatiota ääreishermoston reseptoreilta. Efferentti osa l. motoriset hermot (liikehermot) lähtevät selkäytimen etuosasta. Ne kuljettavat keskushermostosta tietoa lihaksiin. Motoriset hermot jakautuvat



somaattiseen ja autonomiseen hermostoon. Somaattiset I. tahdonalaiset hermot liikuttavat luurankolihasia, kun taas autonomiseen hermostoon kuuluvat hermot joiden toimintaan ihminen ei voi tahdonalaisesti vaikuttaa. Autonominen hermosto jaetaan vielä sympaattiseen ja parasympaattiseen hermostoon. (McArdle 2010, 377; Mero 2007, 37).

### **1.2.1 Supraspinaalinen ohjaus**

Aivot ohjaavat yksilön liikkumista saamansa informaation perusteella. Aivokuori on motoriikan kannalta keskeisessä asemassa, sillä sinne saapuvat sensoriset nivelistä, lihaksista ja jänteistä tulevat vartalon ja raajojen asennoista, sekä kivusta ja lämpötilasta kertovat proprioseptiset aistimukset ja sieltä lähtevät liikekäskyt lihaksille. Proprioseptiset aistimukset tulevat nousevia hermoratoja pitkin talamuksen kautta primääriselle somatosensoriselle aivokuorelle, tyvitumakkeeseen ja pikkuaivoille. (Kauranen & Nurkka 2010, 163; McArdle 2010, 379; Schomburg 1990). Pikkuaivojen tärkeimmät tehtävät ovat liikkeen hienokontrolli ja tasapainokontrolli. Somatosensoristen viestien lisäksi pikkuaivot vastaanottavat tietoa myös aivokuorelta ja tasapainoelimiltä. (Enoka 2008, 285). Pikkuaivot ovat erityisen tärkeitä nopeissa lihastoiminnoissa, kuten esim. juoksussa (Stevanovic 2019, 681; McArdle 2010, 377). Primaarisella motorisella aivokuorella sijaitsevat yksittäisten lihasten tahdonalaisten liikkeen hermotuksesta vastaavat hermosolut. Kun primäärinen aivokuori on käsitellyt proprioseptoreilta saamansa tiedon, se lähettää käskyn lihaksille kortikospinaalirataa pitkin. (Devanne ym. 1997).

Kun motoriselta aivokuorelta lähtenyt signaali saa lihaksen supistumaan, somatosensoriset viestit lihasspindeleistä, jänne-elimistä tai lihasten yläpuolella sijaitsevista tuntereseptoreista palaavat takaisin keskushermoston hermosoluihin jotka aiheuttivat supistumisen. Tämä jatkuvasti saapuva palaute säättää käynnissä olevaa liikettä. Myös liikkeen aikainen näköaistin sekä vestibulaarijärjestelmän tuoma informaatio ovat tärkeitä. (Stevanovic 2019, 681).

## 1.2.2 Spinaalinen ohjaus

Selkäydintason koordinaatio vaikuttaa lihastoiminnan ajoitukseen, tasapainoon ja asennon ylläpitoon. Nämä toiminnot perustuvat selkäydintason refleksiin. Refleksi eli heijaste on nopea, tahdosta riippumaton tapahtuma, joka saa alkunsa reseptoriin kohdistuvasta ärsykkeestä. Tämä ärsyke lähetetään selkäyttimeen, jonka kautta aktiopotentiaali kulkee takaisin lihakseen. Tätä reittiä kutsutaan refleksikaareksi. Refleksi voi olla joko mono- tai polysynaptinen riippuen sen refleksikaaresta. Kun refleksikaari kulkee vain yhden synapsin kautta, kutsutaan sitä monosynaptiseksi. Polysynaptisesta heijasteesta taas on kyse silloin kun refleksikaari kulkee yhden tai useamman välineuronin kautta. (Kauranen & Nurkka 2010, 101; Silverthorn ym. 2010, 448).

Monosynaptinen venytysrefleksi lienee yksinkertaisin esimerkki refleksikaaresta. Kun lihas supistuu nopeasti, lihasspindelistä lähtee viesti Ia-afferenttia rataa pitkin alfamotoneuronialtaan kautta alfamotoneuroneita pitkin takaisin ko. lihakseen, joka supistuu (Pierrot-Deseilligny & Burke 2005, 87; Fellows ym. 1993). Useissa tutkimuksissa on nähty soleuslihasta mitattaessa EMG:ssä ensin lyhyen latenssiajan vaste (SLR) joka havaitaan n. 30-50 ms venytyksen jälkeen (Avela & Komi 1998; Kido 2004; Obata ym. 2010; Unhjem 2015) jota seuraa keskipitkä latenssi (MLR, n. 50-70 ms) (Pierrot-Deseilligny & Burke 2005, 87; Petersen 1998) ja pitkän latenssiajan vaste (LLR, n. 85-100 ms) (Fellows ym. 1993; Obata ym. 2010, Petersen 1998). LLR on luultavasti monimutkaisin vaste, ja on esitetty että siihen vaikuttaa myös tietoinen ajattelu (Fellows ym. 1993; Obata ym. 2010).

## **2 IKÄÄNTYMISEN VAIKUTUKSET HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAAN**

### **2.1 Muutokset hermostollisessa ohjauksessa**

Ikääntyminen aiheuttaa muutoksia motoristen yksiköiden, lihasten ja hermoratojen ominaisuuksissa. (Enoka 2008, 394; Sherrington 1925). Ihmisen ikääntyessä hermojen johtumisnopeus pienenee, mikä näkyy reaktioaikojen kasvuna (Palve & Palve 2018; Verdú ym. 2000). Tämän on esitetty ainakin osittain johtuvan sekä ääreishermostojen myeliinitupellisten että –tupettomien hermosolujen vähenemisestä (Jacobs & Love 1985) sekä jäljelle jäävien myeliinituppien rappeutumisesta (Verdú ym. 2000). Samanaikaisesti venytysrefleksin amplitudi voi laskea (Mynark & Kocejka 2001). Presynaptinen inhibitio muuttaa Ia-afferenttien tuomaa informaatiota (Kocejka & Mynark 2000, Morita ym. 1995) ja voi vaikuttaa pienentyneeseen refleksin amplitudiin. Myös lihasspindelien herkkyyden väheneminen voi osaltaan selittää iän tuomia muutoksia (Miwa ym. 1995).

Obata ym. (2010) tutkivat venytysrefleksin toimintaa tibialis anterior- ja soleuslihaksissa nuorilla ja ikääntyneillä levossa ja kevyellä supistuksella ja havaitsivat, että ikääntymisellä on vaikutusta venytysrefleksin amplitudiin. Vaikutus on kuitenkin erilainen tibialis anterior-lihaksessa kuin soleuksessa. Tibialis anterior-lihaksessa pitkän latenssiajan (LLR) amplitudi kasvoi selvästi, kun taas ikääntymisellä ei näyttänyt olevan vaikutusta lyhyen latenssiajan (SLR) amplitudiin. Soleuslihaksessa ikääntyminen sen sijaan kasvatti lyhyen latenssiajan (SLR) vastetta. Tutkijat esittävät eron johtuvan lihasten erilaisista neurologisista ja biomekaanisista ominaisuuksista. (Obata ym. 2010). Kallion ym. (2010) tutkimuksen mukaan H-refleksin amplitudi oli lihastyötavasta (isometrinen, konsentrinen tai eksentrinen) ja aktivaatitasosta riippuen ikääntyneillä 9-69 % pienempi kuin nuorilla. Tutkijoiden mukaan erot H-refleksin amplitudissa johtuvat ikääntyneiden suuremmasta pre-synaptisesta inhibitiosta. Ikääntyneet saattoivat myös käyttää antagonistilihaksia

eri tavalla kuin nuoret (Kallio ym. 2010). Scaglioniin ym. (2003) tutkimuksessa ikääntyminen ei vaikuttanut M-aallon johtumisaikaan, vaikka H-refleksin vasteaika kasvoi, joten näyttää siltä, että ikääntyminen vaikuttaa afferentteihin aksoneihin ja/tai synapseihin motoneuroneja enemmän. Tämän lisäksi lihasspindelien määrä voi laskea (Kararizou ym. 2005), millä voi olla vaikutusta motoriseen kontrolliin ja sitä kautta myös tasapainoon. McNeil ym. (2005) ovat tutkimuksessaan verranneet nuorten (27v), sekä iäkkäiden miesten (66 v ja <80) motoristen yksiköiden määrää tibialis anterior-lihaksessa. Ikääntymisen vaikutus tibialis anteriorin motoristen yksikköjen määrään näytti tutkimuksen mukaan selkeältä. Arvioiden mukaan 66-vuotiailla oli 40% ja 82-vuotiailla jopa 60% vähemmän motorisia yksiköitä kuin 27-vuotiailla (McNeil ym, 2005). Isometrinen voima ei kuitenkaan vähentynyt ennen kuin vasta 80 ikävuoden jälkeen, mahdollisesti rinnakkaisen uudelleenhermotuksen johdosta, jolloin jäljelle jääneiden motoristen yksiköiden koko kasvaa (McNeil ym. 2005).

Selkäydinhermojen ja motoristen yksiköiden rakenteellisten muutosten lisäksi myös supraspinaalisella tasolla nähdään muutoksia. Nämä muutokset liittyvät harmaan ja valkean aineen määrän ja valkean aineen koostumuksen muutoksiin. Harmaan aineen vähenemisen ajatellaan vaikuttavan motoriseen suorituskyykyyn (Giorgio ym. 2010; Sullivan ym. 1995). Valkean aineen tiheyden pienenemisen on ehdotettu liittyvän hidastuneeseen motoriseen suorituskyykyyn tehtävissä, joissa aivopuoliskoja käytetään vuorotellen (Sullivan 2001). Myös hidastunut tiedon prosessointi esim. valintojen nopeudessa liittyy valkean aineen koostumuksen muutoksiin ikääntyneillä (Kerchner ym. 2012).

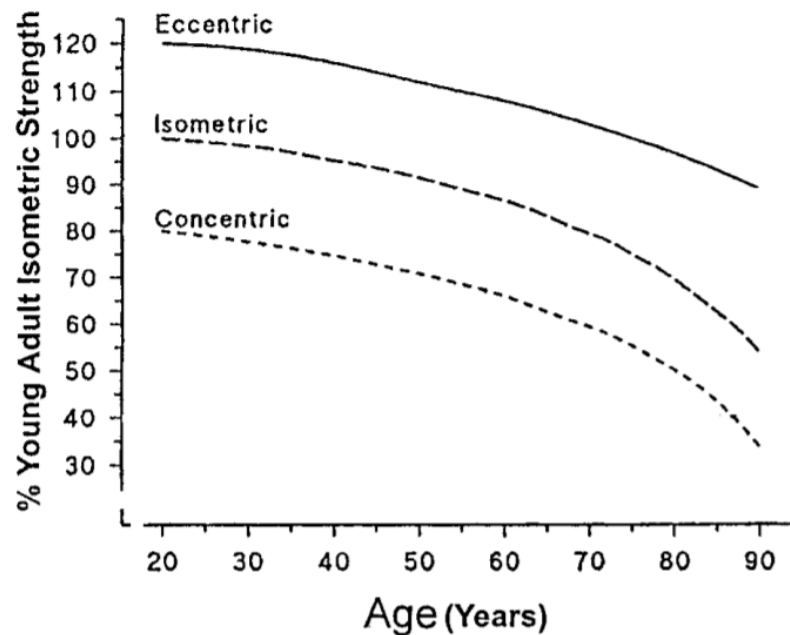
## **2.2 Rakenteelliset muutokset ja vaikutukset voimantuottoon**

Ikääntymisen myötä rasvaton kehonpaino, erityisesti lihasmassa vähenee. Ilmiötä kutsutaan sarkopeniaksi I. lihaskadoksi. Lihasmassan väheneminen johtuu sekä yksittäisen lihassolun pinta-alan pienenemisestä erityisesti nopeissa tyypin II lihassoluissa (Frontera ym. 2000) että lihassolujen lukumäärän vähenemisestä. Lihasmassan vähenemiseen liittyy lisääntynyt

sidekudoksen ja rasvan määrä (Vuori 2010, 286), jolloin kehon paino ei yleensä laske. Sarkopenian esiintyvyydessä sukupuolten välilläkin on eroa: Janssenin ym. (2002) poikittaistutkimuksen mukaan sarkopenian esiintyvyys yli 60-69 vuotiailla naisilla on 59 % ja miehillä 47 %. Yli 80 - vuotiailla naisilla esiintyvyys on 61 % ja miehillä 43 %. Kun kehon paino ei muutu, on samaa kuormaa liikutettava pienemmällä lihasmassalla. Hortobágyi ym. (2003) tutkivat keskimäärin 74- ja 22-vuotiaiden tuottamia reisilihasvoimia ja havaitsivat, että iäkkäämpien ryhmässä voimat olivat portaita noustessa 78 %, portaita laskeuduttaessa 88 % ja tuoilta noustessa 80 % mitatusta isometrisestä maksimista, kun taas nuorten ryhmässä vastaavat osuudet olivat 54 %, 42 % ja 42 %. Ikääntyneet joutuvat näin ollen käyttämään liikkueessaan lihaksiaan lähempänä maksimaalista suorituskykyään kuin nuoret.

Myös hermostolliset muutokset vaikuttavat voiman vähenemiseen. Kun nopeita lihassoluja hermottavat motoneuronit kuolevat (sarkopenia), syntyy lähellä olevissa I-tyypin lihassoluja hermottavissa motorisissa yksiköissä uusi haaraumia jotka alkavat hermottamaan II-tyypin lihassoluja (Larsson ym. 1979). Näin erityisesti tyypin II lihassolut vähenevät ja tyypin I motoristen yksikköjen koko kasvaa (Brown ym. 1988; Larsson & Ansved 1995; Stålberg ym. 1989). Tästä seuraa maksimi- ja nopeusvoiman heikkeneminen. Nopeusvoima näyttää kuitenkin heikentyvän maksimivoimaa enemmän, ja tällä voi olla vaikutusta tasapainoon. (Izquierdo ym. 1999; Van Roie ym. 2018). Sekä miehillä, että naisilla lihas- ja voimatasot ovat suurimmillaan 20-40 ikävuoden välillä (McArdle 2010, 843; Vuori 2010, 286). Tilanne pysyy melko stabiilina aina 50 ikävuoteen saakka, mikäli fyysinen aktiivisuus ja elintavat pysyvät suhteellisen samanlaisina (Vuori 2010, 286). Tämän jälkeen konsentrinen voima heikkenee useimmissa lihasryhmissä, voimatason laskun kiihtyessä 65 ikävuoden jälkeen (Bosco & Komi 1980; Häkkinen ym. 1995; Larsson ym. 1979; McArdle 2010, 843; Vandervoort & McComas 1986; Vuori 2010, 286). Eksentrisen lihasvoiman heikkeneminen alkaa myöhemmällä iällä ja etenee hitaammin (Kuva 5). Voiman heikkeneminen alaraajoissa etenee nopeammin kuin yläraajoissa ja myös erot eri ikäryhmien välillä ovat suurempia alaraajojen lihasvoimassa. (Frontera & Bigard, 2002; McArdle 2010, 843; Vandervoort (1992). Vandervoort havaitsi poikkileikkaustutkimuksessaan, että 60-90-vuotiaiden henkilöiden

puristusvoima ja kyynärnivelen koukistusvoima oli 66-85% nuorten aikuisten voimista. Sen sijaan plantaarifleksoreiden voima ja polven ojennusvoima olivat heikentyneet enemmän – iäkkäiden voimat olivat 55-75 % nuorten vastaavista voimista (Vandervoort 1992).



KUVA 5. Iän vaikutus maksimivoimaan (Vandervoort 2002).

### 2.3 Tasapainoon liittyvät muutokset

Tasapaino voidaan jakaa staattiseen ja dynaamiseen tasapainoon. Staattinen tasapaino tarkoittaa kykyä ylläpitää kehon asento silloin kun alusta tai ihminen itse ei liiku. Dynaaminen tasapaino on kykyä säilyttää tasapaino siirryttäessä liikkeen aikana. (Heebner ym. 2015). Yllättävissä, tasapainoa horjuttavissa tilanteissa hermolihasjärjestelmän tehokas toiminta on tasapainon säilyttämisen kannalta olennaista. Kulloinkin käytetty tasapainostrategia saattaa vaihdella iän, tilanteen, rakenteellisten tekijöiden ja motorisen suorituskvyn mukaan paljonkin (Muehlbauer ym. 2012). Nämä tasapainostrategiat jaetaan yleisesti nilkka-, lonkka- ja askelstrategioihin.

Nilkkastrategiaa käytetään yleensä pienissä tasapainon menetyksissä, kun taas lonkkastrategia otetaan käyttöön silloin, kun horjahdus on nopea tai alusta on epävakaata tai kapea. Kun edellä mainitut strategiat eivät riitä tasapainon säilyttämiseksi, tulee käyttöön askelstrategia (Granacher ym. 2011). Tasapainostrategiat voivat olla myös ennakoivia tai reaktiivisia. Ennakoiviin strategioihin voidaan lukea mukaan tahdonalaiset liikkeet ja lisääntynyt lihasaktiivisuus varauduttaessa tasapainohäiriöön. Reaktiivinen tasapainostrategia käsittää liikkeen tai lihastoiminnan, joka seuraa yllättävää häiriötä tasapainossa (Pollock ym. 2000).

Ikääntymisen myötä kyky ylläpitää tasapainoa heikkenee. Ikääntyneillä esiintyy nuoria enemmän huojuntaa ja he kävelevät hitaammin. Tasapaino- ja näköaistin sekä proprioseptisen järjestelmän toiminta heikkenevät. (Shaffer & Harrison 2007). Ikääntyneet näyttäisivät käyttävän nuoria enemmän eri tasapainostrategioita ja lihasaktiivisuutta tilanteissa, joissa tasapaino horjuu. Iän tuomat muutokset askelluksessa johtuvat todennäköisesti heikentyneestä ääreis- ja keskushermoston toiminnasta. (Granacher ym. 2012). Choy ym. (2003) mukaan ikääntyneet saattavat aktivoida antagonistilihaksia nuoria useammin pyrkiessään pitämään tasapainonsa. Lisäksi, kun kyseessä ovat hitaat tasapainohäiriöt, ikääntyneet aktivoivat proksimaalisia lihaksia ennen distaalisia ja käyttävät lantiostrategiaa tasapainon ylläpitämiseksi. Nuoret sen sijaan eivät käytä lantiostrategiaa vaan vastaavat tasapainohäiriöihin aktivoimalla ensin distaaliset, ja sen jälkeen proksimaaliset lihakset. Myös Horak & Nashner (1986) ovat tutkimuksessaan saaneet samankaltaisia tuloksia.

Ikääntymisen myötä reaktioaika hidastuu. Tällä on ilmeisesti keskeinen vaikutus tasapainon heikkenemiseen. (Lord ym. 1991). Reaktioajalla saattaa myös olla vaikutusta siihen, mikä tasapainostrategia valitaan (Sturnieks ym. 2012). Ikääntyneillä on havaittu nuoria enemmän agonisti- ja antagonistilihasten yhtäaikaista aktivoitumista asentoa ylläpitävissä lihaksissa (Shumway-Cook & Woollacott 1995, 222). Dietz (1998) on esittänyt, että tähän on syynä alaraajojen ojentajien polysynaptisten refleksien aktiivisuuden heikentyminen. Näiden esim. kävelyssä tasapainoa säätelevien refleksien heikentymistä kompensoidaan lisäämällä agonisti- ja

antagonistilihasten yhtäaikaista aktivaatiota vastustukseksi venytyksille ja äkillisille tasapainon menetyksille.

Myös lihasvoimalla on iso merkitys tasapainon hallinnassa. Ikääntyminen aiheuttaa lihasmassan, maksimivoiman, sekä voimantuottonopeuden vähenemistä. Myös muutokset lihas-jänneyksikön arkkitehtuurissa ja mekaanisissa ominaisuuksissa ovat osa ikääntymistä (Vandervoort 2002). Ikääntyneillä esiintyvä suurempi EMG-aktiivisuus pystyasennossa liittyy voimantuoton heikkenemiseen tasapainoa ylläpitävissä jalkalihaksissa. (Billot ym. 2010). Tasapainon ylläpidon kannalta keskeisiä lihasryhmiä ovat nilkan dorsi- ja plantaarifleksorit (Wolfson ym. 1995). Judge ym. (1995) havaitsivat tutkimuksessaan, että niillä iäkkäillä henkilöillä jotka eivät testissä pystyneet ylläpitämään tasapainoaan, nilkan dorsifleksoreiden voima oli 39 % ja plantaarifleksoreiden voima 34 % alhaisempi kuin niillä tutkittavilla jotka säilyttivät tasapainonsa. Myös polven ja lonkan ojentaja- ja koukistajalihakset ovat tasapainon säilyttämisen kannalta tärkeitä lihasryhmiä.

Sekä reaktionopeuden että voimantuottonopeuden heikentyminen liittyvät kaatumisiin ikääntyneillä. Horjahduksen jälkeinen tasapainon palauttaminen vaikeutuu, kun sekä lihasten aktivoituminen, että riittävän voimatason tuottaminen on hitaampaa (Tang & Woollacott 1996). Iäkkäillä henkilöillä joiden alaraajojen lihasvoima on heikentynyt, voi olla vaikeuksia palauttaa horjahtamisen jälkeen tasapainonsa aktivoimalla ainoastaan säären alueen lihaksia. Nopean tukiaskelen ottaminen on vaikeampaa kuin nuorilla, eikä se aina onnistu riittävän nopeasti (Thelen ym. 1997).



### **3 PLYOMETRINEN HARJOITTELU JA SEN VAIKUTUKSET HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAAN**

#### **3.1 Plyometrisen harjoittelun periaatteet**

Plyometrisen harjoittelun tarkoituksena on lisätä liikkeen voimaa hyödyntämällä sekä lihaksen että jänteen luonnollisia elastisia komponentteja ja venymisrefleksiä. Plyometrinen liike sisältää yleensä omalla kehonpainolla tehtäviä hyppyharjoitteita tai esim. erilaisia kuntopalloharjoitteita joihin liittyy olennaisesti venymis-lyhenemissykli (SSC). Lisäpainojen ei ole todettu hyödyttävän plyometrisessä harjoittelussa (de Villarreal ym. 2012). Venymis-lyhenemissyklissä ennalta aktivoitu lihas venyy (eksentrisen supistus) ja välittömästi tämän jälkeen lyhenee (konsentrisen supistus) (Komi 2000). Useissa tutkimuksissa (Asmussen ym. 1974; Cavanagh & Komi 1979; Kawakami ym. 2002) on todettu esivenytyksen voimistavan sitä seuraavaa konsentrista lihassupistusta. Tämä johtuu elastisen energian varastoitumisesta lihaksen elastisiin osiin i. jänteeseen ja sidekudokseen. Kun aktiivista lihasta venytetään, lihaksen elastiset osat varastoivat itseensä energiaa ja kun lihas supistuu välittömästi venytyksen jälkeen, ne purkavat varastoimansa energian liike-energiana. Olennaista elastisuuden tehokkaalle hyödyntämiselle on lihaksen venytystä seuraava välitön supistuminen, muussa tapauksessa elastinen energia muuttuu liike-energian sijasta lämpöenergiaksi. Lihasten elastisten osien osuuden voimantuotossa arvioidaan olevan noin 5-15 % (Cavagna 1977; Komi & Bosco 1978).

Asadin ym. (2016) meta-analyysin mukaan plyometristen harjoitusten tuloksiin voivat vaikuttaa mm. harjoitusten vaativuustaso, sukupuoli, ikä, liikunta-aktiivisuus sekä aiempi kokemus plyometrisestä harjoittelusta. Myös käytetyllä alustalla (kiinteä vs. pehmeä), sarjojen ja harjoitusten välisillä tauoilla, harjoittelutavalla (esim. horisontaalinen vs. vertikaalinen hyppyharjoittelu) sekä harjoitusten spesifisyydellä saattaa olla harjoitusvaikutusten kannalta merkitystä.

### **3.2 Hermostolliseen ohjaukseen liittyvät vaikutukset**

Plyometrinen harjoittelu lisää tutkimusten mukaan motoristen yksiköiden rekrytointia sekä syttymistiheyttä. On esitetty, että plyometrinen harjoittelu lisää venytysrefleksin herkkyyttä eksentrisessä vaiheessa, jolloin motorisia yksiköitä voidaan rekrytoida enemmän konsentrisessä vaiheessa (Chimera ym. 2004). Plyometrinen harjoittelu näyttäisi vähentävän Golgin jänne-elimen herkkyyttä jolloin lihasten elastiset komponentit kestävät paremmin venytystä (Hutton ym. 1992).

Muut mahdolliset hermostolliseen adaptaatioon liittyvät tekijät liittyvät lihasten agonistilihasten hermostollisen toiminnan kehittymiseen, muutoksiin jalkalihasten aktivointistrategioissa vertikaali-hyppyjen aikana (erityisesti esiaktiivisuusvaiheessa), plantar-flexon lihas-jännekompleksin mekaanisiin muutoksiin, lihasten koon ja/tai arkkitehtuurin muutoksiin sekä muutoksiin yksittäisten lihassyiden mekaniikassa. Myös lihasten sisäinen koordinaatio paranee (Chmielewski ym. 2006; Clark & Scott 2010; Lyttle ym. 1996; Potteiger ym. 1999.). Plyometrisen harjoittelun positiivisia vaikutuksia proprioseptiikkaan on myös raportoitu. Harjoittelu saattaa tehostaa proprioseptoreiden toimintaa siten, että viive lihakseen saapuvassa viestissä pienenee (Arazi & Asadi 2011; Hewett ym. 1996; Potteiger ym. 1999).

### **3.3 Rakenteelliset muutokset ja vaikutukset voimantuottoon**

Osteoporoosi I. luukato liittyy tavallisimmin ikääntymiseen. Naisilla luukato kiihtyy vaihdevuosien jälkeen, kun estrogeenituotanto loppuu. Luun kuormituksen puute on keskeistä osteoporoosin synnyssä, millään hormonaalisella menetelmällä tai ravintolisällä ei voida luukatoa ehkäistä (Vuori 2010). Markovicin & Mikulicin (2010) meta-analyysin mukaan pitempään jatkunut (3-5\*viikko, 5-12 kk) plyometrinen harjoittelu lisää luuntiheyttä lapsilla, nuorilla naisilla ja naisilla ennen menopaussia, mutta ei vaihdevuosi-ian ylittäneillä naisilla. Myöskään Vetrovsky ym. (2019) ei meta-analyysissään havainnut plyometrisen harjoittelun positiivisia vaikutuksia ikääntyneiden naisten luuntiheyteen tai rakenteeseen. Tutkijat kuitenkin muistuttavat, että luuston kunto yleensä

heikkenee ikääntymisen myötä, jolloin tutkimustulosta, jonka mukaan plyometrisella harjoittelulla pystytään ylläpitämään luuston kuntoa, voidaan pitää kliinisesti positiivisena tuloksena.

Useissa tutkimuksissa on havaittu plyometrisen harjoittelun lisäävän lihasjännekompleksin elastisten elementtien jäykkyyttä (stiffness), jolloin kyky kestää venytystä kasvaa (Fouré ym. 2010; Hirayama ym 2017; Kubo ym. 2007; Spurrs ym. 2003; Wu ym. 2010). Kubo ym. (2007) havaitsivat 12 viikon tutkimuksessaan, että plyometrinen harjoittelu lisäsi pudotushyppyjen aikaista nilkan jäykkyyttä 63,4 % ja paransi hyppysuoritusta. Tämä on linjassa Spurrs ym. (2003) tutkimuksen kanssa, jossa alaraajojen lihasjännekompleksin jäykkyys lisääntyi kuuden viikon harjoittelun myötä. On myös vastakkaisia tutkimustuloksia. Cornu ym. (1997) seitsemän viikon tutkimuksessa nilkan jäykkyys väheni 32.7%. ja Grossetin ym (2008) tutkimuksessa 21 %. Toisistaan poikkeavat tutkimustulokset voivat johtua monesta asiasta. (Fouré ym. 2010) esittää syyksi sitä, että Hillin mallin mukaan pitkittäisten elastisten komponenttien jäykkyys muodostuu passiivisesta osasta (lähinnä jänteestä ja aponeuroosista) ja aktiivisesta osasta 1 supistuvista elementeistä. Em. komponentit voivat reagoida harjoitukseen hyvin eri tavoin (Fouré ym 2010). Fouré ym (2010) esittää myös erilaisia mittaustekniikoita selitykseksi ristiriitaisiin tuloksiin.

Plyometrinen harjoittelu kehittää niin nopean voimantuoton ominaisuuksia, elastisen energian hyödyntämistä (Hirayama ym. 2017) kuin myös lihassolun supistumisnopeutta, tehontuottoa ja huippuvoimaa (Malisoux ym. 2006). Samat muutokset nähdään myös koko lihaksen tasolla. Myös Markovicin ja Mikulicin (2010) meta-analyysi osoitti plyometrisen harjoittelun parantavan alaraajojen nopeaa voimantuottoa. Myös akillesjänteen poikkipinta-alan kasvua on raportoitu. Poikkipinta-alan kasvu voisi tutkijoiden mukaan johtua esim. reaktiivisesta tendinopatiasta tai pysyvistä jänteen hypertofiasta (Houghton ym. 2013). Toisaalta Fouré ym. (2010) ja Kubo ym. (2007) eivät tutkimuksissaan havainneet merkitsevää muutosta poikkipinta-alan kasvussa.

Behrens ym. (2016) ovat tutkimuksessaan arvioineet plyometrisen harjoittelun vaikutusta maksimaaliseen tahdonalaiseen lihassupistukseen (MVC) isometrisessä, konsentrisessa ja eksentrisessä supistuksessa. Tutkimuksessa MVC parani tilastollisesti merkitsevästi kaikilla eri lihastyötavoilla. Myös mm. Foure ym (2010) ja Grosset ym.(2008) ovat tutkimuksissaan havainneet MVC:n parantuvan.

Plyometrinen harjoittelu näyttäisi lisäävän tahdonalaisen lihasaktivaation lisäksi myös lihaksen hypertrofiaa (Kubo 2007, Malisoux ym. 2006). Myös lyhytaikainen plyometrinen harjoittelu yhdistettynä vastusharjoitteluun saattaa aiheuttaa jonkin verran hypertrofiaa tyypin I ja tyypin II lihassoluissa. Tämä on kuitenkin yleisesti ottaen vähäisempää kuin vastusharjoittelulla saavutettu lihaskasvu ja näyttää olevan yleisempää polven ojentajalihaksissa kuin pohkeessa. Näyttäisi siltä, että hypertrofia (Häkkinen ym. 1985; Perez-Gomez ym. 2008) ja agonistilihasten parantunut hermostollinen ohjaus (Häkkinen ym. 1985) ovat todennäköisimmät selitykset yhdistetystä plyometria- ja vastusharjoittelusta saadulle lihasvoiman kasvulle.

Tutkimustulokset plyometrisen harjoittelun vaikutuksista lihassolujakaumaan ovat ristiriitaisia ja vähäisiä. Malisoux ym. (2006) havaitsivat tutkimuksissaan tyypin II-lihassolujen määrän kasvun vastus lateraliksessa. Kyröläinen ym. (2005) ja Potteiger ym. (1999) puolestaan eivät havainneet mainittavia muutoksia eri lihassolumäärissä lateral gastrocnemiuksessa (Kyröläinen) ja vastus lateraliksessa (Potteiger). PLY yhdistettynä vastusharjoitteluun näyttäisi Perez-Gomezin ym. (2008) mukaan lisäävän merkitsevästi tyypin IIa-lihassolujen osuutta vastus lateraliksessa. Häkkinen ym. (1990) puolestaan eivät saaneet vastaavia tuloksia. Myöskään PLY yhdistettynä kestävyysharjoitteluun ei näyttäisi muuttavan vastus lateraliksien lihastyypijakaumaa. Eläintutkimuksissa saatujen tulosten mukaan on mahdollista, että lihassolutyypimuutokset ovat lihaskohtaisia (Markovic & Mikulic 2010).

### 3.4 Tasapainoon liittyvät vaikutukset

Useissa tutkimuksissa on todettu plyometrisen harjoittelun parantavan tasapainoa (Cherni ym. 2019; Myer ym. 2006; Piirainen ym. 2014; Witzke & Snow 2000). Witzken & Snown (2000) yhdeksän kuukauden tutkimuksessa arvioitiin plyometrisen harjoittelun vaikutusta staattiseen tasapainoon 13-15 vuotiailla tytöillä. Plyometrinen harjoittelu paransi tasapainoa tilastollisesti merkitsevästi. Tutkijat esittävät, että tasapainon parantuminen johtui harjoitusohjelmasta, joka sisälsi useita sivuttaissuuntaisia liikesarjoja jotka aktivoivat lonkan lähentämiseen ja loitontamiseen sekä polven ja nilkan vakauttamiseen käytettäviä lihaksia ja hermoroja eli juuri tasapainoon vaikuttavia elementtejä. Myös Myer ym. (2006) osoitti tutkimuksessaan, että yhden jalan hypyssä sivuttaissuuntainen tasapaino parani seitsemän viikon plyometrisen harjoittelun jälkeen ja ehdottivat että tulos on seurausta harjoitteluadaptaatiosta.

Piirainen ym. 2014 vertasivat 12-viikon tutkimuksessaan plyometrisen ja pneumaattisen voimaharjoittelun vaikutusta 60-70-vuotiaitten miesten hermolihaskäytännön toimintaan ja dynaamiseen tasapainoon. Dynaaminen tasapaino parani kummassakin ryhmässä tilastollisesti merkitsevästi jo neljän viikon harjoittelun jälkeen. Tutkijoiden mukaan lisääntynyt hermostollinen ohjaus saattaisi selittää pneumaattisen harjoittelun vaikutukset tasapainoon, kun taas plyometrisen harjoitteluryhmän tuloksia voisi lisäksi selittää kasvanut refleksikaaren aktiivisuus sekä parantunut elastisen energian hyödyntäminen (Piirainen ym. 2014).

Lisääntynyt proprioseptinen viestintä saattaa myös vaikuttaa tasapainoa parantavasti. Cherni ym. (2019) seurasivat kahdeksan viikon tutkimuksessaan plyometrisen harjoittelun vaikutuksia 18-27 vuotiaiden naiskoripalloilijoiden dynaamiseen tasapainoon. Tilastollisesti merkitsevä parannus nähtiin sivuttaissuuntaisessa (medio-lateral) tasapainokontrollissa. Tutkijat arvioivat tämän voivan selittyä parantuneella ennakoivalla liikkeen säätelyllä jolloin tarvittavia lihaksia aktivoidaan ennen maahan osumista sekä lisääntyneellä proprioseptisellä viestinnällä.

## 4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Useissa tutkimuksissa on todettu plyometrisen harjoittelun parantavan tasapainoa niin nuorilla kuin ikääntyneilläkin (Cherni ym. 2019; Myer ym. 2006; Piirainen ym. 2014; Witzke & Snow 2000). Markovicin ja Mikulicin (2010) meta-analyysin mukaan plyometrinen harjoittelu joko yksin tai yhdistettynä muihin harjoittelumotoihin voi parantaa hermolihasjärjestelmän toimintaa monin tavoin. Jo lyhyt 6-15 viikon harjoittelujakso voi aiheuttaa eri elastisen komponenttien jäykkyyteen muutoksia. Lisäksi mm. alaraajojen voima, teho ja venymis-lyhenemissyklin toiminta paranee. Ikääntyneitä naisia on tutkittu nuoria vähemmän, mutta plyometrisen harjoittelun vaikutukset näyttäisivät olevan saman suuntaisia iästä riippumatta. Tämän tutkimuksen tarkoitus oli selvittää plyometrisen harjoittelun vaikutusta iäkkäiden ja nuorten naisten tasapainoon ja hermolihasjärjestelmän toimintaan.

Tutkimuskysymykset:

1. Miten plyometrinen harjoittelu vaikuttaa naisten tasapainoon ja hermolihasjärjestelmän toimintaan?
2. Vaikuttaako plyometrinen harjoittelu eri tavalla eri-ikäisten naisten tasapainoon ja hermolihasjärjestelmän toimintaan?

Hypoteesit:

1. Plyometrinen harjoittelu parantaa tasapainoa ja hermolihasjärjestelmän toimintaa niin nuorilla kuin ikääntyneilläkin naisilla.
2. Plyometrisen harjoittelun vaikutuksissa ei ole eroa ryhmien välillä.

## 5 MENETELMÄT

### 5.1 Koehenkilöt

Tutkittavina oli vapaaehtoisia nuoria (n = 9, 18-30 v) ja ikääntyneitä (n = 10, 60-70) naisia. Taulukossa 1 ovat tutkittavien perustiedot. Tutkittavat olivat perusterveitä ja liikunta-aktiivisuudeltaan ikäryhmänsä keskimääräisiä edustajia.

TAULUKKO 1. Tutkittavien perustiedot

	Naiset nuoret (N = 9)			Naiset iäkkäät (N = 10)		
	KA		SD	KA		SD
<b>Ikä (v)</b>	23	±	3	63	±	3
<b>Pituus (cm)</b>	163	±	6	161	±	3
<b>Paino (kg)</b>	64.5	±	10.7	68.7	±	9.5
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	24.2	±	3.9	26.4	±	3.2

Ennen tutkimuksen alkua ikääntyneet kävivät lääkärintarkastuksessa, jossa mitattiin sydänkäyrä (EKG) ja verenpaine. Lisäksi lääkäri arvioi tuki- ja liikuntaelinten toimintakunnon sekä tutkittavan soveltuvuuden tutkimukseen. Poissulkukriteereinä olivat sydänkäyrässä esiintyvät poikkeamat, liian korkea verenpaine (systolinen paine > 165), sekä tuki- ja liikuntaelinten vammat ja/tai sairaudet. Tutkittavat perehdytettiin tutkimusprotokollaan ennen suostumuslomakkeen allekirjoittamista. Testattavat yksilöitiin numerokoodeilla, joten heidän henkilötietonsa eivät tule esiin tutkimuksen aikana.

## 5.2 Harjoitteluprotokolla

Alku- ja loppumittausten välisenä aikana testattavat harjoittelivat neljän viikon ajan. Ensimmäiset kolme viikkoa harjoituskertoja oli 2 kertaa viikossa ja viimeisellä viikolla 3 kertaa. Kukin harjoitus sisälsi kuusi räjähtävää hyppyä kelkkaergometrillä jatkuvana hyppelynä. Sarjoja oli viisi. Kunkin sarja välillä oli kolmen minuutin palautumisaika. Hypyissä testattavia ohjeistettiin mahdollisimman nopeaan kontaktiin, tavoitteena 120 asteen polvikulma. Polvikulmaa kontrolloitiin goniometrin ja tietokoneelta luettavan korkeuskäyrän avulla. Kelkkaergometrin kaltevuuskulma oli sama kuin testeissä l. 23 astetta.

Tutkittavat tekivät myös lihaskuntoharjoituksia. Ensimmäisellä viikolla toistomäärä oli 12, toisella 10, ja tästä eteenpäin 8 toistoa kullekin testattavalle mitoitettulla kuormalla. Sarjoja tehtiin kolme. Sekä sarjojen että laitteiden välillä oli minuutin palautusaika. Liikkeinä olivat ylävartalon kierto istualtaan, ylävartalon ojennus (selkäpenkissä), ylävartalon koukistus (vatsalihaspenkissä), ylätalja ja punnerruspenkki. Laitteina olivat HUR:n (Hurlabs Oy, Tampere, Finland) pneumaattiset kuntosalilaitteet.

## 5.3 Testiprotokolla ja käytetyt laitteet

Alku- ja loppumittausten välinen aika oli viisi viikkoa (viikosta 42 viikkoon 47). Alkumittaukset tehtiin viikolla 42. Syysloma osui viikolle 43, jonka vuoksi neljän viikon harjoittelujakso suoritettiin viikolla 44-47. Loppu- ja seurantamittausten väli oli seitsemän viikkoa. Mittauspäivinä tutkittavilta mitattiin tasapainon horjituksen aiheuttamat siirtymät, polven- ja nilkan ojennuksen isometriset maksimivoimat, patellan refleksivaste, staattisen kyykkyhypyn aikainen lihasaktiivisuus soleus-, gastrocnemius medialis-, tibialis anterior-, vastus lateralis- ja biceps femoris-lihaksista, sekä kyykkyhypyn korkeus. Ennen mittauksia tutkittavat lämmittelivät kuntopyörällä 8 minuuttia 80 W:n teholla. Kaikki mittausinformaatio kerättiin 1000 Hz taajudella ja tallennettiin Spike 2 ohjelmaan (CED Ltd., Cambridge, England) jatkoanalyysia varten.



**Tasapainomittauksissa** käytettiin Jyväskylän yliopiston valmistamaa tasapainohäiriölautaa (Piirainen ym. 2013). Testattavien seisoessa laudalla, heille aiheutettiin kymmenen tasapainohäiriötä / suunta, anterior (lauta liikahti eteepäin) - posterior (lauta liikahti taaksepäin) suunnassa (Kuva 6). Laudan nopeus oli 15 cm/s. Kursoriväli 1-2 on tilanne ennen horjutusta, 2-3 on horjutus (perturbation), ja kursorien 3-4 väli on horjituksen jälkeinen siirtymä (recovery) (kuva 7). Tuloksista laskettiin painepisteen (COP, centre of pressure) poikkeama momenttien ja voimien perusteella.



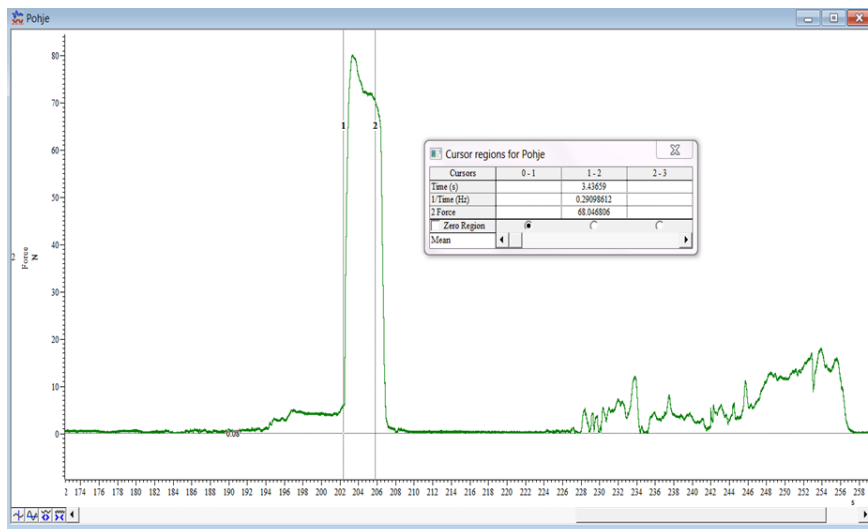
KUVA 6. Tasapainomittaus.



**Nilkan ojennuksen isometrinen maksimivoima** mitattiin oikeasta jalasta Jyväskylän yliopiston valmistamalla voimadynamometrilla. Koehenkilö istui laitteessa jalkapohjat vasten voimalevyä. Lantion kulma oli 110, ja polvikulma 180 astetta. Koehenkilöä kannustettiin tuottamaan voimaa mahdollisimman paljon ja nopeasti. Mittaus tehtiin kolme kertaa, minuutin tauolla (Kuva 9). Analyysiin valittiin tulos, jossa oli suurin voimantuotto. Sekä polven, että nilkan ojennuksen isometrinen maksimivoima analysoitiin Spike 2-ohjelmalla (Kuva 10).

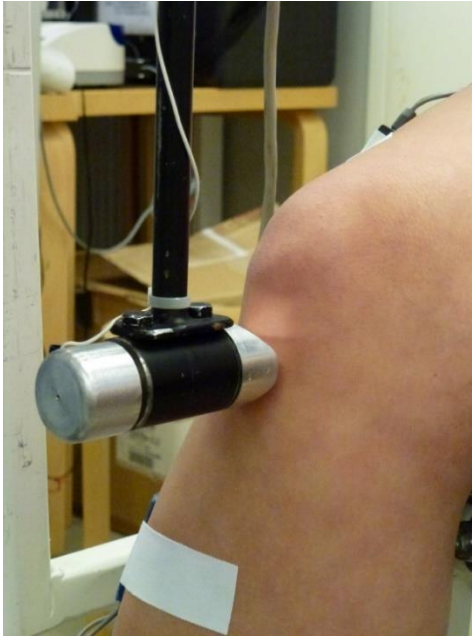


KUVA 9. Nilkan ojennuksen isometrisen maksimivoiman mittaaminen voimadynamometrilla.

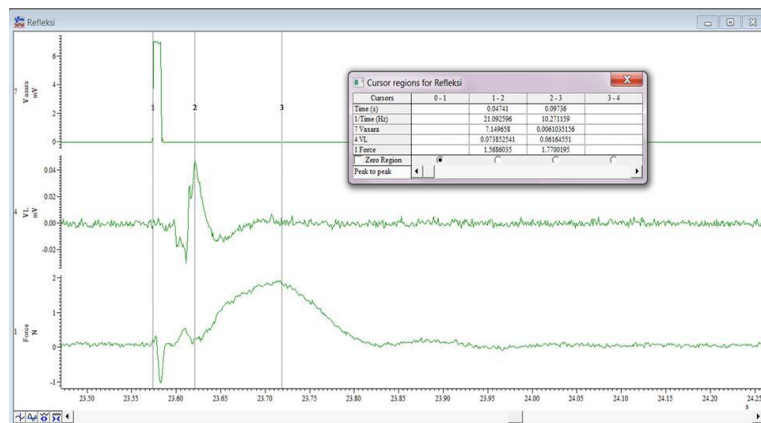


KUVA 10. Isometrisen maksimivoiman datan analysointia Spike2-ohjelmalla.

**Patellarefleksin** mittauksessa vasaralla napautettiin patellan ja sääriluun yläpään väliin 5 kertaa 15 sekunnin välein. Vasara kohdistettiin sääriluun kyhmyn ja patellan alareunan puoleen väliin, jalan keskilinjalle. Osumahetkellä vasaran kulma oli 90 astetta (Kuva 11). Refleksin raakadata analysoitiin Spike2-ohjelmalla (Kuva 12). 1. kursori on vasaran iskun kohdalla, 2. kursori vastus lateralis-lihaksen EMG-käyrän korkeimmassa kohdassa (peak). Time näyttää reaktioajan.



KUVA 11. Patellarefleksin mittaaminen.



Kuva 12. Patellarefleksin raakadatan analysointia Spike2-ohjelmalla.

**Kyykkyhyppy** suoritettiin Jyväskylän yliopiston valmistamassa kelkkaergometrissä (Kuva 13), jossa kaltevuuskulma oli 23 astetta. Ergometrin ponnistusalustaan oli kiinnitetty voimalevy, jonka avulla analysoitiin testattavan tuottama voima. Lisäksi kelkassa oli sähköinen korkeusmittari, jonka avulla voitiin tutkia kelkan korkeutta portaattomasti. Kyykkyhyppyissä polvikulma oli 90 astetta. Testattavia ohjeistettiin suorittamaan hyppy staattisesta lähtötilanteesta maksimaalisesti. Testaajat seurasivat hyppyjen onnistumista silmämääräisesti ja lisäksi myös tietokoneen näytöltä Spike2-ohjelman avulla. Tavoitteena oli saada kolme onnistunutta kyykkyhyppyä, joista valittiin analysoitavaksi korkein.

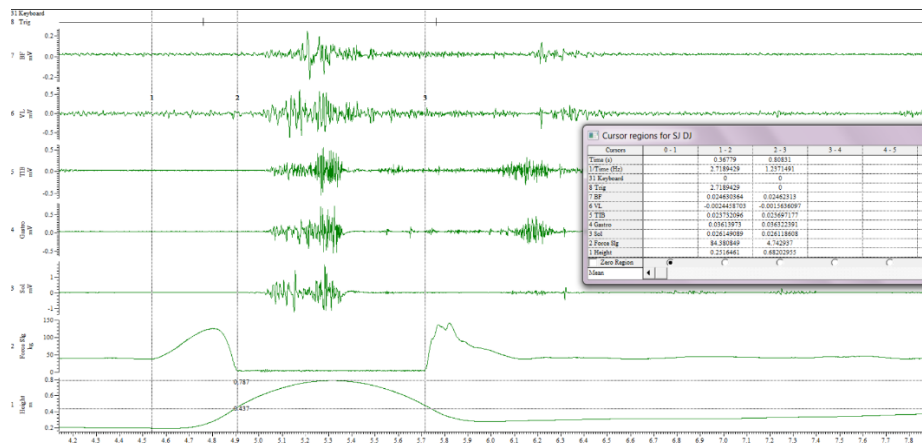
Kyykkyhyppyjen aikana mitattiin myös hypyn konsentrisen vaiheen soleus-, gastrocnemius medialis, tibialis anterior-, vastus lateralis- ja biceps femoris-lihasten **EMG-aktiivisuutta**. Mittauksissa kaikkien tutkittavien lihasten päälle kiinnitettiin kaksipuoleisella teipillä kaksinapaiset EMG-pinta-elektrodit (Ag/AgCl) joissa napojen väli oli 2 cm. Ennen kiinnittämistä elektrodien kiinnityskohdasta poistettiin ihokarvat partahöylällä, jonka jälkeen kuollut ihosolukko poistettiin varovasti hiekkapaperilla. Lopuksi iho desinfioitiin. Elektrodien ja ihon väliin laitettiin elektrodipastaa signaalien johtavuuden parantamiseksi. Lopuksi elektrodien kiinnitys varmistettiin teipillä. Elektrodin impedanssi mitattiin yleismittarilla ja mikäli tulos oli yli 7 k $\Omega$ , iho puhdistettiin ja elektrodit kiinnitettiin uudelleen.

Elektrodit kiinnitettiin SENIAM-suositusten mukaisesti (Hermens 2000). Elektrodit liitettiin Noraxonin langattomiin lähettimiin (DTS, Noraxon, Scottsdale, USA). Lähettimestä data (taajuus 1000 Hz) siirrettiin langattomasti ensin Noraxon TeleMyo DTS-lähettimelle, josta tieto lähetettiin edelleen Noraxon TeleMyo 2400R G2-vastaanottimeen. Data suodatettiin välille 15 – 500 Hz. EMG:n kokonaisviive oli 512 ms (Noraxonin lähettimen viive 312 ms ja vastaanottimen viive 200 ms). Näin pyrittiin minimoimaan langattomasta siirrosta johtuvaa datan menettämistä. A/D-muunnin oli CED Power 1401 (CED Ltd., Cambridge, Englanti) ja esivahvistin For Amps v.1.2. 33 (Jyväskylän yliopisto, Suomi). Mittausdata analysoitiin Spike 2-ohjelmistolla (CED Ltd., Cambridge, England). EMG-signaalit tasasuunnattiin ja niistä korjattiin laitteiston aiheuttama viive (time shift) -0.512ms.

(Kuva 14). Alimpana on hyppykorkeus, seuraavana voima, jonka jälkeen EMG signaalit näiden yläpuolella. Pystykursorien 1-2 välissä näkyy konsentriin vaihe ja kursorien 2-3 välissä lentoaika.



KUVA 13. Kyykkyhyppy kelkaergometrissa.



KUVA 14. Kyykkyhypyn raakadatan analysointia Spike 2-ohjelmalla.

## 5.4 Tilastollinen analyysi

Mitatuista muuttujista laskettiin ryhmien sisällä keskiarvot ja keskihajonnat (keskiarvo  $\pm$  SD). Tilastollisessa analyysissä käytettiin SPSS tilastointiohjelmistoa (SPSS Inc., Chicago, IL, USA, v. 24). Muuttujien normaalijakautuneisuus määritettiin Shapiro-Wilk-testillä. Normaalijakautuneiden muuttujien analysointiin käytettiin kaksisuuntaista toistettujen mittausten varianssianalyysia (Two-Way RM ANOVA). Päämuuttujina olivat harjoittelu ja ryhmä. Myös päämuuttujien yhteisvaikutusta (harjoittelu \* ryhmä) tarkasteltiin. Mikäli tilastollista merkitsevyyttä ei havaittu ( $p > 0.05$ ), analyysi keskeytettiin. Jos sen sijaan tilastollisia merkitsevyyksiä löytyi, analyysia jatkettiin pairwise comparisonin avulla. Tulokset olivat tilastollisesti merkitseviä, jos  $p < 0.05$ .

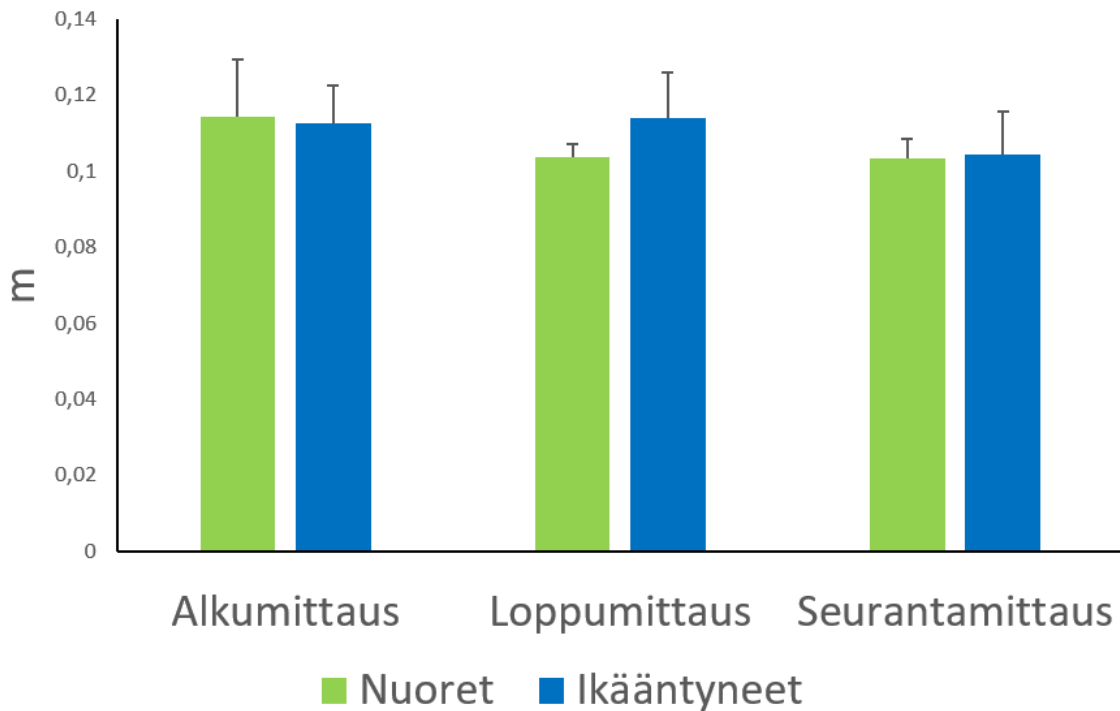
## 6 TULOKSET

### 6.1 Tasapaino

Tasapainosta analysoitiin posterior-suuntaisen häiriön aikainen ja sen jälkeinen siirtymä.

#### Posterior-suuntaisen häiriön aikainen siirtymä

Harjoittelu ei vaikuttanut posterior-suuntaisessa tasapainohäiriössä häiriön aikaisiin siirtymiin tilastollisesti merkitsevästi (harjoittelu;  $F=3.071$  ja  $p=0.065$ ), mutta tulosta voidaan kuitenkin pitää suuntaa antavana. Tulokset olivat samansuuntaiset kummallakin ryhmällä l. yhdysvaikutusta ei havaittu (harjoittelu\*ryhmä;  $F=1.197$  ja  $p=0.320$ ). Ryhmien välillä ei ollut eroja missään aikapisteessä (ryhmä;  $F=0.740$  ja  $p=0.406$ ) (Kuva 15).

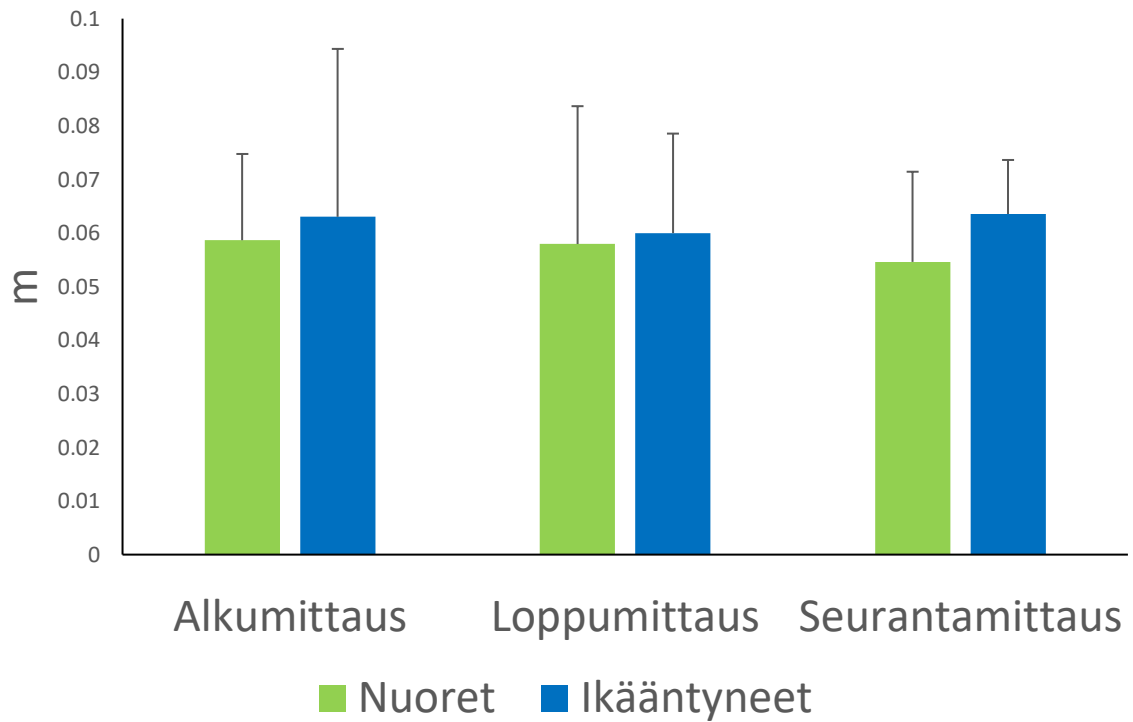


KUVA 15. Posterior-suuntaisen tasapainohäiriön aikaiset siirtymät metreinä.



### Posterior-suuntaisen häiriön jälkeinen siirtymä

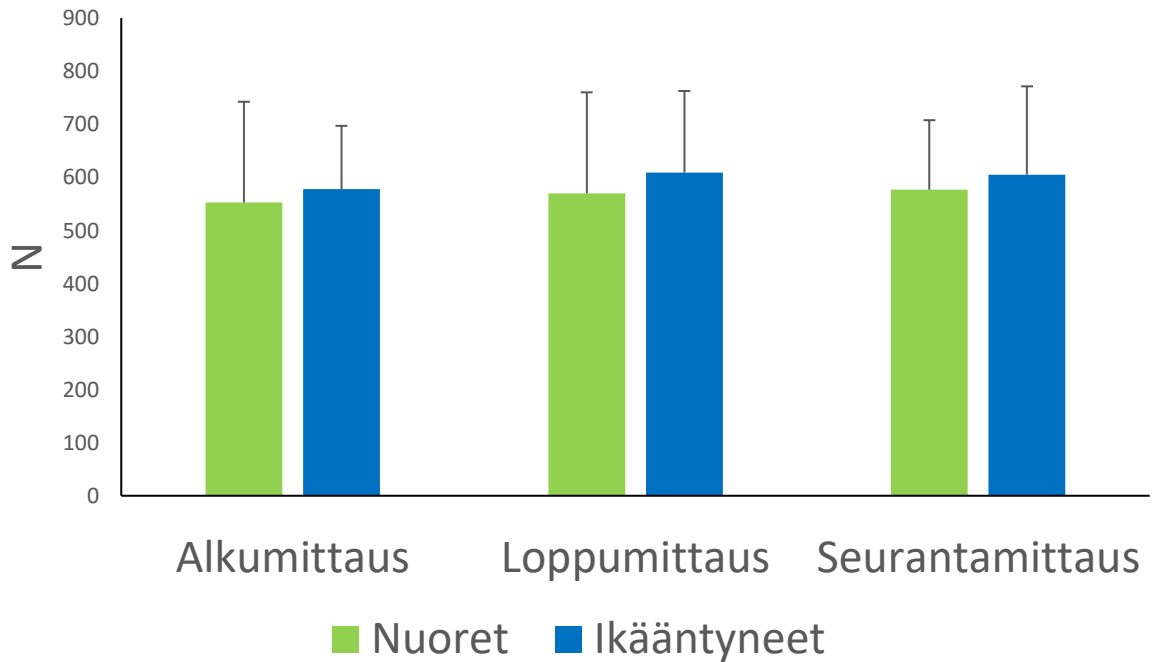
Harjoittelu ei vaikuttanut myöskään posterior-suuntaisen häiriön jälkeisiin siirtymiin (harjoittelu;  $F=0.043$  ja  $p=0.958$ ). Tulokset olivat samansuuntaiset kummallakin ryhmällä l. yhdysvaikutusta ei havaittu (harjoittelu\*ryhmä;  $F=0.120$  ja  $p=0.888$ ). Ryhmien välillä ei ollut eroja missään aikapisteessä (ryhmä;  $F=0.337$  ja  $p=0.573$ ) (Kuva 16).



KUVA 16. Posterior-suuntaisen tasapainohäiriön jälkeiset siirtymät metreinä.

## 6.2 Polven ojennuksen isometrinen maksimivoima

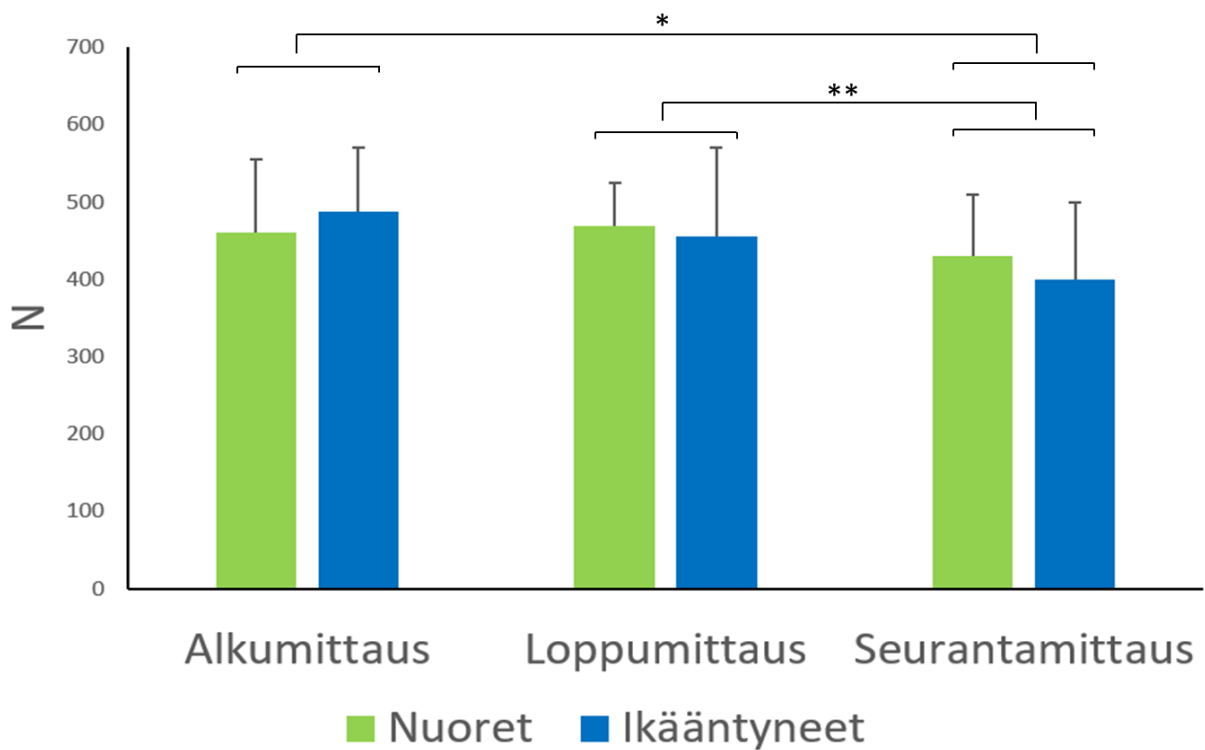
Harjoittelu ei vaikuttanut vastus polven ojentajien isometriseen maksimivoimaan (harjoittelu;  $F=0.690$  ja  $p=0.510$ ). Tulokset olivat samansuuntaiset kummallakin ryhmällä l. yhdysvaikutusta ei havaittu (harjoittelu\*ryhmä;  $F=0.045$  ja  $p=0.956$ ). Ryhmien välillä ei ollut eroja missään aikapisteessä (ryhmä;  $F=0.145$  ja  $p=0.709$ ) (Kuva 17).



KUVA 17. Polven ojennuksen isometrinen maksimivoima.

### 6.3 Nilkan ojennuksen isometrinen maksimivoima

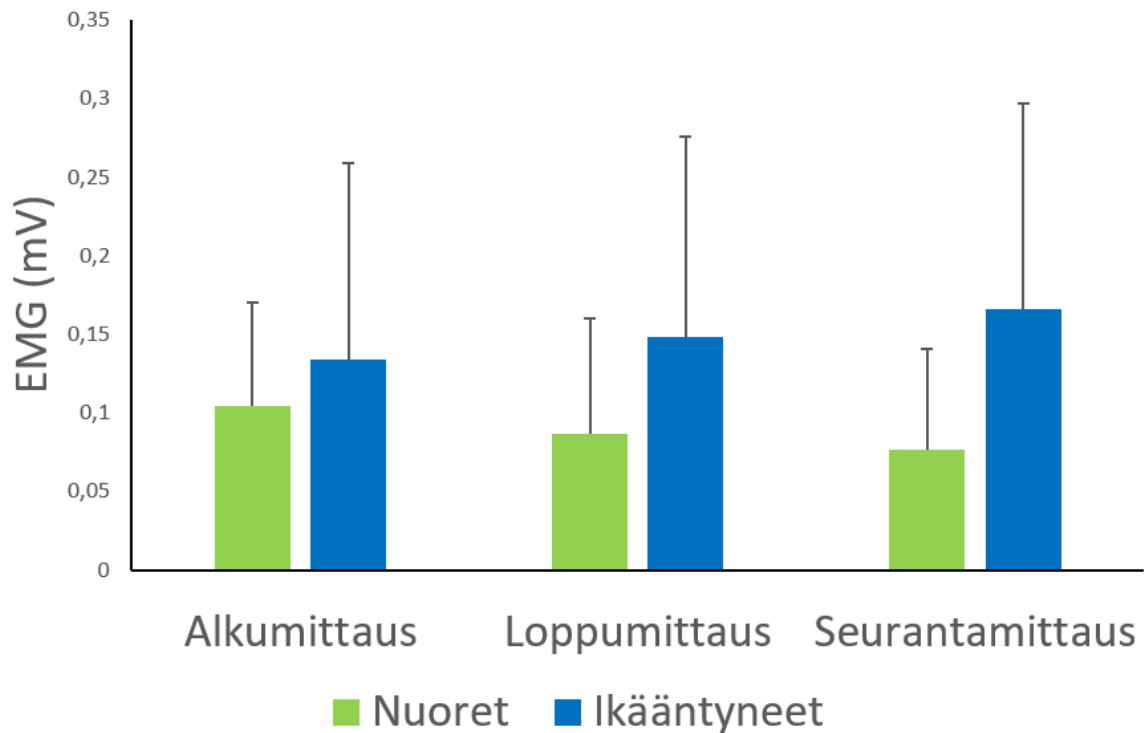
Harjoittelulla oli vaikutusta plantar flexoreiden isometriseen maksimivoimaan (harjoittelu;  $F=4.771$  ja  $p=0.016$ ). Ryhmien välillä ei havaittu yhdysvaikutusta (harjoittelu\*ryhmä;  $F=1.061$  ja  $p=0.359$ ) i. tulokset olivat yhtenevät ryhmien välillä. Plantar flexoreiden maksimivoima väheni sekä alku- ja seurantamittausten välillä ( $p=0.019$ ) että loppu- ja seurantamittausten välillä merkitsevästi ( $p=0.007$ ). Ryhmien välillä ei ollut eroa missään aikapisteessä (ryhmä;  $F=0.011$  ja  $p=0.919$ ) (Kuva 18).



KUVA 18. Nilkan ojennuksen isometrinen maksimivoima. Symboli \* tarkoittaa  $p$  arvoa  $< 0.05$  ja \*\*  $p$ -arvoa  $< 0.01$ .

## 6.4 Patellarefleksi

Harjoittelu ei vaikuttanut patellarefleksiin (harjoittelu;  $F=0.591$  ja  $p=0.561$ ). Tulokset olivat samansuuntaiset kummallakin ryhmällä l. yhdysvaikutusta ei havaittu (harjoittelu\*ryhmä;  $F=1.032$  ja  $p=0.369$ ). (Kuva 19).



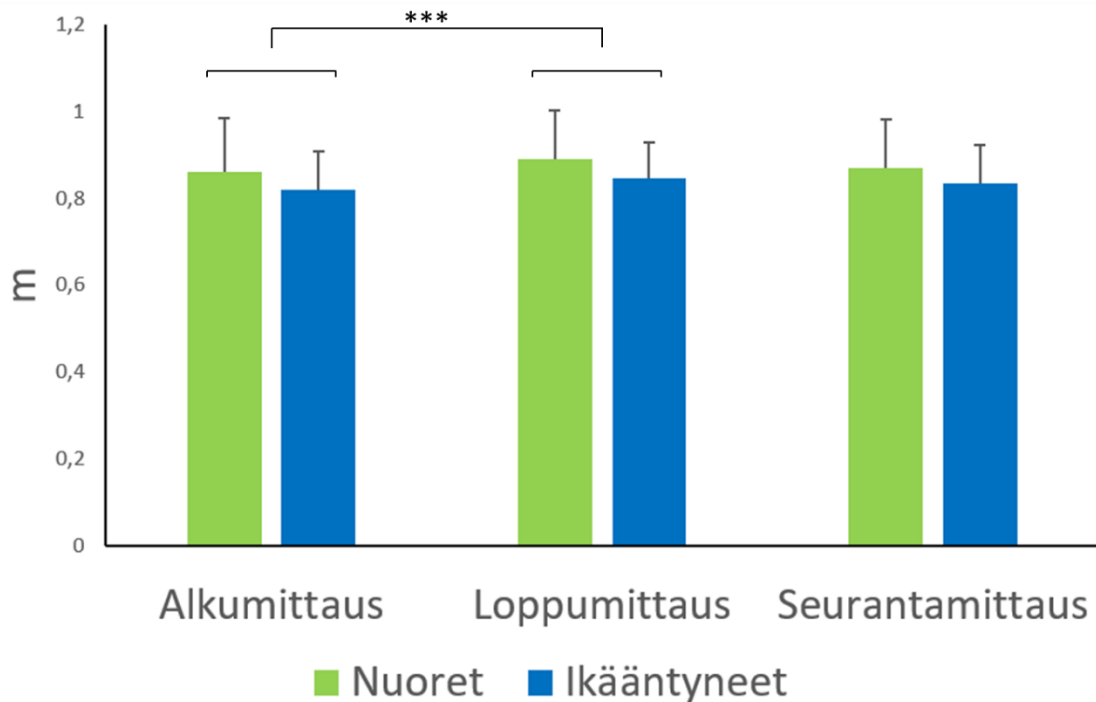
KUVA 19. Patellarefleksi

## 6.5 Kyykkyhyppyt

Kyykkyhyppyistä analysoitiin hyppykorkeus, sekä konsentrisen 1. ponnistusvaiheen soleus-, gastrocnemius medialis-, tibialis anterior-, vastus lateralis- ja biceps femoris-lihasten EMG aktiivisuus.

### Hyppykorkeus

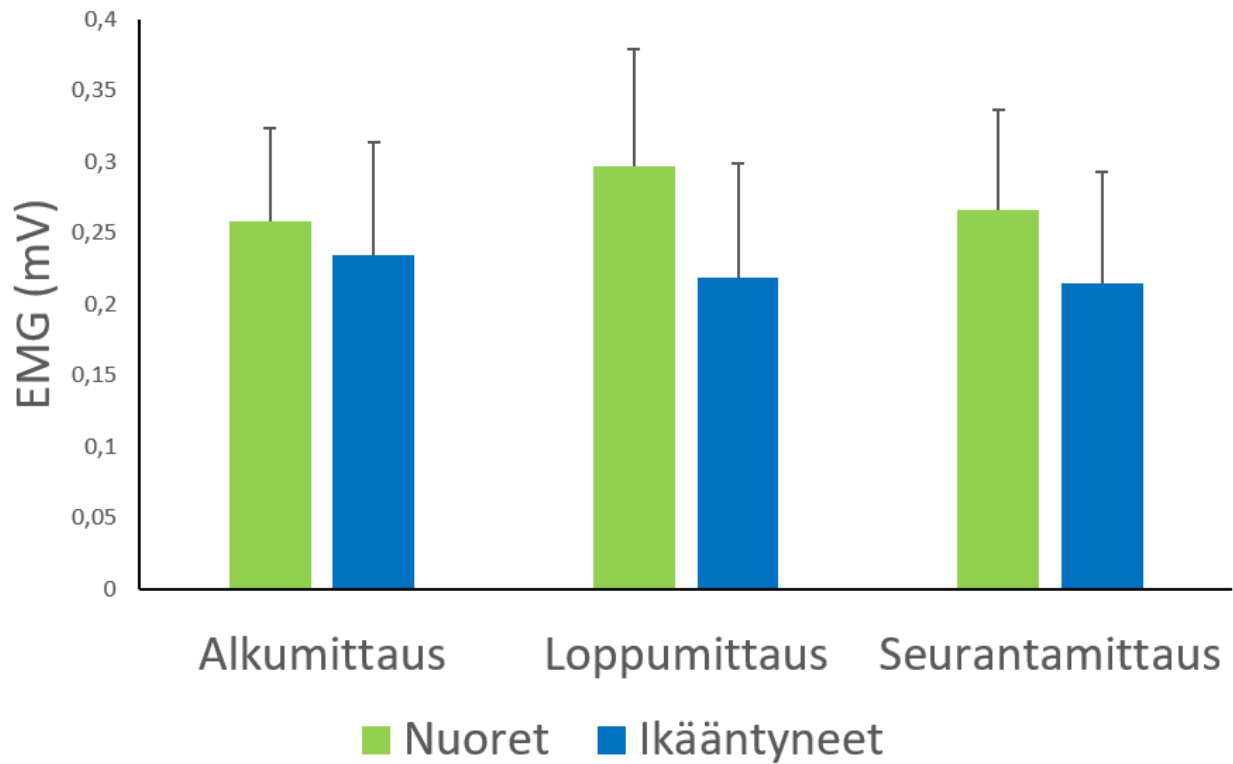
Harjoittelu vaikutti hyppykorkeuteen (harjoittelu;  $F=6.234$  ja  $p=0.006$ ), mutta ryhmien välillä ei havaittu yhdysvaikutusta (harjoittelu\*ryhmä;  $F=0.416$  ja  $p=0.664$ ) l. harjoittelu vaikutti ryhmiin samalla tavalla. Hyppykorkeus kasvoi erittäin merkitsevästi alku- ja loppumittausten välillä ( $p=0.000$ ). Ryhmien välisiä eroja ei ollut missään aikapisteessä (ryhmä;  $F=0.603$  ja  $p=0.451$ ) (Kuva 20).



KUVA 20. Hyppykorkeus. Symboli \*\*\* tarkoittaa p-arvoa  $< 0.001$ .

### Soleus-lihaksen EMG-aktiivisuus

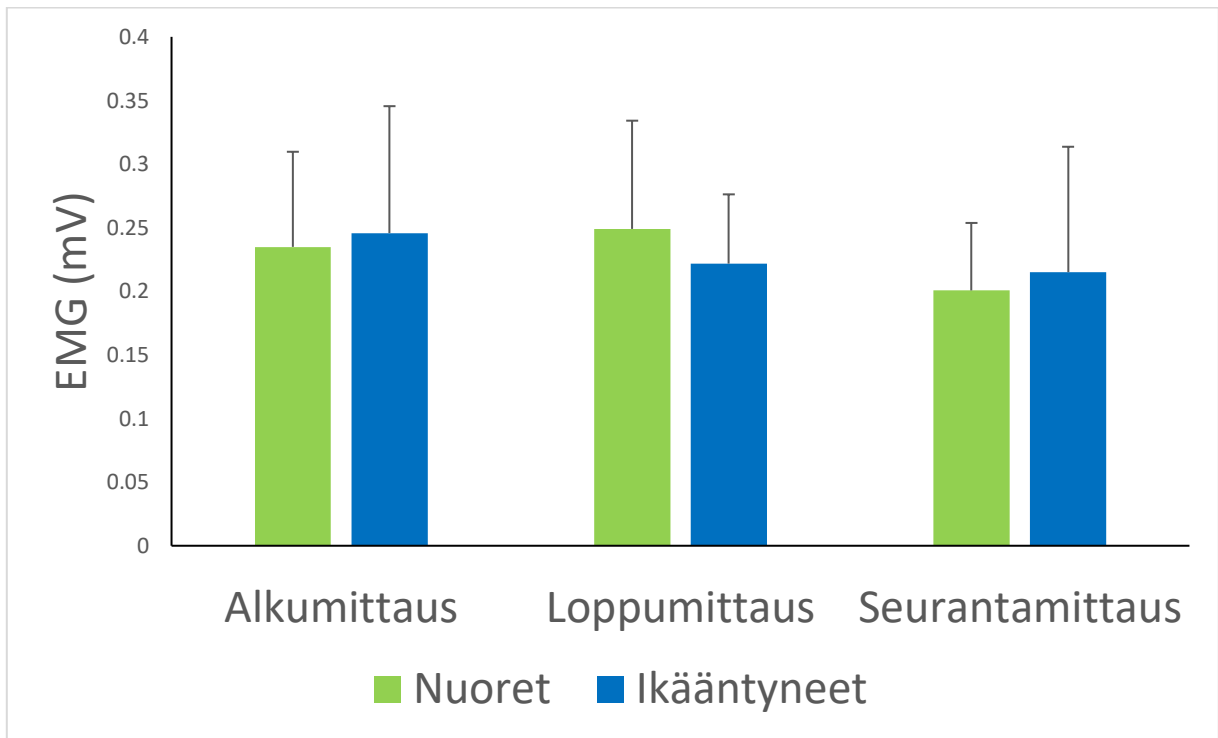
Harjoittelu ei vaikuttanut soleuksen lihasaktiivisuuteen (harjoittelu;  $F=0.140$  ja  $p=0.793$ ). Ryhmien välillä ei havaittu yhdysvaikutusta (harjoittelu\*ryhmä;  $F=1.056$  ja  $p=0.343$ ) l. tulokset olivat yhtenevät ryhmien välillä. (Kuva 21).



KUVA 21. Soleus-lihaksen EMG-aktiivisuus.

### Gastrocnemius medialis-lihaksen EMG-aktiivisuus

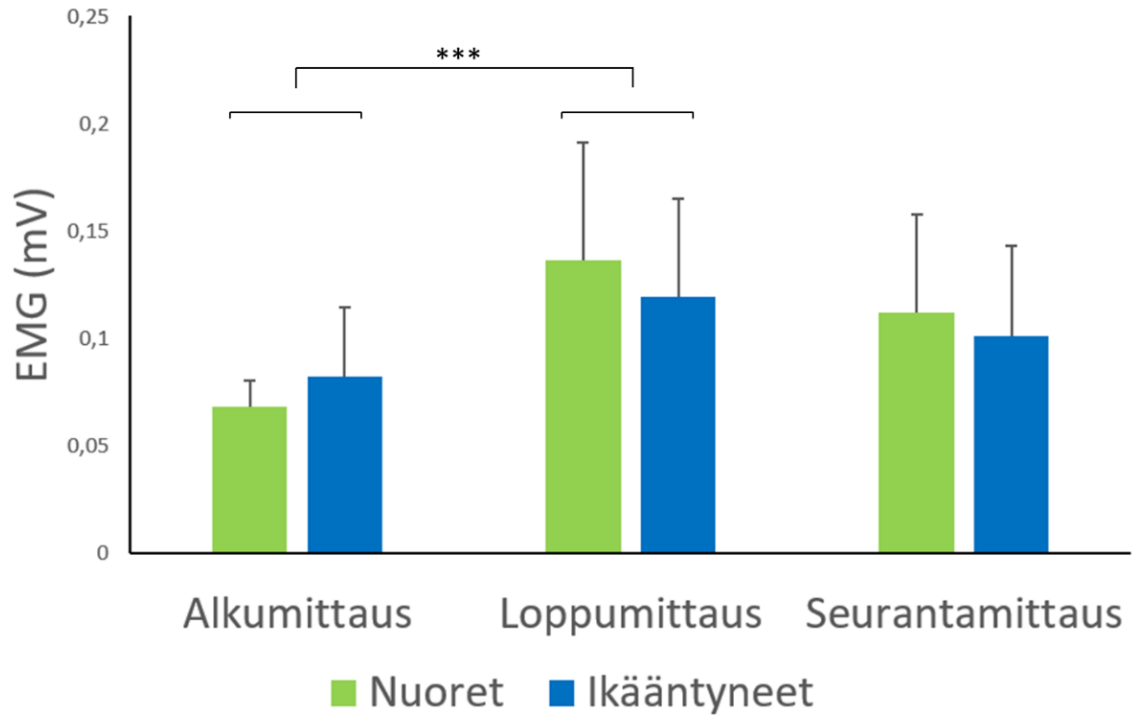
Harjoittelu ei vaikuttanut gastrocnemius medialiksen lihasaktiivisuuteen (harjoittelu;  $F=2.141$  ja  $p=0.139$ ). Ryhmien välillä ei havaittu yhdysvaikutusta (harjoittelu\*ryhmä;  $F=2.132$  ja  $p=0.140$ ) l. tulokset olivat yhtenevät ryhmien välillä. (Kuva 22).



KUVA 22. Gastrocnemius medialis-lihaksen EMG-aktiivisuus.

### Tibialis anterior-lihaksen EMG-aktiivisuus

Harjoittelun päävaikutus oli merkitsevä (harjoittelu;  $F=5.581$  ja  $p=0.023$ ) eli harjoittelu vaikutti tibialis anteriorin lihasaktiivisuuteen. Lihasaktiivisuus muuttui erittäin merkitsevästi alku- ja loppumittauksen välillä ( $p=0.000$ ). Ryhmien välillä ei havaittu yhdysvaikutusta (harjoittelu\*ryhmä;  $F=0.869$  ja  $p=0.394$ ) i. tulokset olivat yhtenevät ryhmien välillä. (Kuva 23).

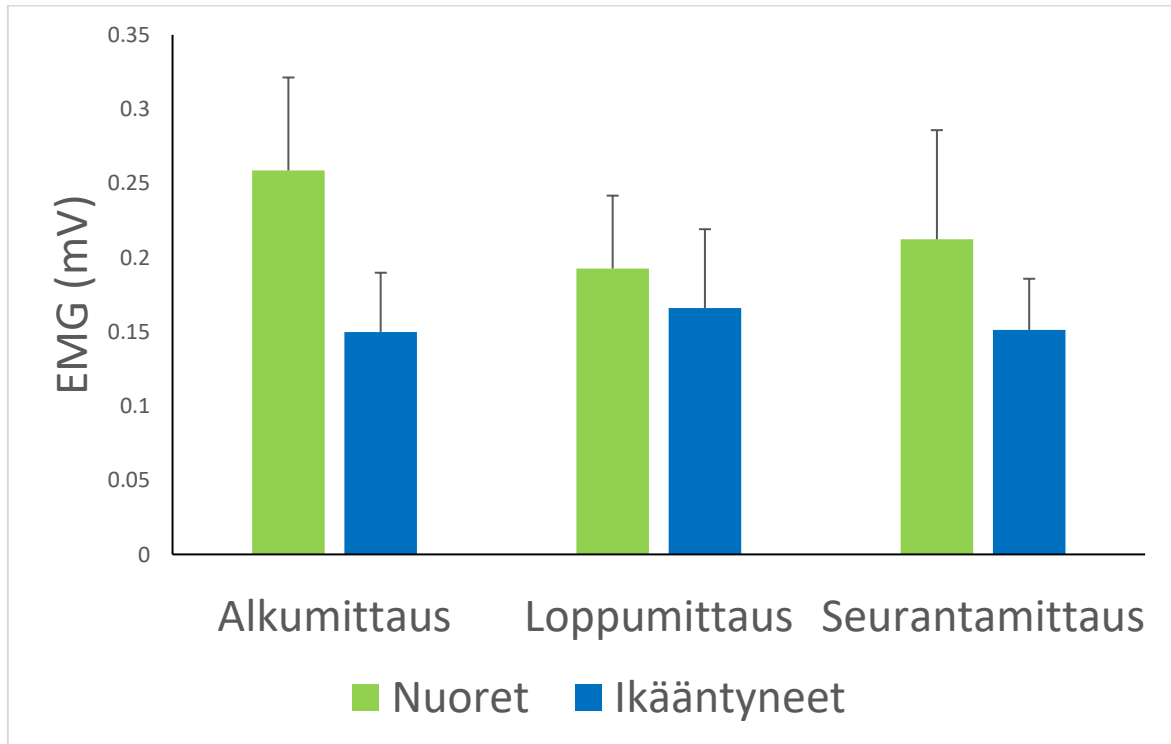


KUVA 23. Tibialis anterior-lihaksen EMG-aktiivisuus.



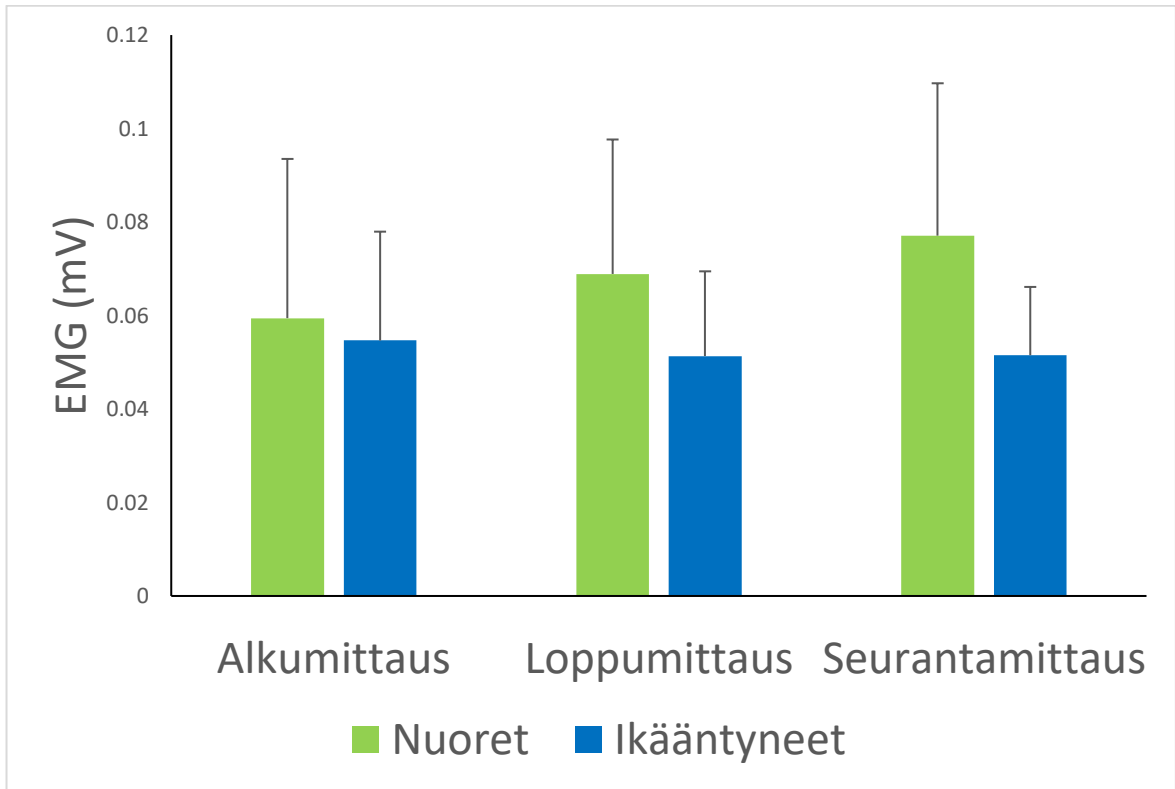
## Vastus lateralis-lihaksen EMG-aktiivisuus

Harjoittelu ei vaikuttanut vastus lateraliuksen lihasaktiivisuuteen (harjoittelu;  $F=1.574$  ja  $p=0.226$ ). Ryhmien välillä ei havaittu yhdysvaikutusta (harjoittelu\*ryhmä;  $F=3.099$  ja  $p=0.062$ ) l. tulokset olivat yhtenevät ryhmien välillä. (Kuva 24).



KUVA 24. Vastus lateraliuksen EMG-aktiivisuus. Symboli \*\* tarkoittaa p arvoa  $< 0.01$ . Symbolin väri vastaa ryhmän väriä.

**Biceps femoris-lihaksen EMG-aktiivisuus:** Harjoittelu ei vaikuttanut biceps femoriksen lihasaktiivisuuteen (harjoittelu;  $F=0.787$  ja  $p=0.415$ ). Ryhmien välillä ei havaittu yhdysvaikutusta (harjoittelu\*ryhmä;  $F=1.157$  ja  $p=0.313$ ) l. tulokset olivat yhtenevät ryhmien välillä. (Kuva 25)



KUVA 25. Biceps femoris-lihaksen EMG-aktiivisuus.

## 7 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää neljän viikon plyometrisen harjoittelun vaikutuksia nuorten ja ikääntyneiden naisten tasapainoon ja hermolihaskäytännön toimintaan. Myös harjoittelun vaikutusten pysyvyyttä tarkasteltiin seurantamittauksissa seitsemän viikkoa loppumittausten jälkeen. Tutkimuksen päätulokset olivat:

- 1) Harjoittelun myötä hyppykorkeus kasvoi. Nilkan ojentajien isometrinen maksimivoima laski sekä alku- ja seurantamittausten, että loppu- ja seurantamittausten välillä tilastollisesti merkitsevästi.
- 2) Harjoittelulla ei ollut tilastollisesti merkitsevää vaikutusta tasapainoon, polven ojentajien isometriseen maksimivoimaan, patellarefleksiin, eikä jalkalihasten EMG-aktiivisuuteen.
- 3) Nuorten ja ikääntyneiden ryhmissä plyometrisen harjoittelu näytti vaikuttavan samalla tavalla.

### 7.1 Harjoittelujakso

**Tasapaino.** Useiden tutkimusten mukaan plyometrisen harjoittelu parantaa tasapainoa (Cherni ym. 2019; Myer ym. 2006; Piirainen ym. 2014; Witzke & Snow 2000). Tässä tutkimuksessa harjoittelulla ei saatu tilastollisesti merkitsevää parannusta tasapainoon kummassakaan ryhmässä, vaikkakin posterior-suuntaisen häiriön aikaisien siirtymien tulosta ( $p=0.065$ ) voidaankin pitää suuntaa antavana. Neljän viikon harjoittelujakso on tutkimuksissa yleisesti käytettyä keskimääräistä lyhyempi (Markovic & Mikulic 2010) jolloin mahdollista tasapainoa parantavaa vaikutusta ei ehkä vielä ilmaantunut. Plyometrisen harjoittelun vaikutukset ovat kuitenkin pääosin hermostollisia, joten kehityksen olisi voinut olettaa tapahtuvan nimenomaan harjoittelun alkuvaiheessa. Tämä sen vuoksi, että harjoittelun ensimmäisten viikkojen aikana tapahtuvat muutokset johtuvat enimmäkseen hermostollisesta adaptaatiosta (de Villarreal ym. 2009; Moritani

& DeVries 1979). Nuorilla siirtymät olivat numeerisesti ikääntyneitä pienemmät kaikilla mittauskerroilla. Tämä tulos tukee tutkimuksia joiden mukaan ikääntyminen heikentää tasapainoaistin sekä proprioceptorisen järjestelmän toimintaa (Shaffer & Harrison 2007). Tasapainohäiriön ilmaantuessa ikääntyneillä on viive lihasaktivaatiossa joka saattaa selittää ikääntyneiden nuoria suuremmat siirtymät tasapainohäiriön jälkeisessä palautumisessa. Plyometrinen harjoittelu kuitenkin parantaa tutkimusten mukaan proprioseptisen järjestelmän toimintaa ja vaikkakaan tilastollista merkitsevyyttä ei tässä tutkimuksessa saavutettu, numeerisesti siirtymät pienenevät molemmista ryhmistä. On myös esitetty, että plyometrinen harjoittelu ei saa naisilla aikaan yhtä hyvää vastetta kuin miehillä (de Villarreal ym. 2009). Tämä voi liittyä Linnamon ym. (1997) havaintoon siitä, että naiset eivät saa väsyttynyttä itseään yhtä paljon kuin miehet räjähtävää voimaa harjoitettaessa jolloin myös vaste on heikompi. Myös tämä voi selittää sitä, ettei plyometrinen harjoittelu saanut aikaan tilastollisesti merkitsevää paranemista tasapainoon.

**Polven ojennuksen isometrinen maksimivoima.** Plyometrisella harjoittelulla ei ollut tilastollisesti merkitsevää vaikutusta polven ojentajien isometriseen maksimivoimaan, vaikka tulokset paranivatkin hieman kummassakin ryhmässä. Tulokset eivät näyttäneet myöskään muuttuvan harjoittelun lopettamisen jälkeen. Tulos on linjassa Kyröläisen ym. (2005) tutkimuksen kanssa, joissa polven ojentajien MVC ei parantunut 15 viikkoa kestäneen plyometrisen harjoittelun aikana. Myöskään Piiraisen ym. (2014) kahdentoista viikon tutkimuksessa muutosta ei nähty. On myös tutkimuksia, joissa polven ojentajien MVC:n on nähty parantuneen kuuden (Behrens ym. 2016) ja kahdeksan (Behrens ym. 2014; Malisoux ym. 2006) viikon harjoittelun jälkeen. Tutkijat arvioivat MVC:n parantumisen johtuvan sekä lisääntyneestä hermostollisesta ohjauksesta että lihasadaptaatiosta. Tutkimusten mukaan isometrinen voimantuotto on terveillä 60-80-vuotiailla keskimäärin 20-40 % heikompi kuin nuorilla (Vandervoot 2002), mutta ehkä hieman yllättäen tässä tutkimuksessa ikääntyneiden ryhmässä vastus polven ojentajien isometrinen maksimivoima oli nuoria parempi kaikilla mittauskerroilla. On toki näyttöä siitä, että iän tuomat vaikutukset

maksimaaliseen isometriseen voimantuottoon ovat naisilla pienemmät kuin miehillä (Akima ym. 2001; Ditroilo ym. 2010).

**Nilkan ojentajan isometrinen maksimivoima.** Nilkan ojentajan maksimivoima parani nuorten ryhmässä alku- ja loppumittausten välillä hieman, kun taas ikääntyneiden ryhmässä suunta oli laskeva mittauksesta toiseen. Tilastollisesti merkitsevästi ( $p=0-005$ ) pohkeen isometrinen maksimivoima väheni vasta harjoitusten päätyttyä, loppu- ja seurantamittausten välillä. Tulos on linjassa Kyröläisen ym. (2005) ja Piiraisen ym. (2014) tutkimusten kanssa, joissa pohkeen MVC ei parantunut viidentoista ja kahdentoista viikon plyometrisen harjoittelun jälkeen merkitsevästi. Sen sijaan Markovicin ja Mikulicin (2010) meta-analyysin mukaan plyometrinen harjoittelu parantaa plantarfleksoreiden maksimaalista tahdonalaista supistusta kasvattamalla motoristen yksiköiden määrää ja/tai syttymistiheyttä. Tässä tutkimuksessa tutkittavat harjoittelivat kelkkaergometrillä, jonka voidaan ajatella kehittävän ennemminkin nopeusvoimaa, kun tässä mitattua maksimivoimaa. Myöskään kuntosaliharjoittelussa ei harjoitettu alaraajojen maksimivoimaa, vaan harjoitteet keskittyivät ylävartaloon. On lisäksi runsaasti näyttöä siitä, että tahdonalainen motoneuronien ja lihassolujen aktivoiminen ei ehkä ole paras mahdollinen tapa mitata maksimaalista isometristä voimaa, sillä usein tulokset ovat todellista maksimivoimaa heikommat (Gandevia 2001). Tässä tutkimuksessa tutkittavien tausta saattoi vaikuttaa mittaustuloksiin. On mahdollista, että tottumattoman on haasteellista saada aikaan maksimaalinen supistus, kannustuksesta huolimatta.

**Patellarefleksi.** Harjoittelu ei vaikuttanut patellarefleksiin merkitsevästi kummallakaan ryhmällä. Mm Behrensin ym (2014 ja 2016) tutkimusten mukaan plyometrisen harjoittelun on todettu parantavan alaraajojen hermotusta, joten olisi voinut olettaa myös patellarefleksin parantuneen. Ikääntyneillä patellarefleksin amplitudi kasvoi numeerisesti kaikissa mittauspisteissä, vaikkei tilastollista merkitsevyyttä saavutettukaan. Lisäksi ikääntyneiden patellarefleksin amplitudi oli nuoria suurempi kaikissa mittauspisteissä, nuorilla taas amplitudi laski mittauskerrasta toiseen.

Tämä oli yllättävää, sillä tutkimusten mukaan ihmisen ikääntyessä venytysrefleksin amplitudi yleensä laskee (Mynark & Koceja 2001).

**Hyppykorkeus.** Harjoittelu vaikutti kummallakin ryhmällä kyykkyhypyn hyppykorkeuteen erittäin merkitsevästi ( $p=0.000$ ). Tämä tulos vahvistaa tuloksia, joiden mukaan plyometrinen harjoittelu parantaa vertikaalista hyppykorkeutta (de Villareal ym. 2010; Makaruk ym. 2020; Markovic & Mikulic 2010; Ramirez-Campillo ym. 2020). Markovicin & Mikulicin (2010) meta-analyysin mukaan harjoitusvaste on kuitenkin parempi nopeissa pudotushypyissä kuin tässä tutkimuksessa mitatuissa kyykkyhyppyissä. Nopeissa pudotushypyissä pystytään hyödyntämään venymis-lyhenemisyklin tuottamaa elastista energiaa, kun taas kyykkyhyppyssä käytetään pelkästään konsentrista lihassupistusta. Toisaalta de Villareal ym. (2010) toteavat omassa meta-analyysissään, että plyometrisen harjoittelun positiiviset vaikutukset hyppykorkeuteen ovat samat niin nopeissa pudotushypyissä kuin kyykkyhyppyissäkin. Tämä selittyy sillä, että plyometrinen harjoittelu kehittää nopeaa voimantuottoa jota myös staattisessa kyykkyhyppyssä tarvitaan. Hyppykorkeus oli nuorten ryhmässä ikääntyneitä suurempi kaikissa mittauspisteissä. Tulos ei ole yllättävä, sillä nopean voimantuoton on todettu heikentyvän ikääntymisen myötä. Syyksi tähän on esitetty nopeiden lihassolujen vähenemistä, sekä ikääntyneiden hermoston heikentynyttä kykyä motoristen yksiköiden nopeaan aktivoimiseen (Häkkinen ym. 1998)

**Lihasten EMG-aktiivisuus.** Plyometrinen harjoittelu ei vaikuttanut plantaarifleksoreiden (**Soleus ja Gastrocnemius medialiksen**) EMG-aktiivisuuteen kummassakaan tutkimusryhmässä. Tulos poikkeaa Kubon ym. (2007) tutkimuksen tuloksesta jossa plantaarifleksoreiden aktiivisuus kasvoi selvästi vertikaalihyppyjen konsentrisessa vaiheessa. Myös Piiraisen ym. (2014) tutkimuksessa soleuslihaksen EMG-aktiivisuus kasvoi. **Tibialis anterior-lihaksen EMG-aktiivisuus** puolestaan kasvoi tilastollisesti erittäin merkitsevästi kummassakin tutkimusryhmässä. EMG-aktiivisuus mitattiin kyykkyhyppyjen konsentrisessa vaiheessa, jolloin tibialis anterior-lihas toimii soleus- ja gastrocnemius medialiksen antagonistilihaksena ja hypyn aikana se ei yleensä aktivoidu. Tulos oli siis päinvastainen kuin mitä olisi etukäteen voinut olettaa. Voi olla, että neljän viikon harjoitusjakso

ei ollut riittävän pitkä aikaansaamaan positiivisia muutoksia plantaarifleksoreiden EMG-aktiivisuudessa. Mahdollisesti pitempi harjoittelujakso olisi lisäksi vaimentanut antagonistilihaksen aktiivisuutta. Tasapainon ylläpidon kannalta keskeisiä lihaksia ovat nilkan dorsi- ja plantaarifleksorit (Wolfson ym. 1995), joten tasapainotuloksissa nähtävä tulosparannusten puute voi mahdollisesti johtua siitä, ettei plyometrinen harjoittelu tässä tutkimuksessa vaikuttanut soleuksen tai gastrocnemius medialiksen EMG-aktiivisuuteen. Myöskään **Vastus lateraloksen EMG-aktiivisuus** ei muuttunut harjoittelujakson aikana. Piiraisen ym. (2014) kahdentoista viikon tutkimuksessa plyometrinen harjoittelu paransi vastus lateraloksen EMG-aktiivisuutta vasta kahdeksan viikon mittauspisteessä. Neljän viikon kohdalla EMG-aktiivisuus ei siinäkään tutkimuksessa ollut kasvanut tilastollisesti merkitsevästi. Niin ikään Chimeran ym. (2004) kuuden viikon tutkimuksessa vastus lateraloksen EMG ei muuttunut. Joissakin tutkimuksissa on havaittu, että harjoittelu kehittää liikekontrollia jolloin EMG-aktiivisuus vähenee (Lay ym. 2002; Moore & Marteniuk 1986). Tämä saattaisi selittää EMG-aktiivisuuden laskun alku- ja loppumittausten välillä nuorilla, mutta ei sitä miksi vastaavaa laskua ei nähty ikääntyneiden ryhmässä. Myöskään vastus lateraloksen antagonistin **Biceps femoriksen** lihasaktiivisuus ei muuttunut. Sama tulos saatiin Chimeran ym. (2004) tutkimuksessa. Useimmissa tieteellisissä julkaisuissa esitetyissä tutkimuksissa plyometrisen harjoittelukauden aikana on hypitty vertikaalihyppyjä. Tässä tutkimuksessa harjoittelu suoritettiin kelkkaergometrissa, jonka kulma oli 23 astetta. Olisi mahdollisesti ollut tarpeen huomioida vertikaalihyppyjä loivempi hyppykulma kokonaisuorituksessa. Nyt niin ei tehty, joka saattoi johtaa siihen, ettei neljä viikkoa ollut riittävä aika harjoitusvasteen saavuttamiseksi. Lisäksi testiryhmä oli niin pieni (19), että yksittäiset muista poikkeavat mittaustulokset korostuivat enemmän kuin mikäli otos olisi ollut suurempi.

## **7.2 Seurantamittaukset**

Seurantamittaukset tehtiin seitsemän viikkoa loppumittausten jälkeen. Tässä välissä testattavat jatkoivat normaaleja liikuntarutiinejaan, mutta plyometrinen ja kuntosaliharjoittelu loppuivat. Suuria muutoksia ei tutkituissa muuttujissa havaittu. Tämä selittyy sillä, ettei myöskään harjoittelulla saavutettu mainittavia muutoksia. Ainoastaan nilkan ojentajien maksimaalinen tahdonalainen isometrinen voima laski tilastollisesti merkitsevästi loppu- ja seurantamittausten välillä. Numeerisesti nuorten ryhmässä tulokset palasivat alkumittausten tasolle, kun taas ikääntyneiden ryhmässä seurantamittauksen tulokset olivat alkumittausta alemmalla tasolla. Kaiken kaikkiaan muutokset eivät olleet suuria, mutta tutkimusten mukaan harjoittelun lopettamisen jälkeen jo neljän viikon jälkeen alkaa maksimaalinen isometrinen voimantuotto laskea (Häkkinen & Komi 1983). Ikääntyneillä lihasvoiman lasku voi olla nopeampaa (Elliot ym. 2002; Ratel ym. 2012) kuten tämäkin tutkimus osoitti.

## **7.3 Mahdolliset virhelähteet**

Tässä tutkimuksessa neljän viikon plyometrinen harjoitusjakso määräytyi ikääntyneiden naisten ryhmän tasolle sopivaksi. Harjoituskertoja oli neljän viikon aikana yhteensä yhdeksän. Tutkimuksen aikana hyppyharjoittelun määrä oli melko vaatimaton: 60 hyppyä viikossa ensimmäiset kolme viikkoa, viimeisellä viikolla hyppyjä oli yhteensä 90. Harjoittelun ohjauksesta vastasivat Kajaanin ammattikorkeakoulun opiskelijat. Voi olla, että tässä tutkimuksessa käytetty neljän viikon harjoittelujakso ja harjoittelun intensiteetti eivät olleet riittäviä, jotta merkittäviä muutoksia olisi ollut mahdollista saavuttaa.

Plyometrisessä harjoittelussa on erityisen tärkeää suorittaa hypyt terävästi, jotta harjoittelua voidaan kutsua plyometriseksi. Harjoittelun aikana kontaktiaikaa seurattiin silmävaraisesti samanaikaisesti ponnistushetken polvikulman kanssa. Ikääntyneille voi olla haasteellista saavuttaa tarpeeksi lyhyitä kontaktiaikoja, eikä tässä tutkimuksessa ole varmuutta siitä, kuinka koehenkilöt



siinä onnistuivat. Ei ole myöskään tietoa siitä, millaisiin kontaktiaikoihin nuorten ryhmä pääsi. Harjoittelujaksolla kukin harjoitus sisälsi kuusi räjähtävää hyppyä kelkkaergometrillä jatkuvana hyppelynä. Sarjoja oli viisi. Sarjojen välillä oli kolmen minuutin palautumisaika, jolloin oli ajatuksena levätä. Tutkittavien käyttäytymistä kolmen minuutin palautumisaikana ei seurattu, joten täyttä varmuutta ei ole tuliko lepoa tuolloin tarpeeksi.

Lisäksi testaajat vaihtuivat testauskertojen välillä. Testaustilanteessa pyritään kannustamaan testattavia parhaaseen mahdolliseen suoritukseen. Kun testaajat olivat joka kerta eri henkilöitä, on mahdollista että kannustuksessa ja sen tehossa on eroja. EMG-elektrodit pyrittiin laittamaan mahdollisimman tarkasti samoihin paikkoihin joka mittauskerralla antropometrinen mittojen mukaan, mutta koska laittajat vaihtuivat joka kerta, ei ole varmuutta elektrodien sijoittelun tarkkuudesta. Jotta eri lihaksien, eri henkilöiden, tai samasta lihaksesta eri ajankohtina mitattuja absoluuttisia EMG-arvoja voitaisiin vertailla, ne pitää normalisoida (Burden 2010; De Luca 1997; Lehman & McGill 1999). Usein normalisointi tapahtuu suhteuttamalla lihaksen EMG-tulos ko. lihaksen maksimaalisen tahdonalaisen lihassupistuksen (MVC) aikana mitattuun EMG-arvoon. Tässä työssä EMGtä ei ole normalisoitu, mikä on voinut aiheuttaa virhettä tuloksiin.

## 8 JOHTOPÄÄTÖKSET

Plyometrisen harjoittelun myötä tässä tutkimuksessa hyppykorkeus kasvoi ja tasapainon kehityksessä nähtiin positiivinen trendi. Tarvitaan kuitenkin lisätutkimuksia, jotta ymmärretään paremmin, kuinka kauan, millä intensiteetillä ja millaisilla plyometrisilla harjoitteilla tulee harjoitella, jotta saadaan paras mahdollinen harjoitusvaste ja sitä kautta vähennettyä tasapainon menettämisestä johtuvia kaatumisia. Vaikka suunta oli useiden muuttujien osalta positiivinen, näyttää siltä, että tässä tutkimuksessa käytetty neljän viikon tutkimusjakso oli liian lyhyt ja harjoitteluintensiteetti liian alhainen todella merkitsevien muutosten aikaansaamiseksi.

Tällä hetkellä ei kirjallisuudesta löydy suosituksia optimaalisesta plyometrisen harjoitusjakson kestosta tai intensiteetistä. Tutkimuksista nähdään, että positiivisia vaikutuksia saadaan harjoituksilla jotka poikkeavat toisistaan niin kestoaltaan, harjoituskertojen määrältään, sisältämiltään harjoituksilta kuin intensiteetiltäänkin. Plyometrisia harjoitteita suunniteltaessa on kuitenkin hyvä ottaa huomioon osallistujien ikä, harjoitustausta ja loukkaantumishistoria.

## LÄHTEET

- Akima H., Kano Y., Enomoto Y., Ishizu M., Okada M., Oishi Y., Katsuta S. & Kuno S. 2001. Muscle function in 164 men and women aged 20--84 yr. *Med Sci Sports Exerc* 33: 220-226.
- Arazi H. & Asadi A. 2011. The effect of aquatic and land plyometric training on strength, sprint, and balance in young basketball players. *J. Hum. Sport Exerc* 6: 101-111.
- Asadi A., Arazi H., Young W.B. & Saez de Villarreal E. 2016. The Effects of Plyometric Training on Change-of-Direction Ability: A Meta-Analysis. *Int J Sports Physiol Perform* 11: 563-573.
- Asmussen E. & Bonde-Petersen F. 1974. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 91: 385-392.
- Avela J. & Komi P.V. 1998. Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 78: 403-410.
- Behrens M., Mau-Moeller A. & Bruhn S. 2014. Effect of Plyometric Training on Neural and Mechanical Properties of the Knee Extensor Muscles. *Int J Sports Med* 35.
- Behrens M., Mau-Moeller A., Mueller K., Heise S., Gube M., Beuster N., Herlyn P.K.E., Fischer D. & Bruhn S. 2016. Plyometric training improves voluntary activation and strength during isometric, concentric and eccentric contractions. *J Sci Med Sport* 19(2): 170-176.
- Billot M., Simoneau E.M., Van Hoecke J. & Martin A. 2010. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *Eur J Appl Physiol* 109: 669-680.
- Bosco C. & Komi P.V. 1980. Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 45: 209-219.

- Bosco C., Tihanyi J., Komi P.V., Fekete G. & Apor P. 1982. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand* 116: 343-349.
- Brown W.F., Strong M.J. & Snow R. 1988. Methods for estimating numbers of motor units in biceps-brachialis muscles and losses of motor units with aging. *Muscle Nerve* 11: 423-432.
- Burden A. 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 20: 1023-1035.
- Burke R.E., Levine D.N., Salzman M. & Tsairis P. 1974. Motor units in cat soleus muscle: physiological, histochemical and morphological characteristics. *J Physiol* 238: 503-514.
- Cakar E., Dincer U., Kiralp M.Z., Cakar D.B., Durmus O., Kilac H., Soydan F.C., Sevinc S. & Alper C. 2010. Jumping combined exercise programs reduce fall risk and improve balance and life quality of elderly people who live in a long-term care facility. *Eur J Phys Rehabil Med* 46: 59-67.
- Cavagna G.A. 1977. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 5.
- Cavanagh P.R. & Komi P.V. 1979. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 42: 159-163.
- Cherni Y., Jlid M.C., Mehrez H., Shephard R.J., Paillard T., Chelly M.S. & Hermassi S. 2019. Eight Weeks of Plyometric Training Improves Ability to Change Direction and Dynamic Postural Control in Female Basketball Players. *Front Physiol* 10: 726.
- Chimera N.J., Swanik K.A., Swanik C.B. & Straub S.J. 2004. Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in Female Athletes. *J Athl Train* 39: 24-31.

- Chmielewski T.L., Myer G.D., Kauffman D. & Tillman S.M. 2006. Plyometric exercise in the rehabilitation of athletes: physiological responses and clinical application. *J Orthop Sports Phys Ther* 36: 308-319.
- Choy N.L., Brauer S. & Nitz J. 2003. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58: 525-530.
- Clark, MA. and Scott, CL. 2010. *NASM's essentials of sport performance training*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Cornu C., Almeida Silveira M.I. & Goubel F. 1997. Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 76: 282-288.
- Cruz-Jentoft A., Baeyens J.P., Bauer J.M., Boirie Y., Cederholm T., Landi F., Martin F.C., Michel J., Rolland Y., Schneider S.M., Topinková 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 Ageing* 39: 412-423.
- 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. & Cronin J.B. 2012. The Effects of Plyometric Training on Sprint Performance: A Meta-Analysis. *J Strength Cond Res* 26
- de Villarreal, E. S., Requena, B., & Newton, R. U. (2010). Does plyometric training improve strength performance? A meta-analysis. *J Sci Med Sport* 13(5), 513-22.
- Devanne H., Lavoie B. & Capaday C. 1997. Input-output properties and gain changes in the human corticospinal pathway. *Exp Brain Res* 114: 329-38.

- Dietz V. 1998. Evidence for a load receptor contribution to the control of posture and locomotion. *Neurosci Biobehav Rev* 22: 495-499.
- Ditroilo M., Forte R., Benelli P., Gambarara D. & De Vito G. 2010. Effects of age and limb dominance on upper and lower limb muscle function in healthy males and females aged 40-80 years. *J Sports Sci* 28: 667-677.
- Elliott K.J., Sale C. & Cable N.T. 2002. Effects of resistance training and detraining on muscle strength and blood lipid profiles in postmenopausal women. *Br J Sports Med* 36: 340-344.
- Enoka R.M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Fellows S.J., Dömges F., Töpper R., Thilmann A.F. & Noth J. 1993. Changes in the short- and long-latency stretch reflex components of the triceps surae muscle during ischaemia in man. *J Physiol (Lond)* 472: 737-748.
- Foure A., Nordez A. & Cornu C. 2010. Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol (1985)* 109: 849-854.
- Franchi M.V., Monti E., Carter A., Quinlan J.I., Herrod P.J.J., Reeves N.D. & Narici M.V. 2019. Bouncing Back! Counteracting Muscle Aging With Plyometric Muscle Loading. *Front Physiol* 10: 178.
- Frontera W.R., Hughes V.A., Fielding R.A., Fiatarone M.A., Evans W.J. & Roubenoff R. 2000. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol (1985)* 88: 1321-1326.
- Frontera W. & Bigard X. 2002. The benefits of strength training in the elderly. *Sci Sports* 17: 109-116.
- Gandevia S.C. 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81: 1725-1789.

- Giorgio A., Santelli L., Tomassini V., Bosnell R., Smith S., De Stefano N. & Johansen-Berg H. 2010. Age-related changes in grey and white matter structure throughout adulthood. *Neuroimage* 51: 943-951.
- Granacher U., Muehlbauer T. & Gruber M. 2012. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *J Aging Res* 2012: 708905.
- Granacher U., Muehlbauer T., Zahner L., Gollhofer A. & Kressig R.W. 2011. Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. *Sports Med* 41: 377-400.
- Grosset J., Piscione J., Lambertz D. & Pérot C. 2008. Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol* 105: 131.
- Heebner N.R., Akins J.S., Lephart S.M. & Sell T.C. 2015. Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait Posture* 41: 535-539.
- Hermens H.J. 2000. *European recommendations for surface electromyography : results of the SENIAM project : biomedical and health research program, SENIAM*. SENIAM.
- Hewett T.E., Stroupe A.L., Nance T.A. & Noyes F.R. 1996. Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med* 24: 765-773.
- Hirayama K., Iwanuma S., Ikeda N., Yoshikawa A., Ema R. & Kawakami Y. 2017. Plyometric Training Favors Optimizing Muscle–Tendon Behavior during Depth Jumping. *Front Physiol* 8: 16.
- Horak F.B. & Nashner L.M. 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55: 1369-1381.

- Hortobágyi T., Mizelle C., Beam S. & DeVita P. 2003. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58: 453.
- Houghton L.A., Dawson B.T. & Rubenson J. 2013. Effects of plyometric training on achilles tendon properties and shuttle running during a simulated cricket batting innings. *J Strength Cond Res* 27: 1036-1046.
- Hutton R.S. & Atwater S.W. 1992. Acute and chronic adaptations of muscle proprioceptors in response to increased use. *Sports Med* 14: 406-421.
- Häkkinen K., Komi P.V. & Alen M. 1985. Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol Scand* 125: 587-600.
- Häkkinen K., Pakarinen A., Kyrolainen H., Cheng S., Kim D.H. & Komi P.V. 1990. Neuromuscular adaptations and serum hormones in females during prolonged power training. *Int J Sports Med* 11: 91-98.
- Häkkinen K. & Komi P.V. 1983. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Med Sci Sports Exerc* 15: 455-460.
- Häkkinen K., Pastinen U.M., Karsikas R. & Linnamo V. 1995. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 70: 518-527.
- Häkkinen K., Kallinen M., Izquierdo M., Jokelainen K., Lassila H., Mälkiä 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. *J Appl Physiol (1985)* 84: 1341-1349.
- Izquierdo M., Aguado X., Gonzalez R., Lopez J.L. & Häkkinen K. 1999. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 79: 260-267.



- Jacobs J.M. & Love S. 1985. Qualitative and quantitative morphology of human sural nerve at different ages. *Brain* 108 ( Pt 4): 897-924.
- Janssen I., Heymsfield S.B. & Ross R. 2002. Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. *J Am Geriatr Soc* 50: 889-896.
- Judge J.O., King M.B., Whipple R., Clive J. & Wolfson L.I. 1995. Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50: 263.
- 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* 20: 590-598.
- Kararizou E., Manta P., Kalfakis N. & Vassilopoulos D. 2005. Morphometric study of the human muscle spindle. *Anal Quant Cytol Histol* 27: 1-4.
- Kauranen K. & Nurkka N. 2010. *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille*. Liikuntatieteellinen seura, Helsinki.
- Kawakami Y., Muraoka T., Ito S., Kanehisa H. & Fukunaga T. 2002. In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol (Lond)* 540: 635-46.
- Kerchner G.A., Racine C.A., Hale S., Wilhelm R., Laluz V., Miller B.L. & Kramer J.H. 2012. Cognitive processing speed in older adults: relationship with white matter integrity. *PLoS One* 7: e50425.
- Keskinen K.L., Häkkinen K., Kallinen M. & Aho J. 2007. *Kuntotestauksen käsikirja*. 2. uud. p. Liikuntatieteellinen seura, Helsinki.

- Kido A. 2004. Spinal excitation and inhibition decrease as humans age. *Can J Physiol Pharmacol* 82: 238-248.
- Koceja D.M. & Mynark R.G. 2000. Comparison of heteronymous monosynaptic Ia facilitation in young and elderly subjects in supine and standing positions. *Int J Neurosci* 103: 1-17.
- Komi P.V. 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 33: 1197-1206.
- Komi P.V. 1973. *Relationship between Muscle Tension, EMG and Velocity of Contraction under Concentric and Eccentric Work.* : 596-606.
- Komi P.V. & Bosco C. 1978. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 10: 261-265.
- Kubo K., Morimoto M., Komuro T., Yata H., Tsunoda N., Kanehisa H. & Fukunaga T. 2007. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1801-1810.
- Kyröläinen H., Avela J., McBride J.M., Koskinen S., Andersen J.L., Sipila S., Takala T.E. & Komi P.V. 2005. Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports* 15: 58-64.
- Larsson L. & Ansved T. 1995. Effects of ageing on the motor unit. *Prog Neurobiol* 45: 397-458.
- Larsson L., Grimby G. & Karlsson J. 1979. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 46: 451-456.
- Lay B.S., Sparrow W.A., Hughes K.M. & O'Dwyer N.J. 2002. Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Hum Mov Sci* 21: 807-830.
- Lehman G.J. & McGill S.M. 1999. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther* 22: 444-446.

- Linnamo V., Häkkinen K. & Komi P.V. 1997. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 77: 176-181.
- Lord S.R., Clark R.D. & Webster I.W. 1991. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol* 46: 69.
- MacIntosh B.R., Gardiner P.F. & McComas A.J. 2006. *Skeletal muscle: form and function*. Second edition. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Makaruk H., Starzak M., Suchecki B., Czaplicki M. & Stojiljković N. 2020. The Effects of Assisted and Resisted Plyometric Training Programs on Vertical Jump Performance in Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Sports Sci Med* 19: 347-357.
- Malisoux L., Francaux M., Nielens H. & Theisen D. 2006. Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *J Appl Physiol (1985)* 100: 771-779.
- Markovic G. & Mikulic P. 2010. Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sports Med* 40: 859-895.
- McArdle W.D., Katch F.I. & Katch V.L. 2010. *Exercise physiology : nutrition, energy, and human performance*. 7th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore.
- McNeil C.J., Doherty T.J., Stashuk D.W. & Rice C.L. 2005. Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. *Muscle Nerve* 31: 461-467.
- Mero A. 2007. *Urheiluvammennus : kuormitusfysiologiset, ravintofysiologiset, biomekaaniset ja vammennusopilliset perusteet*.
- Miwa T., Miwa Y. & Kanda K. 1995. Dynamic and static sensitivities of muscle spindle primary endings in aged rats to ramp stretch. *Neurosci Lett* 201: 179-182.
- Moore M. 2007. Golgi Tendon Organs: Neuroscience Update with Relevance to Stretching and Proprioception in Dancers. *J Dance Med Sci* 11: 85-92.

- Moore S.P. & Marteniuk R.G. 1986. Kinematic and electromyographic changes that occur as a function of learning a time-constrained aiming task. *J Mot Behav* 18: 397-426.
- Morita H., Shindo M., Yanagawa S., Yoshida T., Momoi H. & Yanagisawa N. 1995. Progressive decrease in heteronymous monosynaptic Ia facilitation with human ageing. *Exp Brain Res* 104: 167-170.
- Moritani T. & deVries H.A. 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58: 115-130.
- Morley J.E., Anker S.D. & von Haehling S. 2014. Prevalence, incidence, and clinical impact of sarcopenia: facts, numbers, and epidemiology-update 2014. *J Cachexia Sarcopenia Muscle* 5: 253-259.
- Muehlbauer T., Besemer C., Wehrle A., Gollhofer A. & Granacher U. 2012. Relationship between Strength, Power and Balance Performance in Seniors. *Gerontology* 58: 504-512.
- Myer G.D., Ford K.R., Brent J.L. & Hewett T.E. 2006. The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *J Strength Cond Res* 20: 345-353.
- Mynark R. & Koceja D. 2001. Effects of Age on the Spinal Stretch Reflex. *J Appl Biomech* 17: 188-203.
- Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A. & Björkqvist S. 2009. *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. 18. uud. p. WSOY, Helsinki.
- Obata H. 2010. Age-related changes of the stretch reflex excitability in human ankle muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 20: 55-60.
- Oxfeldt M., Overgaard K., Hvid L.G. & Dalgas U. 2019. Effects of plyometric training on jumping, sprint performance, and lower body muscle strength in healthy adults: A systematic review and meta-analyses. *Scand J Med Sci Sports* 29: 1453-1465.

- Palve S.S. & Palve S.B. 2018. Impact of Aging on Nerve Conduction Velocities and Late Responses in Healthy Individuals. *JNRP* 9: 112-116.
- Perez-Gomez J., Olmedillas H., Delgado-Guerra S., Ara I., Vicente-Rodriguez G., Ortiz R.A., Chavarren J. & Calbet J.A. 2008. Effects of weight lifting training combined with plyometric exercises on physical fitness, body composition, and knee extension velocity during kicking in football. *Appl Physiol Nutr Metab* 33: 501-510.
- Petersen N. 1998. Evidence that a transcortical pathway contributes to stretch reflexes in the tibialis anterior muscle in man. *J Physiol (Lond)* 512 ( Pt 1): 267.
- Pierrot-Desseilligny E. & Burke D. 2005. The circuitry of the human spinal cord: Its role in motor control and movement disorders. Cambridge: Cambridge University Press.
- 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 60–70year old males. *J Electromyogr Kinesiol* 24: 246-252.
- Piirainen J.M., Avela J., Sippola N. & Linnamo V. 2010. Age dependency of neuromuscular function and dynamic balance control. *Eur J Sport Sci* 10: 69-79.
- Pollock A.S., Durward B.R., Rowe P.J. & Paul J.P. 2000. What is balance? *Clin Rehabil* 14: 402-406.
- Potteiger J.A., Lockwood R.H., Haub M.D., Dolezal B.A., Almuzaini K.S., Schroeder J.M. & ZEBAS C.J. 1999. Muscle Power and Fiber Characteristics Following 8 Weeks of Plyometric Training. *J Strength Cond Res* 13.
- Ramirez-Campillo R., Andrade D.C., Nikolaidis P.T., Moran J., Clemente F.M., Chaabene H. & Comfort P. 2020. Effects of Plyometric Jump Training on Vertical Jump Height of Volleyball Players: A Systematic Review with Meta-Analysis of Randomized-Controlled Trial. *J Sports Sci Med* 19: 489-499.

- Ratel S., Gryson C., Rance M., Penando S., Bonhomme C., Le Ruyet P., Duclos M., Boirie Y. & Walrand S. 2012. Detraining-induced alterations in metabolic and fitness markers after a multicomponent exercise-training program in older men. *Appl Physiol Nutr Metab* 37: 72-79.
- Scaglioni G., Narici M., Maffiuletti N., 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. *J Physiol (Lond)* 548: 649-661.
- Schomburg E.D. 1990. Spinal sensorimotor systems and their supraspinal control. *Neurosci Res* 7: 265-340.
- Shaffer S.W. & Harrison A.L. 2007. Aging of the Somatosensory System: A Translational Perspective. *Phys Ther* 87: 193-207.
- Sherrington C.S. 1925. Remarks on some Aspects of Reflex Inhibition. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character* 97: 519-545.
- Shumway-Cook, Anne, Woollacott, Marjorie H. 1995. *Motor control: theory and practical applications*. Williams & Wilkins, Baltimore.
- Silverthorn D.U., Johnson B.R., Ober W.C., Garrison C.W. & Silverthorn A.C. 2016. *Human physiology: an integrated approach*. Seventh edition, global edition. Pearson Education, Harlow.
- Spurrs R.W., Murphy A.J. & Watsford M.L. 2003. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 89: 1-7.
- Stevanovic N. 2019. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology - 12th-Ed.* .
- Sturnieks D.L., Menant J., Vanrenterghem J., Delbaere K., Fitzpatrick R.C. & Lord S.R. 2012. Sensorimotor and neuropsychological correlates of force perturbations that induce stepping in older adults. *Gait Posture* 36: 356-360.

- Stålberg E., Borges O., Ericsson M., Essen-Gustavsson B., Fawcett P.R., Nordesjo L.O., Nordgren B. & Uhlin R. 1989. The quadriceps femoris muscle in 20-70-year-old subjects: relationship between knee extension torque, electrophysiological parameters, and muscle fiber characteristics. *Muscle Nerve* 12: 382-389.
- Sullivan E.V., Marsh L., Mathalon D.H., Lim K.O. & Pfefferbaum A. 1995. Age-related decline in MRI volumes of temporal lobe gray matter but not hippocampus. *Neurobiol Aging* 16: 591-606.
- Sullivan V., Edith. 2001. Equivalent disruption of regional white matter microstructure in ageing healthy men and women. *Neuroreport* 12: 99-104.
- Suomen virallinen tilasto (SVT): Väestöennuste [verkkojulkaisu]. ISSN=1798-5137. Helsinki: Tilastokeskus. Saantitapa: [http://www.stat.fi/til/vaenn/vaenn\\_2018-10-15\\_uut\\_001.html](http://www.stat.fi/til/vaenn/vaenn_2018-10-15_uut_001.html)
- Tang P. & Woollacott M.H. 1996. Balance Control in Older Adults: Training Effects on Balance Control and the Integration of Balance Control into Walking. *Changes in Sensory Motor Behavior in Aging* 114: 339-367.
- Thelen D., Wojcik L., Schultz A., Ashton-Miller J. & B Alexander N. 1997. Age Differences in Using a Rapid Step To Regain Balance During a Forward Fall. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 52: 8.
- Unhjem R. 2015. Strength training-induced responses in older adults: attenuation of descending neural drive with age. *Age* 37: 1-13.
- Van Roie E., Van Driessche S., Inglis A.J., Thomis M. & Delecluse C. 2018. Rate of power development of the knee extensors across the adult life span: A cross-sectional study in 1387 Flemish Caucasians. *Exp Gerontol* 110: 260-266.
- Vandervoort A. 1992. Effects of ageing on human neuromuscular function, implications for exercise (Effets de l'age sur les fonctions neuromusculaires humaines, implications pour l'exercice). *Can J Sport Sci* 17: 3.

- Vandervoort A.A. 2002. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle Nerve* 25: 17-25.
- Vandervoort A.A. & McComas A.J. 1986. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *J Appl Physiol* (1985) 61: 361-367.
- Verdú E., Ceballos D., Vilches J.J. & Navarro X. 2000. Influence of aging on peripheral nerve function and regeneration. *J Peripher Nerv Syst* 5: 191-208.
- Vetrovsky T., Steffl M., Stastny P. & Tufano J.J. 2019. The Efficacy and Safety of Lower-Limb Plyometric Training in Older Adults: A Systematic Review. *Sports Med* 49: 113-131.
- Vuori, I., Taimela, S. & Kujala, U. 2010. *Liikuntalääketiede*. 4. p. Helsinki: Duodecim.
- Witzke K.A. & Snow C.M. 2000. Effects of plyometric jump training on bone mass in adolescent girls. *Med Sci Sports Exerc* 32: 1051-1057.
- Wolfson L., Judge J., Whipple R. & King M. 1995. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50 Spec No: 64-67.
- Wu Y.-., Lien Y.-., Lin K.-., Shih T.T.-., Wang T.-. & Wang H.-. 2010. Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scand J Med Sci Sports* 20: e80-e86.