

**PLYOMETRISEN JA KONSENTRISEN  
NOPEUSVOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUKSET  
LIHASJÄNNE-KOMPLEKSIIN TOIMINTAAN JA  
RAKENTEeseen**

Niina Sippola

Pro gradu-tutkielma  
Biomekaniikka  
Kevät 2018  
Liikuntatieteellinen tiedekunta  
Jyväskylän yliopisto  
Ohjaajat: Vesa Linnamo  
Jarmo Piirainen

## TIIVISTELMÄ

Sippola, Niina 2018. Plyometrisen ja konsentrisen nopeusvoimaharjoittelun vaikutukset lihasjännekompleksin toimintaan ja rakenteeseen. Jyväskylän yliopisto. Biomekaniikan pro gradu tutkielma. 68 sivua.

Voimaharjoittelulla on mahdollista saada muutoksia hermolihasarjoittelun toimintaan ja rakenteeseen. Toistaiseksi on olemassa vähän tutkittua tietoa plyometrisen nopeusvoimaharjoittelun vaikutuksista lihasjännekompleksin toimintaan ja rakenteeseen. Tutkimuksen tarkoituksena oli määrittää plyometrisen ja konsentrisen nopeusvoimaharjoittelun vaikutuksia lihasjännekompleksin toimintaan ja rakenteeseen 12 viikon harjoittelun aikana. Tutkimukseen osallistui 12 20-30 –vuotiasta tervettä miestä, jotka jaettiin kahteen ryhmään (konsentrisen; CON ja plyometrisen; SSC). CON ryhmä suoritti harjoittelun paineilmalaitteilla ja SSC ryhmä hyppyharjoitteluna kelkkaergometrissä. Molemmat ryhmät harjoittelivat nopeusvoimaperiaatteella 2-3 kertaa viikossa. SSC-ryhmä harjoitteli kelkkaergometrillä ja CON-ryhmä harjoitteli paineilmalaitteella. Rakenteellisissa muutoksissa tarkasteltiin akillesjänteen venymistä sekä lyhenemistä pudotushyppyjen aikana, akillesjänteen poikkipinta-alaa kolmesta kohtaa (1cm, 2cm ja 3cm kantaluusta ylöspäin), akillesjänteen pituutta seisossa sekä soleuksen, lateralis ja medialis gastrocnemiuksen poikkipinta-alaa. Muutokset määriteltiin ultraäänen avulla. Toiminnallisissa muutoksissa tarkasteltiin hyppyykorkeutta, pudotuskorkeutta, voimantuottoa, kontaktiaikaa sekä lihasaktiivisuutta soleus, medialis gastrocnemius ja tibialis anterior –lihaksista. Molemmilla ryhmillä erityisesti voimantuottoaika pieneni. Tibialis anterior/soleus koaktivaatio pieneni SSC-ryhmällä merkitsevästi pudotettaessa maksimikorkeudesta alku- ja loppumittausten ( $4,06 \pm 1,07$ ,  $1,60 \pm 0,43$  ( $p < 0,01$ )) välillä. Lihasten poikkipinta-alassa SSC-ryhmällä medialis gastrocnemius (GM) ja soleus –lihaksissa (SOL) tapahtui alku- ja loppumittausten (GM;  $5,30 \pm 1,39$  cm<sup>2</sup>,  $8,08 \pm 1,89$  cm<sup>2</sup> ( $p < 0,05$ ); SOL  $15,19 \pm 1,63$  cm<sup>2</sup>,  $19,23 \pm 1,30$  cm<sup>2</sup> ( $p < 0,01$ )) välissä tilastollisesti merkitsevää kasvua. Jänteen poikkipinta-alassa tapahtui suurinta muutosta 1cm päässä kantaluusta.

Tilastollisesti merkitsevää kasvua SSC-ryhmällä sen muuttuen alku- ja loppumittausten välissä  $0,58 \pm 0,86 \text{ cm}^2 (p < 0,05)$ .

Tutkimuksen perusteella voidaan päätellä, että plyometrinen harjoittelu kehittää paremmin voimantuottonopeutta sekä lihasjännekompleksin rakennetta ja toimintaa. Lisäksi plyometrisellä harjoittelulla vaikuttaisi olevan paremmat positiiviset vasteet iskunkestävyyteen sekä jänteen poikkipinta-alan kasvuun kuten myös lihasten koaktivaation pienenemiseen kuin konsentrisella harjoittelulla. Plyometriaharjoittelu tuottaa myös hypertrofiaa lihaksistoon.

Avainsanat: Plyometrinen harjoittelu, konsentrisen harjoittelu, poikkipinta-ala, koaktivaatio, ultraääni

## SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ .....	2
1 JOHDANTO .....	6
2 LUURANKOLIAKSEN JA JÄNTEEN RAKENNE.....	8
3 LIHASJÄNNEKOMPLEKSIN TOIMINTA .....	11
4 VOIMAHARJOITTELU .....	13
4.1 Voimaharjoittelun lajit .....	14
4.2 Voimaharjoittelun vaikutukset hermolihasjärjestelmään .....	15
4.3 Voimaharjoittelun vaikutukset lihasjännekompleksiin .....	17
4.4 Nopeusvoimaharjoittelu ja sen vaikutukset.....	18
5 ULTRAÄÄNEN KÄYTTÖ LIHASJÄNNEKOMPLEKSIN MITTAAMISESSA .....	20
5.1 Jänteen pituuden muutos .....	21
5.2 Lihaksen ja jänteen poikkipinta-ala.....	22
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	25
7 MENETELMÄT .....	26
7.1 Koehenkilöt .....	26
7.2 Tutkimusprotokolla .....	26
7.3 Mittaukset.....	30
7.3.1 Kelkkahypyt .....	30
7.3.2 Jänteen pituuden muutos.....	31
7.3.3 Lihaksen ja jänteen poikki-pinta .....	33
7.4 Tilastollinen analyysi .....	34
8 TULOKSET.....	35
8.1 Harjoittelun vaikutus kelkkahyppyihin .....	35
8.2 Harjoittelun vaikutus lihasaktiivisuuteen .....	39
8.2.1 Esiaktiivisuus .....	39
8.2.2 Eksenttrinen vaihe .....	40
8.2.3 Konsenttrinen vaihe.....	41
8.3 Harjoittelun vaikutus akillesjänteen pituuteen .....	45
8.4 Harjoittelun vaikutus pinta-aloihin.....	47
8.4.1 Lihasten poikkipinta-alojen muutokset.....	47

8.4.2	Jänteen poikkipinta-alan muutokset.....	49
9	POHDINTA.....	51
9.1	Tutkimuksen rajoitukset.....	55
9.2	Johtopäätökset.....	56
10	LÄHTEET.....	57
	LIITTEET.....	68

# 1 JOHDANTO

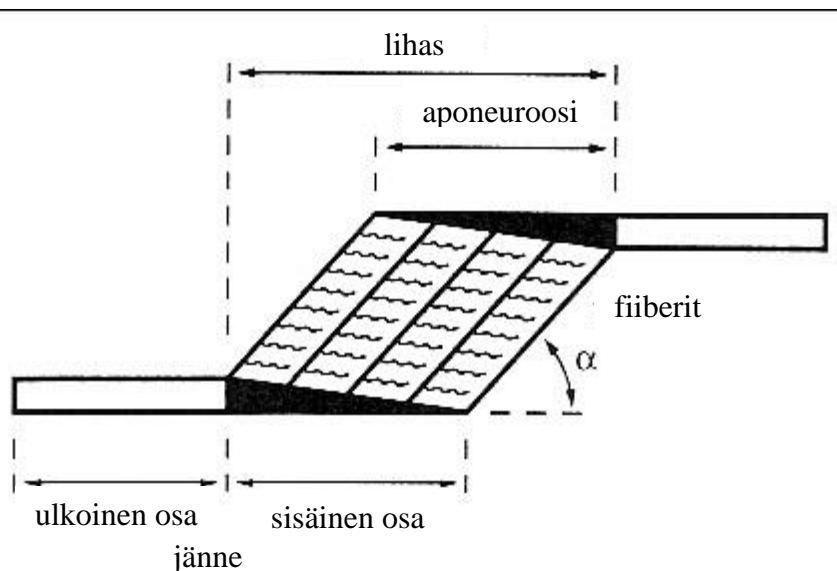
Voimaharjoittelun usein ajatellaan olevan vain painojen kanssa toteutettavaa harjoitusta. Sitä voidaan kuitenkin toteuttaa hyvin monin eri tavoin mm. loikkien ja kuntopalloharjoituksena. Tietyn tyyppinen kehittää lihasta kasvattamalla lihassolujen kokoa, toinen taas kehittää hermostollista puolta ja kolmas kehittää lihaksen kestävyyttä (Häkkinen ym. 2004 251, Ahtiainen 2006). Nopeusvoimaharjoittelu, johon tässä tutkimuksessa on perehdytty, kehittää erityisesti hermotusta, mutta voi myös kasvattaa lihasta (Duchateau & Hainaut 2003, 327). Mihin tavallinen ihminen sitten tarvitsee nopeusvoimaharjoittelua? On todettu, että nopeusvoimaharjoittelu auttaa mm. tasapainokykyyn, koska siinä kehitetään hermostoa nopealla, räjähtävällä liikkeellä, jonka kehittyminen tehostaa päivittäistä toimintakykyä (Piiirainen 2014, Row ym. 2012). Kuorman valinta ja toistojen määrä ratkaisevat, mitä ominaisuutta eniten kehitetään voimaharjoituksen aikana. Suuret kuormat isoilla toistomäärillä kehittävät voimaominaisuuksia ja pienet kuormat suurilla nopeuksilla nopeutta ja hermotusta. (Häkkinen 2002, 20-36). Näiden ominaisuuksien lisäksi myös jännerakenteet vaikuttavat liikkeeseen. Jänne siirtää lihaksesta tulevan voiman luuhun, joka aiheuttaa liikkeen. (Magnaris ym. 2004.) Nopeusvoimaharjoittelun on todettu kuormittavan myös jänteitä ja lihasten elastisia rakenteita. Jänteen poikkipinta-alaa on kuitenkin vaikea saada kasvamaan harjoittelulla, mutta se on mahdollista riittävän isolla intensiteetillä, jänteeseen kiinnittyvien lihasten aktiivisuudella sekä riittävän korkealla kuormalla (Stone & Karatzaferi 2003). On todettu, että erilaiset plyometriset harjoitukset, kuten hyppely, kehittävät jänteen elastisuutta paremmin kuin perinteinen kuntosaliharjoittelu (Norman & Komi 1979, Kubo ym. 2001).

Ultraäänen avulla pystytään mittaamaan liikkeen aikana lihaksen ja jänteen toimintaa ja pituuden muutoksia in vivo (Finni 2001, Finni ym. 2003, Ishikawa 2005, Hoffren 2007). Sitä on käytetty tutkittaessa mm. isometristä lihassupistusta sekä dynaamisen liikkeen, kuten kävelyn, hyppelyn ja hiihdon aikana (Fukunaga ym. 2001, Ishikawa 2005, Lemmettylä 2014). Yksi suurimmista mielenkiinnon kohteista ultraäänitutkimuksissa viime aikoina on kiinnittynyt venymis-lyhenemis –syklin, SSC:n (Stretch-Shortening Cycle) vaikutuksen tutkimiseen liikkeeseen.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia ultraäänellä kahden erilaisen nopeusvoimaharjoittelun vaikutuksia pohkeen lihaksiin ja akillesjanteeseen sekä voimantuottoon pudotushyppyjen aikana 12 viikon harjoittelujaksolla. Harjoittelumuotoina käytettiin paineilmalla toimivia konsentrisia kuntosalilaitteita (CON) sekä kelkkaergometriä (SSC).

## 2 LUURANKOLIIHAKSEN JA JÄNTEEN RAKENNE

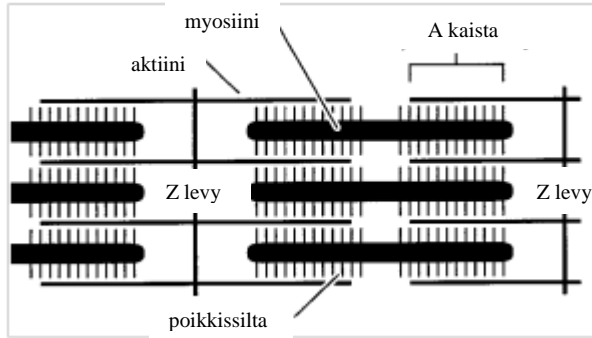
Lihakset ja jänneet muodostavat yhdessä lihasjännekompleksin, jossa lihas on supistuva komponentti ja jänne passiivinen elastinen komponentti. Lihas kiinnittyy luuhun jänteen avulla ainakin toisesta päästään ja usein jänne jatkuu lihaksen sisälle jännekalvona eli aponeuroosina (kuva1) (Zajac 1989).



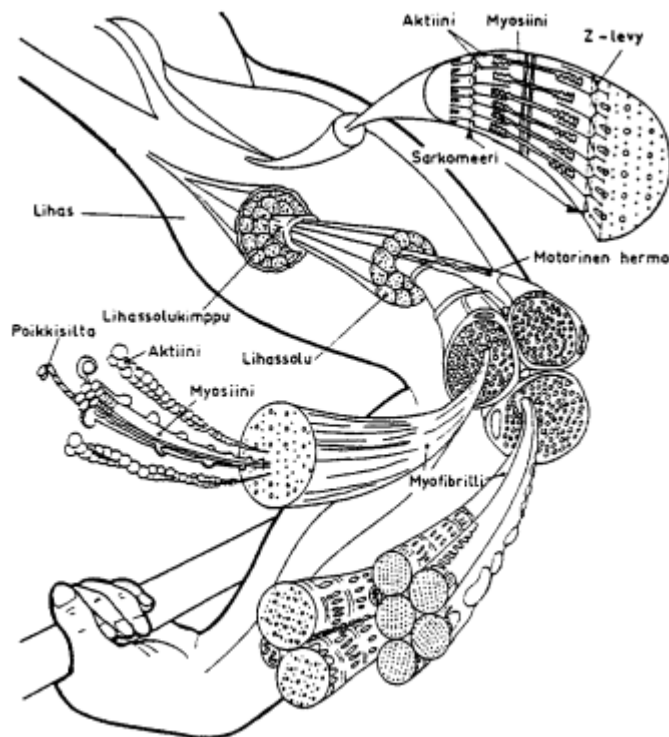
KUVA 1. Lihasjännekompleksin rakenne (Zajac 1989).

Luurankolihas on poikkijuovainen lihas. Lihaksen pienin toiminnallinen yksikkö on sarkomeeri, joka koostuu aktiini- ja myosiinifilamenteista (kuva 2). Sarjamaisesti toisiinsa kytkeytyneet sarkomeerit muodostavat seuraavan kerroksen eli myofibrillin. Lihassolu (lihasfiiberi) muodostuu useista sadoista tai tuhansista myofibrilleistä, jotka taas rinnakkain järjestäytyneenä muodostaa fasikuluksen eli lihassolukimpun. Lihassolut eivät välttämättä ole koko fasikuluksen pituisia vaan pituus riippuu lihassolutyypistä. Useat vierekkäiset fasikulukset muodostavat lihaksen (kuva 3). (Enoka 2002, 220.)





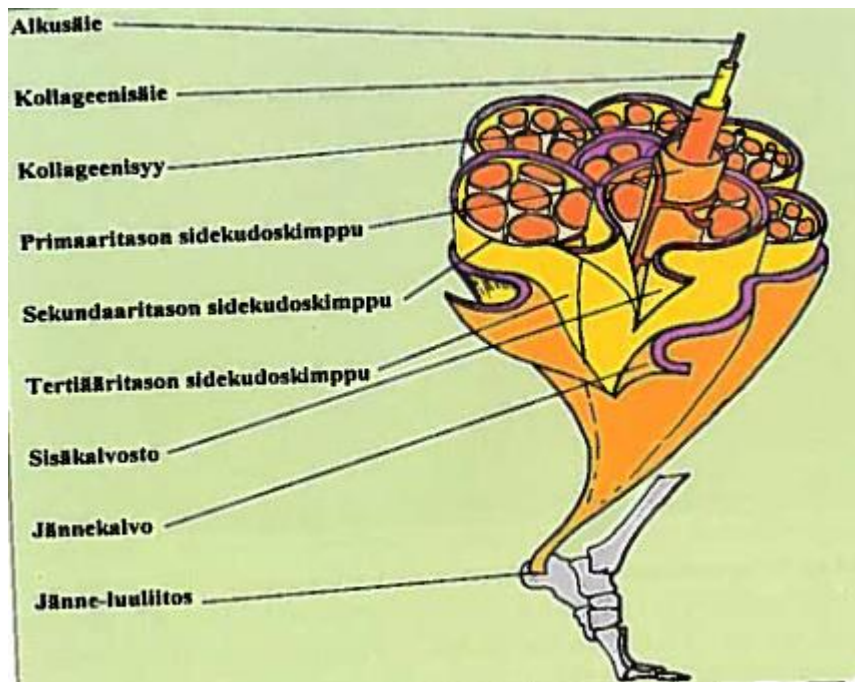
KUVA 2. Sarkomeerin rakenne (Rassier ym.1999).



KUVA 3. Lihaksen rakenne (Häkkinen 1991).

Rakenteeltaan ja koostumukseltaan jänteet muistuttavat nivelsiteitä ja peitinkalvoja. Jänteet liittävät elimistössä lihaksen ja luun yhteen ja välittävät näin lihaksen tuotaman voiman luille. (Kauranen, 2014.) Jänne koostuu kollageenista (enimmäkseen tyypin 1 kollageenista), elastiniinista, proteoglynaatista, aktiinista ja vedestä (Enoka, 2002, 225-226). Suurimmaksi osaksi jänne on vettä. Jänne on punoutunutta sidekudosta, joka rakentuu ohuista alkusäikeistä. Alkusäikeet muodostavat sidekudossyitä ja niistä taas muodostuu sidekudoskimppuja kolmella eri tasolla, jotka ovat primaari-, sekundaari- ja tertiäärirakenne.

Tertiäärisidekudoskimpuista muodostuu lopullinen jänne. Jänteen ympärillä on jännekalvo (epitenon) ja sisempien tasojen ympärillä sisäkalvo (endotenon) (kuva 4). (Franchi, 2007.) Sisäkalvoverkosto mahdollistaa sidekudossyiden liikkumisen päällekkäin ja verisuonet, hermot sekä imusuonet kulkevat sitä kautta syvempiin jänteen osiin. Yhdessä kollageenisäikeet ja muut sidekudosproteiinit muodostavat lihassolujen kanssa lihass-jännekompleksin. (Kannus, 2000, Finni 2001.)



KUVA 4. Jänteen rakenne (Kauranen 2014.)

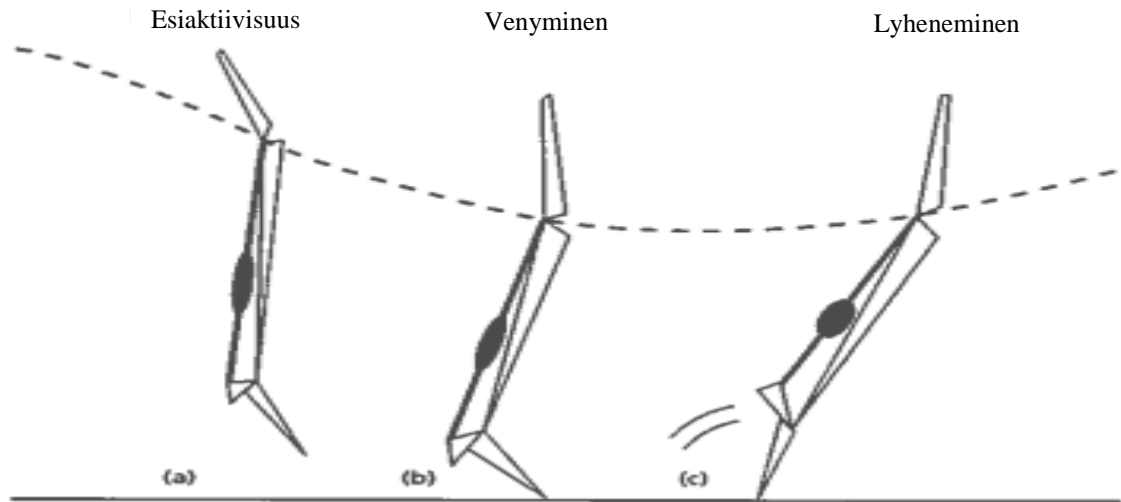
### 3 LIHASJÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINTA

Lihaksen toimintatapaan vaikuttaa sen työtapa. Työtapoja on joko dynaaminen tai staattinen. Dynaamisessa työtavassa lihaksen pituus joko lyhenee tai pitenee eli dynaaminen lihastyö on joko konsentrista tai eksentristä. Staattista työtapaa kutsutaan isometriseksi. (Maughan & Gleeson 2010, 36.) Ekstenrisessä lihastyössä aktiini-myosiini poikittaissillat liikkuvat toisistaan loitommaksi, jolloin lihas venyy. Konsentrisessä lihastyössä aktiini-myosiini poikittaissillat taas liikkuvat limittäin toisiinsa nähden, jolloin lihas supistuu. Isometrisessä lihastyössä lihas ei liikahda mihinkään, vaan lihaksessa tehdään staattinen pito eli poikittaissillat eivät liiku mihinkään. (Maughan & Gleeson 2010, 36-37).

Lihaksen supistumisen aiheuttaa aktiopotentiaali, joka etenee aivoista hermostoa pitkin hermoimpulssina lihasta käskyttävään motoriseen yksikköön. Motorisen yksikön muodostavat lihassolut sekä niitä hermottava selkäytimestä lähtevä liikehermo eli  $\alpha$ -motoneuroni. (Enoka 2002, 230-232.) Lihassoluja motorisessa yksikössä voi olla muutamia tai useita tuhansia. Lihassolujen määrä/motorinen yksikkö usemmiten riippuu, miten tarkasta liikkeestä on kyse ja mikä on lihaksen päätehtävä. (Lieber&Fridén 2000, Enoka 2002, 278-279.) Burken mallin mukaan motoriset yksiköt jaotellaan kolmeen ryhmään: S (hitaat ja kestävä) FR(nopeat ja melko kestävä) sekä FF (nopeat ja väsyvät). S-tyyppin motoriset yksiköt syttyvät ensin ja niihin tarvitaan yleensä vähän voimaa. F-tyyppin motoriset yksiköt taas syttyvät myöhemmin, kun voimaa tarvitaan enemmän. (Henneman ym. 1965a.)

Jänne on elastinen komponentti, joka venyy ja lyhenee. Se koostuu ulkoisesta osasta sekä lihaksessa olevasta jänteestä, jota kutsutaan aponeuroosiksi. Jänteeseen varastoituu energiaa, joka riittävän nopeassa liikkeessä tuottaa lisävoimaa lihastyöhön. Jos venytys kestää liian kauan niin energia muuttuu lämpöenergiaksi eikä sitä saada käyttöön voimantuoton hyväksi. (Cavagna 1970.) Jänteen pääasiallinen tehtävä onkin tuottaa voimaa lihaksesta luuhun (Nigg & Herzog 1999, 133 & Magnaris ym. 2004). Liikkeen aikana lihas vuorotellen venyy ja lyhenee, tätä luonnollista lihastoimintaa kutsutaan venymis-lyhenemissykliksi (stretch-shortening cycle, SSC) (Norman & Komi 1979). Esimerkiksi kävellessä ja hyppiessä lihas venyy maakontaktin saavuttaessaan ja välittömästi venymisen jälkeen lihas lyhenee

ponnistettaessa. Ennen maakontaktia tarvitaan lihaksessa esiaktiivisuusvaihe, jotta työtä tekevä lihas on valmiina ottamaan vastaan kontaktin ja on aktiivisena jarrutusvaiheeseen, eli venymään. Esiaktiivisuusvaiheessa valmistautuessaan maakontaktiin lihas venyy jo hieman. (kuva 6). (Komi 1984).



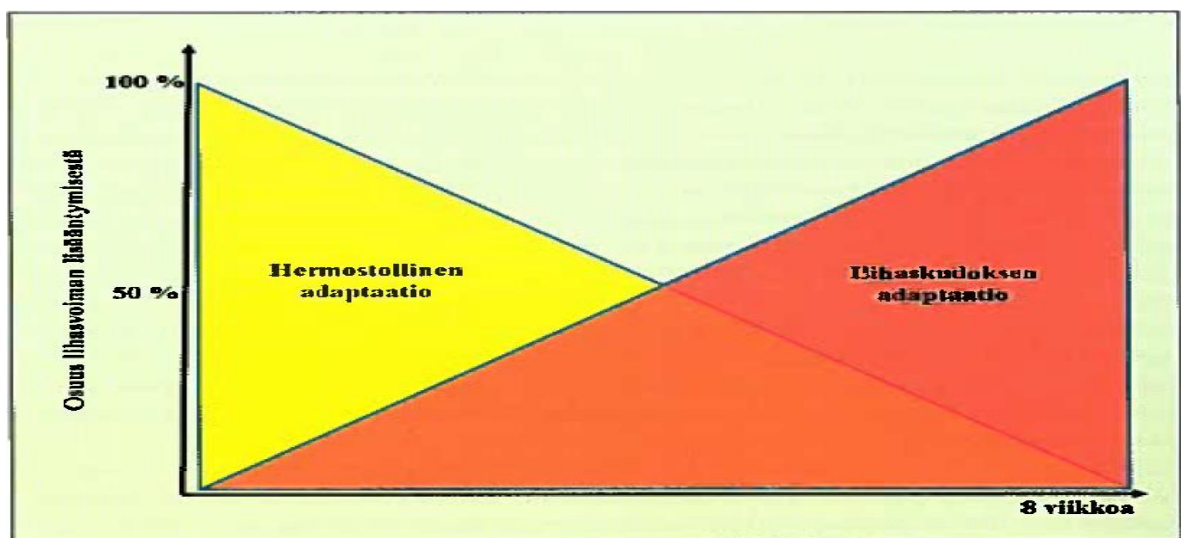
KUVA 6. SSC kävelyn, hypyn ja juoksun aikana. Kohdassa a) tapahtuu esiaktiivisuus ennen varsinaista maakontaktia, b) on jarrutusvaihe (eksentrisen työ), jossa lihas venyy ja c) ponnistusvaihe (konsentrisen työ), jossa lihas lyhenee. (Komi 1984).

Myös lihas pystyy varastoimaan elastista energiaa aktiini-myosiini poikittaissiltoihin. Elastisen energian käyttö riippuu esivenymisnopeudesta, lihaksen pituudesta, saavutetusta voimatasosta esivenytyksen lopussa sekä ajasta eksentrisen ja konsentrisen työtavan välissä. Elastisten osien osuus voimantuotossa arvioidaan olevan noin 5-15%. Nopea ja lyhyt esivenytys lisää positiivisen työn tehokkuutta, koska lihasaktiivisuus ja energiankulutus ovat alhaisia. Tämän takia mekaaninen hyötysuhde on korkea. (Cavagna 1977, Komi & Bosco 1978, Bosco ym. 1982a.)

## 4 VOIMAHARJOITTELU

Voimaharjoittelun lyhyen ja pitkän aikavälin harjoitusvasteet hermolihasjärjestelmään ovat erilaisia. Samoin eri voimalajien (esimerkiksi perusvoima ja nopeusvoima) vasteet ovat erilaisia. Tavoitteena voimaharjoittelussa on lihasvoiman, voimantuottonopeuden, lihaskestävyuden tai lihaskoon kasvattaminen. (Ahtiainen 2006.) Jotta haluttu tavoite saavutetaan, harjoittelussa täytyy rasittaa lihasjännekompleksia eri tavoin. Voimaharjoittelua harjoitellaan perinteisesti vapailla painoilla, oman kehon painolla tai erilaisilla vastuslaitteilla. (Kauranen 2014, 378.) Voimaharjoittelu aiheuttaa lihaksissa neuraalista ja hypertrofista (lihasmassan kasvua) adaptaatiota, mikä johtaa voimatasojen kasvuun (Moritani & DeVries 1979).

Voimaharjoittelun aiheuttamat muutokset elimistössä eivät kohdistu ainoastaan lihaskudokseen. Merkittävä osa lihasvoiman kasvusta johtuu muutoksista keskushermostotasolla ja lihaskudoksen hermotuksessa. Lihasvoimaharjoittelun ensimmäisten viikkojen ajan (0-10 viikot), muutokset tapahtuvat pääasiassa hermostollisella puolella ja suurin osa lihasvoiman lisääntymisestä johtuu hermolihasjärjestelmän muutoksista (kuva 7). Harjoittelun jatkuessa pidempään adaptaatio siirtyy lihaskudoksen puolelle, jolloin lihasvoiman kasvun takana ovat ensisijaisesti muutokset harjoitettavissa lihaskudoksissa. (Moritani & DeVries 1979.)



KUVA7. Harjoitteluadaptaation kehitys voimaharjoittelun yhteydessä. (Kauranen 2014).

## 4.1 Voimaharjoittelun lajit

Voimaharjoittelu jaetaan kolmeen lajiin; kestovoima, maksimivoima ja nopeusvoima. Sen tavoitteena on kehittää lihasjännekompleksin voimaa. Harjoitus koostetaan valituista harjoitteista ja toteutetaan sen mukaan, onko kyseessä kesto-, maksimi- vai nopeusvoimaharjoitus. (Häkkinen ym. 2004, 251.) Hermolihasjärjestelmän voimantuottoon vaikuttavat lihastyötapat (isometrinen, konsentrisen tai eksentrisen), voimantuottoaika, elastisen energian varastointi ja vapauttaminen, lihasten ja jänteiden vuorovaikutus sekä potentioituminen ja venytysrefleksit (Cormie ym. 2011).

*Kestovoima* on kykyä ylläpitää tiettyä voimatasoa mahdollisimman pitkään. Se jaetaan usein aerobiseen lihaskestävyyteen ja anaerobiseen voimakestävyyteen. Lihaskestävyyden tavoitteena on yleisen harjoituskestävyyden kehittäminen, lihaksiston paikallisen aerobisen energiamuodostustehon kehittäminen eli hiusverisuonitiheyden lisääminen, hitaiden lihassolujen työtehon ja taloudellisuuden edellytysten parantaminen sekä asentoa tukevien lihasten voiman kehittäminen. Voimakestävyyden tavoitteena on voimaharjoittelun sekä lajikestävyysharjoittelun edellytysten kehittäminen, lihaksiston paikallisen happamuuden sietokyvyn ja anaerobisen kapasiteetin kehittäminen ja hitaiden sekä nopeiden lihassolujen työtehon ja teholaajien taloudellisuuden edellytysten kehittyminen. Kestovoimaa tehtäessä vastukset ovat pieniä, toistomäärät suuria ja palautukset lyhyitä. (Häkkinen ym 2004, Ahtiainen 2014).

*Maksimivoima* on voimaa, jonka lihas saavuttaa maksimaalisessa tahdonalaisessa kertasuorituksessa. Se on edellytyksenä tehokkaalle nopeusvoiman kehittymiselle, koska mitä isompi voimataso on, sitä suurempi mahdollisuus on jalostaa sitä nopeusvoimaksi. Maksimivoimaharjoittelu jaetaan usein perusvoimaan ja maksimivoimaan. Perusvoiman eli hypertrofisen maksimivoiman tavoitteena on kehittää lihaksiston yleistä harjoitettavuutta, lisäämällä lihaksen massaa, sekä maitohapon sietokykyä. Osa hypertrofisen voimaharjoittelun vasteista tulee myös hermostollisten muutosten kautta, varsinkin harjoittelun alkuvaiheessa (Moritani & DeVries 1979). Maksimivoiman (hermostollisen) tavoitteena on maksimivoimantuoton kehittäminen lihakseen tulevan tahdonalaisen hermotuksen kehittymisen kautta. Nämä vaikuttavat nopean voimantuoton, kestävyden ja

taidon kehittymiseen. Hermostollisessa maksimivoimaharjoittelussa lihasmassa ei juurikaan kasva. Perusvoimaa harjoitettaessa vastus tulisi olla 60-80%:a maksimista, toistot 5-12 sarjassa ja palautukset 1-2 minuuttia sarjojen välissä. Hermostollisessa maksimivoimassa vastus on yli 90% maksimista, toistot pienet (1-4) ja palautukset pitkät (3-5min.) (Häkkinen 2002, 20-36, Kraemer ym. 1996, Kraemer & Ratamess 2004, Piirainen ym. 2011, Ahtiainen 2014).

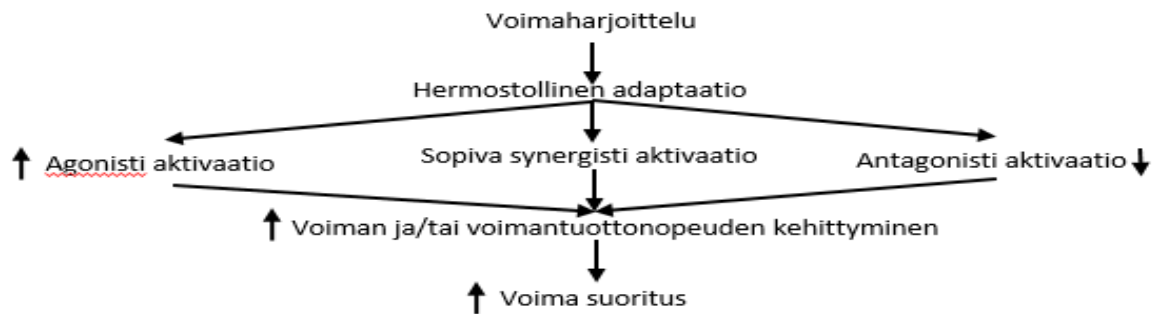
## **4.2 Voimaharjoittelun vaikutukset hermolihaskäyttöön**

Motoristen yksiköiden määrä ja aktiivisuus lihassupistuksen aikana on yksi keskeinen tekijä lihasvoiman kehittämisessä. Niiden aktiivisuus riippuu keskushermoston kyvystä rekrytoida motorisia yksiköitä lihassupistukseen. (Enoka 2002, 279-285.) Motoristen yksiköiden aktivoitumisjärjestys liikkeen aikana riippuu niiden koosta. Ne aktivoituvat aina tietyssä järjestyksessä yhdessä liikkeessä siten, että ensin aktivoituvat pienet motoriset yksiköt, koska niiden syttymiskynnys on matalin ja viimeisenä aktivoituvat suurimmat motoriset yksiköt, koska niiden syttymiskynnys on korkein. (Henneman ym. 1965a, Henneman ym 1965b.) Motoristen yksiköiden koko vaikuttaa myös niiden voimantuottoon. Suurimmat yksiköt tuottavat aktivoituessaan suurimman voiman. Voimaharjoittelun vaikutuksesta pystytään rekrytoimaan enemmän motorisia yksiköitä ja lihassoluja mukaan lihassupistukseen. Tämä näkyy uusien motoristen yksiköiden rekrytoimisena maksimaalisen EMG-aktiivisuuden keskiarvon lisääntymisenä. (Linnamo ym. 2003.)

Toinen keskeinen tekijä lihasvoiman kehittämisessä on motoristen yksiköiden syttymistäajuus. Voimaharjoittelu lisää motoristen yksiköiden syttymistäajuutta. Syttymistäajuutta lisäämällä motorinen yksikkö voi lisätä voimantuottoa noin kymmenenkertaiseksi. (Sale 2003, 289.) Motoriset yksiköt voivat syttyä myös kahdesti lyhyellä aikavälillä ns. doublet, joka lisää voimantuottoa (Christie & Kamen 2006).

Kolmas hermostollinen tekijä lihasvoiman kehittämiseen on agonisti-antagonisti lihasparin toiminta. Antagonisti/agonisti – suhdetta käytetään hermostollisen adaptaation mittarina (Colson ym. 1998, Cardan & Cafarelli 1992, Häkkinen ym. 1998a). Nivelen liikkeellä on

yksi tai useampi vaikuttajalihas eli agonisti. Lisäksi liikkeeseen voi osallistua myötävaikuttajia eli synergisteja, jotka tukevat niveltä liikkeen aikana. Liikkeen vastakkaisen liikkeen aiheuttaa antagonisti eli vastavaikuttajalihas. (Sale 2003, 281-281.) Harjoittelun vaikutuksesta agonisti-lihaksen EMG aktiivisuus ja lihasvoima kasvavat ja antagonisti-lihaksen EMG aktiivisuus laskee. Suuri koaktivaatio laskee agonisti-lihaksen voimantuottoa, koska antagonisti-lihaksen lihastyö heikentää agonistin tuottamaa voimaa. (Häkkinen ym 1998b.) Voimaharjoittelun seurauksena koaktivaatio laskee ja sen seurauksena agonisti-lihaksen voimantuotto tehostuu ja antagonisti-lihaksen jarruttava voima vähenee. Tällöin agonisti-lihaksen tuottama voima saadaan paremmin käyttöön kehon ja ulkoisten kuormien liikuttamiseen (kuva 8). (Carola & Cafarelli 1992, Rutherford & Jones 1986.) Antagonisti-lihasaktivaatiota tarvitaan kuitenkin jonkin verran stabiloimaan nivelen liikkeitä ja jarruttamaan liikkeitä liikeratojen ääriosoissa dynaamisten liikkeiden aikana. Pienempi koaktivaatio kuitenkin parantaa lihasten välistä koordinaatiota ja edistää agonistin lihastoimintaa. Vähäisestä agonisti-antagonisti koaktivaatiosta on hyötyä erityisesti räjähtävää nopeusvoimaa vaativissa lajeissa, kuten pikajuoksu ja korkeushyppy. (Sale 2003, 282.)



KUVA 8. Voimaharjoittelun vaikutus hermostolliseen adaptaatioon sekä agonisti- ja antagonistiaktivaatioihin. (Sale 2003).

Lihassoimaharjoittelu edistää refleksien ja SSC:n hyödyntämistä hermo-lihasjärjestelmän toiminnassa. Muutoksista on hyötyä erityisesti plyometrisissä harjoituksissa ja liikesuorituksissa, joissa toimivan lihaksen venytystä ja eksentristä lihastyötä seuraa välittömästi lihassupistus ja konsentrisen lihastyövaihe. (Norman & Komi 1979.) Positiiviset



muutokset konsentrisessa lihastyövaiheessa johtuvat elastisen energian paremmasta hyödyntämisestä, venytysrefleksin tehostumisesta, lihaspituuden ja aktivaation optimaalisesta hyödyntämisestä sekä lihasten välisen koordinaation kehittymisestä. Muutokset näkyvät maksimaalisen voiman lisääntymisenä sekä kehittyneenä voimantuottonopeutena. (Bosco ym. 1982b, Wilk ym 1993, Chu 1998.)

### **4.3 Voimaharjoittelun vaikutukset lihasjännekompleksiin**

Kuten edellä on esitetty, voimaharjoittelun alussa voiman kasvaminen on usein hermostollista, mutta myöhemmin voiman kasvaminen johtuu enemmän lihasmassan lisääntymisestä, jolloin lihas kasvaa tietyn tyyppisen voimaharjoittelun seurauksena. Tämä johtuu yksittäisten lihassolujen myofibrillien poikkipinta-alan ja määrän kasvamisesta, jota kutsutaan hypertrofiaksi (MacDougall ym. 1977), johon vaikuttaa proteiinisynteesin lisääntyminen harjoitetussa lihaksessa (Chesley ym. 1992). Lihaskudosten lisäksi voimaharjoittelu vaikuttaa lihassoluja ympäröiviin sidekudosrakenteisiin. Voimaharjoittelu lisää sidekudossynteesiä, jonka kiihtyminen on ensisijaisesti riippuvainen venytysärsykkeestä. (Miller ym. 2005.) Lihaksen supistuvan komponentin ja jännerakenteiden yhteistoiminnan elastisen energian hyödyntämisessä on todettu olevan suorituksen intensiteetistä riippuvainen. Intensiteetillä on havaittu olevan vaikutusta fasikulusten jäykkyyden säätelyyn ja sitä kautta lihas-jännekompleksin toiminnan tehokkuuteen lyhenemisvaiheessa. Jännerakenteiden kyky hyödyntää elastista energiaa näyttää olevan rajallinen ja sitä on voitu lisätä vain tiettyyn kuormitustasoon asti. (Ishikawa 2005.)

Jänne on herkkä mekaaniselle kuormalle. Kuormituksen laatu ja määrä määrittävät millainen vaikutus voimaharjoittelulla on jänteeseen. Harjoitus voi kasvattaa jänteen voimaa ja jäykkyyttä. (Reeves ym. 2003). Harjoittelu vaikuttaa lihasjännekompleksin kollageenisynteesiin lisäämällä jänteen voimaa ja kestävyyttä sekä vähentämällä jänteen repeämisen riskiä ihmisen ikääntyessä. (Zernicke & Loitz-Ramage 2003.) Voimaharjoittelu, erityisesti SSC-harjoittelu, lisää jänteen elastisuutta (Kubo 2001). Voimaharjoittelu voi myös kasvattaa jänteen kokoa ts. jänteessäkin voi tapahtua samoin kuin lihaksessa hypertofiaa ja

fibrillien määrän lisääntymistä (Magnusson ym. 2003a). Jotta jänne voi kasvaa, harjoituksen intensiteetti tulee olla riittävän korkea, jänteeeseen vaikuttavien lihasten tulee olla aktiiviset ja kuorman määrän pitää olla riittävän korkea (Stone & Karatzaferi 2003). Lihäsjännekompleksin liitoksessa lihassolujen tuottama voima kulkeutuu solun sisäisten proteiinien kautta solun ulkoisiin sidekudosproteiineihin eli kollageenisäikeisiin (Jozsa & Kannus 1997).

#### **4.4 Nopeusvoimaharjoittelu ja sen vaikutukset**

Nopeusvoima tarkoittaa kykyä tuottaa mahdollisimman suuri voimataso mahdollisimman nopeasti. Voimantuottonopeus kertoo hermolihäsjärjestelmän kyvystä tuottaa nopeasti urheilusuorituksen aikana voimaa. Useissa teholajeissa (esim. pikajuoksu, korkeushyppy ja pallopelit) tarvitaan kykyä tuottaa voimaa mahdollisimman nopeasti. Yleisesti hyppäämiseen, juoksemiseen ja liikkeen aikana tapahtuviin suunnanmuutoksiin käytettävä aika on 50-250ms, jolloin voimaa täytyisi tuottaa mahdollisimman paljon. Kuitenkin maksimivoimantuottoon yleensä kuluu aikaa yli 300ms. (Haff & Nimphius 2012.) Nopeusvoimaharjoittelun periaatteena on maksimaalinen yritys. Pyrkimyksenä on saada harjoitusvaikutus kohdistumaan nopeisiin motorisiin yksiköihin sekä lihassoluihin. (Häkkinen ym. 2004, 258 & Hulmi 2016.)

Nopeusvoima voidaan jakaa räjähtävään voimaan ja pikavoimaan. Räjähävässä voimaharjoituksessa tehdään yksittäisiä nopeita suorituksia ja pikavoimassa nopeita suoritussarjoja. Pikavoiman tavoitteena on nopeiden lihassolujen hermotuksen kehittyminen jatkuvissa (syklisissä) suorituksissa ja lihasjännekompleksin elastisuuden sekä voimantuottonopeuden kehittäminen. Räjähävän voiman tavoitteena on nopeiden lihassolujen hermotuksen kehittäminen kertaluonteisissa (asyklisissä) suorituksissa ja lihassupistuksen tehon kehittäminen tahdonalaisen ja reflektorisen hermotuksen kautta.

Nopeusvoimaharjoituksen kuorma on yleensä 0-85 % yhden toiston maksimista. Pienemmillä kuormilla (pikavoima) kehitetään nopeusominaisuuksia sekä hermostoa, ja suuremmalla kuormalla (räjähtävä voima) voimaominaisuuksia, mutta myös hermostoa.

Yleisesti käytetään 40-60%:n kuormaa maksimitoistosta, jolloin varmistetaan korkea mekaaninen teho. (Häkkinen ym 2004, 259 & Hulmi 2016, 32). Voimakkaan harjoitusvaikutuksen saamiseksi lihasjännekompleksiin tulisi puhdasta nopeusvoimaa harjoitettaessa suoritusajat olla lyhyitä. Sarjan kesto tulisi olla 1-10 sekuntia, koska käytetään välittömiä energialähteitä (ATP ja KP) eikä maitohapon tuotto nousisi häiritsevän suureksi. Jos maitohappoa kertyy lihaksiin paljon, on seurauksena väsyminen. (Häkkinen ym. 2004, 259). Palautuksen sarjojen välillä tulisi olla 3-5min, jotta saadaan tehtyä mahdollisimman maksimaalinen suoritus uudestaan ja välittömät energialähteet palautuisivat. Harjoitusärsykettä tulisi vaihtaa 4-10 viikon välein, jotta hermo-lihasjärjestelmä pysyy vastaanottavaisena harjoituksille ja nopeusvoima kehittyy. (Hulmi 2016, 41.)

*Plyometrisella nopeusvoimaharjoittelulla* tarkoitetaan nopeusvoimaharjoittelua, jossa hyödynnetään lihasjännekompleksin SSC:tä. Lihasesijännittyy, venyy, supistuu ja rentoutuu vuoronperään nopeasti sykleissä. Liike tehdään jatkuvana ja maksimaalisen nopeana. Yleensä se tehdään oman kehonpainolla tai kevyellä lisävastuksella (esim. loikat ja erilaiset hyyt). (Chu 1998 & Chimielewski ym. 2006). Kuten aiemmin on todettu niin jänteisiin ja lihasten proteiininrakenteisiin varastoituu elastista energiaa silloin kun lihasta venytetään sen ollessa aktiivinen. Lihassupistuksen aikana nopeasti venytyksen jälkeen varastoitunut elastinen energia vapautuu liikkeeseen ja se vie kehoa eteenpäin yhdessä lihassupistuksen tuottaman voiman kanssa. (Cavagna 1970, Nigg & Herzog 1999, Magnaris ym. 2004.) Plyometrisessä nopeusvoimaharjoittelussa pyritään kehittämään lihasjännekompleksin kykyä käyttää elastista energiaa paremmin voimantuottoon maksimaalisen nopean lihassolujen käskytyksen lisäksi. Se kehittää selkäytimen kautta tulevaa venytysrefleksiä, joka lisää agonisti-lihaksen voimantuottoa supistumisvaiheessa nopean venytyksen jälkeen. (Chu 1998, Chimielewski ym. 2006 & Fouré ym 2010.) Nopeusvoimaharjoittelun on todettu kasvattavan ennemmin jänteen massaa kuin lihasjännekompleksin voimaa (Zernicke & Loitz-Ramage 2003).

## 5 ULTRAÄÄNEN KÄYTTÖ LIHASJÄNNEKOMPLEKSIIN MITTAAMISESSA

Liikuntabiologisissa mittauksissa ultraääntä käytetään lihasmekaniikan tutkimisessa reaaliajassa. Noninvasiivista ultraäänitekniikkaa ensimmäisen kerran lihaksen poikkipinta-alan määrittämiseen käyttivät Ikai ja Fukunaga vuonna 1968 (Ikai & Fukunaga, 1968), jolloin he kuvasivat luurankolihasen arkkitehtuuria *in vivo*. Aluksi tutkimuksia pystyttiin tekemään staattisissa ja lepotilanteissa. Tekniikan kehittyessä nykyään pystytään tarkkailemaan fasikulusten ja jännerakenteiden lyhenemistä ja pitenemistä sekä lihaksen ja jänteiden poikkipinta-aloja dynaamisen liikkeen aikana. Suurimmaksi osaksi mittaukset tehdään nk. B-mode ultraäänellä.

Ultraääni on mekaanista aaltoliikettä eli akustista värähtelyä, jonka taajuus on ihmisen kuuloalueen yläpuolella (> 20 kHz). Ultraäänen taajuusalueen yläraja on gigahertseissä. Ultraääni noudattaa yleisiä aaltoliikkeen lainalaisuuksia, mutta poikkeaa sähkömagneettisesta säteilystä siinä, että se tarvitsee edetäkseen väliaineen. Ultraääni ei etene lainkaan tyhjiössä ja vaimenee kaasuisssakin nopeasti - etenkin korkeilla taajuuksilla (> 1 MHz) - mutta etenee hyvin nesteissä ja useimmissa kiinteissä aineissa. Tavallisin taajuusalue on 20 kHz - 10 MHz. Ultraääni voi edetä pitkittäisenä tai poikittaisena aaltoliikkeenä ja myös pinta-aaltona. Ultraääni käyttäytyy kuten muutkin ääniaallot. Se pystyy heijastumaan, taittumaan, hajoamaan, lähettämään ja se voidaan absorboida (Alasaarela 1999).

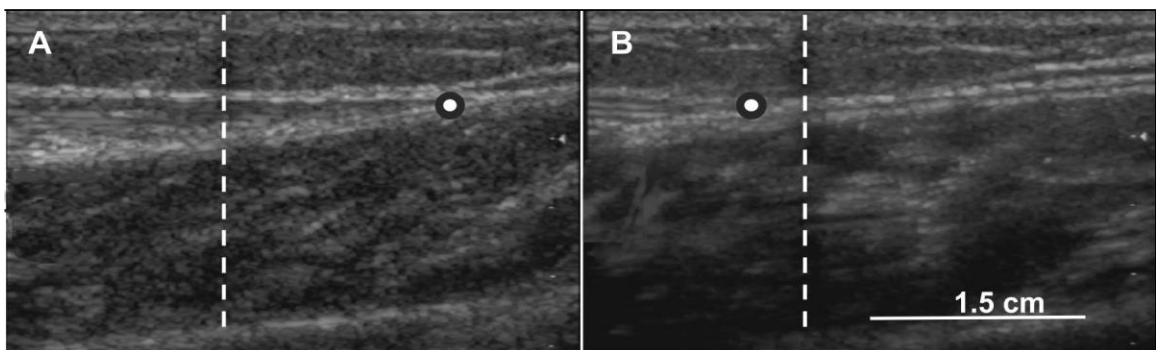
On olemassa erilaisia ultraääniantureita, joita ovat: kuperanmuotoinen anturi, rengasmainen array anturi, radiaali array anturi ja lineaari array anturi (kuva 9.), jota käytetään ultraäänitutkimuksissa eniten. Anturit voivat olla eri taajuisia vaihdellen 3 MHz ja 20 MHz välillä. Yleisimmin tutkittaessa lihasta käytetään 7,5 MHz anturia, koska se antaa erinomaisen resoluution. (Montes, 2001.)



KUVA 9. Ultraäänitutkimuksissa yleisimmin käytetty anturi.

## 5.1 Jänteen pituuden muutos

Jänteen pituutta pystytään mittaamaan kuvantamalla se liikkeen aikana ultraäänellä. Jännettä mitattaessa ultraäänitekniikalla anturi on kiinnitettynä samalla tavalla pitkittäissuuntaisesti jännelihaksen liitoksen päälle kuin lihastakin mitattaessa (Maganaris & Paul 1999). Jänne käyttäytyy liikkeen aikana venyen ja lyhentyen, kuten aiemmissa luvuissa on kerrottu. (kuva10.) Jänteen käyttäytymistä on tutkittu muun muassa liikkeen aikana, levossa, isometrisen supistuksen sekä erilaisten harjoittelun vaikutuksia jänteen toimintaan. (Finni ym. 2001 & 2013, Fukunaga ym. 1997 & 2001, Ishikava ym. 2005, Hoang ym. 2007, Hoffren 2007, Kubo ym. 2001, Muramatsu ym. 2001,).



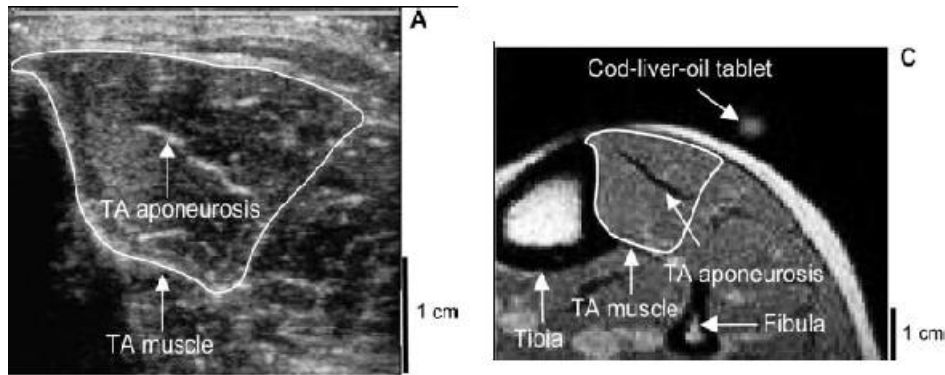
KUVA 10. Akillesjänteen venyminen plantaariflexion aikana. A kuvassa jänne on lepopituudessa ja kuvassa B jänne on venynyt. Valkoinen piste on jänteen ja lihaksen kiinnityskohta, jonka siirtymänä nähdään venyminen.

## 5.2 Lihaksen ja jänteen poikkipinta-ala

Aikaisemmin on käytetty paljon magneettikuvausta (MRI) poikkipinta-alan mittaamiseen. MRI on kallis tapa, joten on tutkittu mahdollisuutta käyttää ultraäänitekniikkaa luotettavasti tutkittaessa poikkipinta-aloja (Hoffren 2005). Ultraäänitekniikalla saadut tulokset ovat tarpeeksi valideja, jotta sitä voidaan käyttää poikkipinta-alan mittaamiseen. (Reeves ym 2003, Hoffren 2005).

Poikkipinta-alaa mitatessa ultraäänianturi laitetaan poikittain lihaksen tai jänteen suuntaan nähden. Tarkka kohta lihaksesta valitaan mieltien mitä halutaan mitata. Yleisesti se mitataan lihaksen keskikohdasta, jossa lihas on paksuimmillaan. Jos halutaan tutkia esimerkiksi harjoittelun vaikutusta poikkipinta-alaan, ei kohdalla itse lihaksesta ole väliä vaan sillä, että mittaus tehdään joka kerta samasta kohtaa. Ihoon on huolellisesti merkittävä mittauskohta. Poikkipinta-ala mitattiin käyttämällä erityistä digitointiohjelmia (Esformes ym, 2002, Reeves ym. 2003, Bembem M, 2002)

Ultraäänitekniikan kehittyessä on tullut mahdolliseksi mitata ultraäänellä (B-mode) lihasten poikkipinta-aloja samoin kuin MRI:llä eli kuvaamalla axiaalileikkeitä tietyn välimatkoin koko lihaksen pituudelta. Näiden avulla on mahdollista määrittää lihaksen tilavuus ja poikkipinta-ala. Esformes ym. (2002) määrittivät ensimmäisenä tibialis anterior –lihaksen tilavuuden tällä menetelmällä (kuva 11). Välttääkseen kudoksen supistumista he tekivät ultraäänimittauksen niin, että jalka oli vedessä. He toistivat ultraäänimittaukset kahdesti toistettavuuden testaamiseksi ja vertasivat tuloksia magneettikuvauksella saatuihin arvoihin. Ultraäänimenetelmän toistettavuus oli erinoimainen (korrelaatiokerroin 0.99). Kuvassa 12. on uusimmalla ultraäänitekniikalla talletettu pohkeen poikkipinta-ala. Siinä ultraäänianturia hitaasti liikutettiin poikittaissuunnassa pohkeen takaosan ympäri. Myös Ahtiainen ym. (2010) totesivat, että ultraäänellä voidaan tarkkailla lihaksen poikkipinta-alan muutoksia mm. harjoituksen vaikutuksesta.



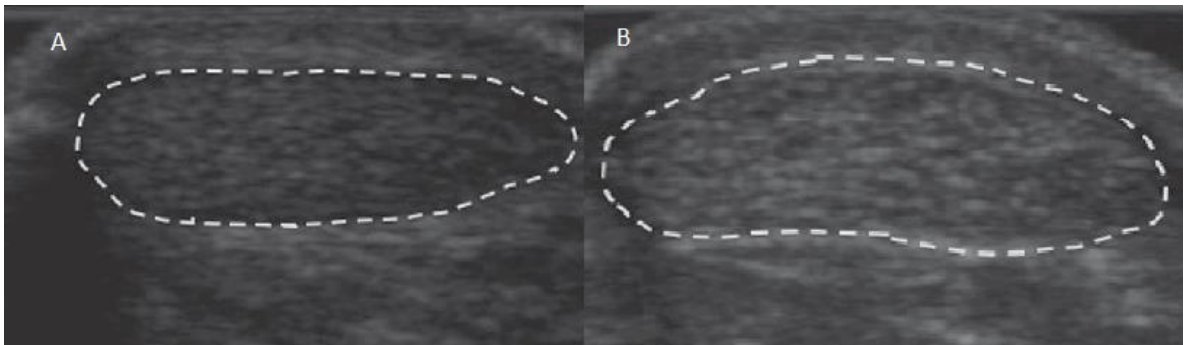
KUVA 11. Tibialis anterior lihaksen poikkipinta-alan määrittäminen A ultraäänellä ja C magneettikuvauksella (Esformes et al. 2002)



KUVA 12. Poikkipinta-ala pohjelihaksistosta. Kuvaan on piirretty Gastrocnemius-lihaksen medialis ja lateralis lihakset.

Jänteen poikkipinta-alamittauksia on tehty tutkittaessa jänteen käyttäytymistä liikkeen aikana sekä levossa. Eniten on mitattu ikääntymisen vaikutusta, voimaharjoittelun sekä kestävyysharjoittelun vaikutusta jänteen poikkipinta-alaan. Näitä tutkimuksia ei ole vielä kuitenkaan kovin paljoa tehty, ja tulokset ovat hieman ristiriitaisia. Ristiriitaisuuteen saattaa

vaikuttaa se mistä kohtaa jännettä on tutkimuksessa mitattu (Stenroth 2016). Birch ym. (1999) tutki hevosten jänteen hypertrofiaa viiden tai 18 kuukauden juoksumattoharjoittelujakson jälkeen ja hän totesi korkea intensiivisen harjoittelun kasvattavan hypertrofiaa. Tutkimusten mukaan ikääntyminen kasvattaa jänteen poikkipinta-alaa (kuva 13) (Ito ym. 1998, Magnusson ym. 2003b, Kubo ym. 2014 & Stenroth 2016). Ensimmäisen kerran voimaharjoituksen vaikutusta jänteen poikkipinta-alaan tutki Kongsgaard ym. (2007) MRI:n avulla. Fouré ym. (2010) käyttivät ultranääntä tutkiessaan akillesjänteen poikkipinta-alan muutoksia plyometrisen harjoittelun seurauksena. Ennen sitä ainoastaan Kubo ym. (2007) olivat tutkineet samaa. Kummassakaaan tutkimuksessa ei löydetty merkitsevää muutosta poikkipinta-alan kasvuun.



KUVA 13. Molemmissa kuvissa akillesjänne on merkitty katkoviivalla. A kuvassa lapsen ja B kuvassa aikuisen jänne. (Kubo ym. 2014).



## 6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli määrittää kahden erilaisen nopeusvoimaharjoittelun vaikutuksia lihasjännekompleksiin 12 viikon harjoittelun aikana. Toinen ryhmä teki konsentrista nopeusvoimaa paineilmalaitteilla ja toinen ryhmä plyometristä harjoittelua kelkkahypyin. Tavoitteena oli selvittää mitä tapahtuu harjoittelujakson aikana paineilmalaitteharjoittelun ja hyppelyharjoittelun avulla lihasjänne-kompleksin rakenteissa sekä hermostollisissa vasteissa. On todettu, että nopeusvoimaharjoittelu ei kasvata niinkään lihasmassaa vaan enemmän hermostollista puolta. Vielä ei ole paljoa tutkittu miten nopeusvoimatyypinen harjoittelu vaikuttaa jänteen rakenteisiin ja erityisesti poikkipinta-alaan. Hypoteesina on, että molemmat harjoitustavat kehittävät nopeaa voimatuottokykyä, minkä lisäksi plyometrinen harjoittelu voi kehittää myös jänteen rakenteita.

## 7 MENETELMÄT

### 7.1 Koehenkilöt

12 viikkoa kestävään voimaharjoittelututkimukseen osallistui 12 tervettä nuorta miestä (20-30 vuotta), jotka jaettiin satunnaisesti kelkkaryhmään (SSC, n=6) ja penkkiryhmään, (CON, n=6). Kaksi koehenkilöä (1 penkkiryhmästä ja 1 kelkkaryhmästä) joutui keskeyttämään tutkimuksen, joten lopulliseksi koehenkilömääräksi tuli 10. Koehenkilöt rekrytoitiin lehti-ilmoituksen ja seinäilmoitusten avulla. Taulukossa 1 on kuvattu ryhmiä antropometristen muuttujien avulla. Tutkimukseen osallistuneet koehenkilöt eivät olleet aktiiviurheilijoita, mutta muuten fyysisesti aktiivisia liikkuja. Kaikki koehenkilöt osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti ja he allekirjoittivat suostumuslomakkeen, jossa heitä informoitiin tutkimuksesta, se kulusta ja siihen mahdollisesti liittyvistä riskeistä. Koehenkilöt saivat keskeyttää tutkimuksessa mukana olon niin halutessaan.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden kuvaus alku- ja loppumittausten (12 viikkoa) perusteella kelkka- (SSC) ja penkkiryhmissä (CON) sekä yhteisesti.

Ryhmä	Ikä	Pituus (cm)	Paino <sub>alku</sub> (kg)	Paino <sub>loppu</sub> (kg)
SSC (n=5)	26,8 (±3,7)	180,9 (±10,3)	77,1 (±17,5)	77,1(±16,1)
CON (n=5)	27,4 (±2,1)	177,8 (±6,2)	77,2 (±7,5)	78,3 (±6,9)
Yht. (n=10)	27,1 (±2,8)	179,4 (±8,2)	71,1 (±12,7)	77,7 (±11,7)

### 7.2 Tutkimusprotokolla

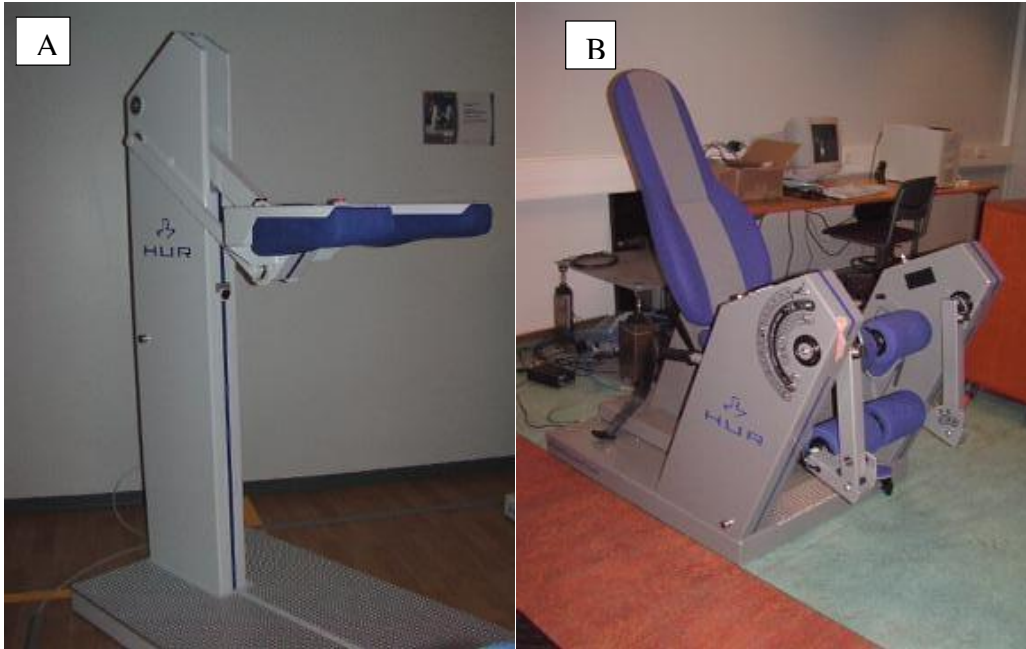
Tutkimus oli osa laajempaa nopeusvoima-harjoittelututkimusta, jossa alkumittaukset tehtiin 0 viikolla. Ensimmäiset kontrollimittaukset tehtiin viikolla 4 ja toiset kontrollimittaukset viikolla 8. Loppumittaukset tehtiin viikolla 13. Alku- ja loppumittauksissa suoritettiin laajempi protokolla kuin kontrollimittauksissa. Kontrollimittauksissa ei tehty stimulaatioita.

Ultraäänen osalta tehtiin kaikki mittaukset (4 kertaa) samalla protokollalla. Alku- ja loppumittausten kulku tapahtui seuraavasti:

- Antropometria
  - pituus
  - paino
  - pohkeen ympäryys
  - bioimpedassi
- EMG-elektrodien laitto
- Lämmittely 10 min polkupyöräergometrillä
- Dynaaminen tasapainomittaus 2x 30sek
- Venytysrefleksi tasapainolevyllä 2x3 pudotusta
- H-refleksi ja M-aalto
- V-aalto
- Passiivinen lihasnykäys ”twitch”
- Maksimipudotuskorkeus kelkkaergometrillä
- Konsentrisen hyppy kelkkaergometrillä
- Aktiivinen H-refleksi pudotettaessa maksimipudotuskorkeudesta
- Isometrinen polven maksimi ojennus ja koukistus
- Polven koukistajien maksimivoima, josta laskettiin 20, 30, 40, 50 ja 60% ja niillä kuormilla tehtiin mahdollisimman räjähtävä suoritus
- Polven ojentajien maksimivoima, josta laskettiin 20, 30, 40, 50 ja 60% ja niillä kuormilla tehtiin mahdollisimman räjähtävä suoritus
- Aktivaatiotason mittaus polven ojentajista
- Ultraääni
  - lihasjännekompleksin käyttäytyminen kelkkahypyissä sekä konsentrisen että pudotushyppyjen aikana
  - pohkeen poikkipinta-ala
  - akillesjänteen poikkipinta-ala 1cm, 2 cm ja 3cm kantaluusta

Tässä työssä keskityttiin ultraäänimittauksiin (lihasjännekompleksin sekä kelkkahyppyjen aikaisen voimantuoton, lihasaktiivisuuden sekä hyppykorkeuden tutkimiseen). Protokollan muut vaiheet on raportoitu muualla (Piirainen ym. 2010, Piirainen ym. 2012).

*Harjoittelu.* Harjoittelu toteutettiin valvotusti Vuokatissa Askelklinikan kuntosalilla sekä Jyväskylän yliopiston liikuntateknologian yksikön biomekaniikan laboratoriossa. Alku- ja ensimmäisen kontrollimittausten (3 viikkoa) välissä harjoiteltiin kaksi kertaa viikossa, kontrollimittausten välissä (3 viikkoa) kolme kertaa viikossa sekä toisen kontrolli- ja loppumittausten välissä (4 viikkoa) kaksi kertaa viikossa. Kontrollimitattausviikoilla ei ollut harjoittelua, ainoastaan mittaukset. Ennen jokaista harjoitusta suoritettiin 10 minuutin alkulämmittely polkupyöräergometrillä (80W kuormalla), jonka jälkeen ryhmä jaettiin kahtia siten, että penkkiryhmäläiset ja kelkkaryhmäläiset harjoittelivat omassa ryhmässään. Harjoitusohjelmat kattoivat kokonaisvaltaisesti kaikki päälihasryhmät ja ne olivat molemmilla ryhmillä samat (liite 1). Tämä toteutettiin perusvoimaperiaatteella. Alaraajojen osalta CON-ryhmäläiset harjoittelivat Hur:in paineilmalaitteilla (kuva 14) ja SSC-ryhmäläiset kelkkaergometrillä (kuva 15). SSC-ryhmän kelkka oli asetettu 23,6 asteen kulmaan ja kuormana oli kelkka (33kg) sekä tutkittavan oma paino. Hyppy suoritettiin jatkuvana kevennyshyppynä mahdollisimman räjähtävästi ja nopeasti. Hyppyjä tehtiin viisi kertaa kuuden toiston sarjat. Sarjojen välillä oli kolmen minuutin palautus. CON-ryhmälle harjoituskuorma määriteltiin yhden toiston maksimista. Kuormana oli 40% maksimivoimasta, joka tarkistettiin ja päivitettiin neljän viikon välein. He tekivät myös viisi kuuden toiston sarjaa kolmen minuutin palautuksella.



KUVA14. Harjoittelussa käytetyt pohjelaite (A) sekä reisilaite (B).



KUVA 15. Harjoituksissa ja hyppytesteissä käytettiin kelkkaergometriä.

## 7.3 Mittaukset

### 7.3.1 Kelkkahyppy

Mittaukset suoritettiin kelkkaergometrillä, jolla suoritettiin pudotushyppyjä aloittaen 10cm korkeudesta ja nostaen pudotuskorkeutta aina 10 cm välein niin kauan kuin hyppykorkeus nousi. Tulokset analysoitiin 10 cm korkeudesta tehdyistä hypyistä (0%), 33% ja 66% pudotuskorkeuksista sekä maksimi nousukorkeuden aiheuttaneesta pudotuskorkeudesta (100%). Kelkka oli 23,1 asteen kulmassa. Pudotushyppyjen polvikulma määritettiin pohjehyppyjen aikana. Pohjehyppy suoritettiin jokaisen koehenkilön luontaisella polvikulmalla, mutta polvien tuli olla lähes suorana. Polvikulmaa kontrolloitiin hyppyjen aikana kelkan korkeuden mukaan ja onnistuneeseen hyppysuoritukseen piti kelkan korkeus ponnistushetkellä olla n.  $\pm 2$ cm pohjehyppyjen aikana määritetystä korkeudesta. Kelkkahyppyjen aikana mitattiin ja analysoitiin hyppykorkeus, kontaktiaika, ponnistusvoiman eksenterinen(jarrutusvaihe)- ja konsentrinen(työntövaihe) vaihe, jotka suhteutettiin tutkittavien massaan sekä kuinka kauan kelkka oli paikoillaan näiden vaiheiden välillä. Lisäksi laskettiin ponnistusnopeus lähtönopeuden kaavalla  $v = \sqrt{h \cdot 2 \cdot g \cdot \alpha}$ , jossa h on kelkan nousukorkeus, g on maanvetovoima 9,81 ja  $\alpha$  on kelkan kulma radiaaneina. Data kerättiin CEDin A/D-muuntimelle (CED Power 1401, Cambridge, England) ja analysoitiin Signal 3.03 ohjelmalla (CED, Cambridge, England).

Lihaskäyttö (EMG) mitattiin konsentrisen hypyn sekä pudotushyppyjen aikana telemetrisesti (Noraxon Telemyo; AZ, USA) 1000Hz keräystaajuudella oikean jalan tibialis anterior (TA)- (etummainen sääri-lihas), soleus(Sol)- (leveä kantalihas) ja medial gastrocnemius(GM)- (sisempi kaksoiskantalihas) lihaksista bipolaarisilla pintaelektrodeilla (Ag/AgCl), joissa elektrodien etäisyys oli 2 cm. Elektrodit asetettiin lihaksiin SENIAMin (1999) ohjeiden mukaisesti. Ennen elektrodien kiinnittämistä ihon pinta käsiteltiin poistamalla ihokarvat ja hiomalla kuollutta ihosolua santapaperilla, jotta saataisiin parempi signaalin johtuminen. Tämän jälkeen iho puhdistettiin puhdistusaineella. Elektrodien kontaktipinnoille laitettiin pastaa ja elektrodit kiinnitettiin kaksipuolisella teipillä ihoon sekä

lisäksi kiinnitys varmistettiin vielä Leukoplast laastariteipillä. Elektrodi impedanssi varmistettiin mittaamalla napojen välinen vastus, jonka tuli olla pienempi kuin  $10\text{ k}\Omega$ .

Maksimaalisen konsentrisen hypyn työntövaiheen EMG:tä käytettiin pudotushyppyjen EMG:n normalisointiin. (Hoffren ym. 2007) EMG:stä (rms) analysoitiin GM:n, SOL:n ja TIBA:n preaktivaatio (100ms ennen kontaktia), jarrutusvaihe (kontaktista kelkan alimpaan korkeuteen) ja työntövaihe (kelkan alimmasta korkeudesta kontaktin loppuun) erikseen. Lisäksi laskettiin jarrutusvaiheen koaktivaatio TIBA ja GM -lihasten sekä TIBA ja SOL –lihasten väliltä jakamalla TIBA:n tulos sekä GM- että SOL –lihasten tuloksella.

### 7.3.2 Jänteen pituuden muutos

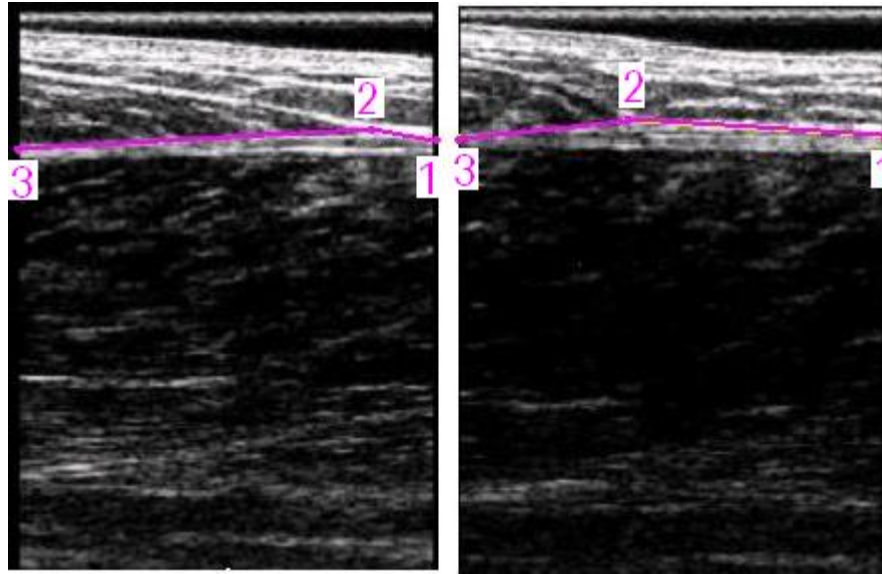
Jänteen pituuden muutokseen tarvittiin sekä ultraääntä (Aloka Prosound SSD- $\alpha$ 10, Tokio, Japani) että videodataa. Jänteen pituuden muutosta mitattiin pudotushypyn aikana. Mittauksissa käytettiin 6 cm pitkää, 7,5MHz ultraäänianturia (UST-5712, Aloka, Tokio, Japani). Ultraäänianturi kiinnitettiin GM ja akillesjänteen liittymiskohtaan. Oikea kohta piirrettiin alkumittauksissa (Kuva 16) ja sitä pyrittiin vahvistamaan, jotta ultraäänianturi pystyttäisiin kiinnittämään joka mittaukerralla mahdollisimman tarkasti samalle kohtaan. Anturi kiinnitettiin erityisen tukilaitteen, teipin ja elastisen siteen avulla kiinni haluttuun kohtaan (Kuva 17). Ultraäänen kuvaamisessa käytettiin 199Hz näytteenotto taajuutta. Kuvista analysoitiin jänteen pituuden muutos hypyn aikana, sen maksimivenyminen ja lyheneminen (Kuva 18).



KUVA16. Ultraäänianturin oikea kiinnityskohta.



KUVA17. Ultraäänianturin kiinnitystekniikka.



KUVA 18. Jänteen pituuden mittaaminen ultraäänikuvasta. 1 on apupiste jänteen pituuden laskemiseen, 2 on jänteen proksimaalinen aloituskohta ja 3 on toinen apupiste.

Kinematiikkaa käytettiin, jotta saataisiin laskettua jänteen pituuden muutos pudotushypyn aikana sekä polvinivelen että nilkkanivelen kulmat. Liikeanalyysiin käytettiin yhtä 50Hz videokameraa (Panasonic NV GS400, Panasonic Corporation, Japani) ja analyysi tehtiin Viconin Motus 9 –ohjelmalla. Markkerit laskentaa varten laitettiin kantaluun päähän, pikkumarpaan tyviluun päähän, kehräsluuhun, polveen sääri- ja reisiluun taitokseen sekä reiteen linjassa reisiluun päiden kanssa. Markkerit oli tehty heijastinnauhasta.

Jotta jänteen pituus pystyttiin laskemaan, täytyi videoanalyysistä saatu data synkronoida 50Hz:sta 200Hz:n, jotta laskeminen onnistuisi. Laskukaavana käytettiin  $[(x-x_0+y-y_0)]+z$ , jossa  $x$  on videoanalyysistä saatu pituus,  $x_0$  on polvet suorina videoanalyysistä mitattu pituus,  $y$  on ultraäänestä saatu pituus,  $y_0$  on polvet suorina mitattu pituus ja  $z$  on seisoen mitattu jänteen pituus.

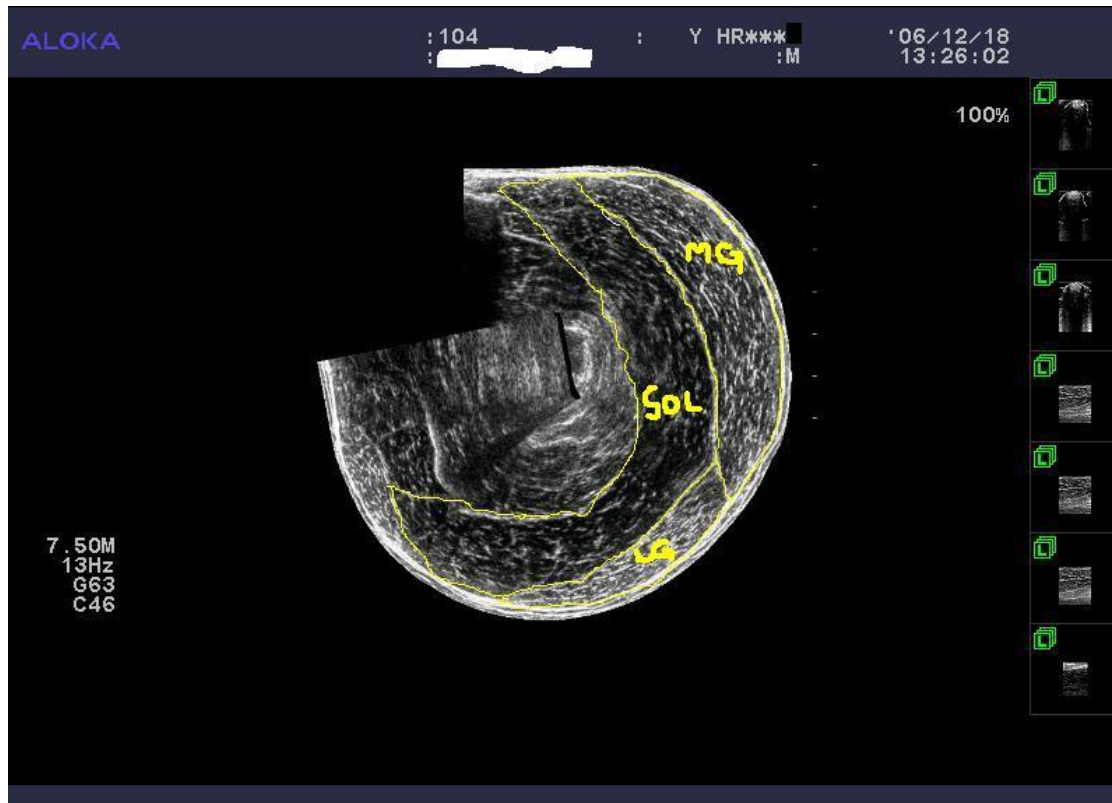


### 7.3.3 Lihaksen ja jänteen poikki-pinta

Lihaksen poikkipinta-ala mitattiin ultraäänellä tutkittavan seisoessa paikallaan paljain jaloin. Mittauskohdaksi päätettiin medialis gastrocnemiuksesta lihaksen puoliväli ja mittaukset tehtiin aina samasta kohtaa. Kohta piirrettiin ensimmäisellä kertaa tutkittavan jalkaan ja sitä vahvistettiin tarvittaessa, jotta kohta pysyisi samana. Jänteen poikkipinta-ala mitattiin kolmesta kohtaa; 1, 2 ja 3 cm korkeudesta kantaluusta (kuva 19). Ultraäänikuvat tallennettiin 13 Hz taajuudella ja pinta-alat laskettiin ImageJ –ohjelmalla (National Institutes of Health, USA), lihasten ja jänteen rajoja pitkin (kuva20) ja (kuva21).



KUVA19. Jänteen poikkipinta-alan mittaus. KUVA20. Ultraäänellä kuvattu akillesjänteen poikkipinta-ala.



KUVA 21. Pohkeen lihaksien poikkipinta-alojen (cm<sup>2</sup>) laskeminen.

## 7.4 Tilastollinen analyysi

Tilastoanalyysit tehtiin SPSS PASW Statistics 18 for Windows –ohjelmalla. Tulokset on esitetty eri muuttujien keskiarvoina (mean) ja keskihajontana (SD) ryhmien sisällä. Tilastolliseen analyysiin käytettiin 2-way ANOVA-analyysiä, jossa General Linear Modelilla analysoitiin sekä ryhmien välisiä eroja, että harjoitusvaikutusta ryhmien sisällä. Tilastollinen merkitsevyys katsottiin joko Sphericity Assumed (ryhmien väliset varianssit yhtä suuret) tai Greenhouse-Geisserin korjauskerrointa (erisuuret varianssit) käyttäen. Jos tilastollinen merkitsevyys löytyi näistä, käytettiin Pairwise Comparisons:ia määrittämään tilastollinen merkitsevyys. Merkitsevyyden tasojen ilmoittamiseen käytettiin \*-merkkiä. < 0,05 oli \*, <0,01 oli \*\* ja < 0,001 oli \*\*\*.

## 8 TULOKSET

Tuloksissa jouduttiin jättämään yksi koehenkilö penkkiryhmästä pois, koska hän ei suorittanut pudotushyppyjä maksimikorkeuteen asti vaan jätti hyppyt kesken. Tuloksissa penkkiryhmästä käytetään lyhennettä CON ja kelkkaryhmästä SSC.

### 8.1 Harjoittelun vaikutus kelkkahyppyihin

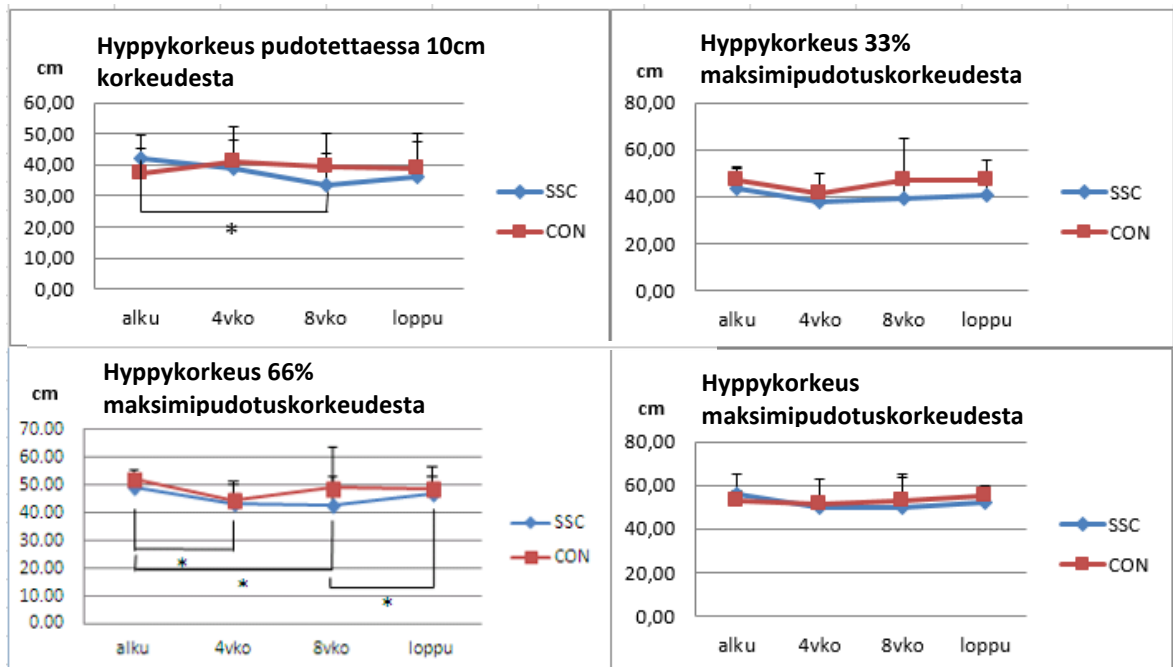
*Pudotuskorkeus.* SSC-ryhmällä pudotuskorkeus kahdentoista viikon aikana 33% ja 66% korkeuksista ei juurikaan muuttunut, mutta loppumittauksissa maksimipudotuskorkeus nousi  $12,00 \pm 31,14$  cm. (kuva 22) Tilastollisesti merkittävää eroa tässä ei kuitenkaan havaittu. CON-ryhmällä pudotuskorkeus nousi kaikista (n.s) muista korkeuksista jokaisen mittausviikon aikana paitsi viikolla 4, jolloin pudotuskorkeudet laskivat (n.s). CON-ryhmällä maksimipudotuskorkeus nousi alku- ja loppumittausten välissä  $12,5 \pm 35,94$  cm. Ryhmien välillä CON-ryhmän pudotuskorkeudet olivat 33%:n ja 66%:n korkeudesta hieman korkeammat viikolla 8 ja loppumittauksissa, mutta maksimipudotuskorkeudesta SSC-ryhmän pudotuskorkeus oli jokaisella mittausviikolla korkeampi samoin kuin kaikista pudotuskorkeuksista alkumittauksissa ja viikon 4 välimittauksissa. Tilastollisia eroja ryhmien välillä ei havaittu.



KUVA 22. Maksimipudotuskorkeuden muutos 12 viikon ajalta.

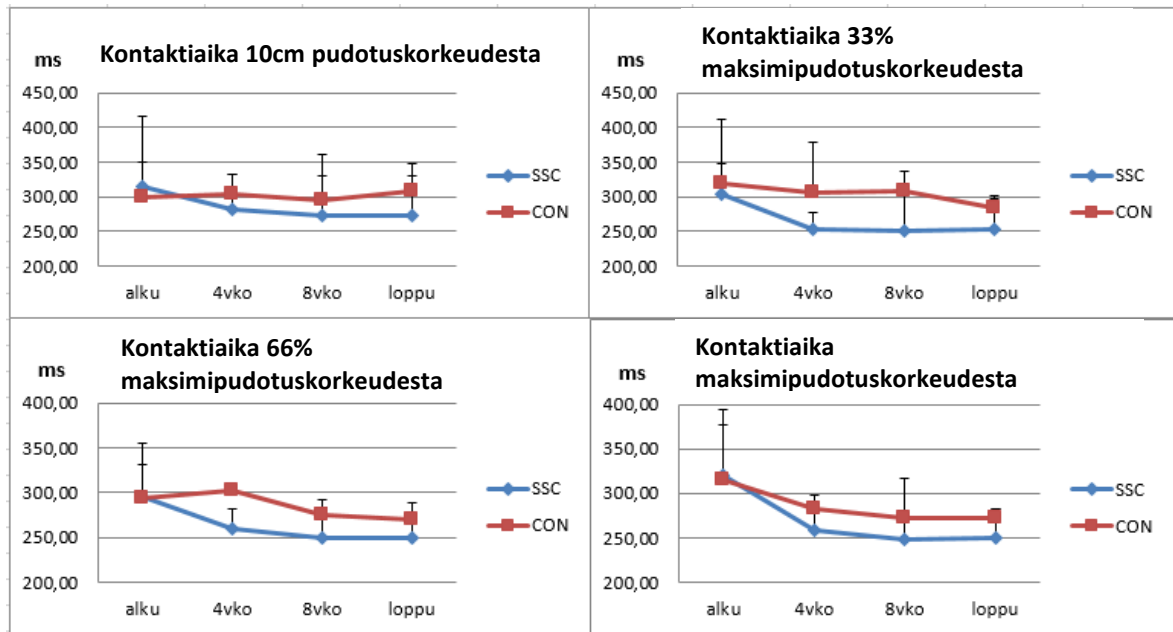
*Hyppikorkeus.* SSC-ryhmällä aloituskorkeudesta hyppikorkeus laski tilastollisesti merkitsevästi alku- ja toisen välimittauksien välillä ( $p < 0,05$ ). 33% korkeudessa hyppikorkeus pysyi suunnilleen samana. 66% korkeudesta pudotettaessa tilastollisesti

merkittäviä eroja ( $p < 0,05$ ) oli aloitus- ja molempien välimittauksien välillä sekä toisen välimittauksen ja loppumittauksen välillä. Maksimipudotuskorkeudesta hyppykorkeus pysyi lähes samana viikkojen välissä eron ollen alku- ja loppumittauksien välillä  $4,4 \pm 3,46$  cm. CON-ryhmällä hyppykorkeuksissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia. Ne pysyivät viikkojen välillä lähes samoina. Ryhmien välillä suurimmat erot hyppykorkeuksissa tuli viikon 8 välimittauksissa, muuten hyppykorkeudet olivat melko samat (kuva 23). Niissäkään ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.



KUVA 23. Molempien ryhmien hyppykorkeudet ja niiden muutokset eri pudotuskorkeuksista.

*Kontaktiaika.* SSC-ryhmän kontaktiaika pieneni jokaisella viikolla jokaisesta pudotuskorkeudesta. Samoin teki CON-ryhmällä, mutta muutos oli pienempi (kuva 24). Aloituskorkeudesta SSC-ryhmällä kontaktiaika pieneni  $42,8 \pm 126,80$  ms, mutta CON-ryhmällä nousi  $9,5 \pm 46,11$  ms. Maksimikorkeudesta pudotettaessa SSC-ryhmän kontaktiajan pieneneminen alku- ja loppumittauksien välillä oli  $71,6 \pm 78,35$  ms ja CON-ryhmällä se oli  $43,5 \pm 78,46$  ms. Tilastollisesti merkittäviä muutoksia ei löytynyt. Ryhmien välillä oli eroja kontaktiajoissa alku- ja loppumittauksien osalta, mutta ne eivät ole tilastollisesti merkittäviä.

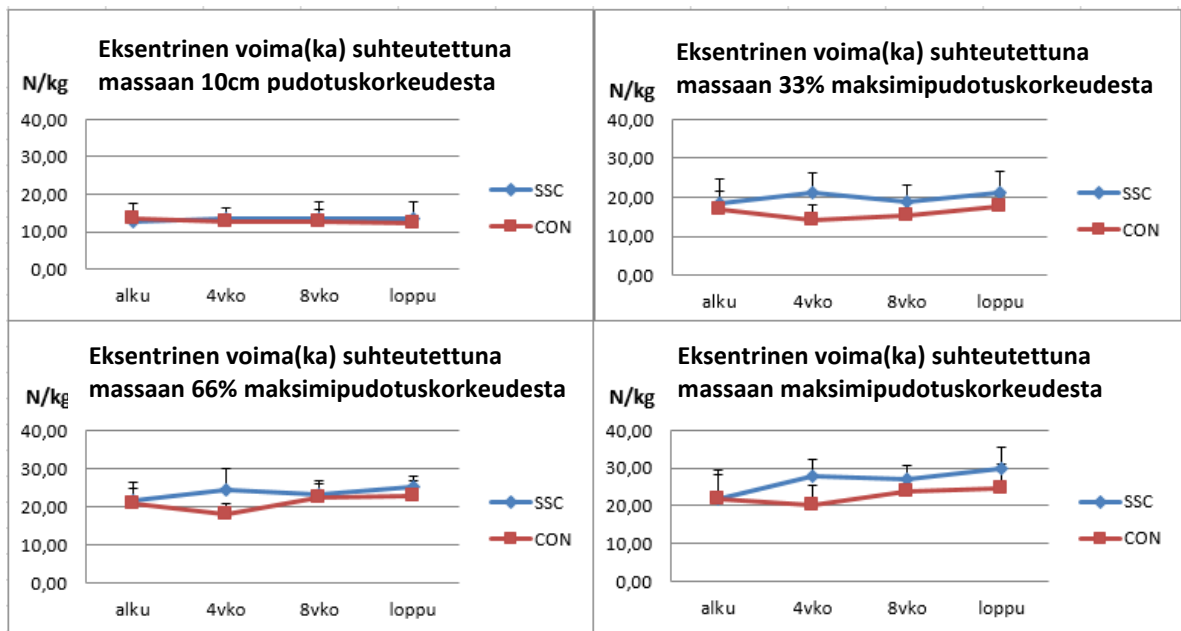


KUVA 24. Molempien ryhmien kontaktiajat 12 viikon ajalta eri hyppykorkeuksista.

*Eksentrisen vaihe.* SSC-ryhmällä eksentrisen vaiheen aika lyheni tai pysyi samana kaikilla mittauskerroilla kaikista pudotuskorkeuksista. CON-ryhmällä aloituskorkeudesta hypätessä eksentrisen vaihe kasvoi, mutta muissa korkeuksissa aika väheni tai pysyi samana viikkojen aikoina. Ryhmien välillä alkutilanteessa CON-ryhmällä eksentrisen vaiheen aika oli kaikissa muissa korkeuksissa lyhempi paitsi 33%:n pudotuskorkeudessa. Välimittauksissa sekä loppumittauksissa SSC-ryhmän eksentrisen vaiheen aika oli lyhempi kuin CON-ryhmän jokaisessa hyppykorkeudessa. Eksentrisen vaiheen tuloksissa ei löytynyt tilastollisesti merkittävyyttä.

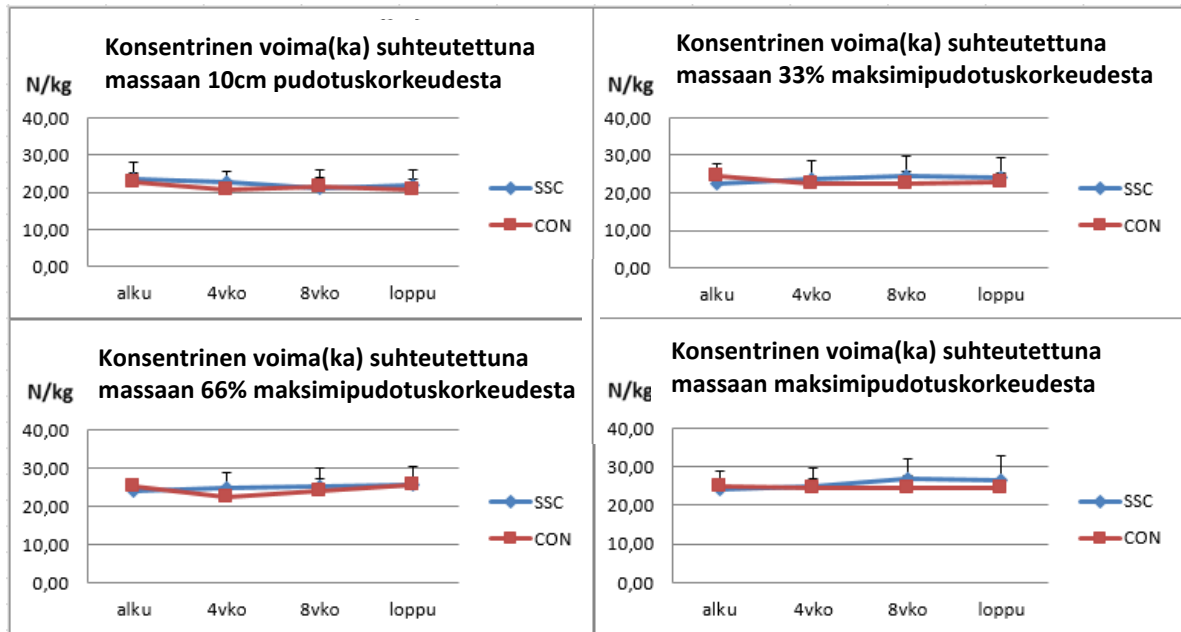
*Konsentrisen vaihe.* SSC-ryhmällä konsentrisen vaihe pysyi lähes samana alku- ja loppumittauksia verrattaessa. Suurin ero tällä ryhmällä tuli pudotettaessa maksimikorkeudesta alku- ja loppumittauksien välissä. Konsentrisen vaihe pieneni niiden välissä  $23,00 \pm 31,55$  ms. CON-ryhmällä aloituskorkeudesta ja 33%:n korkeudesta pudotettaessa konsentrisen vaihe pysyi lähes muuttumattomana, mutta 66%:n ja maksimipudotuskorkeudesta konsentrisen vaihe pieneni. Suurin muutos tapahtui 66%:n pudotuskorkeudesta hypätessä. Ryhmien välillä alkumittauksissa ei ollut eroa, mutta harjoittelun myötä SSC-ryhmällä konsentrisen vaihe pieneni jokaisella viikolla ja jokaisesta pudotuskorkeudesta enemmän kuin CON-ryhmällä.

*Eksenttrinen voima.* Aloituskorkeudesta hypättynä eksenttrinen voima pysyi lähes samana. SSC-ryhmällä eksenttrinen voima kasvoi hieman jokaisesta muusta pudotuskorkeudesta alku ja loppumittauksien välillä, mutta tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei havaittu. Maksimipudotuskorkeutta tarkasteltaessa alku- ja loppumittauksien suhteen eksenttrinen voima kasvoi  $7,84 \pm 10,15$  N/kg, tosin tässäkin muutos ei ollut tilastollisesti merkitsevää. CON-ryhmällä eksenttrisen voiman lisääntyminen oli vähäisempää. Suurin kasvu tapahtui maksimipudotuskorkeudesta hypätessä ( $2,92 \pm 12,28$  N/kg), mutta tilastollisia muutoksia ei havaittu. Ryhmien välillä alussa ei ollut eroa alkumittauksissa, mutta loppumittauksissa SSC-ryhmällä oli jokaisesta korkeudesta suurempi eksenttrinen voimantuotto (kuva 25).



KUVA25. Eksenttrinen voima suhteutettuna massaan molemmilta ryhmiltä jokaisesta pudotuskorkeudesta, jokaiselta mittausviikolta.

*Konsenttrinen voima.* SSC-ryhmällä konsenttrinen voima oli muista korkeuksista pudotettaessa hieman noussut jokaisella mittausviikolla verrattuna edelliseen mittaukseen, lukuunottamatta aloituskorkeutta, jossa se oli laskenut. CON-ryhmällä konsenttrinen voima oli alku- ja loppumittauksien välillä pysynyt samana tai pienentynyt. Ryhmien välillä ei ole eroja (kuva 26).



KUVA26. Konsentrinen voimantuotto suhteutettuna massaan. Tulokset jokaisesta pudotuskorkeudesta ja jokaiselta mittausviikolta.

## 8.2 Harjoittelun vaikutus lihasaktiivisuuteen

### 8.2.1 Esiaktiivisuus

*Medialis gastrocnemius.* SSC-ryhmällä GM:n esiaktiivisuus pieneni välikorkeuksista pudotettaessa, mutta aloitus- ja maksimikorkeudesta pudotettaessa se kasvoi. CON-ryhmällä GM:n esiaktiivisuus laski aloituskorkeudesta ja 66%:n sekä maksimipudotuskorkeudesta se kasvoi verrattuna alku- ja loppumittauksiin. Ryhmien välillä eikä ryhmien sisällä esiaktiivisuudessa ollut merkittäviä eroja.

*Soleus.* SSC-ryhmällä esiaktiivisuus pysyi samana tai laski verrattuna alku- ja loppumittauksia. CON-ryhmällä alkukorkeudessa esiaktiivisuus hieman nousi, mutta muissa korkeuksissa se pysyi joko samana tai laski. (taulukko2). Ryhmien välillä soleuksen esiaktiivisuudessa ei ollut eroja ja se käyttäytyi viikkojen välillä molemmilla ryhmillä samankaltaisesti.

*Tibialis anterior*. SSC-ryhmällä TIBAn esiaktiivisuus laski alku- ja loppumittauksia tarkasteltaessa kaikista muista pudotuskorkeuksista, paitsi maksimipudotuskorkeudesta jossa se pysyi samana. CON-ryhmällä esiaktiivisuus alku- ja loppumittauksia verrattaessa laski aloituspudotuskorkeudesta sekä 66%:n pudotuskorkeudesta ja nousi 33%:n pudotuskorkeudesta sekä maksimipudotuskorkeudesta pudotettaessa. Ryhmien välillä ei ollut tilastollisesti merkittäviä eroja. SSC-ryhmällä esiaktiivisuus oli hieman korkeampi kaikilla mittauskerroilla jokaisesta korkeudesta kuin CON-ryhmällä.

### 8.2.2 Eksentrisen vaihe

*Medialis gastrocnemius*. Eksentrisessä vaiheessa GM:n lihasaktiivisuus SSC-ryhmällä on pienentynyt jokaisella mittausviikolla jokaisesta pudotuskorkeudesta, kun taas CON-ryhmällä lihasaktiivisuus kyseisessä lihaksessa on kasvanut. Alkumittauksissa CON-ryhmällä lihasaktiivisuus oli pienempi kuin SSC-ryhmällä, mutta loppumittauksissa aktiivisuus on CON-ryhmällä suurempaa kuin SSC-ryhmällä. Tilastollisesti merkitseviä eroja ei kummankaan ryhmän tuloksilla tai ryhmien välillä ole.

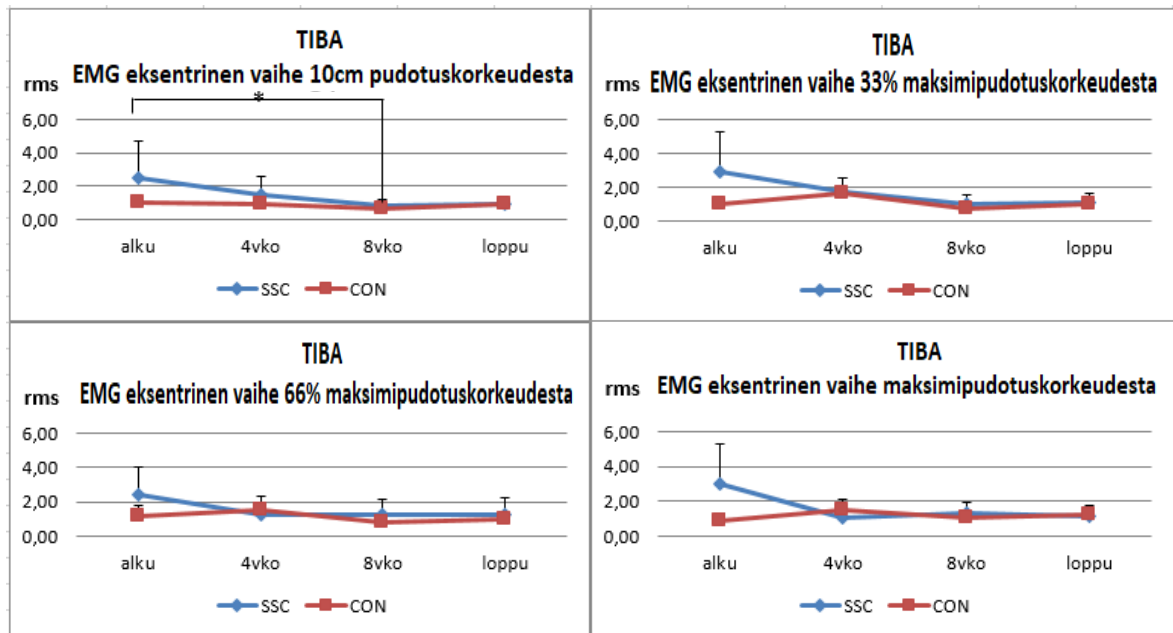
*Soleus*. Kummallakaan ryhmällä ei soleuksen lihasaktiivisuudessa tapahtunut muutoksia mittausviikkojen eikä pudotuskorkeuksien välillä. Ryhmien välilläkään ei tapahtunut muutoksia eikä ollut eroja.

*Tibialis anterior*. SSC-ryhmällä TIBAn eksentrisen vaiheen lihasaktiivisuus on pienentynyt alkumittausten ja ensimmäisen välimittauksen välillä eniten. Tilastollisesti merkitsevä muutos ( $p < 0,05$ ) on tapahtunut alku- ja toisen välimittauksien välillä (kuva 27). CON-ryhmällä alkumittauksien ja ensimmäisen välimittauksien välillä kasvoi jokaisesta korkeudesta pudotettaessa, välimittausten välillä lihasaktiivisuus pieneni ja toisen välimittausten ja loppumittausten välillä aktiivisuus taas kasvoi.

Ryhmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja, mutta alkumittauksissa SSC-ryhmällä TIBAn lihasaktiivisuus oli suurempaa jokaisesta pudotuskorkeudesta pudotettaessa kuin CON-ryhmällä. SSC-ryhmällä muutokset viikkojen välillä olivat isommat kuin CON-



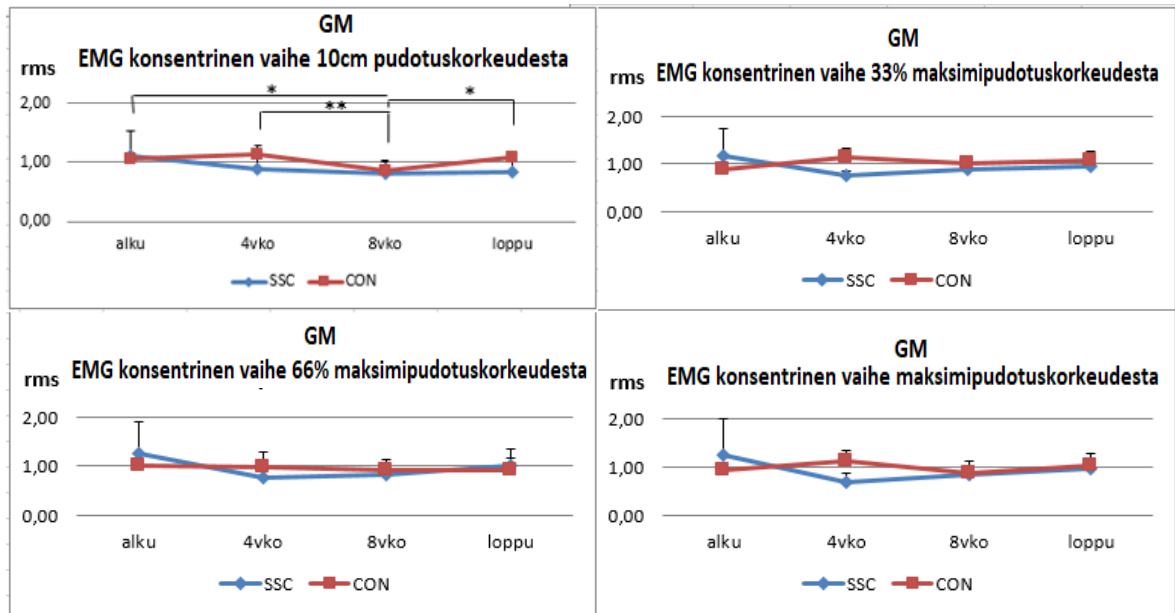
ryhmällä ja loppumittauksissa ryhmien välinen ero oli huomattavan paljon pienempi kuin alkumittauksissa.



KUVA27. Molempien ryhmien tibialis anteriorin lihasaktiivisuus jarrutusvaiheen aikana jokaisen mittausviikon jokaisesta pudotuskorkeudesta.

### 8.2.3 Konsentrisen vaihe

*Medialis gastrocnemius*. SSC-ryhmällä ei ole tilastollisesti merkitseviä muutoksia GM:n lihasaktiivisuudessa viikkojen välillä. Jokaisesta pudotuskorkeudesta pudotettaessa verrattuna alkumittauksiin lihasaktiivisuus on vähentynyt. CON-ryhmällä tilastollisesti merkitseviä muutoksia on tapahtunut. Aloituskorkeudesta pudotettaessa alkumittausten ja toisen välimittauksen lihasaktiivisuus pieneni  $0,19 \pm 0,08$  ( $p < 0,05$ ), ensimmäisen ja toisen välimittausten välillä aktiivisuus pieneni  $0,25 \pm 0,08$  ( $p < 0,01$ ) sekä toisen välimittauksen ja loppumittauksen välillä aktiivisuus kasvoi  $0,11 \pm 0,25$  ( $p < 0,05$ ) (kuva 28). Muista korkeuksista pudotettaessa ei tilastollisesti merkittäviä muutoksia löytynyt. Lihasaktiivisuus pysyi niissä lähes samana.



KUVA28. Molempien ryhmien medialis gastrocnemiuksen lihasaktiivisuus ponnistusvaiheen aikana jokaisen mittausviikon jokaisesta pudotuskorkeudesta.

*Soleus.* SSC-ryhmän soleuksen lihasaktiivisuus pieneni muutoin jokaisesta pudotuskorkeudesta viikkojen välillä paitsi aloituskorkeudesta sekä 33%:n korkeudesta pudotettaessa alku- ja ensimmäisen välimittauksien välillä se kasvoi. CON-ryhmällä lihasaktiivisuus pysyi lähes muuttumattomana viikkojen välillä jokaisesta pudotuskorkeudesta pudotettaessa. Ryhmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Lihasaktiivisuus käyttäytyi molemmilla ryhmillä samanlaisena.

*Tibialis anterior.* Konsentrisessa vaiheessa TIBAn lihasaktiivisuudessa ei ollut tilastollisesti merkittäviä muutoksia kummallakaan ryhmällä. SSC-ryhmällä se pieneni verrattuna alku- ja loppumittauksia jokaisesta pudotuskorkeudesta pudotettaessa. CON-ryhmällä lihasaktiivisuus taas suureni alku- ja loppumittauksia verrattaessa kaikista muista pudotuskorkeuksista pudotettaessa paitsi aloituskorkeudesta, josta se kasvoi.

Ryhmien välillä SSC-ryhmällä alkumittauksissa TIBAn lihasaktiivisuus oli korkeampi, mutta loppumittauksissa se kaikista muista korkeuksista pudotettaessa pienempi paitsi 66%:n korkeudesta pudotettaessa.

TAULUKKO 2. Suhteutetut GM, SOL, ja TIB EMG aktiivisuudet mitattuna kelkkahypyn aikana maksimikorkeudesta pudotettaessa.

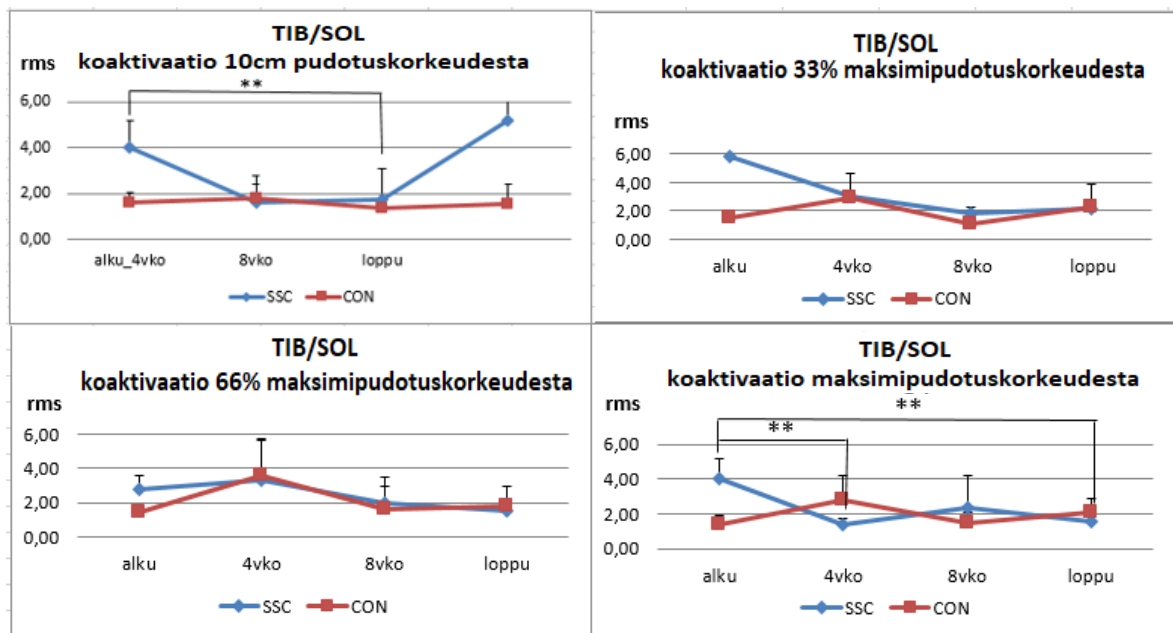
	SSC			CON		
	GM	SOL	TIB	GM	SOL	TIB
<b>Pre_alku</b>	0.51±0.30	0.30±0.39	0.93±0.73	0,52±0.17	0.22±0.23	0.75±0.47
<b>ECC_alku</b>	1,13±0.73	0.71±0.42	2.98±2.33	0.66±0.11	0.70±0.21	0.89±0.39
<b>CON_alku</b>	1.24±0.76	1.51±0.70	1.40±0.72	0.95±0.13	1.19±0.15	1.03±0.17
<b>Pre_4vko</b>	0.52±0.25	0.19±0.27	0.94±0.43	0.65±0.43	0.17±0.20	0.50±0.35
<b>ECC_4vko</b>	0.65±0.22	0.76±0.18	1.02±0.34	0.78±0.08	0.57±0.16	1.48±0.61
<b>CON_4vko</b>	0.70±0.17	1.01±0.18	1.17±0.38	1.11±0.24	1.13±0.14	1.10±0.09
<b>Pre_8vko</b>	0.49±0.23	0.22±0.17	0.72±0.11	0.70±0.04	0.19±0.12	0.68±0.26
<b>ECC_8vko</b>	0.66±0.27	0.74±0.38	1.29±0.65	0.84±0.22	0.77±0.24	1.02±0.11
<b>CON_8vko</b>	0.85±0.27	0.95±0.15	1.28±0.38	0.87±0.16	1.24±0.26	1.01±0.10
<b>Pre_loppu</b>	0.60±0.33	0.19±0.17	0.93±0.53	0.80±0.26	0.19±0.16	0.91±0.31
<b>ECC_loppu</b>	0.70±0.10	0.73±0.31	1.14±0.63	1.01±0.45	0.65±0.17	1.23±0.27
<b>CON_loppu</b>	0.98±0.29	1.01±0.12	1.08±0.33	1.03±0.17	1.32±0.44	1.19±0.23

Pre = esiaktiivisuus, ECC = eksentrisen vaihe, CON = konsentrisen vaihe.

*Tibialis anterior/gastrocnemius medialis koaktivaatio.* SSC-ryhmän TIBA/GM koaktivaatio kasvoi 2,12±8,37 aloituskorkeudesta alku- ja loppumittauksia verrattaessa. Muista korkeuksista pudotettaessa se pieneni verrattuna alku- ja loppumittauksia. 33%:n korkeudesta pudotettaessa koaktivaatio pieneni 0,91±3,20 ja 66%:n pudotuskorkeudesta 1,07±1,07. Maksimipudotuskorkeudesta koaktivaatio pieneni 1,07±0,85. CON-ryhmällä TIBA/GM koaktivaatio alku- ja loppumittauksia verrattaessa pysyi lähes samana. Kummallakaan ryhmällä ei viikkojen välillä löytynyt tilastollisesti merkitsevää eroa.

Ryhmien välillä SSC-ryhmällä koaktivaatio alkumittauksissa oli kaikista pudotuskorkeuksista korkeammalla kuin CON-ryhmällä, mutta loppumittauksissa ryhmiä verrattessa ero oli huomattavan paljon pienempi. Tilastollisesti merkittäviä eroja ei ryhmien välitä löytynyt.

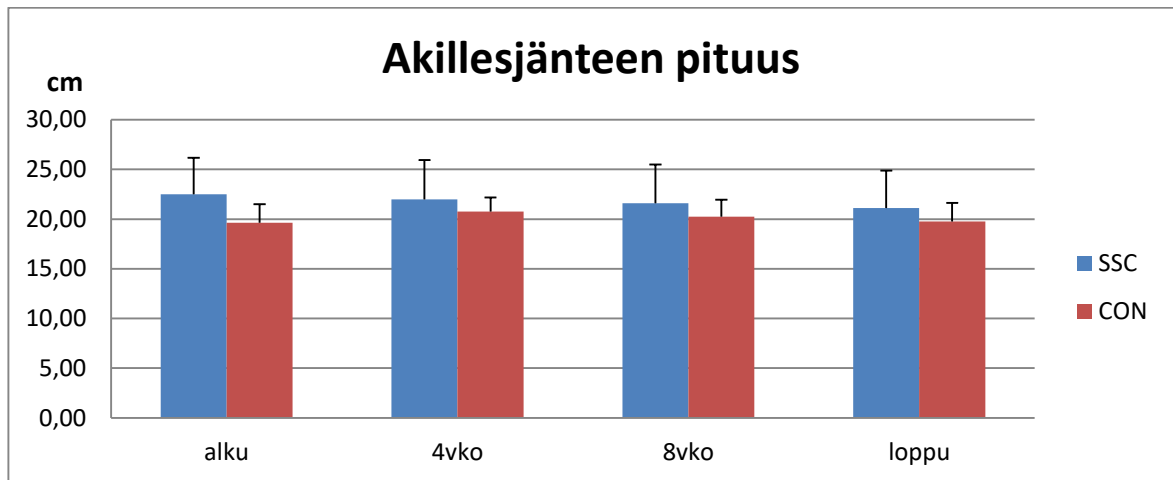
*Tibialis anterior/soleus koaktivaatio.* SSC-ryhmällä löytyi tilastollisesti merkittäviä eroja aloituskorkeudesta ensimmäisen ja toisen välimittauksen välillä ( $p < 0,01$ ) ja maksimipudotuskorkeudesta pudotettaessa alkumittauksen ja ensimmäisen välimittauksen välillä ( $p < 0,01$ ) sekä alku- ja loppumittauksen välillä ( $p < 0,01$ ) (kuva 29). Muista korkeuksista pudotettaessa tilastollisesti merkitsevyyttä ei löytynyt. Alku- ja ensimmäisen välimittauksen välissä  $2,60 \pm 1,24$  ja alku- ja loppumittauksen välillä koaktivaatio pieneni  $2,46 \pm 0,72$ . CON-ryhmällä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja. Maksimipudotuskorkeudessa koaktivaatio kasvoi  $0,70 \pm 0,92$ . Ryhmien välillä alkumittauksissa jokaisesta korkeudesta pudotettaessa SSC-ryhmällä koaktivaatio oli suurempi kuin CON-ryhmällä. Loppumittauksissa SSC-ryhmän koaktivaatio oli pienempi kaikista muista pudotuskorkeuksista paitsi aloituskorkeudesta pudotettaessa. Ryhmien välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero aloituskorkeudesta alkumittauksen ja toisten välimittauksen välissä ( $p < 0,01$ ).



KUVA29. Tibialis anteriorin ja soleuksen välinen koaktivaatio molemmilta ryhmiltä kaikista pudotuskorkeuksista jokaiselta mittausviikolta.

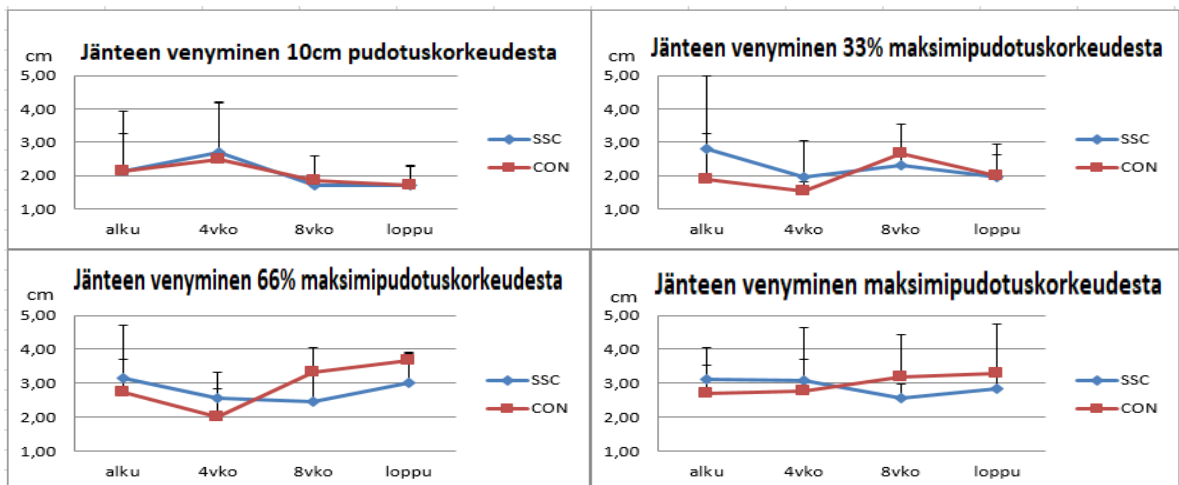
### 8.3 Harjoittelun vaikutus akillesjännteen pituuteen

*Jännteen pituus seisaaltaan mitattuna.* Seisaaltaan mitattuna akillesjännteessä ei harjoittelun vaikutuksesta ole tullut tilastollisia muutoksia vaan se on pysynyt lähes muuttumattomana. SSC-ryhmällä jänne lyheni  $1,3 \pm 1,96$  cm ja CON-ryhmällä piteni  $0,13 \pm 1,11$  cm alku- ja loppumittauksien välissä (kuva 30).



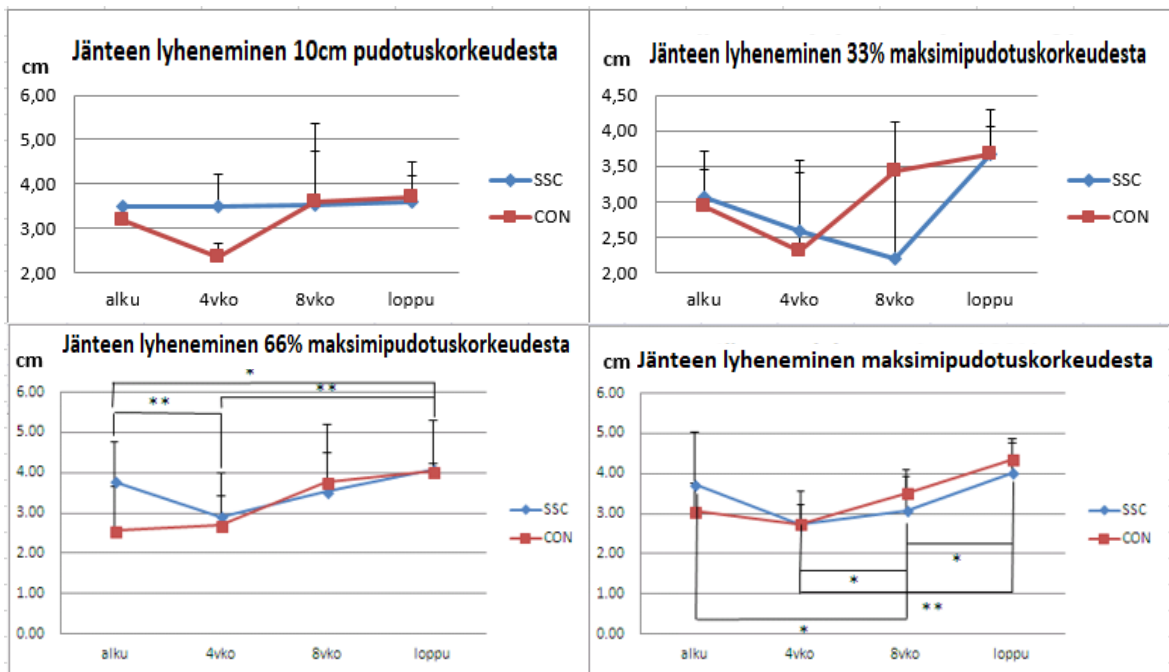
KUVA 30. Akillesjännteen pituus seisaaltaan mitattuna jokaiselta mittausviikolta.

*Jännteen venyminen eksentrisen vaiheen aikana.* Jännteen venymisessä ei kummallakaan ryhmällä ole tilastollisesti merkittäviä muutoksia viikkojen eikä pudotuskorkeuksien välillä (kuva 31).



Kuva31. Jännteen venyminen kontaktin aikana molemmilta ryhmiltä, jokaiselta mittausviikolta.

*Jänteen lyheneminen konsentrisen vaiheen aikana.* Jänteen lyhenemisessä oli muutoksia molemmilla ryhmillä muissa kuin aloituspudotuskorkeudessa. Isompia muutoksia oli tapahtunut CON-ryhmällä (kuva 32). Molemmilla ryhmillä lyhenemistä on tapahtunut vertailtuna alku- ja loppumittauksissa. Tilastollisesti merkittäviä muutoksia oli tapahtunut SSC-ryhmällä 66%:n pudotuskorkeudesta. Jänne lyheni  $0,87 \pm 0,21$  cm ( $p < 0,01$ ) vähemmän ensimmäisissä välimittauksissa kuin alkumittauksissa. Alku- ja loppumittauksien välillä jänne lyheni  $0,75 \pm 0,3$  cm ( $p < 0,05$ ) sekä ensimmäisen välimittauksen ja loppumittauksien välillä se lyheni  $1,61 \pm 0,50$  cm ( $p < 0,01$ ). Maksimipudotuskorkeudesta hypätessä tilastollisesti merkitseviä muutoksia oli tapahtunut alkumittauksen ja toisen välimittauksen, ensimmäisen ja toisen välimittauksien, ensimmäisen välimittauksen ja loppumittauksen sekä toisen välimittauksen ja loppumittauksen välillä. Jänne lyheni toisessa välimittauksessa  $0,66 \pm 0,87$  cm ( $p < 0,05$ ) vähemmän kuin alkumittauksessa. Toisessa välimittauksessa jänne lyheni  $0,39 \pm 0,23$  cm ( $p < 0,05$ ) enemmän kuin ensimmäisessä välimittauksessa. Loppumittauksessa jänne lyheni  $1,29 \pm 0,57$  cm ( $p < 0,01$ ) enemmän kuin ensimmäisessä välimittauksessa. Toisen välimittauksen ja loppumittauksen välinen ero oli  $0,94 \pm 0,66$  cm ( $p < 0,05$ ). CON-ryhmällä ei ole tilastollisesti merkitseviä muutoksia.

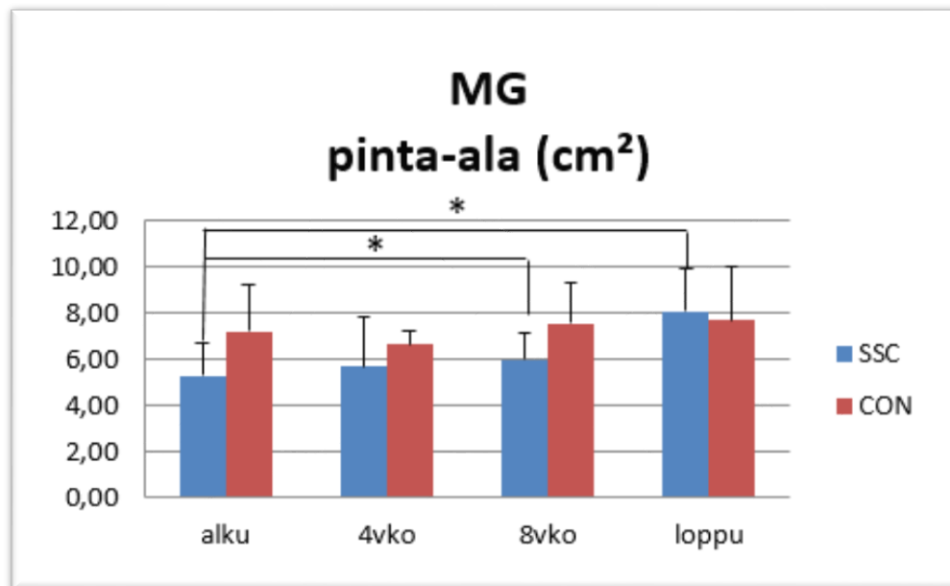


Kuva32. Jänteen lyheneminen ponnistuksen aikana molemmilta ryhmiltä, jokaiselta mittausviikolta.

## 8.4 Harjoittelun vaikutus pinta-aloihin

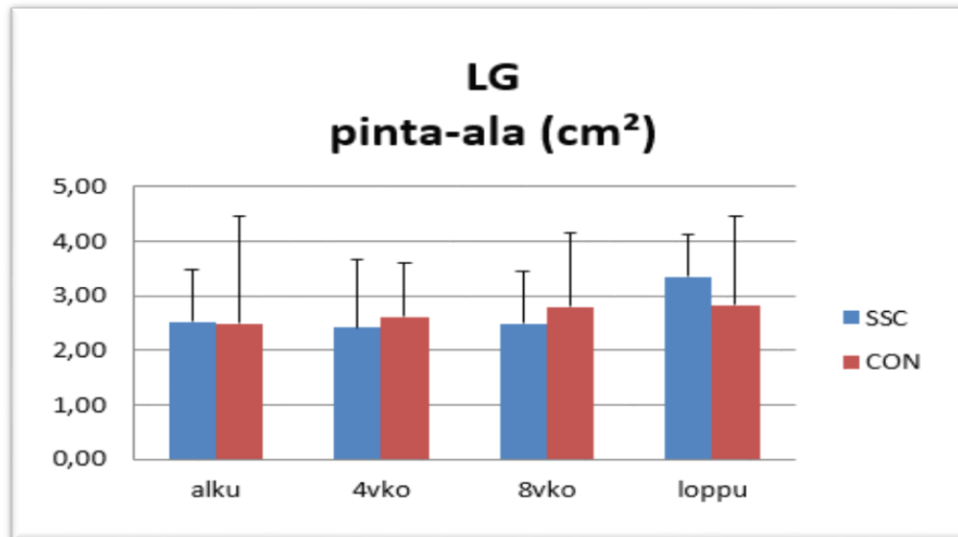
### 8.4.1 Lihasten poikkipinta-alojen muutokset

Gastrocnemius medialiksen pinta-ala SSC-ryhmällä oli alkutilanteessa  $5,30 \pm 1,39 \text{ cm}^2$  ja CON-ryhmällä  $7,21 \pm 2,05 \text{ cm}^2$ . Neljän viikon harjoittelun jälkeen SSC-ryhmällä pinta-ala kasvoi  $0,39 \pm 0,88 \text{ cm}^2$ . Kahdeksan viikon harjoittelun jälkeen SSC-ryhmällä pinta-ala kasvu ( $0,72 \pm 0,52 \text{ cm}^2$ ) oli tilastollisesti merkittävä ( $p < 0,05$ ) verrattuna alkuun. Alku- ja loppumittausten välillä kasvu oli  $2,79 \pm 1,47 \text{ cm}^2$ , joka oli tilastollisesti merkittävä ( $p < 0,05$ ). (kuva 33). CON-ryhmällä ei ollut tilastollisesti merkittäviä eroja viikkojen välillä.



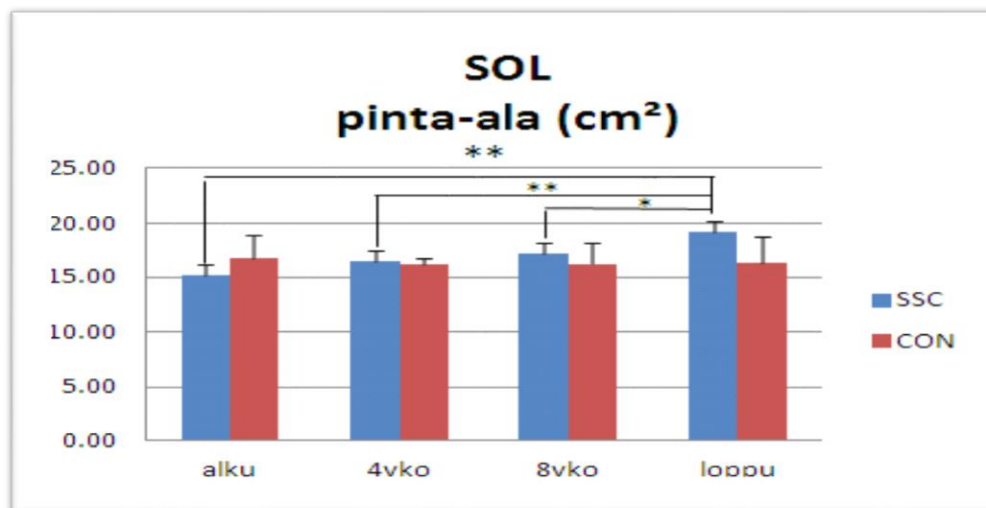
KUVA33. Gastrocnemius medialiksen poikkipinta-alan muutos molemmilla ryhmillä. Tilastollinen merkitsevyys  $*p < 0,05$ .

Gastrocnemius lateraliksen kohdalla muutokset olivat samansuuntaiset kuin gastrocnemius medialiksen. SSC-ryhmällä muutokset olivat suurempia kuin CON-ryhmällä. Muutoksissa ei löytynyt merkitsevyyttä kahdentoista viikon harjoitusjakson aikana (kuva 34).



KUVA34. Gastrocnemius lateraliuksen pinta-alassa ei tapahtunut merkittävää muutosta.

Myös Soleuksen pinta-alan muutostrendi vastasi molemmilla ryhmillä samoja kuin GM:n ja GL:n. (kuva35) SSC-ryhmällä tilastollisesti merkitsevä muutos löytyi alku- ja loppumittausten välillä, jolloin pinta-ala kasvoi  $4,04 \pm 1,89 \text{ cm}^2$  ( $p < 0,01$ ), viikon neljä ja loppumittausten välillä pinta-ala kasvoi  $2,65 \pm 1,25 \text{ cm}^2$  ( $p < 0,01$ ) sekä viikon kahdeksan ja loppumittausten välillä kasvua tapahtui  $1,94 \pm 1,16 \text{ cm}^2$  ( $p < 0,05$ ). CON-ryhmällä ei tilastollista muutosta löytynyt.

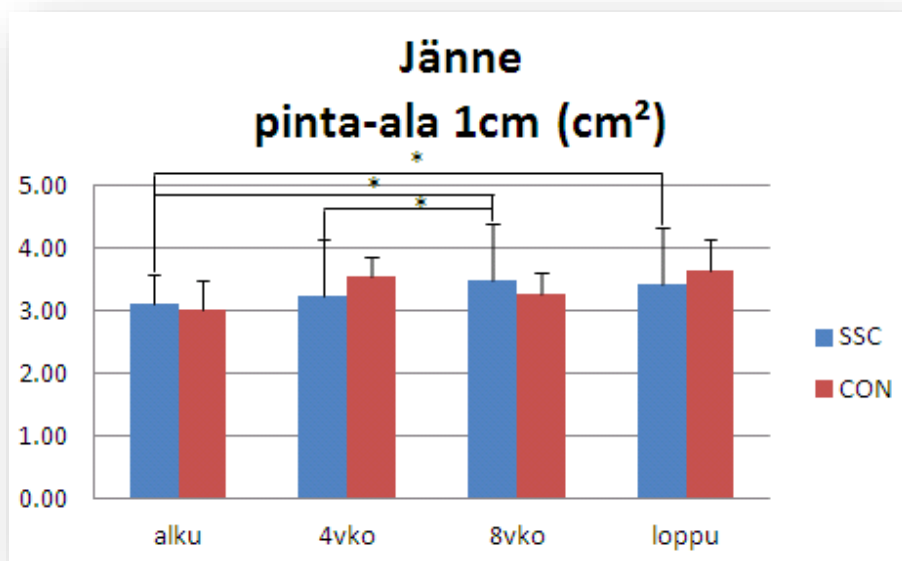


KUVA35. Soleuksen poikkipinta-alan muutos molemmilla ryhmillä. Merkitsevyystasot \*\* $p < 0,01$  ja \* $p < 0,05$ .



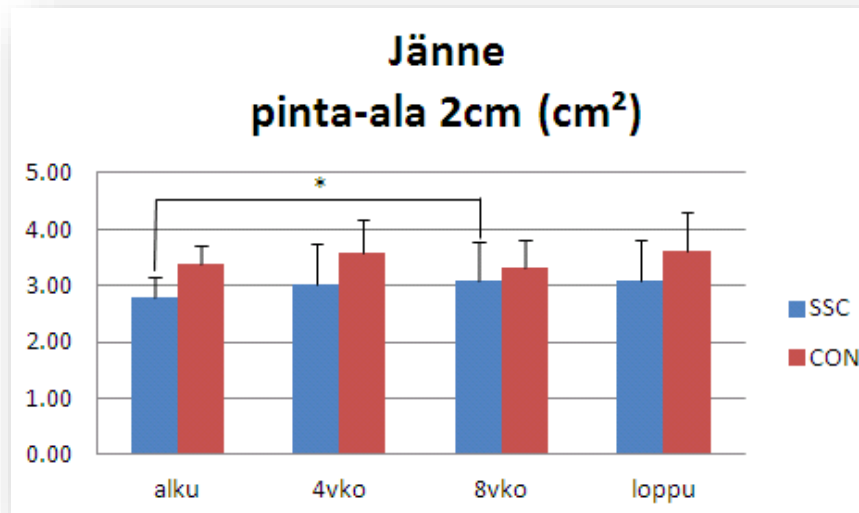
### 8.4.2 Jänteen poikkipinta-alan muutokset

Jänteen pinta-alassa alimmassa mittauskohdassa muutoksia tapahtui enemmän SSC-ryhmällä. Tilastollisesti merkitsevät muutokset olivat alkumittausten ja viikon 8 välillä (kasvu  $0,71 \pm 0,79 \text{ cm}^2$  ( $p < 0,05$ )), alku- ja loppumittausten välillä (kasvu  $0,58 \pm 0,86 \text{ cm}^2$  ( $p < 0,05$ )), sekä viikon 4 ja viikon 8 mittausten välillä (kasvu  $0,25 \pm 0,13 \text{ cm}^2$  ( $p < 0,05$ )). CON-ryhmällä ei ollut tilastollisesti merkitsevää muutosta (kuva 36).



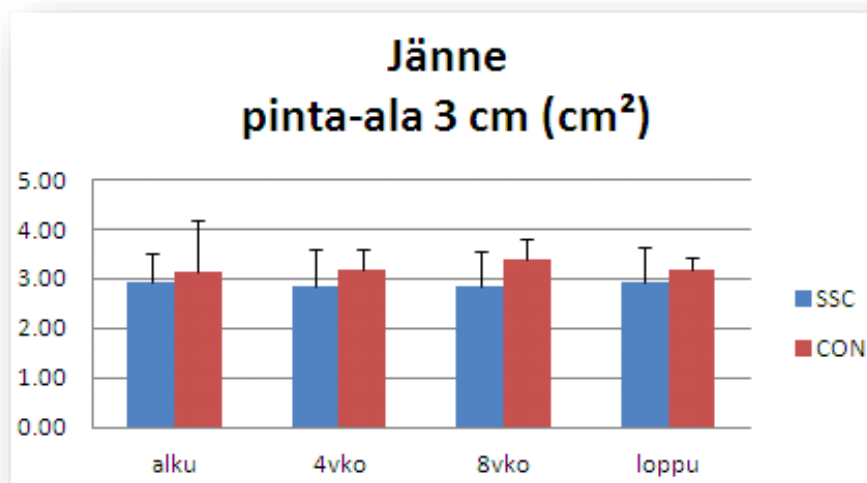
KUVA 36. Jänteen pinta-alamuutos 1cm päästä kantaluusta. Merkitsevyys \* $P < 0,05$ .

Kahden senttimetrin korkeudesta mitattaessa jänteen pinta-alaa tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei ole kuin SSC-ryhmällä alku- ja viikon kahdeksan mittausten välillä, jossa kasvua tapahtui  $0,86 \pm 0,68 \text{ cm}^2$  ( $p < 0,05$ ) (kuva 37).



Kuva 37. Jänteen poikkipinta-ala mitattuna kahden senttimetrin päästä kantaluusta. Merkitsevyystaso \* $p < 0,05$ .

Ylimmästä kohtaa (3cm kantaluusta) mitattaessa ei tilastollisia eroja lyötynyt. (kuva 38).



KUVA 38. Jänteen poikkipinta-ala kolmen senttimetrin päästä kantaluusta.

## 9 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia kahden erilaisen nopeusvoimaharjoittelun vaikutusta lihas-jännekompleksin toimintaan ja rakenteisiin kahdentoista viikon harjoittelujakson aikana. Toinen ryhmä harjoitteli konsentrisesti paineilmalaitteilla ja toinen plyometrisesti kelkkahyppelynä. Plyometrisesti harjoitteleilla lihasten koaktivaatio pieneni, medialis gastrocemiuksen ja soleuksen poikkipinta-ala kasvoi, janteen poikkipinta-ala lähimpää kantaluuta mitatessa kasvoi ja kontaktiaika pieneni samalla kun voimantuotto kasvoi.

*Kelkkahyppy.* Tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei löytynyt, vaikka pudotuskorkeudet viikkojen välillä paranivatkin. Molemmilla ryhmillä maksimipudotuskorkeus kasvoi kahdentoista viikon aikana suunnilleen saman verran. Tämä viittaisi lihas-jännekompleksin iskunkestävyyden parantumisesta, paremmasta kyvystä käyttää esivenytystä lihassupistuksen apuna sekä inhiboivien mekanismien, kuten golgin jänne-elimen adaptoitumisesta. (Bosco & Komi 1980.)

Maksimihyppykorkeutta tarkasteltaessa ensin SSC-ryhmän osalta hyppykorkeus pysyi lähes samana alku- ja loppumittauksien välillä, vaikka pudotuskorkeus kasvoikin hieman yli kymmenen senttiä. Kuten aikaisemmin pohdittiin tämä voisi johtua mm. siitä että golgin jänne-elimen inhiboiva vaikutus on harjoittelun vaikutuksesta pienentynyt ja harjoittelu auttaa kestävämmään kovempia törmäyksiä. Suoraan elastisuuden parantumisesta tämän tutkimuksen tuloksista ei voida päätellä, koska maksimipudotuskorkeus oli eri alku- ja loppumittauksien välillä. Täten varmaa elastisuuden lisääntymistä ei voida suoraan sanoa. Bosco ym. 1982b ja 1982c ovat kuitenkin todenneet, että pudotushyppyharjoittelu kehittää lihasjännekompleksin kykyä varastoida elastista energiaa ja kykyä kestää suurempia törmäyksiä ts. mahdollisuutta korkeampiin pudotushyppyihin ilman, että se vaikuttaisi nousukorkeuteen laskevasti. Myös CON-ryhmällä hyppykorkeus pysyi lähes samana. Ryhmiä keskenään vertailtaessa ja mietittäessä miksi CON-ryhmällä oli erityisesti loppumittauksissa korkeammat hyppy kuin SSC-ryhmällä voitaisiin päätellä

pudotuskorkeuden eroilla, joissa SSC-ryhmän pudotuskorkeudet olivat isommat kuin CON-ryhmällä.

Molempien ryhmien kontaktiajat pienenevät harjoittelun vaikutuksesta, joka viittaa hermostolliseen sekä elastisuuden kehittymiseen. SSC-ryhmällä kontaktiajat pienenevät enemmän kuin CON-ryhmällä, joka viittaisi plyometrisen harjoittelun kehittävän vielä enemmän nopeanvoimantuoton ominaisuuksia ja elastisuuden hyödyntämistä kuten Hirayama ym 2017 tutkimuksessaan toteaa. Tähän viittaa myös eksentrisen vaiheen aika, joka oli lyhentynyt enemmän SSC-ryhmällä verrattuna CON-ryhmään. Konsentrisen vaiheen aika ei pienentynyt niin paljon kuin eksentrisen vaiheen aika. Tämäkin viittaisi parempaan taloudellisuuteen ja kimmoisuuteen, jotka perustuvat elastisten ominaisuuksien kehittymiseen kuten jänteen jäykkyyteen sekä venytysrefleksin parantumiseen. Aikaisemmat tutkimukset osoittavat myös samaa. (Kubo ym. 1999, Kubo ym 2007, Hirayama ym. 2017.)

Voimissa SSC-ryhmällä sekä eksentrisen että konsentrisen voimantuotto kasvoi sen ollessa suurinta loppumittauksissa. Bobbertin (1990) mukaan pudotushyppyt kehittävätkin voimantuottoa. Mielenkiintoinen havainto oli, että toisissa välimittauksissa eksentrisen voima oli pienimmillään jokaisesta pudotuskorkeudesta, mutta konsentrisen voima oli suurimmillaan. Tämä osoittaisi kolme harjoitusta/viikko olevan jo hieman kuormittava hermostolle sekä elastisille rakenteille ja suurempi työ tehdään voimaominaisuuksilla. CON-ryhmällä eksentrisen voimantuotto oli ainoastaan isoimmista pudotuskorkeuksista hieman parantunut viikkojen välissä ja konsentrisen voimantuotto pysynyt lähes samana. Myös tämä viittaisi CON-ryhmällä hermolihasjärjestelmän toiminnan kehittymiseen, mutta ei niin paljoa kuin SSC-ryhmällä.

*Lihasakiivisuus hyppyjen aikana.* Esiaktiivisuuden käyttämisessä ei löytynyt tilastollista merkitsevyyttä kummassakaan ryhmässä eikä ryhmien välillä. Mittaustuloksiin on voinut vaikuttaa EMG-elektrodien ja ultraääniantureiden kiinnitys osittain päällekkäin ja se onko elektrodit onnistuttu ihomerkeistä huolimatta laittamaan täysin samaan kohtaan. SSC-ryhmällä nilkan ojentajalihaksissa (GM ja SOL) esiaktiivisuus yleisesti ottaen laski kaikista korkeuksista, mutta maksimikorkeudesta GM-lihaksen aktiivisuus nousi aloitus- ja

loppumittausten välillä. Nilkan koukistajassa (TIBA) muutos oli samankaltainen kuin ojentajalihaksissa paitsi maksimipudotuskorkeudesta hypätessä esiaktiivisuus pysyi samana. Tätä selitetään alempana koaktivaatiota tarkasteltaessa. CON-ryhmällä ojentajalihaksissa oli hyvin samankaltainen trendi kuin SSC-ryhmällä paitsi heillä GM-lihaksen esiaktiivisuus alku- ja loppumittausten välillä kasvoi jo pudottaessa 66 %:n korkeudesta. Nilkan koukistajan esiaktiivisuus nousi ensimmäisen neljän viikon aikana, mutta laski loppumittauksissa alemmas kuin alkumittauksissa kaikissa muissa korkeuksista pudottaessa paitsi maksimipudotuskorkeudesta.

Eksentrisen vaiheen lihasaktiivisuudessa SSC-ryhmällä sekä nilkan koukistajalihasten, että ojentajalihasten aktiivisuus laski. Tämä tulos on hieman ristiriidassa eksentrisen voimantuoton kasvun kanssa, mutta selittyy koaktivaation heikkenemisellä. CON-ryhmällä nilkan koukistajalihaksissa lihasaktiivisuus kasvoi GM-lihaksessa, mutta SOL-lihaksessa se on laskenut. Aiemmat tutkimukset ovat osoittaneet, että SOL-lihaksessa on enemmän hitaita lihassoluja ja GM-lihaksessa nopeita, jotka ovat todennäköisesti kehittyneet harjoituksen vaikutuksesta. Nilkan koukistajalihaksessa aktiivisuus on käyttäytynyt samalla tavoin kuin esiaktiivisuuden aikana.

Konsentrisessä vaiheessa SSC-ryhmällä lihasaktiivisuus oli sekä nilkan ojentajissa ja koukistajissa laskenut. CON-ryhmällä taas nilkan ojentajien aktiivisuus, erityisesti GM-lihaksessa, nousi lopussa verrattuna alkuun. Ensimmäisen neljän viikon aikana GM-lihaksen lihasaktiivisuus nousi suhteessa muihin eniten johtuen hermostollisesti adaptaatiosta harjoittelun ensimmäisessä vaiheessa. Harjoitusliike kuormitti ehkä enemmän GM-lihasta kuin SOL-lihasta. Nilkan koukistajan lihasaktiivisuus on myös kasvanut muista korkeuksista pudottaessa paitsi aloituskorkeudesta.

*Koaktivaatio.* SSC-ryhmällä sekä tibialis anterior ja gastrocnemius medialis – lihasten sekä tibialis anterior ja soleus – lihasten koaktivaatio laski harjoittelun vaikutuksesta. Tämä johtuu agonistilihaksen paremmasta kyvystä tuottaa nopeasti räjähtävää voimaa. CON-ryhmällä tibialis anterior ja gastrocnemius medialis – lihasten välinen koaktivaatio laski harjoittelun vaikutuksesta jonkin verran, mutta tibialis anterior ja soleus – lihasten välinen koaktivaatio

sitävastoin kasvoi. Tämäkin viittaisi siihen, että harjoitus ei ole vaikuttanut niinkään soleuslihakseen kuin gastrocnemius medialikseen. Ryhmien väliset erot ja muutokset ryhmien sisällä osoittaisivat samaa kuin muut aiemmat tutkimukset (Kubo ym. 2007), että plyometrinen harjoittelu laskee paremmin koaktivaatiota kuin konsentrinen harjoittelu.

*Harjoittelun vaikutus lihaksen ja jänteen rakenteisiin.* Jänteen pituudessa ei harjoittelun vaikutuksesta ole tapahtunut mitään muutoksia, jos verrataan kaikkia viikkoja keskenään. Saman totesivat Fouré ym. 2010. Jänteen venyminen käyttäytyi samankaltaisesti molemmilla ryhmillä matalammista pudotuskorkeuksista (0 % ja 33 %) viikkojen välillä. SSC-ryhmällä suuremmista pudotuskorkeuksista hypätessä jänteen venymisessä ei tilastollisesti merkittäviä muutoksia tapahtunut. Tämä viittaisi plyometrisen harjoittelun lisänneen jänteen jäykkyyttä, kuten muutkin tutkimukset ovat osoittaneet (Fouré ym. 2010, Hirayama ym 2017). CON-ryhmällä sitävastoin suuremmista pudotuskorkeuksista hypätessä jänteen venyminen lisääntyi harjoittelun vaikutuksesta. Kummankaan ryhmän sisällä eikä ryhmien välillä kuitenkaan löytynyt tilastollisia merkitsevyyksiä.

Jänteen lyhenemisessä molemmilla ryhmillä harjoitusvaikutukset olivat samankaltaiset. Neljän viikon harjoittelun jälkeen jänne lyheni vähemmän verrattuna alkumittauksiin. Tämä saattaa selittyä suuremman hermostollisen adaptaation johdosta (Moritani & DeVries 1979). Loppumittauksissa jänne lyheni enemmän kuin alkumittauksissa. Tässäkin muuttujassa tilastolliset merkitsevyydet riippuvat paljon koehenkilöiden määrästä. SSC-ryhmällä niitä löytyi erityisesti isommista pudotuskorkeuksista hypätessä. CON-ryhmällä niitä ei löytynyt.

Medialis gastrocnemiuksen pinta-alassa SSC-ryhmällä tapahtui merkitseviä muutoksia alkumittauksen ja toisen välimittauksen sekä loppumittauksen välillä. Harjoittelu oli siis selvästi myös hypertrofista, ei vain hermostollista. CON-ryhmällä hypertrofiaa ei tapahtunut vaan harjoittelun vaikutus oli enemmän hermostollista.

Lateralis gastrocemiuksen pinta-alan muutoksissa ei löytynyt tilastollisesti merkitsevyyttä kummallakaan ryhmällä. Tämä saattaa johtua SSC-ryhmällä jalkojen asennosta

ponnistettaessa, koska eri jalkaterän asento kuormittaa enemmän toista puolta gastrocnemius-lihaksissa.

Soleus-lihaksessa SSC-ryhmällä oli taas tilastollisesti merkitseviä muutoksia viikkojen välillä ja harjoittelu oli tuottanut hypertrofiaa. CON-ryhmällä ei muutoksia ollut tapahtunut.

Jänteen poikkipinta-aloissa tilastollisesti merkitseviä muutoksia on tapahtunut lähimpää kantaluusta mitatusta kohtaa. Näyttäisikin, että tämän tyyppinen harjoittelu vahvistaa eniten juuri sitä osaa huolimatta tehdäänkö se plyometrisesti vai konsentrisesti, sillä molemmilla ryhmillä on samanlainen harjoitteluvaikutus. SSC-ryhmällä löytyi tilastollisesti merkitseviä muutoksia alku- ja toisen välimittauksen sekä loppumittauksen välillä, joka kertoo taas ensimmäisen välimittauksen aikana vielä hermostollisesta adaptaatiosta ja pidempi harjoittelu on alkanut vaikuttaa rakenteellisena muutoksena. CON-ryhmällä ei ollut tilastollisesti merkittäviä muutoksia, vaikka muutokset olivat jopa isommat kuin SSC-ryhmällä. Tämä johtuu taas pienestä koehenkilömäärästä. Ylimmältä kohtaa (3cm kantaluusta) ei enää jänteen pinta-alassa tapahtunut muutoksia kuten ei ollut tapahtunut 2cm kohtaakaan. Butler ym. 1978 totesivat, että jos jänteen poikkipinta-ala kasvaa niin kasvaa myös jänteen jäykkyys. Tämä tukee myös aiemmin selitetyjä tuloksia.

## **9.1 Tutkimuksen rajoitukset**

Tutkimuksessa esiintyneitä rajoituksia olivat koehenkilömäärän vähyys. Koehenkilöiden vähyys ilmeni erityisesti tilastoajoissa, kun etsittiin tilastollisesti merkitseviä eroja. Kuitenkin tulokset ovat varsin suuntaa antavia ja niitä pystyy riittävän luotettavasti tarkastelemaan. Kun kyseessä on harjoittelututkimus, jossa tutkitaan lihaksen aktivaatioita sekä rakenteiden muutosta niin pieni kysymys on, onko EMG-elektrodit ja ultraäänianturi juuri samalla kohdalla kuin aikaisemmissa mittauksissa. Tätä pyrittiin minimoimaan piirtämällä mahdollisimman tarkasti kaikkien antureiden paikat tutkittavien iholle. Kuitenkin pienikin siirtymä voi vaikuttaa tuloksiin. Myös elektrodien paikat osittain ultraääniantureiden kiinnityssiteiden alla saattoi hieman muuttaa tuloksia. EMG-arvot normalisoitiin virheiden

minimoimiseksi. Jänteen venymistä ja lyhenemistä tutkittaessa käytettiin tavallista videokameraa tehtäessä videoanalyysiä. Kelkkahypyissä vauhti oli niin kova, että markkereina olleet heijastinpallot venyivät ja niitä oli vaikea analysoida aivan tarkasti. Pyrittiin kuitenkin analysoimaan aina heijastinvenymän keskikohdasta, jolloin se olisi mahdollisimman tarkasti samasta kohtaa. Ultraäänituloksia analysoitaessa jouduttiin tekemään synkronointia ja interpolointia, että eri laitteista saadut datat pystyttiin yhdistämään. Tämä saattoi myös tuoda pientä virhettä tuloksiin.

## **9.2 Johtopäätökset**

Tämän tutkimuksen tulosten perusteella voidaan päätellä plyometrisen harjoittelun kehittävän paremmin nopeusvoimaominaisuuksia kuin pneumaattinen harjoittelu. Molempien harjoittelumuotojen avulla voimantuottoaika lyheni ja voimaa pystyttiin tuottamaan enemmän. Tämän on todettu olevan hyvä asia esimerkiksi tasapainon ylläpitoon niin nuorilla kuin ikääntyneilläkin (Piirainen ym. 2010). Ikääntyneiden ihmisten yleiseen liikuntakykyyn on todettu olevan hyötyä enemmän nopeusvoimaharjoittelun tuomilla vasteilla kuin maksimivoimalla (Row ym. 2012). Myös lihasjänne-kompleksin elastisuus parani, joka johtaa parempaan taloudellisuuteen liikkeen aikana. Plyometrisen harjoittelun etuna verrattuna pneumaattiseen harjoitteluun voidaan pitää myös koaktivaation pienenemistä, joka niin ikään kehittää tasapainon ylläpitoa. Urheilulajeissa, jotka vaativat nopeaa voimantuottoa sekä suunnanmuutoksia tämän tutkimusten tulosten perusteella voisi suositella plyometristen harjoitusten lisäämistä harjoitusohjelmiin.



## 10 LÄHTEET

Ahtiainen, J. 2006. Neuromuscular, hormonal and molecular responses to heavy resistance training in strength trained men. Väitöskirja. Jyväskylän yliopisto.

Ahtiainen, J. 2014. Maksimi- ja nopeusvoiman kehittäminen tukee tehokasta ja taloudellista lajisuoritusta. Liikunta ja tiede. 51 (2-3): 61-65.

Ahtiainen, J., Hoffren, M., Hulmi, J., Pietikäinen, M., Mero, AA., Avela, J. & Häkkinen, K. 2010. Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. European Journal of Applied Physiology. 108: 273-279.

Alasaarela, E. (1999). Ultraäänitekniikka. Luentomoniste. Oulun Yliopisto, sähkötekniikan osasto. Saatavilla www-muodossa:

< <http://www.ee.oulu.fi/~ea/luentomoniste.htm> > Viitattu 30.5.2006.

Bemben, MG. 2002. Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size. Journal of Strength and Conditioning Research. 16(19): 103-108

Birch, HL., McLaughlin, L., Smith, RKW. & Goodship, AE. 1999. Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions. Equine Veterinary Journal. 30: 222-226.

Bobbert, MF. 1990. Drop jumping as a training method for jumping ability. Sports medicine 9 (1): 7-22.

Bosco, C., Viitasalo, JT., Komi, PV & Luhtanen. P. 1982a. Combined effects of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. Acta Physiologica Scandinavica. 114: 557-565.

- Bosco, C. & Komi, PV. 1980. Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology* 45: 209-219
- Bosco, C., Tarkka, I. & Komi, PV. 1982b. Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 3(03): 137-140.
- Bosco C. & Komi P.V. 1982c. Muscle elasticity in Athletes. Teoksessa Komi PV. (toim.) *Exercise and sport biology*: 109-117
- Butler, DL., Grood, ES., Noyes, FR. & Zernicke, RD. 1978. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 6(1):125-181.
- Cardan, B. & Cafarelli, E. 1992. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of applied physiology* 73: 911-917.
- Carolan, B. & Cafarelli, E. 1992. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*. 73(3): 911-917
- Cavagna, GA. 1970. The series elastic component of frog gastrocnemius. *Journal of physiology* 206: 257-262.
- Cavagna, GA. 1977. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 5(1): 89-127.
- Chesley, A., MacDougall, JD., Tarnopolsky, MA., Atkinson, SA. & Smith, K. 1992. Changes in human muscle protein synthesis after resistance exercise. *Journal of Applied Physiology*. 73(4): 1383-1388.

Chimielewski, TL., Myer, GD., Kauffman, D. & Tillman SM. 2006. Plyometric Exercise in the Rehabilitation of Athletes: Physiological Responses and Clinical Application. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 36(5): 308-320.

Chu, DA. 1998. Jumping into plyometrics. *Toinen painos*. Human Kinetics.

Christie, A. & Kamen, G. 2006. Doublet Discharges in Motoneurons of Young and Older Adults. *Journal of Neurophysiology*. 95: 2787–2795

Colson, S., Pousson, M., Martin, A., Van Hoecke. 1998. Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. *Journal of electromyography and kinesiology* 9: 13-20.

Cormie, P., McGuigan, MR. & Newton, RU. 2011. Developing Maximal Neuromuscular Power Part 1– Training considerations for Improving Maximal Power Production. *Sports Medicine*. 41: 17-38.

Duchateau, J. & Hainaut, K. 2003. Mechanisms of Muscle and Motor Unit Adaptation to Explosive Power Training. Teoksessa Komi, PV. (toim.) *Strength and power in sport*. Blackwell Publishing.

Enoka, RM. 2002. Neuromechanics of human movement. *Kolmas painos*. Human Kinetics.

Esformes, JI., Narici, MV. & Maganaris, CN. 2001. Measurement of human muscle volume using ultrasonography. *European Journal of Applied Physiology*. 87: 90-92.

Franchi, M., Trire, A., Quaranta, M., Orsini, E. & Ottani, V. 2007. Collagen structure of tendon relates to function. *The scientific world journal* 7: 404-420.

Finni, T. 2001. Muscle Mechanics During Human Movement Revealed by *In Vivo* Measurements of Tendon Force and Muscle Length. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Väitöskirja. 13.

Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V., & Komi, P.V. 2003. Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*. 177(4): 483-491.

Finni, T., Peltonen, J., Stenroth, L. & Cronin, NJ. 2013. Viewpoint: On the hysteresis in the human Achilles tendon. *Journal of Applied Physiology*. 114: 515-517.

Fouré, A., Nordez, A. & Cornu, C. 2010. Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *Journal of Applied Physiology*. 109(3): 849-854.

Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kuno, S., Funato, K. & Fukashiro, S. 1997. Muscle architecture and function in humans. *Journal of Biomechanics*. 30(5): 457-463.

Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H & Maganaris, CN. 2001. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings of the Royal Society of London Series B-Biological Sciences* 268(1464): 229-233.

Haff, GG. & Nimphius, S. 2012. Training principles for power. *Strength and conditioning journal*. 34(6): 2-12.

Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, DO. 1965a. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*. 28(3): 560-580.

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

Hirayama, K., Iwanuma, S., Ikeda, N., Yoshikawa, A., Ema, R. & Kawakami, Y. 2017. Plyometric Training Favors Optimizing Muscle-Tendon Behavior during Depth Jumping. *Frontiers in Physiology*. 8: 1-9.

Hoang, PD., Herbert, RD., Todd, G., Gorman, RB. & Gandevia, SC. 2007. Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle-tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. *The Journal of Experimental Biology*. 210: 4159-4168.

Hoffren, M., Ishikawa, M. & Komi, PV. 2007. Age-Related neuromuscular function during drop jumps. *Journal of Applied Physiology*. 103: 1276-1283.

Hoffren, M. 2005, Vastus lateralis-lihaksen tilavuuden, fysiologisen poikkipinta-alan ja spesifisen voiman määrittäminen käyttäen ultraääntä ja magneettikuvausta. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Biomekaniikan pro gradu –tutkielma.

Hulmi, J. 2016. Lihastohtori, näyttöön perustuva tietopankki sporttiseen kuntoon. Fitra Oy.

Häkkinen, K. 2002. Training-specific characteristics of neuromuscular performance. Teoksessa Kraemer, WJ & Häkkinen, K. (toim.) *Strength training for sport*. Blackwell Science.

Häkkinen, K. 1991. *Voimaharjoittelun perusteet*. Gummerus. 18.

Häkkinen, K., Pakarinen, A., Alèn, M., Kauhanen, Komi, PV. 1998a. Neuromuscular and hormonal responses in elite athletes to two successive strength training sessions in on day. *European Journal of Applied Physiology*. 57: 133-139.

Häkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Mälkiä, E., Kraemer, WJ., Newton, RU., Alén, M. 1998b. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA and force during strength training in the middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*. 84: (4) 1341-1349.

Häkkinen, K., Mäkelä, J. & Mero, A. 2004. *Voima*. Teoksessa *Urheiluvallmennus*. VK-Kustannus Oy.

Ikai, M. & Fukunaga, T. 1968. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *European Journal of Applied Physiology*. 26(1): 26-32.

Ito, M., Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukashiro, S. & Fukunaga, T. 1998. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology*. 85(4): 1230-1235.

Ishikawa, M. 2005. In vivo muscle mechanics during human locomotion. *Studies in Sport, Physical Education and Health* 107. Jyväskylän yliopisto. Väitöskirjatyö.

Jozsa, L. & Kannus, P. 1997. Histopathological findings in spontaneous tendon ruptures. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 7:113-8.

Kannus, P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 10: 312-330.

Kauranen, K. 2014. Lihäs – rakenne, toiminta ja voimaharjoittelu. Liikuntatieteellinen Seura Ry.

Komi, PV. 1984. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and sport sciences reviews/American college of sports medicine* 12: 81-121.

Komi, PV. & Bosco, C. 1978. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports* 10: 261-265.

Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, TG., Holm, L. Aagaard, P., Kjaer, M. & Magnusson, SP. 2007. Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiologica*. 191(2): 111-121.

Kraemer, WJ., Fleck, SJ. & Evans, WJ. 1996. Strength and Power Training: Physiological Mechanisms of Adaptation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. American College of Sport Medicine. 24: 363-398.

Kraemer, WJ. & Ratamess, NA. 2004. Fundamentals of Resistance Training: Progression and Exercise Prescription. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 36(4): 674-688.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga. 2001. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*. 90: 520-527.

Kubo, K., Teshima, T., Hirose, N. & Tsunouda, N. 2014. A Cross-sectional study of the plantar flexor muscle and tendon during growth. *International Journal of Medicine*. 35: 828-834.

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. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 39(10): 1801-1810.

Kubo, K., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 1999. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of applied physiology*. 87(6): 2090-2096.

Lemmettylä, T. 2014. Fascicle-tendon interaction in v2 skate cross-country skiing : a case study. Pro-gradu tutkielma. Jyväskylän yliopisto.

Lieber, RL. & Fridén, J. 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve* 23: 1647-1666.

Linnamo, V., Moritani, T., Nicol, C., Komi, PV. 2003. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13: 93-101.

Maganaris, CN & Paul, JP. 1999. In vivo human tendon mechanical properties. *Journal of Physiology*. 521(1): 307-313.

Maganaris, CN., Narici, MV., Reeves, ND. 2004. In vivo human tendon mechanical properties: Effect of resistance training in old age. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. 4: 204-208.

Magnusson, SP., Hansen, P. & Kjaer, M. 2003a. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 13: 211-223.

Magnusson, S.P., Beyer, N., Abrahamsen, H., Aagaard, P., Neergaard, K., & Kjaer, M. 2003b. Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women. *The Journals of Gerontology: Biological Sciences*. 58A (2): 123–127.

Maughan, R., & Gleeson, M. 2010. *The Biochemical Basis of Sport Performance*. Toineen painos. Oxford University Press. 36

MacDougall, JD., Ward, GR., Sale, DG. & Sutton, JR. 1977. Biochemical adaptation of human skeletal muscle to heavy resistance training and immobilization. *Journal of Applied Physiology*. 43:700–703

Miller, BF., Olesen, JL., Hansen, M, Døssing, S., Crameri, RM., Welling, RJ., Langberg, H., Flyvbjerg, A., Kjaer, M., Babraj, JA., Smith, K. & Rennie, MJ. 2005. Coordinated collagen and muscle protein synthesis in human patella tendon and quadriceps muscle after exercise. *Journal of Physiology*. 567: 1021-1033.



Montes R. 2001. Changes in the cross-sectional diameter of muscle ultrasonography between relaxation and maximum voluntary isometric contraction in normal young subjects. *Physiotherapy* 87(4): 172-178

Moritani, T. & DeVries HA. 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine*. 58:115-30.

Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. & Fukunaga, T. 2001. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*. 90: 1671-1678.

Nigg, BM. & Herzog, W. 1999. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. Toinen painos. John Wiley & sons.

Norman, RW & Komi, PV. 1979. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica*. 106: 241-248.

Piirainen, JM. 2014. *Neuromuscular Function and Balance Control in Young and Elderly Subjects; Effects of Explosive Strength Training*. Väitöskirja. Jyväskylän yliopisto.

Piirainen, JM., Tanskanen, MT., Nissilä, J., Kaarela, J., Väärälä, A., Sippola, N. & Linnamo, V. 2011. Effects of a heart rate-based recovery period on hormonal, neuromuscular, and aerobic performance responses during 7 weeks of strength training in men. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 25(8): 2265-2273.

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

Piirainen, JM., Linnamo, V., Sippola, N. & Avela, J. 2012. Neuromuscular function during drop jumps in young and elderly males. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 22(6): 852-858.

Rassier DE, MacIntosh BR & Herzog W. 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*. 86(5):1445–1457

Reeves, ND., Narici, MV. & Maganaris CN. 2003. Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans, *Muscle & Nerve*. 28:74-81.

Row, SB., Knutzen, KM. & Skogsberg, NJ. 2012. Regulating explosive resistance training intensity using the rating of perceived exertion. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 26(3):664–71.

Rutherford, O. M. & Jones, D. A. 1986. The role of learning and coordination in strength training. *Eur J Appl Physiol*. 55(1): 100-5.

Sale DC, 2003, *Neural Adaptation to Strength Training*. Teoksessa Komi, PV. (toim.) *Strength and power in sport*. Blackwell Publishing.

SENIAM. 1999. European recommendations for surface electromyography. Teoksessa Hermens, H., Freriks, B. & Merletti, R. et al. (ed.). ISBN 90-75452-15-2.

Stenroth, L. 2016 Structure and function of human triceps surae muscle and tendon in aging. Väitöskirja. Jyväskylän yliopisto. 34-36, 50.

Stone, MH. & Karatzaferi, C. 2003. Connective tissue and bone response to strength training. Teoksessa Komi, PV. (toim.) *Strength and power in sport*. Blackwell Publishing. 355

Wilk, KE., Voight, ML., Keirns, MA., Gambetta V., Andrews, JR. & Dillman CJ. 1993. Stretch-shortening drills for the upper extremities: theory and clinical application. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*. 17:225–239.

Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews of biomedical engineering*. 17 (4): 359-411.

Zernicke, RF. & Loitz-Ramage, B. 2003. Exercise-related adaptations in connective tissue.  
Teoksessa Komi, PV. (toim.) Strength and power in sport. Blackwell Publishing.

