

**IKÄÄNTYMISEN VAIKUTUKSET LIHAKSEN JA JÄNTEEN
SUHTEELLISEEN VENYMÄÄN PASSIIVISEN VENYTYKSEN
AIKANA**

Matti Romppainen

Pro gradu –tutkielma

Biomekaniikka

Syksy 2012

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat: Taija Juutinen &

Neil Cronin

TIIVISTELMÄ

Romppainen, Matti 2012. Ikääntymisen vaikutukset lihaksen ja jänteen suhteelliseen venymään passiivisen venytyksen aikana. Biomekaniikan pro gradu –tutkielma. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 65 s.

Tämä tutkimus tarkasteli ikääntymisen vaikutuksia sisemmän kaksoiskantalihaksen, leveän kantalihaksen ja etummaisen säärilihaksen mekaanisiin ominaisuuksiin passiivisen venytyksen aikana. Oletusta ikääntymisen aiheuttamasta muutoksesta lihaksen ja jänteen suhteellisessa venymässä tutkittiin ultraäänen avulla. Lisäksi tarkasteltiin, miten pitkäaikainen liikunnan harrastaminen vaikuttaa ikääntyneen lihas-jännekompleksin ominaisuuksiin. Koehenkilöryhmät olivat nuoret (N=12; $27,8 \pm 3,2$ v), ikääntyneet (N=15; $69,4 \pm 5,3$ v) ja veteraaniurheilijat (N16; $73,3 \pm 2,8$ v).

Mittausasetelmassa koehenkilöiden oikea jalka kiinnitettiin jalkadynamometriin, jossa säären lihaksia venytettiin nilkkakulmaa muuttamalla. Ultraäänianturin avulla tarkasteltiin lihassolukimppujen pituuden muutoksia passiivisen venytyksen aikana. Passiivisten venytysten lisäksi lihassolukimppujen pituuden muutoksia tarkasteltiin maksimaalisen isometrisen lihassupistuksen aikana.

Ultraäänidatasta lihassolukimppujen pituuden muutokset saatiin automatisoidun seurantaohjelmiston (Cronin ym. 2011) avulla. Koko lihas-jännekompleksin pituudet määritettiin Hawkins ja Hull (1990) mallia apuna käyttäen. Jänneaponeuroosikompleksin pituuden muutokset laskettiin vähentämällä lihas-jännekompleksin kokonaispituudesta supistuvan komponentin pituus. Lihas-jännekompleksien eri komponenttien pituuden muutoksia vertailtiin eri ryhmien välillä.

Tutkimuksessa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja ryhmien välillä lihaksen ja jänteen suhteellisissa venymäosuuksissa lihas-jännekompleksin toiminnallisella alueella. Leveässä kantalihaksessa ikääntyneillä lihaksen suhteellinen venymäosuus oli selvästi muita ryhmiä suurempi passiivisen venytyksen aikana. Tilastollisesti merkitseviä eroja ($p < 0,05$) oli leveässä kantalihaksessa lihaksen ja jänteen venymissä ikääntyneiden ($67,6 \pm 20,4$ %, $34,3 \pm 19,8$ %) ja veteraaniurheilijoiden ($54,1 \pm 13,6$ %, $47,0 \pm 13,2$ %) välillä, myös nuorten venymäosuudet ($56,0 \pm 14,7$ %, $45,7 \pm 13,2$ %) erosivat selvästi ikääntyneistä, mutta erot eivät olleet merkitseviä. Lihas-jännekompleksien suhteellisissa venymäosuuksissa oli havaittavissa yhtäläisyyksiä nuorten ja veteraaniurheilijoiden välillä myös etummaisessa säärilihaksessa.

Maksimaalisen isometrisen lihassupistuksen aikana kaksoiskantalihaksen pituuden muutos oli suurempi nuorilla ($31,1 \pm 7,2$ %) kuin iäkkäillä ($25,2 \pm 7,5$ %) ($p < 0,05$). Myös lihassupistuksen aikaiset voimantuottotasot erosivat ryhmien välillä ($p < 0,05$), ikääntyneiden voimantuoton ollessa selvästi pienempi kuin muilla ryhmillä.

Tämä tutkimus antaa viitteitä siitä, että pitkäaikaisen ja säännöllisen liikunnan avulla voidaan ylläpitää lihas-jännekompleksin ominaisuuksia. Lisäksi tulosten perusteella voidaan varauksella sanoa, että ikääntyminen vaikuttaa enemmän lihaksen passiivisiin ominaisuuksiin.

Avainsanat: etummainen säärilihaksen, ikääntyminen, isometrinen lihassupistus, kaksoiskantalihas, leveä kantalihas, lihas-jännekompleksi, passiivinen venytys ja ultraääni

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	4
2	LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN RAKENNE	6
2.1	Supistuva komponentti.....	7
2.2	Elastinen komponentti	9
3	SÄÄREN JA POHKEEN LIHAKSET	12
3.1	Kolmipäinen pohjelihas	12
3.2	Etummainen säärilihas	14
3.3	Ultraäänen käyttö lihas-jännekompleksin toiminnan tutkimisessa	16
4	LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN TOIMINTA.....	18
4.1	Passiivisen venytyksen aikana	18
4.2	Isometrisen lihassupistuksen aikana	22
5	LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN MUUTOKSET IKÄÄNTYESSÄ.....	24
5.1	Lihaskato.....	25
5.2	Elastisuuden muutokset	27
5.3	Hermolihasjärjestelmän muutokset.....	28
5.4	Lihäs-jännekompleksin toiminnan muutokset tasapainon-hallinnassa	30
6	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	32
7	MENETELMÄT	33
7.1	Koehenkilöt.....	33
7.2	Mittausprotokolla.....	33
7.3	Antropometria.....	35
7.4	Jalkadynamometri	36
7.5	Tilastolliset menetelmät	39
8	TULOKSET	40
8.1	Säären antropometriset mittaukset.....	40
8.2	Lihäs-jännekompleksin suhteellinen venymä	40
8.3	Isometrinen maksimaalinen lihassupistus.....	42
9	POHDINTA	45
10	LÄHTEET	54

1 JOHDANTO

Lihäs-jännekompleksin mekaaniset ominaisuudet, rakenne ja toiminta muuttuvat ikäännyessä. Ihmisen fysiologiset toiminnot alkavat heiketä jo ennen 30 ikävuotta ja suorituskyvyn heikkeneminen on merkittävää 60 ikävuoden jälkeen. Lihaksistossa tapahtuu rakenteellisia muutoksia ja lihassmassa vähenee. Lihasten toimintaan vaikuttavat myös jänteiden ja muiden elastisten komponenttien mekaanisten ominaisuuksien muutokset. Ikäännyessä jänteen jäykkyys laskee ja se muuttuu mukautuvammaksi. Lisäksi hermolihasjärjestelmän toiminnassa tapahtuu ikäännyksen seurauksena muutoksia, jotka vaikuttavat liikehallintakykyyn ja liikuntaelimistön toimintaan. Hermojen johtumisnopeus pienenee ja reaktioaika pitenee. Ikäännyneillä ennakoivat tasapainon säätelytoimet ja tasapainoa korjaavat reaktiot hidastuvat. Lihäs-jännekompleksissa tapahtuvien mekaanisten ominaisuuksien muutokset vaihtelevat yksilöiden välillä ja liikunnan avulla ikäännyksen tuomia muutoksia voidaan ehkäistä tai hidastaa merkittävästi. (Narici ym. 2008; Obata ym. 2008; Lexell ym. 1986.)

Lihakset tuottavat voimaa, jonka jänteet välittävät luhin muodostaen nivelten liikkeen. Jänne on syymäinen rakenne, jonka lihaksen sisälle ulottuvaa osaa kutsutaan aponeuroosiksi. Jänne-aponeuroosikompleksin mekaaniset ominaisuudet ovat lihäs-jännekompleksin toiminnan kannalta tärkeitä. (Kawakami ym. 2000.)

Tutkimukset ovat osoittaneet, että passiivisessa venytyksessä lihaksen lisäksi myös jänteessä tapahtuu merkittävää pituuden muutosta. Herbert ym. (2002) tarkastelivat ultraäänien avulla etummaisen säärilihaksen ja kaksoiskantalihaksen lihassyiden pituuden muutoksia passiivisen venytyksen aikana. Etummaisen säärilihaksen lihäs-jännekompleksin kokonaispituuden muutoksesta lähes puolet (45 %) oli seurausta jänteen pituuden muutoksesta. Kaksoiskantalihaksen, jolla on lihassyihin verrattuna pitkä jänne, kokonaispituuden muutoksesta noin 73 % johtui jänteen pituuden muutoksesta. Venymien suuruuteen vaikuttavat paljon lihaksen ja jänteen suhteelliset pituudet ja niiden poikkipinta-ala.

Isometrisen lihassupistuksen aikana lihas-jännekompleksin pituudessa ei tapahdu muutoksia. Sen sijaan lihaksessa tapahtuu sisäisiä muutoksia, jolloin lihas lyhenee. Lihaksen pituuden muutoksesta seuraa elastisten komponenttien venymistä. (Hodgson ym. 2006.) Lihassupistuksen aikana jännitys ei jakaannu tasaisesti jänteeeseen ja aponeuroosiin. Lihaksen aktivoituessa myös aponeuroosi jäykistyy, eikä siinä tapahdu suurta pituuden muutosta. Isometrisen lihassupistuksen aikana jänneessä tapahtuu valtaosa elastisten komponenttien pituuden muutoksista. (Finni ym. 2003a.) Jänne-aponeuroosikompleksin pituuden muutoksissa on kuitenkin vaihtelua lihasten välillä. Ikääntyessä elastisten komponenttien ominaisuuksien muutokset ovat osa syy voiman ja voimantuottonopeuden heikkenemiselle lihastyön aikana.

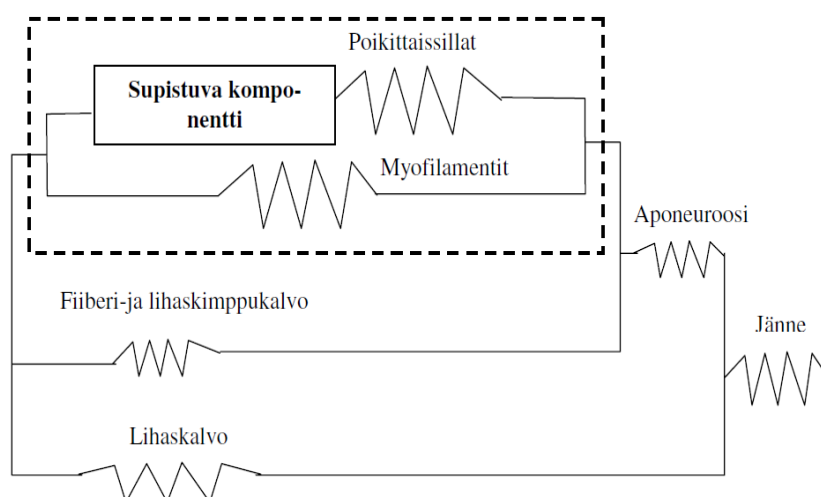
Tässä tutkimuksessa ultraäänen avulla tarkastellaan kolmea säären lihasta, joita ovat etummaiseen lihasaitioon kuuluva etummainen säärilihäs (m.tibial anterior) ja takimmaiseen pinnalliseen lihasaitioon kuuluvat sisempi kaksoiskantalihas (m. medial gastrocnemius) ja leveä kantalihas (m. soleus). Tavoitteena on hankkia lisätietoa siitä, miten ikääntyvän ihmisen lihaksiston ominaisuudet muuttuvat ja miten elinikäinen fyysinen aktiivisuus niihin vaikuttaa.

Aikaisemmissa tutkimuksissa on vähemmän tarkasteltu sitä, miten ikääntyminen vaikuttaa lihaksen ja jänneen suhteellisiin venymiin passiivisen venytyksen aikana. Tässä tutkimuksessa vertailtiin kolmen ryhmän välisiä eroja ja tavoitteena oli selvittää ikääntymisen vaikutuksia lihaksen ja jänneen ominaisuuksiin ja toimintaan. Lisäksi tutkimuksessa tarkasteltiin kahta ikääntynyttä ryhmää: veteraaniyleisurheilun hallimaailmanmestaruuskilpailujen osanottajia ja hyötyliikuntaa harrastavia ikääntyneitä.

2 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN RAKENNE

Yksinkertaisen Hillin mallin mukaan lihas-jännekompleksi koostuu supistuvasta komponentista eli lihaksesta ja passiivisista elastisista komponenteista. Elastiset osat voidaan jakaa joko rinnakkain tai sarjassa oleviin komponentteihin (kuva 1). Rinnan oleva elastinen komponentti koostuu sarkomeerin solutukirangasta ja lihaksen sidekudosrakenteista. Sarjassa oleva komponentti koostuu taas jänteistä, aktiini- ja myosiinifilamenttien välisistä poikittaissilloista sekä aponeuroosista. Elastisten komponenttien tehtävänä on toimia lihaksen tukirakenteena, voiman välittäjänä, iskunvaimentimena ja elastisen energian varastoina. Liikkeen saa aikaiseksi lihasten tuottama voima, jota tukikudokset ja jänteet välittävät luihin. (Muramatsu ym. 2001; Robertson ym. 2004 183–190.)

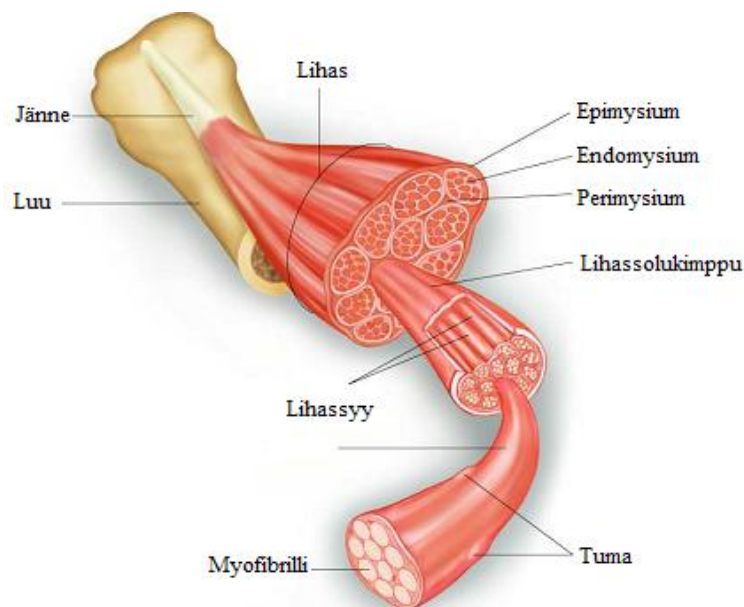
Lihäs-jännekompleksin rakenne on hyvin monimutkainen eikä sitä pidä yksinkertaistaa liikaa. Lihassyty, aponeuroosi ja jänne hahmotetaan yleensä olevan mekaanisesti sarjassa (kuva 1), joka voi johtaa virheellisiin arvioihin lihäs-jännekompleksin toiminnasta. Yksinkertainen lihäs-jännekompleksin toimintamalli, joka koostuu sarjassa ja rinnan olevista elementeistä kuvaa ideaalitulannetta, joka todellisuudessa ei ole pätevä. (Epstein ym. 2006.)



KUVA 1. Kaaviokuva lihäs-jännekompleksin rakenteellisista komponenteista. Lihäs koostuu supistuvasta komponentista (rajattu katkoviivalla) ja elastisista komponenteista. (Rinkinen 2004.)

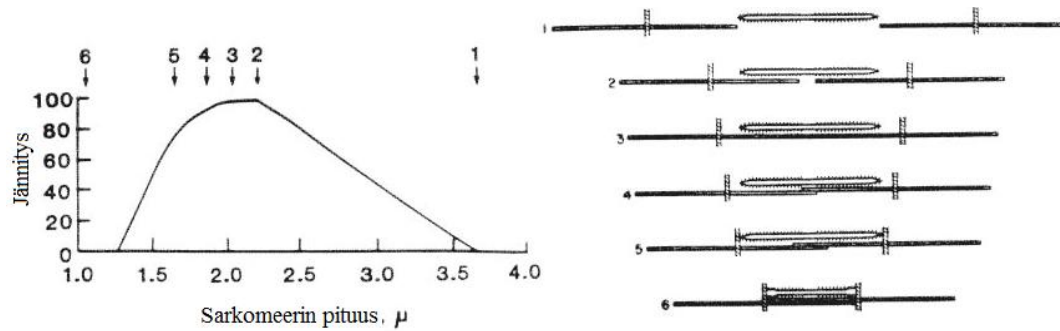
2.1 Supistuva komponentti

Lihaskoostuu lihassolukimpuista eli fasikkeleista. Lihassolukimppu koostuu lihassoluista eli fiibereistä, jotka edelleen muodostuvat myofibrilleistä (kuva 2). Myofibrillit taas koostuvat useista myofilamenteista. Fibrillit muodostuvat peräkkäin olevista sarkomeereista, jotka koostuvat toistensa lomissa olevista aktiini- ja myosiinifilamenteista. Lihassyt eivät normaalisti esiinny itsenäisinä yksikköinä, vaan ne ovat ryhmittäytyneet sidekudosten avulla yhdessä toimiviksi yksiköiksi. Lihaksen tuottama jännitys ei ainoastaan välity lihassyiden päiden kautta, vaan voima välittyy jänteisiin myös lateraalitasossa. (Trotter 1993; Edman 1992, 114.)



KUVA 2. Lihaksen rakenne (Mukailtu lähteestä: Wilmore ym. 2004, 27).

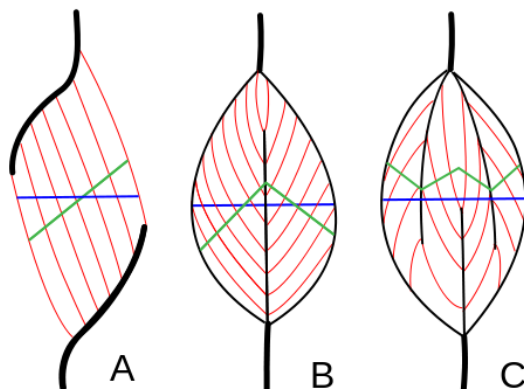
Sarkomeeri on lihaksen pienin toiminnallinen yksikkö, jonka pituus on levossa noin 2 μm (kuva 3). Voimantuotto on suurimmillaan keskipituuksilla, sarkomeerin pituuden ollessa noin 2,8 μm . Voimantuotto on sitä suurempi, mitä enemmän poikittaissiltoja voidaan muodostaa. Poikittaissiltojen lukumäärä vähenee sarkomeerin pidentyessä tai lyhentyessä, jolloin myös voimantuotto pienenee. Pisimmillään venytyksessä sarkomeerin pituus voi olla yli 4 μm . Lihaksen pituuteen suhteutettuna lihassyiden suhteellinen pituus vaihtelee 0,2–0,6 välillä. (Lieber ym. 1994.)



KUVA 3. Sarkomeerin voima-pituusriippuvuus sekä aktiini- ja myosiinifilamenttien liike toisiinsa nähden jännityksen aikana (Mukailtu lähteestä: Gordon ym. 1966).

Lihassyiden pituus määrittää lihaksen ominaisuudet. Mitä pidempi lihassy tai lihas on, sitä suurempi toimintalaajuus sillä on ja sitä nopeammin se pystyy tuottamaan voimaa. (Gans ym. 2005.) Voimaharjoittelulla on myös havaittu olevan suuri vaikutus lihassyiden pituuden kasvuun niin nuorilla kuin iäkkäillä (Degens ym. 2009).

Lihassyiden järjestäytyminen vaihtelee lihasten välillä. Ne voivat olla järjestäytyneenä joko pituusakselin suuntaisesti tai viistosti vetoakseliin nähden. Pituusakselin suuntaisesti kulkevat lihassyt eivät yleensä yllä koko lihaksen pituudelle. Yleensä lihassyt ovat järjestäytyneet viistosti vetoakseliin nähden, jolloin puhutaan pennaatiolihasista. Pennaatiolihasien lihassyt ovat muihin lihaksiin verrattuna lyhempiä, jolloin niiden supistumisnopeus on alhaisempi ja niiden tuottama liike pienempi. Pennaatiokulma voi vaihdella eri lihaksissa 0° ja 30° välillä, mitä suurempi kulma sitä suurempi on poikkipinta-ala, jolloin myös voimantuottokyky kasvaa. Pennaatiolihakset voidaan jakaa unipennaatio-, bipennaatio- ja multipennaatiolihasiin sen mukaan, kuinka monessa kulmassa lihassolut kiinnittyvät aponeuroosiin (kuva 4). (Herbert ym. 2002; Lieber 1992.)



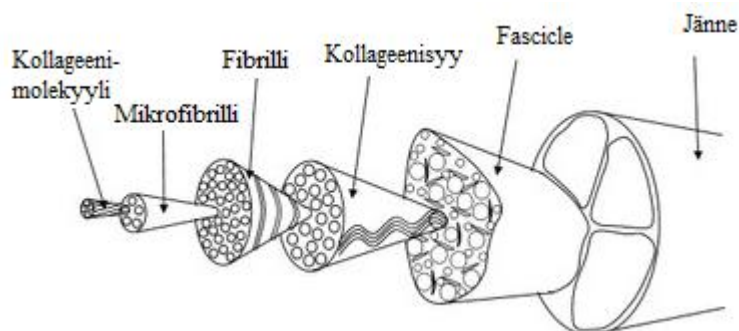
KUVA 4. Erilaisia pennaatorakenteita. Sininen viiva kuvaa fysiologista poikkipinta-alaa ja vihreä viiva anatomista poikkipinta-alaa. (http://www.enotes.com/topic/Pennate_muscle).

Luurankolihakset koostuvat kahdesta lihassolutyypistä: hitaista tyyppiin I soluista ja nopeista tyyppiin II soluista. Nopeat solutyypit voidaan jakaa vielä tyyppi Iia ja tyyppi Iib soluihin. Lihassolutyypit eroavat toisistaan aineenvaihdunnan sekä supistumisominaisuuksien perusteella. Lihassolujen ominaisuudet poikkeavat myös jäykkyydessä. Hitaat lihassolut ovat nopeita jäykempiä, jolloin ne soveltuvat hyvin asentoa ylläpitäviin tehtäviin. (McArdle ym. 2007, 380.)

Lihäs-jännekompleksissa tapahtuvien venymäosuusien suuruuteen vaikuttavat paljon lihaksen ja jänneen suhteelliset pituudet. Lihäs-jännekompleksissa, jossa on lihassyihin verrattuna pitkä jänne, lihaksen pituuden muutoksen osuus on suhteellisen pieni. Venymän määrää voidaan tietyissä tapauksissa selittää osin myös lihassyiden löysyydellä. Lihaksen kokonaispituuden muutoksesta pienen osan voi selittää myös pennaatiokulman muutoksella. (Herbert ym. 2002.)

2.2 Elastinen komponentti

Jänne on monimutkainen hierarkkisesti järjestäytynyt kollageenisyyden ja elastiinin muodostama sidekudos (kuva 5). Kuivapainosta noin 65–80 % on kollageenia ja 1–2 % elastiinia. Kollageenin tehtävä on vastustaa jänteeseen kohdistuvia vetovoimia, kun elastiini taas saa aikaan jänneen joustavuuden. Soluväliaineena jänneessä toimivat vesi, proteoglykaani ja glykoproteiinit. (Kannus ym. 2000.)

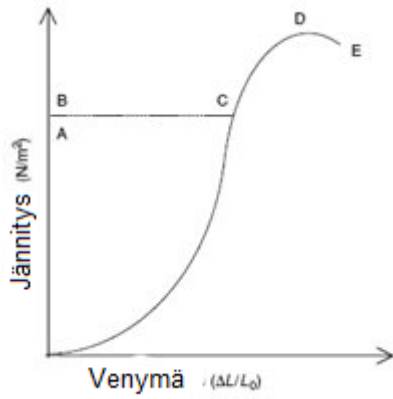


KUVA 5. Jänneen hierarkkinen rakenne (Mukailtu lähteestä: Kastelic ym. 1978).

Jänne on tiivistä sidekudorakennetta, joka on suora jatke lihaksen sidekudosrakenteille: endomysiumille, perimysiumille ja epimysiumille. Kokonaista lihasrakennetta ympäröi kaksi kalvorakennetta, peitinkalvo (fascia) ja epimysium. Lihassolukimppua ympäröivää kalvoa kutsutaan perimysiumiksi ja yksittäistä lihassolua ympäröivää sidekalvorakennetta endomysiumiksi. Lihaksen ulkopuolella nämä kalvorakenteet muodostavat yhden tiiviin sidekudosrakenteen eli jänteen. Litteitä jännerakenteita, jotka voivat ulottua lihaksen sisälle, kutsutaan kalvojänteiksi eli aponeurooseiksi. Kalvojännerakenteilla on samanlainen rakenne kuin jänteillä, mutta ne koostuvat vain muutamista kollageenifiiberikerroksista. (Morse ym. 2008.)

Jänne kiinnittyy toisesta päästä luuhun luujänneliitoksen avulla. Liitoskohdassa jänne muuttuu vaiheittain rustokudokseksi ennen kiinnittymistä luuhun. Lihaksen ja jänteen yhtymiskohtaa kutsutaan lihas-jänneliitokseksi. Liitoksessa lihassolut kapenevat ja niitä ympäröivät sidekudokset kietoutuvat ja kiinnittyvät jänteen kollageenisäikeisiin. Voima ei kuitenkaan välity pelkästään lihassyiden päiden ja jänteen kiinnityskohdan kautta, vaan voima välittyy myös lihasta ympäröivän ja lihaksen sisällä olevan sidekudosverkon avulla. Lihassyitä ympäröivillä sidekudoksilla, etenkin endomysiumilla, on olennainen osa lihassupistuksen tuottaman voiman välittämisessä jänteisiin. (Trotter 1993; Nigg ym. 1994, 136–137.)

Jänteen muoto ja ominaisuudet riippuvat lihasten supistusominaisuuksista ja sijoittumisesta suhteessa jänteeseen. Sen mekaanisiin ominaisuuksiin vaikuttavat sen poikkipinta-ala ja pituus. Jänteen koko määräytyy ensisijaisesti lihas-jännekompleksin tehtävän perusteella. Yleisesti voidaan sanoa, että niveltä ojentavien lihasten jänteet ovat litteämpiä kuin niveltä koukistavien lihasten. Niveltä koukistavien lihasten jänteet ovat yleensä poikkileikkaukseltaan pyöreitä tai ovaalin muotoisia. Jänteen käyttäytymistä voidaan tarkastella esimerkiksi kuorma-venymäkäyrän avulla (kuva 6). Jäykässä jänteessä tapahtuu pienempi muodonmuutos samalla ulkoisella kuormalla kuin löysemmissä jänteissä. Paksulla jänneellä huippuvoima ja jäykkyys ovat suurempia. Jos verrataan kahta yhtä paksua ja saman huippuvoiman omaavaa jännettä keskenään, niin pitemmällä jänneellä on suurempi muodonmuutos. (Magnusson ym. 2003.)



KUVA 6. Jänteen kuorma-venymäominaisuuksia. C kuvaa myöntymispistettä ja A elastista aluetta, jossa voima ei aiheuta pysyviä muutoksia sekä B aluetta, jossa voima aiheuttaa pysyviä muutoksia rakenteessa. D kuvaa maksimikuormaa ja E voimaa, joka aiheuttaa repeämän jän-teessä. (Mukaiiltu lähteestä: Magnussonym. 2003.)

3 SÄÄREN JA POHKEEN LIHAKSET

Lihakset voidaan jaotella neljään sidekudoskalvojen erottelemaan lihasaitioon. *Etummaiseen lihasaitioon* kuuluvat etummainen sääri-lihas ja varpaiden ojentajalihakset, *takimmaiseen syvään lihasaitioon* varpaiden pitkät koukistajalihakset ja takimmainen sääri-lihas, *takimmaiseen pinnalliseen lihasaitioon* leveä kantalihas ja kaksoiskantalihas sekä *ulommaiseen lihasaitioon* pitkä- ja lyhyt pohjelihas. (Gray 2000, 129.)

Jalan ja nilkan stabiloinnin lisäksi lihasten tehtävä on liikuttaa niveliä. Niiden pääasialliset tehtävät on toimia nilkan koukistaja- ja ojentajalihaksina. Tutkittavien lihasten tehtävä vaihtelee asennon ja liikkeen hallinnassa, ne työskentelevät lähes kaikessa liikkumisessa. (Walters ym. 2010.)

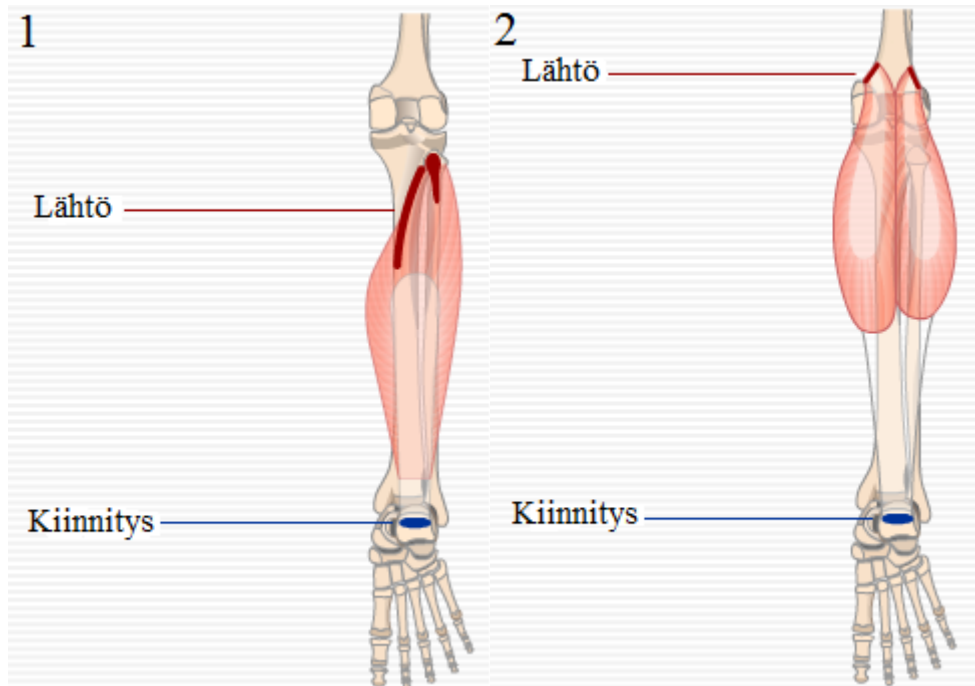
Alaraajan lihakset kuormittuvat erityisesti seisoma-asennossa ja säännöllisesti urheiltaessa. Hyväkuntoinen lihaksisto auttaa hallitsemaan tasapainoa ja mahdollistaa sujuvan liikkumisen. Heikko lihasvoima erityisesti alaraajoissa heikentää tasapainoa ja lisää kaatumisvaaraa. Ikääntyessä nilkan ojentaja- ja koukistajalihasten toimintakyvyn ylläpitäminen on keskeisessä roolissa liikuntakyvyn ja tasapainon säilyttämisessä. (Walters ym. 2010.)

Tarkasti erotteleva ultraäänitekniikka mahdollistaa lihas-jännekompleksin toiminnan tarkastelun isometrisen lihassupistuksen ja passiivisen venytyksen aikana. Menetelmä on noninvasiivinen ja tarkka. Sen avulla voidaan havaita jopa 1 μm muutoksia ja se soveltuu hyvin motorisen aktiivisuuden tarkasteluun (Loram ym. 2005). Ultraäänen avulla voidaan tutkia lihas-jännekompleksin rakennetta ja toimintaa luonnollisen liikkeen aikana. (Ishikawa ym. 2005.)

3.1 Kolmipäinen pohjelihas

Kolmipäinen pohjelihas (m. triceps surae) koostuu kahdesta osasta, kaksoiskantalihasesta ja leveästä kantalihasesta. Leveä kantalihas on tasainen ja leveä pohjelihas, joka sijaitsee säären takaosassa kaksoiskantalihasen alla. Lihaksen lähtökohta on pohjeluun

päässä ja sääriluun varressa sisäpinnalla. Se kiinnittyy kaksoiskantalihaksen kanssa yhteisellä jänteellä, akillesjänteellä, kantaluuhun. Kolmipäinen pohjelihas toimii ylemmän nilkkanivelen ojentajana (plantarflexion) ja seisoma-asennon ylläpitäjänä. Kaksoiskantalihas on kaksiosainen, jossa on ulompi ja sisempi pää. Ulomman pään lähtökohta on reisiluun ulomman nivelnastan yläpuolella ja sisempi pää vastaavasti lähtee sisemmän nivelnastan yläpuolelta. Lihaksen kiinnityskohta on kantaluu, johon se kiinnittyy akillesjänteen avulla. Kaksoiskantalihas ylittää kaksi niveltä, nilkka- ja polvinivelen. Lihaksen päätehtävä on ylemmän nilkkanivelen ojentaminen, jonka lisäksi se toimii myös yhtenä polven koukistajalihasena. Leveän kantalihaksen jänne on 3–10 cm pitkä, kun kaksoiskantalihaksen jänteen pituus vaihtelee 10–25 cm välillä (kuva7). (Czerniecke 1988; Saarikoski ym. 2010.)



KUVA 7. (1) Leveän kantalihaksen ja (2) kaksoiskantalihaksen rakenne ja kiinnittymiskohdat (Mukailtu lähteestä: <http://www.getbodysmart.com/ap/muscularsystem/footmuscles/menu/menu.html>).

Leveä kantalihas on tärkeimpiä seisoma-asentoa säilyttäviä lihaksia. Se koostuu pääosin tyypin I lihassoluista, ja lihaksessa on huomattavasti enemmän lihaksen pituutta ja pituuden muutoksia aistiva reseptoreita eli lihasspindelejä mitä esimerkiksi kaksoiskantalihaksessa. On todettu, että lihaksen lihassoluista voi olla jopa 90 % tyypin I lihassoluja

ja lihasspindelejä on lähes yksi kappale jokaista grammaa kohden. (Schrauwen-Hinderling ym. 2006; Voss 1971.)

Kaksoiskantalihaksessa on yleensä enemmän nopeasti supistuvia tyyppi II lihassoluja. Tyyppi II lihassoluilla on anaerobinen aineenvaihdunta ja ne ovat luotu lyhytaikaisiin ja voimakkaisiin lihassupistuksiin. Lihaksen aktiivisuus lisääntyy liikenopeuden kasvaessa esimerkiksi kävelyn, juoksun tai hyppelyn aikana. (Moritani ym. 1990.)

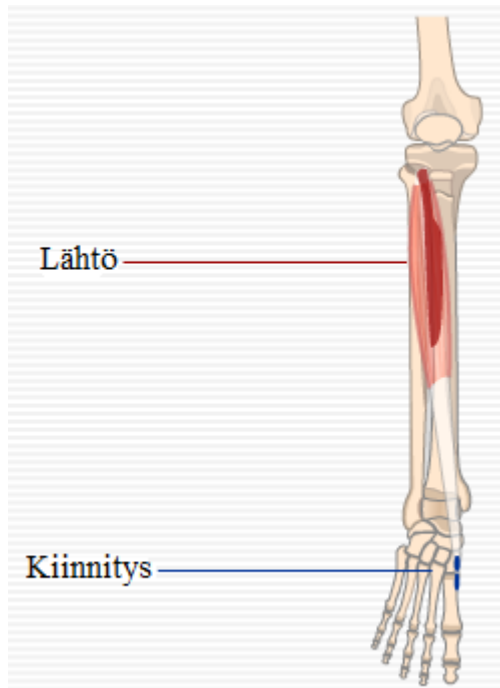
Pohjelihasten rakenteet poikkeavat toisistaan. Leveän kantalihaksen lihasarkkitehtuuri on melko monimutkainen. Se voidaan yleensä jakaa kahteen erilliseen lihasaitioon, joissa esiintyy erilaisia pennaatorakenteita (Finni ym. 2003b). Kaksoiskantalihaksen ulomman ja sisemmän pään lihasrakenteet poikkeavat myös toisista. Sisemmän pään lihas on yhtenäinen unipennatelihas, kun taas ulomman puolen lihas koostuu kolmesta eri alueesta, joiden lihassyiden järjestyminen poikkeaa toisistaan. Poikkeava rakenne johtuu lihasten erilaisista tehtävistä. Ulomman kaksoiskantalihaksen monimutkaisempi rakenne mahdollistaa tarkempien liikkeiden suorittamisen. (Wolf ym. 1997; Hodgson ym. 2006.)

Woittiez ym. (1985) tutkimuksissa leveän kantalihaksen optimaaliseksi voimantuoton pituudeksi saatiin 23,96 cm, sisemmän kaksoiskantalihaksen pituudeksi 20,21 cm ja ulomman pituudeksi 17,58 cm. Lihassolujen pituuksiksi vastaavasti saatiin 37,8 mm, 47,8 mm ja 55,7 mm. Lihasten pennaatiokulma vaihtelee 14–25° välillä, leveän kantalihaksen pennaatiokulman ollessa keskimäärin hieman suurempi. (Woittiez ym. 1985; Hodgson ym. 2006.)

3.2 Etummainen säärilihäs

Säären etummaiseen lihasryhmään kuuluva etummainen säärilihäs toimii supistuessaan nilkan koukistajana (dorsiflexion) ja jalkaterän ulospäin kääntäjänä. Lihaksen lähtökoh- ta on sääriluun ulommassa nivelnastassa. Se kulkee nilkan sisäsyryjää sisemmän malle- olin etupuolelta ja kiinnittyy jalkapohjan ensimmäisen metatarsaaliluun proksimaaliseen päähän ja ensimmäisen cuneiformiksen alapuolelle (kuva 8). Pitkän pohjeluulihaksen

lisäksi etummainen säärilihas tukee jalkaterän sisäkaarta, joka edesauttaa aggressiivista liikuntaa ja liikkumista epätasaisilla alustoilla. (Saarikoski ym. 2010.)



KUVA 8. Etummaisen säärilihaksen rakenne ja kiinnittymiskohdat (Mukailtu lähteestä: <http://www.getbodysmart.com/ap/muscularsystem/footmuscles/menu/menu.html>).

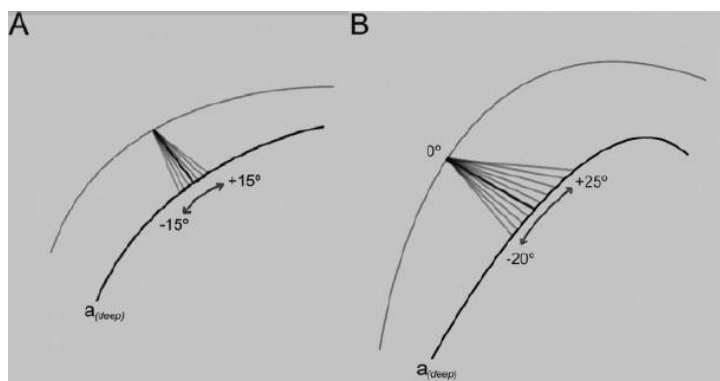
Etummaisessa säärilihaksessa on kolme erillistä aluetta, joiden lihassyiden järjestäytyminen poikkeaa toisistaan. Lihaksen eri alueita erottaa toisistaan pitkälle lihakseen yltävä aponeuroosi. Lihaksen eri alueiden toiminta myös poikkeaa toisistaan, mikä viittaa siihen, että tietyt alueet toimivat enemmän tietyissä tehtävissä. Lihas koostuu enimmäkseen hitaista tyyppi I lihassoluista. Eri tutkimuksissa tyyppi I lihassolujen osuus on vaihdellut 66–84 % välillä, iäkkäillä on havaittu suurempia hitaiden lihassolujen osuuksia. (Wolf ym. 1997.)

Wolf ym. (1997) tutkimuksessa etummaisen säärilihaksen keskipituus oli 39,0 cm ja lihassyiden pituus vaihteli 17,5–33,0 mm. Lihassyiden pituus vaihteli eri alueiden välillä niin, että pitemmät lihassyöt sijaitsivat lihaksen takapuolella. Lihassyitä erottelevan aponeuroosin pituus tutkimuksessa oli keskimäärin 14,2 cm.

3.3 Ultraäänien käyttö lihas-jännekompleksin toiminnan tutkimisessa

Ultraäänellä saatavan kuvan luotettavuuteen vaikuttaa anturin suuntaus kun tarkastellaan lihas-jännekompleksin liikkeitä. Lihas liikkuu eri tasoissa niin dynaamisen kuin myös isometrisen lihastyön aikana, jolloin mittaustulokset voivat vääristyä lihaksen paksuuden tai pituuden osalta. Anturin asento ja paikka on otettava huomioon lihastyötavan muuttuessa esimerkiksi aktiivisen tai passiivisen tilanteen välillä. (Kawakami ym. 1998.)

Aina ei ole myöskään tarkkaan tiedossa kuinka lihas-jännekompleksin rakenteet ovat suuntautuneet mittakohteessa, siksi mittausta aloitetaan asettamalla anturi kohtisuoraan mitattavan kohteen päälle ja etsimällä paras kuva kohteesta. Ultraäänellä mitattaessa anturi tulisi suunnata samansuuntaisesti lihassyiden kanssa niin, että lihassyöt näkyvät koko pituudeltaan pinnallisen ja syvän aponeuroosin välissä (Kawakami ym. 1998). Bernard ym. (2009) pyrkivät löytämään tarkin menetelmä sisemmän kaksoiskantalihaksen tarkasteluun. Tutkimuksessa ultraäänellä saatuja tuloksia verrattiin suorasta mittauksesta saatuihin tuloksiin. Vertailun avulla pyrittiin etsimään mittaustekniikka, jonka avulla saadaan mahdollisimman luotettavia tuloksia ultraäänimittauksesta. Tutkimuksen perusteella anturi tulee suunnata ensin kohtisuoraan syvän aponeuroosin kanssa, minkä jälkeen pitkittäissuuntaisessa kuvantamisessa käytetään samaa anturin suuntaa. Tekniikka minimoi suuntaamiseen liittyvät virheet lihassyiden pituutta ja pennaatiokulmaa sekä lihaksen paksuutta mitattaessa (kuva 9).



KUVA 9. Ultraäänianturin suuntaaminen niin, etteivät mittaushuoneen mittasuhteet vääristy. Anturi suunnattu kohtisuoraan syvän aponeuroosin kanssa (A). Anturin suuntaus virheellinen, jolloin saadut tulokset ovat virheellisiä (B). (Benard ym. 2009.)

Lihäs-jännekompleksin pituuden muutoksia tarkastellaan usein nivelkulman muutoksen ja anatomisten tietojen perusteella. Menetelmän perusteella ei kuitenkaan voida tietää missä lihas-jännekompleksin osassa pituuden muutokset tapahtuvat. Eri tutkimuksissa on havaittu, että supistuvan komponentin ja elastisen komponentin pituuden muutokset eivät aina ole yhteneväisiä verrattaessa lihas-jännekompleksin pituuden muutoksiin. Ultraäänimittaus mahdollistaa luotettavan jänteen, aponeuroosin ja lihassyiden muutosten *in vivo* tarkastelun eri olosuhteissa. Myös lihasten välillä esiintyy paljon vaihtelua eri komponenttien pituuden muutoksissa, näitä poikkeavuuksia voidaan tarkastella luotettavasti ultraäänen avulla. (Ishikawa ym. 2005; Loram ym. 2005.)

4 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINTA

Lihäs-jännekompleksin jäykkyydellä on tärkeä rooli ihmisen suorituskyvyssä. Jäykkyys kasvattaa liikkumisen tehokkuutta ja hyötysuhdetta. Lihaksen jäykkyyssäätelystä vastaa venytystä aistivat lihasspindelit ja jännevoimia aistivat golgin jänne-elimet. Supistuvan ja elastisen komponentin lisäksi jäykkyyteen vaikuttaa viskoelastiset ominaisuudet. Viskoelastiset ominaisuudet vaikuttavat mm. voiman siirtoon, elastisen energian varastoitumiseen ja nivelen asennon sekä liikkeen tarkkuuden kontrollointiin. Viskoelastiset ominaisuudet mahdollistavat lihaksen ja jänneen dynaamisen yhteistoiminnan. (Kawakami ym. 2000.)

4.1 Passiivisen venytyksen aikana

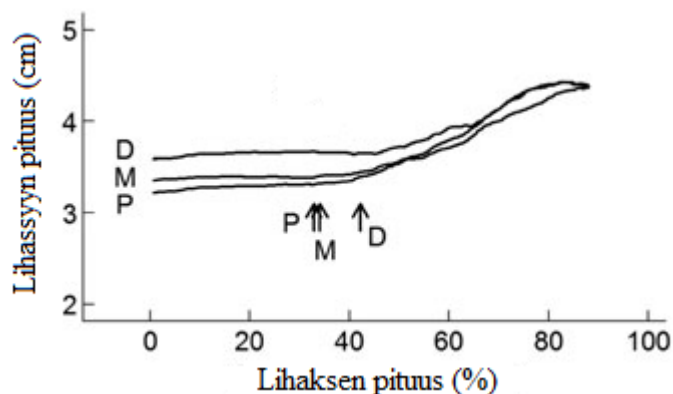
Passiivisen lihaksen jäykkyysominaisuudet ovat alhaiset. Lihasta venytettäessä venymän aiheuttama vaste on seurausta rakenteellisista tekijöistä. Passiivisen lihaksen aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat toistensa lomitse ja venytystä vastustaa ainoastaan lihassolun sisäinen rakenne (McHugh ym. 2001.) Passiivisen venytyksen vastus on suurelta osin seurausta jänneen ja aponeuroosin mekaanisista ominaisuuksista. Jänneen jäykkyysominaisuudet perustuvat kollageenisidosten suuntautumiseen, rakenteeseen ja siteiden tiheyteen kudoksessa. (Kubo ym. 2001.)

Passiivisen venytyksen aikana liikelaajuuteen vaikuttavia ja sitä vastustavia tekijöitä ovat lihassyöt, jänneet, aponeuroosit, nivelkapselit ja nivelsiteet. Lihäs-jännekompleksin jäykkyyteen ja viskoelastisiin ominaisuuksiin vaikuttaa lihaksen aikaisempi aktiivisuus tai venyttely ja toiminnasta kulunut aika. (Avela ym. 2004.) Passiiviseen venymään positiivisesti vaikuttavia mekaanisia muutoksia ovat jännityksen laukeaminen lihaksessa ja tuki- ja pehmytkudosten rakenteiden uudelleen järjestäytyminen enemmän rinnakkaiseen muotoon. (Purslow 1989.)

Lihaksen lisäksi myös jänneessä tapahtuu merkittävää pituuden muutosta passiivisen venytyksen aikana. Passiivisen venytyksen aikaiseen suhteelliseen pituuden muutokseen vaikuttaa jänneen pituus. Lihäs-jännekompleksissa, jossa lihassolut ovat lyhyitä ja jänne

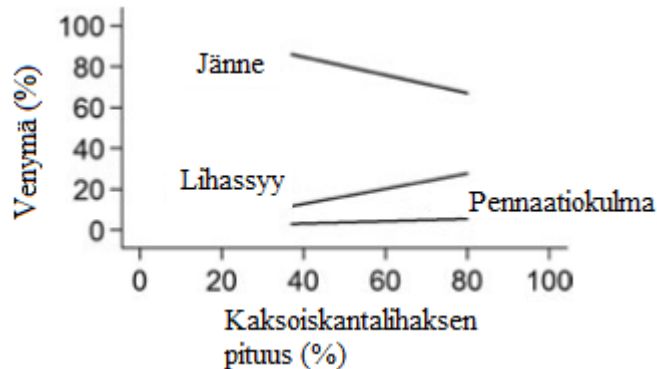
on pitkä, suuri osa venytyksestä tapahtuu jänteessä. Herbert ym. (2002) tarkasteli ultraäänitekniikan avulla etummaisessa säärilihaksessa ja kaksipäisessä kantalihaksessa tapahtuvia muutoksia passiivisen venytyksen aikana. Etummaisen säärilihaksen lihasjännekompleksin muutoksesta hieman yli puolet (55 %) tapahtui lihaksessa, kun taas kaksipäisessä kantalihaksessa pituuden muutoksesta vain 27 % tapahtui lihaksessa. Jänteen osuus koko venymästä kasvaa, kun lihas-jännekompleksien pituus on huomattavasti suurempi kuin lihassyiden pituus. Tällöin koko pituuden muutoksesta jänteen osuus on suuri venytyksen alusta lähtien. (Herbert ym. 2002.)

Lihaksen ja jänteen suhteelliseen venymään ja jäykkyyden ominaisuuksiin vaikuttavat voima-pituus -suhde ja voima-nopeus -suhde. Hidas passiivinen venytys venyttää lähinnä lihasta, ei jännettä. Venytyksen alussa jänne on hyvin periksiantava, kunnes sen jäykkyys lisääntyy eksponentiaalisesti. Venytyksen loppupuolella suurilla pituuksilla jäykkyyden kasvu muuttuu lineaariseksi. Herbert ym. (2011) tutkimuksessa tarkasteltiin kaksipäisen kantalihaksen passiivista pitenemistä ja lyhenemistä nilkkanivelen kulmaa muuttamalla. Lihas-jännekompleksin pituuden ollessa pieni lihassyöt ovat löysänä, jolloin ne myös voivat taipua. Lihassyiden pituuden muuttumattomuus passiivisen venytyksen alussa viittaa löysyyteen lihaksessa. Lihassyiden välillä ilmenee myös hierarkisuutta passiivisen jännityksen aikana. Venytystä vastaanottavista lihassyistä osa liittyy mukaan vastustamaan venytystä vasta suurilla pituuksilla (kuva 10).



KUVA 10. Kaksoiskantalihaksen lihassyiden pituuden muutokset mitattuna kolmesta eri paikasta (proksimaalinen (P) ja distaalinen (D) pää sekä keskeltä (M)) passiivisen venytyksen aikana. Nuolet osoittavat kohtaa, jossa lihassyyn pituus alkaa kasvaa. (Mukailtu lähteestä: Herbert ym. 2011.)

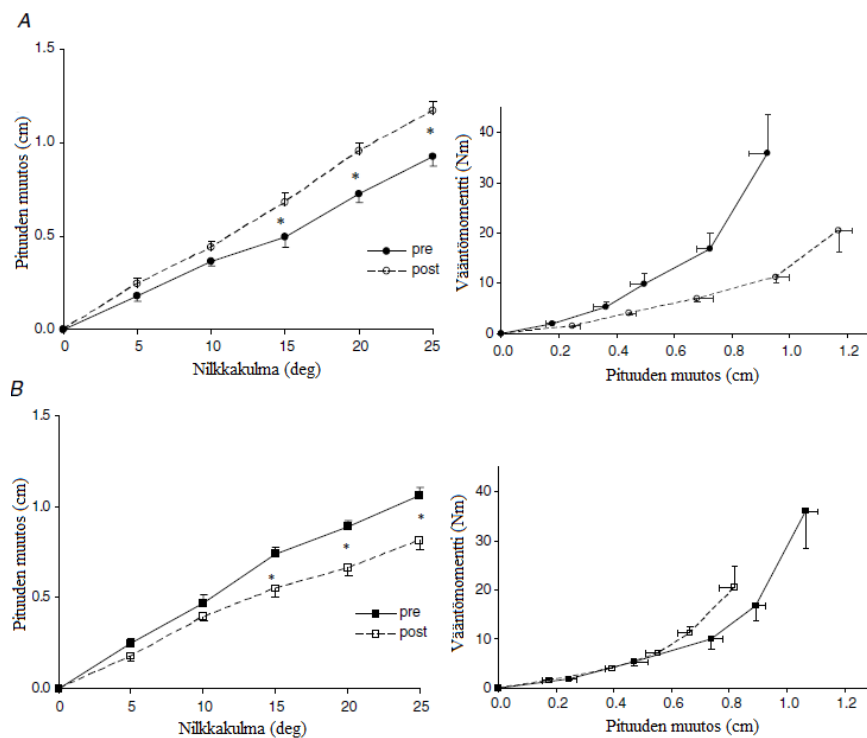
Rennossa kaksoiskantaliuksessa yli neljännes kokonaispituudesta on löysänä (Hoang ym. 2007). Passiivisen venytyksen alussa jänne vastaa pituuden muutoksesta. Venytyksen alussa, jolloin myös kaikki lihassyöt ovat jo suoristuneet, jänne vastaa lähes kokonaan (yli 80 %) pituuden muutoksesta. Lihas-jännekompleksin ollessa venytettynä täyteen pituuteen jänne vastaa noin 67 %, lihassyöt 27 % ja pennaatiokulman muutos 6 % pituuden muutoksesta kaksoiskantaliuksessa (kuva 11). (Herbert ym. 2011.)



KUVA 11. Lihaksen, janteen ja pennaatiokulman osuudet kaksoiskantaliuksen pituuden muutoksesta kasvavassa venytyksessä (Mukailtu lähteestä: Herbert ym. 2011).

Passiivisessa venytyksessä lihas-jännekompleksin suhteelliset venymät vaihtelevat yksilöiden välillä. Henkilöillä, joiden lihas-jännekompleksin passiivinen jäykkyys on alhainen, janteen pituuden muutos on pienempi ja lihassyiden suurempi kuin henkilöillä, joiden lihas-jännekompleksi on jäykkä. Abellanedan ym. (2009) tutkimuksessa tarkasteltiin sisemmän kaksoiskantaliuksen janteen suhteellisen venymän yksilöllisiä eroja passiivisen venytyksen aikana. Valtaosalla tutkittavista (62,5 %) lihaksen venymä kasvoi lineaarisesti venytyksen kasvaessa ja janteen suhteellinen osuus väheni tasaisesti kokonaisvenymästä. Osalla tutkittavista (37,5 %) lihaksen ja janteen venymät muuttuivat kuitenkin päinvastaisesti. Tutkimuksessa lihas-jännekompleksin kokonaispituuden muutos ei poikennut ryhmien välillä. Jälkimmäisessä ryhmässä passiivisen venytyksen tuottama vääntömomentsi 30° kulmassa oli kuitenkin suurempi. Vääntömomentin lisäksi passiivinen jäykkyys oli kaksi kertaa suurempi kuin toisella ryhmällä. Jälkimmäisessä ryhmässä ulomman kaksoiskantaliuksen EMG-aktiivisuus oli myös korkeampi levossa ja venytyksen aikana. EMG-aktiivisuus voi mahdollisesti johtua toonisesta refleksiaktiivisuudesta. Tutkimuksessa ei suoritettu lämmittelyvenytyksiä ennen mittauksia.

Lihäs-jännekompleksin ominaisuudet muuttuvat hetkellisesti, kun se venytetään, ja sitä pidetään venytettynä. Kuvassa 12 näkyy Morsen ym. (2008) tutkimuksen tulokset sisemmän kaksoiskantalihaksen lihaksen ja jänteen venymistä sekä niiden tuottamasta vääntömomentista ennen ja jälkeen passiivisen lämmittelyvenytyksen. Lihäs venytettiin ääriasentoon, jossa sitä pidettiin yhden minuutin ajan. Venytyksen jälkeen lihaksen jäykkyys laskee ja sen osuus suhteellisesta venymästä kasvaa passiivisen venytyksen aikana.



KUVA 12. Lihaksen (A) ja jänteen (B) venymän ja vääntömomentin muutos ennen (yhtenäinen viiva) ja jälkeen (katkonainen viiva) lämmittelyn (Mukaihto lähteestä: Morse ym. 2008).

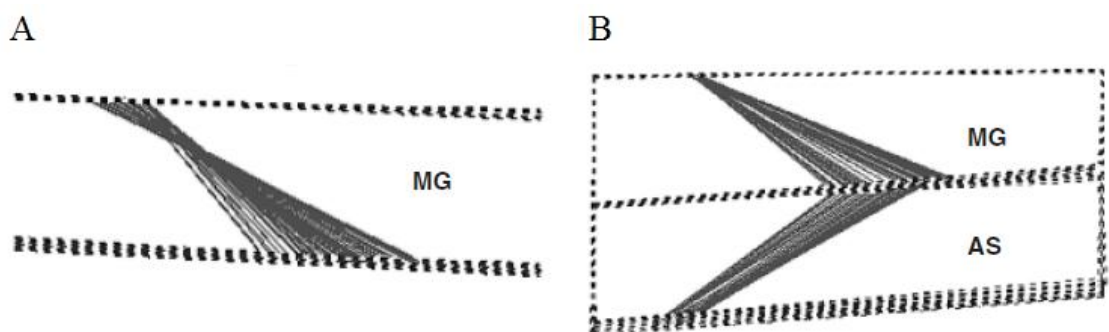
Venymään vaikuttaa mekaanisissa ominaisuuksissa tapahtuvien muutosten lisäksi hermostossa tapahtuvat muutokset. Toistuvan ja pitkäkestoisen passiivisen venyttelyn sekä maksimaalisen lihassupistuksen jälkeen motoneuronaltaan ärtyvyyssynnys kasvaa, jolloin refleksivaste pienenee. Selkärangan tasolla tapahtuvien refleksivasteiden heikentyminen passiivisen venytyksen aikana vaikuttaa lihaksen pituuden muutokseen. Muutokset motoneuronaltaan ärsyyntymiskynnyksessä vaikuttavat paljon nivelten liikelaajuuteen hitaassa tai staattisessa venytyksessä (Guissard ym. 1988). Refleksivasteen suuruuteen vaikuttaa myös venytyksen nopeus; hidas passiivinen venytys on nopeaa veny-

tystä tehokkaampi, koska silloin venyvässä lihaksessa ei synny refleksivastetta, jolloin lihas ei myöskään tuota niin suurta vastetta. (Avela ym. 2004; Moore ym. 1980.)

4.2 Isometrisen lihassupistuksen aikana

Isometrisen lihassupistuksen aikana lihas-jännekompleksin pituudessa ei tapahdu muutoksia eikä lihaksen liikuttamassa nivelessä tapahdu liikettä. Sen sijaan staattisen lihastyön aikana lihaksessa tapahtuu sisäisiä muutoksia ja uudelleenjärjestäytymistä, jolloin lihaksen pituus lyhenee. Supistuvan komponentin pituuden muutoksesta seuraa, että sarjassa oleva elastinen komponentti venyy isometrisen lihastyön aikana. (Hodgson ym. 2006.) Kawakami ym. (2000) havaitsi, että jänteellä ei välttämättä ole suurta osuutta lihaksen lyhetyssä. Tutkimuksen mukaan lihassupistuksen aikana pääasiallinen pituuden muutokseen vaikuttava komponentti on aponeuroosi, joka on jännettä joustavampi.

Lihassupistuksen aikana lihaksessa tapahtuu muodonmuutos, jossa pennaatiolihasien lihassyöt kiertyvät ja kiinnityskohdat liukuvat toisiinsa nähden (kuva 13). Lihaksen distaalinen pää liikkuu lähemmäs lihaksen proksimaalista päätä ja koko lihaskomponentti liikkuu vaakatasossa luuhun nähden. Yhtäaikaisen pennaatiokulman muutoksen ja lihassyiden lyhenemisen johdosta lihaksen paksuus voi pysyä lähes muuttumattomana. Lihassyyn pituuden muutoksen määrään vaikuttaa lihaksen ja nivelen kulma. Pituuden muutos on vaihdellut eri tutkimuksissa 23–41 % välillä. Yhden nivelen yli kulkevan lihaksen pituuden muutos on pienempi kuin kahden nivelen yli kulkevan. (Finni 2006.)



KUVA 13. Lihassyiden liike isometrisen lihassupistuksen aikana. Kuvassa A sisemmän kaksoiskantalihasen (MG) lihassyiden liike lihassupistuksen aikana. Kuvassa B kaksoiskantalihasen ja leveän kantalihasen etummaisen lihasaihion (AS) liike. (Mukailtu lähteestä: Finni 2006.)

5 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN MUUTOKSET IKÄÄNTYESSÄ

Ikääntymisen myötä lihas- ja tukikudoksen rakenteissa tapahtuu monia muutoksia, jotka vaikuttavat lihas-jännekompleksin ominaisuuksiin ja toimintaan. Lihaskato eli sarkopenia on yksi pääsyyistä lihas-jännekompleksin ominaisuuksien muutoksessa. Se ei kuitenkaan yksin selitä ominaisuuksien muutosta ja voimantuoton heikkenemistä, koska lihaksen koon pieneneminen on yleensä voimantuoton muutosta pienempää. Ikääntymisen mukana tuoma lihaksen voimantuotto-ominaisuuksien heikentymiseen vaikuttaa myös jänteen mekaanisten ominaisuuksien muuttuminen ja lihasarkkitehtuurin muutokset. Lihaskadon ja jänteen ominaisuuksien muutoksen lisäksi voimantuotto-ominaisuuksien heikentymiseen vaikuttaa hermostolliset muutokset ja lihassolujen ominaisjännitteen muutokset. (Narici ym. 2008.)

Elämänlaatuun vaikuttaa merkittävästi liikuntakyvyn asteittainen heikentyminen. Suurin tekijä liikuntakyvyn heikkenemiselle on lihasten heikkeneminen, koon pieneneminen ja niiden kasvanut alttius vahingoittua sekä vahinkojen heikentynyt korjautuminen (Narici ym. 2008.) Sensorisen järjestelmän ja keskushermoston signaaloinnin heikentyminen ikääntyessä vaikuttaa tasapainonhallintaa heikentävästi. Tasapainon heikentyminen ikääntyessä liittyy vahvasti proprioseptoreiden ja lihasspindelien venymisrefleksin toiminnan heikentymiseen sekä heikentyneeseen passiivisen nivelliikkeen havaitsemiseen nilkan, polven ja lonkan alueilla. (Pyykkö ym. 1990.)

Liikunta ja muu fyysinen aktiivisuus parantaa ja ylläpitää toimintakykyä: paljon liikkuvalla ikääntyneellä toimintakyky on parempi kuin vähän liikkuvalla. Säännöllisen liikunnan avulla voidaan ehkäistä toimintakyvyn heikkenemistä ja ylläpitää lihaksiston toimintakykyä pitkälle vanhuuteen asti. Erityisesti voimaharjoittelun on huomattu olevan tehokas tapa säilyttää ja parantaa lihas-jännekompleksin toimintakykyä. Liikunnan ansiosta muun muassa tasapaino, koordinaatio, ketteruus ja reaktiokyky pysyvät paremmalla tasolla. (Reeves ym. 2003.)

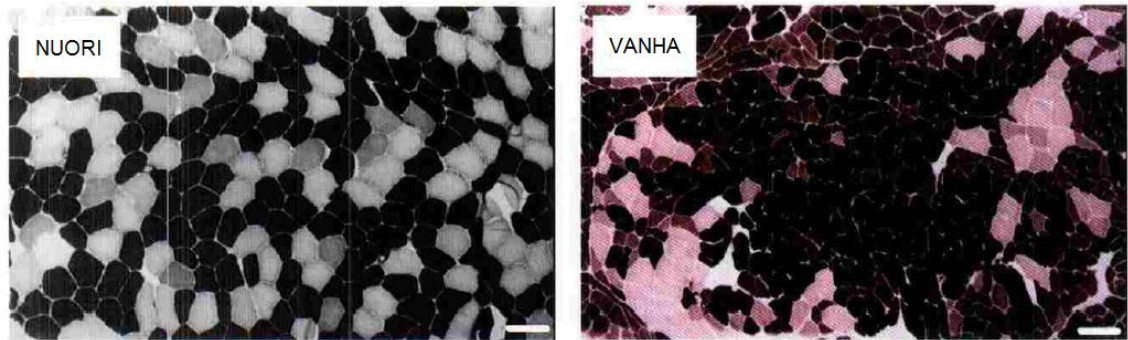
5.1 Lihaskato

Vanhetessa lihassolujen koko ja lukumäärä vähenevät. Lihasmassasta häviää noin 40 % 24–80 ikävuoden välillä. Poikkipinta-ala on korkeimmillaan noin 24 vuoden iässä, jonka jälkeen lihasmassa alkaa vähitellen kadota. Lihaskato kiihtyy 50 ikävuoden jälkeen, jolloin poikkipinta-alasta 80 ikävuoteen mennessä on kadonnut noin 30 %. (Lexell ym. 1986.) Lihassoiman heikentyminen ja lihasten surkastuminen on yksi suurimmista toimintakyvyttömyyteen ja laitoshoitoon johtavista syistä (Fielding ym. 2011). Voimatuotto laskee tasaisesti 1–2 % vuodessa 60 ikävuoden jälkeen. Vandervoortin (2002) tutkimuksissa havaittiin, että ikääntyminen vaikuttaa enemmän konsentriseen lihastyöhön kuin eksentriseen lihastyöhön. Erot lihastyötapojen välillä johtuvat jäykistyneistä lihasrakenteista ja hidastuneesta poikittaissiltojen toiminnasta.

Lihaksen poikkipinta-alan pientymisen lisäksi lihassyiden pituudessa ja pennaatiokulmassa tapahtuu muutoksia ikääntyessä (Morse ym. 2005). Pienempi pennaatiokulma ja lihassyyn pituus viittaa sarjassa olevien sarkomeerien häviämisen lisäksi myös rinnakkain olevien sarkomeerien häviämiseen. Narici ym. (2003) tutkimuksissa todettiin nuorien koehenkilöiden (27–42 vuotta) lihaksen tilavuuden olevan 25,3 %, pennaatiokulman 13,2 % ja lihassyiden pituuden 10,2 % suuremmat verrattuna iäkkäisiin koehenkilöihin (70–81 vuotta). Sarkomeerin menetys vaikuttaa lihaksen pituuden ja jännityksen suhteen lisäksi myös voima-nopeusominaisuuksiin. (Narici ym. 2008.)

Ikääntyminen vaikuttaa erilaisilla eri lihassolutyyppeihin. Ikääntyminen vaikuttaa erityisesti nopeisiin tyyppi II lihassoluihin, kun taas hitaisiin tyyppi I soluihin ikääntyminen ei juuri vaikuta (kuva 14). Iäkkäillä voi esiintyä myös myosiinin raskasketjussa erityyppisiä lihassolutyyppejä. Nuorista poiketen hyvin iäkkäillä voi yhdessä lihassolussa olla alueita, jossa lihassolutyyppi vaihtuu solun sisällä. Lihassolutyyppi voi myös muuttua nopeasta hitaaseen ikääntymisen ja liikkumattomuuden seurauksena. (Andersen 2003.) Kleinin ym. (2003) tutkimuksessa vertailtiin kaksipäinen hauislihaksen (m.biceps brachii) lihassolutyypien jakaumaa kahden ikäryhmän välillä. Tyyppi II lihassolujen lukumäärä ja tyyppi I solujen pinta-ala eivät eronneet ryhmien välillä. Iäkkäillä kuitenkin tyyppi II pinta-ala oli noin 24 % ja koko lihaksen pinta-ala noin 20 % sekä maksimaalinen voimantuotto 27 % pienempiä kuin nuorilla. Lihassolujen lukumäärässä ei ollut merkittävästi eroa ryhmien välillä. Lihassolujen lukumäärän muutokset voivat kui-

tenkin olla lihaskohtaisia, koska toisissa tutkimuksissa lihassolujen määrässä on ollut selkeää laskua. Lihasmassan väheneminen ei myöskään jakaannu tasaisesti kehossa. Lihaskato on voimakkaampaa alaraajoissa kuin yläraajoissa. Lihasmassan on todettu vähenevän alaraajoista noin 15% ja yläraajoista noin 10%. (Lexell ym. 1986; Lexell ym. 1988; Klein ym. 2003.)



KUVA 14. ATPaasi värjäys nuoren ja vanhan luustolihasn poikkileikkauksesta. Iäkkäällä on havaittavissa lihastyypin ryhmittymistä, tyyppi I lihassolujen osuuden kasvua ja lihassolujen koon pienenemistä. Vaaleat lihassolut ovat tyyppi IIA, harmaat ovat tyyppi IIB ja tummat ovat tyyppi I lihassoluja. (Mukailtu lähteestä: Andersen 2003.)

Lihaskato on suurin vaikuttaja lihasvoiman heikkenemiselle. Voimantuotto heikkenee kuitenkin myös lihaksen poikkipinta-alaa kohti eli lihaksen laatu heikkenee. Iän myötä side- ja rasvakudoksen määrä lihaksessa kasvaa, jolloin supistuvan lihaskudoksen massa pienenee. Lihasmassan pieneneminen ikääntyessä vaikuttaa myös lihaksen proteiinisynteesiin heikentävästi. Lisäksi lihaksen laadun muutokset johtuvat osittain jänteen ja hermoston ominaisuuksien muutoksista. (Narici ym. 2008.)

Voimaharjoittelulla voidaan vaikuttaa lihaksen rakenteeseen. Lihaksen rakenteessa on kuitenkin havaittu vähän muutoksia lyhytaikaisen voimaharjoittelun jälkeen. Liikunnallisesti aktiivisilla, jo pitempään harjoitelleilla, lyhytaikainen harjoittelu tuottaa nopeammin muutoksia lihaksen rakenteessa kuin entuudestaan inaktiivisilla henkilöillä. (Akima ym. 1999; Blazevich ym. 2003.) Lihasarakenteessa on havaittu tapahtuvan muutoksia pitempiaikaisen, yli 14 viikkoa kestävä, voimaharjoittelun seurauksena ennestään harjoittelemattomilla henkilöillä. Pitempiaikaisen voimaharjoittelun on osoitettu vaikuttavan lihassolukimpun pituuteen kasvattavasti myös ikääntyvillä. (Narici 2000.)

5.2 Elastisuuden muutokset

Lihäs-jännekompleksin elastisien osien mekaanisiin ominaisuuksiin vaikuttavat muun muassa harjoittelu, harjoittelemattomuus ja ikääntyminen. Ikääntyneen janteen *in vitro* tutkimuksissa on havaittu muutoksia kollageenisyiden ristiliitoksissa, kollageenifibrillien kiinnityskulman alentumista, elastiini pitoisuuden kasvua, solunulkoisen vesipitoisuuden laskua ja V-kollageenien lisääntymistä. (Tuite ym. 1997; Kjaer 2004.) Lisäksi useissa *in vivo* tutkimuksissa on havaittu janteen vetolujuuden laskevan. Janteiden elastisten ominaisuuksien muutokseen viittaa myös iäkkäiden suurempi akillesjanteen tapaturmatiheys. (Carroll ym. 2008.)

Ikääntymisen on havaittu laskevan janteen ja aponeuroosin jäykkyyttä. Carroll ym. (2008) tutkimuksessa tarkasteltiin ikääntymisen vaikutuksia patellajanteeseen. Tutkimuksessa havaittiin, että ikääntyneiden janteen poikkipinta-ala oli noin 12 % pienempi kuin nuorilla. Janteen pituuteen ikääntyminen ei ollut vaikuttanut. Magneettikuvauksissa havaittiin myös janteen signaalin intensiteetin laskevan keskimäärin 18 %, ja että janteen rakenne muuttuu enemmän proksimaalipäässä.

Ikääntyminen vaikuttaa myös janteen muodonmuutokseen. Patellajanteen muodonmuutos oli Carrollin ym. (2008) tutkimuksessa ikääntyneillä 13 % pienempi kuin nuorilla. Lisäksi nuoriin verrattuna janteen rasitushuippu oli 19 % alhaisempi ja venymä oli 12 % pienempi. Tulokset viittaavat siihen, että janteen mekaanisiin ominaisuuksiin vaikuttavat enemmän voimantuotto-ominaisuuksien muutokset kuin ikääntymisen tuomat muutokset.

Janteen jäykkyyden muutoksilla on toiminnallisia vaikutuksia. Ikääntynyt jänne venyy enemmän lihassupistuksen aikana, jolloin lihaksen ei tarvitse tuottaa niin paljoa voimaa. Koska lihaksen voimantuotto-ominaisuudet laskevat ikääntyessä, on edullista, että janteen jäykkyys laskee ja venymä kasvaa (Maganaris 2001). Mukautuvampi jänne välittää lihaksen tuottaman voiman luuhun hitaammin. Se ei pysty välittämään äkillisiä voiman muutoksia yhtä nopeasti luuhun, joka taas vaikuttaa reagointikykyyn. (Narici ym. 2008.)

Jänteen ominaisuuksiin vaikuttaa paljon yksilön liikunta- ja aktiivisuustausta. Harjoittelulla, etenkin voimaharjoittelulla, voidaan vaikuttaa paljon jänteen jäykkyyteen. Sen avulla voidaan osittain kumota jänteen heikentyneitä mekaanisia ominaisuuksia. (Maganaris ym. 2004.) Voimaharjoittelun on osoitettu lisäävän jänneaponeuroosikompleksin jäykkyyttä ja kasvattavan lihaksen voimantuottoa ja kokoa. Harjoittelu lisää jänteen kimmomodulusta ja jäykkyyttä iäkkäillä, jolloin jänteen venymä pienenee 10 %. (Kubo ym. 2001; Reeves ym. 2003.)

Kubo ym. (2003) tutkimuksessa pienellä kuormalla tehdyn kuuden kuukauden voimaharjoittelun seurauksena jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyydessä ei tapahtunut muutoksia, mutta iäkkäillä henkilöillä havaittiin jänne-aponeuroosiranteen huomattavaa venymän kasvua. Kubo ym. (2009) tutkimuksessa jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden osoitettiin kasvavan staattisen voimaharjoittelun jälkeen 55 % ja dynaamisen voimaharjoittelun jälkeen 30 %.

5.3 Hermolihasjärjestelmän muutokset

Hermolihasjärjestelmä ohjaa lihaksen liikesuoritusta ja säätelee lihastonusta. Sääteilyjärjestelmän muodostavat Golgin jänne-elimet, lihasspindelit sekä keskushermoston viestejä kuljettavat ääreishermit. Golgin jänne-elimet sijaitsevat lihas-jänneliitoksessa. Ne aistivat lihasvoiman muutoksia, ja niiden päätehtävä on suojella lihasta ja sen sidekudosta liian suurien kuormien aiheuttamilta vammoilta. Golgin jänne-elimet ovat herkkiä etenkin aktiiviselle supistukselle, mutta ne aktivoituvat heikommin passiivisessa venytyksessä. Ne reagoivat ensisijaisesti staattiseen venytykseen ja osallistuvat venytysrefleksin aikaansaamiseen. (McArdle ym. 2001.)

Keskushermoston toiminnassa tapahtuu muutoksia ikääntymisen myötä. Motoneuroneita ja kokonaisia motorisia yksiköitä häviää ikääntyessä, häviäminen selvästi havaittavissa 60 ikävuoden jälkeen (Luff 1998). Liikkeiden ajoitus, nopeus ja liikestrategian hahmottaminen heikentyvät hermoston toiminnan ja reaktioajan hidastumisen seurauksena. Hermolihasjärjestelmän motoristen hermoratojen toiminta voidaan kuitenkin ylläpitää vanhuusiälle asti pitkäaikaisen ja sopivan liikunnan avulla. (Vandervoort 2002.)

Ikääntyminen vaikuttaa keskushermoston ja ääreishermoston toiminnan lisäksi myös lihas-jännekompleksin venymisrefleksin toimintaan. Eri tutkimuksissa on tarkasteltu ikääntymisen vaikutusta leveän kantalihaksen refleksitoimintaan. Iäkkäillä rennon lihaksen lyhyen viiveen venytysrefleksi kasvaa. On myös huomattu, että iäkkäiden kyky säädellä lihaksen motoneuronien ärsyyntymiskynnystä heikkenee. (Obata ym. 2008; Kawashima ym. 2004.)

Ikääntymisen vaikutus vaihtelee lihaskohtaisesti. Obata ym. (2008) tarkastelivat ikääntyneiden leveän kantalihaksen ja etummaisen säärilihaksen venymisrefleksin muutoksia. Lihasten välillä ilmeni suuria poikkeavuuksia lyhyen ja pitkän viiveen refleksivasteen muutoksissa. Etummaisen säärilihaksen refleksivasteen suurimmat muutokset tapahtuivat pitkän viiveen refleksivasteessa, kun taas leveässä kantalihaksessa muutokset tapahtuvat lyhyen viiveen refleksivasteessa. Lihasten erilainen ikääntyminen liittyy erilaisiin neurologisiin ja biomekaanisiin ominaisuuksiin. Lihasten hermostolliset ominaispiirteet poikkeavat toisistaan esimerkiksi motorisen aivokuoren yhteyden ja refleksin ärsyyntymiskynnyksen osalta. Lisäksi lihasten toiminta ja tehtävä poikkeavat toisistaan. Leveä kantalihas toimii seistessä painovoimaa vasten ja kannattelee kehon painoa pitkiä aikoja, jolloin ääreishermoston muutokset voivat olla voimakkaampia etummaiseen säärilihakseen verrattuna.

Lihassolujen lukumäärän vähenemiseen ikääntyessä vaikuttaa osittain liikehermosolujen kuoleminen ja lihassolujen hermotuksen tuhoutuminen (Narici ym. 2008). Yksittäisten lihassäikeiden ominaisjännitteen väheneminen on myös osasy syy lihasvoiman laskulle. Ominaisjännitteen laskuun vaikuttaa muun muassa poikittaissiltojen väheneminen ja hermolihasjärjestelmän heikentynyt kyky siirtää aktiopotentiaali poikittaissiltojen aktiivisuudeksi (D'Antona ym. 2003). Lisäksi neuraalisen käskytyksen vähentyminen agonistilihakseen ja lisääntyminen antagonistilihakseen vaikuttaa ominaisjännitykseen. Agonisti- ja antagonistilihasten yhteistoiminta vaikuttaa nivelten vakauteen, jolla voidaan kompensoida osittain lihasvoiman laskua. (Macaluso ym. 2002.)

5.4 Lihas-jännekompleksin toiminnan muutokset tasapainonhallinnassa

Ikääntyessä lihas-jännekompleksin toiminnan muutokset vaikuttavat tasapainonhallintaan ja ne aiheuttavat muutoksia tasapainonhallintastrategiassa. Lihastoiminnan heikentymisen syynä on lihasmassan väheneminen ja hermoston toiminnan heikentyminen, lisäksi jänteen jäykkyyden muutokset vaikuttavat tasapainonhallintaan. Muutokset keskushermoston toiminnassa vaikuttavat paljon tasapainonhallintaan. Liikkeiden koordinointi, oikea ajoitus ja liikestrategian valinta heikentyvät keskushermoston vanhetessa. (Mäntylä ym. 2006, 12–14.)

Nuoriin verrattuna ikääntyneet toimivat lähempänä maksimaalista kapasiteettia jokapäiväisissä tehtävissä. Alaraajojen nivelten liikkeiden ja liikelaajuuksien sekä erilaisten liikestrategioiden avulla voidaan kompensoida iän mukana tuomia toiminnallisia rajoituksia. Esimerkiksi lihasaktiivisuus voi samassa tehtävässä olla kaksinkertainen nuoriin verrattuna. Jotta iäkkäät pääsevät yhtä suureen nivelen liikemäärään, on liikestrategiaa muokattava. Iäkkäillä nivelen liike on erilaista ja liikkeiden aikana syntyy toissijaisia liikkeitä, joita nuorilla ei ilmene. (Hortobagyi ym. 2009; Reeves ym. 2009.) Baudry ym. (2011) tutkimuksessa tarkasteltiin ikääntymisen tuomia muutoksia lihas-jännekompleksin toimintaan tasapainon säilyttämiseksi seisoma-asennossa. Tutkimuksessa todettiin, että ikääntyessä lihaksen aktiivisuus kasvaa tasapainon säilyttämiseksi. Nuorilla kuitenkin lihassyiden pituuden muutokset olivat huomattavasti suurempi kuin iäkkäillä, myös pennaatiokulman muutos oli suurempi nuorilla. Ikääntyessä lihaksen aktiivisuuden ja jäykkyyden kasvulla voidaan kompensoida löystynyttä jännettä.

Tasapainon säilyttämiseen tarvitaan näköaistia, sisäkorvan tasapainoaistia ja somatosensorista järjestelmää. Ihminen voi kuitenkin säilyttää tasapainon pelkästään nilkkalihasten Golgin jänne-elimien ja lihasspindellien sensorisen palautteen avulla. (Proske 2006.) Seistessä koko kehon keinuva liike korreloi nilkan liikkeiden kanssa, jonka perusteella nilkan lihakset pystyvät antamaan tarpeellisen palautteen tasapainon säilyttämiseksi. Seistessä kaksoiskantalihas ja leveä kantalihas toimivat päävaikuttajalihaksina ja etummainen säärilihäs vastavaikuttajalihaksena. Pohjelihaksia pidetään perinteisesti asentoa säilyttävän palautteen lähteenä seistessä. Toisaalta Giulio ym. (2009) tutkimuksen mu-

kaan etummaisesta säärilihaksesta saatava sensorinen palaute on tasapainon säilyttämiselle tärkeämpää kuin pohjelihaksista saatava palaute. Parhaan palautteen seisomiasennon keinuvasta liikkeestä antaa passiivinen nilkan lihas, aktiivisen päävaikuttajalihaksen sijaan. (Giulio ym. 2009.)

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli mitata ultraäänitekniikan avulla rennossa lihas-jännekompleksissa tapahtuvia muutoksia passiivisen venytyksen aikana. Tarkoituksena oli selvittää, miten ikääntyminen vaikuttaa kaksipäisen kantalihaksen, leveän kantalihaksen ja etummaisen säärilihaksen lihaksen ja jänteen suhteellisiin venymiin. Supistuvan ja elastisen komponentin pituuden muutoksia verrattiin lihas-jännekompleksin pituuden muutoksiin, jotta saatiin kuva komponenttien suhteellisista pituuden muutoksista venytyksen aikana.

Tutkimuskysymykset:

1. Miten ikääntyminen vaikuttaa lihaksen ja jänteen suhteelliseen venymään passiivisessa venytyksessä?
2. Miten ikääntyminen vaikuttaa lihaksen ja jänteen suhteelliseen venymään maksimaalisessa isometrisessä lihassupistuksessa?
3. Miten pitkäaikainen ja säännöllinen liikunta vaikuttaa ikääntyneen lihas-jännekompleksin suhteellisiin venymiin?
4. Miten lihaksen ja jänteen suhteellisen venymän muutos poikkeaa ikääntyessä eri lihasten välillä?

Hypoteesit:

1. Ikääntyneillä elastisten rakenteiden pituuden muutos suhteessa lihasten pituuden muutokseen on suurempi kuin nuorilla.
2. Nuorilla lihaksen suhteellinen pituuden muutoksen määrä on suurempi kuin iäkkäillä maksimaalisessa isometrisessä lihassupistuksessa.
3. Säännöllisen liikunnan avulla lihas-jännekompleksin ominaisuudet voidaan säilyttää, jolloin suhteelliset venymät ovat aktiivisilla iäkkäillä lähempänä nuorten ryhmän tuloksia.
4. Lihas-jännekompleksissa, jossa jänne on pitkä, jänteen osuus venymästä kasvaa ikääntyessä ja lihas-jännekompleksissa, jossa jänne on lyhyt, lihaksen osuus venymästä kasvaa ikääntyessä.

7 MENETELMÄT

7.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui yhteensä 46 mieskoehenkilöä. Koehenkilöt osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti ja heitä informoitiin tutkimusasetelmasta ja mahdollisista riskeistä tai epämiellyttävistä mittauksista. Koehenkilöt allekirjoittivat ennen mittauksia kirjallisen suostumuksen.

Koehenkilöt jaettiin kolmeen ryhmään: nuoret, iäkkäät ja veteraaniurheilijat. Koehenkilöiden harjoittelutausta tiedusteltiin mittauksen aikana. Nuoret ja iäkkäät olivat harjoittelutaustaltaan samankaltaisia, ja viikoittaisen fyysisen aktiivisuuden määrät olivat ryhmien välillä lähes yhtä suuret. Veteraaniurheilijaryhmän koehenkilöt olivat vuoden 2012 veteraaniyleisurheilun hallimaailmanmestaruuskilpailujen eri juoksulajien osanottajia, ja he harjoittelivat säännöllisesti.

TAULUKKO 1. Tutkimuksen koehenkilöiden taustatiedot. Ryhmien keskiarvo \pm keskihajonta. Ryhmät erosivat toisistaan tilastollisesti merkitsevästi iän perusteella ($p < 0,05$).

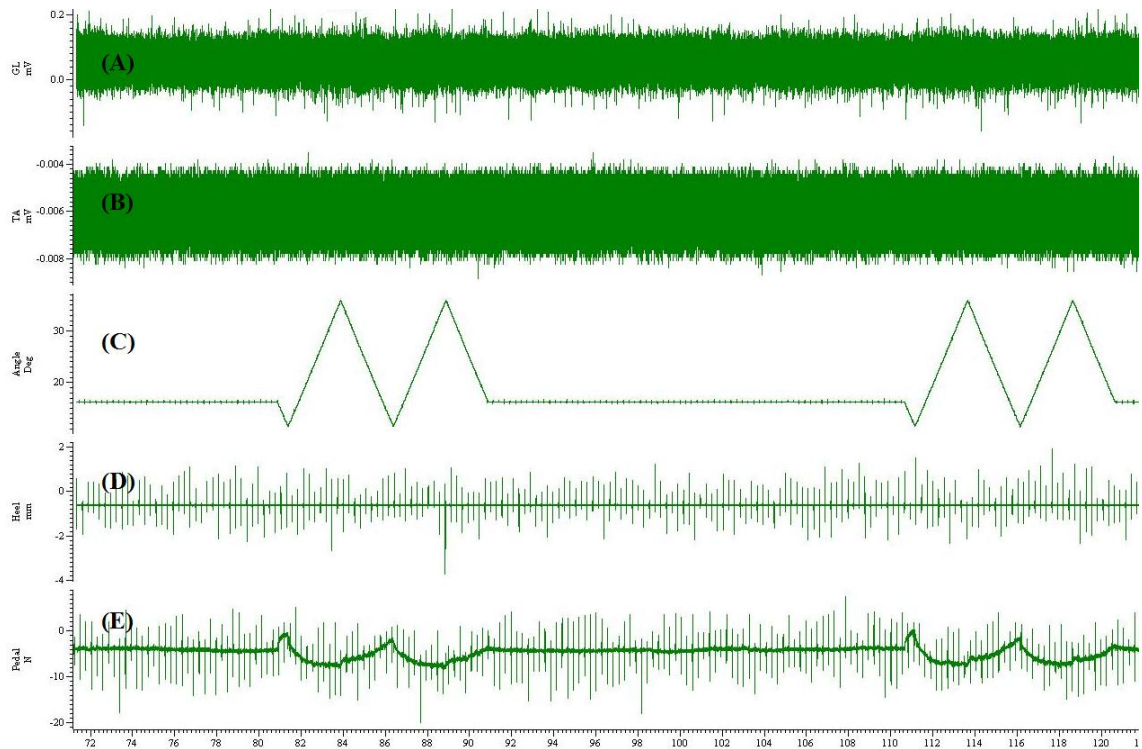
Koehenkilöt	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)
Nuoret, n=12	27,8 \pm 3,2	176,0 \pm 7,0	75,3 \pm 9,2
Ikääntyneet, n=15	69,4 \pm 5,3	176,5 \pm 7,0	76,9 \pm 9,1
Veteraaniurheilijat, n=16	73,3 \pm 2,8	174,1 \pm 6,0	71,8 \pm 6,9

7.2 Mittausprotokolla

Tutkimuksessa mitattiin ulomman kaksoiskantalihaksen, leveän kantalihaksen ja etumaisen säärilihaksen lihas-jännekompleksien pituuden muutosta passiivisessa venytyksessä. Tarkastelun kohteena oli lihaksen ja jänteen suhteellinen pituuden muutos kokonaispituuden muutoksesta. Mittaukset suoritettiin jalkadynamometrissä, jossa passiivi-

nen venytys tuotettiin nilkkanivelen kulmaa muuttamalla. Mittaukset suoritettiin Jyväskylän yliopiston tiloissa, biomekaniikan laboratoriossa.

Jalkadynamometrissä (Precision TB5-C1, Raute, Nastola, Suomi) koehenkilö suoritti aluksi viisi lämmittelylihassupistusta noin 50 % teholla, jonka jälkeen pidettiin 30 sekunnin tauko ennen maksimaalisia lihassupistuksia. Koehenkilö suoritti kaksi maksimaalista lihassupistusta nilkkakulman ollessa 90° ja polvikulman ollessa 180° . Lihassupistusten jälkeen pidettiin yhden minuutin tauko ennen passiivisia lämmittelyvenytyksiä. Passiivisissa venytyksissä nilkkaa ojennettiin ja koukistettiin jalkadynamometrin avulla kaksi kertaa. Ensin tehtiin kaksi lämmittelyvenytystä, jonka jälkeen tehtiin kaksi mitattavaa venytystä jalan ollessa rentona. Yhdelle lihakselle tehtiin yhteensä neljä venytyssykliä mittausten aikana. Nilkan koukistuksesta ja ojennuksesta seurannut lihas-
syiden pituuden muutos tallennettiin ultraäänen avulla. Venytyssyklin aikana nilkkaa koukistettiin 5° ja ojennettiin 20° , kulmanopeuden ollessa 10ω . Yhden venytyssyklin kesto oli 6 sekuntia (kuva 15). Venytysten välillä pidettiin noin 20 sekunnin tauko. Mittausten tarkka eteneminen löytyy mittausprotokollasta, joka löytyy liitteenä (liite 1).



KUVA 15. Kahden passiivisen venytyssyklin Spike2 -data. (A) ulommasta kaksoiskantaliihaksesta ja (B) etummaisesta säärilihaksesta mitatut EMG-signaalit. (C) nilkkakulman muutos, (D) kantapään liike ja (E) voimasignaali.

Lihaksen ja jänteen suhteellisia venymäosuuksia tarkasteltiin lihas-jännekompleksien toiminnallisilla alueilla. Pohjelihasten kohdalla lihaksen ja jänteen suhteelliset pituuden muutokset laskettiin 5°:een nilkan koukistuksen ajalta. Etummaisen säärilihaksen suhteellisen pituuden muutoksen osuuksia tarkasteltiin nilkan 20°:een ojennuksen aikana. Aloitusasennossa nilkkakulma oli 90°. Mittausasetelmassa lihas-jännekomplekseja ei venytetty ääripituuksiin, eivätkä ne myöskään olleet lyhimmissä mahdollisessa tilassa mittauksen aikana. Erityisesti pohjelihakset olivat jo mittausasetelman alkutilassa osittain venytettynä.

7.3 Antropometria

Ennen jalkadynamometrillä suoritettuja mittauksia koehenkilöiltä mitattiin oikean jalan antropometrisiä mittoja. Jalasta mitattiin reiden ja säären pituudet sekä mitattavien lihasten lihas-jännekompleksien lihaksen ja jänteen pituudet. Reiden pituus saatiin mittaamalla reisiluun iso sarvennoisen (trochanter major) ja ulkosivunastan (epicondylus lateralis femoris) etäisyys toisistaan. Säären pituus saatiin mittaamalla sääriluun ulkoniivelpinnan (lateral condyle) ja ulkokehräsen (lateral malleolus) etäisyys toisistaan. Luukyhmyt etsittiin käsin tunnustelemalla koehenkilön seistessä ja etäisyydet mitattiin mitanauhan avulla.

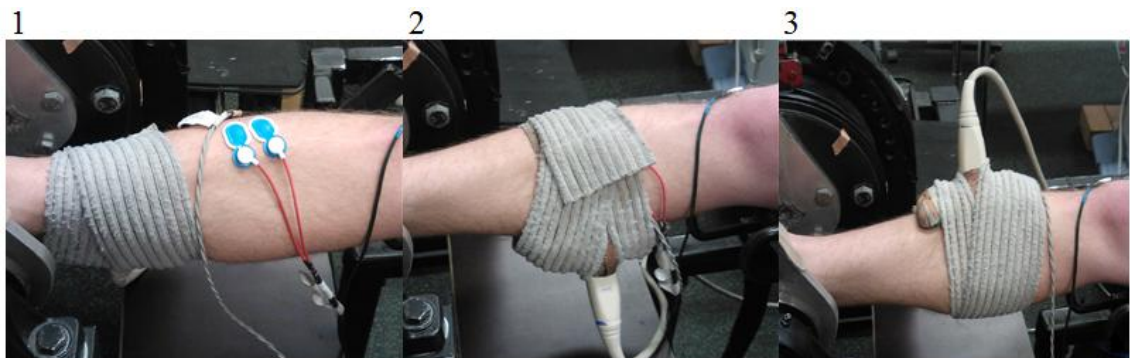
Lihasten ja jänteiden pituuksia mitattaessa lihas-jänneliitokset ja lihas-jännekompleksin kiinnityskohdat luihin paikannettiin ultraäänilaitteen (Aloka ProSound Alpha 10, Japani) avulla. Jänteen pituus määritettiin mittaamalla lihas-jännekompleksin distaalisen jänneluu- ja lihasjänneliitoksen välimatkan. Kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen proksimaalisen kiinnityskohdan ja etummaisen säärilihaksen distaalisen kiinnityskohdan osalta jouduttiin tekemään oletus. Oletus tehtiin ensimmäisten koehenkilöiden perusteella, joiden kohdalla kiinnityskohdat arvioitiin ultraäänikuvan perusteella. Kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen proksimaalinen kiinnityskohta oletettiin olevat polvitaipessa (popliteal fossa), jossa polvea koukistettaessa ihoon syntyy uurre. Etummaisen säärilihaksen distaalinen kiinnityskohta oletettiin olevan ylemmän nilkanivelen kohdalla telaluun (talus) ja sääriluun (tibia) taitoskohdassa. Pohjelihasten mitasuhteita mitattaessa koehenkilö makasi mahallaan ja säären etuosaa mitattaessa seläl-

lään. Kiinnityskohdat merkittiin kynällä ihoon, jonka jälkeen pituudet mitattiin mittanauhalla nilkkakulman ollessa 90°.

7.4 Jalkadynamometri

Mittausten aikana lihasaktiivisuutta mitattiin ulommasta kaksoiskantalihaksesta (lateral gastrocnemius) ja etummaisesta säärilihaksesta. Lihasaktiivisuutta mitattiin bipolarisilla pintaelektrodeilla (Amba, Skovlunde, Denmark), joiden napojen välinen etäisyys oli 20 mm. Elektrodit kiinnitettiin SENIAM:n ohjeistuksen mukaisesti. Ennen elektrodien kiinnitystä ihokarvat ja kuollut ihosolukko poistettiin ja iho puhdistettiin. EMG-elektrodit kiinnitettiin lihasten päälle ennen jalkadynamometriin siirtymistä.

Tutkimuksissa mitattiin kolme eri lihasta (kuva 16). Mitattavan lihaksen päälle asetettiin ultraäänianturi niin, että ultraäänikuvassa näkyi kahden vaakatasossa olevan aponeuroosin välissä olevia lihassyitä. Ultraäänianturi asetettiin muottiin, joka kiinnitettiin siteiden avulla mitattavan lihaksen päälle. Jokaisen lihaksen kohdalla suoritettiin sama mittausprotokolla, sillä erotuksella, että kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen kohdalla lihassupistuksen aikana koehenkilö pyrki ojentamaan nilkkaa ja etummaista säärilihasta mitattaessa nilkkaa pyrittiin koukistamaan.



KUVA 16. Ultraäänianturin kiinnityskohdat (leveä kantalihas (1), kaksoiskantalihas (2) ja etummainen säärilihaski (3)). Leveän kantalihaksen kohdalla anturi ei näy kuvassa, koska se sijaitsee säären ulkosivulla.

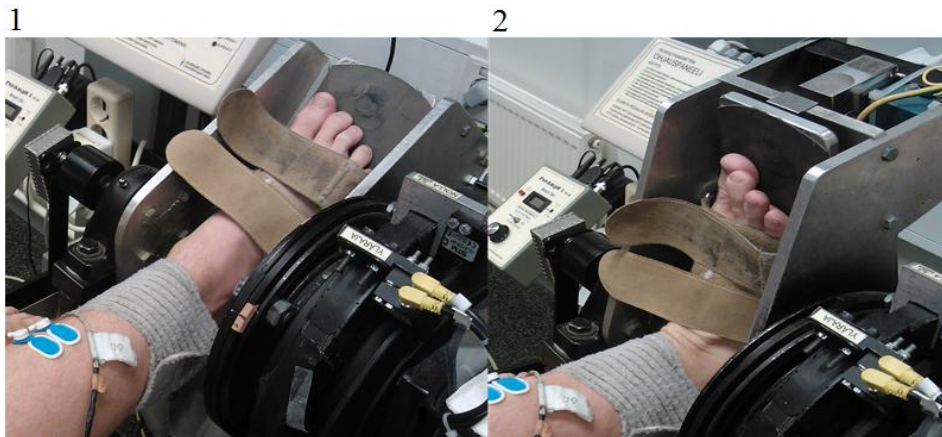
Mittauksessa koehenkilö istui jalkadynamometrissä oikea jalka kiinnitettynä pedaaliin nilkkakulman ollessa alkutilassa 90°. Polvikulma oli mittausten aikana 180°. Jalkady-

namometrin penkki säädettiin niin, että jalka oli tiukasti pedaalin ja penkin välissä, jottei kantapää nousisi suorituksen aikana pedaalista yli 5 mm:ä (kuva 17).



KUVA 17. Käytetty mittausasetelma.

Passiivisten venytysten (kuva 18) aikana koehenkilön tuli pitää jalka mahdollisimman rentona. Lihasten aktiivisuutta tarkasteltiin EMG-signaalin avulla. Ultraäänianturin paikkaa vaihdettiin aina mitattavan lihaksen päälle. Etummaisen säärilihaksen kohdalla lihasaktiivisuutta mitanneet elektrodit jouduttiin poistamaan, koska anturille ei olisi muuten jäänyt tilaa.



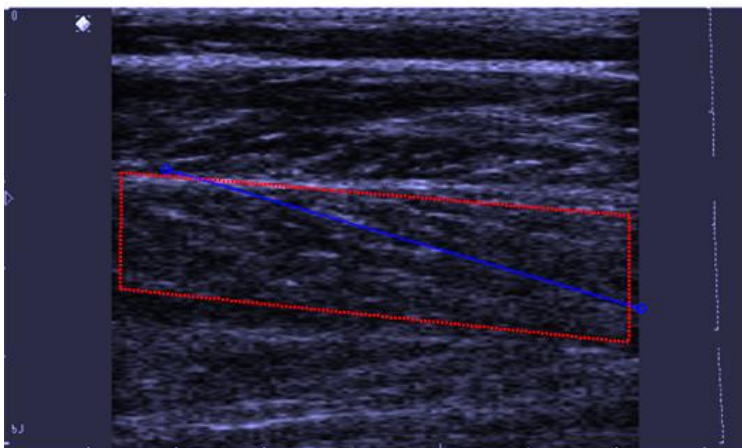
KUVA 18. Nilkan ojennus (1) ja koukistus (2).

Voimamittauksissa mitattiin isometrisen maksimaalisen nilkan ojennuksen ja koukistuksen tuottamaa voimaa, nilkkakulman ollessa 90° ja polvikulman ollessa 180° . Lihassupistuksen aikana tarkasteltiin ultraäänen avulla lihassyiden piteuden muutosta. Lisäksi voimantuottoa mitattiin myös passiivisten nilkan ojennusten ja koukistusten aikana.

Jalkadynamometristä saadut signaalit kerättiin tietokoneelle AD-muuntimen kautta. (CED 1401, Cambridge Electronic Deing). Keräystaajuus oli 1 kHz. Voima-, kulma ja kantapäänliikedataa sekä EMG-signaalia analysoitiin Spike2 V6-ohjelmalla (Cambridge Electoric Design Limited, Iso-Britannia). Ultraäänen keräystaajuus oli 80 Hz.

Ultraääni- ja Spike2-datat synkronoitiin ja käsiteltiin Matlab-ohjelmistossa (The Math-Works Inc., Yhdysvallat) tehdyn ohjelman avulla. Lihäs-jännekompleksin pituus määritettiin Hawkins ja Hull (1990) mallin avulla. Pituus saatiin, kun malliin yhdistettiin mittausasetelman polvi- ja nilkkakulmat. Menetelmän avulla saatiin normalisoitu lihas-jännekompleksin pituus. Absoluuttinen lihas-jännekompleksin pituus laskettiin yhdistämällä antropometrisistä mittauksista saatu säären pituus ohjelmaan.

Lihassyiden pituuden muutokset saatiin automatisoidun Matlab-seurantaohjelmiston (Cronin ym. 2011) avulla. Seurantaohjelmistossa ultraäänikuvasta kehystettiin haluttu alue pinnallisen ja syvän aponeuroosin mukaan sekä määritettiin fasikkelin kiinnityskohdat syvään ja pinnalliseen aponeuroosiin (kuva 19). Lihäs-jännekompleksin suhteelliset pituuden muutokset määritettiin pinnallisen ja syvän aponeuroosin välisen fasikkelin pituuden muutosten avulla. Fasikkelin pituuden muutosta käytettiin lihaksen suhteellisen pituuden muutoksen arvona. Jänne-aponeuroosikompleksin pituuden muutos laskettiin vähentämällä lihas-jännekompleksin pituuden muutoksesta fasikkelin muutos seuraavan kaavan mukaisesti: Jänne-aponeuroosikompleksin pituuden muutos = lihas-jännekompleksin muutos – fasikkelin muutos (Fukunaga ym. 2001).



KUVA 19. Fasikkelin pituuden muutoksen seuraaminen automatisoidussa Matlab-seurantaohjelmistossa. Kuvassa leveästä kantalihaksesta on kehystetty haluttu alue ja määritetty fasikkelin kiinnityskohdat.

7.5 Tilastolliset menetelmät

Ryhmien keskiarvot ja keskihajonnat laskettiin Microsoft Excel 2007-ohjelmalla. Aineiston normaalijakautuneisuus testattiin Shapiro-Wilki-testillä. Jos aineiston jakauma ei ollut normaali, se muunnettiin normaaliksi luonnollisen logaritmifunktion avulla. Ryhmien välisiä eroja tutkittiin yksisuuntaisella ANOVA-menetelmällä. Tilastollinen analyysi suoritettiin SPSS Statistic 20.0 for Windows -ohjelmalla (SPSS Inc., Yhdysvallat). Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi asetettiin * $p < 0,05$.

8 TULOKSET

8.1 Säären antropometriset mittaukset

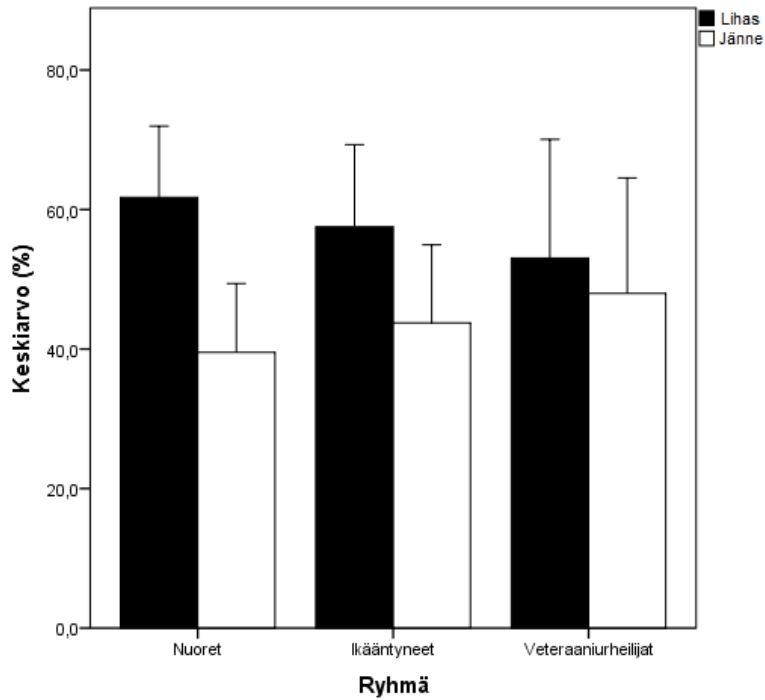
Taulukossa 2 on esitetty keskiarvot ja keskihajonnat säären ja tarkasteltavien lihas-jännekompleksien kokonaispituuksista sekä janteen pituuksista. Koehenkilöiden välillä ei ollut suuria eroja keskipituuden tai -painon välillä, myöskään keskihajontojen välillä ei ollut suurta eroa (taulukko 1). Säären pituus oli veteraaniurheilijaryhmällä hieman muita ryhmiä suurempi. Lihas-jännekompleksien lihaksen ja janteiden pituuksien välillä ei ollut merkittäviä eroja ryhmien välillä.

TAULUKKO 2. Säären ja eri lihas-jännekompleksien kokonaispituudet ja janteiden pituudet. Ryhmien keskiarvo \pm keskihajonta. Luvut esitetty senttimetreinä.

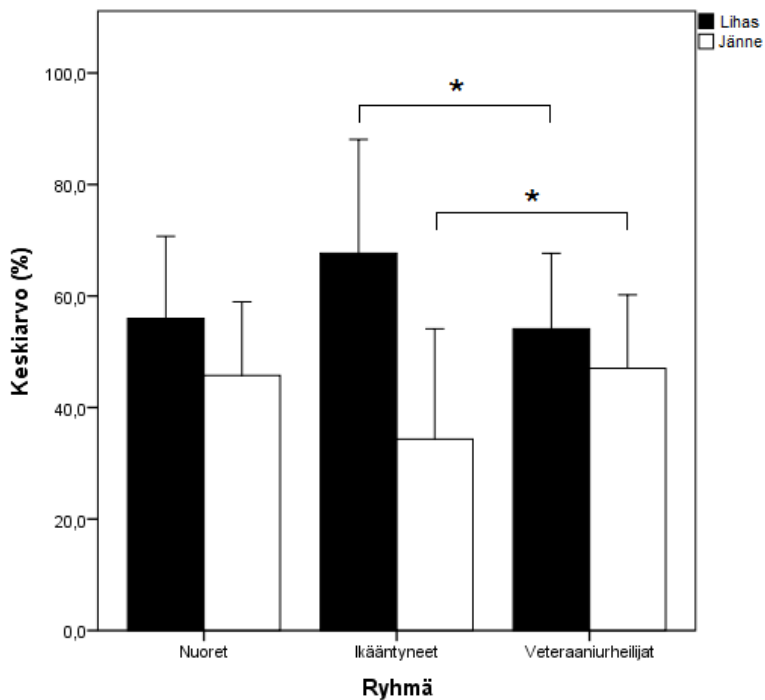
Koehenkilöt	Nuoret	Ikääntyneet	Veteraaniurheilijat
Sääri	40,0 \pm 1,9	40,4 \pm 2,8	42,9 \pm 3,2
Kolmipäinen pohjelihäs	43,7 \pm 1,6	43,8 \pm 2,3	43,7 \pm 2,8
Etummainen säärilihäs	37,0 \pm 1,6	36,2 \pm 2,5	36,9 \pm 1,8
Kaksoiskantalihas jänne	17,2 \pm 1,3	18,2 \pm 2,1	19,5 \pm 2,6
Leveä kantalihas jänne	6,8 \pm 1,8	7,2 \pm 1,5	7,7 \pm 1,7
Etummainen säärilihäs jänne	12,3 \pm 1,5	12,2 \pm 1,4	13,7 \pm 2,2

8.2 Lihas-jännekompleksin suhteellinen venymä

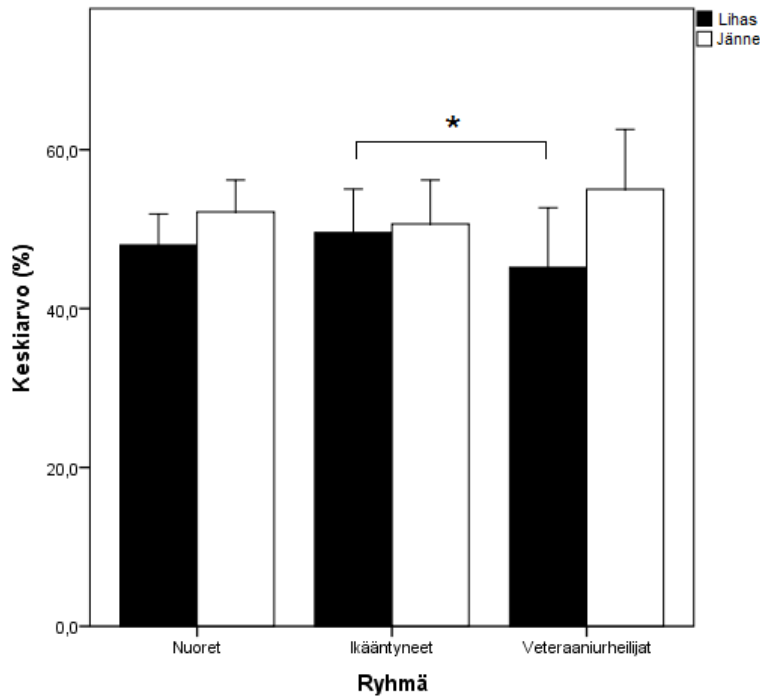
Ryhmien välillä ei löytynyt tilastollisesti merkittäviä eroja ($p < 0,05$) kaksoiskantalihaksen, leveän kantalihaksen ja etummaisen säärilihaksen suhteellisissa venymissä. Leveän kantalihaksen ikääntyneiden ja veteraaniurheilijoiden lihaksen ja janteen suhteelliset venymät erosivat toisistaan tilastollisesti merkitsevästi (kuva 21). Etummaisen säärilihaksen ikääntyneiden ja veteraaniurheilijoiden lihaksen suhteellinen venymä erosi tilastollisesti merkitsevästi (kuva 22).



KUVA 20. Kaksoiskantalihaksen suhteelliset pituuden muutokset passiivisen venytyksen aikana. Ryhmien välillä ei tilastollisesti merkitseviä eroja.



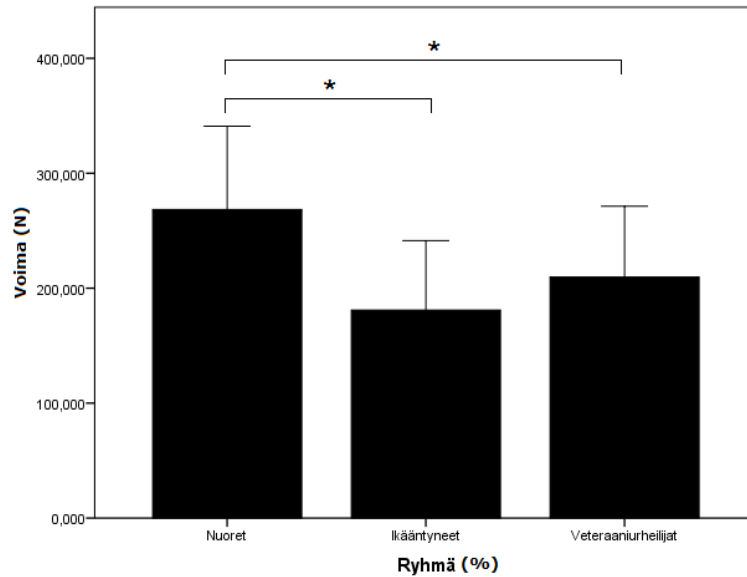
KUVA 21. Leveän kantalihaksen suhteelliset pituuden muutokset passiivisen venytyksen aikana. *= tilastollisesti merkitsevä ero suhteellisissa pituuden muutoksissa $p < 0,05$. Ikääntyneiden ja veteraaniurheilijoiden ryhmien välillä lihasten ($p = 0,028$) ja jänteiden ($p = 0,031$) suhteellisissa pituuden muutoksissa.



KUVA 22. Etummaisen säärilihaksen suhteelliset pituuden muutokset passiivisen venytyksen aikana. *= tilastollisesti merkitsevä ero suhteellisissa pituuden muutoksissa $p < 0,05$. Ikääntyneiden ja veteraaniurheilijoiden ryhmien välillä ($p = 0,049$) lihasten suhteellisissa pituuden muutoksissa.

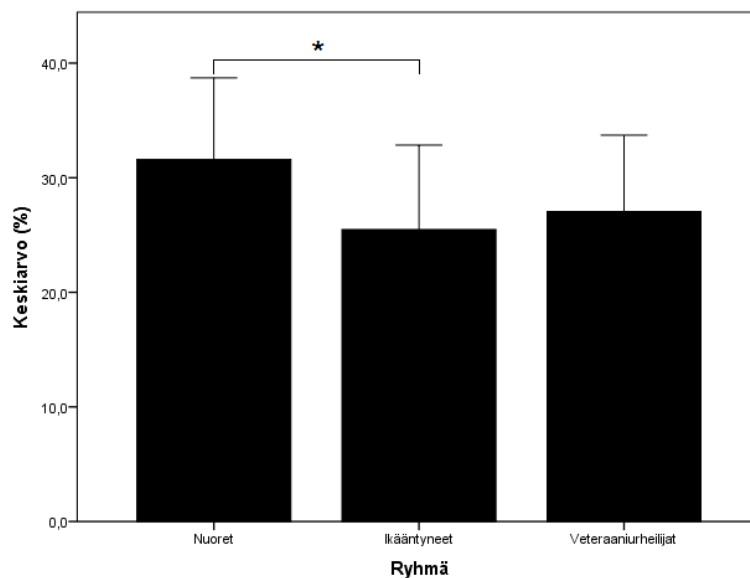
8.3 Isometrinen maksimaalinen lihassupistus

Ryhmät erosivat toisistaan tilastollisesti merkitsevästi ($p = 0,005$) nilkan ojennuksen voimantuottotasojen osalta. Sekä nuoret ja ikääntyneet, että nuoret ja veteraaniurheilijat erosivat merkitsevästi toisistaan (kuva 23).



KUVA 23. Nilkan ojennuksen maksimaalinen voimantuotto. *= tilastollisesti merkitsevä ero voimantuotossa $p < 0,05$. Nuorten ja ikääntyneiden ryhmien välillä ($p = 0,001$) sekä nuorten ja veteraaniurheilijoiden välillä ($p = 0,022$).

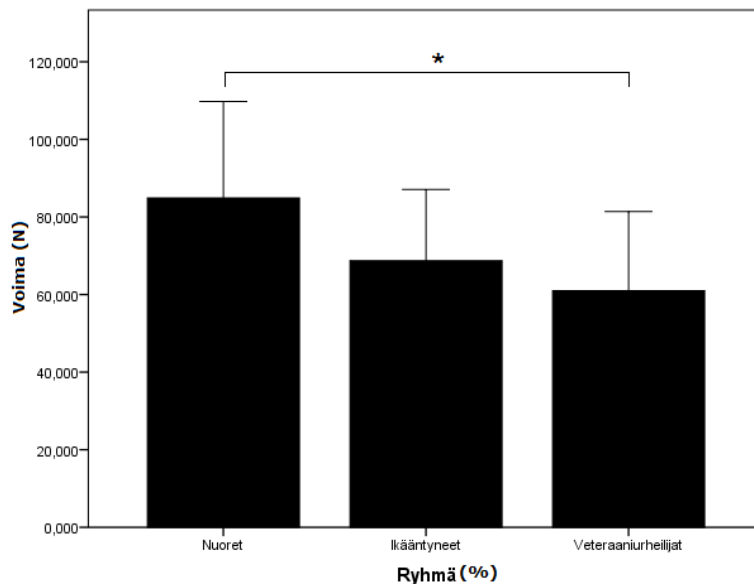
Kaksoiskantalihaksen lihassupistuksen aikainen lihasten suhteellisten pituuksien muutoksissa oli tilastollisesti merkitsevä ($p < 0,05$) ero nuorten ja ikääntyneiden välillä. Veteraaniurheilijoiden lihaksen suhteellinen pituuden muutos ei poikennut merkitsevästi muista ryhmistä. (kuva 24).



KUVA 24. Kaksoiskantalihaksen lihaksen pituuden muutos maksimaalisen lihassupistuksen aikana. *= tilastollisesti merkitsevä ero lihasten pituuden muutosten välillä $p < 0,05$. Nuorten ja ikääntyneiden ryhmien välillä ($p = 0,025$).

Leveässä kantalihaksessa ryhmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja lihasten suhteellisten pituuden muutosten välillä lihassupistuksen aikana. Nuoren ryhmän lihaksen suhteellinen pituuden muutos oli $25,2 \pm 6,0$ %, ikäryhmän $20,9 \pm 7,1$ % ja veteraaniurheilijoiden $24,6 \pm 7,6$ %.

Nilkan koukistuksen osalta ryhmien välillä oli tilastollisesti merkittäviä eroja ($p=0,014$) maksimaalisten voimantuottotasojen välillä. Nuorten ja veteraaniurheilijoiden ryhmät erosivat merkitsevästi toisistaan, mutta nuorten ja ikääntyneiden välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa (kuva 25).



KUVA 25. Nilkan koukistuksen maksimaalinen voimantuotto. *= tilastollisesti merkitsevä ero voimantuotossa $p<0,05$. Nuorten ja veteraaniurheilijoiden ryhmän välinen tilastollisesti merkitsevä ero ($p=0,004$).

Etummaisen säärilihaksen osalta ryhmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja lihasten suhteellisten pituuden muutosten välillä lihassupistuksen aikana. Nuoren ryhmän lihaksen suhteellinen pituuden muutos oli $19,8 \pm 7,1$ %, ikäryhmän $19,1 \pm 5,3$ % ja veteraaniurheilijoiden $18,6 \pm 7,0$ %.

9 POHDINTA

Päätulokset

Ikääntymisen mukana tuomaa jänteen jäykkyyden laskua ja suhteellisen osuuden kasvua passiivisessa venytyksessä ei voitu osoittaa tässä tutkimusasetelmassa. Ryhmien välillä ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä eroja lihas-jännekompleksin suhteellisissa pituuden muutoksissa passiivisen venytyksen aikana. Passiivisessa venytyksessä eroja löytyi leveässä kantalihaksessa lihaksen ja jänteen suhteellisissa pituuden muutoksissa ikääntyneiden ja veteraaniurheilijoiden välillä.

Ryhmien välillä ei myöskään löytynyt eroja lihaksien pituuden muutoksissa maksimaalisen isometrisen lihassupistuksen aikana. Merkitsevä ero oli nuorten ja ikääntyneiden välillä kaksoiskantalihaksen lihaksen pituuden muutoksessa. Voimantuottotasoissa ryhmät erosivat merkitsevästi kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen osalta. Etummaisen säärilihaksen voimantuotossa merkitsevä ero löytyi nuorten ja veteraaniurheilijoiden väliltä.

Passiivinen venytys

Tutkimuksen tarkoituksena oli *selvittää*, miten ikääntyminen vaikuttaa lihaksen ja jänteen suhteelliseen pituuden muutokseen passiivisen venytyksen aikana, ja *selvittää* pitkäaikaisen harjoittelun vaikutukset ikääntyneen henkilön lihas-jännekompleksiin. Tutkimuksessa tarkasteltiin kolmen säären lihas-jännekompleksin muutoksia ja pyrittiin *selvittämään*, miten tarkasteltavien lihasten erilaiset lihasarkitehtuurit sekä jänteiden suhteelliset pituudet vaikuttavat niiden passiivisiin ominaisuuksiin. Aikaisemmissa tutkimuksissa (Herbert ym. 2002; Herbert ym. 2011) lihaksen ja jänteen suhteellisia pituuden muutoksia on tutkittu ilman, että koehenkilöryhmiä olisi muodostettu iän tai aktiivisuustaan mukaan.

Tutkimuksen tulokset erityisesti sisemmän kaksoiskantalihaksen osalta eivät vastanneet aiemman Herbert ym. (2002) tutkimuksen tuloksia, joissa lihaksen osuus oli 27 % lihas-jännekompleksin pituuden muutoksesta. Tämän tutkimuksen tuloksiin vaikuttaa paljon mittausasetelma, jossa lihas-jännekompleksi oli jo alkutilassa osittain venytettynä. Mit-

tausasetelmasta johtuen pohjelihaksissa lihaksen osuus pituuden muutoksesta kasvoi. Mittausasetelmasta huolimatta tulokset eivät vastanneet aikaisempia tutkimuksia, joissa sisemmän kaksoiskantalihaksen jänteen osuus venymästä äärivenytyksessä oli noin 67 % (Herbert ym. 2011). Erot johtunevat erilaisista mittausasetelmista. Esimerkiksi aikaisemmissa tutkimuksissa on käytetty erilaisia polvi- ja nilkkakulmia. Herbertin ym. (2011) tutkimuksessa polvi oli koukistettu niin, että lihas-jännekompleksissa voi esiintyä löysyyttä, joka voi selittää lihaksen pienemmän suhteellisen osuuden pituuden muutoksesta. Tässä tutkimuksessa polvikulma oli mittausten aikana 180°, jolloin pohjelihasten osalta lihas-jännekompleksit eivät olleet lyhimässä mahdollisessa tilassa, eivätkä lihassyöt voineet olla taipuneina. Lisäksi tässä tutkimuksessa oli vakioidut nilkan koukistus- ja ojennuskulmat, jolloin lihas-jännekomplekseja ei äärivenytetty pisimpään mahdolliseen tilaan.

Selvimmät erot suhteellisissa venymissä ilmeni leveässä kantalihaksessa. Ikääntyneiden ryhmässä leveän kantalihaksen venymät erosivat selvimmin toisista ryhmistä. Vaikkei leveän kantalihaksen suhteelliset pituuden muutokset eronneet tilastollisesti merkitsevästi ryhmien välillä, oli ikääntyneiden (68 %) ja veteraaniurheilijoiden (54 %) välillä kuitenkin tilastollisesti merkitsevä ero. Myös nuorten ryhmän tulokset (56 %) erosivat selvästi ikääntyneiden ryhmän tuloksista, vaikkei ero ollut tilastollisesti merkittävä.

Aikaisemmissa tutkimuksissa on todettu, että lihaksen passiivisella jäykkyydellä ja poikkipinta-alalla on vahva yhteys (Ryan ym. 2009). Tässä tutkimuksessa ei mitattu koehenkilöiden lihasten poikkipinta-aloja, mutta voidaan olettaa, että ikääntyneiden koehenkilöiden lihas on pienempi kuin nuorilla ja veteraaniurheilijoilla, jolloin myös lihaksen passiivinen jäykkyys olisi matalampi. Esimerkiksi Naricin ym. (2003) tutkimuksessa ikääntyneen ryhmän kaksoiskantalihaksen fyysinen poikkileikkauspinta-ala oli keskimäärin 15,2 % pienempi kuin fyysiseltä aktiivisuudeltaan ja kehonkoostumukseltaan samanlaisen nuorten ryhmän.

Ikääntyessä yksittäisten lihassolujen jäykkyys laskee, jolla voi olla voimantuottokapasiteetin lisäksi vaikutus lihaksen passiivisiin ominaisuuksiin ja pituuden muutokseen. Koko lihas-jännekompleksin passiivisen voiman laskuun vaikuttaa lihaksen solutukirangan ja jänteen jäykkyyden lasku. Ikääntyessä hermolihasjärjestelmän kyky siirtää

aktiopotentiaaleja poikittaissiltojen aktiivisuudeksi heikentyä, mikä voi olla osasyynä lihaksen jäykkyyden laskuun (Delbono ym. 1997). Lisäksi lihaksen toimintaan ja ominaisuuksiin vaikuttavat lihaksessa tyypin I lihassolujen osuuden, sidekudosten ja rasvan määrän kasvu ikääntyessä.

Leveällä kantalihaksella on kaksoiskantalihakseen ja etummaiseen säärilihakseen verrattuna suhteellisesti huomattavasti lyhempi jänne (taulukko 1). Koska leveässä kantalihaksessa jänne on lihassyihin verrattuna suhteellisen lyhyt, oli hieman yllättävää nähdä, että jänneen osuus venymästä oli lähes puolet sekä nuorten että veteraaniurheilijoiden ryhmässä. Lisäksi aikaisempien tutkimusten perusteella olisi voinut odottaa, että ikääntyneillä jänneen osuus olisi kasvanut venymästä, nyt jänneen pituuden muutokset olivat päinvastoin. Tulokset leveän kantalihaksen osalta viittaavat siihen, että ikääntyessä lihaksen jäykkyys laskee ja säännöllisen liikunnan avulla voidaan säilyttää lihaskompleksin ominaisuudet ikääntyessä. Ikääntyessä esimerkiksi lihaksen pennatiokulman pieneneminen vaikuttaa jäykkyyteen laskevasti (Cui ym. 2007). Liikunnan avulla näitä lihaksen ominaisuuksia voidaan ylläpitää, kuten tuloksista voidaan havaita.

Vaikkei liikunnan vaikutuksia voitu todistaa tilastollisesti merkitsevästi ryhmien välillä, oli lihaksen ja jänneen venymien osuuksissa havaittavissa yhtäläisyyksiä nuorten ja veteraaniurheilijoiden välillä. Ainoastaan kaksoiskantalihaksessa nuorten ja veteraaniurheilijoiden keskiarvot eivät vastanneet toisia. Muista lihaksista poiketen sisemmässä kaksoiskantalihaksessa ero nuorten (62 %) ja veteraaniurheilijoiden (53 %) välillä oli huomattava ja huomionarvoista oli myös se, että ikääntyneet (58 %) olivat lähellä nuoria. Kaksoiskantalihaksen jänne on lihassyihin verrattuna yli 11 kertaa pidempi, jolloin voisi olettaa jänneen osuuden olevan myös suurempi kokonaisvenymästä (Hoang ym. 2007).

Etummainen säärilihas poikkeaa tutkimuksen muista lihaksista siinä, että sen tehtävä on koukistaa nilkkaa. Etummaisen säärilihaksen venymät olivat lähellä Herbertin ym. (2002) tutkimuksen tuloksia, joissa lihaksen venymä oli 55 % kokonaispituuden muutoksesta. Etummaisen säärilihaksen kohdalla ei ollut samanlaista mittausasetelmasta johtuvaa ongelmaa kuin kolmipäisen pohjelihaksen kohdalla, jossa lihaskompleksi oli jo alussa venytettynä. Tulokset olivat hieman yllättäviä siinä mielessä, että ikääntyneiden ryhmässä jänneen osuus venymästä (47 %) oli pienempi kuin

muissa ryhmissä. Nuorten (52 %) ja veteraaniurheilijoiden (55 %) lihasten suhteelliset venymät olivat kuitenkin lähellä toisia, mikä osoittaa liikunnan tärkeyden lihasjännekompleksin ominaisuuksien säilyttäjänä. Tulokset viittaavat siihen, että ikääntyneiden lihas olisi mukautuvampi. Tulokset tukevat myös aikaisempia tutkimuksia, joiden mukaan jänteen mekaaniset ominaisuudet eivät muuttuisi juurikaan ikääntyessä (Couppé ym. 2009). Ikääntymisen myötä jänteen poikkisiltarakenteissa ja kollageenisyyden määrässä tapahtuu muutoksia, jolloin jänteestä voi tulla jäykempi sen toiminnallisella alueella. Toisaalta monet tutkimukset puoltavat jänteen löystymistä ikääntyessä. Jänteen mekaanisten ominaisuuksien muutokset ovat vahvasti yhteydessä lihaksen voimantuotto-ominaisuuksien heikentymisen kanssa. Lihaksen voimantuotto-ominaisuuksien heiketessä on edullista, että jänne on mukautuvampi.

Yksilöiden välillä voi kuitenkin ilmetä paljon vaihtelua ja mittausasetelmat voivat aiheuttavaa paljon eroja. Vaikkei tämän tutkimuksen tulokset ole kaksoiskantalihaksen osalta lähellä Herbertin ym. (2002) aikaisempia tutkimustuloksia, niin tulokset ovat kuitenkin lähellä Hoangin ym. (2007) tutkimuksen tuloksia, joissa kaksoiskantalihaksen lihaksen suhteelliseksi venymäksi saatiin 47,6 %. Vastaavanlaisiin tuloksiin on myös päädytty vanhemmissa tutkimuksissa Narici ym. (1996) 46 %, Kawakami ym. (1998) 46 % ja Maganaris ym. (1998) 43 %.

Lihassyiden lisäksi lihaksen osuuteen lihas-jännekompleksin kokonaispituuden muutoksesta vaikuttaa pennaatiokulman muutos. Pennaatiokulman osuus kokonaispituuden muutoksesta voi olla kaksoiskantalihaksessa jopa 9 % (Herbert ym. 2002). Tässä tutkimuksessa ei tarkasteltu pennaatiokulman osuutta pituuden muutoksesta, mutta voi olettaa, että osa kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen pituuden muutoksesta on peräisin pennaatiokulman muutoksesta.

Tämän tutkimuksen mittausasetelmalla on suuri vaikutus kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen suhteellisten pituuden muutosten suuruuksiin, koska lihasjännekompleksit eivät olleet venytyksen alussa lyhimässä mahdollisessa tilassa. Tämä syy voi myös osin selittää erot aikaisempiin tutkimustuloksiin. Mittauksen alkutilassa polvi oli ojennettuna suoraksi ja nilkka oli 90° asteen kulmassa. Tässä tilassa pohjelihakset ovat jo venytettyinä. Tämä voi tuloksissa näkyä pienempänä jänteen osuutena

kokonaisvenymästä, koska venytyksen alussa jänne vastaa suurelta osin pituuden muutoksesta (Herbert ym. 2002). Nyt jänne oli osittain venytettynä mittausten alussa. Lihäs-jännekompleksissa voi tosin esiintyä myös lihassyiden taipumista lyhyillä pituuksilla. Koska mittausasetelman alussa lihas-jännekompleksi oli jo hieman venytettynä, lihassyöt eivät luultavasti olleet taipuneina (Herbert ym. 2011). Etummaista säärilihasta mittaessa lihas-jännekompleksi ei ollut samalla tavalla venytettynä alkutilassa, ennemminkin se oli melko lähellä lyhintä mahdollista pituuttaan.

Thiksotrooppiset eli lihas-jännekompleksin viskoelastiset vaikutukset venytyksen aikana pyrittiin poistamaan ennen passiivisia venytyksiä suoritettujen submaksimaalisten lihassupistusten ja kahden passiivisen lämmittelyvenytyksen avulla (Avela ym. 2004). Lisäksi testihenkilö suoritti jokaisen lihaksen osalta kaksi maksimaalista lihassupistusta (noin 3 s). Pohjelihasten osalta mittausjärjestystä vaihdeltiin satunnaisesti, jottei sama lihas olisi aina aktivoitunut maksimaalisesti ennen passiivisia venytyksiä. Pohjelihakset aktivoitiin maksimaalisesti ojentamalla nilkkaa. Periaatteessa pohjelihasten aktivoinnin aikana etummainen sääri-lihas ei aktivoitu, mutta käytännössä ennen etummaisen sääri-lihaksen passiivisia mittauksia lihas oli submaksimaalisten lihassupistusten lisäksi aktivoitu neljä kertaa suhteellisen voimakkaasti.

Ennen passiivisia mittauksia tehtyjen lihassupistusten on todettu vaikuttavan lihaksen passiivisiin ominaisuuksiin, mikä taas vaikuttaa suhteellisiin pituuden muutoksiin. Aikaisemmissa tutkimuksissa passiivista venytystä edeltäneen lihassupistuksen on todettu pienentävän lihaksen pituuden muutosta. Herbertin ym. (2002) tutkimuksessa kaksoiskantalihaksen lihaksen suhteellinen osuus pituuden muutoksesta laski 27 %:sta 21 %:iin. Tutkimuksessa tarkasteltiin myös etummaista säärilihasta, jonka lihaksen suhteellinen osuus kasvoi 44 %:sta 61 %:iin.

Isometrinen maksimaalinen lihassupistus

Lihassupistuksen aikana tarkasteltiin kuinka paljon lihassyyn pituus suhteellisesti muuttuu. Vaikkei tilastollisesti merkitseviä eroja ryhmien välillä ollut, tuloksissa oli viitteitä, että nuorten ja veteraaniurheilijoiden lihassyöt kykenivät supistumaan suhteellisesti enemmän mitä ikääntyneiden. Nuoriin verrattuna aikaisemmissa tutkimuksissa ikäänty-

neiden lihassyiden pituuden muutokset ovat myös olleet samansuuntaisia hyppyliikkeen lihassupistuksen aikana (Hoffrén ym. 2012).

Selvimmät erot lihaksen pituuden muutoksissa olivat pohjelihaksissa, joiden aktivoiminen mittaustilanteessa oli myös koehenkilöille helpompaa. Etummaisen säärilihaksen aktivoiminen maksimaalisesti eli nilkan koukistaminen osoittautui mittauksissa haastavaksi, koska liike on melko luonnon, eikä nilkkaa koukisteta maksimaalisesti juuriakaan normaalitilanteissa. Etummaisen säärilihaksen lihaksen pituuden muutoksissa ei ollut eroja, mutta pohjelihasten osalta oli eroja ikääntyneiden lihaksen pituuden muutoksessa verrattuna nuoriin ja veteraaniurheilijoihin. Erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä, mutta viitteitä tuloksissa oli ikääntyneiden heikompaan kykyyn supistaa lihasta. Myös nuorten ja veteraaniurheilijoiden voimantuottotasot erosivat pohjelihasten osalta selvästi ikääntyneisiin verrattuna.

Lihassykimppujen pituuksien on todettu poikkeavan nuorten ja ikääntyneiden välillä (Kubo ym. 2003). Lisäksi on todistettu, että liikunnan avulla lihaksen ominaisuuksia voidaan ylläpitää ja voidaan myös ehkäistä lihassykimppujen lyhenemistä (Reeves ym. 2004). Lihassupistuksen pituuden muutoksen heikentyminen on yksi syy lihaksen voimantuottokapasiteetin laskuun ikääntyessä. Tahdonalaisen lihassupistuksen voimantuoton muutokset ovat paljolti riippuvaisia myös lihas-jännekompleksin muutoksista ja keskushermoston kyvystä aktivoida lihaksia.

Lihassolun pituuden muutos on riippuvainen sarjassa olevien sarkomeerien lukumäärästä. Aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu, että ikääntyessä lihassolujen pituus ja pennaatiokulma pienenevät (Reeves ym. 2006). Mekaanisilta ominaisuuksiltaan lyhempi lihassolu on jäykempi, kun taas pennaatiokulman muutos vähentää lihaksen jäykkyyttä (Cui ym. 2007). Tutkimuksissa on myös havaittu, että samalla voimantuottotasolla ikääntyneiden lihassyvy voi olla nuoriin verrattuna jäykempi (Ditroilo ym. 2012). Näillä lihasten mekaanisten ominaisuuksien muutoksilla voidaan osittain kompensoida janteen mekaanisten ominaisuuksien muutoksia. Kun janteen jäykkyys laskee ikääntyessä, jäykemmän lihaksen avulla liikkeen taloudellisuus paranee.

Koehenkilöt

Nuorten ja ikääntyneiden ryhmien koehenkilöiksi pyrittiin saamaan henkilöitä, jotka harrastivat fyysistä aktiivisuutta jossain muodossa säännöllisesti useamman kerran viikossa. Veteraaniurheilijaryhmä taas koostui vuoden 2012 veteraaniyleisurheilun hallimaailmanmestaruuskilpailujen juoksulajeihin osallistuneista henkilöistä, jotka olivat fyysisesti erittäin aktiivisia. Nuorten ja ikääntyneiden ryhmät olivat fyysiseltä aktiivisuudeltaan hyvin samanlaisia harjoittelumäärien ollessa kuntoliikkujan ja aktiiviliikkujan välillä.

Koehenkilöryhmien koot olivat tutkimuksen alussa 15 koehenkilöä kussakin ryhmässä. Muutaman koehenkilön tulos jouduttiin jättämään pois tulosten analysoinnista, koska mittauksissa oli ongelmia. Tilastollisen analyysin tulosten luotettavuuteen vaikuttaa ryhmien melko pienet koot ja ryhmän sisäisissä tuloksissa esiintynyt hajonta.

Tuloksia tarkasteltaessa on myös otettava huomioon, ettei ikääntyneiden ryhmä ollut inaktiivinen ryhmä, vaan suhteellisen aktiivinen ryhmä ikääntyneitä mieshenkilöitä. Muutama henkilö harrasti liikuntaa normaalia enemmän, mutta suurin osa koehenkilöistä harrasti hyötyliikuntaa eri muodoissa. Voi olla, että ikääntyneiden ryhmän aktiivisuudesta johtuen ryhmien välille ei muodostunut tilastollisesti merkitseviä eroja.

Mittausongelmat

Tutkimuksessa tarkasteltiin EMG-signaalin avulla lihaksen aktiivisuutta passiivisen venytyksen aikana. Sen avulla pyrittiin varmistamaan, ettei lihas olisi aktiivinen venytyksen aikana. Aktiivisuutta tarkasteltiin etummaisesta säärilihaksesta ja ulommaisesta kaksoiskantalihaksesta. Osalla iäkkäistä koehenkilöistä hyvän EMG-signaalin saaminen oli kuitenkin haasteellista. Usean iäkkään koehenkilön kohdalla lihaksen aktiivisuutta ei voitu seurata EMG-signaalin avulla. Ultraäänen avulla pystyi näkemään voimakkaamat lihaksen aktivoinnit, mutta mahdollista toonista lihasaktiivisuutta oli mahdoton nähdä. Lisäksi etummaista säärilihasta mitattaessa EMG-signaalia mittaavat anturit oli otettava pois, koska ne olivat ultraäänianturin edessä. Jos venytettävä lihas on ollut hieman aktiivinen passiivisen venytyksen aikana, on se voinut vaikuttaa mittaustuloksiin kasvattamalla jänteen suhteellista osuutta pituuden muutoksesta.

Veteraaniurheilijat osallistuivat veteraaniyleisurheilun hallimaailmanmestaruuskilpailuihin ja he osallistuivat mittauksiin kilpailujen aikana. Osalle veteraaniurheilijoista submaksimaalisia lämmittelylihassupistuksia tai maksimaalisia lihassupistuksia ei voitu suorittaa mittausprotokollan mukaisesti, koska ei haluttu rasittaa urheilijoita liikaa tai mittausaikataulu oli kiireinen. Passiivisia venytyksiä edeltävä lihasaktiivisuus on todettu vaikuttavat lihaksen passiivisiin ominaisuuksiin. Lihasaktiivisuudet poikkesivat kuitenkin vain vähän normaalin mittausprotokollan lihasaktiivisuudesta, joten tuloksiin poikkeukset tuskin vaikuttavat.

Kaikki mittaukset suoritettiin läpi johdonmukaisesti, eikä suuria tuloksiin vaikuttavia ongelmia ollut passiivisten venytysten aikana, kun lihaksen aktiivisuuden mittausongelmia ei oteta huomioon. Muutaman (3 kpl) koehenkilön lihaksen passiivisen venytyksen tulokset jouduttiin jättämään pois analysoinnista, koska ultraäänimittauksista saadut lihassolukimpun piteuden muutokset eivät olleet todellisia. Maksimaalisen isometrisen lihassupistuksen mittauksista osa (4 kpl) jouduttiin jättämään pois, koska mittaustilanteen aikana Spike -ohjelmiston asetukset olivat väärät. Voimamittaukset saatiin kuitenkin suoritettua hyvin läpi, eikä itse mittaustilanteissa ollut ongelmia, jotka voisivat vääristää saatuja tuloksia.

Yhteenveto

Lihasten ja jänteiden piteuden muutoksissa oli havaittavissa nuorten ja veteraaniurheilijoiden yhteneväiset tulokset verrattuna ikääntyneiden tuloksiin. Merkittävä osa vanhenemiseen liittyvistä toimintakyvyn muutoksista on yhteydessä fyysisen aktiivisuuden vähenemiseen. Tutkimustulosten perusteella voidaan sanoa, että lihas-jännekompelsin rakennetta ja suorituskykyä voidaan ylläpitää kuormittamalla niitä sopivalla tavalla. Liikunnan avulla voidaan hidastaa ja jopa ehkäistä ikääntymisen mukana tuomia rakenteellisia muutoksia lihas-jännekompleksissa. Fyysisen aktiivisuuden tärkeyden lihaksen ominaisuuksien säilyttämiselle vahvistaa myös isometrisestä lihassupistuksesta saadut tulokset. Veteraaniurheilijoiden voimantuottotasot ja viitteet lihaksen kyvystä supistua suhteellisesti enemmän osoittavat fyysisen aktiivisuuden merkityksen.

Tulokset myös viittaavat siihen, että ikääntyminen vaikuttaa lihaksen passiivisiin ominaisuuksiin enemmän, mitä jänteen ominaisuuksiin. Leveässä kantalihaksessa, jossa jänne on huomattavan lyhyt verrattuna lihas-jännekompleksin kokonaispituuteen, lihaksen osuus pituuden muutoksesta kasvoi merkittävästi. Myös etummaisessa säärilihaksessa lihaksen osuus kasvoi ikääntyessä. Jänteen ominaisuuksien säilymiseen viittaa myös se, että kaksoiskantalihaksessa, jossa jänne on suhteellisen pitkä, nuorten ja ikääntyneiden ryhmissä suhteelliset venymät olivat lähellä toisiaan.

10 LÄHTEET

- Aagaard, P., Andersen, J.L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A.M., Wagne, A, Magnussonm S.P., Halkjaer-Kristensenm J., Simonsenm E.B. 2001. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The Journal of Physiology* 534, 613–623.
- Abellana, S., Guissard, N., Duchateau, J. 2009. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *Journal of Applied Physiology* 106, 169–177.
- Alaraajan nivelet ja lihakset. <http://www.mobilat.fi/download/alaraajat.pdf>. 11.9.2012.
- Andersen, J.L. 2003. Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 13, 40–47.
- Akima, H., Takahashi, H., Kuno, S., Masuda, K., Masuda, T. Shimajo, H., Itai, Y., Katsuta S. 1999. Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31, 588–594.
- Avela, J., Finni, T., Likavainio, T., Niemelä, E., Komi, P. 2004. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology* 96, 2325–2332.
- Baudry, S., Lecoivre, G. Duchateau, J. 2011. Age-related changes in the behavior of the muscle-tendon unit of the gastrocnemius medialis during upright stance. *Journal od Applied Physiology* 112, 296–304.
- Belbono, O., Renganathan, M., Messi, M.L. 1997. Excitation-Ca²⁺ release-contraction coupling in single aged human skeletal muscle fiber. *Muscle & Nerve* 20, 88–92.

- Benard, M.R., Becher, J.G., Harlaar, J., Huijing, P.A., Jaspers, R.T. 2009. Anatomical information is needed in ultrasound imaging of muscle to avoid potentially substantial errors in measurement of muscle geometry. *Muscle & Nerve* 39, 652–665.
- Bernabucci, I., Conforto, S., Capozza, M., Accornero, N., Schmid, M., D'Alessio, T. 2007. A biologically inspired neural network controller for ballistic arm movement. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 4:33.
- Blazevich, A., Gill, N., Bronks, R., Newton, R. 2003. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk Training in athletes. *Medicine and Science in sports and exercise* 35, 2013–2022.
- Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Svantesson, U., Kjaer, M., Magnusson, S.P. 2004. Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 97, 1908–1914.
- Carroll, C.C., Dickinson, J.M., Haus, J.M., Lee, G.A., Hollon, C.J., Aagaard, P., Magnusson, S.P., Trappe, T.A. 2008. Influence of aging on the in vivo properties of human patellar tendon. *Journal of Applied Physiology* 105, 1907–1915.
- Couppé, C., Hansen, P., Kongsgaard, M., Kovanen, V., Suetta, C., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S.P. Mechanical properties and collagen cross-linking of the patellar tendon in old and young men. *Journal of Applied Physiology* 107, 880–886.
- Cronin, N.L., Carty, C.P., Barrett, R.S., Lichwark, G. 2011. Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *Journal of Applied Physiology* 111, 1491–1496.
- Cui, L., Perreault, E.J., Sandercock, T.G. 2007. Motor unit composition has little effect on the short-range stiffness of feline medial gastrocnemius muscle. *Journal of Applied Physiology* 103, 796–802.

- Czerniecki, J. 1988. Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 67, 246–522.
- D'Antona, G., Pellegrino, M.A., Adami, R., Rossi, R., Carlizzi, C.N., Canepari, M., Saltin, B., Bottinelli, R. 2003. The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres. *Journal of Applied Physiology* 552, 499–511.
- Degens, H., Erskine, R.M., Morse, C.I. 2009. Disproportionate changes in skeletal muscle strength and size with resistance training and ageing. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* 9, 123–129.
- Di Giulio, I., Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V. Loram, I.D. 2009. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *Journal of Physiology* 587, 2399–2416.
- Ditroilo, M., Cully, L., Boreham, C.A.G., De Vito, G. 2012. Assessment of musculo-articular and muscle stiffness in young and older men. *Muscle & Nerve* 46, 559–565.
- Edman, P. 1992. Contractile performance of skeletal muscle fibres. Teoksessa Komi, P (toim). *Strength and Power in Sport*. Oxford: Blackwell scientific publications.
- Epstein, M., Wong, M., Herzog, W. 2006. Should tendon and aponeurosis be considered in series? *Journal of Biomechanics* 39, 2020–2025.
- Fielding, R.A., Vellas, B., Evans, W.J., Bhasin, S., Morley, J.E., Newman, A.B., Abellan van Kan, G., Andrieu, S., Bauer, J., Breuille, D., Cederholm, T., Chandler, J., De Meynard, C., Donini, L., Harris, T., Kannt, A., Keime Guibert, F., Onder, G., Papanicolaou, D., Rolland, Y., Rooks, D., Sieber, C., Souhami, E., Verlaan, S., Zamboni, M. 2011. Sarcopenia: an undiagnosed condition in older adults. Current consensus definition: prevalence, etiology, and consequences.

- International working group on sarcopenia. *Journal of the American Medical Directors Association* 12, 249–256.
- Finni, T. 2006. Structural and functional features of human muscle-tendon unit. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 16, 147–158.
- Finni, T., Hodgson, J.A., Lai, A.M., Edgerton, V.R., Sinha, S. 2003a. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 95, 829–837.
- Finni, T., Hodgson, J.A., Lai, A.M., Edgerton, V.R., Sinha, S. 2003. Mapping of movement in the isometrically contracting human soleus muscle reveals details of its structural and functional complexity. *Journal of Applied Physiology* 95, 2128–2133.
- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., Maganaris, C.N. 2001. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings of the Royal Society* 268, 229–233.
- Gans, C., de Vree, F. 2005. Functional base of fiber length and angulation in muscle. *Journal of Morphology*, 192, 63–85.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology* 184, 170–192.
- Gray, H. 2000. *The muscles and Fasciæ of the leg*. Bartleby.com, New York. <http://www.bartleby.com/107/129.html>. 11.9.2012.
- Guissard, N., Duchateau, J., Hainaut, K. 1988. Muscle stretching and motoneuron excitability. *European Journal of Applied Physiology* 58, 47–52.
- Hawkins, D., Hull, M.L. 1990 A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics* 23, 487–494.

- Herbert, R.D., Clarke, J., Kwah, L.K., Diong, J., Martin, J., Clarke, E.C., Bilston, L.E., Gandevia, S.C. 2011. In vivo passive mechanical behavior of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle-tendon units. *Journal of Physiology* 589, 5257–5267.
- Hodgson, J.A., Finni, T., Lai, A.M., Edgerton, V.R., Sinha, S. 2006. Influence of structure on the tissue dynamics of the human soleus muscle observed in MRI studies during isometric contractions. *Journal of Morphology* 267, 584–601.
- Hoang, P.D., Herbert, R.D., Todd, G., Gorman, R.D., Gandevia, S.C. 2007. Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle–tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. *Journal of Experimental Biology* 210, 4159–4168.
- Hortobagyi, T., Mizelle, C., Beam, S., DeVita, P. 2003. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *Journal of Gerontology: Medical Sciences* 58, 453–460.
- Huijing, P.A. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *Journal of Biomechanics* 32, 329–345.
- Ishikawa, M., Komi, P.V., Grey, M.J., Lepola, V., Bruggemann, G-P. 2005. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology* 99, 603–608.
- Kannus, P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sport* 10, 312–320.
- Kastelic, J., Galeski, A., Baer, E. 1978. The multicomposite structure of tendon. *Connective Tissue Research* 6, 11–23.
- Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukunaga, T. 1998. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *Journal of Applied Physiology* 85, 398–404.

- Kawakami, Y., Lieber, R.L. 2000. Interaction between series compliance and sarcomere kinetics determines internal sarcomere shortening during fixed- end contraction. *Journal of Biomechanics* 33, 1249–1255.
- Kawashima, N., Nakazawa, K., Yamamoto, S.I., Nozaki, D., Akai, M., Yano, H. 2004. Stretch reflex excitability of the anti-gravity ankle extensor muscle in elderly humans. *Acta Physiologica Scandinavica* 180, 99–105.
- Klein, C.S., March, G.D., Petrella, R.J., Rice, C.L. 2003. Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men. *Muscle & Nerve* 28, 62–68.
- Kjaer, M. 2004. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiological Reviews* 84, 649–698.
- Kubo, K., Ikeburuko, T., Yaeshima, K. Yata, H., Tsunoda, N. & Kanehisa, H. 2009. Effect of static and dynamic training on the tendon stiffness and blood volume of tendon in vivo. *Journal of Applied Physiology* 106, 412–417.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Azuma, K., Ishizu, M., Kuno, S., Okada, M., Fukunaga, T. 2003. Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. *Journal of Sports Medicine* 24, 125–130.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Ito, M. and Fukunaga, T. 2001a. Effects of the isometric training on the elasticity of the human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology* 91, 26–32.
- Kubo, K., Kanehisa, H. Miyatani, M., Tachi, M. & Fukunaga, T. 2003. Effect of lowload resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women. *Acta Physiology Scandinavica* 178, 25–32.
- Lexell, J., Downham, D., Sjöström, M. 1986. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles: Fibre type arrangement in m. vastus lateralis from three

- groups of healthy men between 15 and 83 years. *Journal of the Neurological Sciences* 72, 211–222.
- Lieber, R.L., Bodine-Fowler, S.C. 1992. Skeletal muscle and function: implications for rehabilitation. *Journal of the American Physical Therapy Association* 73, 844–856.
- Lieber, R.L., Loren, G.J., Friden, J. 1994. In vivo measurement of human wrist extensor muscle sarcomere length changes. *Journal of Neurophysiology* 71, 874–881.
- Loram, I.D., Maganaris, C.N., Lakle, M. 2005. Use of ultrasound to make noninvasive in vivo measurement of continuous changes in human muscle contractile length. *Journal of Applied Physiology* 100, 1311–1323.
- Luff, A. 1998. Age-associated changes in the innervation of muscle fibers and changes in the mechanical properties of motor units. *Annals of the New York Academy of Sciences* 854, 92–101.
- Macaluso, A., Nimmo, M.A., Foster, J.E., Cockburn, M., McMillan, N.C., De Vito G. 2002. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle & Nerve* 25, 858–863.
- Maganaris, C.N. 2001. Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica* 172, 279–285.
- Maganaris, C.N., Narici, M.V., Reeves, N.D. 2004. In vivo human tendon properties. Effect of resistance training in old age. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* 4, 204–208.
- Magnusson, S. P., Hansen, P., Kjær, M. 2003. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 13, 211–223.

- McArdle, W.D., Katch F.I., Katch V.L. 2007. Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Moritani, T., Oddsson, L., Thorstensson, A. 1990. Differences in modulation of the gastrocnemius and soleus H-reflexes during hopping in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 138, 575–576.
- Moore, M.A., Hutton, R.S. 1980. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 12, 322–329.
- Morse, C.I., Degens, H., Seynnes, O.R., Maganaris, C.N., Jones, D.A. 2008. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of Physiology* 586, 97–106.
- Morse, C.I., Thom, J.M., Birch, K.M., Narici, M.V. 2005. Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia. *Acta Physiologica Scandinavica* 183, 291–298.
- Muscles that act on the foot. <http://www.getbodysmart.com/ap/muscularsystem/footmuscles/gastrocnemius/tutorial.html>. 11.9.2012.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakani, 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.
- Narici, M.V., Maffulli, N., Maganaris, C.N. 2008. Ageing of human muscles and tendons. *Disability and Rehabilitation* 30, 1548–1554.
- Narici, M.V., Maganaris, C.N., Reeves, N.D., Capodaglio, P. 2003 Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology* 95, 2229–2234.
- Nigg, B.M, Herzog, W. 1994. *Biomechanics of the Musculoskeletal System*. New

York, Wiley.

Obata, H., Kawashima, N., Akai, M., Nakazama, K., Ohtsuki, T. 2009. Age-related changes of the stretch reflex excitability in human ankle muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 55–60.

Pennate muscle. http://www.enotes.com/topic/Pennate_muscle. 11.9.2012.

Proske U. 2006. Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle & Nerve* 34, 545–558.

Purslow, P. P. 1989. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *Journal of Biomechanics* 22, 21–31.

Pyykkö, I., Jäntti, P., Aalto, H. 1990. Postural Control in Elderly Subjects. *Age and Ageing* 19, 215–221.

Reeves, N.D., Narici, M.V., Maganaris, C.N. 2003. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*. 96, 885–892.

Reeves, N.D., Narici, M.V., Maganaris, C.N. 2006. Musculoskeletal adaptations to resistance training in old age. *Manual Therapy* 11, 192–196.

Reeves, N., Maganaris, M., Narici, M. 2003. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *Journal of Physiology* 548, 971–981.

Reeves, N.D., Spanjaard, M., Mohagheghi, A.A., Baltzopoulos, V., Maganaris, C.N. 2009. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 57–68.

- Rinkinen, J. 2004. Kestävyysharjoittelun vaikutukset hermolihaskäytännön toimintaan ja lihaksen mekaniikkaan ominaisuuksiin. Pro gradu –tutkielma. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos.
- Robertson, G., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S.N. 2004. Research Methods in Biomechanics. 1.painos. Human Kinetics.
- Ryan, E.D., Herda, T.J., Costa, P.B., Defreitas, J.M., Beck, T.W., Stout, J.R., Cramer, J.T. 2009. Passive properties of the muscle-tendon unit: The influence of muscle cross-sectional area. *Muscle and Nerve* 39, 227–229.
- Saarikoski, R., Stolt, M., Liukkonen, I. 2010. Alaraajan ja jalkaterän rakenne. http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=jal00010. 11.9.2012.
- Trotter, J.A. 1993. Functional morphology of force transmission in skeletal muscle. *Acta Anatomica* 146, 205–222.
- Tuite, D.J., Renstrom, P.A., O'Brien, M. 1997. The aging tendon. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 7, 72–77.
- Vandervoort, A.A. 2002. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve* 25, 17–25.
- Waters, D.L., Baumgartner, R.N., Garry, P.J., Vellas, B. 2010. Advantages of dietary, exercise-related, and therapeutic interventions to prevent and treat sarcopenia in adult patients: an update. *Journal of Clinical Interventions in Aging* 5, 259–270.
- Woittiez, R.D., Rozendal, R.H., Huijing, P.A. 1985. The Functional Significance of Architecture of Human Triceps Surae Muscle. Teoksessa Winter, D.A., Norman R.P., Wells, R.P., Hayes, K.C., Patla, A.E. *Biomechanics IX-A*. Human Kinetic publishers. Champaign. 21–25.

Wolf, S.L., Kim, J.H. 1997. Morphological Analysis of the human tibial anterior and medial gastrocnemius muscles. *Acta Anatomica* 158, 287–295.

Wilmore, J.H., Costill, D.L., Kenney, W.L. 2004. *Physiology of Sport and Exercise*. 4.painos. Human Kinetics.

LIITE 1, Mittausprotokolla

MITTAUSPROTOKOLLA – Ikääntymisen vaikutukset lihaksen ja jänteen suhteelliseen venymään passiivisen venytyksen aikana

1. Koehenkilö asettuu alustalle makuuasentoon, jalka rentona ja nilkka 90°
2. Kyselylomakkeen täyttö
3. Mitataan reiden ja säären pituudet
4. Mitataan GM, GL, SOL ja TA jänteiden pituudet
 - a. katsotaan lihas-jänneliitos ultraäänen (UÄ) avulla, merkitään liitoksen kohta ja pituus mitataan mitalla
5. Valmistellaan ja kiinnitetään EMG-elektrodit GL ja TA lihaksiin
6. Ultraäänianturi asetetaan tarkasteltavan lihaksen päälle
7. Koehenkilö istuu jalkadynamometriin ja oikea jalka asetetaan pedaaliin. Penkki säädetään mitattavalle sopivaksi. Jalkaterä ja reisi kiinnitetään jalkadynamometriin siteiden avulla

MITTAUS 1 (Medial gastrocnemius/ Soleus)

8. SubMax lämmittely (5 kpl)
9. 1 minuutin lepo
10. MVC (tallennetaan UÄ:llä 2 suoritusta) *1min tauko toistojen välillä*
11. 2 minuutin lepo
12. Passiivinen lämmittelyvenytys (2 sykliä) *20s tauko välillä*
13. Passiivinen venytys (tallennetaan UÄ:llä 2 venytystä) *20s tauko välillä*

MITTAUS 2 (Medial gastrocnemius/ Soleus)

14. vaihdetaan UÄ-anturin paikkaa
15. SubMax lämmittely
16. 1 minuutin lepo
17. MVC (tallennetaan UÄ:llä 2 suoritusta) *1min tauko toistojen välillä*
18. 2 minuutin lepo
19. Passiivinen lämmittelyvenytys (2 sykliä) *20s tauko välillä*
20. Passiivinen venytys (tallennetaan UÄ:llä 2 venytystä) *20s tauko välillä*

MITTAUS 3 (Tibialis anterior)

21. vaihdetaan UÄ-anturin paikkaa
22. SubMax lämmittely
23. 1 minuutin lepo
24. MVC (tallennetaan UÄ:llä 2 suoritusta) *1min tauko toistojen välillä*
25. 2 minuutin lepo
26. Passiivisia lämmittelyvenytyksiä (2 sykliä) *20s tauko välillä*
27. Passiivinen venytys (tallennetaan UÄ:llä 2 venytystä) *20s tauko välillä*

Venytyksissä kulmanopeus 10°/s. Pohjelihasten mittauksissa nilkkakulma 5° dorsifleksiosta 20° plantarifleksioon ja TA mittauksissa toisin päin. Mittausten arvioitu kesto n. 60 min.