

**PITKÄAIKAISEN VOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUKSET
ULOMMAN REISILIIHAKSEN JÄNNE-APONEUROOSI-
KOMPLEKSIN JÄYKKYYTEEN NUORILLA MIEHILLÄ**

Liisa Kiviluoto

Pro Gradu -tutkielma

Biomekaniikka

Kevät 2009

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän Yliopisto

Työn ohjaaja: Taija Juutinen

TIIVISTELMÄ

Liisa Kiviluoto 2009. Pitkäaikaisen voimaharjoittelun vaikutukset ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen nuorilla miehillä. Biomekaniikan Pro Gradu -tutkielma. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos, 55s.

Jänteen ja aponeuroosin mekaanisia ominaisuuksia kuvaa voima-pituuden muutosriippuvuus. Jänne-aponeuroosikompleksin mekaaniset ominaisuudet vaikuttavat koko lihas-jännekompleksin toimintaan. Jänteen mekaanisiin ominaisuuksiin vaikuttavat mm. harjoittelu, harjoittelemattomuus ja ikääntyminen. Jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys lasketaan voima-venymäkäyrän lineaarisesta kohdasta, joka yleensä ilmenee 50–100 % maksimivoimasta (MVC). Jänteen kuormitustapa ja voimantuottonopeus vaikuttavat jänteen jäykkyyteen. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää tapahtuuko ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyydessä muutosta pitkäaikaisen dynaaminen voimaharjoittelun seurauksena nuorilla voimaharjoittelua harrastamattomilla miehillä.

Tutkimuksessa oli 32 koehenkilöä, jotka olivat iältään 21–34 -vuotiaita. Koehenkilöt jaettiin sattumanvaraisesti harjoittelu- (N=23) ja kontrolliryhmiin (N=9). Harjoitteluryhmä harjoitti progressiivista voimaharjoittelua kaksi kertaa viikossa 21 viikon ajan, kun taas kontrollihenkilöt jatkoivat normaalia elämänrytmiään 21 viikon ajan. Koehenkilöiltä mitattiin ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys ramppi- ja MVC -suorituksissa ennen voimaharjoittelun alkua, voimaharjoittelun puolessa välissä (10,5 vk) ja voimaharjoittelun lopussa (21 vk). Jäykkyys määritettiin voima-venymäkäyrän lineaarisesta kohdasta väliltä noin 50–85 % MVC:sta, missä jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä kuvaa käyrän kulmakerroin.

Mittausteknisistä syistä jäykkyys onnistuttiin määrittämään ramppisuorituksessa 15 koehenkilöltä (harjoittelu N=12, kontrolli N=3) ja MVC -suorituksessa 19 koehenkilöltä (harjoittelu N=13, kontrolli N=6). Ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys nousi 21 viikon voimaharjoittelun seurauksena 19,1 % ramppisuorituksessa, mutta kasvu ei ollut tilastollisesti merkitsevää ($P=0,22$). Jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys ramppisuorituksessa erosi toisistaan harjoittelu- ja kontrolliryhmän välillä harjoittelujakson lopussa ($P<0,05$). MVC -suorituksessa harjoittelu- ja kontrolliryhmä eivät poikenneet toisistaan, eikä harjoittelulla ollut jäykkyyteen tilastollisesti merkitsevää vaikutusta. Polvenojentajien unilateraalinen maksimaalinen voima kasvoi harjoittelun myötä noin 18 % ($P<0,001$). Maksimaalinen voimantuottonopeus ei muuttunut harjoittelujakson seurauksena.

Tämä tutkimus antaa viitteitä siitä, että pitkäaikainen dynaaminen voimaharjoittelu voi lisätä ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä. Jäykkyyden kasvua ei kuitenkaan voitu todistaa tilastollisesti merkitsevästi. Voi olla, että isometrinen voimaharjoittelu kasvattaa jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä enemmän kuin dynaaminen voimaharjoittelu. Voimaharjoittelun myötä ilmenevä jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden kasvu ilmenee parantuneina lihas-jännekompleksin voimantuotto-ominaisuuksina, jolloin jänteen kyky välittää voimaa lihaksen ja luun välillä paranee.

Avainsanat: voimaharjoittelu, jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys, ulompi reisilihas ja ultraääni

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO	4
2 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSI	6
2.1 Supistuvan komponentin anatomia ja ominaisuudet.....	7
2.2 Ulomman reisilihaksen rakenne	8
2.3 Lihaksen ja jänteen mekaaniset ominaisuudet passiivisessa venytyksessä	10
2.4 Lihas-jännekompleksin toiminta eksentrisessä ja konsentrisessä suorituksessa...	10
3 JÄNNE	12
3.1 Jänteen anatomia	12
3.2 Jänteen mekaaniset ominaisuudet	14
4 JÄNNE-APONEUROOSIKOMPLEKSIIN JÄYKKYYDEN MITTAAMINEN JA LASKEMINEN.....	19
4.1 Jäykkyyden mittaaminen.....	19
4.2 Jäykkyyden laskeminen	22
5 VOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUKSIA HERMOLIIHASKÄRKESTELMÄÄN..	23
5.1 Voimaharjoittelun hermostolliset vaikutukset	23
5.2 Voimaharjoittelun lyhyt- ja pitkäaikaiset adaptaatiot jänteen ja lihaksen rakenteeseen	24
5.2.1 Lyhytaikaisen voimaharjoittelun adaptaation lihaksessa ja jänteessä.....	24
5.2.2 Pitkäaikaisen voimaharjoittelun vaikutukset jänteen ja lihaksen rakenteeseen	25
6 TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEESIT	28
7 TUTKIMUSMENETELMÄT.....	29
7.1 Koehenkilöt.....	29

7.2 Tutkimusasetelma	29
7.2.1 Harjoitteluprotokolla	30
7.2.2 Mittaukset.....	30
7.3 Aineiston käsittely.....	33
7.4 Tilastollinen analyysi	34
8 TULOKSET	35
9 POHDINTA	42
10 LÄHTEET	48

1 JOHDANTO

Lihakset tuottavat voimaa, joka siirtyy tukikudosten verkoston ja jänteen kautta luihin muodostaen nivelen liikkeen. Jänne on syymäinen rakenne, jonka lihaksen sisälle ulottuvaa osaa kutsutaan kalvojänteeksi eli aponeuroosiksi. Jänteen viskoelastiset ominaisuudet tekevät lihaksen ja jänteen dynaamisen yhteistoiminnan mahdolliseksi, mikä vaikuttaa voiman siirtoon, elastisen energian varastoitumiseen ja palauttamiseen liikumisen aikana, selkäydinrefleksivasteissa voimaan sekä nivelen asennon ja liikkeen tarkkuuden kontrollointiin. Jänteen ja aponeuroosin mekaanisten ominaisuuksien on todettu olevan samankaltaiset. Koska jänne-aponeuroosin kompleksin mekaaniset ominaisuudet ovat merkittäviä koko lihas-jännekompleksin toiminnan kannalta, on merkittävää kuinka suuri on jänne-aponeuroosikompleksin venyminen lihassupistuksen aikana. Aponeuroosin mekaaniset ominaisuudet muuttuvat kuormituksen aikana (Kawakami & Lieber 2000).

Liikunnassa tehoa vaativissa liikkeissä on yleensä mukana venymis-lyhenemissyklus (SSC), jossa konsentrista supistusta edeltää eksentrisen supistus. SSC:n aikana poikittaissillat ja peräkkäinen elastinen komponentti (SEC), joka koostuu pääasiassa jänteestä ja aponeuroosista, varastoivat ja vapauttavat mekaanista energiaa. Jänne toimii mekaanisena vaimentimena suojellen lihasta vaurioilta eksentrisen supistuksen aikana. (Kawakami & Lieber 2000.)

Tarkasti erotteleva ultraäänitekniikka on mahdollistanut jänteen ja aponeuroosin venymisen määrittämisen isometrisen supistuksen aikana. Supistukseen liittyvä lihaksen sisäisen aponeuroosin venyminen esittää aponeuroosin ja lihasolukimppun risteyskohdan siirtymistä. Se voidaan määrittää paikallistamalla lihasolukimppu-aponeuroosiristeyskohdat ultraäänikuvasta. (Magnusson ym. 2001; Kubo ym. 2001; Bojsen-Moller 2003.)

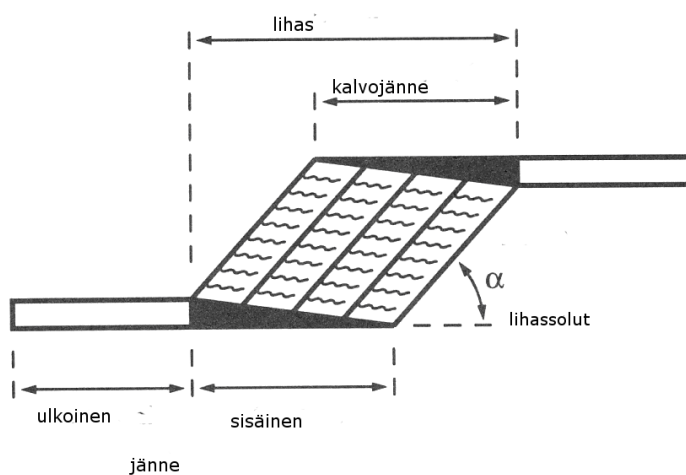
On yleisesti tiedossa, että raskas voimaharjoittelu kasvattaa lihaksen kokoa ja voimaa. Tutkimuksia pitkäaikaisen voimaharjoittelun vaikutuksista jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen on kuitenkin rajoitetusti (Kubo ym. 2001, 2003, 2006 ja 2009).

Aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu 12 viikon isometrisen voimaharjoittelun ja isometrisen kyykkyharjoittelun lisäävän ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä. Lisäksi harjoittelussa käytettävän nivelkulman ja kuormitushistorian on havaittu vaikuttavan jäykkyydessä tapahtuviin muutoksiin. (Kubo ym. 2001c, 2006a.)

Aikaisemmin ei ole raportoitu pitkäaikaisen bilateraalisen dynaamisen voimaharjoittelun vaikutuksia ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tarkastella 21 viikon voimaharjoittelun aiheuttamia jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden muutoksia ulommassa reisilihaksessa nuorilla, ennen voimaharjoittelua harrastamattomilla miehillä.

2 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSI

Lihakset tuottavat voimaa, joka siirtyy tukikudosten verkoston sekä jänteen kautta luiden ja muodostaa liikkeen (Finni 2006). Voima siirtyy tukikudosverkostoon, joka sisältää kalvo- ja jännerakenteita. Lihas-jännekompleksi muodostuu supistuvasta komponentista eli lihaksesta ja passiivisesta komponentista eli jännerakenteista. Supistuva komponentti on Hillin mallin mukaisesti kytkeytyneenä sarjaan elastisten komponenttien kanssa. Jännerakenteet kiinnittävät kompleksin luustoon. Sarjamainen elastinen komponentti muodostuu poikittaissilloista, jänteestä ja aponeuroosista. Jänne kiinnittyy lihaseen kalvojänteenä eli aponeuroosina (Kuva 1). (Huijing 1992, 143–144; Nigg & Herzog 1994, 136.)

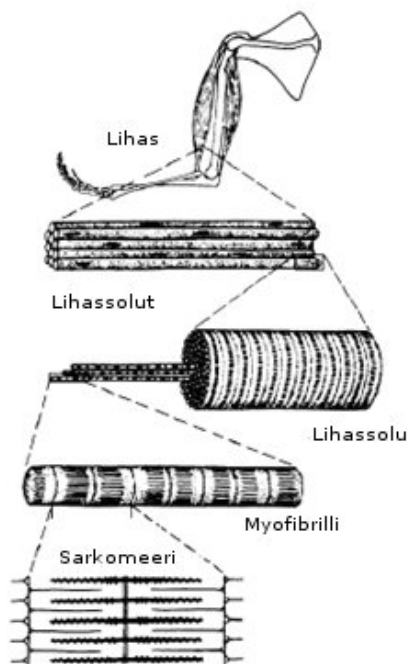


KUVA 1. Lihaksen ja jänteen mekaaninen malli (Zajac 1989.)

Reeves ym. (2003) ovat todenneet jänteen mekaanisilla ominaisuuksilla olevan merkittävä rooli voimantuottonopeuden aikaominaisuuksissa. Jänteen jäykkyys vaikuttaa aikaan, mikä vaaditaan sarjamaisen elastisen komponentin venyttämiseen ja sen vuoksi vaikuttaa sekä elektromekaaniseen viiveeseen (EMD) että voimantuottonopeuteen (RFD). EMD riippuu osittain ajasta, joka vaaditaan aktivaatiosta lihassupistukseen (activation-contraction coupling), mutta pääosin ajasta, joka tarvitaan peräkkäisen elastisen komponentin venyttämiseen. Samoin RFD on riippuvainen sekä supistuvan komponentin voima-nopeussuhteesta kuin jänteen ja koko sarjamaisen elastisen komponentin jäykkyydestä. (Reeves ym. 2003; Jewell & Wilkie 1958.)

2.1 Supistuvan komponentin anatomia ja ominaisuudet

Sarkomeeri, joka on lihaksen pienin toiminnallinen yksikkö, muodostuu aktiini- ja myosiinifilamenteista, jotka ovat järjestyneet lomittain. Aktiini- ja myosiinifilamenttien välille muodostuu poikittaissiltoja lihassupistuksessa. Sarkomeerit ovat peräkkäin jonossa ja muodostavat fibrillin. Rinnan järjestäytyneet fibrillit muodostavat lihassolukimpun ja useat rinnan järjestäytyneet lihassolukimput muodostavat lihaksen. Kuvassa kaksi on lihaksen hierarkkinen rakenne. (Edman 1992, 96–97; Huijing 1992, 130–135.)

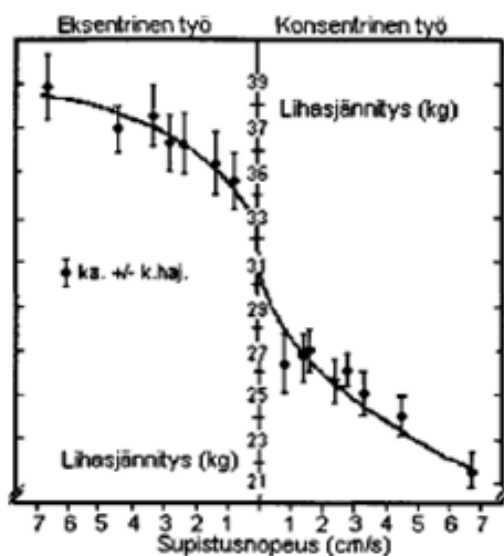


KUVA 2. Lihaksen hierarkkinen rakenne (McMahon 1984,56).

Lihaksen tuottaman voiman suuruuteen vaikuttaa lihaspituus. Lihäs tuottaa suurimman voiman keskipituuksilla, jolloin poikittaissiltojen määrä on suurin. Sarkomeeriin kiinnittyneiden poikittaissiltojen määrä pienentyy, kun lihaspituus lyhenee tai pitenee. Lihaksen voima-pituusriippuvuuden on havaittu olevan muodoltaan samanlainen sarkomeerin, lihassolukimpun ja koko lihaksen tasolla. Peräkkäin olevien sarkomeerien määrä määrittää lihassolun lyhenemisominaisuuksia. Mitä enemmän sarkomeerejä on peräkkäin, sitä suuremmalla nopeudella lihassolun pituus voi pienentyä. (Roland & Edgerton. 1992, 117; Edman 1992, 101–104.)

Lihaksen toimintaan vaikuttaa lihassolun supistumisominaisuuden lisäksi lihassyiden rakenteellinen orientaatio. Lihassyöt voivat olla järjestäytyneenä yhdensuuntaisesti lihasrunгон kanssa tai viistosti lihasrunkoon nähden kiinnittyen jänteeseen ja muodostaen pennaatiokulman. Mitä suurempi pennaatiokulma lihaksella on, sitä suurempi on sen poikkipinta-ala ja mitä suurempi poikkipinta-ala lihaksella on, sitä suuremman voiman se kykenee tuottamaan. Suurin osa lihaksista kulkee nivelen yli ja siksi lihassyyn supistuminen aiheuttaa muutoksen nivelkulmassa. Lihaksen rakenne vaikuttaa myös voimantuotto-ominaisuuksiin. (Finni 2006; Narici 1999.)

Voiman ja lihaksen supistumisominaisuuden välillä on havaittu voimanopeusriippuvuus (Kuva 3). Voima-nopeuskäyrän on raportoitu olevan samankaltainen sekä yksittäisellä lihassyöllä että eri lihasryhmillä. Konsentrisessa lihastyössä, jossa lihaspituus pienenee supistuessaan, tuotetaan sitä vähemmän voimaa, mitä nopeammin lihas supistuu. Eksentrisessä lihastyössä, jossa lihaspituus pitenee supistuessaan, kyetään tuottamaan sitä enemmän voimaa, mitä nopeammin lihas supistuu. (Komi 1973.)

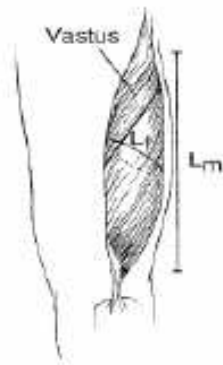


KUVA 3. Voima-nopeusriippuvuus eksentrisessä ja konsentrisessä työssä (Komi 1973).

2.2 Ulomman reisilihaksen rakenne

Nelipäinen reisilihas (m. quadriceps femoris), joka muodostaa lähes kokonaan polven ojentajien lihasryhmän, muodostuu nimensä mukaan neljästä lihaksesta: ulommasta

reisilihaksesta (m. vastus lateralis), sisemmästä reisilihaksesta (m. vastus medialis), suorasta reisilihaksesta (m. rectus femoris) ja keskimmäisestä reisilihaksesta (m. vastus intermedius). Tässä tutkimuksessa keskitytään ulomman reisilihaksen rakenteeseen, koska tutkimus tehdään ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksista. Ulompi reisilihas kiinnittyy proksimaalisesti isompaan sarvennoiseen (trochanter major) ja lateraaliseen reisiluun harjuun sekä distaalisesti jänteen kautta polvilumpioon ja patella-jänteellä sääriluun kyhmyyn (tibial tuberosity) (Kuva 4). (Moore & Dalley 1999, 534.)



KUVA 4. Vasemman jalan ulomman reisilihaksen orientaatio. Kuvassa Lm kuvaa lihaspituutta ja Lf kuvaa lihassolun pituutta. (Lieber & Fridén 2000.)

Ulomman reisilihaksen rakenteellisia ominaisuuksia ovat suhteellisen suuret pennaatiokulmat, iso poikki-pinta-ala ja lyhyet lihassolut (Lieber & Fridén 2000). Se kykenee tuottamaan suhteellisen suuria voimia ja suurimmat voimat se tuottaa pienillä lihaspituuksilla. Ulomman reisilihaksen lihassolukimppun lepopituus on 112–130 mm (Ichinose ym. 1997; Fukunaga ym. 1997). Fukunaga ym. (1997) havaitsivat ulomman reisilihaksen lihassolukimppun pituuden pienenevän 18 % ojennettaessa jalkaa passiivisesti 100° koukistuksesta täyteen ojennukseen. Ulomman reisilihaksen pennaatiokulman on raportoitu olevan elävillä ihmisillä 6–27° (Henriksson-Larssen ym. 1992; Rutherford & Jones 1992). Ulomman reisilihaksen pennaatiokulma on riippuvainen polvikulmasta. Polvikulman muuttuessa myös ulomman reisilihaksen lihassolukimppujen pennaatiokulma muuttuu (Bojsen-Møller ym. 2003). Lihassolukimppun pennaatiokulma suureni 14°:sta 17°:seen staattisen polven ojennuksen aikana (10 % MVC:sta) (Fukunaga ym. 1997).

2.3 Lihaksen ja jänteen mekaaniset ominaisuudet passiivisessa venytyksessä

Passiivisessa venytyksessä lihaksen lisäksi myös jänteessä tapahtuu merkittävää pituuden muutosta, mikä voi olla osallisena refleksivasteisiin (Ishikawa & Komi 2007; Magnusson ym. 2008). Herbert ja Crosbie (1997) mittasivat pituus–voimaominaisuuksia jänken leveän kantalihaksen (m. soleus) lihassolukimpusta ja jänteestä kevyessä passiivisessa venytyksessä. He havaitsivat lihassolukimpun venymän olevan 23,3 % ja jänteen venymän 5,6 % (Herbert & Crosbie 1997). Herbert ym. (2002) mittasivat ultraäänellä ihmisen etummaisesta säärilihaksen (m. tibialis anterior) ja kaksoiskantalihaksen (m. gastrocnemius) lihassolukimpun pituuden muutosta passiivisessa suorituksessa verrattuna koko lihas-jännekompleksin pituuden muutokseen. Etummaisesta säärilihaksen lihas-jännekompleksin pituuden muutoksesta melkein puolet voidaan katsoa johtuvan jänteen pituuden muutoksesta, kun taas kaksoiskantalihaksessa koko kompleksin pituuden muutoksesta noin 73 % johtuu jänteen pituuden muutoksesta. (Herbert ym. 2002; Magnusson ym. 2008.)

2.4 Lihas-jännekompleksin toiminta eksentrisessä ja konsentrisessä suorituksessa

Harvoin liikkeet sisältävät puhtaita konsentrisia, eksentrisiä tai isometrisiä lihassupistuksia. On yleisesti tiedossa ihmisen luonnollisen liikkumisen tapahtuvan venymislyhenemissykluksen (SSC) mukaisesti, jossa konsentrista vaihetta, jossa lihaspituus pienenee, edeltää lihaspituuden kasvuvaihe eli eksentrisen vaihe. SSC:n aikana elastista energiaa varastoidaan jännerakenteisiin pidentymisvaiheessa ja elastinen energia vapautuu lyhenemisvaiheessa. (Cavagna ym. 1964; Komi 2000.)

Jänteen ja lihaksen ominaisuuksia on tutkittu paljon erikseen, mutta niiden mekaaniset ominaisuudet ovat tiiviisti integroituna yhteen liikkumisen aikana (Roberts 2002). Lihassolukimpun pituuden on todettu muuttuvan polvinivelen kulman kanssa staattisessa supistuksessa sekä levossa. Ichinose ym. (2000) totesivat tutkimuksessaan lihassolukimpun lyhenemisnopeuden muuttuvan isokineettisen liikkeen aikana ja tämän vuoksi

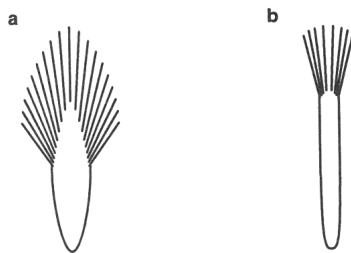
lihassolukimpun lyhenemisnopeus on riippuvainen koko lihas-jännekompleksin tuottamasta voimasta. Tämän on arveltu johtuvan pääosin elastisten osien tuottamasta voimasta. Liikkeen aikana, kuten esim. eläimen juostessa, on osoitettu, että minimoimalla lihaksen pituuden muutos, jänne voi hyötyä ja varastoida energiaa, koska lihassyöt tekevät vain vähän työtä. Tämän kaltainen liikkuminen on ekonomisempaa, koska isometrisen työ vaatii vähemmän energiaa kuin konsentrisen työ. (Finni 2006; Ichinose ym. 2000; Roberts ym. 1997.)

SSC on osallisena luonnollisessa liikkumisessa, kuten juoksemisessa ja kävelemisessä. Venytysrefleksin on havaittu olevan mukana varsinkin nopeissa SSC liikkeissä. Ishikawa ja Komi (2007) havaitsivat mediaalisen kaksoiskantalihaksen lihassolukimpun nopean venytyksen juoksun alkukontaktivaiheessa, mikä aiheutti lyhytlatenssisen venytysrefleksin. Lihasfasiikkelin venytys oli riippuvainen juoksunopeudesta ja jalkakontaktin tyypistä. Nopeammalla juoksuvauhdilla venytysrefleksi ilmeni myöhemmin, mikä saattaa johtua esiaktiivisuudesta ja jänteen voimantuotosta. Esiaktiivisuuden ollessa suurempaa kasvaa myös lihas-jännekompleksin jäykkyys. (Ishikawa & Komi 2007.)

3 JÄNNE

3.1 Jänteen anatomia

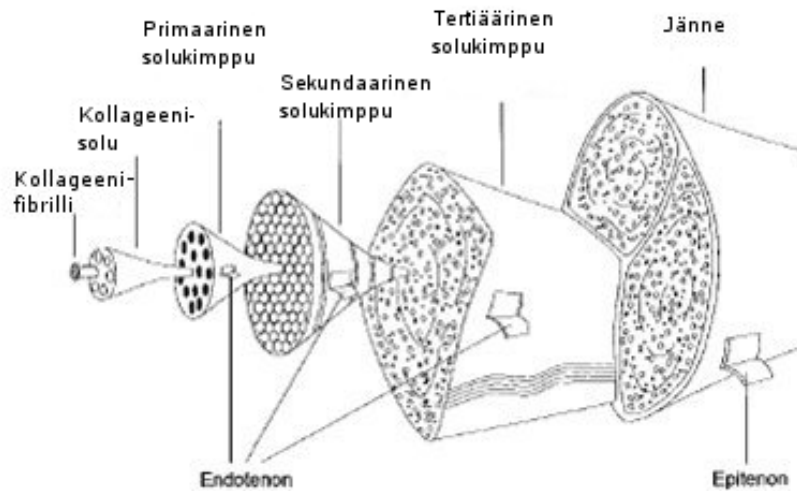
Jänne on symäinen rakenne, joka kiinnittyy luihin ja lihaksiin. Jänteen päätehtävänä on siirtää voimia lihaksen ja luun välillä sekä varastoida elastista energiaa. Jänteen lihaksen sisään ulottuva osaa kutsutaan aponeuroosiksi eli kalvojänteeksi. Jänteen muoto riippuu lihaksen supistumisominaisuuksista ja sijoittumisesta suhteessa jänteeseen, kuten voidaan nähdä esimerkiksi puolikalvoisen lihaksen proksimaalisen jänteen rakenne verratuna kaksipäisen reisilihaksen jänteeseen (Kuva 5). Myös luun pinta, johon jänne kiinnittyy vaikuttaa jänteen muotoon. (Nigg & Herzog 1994, 136–137.)



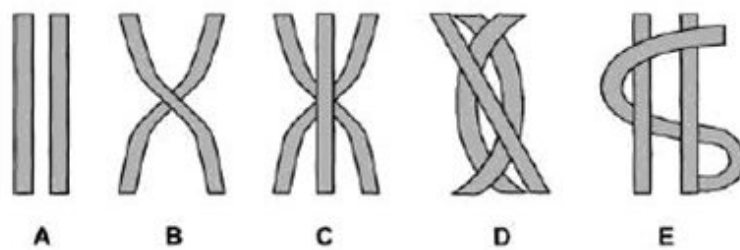
KUVA 5. Jänteiden eri muotoisuus a. sulkamainen (band) jänne ja b. punosmainen (cord) jänne (Nigg & Herzog 1994.)

Kuvassa 6 näkyy jänteen rakenteen järjestäytyminen kollageenitasolta koko jänteen tasolle. Jännettä ympäröi tukikudos epitenon (Kuva 6). Jännteitä, joilla ei ole nivelnesteristettä (synovial sheath), esimerkiksi Akillesjänne, ympäröi erillinen tukikudos paratenon. Paratenon muodostuu tyypin I ja III kollageenifibrilleistä ja elastisista fibrilleistä. Paratenon toimii elastisena suojana edesauttaen jänteen vapaata liikettä muita kudoksia vasten. Epitenon kiinnittyy ulkopinnaltaan paratenoniin ja sisäpinnaltaan endotendoniin. Jännteet koostuvat kollageenista (enimmäkseen tyypin I kollageenia) ja elastiinista. Jänteen kuivamassasta kollageeniä on 65–80 % ja elastiiniä 1–2 %. Kollageenifibrillikimput muodostavat kollageenisolun. Kollageenisolu on jänteen pienin yksikkö, jota voidaan mekaanisesti testata. Kollageenisolut muodostavat primaarisen solukimppun (sub-fascicle). Primaariset solukimput muodostavat sekundaarisia solukimppuja (fascicle). Tertiääkimput muodostavat jänteen, jota ympäröi endotenon (Kuva 6). Kollageenifibril-

li muodostuu mikrofibrillikimpuista, jotka ovat sidoksissa toisiinsa kollageenimolekyylien välisillä biokemiallisilla poikkisidoksilla. Kollageenifibrillit ovat järjestäytyneinä paitsi pitkittäissuuntaisesti, myös poikkittais- ja horisontaalisuuntaisesti. Pitkittäisesti järjestäytyneet fibrillit muodostavat spiraaleja ja punosmuodostelmia (Kuva 7). (Kannus 2000; Magnusson ym. 2003.)



KUVA 6. Jänteen rakenne kollageenitasolta koko jänteen tasolle (Kastelic ym.1978, Kannuksen 2000 mukaan).

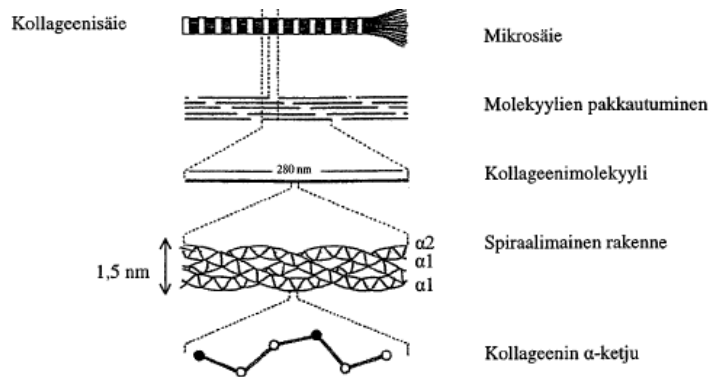


Risteilevät kollageeniisolut

KUVA 7. A= rinnan järjestäytyneet syyt, B=yksinkertainen poikkainen järjestelmä, C=kaksi ristikkäin menevää syytä ja yksi suoraan menevä ja D=kolmen syyn punosmuodostelma (Kannus 2006).

Kuvassa kahdeksan näkyy kollageenisolun mikrorakenne. Tropokollageenimolekyylien kolmiulotteinen rakenne koostuu kolmesta yhteen kietoutuneesta polypeptidiketjusta. Jokainen polypeptidiketju sisältää noin 1000 aminohappoa (pääasiassa proliinia, hydro-

xyproliinia ja glysiinia) ja tämä kutsutaan α -ketjuna. Kolmiosaiset trokollageenimolekyylit ovat järjestäytyneet sarjoiksi. Viisi sarjariviä on järjestäytynyt paralleeliksi muodostaen mikrosolut. (Enoka 2002, 226–227)



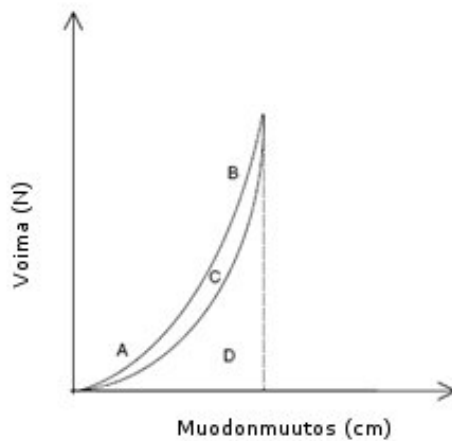
KUVA 8. Kollageenin mikrorakenne (Kirkendall & Garrett 1997).

Lihassolujen ja jänteen yhdistymiskohtaa kutsutaan lihas-jänneliitokseksi. Lihassoluissa sijaitsee poikittaissiteitä kollageenimolekyylien riveissä ja rivien väleissä. Koska poikittaissiteet sitovat yhteen myofibrillit, poikittaissiteiden määrällä ja tilalla on arveltu olevan vaikutusta sidekudoksen vahvuuteen. Lihassolut ja kollageenisolut ovat järjestäytyneet vierekkäin ja ovat liitoksissa fokaaliadhesiolla. Jänteen toinen pää on kiinnittynyt luuhun luu-jänneliitoksella. Molempien liitoksien tehtävänä on vastustaa vaurioiden syntyä. (Kannus 2000.)

3.2 Jänteen mekaaniset ominaisuudet

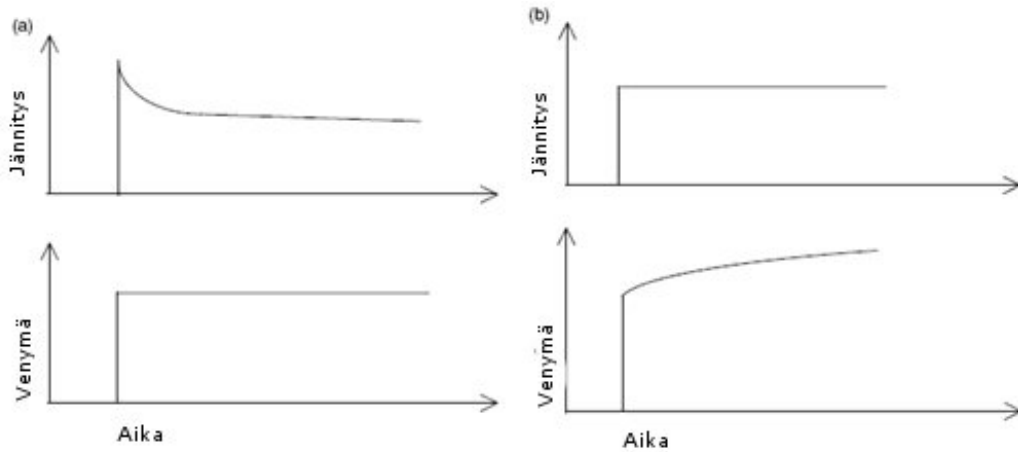
Syymäisillä tukikudoksilla, kuten jäniteillä ja nivelsiteillä, on havaittu kyky muodonmuutokseen vasteena ulkoiseen mekaaniseen kuormaan (Kubo ym 2001 ja 2002; Reeves ym.2003). Jänteen mekaanisista ominaisuuksista voima ja muodonmuutos ovat kaksi merkittävintä, joita yleisimmin tarkastellaan tutkittaessa jänteen rakennetta. Jänteen viskoelastiset ominaisuudet tekevät lihaksen ja jänteen dynaamisen yhteistoiminnan mahdolliseksi, mikä vaikuttaa voimaan siirtoon, mutta myös elastisen energian varastoitumiseen ja palauttamiseen liikkumisen aikana sekä selkädinrefleksivasteisiin ja tapaan millä nivelen asentoa ja liikkeen tarkkuutta kontrolloidaan (Magnusson ym. 2008).

Voiman ja muodonmuutoksen suhdetta kuvaa Hooken laki ja sen voi havaita joustavuudesta venytettäessä. Jänteen mekaanisia ominaisuuksia luonnehditaan kuorma-muodonmuutos riippuvuutena (load-deformation relation) vasteena jännitekuormaan. Ulkoisesti asetettu voima aiheuttaa rakenteessa muodonmuutoksen (deformation) (Kuva 9). Kuvassa 9 A-osa kuvaa suuren joustavuuden aluetta, jossa suhteellisen pientä ulkoista voimaa seuraa suhteellisen suuri muodonmuutos. Käyrän jyrkästä vaiheesta (Kuva 9, B-osa, steep region) yleensä määritetään rakenteen jäykkyys kulmakertoimen ($\Delta N / \Delta m$) avulla. Osa C kuvaa hystereesi-alueita, joka osoittaa energianmäärän, joka hukataan, kun ulkoisen voiman vaikutus vähenee. Kuvassa neljä D-osa kuvaa systeemiin varastoitua energiaa. (Magnusson ym. 2003.)



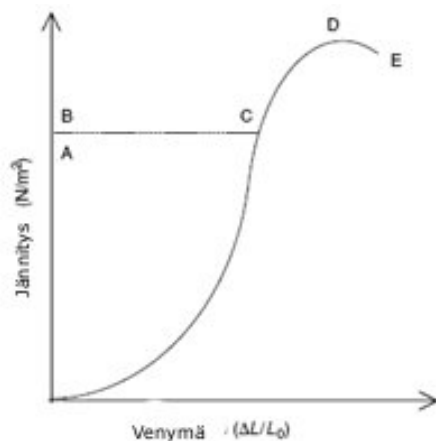
KUVA 9. Tyypillinen kuorma-muodonmuutos riippuvuus (Magnusson ym. 2003).

Dynaamisen kuormituksen aikana jänne käyttäytyy epälineaarisen viskoelastisen materiaalin tavoin. Epälineaarinen viskoelastinen vaste voidaan kuvata pakotetuilla porrasmuutoksilla. Kun kudokseen tulee uusi venytys (pituus) ja sitä ylläpidetään jonkin aikaa, jänteen jännitysvoima vähenee epälineaarisesti (Kuva 10a), mitä kutsutaan viskoelastiseksi voima (stress) -relaksaatioksi. Kun vastus (voima) kohdistuu jänneeseen, jänteen vastustava voima pienenee ajan kuluessa. Kun jänteen voima pienenee vakio-kuormalla, jänteen pituus kasvaa vähitellen ryömimisilmionä (creep) (Kuva 10b). Kuormituksen aikana tuotetun voiman ja venymisen välistä suhdetta kuvataan rakenteen jäykkyytenä ($\Delta N / \Delta m$) ja sen elastisuutena ($\Delta m / \Delta N$). Jäykemmässä rakenteessa tapahtuu vähemmän muodonmuutosta annetulla ulkoisella kuormalla kuin löysemällä jänneellä samalla ulkoisella kuormalla. (Magnusson ym. 2003.)



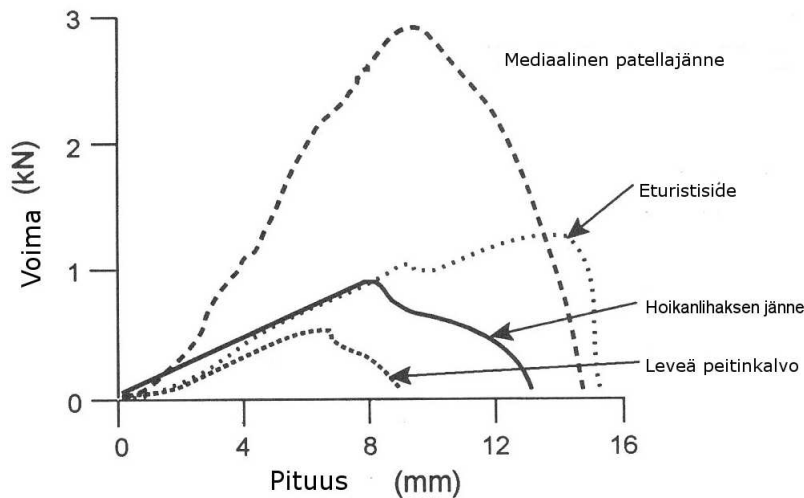
KUVA 10. a). Viskoelastinen voiman relaksaatio: porrasmuutos venytyksessä, b) ryömimisilmiö (creep): voiman porrasmuutos, jota ylläpidetään, ja aika riippuvainen ei-lineaarisuuden nousu venytyksessä. (Magnusson ym. 2003.)

Jänteen kuorma- ja muodonmuutosominaisuudet antavat tietoa jänteen rakenteiden mekaanisista ominaisuuksista, joihin vaikuttaa jänteen poikkiala ja pituus. Jänteen koko määrittyy jänteen ensisijaisen tehtävän perusteella. Kuorma-venymäkäyrä kertoo jänteen materiaalisista ominaisuuksista. Jänteen vetovoima (tensile stress) on voima jaettuna poikkipinta-alalla (CSA) ja vetovenytys (tensile strain) on pituuden muutos jaettuna alkupituudella ($\Delta L/L_0$). Kuvassa 11 näkyy jänteen kuorma-venymisominaisuuksia. (Magnusson ym. 2003.)



KUVA 11. Jänteen kuorma-venymäkäyrä. A= elastinen alue, jossa voima ei aiheuta pysyviä muutoksia. B= alue, jossa pysyviä muutoksia rakenteessa. C= raja-alue A:n ja B:n välillä. D= maksimaalinen kuorma ja D= repeämän aiheuttava voima. (Magnusson ym. 2003.)

Jänteen koko vaikuttaa kuorma-muodonmuutos riippuvuuteen. Maksimaalinen muodonmuutos, jonka jokainen jänne voi kestää ennen kuin ilmenee vahinkoa, voi olla sama riippumatta jänteen paksuudesta. Huippuvoima ja jäykkyys ovat suurempia paksummalla jännteellä. Kahta yhtä paksua, mutta eripituista jännettä verrattaessa pidemmällä on suurempi maksimaalinen deformaatio kuin lyhyemmällä, vaikka niillä onkin sama huippuvoima. Kuvassa 12 on kuvaaja eri jänneiden kuorma-muodonmuutossuhteita. (Enoka 2002, 227.)



KUVA 12. Kuorma- muodonmuutosriippuvuus tukikudoksille, joita on venytetty vaurioon asti (Mc Mahon 1984, 9.)

Sammakon kaksoiskantalihaksen (*m.gastrocnemius*) vapaalla jännteellä ja aponeuroosilla on osoitettu olevan samankaltaiset mekaaniset ominaisuudet passiivisessa kuormituksessa ja sen vuoksi niitä pidetään toiminnallisena yksikkönä (Trestik & Lieber 1993). Myös kolmpäisellä pohjelihaksella (*m.triceps surae*) on havaittu samankaltaisia tuloksia jänteen ja kalvojänteen mekaanisissa ominaisuuksissa isometrisessä suorituksessa (Scott & Loeb 1995).

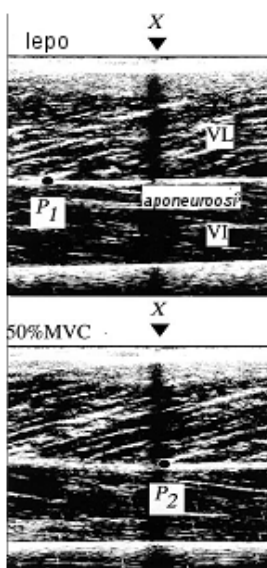
Ultraäänellä tehdyt viimeaikaiset tutkimukset ovat osoittaneet jänteen ja aponeuroosin venymisominaisuuksien eroavaisuuden ihmisillä. Magnaris ja Paul (2000) osoittivat etummaisen säärilihaksen (*m. tibialis anterior*) jänteen ja aponeuroosin venymisominaisuuksien eroavan maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen aikana. Jänteen venymä maksimaalisessa tahdonalaisessa supistuksessa oli 3,2 %, kun taas aponeuroosin venymä oli 6,5 %. Tutkimukset ovat osoittaneet akillesjänteen olevan joustavampi kuin sen

aponeuroosin (Magnusson ym. 2003; Finni ym. 2003). Magnusson ym. (2003) osoittivat vapaan akillesjänteen venymän olevan melkein maksimaalisessa supistuksessa noin 8 %, kun aponeuroosin venymä oli noin 1,4 %. Finni ym. (2003) osoittivat vaihekontrastimagneetikuvalla akillesjänteen venymän tahdonalaisen supistuksen aikana (40 % MVC:stä) olevan 4,7 %, kun keskiosan aponeuroosin venymä oli 2,2 %.

4 JÄNNE-APONEUROOSIKOMPLEKSIN JÄYKKYYDEN MITTAAMINEN JA LASKEMINEN

4.1 Jäykkyyden mittaaminen

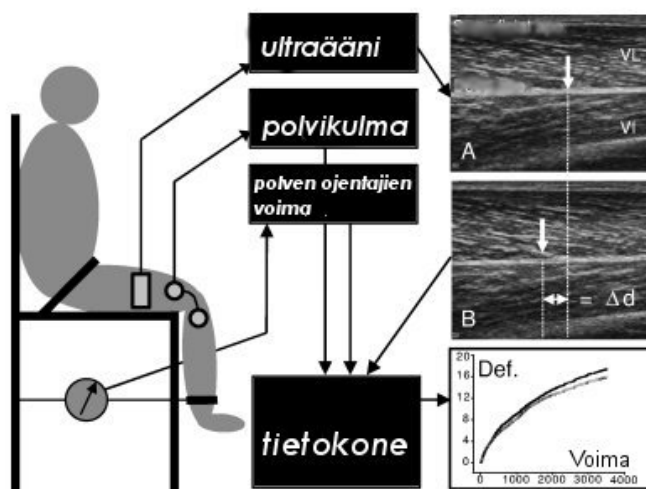
Tarkasti erotteleva diagnostinen ultraääni on mahdollistanut aponeuroosin venymisen määrittämisen lihastyön aikana (Kubo ym. 2001, 2006; Bojsen-Møller ym. 2003, 2005). Lihastyössä tapahtuva aponeuroosin venyminen kuvaa jänteen ja aponeuroosin venymistä distaaliseen suuntaan mittauskohdasta. Venyminen voidaan havaita seuraamalla lihassolukimppun ja aponeuroosin risteyskohdan liikkumista ultraäänivideokuvasta (Kuva 13). (Kubo ym 2001; Bojsen-Møller ym. 2003, 2005.)



KUVA 13. Piste, jossa lihassolukimppu kiinnittyy jänteeseen (P). Levossa ja 50 % maksimaalisesta tahdonalaisesta isometrisestä supistuksesta, X = ihon pinnalla oleva referenssipiste (Kubo ym. 2001).

Ihoon voidaan laittaa referenssipiste, esimerkiksi teipin pala, joka muodostaa varjon ultraäänikuvaan ja kertoo anturin liikkeestä suhteessa skannattuun kuvaan (Kubo ym. 2001). Joissakin aikaisemmissa tutkimuksissa ei ole käytetty teipin palaa, koska Maganaris ja Paul (1999) eivät havainneet anturin liikettä pilottimittauksessa lihassupistuksen aikana. Aikaisemmissa tutkimuksissa referenssipisteen siirtyminen on vaihdellut mittausasetelmasta johtuen. Pistettä, jossa lihassolukimppu kiinnittyy aponeuroosiin,

seuraamalla voidaan määrittää aponeuroosin venyminen. Kun nivelen rotaatiota ei ole huomioitu, lihaslukimppu-aponeuroosiristeyskohdan siirtyminen on ollut 30–40 mm maksimaalisen tahdonalaisen ramppisupistuksen aikana. Kun nivelen rotaatio on huomioitu, lihaslukimppu-aponeuroosiristeyskohdan siirtyminen on ollut noin 12 mm. (Reeves 2006; Bojsen-Møller ym. 2003.) Magnusson ym. (2001) havaitsivat kolmipäisen pohjelihaksen proksimaalisen ja distaalisen aponeuroosin lihaslukimppu-aponeuroosiristeyskohdan siirtymisen olevan samankaltainen. Kuvassa 14 näkyy Bojsen-Møller ym. (2003) käyttämä mittausasetelma.

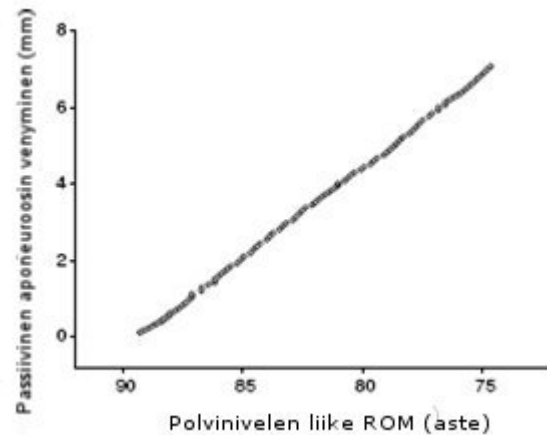


KUVA 14. Kokeellinen asetelma jänne-aponeuroosijäykkyyden mittauksessa. Kuva A = lihas lepotilassa ja B= lihas maksimaalisessa supistuksessa. (Bojsen-Møller ym. 2003.)

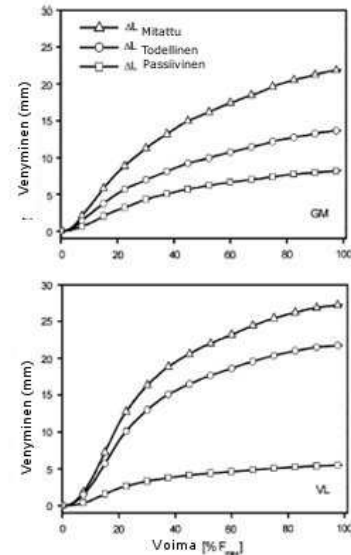
Maksimaalista isometristä liikettä on erittäin vaikea tehdä ilman nivelen rotaatiota. Nivelen kulmamuuutoksen on havaittu olevan merkittävä vaikutus mitattuun kaksoiskantaliuksen ja ulomman reisilihaksen jänteen ja aponeuroosin venymiseen. Nivelen kulmamuuutos on mittausolosuhteista riippuen vaihdellut kolmen ja kymmenen asteen välillä. Nivelen 10 asteen rotaation on havaittu vaikuttavan mitattuun siirtymiseen noin 4 mm tai enemmän kuin 30 % mitatusta siirtymisestä (Bojsen-Møller ym. 2003). Mittausvälineillä pyritään minimoimaan nivelen rotaatio. Bojsen-Møller ym. (2003) ovat havainneet yksilöllisiä eroja nelipäisen reisilihaksen jänne-aponeuroosirakenteessa ja nivelen rotaation vaihtelevan korjaustekijän passiivisessa liikkeessä 0,25–0,52 mm/aste. Passiivisen suorituksen avulla pystytään korjaamaan aponeuroosin venyminen. Karanidis ja Arampatzis (2006) kuvasivat kahdeksalla kameralla nilkan ja polven nivelen rotaation suoritettujen supistuksien aikana ja passiivisen liikkeen aikana huomioitiin

aponeuroosin ja jänteen venyminen ultraäänellä. Bøjsen-Møller ym. (2003 ja 2005) mitauksissa tehtiin myös passiivinen suoritus, jossa polvea liikutettiin passiivisesti 90° koukistuksesta 75° koukistukseen, jossa käytettiin elektronista goniometriä.

a



b



KUVA 15. a Passiivinen nosto (Bojsen-Møller ym. 2003.), b Mitatun, passiivisen ja korjatun venymisen keskiarvoiset arvot (Karamanidis & Arampatzis 2006).

Pienikin nilkkakulman muutos vaikutti merkittävästi kolmipäisen pohjelihaksen jänteen ja aponeuroosin venymiseen (Magnusson ym. 2001). Bojsen-Møller ym. (2003) tutkimuksessa nivelen liike vaikutti merkittävästi mitattuun aponeuroosin venymiseen ja mekaanisten ominaisuuksien laskemiseen uloimmassa reisilihaksessa. Nivelen rotaation korjaus lisää aponeuroosin venymismittauksien validiteettia. Kuvassa 15 näkyvät kulmamutoksesta johtuvat venymisen (ΔL measured), passiivisen venymisen (ΔL passive) ja korjatun venymisen (ΔL real) keskiarvoiset arvot plantaarifleksiossa ja polven ojenuksessa (Karamanidis & Arampatzis 2006).

Ramppisupistuksen ja passiivisen liikkeen aikana on kerätty voima ja nivelkulma, jotta pystytään sovittamaan yhteen ultraäänikuva ja voimadata Aikaisemmissa tutkimuksissa ultraäänien keräystaajuus on ollut 30 Hz, 43 Hz ja 50 Hz (Bojsen-Møller ym. 2003 ja 2005; Kubo ym. 2001; Magnusson ym. 2001; Arampatzis ym. 2007).

Antagonistilihaksen yhteisaktiivisuuden on havaittu vaikuttavan jänteen voimaan. Akillesjänteen voimaan antagonistilihaksen yhteisaktiivisuuden on havaittu olevan pieni, mutta johtaa kuitenkin noin 2,6 % aliarviointiin voimassa. Antagonistiaktiivisuuden määrittämisen vuoksi on tutkimuksissa suoritettu isometrinen maksimaalinen tahdonalainen polven koukistus tai dorsifleksio. Yhteisaktiivisuus kaksipäisen kantalihaksen ja dorsifleksio lihaksissa polven ojennuksen ja plantaarifleksion aikana arvioitiin olettamalla lineaarinen suhde EMG -amplitudin ja jännityksen välillä. (Magnusson ym. 2001 ja 2003; Bojsen-Møller ym. 2005.)

4.2 Jäykkyyden laskeminen

Elastisuus on voiman tuoton (F) ja pituuden muutoksen funktio, joka yleisimmin mitataan jäykkyytenä (voimantuotto/pituuden muutoksena). Jäykkyys on voima-venymäkäyrän kulmakerroin ja se lasketaan yleensä voima-venymäkäyrän jyrkästä kohdasta, joka on yleensä noin 50–90 % 1 MVC:sta. Tuloksiin vaikuttavat merkittävästi, mitkä mitatut tekijät jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden laskemisessa huomioidaan. Voima-venymäkuvaaja on aponeuroosin venyminen, jossa huomioidaan nivelen passiivinen liike, suhteessa totaaliseen polven ojentajien voimaan, jossa on huomioitu vastaavaikuttajalihaksen aktiivisuus suorituksessa. (Kubo ym. 2000, 2001; Bojsen-Møller ym. 2003 ja 2005.) Aikaisemmissa tutkimuksissa ulomman reisilihaksen jäykkyys on määritetty polven ojentajien voimasta (Bojsen-Møller ym. 2003 ja 2005), yhdistettynä ulomman reisilihaksen ja keskimmäisen reisilihaksen voimaosuudesta suhteessa koko nelipäisen reisilihaksen fysiologiseen poikkipinta-alaan (Kubo ym. 1999), vain ulomman reisilihaksen osuus koko nelipäisen reisilihaksen osuudesta (Kubo ym. 2000) tai ulommanreisilihaksen tilavuus määritettynä magneettikuvasta suhteessa koko reisilihaksen tilavuuteen (Kubo ym. 2001). Nelipäisen reisilihaksen rakenne on monimutkainen, minkä vuoksi on vaikea määrittää vastaavaa voimaa tai venymistä määritettäessä tukikudoksen venyvyyttä tai jäykkyyttä (Bojsen-Møller ym. 2003). Arampatzis ym. (2008) käyttivät yleisimmin käytetyn voima-venymäriippuvuuden sijasta voima-normalisoitua jäykkyyttä erottaakseen kolme eri harjoitteluryhmää.

5 VOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUKSIA HERMOLIHASJÄRJESTELMÄÄN

Voimaharjoittelu vaikuttaa lihaksen hypertrofiaan, voimaominaisuuksiin ja hermotukseen. Kun lihas supistuu maksimaalisesti, aiheuttaa se stimuluksen, mikä johtaa muutokseen liikehermon kontrollin, aineenvaihdunnan ja sisäerityksen aktiivisuudessa. Lihaksen hypertrofia määritetään lihaksen poikkipinta-alan (CSA) kasvuna ja sen määrittämiseen käytetään erilaisia kuvantamismenetelmiä, kuten magneettikuvausta, tietokonetomografiaa ja ultraääntä (Folland & Williams 2007). Lihaksen hypertrofia on riippuvainen yksilön harjoittelustatuksesta, harjoittelumuodosta (lukuisat toistot, pienet vastukset; vähäiset toistot, suuret vastukset; eksentrisen vai konsentrisen), ravitsemus tekijöistä ja geneettisistä muuttujista. Ajallisesti lihassolun hypertrofian on arvioitu vievän vähintään 6–7 viikkoa. Sitä ennen tapahtunut voiman kasvu johtuu lihaksen hermotuksen paranemisesta. (Phillips 2000; Kubo ym. 2006.)

5.1 Voimaharjoittelun hermostolliset vaikutukset

Voiman kasvaminen ilman havaittavaa hypertrofiaa on todiste neuraalisesta vaikutuksesta lihasvoiman kasvuun. Voiman kasvu harjoittelun alkuvaiheessa voidaan havaita käyttämällä pinta-elektromyografia (SEMG) tekniikkaa, jossa muutos näkyy SEMG signaalin amplitudin kasvuna. (Narici ym. 1989; Gabriel ym. 2006.) Tätä kutsutaan hermotuksen (neural drive) paranemiseksi. SEMG signaalin amplitudin kasvu tapahtuu selkeästi aikaisemmin kuin lihaskoon kasvu (Gabriel ym. 2006). Yksittäisten motoristen yksiköiden kaksoissyttyminen on yksi hermostollinen tekijä voiman kasvussa harjoittelun seurauksena (Van Cutsem ym. 1998). Motoristen yksiköiden synkronisaatio on toinen mahdollinen mekanismi lihasvoiman kasvuun (Milner-Brown ym. 1975).

Tutkimukset ovat osoittaneet, että harjoittelulla voidaan parantaa ihmisen kykyä aktivoida lihasta (Kamen & Knight 2004). Epätäydellisellä motoristen yksiköiden aktiiviteetillä tarkoitetaan rajoittunutta motoristen yksiköiden rekrytointia tai syttymistiheyttä (firing rate). Lihaskäytännön suuruus kasvaa harjoittelun myötä ja parantunut li-

hasaktivaatio voi tuottaa korkeamman syttymistiheyden (discharge rate). Matalakuor-
maisen harjoittelun ei ole havaittu vaikuttavan motoristen yksiköiden syttymistiheyteen
sitä kasvattavasti (Kamen & Knight 2004; Rich & Cafarelli 2000), kun taas vastakkai-
sen lihasryhmän aktiivisuus on varsin tehokas fasilitoimaan liikehermosolustoa. Esi-
merkiksi polven koukistajien hetkellinen lihassupistus kasvattaa vastakkaisen polven
ojentajien maksimaalista voimaa. Voimaharjoittelu, joka sisältää vastakkaisia lihasryh-
miä (esim. vasemman ranteen ojentajat vahvistavat lihasvoimaa vasemman ranteen
koukistajia) saattaa aiheuttaa potentiaalisen harjoitteluvasteen ei harjoiteltuun lihasryh-
mään. Siirtovaikutukseksi kutsutaan sitä, että vastakkaisen raajan työ voi aiheuttaa pit-
käaikaista hyötyä. (Gabriel ym. 2006.)

Agonistilihaksen aktiivisuus tuottaa raajan liikkeen haluttuun suuntaan, kun vastavai-
kuttajalihaksen aktiivisuus vastustaa liikettä. Voimaharjoittelun seurauksena on havaittu
sekä agonisti-antagonistilihasten yhteisaktiivisuuden nousua että laskua. Voimaharjoi-
telun vaikutuksesta agonisti-antagonisti yhteisaktiivisuuteen ei ole tarkkaa tietoa. Ago-
nisti-antagonistilihasten yhteisaktiivisuuden pienentyessä kyetään tuottamaan mahdolli-
sesti suurempi voima päälihasryhmällä eli agonistilihaksella. Antagonistilihaksen yh-
teisvaikutuksen kasvu on taas tärkeä nivelen eheyden ylläpitämisessä. Vahva ja tasapai-
noinen antagonisti lihaksisto on välttämätön jakaessaan voimia läpi nivelpintojen ja
ehkäistäkseen nivelvammoja. Tähän mennessä ei ole selkeää, optimoiko keskushermosto
voiman tuottoa vai nivelen eheyttä. (Gabriel ym. 2006.)

5.2 Voimaharjoittelun lyhyt- ja pitkäaikaiset adaptaatiot jänteen ja lihaksen rakenteeseen

5.2.1 Lyhytaikaisen voimaharjoittelun adaptaation lihaksessa ja jänteessä

Lihaksen rakenteessa on havaittu vain vähän muutoksia lyhytaikaisen voimaharjoittelun
seurauksena (Akima ym. 1999; Narici ym. 1989). Blazevich ym. (2007) eivät havain-
neet muutosta lihaksen paksuudessa, lihassolukimpun kulman tai lihassolukimpun pi-
tuudessa viiden viikon polven ojentajien isokineettisen, eksentrisen-konsentrisen voi-
maharjoittelun jälkeen voimaharjoittelua harrastamattomilla, vaikka polven ojentajien

voima parani merkittävästi. Akima ym. (1999) tutkimuksessa ei havaittu muutosta neli-päisen reisilihaksen poikkipinta-alassa ja lihassolutyypijakaumassa kahden viikon isokineettisen voimaharjoittelun seurauksena voimaharjoittelua harrastamattomilla. Narici ym. (1989) havaitsivat 60 päivän isokineettisen voimaharjoittelun seurauksena voimaharjoittelua harrastamattomilla lihaksen poikkipinta-alan kasvun olevan 40 % suhteessa voiman kasvuun ja lopun 60 % osuuden johtuvan hermostollisista tekijöistä. Lyhytaikaisen voimaharjoittelun vaikutukset ovat siis pääasiassa hermostollisia. (Blazevich ym. 2007.)

Voimaharjoittelututkimuksissa, joissa koehenkilöinä on ollut harjoitelleita ja liikunnallisesti aktiivisia henkilöitä, viiden viikon voimaharjoittelun seurauksena on havaittu muutosta lihaksen rakenteessa voimaharjoittelun seurauksena. Viiden viikon raskaassa kyykkyvoimaharjoittelututkimuksessa havaittiin vähintään vuoden voimaharjoittelua tehneillä kilpaurheilijoilla uloimman reisilihaksen pennaatiokulman merkittävää kasvua (Blazevich ym. 2003).

Tutkimukset ovat osoittaneet kuormitushistorian vaikuttuvan jänteen mekaanisiin ominaisuuksiin (Magnusson ym. 2008). Kubo ym. (2001c) havaitsivat ulomman reisilihaksen jännerakenteiden löystyvän 50 maksimaalisen isometrisen lihassupistusta sisältävän polvenojentajien rasiustestin jälkeen. Sullivan ym. (2008) havaitsivat akuutin voimaharjoittelun seurauksena muutosta patellajänteen kollageeni tyypin I ja III säätelyssä.

5.2.2 Pitkäaikaisen voimaharjoittelun vaikutukset jänteen ja lihaksen rakenteeseen

Pienellä kuormalla tapahtuneen pitkäkestoisen voimaharjoittelun ei ole havaittu aiheuttavan muutosta jänteen jäykkyydessä tai lihaskoossa. Kubo ym. (2003) eivät havainneet jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden muutosta pienellä kuormalla tapahtuneen kuuden kuukauden voimaharjoittelun seurauksena, mutta havaitsivat merkittävän kasvun jänne-aponeuroosirakenteiden maksimaalisessa venymisessä (elongation) iäkkäillä koehenkilöillä. Lihasarakenteessa tapahtuneita muutoksia on havaittu yli 14 viikon raskaan, isotonisen/isoinertiaalisen voimaharjoittelun seurauksena aikaisemmin harjoitte-

lemattomilla koehenkilöillä (Aagaard ym. 2001; Kawakami ym. 1995). Tutkimukset ovat osoittaneet 14 ja 16 viikon voimaharjoittelun kasvattavan pennaatiokulmaa merkittävästi (Aagaard ym. 2001; Kawakami ym. 1995). Blazeovich ym. (2007) osoittivat tutkimuksessaan pennaatiokulman kasvun jatkuvan harjoittelun myötä vähintään 10 viikkoa ulommassa reisilihaksessa. Rutherford ja Jones (1992) eivät havainneet muutosta nelipäisen reisilihaksen pennaatiokulmassa tai lihassolukimpun pituudessa kolmen kuukauden voimaharjoittelun seurauksena. Ulommassa reisilihaksessa on havaittu pennaatiokulmassa 33,8 % kasvu 12 viikon voimaharjoittelun seurauksena ja 16 viikon voimaharjoittelun seurauksena kolmipäisessä olkalihaksessa havaittiin 29,1 % kasvu pennaatiokulmassa, mutta ei muutosta lihassolukimpun pituudessa (Aagaard ym. 2001; Kawakami 1995). Lihassolukimpun pituudessa on havaittu kasvua 13 viikon voimaharjoittelun seurauksena, jossa konsentrinen vaihe oli suoritettu maksimaalisella nopeudella. Voimaharjoittelun on osoitettu vaikuttavan lihassolukimpun pituuteen myös ikääntyvillä (Narici 2000).

Aikaisemmat tutkimukset ovat osoittaneet ihmisjanteiden jäykkyyden kasvua voimaharjoittelun seurauksena (Kubo ym. 2001 ja 2006; Reeves ym. 2003). Kubo ym. (2001) ovat osoittaneet isometrisen harjoittelun lisäävän jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä merkittävästi sekä lihaksen voimaa ja kokoa ulommassa reisilihaksessa 12 viikon isometrisen voimaharjoittelun seurauksena. He havaitsivat myös voimantuottonopeuden merkittävää kasvua sekä elektromekaanisen viiveen laskua. Reeves ym. (2003) saivat samankaltaisia tuloksia 14 viikon isotonisen voimaharjoittelun seurauksena ikäihmisillä. He havaitsivat harjoittelun lisäävän Youngin modulusta ja janteen jäykkyyttä iäkkäillä ihmisillä, jolloin janteen venyminen pieneni 10 %. Myös voimantuottonopeus kasvoi merkittävästi ja elektromekaaninen viive laski. Kubo ym. (2006b) osoittivat 12 viikon isometrisen kyykkyharjoittelun kasvattaman jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä 16 % ulommassa reisilihaksessa, vaikka patella-janteen jäykkyys ei noussut harjoittelun myötä. He eivät myöskään löytäneet muutosta patellajanteen poikkipinta-alassa harjoittelun seurauksena. Kubo ym. (2001 ja 2002) ja Reeves ym. (2003) osoittivat, ettei janteen poikkipinta-alassa ole tapahtunut muutosta voimaharjoittelun seurauksena. Kubo ym. (2008) osoittivat ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden kasvavan staattisen voimaharjoittelun jälkeen 55 % ja dynaamisen voimaharjoittelun jälkeen 30 %.

Polven ojentajien 12 viikon isometrisessä voimaharjoittelussa havaittiin polven nivelkulmalla olevan vaikutusta jänteen jäykkyydenmuutokseen. Pienemmällä lihaspituudella (polven nivelkulma 50°) ei tapahtunut muutosta jänteen jäykkyydessä, kun pidemmällä lihaspituudella harjoittelu (polven nivelkulma 100°) kasvatti jänteen jäykkyyttä merkittävästi. (Kubo ym. 2006a.)

Jänteen mekaanisten ominaisuuksien on havaittu muuttuvan ikääntymisen myötä (Reeves 2006; Narici ym. 2005). Vaikka ikääntymisen on todettu pienentävän jänteen jäykkyyttä, vastusharjoittelun on todettu vähentävän tätä muutosta (Reeves ym. 2003a,b, 2005a). Hansen ym. (2003) eivät havainneet juoksuharjoittelun vaikuttavan sisemmän kaksoiskantalihaksen jänteen aponeuroosin kuorma-muodonmuutos ominaisuuksiin tai akillesjänteen poikkipinta-alaan. Matalakuormaisen 12 viikon voimaharjoittelun ei ole todettu nostavan jänteen jäykkyyttä (Kubo ym. 2006). Kubo ym. (2006) osoittivat 12 viikon isometrisen kyykkyharjoittelun kasvattavan jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä ulommassa reisilihaksessa 16 % (m. vastus lateralis).

6 TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEESEIT

Harjoittelun vaikutusta ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen on tutkittu rajoitetusti (Kubo ym. 2001, 2003, 2006, 2009). Kubo ym. (2001 ja 2006) tutkivat isometrisen voimaharjoittelun vaikutusta jänteen elastisiin ominaisuuksiin. Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää 21 viikon dynaamisen voimaharjoittelun vaikutusta jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen ulommassa reisilihaksessa (m. vastus lateralis) nuorilla voimaharjoittelua harrastamattomilla miehillä. Aikaisemmin ei ole tutkittu pitkäaikaisen bilateraalisena dynaamisen voimaharjoittelun vaikutuksia jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen.

Tutkimuksessa mitattiin jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä ulommasta reisilihaksesta harjoittelujakson alussa (0 vk), puolivälissä (10,5 vk) ja lopussa (21 vk). Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään tapahtuuko jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyydessä muutoksia 21 viikon harjoittelun seurauksena. Tutkimuksen alkuhypoteesina oli, että jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys kasvaa 21 viikon voimaharjoittelun seurauksena. Hypoteesina oli myös, että harjoittelu- ja kontrolliryhmä eroavat toisistaan ja ettei jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyydessä tapahdu muutoksia kontrolliryhmällä.

7 TUTKIMUSMENETELMÄT

7.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui yhteensä 37 mieskoehenkilöä. Tutkimus oli osa suurempaa projektia, johon oli haettu Jyväskylän yliopiston eettisen toimikunnan suostumus ja se suoritettiin Helsingin julistusta (Declaration of Helsinki) noudattaen. Koehenkilöt osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti ja heitä oli informoitu tutkimusasetelmasta ja mahdollisista sen tuomista riskeistä ja mahdollisista epämiellyttävistä mittauksista. Koehenkilöt olivat allekirjoittaneet suostumuslomakkeet tutkimusta varten.

Osa koehenkilöistä jätti tutkimuksen kesken (N=5) ja osalta koehenkilöistä ei saatu mitaustuloksia jäykkyyden osalta mittausteknillisten ongelmien vuoksi (N=9). Harjoitteluryhmä oli iältään $27 \pm 3,8$ -vuotiaita, painoltaan $77,8 \pm 8,5$ kg ja pituudeltaan $181,2 \pm 4,3$ cm. Kontrolliryhmä oli iältään $24 \pm 2,9$ -vuotiaita, painoltaan $76,4 \pm 7,1$ kg ja pituudeltaan $181,7 \pm 2,9$ cm. Koehenkilöt olivat harjoittelutaustaltaan heterogeeninen ryhmä, mutta kukaan koehenkilöistä ei ollut aikaisemmin harrastanut voimaharjoittelua säännöllisesti. Voimamittaus tulokset saatiin 32 koehenkilöltä (harjoitteluryhmä N=23, kontrolliryhmä N=9). Ramppijäykkyys laskettiin 15 koehenkilöltä (harjoitteluryhmä N=12, kontrolliryhmä N=3) ja MVC -jäykkyys (harjoitteluryhmä N=13, kontrolliryhmä N=6). Tuloksissa käytetään hitaasti nousevasta voimakäyrästä lasketusta jäykkyydestä lyhennettä ramppijäykkyys ja maksimaalisessa supistuksesta lasketusta jäykkyydestä MVC -jäykkyys.

7.2 Tutkimusasetelma

Voimaharjoittelututkimuksen alussa koehenkilöt jaettiin satunnaisesti harjoittelu- ja kontrolliryhmiin. Ohjattu voimaharjoittelujakso kesti 21 viikkoa kunkin koehenkilön osalta. Jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys mitattiin voimamittausten yhteydessä ennen voimaharjoittelujakson alkua, voimaharjoittelujakson puolella välissä (10,5 vk) ja voimaharjoittelujakson lopuksi (21 vk).

7.2.1 Harjoitteluprotokolla

Harjoitteluryhmäläiset tekivät voimaharjoituksen ohjatusti kahdesti viikossa 21 viikon harjoittelujakson ajan. Kahden harjoituksen välillä tuli olla vähintään kahden päivän lepotauko. Kaikki voimaharjoitukset olivat ohjattuja. Jokaisessa voimaharjoituksessa tehtiin seuraavia liikkeitä: kaksi harjoitetta polven ojentajalihaksille, bilateraallinen jal-kaprässi ja bilateraallinen polven ojennus; yksi liike polven koukistajille, bilateraallinen polven koukistus. Lisäksi voimaharjoitteluohjelma sisälsi liikkeitä pääliharyhmille: rinta ja olkapää, yläselkä, kehon koukistus ja ojennus, käsivarren koukistus ja ojennus, nilkan ojennus sekä lonkan lähennys ja loitonus. Voimaharjoittelu suoritettiin progres-siivisilla harjoittelupainoilla 40–85 % jokaisen koehenkilön 1RM:sta. Sarjojen määrä harjoituksissa nousi (2–3 sarjasta 3–5 sarjaan) ja toistojen määrä laski (15–20 toistosta 5–6 toistoon) 21 viikon harjoittelujaksona aikana. Läpi harjoittelujakson kaikissa harjoit-teissa painot määräytyivät yksilöllisesti.

7.2.2 Mittaukset

Voima- ja jäykkyysmittaukset suoritettiin Jyväskylän Yliopiston tiloissa valmennus- ja testausopin laboratoriossa. Oikean jalan ulomman reisilihaksen (m. vastus lateralis) jän-ne-aponeuroosikompleksin jäykkyysmittaus tapahtui polvenojennus laitteessa (David 210), jossa lantion kulma oli noin 90° ja polvikulma noin 70°. Mittauksessa oikea jalka oli kiinnitetty nilkkalenkillä kiinni voimalaitteeseen ja vasen jalka lepäsi penkillä kuvan 16 osoittamalla tavalla. Asennon pysyvyys oli varmistettu turvavyöllä, joka piti lantiota paikallaan. Asennon säilyttämiseksi reisiä piti kiinni penkissä reisituki kuvassa 16 nä-kyvällä tavalla.



KUVA 16. Mittausasetelma.

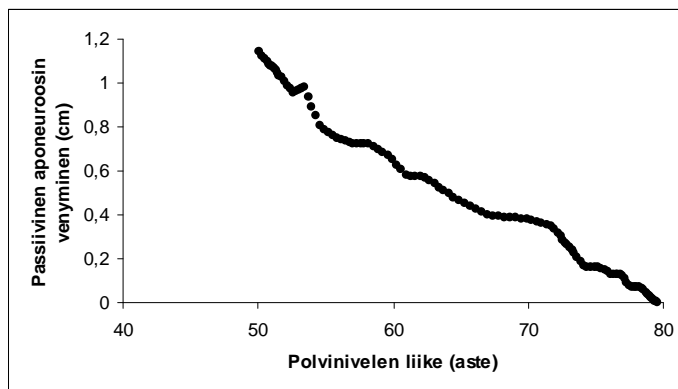
Lihaskäivisuutta mitattiin ulommasta reisilihaksesta (m. vastus lateralis), kaksipäisestä reisilihaksesta (m. biceps femoris) ja sisemmästä reisilihaksesta (m. vastus medialis). Lihaskäivisuus mitattiin bipolaarisilla pintaelektrodeilla (Ag-AgCl), joissa napojen välinen etäisyys oli 20 mm. Elektrodit kiinnitettiin SENIAMIN -ohjeiden mukaisesti (Hermens ym. 1999). Ensimmäisellä mittauskerralla määritettiin elektrodin paikka, johon tatuoitii piste, jotta tulevilla mittauskerroilla elektrodin paikka oli aina sama. Ennen elektrodien kiinnitystä ihokarvat ja kuollut ihosolukko poistettiin ja iho puhdistettiin elektrodien kohdalla. Elektrodien kontaktipinnalle levitettiin pastaa. Elektrodit kiinnitettiin kaksipuolisteipillä ihoon ja varmistettiin elektrodien pysyvyys lisäteipeillä. Ihon ja elektrodin välinen resistanssi mitattiin ihon valmistelun ja elektrodin kiinnittämisen jälkeen. Vastus ihon ja elektrodin välillä tuli olla alle 10 k Ω .

Polvikulman muutoksien mittaamiseksi oikeaan jalkaan oli kiinnitetty goniometri. Goniometrin keskiosa oli polven ulomman nivelraon kohdalla ja päät reiden ja pohkeen suuntaisesti. Kalvojänteen ja lihassolukimpun risteyskohdan siirtymisen mittaamiseksi ihoon oli kiinnitetty ultraäänianturi oikean jalan ulomman reisilihaksen keskikohdalle, EMG -elektrodin yläpuolelle. Koska EMG -pintaelektrodien mittauskohdat olivat tatuoituna jalkaan, ultraäänianturi oli kiinnitetty samaan kohtaan jokaisessa mittauksessa. Ultraäänianturi oli laitettuna muottiin, joka oli kiinnitetty tiukasti ihoon teipillä ja kuminahasiteillä, jotta anturin liike pystyttiin välttämään ja kalvojänteen ja lihassolukimpun risteyskohta näkyi koko suorituksen ajan. Aikaisemmat tutkimukset ovat osoittaneet,

että ultraäänianturi ei liiku isometrisissä liikkeissä, kun se on kiinnitetty hyvin (Maganaris & Paul 1999).

Voimamittauksessa mitattiin isometrinen maksimaalinen tahdonalainen oikean jalan ojennus (MVC), jossa voima pyrittiin tuottamaan mahdollisimman nopeasti. Lisäksi suoritettiin hitaampi tasainen isometrinen maksimaalinen ojennus, jossa koehenkilö pyrki nostamaan voiman tasaisesti kolmessa sekunnissa maksimiin. Hitaalla maksimaalisella isometrisellä polvenojennuksella pyrittiin yltämään vähintään 80 % voimatasoon MVC:sta, koska jäykkyys oli tarkoituksena määrittää välillä 50–80 % MVC:sta.

Koehenkilöiltä mitattiin passiivinen suoritus, jossa mittaushenkilö nosti oikeaa rentona olevaa jalkaa noin 80° kulmasta täyteen ojennukseen ja takaisin. Mittauksessa seurattiin jalan lihasaktiivisuutta jalan rentouden varmistamiseksi. Passiivisesta suorituksesta määritettiin kalvojänteen ja lihassolukimpun risteyskohdan liikkuminen polvikulman muutoksesta johtuen. Kuva 17 kuvaa suhdetta passiivisen aponeuroosin venymisen ja polvinivelen kulman välillä polven ojennuksen aikana.



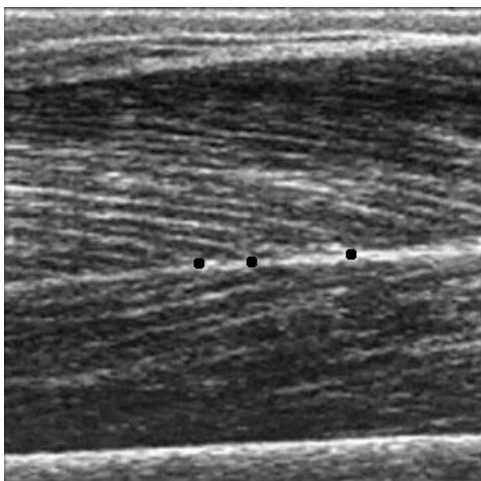
KUVA 17. Suhde passiivisen aponeuroosin venymisen ja polvikulman välillä polven ojennuksessa.

Koehenkilöiltä mitattiin oikean polven isometrinen maksimaalinen koukistus, jotta antagonistilihaksen aktiivisuuden vaikutus polven ojennuksen voimaan voitiin laskea voiman korjaamiseksi todelliseksi. Polven maksimaalinen koukistus suoritettiin kolmesti parin minuutin palautuksilla. Jos kolmas suoritus oli yli viisi prosenttia suurempi kuin kaksi ensimmäistä, suoritettiin vielä neljäs toisto, jotta saatiin varmasti maksimaalinen suoritus.

Hitaan maksimaalisen supistuksen, MVC:n ja passiivisen liikkeen aikana voima, kulma ja lihasaktiivisuus kerättiin (2000Hz) tietokoneelle ja muutettiin muuntajan avulla analogisesta digitaalseksi. Voima ja kulmadata analysoitiin Signal 2.16 tietokoneohjelmalla. Ultraäänen keräystaajuus 50 Hz tallennettiin VHS-videolle, johon manuaalinen triggerissa antoi pulssin, jonka avulla voitiin synkronisoida koko aineisto.

7.3 Aineiston käsittely

Ultraääninauhoitteesta analysoitiin yhdestä kolmeen aponeuroosin ja lihassolukimpun risteyskohtaa kuva kovalta passiivisen liikkeen, hitaan maksimaalisen supistuksen ja MVC:n liikkeiden aikana Vicon Motus tietokoneohjelmalla (Kuva 18), jolloin pystyttiin määrittämään aponeuroosin venyminen Δl . Voimadata normalisoitiin 2000 Hz:tä 200 Hz:iin ja ultraäänidata 50 Hz:tä 2000 Hz:iin Excelissä ohjelman (Timo Kokkonen, JYU) avulla.



KUVA 18. Kuvassa on merkitty mustilla pisteillä aponeuroosin ja lihassolukimpun risteyskohtia, joiden siirtymistä seurattiin kuva-kuvalta isometrisessä polvenojennuksessa.

Kaksipäisen reisilihaksen (m. biceps femoris) antagonistiaktiivisuus määritettiin hitaan maksimaalisen supistuksen ja MVC:n aikana ja antagonistiaktiivisuutta vastaava voima lisättiin voimatulokseen sen korjaamiseksi. Kulmasignaalista määritettiin jalan kulmanmuutos hitaan maksimaalisen supistuksen ja MVC:n aikana, josta pystyttiin määrittämään aponeuroosin ja lihassolukimpun risteyskohdan liike passiivisesta liikkeestä. Passiivinen liike suoritettiin, nivelen liikkeen korjaamiseksi ramppisuorituksessa. Nivelen

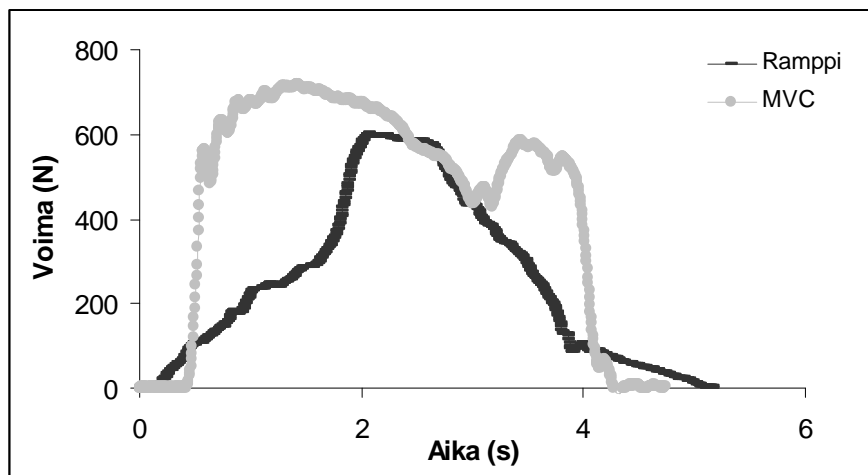
liikkeen on havaittu vaikuttavan merkittävästi mitattuun aponeuroosin venymiseen ja mekaanisten ominaisuuksien laskemiseen (Bojsen-Møller ym. 2003). Suorituksessa tapahtuva aponeuroosin passiivinen venyminen määritettiin passiivisesta suorituksesta ja vähennettiin hitaan maksimaalisen supistuksen ja MVC -suoritusten aponeuroosin venymisestä. Jäykkyys laskettiin voima-venymäkäyrästä väliltä 50–80 % MVC:sta, joka edustaa voima-muodonmuutuskäyrän jyrkkää kohtaa, jossa voiman nousu on lineaarinen (Kubo ym. 2000; Bojsen-Møller ym. 2003 ja 2005). Jäykkyys on voima-venymäkäyrän lineaarisen kohdan kulmakerroin. Voimadatasta määritettiin myös maksimaalinen voimantuottonopeus 5 ms, 10 ms ja 20 ms aikapätkiltä ramppi- ja MVC -suorituksissa.

7.4 Tilastollinen analyysi

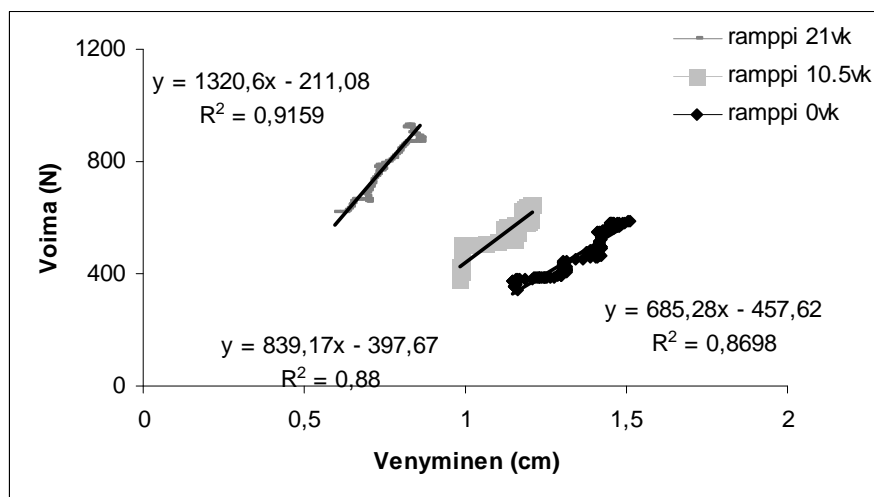
Koehenkilöiden analysoiduista tuloksista laskettiin keskiarvot ja -hajonnat. Tilastollinen analyysi tehtiin toistomittausten ANOVA:lla GLM mallin mukaan, jossa selvitettiin 21 viikon voimaharjoittelun vaikutusta jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen sekä sitä eroavatko harjoittelu- ja kontrolliryhmä toisistaan. Alkumittausten arvoja käytettiin kovariaatteina (ANCOVA). Post hoc testiä Bonferroni-korjauksen kanssa käytettiin selvittämään eri mittauskertojen erot. Parittomalla T-testillä testattiin spesifiä hypoteesia, että ryhmät erosivat loppumittauksessa toisistaan. Voiman ja jäykkyyden ja jäykkyyden ja voimantuottonopeuden välisten korrelaatiokertoimien määrittämiseen käytettiin Pearsonin korrelaatiotestiä. Tilastollisena merkitsevyysrajana pidettiin $P < 0,05$.

8 TULOKSET

Tuloksissa ramppijäykkyys laskettiin 15 koehenkilöltä (testiryhmä N=12 ja kontrolliryhmä N=3) ja MVC -jäykkyys 19 koehenkilöltä (testiryhmä N=13 ja kontrolliryhmä N=6). Maksimaalinen tahdonalainen oikean jalan polven ojentajan voima on määritetty kaikilta koehenkilöiltä (N=32). Kuvassa 19 näkyy mitatun voiman ja ajan suhteen ero ramppi- ja MVC -suorituksissa. Kuvassa 20 on yhden koehenkilön voima-venymäkäyrät lineaarisista kohdista voima-venymäriippuvuutta.



KUVA 19. Voima-aikasuhde ramppi- ja MVC -suorituksissa.



KUVA 20. Yhden koehenkilön voima-venymäkäyrät alku-, väli ja loppumittauksissa. Yhtälön kulmakertoimet kuvaavat jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä.

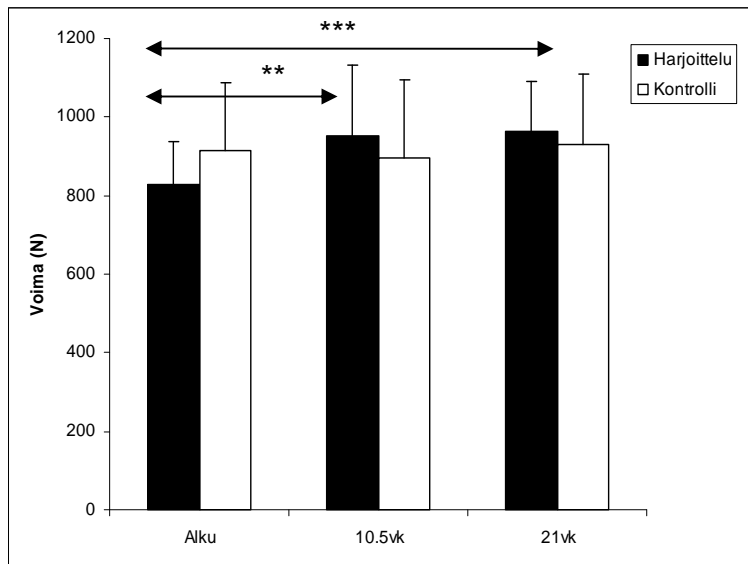
Taulukossa yksi on esitetty keskiarvot ja -hajonnat jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyksistä ramppi- ja MVC -suorituksissa harjoittelu- ja kontrolliryhmillä alku-, väli- ja loppumittauksissa. Taulukosta yksi näkyvät myös koehenkilöiden oikean jalan maksimaalisen isometrisen voiman (MVC -voima), antagonistiaktiivisuutta vastaavan voiman (antagonisti akt.), suorituksen aikana tapahtuva aponeuroosin passiivisen venymisen (pass.muodonmuutos) keskiarvot ja keskihajonnat alku-, väli- ja loppumittauksessa.

TAULUKKO 1. Taulukossa ryhmä 1=harjoitteluryhmä ja ryhmä 2=kontrolliryhmä. Alkutaso =0, välimittaus =10,5 ja loppumittaus =21. Keskiarvot ja -hajonnat passiivisesta liikkeestä tapahtunut venyminen (Pass.venyminen), antagonisti aktiivisuutta vastaava voima (antagonisti akt. ramp ja MVC), tahdonalainen maksimaalinen voima sekä ramppi- ja MVC-suorituksista laskettu jäykkyys.

Parametri	ryhmä	Alku	10.5vk	21vk
Pass.muodonmuutos (mm/°)	1	0.2±0.1	0.2±0.1	0.2±0.1
	2	0.2±0.1	0.1±0.1	0.2±0.1
antagonisti akt. ramp (N)	1	20±19	9±9	9±8
	2	23±16	12±2	12±7
antagonisti akt. MVC (N)	1	25±16	31±21	29±25
	2	35±19	43±12	38±19
MVC (N)	1	828±109	973±204**	977±128***
	2	931±181	912±194	949±235
Jäykkyys ramp (kN/cm)	1	10.1±0.8	1.3±0.6	1.3±0.5
	2	1.1±0.6	0.9±0.5	0.9±0.3
Jäykkyys MVC (kN/cm)	1	2.2±2.0	2.8±1.9	3.7±4.9
	2	2.3±2.7	1.5±0.9	1.3±0.9

Suorituksen aikana tapahtunut passiivinen aponeuroosin venyminen oli harjoitteluryhmällä suurempi alkumittauksissa kuin loppumittauksissa (n.s.) (Taulukko 1). Kontrolliryhmällä suorituksen aikana tapahtunut passiivinen aponeuroosin venyminen oli alkumittauksissa hiukan pienempi kuin loppumittauksissa (Taulukko 1). Antagonistiaktiivisuutta vastaava voima oli suurempi MVC -suorituksessa kuin ramppisuorituksessa (Taulukko 1). Antagonistiaktiivisuus oli harjoitteluryhmällä suurempi alkumittauksissa kuin väli- ja loppumittauksissa (Taulukko 1). Antagonistiaktiivisuus oli voimamittauksessa tasaista koko voimasuorituksen ajan, eikä noussut lineaarisesti voiman nousun kanssa, kuten Bojsen-Møller ym. (2005) tutkimuksessaan havaitsivat. Harjoitteluryhmän maksimaalinen isometrinen oikean jalan voima nousi harjoittelun myötä, kun kontrolliryhmän voimatuloksissa ei tapahtunut juurikaan muutoksia (Taulukko 1). Ajan päävaikutus voimaan oli harjoitteluryhmällä tilastollisesti merkittävä ($P<0,01$). Alkumittauksissa voima erosi välimittauksen voimasta tilastollisesti melko merkittävästi ($P<0,01$)

(Kuva 21) (Taulukko 1). Alkumittauksen voima erosi loppumittauksen voimasta tilastollisesti erittäin merkittävästi ($P<0,001$) (Kuva 21) (Taulukko 1). Välimittauksen ja loppumittauksen välillä ei ollut tilastollista merkittävyyttä voimassa MVC -suorituksessa. Harjoitteluryhmän ja kontrolliryhmän voimatulokset erosivat tilastollisesti merkittävästi toisistaan ($P<0,01$).



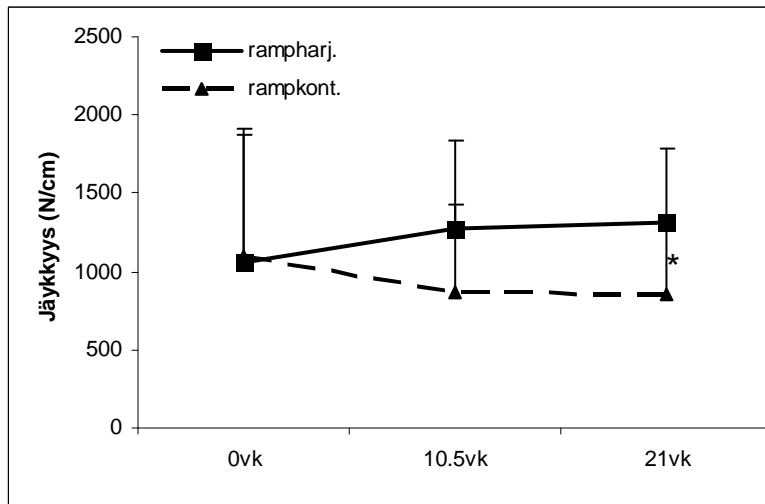
KUVA 21. Maksimaalinen isometrinen polvenojentajan voima MVC -suorituksessa alku-, väli- ja loppumittauksessa. Harjoitteluryhmällä voima kasvoi tilastollisesti melko merkittävästi (** tarkoittaa tilastollista merkitsevyyttä $P<0,01$) alkumittauksesta välimittaukseen ja alkumittauksesta loppumittaukseen tilastollisesti erittäin merkittävästi (***) tarkoittaa tilastollista merkittävyyttä $P<0,001$).

Taulukossa kaksi näkyy maksimaaliset voimantuottonopeudet alku- väli- ja loppumittauksissa 5 ms, 10 ms ja 20 ms aikapätkiltä sekä MVC -suorituksessa että rampaisuorituksessa. Voimantuottonopeus ei noussut tilastollisesti merkittävästi harjoittelun myötä kummassakaan suorituksessa eikä harjoittelu- ja kontrolliryhmän välillä näkynyt tilastollisesti merkittävää eroa suorituksessa.

Taulukko 2. Maksimaalinen voimantuottonopeus oikean jalan maksimaalisessa isometrisessä polven ojennuksessa ja ramppisuorituksessa. Taulukossa rampharj.= ramppisuoritus harjoitteluryhmä, rampkont. =ramppisuoritus kontrolli, MVCharj.= MVC-suoritus harjoitteluryhmä ja MVCKont.= MVC-suoritus kontrolliryhmä. Suoritusten maksimaaliset voimantuottonopeudet 5 ms, 10 ms ja 20 ms aikapätkiltä alku-, väli- ja loppumittauksissa.

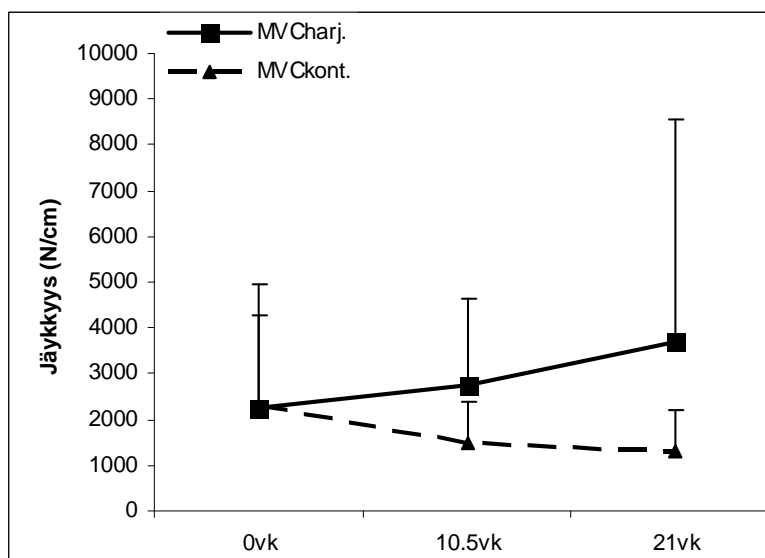
	Alku kN/s			10.5vk kN/s			21vk kN/s		
	5ms	10ms	20ms	5ms	10ms	20ms	5ms	10ms	20ms
ramp.harj.	1.9±0.8	1.9±0.8	1.6±0.6	1.9±1.7	1.9±1.6	1.8±1.6	1.8±1.1	1.8±1.1	1.8±1.0
ramp.kont.	2.4±1.1	2.2±1.0	1.8±0.7	2.0±0.6	2.0±0.6	1.9±0.4	1.2±0.4	1.2±0.4	1.1±0.4
MVCharj.	9.5±3.7	9.2±3.6	8.4±3.2	11.0±3.9	10.7±3.7	9.9±3.3	10.9±3.0	10.6±3.0	9.7±2.8
MVCKont.	11.0±2.7	10.7±2.7	9.9±2.5	12.6±1.9	12.0±1.8	10.7±1.5	12.4±2.7	11.9±2.6	10.7±2.3

Ramppisuorituksessa harjoitteluryhmällä jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys oli suurempi väli- ja loppumittauksissa kuin alkumittauksessa (Kuva 22) (Taulukko 1). Kontrolliryhmällä jäykkyys oli pienempi väli- ja loppumittauksessa kuin alkumittauksessa (Kuva 22) (Taulukko 1). Harjoitteluajalla oli ramppisuorituksessa tilastollisesti merkittävä päävaikutus jäykkyyteen ($P<0,05$), mutta harjoitteluryhmän jäykkyyden nousu ei ollut tilastollisesti merkittävä (Kuva 22) (Taulukko 1). Ramppisuorituksessa harjoittelu- ja kontrolliryhmät erosivat tilastollisesti merkittävästi toisistaan ($P<0,05$). Vertaillen loppumittauksien jäykkyyttä harjoittelu- ja kontrolliryhmien välillä parittomalla T-testillä erosivat ryhmien tulokset tilastollisesti merkittävästi toisistaan ($P<0,05$) (Kuva 22) (Taulukko 1).



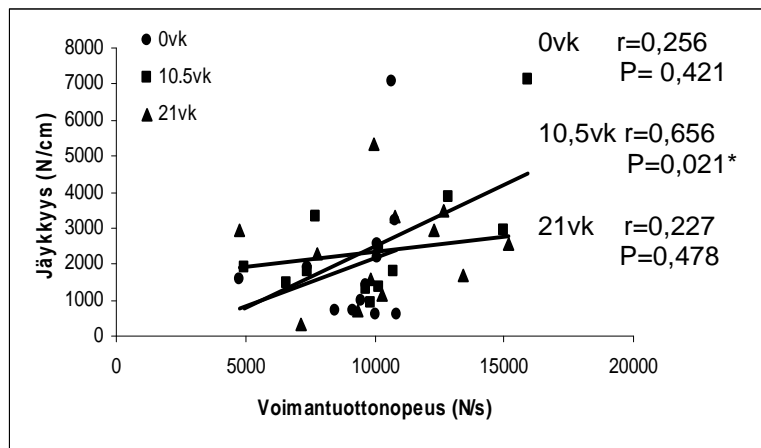
KUVA 22. Ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys ramppisuorituksessa alku-, väli- ja loppumittauksissa. Harjoittelu- ja kontrolliryhmä erosivat mittauksen lopussa tilastollisesti merkittävästi toisistaan (* tarkoittaa tilastollista merkittävyyttä $P < 0,05$).

MVC -suorituksessa harjoitteluajalla ei ollut tilastollisesti merkittävää päävaikutusta ($P=0,320$) (Kuva 23) (Taulukko 1) ja harjoitteluryhmällä jäykkyys ei eronnut tilastollisesti merkittävästi toisistaan alku-, väli- ja loppumittauksissa (Kuva 23). Harjoittelu- ja kontrolliryhmä eivät eronneet toisistaan MVC -suorituksessa ($P=0,146$). Loppumittauksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys testattaessa parittomalla t-testillä ei eronnut tilastollisesti merkittävästi ($P=0,132$) (Taulukko 1).

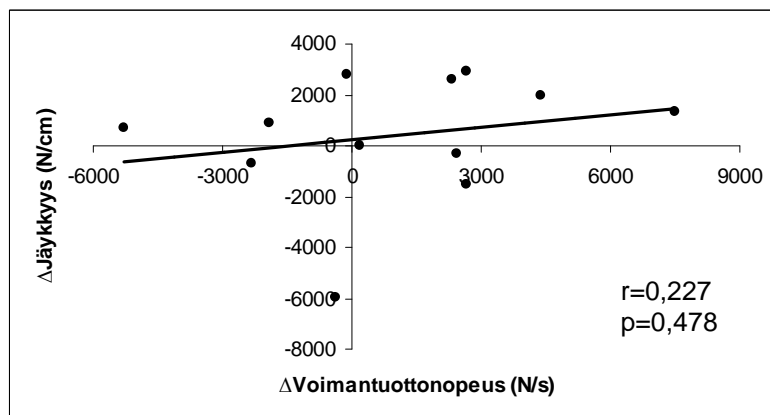


KUVA 23. Ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys MVC -suorituksessa alku-, väli- ja loppumittauksessa.

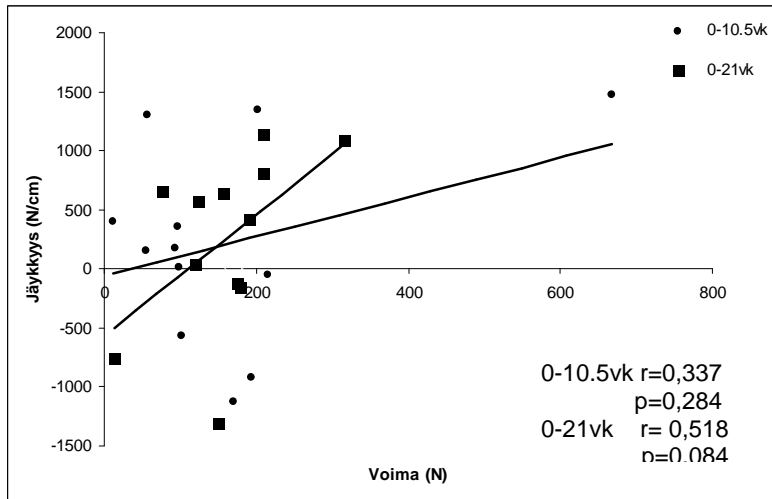
Kuvassa 24 näkyy MVC -jäykkyyden ja maksimaalisen voimantuottonopeuden (20 ms aikapätkältä) suhde alku-, väli- ja loppumittauksessa harjoitteluryhmällä. Suhde ei ole lineaarinen alku ja loppumittauksissa. Välimittauksissa (10,5 vk) jänne-aponeuroosi-kompleksin jäykkyys ja maksimaalinen voimantuottonopeus korreloivat tilastollisesti merkittävästi ($P=0,021$). Kuvassa 25 näkyy jäykkyyden ja voimantuottonopeuden välinen muutos alku- ja loppumittauksen välillä. Kuvassa 26 näkyy voimanmuutoksen ja jäykkyyden muutoksen välinen suhde alkumittauksesta välimittaukseen ja välimittauksesta loppumittaukseen. Voiman- ja jäykkyydenmuutos eivät korreloi keskenään.



KUVA 24. Jäykkyyden ja maksimaalisen voimantuottonopeuden välinen suhde alku-, väli- ja loppumittauksissa harjoitteluryhmällä. Välimittauksissa (10,5 vk) jäykkyys ja maksimaalinen voimantuottonopeus korreloivat tilastollisesti merkittävästi (* kuvaa tilastollista merkittävyyttä $P<0,05$)



KUVA 25. Jäykkyyden ja maksimaalisen voimantuottonopeuden alku- ja loppumittauksen muutoksen välinen suhde harjoitteluryhmällä



KUVA26. Voimanmuutoksen ja jäykkyydenmuutoksen välinen suhde alkumittauksesta välimitaukseen (0-10,5 vk) ja alkumittauksesta loppumittaukseen (0-21 vk).

9 POHDINTA

Päätulokset

Jänne-aponeuroosikompleksin kasvua harjoittelun myötä ei voitu todistaa tilastollisesti merkitsevästi. Harjoittelu- ja kontrolliryhmien ramppsuorituksen jäykkyydet erosivat tutkimuksen loppumittauksissa toisistaan ($P < 0,05$). MVC -suorituksesta määritetty jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys ei eronnut harjoittelu- ja kontrolliryhmän välillä, eikä harjoittelulla ollut tilastollista merkitsevyyttä jäykkyyteen. MVC -suorituksen maksimaalinen voima nousi harjoitteluryhmällä noin 18 % ($P < 0,001$) 21 viikon voimaharjoittelun seurauksena. Maksimaalinen voimantuottonopeus ei kasvanut MVC -suorituksessa harjoittelun myötä. Voiman kasvun vaikutusta jäykkyyden kasvuun ei pystytty todistamaan.

Jäykkyys

Aikaisemmat tutkimukset ovat osoittaneet pitkäaikaisen 12 viikon isometrisen voimaharjoittelun (4krt/viikko) kasvattavan ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä 16–35 % säännöllistä voimaharjoittelua harrastamattomilla ihmisillä (Kubo ym. 2001, 2006). Tässä tutkimuksessa harjoittelun vaikutusta jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen aikaisemmin voimaharjoittelua harrastamattomilla nuorilla miehillä ei voitu todistaa tilastollisesti merkitsevästi, vaikka tulokset tukivatkin aikaisempia tuloksia; harjoitteluryhmän jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys nousi dynaamisen voimaharjoittelun seurauksena ensimmäisen 10,5 viikon aikana 16,6 % ja 21 viikon voimaharjoittelun aikana 19,1 %. Kubo ym. (2008) havaitsivat ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden nousevan 12 viikon unilateraalisen polven ojentajien staattisen voimaharjoittelun jälkeen 55 % ja dynaamisen voimaharjoittelun jälkeen 30 %. Voi olla mahdollista, että jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden kasvu olisi ollut suurempaa, jos 21 viikon voimaharjoittelu olisi ollut isometristä. Aikaisemmassa tutkimuksessa lihasvoima on selittänyt 67 % kolmipäisen pohjelihaksen (m. triceps surae) jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden vaihtelevuudesta kestävyys- ja pikajuoksijoiden välillä (Arampatzis ym. 2006), mutta tässä tutkimuksessa voiman muutos selitti jäykkyyden muutosta alkumittauksesta välimittaukseen 11 % ja alkumittauksesta loppumittaukseen 27 % ulommassa reisilihaksessa. Vertailukohteena on eri

lihas, mikä voi osaksi selittää tulosten erilaisuutta, mutta tämän tutkimuksen mukaan voiman kasvu ei selitä jäykkyyden kasvua aikaisemman tutkimuksen lailla.

Voimantuottonopeus

Voimaharjoittelun on todettu kasvattavan voimantuottonopeutta (Häkkinen ym. 1985; Narici ym. 1996). Aikaisemmat tutkimukset ovat havainneet ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden kasvun lisäksi kasvua myös voimantuottonopeudessa (Kubo ym. 2001 ja 2006). Tässä tutkimuksessa ei kuitenkaan todettu voimantuottonopeuden kasvua voimaharjoittelun seurauksena. Voimantuottonopeuden kasvu kertoo erityisesti räjähtävien voimantuotto-ominaisuuksien paranemisesta (Aagaard ym. 2002; Häkkinen & Komi 1986). Voimaharjoittelun ensimmäinen 10,5 viikkoa oli kestävyystyyppistä voimaharjoittelua, mikä voi selittää voimantuottonopeuden muuttumattomuuden. Vaikka loppuvoimaharjoittelujakso, viimeinen 10,5 viikkoa, sisälsi sekä nopeita että korkeakuormaisia maksimaalisia suorituksia, harjoittelukerrat kahdesti viikossa ja räjähtävien suoritusten vähäinen määrä eivät välttämättä riittäneet lihaksen voimantoupeusominaisuuksien paranemiseen. Jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys tosin kasvoi, mutta ei tilastollisesti merkittävästi.

Bojsen-Møller ym. (2005) havaitsivat tukikudoksen jäykkyyden korreloivan positiivisesti nopeiden voimantuotto-ominaisuuksien (RFD) kanssa. Tämän tutkimuksen mukaan maksimaalisella voimantuottonopeudella ja jäykkyydellä ei havaittu lineaarista suhdetta MVC -suorituksessa. Voimantuottonopeudella on todettu olevan suuri vaikutus jänteen mekaanisiin ominaisuuksiin ja jäykkyyteen (Reeves ym. 2002). Tässä tutkimuksessa se näkyi ramppi- ja MVC -suorituksia vertailtaessa. MVC -jäykkyys, jossa suoritus tehtiin maksimaalisella nopeudella, oli noin kaksinkertainen suhteessa ramppisuoritukseen.

Luonnollisessa liikkeessä, joka tapahtuu SSC -syklin mukaan, lyhytlatenssisilla reflekseillä on havaittu merkittävä osuus voiman tuotossa (Iskhikawa & Komi 2007). Jänteen jäykkyyden on havaittu vaikuttavan venytysrefleksiin (Seynnes ym. 2008). Mitä suurempi on jänteen jäykkyys, sitä paremmin se pystyy välittämään voimaa lihaksen ja luun välillä. Kun jänne on jäykempi, jänteeseen kohdistuva voima aiheuttaa lihasspindelissä suuremman aktiivisuuden kuin löysemässä jänteessä. Venytysnopeus on voimakas stimulus lihasspindelille. Venytyksen hidastuminen näkyy laskeneena refleksiamppli-

tudina (Cronin ym. 2008). Jänteen jäykkyys vaikuttaa voimantuottonopeuteen ja näin myös venytysrefleksiin. Voimaharjoittelun myötä tullut jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden kasvu vaikuttaa venytysrefleksivasteeseen sekä koko lihas-jännekompleksin voimantuotto-ominaisuuksiin luonnollisen liikkeen aikana.

Antagonistiaktiivisuus ja aponeuroosin passiivinen venyminen

Polven ojentajien antagonistilihaksena toimivan kaksipäisen reisilihaksen aktiivisuuden vaikutus voimaan oli ramppisuorituksissa harjoitteluryhmällä alkumittauksessa 2,2 %, välimittauksissa 0,9 % ja loppumittauksessa 1,0 %. MVC -suorituksessa, jossa maksimaalinen voima tuotettiin niin nopeasti kuin mahdollista, antagonistiaktiivisuudesta johtuva voiman lisäys oli suurempaa kuin ramppisuorituksessa (harjoitteluryhmällä alkumittauksessa 3,3 %, välimittauksessa 3,5 % ja loppumittauksessa 3,0 %). Aikaisemmissa tutkimuksissa voimaharjoittelun on todettu sekä nostavan että laskevan agonisti- ja antagonistilihaksien yhteisaktivaatiota (Gabriel ym. 2006). Kubo ym. (2006) eivät havainneet muutosta agonisti-antagonistiyhteisaktiivisuudessa 12 viikon isometrisen kyykkyharjoittelun seurauksena. Magnusson ym. (2001) havaitsivat antagonistiaktiivisuudella olevan plantaarifleksiossa pieni (noin 2 %), mutta merkittävä vaikutus jäykkyyden laskemiseen. Antagonistiaktiivisuus oli suurempaan maksimaalisella nopeudella tuotetussa suorituksessa kuin ramppisuorituksessa, jossa nostettiin tasaisesti noin kolmen sekunnin aikana maksimiin. Harjoittelulla voi olla vaikutus antagonistiaktiivisuuden hitaassa ramppisuorituksessa, koska antagonistiaktiivisuus laski 1,3 % alkumittauksesta välimittaukseen. Maksimaalisella nopeudella tehdyssä MVC -suorituksessa antagonistiaktiivisuus kasvoi alkumittauksesta välimittaukseen ja pieneni loppumittaukseen alkumittauksesta 0,3 %, joka taas kumoaa antagonistiaktiivisuuden pienentymisen harjoittelun myötä.

Suorituksessa tapahtuvan nivelen liikkeen on todettu vaikuttavan merkittävästi jäykkyyden laskemiseen (Magnusson ym. 2001, Bojsen-Møller ym. 2003). Bojsen-Møller ym. (2003) havaitsivat ramppisuorituksessa tapahtuvan polvinivelen liikkeestä johtuvan passiivisen aponeuroosin venymisen olevan 0,25–0,52 mm/°. Tässä tutkimuksessa polvinivelen liikkeestä johtuva passiivinen aponeuroosin venyminen oli harjoitteluryhmällä alkumittauksissa 0,09–0,32 mm/°. Polvinivelen liikkeestä johtuva aponeuroosin venyminen oli vähäisempää tässä tutkimuksessa kuin Bojsen-Møller ym. (2003) havaitsivat. Toisaalta vaihteluväli koehenkilöiden välillä oli suunnilleen sama kuin aikaisemmissa

tutkimuksissa, joten pienemmät tulokset voivat johtua yksilöllisistä eroista. Tulokset osoittavat suuren vaihtelevuuden yksilöiden välillä.

Aikaisempien tutkimusten välillä on ollut mittausmenetelmällisiä eroja. Kubo ym. (2001) eivät huomioineet jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden määritelmässä polvikulman muutoksesta johtuvaan kalvojänteen muodonmuutosta, joka on osoitettu vaikuttavan merkittävästi jäykkyyteen (Bojsen-Møller ym. 2003; Magnusson ym. 2001). Kubo ym. (2001) käyttivät voiman arvioimiseen ulomman reisilihaksen tilavuuden suhteellista osuutta nelipäisestä reisilihaksesta. Tässä tutkimuksessa käytettiin polven ojentajien kokonaisvoimaa. Myös mittausasennot ovat vaihdelleet, mikä tuo eroja polvi- ja lonkkanivelen kulmalle, ja tämä voi vaikuttaa mittaustuloksiin.

Mittausongelmia

Vaikka ramppisuorituksessa kuormitusaika oli suunnilleen sama (3 s), voimakäyrän muoto vaihteli suhteellisen paljon. Osalla koehenkilöistä käyrän muoto oli porrasmaisempi, eikä niinkään tasaisesti nouseva ja lineaarinen. Tämä vaikutti osaltaan myös voima-muodonmuutoskäyrään. Jänteen jäykkyyden on todettu olevan riippuvainen myös tavasta, jolla sitä kuormitetaan (rate of loading) (Shin ym. 2008) ja tähän vaikuttaa merkittävästi voimantuottonopeus (RFD). Saman koehenkilön eri mittauskerroilla tapahtuneet jänne-aponeuroosikompleksin kuormituserot voivat olla vaikuttaneet jäykkyyden määrittämiseen. Bojsen-Møller ym. (2003 ja 2005) käyttivät visuaalista kuvaa voimakäyrästä jäykkyyden mittauksen aikana. Visuaalinen kuva mittauksessa olisi tuonut tarkkuutta voiman lineaarisen noston tarkkuuteen, eli ramppisuorituksessa voiman nostoon käytettyyn aikaan sekä vakautta kuormitustapaan.

Mittausteknillisten ongelmien vuoksi koehenkilökato oli suurta. Osalla koehenkilöistä ultraäänikuva oli huonolaatuinen, eikä siitä voitu määrittää lihassolukimpun ja kalvojänteen risteyskohtaa. Osassa mittauksista ultraäänivideolle ei tullut triikkaussignaalia johdumishäiriön vuoksi, minkä vuoksi ultraäänikuvaa ei voitu synkronoida voimadatan kanssa. MVC -jäykkyys määritettiin lisäämään koehenkilöiden määrää, mutta kuvien välisten suurten liikkeiden vuoksi lihassolukimpun ja kalvojänteen risteyskohdan liike oli vaikea määrittää. Koehenkilömäärän iso kato kertoo myös mittauksen monimutkaisuudesta ja sen herkkyydestä virheille.

Vaikka tutkimuksessa harjoittelu- ja kontrolliryhmä erosivat toisistaan loppumittauksissa ($P < 0,05$), tulee kuitenkin huomioda kontrolliryhmän pieni koehenkilömäärä ($N=3$). Katsottaessa kontrollikoehenkilöitä yksittäisinä tapauksina yhden koehenkilön jänne-aponeuroosi-kompleksin jäykkyys pieneni reilusti alkumittauksista (alku=1950 N/cm 10.5vk=1463 N/cm 21vk=727 N/cm). Yhdellä koehenkilöllä sitä vasten jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys laski vähän. Vaikka voimaharjoittelun vaikutusta ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen ei voitu todistaa tilastollisesti merkitsevästi, koehenkilöryhmän määrän lisääminen olisi voinut tuoda tuloksiin tilastollista merkitsevyyttä.

Aikaisemmat tutkimukset (Kubo ym. 2001 ja 2006) ovat tutkineet 12 viikon isometrisen harjoittelun vaikutusta ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen, mutta tässä tutkimuksessa voimaharjoittelu suoritettiin progressiivisilla harjoittelupainoilla 40–85 % jokaisen koehenkilön 1RM:sta. Voimaharjoitteluakin oli vain kahdesti viikossa, kun muissa tutkimuksissa voimaharjoittelua on tehty neljä kertaa viikossa.

Pitkäkestoinen voimaharjoittelu matalammilla kuormilla lisää lihaksen kestävyysominaisuuksia. Vaikka jokainen voimamittaus suoritettiin samalla protokollalla ja jokaista jäykkyyksmittausta edelsi noin tunnin voimamittaus, saattoi lihas olla ”väsyneemmässä” tilassa alkumittauksissa kuin väli- ja loppumittauksissa. Vaikka kuormitusmäärä oli joka mittauksessa sama, saattoi harjoittelun tuomat adaptaatiot vaikuttaa mittauksen rasittavuuteen. Aikaisemmat tutkimukset ovat nimittäin osoittaneet kuormitushistorian vaikutuksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen. (Kubo ym. 2001) Maksimaalinen voimantuottonopeus ei kasvanut harjoittelun myötä, vaikka maksimaalinen voima kasvoi. Jos jäykkyyksmittaus olisi tehty erillisenä mittauksena, olisi kyetty välttämään lihasjännekompleksin kestävyysominaisuuksien mahdolliset muutokset harjoittelun seurauksena ja niiden vaikutus jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyksmittauksiin.

Koehenkilöt olivat kaikki aikaisemmin voimaharjoittelua harrastamattomia nuoria miehiä. Aikaisemmat tutkimukset on lähes kaikki tehty voimaharjoittelemattomilla tai ikääntyvillä. Sitä, miten voimaharjoittelu muuttaa jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä aktiivisilla urheilijoilla tai säännöllistä voimaharjoittelua harrastavilla, ei ole tietoa.

Johtopäätökset ja yhteenveto

Ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys nousi 19,1 % 21 viikon voimaharjoittelun seurauksena, mutta sillä ei ollut tilastollista merkitsevyyttä. Tilastollinen merkitsemättömyys voi johtua pienestä koehenkilömäärästä ja suuresta keskihajonnasta. Jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden kasvu tukee aikaisempien tutkimusten tuloksia voimaharjoittelun kasvattavasta vaikutuksesta ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen, mikä kertoo jänteen parantuneesta kyvystä voiman välitykseen. Voi kuitenkin olla, että staattinen voimaharjoittelu kasvattaa jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyttä enemmän kuin dynaaminen voimaharjoittelu. Tutkimuksen spesifin hypoteesin mukaan harjoittelu- ja kontrolliryhmän erosivat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan loppumittauksissa, vaikka toistomittausten ANOVA ei antanut tilastollista merkitsevyyttä, mikä tukee myös voimaharjoittelun kasvattavaa vaikutusta ulomman reisilihaksen jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen. MVC -jäykkyys oli noin kaksi kertaa suurempaa kuin ramppijäykkyys, mikä tukee kuormitustavan ja voimantuottonopeuden vaikutusta jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen. Jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyys vaikuttaa voimantuottonopeuteen. Maksimaalisen voimantuottonopeuden ei kuitenkaan havaittu nousevan voimaharjoittelun myötä, mikä voi johtua osaksi ensimmäisen 10,5 viikon kestävyystyypisistä voimaharjoittelusta, joka ei riittänyt lihaksen voima-nopeusominaisuuksien kehittymiseen. Voimaharjoittelun seurauksena oikean jalan maksimaalinen isometrinen voima nousi 21 viikon harjoittelun seurauksena. Jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyden kasvu näkyy lihas-jännekompleksin parantuneina voimantuotto-ominaisuuksina, jolloin jänteen kyky välittää voimaa luun ja lihaksen välillä paranee. Jatkossa tutkimuksia tarvitaan harjoittelun vaikutuksesta jänne-aponeuroosikompleksin jäykkyyteen aktiiviurheilijoilla sekä lisää tutkimuksia samanlaisilla menetelmillä, jotta tutkimuksista saataisiin vertailukelpoisia.

10 LÄHTEET

- Aagaard, P., Andersen, J., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A., Wagner, A. Magnusson, P., Halkjaer-Kristensen, J. & Simonsen, E. 2001. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *Journal of Physiology* 534, 613–624.
- Aagaard, P., Simonsen, E. Andersen, J., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. 2002. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology* 93, 1318–1326.
- 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.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., De Monte, G. & Stafilidis, S. 2007. Mechanical properties of triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *Journal of Biomechanics* 40, 1946–1952.
- Blazevich, A. Cannavan, S., Coleman, D. & Horne, S. 2007. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology* 103, 1565–1575.
- Blazevich, A. 2006. Effects of Physical Training and Detraining, Immobilisation, Growth and Aging on Human Fascicle Geometry. *Sports Medicine* 36, 1003–1017.
- Blazevich, A., Gill, N., Bronks, R. & Newton, R. 2003. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk Training in athles. *Medicine and Science in sports and exercise* 35, 2013–2022.
- Blazevich, A., Gill, N., Deans, N. & Zhou, S. 2007. Lack of Human Muscle Architectural Adaptation After Short-Term Strength Training. *Muscls & Nerve* 35, 78–86.
- Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Kjaer, M. & Magnusson, S.P. 2003. Measuring mechanical properties of the vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo by ultrasound imaging. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 13, 259–265.

- Bojsen-Møller, J., Magnusson, S.P., Rasmussen, L.R., Kjaer, M. & Aagaard, P. 2005. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology* 99, 986–994.
- Cavagna, G., Saibene, F. & Margaria, R. 1964. Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology* 19, 249–256.
- Cronin, N., Peltonen, J., Ishikawa, M., Komi, P., Avela, J., Sinkjaer, T. & Voigt, M. 2008. Effect of contraction intensity on muscle fascicle and stretch reflex behavior in the human triceps surae. *Journal of Applied Physiology* 105, 226–232.
- Edman, P. 1992. Contractile performance of skeletal muscle fibres. Teoksessa Komi, P (toim). *Strength and Power in Sport*. Oxford: Blackwell scientific publications.
- Enoka, R.M. 2002 *Neuromechanics of human movement*. Third edition. Human kinetics. Canada
- Finni, T., Hodgson, J., Lai, A., Edgerton, V. & Sinha, S. 2003. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contraction in vivo. *Journal of Applied Physiology* 95, 829–837.
- Finni, T. 2006. Structural and functional features of human muscle-tendon unit. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 16, 147–158.
- Folland, J. & Williams A. 2007. The adaptations to strength training morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine* 2, 145–168.
- Fukunaga, T., Ichinose, Y. Ito, M., Kawakami, Y. Fukashiro, S. 1997. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology* 82, 354–358.
- Fukunaga, T. Kawakami, Y., Kuno, S. Funato, K. Fukashiro, S. 1997. Muscle architecture and function in humans. *Journal of Biomechanics* 30, 457–463.
- Gabriel, D., Kamen, G. & Frost, G. 2006. Neural Adaptations to Resistive Exercise Mechanisms and Recommendations for Training Practices. *Sports Medicine* 36, 133–149.
- Hansen, P., Aagaard, M. Kjaer, B., Larsson & Magnusson S. 2003. Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *Journal of Applied Physiology* 95, 2375–2380.
- Henrikson-Larsen, K., Wretling, M., Lorentzon, R. Oberg, L. 1992. Do muscle size correlate in pennated human muscles? *European Journal of Applied Physiology* 64, 68–72.

- Herbert, R. & Crosbie, J. 1997. Rest length and compliance of non-immobilised and immobilised rabbit soleus muscle and tendon. *European Journal of Applied Physiology and Occupation Physiology* 76, 472–479.
- Herbert, R. Moseley, A., Butler, J. & Gandevia, S. 2002. Change in length of relaxed muscle fascicles and tendon with knee and ankle movement in humans. *Journal of Physiology* 539, 637–645.
- Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R. Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Hägg, G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Result of the SENIAM project. Roessingh research and Development. Hollandi.
- Häkkinen, K., Alen, M. & Komi, P. 1985. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica* 125, 573–585.
- Häkkinen, K. & Komi, P. 1986. Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. *European Journal of Applied Physiology* 55, 147–155.
- Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2000. In vivo of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during "isokinetic" action. *Journal of Applied Physiology* 88, 851–856.
- Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., & Fukunaga, T. 1997. Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anatomy* 159, 78–83.
- Ichikawa, M. & Komi, P. 2007. The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. *Journal of Applied Physiology* 103, 1030-1036.
- Jewell, B. & Wilkie, D. 1958. An analysis of the mechanical properties in frog's striated muscle. *Journal of Physiology* 143, 515–540.
- Kamen, G. & Knight, C. 2004. Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 59, 1334–1338.
- Kannus, P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10, 312–320.

- Karamanidis, K. & Arampatzis, A. 2006. Mechanical and morphological properties of the human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. *Journal of Biomechanics* 39, 406–417.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S. & Fukunaga, T. 1995. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European Journal of Applied Physiology* 72, 37–43.
- Kirkendall, D. & Garrett, W. 1997. Function and biomechanics of tendon. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 7, 62–66.
- Komi, P.V. 1973. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. Teoksessa Desmedt, D.E. (toim.) *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1, 596–606.
- Komi, P. 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 33, 1197–1206.
- Kubo, K., Ikeburuko, T., Yaeshima, K. Yata, H., Tsunoda, N. & Kanehisa, H. 2009. Efficacy 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., H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2000. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica* 168, 327–335.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2000. Elastic properties of muscle-tendon complex in long distance runners. *European Journal of Applied Physiology* 81, 181–187.
- 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., Ito, M. and Fukunaga, T. 2001b. Effects of different duration isometric contraction on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *Journal of Physiology* 536.2, 649–655.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2001c. Effects of repeated muscle contractions on the tendon structures in humans. *European Journal of Applied Physiology* 84, 162–166
- Kubo, K., Kanehisa, H., Ito, M. and Fukunaga, T. 2002. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Physiology* 538.1, 219–226.

- Kubo, K., Kanehisa, H., Miyatani, M., Tachi, M. & Fukunaga, T. 2003. Effect of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women. *Acta Physiologica Scandinavica* 178, 25–32.
- Kubo, K., Ohgo, K., Takehishi, R., Yoshinaga, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2006a. Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 16, 159–167.
- Kubo, K., Yata, H., Kanehisa, H., Fukunaga, T. 2006b. Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European Journal of Applied Physiology* 96, 305–312.
- Lieber, R. & Fridén, J. 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve* 23, 1647–1666.
- Maganaris, C. & Paul, J. 1999. In vivo human tendon mechanical properties. *Journal of Physiology* 521, 307–313.
- Maganaris, C. & Paul, J. 2000. In vivo human tendinous tissue stretch upon maximum muscle force generation. *Journal of Biomechanics* 33, 1453–1459.
- Magnusson, S., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P. & Kjaer, M. 2001. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *Journal of Physiology* 531, 277–288.
- Magnusson, S., Hansen, H., Aagaard, P., Brond, J., Dyhre-Poulsen, P., Bojsen-Møller, J. & Kjaer, M. 2003. Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica* 177, 185–195.
- Magnusson, S., Hansen, P. & Kjær, M. 2003. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 13, 211–223.
- Magnusson, S., Narici, M., Maganaris, C. & Kjaer, M. 2008. Human tendon behavior and adaptation, in vivo. *Journal of Physiology* 586, 71–81.
- McMahon T.A. 1984. *Muscles, reflexes and locomotion*. Princeton University Press. New Jersey, Yhdysvallat.
- Milner-Brown, H., Stein, R. & Lee, R. 1975. Synchronization of the human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 38, 245–254.

- Moore, K. & Dalley, A. 1999. *Clinically Oriented Anatomy*. Fourth Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Kanada.
- Narici, M. Roi, G., Landoni, L. Minetti, A. & Cerretelli, P. 1989. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology* 59, 310–319.
- Narici, M. Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L. Claassen, H., Gavardi, C., Conti, M. & Cerretelli, P. 1996. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 month strength training. *Acta Physiologica Scandinavica* 157, 175–186.
- Narici, M. 1999. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9, 97–103.
- Nigg, B.M, Herzog, W. (1994) *Biomechanics of the Musculoskeletal System*. New York: Wiley
- Philips, S. 2000. Short-Term Training: When do Repeated Bouts of Resistance Exercise Become Training? *Canadian Journal of Applied Physiology* 25, 185–193.
- 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. 2006. Adaptation of the tendon to mechanical usage. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 6, 174–180.
- Rich, C. & Cafarelli, E. 2000. Submaximal motor unit firing rates after 8 wk of isometric resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 190–196.
- Roberts, T. 2002. The integrated function of muscles and tendons during locomotion. *Comparative Biochemistry and Physiology, Part A* 133, 1087–1099.
- Roland, R. & Edgerton, R. 1992. Skeletal muscle architecture and performance. Teo-kessa Komi, P (toim). *Strength and Power in Sport*. Oxford: Blackwell scientific publications.
- Rutherford, O. & Jones, D. 1992. The relationship of muscle and bone loss and activity levels with age in women. *European Journal of Applied Physiology* 65, 433–437.

- Scott, S. & Loeb, G. 1995. Mechanical properties of aponeurosis and tendon of the cat soleus muscle during whole-muscle isometric contractions. *Journal of Morphology* 224, 73–86.
- Seynnes, O., Maffiuletti, N., Maganaris, C., Boer, M., Pensini, M., di Prampero, P. & Narici, M. 2008. Soleus T reflex modulation in response to spinal and tendinous adaptation to unilateral lower limb suspension in humans. *Acta Physiologica* 194, 239–251.
- Shin, D., Finni, T., Ahn, S., Hodgson, J., Lee, H., Edgerton, R. & Sinha, S. 2008. In vivo estimation and repeatability of force-length relationship and stiffness of the human achilles tendon using phase contrast MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 28, 1039–1045.
- Sullivan, B., Carroll, C., Jemiolo, B., Trappe, S., Magnusson, S., Delsing, S., Kjær, M. & Trappe A. 2008. Effect of acute exercise and sex on human patellar tendon structural and regulatory mRNA expression. *Journal of Applied Physiology* Nov 20. Epub ahead of print
- Trestik, C. & Lieber, R. 1993. Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *Journal of Biomechanical Engineering* 115, 225–230.
- Van Cutsem, M., Duchateau, J. & Hainaut, K. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *Journal of Physiology* 513, 295–305.
- Zajac, F. 1989. Muscle & Tendon: Properties, Models, Scaling and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17, 359–411.