

**VOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUKSET KESKIMMÄISEN JA
SUORAN REISILIHAKSEN VÄLISEEN DYNAMIIKKAAN POLVEN
KOUKISTUS-OJENNUSLIIKKEESSÄ**

Marko Havu

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Syksy 2014

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

TIIVISTELMÄ

Havu, Marko (2014). Voimaharjoittelun vaikutukset keskimmäisen ja suoran reisilihaksen väliseen dynamiikkaan polven koukistus-ojennusliikkeessä. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu -tutkielma 35 s.

Tässä tutkimuksessa tarkastellaan nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla voimaharjoittelun vaikutuksia nelipäisen reisilihaksen mekaniikkaan. Tutkimukseen osallistui 14 koehenkilöä, joista seitsemän voimaharjoitteli 20 viikon ajan. Yhden toiston maksimitulos jalkakyykyssä parani koeryhmällä ($33,1 \pm 12,1$) % ja vertailuryhmällä ($6,6 \pm 5,1$) %. Molemmat tulokset olivat tilastollisesti merkitseviä (koeryhmä $p < 0.001$, vertailuryhmä $p < 0.05$). Ryhmän ja ajan yhteisvaikutus oli merkitsevä ($p < 0.001$).

Voimaharjoittelujaksoa ennen ja sen jälkeen koehenkilöt tekivät pienellä kuormalla toistuvaa polven ojennus-koukistusliikettä magneettikuvauslaitteessa. Suoran reisilihaksen ja keskimmäisen reisilihaksen välisen kalvojänteen reunat merkittiin kuviin, ja niiden liikettä seurattiin läpi ojennus-koukistussyklin. Kuvista laskettiin siirtymät, venymät ja liukumät. Kalvojänteen keskimmäisen reisilihaksen puoli liikkui keskimäärin merkitsevästi enemmän kuin suoran reisilihaksen puoli. Voimaharjoittelulla ei havaittu olevan tilastollisesti merkitsevää vaikutusta mihinkään lasketuista muuttujista.

Nelipäisen reisilihaksen sisäisessä dynamiikassa ja venymissä oli eroja koehenkilöiden ja mitauksertojen välillä, mutta ne eivät näyttäneet olevan yhteydessä voimaharjoitteluun. Tulosten perusteella ei voida sanoa, johtuvatko erot rakenteellisesta vaihtelusta vai esimerkiksi eroista hermostollisen aktivaation malleissa.

Avainsanat: nelipäinen reisilihas, lihasmekaniikka, magneettikuvaus, venymä, siirtymä

ABSTRACT

Havu, Marko (2014). Effects of strength training on dynamics between rectus femoris and vastus intermedius in cyclic low-load contractions. Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Master's thesis, 35 pp.

In this study, we investigated how strength training affects the dynamics between rectus femoris (RF) and vastus intermedius (VI) using velocity-encoded phase-contrast magnetic resonance imaging (VE-PC MRI). One half of the group of 14 subjects underwent 20 weeks of strength training. The other half did not train. The training group increased their half-squat one-repetition maximum ($33,1 \pm 12,1$)%, while the control group increased their maximum ($6,6 \pm 5,1$)%. Both of the changes were statistically significant ($p < 0.001$ and $p < 0.05$, respectively), and so was the group-by-time interaction ($p < 0.001$).

Before and after the strength-training period, VE-PC MRI scans were taken while the subjects performed knee extension-flexion cycles against low load. Edges of the aponeurosis structure between RF and VI were marked on the images and tracked throughout the cycle. Displacement, tensile strain and shear strain were calculated. On average, displacement was significantly greater on the VI side of the aponeurosis, but there was variation between subjects. Training did not have a significant effect on any of the calculated variables.

Muscle dynamics and strain seemed to vary by time and by subject, but the variation was not linked to strength training. It remains unclear whether the variation is due to differences in the muscle architecture, or for example differences in neural activation patterns.

Keywords: quadriceps femoris, muscle mechanics, magnetic resonance imaging, strain, displacement

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

1	JOHDANTO	4
2	LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSI	5
2.1	Rakenne ja toiminta	5
2.1.1	Lihaskompleksi	5
2.1.2	Jänne	7
2.1.3	Hillin malli	9
2.2	Nelipäisen reisilihaksen anatomia	10
2.3	Voimaharjoittelun vaikutukset	13
3	LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN SISÄINEN DYNAMIIKKA	16
3.1	Nopeuskoodattu magneettikuvaus	16
3.1.1	Ydinmagneettinen resonanssi-ilmiö	16
3.1.2	Magneettiresonanssi-ilmiön hyödyntäminen kuvantamisessa	17
3.1.3	Liikenopeuden mittaaminen	18
3.2	Muita tutkimusmenetelmiä	19
3.2.1	Lihassähkökäyrä	19
3.2.2	Kuvantaminen	21
3.2.3	Simulointi	22
3.3	Lihaskompleksin dynamiikkaa tarkastelevia tutkimuksia	23
	LÄHTEET	27
I	TIETEELLINEN KÄSIKIRJOITUS	35

1 JOHDANTO

Lihäs-jännekompleksin mekaanisen toiminnan ymmärtäminen liikkeessä edellyttää sen morfologian ja supistuksen aikaisen dynamiikan yksityiskohtaista tuntemusta. Vaikka tuki- ja liikuntaelimestön anatomia on tunnettu melko tarkasti jo satoja vuosia, ei rakenteen ja toiminnan välistä yhteyttä edelleenkään täysin tunneta. Lihaksen sisällä on voimaa tuottavien rakenteiden lisäksi paljon tukirakenteita. Lisäksi lihas on mekaanisessa yhteydessä sitä ympäröivien kudosten kanssa. Tästä seuraa, että voimien välittyminen lihaksessa on huomattavan monimutkainen ilmiö. (Finni 2006.) Ennen viimeaikaista kuvantamismenetelmien kehittymistä sitä pystyttiin tutkimaan lähinnä tietokonesimulointien avulla tai perinteisemmin tutkimalla kuolleita, joiden lihassolut ovat kuitenkin useimmiten kutistuneet säilöntäaineen ja ikääntymisen vaikutuksesta (Narici 1999).

Lihaksen toiminta määräytyy ensisijaisesti sen kiinnittymiskohtien ja rakenteen perusteella. Lihaksen rakenteella tarkoitetaan tässä lihassäikeiden sijoittumista lihaksen tuottaman voiman vaikutussuoraan nähden. Käytännön sovellusten kannalta rakenteen ja toiminnan välisen yhteyden selvittäminen on äärimmäisen tärkeää. (Lieber & Fridén 2000.)

Nelipäinen reisilihas (*m. quadriceps femoris*) on eräs ihmisruumiin voimakkaimmista lihaksista ja siten tärkeä osa ihmisen liikuntakoneistoa. Se sijaitsee etureidessä, ja sen pääasiallinen tehtävä on polven ojennus. Se on aivan olennainen lihas seisoma-asennon ylläpitämisessä, kävelyssä ja etenkin portaiden tai mäkien nousussa. Sen sisällä on suuria kalvojänteitä, joilla on merkittävä tehtävä voiman välittäjänä lihaksesta sen kiinnittymisjanteeseen ja edelleen sääriluuhun (*tibia*). (Glenn & Samojla 2002.)

Tässä tutkimuksessa selvitetään nelipäisen reisilihaksen rakenteen ja toiminnan välistä yhteyttä tarkastelemalla lihaksen sisällä tapahtuvaa liikettä syklisessä polven koukistus-ojennusliikkeessä. Lisäksi tarkastellaan voimaharjoittelun siinä mahdollisesti aiheuttamia muutoksia. Tämä on tietävästi ensimmäinen tutkimus, jossa voimaharjoittelun vaikutuksia lihaksen sisäiseen dynamiikkaan tarkastellaan nopeuskoodattujen magneettikuvien avulla.

2 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSI

2.1 Rakenne ja toiminta

Luurankolihasen ja sen kiinnittymisjanteiden muodostamaa kokonaisuutta nimitetään lihas-jännekompleksiksi. Lihas-jännekompleksissa lihaksen tehtävä on tuottaa voimaa supistumalla. Jänteet puolestaan välittävät lihaksen tuottaman voiman vipuvarsina toimiviin luihin. Elastisten ominaisuuksiensa ansiosta jänteet kykenevät myös varastoimaan energiaa lyhyeksi ajaksi ja vapauttamaan sen myöhemmin. Lisäksi niillä on olennainen osa nivelten asennon aistimisessa ja lihasten suojaamisessa loukkaantumiselta. (Challis 2008.)

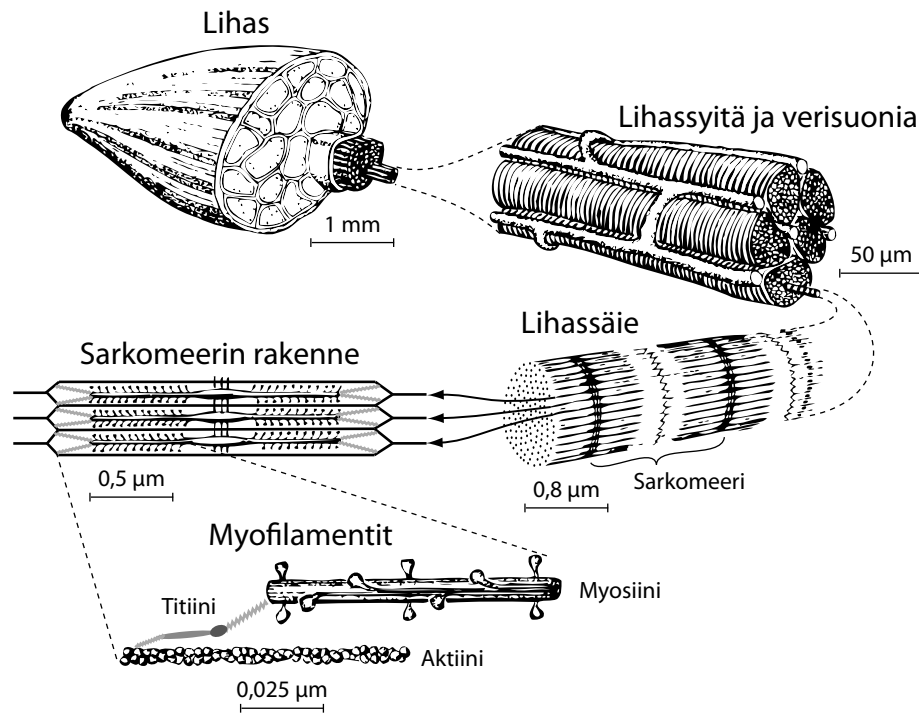
Lihas-jännekompleksin kiinnittymiskohtien välillä on yksi tai useampia niveliä, joissa lihas-jännekompleksin supistuminen saa aikaan liikettä. Kehon suuret liikkeet ovat isojen nivelten ympäri tapahtuvia kiertoliikkeitä. Kullakin nivelen liikkeellä on yksi tai useampi *agonisti* eli vaikuttajalihas. Lisäksi liikkeeseen voi osallistua *synergistejä* eli myötävaikuttajia, jotka tukevat niveltä liikkeen aikana. Liikkeelle vastakkaisen liikkeen aiheuttaa *antagonisti* eli vastavaikuttaja. Jos nivelen on tarkoitus pysyä liikkumattomana, vaikuttaja- ja vastavaikuttajalihakset supistuvat samanaikaisesti. (Gowitzke & Milner 1980, 106–109.)

Lihastyötä, jossa lihas-jännekompleksi lyhenee, kutsutaan *konsentriseksi* lihastyöksi. Ulkoista voimaa vastustettaessa voi käydä niin, että lihas-jännekompleksi pitenee, vaikka lihas supistuu. Tällaista työtä sanotaan *eksentriseksi* lihastyöksi. *Isometriseksi* lihastyöksi sanotaan staattista supistusta, jossa lihas-jännekompleksin kokonaispituus ei muutu. (Komi 2003, 5.) Vaikka lihas-jännekompleksin kokonaispituus ei isometrisessä lihastyössä muutuakaan, erityisesti supistuksen alkuvaiheessa lihas lyhenee ja jänne pitenee (Challis 2008).

2.1.1 Lihas

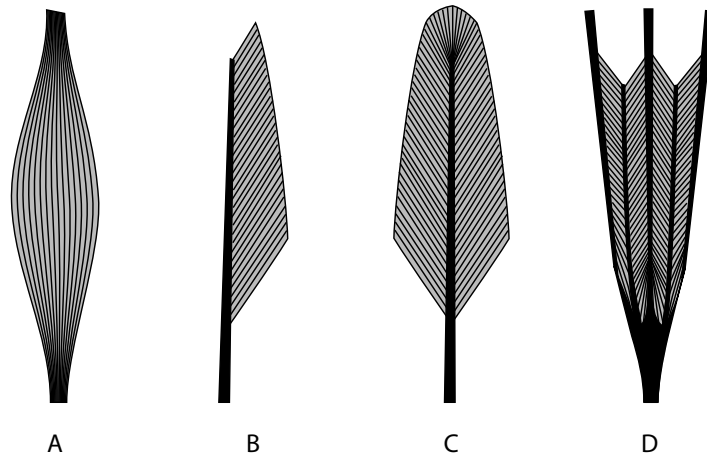
Lihas-jännekompleksin voimantuotto-ominaisuudet määräytyvät sen kiinnittymiskohtien ja lihaksen rakenteen mukaan (Lieber & Fridén 2000). Kuvassa 1 on esitetty sukkulamaisen lihaksen rakenne. Luurankolihakset koostuvat lihassoluista eli -systä sekä niitä ympäröivistä kalvorakenteista ja hiusverisuonista. Lihassyöt ovat noin 50 µm:n paksuisia ja jopa 10 cm:n pituisia soluja,

joissa saattaa olla tuhansia tumia. Lihassy muodostuu ohuista rinnakkaisista säikeistä, joiden paksuus on $1\ \mu\text{m}$ – $2\ \mu\text{m}$. Lihassäikeet puolestaan koostuvat peräkkäisistä sarkomeereista, joiden proteiinirakenteen ansiota lihassolujen supistumiskyky on. Sarkomeereissa on nimittäin proteiinifilamentteja, jotka kykenevät tarttumaan toisiinsa ja muuttamaan muotoaan. (Komi 2003, 50.)



KUVA 1. Lihäs koostuu kalvojen ympäröimistä lihassykimpuista. Yhdessä lihassyssä on useita rinnakkaisia lihassäikeitä, jotka koostuvat kymmenistätuhansista peräkkäisistä sarkomeereista (muokattu lähteistä Komi 2003 ja Monroy ym. 2012).

Lihassyt eivät suinkaan kulje kaikissa lihaksissa sukkulamaisen lihaksen tapaan pitkittäissuunnassa, vaan lihas voi olla myös esimerkiksi viuhkamainen tai sulkamainen. Kuvassa 2 on esitetty sukkulamaisen ja sulkamaisen lihaksen ero. Sulkamaisessa lihaksessa lihassyyn ja lihaksen tuottaman voiman vaikutussuoran välistä kulmaa kutsutaan pennaatiokulmaksi (vrt. lat. *penna*, sulka). Käyrää, joka leikkaa lihassyt kohtisuorassa kutsutaan lihaksen fysiologiseksi poikkileikkaukseksi. Lihaksen tuottama maksimivoima on suoraan verrannollinen fysiologisen poikkileikkauksen pinta-alaan eli niin sanottuun fysiologiseen poikkipinta-alaan, tai tarkkaan ottaen fysiologisen poikkileikkauksen sisältämien sarkomeerien yhteenlaskettuun pinta-alaan. (Gans 1982.) Lihassupistuksen maksiminopeus ja pituusmuutos taas riippuvat peräkkäisten sarkomeerien lukumäärästä ja lihassyiden pennaatiokulmasta (Wickiewicz ym. 1983).



KUVA 2. Sukkulamaisessa lihaksessa (A) lihassyöt suuntautuvat jänteen kiinnittymiskohdasta toiseen. Puolisulkaisessa (B), täyssulkaisessa (C) tai monisulkaisessa (D) lihaksessa lihassyiden ja jänteen välinen kulma voi olla suurikin.

Lihaksiin liikekäskyjä välittäviä liikehermosoluja sanotaan α -motoneuroneiksi. Niiden solukeskukset sijaitsevat selkäytimen etujuosteessa, ja viejähaarakkeet synaptoituvat lihassolujen kanssa lihaksen motorisessa pisteessä. Yhtä liikehermosolua ja sen hermottamia lihassoluja kutsutaan motoriseksi yksiköksi. Motorinen yksikkö on pienin tahdonalaisesti säädeltävä lihaksen osa. Kaikki saman motorisen yksikön lihassolut supistuvat aina kerralla. (Basmajian 1978, 6–7.)

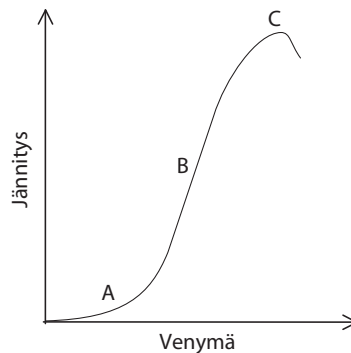
Samaan motoriseen yksikköön kuuluvat lihassolut sijaitsevat yleensä tasaisesti ympäri lihasta. Näin motorisen yksikön supistuessa aiheutuva paine jakautuu lihaskudoksessa tasaisesti. Joidenkin lihasten sisällä on kuitenkin toiminnallisesti toisistaan erillisiä anatomisia osia, lihassegmenttejä. Keskushermosto pystyy ohjaamaan kunkin segmentin motoristen yksiköiden aktiivisuutta erikseen. Näin lihakset voivat tuottaa erisuuntaisia voimia sen mukaan, minkä segmentin motoriset yksiköt kulloinkin ovat aktiivisena. (Wickham & Brown 1998.)

2.1.2 Jänne

Jänteet koostuvat proteoglykaanien, glykoproteiinien ja glykosaminoglykaanien muodostaman vesiliukoisesta solunulkoisesta väliaineesta ympäröimistä kollageenisäikeistä. Säikeet ovat järjestyneet sidekudoskalvon ympäröimiksi syiksi ja nämä puolestaan kimpuiksi, jotka nekin ovat sidekudoskalvon ympäröimiä. Jänteissä on jonkin verran myös muun muassa elastinista koostuvia elastisia säikeitä. Lepotilassa kollageenisäikeet ovat poimuuntuneina. (Magnusson ym. 2003.)

Poimuuntuminen on voimakkainta nelipäisen reisilihaksen kaltaisten vahvojen, painovoimaa vastaan työtä tekevien lihasten jänteissä (Järvinen ym. 2004).

Kuvassa 3 on esitetty tyypillinen jänteen jännitys-venymäkäyrä. Kun lepotilassa olevaa jännettä aletaan venyttää, on poimuuntuneiden kollageenisäikeiden ensin suoristuttava. Jännitys-venymäkäyrän alun epälineaarisen elastisen muodonmuutoksen alue johtuu tästä. Kun kollageenisäikeet ovat suoristuneet, alkaa lineaarisen elastisen muodonmuutoksen alue. Jännityksen kasvaessa liikaa tullaan epälineaarisen plastisen muodonmuutoksen alueelle. (Magnusson ym. 2003.)



KUVA 3. Jänteen tyypillinen jännitys-venymäkäyrä muodostuu A) epälineaarisen elastisen muodonmuutoksen alueesta, B) lineaarisen elastisen muodonmuutoksen alueesta ja C) plastisen muodonmuutoksen alueesta (muokattu lähteestä Magnusson ym. 2003).

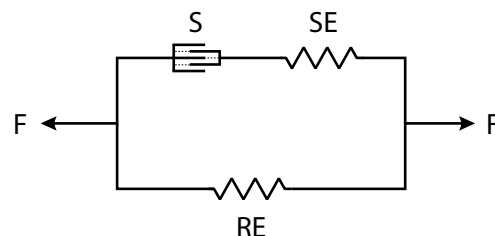
Jänteen viskoelastisia ominaisuuksia voidaan mallintaa jousella ja iskunvaimentimella. Jousen mallintama elastinen elementti noudattaa Hooken lakia $F = -kx$, missä k on jousen jäykkyydestä kertova jousivakio ja x on jousen poikkeama tasapainoasemasta. Iskunvaimentimen mallintamalle viskoosiselle elementille tyypillisiä ominaisuuksia ovat hystereesi (jännityksen vähentyessä vapautuu energiaa lämpönä), viruminen (venymä kasvaa ajan funktiona, kun kuorma pidetään vakiona) ja jännitysrelaksaatio (vakiovenymään asti kuormitetun jänteen jännitys pienenee ajan funktiona). Lämpötila vaikuttaa viskoelastisiin materiaaleihin: jänteen jäykkyys ja kimmokerroin pienenevät, kun lämpötila kasvaa. (Fung 1993, 41, 260–262.)

Sulkamaisissa lihaksissa jänteet jatkuvat levymäisinä kalvojänteinä (*aponeurosis*). Kalvojänne ja jänne eivät kuitenkaan mekaanisesti ole keskenään sarjassa, vaan voiman välittyminen lihassäikeistä lihaksen kiinnittymisjänteisiin on huomattavan monimutkainen ilmiö (Epstein ym. 2006). Lihas ja sitä ympäröivät rakenteet muodostavat toiminnallisesti monimutkaisen supistuvaa ja passiivista kudosta sisältävän kokonaisuuden. Supistuvan kudoksen tuottama voima

siirtyy näiden rakenteiden kautta paitsi jänteisiin myös vierekkäisiin lihaksiin ja jopa vastavai-
kuttajiin (Huijing 2003; Huijing ym. 2007). Lihäs-jännekompleksin supistumisnopeus ei mää-
räydykään pelkästään lihassolujen vaan myös kalvojänteen supistumisnopeuden mukaan. Erityi-
sesti silloin, kun kalvojänne on pitkä suhteessa lihakseen, kalvojänteen pituuden muutoksilla ja
pennaatiokulmalla on suuri vaikutus lihaksen supistumisnopeuteen, eivätkä suuretkaan pennea-
tiokulmat välttämättä pienennä lihaksen supistumisnopeutta merkittävästi. (Zuurbier & Huijing
1992.)

2.1.3 Hillin malli

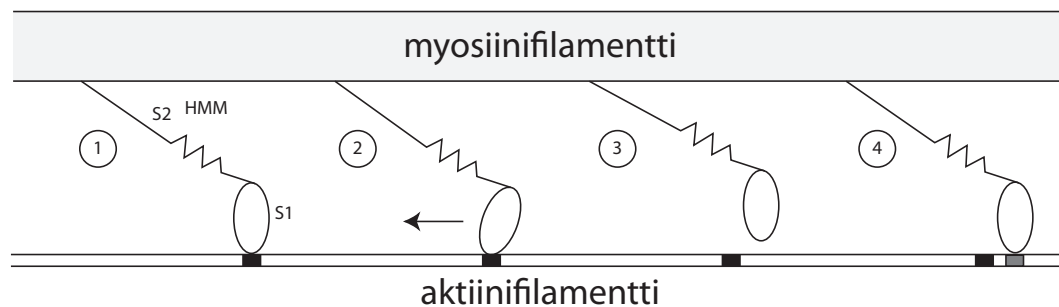
Lihäs-jännekompleksin mekaanista toimintaa kuvataan usein kolmiosaisella Hillin mallilla. Sen
mukaan lihas-jännekompleksi koostuu supistuvasta komponentista, sen kanssa sarjassa olevas-
ta elastisesta komponentista sekä rinnakkaisesta elastisesta komponentista (kuva 4). Supistu-
va komponentti on lihaksen aktiivinen osa. Sarjassa olevaa elastista komponenttia mallintaa
epälineaarinen jousi, joka mahdollistaa nopean siirtymisen aktiivisen ja passiivisen tilan välillä
sekä varastoi energiaa. Näiden kanssa rinnakkaista komponenttia mallintaa toinen epälineaari-
nen jousi, josta johtuvat lihaksen ominaisuudet erityisesti passiivista lihasta venytettäessä. (Hill
1949.)



KUVA 4. Hillin mekaaninen lihasmalli koostuu supistuvasta komponentista (S), sen kanssa sar-
jassa olevasta elastisesta komponentista (SE) sekä rinnakkaisesta elastisesta kompo-
nentista (RE). Kuvassa on esitetty myös lihas-jännekompleksia venyttävä voima F .

Hillin mallin supistuvaa komponenttia vastaavat lihassäikeiden sarkomeerit (Fung 1993, 405).
Lihassolujen supistumiskyky on sarkomeereissa olevien aktiini- ja myosiinifilamenttien ansio-
ta. Yli puoli vuosisataa on uskottu, että aktiini- ja myosiinifilamentit muodostavat poikkisiltoja,
ja liukuvat toistensa lomitse (kuva 5). (Huxley & Niedergerke 1954; Huxley & Hanson 1954;
Fung 1993, 413–414; Huxley 2000.) Viimeisimpien tutkimusten valossa näyttää kuitenkin siltä,

että myös titiinifilamentit osallistuvat voimantuottoon (Leonard & Herzog 2010; Monroy ym. 2012). Lihassolut jaetaan raskaan myosiiniketjun rakenteen mukaan tyyppeihin I, IIa ja IIx. Tyypin I solut ovat supistusnopeudeltaan hitaita ja myös väsyvät hitaasti. Tyypin II solut väsyvät nopeammin, mutta ovat nopeampia ja vahvempia: tyypin IIa solut kykenevät supistumaan kolme kertaa niin nopeasti kuin tyypin I solut, ja tyypin IIx solut ovat vielä nopeampia. (Komi 2003, 234–235.)



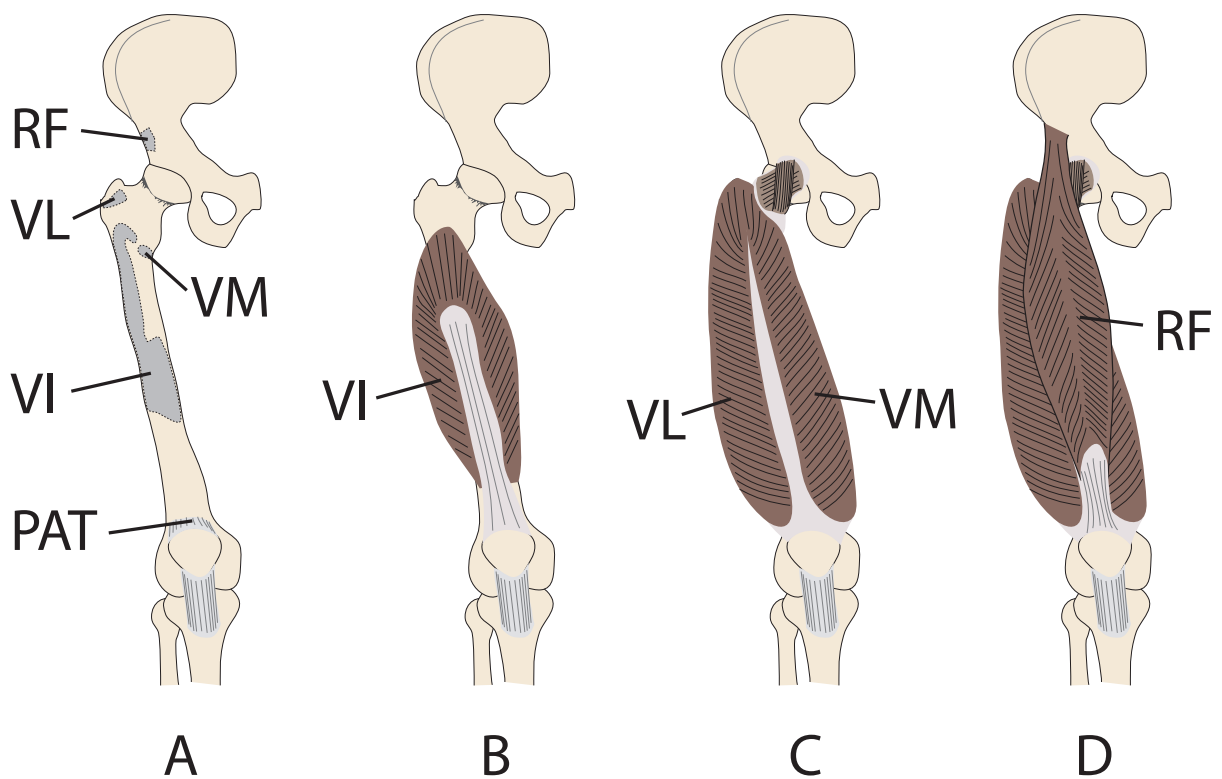
KUVA 5. Myosiinimolekyylit muodostavat aktiinin kanssa poikkisiltoja (1). Poikkisillan muodostava myosiinimolekyylin osa on raskas meromyosiiniketju (HMM), joka muodostuu kahdesta osasta: S1 ja S2. Kun S1 muuttaa muotoaan, aktiinifilamentti liikkuu nuolen suuntaan (2). Poikkisillan irrottaminen ja S1:n palauttaminen alkuperäiseen muotoonsa (3) vaatii energiaa, joka saadaan hydrolysoimalla lihaksen polttoaineena toimivaa adensiinitrifosfaattia. Tämän jälkeen poikkisilta muodostuu uuteen kohtaan (4). (Muokattu lähteestä Komi 2003, 118, 234.)

Kun Hill esitti lihasmallinsa, lihaksen toimintatapaa ei vielä juurikaan tunnettu. Malli onkin puhtaasti mekaaninen abstraktio, eikä sen osilla ja lihas-jännekompleksin todellisilla rakenteilla välttämättä ole suoranaista yhteyttä (Hill 1950; Martins ym. 1998). Usein kuitenkin ajatellaan, että sarjassa oleva elastinen komponentti muodostuisi sarkomeerin sisäisestä, eli myofilamenttien ja poikkisiltojen elastisuudesta (Martins ym. 1998). Esimerkiksi myosiinifilamentissa on havaittu elastinen osa. Vastaavasti rinnakkaisen elastisen komponentin ajatellaan muodostuvan sidekudoksen sekä lihassolujen solukalvon elastisuudesta (Martins ym. 1998).

2.2 Nelipäisen reisilihaksen anatomia

Nelipäisen reisilihaksen rakenne on suhteellisen monimutkainen (kuva 6). Sillä on neljä päätä, joista sisempi reisilihas (*m. vastus medialis*), keskimmäinen reisilihas (*m. vastus intermedius*) ja ulompi reisilihas (*m. vastus lateralis*) vaikuttavat polvinivelen yli. Niiden tehtävä on polven

ojennus. Muista päistä poiketen suora reisilihas (*m. rectus femoris*) ulottuu myös lonkkanivelen yli. Myös sen pääasiallinen tehtävä on polven ojennus, mutta se osallistuu lisäksi lonkan koukistukseen ja loitonnukseseen. Yhteisenä kiinnittymisjanteena toimii polvilumpion jänne (*lig. patellae*), joka kiinnittyy sääriluun kyhmyyn (*tuberositas tibiae*). Jänteen sisässä on polvilumpio (*patella*), kolmiomainen jänneluu, joka estää jännettä hankautumasta ja kasvattaa sen vipuvartta. (Glenn & Samojla 2002.) Vipuvarsi on tästä huolimatta verraten lyhyt, joten pienikin nelipäisen reisilihaksen supistus saa aikaan laajan liikkeen polvinivelessä. Vastaavasti tietyn momentin tuottamiseen polvinivelessä tarvitaan suurempi lihasvoima kuin tarvittaisiin silloin, jos vipuvarsi olisi pitkä. (Visser ym. 1990.) Nelipäisen reisilihaksen tuottama voima saattaakin suurimmillaan olla jopa 17-kertainen ruumiin painoon verrattuna (Zernicke ym. 1977).



KUVA 6. Nelipäisen reisilihaksen yhteisenä kiinnittymisjanteena toimii polvilumpion jänne (PAT). Kohdassa A on esitetty sisemmän (VM), keskimmäisen (VI) ja ulomman (VL) reisilihaksen kiinnittymiskohdat reisiluun pinnalla sekä suoran reisilihaksen (RF) kiinnittymiskohta lonkkaluun pinnalla (kiinnittymiskohdat Moore & Dalley 1999, 540). Kohdassa B näkyy muiden päiden alle jäävä keskimmäinen reisilihas. Kohdassa C näkyy myös sisempi ja ulompi reisilihas ja kohdassa D lisäksi suora reisilihas.

Joissakin lähteissä myös polvilihasta (*m. articularis genus*) pidetään nelipäisen reisilihaksen osana (Puig ym. 1996; Flandry & Hommel 2011). Sillä ei kuitenkaan ole yhteisiä kiinnittymis-

kohtia nelipäisen reisilihaksen kanssa, vaan se lähtee reisiluun distaalisen (lähempänä raajan kärkeä olevan) osan pinnalta ja kiinnittyy polvinivelen nivelkapseliin (DiDio ym. 1967; Glenn & Samojla 2002). Polvilihak on löydettävissä valtaosalta ihmisiä, ja sen rakenteelliset vaihtelut ovat pieniä. Näin ollen sitä on syytä pitää itsenäisenä lihaksena. (DiDio ym. 1967.) Sitä tosin hermottaa sama reisihermo (*n. femoralis*) kuin nelipäistä reisilihastakin (Kimura & Takahashi 1987). Polvilihaksen tehtävää ei vielä tunneta tarkasti, mutta se näyttäisi tukevan muun muassa polven nivelkapselia ja polvilumpion yläpuolista limapussia (*bursa suprapatellaris*) estäen niitä jäämästä puristuksiin polven ojentuessa (DiDio ym. 1967; Kimura & Takahashi 1987; Woodley ym. 2012).

Sisempi reisilihas lähtee reisiluun (*os femoris*) takapinnalta reisiluun harjun (*linea aspera femoris*) sisäreunasta. Sen syyt suuntautuvat vinosti distaalisuuntaan ja ulospäin. Keskimäinen reisilihas jää sen alle ja peittää suurimman osan reisiluun etu- ja sivupinnoista, missä sen lähtökohta sijaitsee. Ulompi reisilihas lähtee reisiluun takapinnalta reisiluun harjun ulkoreunasta. Sen syyt suuntautuvat vinosti distaalisuuntaan ja sisäänpäin. (Bianchi ym. 2002.) Syyt ovat ultraäänitutkimusten mukaan rennossa lihaksessa huomattavan kaareutuneita, mutta suoristuvat jo pienillä voimatasoilla (Hodgson ym. 2006). Keskimäisen reisilihaksen etupinnalla ja sisemmän ja ulomman reisilihaksen välissä on kalvojänne (Glenn & Samojla 2002).

Suora reisilihas on poikkileikkaukseltaan pyöreähkö, ja kiinnittymiskohtaansa lukuun ottamatta se on täysin erillinen muista nelipäisen reisilihaksen päistä. Suoran reisilihaksen lihasrunko sijaitsee proksimaalisemmin (lähempänä raajan tyveä) kuin nelipäisen reisilihaksen muiden osien lihasrungot. Nelipäisessä reisilihaksessa lihaksen jokaisella päällä on itsenäinen hermotus, mutta päiden sisällä ei ole havaittu segmenttejä, jotka toimisivat itsenäisesti. Hasselman ym. (1995) tosin havaitsivat, että suoran reisilihaksen proksimaalipään jänne saattaa itse asiassa koostua erillisistä syvästä ja pinnallisesta osasta. On siis mahdollista, että suora reisilihas koostuukin kahdesta erillisestä segmentistä. Jänteen pinnallinen osa lähtee suoliluun harjun alaetukärjestä (*spina iliaca anterior inferior*) ja jatkuu lihaksen proksimaalipään etupinnan peittävänä kalvojänteenä. Syvä osa lähtee lonkkamaljan (*acetabulum*) yläreunasta, ja jatkuu lihaksen sisällä sagittaalitasoon suuntaisena kalvojänteenä. Lihassyyt suuntautuvat molemmilta kalvojänteiltä distaalisesti ja kiinnittyvät lihaksen takaosan leveään, polvilumpion jänteeeseen yhteydessä olevaan kalvojänteeseen. Pinnallisesta kalvojänteestä lähtevät lihassyyt kulkevat lihaksen reunalla ja muodostavat puolisulkaisen rakenteen, kun taas syvästä kalvojänteestä lähtevät lihassyyt kulkevat lihaksen keskellä ja muodostavat täyssulkaisen rakenteen. (Wickiewicz ym. 1983; Bianchi ym. 2002.)

Suoran reisilihaksen ja ulomman reisilihaksen välissä on kalvojänne, johon molempien lihasten lihassyt kiinnittyvät. Suoran reisilihaksen syyt kiinnittyvät kalvojänteen sisäpinnalle ja ulomman reisilihaksen syyt ulkopinnalle. Suora reisilihas ja ulompi reisilihas ovatkin mekaanisesti tiiviissä yhteydessä. Tämä rectus–vastus–kalvojänne on lisäksi yhteydessä keskimmäisen reisilihaksen etupinnalla ja sisemmän ja ulomman reisilihaksen välissä sijaitsevaan vastuskalvojänteeseen. (Glenn & Samojla 2002.) Bojsen-Møller ym. (2003) mittasivat polven ojennuksen aikana kalvojänteen liikkeeksi 12 mm. Heidän mukaansa jänteiden ja kalvojänteiden rakenteessa on kuitenkin suurta yksilöllistä vaihtelua, ja joissakin tutkimuksissa kalvojänteen on mitattu liikkuvan jopa 30 mm–40 mm (Bojsen-Møller ym. 2003).

Suoran reisilihaksen ja keskimmäisen reisilihaksen väliset rakenteelliset erot johtavat siihen, että siirtymät kalvojänteen molemmin puolin poikkeavat toisistaan (Blazevich ym. 2006). Lisäksi keskimmäisen reisilihaksen polvilumpioon kiinnittyvän jänteen poimuttuneisuus on noin kolminkertaista suoran reisilihaksen jänteeseen verrattuna. Suoran reisilihaksen jänne reagoi siis pienempiin voimiin ja venyy nelipäisen reisilihaksen supistuksen aikana vähemmän kuin keskimmäisen reisilihaksen jänne. (Franchi ym. 2009.) Tästä huolimatta keskimmäinen reisilihas tuottaa pienillä voimatasoilla nelipäisen reisilihaksen voimasta suhteellisesti kaikkein suurimman osuuden – jopa yli puolet. Voiman kasvaessa keskimmäisen reisilihaksen osuus voimantuotosta pienenee. Suoran reisilihaksen ja ulomman reisilihaksen osuudet kasvavat hieman, mutta pysyttelevät noin 20 prosentissa. Samaan tapaan sisemmän reisilihaksen osuus kasvaa hieman, mutta pysyttelee noin 10 prosentissa. (Zhang ym. 2003.)

Nelipäisen reisilihaksen lihassyt ovat melko lyhyitä (keskipituus 60 mm–70 mm). Niiden pennaatiokulma on 0° – 5° lukuun ottamatta ulomman ja sisemmän reisilihaksen distaalipäätä, jossa pennaatiokulmat ovat 30° – 45° . (Wickiewicz ym. 1983.) Suuren poikkipinta-alansa sekä suurten pennaatiokulmien ja lyhyiden lihassyiden ansiosta nelipäinen reisilihas soveltuu erityisen hyvin suurten voimien tuottamiseen (Lieber & Fridén 2000).

2.3 Voimaharjoittelun vaikutukset

Voimaharjoittelun tarkoitus on kasvattaa tai ylläpitää suurinta voimaa, jonka lihas pystyy tuottamaan tietyllä liikenopeudella. Voimaharjoitteissa lihassupistusta vastustava kuorma valitaan niin suureksi, että täydellinen uupumus saavutetaan jo muutamalla toistolla. Esimerkiksi Berger (1962) totesi voimatason kasvun olevan tehokkainta 3–9 toiston mittaisilla sarjoilla. Täl-

lainen voimaharjoittelu muuttaa lihaksen rakennetta. Parhaiten tunnettu voimaharjoittelun aiheuttama rakennemuutos lihaksessa on lihassyiden hypertrofia eli poikkipinta-alan kasvaminen. Poikkipinta-alan kasvu johtuu lihassäikeiden määrän lisääntymisestä: lihassäikeet jakautuvat pitkittäissuunnassa tuottaen uusia lihassäikeitä. Lihassolujen määrän ei sen sijaan ole todettu ihmisillä kasvavan. Harjoittelun aiheuttama kasvu on nopeissa lihassoluissa suurempaa kuin hitaissa lihassoluissa, joten hypertrofia lisää nopeiden lihassolujen suhteellisesta osuutta poikkipinta-alasta. (MacDougall ym. 1980.)

Lihassäikeet voivat myös kasvaa pituutta siten, että uusia sarkomeereja muodostuu lihassäikeiden päihin. Aikaisemmin tätä ei ollut havaittu tapahtuvan harjoittelun seurauksena, mutta esimerkiksi raajan liikkumattomaksi asettamisen oli havaittu aiheuttavan lihassäikeiden pitene mistä tai lyhenemistä, kun lihas mukautuu uuteen lepopituuteensa (Kawakami 2005). Blaze vich ym. (2003, 2007) ja Seynnes ym. (2007) ovat kuitenkin havainneet tiettyntyyppisen harjoittelun kasvattavan lihassykimppujen pituutta. Lihassäikeiden pituuden kasvu saattaa olla yhteydessä harjoittelussa käytettävään liikelaajuuteen (Blaze vich ym. 2007).

Sulkamaisen lihaksen poikkipinta-alan kasvun on havaittu olevan yhteydessä pennaatiokulman kasvuun (Rutherford & Jones 1992; Aagaard ym. 2001). Kawakami ym. (1993, 1995) totesivat voimaharjoittelun kasvattavan lihassyiden pennaatiokulmaa kolmipäisessä olkalihaksessa (*m. triceps brachii*). Henriksson-Larsén ym. (1992) eivät havainneet vastaavaa kasvua ulomassa reisilihaksessa, mutta koehenkilöjoukko koostui harjoittelemattomista naisista, ja pienet erot lihaksen poikkipinta-alassa saattavat selittää tilastollisen merkitsevyyden puutteen. Kawakami ym. (1993) totesivat myös, että voimaharjoittelustaustaisilla lihassäikeet eivät kulkeneet suoraviivaisesti, vaan kaartuivat. Tämä saattaa johtaa venymän epätasaiseen jakautumiseen lihaksessa (Blemker ym. 2005). Toisaalta Rutherford & Jones (1992) löysivät merkitsevän korrelaation ulomman ja keskimmäisen reisilihaksen poikkipinta-alan ja pennaatiokulman välillä. Pennaatiokulman kasvu voi haitata merkitsevästi lihaksen poikkipinta-alan kasvun aiheuttamaa enimmäisvoiman kasvua (Kawakami 2005). Pennaatiokulma vaikuttaa huomattavasti myös kalvojänteen venymään (Chi ym. 2010).

Rabita ym. (2000) havaitsivat neljän viikon voimaharjoittelujakson lisäävän aktiivisuutta ainoastaan suorassa reisilihaksessa. Harjoittelun vaikutukset nelipäisen reisilihaksen päihin vaihtelevat yksilöllisesti (Rabita ym. 2000). Poikkipinta-alan kasvun on havaittu kahden kuukauden voimaharjoittelujakson aikana olevan sisemmässä ja keskimmäisessä reisilihaksessa voimakkaampaa kuin suorassa ja ulomassa reisilihaksessa (Narici ym. 1989). Voimaharjoittelu saat-

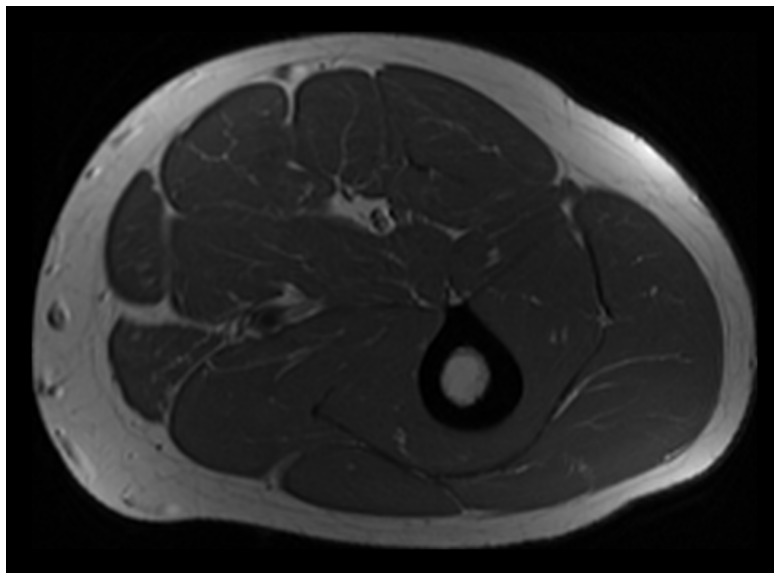
taa myös muuttaa lihasten aktivaatiomallia, jotta voiman siirtyminen rakenteeltaan erilaisten lihasten välillä olisi ihanteellista. Tietyssä liikkeen vaiheessa aktivoituvat ne lihakset, jotka ovat halutun suuntaisen voiman tuottamisessa tehokkaimpia. (Blazevich ym. 2006.)

Voimaharjoittelun ei ole todettu lisäävän jänteen murtolujuutta, vaikka kestävyysharjoittelussa näin on havaittu tapahtuvan. Ero voi johtua jänteen huonosta verenkierrosta tai siitä, että jänteen harjoitusvaste perustuu lihassupistusten lukumäärään eikä suurimpaan tuotettuun voimaan kuten lihaksen harjoitusvaste. (Simonsen ym. 1995.) Ultraäänitutkimukset ovat osoittaneet, että voimaharjoittelu saattaa kuitenkin lisätä jänteen jäykkyyttä (Kubo ym. 2006).

3 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN SISÄINEN DYNAMIIKKA

3.1 Nopeuskoodattu magneettikuvaus

Magneettikuvaus (*magnetic resonance imaging*, MRI) on kajoamaton tilavuuskuvantamismenetelmä, jota käyttäen kuvattavasta kohteesta voidaan muodostaa poikkileikkauskuvia mielivaltaisesti valitussa tasossa. Magneettikuvan kuva-alkiot vastaavat kuvattavan leikkeen tilavuusalkiota. Kuvassa 7 on reidestä transversaalitasossa otettu magneettikuva.



KUVA 7. Magneettikuvassa näkyy poikkileikkaus reidestä. Leikkeen paksuus on 7 mm ja kuva-alkion koko 0,859 mm × 0,859 mm.

3.1.1 Ydinmagneettinen resonanssi-ilmiö

Magneettikuvaus perustuu ydinmagneettiseen resonanssi-ilmiöön: Tietyillä atomiytimillä on niiden spinluvusta riippuva magneettinen momentti. Ulkoisessa magneettikentässä tällaisista ytimestä muodostuvan ydinpopulaation magnetoitumisvektori kääntyy kentän suuntaiseksi. Suurin osa ytimestä asettuu perustilaan, eli niiden magneettiset momentit osoittavat ydinpopulaation magnetoitumisvektorin suuntaan. Osa ytimestä asettuu kuitenkin virittyneeseen tilaan, jossa niiden magneettinen momentti osoittaa ydinpopulaation magnetoitumisvektoria vastaan. Kun ydinpopulaation tasapainotilaa häiritään lähettämällä radiotaajuisia sähkömagneettisia pulsseja,

saadaan signaali, joka on verrannollinen perustilassa ja virittyneessä tilassa olevien spinpopulaatioiden kokoeroon. (Foster 1984, 2–3.)

Yksittäiset magneettiset momentit eivät järjesty aivan täysin ulkoisen magneettikentän suuntaisesti, vaan ne pysyvät pienessä pyörimisliikkeessä magneettikenttään nähden. Tätä liikettä kutsutaan prekessioksi. Prekessioliikkeen taajuus on suoraan verrannollinen ytimen gyromagneettiseen suhteeseen ja ulkoisen magneettikentän voimakkuuteen, ja sitä kutsutaan Larmor-taajuudeksi. Ydin voi siirtyä perustilasta virittyneeseen tilaan absorboimalla fotonin, jonka energia on $E = h\nu$, missä h on Planckin vakio ($6,626 \times 10^{-34}$ J s) ja ν on ytimen Larmor-taajuus. (Foster 1984, 3.)

3.1.2 Magneettiresonanssi-ilmion hyödyntäminen kuvantamisessa

Magneettikuvauslaitteessa on voimakas homogeeninen magneettikenttä, joten kuvattavan kohteen magnetoitumisvektori kääntyy kuvauslaitteen kentän suuntaiseksi, ja ytimet alkavat prekessoida magnetoitumisvektorin ympäri Larmor-taajuudellaan. Kohteen ympärille asetetaan kela, joka toimii antennina. (Liang & Lauterbur 1999, 60–62, 69–72.) Kun magneettikentän suuntaiseksi asettuneiden ydinten tasapainotilaa häiritään lähettämällä Larmor-taajuinen sähkömagneettinen virityspulssi, ydinten prekessioliike kasvaa, ja koko ydinpopulaation magnetoitumisvektori alkaa prekessoida päämagneettikenttää vastaan kohtisuorassa tasossa (Liang & Lauterbur 1999, 76–79). Prekessoiava magneettikenttä indusoi antennina toimivassa kelassa jännitteen, ydinmagneettisen resonanssisignaalin (Liang & Lauterbur 1999, 94–95). Ydinpopulaation prekessio ja poikittainen magnetoituminen alkavat vaimentua heti virityspulssin päätyttyä. Vaimeneminen on kuvattavasta kohteesta riippuvaista, ja sitä kuvataan aikavakioilla T_1 (pitkittäinen relaksaatioaika) ja T_2 (poikittainen relaksaatioaika). (Liang & Lauterbur 1999, 91–94.) Kuvausparametrien valinnalla voidaan tuottaa esimerkiksi ydintiheys-, T_1 - tai T_2 -painotteisia kuvia sen mukaan, mikä kuvien käyttötarkoitus on, ja näin parantaa tietyn kudoksen erottuvuutta (Liang & Lauterbur 1999, 227–229).

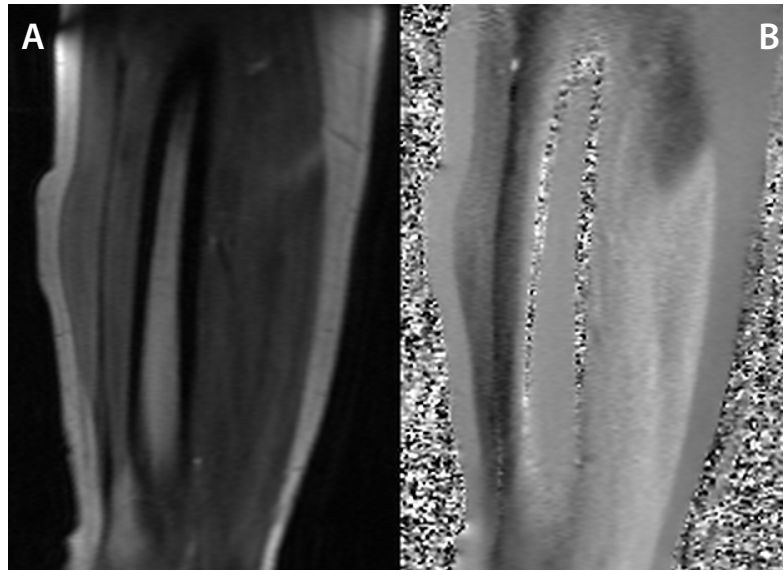
Vedyn yleisintä isotooppia ^1H on kaikissa kudoksissa. Sitä on runsaasti muun muassa vedessä ja rasvassa, jotka muodostavat noin 80 % kehon massasta. Noin 10 % elimistömme kokonaisuudesta ja 63 % sen kaikista atomeista on vetyä. (Sheng & Huggins 1979; Woodard & White 1986.) Niinpä ytimet viritetään magneettikuvauksessa tavallisesti vedyn ^1H -isotoopin Larmor-taajuudella, joka on 42,58 MHz/T (Liang & Lauterbur 1999, 59).

Koska ydinten prekessiotaajuus riippuu magneettikentästä, voidaan kuvattavasta kohteesta saada paikkatietoa muuttamalla magneettikentän voimakkuutta paikan funktiona gradienttikelojen avulla. Magneettikuvauksessa käytetään kolmea gradienttikelaa, joilla pystytään muuttamaan magneettikenttää kolmessa tasossa (X, Y, Z). Ilman gradienttikeloja kaikilla kuvauslaitteen kentässä olevilla ^1H -ytimillä olisi sama Larmor-taajuus. Kun gradienttikelaan kytketään virta, magneettikentän voimakkuus sen tasossa muuttuu siten, että kentän voimakkuus pienenee toisessa päässä ja kasvaa toisessa päässä. Kentän eri päissä olevilla ytimillä on siten toisistaan poikkeavat Larmor-taajuudet. Gradientteja käytetään leikkeen valintaan sekä signaalin taajuus- ja vaihekoodaamiseen. (Liang & Lauterbur 1999, 141–144.)

3.1.3 Liikenopeuden mittaaminen

Gradienttikentässä liikkuvan ytimen ja paikallaan pysyvän ytimen välille syntyy liikkuvan ytimen nopeuteen verrannollinen vaihesiirto. Muuttamalla gradienttia ja toistamalla mittaus voidaan signaalista erottaa ne vaihe-erot, jotka ovat tasaisella nopeudella tapahtuvan liikkeen aiheuttamia. Näin saadun vaihekuvan kuva-alkion kirkkaus on verrannollinen tilavuusalkion ydinten nopeuteen koodaussuunnassa (kuva 8). (Pelc ym. 1991.) Nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla voidaan saada tietoa muun muassa kudoksen liikkeestä supistuksen aikana, lihaksen osien ja lihasten yhteistoiminnasta, muodonmuutoksista lihaksissa ja kalvojänteissä sekä lihaskompleksin rakenteen ja toiminnan välisestä yhteydestä (Drace & Pelc 1994a,b,c; Lee ym. 2006; Finni ym. 2008; Wen ym. 2008; Shin ym. 2009).

Jos virtausnopeus vaihtelee, liike aiheuttaa kuvaan liikeartefaktia. Artefaktin korjaamiseksi voidaan käyttää virtauksen kompensatiota, joka lisää leikkeenvalinta- ja lukugradienttiin kolmannen pulssin. Pulssien pinta-alojen suhde on $1 : -2 : 1$, joten paikallaan pysyvien tai tasaisella nopeudella liikkuvien spinien vaihe ei häiriinny. Jotta muuttuvanopeuksisen virtauksen vaihevirheet saadaan korjatuiksi, täytyy gradienttipulssit kytkeä toistamiseen, minkä vuoksi kaikuviive kasvaa ja signaali heikkenee. (Pelc ym. 1991; Liang & Lauterbur 1999, 271–272.)



KUVA 8. Kuvassa on tavanomainen (A) ja nopeuskoodattu (B) sagittaalitasoon poikkileikkaus reidestä. Nopeuskoodatun magneettikuvan kuva-alkioiden kirkkaus on verrannollinen tilavuusalkion ydinten nopeuteen koodaussuunnassa: keskiharmaa tarkoittaa ei liikettä, valkoinen nopeaa liikettä ylöspäin ja musta alaspäin. Kuvassa takareiden lihakset supistuvat (vaalea alue) ja etureiden lihakset rentoutuvat (tumma alue). Ilma ja kuoriluu näkyvät kuvassa kohinana, sillä niiden protonitiheys on olematon ja alueilta saatava signaali on pelkkää häiriötä.

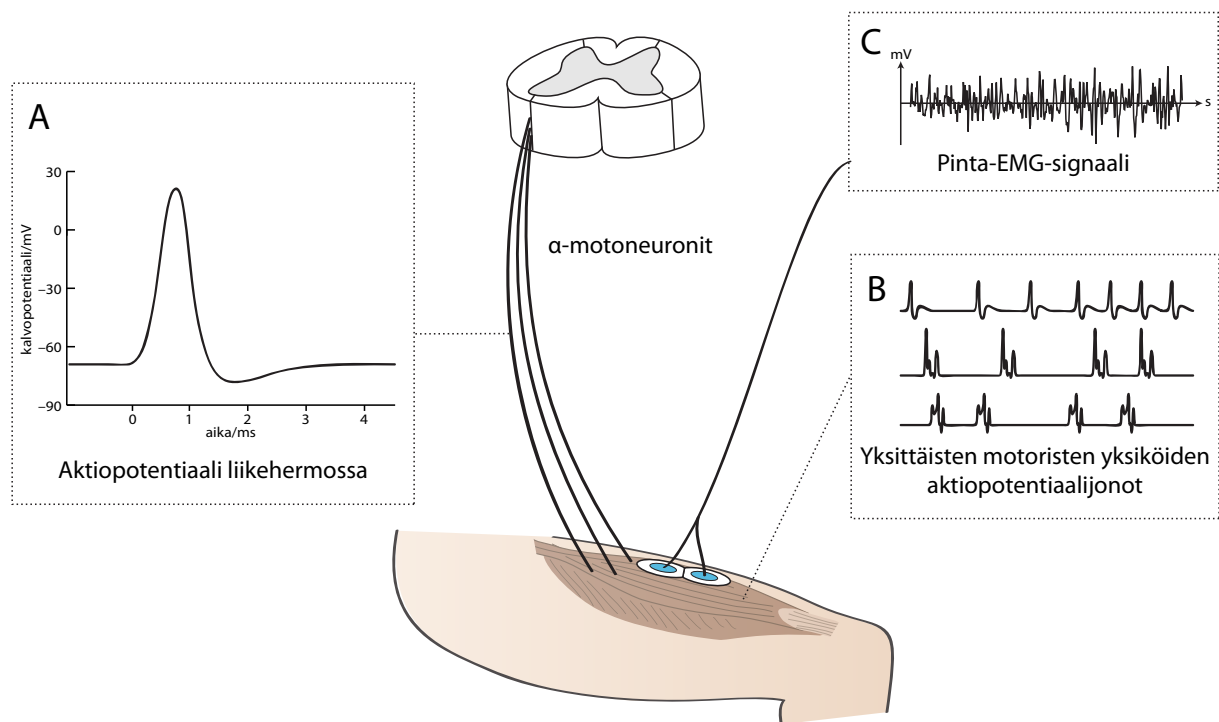
3.2 Muita tutkimusmenetelmiä

3.2.1 Lihassähkökäyrä

Lihassähkökäyrä (EMG) on kuvaus lihasten sähköisestä aktiivisuudesta ajan funktiona (Reaz ym. 2006). Liikekäskyt kulkevat keskushermostosta liikehermosolun viejähaaraketta pitkin sähköisen potentiaalimutoksina solukalvolla. Kun tämä niin sanottu aktiopotentiaali saavuttaa hermo-lihasliitoksen, viejähaarakkeen päästä vapautuu liikehermosolun ja lihassolun väliseen synapsirakoon asetyylikoliinia, joka välittää liikekäskyn liikehermosolusta lihassoluun kemiallisesti. Asetyylikoliini sitoutuu lihassolussa reseptoreihin, ja avaa natriumkanavat, minkä seurauksena aktiopotentiaali jatkaa matkaansa lihassolun solukalvolla. (Komi 2003, 56.)

Aktiopotentiaalit on mahdollista rekisteröidä sopivilla elektrodeilla. Lihaksen sisäisillä neula- ja lankaelektrodeilla voidaan rekisteröidä jopa yksittäisten lihassolujen aktiopotentiaaleja. Niiden käyttö suurissa lihaksissa on kuitenkin hankalaa, eikä neulan tai kanyylin pistäminen lihakseen

välttämättä tule kyseeseen. EMG-mittaus on kuitenkin mahdollista myös isommilla, ihon pinnalle kiinnitettävillä elektrodeilla. Tällöin elektrodi rekisteröi aktiopotentiaaleja laajalta alueelta ympäristöstään niin, että lähellä elektrodia ja ihon pintaa olevien lihassyiden aktiopotentiaalit rekisteröityvät voimakkaimpina, ja eri lähteistä tulevat aktiopotentiaalit summautuvat yhteen (kuva 9). Näin ollen pinta-EMG:n avulla voidaan tutkia lähinnä suuria pinnallisia lihaksia. (Reaz ym. 2006.)



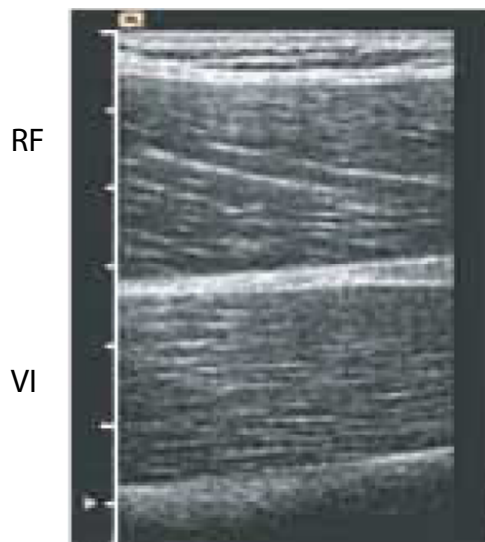
KUVA 9. Liikehermosolujen aktiopotentiaalit (A) välittyvät hermo-lihasliitoksessa motorisen yksikön lihassoluihin. Lihassolujen aktiopotentiaalit summautuvat siten, että kullakin motorisella yksiköllä on yksilöllinen muotoinen aktiopotentiaali (B). Kun lihaksen sähköistä aktiivisuutta mitataan ihon pinnalla olevalla EMG-elektrodilla, saatavaan signaaliin summautuu aktiopotentiaaleja lukuisista lähialueen lihasten motorisista yksiköistä (C).

Mitattava aktiopotentiaali solukalvon pinnalla on joitakin kymmeniä millivolteja. Rekisteröitävän EMG-signaalin amplitudi on yleensä mikro- tai millivolttiluokkaa, joten se on vahvistettava ennen käsittelyä. Kun vahvistettu EMG-signaali tasasuunnataan ja integroidaan, saadaan hyvä osoitin lihaksen aktiivisuuden asteesta integrointivälillä. EMG ei kuitenkaan anna tietoa lihaskompleksin sisäisestä mekaniikasta. (Reaz ym. 2006.)

3.2.2 Kuvantaminen

Lihäs-jännekompleksin sisäistä mekaniikkaa voidaan tutkia muillakin kuvantamismenetelmillä kuin nopeuskoodattua magneettikuvausta käyttäen. Eräs uudehko, lupaava magneettikuvauksen muoto on diffuusiotensorikuvantaminen (*diffusion tensor imaging*, DTI), jolla voidaan kartoittaa esimerkiksi lihassyiden pennaatiokulmia ja kaareutumista kokonaisista lihaksista kerralla (van Donkelaar ym. 1999; Budzik ym. 2007). DTI perustuu veden diffuusion mittaamiseen. Joukosta diffuusiopainotteisia magneettikuvia lasketaan diffuusiotensori jokaiselle tilavuusalkiolle. Tensorin ominaisarvot ja ominaisvektorit kuvaavat kudoksen anisotrooppisuutta tilavuusalkiossa. Diffuusiotensorin suurinta ominaisarvoa vastaavan ominaisvektorin voidaan olettaa olevan tilavuusalkiossa kulkevien lihassyiden suuntainen. (Van Donkelaar ym. 1999.)

Toinen, hyvin suosittu menetelmä on ultraäänikuvaus. Ultraäänikuvauksessa ihon pinnalle, kuvattavan kohteen päälle asetetaan sondi, joka lähettää ultraäänipulsseja. Äänet heijastuvat kudoksen rajapinnoista, ja mitattujen kaikkujen perusteella voidaan piirtää kuva tutkittavasta kohteesta (kuva 10). Magneettikuvaukseen verrattuna ultraäänien etuja ovat hinta ja siirrettävyys. Haittoja ovat magneettikuvaa pienempi kuva-alan koko ja erottelukyky. Lisäksi ultraäänikeilan suunta on vaikea hallita etenkin, jos kuvattavaa kohdetta liikutetaan. (Grassi ym. 2004; Lento & Primack 2008.)



KUVA 10. Ultraäänikuvassa näkyy osa keskimmäistä (VI) ja suoraa reisilihasta (RF) sagittaalitasossa (Blazevich ym. 2006). Keskellä näkyvä vaalea alue on kalvojännettä.

Myös ultraäänien avulla voidaan seurata kudoksen liikettä. Tekniikkaa kutsutaan ultraäänielastografiaksi. Ultraääniaaltojen epätasainen sirona erottelukykyä pienemmistä yksityiskohdista

aiheuttaa kuvaan satunnaisen pilkkukuvion, jonka liikettä voidaan seurata. (Farron ym. 2009; Peolsson ym. 2010.) Farron ym. (2009) vertasivat ultraäänielastografian ja tavallisen, visuaaliseen tarkasteluun perustuvan ultraäänimenetelmän avulla mitattuja jänteen venymiä. Elastografiamenetelmä antoi säännönmukaisesti suurempia venymiä (Farron ym. 2009).

Muista kuvantamistekniikoista voidaan mainita videofluoroskopia ja tietokonetomografia. Niiden haittana on kuitenkin ionisoiva säteily ja pehmytkudoksen heikompi erottuvuus magneettija ultraäänikuvaukseen verrattuna (Lento & Primack 2008).

3.2.3 Simulointi

Simuloinnissa käytetään apuna paikkansapitäväksi osoitettua mallia. Mallin parametreja muuttamalla mallinnetussa todellisuudessa voidaan tehdä kokeiluja tarkkaan valvotuissa olosuhteissa eli simuloida haluttu koeasetelma. Mallinnus on prosessi, jossa havaintojen perusteella muodostetaan tarkasteltavaa systeemiä kuvaava matemaattinen tai fysikaalinen malli ja kerätään tietoa mallin paikkansapitävyyden toteamiseksi. Matemaattinen malli on joukko tarkasteltavaa systeemiä kuvaavia yhtälöitä. Nykyisin matemaattiset mallit ovat lähes poikkeuksetta tietokonemalleja. Tietokonemallinnus tarkoittaa systeemiä kuvaavien matemaattisten yhtälöiden muodostamista, soveltuvan tiedon keruuta ja näiden yhtälöiden ja tietojen sisällyttämistä tietokoneohjelmaan. (Vaughan 1984.)

Simuloinnin reunaehdot ja mallin perusyhtälöt edellyttävät tutkimustietoa. Kudoksen mekaanisia ominaisuuksia voidaan mittaamalla selvittää eläimillä tai kuolleilla tehtävillä kokeilla. Lihaskompleksin rakennetta voidaan tutkia leikkelemällä eläimiä tai ruumiita tai kuvantamalla. (Narici 1999.) Hyväkään malli ei pysty kuvaamaan tarkasteltavaa systeemiä täydellisesti. Mallista joudutaan aina jättämään pois muuttujia, joiden merkityksen katsotaan olevan lopputuloksen kannalta vähäinen. Malli on siis parhaimmillaankin vain approksimaatio todellisuudesta. Approksimaation tarkkuutta tulee jatkuvasti testata vertaamalla mallista saatuja tuloksia kokeellisiin tuloksiin. (Hubbard 1993.) Mallin paikkansapitävyyttä ei kuitenkaan koskaan voida täydellisesti todistaa. Mallin päätarkoitushan on ennustaa tapahtumia tuntemattomissa tilanteissa, mutta matemaattisen mallin paikkansapitävyys voidaan todentaa vain rajallisessa määrässä tunnettuja tilanteita. (Panjabi 1979.)

Biomekaniikan asetelmien mallintaminen vaatii usein korkeaa matematiikkaa. Malleissa käytettävät matemaattiset kaavat saattavat olla hyvinkin monimutkaisia, ja useita vapausasteita sisältä-

vien mallien laskenta on hyvin raskasta. Yksi simuloinnin suurimmista vaaroista on käyttää mallia mustana laatikkona ymmärtämättä sen monimutkaisuutta ja rajoituksia. (Vaughan 1984.)

3.3 Lihas-jännekompleksin dynamiikkaa tarkastelevia tutkimuksia

Lihas-jännekompleksin sisäistä dynamiikkaa tutkittaessa on usein keskitytty tarkastelemaan kolmipäistä pohjelihasta (*m. triceps surae*). Se koostuu kolmesta päästä, joista kaksi pinnallisempaa, täyssulkaista päätä muodostavat polvi- ja nilkkanivelen yli ulottuvan kaksoiskantalihaksen (*m. gastrocnemius*). Niiden alla on nilkkanivelen yli ulottuva, monisulkainen leveä kantalihas (*m. soleus*). Kolmipäisen pohjelihaksen yhteisenä kiinnittymisjanteena toimii akillesjänne (*tendo calcaneus*). (Bojsen-Møller ym. 2004.)

Finni ym. (2003a) käyttivät vastaavaa menetelmää kuin tässä tutkimuksessa, mutta tutkimuskohteena oli kolmipäinen pohjelihas. He havaitsivat, että leveän kantalihaksen kalvojänteen venymä vaihteli kalvojänteen matkalla. Venymä akillesjanteessa oli sama tai suurempi kuin kalvojänteessä. Tutkijat havaitsivat kalvojänteen distaalipään lyhenevän supistuksessa, mikä oli heidän mielestään odottamatonta. Lisäksi he olivat sitä mieltä, että yksilölliset anatomiset erot, yksilöllinen vaihtelu hermostollisessa aktivaatiossa sekä voiman välittymisen monimutkaisuus tekevät lihas-jännekompleksin todenmukaisesta mallintamisesta äärimmäisen hankalaa. (Finni ym. 2003a.)

Finni ym. (2003b) tutkivat leveän kantalihaksen isometrisia supistuksia nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla. Suurimmat nopeudet mitattiin akillesjanteeseen kiinnittyvien kalvojänteiden pinnalta. Vastaavasti lihaksen proksimaalipäähän yhteydessä oleva etummainen kalvojänne ei liikkunut juuri ollenkaan. Nopeus ei ollut sama koko lihaksen matkalla, vaan vaihteli. Tutkijat olettivat vaihtelun johtuvan siitä, että aktiiviset motoriset yksiköt eivät olleet lihaksessa tasaisesti jakautuneena, sekä voimien välittymisestä lihassolujen välillä. (Finni ym. 2003b.)

Bojsen-Møller ym. (2004) tutkivat kolmipäistä pohjelihaksen kalvojänteiden välistä liukumaa ultraäänien avulla. He vahvistivat aikaisemmat havainnot siitä, että lihaksen päiden väliset siirtymät poikkeavat toisistaan. Teoriassa tämä aiheuttaa jänteen sisäisiä leikkausjännityksiä. Vaikka tutkijat leikkivät ennen ultraäänikuvauksia ruumiita kolmipäisen pohjelihaksen mekaanisten ominaisuuksien selvittämiseksi, he eivät mitanneet mahdollisia leikkausjännityksiä suoraan jän-

teestä. Lisäksi tutkimuksen rajoitteena voidaan pitää ultraäänikuvauksen rajallista kuva-alaa. (Bojsen-Møller ym. 2004.)

Hodgson ym. (2006) pyrkivät nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla selvittämään, miten leveän kantalihaksen lyhyet lihassolut pystyvät aiheuttamaan akillesjän-teessä liikkeen, joka on lähes yhtä suuri tai jopa pidempi kuin solujen pituus. Tutkijat esittivät osan tarvittavasta mekaanisesta vahvistuksesta olevan peräisin siitä, että kalvojänteet etään-tyvät toisistaan supistuksen aikana. Tutkijoiden mukaan puuttuva osuus saattaisi selittyä sillä, että jokin rajoittaa akillesjän-teen liikettä taaksepäin supistuksen aikana. He eivät kuitenkaan kyenneet osoittamaan pohkeesta tai nilkasta mitään tällaista liikettä rajoittavaa anatomista rakennetta. (Hodgson ym. 2006.)

Lee ym. (2006) tutkivat nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla, millainen vaikutus neljän viikon mittaisella raajan täydellisellä käyttämättömyydellä on kalvojänteen ja jänteen raken-teellisiin ja mekaanisiin ominaisuuksiin. Neljän viikon käyttämättömyyden seurauksena kolmi-päisen pohjelihaksen tilavuus pieneni 6 % ja voima 48 %. Käyttämättömyys muutti venymän jakautumista leveän kantalihaksen kalvojänteen keskiosassa huomattavasti. Tutkijat ehdottivat mahdollisiksi mekanismeiksi kalvojänteen jäykkyyden, lihassolujen pituuden ja pennaatiokul-man, lihaskalvojen tai lihaksen aktivaatiomallin muuttumista. (Lee ym. 2006.)

Shin ym. (2009) tutkivat nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla, jakautuuko venymä kak-soiskantalihaksen sisemmän pään yksittäisissä lihassykimpuissa tasaisesti. Tuloksena oli, että lihaksen proksimaalipäässä lihassykimpun venymä on pinnallisen kalvojänteen päässä noin kaksinkertainen akillesjän-teeseen kiinnittyvän syvän kalvojänteen päähän verrattuna. Vastaa-vasti lihaksen distaalipäässä venymä lähellä syvää kalvojäntettä on noin puolitoistakertainen pinnallisen kalvojänteen päähän verrattuna. Menetelmällisistä rajoituksista johtuen on epäsel-vää, tehtiinkö mittaukset todella lihassyiden suunnassa. Tutkijat kuitenkin testasivat menetelmän virheherkkyyttä toistamalla mittaukset 5° pienemmällä kulmalla ja 8° isommalla kulmalla, ja to-tesivat, ettei virheellä kulman valinnassa ollut suurta merkitystä lopputuloksen kannalta. (Shin ym. 2009.)

(Kinugasa ym. 2012) tutkivat lihaksen fysiologisen poikkipinta-alan muutoksia lihassupistuk-sen aikana tarkastelemalla kaksoiskantalihaksen sisempää päätä nopeuskoodatun magneettiku-vauksen avulla. He havaitsivat pinta-alan kasvavan konsentrisessä lihassupistuksessa enemmän kuin eksentrisessä. Tutkijoiden mukaan muodonmuutosten vaikutus ei rajoitu pelkästään supis-tuvaan lihakseen, vaan myös viereisten lihasten voimantuottosuunta saattaa muuttua. (Kinugasa ym. 2012.)

Pappas ym. (2002) tutkivat nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla, jakautuuko venymä tasaisesti hauislihaksessa, joka on kaksipäinen sukkulamainen lihas. Venymä oli tasaista lihaksen etureunassa mutta vaihteli lihaksen keskilinjan tuntumassa. Tutkijat esittävät, että epätasainen venymä johtuisi sisäisen kalvojänteen vaikutuksesta ja mahdollisesti sarkomeerien pituuden vaihtelusta lihaksen sisällä. (Pappas ym. 2002.)

Asakawa ym. (2002) tutkivat nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla, muuttuuko suora reisilihas polven koukistajaksi, kun sen kiinnittymisjänne irrotetaan polvilumpiosta ja yhdistetään jonkin polven koukistajan kiinnittymisjanteeseen. Tuloksena oli, että suora reisilihas toimii jänteensiirtoleikkauksen jälkeenkin polven ojentajana, mutta sen toiminta heikkenee leikkauksen seurauksena huomattavasti. Tutkijat esittävät, että merkittävä osa lihaksen tuottamasta voimasta välittyy arpikudoksen tai normaalin tukikudoksen kautta polven ojentajiin. Tutkittu jalan liike tuotettiin passiivisesti, joten tulokset eivät välttämättä päde aktiivisessa liikkeessä. (Asakawa ym. 2002.)

Aiemmassa tutkimuksessamme (Finni ym. 2008) tarkastelimme yksilöllisiä eroja nelipäisen reisilihaksen sisäisessä koordinaatiossa. Tutkimuksen koehenkilöt oli poimittu samasta joukosta kuin tässä tutkimuksessa, ja käytetyt menetelmät olivat samoja. Suoran ja keskimmäisen reisilihaksen välisen kalvojänteen liukumassa oli suuria yksilöllisiä eroja. Venymä sen sijaan oli tasaista koko matkalla: kalvojänne lyheni lihassupistuksen aikana kauttaaltaan keskimäärin 1,6%. (Finni ym. 2008.)

Toisessa tutkimuksessa (Wen ym. 2008) tarkastelimme nopeuskoodatun magneettikuvauksen avulla aivoverenkiertohäiriön vaikutusta reisilihasten koordinaatioon. Suoran reisilihaksen toiminta oli aivoverenkiertohäiriöpotilailla heikentynyt, ja lihaksesta mitatut nopeudet olivat pienempiä kuin terveillä. Tämä saattaa johtua hermostollisista syistä tai esimerkiksi tyyppin II lihassolujen suhteellisen poikkipinta-alan pienenemisestä aivoverenkiertohäiriön jälkeen. Myös polven koukistajien ja lonkan lähentäjien yhteisaktivaatio oli potilailla voimakkaampaa kuin terveillä. (Wen ym. 2008.)

Useimmissa tutkimuksissa tutkimuskohdetta on tarkasteltu vain kaksiulotteisesti. Tällöin ei saada tietoa mahdollisista muodonmuutoksista kuvatasoon nähden kohtisuorassa tasossa. Finni ym. (2003a) raportoivat varmistaneensa erillisillä mittauksilla sivusuuntaisen liikkeen olevan alle kuva-alkion luokkaa, mutta heidän eivät mitanneet liikettä kuvatasoon nähden kohtisuorassa tasossa. Kinugasa ym. (2012) raportoivat nopeudet kaikissa kolmessa suunnassa. Nopeus pysyy

kuitenkin koko ajan saman suuntaisena, mikä viittaa menetelmällisiin ongelmiin nopeuskuvien suodatuksessa.

LÄHTEET

- Aagaard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A.-M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Halkjær-Kristensen, J. & Simonsen, E. B. 2001. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The Journal of Physiology*, 534(2):613–623.
- Asakawa, D. S., Blemker, S. S., Gold, G. E. & Delp, S. L. 2002. In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. *Journal of Biomechanics*, 35(8):1029–1037.
- Basmajian, J. V. 1978. *Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography*. Williams & Wilkins, Baltimore, MD, 4th edition.
- Berger, R. A. 1962. Optimum repetitions for the development of strength. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 33(3):334–338.
- Bianchi, S., Martinoli, C., Waser, N. P., Bianchi-Zamorani, M. P., Federici, E. & Fasel, J. 2002. Central aponeurosis tears of the rectus femoris: sonographic findings. *Skeletal Radiology*, 31(10):581–586.
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R. & Horne, S. 2007. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103(5):1565–1575.
- Blazevich, A. J., Gill, N. D., Bronks, R. & Newton, R. U. 2003. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(12):2013–2022.
- Blazevich, A. J., Gill, N. D. & Zhou, S. 2006. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *Journal of Anatomy*, 209(3):289–310.
- Blemker, S. S., Pinsky, P. M. & Delp, S. L. 2005. A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. *Journal of Biomechanics*, 38(4):657–665.
- Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Kjær, M. & Magnusson, S. P. 2003. Measuring mechanical properties of the vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo in ultrasound imaging. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(4):259–265.

- Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Svantesson, U., Kjær, M. & Magnusson, S. P. 2004. Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 97(5):1908–1914.
- Budzik, J. F., Le Thuc, V., Demondion, X., Morel, M., Chechin, D. & Cotten, A. 2007. In vivo MR tractography of thigh muscles using diffusion imaging: initial results. *European Radiology*, 17(12):3079–3085.
- Challis, J. H. 2008. Muscle-tendon architecture and athletic performance. Teoksessa Zatsiorsky, V. M. (toim.), *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*, s. 33–55. Blackwell Science, Oxford.
- Chi, S.-W., Hodgson, J., Chen, J.-S., Edgerton, V. R., Shin, D. D., Roiz, R. A. & Sinha, S. 2010. Finite element modeling reveals complex strain mechanics in the aponeuroses of contracting skeletal muscle. *Journal of Biomechanics*, 43(7):1243–1250.
- DiDio, L. J., Zappalá, A. & Carney, W. P. 1967. Anatomico-functional aspects of the musculus articularis genus in man. *Acta Anatomica*, 67(1):1–23.
- van Donkelaar, C. C., Kretzers, L. J., Bovendeerd, P. H., Lataster, L. M., Nicolay, K., Janssen, J. D. & Drost, M. R. 1999. Diffusion tensor imaging in biomechanical studies of skeletal muscle function. *Journal of Anatomy*, 194(1):79–88.
- Drace, J. E. & Pelc, N. J. 1994a. Elastic deformation in tendons and myotendinous tissue: measurement by phase-contrast MR imaging. *Radiology*, (191):835–839.
- Drace, J. E. & Pelc, N. J. 1994b. Measurement of skeletal muscle motion in vivo with phase-contrast MR imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 4(4(2)):157–163.
- Drace, J. E. & Pelc, N. J. 1994c. Skeletal muscle contraction: analysis with use of velocity distribution from phase-contrast MR imaging. *Radiology*, (193):423–429.
- Epstein, M., Wong, M. & Herzog, W. 2006. Should tendon and aponeurosis be considered in series? *Journal of Biomechanics*, 39:2020–2025.
- Farron, J., Varghese, T. & Thelen, D. G. 2009. Measurement of tendon strain during muscle twitch contractions using ultrasound elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 56(1):27–35.

- Finni, T. 2006. Structural and functional features of human muscle-tendon unit. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(3):147–158.
- Finni, T., Havu, M., Sinha, S., Usenius, J.-P. & Cheng, S. 2008. Mechanical behavior of the quadriceps femoris muscle tendon unit during low load contractions. *Journal of Applied Physiology*, 104:1320–1328.
- Finni, T., Hodgson, J. A. & Lai, A. M. 2003a. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 95(2):829–837.
- Finni, T., Hodgson, J. A., Lai, A. M., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2003b. Mapping of movement in the isometrically contracting human soleus muscle reveals details of its structural and functional complexity. *Journal of Applied Physiology*, 95(5):2128–2133.
- Flandry, F. & Hommel, G. 2011. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 19(2):82–92.
- Foster, M. A. 1984. *Magnetic Resonance in Medicine and Biology*. Pergamon Press Ltd.
- Franchi, M., Quaranta, M., Macciocca, M., Pasquale, V. D., Ottani, V. & Ruggeri, A. 2009. Structure relates to elastic recoil and functional role in quadriceps tendon and patellar ligament. *Micron*, 40(3):370–377.
- Fung, Y.-C. 1993. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, New York, 2nd edition.
- Gans, C. 1982. Fiber architecture and muscle function. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 10(1):160–207.
- Glenn, L. L. & Samojla, B. G. 2002. A critical reexamination of the morphology, neurovasculature, and fiber architecture of knee extensor muscles in animal models and humans. *Biological Research for Nursing*, 4(2):128–141.
- Gowitzke, B. A. & Milner, M. 1980. *Understanding the Scientific Bases of Human Movement*. Williams & Wilkins, 2nd edition.
- Grassi, W., Filippucci, E. & Busilacchi, P. 2004. Musculoskeletal ultrasound. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 18(6):813–826.

- Hasselmann, C. T., Best, T. M., Hughes, IV, C., Martinez, S. & Garrett, Jr., W. E. 1995. An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(4):493–499.
- Henriksson-Larsén, K., Wretling, M.-L., Lorentzon, R. & Öberg, L. 1992. Do muscle fibre size and fibre angulation correlate in pennated human muscles? *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 64(1):68–72.
- Hill, A. V. 1949. The abrupt transition from rest to activity in muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 136(884):399–420.
- Hill, A. V. 1950. The series elastic component of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 137(887):273–280.
- Hodgson, J. A., Finni, T., Lai, A. M., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2006. Influence of structure on the tissue dynamics of the human soleus muscle observed in MRI studies during isometric contractions. *Journal of Morphology*, 267:584–601.
- Hubbard, M. 1993. Computer simulation in sport and industry. *Journal of Biomechanics*, 26(suppl. 1):53–61.
- Huijing, P. A. 2003. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(4):167–175.
- Huijing, P. A., van de Langenberg, R. W., Meesters, J. J. & Baan, G. C. 2007. Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 17(6):680–689.
- Huxley, A. F. 2000. Cross-bridge action: present views, prospects, and unknowns. *Journal of Biomechanics*, 33(10):1189–1195.
- Huxley, A. F. & Niedergerke, R. 1954. Structural changes in muscle during contraction. *Nature*, 173:971–973.
- Huxley, H. E. & Hanson, J. 1954. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, 173:973–976.
- Järvinen, T. A. H., Järvinen, T. L. N., Kannus, P., Józsa, L. & Järvinen, M. 2004. Collagen fibres of the spontaneously ruptured human tendons display decreased thickness and crimp angle. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(6):1303–1309.

- Kawakami, Y. 2005. The effects of strength training on muscle architecture in humans. *International Journal of Sport and Health Science*, 3(Special Issue 2005):208–217.
- Kawakami, Y., Abe, T. & Fukunaga, T. 1993. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 74(6):2740–2744.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S.-Y. & Fukunaga, T. 1995. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72(1–2):37–43.
- Kimura, K. & Takahashi, Y. 1987. *M. articularis* genus. Observations on arrangement and consideration of function. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 9(3):231–239.
- Kinugasa, R., Hodgson, J. A., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2012. Asymmetric deformation of contracting human gastrocnemius muscle. *Journal of Applied Physiology*, 112(3):463–470.
- Komi, P. V. (toim.) 2003. *Strength and Power in Sport*. Blackwell Science, Oxford, 2nd edition.
- Kubo, K., Komuro, T., Ishiguro, N., Tsunoda, N., Sato, Y., Ishii, N., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2006. Effects of low-load resistance training with vascular occlusion on the mechanical properties of muscle and tendon. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(2):112–119.
- Lee, H.-D., Finni, T., Hodgson, J. A., Lai, A. M., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2006. Soleus aponeurosis strain distribution following chronic unloading in humans: an in vivo MR phase-contrast study. *Journal of Applied Physiology*, 100:2004–2011.
- Lento, P. H. & Primack, S. 2008. Advances and utility of diagnostic ultrasound in musculoskeletal medicine. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 1(1):24–31.
- Leonard, T. R. & Herzog, W. 2010. Regulation of muscle force in the absence of actin-myosin-based cross-bridge interaction. *American Journal of Physiology. Cell Physiology*, 299(1):C14–20.
- Liang, Z.-P. & Lauterbur, P. C. 1999. *Principles of Magnetic Resonance Imaging. A Signal Processing Perspective*. IEEE Press, New York.
- Lieber, R. L. & Fridén, J. 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23(11):1647–1666.
- MacDougall, J. D., Elder, G. C. B., Sale, D. G., Moroz, J. R. & Sutton, J. R. 1980. Effects of strength training and immobilization on human muscle fibres. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 43(1):25–34.

- Magnusson, S. P., Hansen, P. & Kjær, M. 2003. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(4):211–223.
- Martins, J. A. C., Pires, E. B., Salvado, R. & Dinis, P. B. 1998. A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 151(3):419–433.
- Monroy, J. A., Powers, K. L., Gilmore, L. A., Uyeno, T. A., Lindstedt, S. L. & Nishikawa, K. C. 2012. What is the role of titin in active muscle? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 40(2):73–78.
- Moore, K. & Dalley, A. 1999. *Clinically Oriented Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD, USA.
- 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(2):97–103.
- Narici, M. V., Roi, G. S., Landoni, L., Minetti, A. E. & 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 and Occupational Physiology*, 59(4):310–319.
- Panjabi, M. 1979. Validation of mathematical models. *Journal of Biomechanics*, 12:238.
- Pappas, G. P., Asakawa, D. S., Delp, S. L., Zajac, F. E. & Drace, J. E. 2002. Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *Journal of Applied Physiology*, 92(6):2381–2389.
- Pelc, N. J., Herfkens, R. J., Shimakawa, A. & Enzmann, D. R. 1991. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance Quarterly*, 7(4):229–254.
- Peolsson, M., Löfstedt, T., Vogt, S., Stenlund, H., Arndt, A. & Trygg, J. 2010. Modelling human musculoskeletal functional movements using ultrasound imaging. *BMC Medical Imaging*, 10:9.
- Puig, S., Dupuy, D. E., Sarmiento, A., Boland, G. W., Grigoris, P. & Greene, R. 1996. Articular muscle of the knee: a muscle seldom recognized on MR imaging. *American Journal of Roentgenology*, 166(5):1057–1060.

- Rabita, G., Pérot, C. & Lensele-Corbeil, G. 2000. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 83(6):531–538.
- Reaz, M., Hussain, M. & Mohd-Yasin, F. 2006. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1):11–35.
- Rutherford, O. M. & Jones, D. A. 1992. Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(5):433–437.
- Seynnes, O. R., de Boer, M. & Narici, M. V. 2007. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 102(1):368–373.
- Sheng, H.-P. & Huggins, R. A. 1979. A review of body composition studies with emphasis on total body water and fat. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 32(3):630–647.
- Shin, D. D., Hodgson, J. A., Edgerton, V. R. & Sinha, S. 2009. In vivo intramuscular fascicle-aponeuroses dynamics of the human medial gastrocnemius during plantarflexion and dorsiflexion of the foot. *Journal of Applied Physiology*, 107(4):1276–1284.
- Simonsen, E. B., Klitgaard, H. & Bojsen-Møller, F. 1995. The influence of strength training, swim training and ageing on the achilles tendon and m. soleus of the rat. *Journal of Sports Sciences*, 13(4):291–295.
- Vaughan, C. L. 1984. Computer simulation of human motion in sports biomechanics. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 12:373–416.
- Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F. & Huijing, P. A. 1990. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5–6):453–460.
- Wen, H., Dou, Z., Finni, T., Havu, M., Kang, Z., Cheng, S., Sipilä, S., Sinha, S., Usenius, J.-P. & Cheng, S. 2008. Thigh muscle function in stroke patients revealed by velocity-encoded cine phase-contrast magnetic resonance imaging. *Muscle & Nerve*, 37:736–744.
- Wickham, J. B. & Brown, J. M. M. 1998. Muscles within muscles: the neuromotor control of intra-muscular segments. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78(3):219–225.

- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L. & Edgerton, V. R. 1983. Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 179:275–283.
- Woodard, H. Q. & White, D. R. 1986. The composition of body tissues. *British Journal of Radiology*, 59(708):1209–1218.
- Woodley, S. J., Latimer, C. P., Meikle, G. R. & Stringer, M. D. 2012. Articularis genus: an anatomic and MRI study in cadavers. *The Journal of Bone & Joint Surgery (American Volume)*, 94(1):59–67.
- Zernicke, R. F., Garhammer, J. & Jobe, F. W. 1977. Human patellar-tendon rupture. *The Journal of Bone & Joint Surgery (American Volume)*, 59(2):179–183.
- Zhang, L.-Q., Wang, G., Nuber, G. W., Press, J. M. & Koh, J. L. 2003. In vivo load sharing among the quadriceps components. *Journal of Orthopaedic Research*, 21(3):565–571.
- Zuurbier, C. J. & Huijing, P. A. 1992. Influence of muscle geometry on shortening speed of fibre, aponeurosis and muscle. *Journal of Biomechanics*, 25(9):1017–1026.

**EFFECTS OF STRENGTH TRAINING ON DYNAMICS BETWEEN RECTUS
FEMORIS AND VASTUS INTERMEDIUS IN CYCLIC LOW-LOAD
CONTRACTIONS**

Effects of strength training on dynamics between rectus femoris and vastus intermedius in cyclic low-load contractions

Marko Havu^a

^a*Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland*

Abstract

In this study, we investigated how strength training affects the dynamics between rectus femoris (RF) and vastus intermedius (VI) using velocity-encoded phase-contrast magnetic resonance imaging (VE-PC MRI). One half of the group of 14 subjects underwent 20 weeks of strength training. The other half did not train. The training group increased their half-squat one-repetition maximum (33.1 ± 12.1)%, while the control group increased their maximum (6.6 ± 5.1)%. Both changes were statistically significant ($p < 0.001$ and $p < 0.05$, respectively), as was the group-by-time interaction ($p < 0.001$). Before and after the strength-training period, VE-PC MRI scans were taken while the subjects performed knee extension-flexion cycles against low load. Edges of the aponeurosis structure between RF and VI were marked on the images and tracked throughout the cycle. Displacement, tensile strain and shear strain were calculated. On average, displacement was significantly greater on the VI side of the aponeurosis, but there was variation between subjects. Training did not have a significant effect on any of the calculated variables. Muscle dynamics and strain seemed to vary by time and by subject, but the variation was not linked to strength training. It remains unclear whether the variation is due to differences in the muscle architecture, or for example differences in neural activation patterns.

Keywords: muscle mechanics, MRI, strain, aponeurosis

1. Introduction

Understanding the mechanics of a muscle-tendon unit during locomotion requires knowledge about its detailed morphology and dynamics during contractions. To a high degree, the function of a muscle is determined by its architecture, which can be defined as the arrangement of muscle fibres relative to the muscle's line of action (Gans, 1982; Lieber and Fridén, 2000). The fundamental relationship between muscle function and architecture is that maximal muscle force is proportional to the total cross-sectional area (CSA) of its sarcomeres, and maximal muscle velocity and excursion are proportional to the number of sarcomeres in series and the cosine of the pennation angle of the muscle fibres (Wickiewicz et al., 1983). In the present

study, we investigate the architecture of quadriceps femoris (QF) and the dynamics between two of its heads, rectus femoris (RF) and vastus intermedius (VI), in cyclic contractions.

The QF muscle consists of the two-joint RF and the one-joint vasti: VI, vastus lateralis (VL), and vastus medialis (VM). They all have relatively high pennation angle, large physiological CSA and short fibres, which makes them especially suited for generating large forces (Lieber and Fridén, 2000). All of the QF heads insert distally to the patellar tendon. However, QF includes a massive aponeurosis structure, which has a key role in force transmission. (Glenn and Samojla, 2002.) The active muscle tissue with its internal and surrounding passive structures form a functionally complex mechanism. The force generated by the contractile tissue is transmitted through these structures not only into the tendon, but also into the synergist muscles, and even antagonists (Huijing, 2003; Huijing et al., 2007). Studying the relative movement of the muscles and deformation of the aponeurosis between the muscles may provide information on the force transmission (Bojsen-Møller et al., 2004; Finni et al., 2003a,b; Hodgson et al., 2006). Due to the architectural differences between RF and VI, the surfaces of the aponeurosis between them experience different amounts of displacement (Blazevich et al., 2006). Because of this, we are especially interested in the dynamics and strain distribution in the connective tissue structure that resides between RF and the vasti.

Strength training alters the muscle architecture by increasing the fibre thickness. This training-induced hypertrophy is more pronounced in fast-twitch fibres than in slow-twitch fibres. (MacDougall et al., 1980.) However, the increase in muscle thickness seems to be linked with an increase in the muscle fibre pennation angle (Rutherford and Jones, 1992; Aagaard et al., 2001). Increases in pennation angle may have a substantial negative effect on transmission of force from muscle fibre to tendon. (Kawakami, 2005.) Strength training may also cause muscle fibres to become curved (Kawakami et al., 1993). Pennation angle and curvature have a notable effect on the strain of the aponeurosis (Chi et al., 2010). It has also been recently shown that strength training may increase fascicle length (Blazevich et al., 2003, 2007; Seynnes et al., 2007). In addition, strength training may alter the neural activation pattern to optimize force transmission between structurally different muscles (Blazevich et al., 2006).

The purpose of this study is to find out how strength training affects the mechanical behavior of quadriceps femoris muscle in cyclic low-load contractions. We hypothesize that 1) there are individual differences in the dynamics and the strain distribution in the connective tissue structure that resides between RF and the vasti, and that 2) strength training changes the dynamics of the quadriceps femoris muscle.

2. Methods

Ethics Approval

The study was conducted in conformance with the Declaration of Helsinki. Before the start of the project, approval was obtained from the Ethics Committee of the Central Finland Central Hospital. Informed consent was signed by each subject before any data collection.

Subjects

As part of a larger study, 26 male volunteers were randomized to control and training groups (Sedliak et al., 2009). Out of those, the 14 subjects who underwent both baseline and end MRI scans ($n = 7$ in the training group, $n = 7$ in the control group) were chosen for this study. The ages and anthropometric data are shown in table 1. Background information regarding physical activity and medical history was collected using a questionnaire. The subjects had no long-term lower extremity strength training experience. They had not exercised regularly more than once a week during the past three years before the experiment. All subjects were considered healthy and had no history of injuries that could affect the results.

Table 1: Means and standard deviations (mean \pm SD) of ages and anthropometric variables in training group ($n = 7$), and control group ($n = 7$).

	Training	Control
Age (years)	25.6 \pm 3.7	25.9 \pm 3.8
Height (cm)	179.7 \pm 2.4	175.9 \pm 5.9
Body mass baseline (kg)	75.5 \pm 9.0	75.4 \pm 8.1
Body mass end (kg)	75.7 \pm 9.9	73.7 \pm 7.3
Total body fat baseline (%)	19.9 \pm 6.4	19.2 \pm 3.1
Total body fat end (%)	16.3 \pm 4.4	17.2 \pm 4.0

Test Protocol

The subjects were familiarized with the test procedures a week before the first test. Maximum strength was tested on three occasions: baseline, mid (training week 10), and end (training week 20). Magnetic resonance imaging (MRI) scans were taken in the baseline and end test.

Strength Training Protocol

The subjects assigned to the training group first had a 10-week preparatory training period with 2 training sessions a week. After that, they continued with a 10-week training period with 5 training sessions a fortnight on the first five weeks, and 3 training sessions a week on the second five. Subjects in the control group did not train.

They were asked to maintain the same physical activity level they had before the experiment throughout the study.

The training program was a linear-progression periodized whole-body program with emphasis on the knee extensor muscles. It consisted mainly of squats ($\sim 90^\circ$ knee flexion), loaded squat jumps, leg presses, and knee extensions. All training sessions were supervised. After the 10-week preparatory training period, every second training session (40 % of the total training volume in kilograms) was hypertrophic with loads 60 % to 80 % of one-repetition maximum (1RM), 6–12 repetitions per set, 3–5 seconds repetition duration, 2–4 sets. High-load (70 % to 100 % of 1RM, 1–8 repetitions per set, 2–4 sets) and high-speed training (40 % to 60 % of 1RM, 5–8 repetitions per set, 2–3 sets, explosive concentric motion) made up 38 % and 22 % of the training volume in kilograms, respectively. The 1RM values used for calculating the load were obtained during the first training sessions in training weeks 1, 11, and 16. (Sedliak et al., 2009.)

Strength Testing

Maximum strength was tested with half-squat 1RM test and isometric peak torque test during maximum voluntary contraction (MVC) of the knee extensors. The 1RM test protocol for half-squats consisted of several trials, starting from approximately 75 % of 1RM and increasing the load 5 % to 10 % on each trial. A barbell with weights, fixed in a Kraftwerk Smith machine (Hot Milling Oy, Tuusula, Finland), was held on the shoulders. Subjects started the trial from a standing position, squatting slowly down to 90° knee angle which was announced by an audio cue, and finally extending the knee and hip joints to return to a standing position. There was a 3-minute rest between each trial.

Isometric MVC peak knee extension torque of the right leg was tested with a Research Line RL1 leg extension and curl device (HUR Labs Oy, Kokkola, Finland) using a 120° knee angle. The subjects were secured to the device in a sitting position with the torso fixed with two horizontal safety belts across the chest and the waist. The subjects were holding handgrips on the sides of the seat. Both thighs were fixed with cushioned straps above the knee joint. The back support and lever arm were adjusted for each subject. A force transducer was attached to the lever arm at ankle level. The subjects were asked to rapidly produce maximal force and maintain it for 3 seconds. The force transducer signal was amplified, and the amplified signal was collected with ME6000T8 biomonitor and a personal computer with MegaWin 2.4 software (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland) using a sampling frequency of 1000 Hz. Two trials were performed with a 1-minute rest between the trials. If the second trial was more than 5 % higher than the first one, the subject was asked to perform a third trial. The trial with the highest peak force was saved for analysis.

Cyclic Knee Extension

The subjects were first familiarized with the knee extension-flexion task on a laboratory table. The subjects were lying prone on a table and performed approximately

70 knee extension-flexion cycles with their right leg. A column of rising and lowering lights was used to help the subjects maintain a steady pace of (40 ± 1) cycles/min. Resistance in the extension phase was provided by an elastic band that was attached to the subject's ankle (figure 1). The mean peak load provided by the elastic band was $51 \text{ N} \pm 4 \text{ N}$, and the mean range of motion was $28^\circ \pm 9^\circ$. The total work across the cycle was kept constant between cycles. The test was repeated on the scanner bed in the MRI setting.

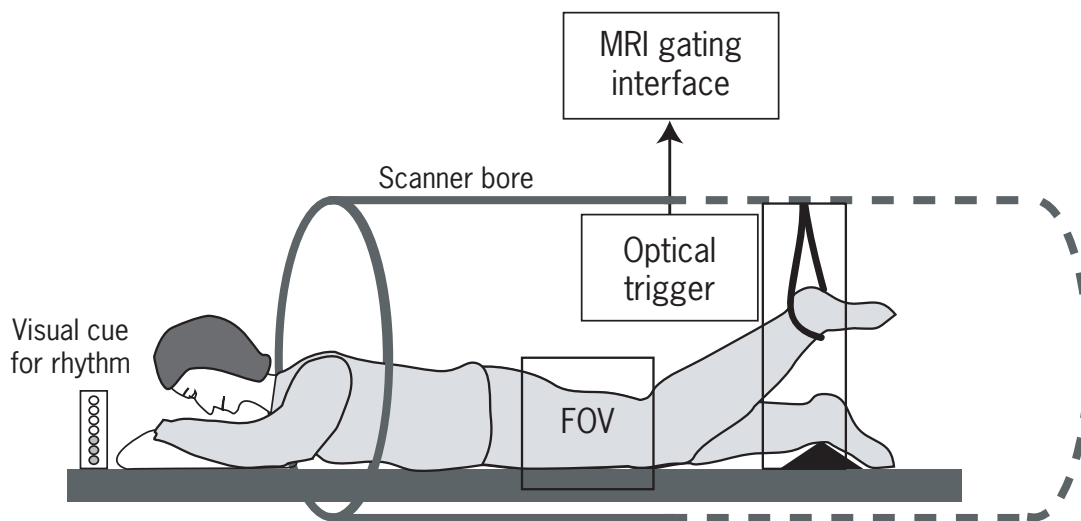


Figure 1: The subjects performed repeated knee extension-flexion cycles against an elastic band while lying prone on the MRI scanner bed. A column of rising and lowering lights was provided to help the subjects maintain a steady rhythm. The field of view (FOV) of the MR images is on the subjects' thigh.

MRI

The MRI scans of the subjects' QF muscles were taken using a 1.5-T GE Signa CV/i scanner and a phased array torso coil (GE Medical Systems, Waukesha, WI, USA). Velocity-encoded phase-contrast (VE-PC) scans were acquired in a sagittal plane bisecting the RF muscle, using a FAST GRE cine sequence with 20 temporal phases per cycle, velocity encoding range (VENC) of $\pm(116 \pm 11)$ mm/s, 320 mm field of view (FOV), $9.3 \text{ ms} \pm 0.2 \text{ ms}$ repetition time (TR), $4.5 \text{ ms} \pm 0.1 \text{ ms}$ echo time (TE), 30° flip angle, 5 mm slice thickness, 256×128 matrix, 75% phase-FOV, 3 averages (NEX), and 4 views per segment. The temporal resolution was $74 \text{ ms} \pm 1 \text{ ms}$, and the spatial resolution $1.25 \text{ mm} \times 2.50 \text{ mm} \times 5.00 \text{ mm}$. Velocity was encoded in the craniocaudal (S-I) direction. The scans were gated using an optical trigger device that was connected to the subject's ankle (Nomir Oy, Tampere, Finland). Repeatability of the

contractions was ensured by setting the arrhythmia rejection rate to 10%, so that the duration of the cycles had to match the preset length within a $148 \text{ ms} \pm 2 \text{ ms}$ margin. Contractions that did not meet this criterion were excluded from the data acquisition.

Image Analysis

The aponeurosis edges were marked on the anatomical images with polyline regions of interest (ROI) in OsiriX 4.1.2 (Pixmeo SARL, Bernex, Switzerland). The ROIs were extracted from OsiriX to Mathematica 9.0.1 (Wolfram Research, Inc., Champaign, IL) along with the corresponding velocity images using a MathLink bridge plugin (Mediavec Ky, Jyväskylä, Finland). To filter out noise, a convolution filter with a 3×3 Gaussian kernel was applied to the velocity images. An average velocity image was then calculated and subtracted from each frame to remove the additive phase error introduced by magnetic field inhomogeneities and eddy currents (Drace and Pelc, 1994; Sinha et al., 2004). Point-shaped ROIs were placed automatically on the aponeurosis edges at 5-mm vertical intervals. The course of these ROIs was then followed throughout the cycle by calculating their position in each image from their previous location and the measured velocity. Since the velocity was only encoded in one direction, the ROI positions were corrected for lateral motion by moving them back to the aponeurosis edge, if necessary (Finni et al., 2008).

Computational and Statistical Analysis

Tissue displacements were calculated from the ROI positions and normalized to the length of the femur. Mathematica was then used for finding a fit of the form

$$\Delta x(n, P) = a_P \left(\frac{1 - \cos\left(\frac{2\pi(n-1+b)}{N}\right)}{2} \right)^c \quad (1)$$

where n is the image number, $\Delta x(n, P)$ is the displacement of ROI point P in that image, N is the total number of images in the series (20), and the fit parameters a_P , b and c correspond to the maximum displacement, the temporal offset, and a rate of displacement, respectively. All ROIs in a series shared the values for parameters b and c , whereas parameter a_P was calculated separately for each ROI point. Pearson's correlation coefficient between the original displacement data and the fit was 0.980 ± 0.015 .

Differences in displacement and strain between the RF and VI side of the aponeurosis structure were assessed with pairwise comparisons using paired t -tests. Group-by-time interactions were tested with linear mixed models using R 3.1.1 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) and the lme4 package (see Bates et al. 2014). The models had group and time as fixed effects, and the intercepts for subjects as a random effect. P -values were obtained by likelihood ratio tests of the full model with the interaction term against the model without the interaction term.

3. Results

Maximal Strength

Strength training had a significant effect on the maximal strength of the subjects (figure 2). In the training group, half-squat 1RM increased significantly ($p < 0.001$) from $125.7 \text{ kg} \pm 23.0 \text{ kg}$ in the baseline to $166.4 \text{ kg} \pm 29.7 \text{ kg}$ in the end test, corresponding to a relative change of $(33.1 \pm 12.1) \%$. In the control group, half-squat 1RM increased from $145.0 \text{ kg} \pm 23.8 \text{ kg}$ in the baseline test to $154.3 \text{ kg} \pm 25.2 \text{ kg}$ in the end test ($p < 0.05$), corresponding to a relative change of $(6.6 \pm 5.1) \%$. The group-by-time interaction was statistically very significant ($p < 0.001$).

Maximal QF strength, measured as unilateral isometric MVC peak knee extension torque, increased from $237.1 \text{ Nm} \pm 56.5 \text{ Nm}$ to $269.8 \text{ Nm} \pm 49.7 \text{ Nm}$ in the training group, corresponding to a relative change of $(23.0 \pm 22.5) \%$, and decreased from $217.1 \text{ Nm} \pm 43.0 \text{ Nm}$ to $204.1 \text{ Nm} \pm 35.2 \text{ Nm}$ in the control group, corresponding to a relative change of $(-4.8 \pm 11.5) \%$. The change was not statistically significant in either group, but the group-by-time interaction was significant ($p < 0.01$). Two data points were missing from the mid test (one in the control group, one in the training group), and one in the end test (in the training group). Furthermore, one data point in the end test of the training group was removed as an artifact.

Displacement

During dynamic knee extensions with loads corresponding to approximately 5% to 15% of MVC, the average maximum relative displacement of the VI side of the aponeurosis structure was $(35 \pm 29) \%$ higher than that of the RF side ($p < 0.001$). The individual displacement profiles are shown in figure 3. The average maximum displacements were (0.070 ± 0.018) femur lengths for the VI side and (0.054 ± 0.020) femur lengths for the RF side. Training did not seem to affect the maximum displacement.

Strain

There was $(2 \pm 4) \%$ compressive strain in the baseline test and $(4 \pm 3) \%$ in the end test. The difference was not significant, and there were no differences between the training group and the control group. The shear strain was on average $0.75 \text{ rad} \pm 0.43 \text{ rad}$. It was fairly constant, decreasing only slightly towards the ends of the aponeurosis. Again, no significant differences were found between the training group and the control group.

4. Discussion

In this study, we investigated how strength training affects the tissue dynamics between RF and VI in cyclic low-load contractions. We found that the VI side of the connective tissue structure that resides between RF and the vasti moved significantly

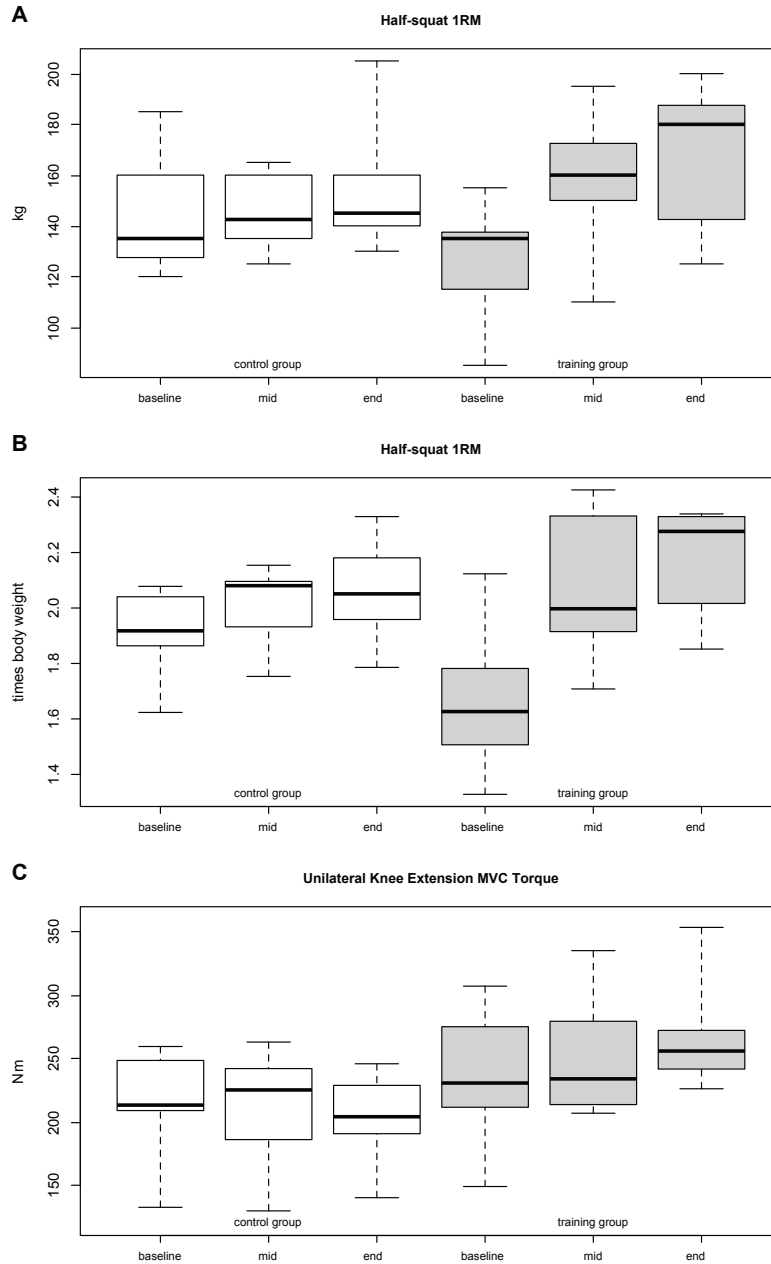


Figure 2: A) The 1RM half-squat results improved 6.4% ($p < 0.05$) in the control group, and 32.4% ($p < 0.001$) in the training group. The group-by-time interaction was significant ($p < 0.001$). The thick line shows the median, the box corresponds to median \pm one quartile, and the whiskers show the entire range. The control group is missing one data point in the mid test (the subject in question had a result of 185 kg in the baseline test, and 205 kg in the end test). B) The group-by-time interaction in the 1RM half-squat results normalized to body weight was significant ($p < 0.001$). C) The unilateral isometric MVC peak knee extension torque decreased 6.0% in the control group, and increased 13.8% in the training group. The group-by-time interaction was significant ($p < 0.01$).

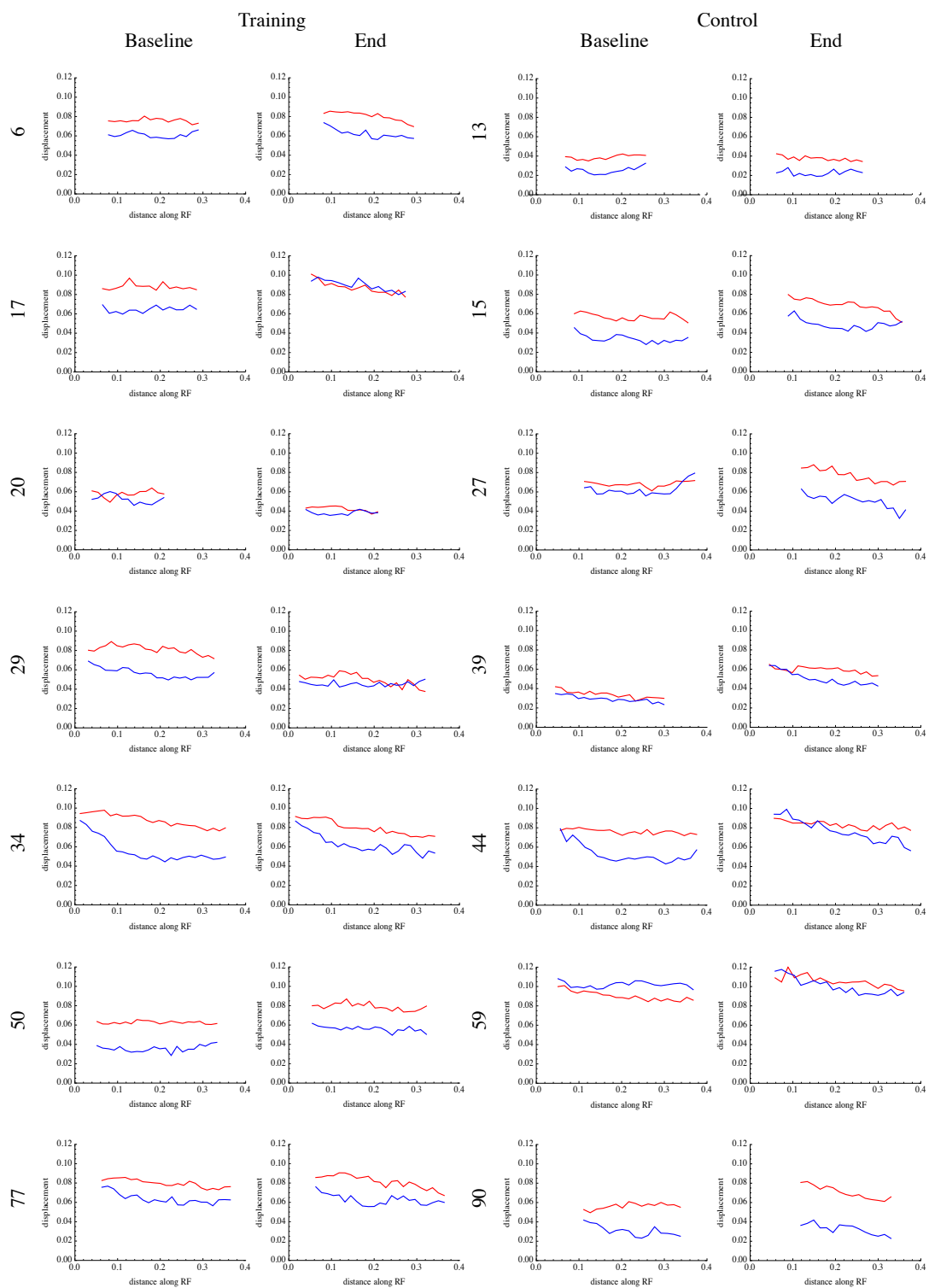


Figure 3: Displacement profiles vary considerably between individuals. The red line shows the displacement on the VI side of the aponeurosis, and the blue line on the RF side. The unit on both axes is femur lengths.

more than the RF side. This causes shear strain in the aponeurosis structure. However, we did not find any uniform changes that could be attributed to the strength training.

We have previously found differences in the intra-muscular coordination strategies between individuals (Finni et al., 2008). Thus we hypothesized that the dynamics of the QF and strain in the aponeurosis structure would vary between subjects. There was indeed some variation: In most subjects, the VI side of the aponeurosis structure moved considerably more than the RF side. There was one subject whose RF side of the aponeurosis structure moved markedly more than the VI side. In the rest, both sides moved more or less the same amount. For some subjects both in the control group and in the training group, the QF dynamics and strain seemed to change between the baseline and end tests. Therefore it is unclear how strongly these properties are linked to the muscle architecture, and what is the effect of, for example, differences in neural activation patterns.

There might also be differences in what is being imaged in each measurement. Pennation angle has been found to vary along the length of the aponeurosis at least in human tibialis anterior (Lansdown et al., 2007). Also, the proximal third of RF has been found to be unipennate while the distal muscle is radially bipennate (Hasselmann et al., 1995). As the span of the aponeurosis visible in the MR images varied substantially, it may be that for some subjects the unipennate part was included in the analysis whereas for others it was not.

There was a significant group-by-time intervention effect in the maximal force. The effect was more significant in the half-squat 1RM than in the MVC torque, even though also the control group had a slight increase in their half-squat 1RM results. This may be attributed to learning effect: the half-squat is a dynamic multi-joint movement, and may require more than one or two familiarization sessions for untrained people to become acquainted with it (Sedliak et al., 2009). Also, we didn't use electrical stimulation to ensure that the MVCs were actually maximal.

We hypothesized that strength training would change the dynamics of the QF. However, no statistically significant differences were found between the baseline and end tests in any of the calculated variables. There were a few subjects whose displacement profiles changed markedly from baseline to end tests, but many of them belonged to the control group. The question remains whether this was coincidental or a result of some architectural change. The volume of the active muscle in the test is likely to have decreased with increasing strength. We do not know whether the relative CSA of type I and type II muscle fibres changed, although it has been shown that strength training causes hypertrophy predominantly in type II fibres (MacDougall et al., 1980; McCall et al., 1996). According to some studies, RF seems to contain predominantly type II muscle fibres, whereas the fiber type distribution for VI is more or less even (Johnson et al., 1973; Edgerton et al., 1975). There is also evidence that training-induced hypertrophy is more pronounced in VI than it is in RF (Narici et al., 1989). Still, in this study, strength training did not alter the maximum displacement

or strain profile significantly.

Unfortunately flow compensation gradients for higher-order gradient moments were not used in the VE-PC MRI scans in this study. It is our recommendation that flow compensation gradients for second-order gradient moments are used in all VE-PC imaging studies of contracting muscles. Without the use of suitable flow compensation gradients, motion artifact will be present in flows with variable velocity. While this may not always be visible in the images, it will cause unnecessary variation in the measured velocities.

Another issue with the current study was that the VE-PC MRI was taken only in one plane. Thus, if the leg rotated or moved laterally during the extension-flexion cycle, the original ROIs would move out of the imaging plane and the tracking would not be accurate. Care was taken to stabilize the leg as well as possible, but slight movement may be unavoidable. Another issue related to the single imaging plane is that, due to its curvature, the aponeurosis structure may not be visible in the imaging plane for its entire length.

The dynamics of muscle-tendon units with internal aponeurosis structures are still rather poorly understood. In the current study we examined low-load dynamic muscle contractions, and found no link between training and aponeurosis displacement or strain. However, the muscle-tendon unit may behave very differently in high-load conditions. For example, Zhang et al. (2003) found evidence that the relative contribution of VI decreases with increasing load. While force transmission in muscle-tendon unit is highly dependent on the muscle architecture, there are clearly other factors at play. To better understand them, studies with larger subject groups and various force levels are needed along with modeling and simulation.

5. Acknowledgements

We thank Suomen Terveystalo Oy for the use of their MRI scanner.

6. Grants

This study was supported by grants 114/722/2003 and 152/722/2004 from the Finnish Ministry of Education to T. Finni.

References

- Aagaard, P., Andersen, J.L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A.M., Wagner, A., Magnusson, S.P., Halkjær-Kristensen, J., Simonsen, E.B., 2001. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The Journal of Physiology* 534, 613–623.
- Bates, D., Mächler, M., Bolker, B., Walker, S., 2014. Fitting linear mixed-effects models using lme4. ArXiv e-print; submitted to *Journal of Statistical Software*, <URL:<http://arxiv.org/abs/1406.5823>>.

- Blazevich, A.J., Cannavan, D., Coleman, D.R., 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.J., Gill, N.D., Bronks, R., Newton, R.U., 2003. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35, 2013–2022.
- Blazevich, A.J., Gill, N.D., Zhou, S., 2006. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *Journal of Anatomy* 209, 289–310.
- Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Svantesson, U., Kjær, M., Magnusson, S.P., 2004. Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 97, 1908–1914.
- Chi, S.W., Hodgson, J., Chen, J.S., Edgerton, V.R., Shin, D.D., Roiz, R.A., Sinha, S., 2010. Finite element modeling reveals complex strain mechanics in the aponeuroses of contracting skeletal muscle. *Journal of Biomechanics* 43, 1243–1250.
- Drace, J.E., Pelc, N.J., 1994. Measurement of skeletal muscle motion in vivo with phase-contrast MR imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 4, 157–163.
- Edgerton, V.R., Smith, J.L., Simpson, D.R., 1975. Muscle fibre type populations of human leg muscles. *The Histochemical Journal* 7, 259–266.
- Finni, T., Havu, M., Sinha, S., Usenius, J.P., Cheng, S., 2008. Mechanical behavior of the quadriceps femoris muscle tendon unit during low load contractions. *Journal of Applied Physiology* 104, 1320–1328.
- Finni, T., Hodgson, J.A., Lai, A.M., 2003a. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 95, 829–837.
- Finni, T., Hodgson, J.A., Lai, A.M., Edgerton, V.R., Sinha, S., 2003b. Mapping of movement in the isometrically contracting human soleus muscle reveals details of its structural and functional complexity. *Journal of Applied Physiology* 95, 2128–2133.
- Gans, C., 1982. Fiber architecture and muscle function. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 10, 160–207.
- Glenn, L.L., Samojla, B.G., 2002. A critical reexamination of the morphology, neurovasculature, and fiber architecture of knee extensor muscles in animal models and humans. *Biological Research for Nursing* 4, 128–141.

- Hasselmann, C.T., Best, T.M., Hughes, IV, C., Martinez, S., Garrett, Jr., W.E., 1995. An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. *The American Journal of Sports Medicine* 23, 493–499.
- Hodgson, J.A., Finni, T., Lai, A.M., Edgerton, V.R., Sinha, S., 2006. Influence of structure on the tissue dynamics of the human soleus muscle observed in MRI studies during isometric contractions. *Journal of Morphology* 267, 584–601.
- Huijing, P.A., 2003. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 31, 167–175.
- Huijing, P.A., van de Langenberg, R.W., Meesters, J.J., Baan, G.C., 2007. Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology* 17, 680–689.
- Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D., Appleton, D., 1973. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: an autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences* 18, 111–129.
- Kawakami, Y., 2005. The effects of strength training on muscle architecture in humans. *International Journal of Sport and Health Science* 3, 208–217.
- Kawakami, Y., Abe, T., Fukunaga, T., 1993. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology* 74, 2740–2744.
- Lansdown, D.A., Ding, Z., Wadington, M., Hornberger, J.L., Damon, B.M., 2007. Quantitative diffusion tensor MRI-based fiber tracking of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 103, 673–681.
- Lieber, R.L., Fridén, J., 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve* 23, 1647–1666.
- MacDougall, J.D., Elder, G.C.B., Sale, D.G., Moroz, J.R., Sutton, J.R., 1980. Effects of strength training and immobilization on human muscle fibres. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 43, 25–34.
- McCall, G.E., Byrnes, W.C., Dickinson, A., Pattany, P.M., Fleck, S.J., 1996. Muscle fiber hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in college men after resistance training. *Journal of Applied Physiology* 81, 2004–2012.
- Narici, M.V., Roi, G.S., Landoni, L., Minetti, A.E., 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 and Occupational Physiology* 59, 310–319.

- Rutherford, O.M., Jones, D.A., 1992. Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 65, 433–437.
- Sedliak, M., Finni, T., Cheng, S., Lind, M., Häkkinen, K., 2009. Effect of time-of-day-specific strength training on muscular hypertrophy in men. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23, 2451–2457.
- Seynnes, O.R., de Boer, M., Narici, M.V., 2007. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology* 102, 368–373.
- Sinha, S., Hodgson, J.A., Finni, T., Lai, A.M., Grinstead, J., Edgerton, V.R., 2004. Muscle kinematics during isometric contraction: development of phase contrast and spin tag techniques to study normal and atrophied muscle. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 20, 1008–1019.
- Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., Edgerton, V.R., 1983. Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 179, 275–283.
- Zhang, L.Q., Wang, G., Nuber, G.W., Press, J.M., Koh, J.L., 2003. In vivo load sharing among the quadriceps components. *Journal of Orthopaedic Research* 21, 565–571.