

**VASTUS LATERALIS -LIHAKSEN TILAVUUDEN,
FYSIOLOGISEN POIKKIPINTA-ALAN JA SPESIFISEN
VOIMAN MÄÄRITTÄMINEN KÄYTTÄEN ULTRAÄÄNTÄ
JA MAGNEETTIKUVAUSTA**

Merja Hoffrén

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Kevät 2005

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja: Paavo Komi

TIIVISTELMÄ

Hoffrén, Merja. 2005. Vastus lateralis -lihaksen tilavuuden, fysiologisen poikkipinta-alan ja spesifisen voiman määrittäminen käyttäen ultraääntä ja magneettikuvausta. Jyväskylän Yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Biomekaniikan pro gradu -tutkielma. 52 sivua.

Tutkimuksen tarkoitus oli selvittää ultraäänen luotettavuutta ja toistettavuutta vastus lateralis (VL) -lihaksen poikkipinta-alojen ja tilavuuden määrittämisessä sekä laskea VL-lihaksen spesifinen voima-arvo mahdollisimman tarkasti.

Koehenkilöinä oli kolme tervettä, fyysisesti aktiivista, nuorta miestä ($n = 3$, 27 ± 2 v., 173 ± 4 cm, 71 ± 3 kg). VL-lihasten anatomiset poikkipinta-alat (ACSA) määritettiin sekä magneettikuvauksella (MRI) että ultraäänellä (ULT). MRI-mittauksissa reiden axiaalikuviä otettiin 15 kpl suhteellisella kuvavälillä. Yksi leikkeistä merkattiin iholle A-vitamiinihormonilla referenssileikkeeksi. ULT-mittauksissa VL-lihaksen axiaalileikkeitä kuvattiin 2 cm välein referenssileikkeestä distaaliseen ja proksimaaliseen suuntaan koko lihaksen pituudelta (14–17 leikettä / kh). ULT-mittaukset tehtiin kahdesti kolmen päivän välein. Maksimaalinen isometrinen polven ojennus- ja koukistusvoima 110° polvikulmalla määritettiin sekä maksimaalisella voimantuottonopeudella että 4 s kestäväällä rampilla. Lisäksi määritettiin maksimaalisen polven ojennuksen aikainen tahdonalainen aktivaatiotaso sähköstimuloinein sekä antagonistikoaktivaatio. VL-lihaksen spesifinen voima laskettiin jakamalla fasikulusten suunnassa tuotettu maksimivoima maksimisupistuksen aikaisella fysiologisella poikkipinta-alalla ($F_f / PCSA_{nr}$).

Variaatiokerroin eri päivinä ULT-menetelmällä mitatuille poikkipinta-aloille oli 5.5 ± 7.3 %. Ultraäänellä mitatut poikkipinta-alat erosivat toisistaan keskimäärin 5.3 ± 14.0 % (0.5 ± 0.8 cm²). Referenssileikkeissä ero oli 3.5 ± 1.0 % (0.9 ± 0.1 cm²). ULT-menetelmän toistettavuudessa ei ollut eroja koehenkilöiden välillä. Variaatiokerroin ULT- ja MRI-menetelmillä mitatuille poikkipinta-aloille oli 11.1 ± 14.9 %. ULT-arvot olivat keskimäärin 11.6 ± 14.2 % (1.4 ± 0.9 cm²) pienempiä kuin MRI:llä mitatut arvot. Referenssileikkeissä ULT-arvot olivat keskimäärin 5.9 ± 4.6 % (1.4 ± 0.9 cm²) pienemmät kuin MRI-arvot. ULT-menetelmän luotettavuudessa oli eroja koehenkilöiden välillä. ULT-mittausten perusteella lasketut VL-lihaksen tilavuudet erosivat toisistaan keskimäärin 5.2 ± 0.8 % (29.3 ± 9.6 cm³). ULT-menetelmällä mitattu tilavuus oli keskimäärin 10.7 ± 2.4 % (68 ± 21 cm³) MRI:llä mitattua tilavuutta pienempi. Voimantuottonopeudella oli vaikutusta isometrisen maksimivoiman suuruuteen. Koehenkilöiden välillä oli eroja siinä, kummalla voimantuottonopeudella henkilö pystyi tuottamaan enemmän voimaa. VL-lihaksen spesifinen voima maksimaalisissa isometrisissa polven ojennuksissa oli 17.5 ± 5.3 N / cm².

Tämän tutkimuksen perusteella voidaan todeta, että ultraäänellä on mahdollista mitata VL-lihaksen poikkipinta-aloja ja määrittää lihaksen tilavuus melko toistettavasti. Verrattuna magneettikuvaukseen ultraäänimenetelmä johtaa tämän tutkimuksen perusteella pienempiin poikkipinta-aloihin. Suurin syy tähän on todennäköisesti se, että magneettikuvauksen axiaalileikkeet eivät olleet täysin kohtisuorassa VL-lihakseen nähden, joten lisätutkimuksia kaivataan. Tutkimus osoitti, että VL-lihaksen spesifinen voima on samaa luokkaa kuin mitä aiemmin on raportoitu *in vivo* tutkimuksissa. Tutkimuksessa käytetty menetelmä on siten käyttökelpoinen jatkotutkimuksissakin VL-lihaksen spesifisen voiman määrittämisessä.

Avainsanat: Tilavuus, poikkipinta-ala, spesifinen voima, ultraääni, magneettikuvaus

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ	2
1 JOHDANTO	4
2 LIHASJÄNNEKOMPLEKSIN RAKENNE JA TOIMINTA	6
3 LIHASARKKITEHTUURI	8
3.1 Lihaskitehtuurin fysiologiset seuraukset.....	9
3.2 Arkkitehtuurin määrittäminen.....	10
3.3 Lihaksen poikkipinta-alan ja tilavuuden määrittäminen.....	12
3.4 Arkkitehtuuriset muutokset rennossa lihaksessa nivelkulman muuttuessa...	13
3.5 Arkkitehtuuriset muutokset isometrisessä tilanteessa supistusintensiteetin kasvaessa.....	14
3.6 Harjoittelun, rodun ja sukupuolen vaikutus lihasarkkitehtuuriin.....	15
4 SPESIFINEN VOIMA.....	17
5 YHTEENVETO KIRJALLISUUDESTA.....	18
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	19
7 TUTKIMUSMENETELMÄT	20
7.1 Koehenkilöt.....	20
7.2 Protokolla.....	20
7.2.1 MRI-mittaukset.....	21
7.2.2 ULT-mittaukset.....	22
7.2.3 Voimamittaukset.....	23
7.3 Mittaukset.....	24
7.4 Analyysit.....	25
7.5 Tilastolliset analyysit	29
8 TULOKSET	30
8.1 Ultraäänimenetelmän toistettavuus	30
8.2 Ultraäänimenetelmän luotettavuus.....	31
8.3 Tilavuus.....	34
8.4 Voimamuuttujat	34
8.5 Spesifinen voima.....	37
9 POHDINTA	39
LÄHTEET.....	44
LIITTEET	49

1 JOHDANTO

Lihasarokkitehtuurin tutkiminen on lisääntynyt huomattavasti viimeisen vuosikymmenen aikana. Tutkimusmenetelmät ovat kehittyneet siten, että nykyisin on mahdollista saada entistä helpommin ja tarkempaa tietoa lihaksen sisäisestä rakenteesta ja toiminnasta *in vivo* ja non-invasiivisesti. Erityisesti ultraääni ja magneettikuvaus (MRI) ovat osoittautuneet toimiviksi menetelmiksi lihasarokkitehtuuristen muuttujien määrittämisessä.

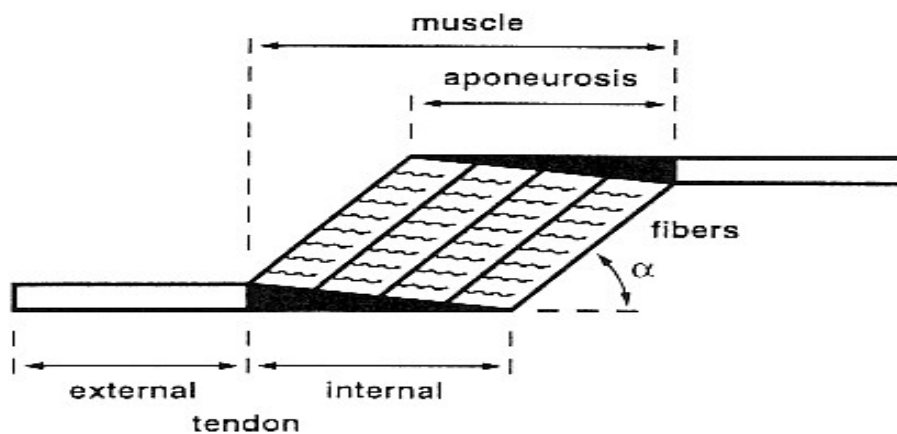
MRI on uusinta kuvantamisteknologiaa edustava elimistölle vaaraton tutkimusmenetelmä. Kuvaus perustuu voimakkaaseen magneettikenttään ja radioaaltoihin. Siinä ei käytetä lainkaan ionisoivaa säteilyä, vaan hyödyksi käytetään elimistön omien vetyatomien ydinten magneettista ominaisuutta. Magneettikuvauksessa saavutetaan erinomainen kontrasti eri kudosten välille. Lisäksi MRI mahdollistaa kuvattavan kohteen tarkastelun mistä suunnasta hyvänsä. (Lehtinen 2005, Magneettikuvaus.com 2005.) Magneettikuvauksen potilasystävällisyys, turvallisuus ja sen laajat käyttöalueet lääketieteen kaikilla erikoisaloilla ovat tehneet siitä merkittävän nykyaikaisen lääketieteellisen kuvausmenetelmän (Akkanen-Arajärvi 2005). Magneettikuvauksen käyttöä muuhun kuin kliiniseen (potilas-) tutkimukseen rajoittaa kuitenkin tutkimuksen korkea hinta ja osittain myös heikko saatavuus. Kuvaus vaatii erikoislaitteet ja -tilan sekä koulutetun kuvaushenkilön (röntgenhoitaja) suorittamaan mittaukset.

Ultraääni on kudokseen välineen (ultraäänianturi) avulla johdettavaa mekaanista värähtelyä eli ääntä, jonka taajuus on niin suuri, ettei ihmiskorva voi kuulla sitä. Ultraäänitutkimus on tutkittavalle täysin kivuton ja säderiskitön. Kuten magneettikuvasta, myös ultraäänikuvasta on erotettavissa erilaiset pehmytkudokset sekä luiden rajapinnat. Ultraäänikuvien ottaminen on huomattavasti halvempaa kuin magneettikuvien. (Alasaarela 1999.) Lisäksi jokaisen tutkimuskeskuksen on ainakin periaatteessa mahdollista hankkia ultraäänilaitte, eikä mittaaminen vaadi niin suurta erikoisosaamista kuin magneettikuvaus. Tämän vuoksi olisi etu, jos ultraäänellä olisi mahdollista mitata toistettavasti ja luotettavasti samoja muuttujia, joiden mittaamiseen on tähän saakka käytetty magneettikuvausta. Biomekaanisissa ja liikunfafysiologisissa poikkittais- ja pitkittäistutkimuksissa magneettikuvausta on käytetty erityisesti lihasten poikkipinta-alojen ja tilavuuden määrittämisessä.

Tämän tutkimuksen tarkoitus olikin selvittää ultraäänen toistettavuutta ja luotettavuutta lihaksen poikkipinta-alojen ja tilavuuden määrittämisessä mittaamalla VL-lihaksen anatomiset poikkipinta-alat koko lihaksen pituudelta magneettikuvauksella ja kaksi kertaa toistettuna ultraäänellä. Lisäksi tutkimuksessa oli tarkoitus laskea lihaksen sisäistä voimantuottokapasiteettia kuvaava VL-lihaksen spesifinen voima-arvo (N / cm^2) mahdollisimman tarkasti. Spesifinen voima on ollut kiinnostuksen kohteena monissa tutkimuksissa liittyen esim. ikääntymiseen ja erilaisten harjoitusohjelmien aiheuttamiin vasteisiin. Usein sen määrittämisessä on kuitenkin jätetty huomioimatta tekijöitä, joilla voi olla suurta vaikutusta voima-arvon suuruuteen, mitä onkin kritisoitu runsaasti myöhemmässä kirjallisuudessa.

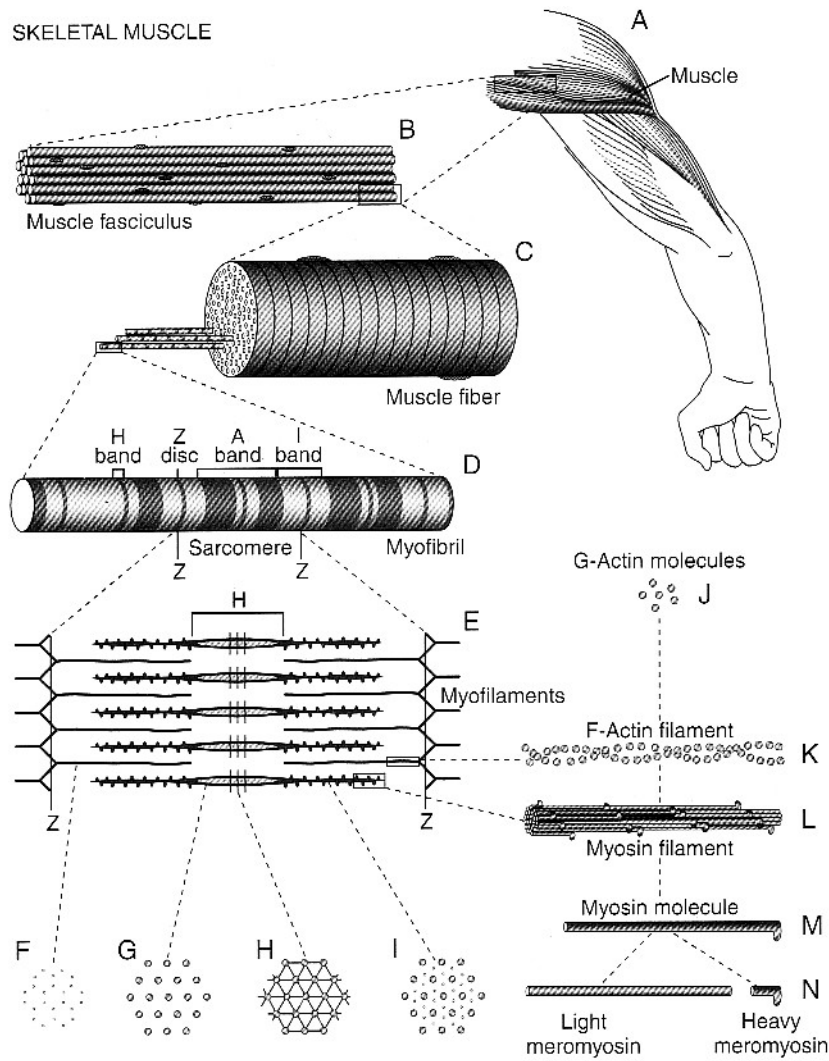
2 LIHASJÄNNEKOMPLEKSIIN RAKENNE JA TOIMINTA

Lihaskompleksi koostuu nimensä mukaisesti lihaksesta ja sarjamaisesti sen molempiin päihin kiinnittyvistä jännerakenteista, jotka kiinnittävät koko kompleksin luustoon. Usein jänne jatkuu jännekalvona eli aponeuroosina lihaksen sisälle (kuva 1). (Zajac 1989.)



KUVA 1. Kaavakuva lihasjännekompleksin rakenteesta (Zajac 1989).

Lihaksen supistuvan komponentin pienin toiminnallinen yksikkö on sarkomeeri, joka koostuu toistensa lomissa olevista aktiini- ja myosiinifilamenteista. Sarjaan kytkeytyneet sarkomeerit muodostavat myofibrilleja ja yhdessä lihassolussa on rinnakkain useita sadoista useisiin tuhansiin myofibrillia. Rinnakkain järjestäytyneet lihassolut muodostavat lihassolukimppuja eli fasikuluksia. (Guyton & Hall 2000, 68.) Yhdessä fasikuluksessa on tyypillisesti 5-50 lihassolua (Lieber & Fridén 2000). Lihassolut ovat järjestäytyneet fasikulusten kanssa samansuuntaisesti, mutta ne eivät ole välttämättä yhtä pitkiä ja voivat siten päättyä keskelle fasikulusta. Eläinkokeissa on havaittu, että erityisesti nopeille lihassoluille on tyypillistä päättyä fasikulusten sisälle ja suipeta joko toisesta tai molemmista päistään. Hitaat lihassolut sen sijaan kulkevat yleisemmin koko matkan fasikulusten sisällä ja päättyvät tylpästi. (Ounjian et al. 1991.) Lukuisat rinnakkaiset fasikulukset muodostavat yhtenäisen lihaksen. Kuvassa 2 on esitetty ihmisen luumrankolihasrakennetasot.



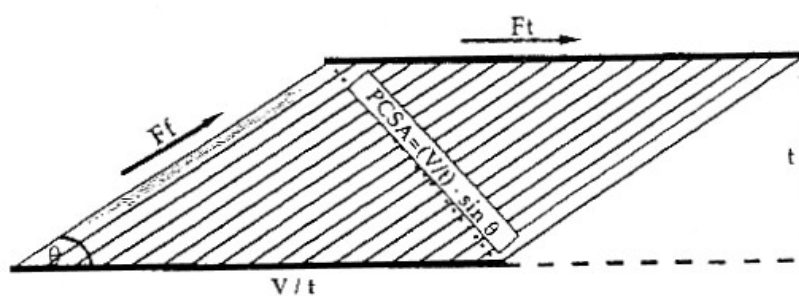
KUVA 2. Luurankolihasen rakennetasot (Guyton & Hall 2000).

Hermoimpulssin saapuessa lihakseen, liukuvat aktiini ja myosiini toistensa lomaan muodostaen poikittaissiltoja ja näin koko sarkomeeri, lihassolu ja lihas lyhenee. Voima välittyy jännerakenteiden kautta liikuttamaan luustoa.

3 LIHASARKKITEHTUURI

Ihmisen luurankolihasien lihassolut voivat joko kulkea lihaksen pituusakselin suunnassa (parallel-fibred muscle) tai, kuten suurimmassa osassa lihaksia, viistosti vetoakseliin nähden, jolloin ne kiinnittyvät aponeuroosiin tiettyssä kulmassa. Tätä kulmaa aponeuroosin ja lihassolujen välillä sanotaan lihaksen pennaatiokulmaksi. (Narici et al. 1992.) Pennaatiolihakset voidaan vielä jakaa unipennaatio-, bipennaatio- ja multipennaatiolihaksiin sen mukaan, kuinka monessa erilaisessa kulmassa lihassolut kiinnittyvät aponeuroosiin (Enoka 1994, 217).

Parallel-fibred –lihaksen anatominen poikkipinta-ala (ACSA), eli yleisesti lihaksen paksuimmasta kohdasta pinnan normaalina määritetty poikkipinta-ala, leikkaa kaikki lihassolut suorassa kulmassa ja vastaa siten lihaksen fysiologista poikkipinta-alaa (PCSA). Pennaatiolihaksissa sen sijaan anatominen poikkipinta-ala leikkaa vain osan lihassoluista eikä siten ole sama kuin lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala. (Narici et al. 1992.) Pennaatiolihaksen fysiologisen poikkipinta-alan laskemisessa tulee ottaa huomioon lihaksen tilavuus (V), aponeuroosien välinen etäisyys (t) ja lihaksen pennaatiokulma (θ) ja se saadaan kaavalla $PCSA = (V / t) * \sin \theta$ tai vaihtoehtoisesti $PCSA = V / l$, missä l = fasikulusten pituus. Tästä fysiologisesta poikkipinta-alasta käytetään tarkemmin nimeä ”non-reduced” PCSA ($PCSA_{nr}$) (kuva 3) (Narici 1999).



KUVA 3. Kaavakuva pennaatiolihaksesta (Narici 1999).

Laskukaavat olettavat, että lihaksen malli on lieriömäinen ja lihassolut ovat samanpituisia. (Narici et al. 2003, Klein et al. 2001, Reeves et al. 2004a.). Lihassolujen samanmittaisuus koko lihaksen matkalla on todettu useissa *in vivo*- ja *in vitro* -tutkimuksissa

(Rack & Westbury 1969, Friederich & Brand 1990, Narici et al. 1996, Maganaris et al. 1998).

3.1 Lihasar kitehtuurin fysiologiset seuraukset

Pennaatiolla on voimantuoton kannalta kahdenlaisia seurauksia, joista toinen on voimantuotolle epäedullinen ja toinen edullinen (Rutherford & Jones 1992). Parallel-fibred -lihaksen lihassolujen tuottama kokonaisvoima (F_f) on sama voima, joka mitataan jännteen suunnassa (F_t) (kuva 3). Pennaatioliuksen lihassolujen tuottama voima sen sijaan on jännekomponentti jaettuna pennaatiokulman kosiinilla eli $F_f = F_t / \cos \theta$. (Narici et al. 1992.) Eli pennaatioliuksen jänneeseen tuotettu voima on vähemmän kuin yksittäisten lihassolujen voimien summa (Rutherford & Jones 1992). Joissakin tutkimuksissa pennaatioliuksen epäedullinen voimantuotto on otettu huomioon fysiologisen poikkipinta-alan laskemisessa, jolloin saadaan ”reduced” PCSA ($PCSA_r$) kaavalla $PCSA_r = V / l * \cos \theta$ (mm. Klein et al. 2001).

Lihassolujen pituus ja liuksen fysiologinen poikkipinta-ala, eli sarkomeerien ja siten poikittaissiltojen lukumäärä sarjassa (in series) ja rinnakkain (in parallel), määräävät suurelta osin toimivan liuksen toimintapotentiaalin. Mitä enemmän sarkomeereja on sarjassa, eli mitä pidempiä lihassolut ovat, sitä nopeammin lihas voi supistua. Toisaalta mitä enemmän sarkomeereja on järjestäytyneinä rinnakkain, eli mitä suurempi liuksen fysiologinen poikkipinta-ala on, sitä suuremman maksimivoiman lihas voi tuottaa. (Wickiewicz et al. 1984.)

Pennaatioliuksen lihassoluissa on huomattavasti vähemmän sarkomeereja sarjassa, ja lihassolut ovat siten lyhyempiä kuin lihaksissa, joissa lihassolut kulkevat jännteen suunnassa. Tämän seurauksena pennaatioliuksen supistumisnopeus on alhaisempi kuin suorafiiberisissä lihaksissa. (Narici 1999.) Pennaatioliuksen voima-pituus -kuvaaja on myös terävämpiikkinen mutta kapeampi kuin suorafiiberisissä lihaksissa. Tämä johtuu siitä, että sama absoluuttinen lihassolun lyheneminen saa aikaan suhteellisesti suuremman muutoksen lyhyemmän lihassolun sarkomeereissa. Tämän seurauksena pieni muu-

tos pennaatiolihasen pituudessa saattaa asettaa lihassolut epäedulliseen kohtaan niiden voima-pituus -suhteessa ja johtaa pienentyneeseen voimantuottoon. (Gans 1982).

Toisaalta pennaatiolihasissa on enemmän sarkomeereja rinnakkain verrattuna suorafiberisiin lihaksiin. Tämän seurauksena niiden PCSA on suurempi kuin suorafiberisten lihasten ja ne voivat siten tuottaa enemmän voimaa lihaskudoksen massaansa nähden. Pennaatio onkin itse asiassa tapa kiinnittää mahdollisimman suuri määrä supistuvaa kudosta jänteeseen. (Narici 1999.)

3.2 Arkkitehtuurin määrittäminen

Aikaisemmin haluttaessa tietoa lihassolujen pituuksista ja pennaatiokulmista on käytetty hyväksi ruumiilta levossa mitattuja tietoja (mm. Friederich & Brand 1990). Näitä arvoja on sitten yleisesti käytetty kuvaamaan ihmisen aktiivisten lihasten mekaanisia ominaisuuksia jopa isometrisissä tilanteissa luottaen, että pituuden muutokset lihaksessa ja jänteessä eivät ole niin suuria, että ne vaikuttaisivat tuloksiin. Ruumiilta saatujen tulosten yleistämisen on kuitenkin nytemmin havaittu olevan kyseenalaista kolmesta syystä. Ensinnäkin (1) lihassolut voivat kutistua säilömisprosessin aikana jopa 20 % ja kutistuminen voi vaihdella suuresti lihasten välillä (Friederich & Brand 1990). Toiseksi (2) lihassolut ovat lepotilassa muutamia millimetrejä kuolleita soluja lyhyempiä (Rack & Westbury 1969), ja lisäksi (3) on havaittu, että pennaatiokulma ja lihassolujen pituus muuttuvat sekä lihaksen pituuden funktiona levossa että supistusintensiteetin funktiona isometrisessä supistuksessa (Narici et al. 1996, Maganaris et al. 1998).

Nykyisistä tutkimusmenetelmistä erityisesti ultraääni (Henriksson-Larsén et al. 1992, Rutherford & Jones 1992, Kawakami et al. 1995) ja magneettikuvaus (MRI) (Narici et al. 1992) ovat mahdollistaneet arkkitehtuuristen muuttujien määrittämisen ihmisillä *in vivo* ja non-invasiivisesti sekä levossa että lihassupistuksen aikana. MRI:n käyttö pennaatiokulmien, fasikulusten pituuden ja lihaksen paksuuden mittaamisessa on kallista ja aikaa vievää, sillä se vaatii lukuisten kuvien ottamista. Reaaliaikaisen ultraäänien käyttö näiden muuttujien määrittämisessä on sen sijaan helpompaa, halvempaa ja nopeampaa. (Narici 1999.)

Henriksson-Larsen et al. (1992) ja Rutherford & Jones (1992) määrittivät ensimmäisten joukossa pennaatiokulmia ihmisillä *in vivo* käyttäen ultraääntä. Kumpikin tutkimusryhmä sai tuloksiksi arvoja, jotka vastasivat hyvin aikaisemmin ruumiilla mitattuja arvoja ja totesivat, että ultraääntä voi käyttää pinnallisten lihasten pennaatiokulmien määrittämisessä. Henriksson-Larsen et al. (1992) tutkimuksessa variaatio vastus lateralis (VL) -lihaksen pennaatiokulmissa peräkkäisissä mittauksissa oli alle 10 %. Rutherford & Jonesin (1992) tutkimuksessa variaatio seitsemältä koehenkilöltä 1-3 viikon välein mitatuissa VL- ja vastus intermedius (VI) -lihasten pennaatiokulmissa oli 13.5 % (2°).

Laitteiden kehittyessä ultraäänen luotettavuus arkkitehtuuristen muuttujien määrittämisessä on parantunut. Narici et al (1996) ottivat samalta koehenkilöltä seitsemän ultraäänikuvaa samasta kohtaa gastrocnemius medialis (GM) -lihasta (repeatability). Variaatiokertoimeksi saatiin pennaatiokulmien osalta 9.8 % ($< 2^\circ$), fasikulusten pituudelle 5.9 % (< 4 mm) ja aponeuroosien väliselle etäisyydelle 4.8 % (< 2 mm). Maganaris et al. (1998) tutkivat myös ultraäänen toistettavuutta (reproducibility) ottamalla GM-lihaksesta kuvia samalta koehenkilöltä kymmenenä peräkkäisenä päivänä tarkasti samasta kohtaa lihasta sekä levossa että maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen (MVC) aikana. Levossa variaatiokertoimet olivat pennaatiokulmille 4.9 %, fasikulusten pituudelle 4.3 % ja lihaksen paksuudelle 2.9 %. MVC:n aikana variaatiokertoimet hieman kasvoivat ollen pennaatiokulmille 7.8 %, fasikulusten pituudelle 7.5 % ja lihasten paksuudelle 3.9 %. Tutkijat myös analysoivat saman MVC:n aikana gastrocnemius lateralis (GL) -lihaksesta otetun kuvan 10 kertaa (reproducibility of the digitizing measurements). Tällöin variaatiokertoimiksi saatiin pennaatiokulmalle 1.6 %, fasikulusten pituudelle 2.1 % ja lihaksen paksuudelle 1.2 %. Chow et al. (2000) tutkimuksessa keskimääräiset hajonnat fasikulusten pituudelle ja lihasten paksuudelle soleus (SOL)- ja gastrocnemius (GA) -lihaksissa olivat ± 1 mm ja pennaatiokulmalle $\pm 1^\circ$, kun kaksi ihmistä teki mittaukset itsenäisesti.

Tutkimuksissa on myös selvitetty vaikuttaako ultraäänen mittauskohda lihaksesta mitattuihin pennaatiokulmiin ja lihassolujen pituuksiin. Plantaarifleksoreissa (GM, GL, SOL) mittauskohdan proksimaalis-distaalis- tai lateraalis-mediaalissuunnassa ei ole havaittu vaikuttavan kyseisiin muuttujiin. Tämän vuoksi lihaksen keskisagittaalilinjasta tehdyt mittaukset voidaan, ainakin plantaarifleksoreiden osalta, yleistää kattamaan koko lihasta. (Narici et al. 1996, Maganaris et al. 1998.) Vastus medialis (VM) -lihaksessa

pennaatiokulman sen sijaan on havaittu kasvavan dramaattisesti proksimaalisesta distaaliseen suuntaan mentäessä (Narici et al.1992).

3.3 Lihaksen poikkipinta-alan ja tilavuuden määrittäminen

Ikai & Fukunaga (1968) määrittivät ensimmäisinä lihaksen poikkipinta-alan ihmisillä *in vivo* käyttäen ultraääntä. Tutkijat totesivat, että kyseessä oli todennäköisesti paras menetelmä lihaksen poikkipinta-alan laskemiseen. Kyseessä olivat kyynärvarren koukistajalihakset, joissa lihassolut kulkevat lihaksen pituusakselin suunnassa, joten näissä lihaksissa ultraäänellä määritetty anatominen poikkipinta-ala vastaa fysiologista poikkipinta-alaa.

Giannini et al. (1990) ja Narici et al. (1992) määrittivät ensimmäisinä VL-, VM-, VI- ja rectus femoris (RF) -lihasten fysiologiset poikkipinta-alat käyttäen magneettikuvausta (MRI). Tutkijat määrittivät jokaisesta lihaksesta erikseen anatomiset poikkipinta-alat useasta kohtaa lihasta ja näiden avulla laskivat lihasten tilavuudet ja fysiologiset poikkipinta-alat. Tutkijat totesivat arvojen olevan samaa luokkaa kuin mitä aiemmin oli mitattu ruumiilta. Magneettikuvausta pidetään tänäkin päivänä standardimenetelmänä ('golden standard') lihasten poikkipinta-alojen ja tilavuuden määrittämisessä, sillä magneettikuvissa kontrasti eri kudoslajien välillä on hyvä. Lisäksi MRI-mittaukset ovat kohtalaisen nopeita suorittaa ja menetelmällä voidaan mitata sekä pinnallisten että syvemmällä sijaitsevien lihasten pinta-aloja. (Klein et al. 2001, Häkkinen et al. 2001, Fukunaga et al. 2001.)

MRI on kuitenkin usein heikosti saatavilla tutkimustarkoitukseen ja sen käyttö on kallista. Tämän vuoksi lihasten tilavuuksia on pyritty määrittämään luomalla yhtälöitä, joissa yhdistyvät erilaiset antropometriset muuttujat ja ultraäänellä mitattu lihaksen paksuus (Miyatani et al. 2000, Fukunaga et al. 2001, Miyatani et al. 2002, Miyatani et al. 2004). Vaikka nämä menetelmät saattavat olla käyttökelpoisia lihaksen tilavuuden enustamisessa populaatiotasolla, ei niiden tarkkuus kuitenkaan riitä käytettäväksi pitkätaistutkimuksissa (Miyatani et al. 2002). Harjoittelun vaikutuksia tutkittaessa on havaittu, että lihashypertrofia voi olla erisuuruista eri osissa lihasta (Häkkinen et al. 2001)

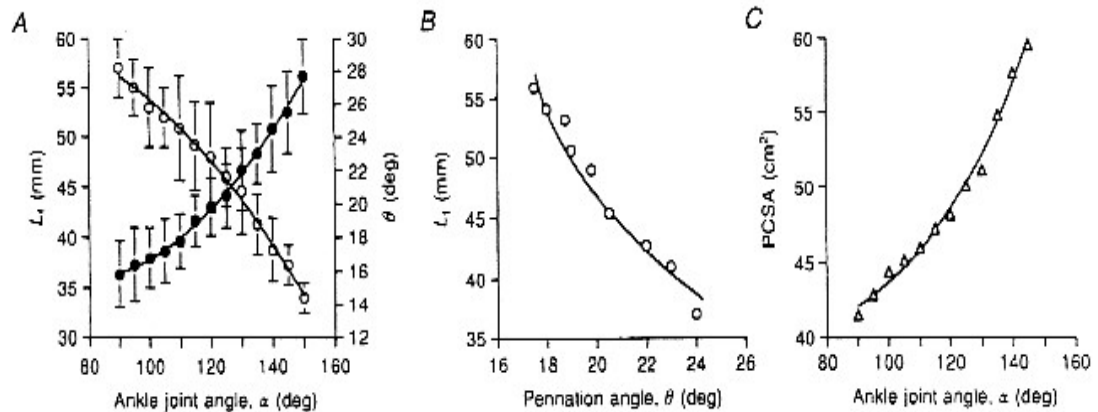
ja tämän vuoksi lihaksen paksuuden tai poikkipinta-alan mittaaminen vain yhdestä kohdasta lihasta pitkittäistutkimuksissa ei riitä.

Ultraäänitekniikan kehittyessä on tullut mahdolliseksi mitata ultraäänellä (B-mode) lihasten poikkipinta-aloja samoin kuin MRI:llä eli kuvaamalla axiaalileikkeitä tietyin välimatkoin koko lihaksen pituudelta. Näiden avulla on mahdollista määrittää lihaksen tilavuus ja fysiologinen poikkipinta-ala. Esformes et al. (2002) määrittivät ensimmäisenä tibialis anterior –lihaksen tilavuuden tällä menetelmällä. He toistivat ultraäänimittaukset kahdesti toistettavuuden testaamiseksi ja vertasivat tuloksia magneettikuvauksella saatuihin arvoihin. Ultraäänimenetelmän toistettavuus oli hyvä (korrelaatiokerroin 0.99). Tutkimuksen mukaan ultraäänimenetelmän virhe verrattuna MRI-menetelmään on 70–400 cm³ kokoisissa lihaksissa noin 7 %. Tutkimuksen mukaan ultraäänimenetelmä aliarvioi alle 120 cm³ suuruisia lihas tilavuuksia ja yliarvioi yli 120 cm³ suuruisia tilavuuksia. (Esformes et al. 2002.) Reeves et al. (2004b) tutkivat ultraäänimenetelmän luotettavuutta ja toistettavuutta VL-lihaksen poikkipinta-alojen määrittämisessä ja totesivat menetelmän luotettavaksi ja toistettavaksi. Tyypillinen virhe ($SD_{diff} / \sqrt{2}$) 3 cm välein ultraäänellä otetuista axiaalikuvista määritetyissä anatomisissa poikkipinta-aloissa peräkkäisissä mittauksissa oli 2.6 %. MRI-kelan pienen koon vuoksi tutkijat pystyivät määrittämään poikkipinta-alat MRI:llä vain viidestä lähinnä polvea olevasta leikkeestä. Verrattuna näihin arvoihin, tyypillinen virhe ultraäänimenetelmän ja MRI:n välillä oli 1.7 %. Variaatiokerroin kuuden eri henkilön analysoimille poikkipinta-aloille oli ultraäänikuvissa 2.1 % ja MRI-kuvissa 0.8 %. (Reeves et al. 2004b.)

3.4 Arkkitehtuuriset muutokset rennossa lihaksessa nivelkulman muuttuessa

Lihasten arkkitehtuuristen muuttujien on todettu olevan riippuvaisia rennon lihaksen pituudesta (nivelkulmasta) ja tämän vuoksi ruumiilta saatuja lihasarkkitehtuurisia arvoja tulisi soveltaa vain vastaavilla lihaspituuksilla. Naricin et al. (1996) tutkimuksessa, kun nilkkakulma kasvoi 90°:sta 150°:en plantaarifleksion suuntaan, gastrocnemius medialis (GM) -lihaksen pennaatiokulma kasvoi 15.8°:sta 27.7°:en (kuva 4A), lihassolujen pituus

lyheni 57.0 mm:stä 34.0 mm:in (kuva 4A) ja PCSA kasvoi 51 % (kuva 4C). Pennaatiokulma ja fasikulusten pituus olivat käänteisesti verrannollisia (kuva 4B).



KUVA 4. Gastrocnemius medialiksen lihasarkkitehtuuri nilkkakulman muuttuessa levossa (Narici et al. 1996).

Maganaris et al. (1998) saivat samankaltaisia tutkimustuloksia tutkiessaan GM-, gastrocnemius lateralis (GL)- ja soleus (SOL)-lihaksissa tapahtuvia muutoksia nilkkakulman muuttuessa -15° dorsifleksioista $+30^\circ$ plantaarifleksioon lihasten ollessa rentoina. Lihasten pennaatiokulmat kasvoivat $6-12^\circ$ (39–67 %) ja fasikulukset lyhenivät 15–28 mm (32–34 %).

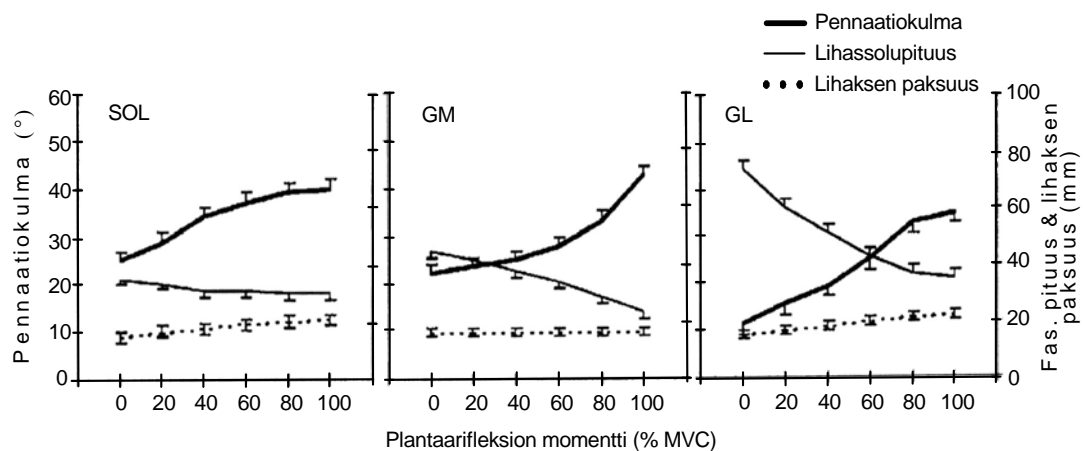
Rutherford & Jones (1992) havaitsivat myös vastus lateralis (VL)- ja vastus intermedius (VI) -lihasten pennaatiokulmien muuttuvan lihasten pituuden muuttuessa. VL-lihaksen pennaatiokulma laski 14° :sta 6° :en ja VI-lihaksen pennaatiokulma 16° :sta 7° :en polvikulman muuttuessa täydestä ekstensiosta täyteen fleksioon.

3.5 Arkkitehtuuriset muutokset isometrisessä tilanteessa supistustensiteetin kasvaessa

Supistusvoimakkuuden isometrisessä tilanteessa on myös todettu vaikuttavan lihaksen arkkitehtuuriin muuttujiin. Levosta maksimaaliseen tahdonalaiseen supistukseen (MVC) nilkkakulman ollessa 110° GM-lihaksen pennaatiokulma kasvoi Naricin et al. (1996) tutkimuksessa 15.5° :sta 33.6° :en ja lihassolujen pituus lyheni 50.8 mm:stä 32.9 mm:in (35.2 %). Aponeuroosien välinen etäisyys ei muuttunut merkittävästi. GM-lihak-

sen PCSA kasvoi levosta MVC:hen 34.8 ± 20.1 %. Nämä tulokset osoittavat, että lepotilanteessa gastrocnemius-lihas ja jänne ovat melko löysinä.

Myös Maganaris et al. (1998) saivat samanlaisia tuloksia tutkiessaan GM-, GL- ja SOL-lihaksia. Levosta MVC:hen pennaatiokulma kasvoi jokaisessa lihaksessa ja lihassolujen pituus lyheni (kuva 5). Tutkijat havaitsivat lisäksi, että GL-lihaksen paksuus kasvoi 45 % ja SOL-lihaksen 40 % levosta MVC:hen. GM-lihaksen paksuus ei muuttunut (kuva 5). Monet mallit, joilla pyritään ennustamaan lihasten käyttäytymistä lihassupistuksessa levossa mitatuista arvoista olettavat lihaksen paksuuden pysyvän muuttumattomana. Sen vuoksi tämä tutkimus osoittaa, ettei mallien käyttäminen ole aina luotettavaa.



KUVA 5. SOL-, GM- ja GL-lihasten pennaatiokulma, lihassolujen pituus ja lihaksen paksuus eri plantaarifleksion tasoilla (0 % - 100 % MVC) (mukaeltu Maganaris et al. 1998).

3.6 Harjoittelun, rodun ja sukupuolen vaikutus lihasarkkitehtuuriin

Monissa tutkimuksissa on havaittu positiivinen korrelaatio lihaksen paksuuden ja pennaatiokulman välillä (mm. Kawakami et al. 1993, Abe et al. 1998). Kawakami et al. (1993) tutkimuksessa kehonrakentajilla oli merkittävästi suuremmat pennaatiokulmat kuin samanikäisillä harjoittelemattomilla koehenkilöillä. Voimaharjoittelun aiheuttaman lihashypertrofian on todettu johtavan pennaatiokulmien kasvuun myös akuutisti (Kawakami et al. 1995, Aagard et al. 2001, Reeves et al. 2004a). Pennaatiokulman kasvu voi johtaa siihen, että lihaksen PCSA ja siten maksimaalinen voimantuottokapasiteetti kasvaa merkittävästi enemmän kuin lihaksen ACSA ja tilavuus (Aagard et al. 2001).

Kehonrakentajilla on myös havaittu kurvilineaariset fasikulukset, eli että fasikulukset lähtevät syvästä aponeuroosista suuremmassa kulmassa kuin mitä havaitaan esim. fasikulusten keskikohdassa. Harjoittelemattomilla kontrollihenkilöillä fasikulukset kulkivat lineaarisesti. Suuremmat pennaatiokulmat kurvilineaarisessa fasikulusten järjestäytymisessä johtaa siihen, että enemmän supistuvaa materiaalia voidaan pakata jänteeseen. (Kawakami et al. 1993.)

Fasikulusten pituuksien on tutkimuksissa todettu korreloivan merkitsevästi juoksunopeuden kanssa. Sprinttereillä on todettu olevan pidemmät fasikulukset polven ojentajalihasissa ja plantaarifleksoreissa (VL, GM, GL) kuin kontrolleilla ja kestävyysjuoksijoilla. Tämä on eduksi juoksunopeudelle. (Abe et al. 2000, Abe et al. 2001.) Samoin paremmilla sprinttereillä (henkilökohtainen ennätys 10.00 - 10.90 s) on havaittu pidemmät fasikulukset (VL, GM, GL) kuin hieman heikommilla sprinttereillä (ennätys 11.00 – 11.70 s), eli fasikulusten pituus korreloi positiivisesti 100 m ennätyksen kanssa (Kumagai et al. 2000).

Abe et al. (2000) tutkimuksessa sprinttereillä ja harjoittelemattomilla kontrolleilla ei ollut eroja pennaatiokulmissa (VL, GM, GL) mutta kestävyysjuoksijoiden lihasten pennaatiokulmat olivat merkitsevästi suuremmat kuin kahdella muulla ryhmällä. Sprinttereillä oli merkitsevästi paksummat lihakset kuin kontrolleilla ja kestävyysjuoksijoilla, joiden lihaspaksuuksissa ei ollut eroja.

Geneettinen taipumus määrää todennäköisesti pääosin lihasten fasikulusten pituuden, mutta siihen voivat vaikuttaa pienemmässä määrin myös ulkopuoliset ympäristötekijät, kuten fyysinen harjoittelu (Abe 2002). Rodulla ei ole todennäköisesti vaikutusta arkkitehtuurisiin muuttujiin (vaaleat ja tummat amerikkalaisen jalkapallon pelaajat: triceps brachii (TB), VL, GM). Lihasten muodoissa sen sijaan saattaa olla eroja rotujen välillä. Abe et al. (1999) tutkimuksessa tummilla amerikkalaisen jalkapallon pelaajilla oli pidemmät sääret ja paksummat lihakset reiden proksimaaliosassa kuin vaaleilla. (Abe et al. 1999.)

Terveillä harjoittelemattomilla naisilla on havaittu olevan pidemmät fasikulukset (SOL, GM, GL) kuin harjoittelemattomilla miehillä. Miehillä oli suuremmat pennaatiokulmat

ja paksummat lihakset kuin naisilla. Nämä arkkitehtuuriset erot auttavat selittämään miesten suuremmat absoluuttiset maksimivoima-arvot. (Chow et al. 2000.)

4 SPESIFINEN VOIMA

Lihaksen spesifinen voima kuvaa lihaksen sisäistä voimantuottokapasiteettia (N / cm^2). Lihaksen kuormitus (stress) on mahdollista määrittää tarkasti mittaamalla lihaksen isometristä maksimivoimaa ja lihaksen PCSA *in vivo*. Tällöin lihassolujen suunnassa tuotettu voima (F_t) täytyy jakaa lihaksen maksimaalisen supistuksen aikaisella fysiologisella poikkipinta-alalla (PCSA_{nr}). Toinen tapa laskea spesifinen voima on suhteuttaa jänteeseen tuotettu voima F_t ja ”reduced PCSA” (PCSA_r) (Narici 1999). PCSA täytyy määrittää samalla nivelkulmalla, jolla voimamittaus tehdään (Narici et al. 1996).

Spesifisen voiman määrittämiseksi on varmistuttava siitä, että mitattu isometrinen voima on maksimaalinen. Voimamittaukset tulee suorittaa voimantuoton kannalta optimaalisella lihassolupituudella (nivelkulmalla) ja varmistua siitä, että hermoston käsitys on maksimaalinen. Jänteen tai lihassolujen suunnassa tuotetun voiman määrittämiseksi vääntövoimasta tulee tietää jänteen momenttivarsi kyseisellä nivelkulmalla. Koska nettovääntövoiman suuruuteen vaikuttaa myös antagonistien aktiivisuus supistuksen aikana, tulisi antagonisti-koaktivaatio määrittää ja niiden nettovääntövoimaa heikentävä vaikutus ottaa huomioon maksimivoiman laskemisessa. (Maganaris et al. 2001.) Varsinkin ikääntyneillä antagonisti-koaktivaation vaikutus nettovääntövoimaan on todettu olevan merkittävä mm. maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen aikana (Reeves et al. 2004a).

Lihasten spesifisiä voima-arvoja on määritetty lukuisissa tutkimuksissa liittyen mm. erilaisiin harjoitusvaikutuksiin ja ikääntymiseen. Useimmat näistä tutkimuksista ovat kuitenkin epäonnistuneet joko jommankumman tai molempien spesifisen voiman laskemiseen tarvittavien muuttujien tarkassa määrittämisessä (F_f ja PCSA_{nr} tai F_t ja PCSA_r). Useissa tutkimuksissa on käytetty vääntövoimaa ja anatomista poikkipinta-

alaa, mikä johtaa virheellisiin tuloksiin. (Narici et al. 1992, Maganaris et al. 2001.) Taulukoon 1 on koottu spesifisen voiman arvoja eri tutkimuksista. Taulukosta selviää myös, mitä muuttujia kyseisen arvon laskemiseen on käytetty.

TAULUKKO 1. Kirjallisuudessa esiintyviä eri lihasten spesifisen voiman (N / cm²) arvoja
Luvut ovat keskiarvoja (± SD).

Tutkimusryhmä	Tutkittava lihas / lihasryhmä	Voima	CSA ^{*)}	Spesifinen voima (N / cm ²)
Ikai et al. 1968	Kyynärvarren ojentajat	Jänteen voima	ACSA ^{#)} = PCSA ^{□)}	63.0 (8.1)
Wickiewicz et al. 1984	Polven ojentajat	Jänteen voima	ACSA ruumiilta	42.2
	Polven koukistajat			78.9
	Plantaarifleksorit			30.1
	Dorsifleksorit			46.6
Narici et al. 1988	Polven ojentajat	Jänteen voima	ACSA	80.1 (15.5)
	Polven koukistajat			70.5 (7.0)
Rutherford & Jones 1992	Quadriceps Femoris	Ulkoisen voima nilkassa	ACSA	7.6 (1.3)
Narici et al. 1992	Vastus lateralis	Fas. voima	PCSA levossa <i>in vivo</i>	23.7 (13.0)
	Vastus intermedius			24.1 (16.0)
	Vastus medialis			27.9 (20.0)
	Rectus femoris			24.3 (22.0)
Fukunaga et al. 1996	Triceps surae	Jänteen voima	PCSA levossa	10.8 (0.2)
	Tibialis anterior		(fas. pituus ruumiilta)	24.5 (1.1)
Klein et al. 2001	Kyynärvarren koukistajat	Ulkoisen voima ranteessa	PCSA	11.8 (1.0)
	Kyynärvarren ojentajat		(fas. pituus kirjallisuudesta)	5.5 (0.6)
Maganaris et al. 2001	Soleus	Fas. voima	PCSA <i>in vivo</i>	15.0 (1.2)
	Tibialis anterior			15.5 (1.3)
Reeves et al. 2004a	Vastus lateralis	Fas. voima	PCSA <i>in vivo</i>	23.7 (5.9)

^{*)} CSA = poikkipinta-ala

^{#)} ACSA = anatominen poikkipinta-ala

^{□)} PCSA = fysiologinen poikkipinta-ala

5 YHTEENVETO KIRJALLISUUDESTA

Aiemman kirjallisuuden perusteella voidaan todeta, että ultraäänitekniikan kehittyminen on mahdollistanut sen käytön yleistymisen tutkimustarkoituksessa. Viimeaikaiset tutkimukset antavat viitteitä siitä, että ultraäänimenetelmän toistettavuus lihasten poikkipinta-alojen määrittämisessä on hyvä, samoin sen luotettavuus verrattuna magneettikuvaukseen. Kuitenkin, koska molemmat aiheesta tähän mennessä julkaistut tutkimukset (Esformes et al. 2002, Reeves et al. 2004b) ovat saman tutkimusryhmän suorittamia,

ovat lisätutkimukset tarpeen. Jotta menetelmästä olisi hyötyä tulevaisuudessa myös pitkittäistutkimuksissa esim. harjoittelun vaikutuksia tai ikääntymistä tutkittaessa, on menetelmän luotettavuutta pyrittävä selvittämään nimenomaan lihaksista, jotka ovat todennäköisesti kiinnostuksen kohteina myös näissä tutkimuksissa.

Aiemman kirjallisuuden perusteella voidaan todeta, että lihaksen spesifisen voiman tarkka määrittäminen on vaikeaa. Tämän vuoksi vasta muutama aivan viimeaikainen tutkimus (Maganaris et al. 2001, Reeves et al. 2004a) on onnistunut selvittämään tutkiemiensa lihasten spesifisen voiman *in vivo*, vaikka spesifisiä voima-arvoja on julkaistu lukuisissa aiemmissakin tutkimuksissa (taulukko 1). Jotta voidaan selvittää, onko spesifinen voima vakio eri lihasten välillä ja vaikuttavatko esim. harjoittelu tai ikääntyminen voima-arvoon, tarvitaan lisää *in vivo* ja matemaattisesti oikeilla menetelmillä suoritetuja tutkimuksia.

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoitus oli (1) selvittää ultraäänimenetelmän toistettavuutta ja luotettavuutta VL-lihaksen poikkipinta-alojen ja tilavuuden määrittämisessä.

Lisäksi (2) tutkimuksessa pyrittiin laskemaan VL-lihaksen spesifinen voima-arvo mahdollisimman tarkasti.

7 TUTKIMUSMENETELMÄT

7.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä tutkimuksessa oli kolme vapaaehtoista, tervettä ja fyysisesti aktiivista miestä, joiden keski-ikä oli 27 ± 2 v., keskipituus 173 ± 4 cm ja keskipaino 71 ± 3 kg. Tarkemmat tiedot koehenkilöistä on esitetty taulukossa 2. Koehenkilöt olivat vältäneet raskasta fyysistä kuormitusta kolmen päivän ajan ennen mittauksia. He antoivat suostumuksensa mittauksiin kirjallisesti luettuaan läpi mittausprotokollan (liite 1).

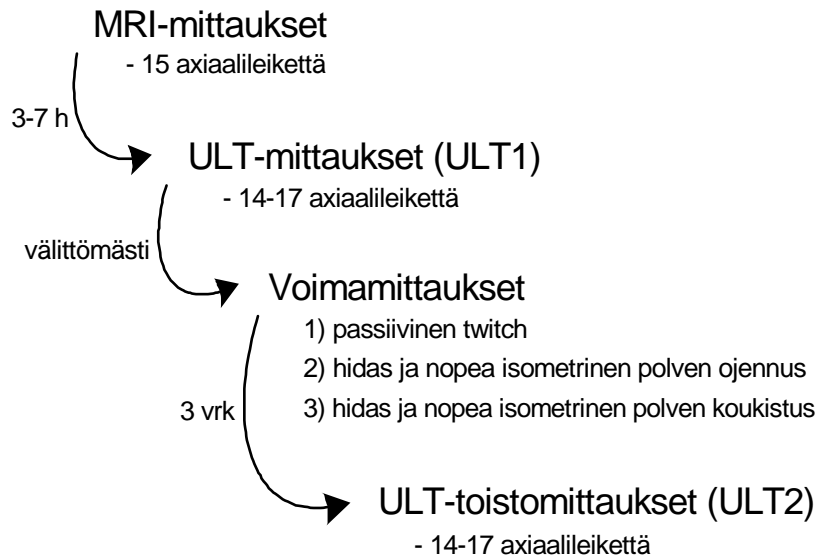
TAULUKKO 2. Koehenkilökuvaus.

	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)	Reiden pituus (cm)	Säären pituus (cm)	Aktiivisuus- taso (1-5) *)	Harjoittelua / vko (h)	Harjoittelun laatu
KH1	25	174	68	44	44	5	10-20	Triathlon + oheisharjoitteet
KH2	28	176	74	44	43	5	10-23	Hiihto + oheisharjoitteet
KH3	29	168	70	39	42	3	4	Juoksu, uinti

*) Aktiivisuusluokat liitteessä 2.

7.2 Protokolla

Koehenkilöiden VL-lihaksen poikkipinta-aloja kuvattiin sekä ultraäänellä (ULT) että magneettikuvauksella (MRI). Lisäksi koehenkilöiden maksimaalinen isometrinen polven ojennus- ja koukistusvoima määritettiin sekä hitaalla että nopealla voimantuottotavalla. Kuvassa 6 on esitetty mittausten protokolla tiivistetysti.



KUVA 6. Mittausprotokolla.

7.2.1 MRI-mittaukset

MRI-mittaukset suoritettiin Keski-Suomen magneettikuvaus Oy:n kiinteällä vahvakenttäisellä kuvauslaitteella (GE Signa CV/i 1.5 T) (liite 3). Ennen mittauksia koehenkilöt lepäsivät selällään maaten n. 20 minuuttia nestekierron tasauttamiseksi. Mittausten ajan koehenkilöt makasivat liikkumatta selällään jalat suorina ja lihakset rentoina. Koehenkilöiden polvet sidottiin yhteen polvilumpion alapuolelta ja polvitaipeen alle laitettiin tueksi matala tyyny.

Tutkittavaksi jalaksi valittiin dominoiva jalka, joka oli kahdella koehenkilöllä oikea ja yhdellä vasen. Tutkittava jalka oli sama myös ultraääni- ja voimamittauksissa. Tutkittavan jalan reiden puoliväliin vastus lateralis -lihaksen päälle axiaalitasoon kiinnitettiin teipin avulla viisi A-vitamiinihelmeä. Mittausprotokolla oli samanlainen kuin Jyväskylän yliopiston Liikuntabiologian laitoksen aiemmissa tutkimuksissa on MRI-mittausten osalta käytetty (esim. Häkkinen et al. 2001, Ahtiainen et al. 2003). Axiaalikuviä otettiin 15 kappaletta suhteellisella kuvavälillä siten, että 1. leike tuli polvesta, 15. leike lonkasta ja yksi leikkeistä osui juuri helmillä merkatulle kohdalle (referenssileike). Ensimmäinen ja viimeinen leike valittiin siten, että VL-lihas voitiin niistä juuri ja juuri erottaa. T1-painotteisten spinkaiku-kuvien paksuus oli jokaisella koehenkilöllä 6 mm ja kuvaväli kahdella lyhyemmällä koehenkilöllä 20 mm ja pisimmällä 21 mm. Muut kuvaus-

muuttujat olivat seuraavat: TE 17 ms, TR 540 ms, DFOV 400 x 400 mm ja matriksi 512 x 512.

Lokalisaatio- ja axiaalikuivat tallennettiin CD:lle sekä JPEG- että DICOM-muodoissa. Välittömästi mittausten jälkeen helmiteippi poistettiin ja kohta merkattiin tarkasti ihoon tussilla.

7.2.2 ULT-mittaukset

Ultraäänimittaukset tehtiin samana päivänä kuin MRI-mittaukset. Ennen mittauksia koehenkilöt lepäsivät jälleen 20 minuuttia. Mittausten ajan koehenkilöt makasivat selällään jalat suorina ja lihakset rentoina siten, että tutkittavan jalan lateraalisivu oli sängyn reunalla.

Aivan ensimmäiseksi tutkittavan jalan VL-lihaksen proksimaalinen ja distaalinen kiinnityskohta etsittiin ultraäänien avulla ja merkattiin ihoon tussilla. Myös lihaksen mediaali- ja lateraalireunoja koko lihaksen matkalta havainnoitiin ja piirrettiin ihoon. Tämän jälkeen ihoon piirrettiin axiaalileikkeitä 20 mm välein MRI-mittausten referenssimerkistä distaaliseen ja proksimaaliseen suuntaan koko lihaksen matkalta. Leikkeet olivat kohtisuorassa lihaksen keskisagittaalilinjaan nähden. Lopuksi lihaksen päälle kiinnitettiin neljä kirurgisesta teipistä leikattua ohutta suikaletta, jotka kulkivat sagittaalitasossa tasaisin välimatkoin koko lihaksen pituuden. Teipit toimivat referenssikohtina ultraäänikuvien myöhemmässä yhdistämisessä.

Skannaus ultraäänellä tehtiin axiaalitasoon piirrettyjen viivojen päältä leike kerrallaan siten, että ultraäänianturia kuljetettiin lihaksen mediaalireunasta lateraalireunaan tasaisella nopeudella. Ensimmäinen leike otettiin mahdollisimman läheltä lihaksen distaalista ja viimeinen proksimaalista kiinnityskohtaa. Koehenkilöstä riippuen leikkeitä otettiin 14–17 kappaletta. Erityistä huomiota kiinnitettiin siihen, että anturi oli koko ajan kohtisuorassa ihon pintaan nähden ja että skannatessa sitä kuljetettiin iholla niin kevyesti kuin mahdollista. Skannaukset tallennettiin videolle.

Ultraäänimittaukset toistettiin toistettavuuden selville saamiseksi kolmen päivän kuluttua. Mittausten välillä koehenkilöt vahvistivat tussilla MRI-mittauksissa piirrettyä referenssileikettä muiden merkkien kuluessa pois iholta. Toistomittauksiin tultaessa tilanne oli siis sama kuin ensimmäisiin ultraäänimittauksiin tultaessa. Referenssileikkeen avulla muut skannauskohdat laskettiin samalla tavalla kuin ensimmäisissä mittauksissa. Sama mittaja suoritti mittaukset sekä ensimmäisissä että toistomittauksissa.

7.2.3 Voimamittaukset

Polven ojennus- ja koukistusvoiman mittaukset tehtiin välittömästi ultraäänimittausten jälkeen. Ensin koehenkilöille kiinnitettiin EMG-elektrodit tutkittavan jalan VL-, VM-, RF- ja biceps femoris (BF) -lihaksiin. VL-lihakseen kiinnitettiin lisäksi ultraäänianturi sagittaalitasoon lihaksen voimantuoton aikaisten arkkitehtuuristen muutosten rekisteröimiseksi. Mittauksissa koehenkilöt istuivat voimatuolissa (Liikuntabiologian laitos, Suomi), johon heidät kiinnitettiin tiukasti olkapäiden ja lonkan yli kulkevilla remmeillä ylimääräisten liikkeiden estämiseksi. Tutkittava jalka kiinnitettiin tiukasti n. 2 cm lateraalisen malleolin yläpuolelta remmillä dynamometrin liikeakseliin. Lonkkakulma oli 100° (selinmakuu = 180°) ja polvikulma 110° (täysi ojennus = 180°). Kyseinen polvikulma valittiin siksi, että sen on kirjallisuudessa raportoitu olevan optimikulma polven ojentajien isometrisen maksimivoiman saavuttamiseksi (Brockett et al. 2004, Reeves et al. 2004a).

Isometrinen maksimivoima määritettiin kahdella tavalla (nopea voimantuotto ja 4s ramppi), sillä voimantuoton nopeudella on todettu olevan vaikutusta isometriseen maksimivoimaan ikääntyneillä koehenkilöillä (Clarson et al. 1981). Tutkimuksessa haluttiin selvittää, nähdäänkö sama ilmiö nuorilla koehenkilöillä.

Mittausprotokolla voimamittauksissa oli seuraava

- 1) 3 x sähköstimulus rentoon lihakseen (passive single twitch)
- 2) 3 x hidas maksimaalinen isometrinen polven ojennus
+ sähköstimulus (superimposed MVC)
- 3) 3 x nopea maksimaalinen isometrinen polven ojennus

+ sähköstimulus (superimposed MVC)

- 4) 3 x hidas maksimaalinen isometrinen polven koukistus
- 5) 3 x nopea maksimaalinen isometrinen polven koukistus

Passiivisten stimulointien ajan koehenkilöitä pyydettiin istumaan mahdollisimman rentoina. Hitaissa isometrisissa polven ojennuksissa ja koukistuksissa voima käskettiin nostaa maksimiin tasaisesti (ramp fashion) neljässä sekunnissa, jonka jälkeen maksimi-voiman tuli pysyä yllä stimulumukseen saakka (ojennus) tai kunnes rentoutuskäskey annettiin (koukistus). Mittaaja laskee hitaissa suorituksissa ääneen aikaa (4 s), jonka mukaan voiman tuli saavuttaa maksimitaso. Nopeissa suorituksissa voima käskettiin nostaa maksimiin niin nopeasti kuin mahdollista ja samoin pitää yllä stimulumukseen (ojennus) tai rentoutuskäskeyn (koukistus) saakka. Suoritusten ajan koehenkilöt pitivät käsillään kiinni olkaremmesta ja tutkittavan jalan nilkka oli koukussa (liite 4). Koehenkilöt saivat harjoitella suorituksia muutaman kerran ennen varsinaisia mittauksia ja heitä kannustettiin maksimisuorituksiin. Suoritusten välillä pidettiin 3 minuutin tauot.

7.3 Mittaukset

Ultraäänilaitteen (B-mode) (Aloka ProSound SSD-5500, Tokyo, Japan) ”linear array -tekniikkaa” käyttävän anturin pituus oli 7 cm ja taajuus 7.5 MHz. Voimamittauksissa anturi tuettiin paikalleen VL-lihaksen päälle erityisen ulkoisen pitimen avulla, jotta anturin aiheuttaman paineen seurauksena syntyvä ihonalaisten kudosten painuminen olisi mahdollisimman vähäistä. Ultraäänen keräystaajuus oli 50 Hz.

Rekisteröivinä EMG-elektrodeina käytettiin bipolaarisia pinta-elektrodeja (Beckman miniature skin electrodes, 650437, Ill, USA, interelektrodietäisyys 20 mm). Elektrodien sijoittamisessa noudatettiin SENIAMin (1999) ohjeita. Maaelektrodi kiinnitettiin tutkittavan jalan polveen. Jotta interelektrodi-impedanssi saatiin pysymään pienenä (< 10 k Ω), valmisteltiin iho huolella ennen elektrodien kiinnittämistä ajamalla ihokarvat kiinnittämiskohdasta, poistamalla kuollut ihosolukko hiekkapaperilla ja desinfioidulla kohdalla puhdistusaineella. Elektrodeihin laitettiin elektrodipastaa johtavuuden parantamiseksi

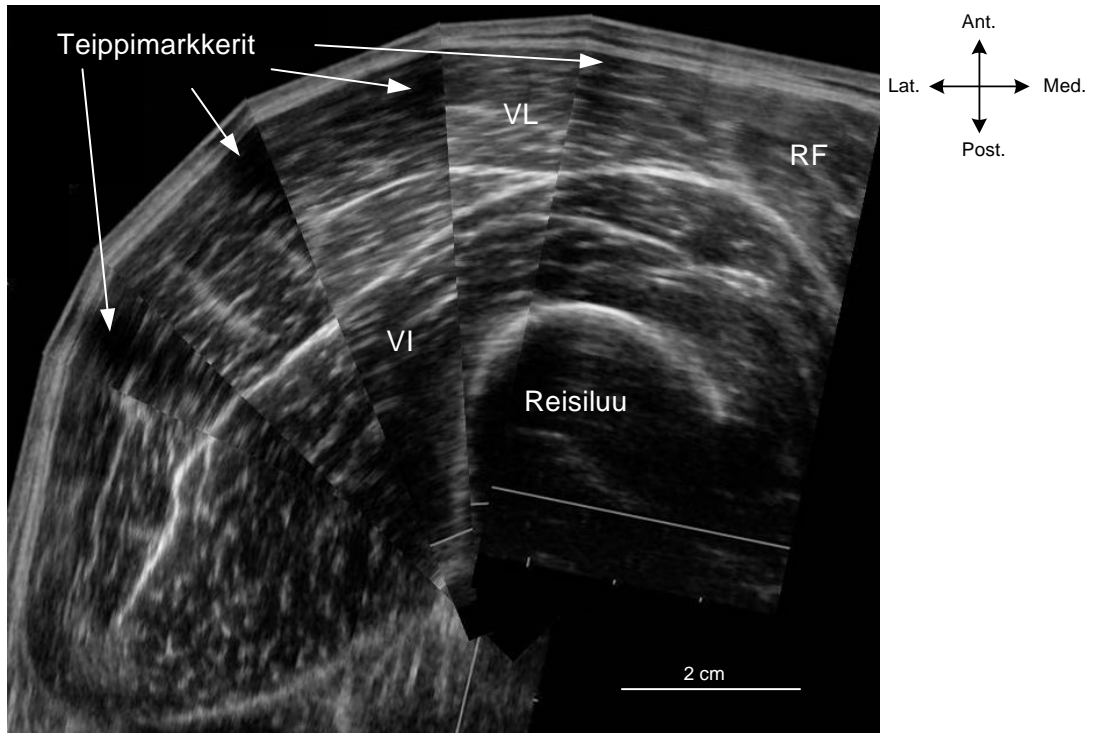
ja lopuksi elektrodit teipattiin paikalleen. EMG rekisteröitiin ei-telemetrisesti (EISA 16-2, Freiburg, Germany, kaistaleveys 20-2000 Hz) keräystaajuudella 1000 Hz.

Sähköstimulointi (Digitimer DS7A, Welwyn Garden City, England) tapahtui nelipäisen reisilihaksen päältä kolmella elektrodiparilla. Elektrodit (halkaisija 5 cm) aseteltiin tasan nelipäisen reisilihaksen lihasmassan päälle. Stimulointisignaali oli yksittäinen kanttisignaali, jonka kesto oli 200 μ s ja stimuloinnin jännite 300 V. Passiivisissa stimuloinneissa stimuluksen intensiteettiä nostettiin, kunnes voima ei enää noussut ja tätä intensiteettiä pidettiin supramaksimaalisena stimulointi-intensiteettinä (max. 999 mA). Hitaissa ja nopeissa polven ojennuksissa supramaksimaalinen stimulus annettiin lihaseen, kun maksimivoima oli saavutettu (superimposed MVC).

Voimamittauksissa ultraääni synkronoitiin muihin muuttujiin triggerillä, joka antoi merkin ultraäänikuvaan sähköstimuluksesta. Ultraäänidata tallennettiin videolle ja muut muuttujat Cudas-keräysjärjestelmällä tietokoneelle.

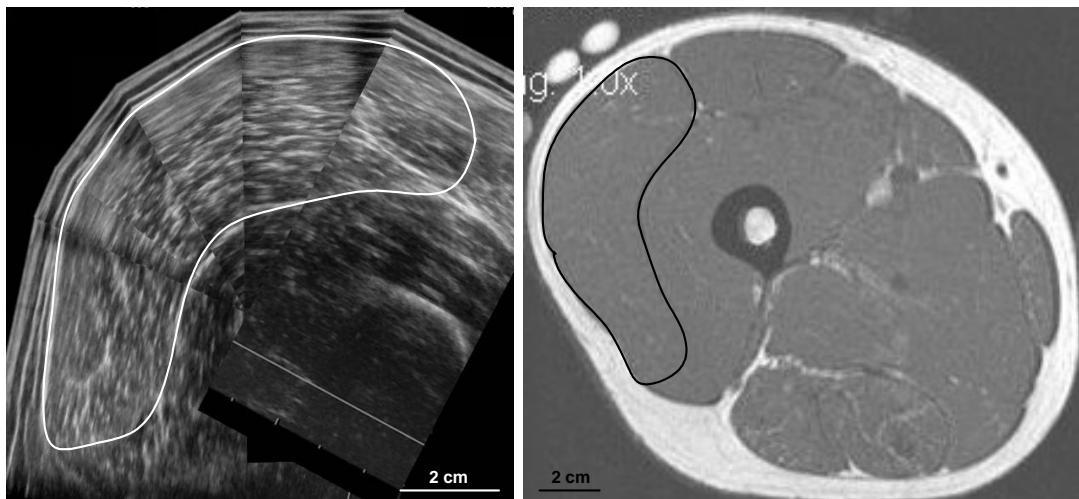
7.4 Analyysit

Jokaisesta ultraäänellä skannatusta axiaalileikkeestä muodostettiin useita kuvia yhdistämällä kuva, jossa koko VL-lihaksen poikkileike kyseisessä kohtaa lihasta oli näkyvissä (kuva 7). Yhdistäminen tapahtui Microsoft PowerPoint -ohjelmalla käyttäen apuna teippimarkkereita, reisiluun muotoa sekä muita lihaksessa selvästi erottuvia kohtia.



KUVA 7. Esimerkki ultraäänellä skannatusta axiaalileikkeestä kuvien yhdistämisen jälkeen (KH1: leike nro 9).

Ultraäänen yhdistelmäkuvista, samoin kuin MRI:n axiaalileikkeistä, laskettiin VL-lihaksen anatominen poikkipinta-ala (ACSA) (cm^2) kyseisessä kohtaa lihasta Scion Image -ohjelmalla (Scion Corporation, Maryland, USA) lihaksen rajoja seuraten (kuva 8).



KUVA 8. Ultraäänellä ja MRI:llä skannattujen axiaalileikkeiden anatomisten poikkipinta-alojen (ACSA) laskeminen. Kuvassa on sama kohta sekä ultraäänellä että MRI:llä skannattuna (KH3 referenssileike: ULT nro 10, MRI nro 9).

Kahden peräkkäisen poikkileikkeen välinen tilavuus (V) (cm³) laskettiin kaavalla 1:

$$V = 1 / 3 * d * (a + \sqrt{(a * b) + b}), \quad \text{KAAVA 1}$$

missä a ja b ovat peräkkäiset anatomiset poikkipinta-alat (cm²) ja d on näiden välinen etäisyys (cm). Koko lihaksen tilavuus saatiin laskemalla yhteen kaikki osatilavuudet.

Tahdonalainen aktivaatiotaso (AT) (%) maksimaalisten polven ojennusten aikana laskettiin kaavalla 2 (Strojnik & Komi 1998):

$$AT = 100 - D * (T_b / T_{max}) / T_{DTW} * 100, \quad \text{KAAVA 2}$$

missä T_{DTW} = passiivisen nykäyksen (twitch) huippuvoima (N), T_{max} = tahdonalainen maksimivoima (N), T_b = voima juuri ennen stimulusta (N) ja D = voimaero ennen ja jälkeen stimuluksen (N).

VL-lihaksen pennaatiokulman, joksi katsottiin fasikulusten ja syvän aponeuroosin välinen kulma, ja fasikulusten pituuden muutokset polven ojennusten aikana määritettiin digitoimalla suoritukset kuva kuvalta Motus-ohjelmalla (Peak Performance Technologies, Denver, USA). Pennaatiokulmadata suodatettiin FFT-suodattimella (2 pistettä).

Raaka EMG-data tasasuunnattiin. Polven koukistuksista määritettiin BF-lihaksen aEMG (mV) 200 ms ajalta tasaisen maksimivoiman alueelta. Jotta voitiin arvioida polven ojennusten aikana esiintyvän BF-lihaksen aktiivisuuden aiheuttaman antagonisti-koaktivitaation suuruutta voimantuottoon, BF-lihaksen aEMG määritettiin 200 ms ajalta polven maksimaalisen ojennusvoiman aikana. Tämä aktiivisuus suhteutettiin maksimaalisen polven koukistuksen aikana esiintyvään aktiivisuuteen, ja olettaen EMG-vääntövoima -suhteen olevan lineaarinen, laskettiin BF-lihaksen vääntövoima polven ojennusten aikana. Lineaarinen EMG-vääntövoima on todettu useissa tutkimuksissa (mm. Reeves et al. 2004a).

Nilkan kohdalla tuotettu ulkoinen voima (N) muutettiin polven ojentajien vääntövoimaksi (Nm) kertomalla voima ulkoisella momenttivarrella, joka saatiin mittaamalla

nilkkaremmien keskikohdan ja polven kiertoakselin välinen etäisyys (m). Patellajänteen voima (PT_F) (N) laskettiin kaavalla 3:

$$PT_F = KE_{TQ} + Coac_{TG} / MA_{PT}, \quad \text{KAAVA 3}$$

missä KE_{TQ} on maksimaalinen isometrinen polven ojentajien vääntövoima (Nm), $Coac_{TG}$ polven koukistajien (BF) antagonisti-koaktivaation aiheuttama vääntövoima (Nm) ja MA_{PT} arvioitu patellajänteen momenttivarsi (m).

Patellajänteen momenttivarsi 110° polvikulmalla (70° fleksio) arvioitiin aikaisemman kirjallisuuden perusteella olevan 4 cm (Smidt 1973, Baltzopoulos 1995, Krevolin et al. 2004, Maganaris 2004). Neljän senttimetrin pituista patellajänteen momenttivartta on käytetty aikaisemminkin tutkimuksissa, joissa todellista momenttivartta ei ole mitattu (Wickiewicz et al. 1984).

VL-lihaksen suhteellinen osuus patellajänteen voimasta (VL_F) arvioitiin kertomalla PT_F 34 %:lla eli luvulla 0.34, mikä vastaa VL-lihaksen fysiologisen poikkipinta-alan osuutta Quadriceps femoris -lihasryhmän lihasten yhteenlasketusta fysiologisesta poikkipinta-alasta. (Trappe et al. 2001). VL-lihaksen osuutta patellajänteen voimasta on arvioitu samalla menetelmällä aikaisemmissakin tutkimuksissa (mm. Finni et al. 2003).

VL-lihaksen fasikulusten suunnassa tuottama ($Fasc_F$) voima saatiin jakamalla VL-lihaksen patellajänteen suunnassa tuottama voima (VL_F) VL-lihaksen polven maksimaalisen ojennuksen aikaisen pennaatiokulman kosinilla ($\cos \alpha$) (kaava 4).

$$Fasc_F = VL_F / \cos \alpha \quad \text{KAAVA 4}$$

VL-lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala levossa (cm^2) ($PCSA_0$) määritettiin jakamalla lihaksen tilavuus (cm^3) fasikulusten pituudella (cm) lepohehkellä. Vastaavasti määritettäessä maksimaalisen polven ojennuksen aikaista fysiologista poikkipinta-alaa ($PCSA_{MAX}$), käytettiin fasikulusten pituutta kyseisellä hetkellä. Nämä laskukaavat olettavat, että lihassolut ovat samanmittaisia koko lihaksen matkalla, mikä on todistettu useissa *in vivo*- ja *in vitro* -tutkimuksissa (Rack & Westbury 1969, Friederich & Brand 1990, Narici et al. 1996, Maganaris et al. 1998).

VL-lihaksen spesifinen voima ($Spec_F$) (N / cm^2) saatiin kaavan 5 mukaisesti jakamalla fasikulusten suunnassa tuotettu voima maksimaalisen polven ojennuksen aikaisella fysiologisella poikkipinta-alalla.

$$Spec_F = Fasc_F / PCSA_{MAX}$$

KAAVA 5

7.5 Tilastolliset analyysit

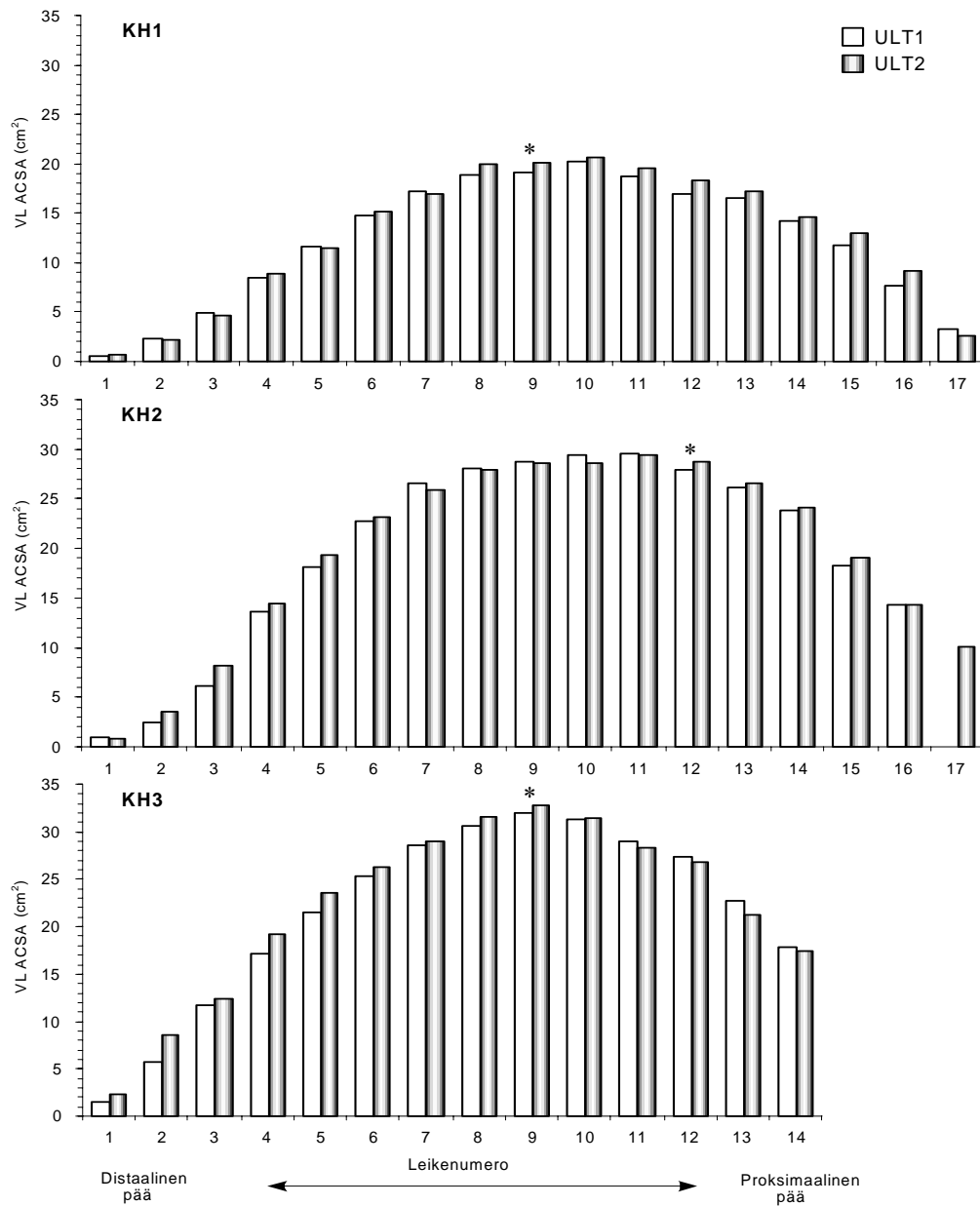
Koska koehenkilömäärä tutkimuksessa oli niin pieni, ei tilastollisia merkitsevyyksiä voida esittää. ULT-menetelmän toistettavuuden testaamiseksi eri päivinä samasta mittauskohdasta ultraäänellä mitatuille poikkipinta-aloille (ULT1 ja ULT2) laskettiin variaatiokertoimet (CV) (%) kaavalla $CV = SD / ka * 100 \%$, missä SD = kahden poikkipinta-alan välinen keskihajonta ja ka = poikkipinta-alojen keskiarvo. Eri päivinä mitatuille poikkipinta-aloille laskettiin lisäksi 95 % luottamusvälit (LV 95 %) kaavalla $LV 95 \% = x \pm 1.96 * (SD / \sqrt{n})$, missä x = leikekohdan otoskeskiarvo, SD = otosjoukon keskihajonta ja n = otoksen koko. ULT-menetelmän luotettavuuden testaamiseksi eri päivinä samasta kohdasta ultraäänellä mitatuille poikkipinta-aloille laskettiin keskiarvot (ULTka), joita verrattiin MRI-leikkeisiin. ULTka- ja MRI-arvoille laskettiin variaatiokertoimet ja 95 % luottamusvälit. Koehenkilöiden absoluuttisista ja prosentuaalisista eroista kahden menetelmän välillä laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat ($ka \pm SD$).

Kaikista voimamuuttujista laskettiin keskiarvot ($\pm SD$) 2-3 onnistuneen hitaan ja nopean polven ojennuksen ja koukistuksen perusteella. Tuloksia käsitellään koehenkilöittäin ($ka \pm SD$) sekä koehenkilöjoukon keskiarvoina ($\pm SD$).

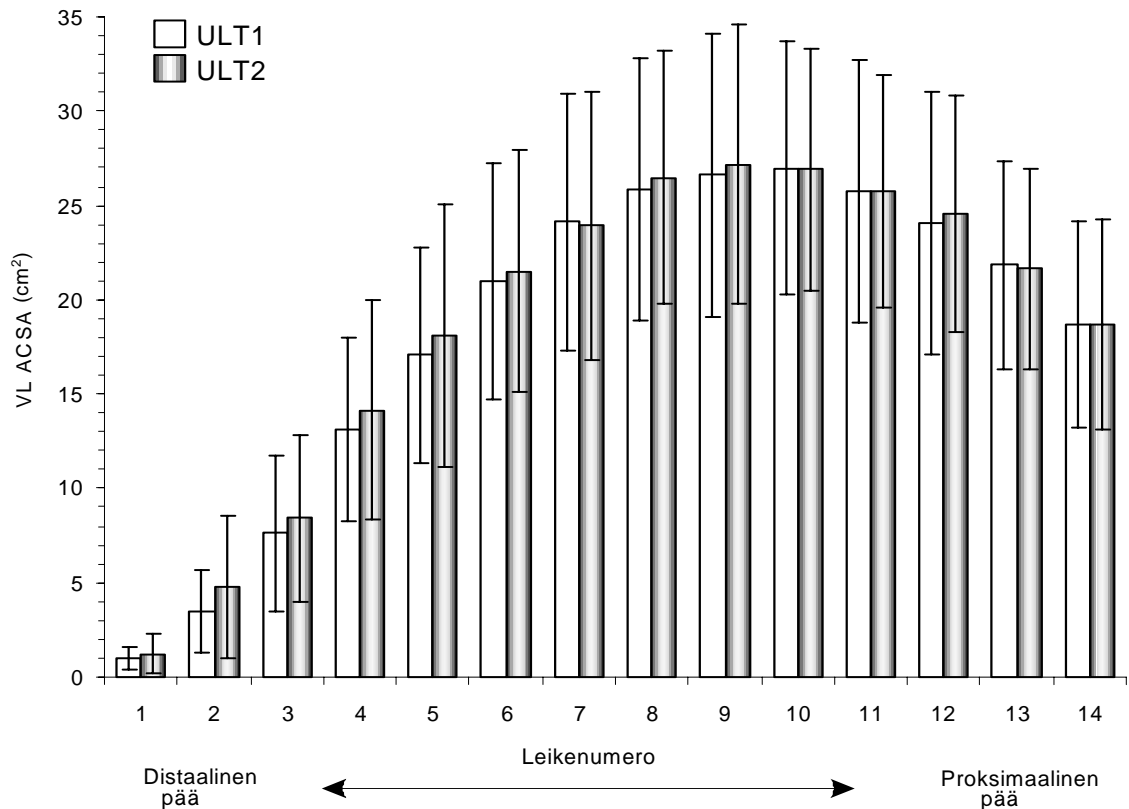
8 TULOKSET

8.1 Ultraäänimenetelmän toistettavuus

Eri päivinä ultraäänellä mitatut anatomiset poikkipinta-alat (ACSA) on esitetty koehenkilöittäin kuvassa 9. Kuvassa 10 samat muuttujat on esitetty keskiarvokuvaajana.



KUVA 9. Ultraäänellä kahtena eri päivänä mitatut anatomiset poikkipinta-alat (ACSA) koehenkilöittäin. Referenssileikkeet on merkitty tähdellä (*).

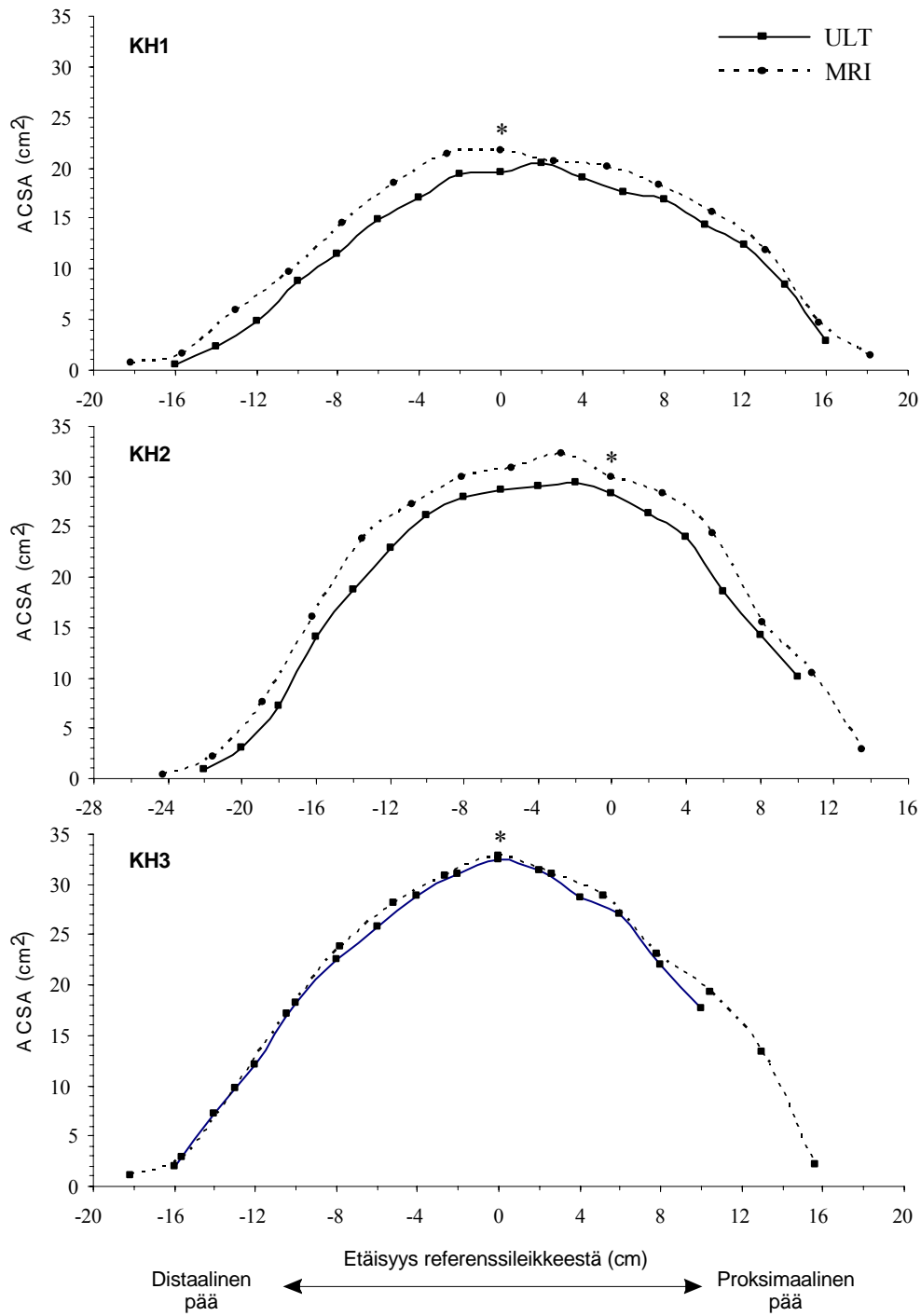


KUVA 10. Ultraäänimenetelmän toistettavuus. Kahtena eri päivänä ULT-menetelmällä mitatut VL-lihaksen anatomiset poikkipinta-alat (ACSA) (ka ± 95 % luottamusvälit).

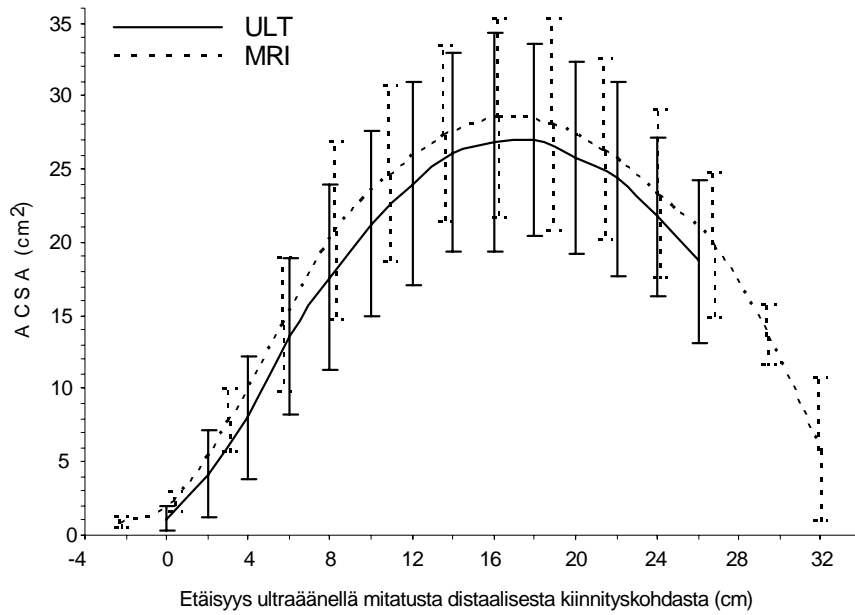
Variaatiokerroin eri päivinä ultraäänellä mitatuilla poikkipinta-aloille oli keskimäärin 5.5 ± 7.3 %. Referenssileikkeissä variaatiokerroin oli 2.4 ± 0.7 %. Eri päivinä mitatut poikkipinta-alat erosivat toisistaan keskimäärin 0.5 ± 0.8 cm² (5.3 ± 14.0 %). Vaihteluväli oli 0.7 ± 2.9 %:sta (0.2 ± 0.9 cm² leikkeessä numero 10) 30.4 ± 31.6 %:in (0.6 ± 0.7 cm² leikkeessä numero 2). Referenssileikkeissä ero oli 0.9 ± 0.1 cm² (3.5 ± 1.0 %). Toisella mittauskerralla saatiin keskimäärin suurempia lukemia kuin ensimmäisellä mittauskerralla. ULT menetelmän toistettavuudessa ei ollut eroja koehenkilöiden välillä.

8.2 Ultraäänimenetelmän luotettavuus

ULT-menetelmällä ja magneettikuvauksella määritetyt poikkipinta-alat on esitetty koehenkilöittäin kuvassa 11. Kuvassa 12 samat muuttujat on esitetty keskiarvokuvaajana.



KUVA 11. Ultraäänellä ja MRI:llä mitatut anatomiset poikkipinta-alat (ACSA) koehenkilöittäin. ULT-arvot ovat kahden mittauskerran keskiarvoja. Referenssileikkeet on merkitty tähdellä (*).



KUVA 12. Ultraäänimenetelmän luotettavuus. Ultraäänellä ja MRI:llä mitatut anatomiset poikkipinta-alat (ACSA) ($ka \pm 95\%$ luottamusvälit). ULT-arvot ovat kahden mittauskerran keskiarvoja.

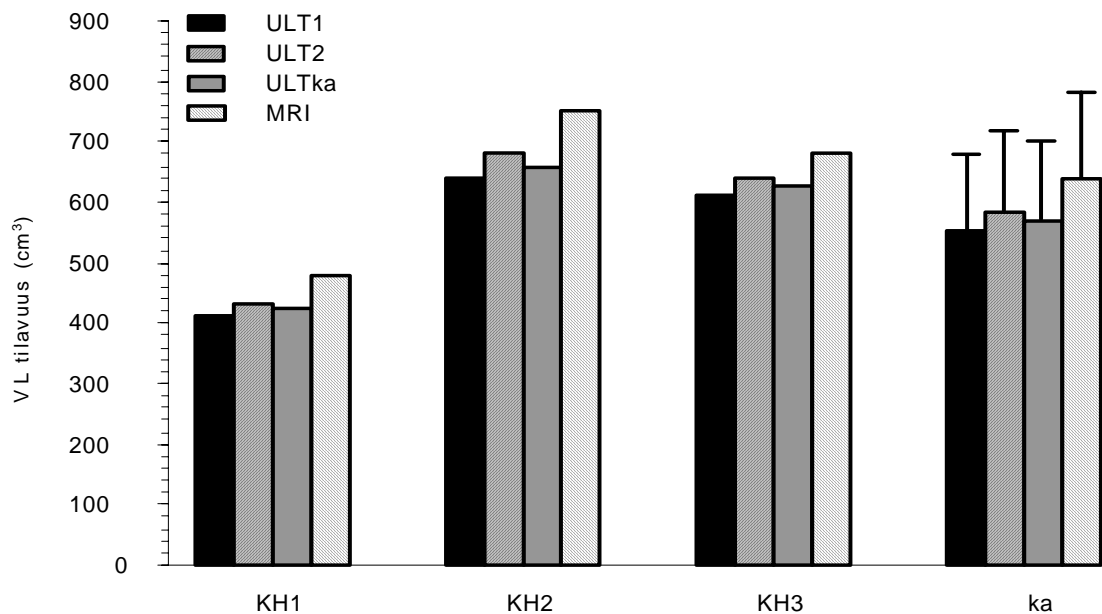
Variaatiokerroin ultraäänellä ja magneettikuvauksella mitatuille poikkipinta-aloille oli keskimäärin $11.1 \pm 14.9\%$. Referenssileikkeissä variaatiokerroin oli $4.0 \pm 3.1\%$. Referenssileikkeissä ultraäänellä saadut arvot olivat keskimäärin $5.9 \pm 4.6\%$ ($1.4 \pm 0.9 \text{ cm}^2$) pienemmät kuin MRI:llä saadut arvot. KH1:llä ero oli 10.6% , KH2:lla 5.8% ja KH3:lla 1.3% , joten koehenkilöiden välillä oli hajontaa (taulukko 3). Kun erot laskettiin kaikkien enintään 0.5 cm etäisyydeltä otettujen leikkeiden perusteella, erot koehenkilöiden välillä säilyivät. KH1:llä ULT antoi $13.1 \pm 7.7\%$, KH2:lla $8.9 \pm 3.6\%$ ja KH3:lla $3.3 \pm 5.6\%$ pienempiä tuloksia kuin MRI. Kaikkien vähintään 0.5 cm:n etäisyydellä toisistaan olevien leikkeiden ($n = 15$) perusteella ULT:llä mitatut poikkipinta-alat olivat $11.6 \pm 14.2\%$ ($1.4 \pm 0.9 \text{ cm}^2$) pienempiä kuin MRI:llä mitatut poikkipinta-alat.

TAULUKKO 3. ULT:llä ja MRI:llä mitattujen referenssileikkeiden poikkipinta-alat sekä ULT arvot suhteessa MRI arvoihin.

	ACSA (cm ²)		ULT / MRI
	ULT	MRI	
KH1	19.6	21.7	0.904
KH2	28.3	29.9	0.945
KH3	32.4	32.8	0.987

8.3 Tilavuus

Koehenkilöiden VL-lihasten tilavuus oli keskimäärin $595 \pm 131 \text{ cm}^3$. ULT2-mittausten poikkileikkeiden avulla laskettu tilavuus oli keskimäärin $5.2 \pm 0.8 \%$ ($29.3 \pm 9.6 \text{ cm}^3$) suurempi kuin ULT1-mittausten poikkileikkeistä laskettu tilavuus. ULT-poikkileikkeiden (ka) avulla laskettu tilavuus oli keskimäärin $10.7 \pm 2.4 \%$ ($68 \pm 21 \text{ cm}^3$) pienempi kuin MRI-poikkileikkeiden avulla laskettu. Eri menetelmillä lasketut tilavuudet on esitetty kuvassa 13 erikseen kunkin koehenkilön kohdalla sekä keskiarvokuvaajana.



KUVA 13. ULT- ja MRI-poikkileikkeiden avulla lasketut tilavuudet koehenkilöittäin ja keskiarvokuvaajana (ka \pm SD).

8.4 Voimamuuttujat

Vääntövoima oli $13.7 \pm 15.4 \%$ suurempaa hitaissa kuin nopeissa polven ojennuksissa. Koehenkilöiden välillä oli kuitenkin suuria eroja (taulukko 4). Polven koukistuksissa erot koehenkilöiden välillä olivat vielä suuremmat, sillä KH 1 voimantuotto oli n. 25 % suurempaa hitaissa kuin nopeissa suorituksissa kun taas KH 3 pystyi tuottamaan enemmän voimaa nopeissa kuin hitaissa suorituksissa (n. 8 %). Polven koukistusvoima oli

nopeassa tilanteessa keskimäärin 35 ± 4 % ja hitaassa tilanteessa keskimäärin 33 ± 3 % ojennusvoimasta.

TAULUKKO 4. Maksimaalisten polven ojennusten ja koukistusten tahdonalaiset vääntövoimat koehenkilöittäin. Luvut ovat keskiarvoja (\pm SD).

		Vääntövoima (Nm)		Nopea / Hidas
		Nopea	Hidas	
Ojennukset	KH1	197.9 (2.3)	256.3 (1.6)	0.77
	KH2	267.9 (4.4)	301.7 (3.3)	0.89
	KH3	196.5 (31.2)	194.3 (4.5)	1.01
Koukistukset	KH1	66.6 (0.2)	83.4 (2.9)	0.80
	KH2	104.2 (1.7)	107.3 (3.2)	0.97
	KH3	62.3 (4.0)	57.7 (0.5)	1.08

Taulukossa 5 on esitetty EMG / voima –suhde tutkituille lihaksille nopeissa ja hitaissa suorituksissa silloin, kun lihakset toimivat agonisteina eli VL-, VM- ja RF -lihaksille polven ojennuksissa ja BF-lihakselle koukistustilanteessa. KH1 pystyi tuottamaan enemmän voimaa EMG-aktiivisuuteen nähden hitaissa kuin nopeissa polven ojennuksissa. KH2 ja KH3 sen sijaan tuottivat suhteellisesti enemmän voimaa / EMG-aktiivisuus nopealla voimantuottotavalla.

TAULUKKO 5. EMG / voima -suhde eri lihaksissa nopeissa ja hitaissa polven ojennuksissa ja koukistuksissa silloin, kun lihas toimii agonistina.

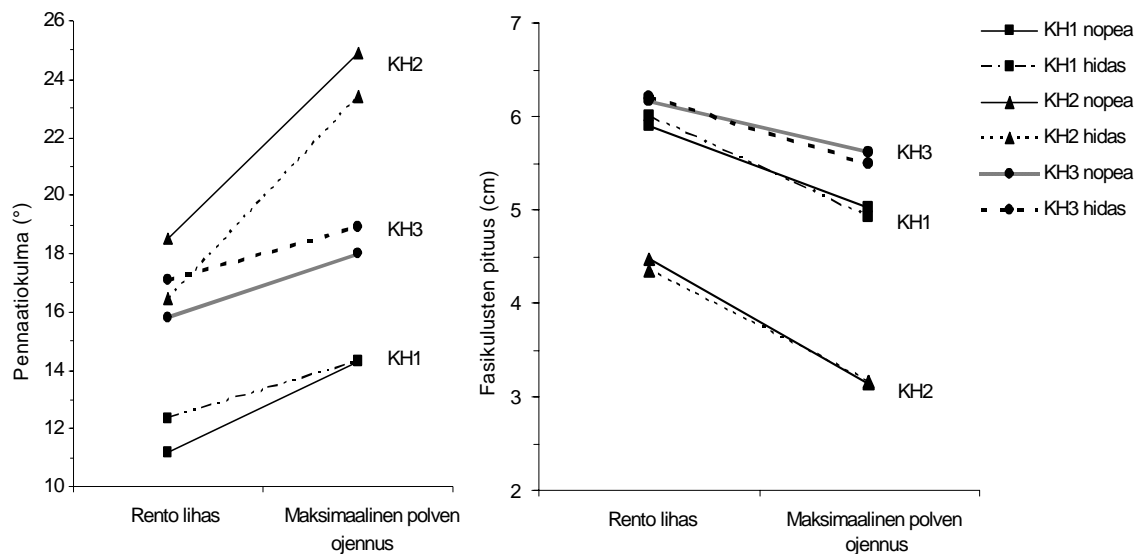
		EMG / Voima -suhde (*1000)								
		VL			VM			RF		
		Nopea	Hidas	Nopea / Hidas	Nopea	Hidas	Nopea / Hidas	Nopea	Hidas	Nopea / Hidas
Ojennukset	KH1	0.77	0.71	1.09	0.61	0.46	1.32	0.49	0.42	1.16
	KH2	0.38	0.41	0.93	0.99	1.22	0.81	0.31	0.38	0.81
	KH3	0.39	0.60	0.65	0.77	1.02	0.75	0.52	0.77	0.67
		BF								
		Nopea	Hidas	Nopea / Hidas						
Koukistukset	KH1	2.81	2.28	1.23						
	KH2	2.01	2.40	0.84						
	KH3	5.26	6.47	0.81						

Strojnikin & Komin (1998) kaavalla laskettu aktivaatiotaso oli jokaisella koehenkilöllä keskimäärin 9.0 ± 0.4 % korkeampi hitaissa kuin nopeissa polven ojennuksissa (92.6 ± 10.8 % hitaissa vs. 85.0 ± 9.8 % nopeissa). Toisaalta, kun aktivaatiotaso laskettiin yksinkertaisemmin jakamalla maksimaalinen tahdonalainen voima stimuluksen jälkeisellä

maksimivoimalla (Reeves et al. 2004a), oli aktivaatiotaso nopeissa suorituksissa $98.9 \pm 2.5 \%$ ja hitaissa $101.7 \pm 3.6 \%$.

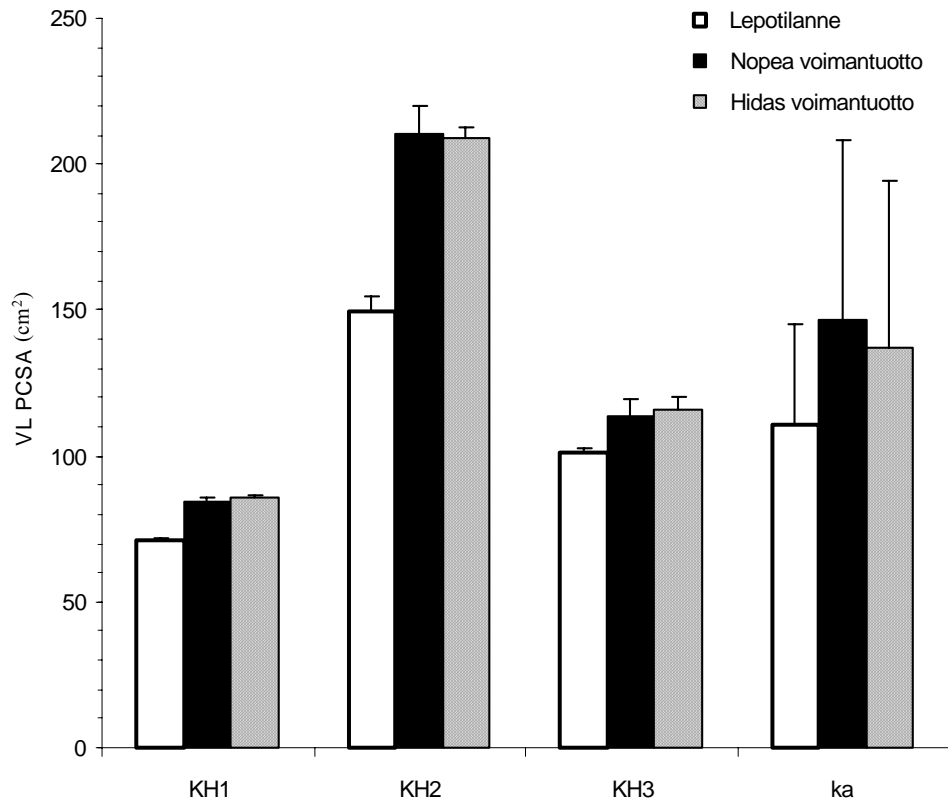
Antagonistikoaktivaatio oli $41.0 \pm 34.8 \%$ suurempaa nopeissa kuin hitaissa polven ojennuksissa mutta oli kaikkiaan hyvin pientä ($1.0 \pm 0.6 \%$ hitaissa vs. $1.6 \pm 1.1 \%$ nopeissa). Koehenkilöiden välillä oli eroja koaktivaation suuruudessa, mutta kaikilla trendi oli samanlainen, eli koaktivaatio oli suurempaa nopeissa kuin hitaissa polven ojennuksissa.

VL-lihaksen pennaatiokulmissa ja fasikulusten pituuksissa maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen aikana ei ollut eroja nopean ja hitaan voimantuoton välillä (kuva 14). Levosta maksimaaliseen isometriseen polven ojennukseen, VL-lihaksen pennaatiokulma kasvoi $18.7 \pm 8.0 \%$ ja fasikulusten pituus lyheni $16.5 \pm 10.0 \%$.



KUVA 14. VL-lihaksen pennaatiokulma ja fasikulusten pituus levossa (polvikulmalla 110°) ja maksimaalisen nopean (yhtenäinen viiva) ja hitaan (katkoviiva) isometrisen polven ojennuksen aikana koehenkilöittäin.

VL-lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala levosta maksimisupistukseen kasvoi $25.6 \pm 12.9 \%$. KH1:lla kasvu oli $19.7 \pm 2.6 \%$, KH2:lla $40.3 \pm 4.8 \%$ ja KH3:lla $13.3 \pm 4.6 \%$ (kuva 15).



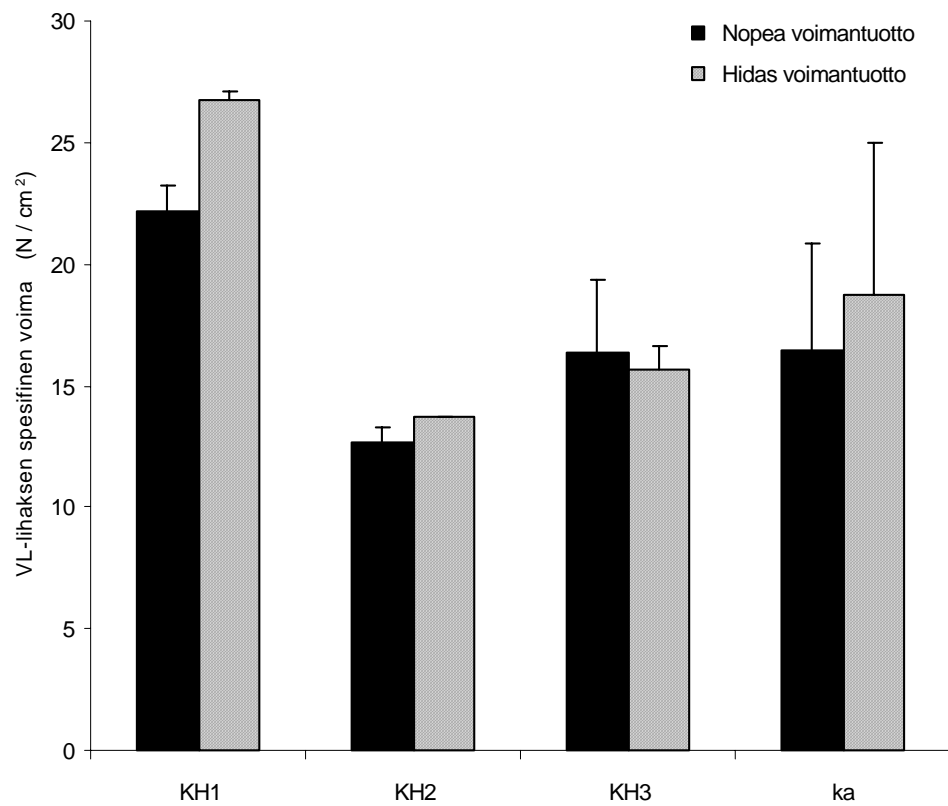
KUVA 15. VL-lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala (PCSA) levossa ja maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen aikana koehenkilöittäin ja keskiarvokuvaajana (ka \pm SD). Lihaksen tilavuusarvona on käytetty ultraäänimittausten perusteella saatua keskiarvoa.

8.5 Spesifinen voima

VL-lihaksen maksimaalisella anatomisella poikkipinta-alalla ja tilavuudella oli tämän tutkimuksen perusteella hyvin heikot yhteydet fasikulusten suunnassa tuotettuun voimaan ($r = 0.21$ ja $r = 0.37$). VL-lihaksen PCSA sen sijaan korreloi fasikulusten suunnassa tuotetun voiman kanssa huomattavasti paremmin ($r = 0.89$), vaikkei korrelaatio ollutkaan pienen koehenkilöjoukon vuoksi tilastollisesti merkitsevä.

Koehenkilöiden VL-lihaksen spesifinen voima (F_f / PCSA_{nr}) maksimaalisissa isometrisissä polven ojennuksissa oli $17.5 \pm 5.3 \text{ N} / \text{cm}^2$. KH1 pystyi tuottamaan 20.7 % enemmän voimaa supistuvaan pinta-alaan nähden hitaissa kuin nopeissa polven ojennuksissa. KH2 ja KH3:lla ei ollut merkittävää eroa spesifisessä voimassa hitaan ja nopean voimantuoton välillä. VL-lihaksen spesifiset voima-arvot hitaassa ja nopeassa maksimaali-

sessä isometrisessä polven ojennuksessa on esitetty koehenkilöittäin ja keskiarvokuvaajana kuvassa 16.



KUVA 16. VL-lihaksen spesifinen voima (N / cm^2) koehenkilöittäin ja keskiarvokuvaajana nopeissa ja hitaissa maksimaalisissa isometrisissä polven ojennuksissa ($\text{ka} \pm \text{SD}$).

9 POHDINTA

ULT-mittausten toistettavuus. Eri päivinä ultraäänellä mitatut VL-lihaksen anatomiset poikkipinta-alat erosivat tässä tutkimuksessa toisistaan keskimäärin 5.3 % (0.5 cm²). Reeves et al. (2004b) raportoivat vastaavassa tutkimuksessa tyypilliseksi virheeksi 2.6 % (0.29 cm²). Raportissaan tutkijat eivät kuitenkaan kerro, mitkä mittauskohtien merkit ensimmäisistä mittauksista olivat näkyvissä toistomittauksiin tultaessa. Tässä tutkimuksessa toistomittauksiin tultaessa ainoastaan referenssileikkeen kohta oli näkyvissä. Muiden leikkeiden paikat määritettiin toistomittauksissa samalla tavalla kuin ensimmäisissä mittauksissakin. Niinpä ero referenssileikkeiden anatomisissa poikkipinta-aloissa olikin huomattavasti pienempi kuin muissa leikkeissä keskimäärin (3.5 % vs. 5.3 %). Skannauskohtien määrittäminen on yksi mahdollisista virhelähteistä tässä tutkimuksessa ultraäänen toistettavuuden osalta. Erityisesti lähellä lihaksen proksimaalista ja distaalista päätä pienikin virhe skannauskohdan määrittämisessä vaikuttaa suuresti lihaksen anatomiseen poikkipinta-alaan (kuva 10).

Toisella mittauskerralla saatiin keskimäärin suurempia poikkipinta-aloja kuin ensimmäisellä mittauskerralla (kuva 10). Vaikka mittaamista harjoiteltiin moneen kertaan ennen varsinaisia mittauksia, saattaa mittaajan ensimmäisestä mittauskerrasta saama kokemus vaikuttaa silti tuloksiin. Ultraäänellä skannaamisessa on kiinnitettävä erityistä huomiota siihen, että liikuttaa anturia mahdollisimman kevyesti iholla. Tällä on merkitystä erityisesti silloin, kun tutkittavien rasvaprosentti on alhainen (Reeves et al. 2004b), kuten tässä tutkimuksessa oli. Anturin kovempi painaminen ensimmäisellä mittauskerralla saattaa selittää pienemmät poikkipinta-alat. Tämä olisi mahdollista välttää upottamalla tutkittava raaja veteen, jolloin anturin ei tarvitse olla ollenkaan kosketuksissa ihoon (Ikai & Fukunaga 1968, Esformes et al. 2002). Toinen vaihtoehto on, että toisella mittauskerralla ultraäänianturi ei ole ollut kohtisuorassa ihoon nähden. 10–20° virhe anturin asennossa johtaa Esformes et al. (2002) mukaan 2-6.5 % suurempiin poikkipinta-aloihin. Suurempia arvoja saadaan myös, jos skannatut leikkeet eivät ole kohtisuorassa lihaksen keskisagittaalilinjaan nähden.

Yksi mahdollinen virhelähde on myös ultraäänikuvien yhdistäminen ennen anatomisten poikkipinta-alojen määrittystä. Yhdistäminen on hidasta ja vaatii tarkkaavaisuutta. Myös tässä mittaajan saama kokemus voi selittää eroja ensimmäisen ja toisen mittauskerran välillä, sillä ensimmäisen mittauskerran yhdistelmäkuvat tehtiin ennen toisen mittauskerran yhdistelmäkuvia. Vaikeinta ultraäänikuvien yhdistämisessä oli lihaksen todellisen muodon ennustaminen, sillä reisiluu, jota käytettiin apuna kuvien yhdistämisessä on muodoltaan kovin symmetrinen. Kuvien yhdistämisen voisi olettaa olevan helpompaa, jos mittaukset tehdään vedessä ilman, että anturi on kosketuksessa ihoon, sillä tällöin raajan ja siten lihaksen muoto on paremmin havainnoitavissa.

ULT-mittausten luotettavuus. Ultraäänellä mitatut poikkileikkeet olivat keskimäärin 11.6 % pienempiä kuin MRI:llä mitatut poikkileikkeet. Referenssileikkeissäkin ULT arvot olivat keskimäärin 5.9 % pienemmät kuin MRI:llä saadut arvot. Tämä on ristiriidassa Reeves et al. (2004b) tutkimuksen kanssa, jossa ULT menetelmän tyypilliseksi virheeksi MRI menetelmään nähden raportoitiin vain 1.7 %. Tutkijat määrittivät kuitenkin poikkipinta-alat MRI:llä vain VL-lihaksen distaalisesta päästä, jossa maksimaalinen ACSA oli 12.27 cm², kun taas tässä tutkimuksessa ACSAt määritettiin MRI:llä koko VL-lihaksen pituudelta (max. ACSA 28.9 ± 6.3 cm²). Koehenkilöiden välillä oli hajontaa menetelmien välisen virheen suuruudessa. MRI antoi kuitenkin jokaisen koehenkilön kohdalla suurempia arvoja kuin ULT. Todennäköisin syy tuloksiin on se, että MRI kuvat eivät olleet tarkasti poikkileikkeitä VL-lihaksen osalta. Koska mittaukset suoritettiin koko kehon skannerilla (liite 3) eikä MRI-kelan kulmaa muutettu (oblique scanning), ovat reiden axiaalikuvat itse asiassa poikkileikkeitä vain tutkittavan koko kehoon nähden. Tällöin koehenkilöiden anatomisista eroista johtuva erilainen makuuasento vaikuttaa siihen, kuinka suuri on mitatun axiaalitason ja todellisen VL-lihaksen axiaalitason välinen kulma. Lihaksen todellisesta axiaalitasosta eroava mittaus-taso antaa aina virheellisesti suurempia tuloksia. Tämä havaittiin tässä tutkimuksessa myös, kun referenssileikkeiden paksuuksia tarkasteltiin sekä ULT- että MRI-kuvista. Myös lihaksen muoto vaikuttaa tuloksiin. Seurantatutkimuksissa koehenkilön makuuasentoon kuvauslaitteessa on kiinnitettävä erityistä huomiota. Asennon on oltava samanlainen, ja esim. polvitaiteiden alle mahdollisesti laitettavan tyynyn on oltava sama jokaisella mittauskerralla. Tällöin koko kehon skannerissakin ilman MRI-kelan kulman muuttamisista otetut axiaalikuvat ovat vertailukelpoisia eri mittauskertojen välillä, vaik-

ka tulokset eivät olekaan todellisia poikkileikkeitä yksittäisten lihasten osalta (mm. Häkkinen et al. 2001, Ahtiainen et al. 2003).

Willan et al. (1990) raportoivat VL- ja vastus intermedius (VI) -lihasten välisestä fuusiosta tutkiessaan 57–86-vuotiaina kuolleiden (n = 40) miesten ja naisten reiden lihaksia. Heidän tutkimuksensa mukaan VL- ja VI-lihakset olivat fuusioituneet yli $\frac{3}{4}$ matkaltaan 33 % tutkituista reisistä. Toisaalta alle $\frac{1}{4}$ fuusio ilmeni 24 % tapauksista. VL- ja VI-lihasten välinen fuusio ilmeni etenkin posterolateraalista. (Willan et al. 1990.) Myös tässä tutkimuksessa VL- ja VI-lihasten välinen aponeuroosi nimenomaan reiden lateraalireunassa oli ajoittain epäselvä. Koehenkilöiden välillä ilmeni eroja siinä, kuinka selvä aponeuroosi oli. Etenkin reiden proksimaaliosassa VL- ja VI-lihasten välinen lateraalinen raja oli ajoittain epäselvä sekä ULT- että MRI-kuvissa. ULT-mittauksissa aponeuroosin havainnoimista helpottaa, jos koehenkilö äkillisesti supistaa ja jälleen rentouttaa etureiden lihaksensa. Tämän menetelmän avulla sekä vertaamalla ULT- ja MRI-kuvia, aponeuroosi voitiin määrittää jokaiselta koehenkilöltä kaikista axiaa-likuvista. Epäselvissä tapauksissa myös kuvan vertaaminen edelliseen tai seuraavan leikkeeseen saattoi auttaa.

Tilavuus. Jälkimmäisten ULT-mittausten (ULT2) perusteella laskettu VL-lihaksen tilavuus oli keskimäärin 5.2 % suurempi kuin ensimmäisten ULT-mittausten (ULT1) perusteella laskettu tilavuus. ULT-poikkileikkeiden (ka) avulla laskettu tilavuus oli keskimäärin 10.7 % pienempi kuin MRI-poikkileikkeiden avulla laskettu tilavuus. Tämä tulos on ristiriidassa Esformes et al. (2002) havainnon kanssa, jonka mukaan ultraääni yliarvioisi yli 120 cm³ suuruisten lihasten tilavuuksia verrattuna magneettikuvaukseen. Tässä tutkimuksessa jokaisella koehenkilöllä VL-lihaksen tilavuus oli yli 120 cm³, keskimäärin 595 ± 131 cm³ (kuva 13). Kuitenkin, tämä tutkimus mukailee Esformes et al. (2002) tutkimuksen havaintoa, jonka mukaan ULT menetelmän virhe verrattuna MRI menetelmään lihasten tilavuuden määrittämisessä on n. 7 %. Koska tilavuuden laskemiseen käytetään joko ultraääni- tai magneettikuvista laskettuja poikkileikkeitä, ovat virhelähteet tilavuusvertailuissa luonnollisesti samat kuin poikkileikkeiden vertailuissa eri menetelmien välillä.

Isometrinen maksimivoima. Yksi kolmesta koehenkilöstä (KH1) tuotti 29.5 % suuremman isometrisen maksimivoiman hitaalla polven ojennuksella kuin nopealla. Vastaa-

vasti polven koukistuksissa sama koehenkilö tuotti 25.3 % suuremman isometrisen maksimivoiman hitaalla voimantuottotavalla kuin nopealla. Kahdella muulla koehenkilöllä ero eri voimantuottotavoilla tuotetuissa maksimivoimissa eivät olleet niin suuret. Clarkson et al. (1981) tutkimuksen mukaan ikääntyneet koehenkilöt pystyivät tuottamaan 19 % suuremman isometrisen maksimivoiman nopealla (FMVC) kuin hitaalla (MVC) (5 s ramppi) polven ojennuksella. Tutkijoiden mukaan todennäköisin syy alhaisempaan maksimivoimaan hitaammalla voimantuotolla on suurempi psykologinen inhibitio. Sen sijaan nuorilla harjoittelemattomilla koehenkilöillä samanlaista trendiä ei ollut havaittavissa (MVC 79.0 kg ja FMVC 80.9 kg). Saman tutkimusryhmän toisen tutkimuksen mukaan myöskään urheilijoilla (n = 9, melojia) hidas ja nopea isometrinen polven ojennus ja kyynärvarren koukistus eivät eronneet maksimivoimaltaan merkitsevästi (polven ojennuksessa MVC 235 Nm ja FMVC 239 Nm) (Clarkson et al. 1982). Tässä tutkimuksessa EMG / voima -suhde selittää ainakin osin erot hitaalla ja nopealla voimantuottotavalla tuotetuissa maksimivoimissa (taulukko 4). Sen sijaan syytä erilaiseen EMG / voima -suhteeseen erilaisilla voimantuottotavoilla ei tämän tutkimuksen perusteella voida päätellä.

Spesifinen voima. VL-lihaksen spesifinen voima-arvo tässä tutkimuksessa oli keskimäärin $17.9 \pm 5.5 \text{ N / cm}^2$. Tämä arvo on hyvin lähellä Maganaris et al. (2001) ja Reeves et al. (2004a) raportoimia arvoja soleus-, tibialis anterior- ja vastus lateralis -lihaksille (SOL $15.0 \pm 1.2 \text{ N / cm}^2$, TA $15.5 \pm 1.3 \text{ N / cm}^2$, VL $23.7 \pm 5.9 \text{ n / cm}^2$) (taulukko 1). Tässä tutkimuksessa kaikki muuttujat patellajänteen momenttivartta lukuunottamatta mitattiin *in vivo*, joten tämä on ainoa muuttuja, jonka virheellinen ennustaminen saattaa vaikuttaa tuloksiin. Jos koehenkilön todellinen patellajänteen momenttivarsi maksimaalisen supistuksen aikana olisikin 3 cm tutkimuksessa käytetyn 4 cm sijaan, olisi hänen patellajänteen voimansa ja vastaavasti spesifinen voimansa 33 % nyt saatua arvoa suurempi. Vastaavasti, jos todellinen momenttivarsi olisi 5 cm, olisi spesifinen voima 33 % nyt saatua arvoa pienempi. Toisaalta virhettä spesifisen voiman laskemisessa syntyy myös, jos VL-lihaksen suhteellinen osuus patellajänteen voimasta on joku muu kuin nyt arvioitu 34 %.

Hitailta lihassoluilla ja motorisilla yksiköillä on sekä eläinkokeissa (Bodine et al. 1987) että ihmisillä (Larsson & Moss 1993, Frontera et al. 2000) todettu olevan alhaisempi spesifinen voima kuin nopeilla lihassoluilla ja motorisilla yksiköillä. Erilainen lihasso-

lujakauma koehenkilöiden nelipäisen reisilihaksen lihaksissa saattaakin selittää eroja VL-lihaksen spesifisissä voimissa koehenkilöiden välillä (kuva 16).

Yhteenveto. Koska koehenkilömäärä tässä tutkimuksessa oli niin pieni, ei tutkimuksen perusteella ole mahdollista tehdä suuria johtopäätöksiä ennen kuin samanlainen mittausasetelma on toteutettu suuremmalla koehenkilömäärällä. Tämän tutkimuksen perusteella näyttää kuitenkin siltä, että ultraäänellä on mahdollista mitata VL-lihaksen poikkipinta-aloja ja määrittää lihaksen tilavuus melko toistettavasti. Menetelmä vaatii sekä mittaustilanteessa että analysointivaiheessa enemmän aikaa kuin magneettikuvaus, sillä ultraäänikuvien yhdistäminen on tehtävä manuaalisesti. Ultraäänikuvien laatu oli kuitenkin tämän tutkimuksen perusteella VL-lihaksen osalta yhtä hyvä kuin MRI-kuvien. Verrattuna magneettikuvaukseen, ultraäänimenetelmä johtaa tämän tutkimuksen perusteella pienempiin poikkipinta-aloihin. Suurin syy tähän oli kuitenkin se, että magneettikuvauksen axiaalileikkeet eivät tässä tutkimuksessa olleet täysin kohtisuorassa VL-lihakseen nähden. Voidaan olettaa, että todelliset axiaalileikkeet olisivat olleet pinta-alaltaan hyvin lähellä ultraäänimenetelmällä saatuja arvoja, tosin jatkotutkimuksia tämän todistamiseksi tarvitaan. Tämä tutkimus osoitti myös, että VL-lihaksen spesifinen voima on samaa luokkaa kuin mitä aiemmissa *in vivo* tutkimuksissa on raportoitu. Tässä tutkimuksessa käytetty menetelmä on siten käyttökelpoinen jatkotutkimuksissakin VL-lihaksen spesifisen voiman määrittämisessä.

LÄHTEET

- Aagard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A-M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Halkjar, J. & Simonsen, E. B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pinnate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *Journal of physiology* 534 (2). 613-623.
- Abe, T., Brechue, W. F., Fujita, S. & Brown, J. B. (1998). Gender differences in FFM accumulation and architectural characteristics of muscle. *Medicine and science in sports and exercise* 30 (7). 1066–1070.
- Abe, T., Brown, J. B. & Brechue W. F. (1999). Architectural characteristics of muscle in black and white college football players. *Medicine and science in sports and exercise* 31 (10). 1448–1452.
- Abe, T., Kumagai, K. & Brechue, W. F. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine & science in sports & exercise* 32 (6). 1125–1129.
- Abe, T., Fukashiro, S., Harada, Y. & Kawamoto, K. (2001). Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. *Journal of physiological anthropology and applied human science* 20 (2). 141-147.
- Abe, T. (2002). Fascicle length of gastrocnemius muscles in monozygous twins. *Journal of physiological anthropology and applied human science* 21 (6). 291-195.
- Ahtiainen, J. P., Pakarinen, A., Alen, M., Kraemer, W. J. & Häkkinen, K. (2003). Muscle hypertrophy, hormonal adaptations and strength development during strength training in strength-trained and untrained men. *European journal of applied physiology* 89. 555-563.
- Akkanen-Arajärvi, S. <<http://www.rontgentutka.fi/mart2.htm>> Viitattu 21.3.2005.
- Alasaarela, E. (1999). Ultraäänitekniikka. Luentomoniste. Oulun Yliopisto, sähkötekniikan osasto. Saatavilla [www-muodossa](http://www.muodossa):
< <http://www.ee.oulu.fi/~ea/luentomoniste.htm>> Viitattu 21.3.2005.
- Baltzopoulos, V. (1995). A videofluoroscopy method for optimal distortion correction and measurement of knee-joint kinematics. *Clinical biomechanics* 10 (2). 85-82.

- Bodine, S. C., Roland, R. R., Eldred, E. & Edgerton, V. R. (1987). Maximal force as a function of anatomical features of motor units in the cat tibialis anterior. *Journal of neurophysiology* 57 (6). 1730-1745.
- Brockett, C. L., Morgan, D. L. & Proske, U. (2004). Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Medicine and science in sports and exercise* 36 (3). 379-387.
- Clarkson, P. M., Kroll, W. & Melchionda, A. M. (1981). Age, isometric strength, rate of tension development and fiber type composition. *Journal of gerontology* 36 (6). 648-653.
- Clarkson, P. M., Kroll, W. & Melchionda, A. M. (1982). Isokinetic strength, endurance, and fiber type composition in elite American paddlers. *European journal of applied physiology* 48. 67-76.
- Chow, R. S., Medri, M. K., Martin, D. C., Leekam, R. N., Agur, A. M. & McKee N. H. (2000). Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability. *European journal of applied physiology* 82. 236-244.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics. Champaign. 217.
- Esformes, J. I. & Narici, M. V. (2002) Measurement of human muscle volume using ultrasonography. *European journal of applied physiology* 87. 90-92.
- Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V. & Komi, P. V. (2003). Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta physiol scand* 177. 483-491.
- Friederich, J. A. & Brand, R. A. (1990). Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal of biomechanics* 23 (1). 91-95.
- Frontera, W. R., Suh, D., Krivickas, L. S., Hughes, V. A., Goldstein, R. & Roubenoff, R. (2000). Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *Am j physiol cell physiol* 279. C611-C618.
- Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A. & Edgerton, V. R. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of applied physiology* 80 (1). 158-165.
- Fukunaga, T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y. & Kanehisa, H. (2001). Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand* 172. 249-255.
- Gans, C. (1982). Fiber architecture and muscle function. *Exercise and sport sciences reviews* 10. 160-207.

- Giannini, F., Landoni, L., Merella, N., Minetti, A. E. & Narici, M. V. (1990). Estimation of specific tension of human knee extensor muscles from *in vivo* physiological CSA and strength measurements. *Journal of physiology* 423. 86P.
- Guyton, A. C. & Hall, J. E. (2000). *Textbook of medical physiology*. W. B. Saunders Company. Philadelphia. 68.
- 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* 64. 68-72.
- Häkkinen, K., Pakarinen, A., Kraemer, W. J., Häkkinen, A., Valkeinen, H. & Alen, M. (2001). Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. *Journal of applied physiology* 91. 569-580.
- Ikai, M. & Fukunaga, T. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol* 26. 26-32.
- 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 72. 37-43.
- Klein, C. S., Rice, C. L. & Marsh, G. D. (2001). Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *Journal of applied physiology* 91. 1341-1349.
- Krevolin, J. L., Pandy, M. G. & Pearce, J. C. (2004). Moment arm of the patellar tendon in the human knee. *Journal of biomechanics* 37. 785-788.
- Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W. F., Ruyshi, T., Takano, S. & Mizuno, M. (2000). Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *Journal of applied physiology* 88. 811-816.
- Larsson, L. & Moss, R. L. (1993). Maximum velocity of shortening in relation to myosin isoform composition in single fibres from human skeletal muscles. *Journal of physiology* 472. 595-614.
- Lehtinen, A. <<http://www.tohtori.fi/yleislaakari/178.html>> Viitattu 21.3.2005.
- Lieber, R. L. & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve* 23. 1647-1666.

- Maganaris, C., Baltzopoulos, V. & Sargeant, A. J. (1998). *In vivo* measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *Journal of physiology* 512 (2). 603-614.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., Ball, D. & Sargeant, A. J. (2001). *In vivo* specific tension of human skeletal muscle. *Journal of applied physiology* 90. 865-872.
- Maganaris, C. N. (2004). Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons. *European journal of applied physiology* 91. 130-139.
- Magneettikuvaus.com <http://www.magneettikuvaus.com/mita_on_index.html> Viitattu 21.3.2005
- Miyatani M., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2000). Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. *European journal of applied physiology* 82. 391-396.
- Miyatani, M., Kanehisa, H., Kuno, S., Nishijima, T. & Fukunaga, T. (2002). Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. *European journal of applied physiology* 86. 203-208.
- Miyatani, M. Kanehisa, H., Ito, M., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2004). The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *European journal of applied physiology* 91. 264-272.
- Narici, M. V., Roi, G. S. & Landoni, L. (1988). Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging. *European journal of applied physiology* 57. 39-44.
- Narici, M. V., Landoni, L. & Minetti, A. E. (1992). Assessment of human knee extensor muscle stress from *in vivo* physiological cross-sectional area and strength measurements. *European journal of applied physiology* 65. 438-444.
- Narici, M. V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F. & Cerretelli, P. (1996). *In vivo* human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *Journal of physiology* 496 (1). 287-297.
- Narici, M. (1999). Human skeletal muscle architecture studied *in vivo* by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *Journal of electromyography and kinesiology* 9. 97-103.
- Narici, M. V., Maganaris, C. N., Reeves, N. D. & Capodaglio, P. (2003). Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of applied physiology* 95. 2229-2234.

- Ounjian, M., Roy, R. R., Eldred, E., Gaefinkel, A., Payne, J. R., Armstrong, A., Toga, A. W. & Edgerton, V. R. (1991). Physiological and developmental implications of motor unit anatomy. *Journal of neurobiology* 22 (5). 547-559.
- Rack, P. M. H. & Westbury, D. R. (1969). The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *Journal of physiology* 204. 443-460.
- Reeves, N. D., Narici, M. V. & Maganaris, C. N. (2004a). Effect of resistance training on skeletal muscle specific force in elderly humans. *Journal of applied physiology* 96 (3). 885-892.
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N. & Narici, M. V. (2004b). Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. *European journal of applied physiology* 91. 116-118.
- Rutherford, O. M. & Jones, D. A. (1992). Measurement of fiber pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European journal of applied physiology* 65. 433-437.
- SENIAM. 1999. European recommendations for surface electromyography. Teoksessa Hermens, H., Freriks, B. & Merletti, R. et al. (ed.). ISBN 90-75452-15-2.
- Smidt, G. L. (1973). Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of biomechanics* 6. 79-92
- Strojnik, V. & Komi, P. V. (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *Journal of applied physiology* 84 (1). 344-350.
- Trappe, T. A., Lindquist, D. M. & Carrithers, J. A. (2001). Muscle-specific atrophy of the quadriceps femoris with aging. *Journal of applied physiology* 90. 2070-2074.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrine, J. J. & Edgerton, V. R. (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *Journal of applied physiol. respirat. environ. exercise physiol.* 57 (2). 435-443.
- Willan, P. L. T., Mahon, M. & Golland, J. A. (1990). Morphological variations of the human vastus lateralis muscle. *Journal of anatomy* 168. 235-239.
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews of biomedical engineering* 17 (4). 359-411.

LIITTEET

SUBJECT APPROVAL FORM

I volunteer to participate as a subject to research project which studies vastus lateralis muscle volume and specific force. Research methods include magnetic resonance imaging from thigh muscles, ultrasonography from vastus lateralis and isometric knee extension and flexion. EMG is measured from four muscles (vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris and biceps femoris). Before electrode placement skin is shaved, abraded and cleaned with alcohol-based solution. Superimposed electrical stimulation will be given with maximal knee extension as well as in resting state to quadriceps muscle group.

Subjects of the research project are insured during the measurements.

I understand the research methods and risks associated with them.

Date and place _____

Signature _____

INDIVIDUAL DATA

Name: _____ Age (y): _____

Height (cm): _____ Weight (kg): _____

Leg studied: _____ right _____ left

Length of the thigh (cm): _____ Length of the leg (cm): _____

Do you feel any pain / soreness in your leg muscles at the moment? _____ yes _____ no
 If yes, where and how much (1 = very little, 5 = very much)?

How fit do you think you are compared to people of the same age as you?

1 = not as fit as people generally

2 = almost as fit as people generally

3 = intermediate

4 = a bit fitter than people generally

5 = much fitter than people generally

How many times do you exercise per week (30 mins or more)? _____ times

How many hours do you exercise per week? _____ hours

What kind of training do you do?



LIITE 3. MRI-laite.



LIITE 4. Voimadynamometri ja koehenkilön asento voimamittauksissa.