ESIJÄNNITYSTASON VAIKUTUS LIHASSOLUN PITUUTEEN EKSENTRISESSÄ LIHASTYÖSSÄ

Eva Eiroma

BME. 308 Biomekaniikan Pro
gradu- tutkielma
Liikuntabiologian laitos
Jyväskylän Yliopisto
kevät 2001

TIIVISTELMÄ

Eva Eiroma
2001
Esijännitystason vaikutus lihassolun pituuteen eksentrisessä lihastyössä
Jyväskylän yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Biomekaniikan pro gradu tutkielma, 48 s.

Kun aktiivista lihasta venytetään, sen voima on suurempi kuin isometrisessä tilanteessa vastaavalla lihaspituudella. Lihasten rakenteen ja toiminnan tutkiminen ovat pitkään nojautuneet ruumiilla tehtyihin kokeisiin, mutta ultraäänitekniikan kehittymisen myötä on mahdollista mitata näitä ominaisuuksia reaaliaikaisesti elävillä kudoksilla ja myös luonnollisessa liiketilanteessa. Fukunaga ym. (1997a) havaitsivat, että lihassolun pituudessa sekä solujen kiinnityskulmissa aponeuroosiin on eroja rennon ja isometrisesti jännittyneen lihaksen välillä. Tutkimukset ovat keskittyneet lihaksen toiminnan tutkimiseen isometrisessä tai konsentrisessa liikkeessä, mutta venytyksen aikana tai usealla eri aktiivisuus/voimatasolla lihaksen toimintaa on tutkittu vähemmän. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää ultraäänitekniikkaa käyttäen miten eri esijännitystasot vaikuttavat lihassolun pituudenmuutokseen eksentrisessä tilanteessa. Koehenkilöinä oli 10 liikunnallisesti aktiivista opiskelijaa (naiset n = 6, 24 ± 2.5 vuotta, 171.3 ± 7.0 cm, 64.2 ± 6.2 kg, miehet n = 4, 26.3 ± 2.6 vuotta, 181.8 ± 5.1 cm, 77 ± 9.6 kg). Koehenkilöiden tehtävänä oli nostaa pohjelihaksen jännitystä seitsemälle (0 – 100% MVC) ennestään määrätylle tasolle ja ylläpitää sitä tasoa, jonka aikana nilkkaniveltä liikutettiin 20° dorsifleksion suuntaan nilkkadynamometrillä. Koehenkilöillä oli ultraäänianturi kiinnitettynä gastrocnemius-lihaksen mediaaliosaan, josta lihaksen solukimppuja (fascicle) kuvannettiin. Kuvat tallennettiin videolle ja liikeanalyysiohjelmaa käyttäen kuvat digitoitiin ja laskennallista mallia käyttämällä saatiin lihassolun pituuden muutokset. Tulokset osoittavat, että venytettäessä lihassolua sen pituus suureni kaikilla esijännitystasoilla. Suurimmilla esijännitystasoilla (80% ja 100%) piteneminen alkoi vasta n. 150 ms venytyksen alun jälkeen, mikä osoittaa fasikuluksen kykyä vastustaa venytystä. Koehenkilöiden ja ryhmien välillä oli havaittavissa eroja pitenemisessä. Tutkimus vahvisti aikaisempia tutkimustuloksia.

Avainsanat: lihassolu, pituus, esijännitys, eksentrinen lihastyö, ultraäänitekniikka

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO

2 LUURANKOLIHAKSEN RAKENNE JA TOIMINTA 2

2.1 Rakenne 2

2.2 Lihaksen toiminta 5

3 GASTROCNEMIUS- LIHAKSEN BIOMEKANIIKKAA 7

3.1 Rakenne ja toiminta 7

3.2 Voima- pituus riippuvuus 8

3.3 Voima- nopeus riippuvuus 10

3.4 Elastisuus ja jäykkyys 12

4 ULTRAÄÄNIKUVAUKSEN KÄYTTÖ LIHAKSEN TUTKIMISESSA 15

4.1 Fysikaalinen perusta 15

4.2 Lihaksen rakenteen ja toiminnan tutkiminen ultraäänen avulla 17

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEESIT 20

5.1 Tutkimusongelmat 20

5.2 Hypoteesit 20

6 TUTKIMUSMENETELMÄT 21

6.1 Koehenkilöt 21

6.2 Koeasetelma 22

6.3 Voimamittaukset 22

6.4 Ultraäänikuvaus 23

6.5 Tilastolliset menetelmät 24

7 TULOKSET 25

7.1 Lihassolukimpun pituus 25

7.2 Voima 28

7.3 Venymisnopeus 28

7.4 Voima- pituussuhde 29

8 POHDINTA 33

LÄHTEET

LIITTEET

1 JOHDANTO

Lihaksen mekaanisia ominaisuuksia on tutkittu pitkään. A.V. Hill on jo vuonna 1924 osoittanut lihaksen voiman ja lyhenemisnopeuden välisen yhteyden. Hänen tutkimuksensa perustuivat kuitenkin maksimaalisella jännityksellä, konsentrisella lihastyöllä tehtyihin kokeisiin. Menetelmät ovat sen jälkeen kehittyneet, ja lihaksen toimintaa voidaan tutkia reaaliaikaisesti ja luonnollisessa tilanteessa, esim. ultraäänitekniikan avulla. Ultraäänitekniikkaa on aikaisemmin pääasiassa käytetty lääketieteessä kudosten ja muun elimistön vammojen ja sairauksien tutkimisessa, sekä sikiötutkimuksissa ja fysioterapiassa. Vuonna 1968 japanilaiset Ikai ja Fukunaga tutkivat lihasvoimaa ensimmäistä kertaa ultraäänitekniikkaa hyväksikäyttäen ja etenkin Fukunaga on paljon tutkinut lihasten toimintaa ultraäänellä (Ikai & Fukunaga 1968). Viime vuosina ultraäänitekniikka luurankolihasten rakenteiden ja toiminnan tutkimisessa on yleistynyt (mm. Fukunaga ym.1996; Fukunaga ym. 1997b; Ito ym. 1998; Kanehisa ym. 1994a, 1994b ja 1996; Kuno & Fukunaga 1995) ja sen on todettu soveltuvan siihen hyvin. Ultraäänitekniikalla voidaan hyvällä tarkkuudella mitata lihassolujen kiinnityskulmia, lihassolujen pituuksia ja pituuden muutoksia liikkeessä sekä yhdessä voimadynamometrien kanssa edellä mainittujen ominaisuuksien vaikutusta lihaksen voimantuottoon ja muuhun toimintaan.

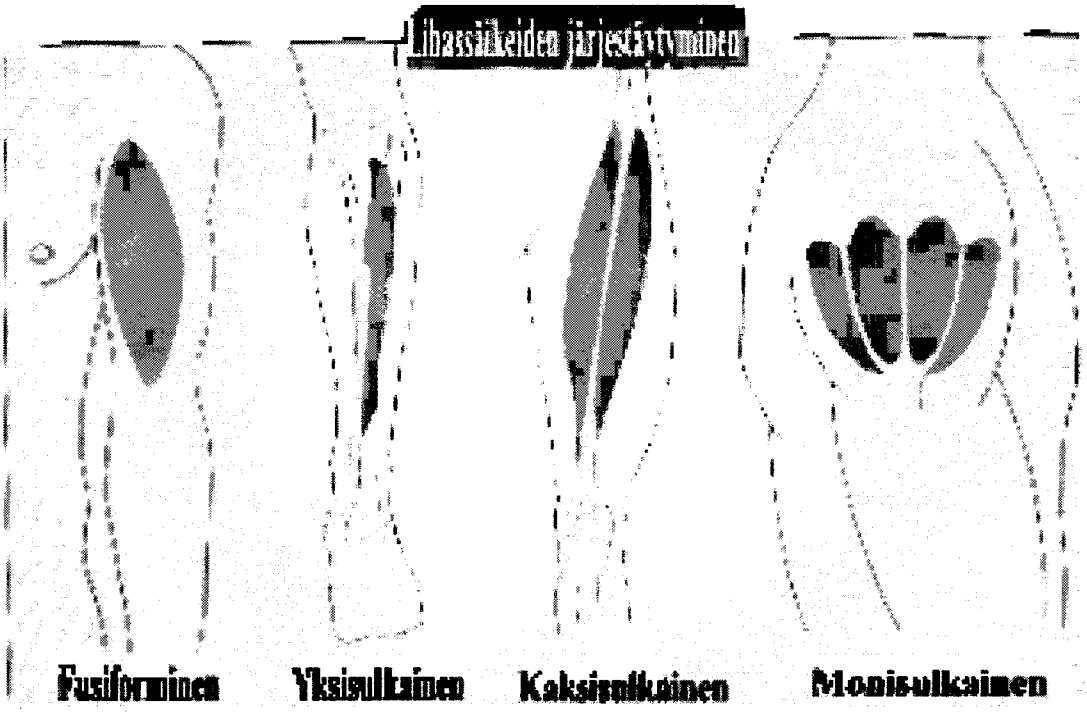
Monet tutkimukset ovat keskittyneet lihaspituuden tutkimiseen konsentrisessa liikkeessä, vakio voimatasolla (yleensä maksimaalinen) tai voimantuoton muutosten tutkimiseen vakiopituisella lihaksella. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli ultraäänitekniikkaa hyväksikäyttäen tutkia miten esijännitystaso vaikuttaa lihassolun pituuden muutokseen, kun lihas tekee eksentrisesti työtä.

2 LUURANKOLIHAKSEN RAKENNE JA TOIMINTA

2.1 Rakenne

Luurankolihas koostuu lihassolukimpuista. Lihassolukimput rakentuvat yksittäisistä lihassoluista. Lihassolut muodostuvat myofibrilleistä, jotka taas ovat muodostuneet jonossa peräkkäin olevista sarkomeereistä. Sekä koko lihaksen, lihassolukimpun, että yksittäisen lihassolun ympärillä on sidekudoksesta muodostunut kalvorakennelma (aponeuroosi), joka lihaksen päässä yhdistyy jänteeseen. (Enoka 1994.) Lihaskudokselle on ominaista supistumiskyky. Lihassoluja on sekä hitaita että nopeita ja ne ovat asettuneet lihaksen pituussuuntaan. (Nienstedt ym. 1991.)

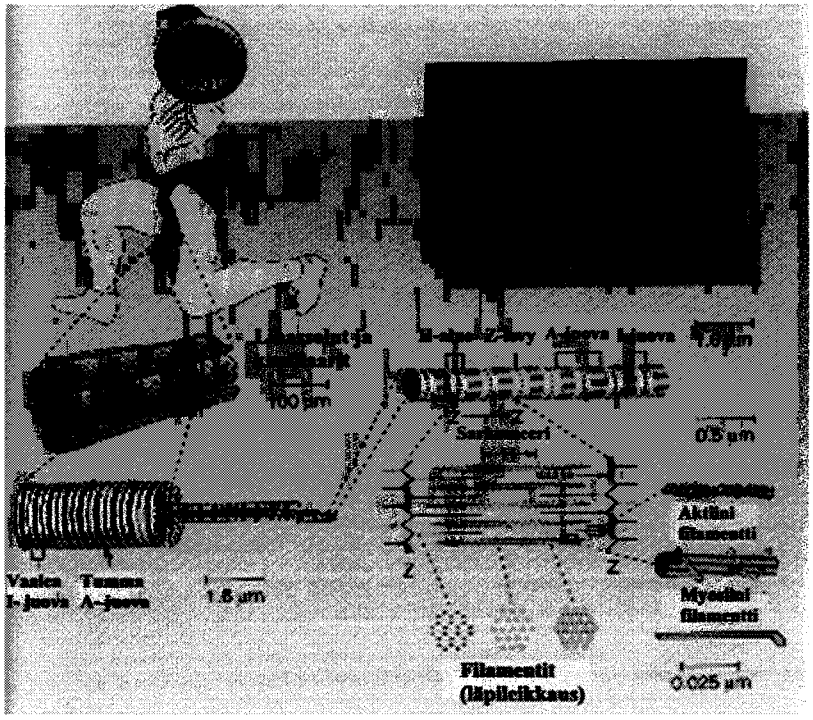
Lihaksen pitkittäisakseli määrää lihassäikeiden järjestäytymisen. Lihassäikeet voivat olla järjestäytyneet joko fusiformisesti, yksisulkaisesti, kaksisulkaisesti tai monisulkaisesti (kuva 1.). Tällä järjestäytymisellä on tärkeä rooli lihaksen voimantuottokapasiteetissa. (McArdle ym. 1996.)



Kuva 1. Lihassäikeiden järjestäytyminen lihaksessa (muokattu McArdle ym. 1996).

Lihassolukimppu, josta tässä työssä käytetään jatkossa nimitystä fasikulus, koostuu useista lihassoluista, jotka muodostavat yhden motorisen yksikön. Fasikuluksen pituudet voivat vaihdella paljonkin eri lihasten sekä myös eri lajien välillä. Ounjian ym. (1991) havaitsivat kissan tibialis anteriorilla tehdyssä tutkimuksessaan, että yhden motorisen yksikön lihassolut ovat jakautuneet jaksoittaisesti yhden fasikuluksen sisällä. (Ounjian ym. 1991.)

Sarkomeeri edustaa kahden Z- levyn välistä aluetta myofibrillissä (kuva 2.). Sarkomeeri on lihaksen pääasiallinen supistuva komponentti ja muodostuu ohuista ja paksuista myofilamenteista, jotka ovat asettuneet toisiinsa nähden limittäin. Sarkomeeri on pituudeltaan keskimäärin 2,5 μm lihaksen ollessa levossa, jolloin 10 mm pitkässä myofibrillissä on n. 4000 sarkomeeria peräkkäin. Yhden myofibrillin läpimitta on n. 1 μm. (Enoka 1994.)

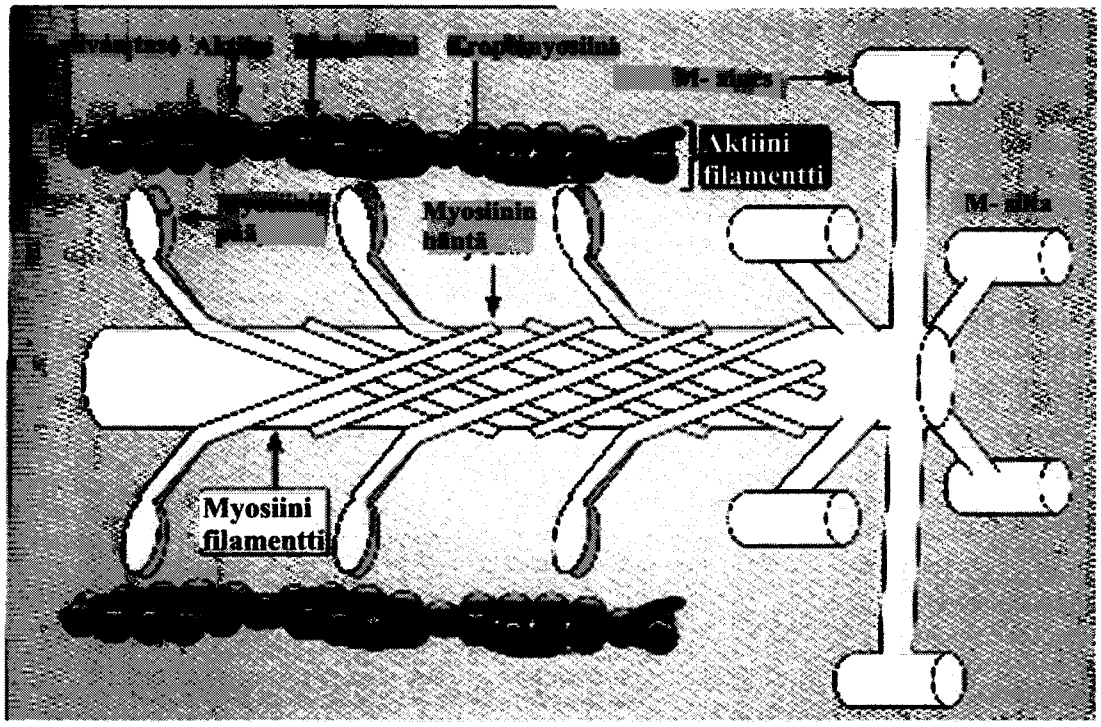


Kuva 2. Lihaksen mikroskooppinen koostumus (muokattu McArdle ym. 1996).

Myofilamentti koostuu paksuista ja ohuista filamenteistä, jotka rakentuvat proteiineistä. Ohuen filamentin pääasiallinen proteiini on aktiini, joskin säännöstelevinä proteiineina toimivat tropomyosiini ja troponiini. Kaksi (2) rihmaa

aktiinimolekyylejä toimii ohuen filamentin "selkärankana", jonka ympärille troponiini ja tropomyosiini ovat kiertyneet. (Enoka 1994.)

Sarkomeerin poikittaissillat, eli myosiinifilamentit, ovat sijoittuneet niin, että ne pystyvät kiinnittymään lähellä olevaan aktiinifilamenttiin (kuva 3.). Lihasaktiviteetin aikana osa poikittaissilloista on kiinnittyneenä aktiiniin samalla kun osa on irrottautumassa tai siirtymässä kohti uutta kiinnittymispaikkaa. Kiinnittyneissä poikittaissilloissa tapahtuu rakenteellinen muutos, joka saa aikaan voimantuoton. Lihaksen lyheneminen on poikittaissiltojen syklistä aktiiniin kiinnittymistä ja siitä irrottautumista. Poikittaissillat "ryömivät" aktiinia pitkin. Kaikki poikittaissillat ovat toiminnallisesti identtisiä ja kiinnittymiseen tai irrottautumiseen vaikuttavat paikalliset olosuhteet, esim. kalsiumin konsentraatio. Tuotetun aktiivisen voiman suuruus on riippuvainen yhdensuuntaisten kiinnittyneiden poikittaissiltojen määrästä. (Huijing 1992.)



Kuva 3. Aktiinin ja myosiinin yksityiskohtaisempi kuvaus (muokattu McArdle ym. 1996).

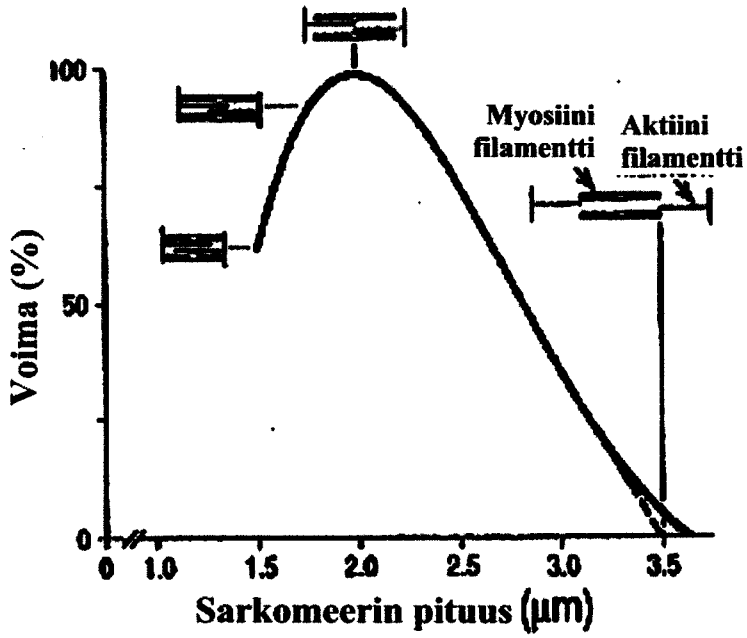
Filamenttien liukumis – teorian mukaan myofilamenttien pituus pysyy vakiona eikä täten vaikuta sarkomeerin lyhenemiseen lihassupistuksessa. Sarkomeerin pituus muuttuu, kun filamentit liukuvat toisiinsa nähden. (Huijing 1992.) Tätä liikettä tapahtuu jokaisessa myofibrillin sarkomeerissä ja voima välitetään myofibrillien päiden yli lihassolun suuntaisesti sekä sidekudosmatriksin välityksellä poikittais-pitkittäissuunnassa viereisiin kudosrakenteisiin jokaisen myofibrillin ja lihassolun ympäri. (Enoka 1994.)

2.2 Lihaksen toiminta

Lihaksen tai lihas- jänne - kompleksin maksimaalinen voimantuottokyky riippuu sen voima - pituus-, voima - nopeus-, aktivointi- ja kestävyysominaisuuksista (Huijing 1992). Maksimaalinen voimantuottokyky on myös suorassa suhteessa lihaksen fysiologiseen poikkipinta- alaan. (Roy & Edgerton 1992.)

Luotettavimmat ja toistettavimmat mittarit lihaksen toiminnallisesta kapasiteetista ovat sen maksimivoiman tuottopotentiaali ja maksimaalinen supistusnopeus. Maksimaalisessa stimulaatiossa puolikkaiden sarkomeerien suhteellinen järjestäytyminen sarjaan tai yhdensuuntaisesti määrää voiman suhteellisen tärkeyden ja liikkeen suhteellisen suuruuden jokaisessa lihaksessa. (Roy & Edgerton 1992.)

Poikittaissiltojen syklinen kiinnittyminen aktiiniin ja siitä irrottautuminen johtaa voimantuottoon lihaksessa, jolloin lihas supistuu ja sen pituus muuttuu. Lihaspituuden muuttuessa ohuet ja paksut filamentit liukuvat toistensa ohi, jolloin aktiinin kiinnittymiskohtien lukumäärä muuttuu. Tämä johtaa siihen, että lihaksen jännitys vaihtelee sen mukaan kuinka paljon filamentit ovat limittäin yhden sarkomeerin sisällä. Lihaksen voimantuotto- ominaisuus siis vaihtelee sarkomeerien pituuden mukaan. Voimantuotto on suurinta sarkomeerin pituuden ollessa n. 2.0 μm (kuva 4.). (Enoka 1994.)

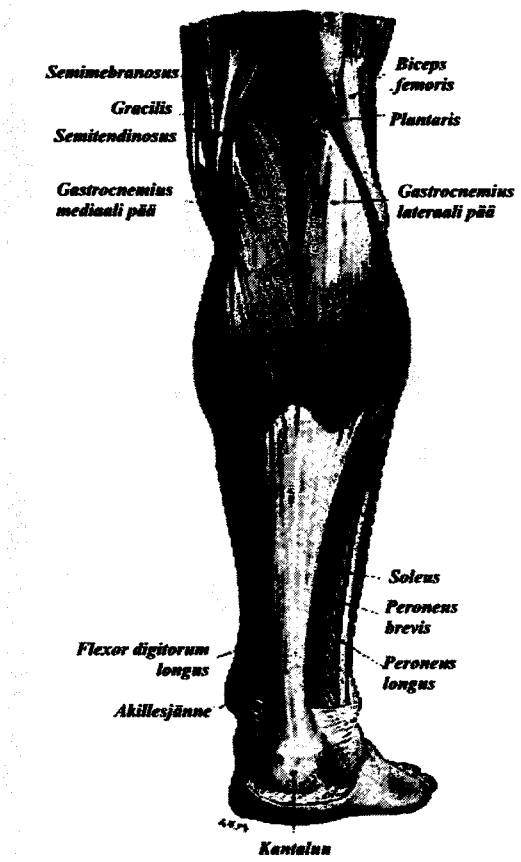


Kuva 4. Sarkomeerin voima- pituussuhde. Ihmisellä sarkomeerin pituus voi olla jopa 4.6 µm (muokattu Enoka 1994).

3 GASTROCNEMIUS- LIHAKSEN BIOMEKANIIKKAA

3.1 Rakenne ja toiminta

Gastrocnemius- eli kaksoiskantalihas on yksi osa kolmipäistä pohjelihasta (Nienstedt ym. 1991; 149). Se ylittää kaksi niveltä, kiinnittyen reisiluun kondyyleihin kahdella vahvalla jänteellä (kuva 5.). Lihaksen mediaaliosa on lateraaliosaa suurempi ja ulottuu hieman alemmaksi. Molemmat osat yhdistyvät leveän aponeuroosin avulla lihaksen distaalipäässä akillesjänteeseen n. sääriluun puolessa välissä. Gastrocnemiuksen lateraali- ja mediaaliosat ovat muodoltaan yksisulkaisia ja niiden solut ovat järjestäytyneet kulmassa (yleensä 15 - 30°) lihaksen pituussuuntaan nähden. Tämä ns. pennaatiokulma suurenee voiman lisääntyessä. Fasikulukset ovat pituudeltaan keskimäärin 4 – 6 cm ja lyhenevät, kun voimaa tuotetaan isometrisesti. (Hof 1998; Narici ym. 1996; Salmons 1995.)

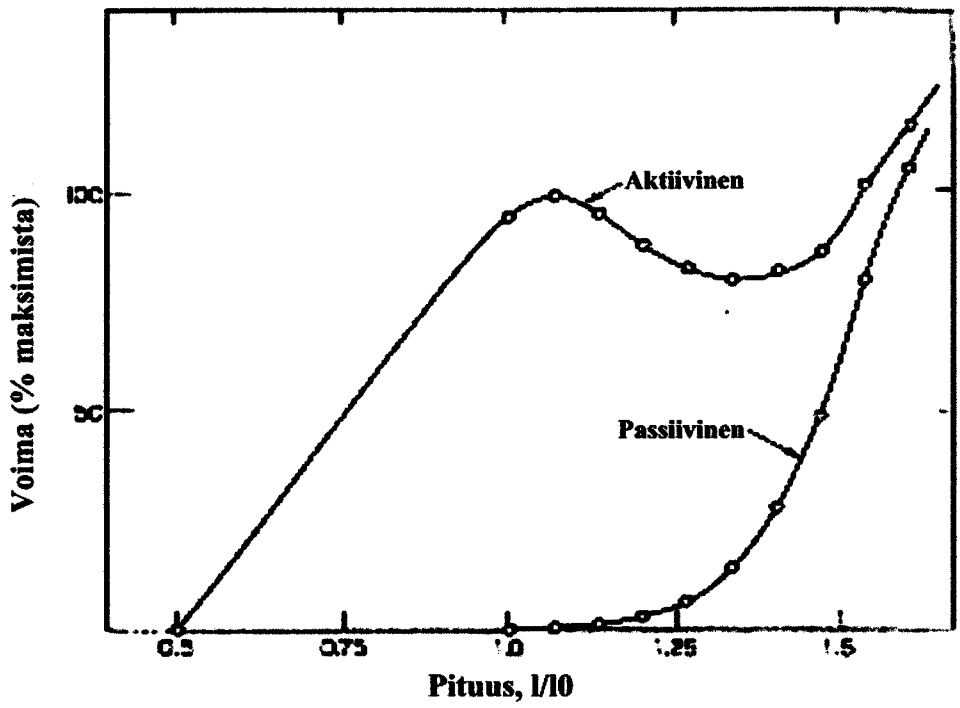


Kuva 5. Säären pinnalliset lihakset (muokattu Salmons 1995).

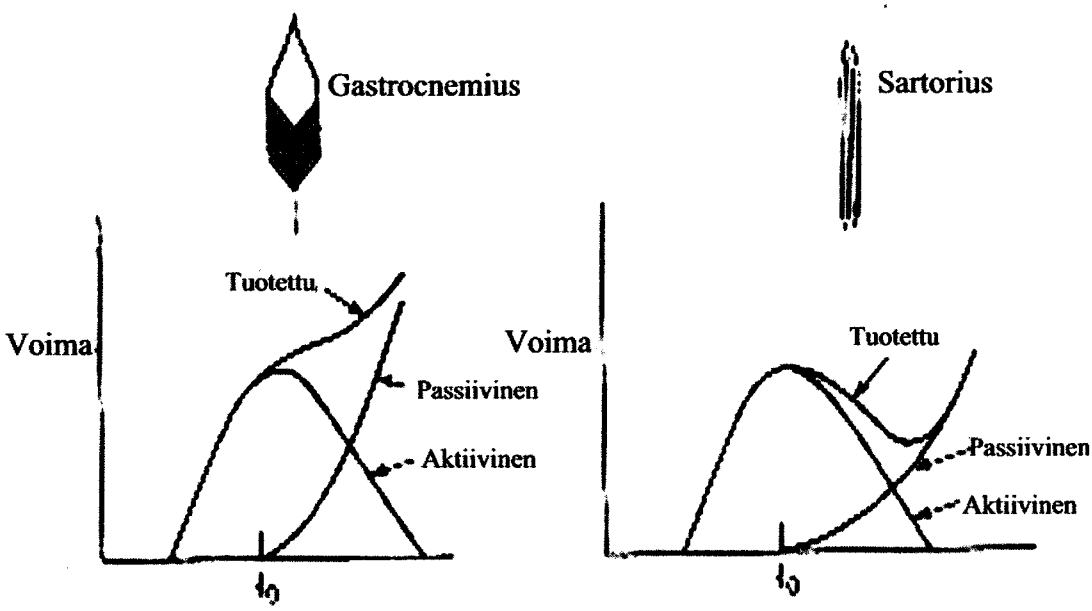
Gastrocnemius- lihaksen päätehtävä yhdessä soleus- lihaksen kanssa on jalan plantaarifleksio sekä asennon ja tasapainon ylläpitäminen seisomisessa. Gastrocnemius on vahva lihas ja se osallistuu myös polven fleksioon auttaen hamstrings- lihasryhmää, kuitenkin niin, että se ei voi sekä koukistaa polvea, että osallistua nilkkanivelen plantaarifleksioon samanaikaisesti. Gastrocnemiuksen on havaittu supistuvan huomattavasti nopeammin kuin soleuksen, ja gastrocnemiuksen lateraali- ja mediaaliosien supistumisajoissa on myös merkitsevä ero. (Romanes 1966; Salmons 1995; Vandervoort & McComas 1983.)

3.2 Voima-pituus riippuvuus

Passiivista lihasta venytettäessä sen voima lisääntyy progressiivisesti. Venymän ja kuormituksen välillä on positiivinen lähes lineaarinen suhde. Lihasta stimuloidessa jännitys on joka pituudella suurempi kuin passiivisessa tilanteessa (kuva 6.). Eräillä lihaksilla, mm. sammakon sartorius ja semitendinosus, on todettu olevan paikallinen maksimi, kun taas toisilla lihaksilla sitä ei ole havaittu, esim. sammakon gastrocnemius. Tuotettu voima on passiivisen ja aktiivisen voiman summa, ja on suurin kun lihaksen pituus on lähinnä sitä pituutta, minkä lihas omaa ollessaan lepopituudessaan (kuva 7.). Ihmisen pohjelihaksiston eri lihasten voima-pituuskäyrät eroavat toisistaan absoluuttisia arvoja tarkastellessa (kuva 8.) (Woittiez ym. 1985). (McMahon 1984; 8 – 11.)

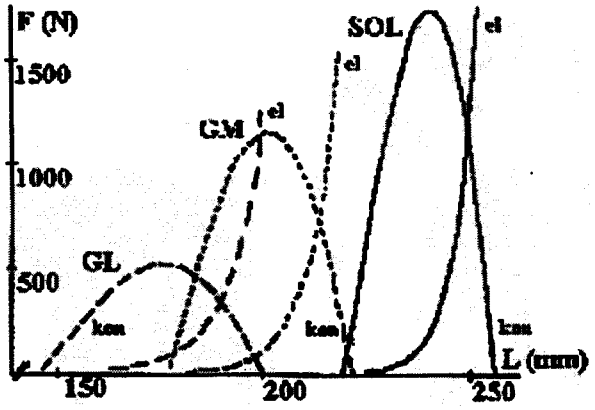


Kuva 6. Lihas-jänne –kompleksin voima- pituus –käyrä (muokattu McMahon 1984).



Kuva 7. Sammakon gastrocnemiuksen ja sartoriuksen voima- pituus –käyrien vertailu (muokattu McMahon 1984).

Yksittäisessä lihassolussa sarkomeerien pituus vaihtelee niiden sijainnin mukaan. Tuotettu voima on suurin, kun sarkomeerin pituus on n. 2.25 µm. Pidemmillä pituuksilla muodostettujen poikittaissiltojen määrä vähenee, jolloin voimantuotto myös vähenee. Lyhyemmillä pituuksilla filamenttien päällekkäisyys haittaa poikittaissiltojen muodostusta, jolloin jälleen voimantuotto vähenee. Sarkomeerin pituuden lyhetessä alle 1.67 µm paksut filamentit törmäävät Z- levyihin ja voimantuottokyky alenee progressiivisesti sen jälkeen. (McMahon 1984; 66 – 68.)

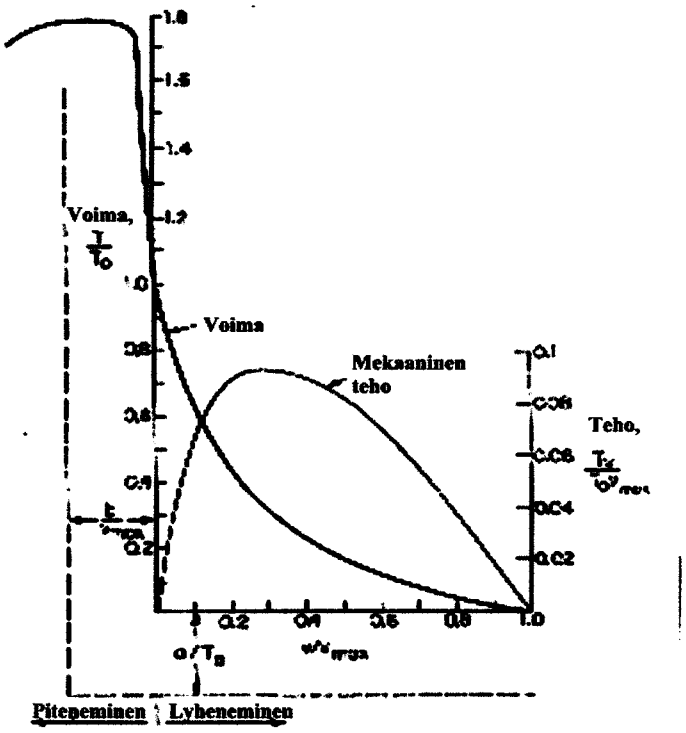


Kuva 8. Kolmipäisen pohjelihaksen absoluuttiset voima-pituuskäyrät. Kuvassa on eriteltynä soleus (SOL), lateraali gastrocnemius (GL) ja mediaali gastrocnemius (GM) (Kon = aktiivinen komponentti, El = passiivinen komponentti). (Woittiez ym. 1985.)

3.3 Voima-nopeus riippuvuus

Aktiivisesti lyhenevä lihas pystyy tuottamaan vähemmän voimaa kuin isometrisesti toimiva lihas. Lihaksen lyhenemisnopeus on lihaksen toiminnassa myös tärkeässä osassa. Lihaksen voiman ja lyhenemisnopeuden välillä on todettu olevan käänteinen, parabolinen suhde, eli mitä suuremmalla nopeudella lihas lyhenee, sitä vähemmän voimaa se pystyy tuottamaan. A.V. Hill oli uranuurtajia voiman ja lyhenemisnopeuden välisen suhteen tutkimisessa (kuva 9.). A.V. Hillin tutkimukset vuonna 1924 ja 1938 osoittivat supistumisnopeuden ja lihaksen voimantuoton

välisen yhteyden konsentrisessa lihastyössä. Klassinen voima- nopeuskäyrä eroaa kuitenkin ns. luonnollisen liikkeen voima- nopeuskäyrästä, sillä luonnollisessa liikkeessä aktivaatiotaso ja lihaspituus vaihtelevat jatkuvasti. Hillin tutkimuksessa lihastyötapa oli ainoastaan konsentrista ja lihakset maksimaalisesti aktivoituneina. (Hill 1970; McMahon 1984, 12 – 14.)



Kuva 9. Hill'n klassinen voima-nopeus –käyrä (muokattu McMahon 1984).

Lihassolun lyhenemisnopeus on riippuvainen lihas- jännekompleksin tuottamasta voimasta. Scott ym. (1996) löysivät kissan soleuksella tehdyssä tutkimuksessaan riippuvuuden fasikuluksen pituuden ja nopeuden välillä voimantuotossa. Ichinose ym. (2000) tutkimuksessa havaittiin, että polven ojennuksessa vakiokulmanopeudella vastus lateralis -lihaksen lihassolun nopeus muuttui koko liikelaajuuden alueella. Solun nopeuden keskiarvojen erotus oli pienempi kuin sekä kulmanopeuden arvot, että kulmanopeuksien erotus. Myös polvikulman ja lihassolun pituuden välinen suhde erosi kulmanopeudesta. Tutkijoiden mukaan nämä erot johtuvat momenttivarresta, pennaatiokulmasta, elastisista komponenteista ja aktivaatiotasosta. (Ichinose ym. 2000; Scott ym. 1996.)

3.4 Elastisuus ja jäykkyys

Ihmisen dynaaminen liikkuminen ei sisällä puhtaasti isometristä, konsentrista tai eksentristä lihastyötä. Esim. juokseminen on yhdistelmä sekä konsentrista että eksentristä työtapaa. Kehon segmentteihin vaikuttavat ulkoiset voimat, jotka venyttävät lihasta/lihaksia. Kun aktiivista lihasta venytetään, se tekee työtä eksentrisesti. Kun tätä vaihetta seuraa välittömästi konsentrinen työ, lihaspituus pienenee. Tätä yhdistelmää nimitetään venymis- lyhenemis sykluksekseksi (SSC = stretch shortening cycle). SSC:n avulla lihas pystyy tuottamaan enemmän voimaa kuin puhtaasti konsentrisessa liikkeessä. Lihaksen elastiset komponentit ovat tärkeä tekijä SSC:ssa. Lihasta venytettäessä sen sarjaelastiseen komponenttiin varastoituu elastista energiaa, joka kuitenkin häviää nopeasti. Jänteeseen varastoituu myös energiaa, joka säilyy pidempään. Varastoitunutta energiaa voidaan sitten käyttää konsentrisessa vaiheessa. Konsentrisen vaiheen tulee tulla välittömästi venytyksen jälkeen, jotta elastista energiaa voidaan käyttää hyväksi. Jos venytys on liian pitkäkestoinen, energia poistuu lämpönä. (Cavagna ym. 1968; Komi 1984, 101 – 102.)

Lihaksen elastisuus on sidoksissa sen mekaaniseen rakenteeseen. Lihas koostuu supistuvasta ja elastisesta komponentista. Elastinen komponentti voidaan jakaa kahteen osaan: sarjaelastinen (SEC) ja rinnakkais- elastinen komponentti (PEC). PEC koostuu sarkolemmasta ja lihasta ympäröivästä sidekudoksesta. SEC sisältyy osittain jänteeseen sekä on yhtenä osana poikittaissilloissa. SEC on tärkeä tekijä puhuttaessa energian varastoitumisesta, kun aktiivista lihasta venytetään. (Komi 1984, 102 – 103.)

Uusimpien tutkimusten mukaan aponeuroosilla on tärkeä osa SEC:n mukautumisessa (Kawakami & Lieber 2000). Tutkimuksen tulosten mukaan sarkomeerin lyheneminen suuremmilla pituuksilla ei selity ainoastaan sarkomeerin SEC- ja voima- pituus ominaisuuksilla. Myös lyhyemmillä pituuksilla SEC:n mukautuminen on suurempaa kuin aikaisemmin on esitetty. Tämä viittaa siihen, että SEC:ia löytyy myös lihassoluista eli jänteessä ei tapahtuisikaan pääasiallista mukautumista. Jänne on jäykempi kuin aponeuroosi, jolloin sarkomeerin lyhenemiseen vaikuttaa pääasiassa aponeuroosi. Tässä tutkimuksessa aponeuroosin

mukautuminen oli suurinta lyhimmillä pituuksilla ja pieneni aponeuroosin pituuden kasvaessa (Kawakami & Lieber 2000). Lihassupistus aiheutti aponeuroosissa jännityksen, joka oli positiivisessa suhteessa lihaksen tuottamaan voimaan lihas-jänne –kompleksin pituuden ollessa lepopituudessa tai sitä pidempi, mutta lyhyemmillä pituuksilla aponeuroosin jännitys lisääntyi vaikka lihaksen tuottama voima väheni. Myös Ichinose ym. (1997) arvioivat tutkimuksessaan, että supistuksen aikana lihaksessa oleva löysyys/väljyys (slack) poistetaan ensin fasikuluksen lyhenemisellä ja vasta sen jälkeen poistuisi jänteessä oleva löysyys fasikulusten jatkuvan lyhenemisen avulla. (Ichinose ym. 1997; Kawakami & Lieber 2000.)

Lihaksen tuottaman voiman ja lihaksen pituuden välillä on positiivinen kaartuva lineaarinen suhde, kun passiivista lihasta venytetään. Lihaksen jäykkyys on tämän voima- pituus käyrän kaltevuus, joka suurenee pituuden funktiona (Enoka 1994; 272). Kubo ym. (1999) raportoivat hyppäämistä käsittelevässä tutkimuksessaan, että jäykkyyden ja absoluuttisen hyppykorkeuden välillä ei ole merkitsevää suhdetta, mutta kevennyshypyn ja ns. staattisen hypyn (hyppy ilman kevennystä) korkeuden erotuksen ja jäykkyyden välillä on positiivinen korrelaatio. Tämä viittaa siihen, että jänteen rakenteiden jäykkyydellä olisi suosiollinen vaikutus SSC- liikkeessä. Svantesson ym. (1998) on tutkimuksessaan myös todennut saman, sekä esittää, että elastisilla komponenteilla olisi suurempi merkitys henkilöillä, joilla on alhaisempi lihasvoima. Tutkimuksen mukaan kevennys- ja staattisen hypyn hyppykorkeuden erot lisääntyivät pienellä lihasvoimalla sekä suurella lihaksen ja jänteen jäykkyydellä.

Pikajuoksijoilla tehdyssä tutkimuksessa vertailtiin alaraajojen jännerakenteiden elastisuutta pikajuoksijoilla (Kubo ym. 2000). Juoksijoiden ja kontrolliryhmän välillä ei havaittu eroja gastrocnemiuksen jännekompleksin pituuden muutoksessa, eli elastisuudessa ja jäykkyydessä, plantaarifleksion aikana. Harjoittelulla ei ollut positiivista vaikutusta, kuten hypoteesissa arveltiin. Vastus lateraliksen jännekompleksin mukautuminen oli kuitenkin pikajuoksijoilla suurempi kuin kontrolliryhmällä alhaisella voimantuotolla ja sen elastisuuden arveltiin vaikuttavan pikajuoksusuoritukseen suurilla voimantuottotasoilla. (Kubo ym., 2000.) Suorituskyvyn kannalta on edullista mikäli jänne ja aponeuroosi ovat elastisia ja lihaksen supistuva komponentti jäykkä. Toisaalta esim. Kumagai ym. (2000) ovat

havainneet positiivisen korrelaation fasikuluksen pituuden ja pikajuoksusuorituksen välillä. Heidän tutkimuksessaan 100 m 10.00 – 10.90 sekunnissa juoksevilla miehillä oli pidemmät fasikulukset kuin yli 11.00 s juoksevilla.

4 ULTRAÄÄNIKUVAUKSEN KÄYTTÖ LIHAKSEN TUTKIMISESSA

4.1 Fysikaalinen perusta

Ultraäänivärähtely on väliaineen, lihaksen kuvantamismenetelmistä puhuttaessa kudosten, mekaanista liikettä samalla tavoin, kuin äänen eteneminen ilmassa liittyy molekyylien värähtelyyn (Kiuru & Suramo 1991). Se on pitkittäistä aaltoliikettä, jonka frekvenssi on 20 kHz - 1000 MHz. Ultraääni käyttäytyy kuten muutkin ääniaallot eli se pystyy heijastumaan, taittumaan, hajoamaan, lähettämään ja se voidaan absorboida. Lääketieteellisissä tutkimuksissa käytetään taajuusaluetta, joka on 1 - 20 MHz. Saavutettavissa olevaan resoluutioon vaikuttaa ultraäänisäteen aallonpituus, taajuus ja nopeus. (Kiuru & Suramo 1991; Lehtinen 1996.)

Ultraäänivärähtely synnytetään kahden elektrodin välissä olevaan keraamiseen pietsosähköiseen kiteeseen. Pietsosähköisyys on mahdollista ainoastaan materiaaleissa, joiden sisäinen rakenne on anisotrooppinen eli sillä on eri suunnissa eri fysikaaliset ominaisuudet. Elektrodeihin yhdistetään muuttuva sähkökenttä kiteen ominaistaajuudella ja kide alkaa värähdellä. Kiteen värähtely saa aikaan lähellä olevan kudoksen molekyylien värähtelyn ja kudokseen syntyy nopeasti muuttuvia aineen tihentymiä ja harventumia eli aaltoliikettä. Kide ottaa myös vastaan kudoksesta palaavia kaikuja, jolloin pietsosähköinen ilmiö tapahtuu päinvastaiseen suuntaan. Kiteestä lähetetään kudokseen värähtelyjä lyhyinä ryöppyinä, joiden kaikuja anturi kuuntelee. (Lehtinen 1996; Kiuru & Suramo 1991; Taylor & Kremkau 1985.)

Ultraäänen intensiteetti mitataan watteina neliösenttimetriä kohti (W/cm^2). Diagnostisessa ultraäänessä lähetetyn pulssin maksimaalinen intensiteetti voi olla jopa 100 W/cm^2. Yleensä kuitenkin käytetään yhden (1) W/cm^2:n huippuintensiteettejä. Ultraäänipulssi liikkuu aineen läpi aineelle ominaisella nopeudella. Eri akustisen ominaisuuden saavutettuaan ultraääniaalto joko heijastetaan takaisin tai se taittuu, vähän samalla tavalla kuin valo. Aineen akustinen

impedanssi (Z) saadaan laskemalla äänen nopeus siinä aineessa (C) ja sen sekä aineen tiheyden (ρ) tulo:

$$Z = C \times \rho.$$

(Taylor & Kremkau 1985.)

Ultraäänisäteen heijastuminen on myös suhteessa kohdistuskulmaan. Heijastuminen on pienintä kun äänisäde on kohtisuorassa heijastavaan pintaan. Kulman kasvaessa heijastetun säteen suhteellinen määrä nousee. Optimaalinen kaarevan pinnan skannauksen suunta on kaari, joka pitää säteen kohtisuorassa kuvattavan kohteen pintaan nähden. Kudokset myös absorboivat ultraääntä eri tavalla. Ilma ja luu absorboivat eniten ultraääntä, seuraavaksi eniten rasva, sitten pehmytkudos ja vesi. Kahden eri absorbointikyvyn omaavan kudoksen liittymä aiheuttaa ultraäänisäteen heijastumisen takaisin anturia kohti. (Alasaarela 1998; Lehtinen 1996.)

Harmaa- asteikollisessa ultraäänessä kuvat muodostetaan anturiin palaavista kaiuista kuvaelementteinä, jotka ovat kirkkaudeltaan erilaisia suhteessa kaiun intensiteettiin. Resoluutioita on kahdenlaisia: aksiaalinen ja horisontaalinen. Aksiaalinen resoluutio erottaa kaksi päällekkäistä kohdetta yksittäisinä. Mitä korkeampi anturin frekvenssi on, sitä tarkempi on aksiaalinen resoluutio. Horisontaalinen resoluutio erottaa kaksi vierekkäistä kohdetta, jotka ovat yhtä pitkän matkan päässä anturista. Tässä määräävänä tekijänä on säteen leveys ja se on läheisessä suhteessa ultraäänisäteen tarkennukseen. (Lehtinen 1996.)

Absorptio ja hajoaminen ovat kudoksessa määrääviä tekijöitä ultraäänisäteen vaimentamisessa. Äänisäteen intensiteetti vähenee eksponentiaalisesti mennessään kudoksen läpi. Vaimennus on myös riippuvainen anturin frekvenssistä. Kaikuintensiteettiä säännöstelemällä voidaan kuvantuottokapasiteetti säilyttää, kun syvyys kasvaa. (Lehtinen 1996.)

4.2 Lihaksen rakenteen ja toiminnan tutkiminen ultraäänen avulla

Lihaksen tuottamaan voimaan tai vääntömomenttiin vaikuttavat lihaksen tilavuus, lihassolun kiinnityskulma ja lihassolun pituus. Näitä ominaisuuksia on tutkittu aikaisemmin ruumiilla, mutta siinä ongelmaksi on muodostunut fiksaation aiheuttama tilavuuden pieneneminen, jolloin tulokset eivät ole olleet todellisuuteen verrattavissa. Ultraäänitekniikalla voidaan reaaliaikaisesti mitata ihmisen lihasten rakennetta *in vivo*. Tämä on merkittävä edistysaskel lihasmekaniikan ja biomekaniikan tutkimisessa. (Ikegawa ym. 1999.)

Luurankolihaksen ultraäänikuvantaminen vaatii korkealaatuisen, korkean resoluution omaavan laitteen. Mitä suurempi resoluutio on, sitä tarkempi ja yksityiskohtaisempi tieto kuvasta saadaan. Kuvantamisessa on tarpeellista käyttää lineaarianturia, jonka frekvenssi on 5 - 10 MHz, jolloin pinnallisista pehmytkudoksista saadaan hyvä kuva. Suurin osa lihasten tutkimuksista tehdään nk. B- näyttö ultraäänellä. (Benson 1991; Gibbon 1996.)

Anturi painetaan ihoa vasten tutkittavan kohteen päälle. Kohde tutkitaan niin, että sen ja anturin väliin ei jää kaasua eikä luuta. Ultraäänikuva on taso- eli leikekuva, jolloin tutkittava elin on pyyhkäistävä anturilla vähintään kahdesta suunnasta. Nesteet ja muut akustisesti homogeeniset alueet näkyvät kuvissa mustina, kuten myös katvealueet, joissa kaikuja ei ole. Saman kudoksen kaikuisuus voi vaihdella äänen tulosuunnan ja -kulman mukaan. Pehmytkudos/kaasu- ja pehmytkudos/luu-pinnat heijastavat runsaasti kaikuja ja näkyvät voimakkaan valkoisina. Rasvan lähettämien kaikujen voimakkuus vaihtelee. (Kiuru & Suramo 1991.)

Ultraäänikuvassa lihaksella on homogeeninen kaikurakenne, jonka peitekalvotasojen ohuet viivat katkaisevat. Pitkittäiskuva on säikeisen näköinen ja poikittaiskuva tasarakenteinen ja verkkomainen. Poikittaiskuvassa nähdään erityisesti lihaskalvot, jotka ovat runsaskaikuisia. Jänteen syyt sijaitsevat pitkittäin lihaksen rungosta jänteen kiinnityskohtaan. Ultraäänitutkimuksessa jänteet näkyvät pitkittäissuunnassa kuvattuna juostemaisina rakenteina. Jänteen säikeinen sisärakenne nähdään, kun anturi on tarkasti yhdensuuntainen jänteen kanssa. (Alanen & Bondestam 1989; Benson 1991; Gibbon 1996.)

Kawakami ym. (1993) ovat tutkineet ultraäänen avulla lihaksen rakennetta eri harjoitusasteella. He havaitsivat, että lihaksen kiinnityskulma oli suurempi hypertrofisissa lihaksissa verrattuna harjoittelemattomiin lihaksiin (Kawakami 1993). Lihaksen kiinnityskulma on aponeuroosin ja lihassolun välinen kulma (Ikegawa ym. 1999). Sulkamaisen lihaksen poikkipinta -ala riippuu lihaksen tilavuudesta, jänteen aponeuroosien välisestä etäisyydestä ja lihaksen kiinnityskulmasta. Näiden ominaisuuksien mittaaminen *in vivo* on aikaisemmin vaatinut leikkaustoimenpidettä. Ultraäänen avulla voidaan lihasrakenteen vaikutuksia voima - nopeuskäyrään tutkia nopeasti, helpommin ja halvemmalla. Lihaksen rungon pitkittäisakselin suuntaisesti otetusta ultraäänikuvasta voidaan lihassyiden ja niiden kiinnityskulmia aponeuroosiin selkeästi erottaa. Kuvista voidaan mitata lihassyyn pituus, kiinnityskulma ja aponeuroosien välinen etäisyys. (Narici 1999.)

Ennen vuotta 1992 ei lihassyiden kiinnityskulmien toiminnallista merkitsevyyttä voimantuotossa ollut tutkittu. Rutherford ja Jones (1992) käyttivät ultraäänitekniikkaa mittaamaan vastus lateraliksen ja vastus intermediuksen kiinnityskulmia aponeuroosiin. He myös vertasivat saatuja kiinnityskulmia poikkipinta- alaan ja voima- poikkipinta- ala suhteeseen ennen ja jälkeen voimaharjoittelun. He totesivat, että ultraäänitekniikka on käyttökelpoinen kiinnityskulmien mittaamiseen, mutta eivät pystyneet osoittamaan kiinnityskulmien ja voimantuottokyvyn välille yhteyttä. (Rutherford & Jones 1992.)

Fukunaga ym. kehittivät vuonna 1997 ultraäänellä tavan mitata vastus lateralis - lihaksen lihassäikeen pituutta eri tilanteissa sekä rentoutuneella, että jännittyneellä lihaksella. Ultraäänikuva otettiin reiden keskikohdasta trochanter majorin ja reisiluun lateraali epikondyylin puolivälistä. Ultraäänellä mitattiin lihaksen leveys ja mittauspaikaksi määritettiin sen puoliväli. Tästä kohdasta otettiin pitkittäinen ultraäänikuva, jolloin säikeet saatiin visualisoitua. Yksi säie valittiin ja sitä seurattiin pitkittäisesti sen koko pituudelta. He havaitsivat, että säikeiden pituuksissa ja kiinnityskulmissa on eroja rennon ja isometrisesti jännittyneen lihaksen välillä. (Fukunaga ym. 1997.)

Myös ihmisen jänteen ja lihaksen liikkumista voidaan tutkia ultraäänen avulla. Mm. Fukashiro ym. ovat vuonna 1995 tutkineet tätä ilmiötä ja havainneet, että lihassolun

kiinnittymiskohta aponeuroosiin isometrisessä supistuksessa liikkui proksimaalisesti supistusvoiman lisääntyessä. (Fukashiro ym. 1995.)

Ultraäänen avulla voidaan suoraan mitata lihassyiden pituuksia ja pituuden muutoksia ja niiden suhdetta esim. voimantuottoon (Alexander 1998). Fukunaga ym. (1997a) ovat raportoineet vastus lateralis - lihaksen lihassolun pituuden lyhenemistä polvikulman suuretessa (fleksiosta ekstensioon) lihaksen ollessa rentoutuneessa tilassa. Isometrisessä tilanteessa ilmiö oli samanlainen. Rentoutuneen ja jännittyneen tilan välinen ero lyhenemisessä samalla polvikulmalla oli 20 - 35%. (Fukunaga ym. 1997a.) Muita lihaksen toimintaa ja rakennetta tarkastelevia tutkimuksia, joissa on käytetty ultraäänitekniikkaa on kerätty liitteeseen 1.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEESIT

5.1 Tutkimusongelmat

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia ihmisen gastrocnemiuksen -lihaksen pituuden muutoksia eksentrisessä lihastyössä eri esijännitystasoilla. Tutkimuksessa tutkittiin miten suurella tai pienellä esijännitystasolla lihassolu mahdollisesti pystyy lyhenemään, kun lihasta venytetään. Venytyksen aikana lihasjännitys pyrittiin pitämään samana kuin valittu esijännitystaso.

Ongelmat, joihin pyrittiin saamaan vastauksia olivat: 1) Miten erisuuruiset lihaksen esijännitystasot vaikuttavat lihassolun pituuden muutokseen eksentrisessä lihastyössä?, 2) minkä tasoinen esijännitys aiheuttaa lyhenemistä lihassoluissa eksentrisen lihastyön aikana?, 3) lyheneekö esijännitetty lihassolu, kun sitä venytetään ja missä vaiheessa lyheneminen alkaa?

5.2 Hypoteesit

H- 0: Esijännityksen suuruudella ei ole vaikutusta lihasolun pituuden muutoksen suuruuteen ja/tai suuntaan eksentrisessä lihastyössä.

H-1: Eksentrisessä lihastyössä, pienellä esijännityksellä lihassolun pituudessa ei tapahdu suuria muutoksia tai se lyhenee, lihas pystyy vastustamaan venytystä.

H-2: Suuri esijännitys saa aikaan suuremman voimankasvun venytyksessä ja lihasolun pituudessa on suurempi muutos kuin pienemmällä esijännityksellä, solu pitenee eikä pysty vastustamaan venytystä.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä toimivat 10 vapaaehtoista yliopisto- opiskelijaa, 4 miestä (26.3 ± 2.6 vuotta, 181.8 ± 5.1 cm, 77 ± 9.6 kg) ja 6 naista (24 ± 2.5 vuotta, 171.3 ± 7.0 cm, 64.2 ± 6.2 kg) (Taulukko 1.). Kaikki olivat fyysisesti aktiivisia, osittain kilpaurheilijoita. Otoksessa oli mukana sekä kestävyys- että teholajien harrastajia. Ennen mittausten aloittamista koehenkilöt allekirjoittivat suostumuksen (Liite 2.) ja heille selitettiin tutkimusasetelma ja tutkimuksen tarkoitus.

	ikä (v)	pituus (cm)	paino (kg)
EL	21	176	67
ES	24	171	62
EE	28	181	74
RK	25	170	63
SH	22	170	64
SR	24	160	55
ML	24	187	80
SK	30	179	77
RV	25	185	87
JN	26	176	64
KA	25	176	69
SD	2.6	8.1	9.8
naiset ka	24	171	64
naiset sd	2.4	7.0	6.2
miehet ka	26	182	77
miehet sd	2.6	5.1	9.6

Taulukko 1. Koehenkilöiden antropometriset tiedot (keskiarvo [ka] ± keskihajonta [sd].

6.2 Koeasetelma

Voimamittaukset tehtiin erityisellä nilkkadynamometrillä, joka on rakennettu aiheuttamaan eri kulmamuutoksia ja nopeuksia nilkkanivelessä (Kyröläinen & Komi, 1994). Dynamometrin poljinta liikuttavat kaksi sarjaan kytkettyä AC- moottoria, joita vaihdejärjestelmä kontrolloi. Koneen maksimaalinen momenttikapasiteetti on 150 Nm. Polkimeen tuotettu voima muutettiin momentiksi voimantuottokohdan alla. Tietokone, johon oli etukäteen ohjelmoitu haluttu liikemalli, ohjasi dynamometrin polkimen liikettä. Koehenkilö istui penkissä oikean jalan polvikulman ollessa 140° (polvi suorana = 180°). Oikea jalkaterä kiinnitettiin dynamometrin polkimeen nilkkakulman ollessa 90° ja muun kuin nilkan liikkeen minimoimiseksi reisi fiksoitiin polven yläpuolelta erityisellä fiksointitangolla. Vasenta jalkaa koehenkilö piti rentona dynamometrin yhteydessä olevalla pienellä tasanteella.

Ultraäänikuvaus suoritettiin harmaa-asteikollisella ultraäänilaitteella, lineaarianturilla (Aloka SSD 2000, 52Hz). Ultraäänianturi asetettiin gastrocnemius medialis -lihaksen keskikohtaan sen pitkittäissuuntaan ja kiinnitettiin ihon pintaan. Anturin liikkumisen minimoimiseksi sen ympärillä oli kovasta vaahtomuovista valmistettu tuki. Tuki kiinnitettiin tukevasti jalkaan teipin ja ideaalisiteen avulla. Anturin ja ihon väliin laitettiin myös geeliä häiritsevän ilman poistamiseksi. Kaikki suoritukset tallennettiin videolle ja analoginen data tietokoneelle. Huomautukset ja muut merkinnät tehtiin tutkimuspöytäkirjaan (Liite 3.).

6.3 Voimamittaukset

Koehenkilöiltä mitattiin ensin isometrinen maksimi (MVC), jonka perusteella määritettiin esijännitystasot. Nämä olivat 0%, 5%, 20%, 40%, 60%, 80% ja 100% MVC:stä. Ennen tätä koehenkilö tutustui tutkimuksessa käytettävän dynamometrin liikemalliin. Koehenkilö harjoitteli myös ennen jokaisen esijännitystason mittausta kyseisen tason saavuttamista ja ylläpitämistä. Jokaista esijännitystasoa kohden suoritus tehtiin vähintään kaksi kertaa. Esijännityksen ylläpitoa kontrolloitiin oskilloskoopin ja sen näyttöruudulle asetetun piirtoheitinkalvolle piirretyn käyrän

avulla. Mikäli koehenkilö ei hyväksyttävästi ylläpitänyt vaadittua esijännitystasoa, hylättiin suoritus ja se uusittiin, kuitenkin niin, että jokaista esijännitystasoa kohden tuli enintään kolme suoritusta. Yhdeltä koehenkilöltä tehtiin mittaus 20%:n esijännitystasolla myös lihasta sähköisesti stimuloimalla, jossa koehenkilö piti lihasta rentona ja sähköisen stimulaation avulla esijännitystaso nostettiin 20%:iin. Näin saatiin esijännityksen ylläpito kontrolloitua ja sitä kautta vertauskohta muihin suorituksiin (tuloksissa kontrolli 20% käyrät). Jokaisen suorituksen välissä oli muutaman minuutin tauko, koehenkilö ilmoitti kun oli valmis seuraavaan suoritukseen.

Dynamometrin liike oli seuraavanlainen: lähtöasennossa nilkka oli 90° kulmassa. Sitten poljin ohjattiin tietokoneella kymmenen asteen (10°) plantaarifleksioon, jonka jälkeen koehenkilöllä oli kaksi (2) sekuntia aikaa saavuttaa vaadittu esijännitystaso. Samaa esijännitystasoa pidettiin yllä koko suorituksen ajan. Kymmenen asteen (10°) plantaarifleksiosta poljin liikkui 20° matkan kymmenen asteen (10°) dorsifleksioon nopeudella 60°/s, jolloin saatiin eksentrinen liike ja gastrocnemius- lihas venyi. Venytyksen kesto oli 333 ms.

6.4 Ultraäänikuvaus

Ultraäänikuva (äänipään leveys 42 mm) tallennettiin videonauhalle 50 Hz:n keräystaajuudella, voima- ja dynamometrin kulmamuutos tietokoneelle Motus – ohjelmaa (Peak Performance Technologies Inc., USA) käyttäen taajuudella 1000 Hz. Datan synkronisoimiseksi käytettiin elektronista pulssia. Videonauhalta poimittiin jokaisesta suorituksesta n. viiden (5)sekunnin pituinen osuus, johon sisältyi koko suoritus rentoutuneesta tilasta jännityksen alkuun ja venytykseen. Videokuvasta digitoitiin 6- pistemenetelmällä lihaksen pinnallisen ja syvän aponeuroosin sekä fasikuluksen alku- ja loppupisteet (ks. liite 4.) Motus –ohjelmalla rentoutuneessa tilassa sekä koko venytyksen ajalta. Samalla taajuus muutettiin 200 Hz:iin. Voima- ja kulmamuutosdatan frekvenssi muutettiin 1000 Hz:stä (keräystaajuus) 200 Hz:iin F-Codas -ohjelmalla, jotta se saatiin synkronoitua muun datan kanssa analyysiä varten. Microsoft Excel –ohjelmaa käyttäen laskettiin

fasikuluksen kokonaispituus (l_2) kaavalla [$l_2 = l_1 + ((h_2 - h_1)/(\sin(\alpha * \pi/180))$] ($l_1$ = fasikuluksen mitattu pituus, h_2 = pinnallisen ja syvän aponeuroosin välinen etäisyys, h_1 = ultraäänikuvassa näkyvän fasikuluksen pään ja pinnallisen aponeuroosin välinen etäisyys, α = fasikuluksen ja syvän aponeuroosin välinen kulma). Samasta kaavasta saatiin myös pituuden muutos. Saatujen arvojen mukaan piirrettiin käyrät (Liite 4.).

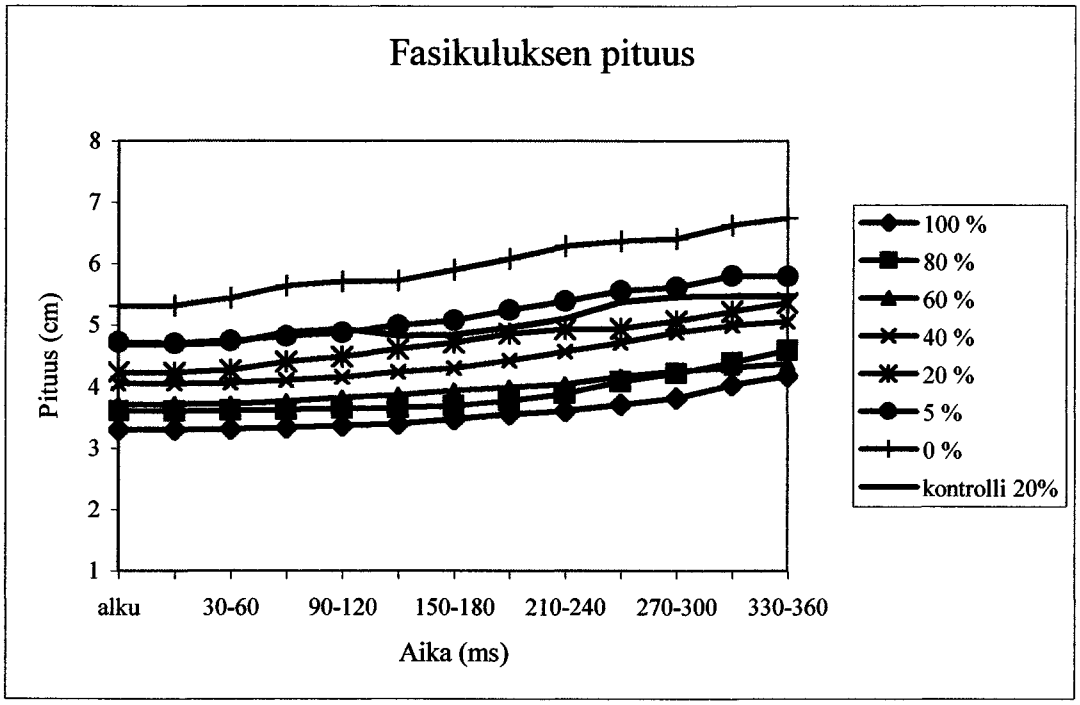
6.5 Tilastolliset menetelmät

Koehenkilöiden suoritukset keskiarvoistettiin. Koehenkilöiden tulokset jaettiin eri ryhmiin vertailua varten sukupuolen sekä myös harjoitustaustan mukaan.

7 TULOKSET

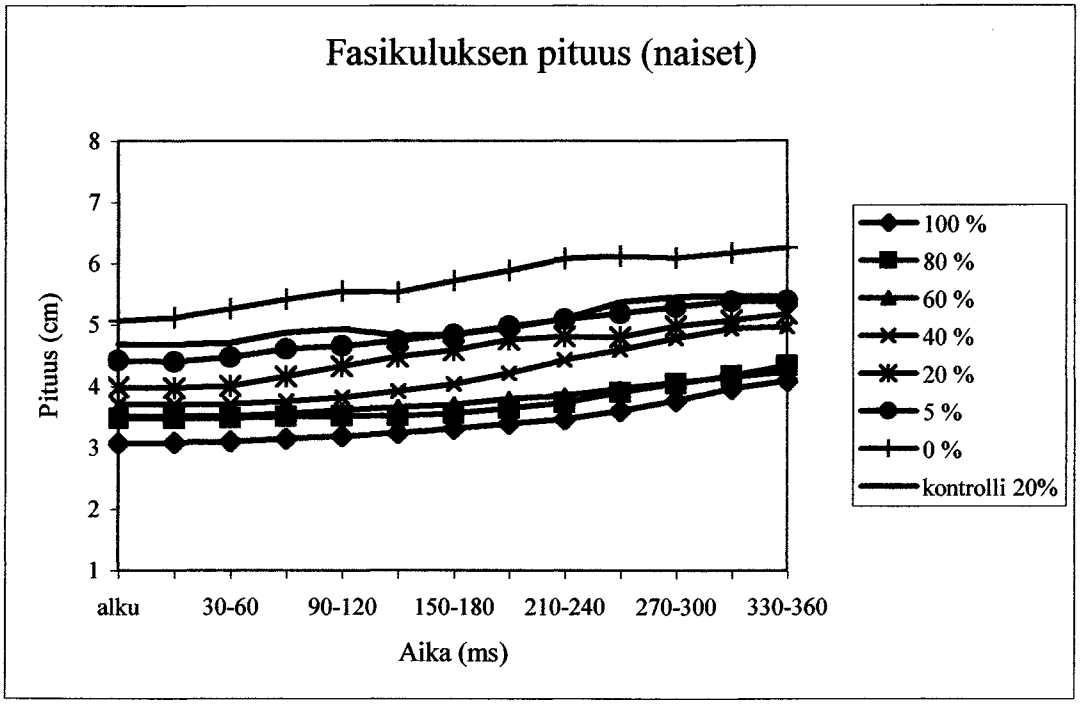
7.1 Lihassolukimpun pituus

Kun lihasta venytettiin, piteni fasikulus kaikilla koehenkilöillä. Kuviosta 1. nähdään, että suurimmalla esijännitystasolla fasikuluksen pituus oli pienin ja 0% esijännityksellä suurin. Pituus pysyi suurimmilla esijännitystasoilla (100% ja 80%) lähes vakiona n. 150 ms venytyksen alusta, jonka jälkeen fasikulus ei enää pystynyt vastustamaan venytystä. Mitä suurempi esijännitystaso oli, sitä kauemmin fasikuluksen pituus pysyi venytyksen alusta alkaen vakiona. Passiivisessa tilanteessa (0% esijännitys) absoluuttinen pituudenmuutos oli suurin.

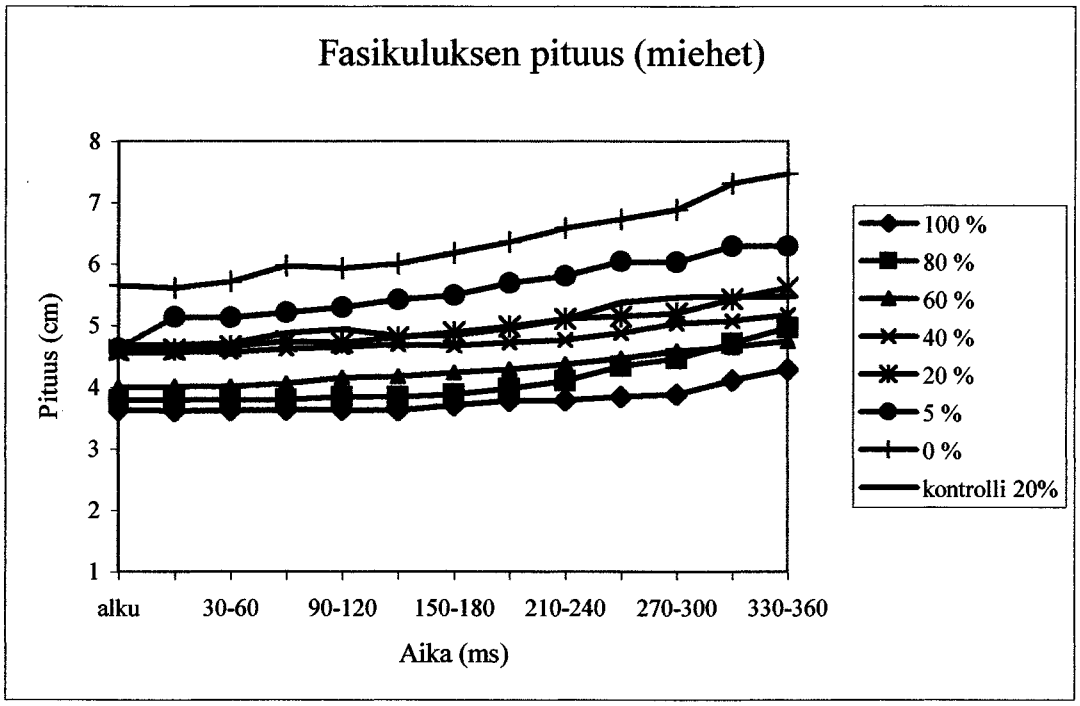


Kuvio 1. Fasikuluksen pituus venytyksen aikana eri esijännitystasoilla (kaikkien koehenkilöiden keskiarvo). Venytys alkaa kohdasta 0 ms ja päättyy kohdassa 333 ms. Alkuarvo kuvastaa lihassolun pituutta 30 ms ennen venytyksen alkua.

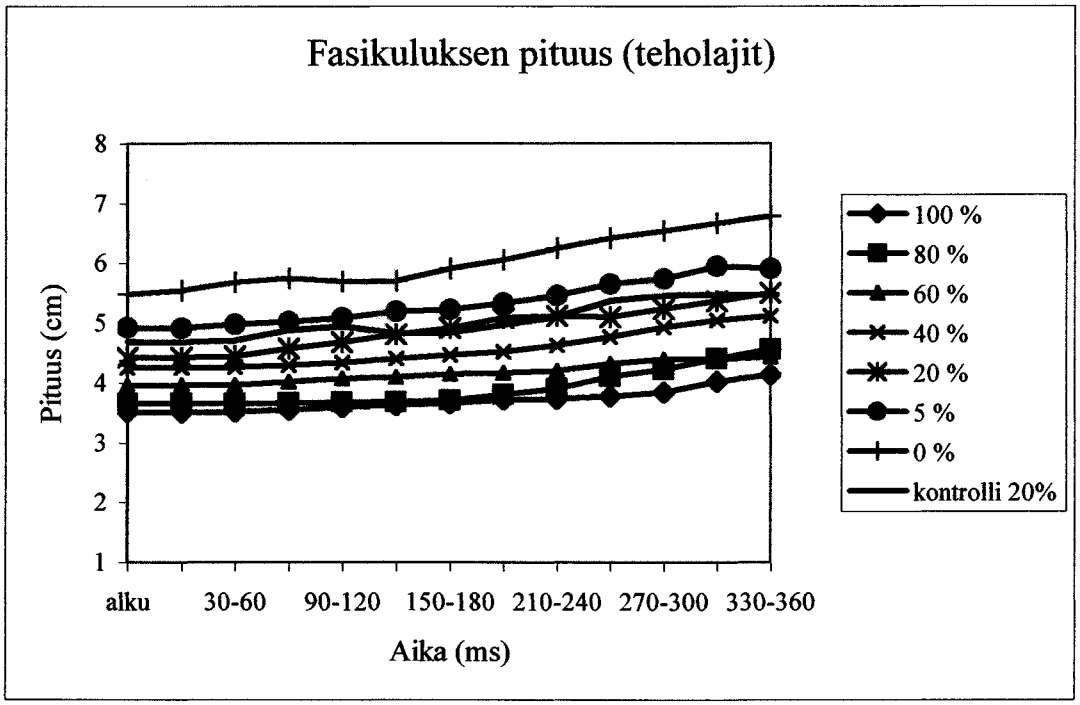
Miesten ja naisten välillä ei näytä olevan eroja venymisen dynamiikassa (kuvio 2. ja kuvio 3.). Miehillä fasikulus oli pidempi kuin naisilla. Miehet pystyivät vastustamaan venytystä suurilla esijännitystasoilla paremmin kuin naiset.



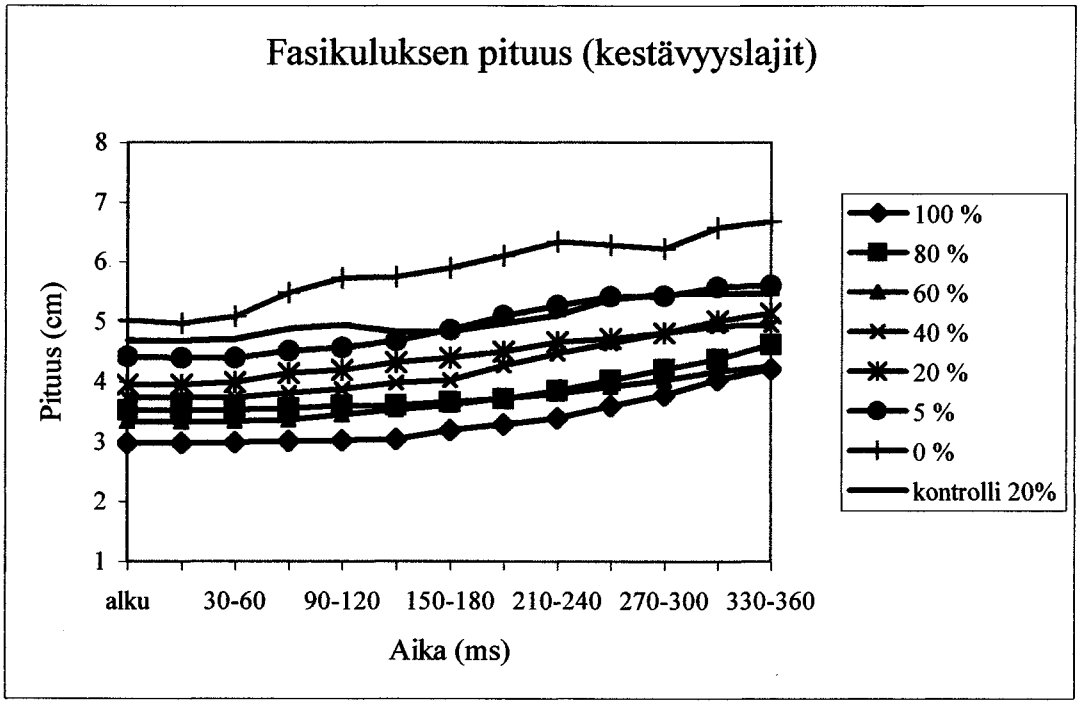
Kuvio 2. Fasikuluksen pituus naisilla venytyksen aikana.



Kuvio 3. Fasikuluksen pituuden muutos miehillä venytyksen aikana.



Kuvio 4. Fasikuluksen pituus teholajien edustajilla venytyksen aikana.



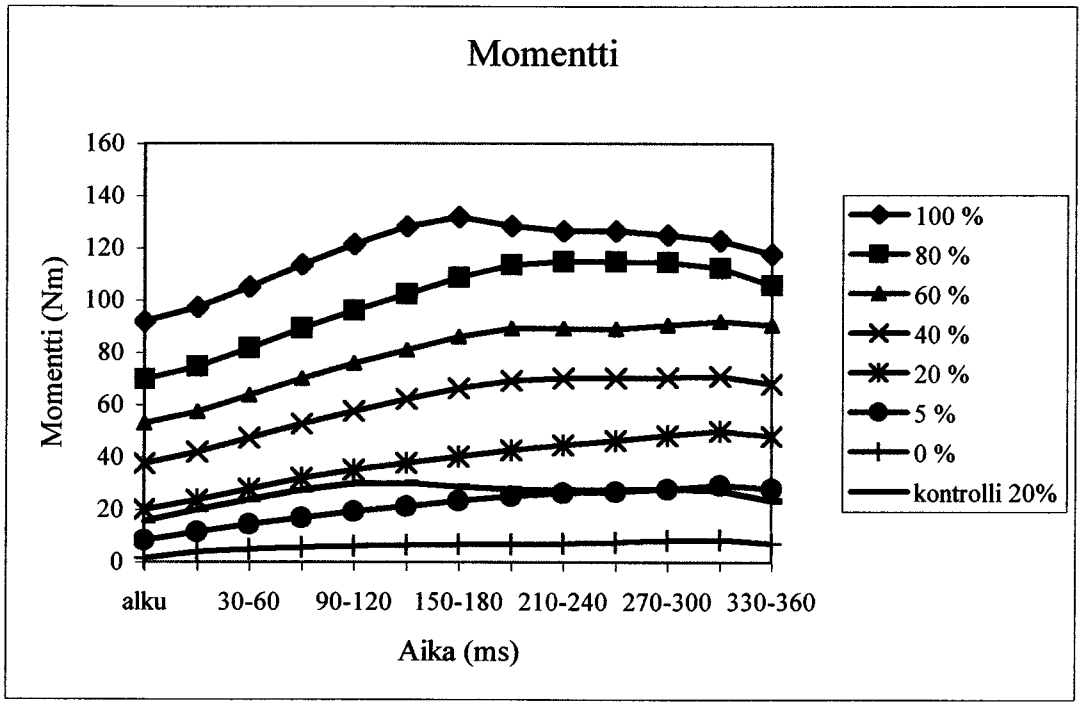
Kuvio 5. Fasikuluksen pituus kestävyyslajien edustajilla venytyksen aikana.

Teholajien ja kestävyyslajien edustajia vertailtaessa toisiinsa (kuvio 4. ja kuvio 5.), voidaan huomata, että teholajien edustajien fasikuluksen pituus oli kauttaaltaan pidempi kuin kestävyyslajien edustajien. Teholajien edustajat pystyivät vastustamaan

100% esijännityksellä venytystä pidempään kuin kestävyyslajien edustajat. Samoin kävi myös 60 %:lla, 40 %:lla sekä passiivisessa tilanteessa.

7.2 Voima

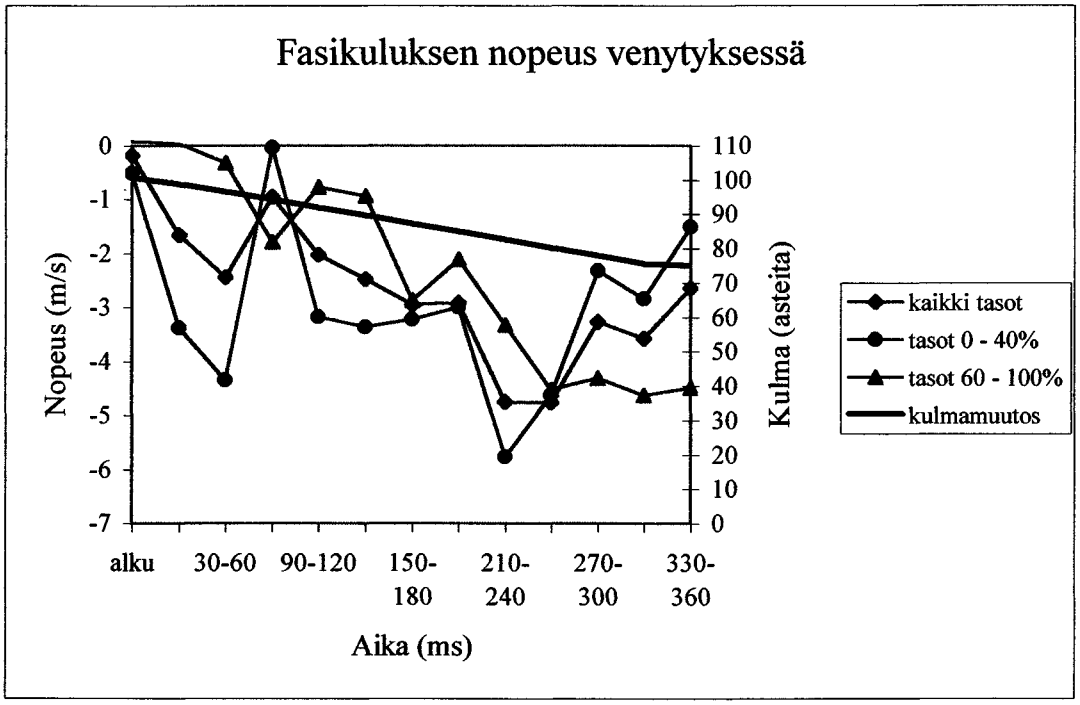
Voima mitattiin tässä tutkimuksessa momentteina. Kuten kuviosta 6. näkyy, momenttikäyrät käyttäytyivät hyvin samankaltaisesti eri esijännitystasoilla. Mitä suurempi esijännitystaso, sitä suurempi momentti oli.



Kuvio 6. Momentti venytyksen aikana (kaikkien koehenkilöiden keskiarvo).

7.3 Venymisnopeus

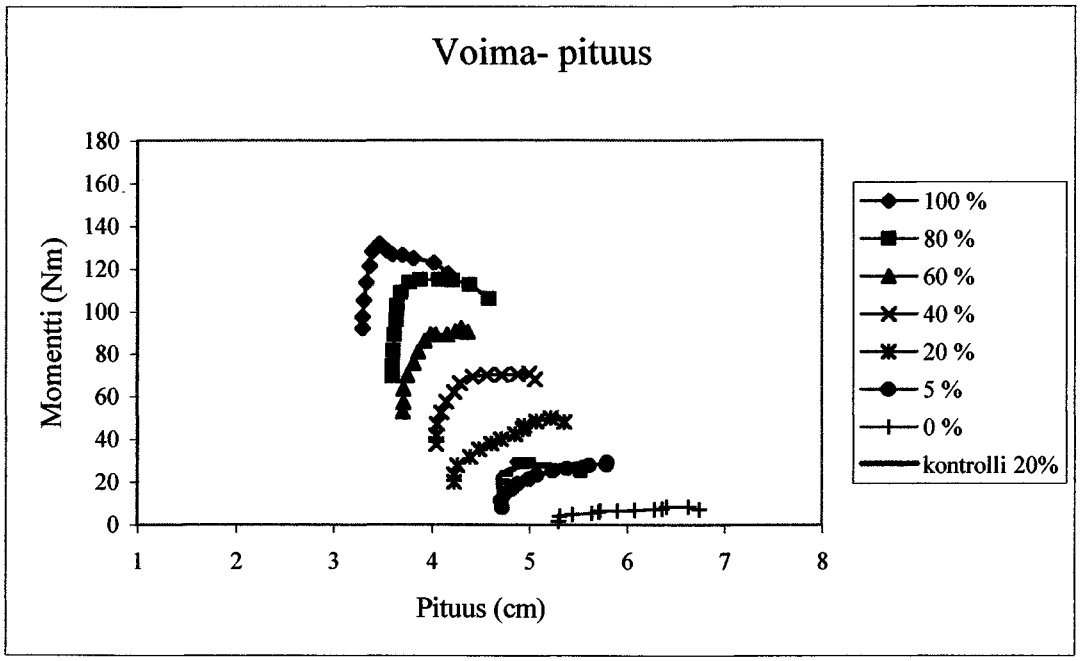
Kuviosta 7. nähdään lihassolun venymisnopeuden käyttäytyminen venytyksen aikana. Kuviossa on kaikkien esijännitystasojen keskiarvo. Kun lihassolun nopeus on negatiivinen, se venyy. Huippunopeus saavutettiin n. 210 – 270 ms venytyksen alun jälkeen.



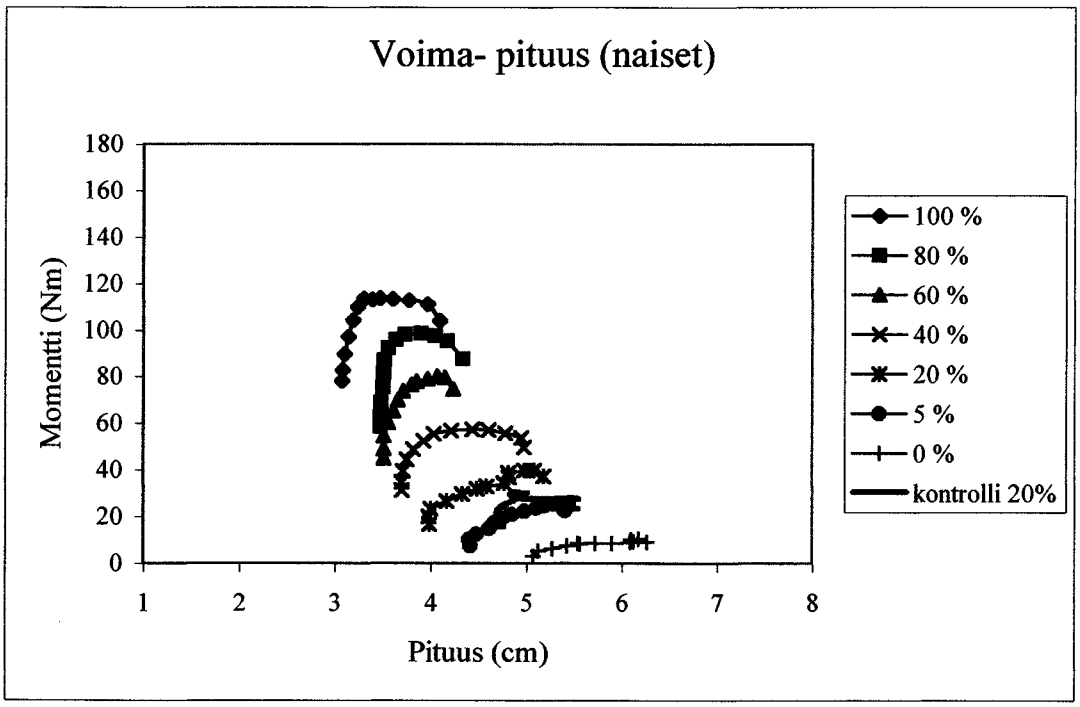
Kuvio 7. Fasikuluksen nopeus venytyksen aikana. Kuvattuna on kaikkien esijännitystasojen keskiarvo (sininen ruutu), tasojen 0 – 40 % keskiarvo (punainen ympyrä) sekä tasojen 60 – 100 % keskiarvo (vihreä kolmio).

7.4 Voima- pituussuhde

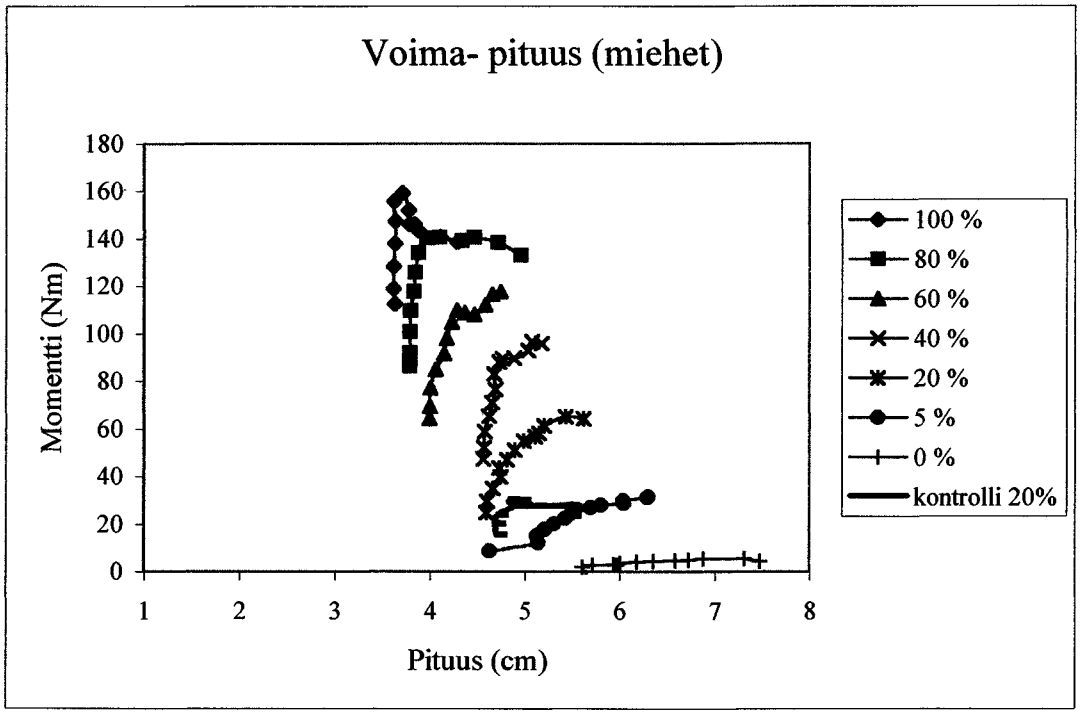
Tässä tutkimuksessa saadut voima- pituuskäyrät noudattavat samaa muotoa kuin aikaisemmissa tutkimuksissa (kuvio 8.). Mitä pienempi esijännitys oli, sitä enemmän vasemmalla kuviossa käyrä oli. Kun verrataan naisia ja miehiä toisiinsa huomataan, että naisilla voimatasot olivat miehiä alhaisempia (kuvio 9. ja kuvio 10.). Voima on kuvattuna momentteina.



Kuvio 8. Voima- pituussuhde venytyksen aikana (kaikkien koehenkilöiden keskiarvo). Pisteiden välinen ajanjakso on 30 ms.

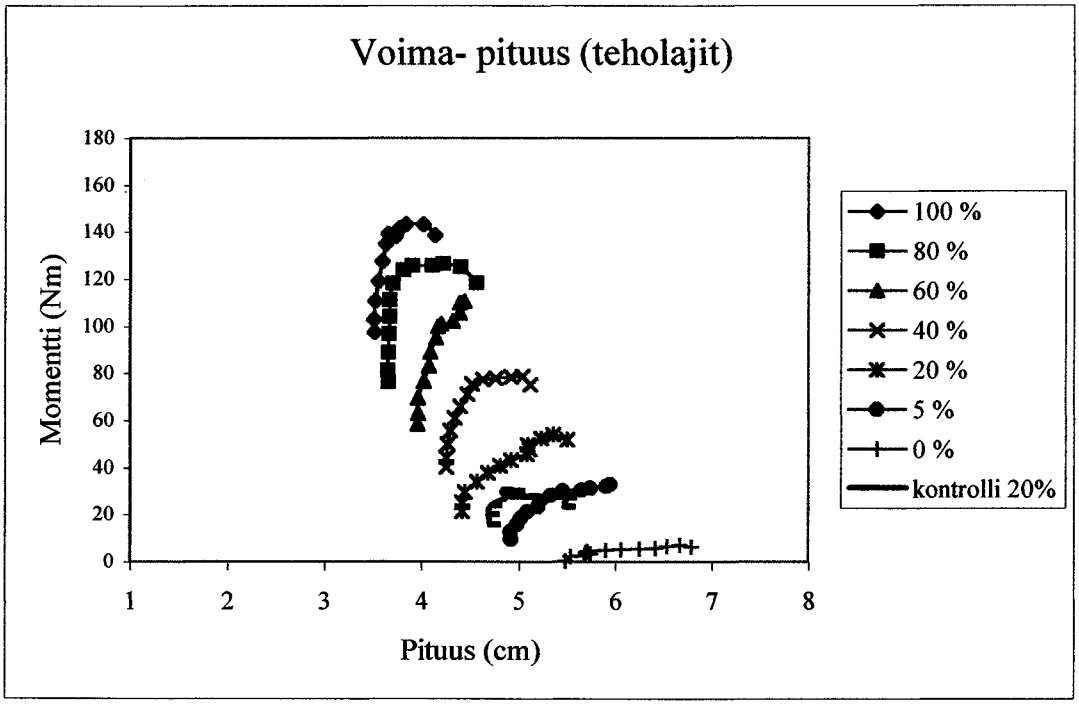


Kuvio 9. Voima- pituussuhde venytyksen aikana (naiset).

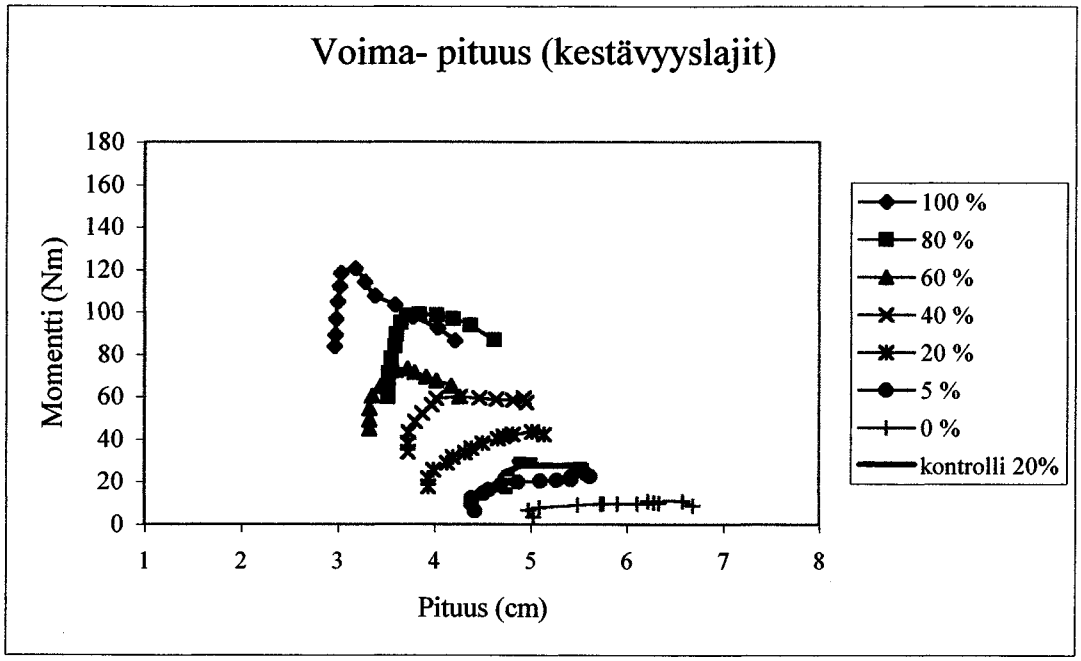


Kuvio 10. Voima- pituussuhde venytyksen aikana (miehet).

Teholajien ja kestävyyslajien edustajien välillä voidaan nähdä selkeä ero voima-pituussuhteessa etenkin suuremmilla esijännitystasoilla (kuvio 11. ja kuvio 12.). Suurimmilla esijännitystasoilla (60 – 100 %) kestävyyslajien edustajien voima-pituus –käyrät saavuttivat maksimin aikaisemmin ja putosivat sen jälkeen jyrkästi. Teholajien edustajilla maksimin ylläpitäminen onnistui paremmin tai sitä ei saavutettu ollenkaan (kuvio 11., 60 %).



Kuvio 11. Voima- pituussuhde teholajien edustajilla.



Kuvio 12. Voima- pituussuhde kestävyyslajien edustajilla.

8 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää mitä vaikutusta, jos mitään, on esijännityksen tasolla lihassolun pituuden muutokseen lihasta venytettäessä. Samalla myös laajennettiin aikaisemmin tehtyä tutkimusta (Ikegawa ym. 2000) käyttämällä useampia esijännitystasoja. Aikaisemmissa tutkimuksissa (Kurokawa ym. 1997) lihassolun pituuden muutosta on tutkittu luonnollisessa liikkeessä ja konsentrisen lihastyön aikana ilman sen tarkempaa lihasjännityksen tason kontrollia. Tässä tutkimuksessa pyrittiin vakioimaan eri esijännitystasot ja nilkkanivelen liikerata sekä –laajuus.

Tutkimuksen päätuloksena voidaan pitää sitä, että fasikulus pitenee lihasta venytettäessä ja että esijännityksen tasolla on vaikutusta pitenemiseen. Mitä suurempi esijännitystaso oli, sitä myöhemmin piteneminen alkoi, eli lihas pystyi kauemmin vastustamaan venytystä. Tämän tutkimuksen tulos vahvistaa aikaisempien tutkimusten tuloksia (mm. Ikegawa ym. 2000). Myös absoluuttisia lihaspituuksien arvoja tarkastellessa voidaan todeta, että ne ovat yhteneviä muiden tutkimustulosten kanssa (mm. Kurokawa ym. 1997). Vaihtelua yksittäisten koehenkilöiden välillä oli jonkin verran. Tämän voidaan olettaa johtuvan mm. eroista koehenkilöiden lihasten pinta-alassa sekä epätarkkuudessa määrittää nivelkulmat, joissa lihas on lepopituudessaan.

Miesten ja naisten välillä ei havaittu eroja venymisen/pitenemisen dynamiikassa, vaikka miehillä fasikulus oli n.½ cm pidempi kuin naisilla kaikilla esijännitystasoilla. Suurilla esijännitystasoilla miehet näyttivät pystyvän vastustamaan venytystä hieman naisia paremmin. Teho- ja kestävyyslajien välisessä vertailussa havaittiin, että teholajien edustajilla oli pidemmät fasikulukset kuin kestävyyslajien edustajilla ja, etenkin suurilla esijännitystasoilla, teholajien edustajat pystyivät pidempään vastustamaan venytystä eli fasikuluksen pituus pysyi samana kauemmin venytyksen alun jälkeen. Tämä vahvistaa mm. Kumagai ym. (2000) tutkimuksen tuloksia, jossa havaittiin fasikuluksen pituuden ja pikajuoksusuorituksen välillä positiivinen suhde.

Heidän tutkimuksessaan pidempi fasikulus oli yhteydessä parempaan pikajuoksusuoritukseen.

Voima-pituussuhteen vertailussa havaittiin, että esijännitystason pienentyessä lihaspituus suureni ja kuten oletettavissa oli, voimataso pieneni vaikka voima venytyksen aikana kasvoi. Voima-pituussuhteen käyttäytyminen oli samanlaista kuin aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu (mm. Ichinose ym. 1997) eli voitiin havaita kaartuva lineaarinen suhde lihasta venytettäessä lähes kaikilla esijännitystasoilla. Fasikuluksen voima-pituus suhteen optimi siirtyi sitä mukaa kun lihaspituus suureni, kuten myös Ichinose ym. (1997) havaitsivat vastus lateraliksella tehdyssä tukimuksessaan. Optimi saavutettiin kaikilla esijännitystasoilla 150 – 180 ms venytyksen alun jälkeen.

Kuten Kubo ym. (1999) ovat havainneet, voima-pituuskäyrän kaltevuus, eli lihaksen jäykkyys, suurenee pituuden funktiona. Näin voitiin havaita myös tässä tutkimuksessa. Jäykkyys myös erosi eri esijännitystasoilla, joka oli odotettua. Passiivisessa tilanteessa voitiin havaita suuri ero sekä miesten ja naisten, että myös teho- ja kestävyyslajien edustajien välillä. Miehillä ja kestävyyslajien edustajilla fasikuluksen pituus muuttui kaikista eniten. Tämän voidaan olettaa vaikuttavan liikuntasuoritukseen.

Mikä sitten on jänteen osuus lihas-jännekompleksin pitenemisessä, kun lihasta venytetään? Tutkimustulokset (Ker ym. 1988; Lieber ym. 1991) in vitro –tilanteissa osoittavat jänteen venymän olevan 2 – 5 % maksimaalisen, staattisen voimantuoton aikana. Uusimmissa tutkimuksissa (Maganaris & Paul 2000) on havaittu, että jännekudoksen venyvyys vaihtelee koko jännekomponentin pituutta pitkin aktivaatiotason muuttuessa lepotilasta maksimaaliseen supistukseen. Jänteen venymä mainitussa tutkimuksessa oli 3.1 %, joka sijoittuu aikaisempien tutkimustulosten vaihteluvälille. Toisaalta esim. Kawakami & Lieber (2000) ovat havainneet, että jänteellä ei sittenkään olisi niin suurta osuutta lihassolun lyhenemisessä vaan että aponeuroosi, joka on joustavampi kuin jänne, olisi pääasiallinen lyhenemiseen vaikuttava komponentti.

Ultraäänitekniikka on todettu luotettavaksi ja toistettavaksi menetelmäksi lihasten rakenteen ja toiminnan tutkimiseen sekä staattisissa että dynaamisissa tilanteissa (mm. Ichinose ym. 1997; Maganaris & Paul 2000; Narici ym. 1996; Narici 1999). Tämä tutkimus osaltaan vahvisti menetelmän käyttökelpoisuutta lihasmekaanisissa tutkimuksissa. Tutkimuslaitteiston kehittyessä voidaan tulevaisuudessa päästä vielä tarkempiin tuloksiin, kuten esim. vielä tarkempiin yhdessä lihassolussa tapahtuvien muutosten tarkasteluun. Toisaalta esim. jos anturin koko ja muoto saataisiin sellaiseksi, että koko lihas-jänne –kompleksi saadaan yhteen kuvaan, voitaisiin reaaliaikaisesti myös tutkia lihaksen eri osien käyttäytymistä ja/tai jänteen osuutta lihastoiminnassa.

Tässä tutkimuksessa tulosten tarkkuuteen vaikutti digitoinnin tarkkuus. Videokuvan taajuus oli 50 kuvaa/sekunti, jolloin kahden kuvan välinen ajanjakso oli 20 ms. Tämä tarkkuus ei välttämättä ollut riittävä liikkeen kestoa ja nopeutta ajatellen. Digitointi oli välillä hankalaa liikkeen nopeuden takia. Kuva oli epäselvä, jolloin jouduttiin ajoittain estimoimaan lihassolun liikettä. Nilkkadynamometrin maksimaalinen vääntömomentti on 150 Nm, ja varsinkin miesten maksimaalisissa suorituksissa mentiin tämän rajan yli, mikä näkyi jo mittaustilanteessa dynamometrin liikekäyrän muutoksissa. Tutkimuksessa ei myöskään mitattu lihaksen aktiivisuutta, joka olisi voinut olla hyvä esijännitystason ylläpidon kontrolloimiseksi. Tutkijan kokemattomuus sekä koehenkilöiden tottumattomuus tutkimuslaitteistoon vaikuttivat varmasti myös jonkin verran tuloksiin.

Käytännön sovellutuksia tämän tutkimuksen tuloksilla on esim. tarkasteltaessa pudotushyppyjä tai juoksua eri nopeuksilla, joissa jalkojen lihaksia esijännitetään eri voimakkuuksilla riippuen siitä kuinka korkealta pudotus tapahtuu tai kuinka suuri juoksunopeus on. Voidaan myös ajatella juoksualustan vaikuttavan esijännityksen määrään. Vaikkakin suurin osa esijännittämisestä tapahtuu automaattisesti ilman tahdonalaista, tietoista toimintaa, voidaan ajatella, että ponnistusta voitaisiin mahdollisesti tehostaa osaamalla tarkentaa esijännityksen määrää suhteessa pudotuskorkeuteen. Toisaalta esijännityksen ja sitä kautta lihaksen venyvyyden säätelyllä on myös turvallisuuden kannalta suuri merkitys. Osaamalla säädellä oikein jännitystasoa eri tilanteissa voidaan tehostaa refleksien tehtävää kudosten ja luurankolihaksiston suojelemisessa ulkoisilta voimilta. Tutkimuksen tuloksia

voidaan myös käyttää tulevissa tutkimuksissa, joissa tarkastellaan SSC- liikkeitä ihmisissä. Tällöin voidaan saada entistä tarkempaa tietoa lihasten toiminnasta dynaamisissa tilanteissa ja luonnollisessa liikkeessä.

LÄHTEET

Alanen, A. & Bondestam, S. (toim.) (1989) Liikuntaelimistön Ultraäänidiagnostiikka. Suomen Lääketieteellis- Biologinen Ultraääniseura, Turku. 18 - 19, 29 - 30.

Alasaarela, E. (1998) Ultrasound Evaluation of the Shoulder Joint in Arthritis: Comparison with Clinical, MRI, CT and Plain Radiography Findings. Acta Universitas Ouluensis. Series D.

Alexander, R. (1998) Muscle Geometry. Journal of Physiology, 512: 315.

Benson, C.B. (1991) Sonography of the Musculoskeletal System. Rheumatic Diseases Clinics of North America, 17(3): 487 - 504.

Cavagna, G.A., Dusman, B., Margaria, R. (1968) Positive Work Done by a Previously Stretched Muscle. Journal of Applied Physiology, 24(1): 21 – 32.

Enoka, R.M. (1994) Neuromechanical Basis of Kinesiology, 2nd ed. Human Kinetics Publishers, Champaign, Ill. 129 - 134, 151 - 174, 193 - 220.

Fukashiro, S., Komi, P.V., Järvinen, M., Miyashita, M. (1995) In Vivo Achilles Tendon Loading During Jumping in Humans. European Journal of Applied Physiology, 71: 453 – 458.

Fukunaga, T., Ito, M., Ichinose, Y., Kuno, S., Kawakami, Y., Fukashiro, S. (1996) Tendinous Movement of a Human Muscle During Voluntary Contractions Determined by Real- Time Ultrasonography. Journal of Applied Physiology, 81(3): 1430 - 1433.

Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., Fukashiro, S., (1997a) Determination of Fascicle Length and Pennation in a Contracting Human Muscle In Vivo. Journal of Applied Physiology, 82(1): 354 - 358.

Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kuno, S., Funato, K., Fukashiro, S. (1997b) Muscle Architecture and Function in Humans. Journal of Biomechanics, 30(5): 457 - 463.

Gibbon, W.W. (1996) Musculoskeletal Ultrasound. Bailliere's Clinical Rheumatology, 10(4): 561 - 588.

Grubb, N.R., Fleming, A., Sutherland, G.R., Fox, K.A. (1995) Skeletal Muscle Contraction in Healthy Volunteers: Assessment with Doppler Tissue Imaging. Radiology, 194(3): 837 - 842.

Hill, A.V. (1970) First and Last Experiments in Muscle Mechanics. Cambridge University Press.

Hof, A.L. (1998) In Vivo Measurements of the Series Elasticity Release Curve of Human Triceps Surae Muscle. Journal of Biomechanics, 31: 793 – 800.

Huijing, P.A. (1992) Mechanical Muscle Models. Teoksessa Komi, P.V.(toim.) Strength and Power in Sport. 130 - 149.

Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., Fukunaga, T. (1997) Estimation of Active Force-Length Characteristics of Human Vastus Lateralis Muscle. Acta Anatomica, 159: 78 – 83.

Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2000) In Vivo Estimation of Contraction Velocity of Human Vastus Lateralis Muscle During "Isokinetic" Action. Journal of Applied Physiology, 88: 851 – 856.

Ikai, M. & Fukunaga, T. (1968) Calculation of Muscle Strength per Unit Cross-sectional Area of Human Muscle by means of Ultrasonic Measurement. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 26(1): 26 - 32.

Ikegawa, S., Finni, T., Komi, P.V. (1999) Measurement of Fascicle Length and Angle Changes with Ultrasound. European College of Sport Science Limiting Factors of Human Neuromuscular Performance, 26.11. - 4.12.1999. Jyväskylä.

Ikegawa, S., Finni, T., Komi, P.V. (2000) Effect of Pre- Activation Level on the Force and Length of Muscle in Eccentric Actions. Teoksessa Avela ym. (2000) Proceedings 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Jyväskylä, Finland. 342.

Ito, M., Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukashiro, S., Fukunaga, T. (1998) Nonisometric Behavior of Fascicles During Isometric Contractions of a Human Muscle. Journal of Applied Physiology, 85(4): 1230 - 1235.

Kanehisa, H., Ikegawa, S., Tsunoda, N., Fukunaga, T. (1994a) Strength and Cross-Sectional Area of Knee Extensor Muscles in Children. European Journal of Applied Physiology, 68: 402 - 405.

Kanehisa, H., Ikegawa, S., Tsunoda, N., Fukunaga, T. (1994b) Cross- Sectional Areas in Limbs During Growth and Middle Age. International Journal of Sports Medicine, 15: 420 - 425.

Kanehisa, H., Nemoto, I., Okuyama, H., Ikegawa, S., Fukunaga, T. (1996) Force Generation Capacity of Knee Extensor Muscles in Speed Skaters. European Journal of Applied Physiology, 73: 544 -551.

Kawakami, Y. & Lieber, R.L. (2000) Interaction Between Series Compliance and Sarcomere Kinetics Determines Internal Sarcomere Shortening During Fixed- end Contraction. Journal of Biomechanics, 33: 1249 – 1255.

Kawakami, Y., Takashi, A., Fukunaga, T. (1993) Muscle- Fibre Pennation Angles are Greater in Hypertrophied than in Normal Muscles. Journal of Applied Physiology, 74: 2740 - 2744.

Ker, R.F., Alexander, R.McN., Bennett, M.B. (1988) Why are Mammalian Tendons so Thick? Journal of Zoology London, 216; 309 – 324.

Kiuru, A. & Suramo, I. (1991) Ultraäänitutkimukset. Teoksessa Standertskjöld-Nordenstam, C.-G., Suramo, I., Pamilo, M. (toim.) Radiologia. Suomen Radiologiyhdistys. Kustannus Oy Duodecim. 56 - 63.

Komi, P.V. (1984) Physiological and Biomechanical Correlates of Muscle Function: Effects of Muscle Structure and Stretch- Shortening Cycle on Force and Speed. Teoksessa Terjung, R.L.(toim.) Exercise and Sport Science Reviews, 12. American College of Sports Medicine Series, Collamore Press.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (2000) Elasticity of Tendon Structures of the Lower Limbs in Sprinters. Acta Physiologica Scandinavica, 168: 327 – 335.

Kubo, K., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (1999) Influence of Elastic Properties of Tendon Structures on Jump Performance in Humans. Journal of Applied Physiology, 87(6): 2090 – 2096.

Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W.F., Ryushi, 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.

Kuno, S. & Fukunaga, T. (1995) Measurement of Muscle Fibre Displacement During Contraction by Real- Time Ultrasonography in Humans. European Journal of Applied Physiology, 70: 45 - 48.

Kurokawa, S., Yan, H., Nagareda, H., Funato, K., Fukunaga, T. (1997) Muscle Fiber Behavior of Gastrocnemius During Vertical Jumping. Book of Abstracts, XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, Tokyo, Japan. 233.

Kyröläinen, H. & Komi, P.V. (1994) Stretch Reflex Responses Following Mechanical Stimulation in Power- and Endurance- Trained Athletes. International Journal of Sports Medicine, 15(6): 290 – 294.

Lamminen, A., Jääskeläinen, J., Rapola, J., Suramo, I. (1988) High Frequency Ultrasonography of Skeletal Muscle in Children with Neuromuscular Disease. International Journal of Ultrasound Medicine, 7(9): 505 - 509.

Lehtinen, A. (1996) Ultrasound Studies of Tendons and Joints. Helsingin Yliopisto. Väitöskirja.

Lieber, R.L., Leonard, M.E., Brown, C.G., Trestik, C.L. (1991) Frog Semitendinosus Tendon Load- strain and Stress- strain Properties During Passive Loading. American Journal of Physiology, 261; C86 – C92.

Maganaris, C.N. & Paul, J.P. (2000) In Vivo Human Tendinous Tissue Stretch Upon Maximum Muscle Force Generation. Journal of Biomechanics, 33; 1453 – 1459.

McArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L. (1996) Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance, 4. painos. Williams & Wilkins. 315 - 330.

McMahon, T.A. (1984) Muscles, Reflexes, and Locomotion. Princeton University Press, NJ.

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.

Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., Björkqvist, S.-E. (1991) Ihmisen Fysiologia ja Anatomia. 76 - 82, 143 - 148.

Ounjian, M., Roy, R.R., Eldred, E., Garfinkel, 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.

Romanes, G.J. (1966) Cunningham's Manual of Practical Anatomy; Vol. 1 Upper and Lower Limbs. 184 – 186, 204 – 205.

Roy, R.R. & Edgerton, V.R. (1992) Skeletal Muscle Architecture and Performance. Teoksessa Komi, P.V. (toim.) Strength and Power in Sport. 115 - 129.

Rutherford, O.M. & Jones, D.A. (1992) Measurement of Fibre Pennation Using Ultrasound in the Human Quadriceps In Vivo. European Journal of Applied Physiology, 65: 433 - 437.

Salmons, S. (toim.) (1995) Muscle. Teoksessa Williams, P.L., ym. Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Medicine and Surgery. Churchill Livingstone, NY. 884 – 885.

Scott, S.H., Brown, I.E., Loeb, G.E. (1996) Mechanics of Feline Soleus: I. Effect of Fascicle Length and Velocity on Force Output. Journal of Muscle Research and Cell Motility, 17: 207 – 219.

Svantesson, U., Carlsson, U., Takahashi, H., Thomée, R., Grimby, G. (1998) Comparison of Muscle and Tendon Stiffness, Jumping Ability, Muscle Strength and Fatigue in the Plantar Flexors. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 8: 252 – 256.

Taylor, K.J.W. & Kremkau, F.W. (1985) Basic Principles of Diagnostic Ultrasound. Teoksessa Taylor, K.J.W. (ed.) Atlas of Ultrasonography, 2nd edition. Churchill Livingstone. 1 - 21.

Vandervoort, A.A. & McComas, A.J. (1983) A Comparison of the Contractile Properties of the Human Gastrocnemius and Soleus Muscles. European Journal of Applied Physiology, 51: 435 – 440.

Weiss, L.W. & Clark, F.C. (1985) Ultrasonic Protocols for Separately Measuring Subcutaneous Fat and Skeletal Muscle Thickness in the Calf Area. Physical Therapy, 65(4): 477 - 481.

Woittiez, R.D., Rozendal, R.H., Huijing, P.A. (1985) The Functional Significance of Architecture of the Human Triceps Surae Muscle. Teoksessa Winter, D.A. Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C., Patla, A.E. Biomechanics IX- A, Human Kinetic Publishers, Champaign, Ill. 21 – 25.

LIITE 1

Tutkija	Vuosi	Mitä tutkittiin	Koehenkilöiden määrä
Ikai & Fukunaga	1968	Käsivarren lihasten poikkipinta-alaa	245
Weiss ym.	1985	Ihonalainen rasvakudos ja lihaksen paksuus pohkeen alueella (tekniikan toistettavuuden ja luotettavuuden testaaminen)	64
Lamminen ym.	1988	Reiden ja pohkeen lihakset lapsilla, joilla hermolihasjärjestelmän sairaus	24
Rutherford & Jones	1992	Vastus lateraliksen lihassolun kiinnityskulma	12
Kawakami ym.	1993	Tibialis anteriorin lihassolun kiinnityskulma ja lihaksen koko	32
Kanehisa ym.	1994	Ikääntymisen vaikutukset raajojen lihasten poikkipinta-alojen muutokseen	520
Kanehisa ym.	1994	Lapsilla ja nuorilla iän ja sukupuolen vaikutus voimantuottokykyyn suhteessa lihaksen kokoon polven ojentajalihaksissa	60 + 71
Kuno & Fukunaga	1995	Tibialis anterioriksen aponeuroosin liike	12
Grubb ym.	1995	Rectus femoriksen ja gastrocnemius-soleus -lihaskompleksin liike	5
Kanehisa ym.	1996	Polven ojentaja-lihakset	68
Fukunaga ym.	1996	Tibialis anterior	5
Fukunaga ym.	1997	Vastus lateralis	6
Fukunaga ym.	1997	Tibialis anterioriksen lihassyyn ja aponeuroosin liike	
Ito ym.	1998	Tibialis anterior	9

Tutkimuksia, joissa ultraäänitekniikkaa on käytetty lihasten tutkimisessa.

LIITE 2

SUOSTUMUS KOEHENKILÖKSI

Nimi: _____

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on tutkia miten suurella tai pienellä esijännitystasolla lihassyy pystyy lyhenemään, kun lihasta venytetään. Lihaspituuden muutosten mittaamisessa käytetään ultraäänitekniikkaa, jolla voidaan reaaliaikaisesti kuvantaa lihassyyssä tapahtuvia muutoksia liikkeen aikana. Tutkimusprotokolla sisältää oikean jalan pohjelihaksen esijännityksen 5:llä eri tasolla (0%, 5%, 20%, 40%, 60%, 80% ja 100%), jonka jälkeen jännitys ylläpidetään ja samanaikaisesti nilkkaergometri koukistaa nilkkaa, jolloin lihas venyy. Liikelaajuus on 20° (10° plantaarifleksiosta 10° dorsifleksioon). Mittaukset saattavat aiheuttaa lihaskipua liikkeen eksentrisen luonteen vuoksi.

Osallistuminen tutkimukseen on vapaaehtoista ja koehenkilö voi kieltäytyä mistä tahansa kokeen osasta tai keskeyttää kokeen niin halutessaan.

Olen tutustunut suoritettavaan tutkimukseen siihen liittyvine toimenpiteineen ja olen ymmärtänyt mittauksen tarkoituksen sekä siihen liittyvät riskit. Olen terve ja suostun toimimaan tutkimuksessa koehenkilönä annettujen ohjeiden mukaisesti. Lisäksi annan luvan tulosteni käytölle tutkijan tutkimuksesta laatimassa raportissa.

Jyväskylässä / 2000

Koehenkilön allekirjoitus

_____

LIITE 3

TUTKIMUSPÖYTÄKIRJA

Nimi _____ Pvm _____

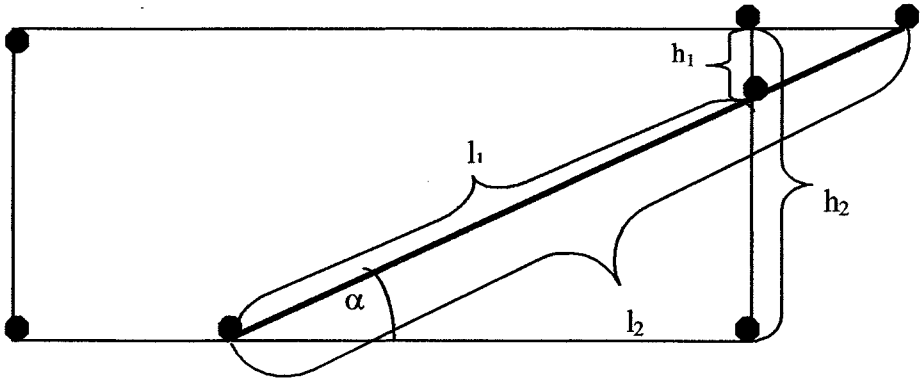
Pituus _____ Paino _____ Ikä _____

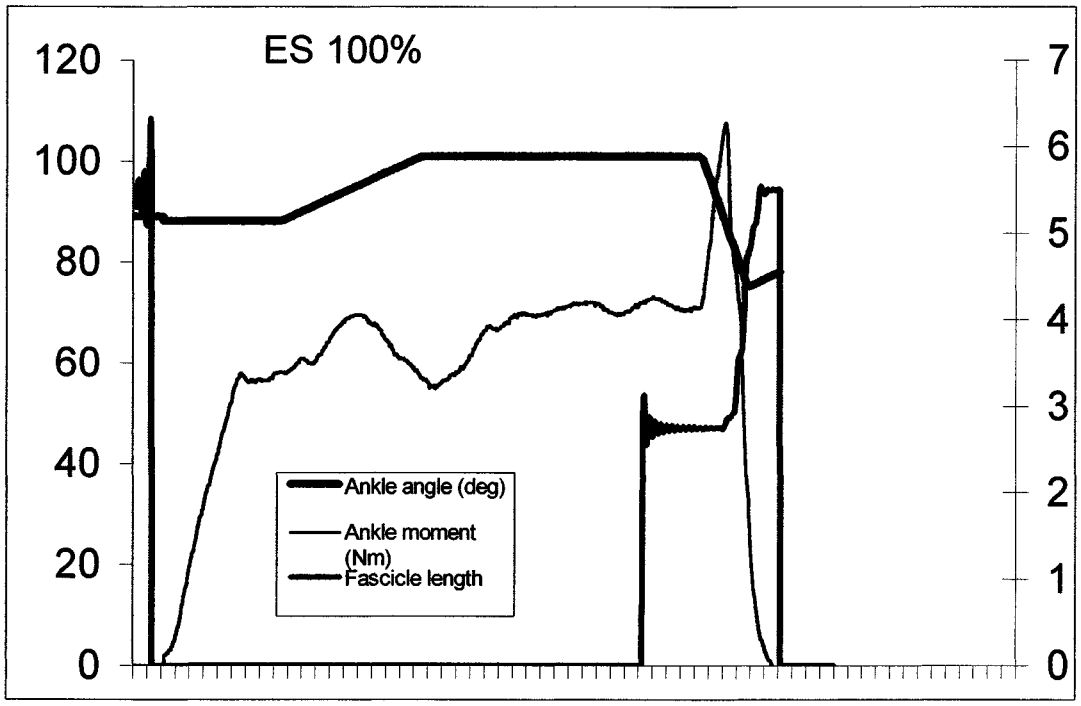
Tiedosto_____

Trial		US- Image Time	Voima	Huomioita
100% MVC isom. + ecc				
100%	1-1			
	1-2			
	1-3			
	2-1			
	2-2			
	2-3			
80%	1-1			
	1-2			
	1-3			
	2-1			
	2-2			
	2-3			
60%	1-1			
	1-2			
	1-3			
	2-1			
	2-2			
	2-3			
40%	1-1			
	1-2			
	1-3			
	2-1			
	2-2			
	2-3			

20% 1-1			
1-2			
1-3			
2-1			
2-2			
2-3			
5% 1-1			
1-2			
1-3			
2-1			
2-2			
2-3			
0% 1-1			
1-2			
1-3			

LIITE 4





Yläkuvassa esimerkkikaavio kaavasta, jolla fasikuluksen pituus laskettiin jokaisesta ultraäänikuvasta (tarkempi kuvaus tekstissä sivulla 23.) Alakuvio kuvastaa yhden koehenkilön suoritusta. Punainen viiva (ankle angle) kuvastaa nilkkakulman muutosta, ohut musta viiva (ankle moment) voimaa momentteina ja paksumpi musta viiva (fascicle length) fasikuluksen pituutta.