

**LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN PITUUDEN MUUTOKSET  
KÄVELYN AIKANA *IN VIVO***

Juho Pakaslahti

Pro gradu –tutkielma  
Biomekaniikka  
Syksy 2006  
Työnohjaajat: Komi P.  
Avela J.  
Jyväskylän yliopisto  
Liikuntabiologian laitos

# TIIVISTELMÄ

Juho Pakaslahti

Lihäs-jännekompleksin pituuden muutokset kävelyn aikana *in vivo*

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto 2006

Pro gradu -tutkielma

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tarkastella ulomman reisilihaksen (m. vastus lateralis, VL) toimintaa kävelyn aikana *in vivo* ultraäänitekniikkaa hyödyntäen. Tutkimukseen osallistui viisi mieskoehenkilöä, jotka kävelivät kolmella eri nopeudella maahan upotettujen voimalevyn ylitse. Nopeuksista kaksi oli ennalta määrättyjä; hidas (1 m/s) ja nopea (2 m/s), kolmannen ollessa koehenkilön luonnollinen (1.5m/s) kävelynopeus. Koehenkilöiden oikeaan jalkaan kiinnitetyn ultraäänianturin avulla kuvattiin suoritusten aikaisia vastus lateralis -lihaksen lihassolukimppujen eli fasikkeleiden pituuden ja pennaatiokulman muutoksia. Lisäksi mitattiin askeleen aikainen vastus lateralisin lihasaktiivisuus.

Digitoidusta ultraäänidatasta laskettiin fasikkeleiden pituuden ja pennaatiokulman muutokset eri suoritusten eri vaiheissa parellogrammimallin avulla. Koko lihas-jännekompleksin pituudet laskettiin goniometrien avulla saadusta nivelkulmadatasta. Elastisen komponentin pituudet laskettiin vähentämällä koko lihas-jännekompleksin pituudesta supistuvan komponentin pituus. Lihäs-jännekompleksin eri osien pituuksien muutoksia verrattiin eri nopeuksien väleillä.

Kävelynopeuden kasvaessa sekä kontakti-, heilahdus- että askeleen kokonaisajat lyhenivät (hidas  $780\pm 50$ ,  $460\pm 20$  ja  $1250\pm 60$  ms, luonnollinen  $630\pm 30$ ,  $410\pm 10$  ja  $1050\pm 30$  sekä nopea  $520\pm 20$ ,  $370\pm 10$  ja  $890\pm 20$  ms). Lihäs-jännekompleksin pituuden muutokset seurailivat nivelkulman muutoksia koko askeleen ajan kaikilla kävelynopeuksilla. Fasikkeleiden pituudet vaihtelivat hitaassa kävelyssä  $67\pm 22$  –  $131\pm 37$ , luonnollisessa kävelyssä  $80\pm 37$  –  $155\pm 80$  ja nopeassa kävelyssä  $96\pm 14$  –  $128\pm 33$  mm väleillä. Fasikkeleiden pituuden muutokset eivät olleet samansuuntaisia kuin koko lihas-jännekompleksin pituuden muutokset. Jännerakenteiden pituuden muutokset sen sijaan olivat yhteneväisiä lihas-jännekompleksin pituuden muutosten kanssa. Lihasaktiivisuus oli riippuvaista kävelynopeudesta; aktiivisuus oli sitä suurempaa mitä nopeampaa käveltiin.

Tutkimuksen mukaan vastus lateralis lihaksen lihas-jännekompleksin eri osien pituuden muutoksia voidaan mitata eri nopeuksia käveltyessä *in vivo* ultraäänitekniikkaan käyttäen. Supistuvan komponentin pituuden muutoksia luonnollisen liikkeen aikana ei voida arvioida pelkästään nivelkulman muutosten mukaan.

1	JOHDANTO .....	5
2	LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN RAKENNE JA TOIMINTA.....	7
2.1	Supistuvan komponentin rakenne .....	7
2.2	Supistuvan komponentin pituuden muuttuminen.....	9
2.3	Elastisen komponentin rakenne .....	11
2.4	Elastisen komponentin voima – pituus riippuvuus .....	12
2.5	Lihäs-jännekompleksiin voima – pituus riippuvuus .....	14
3	VASTUS LATERALIKSEN RAKENTEELLISET OMINAISUUDET.....	16
3.1	Lihäsolukimpun pituuden muutos .....	16
3.2	Pennaatiokulma .....	18
4	LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINTA LIIKKUMISESSA.....	20
4.1	Elastisuuden merkitys liikkumisessa.....	21
4.2	Venymis-lyhenemissykli .....	21
5	KÄVELYN BIOMEKANIikka.....	23
5.1	Kävelynopeus.....	24
5.2	Vastus lateralis lihaksen toiminta kävelyssä.....	24
5.2.1	Nivelkulmamuuтокset.....	25
5.2.2	Lihäsaktivaatio .....	26
6	ULTRAÄÄNEN KÄYTTÖ LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINNAN MITTAAMISESTA .....	27
6.1	Lihäsjännekompleksiin pituuden muutokset.....	28
6.2	Vastus lateraliksiin toiminta eri suorituksissa .....	28
7	TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	31
8	TUTKIMUSMENETELMÄT .....	32
8.1	Koehenkilöt.....	32
8.2	Tutkimusasetelma.....	32

8.2.1	Lihasktiivisuus.....	33
8.2.2	Nivelkulmat.....	34
8.2.3	Ultraääni.....	34
8.3	Aineiston käsittely.....	36
8.4	Tilastolliset menetelmät.....	38
9	TULOKSET.....	39
9.1	Kävelynopeudet ja reaktiivoimat.....	39
9.2	Nivelkulma.....	41
9.3	Lihaskjannekompleksin pituuden muutokset .....	42
9.3.1	Supistuva komponentti.....	44
9.3.2	Elastinen komponentti .....	47
9.4	Lihasktivaatio .....	49
10	POHDINTA .....	51
10.1	Menetelmien arviointi.....	56
10.2	Johtopäätökset.....	57

# 1 JOHDANTO

Kävelyksi sanotaan liikettä, jossa ihminen siirtää kehon painopistettä haluttuun suuntaan liikuttamalla vuoronperään alaraajojaan, säilyttäen koko suorituksen ajan kosketuksen alustaan. Reiden ojentajalihakset toimivat kävelyssä pääasiassa iskunvaimentimina alkukontaktin aikana. Ennen jalan kontaktia alustaan kehon painopiste on liikkumassa eteen ja alaspäin. Tämän liikkeen pysäyttämiseksi polven ojentajalihakset supistuvat, ja hidastavat polven fleksiota ja myöhemmin saavat aikaan polven ekstension. Kävelynopeuden kasvaessa polven fleksion suuruus kontaktivaiheen alussa kasvaa.

Supistuvan lihaksen ja lihassolun ulkopuolisen elastisen komponentin pituuden muutoksia lihassupistuksen aikana on arvioitu pääasiassa nivelkulmamuuutosten avulla (Hawkins & Hull 1990). Erilaisten jänneantureiden (Komi, Salonen, Järvinen & Kokko 1987) sekä jänteeeseen sijoitetun optisen kuiden (Finni, Komi & Lukkariniemi 1998) avulla on voitu arvioida lyheneekö vai piteneekö jänne. Tutkimuksissa on todettu, että lihas-jännekompleksin eri komponenttien pituuksien muutokset eivät noudattele koko kompleksin pituuden muutoksia (Griffiths 1991; Fukunaga ym. 2001). Ultraäänitekniikan avulla voidaan mitata lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia in vivo luonnollisen liikkeen aikana.

Vastus lateraaliksen toimintaa on tutkittu ultraäänen avulla sekä isometrisen supistuksen aikana (Fukunaga, Ichinose, Ito, Kawakami & Fukushima 1997a; Fukunaga, Kawakami, Kuno, Funato & Fukushima 1997b) että erilaisissa dynaamisissa suorituksissa kuten polven ojennuksessa (Finni, Ikegawa & Komi 2001b), pyöräilyssä (Muraoka, Kawakami, Tachi & Fukunaga 2001) ja erilaisissa hyppyissä ja hyppysarjoissa (Finni, Ikegawa, Lepola & Komi 2001a; Finni & Komi 2002; Ishikawa, Finni, & Komi. 2003; Ishikawa & Komi 2004). Aiemmissä tutkimuksissa on todettu, että fasikkelin pituuden muutokset ovat riippuvaisia suoritettavasta liikkeestä ja liikkeen intensiteetistä. Täten fasikkelin käyttäytymisestä ei voi tehdä yleistyksiä eri liikkeisiin (Finni 2006). Vaikka kävelyä voidaan pitää ihmisen luonnollisimpana liikkumistapana, kävelyn aikana tehtyä

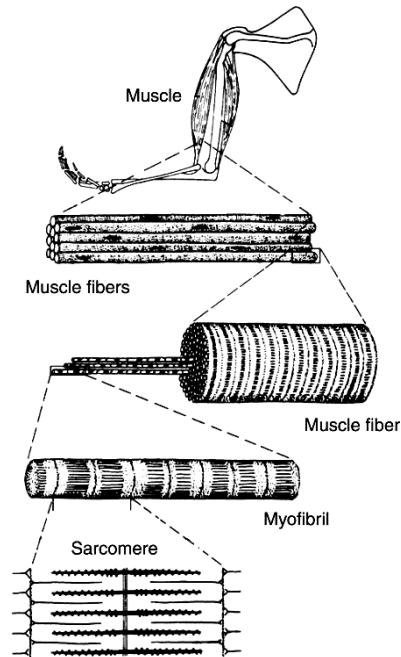
mittausta vastus lateraloksen lihas-jännekompleksin toiminnasta ei ole raportoitu. Täten täsmällistä tietoa VL:n eri komponenttien pituuksista askeleen eri vaiheissa ei ole saatavilla, ja tämän vuoksi voidaan tehdä virheellisiä johtopäätöksiä lihas-jännekompleksin toiminnasta luonnollisen liikkeen aikana. Tässä tutkimuksessa on tarkoitus selvittää vastus lateraloksen lihas-jännekompleksin eri osien toimintaa ultraäänen avulla kävellessä eri nopeuksilla.

## **2 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN RAKENNE JA TOIMINTA**

Lihäs-jännekompleksi muodostuu Hill:n mallin mukaan supistuvasta komponentista eli lihaksesta, sekä erilaisista passiivisista elastisista komponenteista. (Huijing 1992a) Elastiset komponentit voivat kiinnittyä rinnakkain tai sarjamaisesti supistuvan komponentin kanssa. Sarjamainen elastinen komponentti muodostuu sekä lihassolun sisällä muodostuvien poikittaissiltojen että lihassolun ulkopuolisista elastisista rakenteista. Lihassupistuksen seurauksena tapahtuva lihaksen voimantuotto välitetään sarjamaisen elastisen komponentin avulla luuhun, ja näin voidaan saada aikaiseksi vääntövoima nivelen yli. (Herzog 2000.)

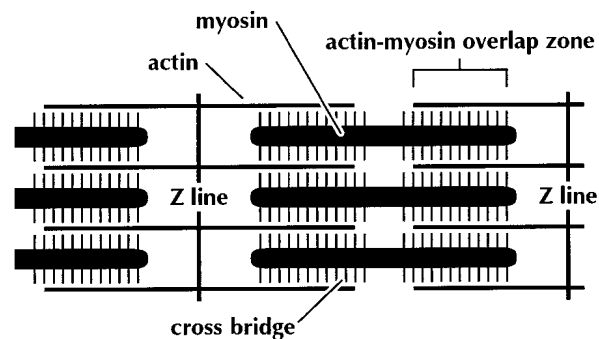
### **2.1 Supistuvan komponentin rakenne**

Luurankolihas muodostaa yhtenäisen hierarkkisesti järjestäytyneen rakenteen (Kuvio 1) (Campbell 1996, 1049). Lihäs koostuu lihassolukimpuista eli fasikkeleista. Jokainen tällainen fasikkeli on muodostunut useista lihassoluista (fiiberi), jotka muodostuvat edelleen myofibrilleistä. Myofibrillit ovat rakentuneet proteiineista, joita kutsutaan myofilamenteiksi. Myofilamentit sisältävät pääasiassa kahta filamenttityyppiä: aktiini- ja myosiinifilamenteja (Herzog 2000). Myofilamentit muodostavat lihastoiminnan perusyksiköjä sarkomeerejä. Sarjamaisesti toisiinsa kytkeytyneet sarkomeerit muodostavat siis myofibrillin. Koska vierekkäisten myofibrillien sarkomeerit ovat lähes samalla tasolla, muodostuu lihaksen poikkijuovainen ulkoasu. (Campbell 1996, 1049.)



Kuvio 1 Luurankolihasen hierarkkinen rakenne: lihas, lihassolukimppu, lihassolu, myofibrilli ja sarkomeeri. (McMahon 1984, 56)

Sarkomeeri (Kuvio 2) on lihassolun supistumisesta vastaava perusyksikkö. Sarkomeeri muodostuu pääasiassa supistuvista osista aktiinista ja myosiinista. Sarkomeeriä ympäröi niin sanotut Z –levyt, joihin filamentit kiinnittyvät. Sarkomeerissä on myös muita proteiineja, kuten troponiini, tromyosiini ja titiini, joilla kaikilla on oma rakenteellinen tai toiminnallinen merkityksensä. (Gordon, Homsher & Regnier 2000)



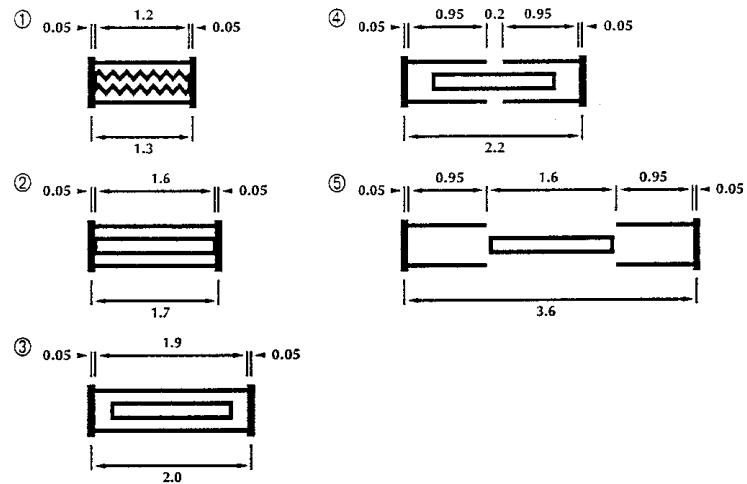
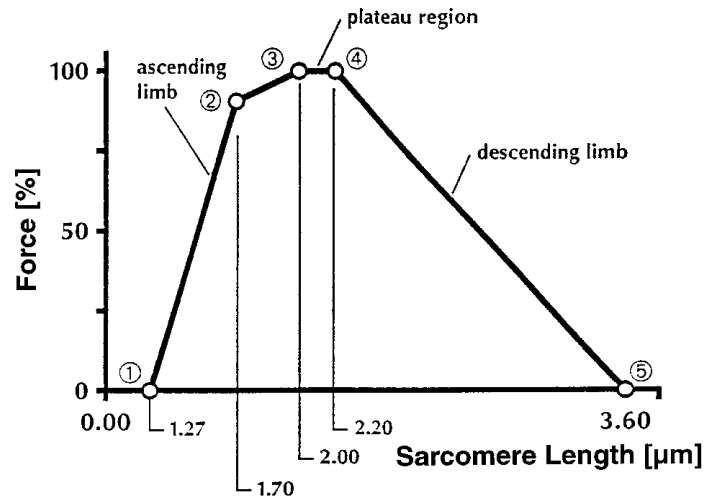
Kuvio 2 Sarkomeerin rakennekuva (Rassier, MacIntosh & Herzog 1999)



## 2.2 Supistuvan komponentin pituuden muuttuminen

Lihaksen pituuden muuttumista supistuksessa on selitetty poikittaissilta ja ”sliding – filament” -teorioiden avulla. Sliding filament teorian mukaan sarkomeerin, lihassolun ja koko lihaksen pituuden muutokset ovat seurausta sarkomeerin pituuden muutoksista. Sarkomeerin pituuden muuttumisen mahdollistaa sarkomeerin rakenne, jossa aktiini- ja myosiinifilamentit voivat liukua toistensa lomiin. Sarkomeerin aktiivinen lyhentyminen on mahdollista aktiini – ja myosiinifilamenttien muodostamien poikittaissiltojen avulla. (Huxley 2000.)

On todettu, että mitä enemmän poikittaissiltoja voidaan muodostaa, sitä suurempi on sarkomeerin voimantuotto (Gordon, Huxley & Julian 1966a, 1966b) (Kuvio 3). Täten sarkomeerin voimantuotto olisi suurinta sen keskipituuksilla. Ihmisen lihaksissa sarkomeerin teoreettinen voimantuotto on suurinta sarkomeerin pituuden ollessa 2.64 – 2.81  $\mu\text{m}$  (Herzog ym. 1990). Lyhentyessään tai pidentyessään sarkomeerin kiinnittyneiden poikittaissiltojen lukumäärä vähenee, ja siten sarkomeerin tuottama voima pienenee (Gordon ym. 1966b). Poikittaissilta teoriassa oletetaan, että poikittaissiltoja muodostuu yhdenmukaisesti koko myosiinin pituudelta. Teorian mukaan aktiinissa on yhdenmukaisesti koko sen pituudelta kohtia, joihin myosiini voi kiinnittyä. Oletetusta on myös, että poikittaissillan muodostuminen ja irtoaminen on riippuvaista vain filamenttien sijainneista toisiinsa nähden, eikä poikittaissillan muodostumiseen vaikuta sen aiempi toiminta, eikä muiden poikittaissiltojen toiminta. Lisäksi oletetaan, että kaikki muodostetut poikittaissillan muodostamat voimat ovat keskimäärin samansuuruisia. (Rassier ym. 1999.)



Kuvio 3 Sarkomeerin voima-pituus riippuvuus (Rassier ym. 1999)

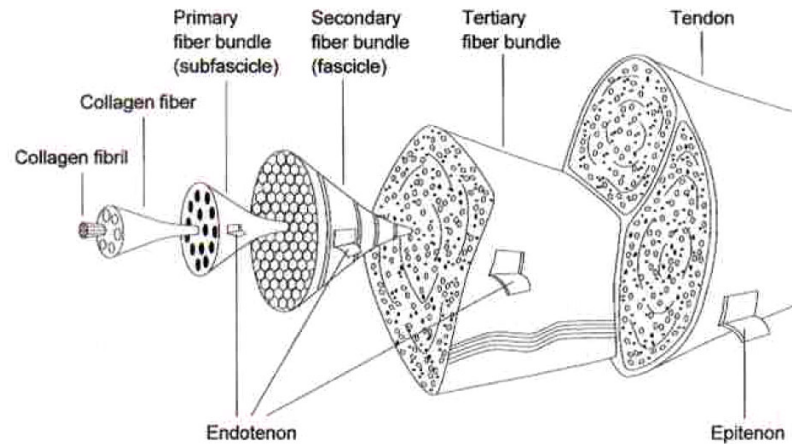
Lihaksen supistumisnopeus on riippuvaista peräkkäin olevien sarkomeerien lukumäärästä; mitä enemmän sarkomeerejä on peräkkäin, sitä suuremmalla nopeudella lihassolun pituus voi lyhentyä. Lihaksen voimantuotto on riippuvaista rinnakkain olevien sarkomeerien lukumäärästä. (Wickiewicz, Roy, Powell & Edgerton 1983.)

### 2.3 Elastisen komponentin rakenne

Lihaksen elastiset rakenteet voidaan jakaa niiden sijainnin mukaan rinnakkaiseen ja sarjamaiseen elastiseen komponenttiin. Sarjamainen elastinen komponentti muodostuu sekä poikittaissiltojen elastisista rakenteista että sidekudoksesta, joka muodostaa lihasten väliset aponeuroosit ja jänteet. (Huijing 1992b.)

Aponeuroosin ja jänteiden merkitys lihaksen elastisiin ominaisuuksiin on huomattavasti merkittävämpi kuin poikittaissiltojen elastisten rakenteiden (Alexander & Bennet-Clark 1977). Yleisesti onkin hyväksytty teoria, jonka mukaan sarjamaisesti supistuvan yksikön kanssa yhteydessä olevat, pääasiassa kollageenista muodostuvat, lihassolun ulkopuoliset elastiset sidekudusrakenteet toimivat supistuvan yksikön tuottaman voiman välittäjinä (Huijing 1992b, 1999; Kannus 2000). Sidekudos muodostaa kalvorakenteita, jotka ympäröivät lihasta eri rakenteellisilla tasoilla. Koko lihasta ympäröivää kalvoa kutsutaan peitinkalvoksi (fascia). Lihasta ympäröi myös toinen sidekudoskalvorakenne, epimysium. Fasikkeleita ympäröivää sidekudoskalvorakennetta kutsutaan perimysiumiksi. Yksittäisiä lihassoluja peittää myös erillinen sidekudoskalvorakenne (endomysium). (Herzog 2000.)

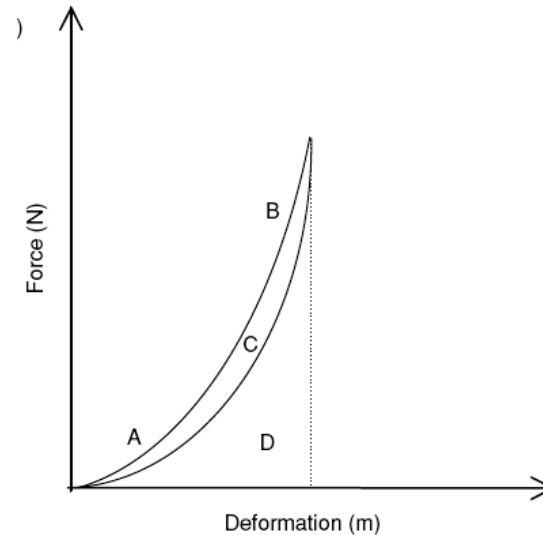
Lihasta eri rakenteellisilla tasoilla ympäröivät kalvorakenteet muodostavat lihaksen ulkopuolella tiiviin sidekudoksen, jänteen, jonka välityksellä lihas kiinnittyy luuhun (Huijing 1999). Jänne on monimutkaisesti, mutta hierarkkisesti, järjestäytyntä sekarakenteista sidekudosta (Kuvio 4). Jänteessä on runsaasti, noin 65 – 80 % kuivapainosta, kollageenia. Jänteen soluväliaine sisältää proteoglykaania, glykoproteiineja ja vettä. Elastiinia jänteessä on n. 1 – 2 % kuivapainosta. (Kannus 2000.)



Kuvio 4 Jänteiden rakenne (Kastelic ym. 1978, Kannuksen 2000 mukaan)

## 2.4 Elastisen komponentin voima – pituus riippuvuus

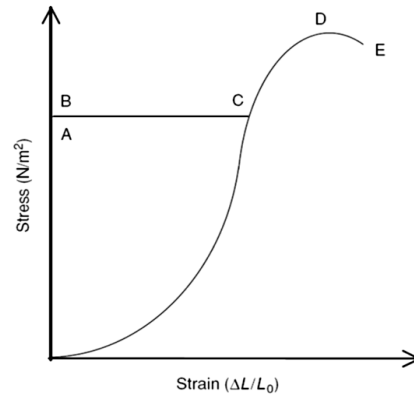
Kappaleeseen kohdistuvan kuormituksen  $F$  (N) aiheuttamia palautuvia muutoksia kappaleessa kuvataan fysiikassa ideaalijousen avulla; voima  $F$  aiheuttaa kappaleessa muutoksen  $x$  yhtälön  $F = -kx$  mukaisesti. Muutoksen suuruus on riippuvaista kappaleen jäykkyydestä ( $k$ ); mitä suurempi kuormitus vaaditaan muutokseen kappaleessa, sitä jäykempi kappale on. Kuormituksen pienentyessä elastinen kappale palautuu alkuperäiseen muotoonsa vapauttaen siihen varastoituneen energian. Mitä enemmän varastoitunutta energiaa kappale palauttaa, sitä vähäisempää on hystereesi. Jänne palauttaa lähes täydellisesti siihen varastoituneen elastisen energian (Kuvio 5) (Huijing 1992b).



Kuvio 5 Tyypillinen jänteen kuormitus - palautumiskäyrä. Jänteen venyttämisen (A-B) aikana siihen varastoitunut energia palautuu lähes täydellisesti kuormituksen pienentyessä. Alue C kuvaa hystereesiä, energian muutosta lämmöksi. D on varastoituneen energian määrä. (Magnusson, Hansen & Kjær 2003.)

Vetolujuus on riippuvaista venyttävästä voimasta ja venytettävän kohteen poikkipinta-alasta ja materiaalin ominaisuuksista. Kollageenille on ominaista suuri vetolujuus. Jänteen kollageenisäikeiden (fiber) on todettu voivan suuntautua usealla eri tavalla, ja täten jänne voi vaimentaa siihen kohdistuvia erisuuntaisia voimia (Kannus 2000). Jänteen pituussuuntaista vetolujuutta lisää erityisesti kollageenisyiden järjestäytyminen jänteen pituussuunnan mukaisesti (Andersson, Adams & Hale 2000).

Jänne toimii epälineaarisen viskoelastisen rakenteen tavoin. Jänteen kollageenisyyt ovat lepotilassa löystyneenä aaltomaisessa muodossa (Kannus 2000). Venytyksen alkuvaiheessa kollageenisäikeet suoristuvat, ja täten jänteen pituuden muuttaminen ei vaadi suurta kuormitusta venyttämisen alkuvaiheessa. (Fratzl, Misof, Zizak, Rapp, Amenitsch & Bernstorff 1997). Venytyksen lisääntyessä voidaan kuitenkin havaita, että kuormitus/venymä -suhde kasvaa eli jänteen jäykkyys lisääntyy epälineaarisesti kuormituksen kasvaessa (Kuvio 6).



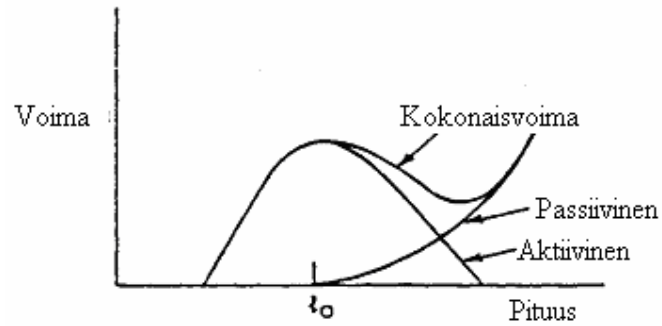
Kuvio 6 Jänteen kuormitus-venyvyys riippuvuus. Alueella A jänteeseen kohdistuvat voimat eivät aiheuta pysyviä muutoksia jänteen rakenteessa (elastinen alue), kun taas alueella B muutoksia ilmenee. C on kuvaa alueiden rajaa, D maksimaalista kuormaa ja E murtumiskohtaa. (Magnusson ym. 2003)

Jänteeseen varastoituvan elastisen energian määrä on riippuvaista kuormitus-venymä käyrän alle jäävän pinta-alan suuruudesta. Jänteen ollessa venyneenä, tarvitaan suurta voimaa saamaan aikaiseksi lisämuutoksia jänteen pituudessa. Tällainen voima on mahdollista vain eksentrisen supistuksen aikana; ulkoinen voima ylittää lihas-jännekompleksin isometrisen voimantuoton ja saa aikaan lihas-jännekompleksin venymisen. Luonnollisessa liikkumisessa tätä eksentristä vaihetta seuraa konsentrisen vaihe, jolloin venyttävän voiman suuruus vähenee nopeasti ja täten mahdollistaa energian nopean vapautumisen ja hyödyntämisen. (Huijing 1992b.)

## 2.5 Lihas-jännekompleksin voima – pituus riippuvuus

Lihaksessa supistuvan komponentin kanssa rinnakkain oleva elastinen komponentti vastustaa passiivisen lihaksen venyttämistä yli lihaksen lepopituuden. Kuitenkin tämän rinnakkain elastisen komponentin merkitys mekaanisen energian varastoisissa on mitätöntä verrattuna peräkkäiseen elastiseen komponenttiin (Cavagna 1977). Kun aktiivisesti supistuvaa lihasta venytetään, vastustaa pituuden muutosta supistuvan komponentin lisäksi myös sarjamainen elastinen komponentti. Aktiivista lihasta venytettäessä voidaan saavuttaa suurempia voimatasoja kuin isometrisen supistuksen

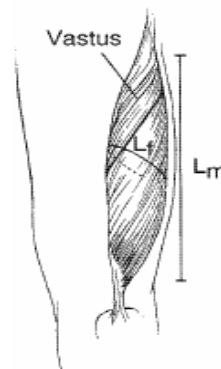
aikana (Gordon, Huxley & Julian 1966b). Lihas-jännekompleksin voima-pituus suhteeseen vaikuttavat siis sekä supistuvan komponentin että elastisten komponenttien ominaisuuden ja toiminta (Kuvio 7).



Kuvio 7 Lihas-jännekompleksin voima-pituus –riippuvuus. Kokonaisvoima kuvaa koko lihas-jännekompleksin voimantuotto, aktiivinen viittaa supistuvan komponentin voimantuottoon ja passiivinen elastisten rakenteiden venytystä vastustaviin voimiin. (mukaeltu McMahon 1984, 8-9)

### 3 VASTUS LATERALIKSEN RAKENTEELLISET OMINAISUUDET

Vastus lateralis on osa polven ojennuksesta vastaavaa nelipäistä reisilihasta (quadriceps). Vastus lateraliuksen origo on etureiden yläosan lateraaliselta sivulta, ja insertio patellajänteen kautta sääriluun etuyläkyhmyyn (Kuvio 8). Vastus lateraliukselle on ominaista suhteellisen suuret lihassolujen pennaatiokulmat, suuri fysiologinen poikkipinta-ala sekä lyhyet lihassolut. Täten muodostunut lihas on sovelias suurten voimien tuottamiseen, muttei niinkään suureen supistumisnopeuteen (Lieber & Fridén 2000).



Kuvio 8 Vasemman jalan vastus lateralis –lihaksen sijainti. (Lieber & Fridén 2000)

Vastus lateraliuksen soveltuukin rakenteellisten ominaisuuksiensa puolesta paremmin suurten voimien tuottamiseen, kuin suuren supistumisnopeuden saavuttamiseen (Wickiewicz ym. 1983) Vastus lateraliuksen voimantuotto on lisäksi suotuisaa lyhyillä lihaspituuksilla eli polvinivelen ollessa lähes suora (Herzog ym. 1990).

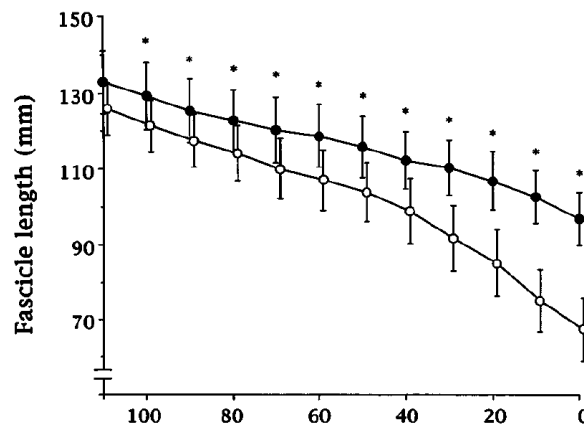
#### 3.1 Lihassolukimpun pituuden muutos

Lihassolun pituus on riippuvainen peräkkäin kiinnittyvien sarkomeerien lukumäärästä, ja lihassolujen pituudet vaihtelevatkin eri lihaksissa. Vastus lateraliuksen lihassolussa



peräkkäin olevien sarkomeerien lukumääräksi on ilmoitettu  $2.6 - 3.2 \times 10^4$  poikkipinta-alan ollessa  $21 - 42.9 \text{ cm}^2$ . (Wickiewicz ym. 1983.) Vastus lateraliuksen lihassolun lepopituudeksi on ilmoitettu  $66 \pm 1.5 - 79 \pm 15 \text{ mm}$  (Wickiewicz ym. 1983; Herzog ym. 1990).

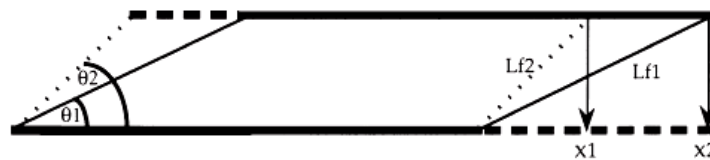
Vaikka lihassolujen muodostamat lihassolukimput eli fasikkelit voidaan havaita ultraäänen avulla, on hyvä tiedostaa, etteivät lihassolut kuitenkaan välttämättä ole yhtä pitkiä kuin fasikkeli. Tämä johtuu siitä, että lihassolut voivat kiinnittyä fasikkelin sisäisesti. (Ounjian ym. 1991). Fasikkelin pituus on riippuvaista lihaksen pituudesta ja supistumisesta; vastus lateraliuksen fasikkelin pituus vaihtelee polven nivelkulman ja lihaksen voimantuoton mukaan. Fasikkeli lyhenee polven ojentuessa, ja lyhentyminen on merkittävästi suurempaa supistuvassa kuin rennossa lihaksessa (Kuvio 9). Fasikkelin pituudeksi on rennossa lihaksessa mitattu  $97 - 133 \text{ mm}$  ja supistuvassa lihaksessa  $67 - 126 \text{ mm}$ , pituuden ollessa riippuvaista mittauksen aikaisesta nivelkulmasta. (Fukunaga ym. 1997a.)



Kuvio 9 Vastus lateralis lihaksen fasikkelin pituuden muutokset nivelkulman mukaan. \* kuvaa merkitsevää eroa rennon (●) ja supistuvan (○) lihaksen välillä (Fukunaga 1997a)

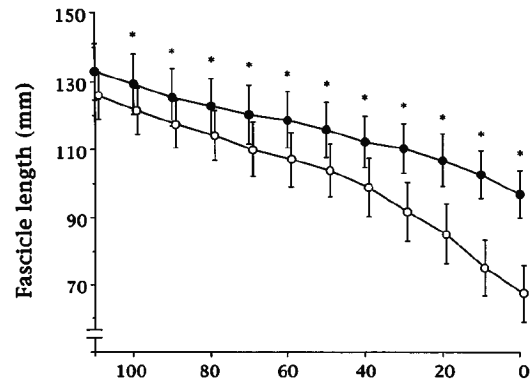
### 3.2 Pennaatiokulma

Lihassolut voivat kiinnittyä sidekudusrakenteisiin kahdella tavalla: joko suoraan tai selvästi viistoon lihaksen voimantuottolinjaan nähden. Lihassolujen kiinnittyessä viistosti sidekudokseen kutsutaan lihassolun ja jänteen välistä kulmaa pennaatiokulmaksi. Pennaation avulla voi lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala kasvaa anatomisen poikkipinta-alan kasvamatta. Lihaksen supistuessa pennaatiokulma kasvaa lihassolun lyhentyessä (Kuvio 10). (Narici 1999.)



Kuvio 10 Kaaviokuva lihassolujen pennaatiokulman muutoksista supistumisen seurauksena.  $\theta_1$  ja  $\theta_2$  pennaatiokulmat ja  $L_{f1}$  ja  $L_{f2}$  lihassolunpituudet rennossa (1) ja supistuneessa (2) tilassa. Lihaksen pituuden muutos supistuksen seurauksena on  $X_2 - X_1$ . (Narici 1999).

Vastus lateralis -lihaksen pennaatiokulmaa voidaan mitata in vivo ultraäänen avulla (Rutherford & Jones 1992). Vastus lateralis -lihaksen pennaatiokulma on riippuvaista polven nivelkulmasta; polven ojentuessa kasvaa pennaatiokulma (Bojsen-Møller, Hansen, Aagard, Kjær & Magnusson 2003). Rennossa lihaksessa pennaatiokulman muutos on pienempi kuin supistuvassa lihaksessa (Kuvio 11) (Fukunaga ym. 1997a). Rennosta lihaksesta in vivo mitatut pennaatiokulmat vaihtelevat  $6^\circ - 21^\circ$  välillä (Rutherford & Jones 1992; Fukunaga ym. 1997a; Fukunaga ym. 1997b; Kanehisa, Muraoka, Kawakami & Fukunaga 2003), kun taas supistuvassa lihaksessa on mitattu  $14 - 21^\circ$  pennaatiokulmia (Fukunaga ym. 1997a; Rutherford & Jones 1992).



Kuvio 11 Vastus lateralisin pennaatiokulma on riippuvainen nivelkulmasta. \* kuvaa merkitsevää eroa rennon (●) ja supistuvan (○) lihaksen välillä (Fukunaga ym. 1997a).

## 4 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINTA LIKKUMISESSA

Lihasten aktivointi luonnollisen liikkumisen aikana on submaksimaalista ja jatkuvasti vaihtelevaa. Jalan lihasten aktivaatiotasojen on todettu kasvavan kävelynopeuden kasvaessa. Lihaskiväilyajon ajoitus pysyy kuitenkin suhteessa askelsykliin samanlaisena kävelynopeudesta riippumatta (Hof, Elzinga, Grimmus & Halbertsma 2002).

Lihaskiväilykompleksilla on viskoelastisia ominaisuuksia. Viskositeetin vuoksi lihaskiväilykompleksi vastustaa pituuden muutoksia, kun taas elastisuuden avulla se voi varastoida energiaa, joka voidaan hyödyntää myöhemmin (Alexander & Bennet-Clark 1977; Cavagna 1977, Cavagna, Saibene & Margaria. 1965, Cavagna, Dusman & Margaria 1968). Elastisen energian varastoiminen ja hyödyntäminen on mahdollista, mikäli supistuvaa lihasta venytetään juuri ennen lihaksen lyhentymistä (Cavagna 1977).

Supistuvan lihaksen pituuden muuttuminen on riippuvaista lihaksen tuottaman vääntömomentin suuruuden suhteesta ulkoiseen kuormaan. Lihaksen supistuminen voidaan jakaa pituuden muutoksen perusteella isometriseen ja dynaamiseen. Isometrissä supistuksessa lihaksen ulkoinen pituus ei muutu, tällöin ei siis tapahdu nivelessä liikettä, eikä ulkoinen kuorma liiku. Sen sijaan supistuvan komponentin kanssa peräkkäin oleva elastinen osa venyy isometrisen supistuksen aikana. (Huijing 1992b.)

Dynaamiset supistukset voidaan jakaa eksentriseen ja konsentriseen. Konsentrisessa supistuksessa lihas lyhenee ja aiheuttaa liikettä. Eksentriseksi sanotaan lihaskiväilyä, jossa lihaksen pituus kasvaa supistumisesta huolimatta. Mikäli supistuvaa lihasta venytetään (eksentrisen supistuminen), voidaan saavuttaa korkeampia voimatasoja kuin isometrisesti supistuvan lihaksen aikaansaama voimataso. Tämä on seurausta lihaksen elastisten osien venytystä vastustavista ominaisuuksista. Korkeimmat voimatasot saavutetaan suurilla lihaskiväilyillä, jolloin suurin osa mitatusta voimasta on seurausta passiivisen komponentin toiminnasta. (Herzog 2000.)

## 4.1 Elastisuuden merkitys liikkumisessa

Elastisiin rakenteisiin voi liikkumisen aikana varastoitua energiaa, joka voidaan myöhemmin hyödyntää, ja näin tehostaa liikkumisen taloudellisuutta (Cavagna 1977). Elastisen energian varastoituminen on merkittävämpää jänteessä kuin lihaksessa (Alexander & Bennet-Clark 1977). Elastiset rakenteet toimivat myös lihassolujen suojamekanismeina; elastiset rakenteet voivat vaimentaa suuria kuormituksen muutoksia ja täten estää piteuden muutoksia ja vaurioiden syntymistä supistuvassa komponentissa (Huijing 1992b; Magnusson ym. 2003). Koska elastiset osat venyvät ulkoisen kuormituksen seurauksena enemmän kuin aktiivisesti supistuva lihas, mahdollistuu supistuvan komponentin toiminta voimantuoton kannalta optimaalisella supistumispiteudella ja -nopeudella, vaikka koko lihas-jännekompleksin pituus muuttuisikin. (Huijing 1992b).

## 4.2 Venymis-lyhenemissykli

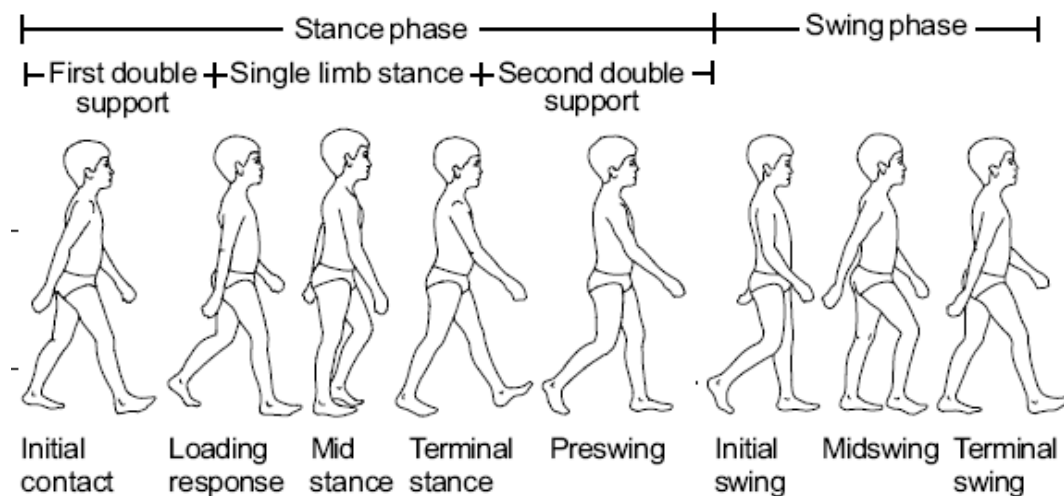
Cavagna ym. totesivat tutkimuksessaan eristetyllä lihaksella, että maksimaalisesti supistuvan lihaksen lyhenemistä edeltävä äkillinen venytys voi lisätä supistuvan lihaksen tekemää työn määrää, verrattuna ilman venytystä tapahtuvaan lihaksen lyhenemiseen. He totesivat, eron olevan sitä suurempi, mitä nopeammin lihaksen annettiin lyhentyä venyttämisen jälkeen. (Cavagna ym. 1965.) Myöhemmin Cavagna ym. totesivat, että lisääntynyt työn määrä on seurausta sekä elastisen energian hyödyntämisestä, että supistuvan komponentin kasvaneesta energian tuotosta (Cavagna ym. 1968).

Vaikka supistuvan lihaksen venyttämisen ennen lyhentymistä on todettu lisäävän lihaksen tekemän työn määrää, ei täyttä varmuutta ole siitä, mitkä mekanismit tähän vaikuttavat (Ingen-Schenau, Bobbert & Haan 1997). Työn määrän lisäystä on selitetty mm. pidentyneellä voimantuottoajalla verrattuna pelkästään konsentriseen suoritukseen (Bobbert, Gerritsen, Litjens & Soest 1996), supistuvan komponentin lisääntyneellä voimantuotolla eli potentioitumisella (Cavagna ym. 1968) sekä elastisen energian hyödyntämisellä (Cavagna 1977).

Luonnolliselle liikkumiselle on ominaista eri lihastyötapojen vuorottelu; eksentristä supistusta seuraa konsentrinen. Tämä venymis-lyhenemis –sykliksi kutsuttu tapahtuma mahdollistaa mekaanisen energian varastoimisen ja hyödyntämisen liikkumisessa (Cavagna 1977). Venymis-lyhenemis –syklin avulla voidaankin säästää liikkumiseen tarvittavan energian määrää. Energian varastoitumista ja hyödyntämistä liikkumisen aikana on verrattu pomppivaan palloon; kineettinen energia voi varastoitua elastiseksi energiaksi ja jälleen takaisin kineettiseksi energiaksi. Lihaksissa, joiden lihassolut ovat lyhyitä ja jänteet pitkiä, elastinen energia varastoituu pääasiassa jännerakenteisiin. (Alexander & Bennet-Clark 1977.)

## 5 KÄVELYN BIOMEKANIikka

Kävelyssä toistuvaa alaraajojen liikettä kutsutaan askelsykliksi. Askelsyklin keston määrittellään olevan saman raajan kahden peräkkäisen saman vaiheen ilmenemisen välisen ajan. Yleisesti määrittämisessä käytetään kontaktivaiheen alkua. Askelsykli voidaan jakaa tuki- ja heilahdusvaiheisiin (Kuvio 12). Tukivaiheen aikana jalka on kosketuksessa alustan kanssa. Heilahdusvaihe alkaa jalan irrotessa alustasta ja loppuu jalan jälleen koskettaessa alustaa. Askelsykli voidaan jakaa edelleen kahdeksaan vaiheeseen. Tukivaihe voidaan jakaa alkukontakti-, kuorman vastaanotto, keskituki-, lopputuki- ja esiheilahdusvaiheisiin. Heilahdusvaiheessa voidaan havaita kolme erillistä vaihetta; alku-, keski- ja loppuvaiheet. Yhden askelsyklin kehosta tukivaihetta on noin 60 % ja heilahdusvaihetta n. 40 % (Vaughan, Davis & O'Connor 1999, 9-11.)



Kuvio 12 Askelsyklin vaiheet (Vaughan, ym. 1999, 9).

Tukivaiheessa voidaan havaita yksöis- ja kaksoistukivaiheet. Kaksoistukivaiheeksi kutsutaan aikaa, kun tukivaiheen alussa ja lopussa molemmat jalat koskettavat alustaa samanaikaisesti. Tukivaiheen keskellä olevan yksöistukivaiheen aikana on toinen jalka irti alustasta heilahdusvaiheessa. Askelsykli voidaan jakaa myös painon vastaanotto, yksöistuki- ja raajan etenemisvaiheisiin. (Vaughan ym. 1999, 9)

## 5.1 Kävelynopeus

Ihminen pyrkii liikkumaan taloudellisesti; kehon liikuttamiseen tarvittava työ pyritään tekemään mahdollisimman vähäisellä energian kulutuksella. Käveltäessä työtä tehdään pystyasennon ylläpitämiseksi ja liikuttaessa raajoja. Raajojen ja vartalon liikkeet ovat kuitenkin sellaisia, että kehonpainopisteen ylimääräinen vertikaalinen ja horisontaalinen liikkuminen on minimaalista. Lihasten aktivoinnissa pyritään myös minimoimaan energian kulutus; eri lihasten aktivaation täsmällinen ajoitus ja optimaalinen intensiteetti mahdollistavat tarkoituksenmukaisen toiminnan vähäisellä energian kulutuksella. (Waters & Mulroy 1999) Myös kävelynopeus valitaan siten, että energiaa kulutetaan mahdollisimman vähän suhteessa kuljettuun matkaan (Vaughan 2003).

Vapaasti valittu kävelynopeus vaihtelee 1.0-1.7 m/s välillä, miesten kävelynopeuden ollessa hieman suurempaa kuin naisilla (Waters & Mulroy 1999). 18-49 -vuotiaiden naisten vapaasti valittu kävelynopeus on 0.94-1.66 m/s , kun miehillä valittu nopeus vaihtelee 1.10-1.82 m/s välillä (Whittle 1991, 82-85). Aikuisen askelpituus on keskimäärin 1.41 metriä. Miesten askelpituuden on todettu olevan suurempi kuin naisilla (1.46 vs. 1.28). (Perry 1992, 432.) Vapaasti valitun kävelyn askeltiheyden on todettu vaihtelevan 101 – 122 askelta / minuutissa välillä. Tutkimuksissa on havaittu, että naisten luonnollinen askeltiheys on suurempi kuin miesten. (Perry 1992, 432; Waters & Mulroy 1999.)

Askelsyklissä tapahtuu muutoksia kävelynopeuden muuttuessa (Whittle 1991, 54). Kävelynopeuden kasvaessa jalan heilahdusvaiheen suhteellinen kesto kasvaa, kun taas tukivaiheen ja erityisesti kaksoistukivaiheen kesto lyhenee. Absoluuttisesti kaikkien vaiheiden kestot lyhenevät (Nilsson, Thorstensson & Halbertsma 1985).

## 5.2 Vastus lateralis lihaksen toiminta kävelyssä

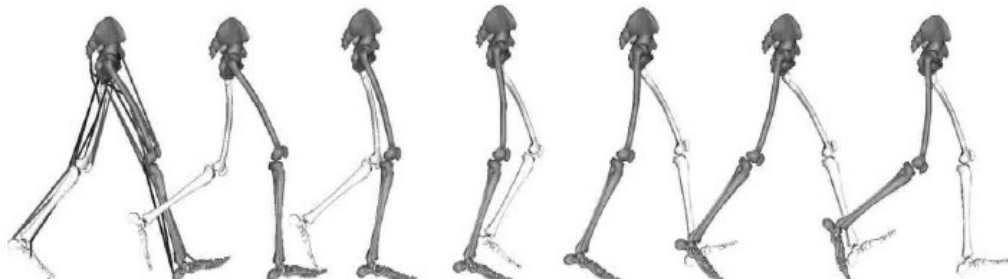
Nelipäisen reisilihaksen tärkeimpänä yksittäisenä tehtävänä voidaan pitää toimimista iskunvaimentimena alkukontaktin aikana. (Sutherland, Kaufman & Moitoza 1994). Jalan eteenpäin heilahduksen loppuvaiheessa kehon painopiste on tukipinnan



ulkopuolella, ja täten vartalo on kaatumassa eteen- ja alaspäin. Vartalon kaatumisen estää kuitenkin toisen jalan kontakti tukipinnan kanssa. Kontaktin alussa jalkaan kohdistuu n. 60 % kehon painosta lyhyessä ajassa (n. 20 ms), ja täten törmäysimpulssi on suuri (Perry 1992, 38). Alkukontakti- ja kuorman vastaanottovaiheiden aikana tapahtuvan reisilihasten eksentrisen supistuminen avulla voidaan törmäysvoiman suuruutta vaimentaa, ja täten hidastaa painopisteen putoamista (Zajac, Neptune & Kautz 2003).

### 5.2.1 Nivelkulmamuutokset

Polven nivelkulma vaihtelee kävelysyklin aikana n. 70 astetta. (Perry 1992, 91) Jokaisen askelsyklin aikana voidaan polvessa havaita kaksi fleksio ja kaksi ekstensio huippua. Ennen alkukontaktia polvinivel on täysin suorana, joka alkukontaktin aikana vaihtuu lievään fleksioon. Polven fleksio lisääntyy kuormitusvaiheen aikana nopeasti (300 °/s), tukivaiheen fleksion ollessa suurimmillaan yksöistukivaiheen alussa. Kuormitusvaiheen jälkeen polvi ojentuu lähes suoraksi, ollen yksöistukivaiheen lopussa enää noin 7° fleksiossa. Kaksoistukivaiheen alussa polvi alkaa jälleen koukistua nopeasti, jopa 350 °/s (Kuvio 13). Polven fleksio jatkuu heilahdusvaiheen alkuosassa saavuttaen toisen fleksiohuipun ennen heilahdusvaiheen keskivaihetta. Huipun saavuttamisen jälkeen heilahdusvaiheen loppuosassa tapahtuu nopea polven ekstensio, jonka seurauksena polvi ojentuu lähes täydellisesti hieman ennen heilahdusvaiheen loppua ja toisaalta alkukontaktin alkua. (Perry 1992, 91.)



Kuvio 13 Polvinivelessä tapahtuvat nivelkulmamuutokset kontaktin aikana. (Zajac ym. 2003)

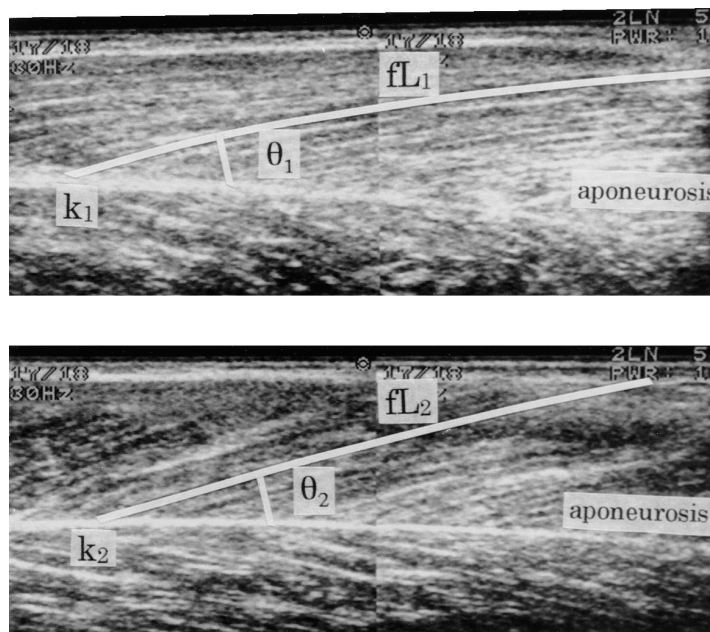
Kävelynopeuden on todettu vaikuttavan erityisesti kuormitusvaiheen polven nivelkulman muutosten suuruuteen; mitä nopeammin kävellään, sitä suurempi on polven fleksio kuormitusvaiheessa. Muissa askelsyklin vaiheissa polven nivelkulmat ovat samansuuruisia riippumatta kävelynopeudesta. Kävelynopeuden kasvaessa polven kulmanopeuksien itseisarvot ovat kaikissa askelsyklin vaiheissa suurempia kuin hitaassa kävelyssä. (Winter 1988)

### **5.2.2 Lihasaktivaatio**

Yhden nivelen yli menevät nelipäisen reisilihaksen osat alkavat aktivoitua heilahdusvaiheen lopussa. Aktivointi kasvaa nopeasti ja saavuttaa huipun kuormitusvaiheen alussa. Aktivaatio loppuu keskitukivaiheen alkuosassa. Vastus lateralis aktivoituu huomattavasti loppuheilahdusvaiheessa. Tällöin askelsyklistä on kulunut n. 90 %. Aktivatio jatkuu huomattavana n. 16 % seuraavan askelsyklin kestosta, maksimaalisen aktivaation ollessa n. 7 % kohdalla askelsyklin kestosta. (Perry 1992, 149 - 167.) Kävelynopeuden kasvaessa jalan lihasten aktivointien ajoitukset eivät muutu suhteellisesti (Nilsson ym. 1985). Aktivointi on vain lyhyempää ja suurempaa nopeampaa käveltyessä (Hof ym. 2002).

## 6 ULTRAÄÄNEN KÄYTTÖ LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINNAN MITTAAMISESTA

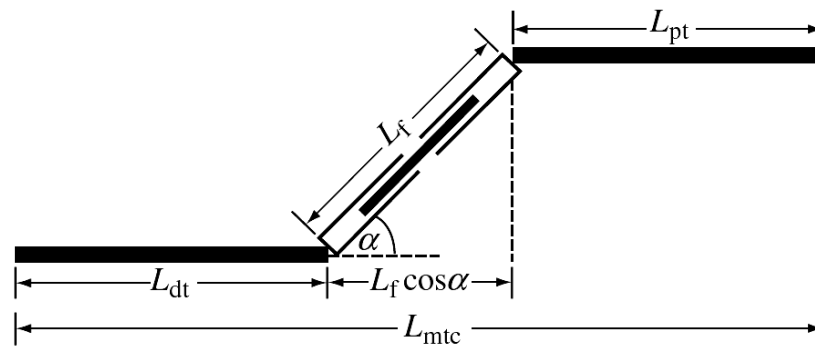
Ultraäänen avulla voidaan tutkia vastus lateraliuksen lihas-jännekompleksin anatomista rakennetta (Rutherford & Jones 1992) ja toimintaa in vivo (Fukashiro, Itoh, Ichinose, Kawakami & Fukunaga 1995). Mittaaminen on mahdollista dynaamisen supistuksen (mm. Fukunaga ym 1997a) ja myös luonnollisen liikkeen aikana (mm. Finni ym. 2001a, 2001b). Lihaksen pennaatiokulman suuruutta on mitattu niin rennosta (Rutherford & Jones 1992) kuin isometrisesti supistuvasta lihaksesta (Fukunaga ym. 1997a; Narici 1999), ja myös dynaamisen suorituksen aikana (Fukunaga ym. 2001). Fasikkeleiden pituuden muutoksia on mitattu isometrisissä (Fukunaga 1997a) ja dynaamisissa suorituksissa (Finni 2001a; Fukunaga ym. 2001; Muraoka ym 2001) sekä luonnollisen liikkumisen aikana (Fukunaga ym. 2001) (Kuvio 14).



Kuvio 14 Vastus lateralis -lihaksen fasikkelin pituuden ja pennaatiokulman määrittäminen on mahdollista sekä rennosta (yläkuva) että supistuvasta lihaksesta (alakuva) (Fukunaga ym. 1997a)

## 6.1 Lihäsjännekompleksin pituuden muutokset

Mittaamalla lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia nivelkulma muutosten perusteella ei voida tietää, missä lihas-jännekompleksin osassa pituuden muutokset tapahtuvat. Tutkimuksissa on havaittu, että supistuvan komponentin pituuden muutokset voivat noudatella lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia (Finni ym. 2001a), tai supistuvan komponentin pituus pysyy lähes vakiona (Fukunaga ym. 2001) tai jopa lyhentyä (Griffiths 1991) lihas-jännekompleksin pituuden kasvaessa. Supistuvan komponentin, elastisen komponentin ja koko lihas-jännekompleksin pituuden muutokset eivät siis välttämättä olekaan yhteneväisiä (Fukunaga ym. 2001). Ultraäänen avulla voidaan mitata in vivo muutoksia lihas-jännekompleksin eri osien pituuksissa (Kuvio 16) (Fukunaga ym 1997b).

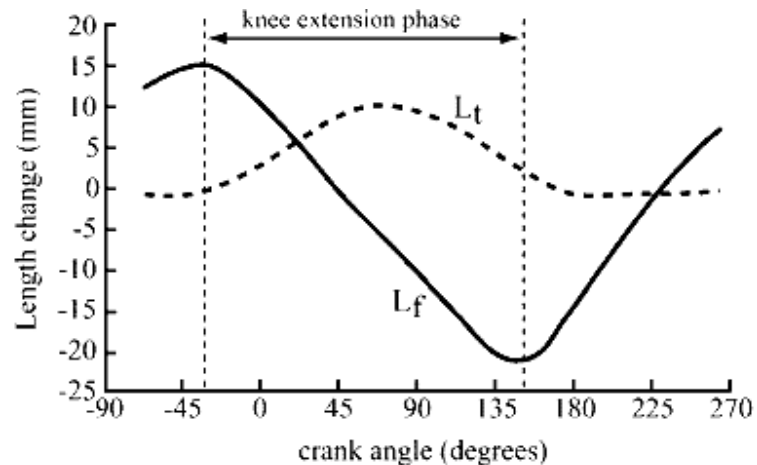


Kuvio 15 Lihäs-jännekompleksin pituuden muutosten arvioinnissa käytettävä malli.  $L_{mtc}$  on koko lihas-jännekompleksin pituus,  $L_f$  fasikkelin pituus, pennaatiokulma,  $L_{dt}$  ja  $L_{pt}$  distaalisen ja proksimaalisen jänneiden pituudet. Jänteen kokonaispituuden muutos =  $L_{mtc} - L_f \cos$ . (Fukunaga ym 2001.)

## 6.2 Vastus lateraliuksen toiminta eri suorituksissa

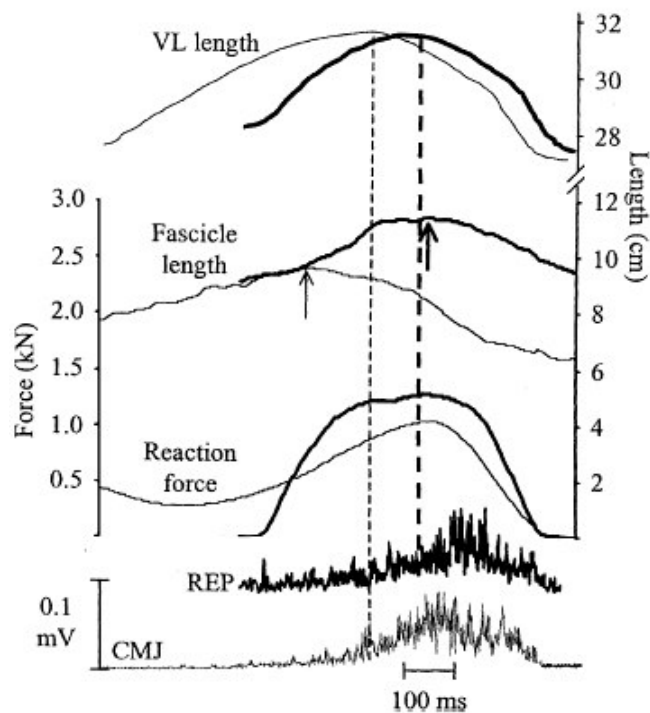
Muraoka ym. (2001) tutkimuksen mukaan pyöräilyn aikana vastus lateraliuksen fasikkeleiden pituus lyhenee polven ojentuessa (Kuvio 17). Heidän tutkimuksen mukaan vastus lateralis lihaksen jännerakenteiden toiminta mahdollistaa fasikkeleiden optimaalisen toiminnan pyöräilyssä. Muraoka ym. tutkimuksen mukaan fasikkeleiden

pituus vaihtelee kevyen pyöräilyn aikana 91 – 127 mm välillä. He olettavat, että vastus lateralis toimii ainoastaan sarkomeerin optimaalista pituutta suuremmilla pituuksilla eli ns. sarkomeerin laskevalla alueella. (Muraoka ym. 2001).



Kuvio 16 Pyöräilyssä fasikkeleiden pituus ( $L_f$ ) lyhenee polven ojentuessa. Jännerakenteiden pituus ( $L_t$ ) pituus kasvoi aluksi jo lyheni ojennuksen jatkuessa. Kuviossa ”crank angle” 0 –astetta vastaa kohtaa, jossa poljinkampi on yläasennossa. (Muraoka ym. 2001).

Finni ym. (2001b) tutkimuksessa havaittiin vastus lateraliksen pituuden muutosten olevan erilaisia tehtäessä submaksimaalisia kevennyshyppyjä tai pudotushyppyjä. Kevennyshyppyssä VL:n fasikkeleiden pituus alkoi lyhentyä, vaikka koko lihasjännekompleksin pituus kasvoi, kun taas pudotushyppyssä fasikkelin pituuden muutokset noudattelivat koko lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia (Kuvio 17).



Kuvio 17 Vastus lateralisin lihas-jännekompleksin (ylhällä) ja fasikkelin pituuksien, sekä reaktiivoimien ja aktivaatiotason muutokset (alhaalla) tehtäessä submaksimaalisia kevennyshyppyjä (ohuet viivat) tai pudotushyppyjä (paksut viivat). Nuolet ja katkoviivat osoittavat pituuden suunnanmuutos kohdat. (Finni ym 2001b.)

Finni ym. (2001b) tutkimuksen mukaan pudotushyppyssä fasikkelin ja koko lihas-jännekompleksin pituuden muutokset olivat samansuuntaisia. Pudotushyppyssä jarrutusvaiheessa sekä koko vastus lateralisin lihas-jännekompleksin että fasikkelin ja jännerakenteiden pituudet kasvavat (Ishikawa ym. 2003). Pudotuskorkeuden kasvaessa jarrutusvaiheen aikaiset lihas-jännekompleksin ja fasikkelin pituuden muutokset ovat pienempiä kuin matalammalta pudottauduttaessa. Toisaalta mitä korkeammalta pudotushyppy tapahtuu hyppykorkeuden ollessa sama, sitä enemmän jännerakenteet venyvät ponnistusvaiheessa. (Ishikawa ym 2003.)

## 7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Lihäs-jännekompleksin pituuden muutoksia kävelyn aikana on tutkittu ultraäänen avulla pääasiassa gastrocnemius ja soleus lihaksista (Fukunaga ym. 2001; Ishikawa, Komi, Grey, Lepola & Bruggemann 2005; Ishikawa, Pakaslahti & Komi 2006). Vaikka reiden lihasten ultraäänikuvantamista on tehty dynaamisissa suorituksissa (Finni ym. 2001a, 2001b; Finni & Komi 2002; Muraoka ym. 2001), kävelyn aikana mittauksia ei ole tehty. Koska lihas-jännekompleksin toiminta on riippuvaista suoritettavasta liikkeestä ja liikkeen intensiteetistä, ei lihas-jännekompleksin toiminnasta voida tehdä yleistäviä johtopäätöksiä (Finni 2001). Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää, kuinka vastus lateralis lihas-jännekompleksi toimii käveltäessä eri nopeuksilla.

Tutkimuksessa pyritään mittaamaan ultraäänitekniikan avulla vastus lateralis lihas-jännekompleksissa tapahtuvia muutoksia askelsyklin aikana käveltäessä eri nopeuksilla. Tarkoituksena on tarkastella kävelynopeuden vaikutusta lihas-jännekompleksin eri komponenttien toimintapituuksiin ja pituuksien muutoksiin koko askelsyklin aikana. Erityisesti kiinnitetään huomio askelkontaktin alun kuormitusvaiheeseen. Oletuksena on, että kävelynopeuden kasvaessa sekä supistuvan komponentin että lihassolun ulkopuolisten elastisten rakenteiden pituuden muutokset lisääntyvät verrattuna hitaampaan kävelyyn. Sekä supistuvan että elastisen komponenttien pituuden muutoksia verrataan koko lihas-jännekompleksin pituuden muutoksiin, ja näin pyritään selvittämään eri komponenttien pituuksissa tapahtuvia muutoksia askelsyklin eri vaiheissa. Tutkimuksessa pyritään osoittamaan, että kävelyn aikana eri komponenttien pituuksia ei voida arvioida pelkästään nivelkulma muutosten avulla, vaan lihas-jännekompleksin osatekijöiden pituuden muutokset eivät ole samankaltaisia kuin koko lihasjännekompleksin pituuden muutokset.

## 8 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 8.1 Koehenkilöt

Tutkimuksessa oli koehenkilöinä viisi vapaaehtoista tervettä nuorta miestä (pituus  $183 \pm 5$  cm, paino  $76 \pm 7$  kg ja ikä  $25 \pm 1$  vuotta). Kaikki koehenkilöt olivat aktiivisia liikunnanharrastajia. Ennen mittauksen aloittamista koehenkilöille kerrottiin tutkimuksen tarkoitus ja mittauksen kulku. Koehenkilöt allekirjoittivat kirjallisen suostumuksen tutkimuksen tekemiseen ennen mittauksen aloittamista, ja heillä oli oikeus perua osallistumisensa tutkimukseen milloin tahansa niin halutessaan.

### 8.2 Tutkimusasetelma

Tutkimuksessa mitattiin vastus lateralis lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia luonnollisen liikkeen, kävelyn, aikana. Kävelyt suoritettiin suoralla radalla, jonka kokonaispituus oli 16 metriä.

Mittauksessa koehenkilöt kävelivät ilman kenkiä kolmella eri nopeudella (hidas, nopea ja luonnollinen) voimalevyanturijonon (10m) yli (Kuvio 19). Kävelynopeuden mittaaminen tapahtui valokennojen, jotka oli sijoitettu koehenkilön hartioiden korkeudella, avulla. Valokennot oli asetettu 2.5 m etäisyydelle voimalevyanturijonon päistä, eli kävelynopeus mitattiin viiden metrin matkalta. Koehenkilöt lähtivät liikkeelle n. 2.5 metrin päästä ennen ensimmäisestä voimalevyä. Koehenkilöitä kehoitettiin kiihdyttämään kävelynopeutensa halutulle tasolle ennen ensimmäistä valokennoa. Kiihdytysvaiheen (5 m) jälkeen nopeuden tuli olla tasaista, kunnes voimalevyanturit loppuivat.





Kuvio 18 Koehenkilö käveli voimalevyanturien ylitse. Ultraäänilaitteistoa liikutettiin koehenkilön rinnalla erityisen kiskojärjestelmä avulla. Voimalevyt erottuvat vaaleammalla värityksellään muusta lattiamateriaalista. Oikealla ylhäällä näkyy valokenno.

Hitaaksi kävelynopeudeksi oli ennalta määritelty 1 m/s, nopeaksi 2 m/s ja luonnollinen nopeus oli vapaavalintainen. Jokaisesta nopeudesta vaadittiin mittausvaiheessa kaksi onnistunutta suoritusta. Hitaissa ja nopeissa kävelyissä hyväksyttiin 5 % poikkeama tavoitenopeudesta. Luonnollisessa kävelyssä nopeus varmistettiin toistamalla kävely, ja etsimällä nopeus, jolla kävely yleisimmin tapahtui. Kävelyt suoritettiin aina samassa järjestyksessä alkaen hitaasta nopeudesta, jatkuen nopealla ja lopuksi mitattiin luonnollinen kävelynopeus.

Kävelyt suoritettiin voimalevyanturijonon yli. Radan alla oli 10 metriä pitkä 14 erillisen voimalevyn muodostama sarja. Voimalevyt (Raute Oy, Suomi) oli sijoitettu ja kytketty kahteen riviin, joka mahdollisti oikean ja vasemman jalan kontaktien erottamisen. Voimalevyissä käytetyt anturit olivat venymäliuska -tyyppisiä. Voimadata kerättiin tietokoneella (Peak Motus, Peak Performance, Yhdysvallat) 1000 Hz mittaustaajuudella.

### 8.2.1 Lihasaktiivisuus

Lihasaktiivisuutta mitattiin bipolaaristen pintaelektrodien avulla (Nihon Kohden, halkaisija 5 mm, napojen välinen etäisyys 20mm ). Elektrodit (Ag-AgCL) kiinnitettiin koehenkilöiden oikeaan jalkaan vastus lateralis -lihaksen päälle. Elektrodit pyrittiin

sijoittamaan SENIAMIN -ohjeiden mukaisesti (Freriks, Hermens, Disselhorst-Klug & Rau 1999). Elektrodiin sijoittelussa jouduttiin kuitenkin huomioimaan ultraäänianturin sijainti ja vaatima tila, ja täten elektrodiin kiinnityskohta ei aina ollut täsmälleen suositellussa kohdassa. Signaalin johtumisen parantamiseksi elektrodiin kiinnityskohdista poistettiin ihokarvat ja kuollutta ihosolukkoa. Näiden toimenpiteiden jälkeen iho puhdistettiin puhdistusaineella. Elektrodiin kontaktipintoihin levitettiin pastaa, ja elektrodit kiinnitettiin kaksipuolisella teipillä ihoon. Elektrodiin kiinnitys varmistettiin vielä teippaamalla. Signaalin puhtaus varmistettiin mittaamalla elektrodin napojen välinen vastus, jonka tuli olla pienempi kuin 10 k $\Omega$ .

### **8.2.2 Nivelkulmat**

Nivelkulmien määrittämiseksi kiinnitettiin koehenkilön oikean jalan polvinivelen lateraalille puolelle goniometri. Goniometri suunnattiin trochanter majorin, polven nivelvälin ja lateraalisen malleoluksen avulla, pyörimisakselin ollessa polven nivelvälin kohdalla. Goniometri kiinnitettiin teipin ja liimasiteen avulla tiukasti kiinni ihoon, goniometrin ylimääräisen liikkumisen poistamiseksi. Sekä goniometrin, että lihasaktiivisuutta mittaavien elektrodiin johtojen heilumattomuus ja liikkeen suorittamisen häirintä pyrittiin minimoimaan erityisillä sukkanauhoilla. Ennen mittauksen aloittamista tarkastettiin goniometrin toiminta, sekä signaalien puhtaus. Lisäksi kerättiin referenssiarvot koehenkilön seisessa perusasennossa polvinivel suorana ja nilkka luonnollisessa asennossaan.

Nivelkulmien ja lihasaktiivisuuden mittaamisessa käytettiin 1000 Hz keräystaajuutta. Signaalit lähetettiin telemetrisesti (Glonner, Saksa, kaistaleveys 20-360 Hz), ja kerättiin tietokoneelle. Signaalien puhtautta tarkkailtiin suorituksen aikana.

### **8.2.3 Ultraääni**

Lihaskompleksin pituuden muutoksia mitattiin ultraäänin avulla (SSD-2000, Aloka, Japani). Ultraäänianturi (8 cm, 7.5 MHz) kiinnitettiin polvinivelen nivelvälin ja trochanter majorin puoliväliin vastus lateralis -lihaksen keskiosaan lihaksen

suuntaisesti. Anturi sijoitettiin siten, että fasikkelit näkyivät selkeästi, aponeuroosit olivat mahdollisimman samansuuntaisia ja kuvanlaatu hyvä. Kun anturille oli löydetty sopiva sijainti, se kiinnitettiin erityisen tukilaitteen, teipin ja elastisen siteen avulla tiukasti kiinni haluttuun kohtaan. (Kuvio 19) Anturin liikkumattomuus suhteessa ihoon varmistettiin lisäksi anturin ja ihon väliin sijoitetulla merkkiteipillä.



Kuvio 19 Ultraäänianturin kiinnitettiin oikean jalan vastus lateralis lihaksen keskikohtaan erityisen tukilaitteen avulla.

Ultraäänikuvan keräyksessä käytettiin 50 Hz taajuutta. Ultraäänikuvat nauhoitettiin VHS nauhurilla nopeudella 50 kuvaa /sekunti. Ultraäänilaitteistoa liikutettiin haluttua nopeutta koehenkilön rinnalla erityisen kiskojärjestelmän avulla (Kuvio 20).



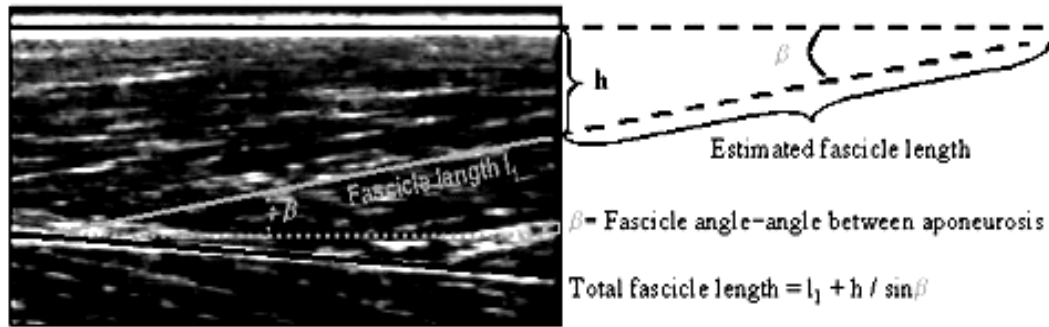
Kuvio 20 Ultraäänilaitteistoa liikuteltiin koehenkilön rinnalla eri nopeuksilla.

### 8.3 Aineiston käsittely

Jokaiselta koehenkilöltä analysoitiin jokaisesta kävelynopeudesta kaksi askelta samasta kävelysuorituksesta. Analysoitava kävelysuoritus valittiin ensisijaisesti nopeuden mukaan; nopeuden piti olla ennalta määrättyjen arvojen suuruinen. Tämän jälkeen tarkasteltiin valokennojen väliselle alueella sattuneiden kokonaisten oikean jalan askeleiden lukumäärän ja mitatun datan käyttökelpoisuutta. Mikäli mittausalueelle oli sattunut enemmän kuin kaksi kokonaista askelta, valittiin analysoitavaksi kaksi ensimmäistä askelta. Eri lähteistä saatu data synkronoitiin oikean puolen voimalevyyn kohdistuneen vertikaalisen voiman avulla. Vertikaalivoimatason ollessa yli 30 N katsottiin oikean jalan olevan kontaktissa alustaan. Voimatason noustessa yli ja laskiessa alle rajan havaittiin muutos synkronointisignaalisissa (analoginen data) ja – merkissä (ultraäänidata). Askel jaettiin 1. kaksoistuki-, yksöistuki-, 2. kaksoistuki-, kontakti- ja heilahdusvaiheisiin reaktiovoimien perusteella.

Lihäsjännekompleksin eri osien pituudet laskettiin kahden peräkkäisen saman jalan kontaktin väliltä, alkaen 60 ms ennen ensimmäistä kontaktia alustaan. Lihäsjännekompleksin pituuden laskemisessa käytettiin Hawkins & Hullin (1990) mallia. Analysoinnissa käytettiin Peak Motus -ohjelmistoa (Peak Performance Technologies, Englewood, CO, Yhdysvallat), jonka avulla ultraäänikuvasta etsittiin ja digitoitiin pinnallinen ja syvä aponeuroosi sekä fasikkelin kiinnittymiskohta syvään aponeuroosiin. Koska fasikkeiden pituus oli suurempi kuin ultraäänianturin koko, ei koko fasikkelia näkynyt koko suorituksen ajan. Tämän vuoksi osa pituuksista jouduttiin arvioimaan käyttäen parellogrammimallia (Kuvio 21) (Finni ym. 2001a). Fasikkelin kokonaispituuden laskemisessa käytettiin seuraavaa kaavaa:

Fasikkelin pituus = fasikkelin ultraäänikuvassa näkyvä osa + näkyvän fasikkelin ylimmän pisteen etäisyys pinnallisesta aponeuroosista /  $\sin(\text{pennaatiokulma})$



Kuvio 21 Fasikkelin pituuden ylittäessä ultraäänianturin pituuden, täytyi osa fasikkelin pituudesta arvioida käyttäen parellogrammimallia. Kuviossa  $h$  on fasikkelin etäisyys pinnallisesta aponeuroosista ja  $\beta$  pennaatiokulma. (Kuvio Finni ym. 2001a)

Jännerakenteiden pituudet laskettiin vähentämällä lihasjännekompleksin pituudesta lihasjännekompleksin suuntaisen fasikkelin pituus kaavan Jännerakenteiden pituus = LJK - (fasikkelin pituus  $\times$  cos (penaatiokulma)) mukaisesti (Kuvio 15) (Fukunaga ym. 2001). Mikäli aponeuroosit eivät olleet yhdensuuntaisia, niiden välinen kulma vähennettiin pennaatiokulmasta fasikkeli- ja jännerakenteiden pituuksien laskemisen mahdollistamiseksi.

Analysoitu ultraäänidata interpoloitiin lineaarisen regression avulla 200 Hz taajuudella. Jokaisen koehenkilön jokaiselta nopeudelta laskettiin kahden askeleen keskiarvo. Näiden tulosten mukaan laskettiin keskiarvot kaikille nopeuksille. Kuviodien tulkitsemisen helpottamiseksi lihas-jännekompleksin rakenteiden pituuksien muutokset myös normalisoitiin suhteessa kontaktihetkeen.

Lihaskäivisyydet analysoitiin Fcodas -ohjelmalla. Analysointi suoritettiin eri vaiheista askelta: 100 ms ennen kontaktia, kontakti hetkestä kaksoistukivaiheen loppuun, yksöistuki-, työntö ja heilahdusvaiheet sekä koko askeleen aikainen käivisyys. Askeleen eri vaiheet määriteltiin molempien jalkojen voimalevyihin tuottamien vertikaalivoimien avulla. Voimatason ollessa yli 30 N katsottiin jalan olevan kiinni alustassa. Ennen analyysin tekemistä EMG -signaalit tasasuunnattiin ja integroitiin, jonka jälkeen askeleen eri vaiheista laskettiin keskimääräiset EMG (aEMG) arvot.

Jokaisen koehenkilön kaksi askelta keskiarvoistettiin, jonka jälkeen kaikkien koehenkilöiden tuloksista laskettiin keskiarvot eri nopeuksille.

#### **8.4 Tilastolliset menetelmät**

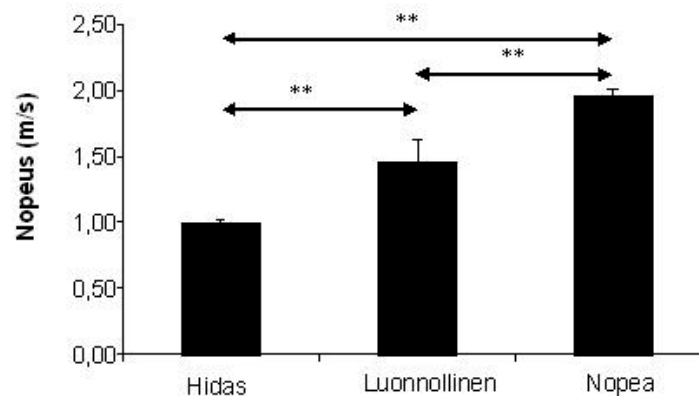
Tuloksissa ilmoitetaan eri muuttujien keskiarvot ja -hajonnat. Tuloksista laskettiin korrelaatiokertoimia (Kendall) muuttujien välisten yhteyksien löytämiseksi. Erityisesti tarkasteltiin kävelynopeuden vaikutusta eri muuttujiin. Pienen otoskoon vuoksi varianssien analysoinnissa käytettiin parametritonta Wilcoxon -testiä. Merkitsevyytasojen ilmentämisessä käytettiin \* -merkkiä seuraavasti: \* =  $p < 0.05$ , \*\* =  $p < 0.01$  ja \*\*\* =  $p < 0.001$ .

## 9 TULOKSET

Tuloksissa on käytetty lyhenteitä H, L ja N kuvaamaan hidasta, luonnollista ja nopeaa kävelynopeutta. Keskiarvot ja -hajonnat eri nopeuksilla mitatuista muuttujista löytyvät liitteestä 1 (Liite 1). Tilastolliset merkitsevyydet ja korrelaatiot eri muuttujien välillä on ilmoitettu liitteissä 2 ja 3. Lopullisista tuloksista on jouduttu jättämään yhden koehenkilön luonnollisen kävelyn tulokset pois nivelkulman mittauksessa tapahtuneen häiriön vuoksi, joten luonnollisen kävelyn  $n = 4$ . Liitteessä 4 on kuvio, josta ilmenee kaikkien muuttujien toiminta eri nopeuksilla käveltyessä.

### 9.1 Kävelynopeudet ja reaktivoimat

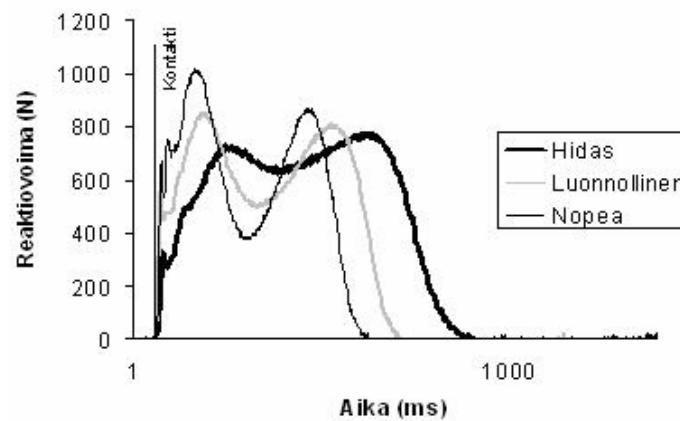
Kävelynopeuksiksi oli määritelty ennalta sekä hitaan että nopean kävelyn tavoitearvot (1 ja 2 m/s). Hidas kävely tapahtui  $0.99 \pm 0.03$  m/s nopeudella, nopea kävely  $1.95 \pm 0.07$  m/s nopeudella, luonnollisen kävelynopeuden ollessa  $1.46 \pm 0.17$  m/s (Kuvio 22).



Kuvio 22 Kävelynopeuksien keskiarvot ja -hajonnat. Kävelynopeudet poikkesivat toisistaan merkitsevästi.

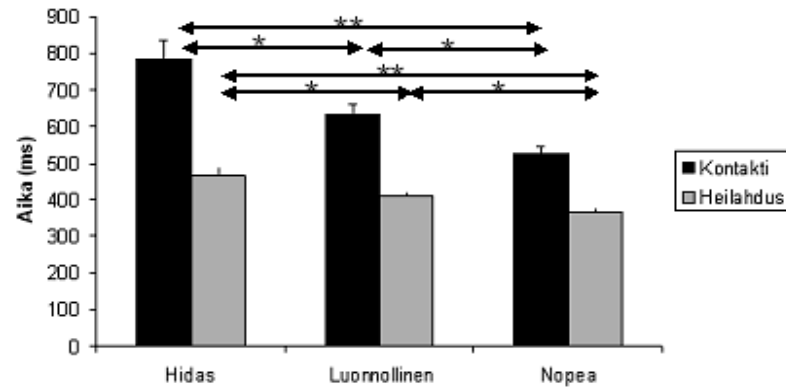
Kävelynopeuden kasvaessa askeleen kokonaiskesto lyheni (H=  $1245 \pm 60$ , L=  $1045 \pm 34$  ja N=  $893 \pm 22$  ms) erojen ollessa merkitseviä (H-N  $p < 0.01$ , H-L ja L-N  $p < 0.05$ ) kaikkien nopeuksien väleillä. Kävelynopeus korreloi myös askeleen sekä kontakti- että

heilahdusaikojen kestoihin; mitä nopeampaa kävely oli sitä lyhyempiä kontakti- ( $r=-.82$ ) (Kuvio 23) ja heilahdusajat ( $r=-.78$ ) olivat. Erot kontakti- ja heilahdusajoissa olivat merkitseviä kaikkien nopeuksien väleillä (Kuvio 24). Kävelynopeuden kasvaessa yksöistukivaiheen kesto lyheni merkitsevästi ( $H=472\pm 27$ ,  $L=428\pm 23$  ja  $N=377,5\pm 2$  ms,  $H-N p<0.01$ ,  $H-L$  ja  $L-N p<0.05$ ). Myös kaksoistukivaiheen kestot sekä askeleen alussa vastaanottovaiheessa ( $H=145\pm 14$ ,  $L=93\pm 9$  ja  $N=71\pm 11$  ms) että askeleen lopun työntövaiheessa lyhenivät ( $H=165\pm 27$ ,  $L=112\pm 9$  ja  $N=76\pm 8$  ms) merkitsevästi ( $H-N p<0.01$ ,  $H-L$  ja  $L-N p<0.05$ ) kävelynopeuden kasvaessa.



Kuvio 23 Askeleen aikaiset vertikaaliset reaktiivoimat eri nopeuksilla käveltäessä. Kuviosta voidaan havaita kontaktiaikojen erot eri nopeuksien väleillä. Kontaktihetki merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät päättyvät seuraavan askeleen kontaktiin.

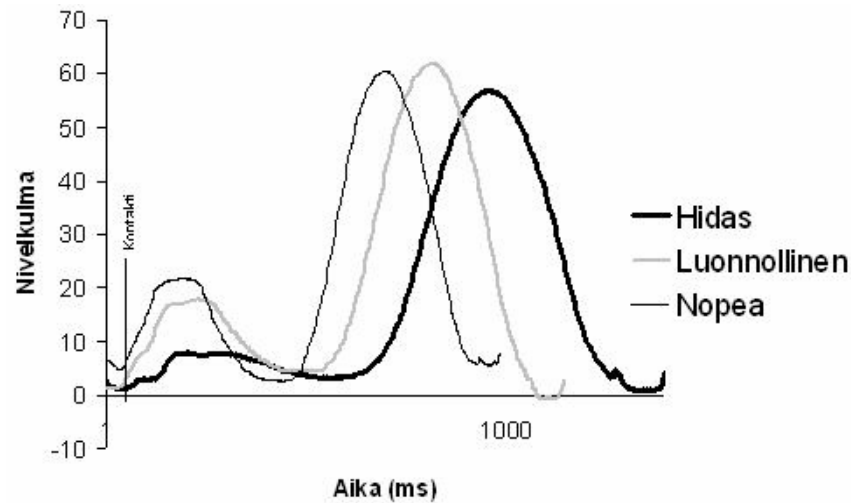




Kuvio 24 Kontakti- ja heilahdusajat eri nopeuksilla käveltäessä poikkesivat toisistaan merkitsevästi.

## 9.2 Nivelkulma

Polven nivelkulma kontaktihetkellä oli riippuvaista kävelynopeudesta ( $r=.66$ ,  $p<.01$ ) (Kuvio 25). Kävelynopeuden kasvaessa kontaktiin tultiin polvi enemmän koukussa. Polven nivelkulmat kontaktin alkaessa poikkesivat toisistaan merkitsevästi ( $p<.05$ ) hitaan ja nopean kävelyn välillä ( $H=1.56\pm 1.3$ ,  $L=3.3\pm 2.5$  ja  $N=6.7\pm 2.6$  astetta). Myös ensimmäisen kaksoistukivaiheen alussa olevan painonvastaanottovaiheen maksimaaliset nivelkulmat olivat riippuvaisia kävelynopeudesta ( $r=.77$ ,  $p<.001$ ). Erot olivat merkitseviä H-N ( $p<.01$ ) ja H-L ( $p<.05$ ) väleillä ( $H=8.7\pm 4.8$ ,  $L=18.0\pm 4.36$  ja  $N=22.6\pm 2.0$  astetta). Nivelkulman suuruus kontaktin loppuessa oli riippuvaista kävelynopeudesta ( $r=-.37$ ), mutta erot nopeuksien väleillä eivät olleet merkitseviä ( $H=41.5\pm 6.1$ ,  $L=37.4\pm 3.4$  ja  $N=33.1\pm 5.0$  astetta). Myöskään heilahduksen aikaisissa maksimaalisissa nivelkulmissa ei ollut merkitseviä eroja eri nopeuksilla käveltäessä ( $H=59.2\pm 4.1$ ,  $L=62.8\pm 4.7$  ja  $N=61.9\pm 4.3$  astetta).

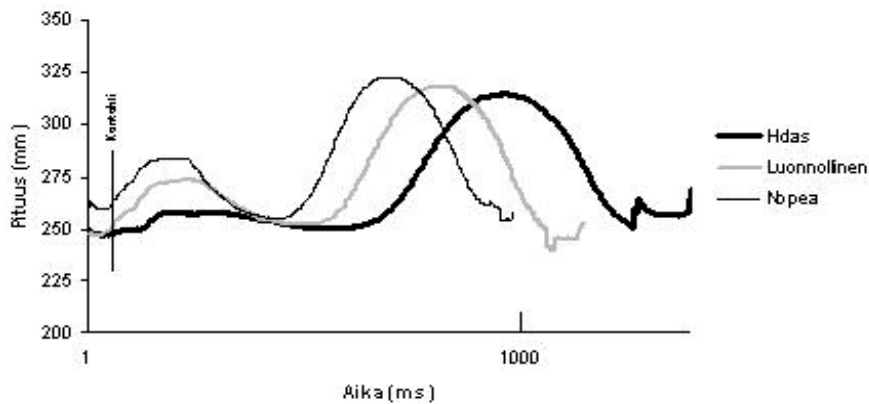


Kuvio 25 Polven nivelkulman muutokset (astetta) poikkesivat toisistaan eri nopeuksilla.

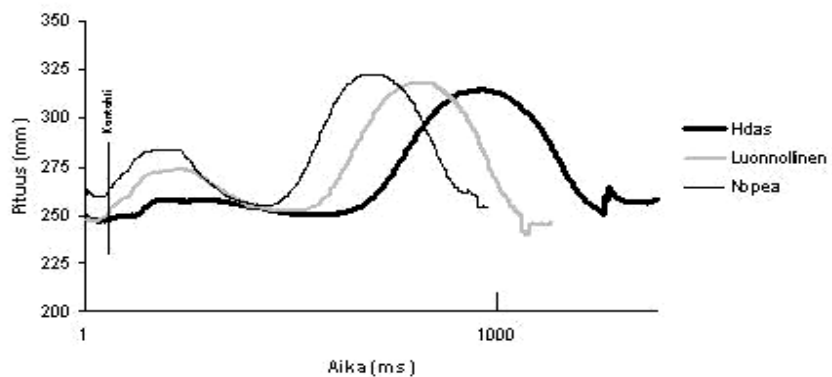
Kontaktihetki on merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin. Polven ollessa suorana on nivelkulma 0 astetta.

### 9.3 Lihas-jännekompleksin pituuden muutokset

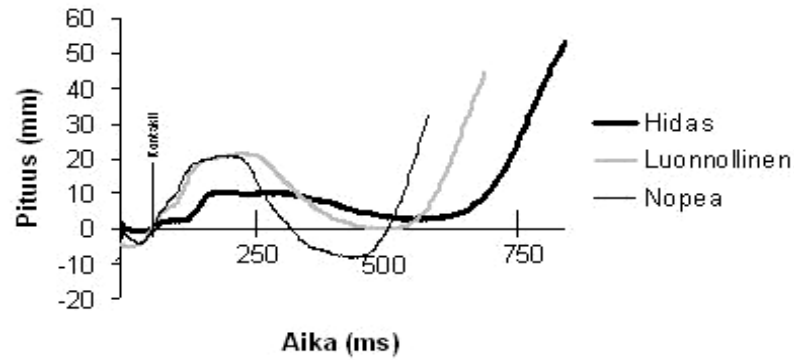
Vaikka lihas-jännekompleksin pituudet eri vaiheissa askelta eivät poikenneet toisistaan merkitsevästi eri nopeuksien väleillä (Kuvio 26, Kuvio 27), eroja oli mm. kuormitusvaiheen aikaisissa maksimaalisissa pituuksissa ( $H=258,8\pm 19,3$ ,  $L=273,4\pm 22,6$  ja  $N=279,5\pm 15,5$ ). Kuormitusvaiheen lihas-jännekompleksin maksimipituus olikin merkitsevästi riippuvaista kävelynopeudesta ( $r=.44$ ,  $p<.05$ ) ja polven nivelkulmasta ( $r=.58$   $p<.01$ ). Lihas-jännekompleksin pituus kontaktin alkaessa (Kuvio 28) oli merkitsevästi riippuvaista nivelkulmasta ( $r=.53$ ,  $p<.01$ ), kun taas kontaktin loppuessa merkitsevää yhteyttä ei ollut.



Kuvio 26 Lihas-jännekompleksin keskiarvoiset pituuden muutokset eri nopeuksilla. Kontaktihetki on merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin.



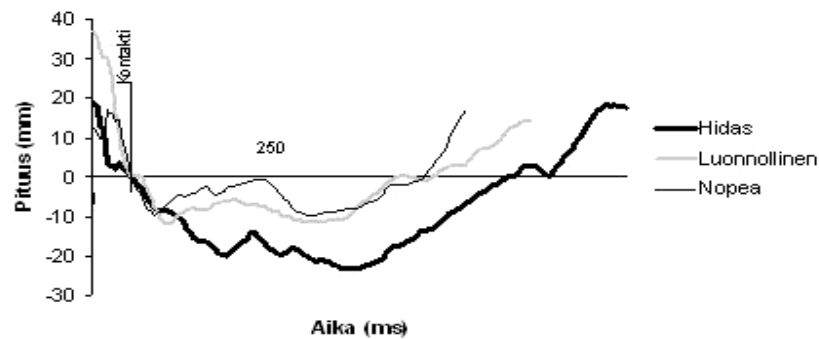
Kuvio 27 Lihas-jännekompleksin pituuden muutokset suhteessa kontaktihetken pituuteen. Kuviossa kontaktihetki on merkitty pystyviivalla.



Kuvio 28 Lihas-jännekompleksin kontaktin aikaiset pituuden muutokset. Pituudet on suhteutettu kontaktihetken pituuteen. Kuviossa kontaktihetki merkitty pystyviivalla.

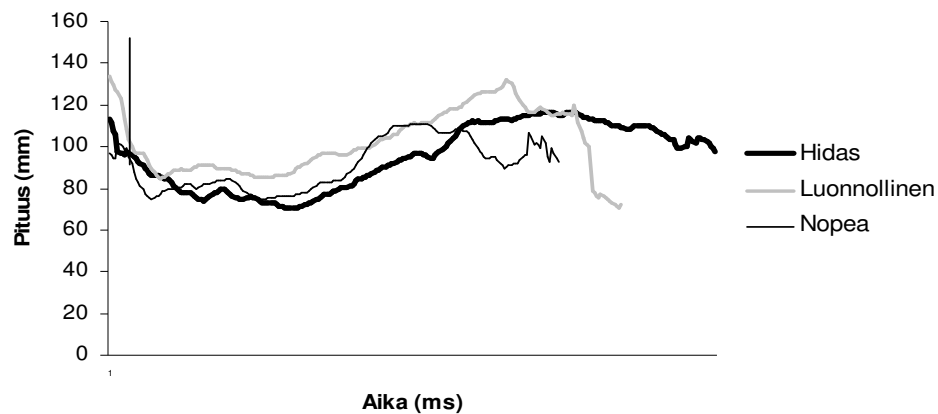
### 9.3.1 Supistuva komponentti

Askeleen aikana fasikkelin pituus oli lyhyimmillään käveltäessä hitaasti  $67 \pm 22$  mm, luonnollisen kävelyn aikana  $80 \pm 37$  mm ja nopeaa käveltäessä  $96 \pm 14$  mm. Pisimmillään fasikkelin pituudet olivat hitaassa kävelyssä  $131 \pm 37$  mm, luonnollisessa kävelyssä  $155 \pm 80$  ja nopeassa kävelyssä  $128 \pm 33$  mm. Fasikkelin pituus lyheni kontaktihetken pituudesta kontaktin alkuvaiheen aikana (Kuvio 29) kaikilla nopeuksilla.



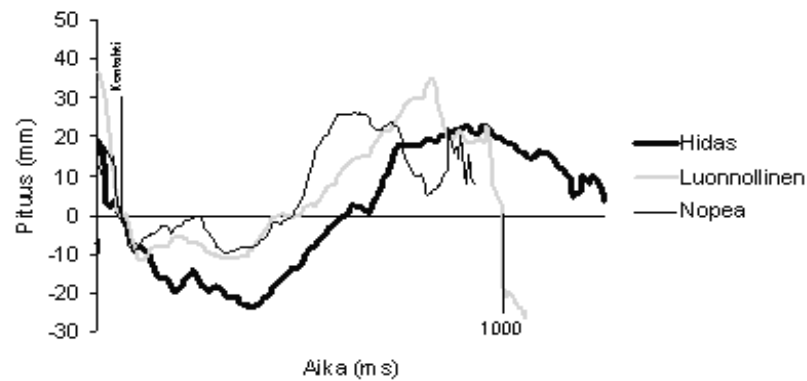
Kuvio 29 Fasikkelin pituuden muutokset kontaktin aikana. Pituudet on suhteutettu kontaktihetken pituuteen. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun. Kuviossa kontaktihetki on merkitty pystyviivalla.

Fasikkeleiden pituuden lyheneminen oli sitä suurempaa mitä hitaampaa käveltiin. Fasikkelin pituudessa kontaktin alkaessa ei ollut merkitseviä eroja eri kävelynopeuksien välillä (H=94±32, L=99±51 ja N=87±24 mm) (Kuvio 30, Kuvio 31). Eroja pituuksissa ei ollut myöskään kontaktin loppuessa (H=113±33, L=114±30 ja N=101±24 mm). Fasikkelin pituus kontaktin loppuessa oli merkitsevästi riippuvaista polven nivelkulmasta kontaktin loppuessa ( $r=.56$ ,  $p<0.01$ ), mutta samanlaista yhteyttä nivelkulman ja fasikkelin pituuden välillä ei ollut kontaktin alkaessa.



Kuvio 30 Fasikkelin pituuden muutokset askeleen aikana eri nopeuksilla käveltyessä. Kontaktihetki on merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin.

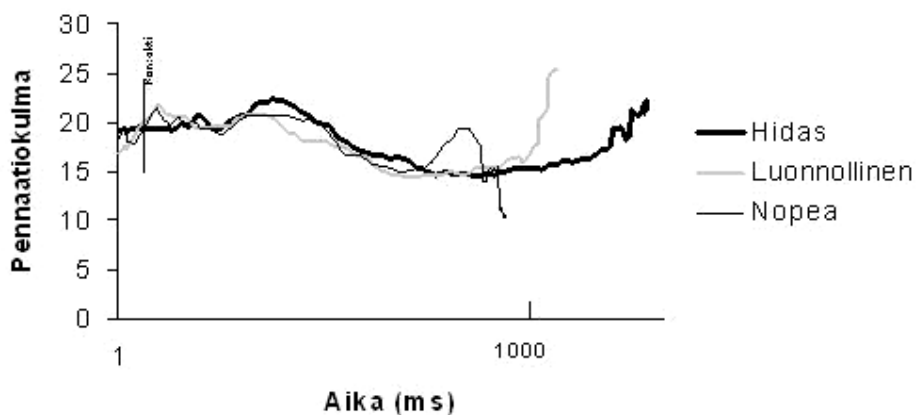
Kontaktivaiheen alun lyhytaikaisen lyhenemisen jälkeen fasikkelin pituus kasvoi kuormituksen kasvaessa. Fasikkelin piteneminen suhteessa kontaktihetken pituuteen oli suurempaa nopeaa käveltyessä. (Kuvio 29). Tämän pitenemisen jälkeen havaittiin kaikilla nopeuksilla jälleen fasikkelin lyhentymisen. Vaikka hitaasti käveltyessä lyheneminen jatkui lähes koko kuormitusvaiheen ajan, voitiin myös tällä nopeudella havaita lyhytaikainen fasikkelin pituuden kasvu (Kuvio 30). Kuormituksen pienentyessä ja polven nivelkulman kasvaessa fasikkeleiden pituudet kaikilla nopeuksilla kasvoivat (Kuvio 31).



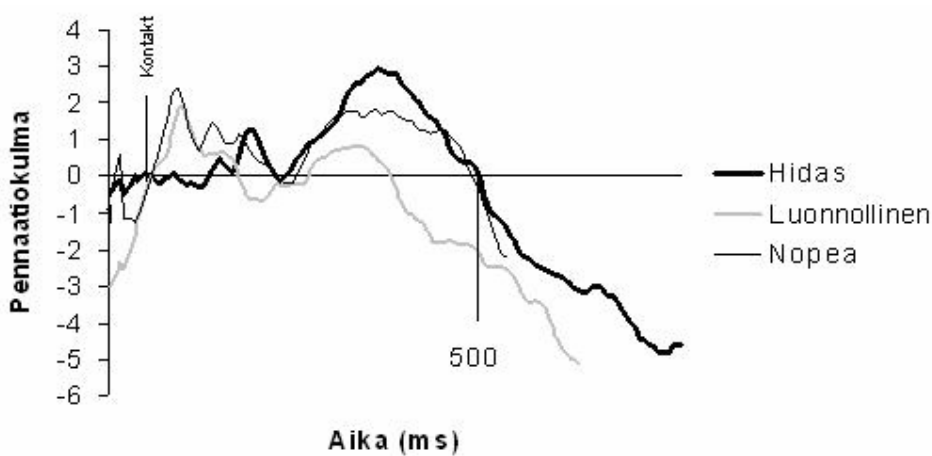
Kuvio 31 Fasikkelin pituuden muutokset suhteessa kontaktihetkeen askeleen aikana.

Kontaktihetki on merkitty pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin.

Pennaatiokulmassa ei havaittu merkitseviä eroja (Kuvio 32) eri nopeuksien väleillä. Pennaatiokulman suuruus vaihteli hitaassa kävelyssä  $12.8 \pm 4.0$  –  $25.2 \pm 9.0$ , luonnollisessa kävelyssä  $12.2 \pm 5.0$  –  $23.1 \pm 8.2$  ja nopeassa kävelyssä  $13.0 \pm 3.5$  –  $25.0 \pm 5.7$  asteen väleillä. Pennaatiokulma kontaktin alkaessa oli hitaassa kävelyssä  $19.5 \pm 10.5$ , luonnollisessa kävelyssä  $22.4 \pm 10.1$  ja nopeassa kävelyssä  $19.2 \pm 7.3$  astetta. Pennaatiokulma kasvoi (N ja L) tai pysyi samana (H) juuri ennen kontakti ja välittömästi kontaktin jälkeen (Kuvio 32). Kontaktin loppuessa pennaatiokulma olivat pienempiä (H= $14.6 \pm 4.9$ , L=  $15.2 \pm 4.3$  ja N =  $16.7 \pm 4.5$ ) kuin kontaktin alkaessa.



Kuvio 32 Askeleen aikaiset pennaatiokulman muutokset eri nopeuksilla.

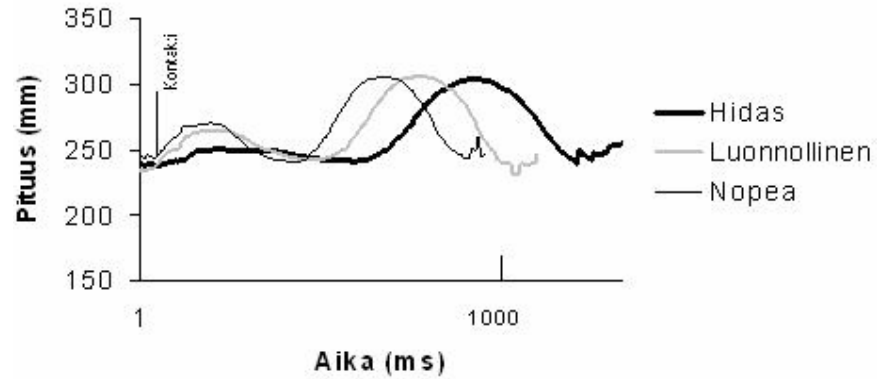


Kuvio 33 Pennaatiokulman (astetta) muutokset kontaktin aikana. Arvot on suhteutettu kontaktihetken alun arvoon.

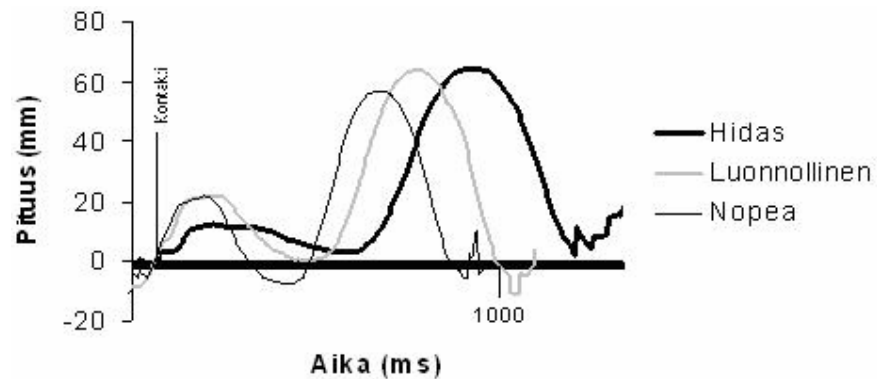
### 9.3.2 Elastinen komponentti

Jännerakenteiden pituudet (Kuvio 34) askeleen eri vaiheissa eivät poikenneet toisistaan eri kävelynopeuksilla. Kaikilla nopeuksilla jännerakenteiden pituudet kasvoivat välittömästi kontaktin jälkeen (Kuvio 35), lyhenivät kuormitusvaiheen jälkeen ja jälleen pitenevät kontaktivaiheen loppua kohden. Jännerakenteiden pituuden muutokset

olivatkin samansuuntaisia kuin koko lihas-jännekompleksin pituuden muutokset (Kuvio 27, Kuvio 36).

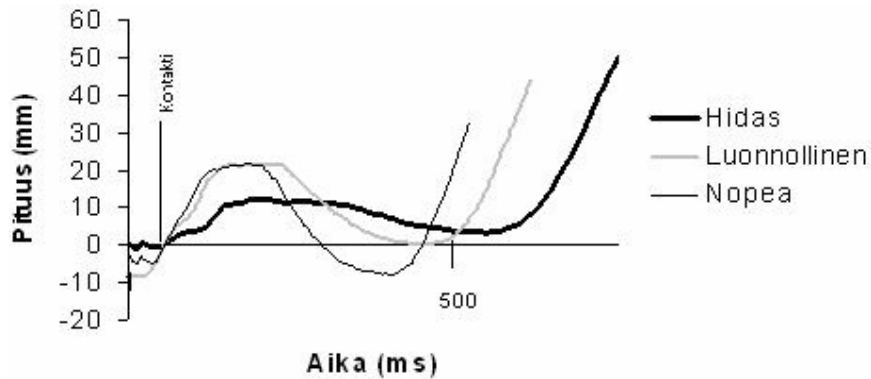


Kuvio 34 Jännerakenteiden pituuden muutokset askeleen aikana. Kontaktihetki on merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin



Kuvio 35 Yhden askeleen aikaiset jännerakenteiden pituuden muutokset suhteutettuna kontaktihetken pituuteen. Kontaktihetki on merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin.

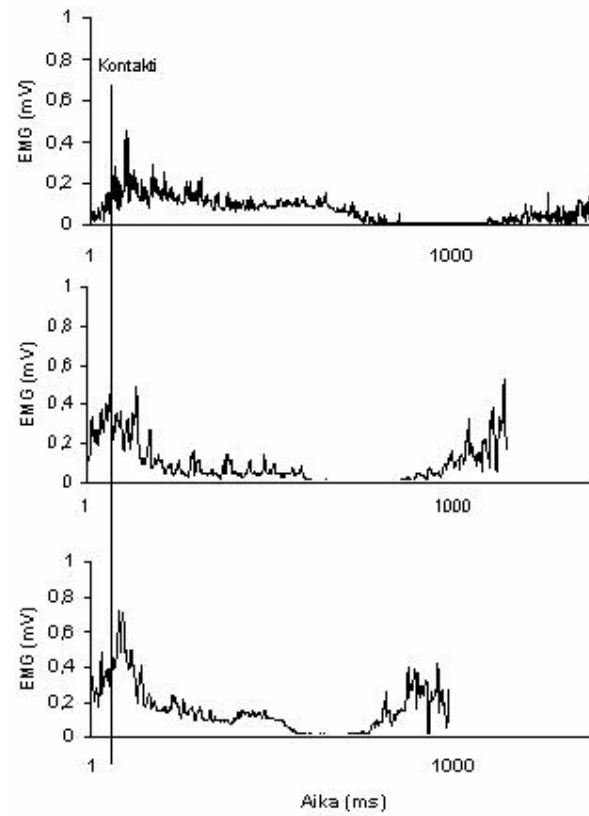




Kuvio 36 Jännerakenteiden pituuden muutokset askelkontaktin aikana. Kontaktihetki on merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin.

#### 9.4 Lihasaktivaatio

Kävelynopeudella oli merkitsevä yhteys kaikkiin muihin askeleen aikaisiin lihasaktivaatioihin paitsi työntövaiheen aikaiseen aktiivisuuteen. Kontaktia edeltävän 100ms aEMG kasvu korreloi kävelynopeuden kasvuun ( $r=.66$ ,  $p<0.001$ ), erot nopeuksien H-L ja H-N väleillä olivat merkitseviä ( $H=0.21\pm0.0$ ,  $L=0.34\pm0.13$  ja  $N=0.54\pm0.04$ ; H-L  $p<0.05$ , H-N  $p<0.01$ ). Askeleen aikainen aEMG kasvoi nopeuden kasvaessa ( $r=.80$ ,  $p<0.001$ ), erojen ollessa merkitseviä kaikkien nopeuksien väleillä ( $H=0.06\pm0.01$ ,  $L=0.1\pm0.02$  ja  $N=0.17\pm0.04$  mV; H-N  $p<0.01$ , H-L  $p<0.05$  ja L-N  $p<0.05$ ). (Kuvio 37).



Kuvio 37 Askeleen aikaiset lihasaktiivisuuden muutokset eri nopeuksilla käveltäessä. Ylhäällä hidas kävely, keskellä luonnollinen ja alhaalla nopea kävely. Kontaktihetket on merkitty kuvioon pystyviivalla. Käyrät loppuvat seuraavan askeleen kontaktiin.

## 10 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää vastus lateralis –lihaksen lihas-jännekompleksin toimintaa käveltyessä eri nopeuksilla. Kävelynopeudella havaittiin olevan vaikutusta lihas-jännekompleksin toimintaan askeleen eri vaiheiden aikana. Eroja lihas-jännekompleksin toiminnassa löydettiin erityisesti hitaan ja nopean kävelynopeuksien väliltä.

Polven nivelkulman muutokset olivat odotetun kaltaisia; askeleen aikana havaittiin polven fleksio kuorman vastaanottovaiheessa ja heilahdusvaiheessa. Vastus lateralis aktivoitui jo ennen maakontaktia, aktivaation ollessa riippuvainen kävelynopeudesta. Kuormitusvaiheen aikana polven nivelkulman suuruus ja lihas-jännekompleksin pituus kasvoivat kaikilla nopeuksilla. Fasikkelin pituus lyheni kaikilla nopeuksilla välittömästi kontaktin jälkeen kuormitusvaiheen alussa. Kuormitusvaiheen aikana pennaatiokulma kasvoi tai pysyi samana riippuen kävelynopeudesta. Jännerakenteiden pituus kasvoi kaikilla nopeuksilla kuormitusvaiheen aikana suhteessa kontaktihetken pituuteen. Lihas-jännekompleksin ja jännerakenteiden pituuksien muutokset kaikilla nopeuksilla olivat yhteneväisiä polven nivelkulman muutosten kanssa.

Kävelynopeudet poikkesivat toisistaan merkitsevästi, luonnollisen kävelynopeuden ollessa aiempien tutkimusten mukainen (mm. Waters & Mulroy 1999). Askelsyklin aikaisissa muuttujissa (kontaktiaika, heilahdusaika ja askeleen kesto) havaittiin merkitseviä eroja eri kävelynopeuksien välillä.

Polven nivelkulman askeleen aikaiset muutokset olivat aiemmin esitettyjen tutkimusten mukaisia (Perry 1992, 91). Polvinivelessä tapahtui askeleen aikana kaksi fleksio- ja kaksi ekstensiovaihetta. Nivelkulman muutokset olivat n. 60 astetta kaikilla kävelynopeuksilla. Merkitseviä eroja nivelkulmien suuruuksissa kävelynopeuksien välillä havaittiin ainoastaan kontaktin alkaessa sekä kontaktin alkuvaiheessa kuormitusta vastaanotettaessa. Hitaassa kävelyssä kuormitusvaiheen aikainen polven fleksio oli vähäistä. Kävelynopeuden kasvaessa myös kuormitusvaiheen aikainen

polven fleksio kasvoi, ollen suurinta käveltyessä suurinta nopeutta. Tulokset olivat odotetun kaltaisia; juuri kuormitusvaiheen nivelkulman on todettu olevan riippuvaista kävelynopeudesta, ei niinkään muiden askeleen aikaisten nivelkulmien (Winter 1988). Muissa askeleen aikaisissa nivelkulmien suuruuksissa ei ollutkaan merkitseviä eroja eri kävelynopeuksien väleillä, vaikka nivelkulman muutokset olivat erilaisia eri nopeuksilla.

Koko lihas-jännekompleksin pituuden muutokset seurailivat polven nivelkulman muutoksia, erityisesti kontaktin alkaessa ja kuormitusta vastaanottaessa. Tämä on luonnollinen seuraus käytetystä lihas-jännekompleksin pituuden määrittämiseen tarkoitetusta menetelmästä, jonka mukaan lihas-jännekompleksin pituus voidaan laskea nivelkulman muutosten perusteella (Hawkins & Hull 1990). Kuitenkaan lihas-jännekompleksin pituuksissa ei havaittu merkitseviä eroja eri nopeuksien väleillä, kuten nivelkulman muutoksissa havaittiin. Kontaktin alkaessa kuormitusta vastaanottaessa lihas-jännekompleksin pituus kasvoi, kuormitusvaiheen maksimaalisen pituuden ollessa riippuvaista kävelynopeudesta siten, että nopeampaa käveltyessä kuormitusvaiheen maksimaalinen pituus oli suurempaa verrattuna hitaampaan kävelyyn. Kuormitusvaiheen jälkeen lihas-jännekompleksin pituus jälleen lyheni polvinivelen suoristuessa. Lihas-jännekompleksin pituus kasvoi heilahdusvaiheessa polven koukistuessa, alkaen uudelleen lyhentymään heilahdusvaiheen loppua kohden.

Tässä tutkimuksessa mitatut fasikkelin lyhyimmät pituudet ( $H=67 \pm 22$  mm,  $L=80 \pm 37$  mm ja  $N=96 \pm 14$  mm) olivat yhteneväisiä aiempien tutkimusten kanssa (Fukunaga ym. 1997a; Muraoka ym. 2001). Myös fasikkelin pisimmät pituudet ( $H=131 \pm 37$ ,  $L=155 \pm 80$  ja  $N=128 \pm 33$  mm) olivat samansuuruisia kuin aiemmissä tutkimuksissa on raportoitu (Finni, Ikegawa & Komi 2001b). On kuitenkin huomioitava, että fasikkeleiden pituuksissa eri koehenkilöiden väleillä oli suuria eroja, ja keskihajonnat fasikkeleiden pituuksissa olivat suuria. Lisäksi Fukunagan ym. (1997a) mukaan fasikkelin pituus on riippuvaista lihaksen supistumisvoimakkuudesta. Koska tässä tutkimuksessa ei mitattu maksimaalisia polven ojennusvoimia, ei voida sanoa, millaisilla voimatasoilla suhteessa maksimaaliseen voimantuottoon kävelyn aikana toimittiin. Verrattaessa eri nopeuksien välisiä lihasaktiivisuuksia ja reaktiivoimia,

voidaan olettaa, että nopeampaa kävellessä vastus lateraaliksen voimantuotto oli suurempaa. Merkitseviä eroja fasikkelin pituuksissa eri nopeuksien väleillä ei kuitenkaan havaittu.

Mielenkiintoista supistuvan komponentin toiminnassa oli kaikilla nopeuksilla havaittu, askeleen alussa jo ennen kontaktia alkanut ja kuormitusvaiheen alussa jatkunut, fasikkelin pituuden lyheneminen. Fasikkelin pituus lyheni kuormitusvaiheen alussa kaikilla nopeuksilla verrattaessa pituutta kontaktihetkeen, vaikka koko lihas-jännekompleksin pituus kasvoi jo kontaktihetkellä. Fasikkelin pituuden lyhentymisen oli suurempaa hitaasti kävellessä kuin nopeaa kävellessä. Tällainen fasikkelin pituuden lyheneminen, vaikka lihas-jännekompleksin pituus kasvaa on yhteneväinen Griffiths'n (1991) tutkimuksen kanssa. Tulos poikkeaa Cutts'n (1989) tutkimuksesta, jonka mukaan vastus lateraaliksen sarkomeerin, ja täten myös fasikkelin, pituus kasvaa kävelyn kuormitusvaiheessa.

Tämän tutkimuksen tulos fasikkelin pituuden muutoksesta kuormitusvaiheen alussa poikkeaa myös käsityksestä vastus lateraaliksen fasikkeleiden pituuden muutoksen suhteesta nivelkulmaan. Fukunaga ym. (1997a) sekä Fukunaga ym. (1997b) totesivat tutkimuksissaan vastus lateraaliksen fasikkeleiden pituuden lyhenevän jalan suoristuessa, ja täten fasikkelin pituuden olevan riippuvaista nivelkulmasta. Muraokan ym. (2001) mukaan submaksimaalisen dynaamisen suorituksen, pyöräilyn, aikana vastus lateraaliksen fasikkeleiden pituudet kasvoivat polven nivelkulman kasvaessa.

Ichinose ym. (2000) tutkimuksen mukaan fasikkelin pituuden muutosta ei voida määrittää nivelkulman muutoksen perusteella, vaan vastus lateraaliksen fasikkelin pituuden muuttumiseen vaikuttaa erityisesti polven nivelkulman muutoksen nopeus. Finni ym. (2003) tutkimuksessa ei kuitenkaan löydetty merkitseviä eroja fasikkeleiden pituuksissa eri nopeuksilla tapahtuneissa polven ojennuksissa verrattaessa fasikkeleiden pituuksia polvikulman ollessa 120 astetta. Kuitenkin myös Finni ym. (2003) totesivat, ettei fasikkelin pituuden muuttumisen nopeus ole vakio isokineettisessä liikkeessä.

Tässä tutkimuksessa havaittu supistuvan komponentin pituuden lyheneminen koko lihas-jännekompleksin pituuden kasvaessa ei tue käsitystä vastus lateraalisen toimimisesta venymis-lyhenemis -syklin mukaisesti. Venymis-lyhenemis -sykli, jossa eksentrisen vaihe edeltää konsentrista on ominaista luonnolliselle liikkumiselle. Energiaa varastoituu lihas-jännekompleksin elastisiin osiin, kun supistuvaa lihasta venytetään juuri ennen lihaksen lyhentymistä, ja liikkumisen taloudellisuus tehostuu (Cavagna ym. 1965; Cavagna ym. 1968; Cavagna 1977). Komin & Gollhofer`n (1997) mukaan venymis-lyhenemis -syklin tehokas toiminta vaatii hyvin ajoitetun lihasten esiaktiivisuuden, lyhyen ja nopean eksentrisen vaiheen sekä välittömän muutoksen eksentrisestä konsentriseen supistukseen. Arvioitaessa vastus lateraalisen toimintaa mittaamalla koko lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia voitaisiin päätellä, että kyseessä on venymis-lyhenemis sykli. Kuitenkin Rassier ym. (1999) mukaan luonnollisessa liikkumisessa lihassolut toimivat joko venymis-lyhenemis tai lyhenemis-venymissyklin mukaan. Lyhenemis-venymis -syklissä lihassolun pituus ensin lyhenee, ja täten sarkomeerin tuottama voima lisääntyy. Syklin jatkuessa sarkomeerin pituus kasvaa venymisvaiheessa ja tuotetun voiman määrä laskee. Vaikka Fukunagan ym (1997a) tutkimuksen mukaan vastus lateralis toimisi sarkomeerin optimipituutta suuremmilla pituuksilla, myös vastakkaisia näkemyksiä on esitetty (Finni ym. 2001a)

Tässä tutkimuksessa havaittu fasikkelin lyheneminen kuormitusvaiheen alussa oli lyhytaikaista, ja kuormitusvaiheen jatkuessa myös fasikkelin pituus kasvoi. Varsinkin nopeaa käveltyäessä havaittiin selkeästi lihaksen aktivaation alkaneen jo pienentymään, kun fasikkeleiden pituus alkoi kasvaa kuormitusvaiheessa. Nämä seikat huomioonottaen voidaan olettaa vastus lateraalisen supistuvan komponentin toiminnan kuormitusvaiheessa noudattelevan lyhenemis -venymis sykliä vaikka koko lihas-jänne kompleksi noudatteleekin venymis-lyhenemis sykliä.

Kuormitusvaiheen alun fasikkelin lyhenemisen jälkeinen pituuden kasvu oli sitä suurempaa mitä nopeampaa käveltiin; törmäysvoiman kasvaessa koko lihasjännekompleksin pituus kasvoi ja lihas supistui eksentrisesti. Nopeaa käveltyäessä fasikkelin pituus kasvoi vielä kuormitusvaiheen loputtuakin lihas-jännekompleksin pituuden jo lyhentyessä. Luonnollista nopeutta käveltyäessä fasikkelin pituuden kasvu

loppui kuormitusvaiheen aikana, ja fasikkelin lyheneminen alkoi jo ennen kuin koko lihas-jänne kompleksin lyheneminen alkoi.

Tässä tutkimuksessa mitatut fasikkeleiden pituuden muutokset ja lihas-jännekompleksin pituuden muutokset eivät olleet keskenään yhteneväisiä, kun taas Finni ym. (2001a) havaitsivat tutkimuksessaan fasikkeleiden ja lihas-jännekompleksin pituuksien muutosten samankaltaisuuden. Tulos ei sikäli ole ristiriitainen Finnin ym. (2001a) tutkimuksen kanssa, että he totesivat fasikkeleiden pituuden muutosten voivan olevan riippuvaisia suoritettavasta tehtävästä ja sen intensiteetistä. Finni (2006) onkin todennut, että supistuvan komponentin ja lihas-jännekomponentin pituuksien muutokset eivät noudata samaa käyttäytymismallia.

Tämän tutkimuksen tulokset fasikkeleiden pituuden muutosten suhteesta lihas-jännekompleksin pituuden muutoksiin ovat samansuuntaisia kuin muista lihaksista luonnollisen liikkeen aikana mitatut fasikkeleiden ja lihas-jännekompleksin pituuden muutokset. Fukunaga ym. (2001) totesivat tutkimuksessaan, että gastrocnemius -lihaksen fasikkeleiden ja lihas-jännekompleksin pituuden muutokset eivät ole yhteneväisiä kävelyn aikana, vaan fasikkeleiden pituus pysyi samana lihas-jännekompleksin pituuden kasvaessa. Edellisestä poikkeavan ja tätä tutkimusta tukevan tuloksen fasikkeleiden toiminnasta esittivät Ishikawa ym. (2006), jotka totesivat gastrocnemius -lihaksen fasikkeleiden lyhentyvän juoksun kontaktivaiheen aikana, vaikka koko lihas-jännekompleksin pituus kasvoi. Tämä tutkimus vahvistaakin osaltaan käsitystä, että lihas-jännekompleksin toiminta ei ainoastaan ole lihasspesifiä, vaan myös riippuvaista sekä suoritettavasta tehtävästä että suoritusintensiteetistä.

Fasikkeleiden pennaatiokulmissa ei havaittu merkitseviä eroja eri nopeuksien väleillä. Tässä tutkimuksessa mitatut pennaatiokulman suuruudet olivat samansuuntaisia kuin aiemmissa tutkimuksissa on mitattu. Rutherford & Jones (1992) mittasivat vastus lateraloksen pennaatiokulman vaihtelevan 6 – 14 asteen välillä jalan ollessa luonnollisessa asennossaan. Pienimmät kulmat he mittasivat vastus lateraloksen ollessa venyneenä ja suurimmat kulmat lihaksen supistuessa. Fukunaga ym. (1997a) tutkivat vastus lateraloksen pennaatiokulman muutosta polven ojennusliikkeessä (70 – 180

astetta). Heidän tutkimuksessaan pennaatiokulma vaihteli rennossa lihaksessa 14 – 18 asteen ja supistuvassa lihaksessa 14 – 21 asteen väleillä. Finni ym. (2003) raportoivat eri nopeuksilla tapahtuneista dynaamisista polven ojennusliikkeen aikaisista pennaatiokulman muutoksista. Mittaukset suoritettiin 120 asteen polvikulmalla, ja pennaatiokulma vaihteli  $11.8 \pm 1.0$  –  $16.4 \pm 2.3$  asteen välillä.

Elastisen komponentin pituuden muutokset olivat yhteneväisiä koko lihasjännekompleksin pituuden muutosten kanssa. Jännerakenteiden pituus kasvoi kuormitusvaiheen alkaessa vaikka fasikkelin pituus lyhenikin. Kuormitusvaiheen aikaiset elastisen komponentin pituuden muutokset nopeassa ja luonnollisessa kävelyssä olivat samankaltaisia ja -suuruisia, kun taas hitaasti käveltäessä pituuden muutos oli vähäisempää. Samanaikaisesti havaittu fasikkelin pituuden lyhentyminen viittaisi juuri jännerakenteiden elastisuuden hyödyntämiseen. Lihaksissa, kuten vastus lateralis, joiden lihassolut ovat lyhyitä ja jänneet pitkiä, varastoituu eksentrisen vaiheen aikana elastista energiaa pääasiassa jännerakenteisiin (Alexander & Bennet-Clark 1977).

Vastus lateraliuksen aktivaatio oli odotetun kaltaista (Perry 1992 149 - 167); aktiivisuus alkoi heilahdusvaiheen loppuessa, ollen maksimaalista kontaktin alkuvaiheessa. Lihaskäyttö heikkeni kuormitusvaiheen jälkeen, ja heilahdusvaiheessa aktiivisuus oli vähäistä. Aiempien tutkimusten mukaisesti (Nilsson ym. 1985; Hof ym. 2002) myös tässä tutkimuksessa havaittiin lihasaktiivisuuden olevan suurempaa nopeampaa käveltäessä. Merkittäviä eroja lihasaktiivisuudessa eri kävelynopeuksien väleillä oli kaikissa askeleen vaiheissa.

## 10.1 Menetelmien arviointi

Ultraäänen avulla voidaan havaita lihasjännekompleksin eri osien pituuden muutoksia in vivo (mm. Rutherford & Jones 1992, Fukushima ym. 1995). Tutkimuksissa on havaittu, että ultraäänen käytettävyydessä dynaamisen suorituksen mittaamisessa on vielä puutteita. Epätarkkuutta ultraäänen käytössä aiheuttaa antureiden pieni koko; mitattaessa vastus lateralista ultraäänen kuvaan ei mahdu kerrallaan koko fasikkeli. Fasikkelin kokonaispituus joudutaankin arvioimaan ns. parellogrammi mallin avulla



(Finni ym. 2001a, Finni ym. 2003). Tätä mallia käytettäessä on todettu aponeuroosien ja fasikkeleiden kaarevuudesta johtuva 2 – 7 % virhe todelliseen fasikkelin pituuteen nähden (Finni ym. 2001a). Tässä tutkimuksessa havaittiin myös ongelmaksi laajat raajan liikkeet. Tämä aiheutti vaikeuksia seurata samaa fasikkeliä koko suorituksen ajan; fasikkeli liikkui niin paljon anturin alueella, että näkyvä osa on lyhyt ja fasikkelin pituuden määrittäminen perustui pääasiassa matemaattiseen mallintamiseen.

Ultraääneen liittyvä ongelma on myös mittaustaaajuus: dynaamisissa suorituksissa 50 Hz mittaustaaajuus ei välttämättä ole riittävä nopeiden muutosten havaitsemisessa. Kävelyn aikana polvinivelkulman muutokset ovat suurimmillaan painon vastaanottovaiheessa sekä kaksoistukivaiheen lopussa, jolloin nivelkulmamutokset voivat olla yli 300 %/s (Perry 1992, 91). Erityisesti mielenkiintoinen alue vastus lateraaliksen toiminnan kannalta kävelyn aikana on juuri painonvastaanottovaihe. Jotta lihas-jännekompleksin kaikkien osien pituuksien muutosten mittaaminen olisi tarkempaa, tulisi mittaustaaajuuden olla huomattavasti suurempi. Ultraäänen matala mittaustaaajuus aiheuttaa myös mittausdatan interpoloinnin tarpeen, jotta tuloksia voisi analysoida. Interpolointi voikin vääristää tuloksia.

Tässä tutkimuksessa ultraäänen 50 Hz mittaustaaajuus interpoloitiin 200 Hz taajuudella lineaarisen interpoloinnin avulla. On kuitenkin mahdollista ja todennäköistä, että mitatut muutokset eivät ole lineaarisia. Epätarkkuutta aiheuttaa myös eri mittaustaaajuuksilla tapahtuneiden tulosten yhdistämisessä. Tässä tutkimuksessa mm. nivelkulmien mittaustaaajuus oli 1000 Hz, jolloin synkronisointimerkki voidaan määrittää millisekunnin tarkkuudella. Kun taas ultraäänikuvien välillä, ennen interpolointia, on aikaa kulunut 20 ms, ja siten pahimmillaan aineistojen välinen alkuperäinen synkronisaatio saattaa poiketa 19 ms sekä tutkittavan aineiston alku- että loppuosassa.

## **10.2 Johtopäätökset**

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää vastus lateralis lihaksen lihas-jännekompleksin toimintaa kävelyn aikana. Tutkimuksessa pystyttiin mittaamaan lihas-jännekompleksin pituuden muutoksia askeleen eri vaiheiden aikana. Ottaen huomioon

ultraäänen käyttöön liittyvät tekniset rajoitteet, voidaan todeta, että ultraäänen käyttö mahdollistaa lihas-jännekompleksin pituuksien mittaamisen luonnollisen liikkeen aikana in vivo. Tutkimukseen osallistuneiden koehenkilöiden ja analysoitujen askelten määrä oli kuitenkin vähäinen, joten tulosten perusteella tehtävien yleistysten suhteen täytyy olla varovainen.

Vastus lateralis lihaksen lihas-jännekompleksin eri osien pituuden muutoksia voidaan mitata luonnollisen liikkeen, kävelyn, aikana in vivo ultraäänitekniikkaan käyttäen. Tutkimuksen mukaan kävelyn aikaisia fasikkeleiden pituuden muutoksia ei voida määrittää koko lihas-jännekompleksin pituuden muutosten perusteella. Lihas-jännekompleksin ja sen elastisen osan pituuden muutokset olivat yhteneväisiä nivelkulman muutosten kanssa.

Tulokset vahvistavat käsitystä vastus lateraloksen roolista kävelyn aikana; nelipäisen reisilihaksen tehtävänä on painonvastaanotto kuormitusvaiheen alkaessa. Kuormituksen vastaanoton mahdollistaa lihas-jännekompleksin optimaalinen toiminta: Vastus lateraloksen aktivaatio alkaa jo ennen kontaktia alustaan. Supistuvan komponentin lyhentyminen alkaa jo ennen kontaktia jatkuen vielä kontaktin aikana, vaikka koko lihas-jännekompleksin pituus kasvaa. Tätä kuormitusvaiheen aikana jännerakenteisiin varastoitunutta energiaa voidaan hyödyntää myöhemmin kontaktivaiheessa.

## LÄHTEET

- Alexander R.M. & Bennet-Clark H.C. 1977. Storage of elastic strain in muscle and other tissues. *Nature* 265, 114 – 117.
- Andersson, Adams & Hale 2000. Mechanical Effects of Forces Acting on Bone, Cartilage, Ligaments, and Tendons. Teoksessa Nigg B.M., MacIntosh B.R. & Mester J. (toim.) *Biomechanics and biology of movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Bobbert MF., Gerritsen KGM., Litjens MCA., and Soest van AJ. 1996 Why is counter movement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28: 1402–1412.
- Bojsen-Møller J., Hansen P., Aagard P., Kjær M & Magnusson S.P. 2003. Measuring mechanical properties of vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo by ultrasound imaging. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 13, 259 – 265.
- Campbell N.A. 1996. *Biology*. Menlo Park California, Yhdysvallat: Benjamin/Cummings.
- Cavagna G.A. 1977. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and Sports Science reviews* 5: 89 – 129.
- Cavagna G.A., Dusman B. & Margaria R. 1968. Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology* 24 (1), 21 – 32.
- Cavagna G.A., Saibene F.P. & Margaria R. 1965. Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of Applied Physiology* 20, 157 – 158.
- Cutts A. 1989. Sarcomere length changes in muscles of the human thigh during walking. *J Anat* 166:77-84.
- Finni T. & Komi P.V. 2002. Two methods for estimating tendinous tissue elongation during human movement. *Journal of Applied Biomechanics* 18 (2), 180 – 188.
- Finni T. 2001. Muscle mechanics during human movement revealed by in vivo measurement of tendon force and muscle length. *Jyväskylän yliopisto*, Suomi
- Finni T. 2006. Structural and functional features of human muscle–tendon unit. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 16 (3), 147–158

- Finni T., Ikegawa S. & Komi P.V. 2001b Concentric force enhancement during human movement. *Acta Physiol Scand* 173, 369 – 377
- Finni T., Ikegawa S., Lepola V., & Komi P. 2001a. In vivo behavior of vastus lateralis muscle during dynamic performances. *European Journal of Sport Sciences* 1(1).
- Finni T., Komi P.V. & Lukkariniemi J. 1998. Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *European Journal of Applied Physiology* 77 (3) 289-291
- 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, 1–9.
- Fratzl P., Misof K., Zizak I., Rapp G., Amenitsch H & Bernstorff S. 1997. Fibrillar Structure and Mechanical Properties of Collagen. *Journal of Structural Biology* 122, 119 – 122.
- Freriks B., Hermens H., Disselhorst-Klug C & Rau G. 1999. The recommendations for sensor and sensor placement procedures for surface electromyography. Teoksessa H. Hermens, (toim.) *European recommendations for surface electromyography*, Roessingh Research and Development, Enschede (1999), pp. 15–53.
- Fukashiro S., Itoh M., Ichinose Y., Kawakami Y. & Fukunaga T. 1995. Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristics of human tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology* 71, 555 – 557.
- 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, 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.
- Fukunaga T., Kubo K., Kawakami Y., Fukashiro S., Kanehisa H. & Maganaris C. 2001. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings of Royal Society of London* 268, 229 – 233.
- Gordon A. M., Huxley A.F. & Julian F. J. 1966a. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology* 184, 170 – 192.
- Gordon A. M., Huxley A.F. & Julian F. J. 1966b. Tension development in highly stretched vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology* 184, 143 – 169.

- Gordon A.M., Homsher E. & Regnier M. 2000. Regulation of Contraction in Striated Muscle. *Physiological Reviews* 80 (2): 853-924.
- Griffiths R.I. 1991. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *The Journal of Physiology*, 436 (1), 219-236.
- Hawkins D. & Hull M.L. 1990. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics* 235, 487 – 494.
- Herzog W, Abrahamse SK & ter Keurs HE. 1990. Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model. *European Journal of physiology*. 416(1-2):113 – 119
- Herzog W. 2000. Force production in human skeletal muscle. Teoksessa Nigg B.M., MacIntosh B.R. & Mester J. (toim.) *Biomechanics and biology of movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Hof A.L., Elzinga H., Grimmius W. & Halbertsma J.P.K. 2002. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture* 16 (2002) 78–86.
- Huijing P.A. 1999. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *Journal of Biomechanics* 32, 329 – 345.
- Huijing 1992a. Mechanical muscle models. Teoksessa Komi P.V. (toim.) *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell scientific publications, 130 – 150.
- Huijing 1992b. Elastic potential of muscle. Teoksessa Komi P.V. (toim.) *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell scientific publications, 151 – 168.
- Huxley A.F. 2000. Cross-bridge action: present views, prospects and unknowns. *Journal of Biomechanics*.33(10): 1189-1195.
- 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(3), 851 – 856.
- Ingen Schenau van J.G., Bobbert M.F. & Haan de A. 1997. Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *Journal of Applied Biomechanics* 13, 289 – 415.
- Ishikawa M, & Komi P.V. 2004. Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology* 96: 848–852.

- Ishikawa M., Komi PV, Grey MJ, Lepola V. & Bruggemann GB. 2005. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology* 99: 603 – 608.
- Ishikawa M., Pakaslahti J. & Komi PV. 2006. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait & Posture Painossa syyskuu 2006*.
- Ishikawa M., Finni T. & Komi P.V. 2003. Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica* 178, 205 – 213.
- Kanehisa H. Muraoka Y. Kawakami Y. Fukunaga T. 2003. Fascicle arrangements of vastus lateralis and gastrocnemius muscles in highly trained soccer players and swimmers of both genders. *International Journal of Sports Medicine*. 24 (2), 90-5.
- Kannus P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 10, 312 – 320.
- Komi P.V. & Gollhofer A. 1997. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 451 – 460.
- Komi, Salonen, Järvinen & Kokko 1987. In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I. Methodological development. *International Journal of Sports Medicine* 8(1): 3 – 8.
- Lieber R.L & Fridén J 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve* 23, 1647 – 1666.
- Magnusson S.P., Hansen P & Kjær M. 2003. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 13, 211 – 223
- McMahon T.A. 1984. *Muscles, reflexes and locomotion*. Princeton University Press. New Jersey, Yhdysvallat.
- Muraoka T., Kawakami M., Tachi M. & Fukunaga T. 2001 Muscle fiber and tendon length changes in human vastus lateralis during slow pedaling. *Journal of Applied Physiology* 91, 2035 – 2040.
- 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.

- Nilsson J., Thorstensson A., & Halbertsma J. 1985. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica* 123, 457–75.
- Ounjian M, Roy RR, Eldred E, Garfinkel A, Payne JR, Armstrong A, Toga AW, Edgerton VR. 1991. Physiological and developmental implications of motor unit anatomy. *J Neurobiol* 5:547-59
- Perry J 1992. *Gait Analysis. Normal and Pathological Gait*. Thorfare: SLACK Incorporated.
- Rassier D.E., MacIntosh B.R. & Herzog W. 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 86 (5), 1445 – 1457.
- Rutherford O.M. & Jones D.A. 1992. Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology* 65 (5), 433 – 437.
- Sutherland D.H., Kaufman K.R. & Moitza J.R. 1994. Kinematics of normal human walking. Teoksessa Rose J & Gamble J.G. (toim.) *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 23 – 45.
- Vaughan C.L. 2003. Theories of bipedal walking: an odyssey. *Journal of Biomechanics* 36 (4): 513-523
- Vaughan C.L., Davis B.L. & O'Connor J.C. 1999. *Dynamics of Human Gait*. Kiboho publisher, Etelä-Afrikka.
- Waters R.L. & Mulroy S. 1999. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture* 9(3):207-31.
- Whittle M. 1991. *Gait analysis: An introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Wickiewicz, T.L., Roy R.R., Powell P.L., & Edgerton V.R.. 1983. Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 179: 275–283
- Winter D.A. 1988. *The biomechanics and motor control of human gait*. 2. painos. Waterloo (Kanada): University of Waterloo Press.
- Zajac F.E., Neptune R.R. & Kautz S.A. (2003) Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture* 17, 1 – 17.

LIITE 1

Nopeudet	HIDAS		LUONNOLLINEN		NOPEA	
	Ka.	±	Ka.	±	Ka.	±
Nopeus (m/s)	0,99	0,03	1,47	0,17	1,95	0,06
Kontaktiaika (ms)	782	52	632	27	524	19
Heilahdusaika (ms)	464	23	413	9	370	8
Askeleen kesto (ms)	1246	59	1045	33	893	22
Kaksoistukivastaanotossa (ms)	145	14	93	9	71	11
Yksöistuki (ms)	472	27	428	23	378	2
Kaksoistuki työntövaiheessa (ms)	165	27	112	9	76	8
Nivelkulma kontaktin alussa	1,6	1,3	3,3	2,5	6,7	2,6
Nivelkulma kontaktin lopussa	41,5	6,1	37,4	3,4	33,1	4,9
Max nivelkulma kuormituksessa	8,7	4,8	18,0	4,4	22,6	2,0
Nivelkulma kontakti + 100 ms	6,6	4,7	16,6	3,7	21,7	1,6
Max nivelkulma heilahduksessa	59,2	4,1	62,8	4,7	61,9	4,3
MTC kontaktin alussa (mm)	247	14	250	19	256	15
MTC kontaktin lopussa (mm)	301	17	297	19	293	19
Max MTC kuormituksessa (mm)	259	19	273	23	280	16
Max MTC heilahduksessa (mm)	317	16	319	19	317	20
Fasikkeli kontaktin lopussa (mm)	113	33	114	30	101	24
Fasikkeli kontaktin alussa (mm)	94	32	99	51	87	24
Fasikkelin min.pituus askeleen aikana	67	22	80	37	96	14
Fasikkelin maks. pituus askeleen aikana (mm)	131	37	155	80	128	33
Pennaatiokulma kontaktin alussa	19,5	1,5	22,4	10,1	19,2	7,3
Pennaatiokulma kontaktin lopussa	14,6	4,9	15,2	4,3	16,7	4,5
Pennaatiokulma askeleen lopussa	17,8	8,6	21,2	10,2	18,4	8,5
Max. pennaatiokulma	25,2	9,0	23,1	8,2	25,0	5,7
Min. pennaatiokulma	12,8	4,0	12,2	5,0	13,0	3,5
Jännerakenteiden pituus kontaktin alussa (mm)	238	15	246	17	250	11
Jännerakenteet kontaktin lopussa	291	17	291	17	285	16
Jännerakenteet askeleen lopussa	237	16	245	22	243	14
aEMG askeleen aikana (mV)	0,06	0,01	0,1	0,02	0,17	0,04
aEMG 100 ms kontaktin alusta (mV)	0,21	0,08	0,34	0,13	0,54	0,15
aEMG 1. kaksoistuen aikana (mV)	0,19	0,08	0,36	0,15	0,62	0,26
aEMG yksöistuen aikana (mV)	0,06	0,02	0,09	0,03	0,14	0,03
aEMG 2. kaksoistuen aikana (mV)	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,04
aEMG heilahduksen aikana (mV)	0,04	0,01	0,07	0,01	0,15	0,07
aEMG 100 ms ennen kontaktia (mV)	0,09	0,04	0,2	0,05	0,38	0,16
aEMG kontaktin aikana (mV)	0,07	0,02	0,12	0,03	0,19	0,02



LIITE 2

Hidas - Nopea																
	Nopeus (m/s)	Kontaktiaika (ms)	Heilahdusaika (ms)	Askeleen kesto (ms)	Kaksoistuen kesto vastaanotossa	Yksioistuen kesto	Kaksoistuen kesto työntöväheessä	Nivelkuuma kontaktin alussa	Nivelkuuma kontaktin lopussa	Max nivelkuuma kuormituksessa	Nivelkuuma kontakti + 100 ms	Max nivelkuuma heilahduksessa	MTC kontaktin alussa	MTC kontaktin lopussa	Max MTC kuormituksessa	Max MTC heilahduksessa
Mann-Whitney U	0	0	0	0	0	0	0	0,5	4	0	0	7	7	8	6	9
Wilcoxon W	15	15	15	15	15	15	15	15,5	19	15	15	22	22	23	21	24
Z	-2,652	-2,611	-2,611	-2,611	-2,611	-2,619	-2,619	-2,514	-1,776	-2,611	-2,619	-1,149	-1,149	-0,940	-1,368	-0,731
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,008	0,009	0,009	0,009	0,009	0,009	0,009	0,012	0,076	0,009	0,009	0,251	0,251	0,347	0,175	0,465
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	0,008	0,008	0,008	0,008	0,008	0,008	0,008	0,008	0,095	0,008	0,008	0,310	0,310	0,421	0,222	0,548
	Fasikkelin pituus kontaktin lopussa	Fasikkelin pituus kontaktin alussa	Pennaatiokuluma kontaktin alkaessa	Pennaatiokuluma kontaktin loppuessa	Pennaatiokuluma askeleen loppuessa	Jännerakenteiden pituus kontaktin alkaessa	Jännerakenteiden pituus kontaktin loppuessa	Jännerakenteiden pituus askeleen loppuessa	aEMG askeleen aikana	aEMG 100 ms kontaktin alusta	aEMG 1. kaksoistuen aikana	aEMG yksioistuen aikana	aEMG 2. kaksoistuen aikana	aEMG heilahduksen aikana	aEMG 100 ms ennen kontaktia	aEMG kontaktin aikana
Mann-Whitney U	10	9	11	9	12	7	7	7	15	0	0	0	12	0	0	0
Wilcoxon W	25	24	26	24	27	22	22	22	15	15	15	15	27	15	15	15
Z	-0,522	-0,733	-0,313	-0,731	-0,104	-1,149	-1,149	-1,149	-2,611	-2,611	-2,611	-2,611	-0,104	-2,611	-2,611	-2,611
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,602	0,463	0,754	0,465	0,917	0,251	0,251	0,251	0,009	0,009	0,009	0,009	0,917	0,009	0,009	0,009
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	0,690	0,548	0,841	0,548	1,000	0,310	0,310	0,310	0,008	0,008	0,008	0,008	1,000	0,008	0,008	0,008
Hidas - Luonnollinen																
	Nopeus (m/s)	Kontaktiaika (ms)	Heilahdusaika (ms)	Askeleen kesto (ms)	Kaksoistuen kesto vastaanotossa	Yksioistuen kesto	Kaksoistuen kesto työntöväheessä	Nivelkuuma kontaktin alussa	Nivelkuuma kontaktin lopussa	Max nivelkuuma kuormituksessa	Nivelkuuma kontakti + 100 ms	Max nivelkuuma heilahduksessa	MTC kontaktin alussa	MTC kontaktin lopussa	Max MTC kuormituksessa	Max MTC heilahduksessa
Mann-Whitney U	0	0	0	0	0	2	0	5	6	0	0	5	7	8	6	6
Wilcoxon W	15	10	10	10	10	12	10	20	16	15	15	20	22	18	21	21
Z	-2,491	-2,449	-2,449	-2,449	-2,449	-1,960	-2,449	-1,225	-0,980	-2,449	-2,449	-1,225	-0,735	-0,490	-0,980	-0,980
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,013	0,014	0,014	0,014	0,014	0,050	0,014	0,221	0,327	0,014	0,014	0,221	0,462	0,624	0,327	0,327
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,063	0,016	0,286	0,413	0,016	0,016	0,286	0,556	0,730	0,413	0,413
	Fasikkelin pituus kontaktin lopussa	Fasikkelin pituus kontaktin alussa	Pennaatiokuluma kontaktin alkaessa	Pennaatiokuluma kontaktin loppuessa	Pennaatiokuluma askeleen loppuessa	Jännerakenteiden pituus kontaktin alkaessa	Jännerakenteiden pituus kontaktin loppuessa	Jännerakenteiden pituus askeleen loppuessa	aEMG askeleen aikana	aEMG 100 ms kontaktin alusta	aEMG 1. kaksoistuen aikana	aEMG yksioistuen aikana	aEMG 2. kaksoistuen aikana	aEMG heilahduksen aikana	aEMG 100 ms ennen kontaktia	aEMG kontaktin aikana
Mann-Whitney U	10	9	10	10	9	6	9	8	0	4	2	3	9	0	0	0
Wilcoxon W	20	19,5	20	20	24	21	24	23	15	19	17	18	24	15	15	15
Z	0,000	-0,123	0,000	0,000	-0,245	-0,980	-0,245	-0,490	-2,449	-1,470	-1,960	-1,715	-0,245	-2,449	-2,449	-2,449
Asymp. Sig. (2-tailed)	1,000	0,902	1,000	1,000	0,806	0,327	0,806	0,624	0,014	0,142	0,050	0,086	0,806	0,014	0,014	0,014
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	1,000	0,905	1,000	1,000	0,905	0,413	0,905	0,730	0,016	0,190	0,063	0,111	0,905	0,016	0,016	0,016
Nopea - Luonnollinen																
	Nopeus (m/s)	Kontaktiaika (ms)	Heilahdusaika (ms)	Askeleen kesto (ms)	Kaksoistuen kesto vastaanotossa	Yksioistuen kesto	Kaksoistuen kesto työntöväheessä	Nivelkuuma kontaktin alussa	Nivelkuuma kontaktin lopussa	Max nivelkuuma kuormituksessa	Nivelkuuma kontakti + 100 ms	Max nivelkuuma heilahduksessa	MTC kontaktin alussa	MTC kontaktin lopussa	Max MTC kuormituksessa	Max MTC heilahduksessa
Mann-Whitney U	0	0	0	0	1	0	0	3	4	4	1	9,5	7	6	6	9,5
Wilcoxon W	10	15	15	15	16	15	15	13	19	14	11	24,5	17	21	16	24,5
Z	-2,460	-2,449	-2,449	-2,449	-2,205	-2,460	-2,460	-1,715	-1,470	-1,470	-2,214	-0,123	-0,735	-0,980	-0,980	-0,123
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,014	0,014	0,014	0,014	0,027	0,014	0,014	0,086	0,142	0,142	0,027	0,902	0,462	0,327	0,327	0,902
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	0,016	0,016	0,016	0,016	0,032	0,016	0,016	0,111	0,190	0,190	0,032	0,905	0,556	0,413	0,413	0,905
	Fasikkelin pituus kontaktin lopussa	Fasikkelin pituus kontaktin alussa	Pennaatiokuluma kontaktin alkaessa	Pennaatiokuluma kontaktin loppuessa	Pennaatiokuluma askeleen loppuessa	Jännerakenteiden pituus kontaktin alkaessa	Jännerakenteiden pituus kontaktin loppuessa	Jännerakenteiden pituus askeleen loppuessa	aEMG askeleen aikana	aEMG 100 ms kontaktin alusta	aEMG 1. kaksoistuen aikana	aEMG yksioistuen aikana	aEMG 2. kaksoistuen aikana	aEMG heilahduksen aikana	aEMG 100 ms ennen kontaktia	aEMG kontaktin aikana
Mann-Whitney U	6	9	9	7	9,5	10	7	10	0	2	3	2	9	1	3	1
Wilcoxon W	21	24	24	17	19,5	20	22	20	10	12	13	12	24	11	13	11
Z	-0,980	-0,246	-0,245	-0,735	-0,123	0,000	-0,735	0,000	-2,449	-1,960	-1,715	-1,960	-0,245	-2,205	-1,715	-2,205
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,327	0,806	0,806	0,462	0,902	1,000	0,462	1,000	0,014	0,050	0,086	0,050	0,806	0,027	0,086	0,027
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	0,413	0,905	0,905	0,556	0,905	1,000	0,556	1,000	0,016	0,063	0,111	0,063	0,905	0,032	0,111	0,032



LIITE 4

