

<http://www.jyu.fi/library/tutkielmat/391/>

KOLMIPÄISEN POHJELIHAKSEN TOIMINTA JA AKILLESJÄNTEEN  
KUORMITTUMINEN KÄVELYSSÄ

Taija Laitinen

Jyväskylän Yliopisto  
Liikuntabiologian laitos  
Biomekaniikka  
Pro gradu tutkielma  
Työn ohjaaja: Paavo V. Komi  
Kesä 1997

## TIIVISTELMÄ

Kävelynopeuden (hidas =  $1.1 \pm 0.1 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$ , normaali =  $1.5 \pm 0.1 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  ja nopea =  $1.8 \pm 0.2 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$ ) vaikutuksia kolmipäisen pohjelihaksen toimintaan ja akillesjänteen kuormittumiseen tutkittiin uuden, kuituoptisen tekniikan avulla. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää lihasmekaanisten tekijöiden lisäksi optisen kuidun soveltuvuus normaalin liikkumisen tutkimisessa.

Koehenkilöille ( $n = 8$ ) asennettiin optinen kuitu (PGR-sarja,  $\varnothing 0.5 \text{ mm}$ ) onton neulan ( $1.0 \times 40 \text{ mm}$ ) avulla oikean jalan akillesjänteen lävitse. Optisen kuidun kalibrointi nilkkaergometrissä osoitti akillesjänteen voiman olevan lineaarisessa suhteessa tuotettuun ulkoiseen voimaan submaksimaalisella tasolla (10-40 %). Akillesjänteen voimien (ATF) lisäksi tutkimuksessa mitattiin reaktiovoimia 10 m pitkällä voimalevyanturilla keräystaajuudella 1000 Hz ja kävelysuoritukset kuvattiin kahdella NAC HSV kameralla kuvanopeuden ollessa 200 Hz. Lihaskäyttöä mitattiin medialisesta kaksoiskantalihaksesta (GA), leveästä kantalihaksesta (SOL) ja etummaisesta säärilihaksesta (TA), ja tiedot rekisteröitiin yhdessä jalkapohjan paineiden kanssa Data Loggeriin (Paromed System®) keräystaajuuden ollessa 200 Hz. Ultraäänikuvaus (Aloka SSD 280LS, 7.5 MHz) suoritettiin erillisenä päivänä akillesjänteen poikkipinta-alan selvittämiseksi.

Akillesjänteen huippuvoimat osoittautuivat yksilöllisiksi riippumatta siitä, tarkasteltiin voimia absoluuttisina ( $1292 \pm 605 \text{ N}$ ) vai jänteen poikkipinta-alaa kohti suhteutettuina arvoina ( $21 \pm 9 \text{ N}\times\text{mm}^{-2}$ ). Akillesjänteen huippuvoima saavutettiin yleensä myöhään konsentrisessa vaiheessa ja täten lihaksen tuottama voima oli suurempi lyhentyessä kuin pidentyessä. Huippuvoimat eivät muuttuneet kävelynopeuden myötä. Sen sijaan akillesjänteen voimantuottonopeus kasvoi keskimäärin 32 % ( $p < .05$ ) siirryttäessä hitaasta kävelystä nopeaan kävelyyn. Kävelynopeudella oli vaikutusta myös kaksoiskantalihaksen dynaamiseen jäykkyyteen ( $\Delta F/\Delta x$ ), joka kasvoi nopeuden lisääntyessä ( $p < .05$ ). Lihaskäyttö kasvoi TA-lihaksessa esiaktiivisuus- ja plantaarfleksiovaiheessa ( $p < .01$ ). GA- ja SOL-lihasten aktiivisuuden kasvu ( $p < .01$ ) kävelynopeuden funktiona näkyi selvästi konsentrisessa vaiheessa. Yhteenvetona voidaan todeta, että kävelynopeuden vaihtelu ei muuttanut akillesjänteen kuormitusmalleja tai voima-pituus- ja voima-nopeus -riippuvuus-suhteita, mutta akillesjänteen voimantuottonopeus ja dynaaminen jäykkyys lisääntyivät kävelynopeuden kasvaessa.

## SISÄLLYS

1 JOHDANTO .....	1
2 AKILLESJÄNTEEN RAKENNE JA TOIMINTA .....	2
2.1 AKILLESJÄNTEEN ANATOMIA .....	2
2.2 AKILLESJÄNTEEN OMINAISUUDET JA TOIMINTA .....	4
3 KOLMIPÄISEN POHJELIHAKSEN BIOMEKANIikkaA .....	6
3.1 LIHAKSEN RAKENNE .....	6
3.2 LIHASTOIMINTATAVAT .....	7
3.3 LIHAKSEN VOIMA-PITUUS RIIPPUVUUS .....	8
3.3.1 KOLMIPÄISEN POHJELIHAKSEN PITUUDEN MÄÄRITTÄMINEN .....	9
3.4 LIHAKSEN VOIMA-AIKA RIIPPUVUUS .....	10
3.5 LIHAKSEN VOIMA-NOPEUS RIIPPUVUUS .....	10
3.6 LIHAKSEN ELASTISUUS JA JÄYKKYYS .....	12
4 KÄVELYN BIOMEKANIikkaA .....	14
4.1 KÄVELYN VAIHEET .....	14
4.2 KÄVELYNOPEUDEN VAIKUTUS KÄVELYN MUUTTUJIIN .....	15
4.2.1 KINEMAATTISET MUUTTUJAT .....	15
4.2.2 REAKTIO- JA MOMENTTIVOIMAT .....	16
4.2.3 KUORMITUKSEN JAKAUTUMINEN JALKAPOHJASSA .....	17
4.2.4 LIHASAKTIIVISUUDET .....	18
4.2.5 AKILLESJÄNTEEN VOIMAT JA KAKSOISKANTALIHAKSEN JÄYKKYYS .....	19
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	20
6 MENETELMÄT .....	21
6.1 KOEHENKILÖT .....	21
6.2 KOEASETELMA .....	21
6.3 OPTINEN KUITU .....	22
6.4 ULTRAÄÄNIKUVAUS .....	25
6.5 VOIMAMITTAUKSET .....	26
6.6 LIHASAKTIIVISUUKSIEN MITTAUS .....	26
6.7 VIDEOKUVAUS .....	27
6.8 TILASTOLLISET MENETELMÄT .....	27
7 TULOKSET .....	28
8 POHDINTA .....	38
8.1 LIHAS- JA LIKEMEKANIIKKA KÄVELYNOPEUDEN LISÄÄNTYESSÄ .....	38
8.2 KUITUOPTISEN MENETELMÄN SOVELTUVUUS .....	44

LÄHTEET

LIITTEET

## 1 JOHDANTO

Kävelyä on tutkittu hyvin paljon, mutta vain muutamissa kävelytutkimuksissa on mitattu suoraan yhden lihasryhmän tuottamia voimia (Gollhofer et al. 1984; Komi et al. 1992). Muissa tutkimuksissa lihaksen voimia on arvioitu matemaattisesti EMG:n, voimalevy-anturin ja filmianalyysin avulla (esim. Hof et al. 1983; Fukashiro & Komi 1987; Gregor & Ablew 1994). Voimien mittauksista *in vivo* -tilanteessa saadaan tärkeää tietoa hermolihaskäytännön toiminnasta ja tätä voidaan hyödyntää esimerkiksi laadittaessa uusia, parempia malleja nivelten momenttivoimien jakamisesta aktiivisiin ja passiivisiin komponentteihin (Gregor et al. 1987).

Ihmisillä tehdyissä lihasten voimien mittauksissa E-muotoisen jännevoima-anturin käytöstä siirryttiin solkianturin käyttöön, joka asennettiin leikkauksella akillesjänteen ympärille (Komi et al. 1987a; Komi et al. 1992). Tämän menetelmän invasiivisuudesta ja pitkästä toipumisajasta johtuen uusi kuituoptinen menetelmä on syrjäyttämässä solkianturin käytön. Ensimmäiset ihmistutkimukset optisella kuituanturilla ovat osoittaneet, että uusi menetelmä on kehittämisen arvoinen (Komi et al. 1995; Nicol et al. 1995).

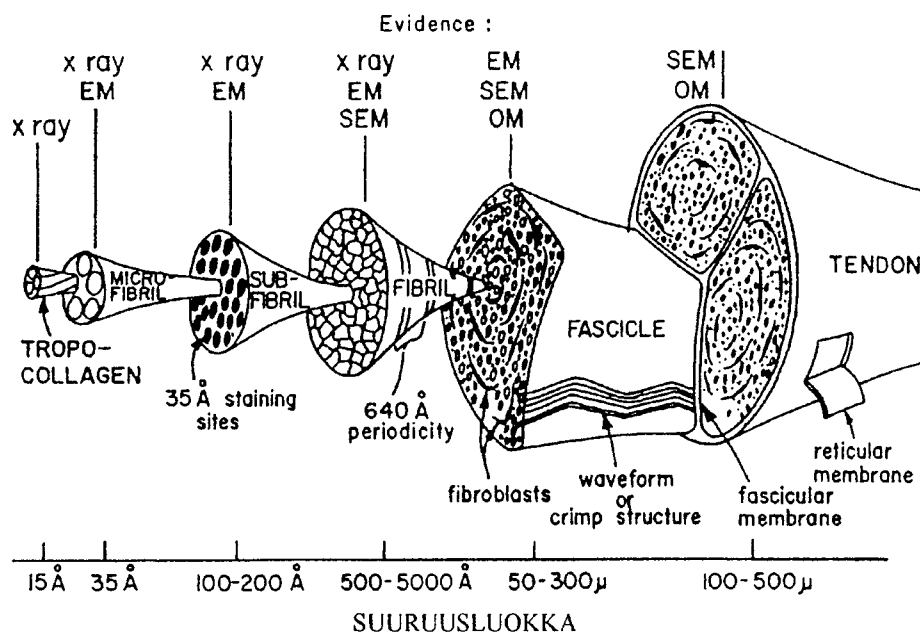
Tämä tutkimus keskittyy kolmipäisen pohjelihaksen (TS) toimintaan kävelyssä, sillä pohkeen lihaksista leveällä kantalihaksella (SOL) ja kaksoiskantalihaksella (GA) on merkittävä rooli jokapäiväisessä liikkumisessa. Näiden lihasten tuottamien voimien suora mittaus akillesjänteestä kuituoptisen tekniikan keinoin syventää lihasmekaniikan ymmärtämystä, ja yhdessä lihaspituuksien ja -aktiivisuuksien mittaamisella saadaan tietoa hermolihaskäytännön toiminnasta. Optinen kuitu mahdollistaa vaivattoman, koehenkilölle melkein kivuttoman, tavan tutkia yhden lihasryhmän tuottamia voimia. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli soveltaa kuituoptista menetelmää kolmipäisen pohjelihaksen toiminnan selvittämiseksi. Tutkimuksessa tarkasteltiin erityisesti lihasmekaanisia muuttujia ja niiden muutoksia kävelynopeuden funktiona.

## 2 AKILLESJÄNTEEN RAKENNE JA TOIMINTA

### 2.1 AKILLESJÄNTEEN ANATOMIA

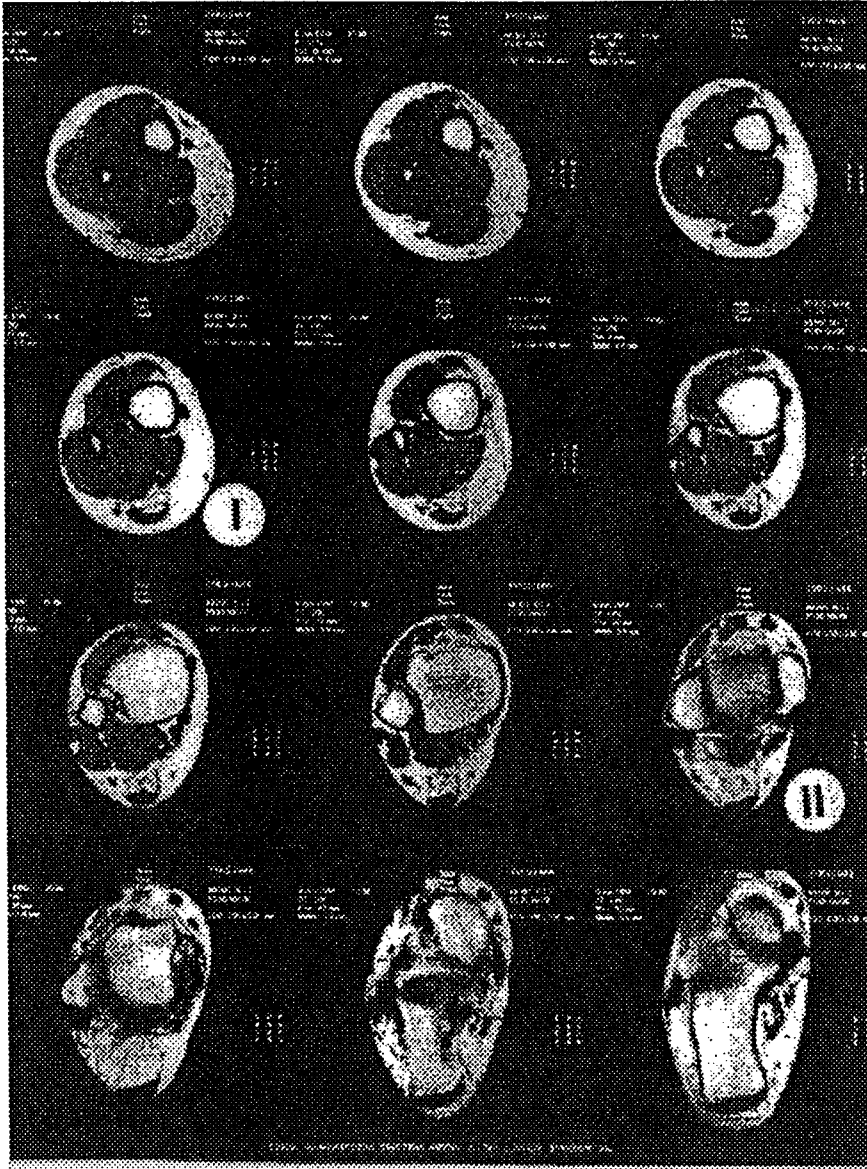
Akillesjänne koostuu muiden jänteiden tavoin proteiineista, kuten kollageenista, elastaanista, proteoglycaneista ja vedestä. Kollageenia on 60-80 % jänteen kuivapainosta. Kollageenisäikeet muodostuvat  $\alpha$ -ketjuista, jotka sisältävät hydroksyloituneita aminohappoja. Näillä aminohapoilla on tärkeä osa kollageenimolekyylien välisten yhdyssiltojen muodostamisessa. Kolme  $\alpha$ -ketjua kiertyvät toistensa ympäri muodostaen tropokollageenimolekyylin. Viisi rinnakkaista tropokollageenimolekyyliä muodostavat mikrofibrillin ja mikrofibrillijoukkoa kutsutaan fibrilliksi. Kollageenifibrillien on havainnointu olevan aaltomaisessa muodossa, kun jänteeseen ei kohdistu voimia. Aaltomaisen muodon arvellaan syntyvän elastaanin pyrkiessä lyhentymään (kuvio 1). Kollageenisäiekimppua ympäröi sisäkalvo, joka on kiinteässä yhteydessä välikalvoon, ja koko jännettä ympäröi ulkokalvo. Nämä kolme kalvoa akillesjanteessa toimivat limapussin tavoin sallien jänteen lähes kitkattoman liikkeen ulkopuolisiin kudoksiin nähden. (Butler et al. 1978.)

#### JÄNTEEN HIERARKIA



Kuvio 1. Jänteen rakenne. Jänteestä (tendon) voidaan erottaa useita rakenneosasia (fascicle, fibril) hyödyntäen mm. elektronimikroskooppia (EM) (Kastelic et al. 1978).

Kolmipäisestä pohjelihaksesta alkava akillesjänne on valkoinen, noin 15 cm pitkä ja keskimäärin 6 mm paksu jänne. Yläosastaan jänne on sirppimäinen ja alaosastaan melko pyöreä (kuvio 2). (Koivunen-Niemelä 1995) Lähellä kantaluun kiinteyksikohtaa akillesjänne on kiertynyt spiraalimaisesti. Kiertymisen ansiosta akillesjänne absorboi kolmipäinen pohjelihaksen tuottamaa voimaa, kunnes tuotettu voima on tarpeeksi suuri aiheuttaakseen liikkeen. (Warwick & Williams 1973).



Kuvio 2. Normaali akillesjänne magneetikuvassa 10 mm välein. Akillesjänne näkyy ylä-  
rivin kuvissa mustana, kaarevana kalvorakenteena, joka pyöristyy, mitä lähemmäs  
kantaluuta tullaan. Alarivin kuvissa jänne erottuu kantaluun päässä tummana sirppinä.  
(Koivunen-Niemelä 1995.)

## 2.2 AKILLESJÄNTEEN OMINAISUUDET JA TOIMINTA

Akillesjänne toimii GA:n, SOL:n ja hoikan pohjelihaksen yhteisenä jänteenä, joka kiinnittyy kantaluuhun. SOL-lihaksen jänne muodostaa suurimman osan akillesjänteen paksuudesta, ja on 3 - 10 cm pitkä, kun GA-lihaksen jänteen pituus vaihtelee 10 - 25 cm. SOL lähtee fibulan ylä-takaosasta ja toimii nilkan primäärisenä plantaarifleksorina. GA on kaksipäinen lihas, joka lähtee reisiluun lateraalisesta (GA lateralis) ja mediaalisesta (GA medialis) kyhmystä, ja toimii täten sekä nilkan plantaarifleksorina että polven fleksorina. Hoikka pohjelihas on pieni ja voimantuotoltaan heikko lihas. Se lähtee reisiluun lateraalisesta kyhmystä ja sen pitkä jänne yhtyy kolmipäisen pohjelihaksen jänteeseen mediaalipuolella. Hoikka pohjelihas puuttuu 5 - 10 % ihmisistä. (Warwick & Williams 1973; Koivunen-Niemelä 1995.) Kolmipäisellä pohjelihaksella on myös sekundäärinen tehtävä. Akillesjänne kulkee subtalaarinivelen akselin mediaalipuolelta ja täten TS osallistuu myös nilkan supinaatioon (Czerniecki 1988).

Kun jänteeseen kohdistuu vakiovoima tietyn ajanhetken, jänne venyy tasaisesti. Jänteen venyminen jatkuu vielä voiman vaikutuksen jälkeenkin, mutta vähenevässä määrin. Tämä ylimääräinen venyminen (creep) riippuu aikaisemmasta kuormituksesta. Hystereesi näkyy jänteen voiman palautuessa, kun sitä on venytetty tietyllä nopeudella. Hystereesi tarkoittaa ilmiötä, jossa mitattava signaali (tässä venytetyn lihaksen voima) ei palaudu alkuperäiseen asemaansa mitattua käyrää seuraten. Hitaampi venytys aiheuttaa pienemmän voiman akillesjänteessä kuin suurempi venytysnopeus. (Butler et al. 1978.) Jänne saavuttaa suuremmat lyhenemisnopeudet kuin lihassolu (Bobbert et al. 1986).

Jänne käyttäytyy epälineaarisen elastisen rakenteen tavalla. Kun jänteen kollageenisäikeet ovat aaltomaisessa muodossa lähellä lepopituutta, hyvin pienet voimallisäykset voivat tällöin aiheuttaa huomattavan pituudenmuutoksen jänteeseen (epälineaarinen osuus). Jänteen säikeiden ollessa yhdensuuntaisia niihin kohdistuvan voiman kanssa, tarvitaan suuria voimia, jotta jännettä voitaisiin venyttää lisää (lineaarinen osuus). Tällöin jänteen jäykkyys on suuri. Lisäksi jänteen paksuus vaikuttaa sen jäykkyyteen: mitä paksumpi jänne on, sitä suurempia voimia se kestä. Miehillä on yleensä paksumpi, ja täten jäykempi jänne kuin naisilla. (Butler et al. 1978.)

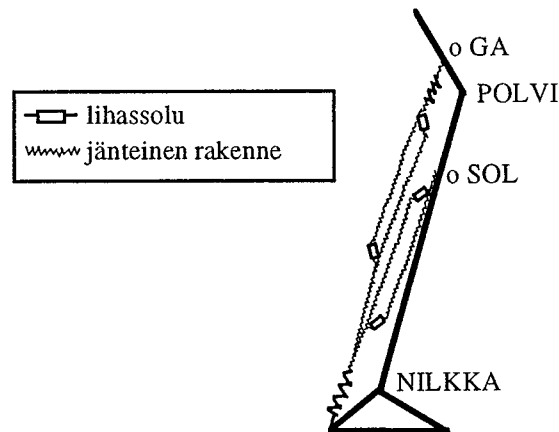
Akillesjänteen on mitattu kestävästi suuria voimia. Komi et al. (1992) mittasivat akillesjänteen voimia mm. kävelyssä ja juoksussa käyttäen akillesjänteen ympärille leikkauksella asetettua soljen muotoista voima-anturia. Tutkimuksessa mitatut maksimivoimat (huipusta huippuun mitattuna) vaihtelivat  $59 \text{ N}\times\text{mm}^{-2}$  (kävely) ja  $110 \text{ N}\times\text{mm}^{-2}$  (juoksu) välillä.



### 3 KOLMIPÄISEN POHJELIHAKSEN BIOMEKANIikkaa

#### 3.1 LIHAKSEN RAKENNE

Lihassolun proteiineilla on useita muunnoksia, isoformeja, ja tästä johtuen lihassoluilla on erilaisia ominaisuuksia. Yleisimmin lihassolut jaetaan kahteen päätyyppiin: nopeat ja hitaat. SOL koostuu pääasiassa hitaista soluista ja GA sisältää sekä hitaita että nopeita soluja. Kuitenkin soluvärjäykset ovat osoittaneet, että GA:ssa on prosentuaalisesti enemmän nopeita soluja kuin hitaita. (Vandervoort & McComas 1983; Rice et al. 1988.) Optimaalisella pituudella lihaksen suurin voimantuotto on mahdollista. Woittiez et al. (1985) raportoivat lihasten optimaaliksi pituuksiksi 23.96 cm (SOL), 20.21 cm (GA medialis) ja 17.58 cm (GA lateralis), joissa yksilölliset vaihtelut ovat todennäköisiä. Yksittäisten lihassolujen pituuksiksi Woittiez et al. (1985) saivat 37.8 mm, 47.8 mm, 55.7 mm vastaavasti. SOL-lihaksen solut ovat järjestäytyneet  $25^{\circ}$ :n kulmaan lihaksen voimantuottosuuntaan nähden ja toisella sulkamaisella lihaksella GA:lla  $20^{\circ}$ :n kulmaan. Sulkamaisella lihaksella on parempi voima-pituus -suhde kuin esim. yhdensuuntaisella räätälinlihaksella. Kolmipäisen pohjelihaksen mekaaninen malli on esitetty kuviossa 3.



Kuvio 3. Kolmipäisen pohjelihaksen mekaaninen malli. SOL:n lähtökohta muodostuu jänteisestä kaaresta tibian ja fibulan välillä. GA:n lihassolut kiinnittyvät laajaan kalvoon, joka vähitellen muotoutuu jäniteksi (Bobbert et al. 1986).

### 3.2 LIHASTOIMINTATAVAT

Lihaksen ollessa aktiivinen, sen pituus voi lyhentyä (konsentrisen), pidentyä (eksentrisen) tai pysyä vakiona (isometrinen). Konsentrisessa toiminnassa lihaksen nettomomentti on samansuuntainen kuin nivelkulman muutos. Mekaaninen työ on positiivista konsentrisissa lihastoiminnassa. Eksentrisessä toiminnassa nettomomentti on päinvastainen kuin kulmamuutos ja työ on negatiivista. Isometrisessä toiminnassa ulkoista työtä ei tehdä. (Komi 1984a.) Ihmisen liikkueissa lihakset toimivat vain harvoin puhtaasti konsentrisesti, eksentrisesti tai isometrisesti. Monissa liikkeissä lihas ensin pitenee ja sen jälkeen lyhenee. Tätä eksentrisen ja konsentrisen työtavan luonnollista yhdistelmää kutsutaan venymis-lyhenemis -sykliksi (Norman & Komi 1979).

Puhtaassa positiivisessa työssä sarkomeerit lyhenevät ensin venyttäen lihaksen elastisia osia ja jännettä. Lihaksen pituus lyhenee vasta, kun sarkomeerien supistava voima voittaa ulkoisen voiman (Asmussen & Bonde-Petersen 1974). Tätä aikaa, joka kuluu lihaksen sähköisen aktiivisuuden alusta voiman alkuun, kutsutaan elektromekaaniseksi viiveeksi. Tämän ajan on mitattu vaihtelevan 25:n ja 55:n ms välillä riippuen käytetystä lihaksesta ja lihastyötavasta (Norman & Komi 1979; Cavanagh & Komi 1979). Viive muodostuu ajasta, joka kuluu 1) aktiopotentiaalin leviämiseen lihaksen solukalvolla, 2) kalsiumin vapautumiseen, 3) poikittaissiltojen muodostumiseen ja suurimmaksi osaksi 4) supistuvan komponentin aiheuttamaan peräkkäisen elastisen komponentin venymiseen ennen havaittavaa liikettä. (Cavanagh & Komi 1979.) Negatiivisessa työssä aktiivinen lihas pitenee ja siihen varastoituu elastista energiaa. Tämä energia on varastoituneena lihaksen elastisiin osiin ja poikittaissiltoihin, ja on käytettävissä välittömästi venytystä seuraavassa supistuksessa. (Cavagna et al. 1965; Bosco et al. 1982.)

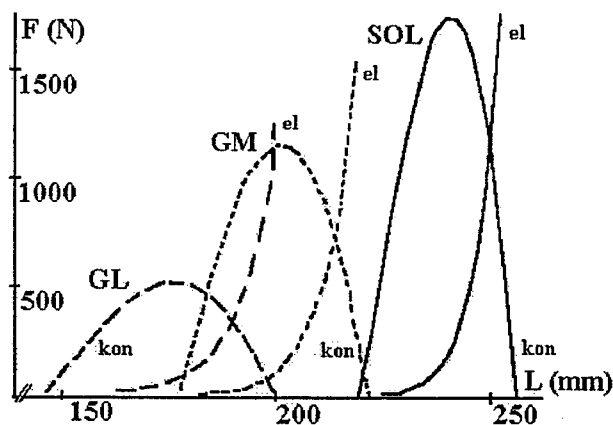
Hitaassa kävelyssä GA on aktiivinen vain pidentyessään, kontaktivaiheen ensimmäisellä puoliskolla. Kävelynopeuden kasvaessa GA myös lyhenee aktiivisesti ja tämä konsentrisen aktiivisuus lisääntyy kävelynopeuden myötä. (Grieve et al. 1978.) Kontaktin eksentrisessä vaiheessa SOL tuottaa enemmän voimaa kuin GA. Tämä aiheutuu siitä, että GA venyy vähemmän kuin SOL, johtuen samanaikaisesta polven koukistumisesta ja m. soleuksen lihassolujen suuremmasta kulmasta voimantuottosuuntaan nähden. Lisäksi,

SOL-lihaksella on lyhyemmät lihassolut, ja täten solujen venytysnopeus on suurempi verrattuna GA:n solujen venytysnopeuteen. (Woittiez et al. 1985.)

### 3.3 LIHAKSEN VOIMA-PITUUS RIIPPUUUS

Jokaiselle lihakselle on määriteltävissä optimaalinen pituus, jolloin lihas voi stimuloitaessa tuottaa maksimaalisen voiman. Tämä pituus perustuu sarkomeerien toimintapituuteen. Sarkomeerin aktiini- ja myosiinifilamenttien välille muodostuu poikittaissiltoja, jotka toimivat toisistaan riippumattomina voiman tuottajina. Poikittaissiltojen määrään, ja täten voiman suuruuteen vaikuttavat supistuvan komponentin aktivaatiotaso sekä se, kuinka paljon aktiini- ja myosiinifilamentit ovat toistensa lomassa. Kun sarkomeeri on hyvin lyhentyneessä tilassa, ei poikittaissiltoja voi muodostua maksimimäärää aktiini- ja myosiinifilamenttien päällekkäisyyden vuoksi. Pidentyneessä sarkomeerissa filamentit ovat kaukana toisistaan ja vain muutamia poikittaissiltoja voi muodostua, eikä tuotettu voima ole maksimaalinen. (Huxley 1957).

Sarkomeerin keskipituuksilla (optimaalinen pituus) sen aktiini- ja myosiinifilamenttien välille voi muodostua maksimimäärä poikittaissiltoja, jolloin voimakkain lihassupistus on mahdollinen (Colomo et al. 1986). Voimantuotto on suoraan verrannollinen filamenttien päällekkäisyyteen, mutta voimantuottonopeus on siitä riippumaton (Gordon et al. 1966). Kolmipäisen pohjelihaksen uskotaan olevan optimaalisella pituudella, kun nilkkakulma on  $85^{\circ}$  ja polvikulma  $75^{\circ}$  ( $0^{\circ}$  tarkoittaa polvinivelen täydellistä ekstensiota ja vastaavasti nilkkanivelen täydellistä plantaarifleksiota) (Woittiez et al. 1985). Kuviossa 4 on esitetty SOL, GA medialis ja GA lateralis -lihasten voima-pituus käyrät. Eri lihaksilla käyrän muoto vaihtelee riippuen passiivisten (jänteet ja sidekudokset) ja aktiivisten (lihaskudos) kudosten suhteesta ko. lihaksessa. (Morrison 1970.) Dynaamisessa liikkeessä, kuten kävelyssä, kaksoiskantalihaksen hetkellinen voima-pituus -suhde vaihtelee kävelynopeuden mukaan (Grieve et al. 1978). Ihmisen kävelystä hetkellistä voima-pituus -riippuvuutta ei ole raportoitu, mutta kissalla on tehty tutkimuksia SOL-lihaksella (Gregor et al. 1988).



Kuvio 4. Kolmipäisen pohjelihaksen absoluuttiset voima-pituus käyrät. Elastisen (el) ja supistuvan komponentin (kon) riippuvuussuhteet ovat eriteltyinä leveällä kantalihaksella (SOL) sekä mediaalisella (GM) ja lateraalaisella kaksoiskantalihaksella (GL) (Woittiez et al. 1985).

### 3.3.1 KOLMIPÄISEN POHJELIHAKSEN PITUUDEN MÄÄRITTÄMINEN

Polven ja nilkan nivelkulmat muuttuvat jatkuvasti liikkeessämme. Nivelkulmamuutokset aiheuttavat kolmipäisessä pohjelihaksessa lihaspituuden muutoksia. SOL:n pituuden muutokseen vaikuttaa vain nilkkakulman muuttuminen. GA:n pituus missä tahansa asennossa on polven ja nilkkakulman muutoksen aiheuttaman pituudenmuutoksen summa, ja se voidaan laskea Grieve et al. (1978) yhtälöstä (taulukko 1).

Taulukko 1. Kaksoiskantalihaksen pituuden määrittäminen. Taulukossa on ilmoitettu vakiot, jotka sijoitetaan alla olevaan funktioon yhdessä nivelkulmatietojen kanssa (Grieve et al. 1978).

	A0	A1	A2
NILKKA	-22,18468	+0,30141	-0,00061
POLVI	+6,46251	-0,07987	+0,00011

Lihaksen pituuden muutos  $\Delta L = \Delta L_1 + \Delta L_2$

$\Delta L_i = A_0 + A_1(\theta_i) + A_2(\theta_i)^2$ , jossa  $\Delta L_i$  on kulmamuutoksen  $\Delta_i$

aiheuttama pituuden muutos.

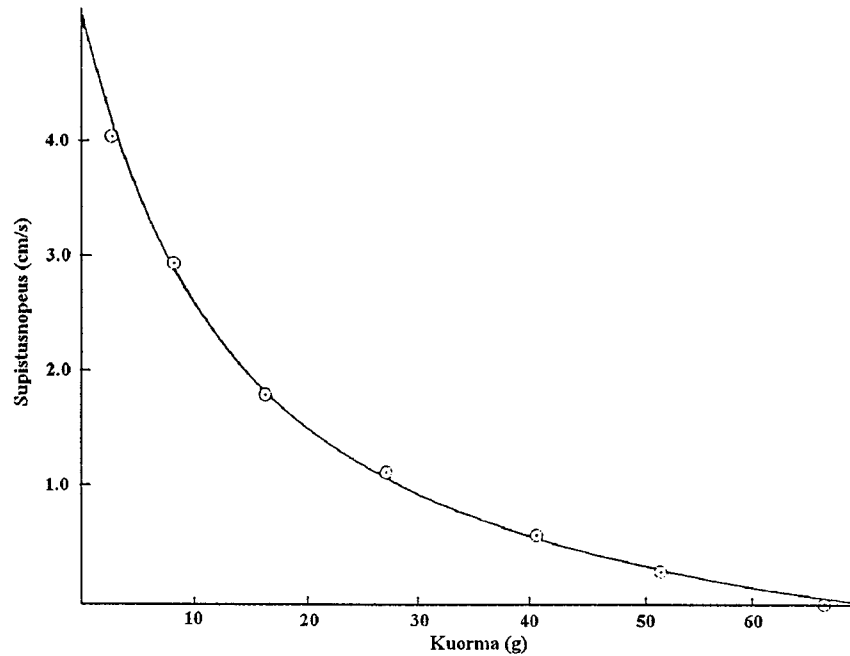
### 3.4 LIHAKSEN VOIMA-AIKA RIIPPUVUUS

Voima-aika riippuvuus kuvaa hermolihaskäytännön kykyä rekrytoida mahdollisimman monta motorista yksikköä toimimaan mahdollisimman suurella syttymistäajuudella maksimaalisessa kertaponnistuksessa. Käyrän muotoon vaikuttavat lihaksen työtapa, aktivoitujen solujen lukumäärä, solutyypit, synkronisaatio ja harjoitusaste (Häkkinen et al. 1985). Pääasiassa hitaista soluista koostuvalla SOL-lihaksella kestää maksimivoiman saavuttaminen kertaponnistuksessa kauemmin kuin GA-lihaksella (Buchthal & Rosenfalck 1973). Staattisesta asennosta lähtevä konsentrisen suoritus on voimantuotoltaan hidasta (Asmussen et al. 1974), kun taas eksentristä työtä välittömästi seuraava konsentrisen supistus on osoittautunut nopeammaksi (Komi 1984a). Kävelyssä akillesjänteen voimantuottonopeus riippuu kävelynopeudesta. Komi et al. (1992) mittasivat voiman tuottonopeuden kasvavan kävelynopeuden kasvaessa, mutta huippuvoiman pysyvän samana kävelynopeuden vaihdellessa 1.2 - 1.8 m/s<sup>1</sup>.

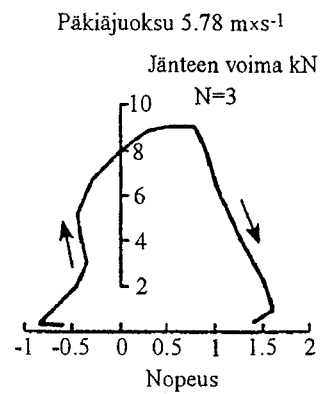
### 3.5 LIHAKSEN VOIMA-NOPEUS RIIPPUVUUS

Voima-nopeus riippuvuudella kuvataan eri lihastyötavoilla suoritettujen voimantuotosten suhdetta liikenopeuteen. A. V. Hillin tutkimustulokset jo vuonna 1924 (Gasser & Hill 1924) osoittavat, että mitä suurempi supistumisnopeus, sen pienempi on lihaksen voimantuotto konsentrisessa työssä. Myöhemmin Hill (1938) määritteli klassisen voima-nopeus riippuvuuden eläinkokeilla ja Wilkie (1950) ensimmäisenä ihmisen kyynärvarren koukistajilla. Supistuvan komponentin lyhenemisnopeus riippuu lihasaktivaatiosta ja lihas-jänne -kompleksin jäykkyydestä (Wilson et al. 1992). Eksentrisessä työssä voidaan tuottaa suurempia voimia kuin konsentrisessä tai isometrisessä tilanteessa, sillä aktiiviset poikittaissillat voivat tuottaa kohtuullisesti pidentyessään jopa 50 % suurempia voimia kuin isometrinen maksimivoima (Flitney & Hirst 1978). Klassinen eli isotoninen voima-nopeus käyrä on rekisteröity käyttäen maksimaalista aktivointia jokaisella mitatulla kuormalla (kuvio 5) (Hill 1938). Luonnollisissa liikkeissä erilaisia lihastyötapoja käytetään monimuotoisesti ja tällöin voima-nopeus -käyrä (kuvio 6) eroaa klassisesta voima-nopeus -käyrästä huomattavasti, koska se on laskettu tietyllä ajanhetkellä ilmenevästä riippuvuudesta. Gregor et al. (1990) ovat raportoineet voima-nopeus -riippuvuutta kis-

soilla sekä isotonisessa tilanteessa (in situ) että normaalissa liikkeessä (in vivo). Muutamilla kissoilla havaittiin suorituksen potentoitumista konsentrisessa vaiheessa. Tämä tarkoittaa sitä, että voimaa pystyttiin tuottamaan enemmän tietyllä supistusnopeudella luonnollisessa liikkeessä kuin isotonisessa tilanteessa käyttäen maksimaalista aktivointia.



Kuvio 5. Klassinen voima-nopeus kuvaaja sammakon räätälinlihaksesta mitattuna (Hill 1938).



Kuvio 6. Akillesjänteen voima-nopeus -käyrä juoksusta mitattuna (Komi 1990).

### 3.6 LIHAKSEN ELASTISUUS JA JÄYKKYYS

Lihäs-jänne -kompleksin elastisuus on tärkeä tekijä motorisessa kontrollissa ja liikkumisen taloudellisuudessa (Nichols & Houk 1976; Bosco et al. 1982). Liharakenteet toimivat linkkinä supistuvan koneiston ja luurakenteiden välillä. Lihasten jäykkyys vaikuttaa osaltaan voiman välittymisen tehokkuuteen ja nopeuteen kehossa (Wilson et al. 1994). Aktiivista lihasta venytettäessä energiaa varastoituu elastisiin osiin, joita ovat peräkkäinen elastinen komponentti (jänne ja poikittaissillat) ja rinnakkainen elastinen komponentti (sarkolemma ja lihaskalvot) (Huxley & Simmons 1971). Varastoitunut energia on hyödynnettävissä välittömästi venytystä seuraavassa konsentrisessa lihastyössä (Cavagna et al. 1965). Varastoituneen energian määrä riippuu lihaspituudesta, venytyksen pituudesta (Gavagna et al. 1968), venytysnopeudesta, eksentrisen ja konsentrisen vaiheen välisestä ajasta (Bosco et al. 1981) ja voimasta venytysvaiheen lopussa (Filtney & Hirst 1978).

Aktiivisen lihaksen nopea venyttäminen aiheuttaa välittömästi lihasjännityksen selvän nousun, joka vaihtelee lihaksen aktiivisuuden, lihaspituuden sekä venytysnopeuden mukaan (Joyce et al. 1969). Tämä lyhyen välin jäykkyys (short-range stiffness) aiheutuu pääasiassa poikittaissilloista, jotka vastustavat venytystä. Lihaksen korkea jännitystaso putoaa nopeasti johtuen poikittaissiltojen lyhyestä eliniästä (25-50 ms) (Norman & Komi 1979) ja seikasta, että yhden poikittaissillan toimintapituus on 2% - 3% lihaksen fysiologisesta pituudesta, ja tätä suurempi, voimakas venytys aiheuttaa poikittaissillan irtoamisen (Rack & Westbury 1969). Pieni pituudenmuutos lihas-jänne -kompleksissa aiheuttaa suuremman hystereesi-ilmiön kuin suuri venytys, koska hystereesin aiheuttaa nimenomaan lyhyen välin jäykkyys, joka on suuri pienissä venytyksissä (Gielen et al. 1984). Aktiivinen lihas kykenee vain pieneen elastiseen jännitykseen, koska poikittaissilloissa sijaitseva jousto häviää siltojen irtoamishetkellä (Huxley & Simmons 1971). Jos jänne on pitkä ja lihassolu lyhyt, kuten GA-lihaksessa, on mahdollista, että jänne varastoi suurimman osan elastisesta energiasta (Morgan et al. 1978). Elastisen energian hyödyntäminen vaikuttaa suorituksen hyötysuhteeseen. Kävelyssä paras hyötysuhde (0.35 - 0.40) saavutetaan keskimääräisillä nopeuksilla, kun esimerkiksi juoksussa se kasvaa lineaarisesti nopeuden funktiona. Kun supistuva komponentti tekee mekaanista työtä

kemiallisesta energiasta hyötysuhteella 0.25, voidaan päätellä, että myös kävelyssä osa energiasta tulee varastoituneen elastisten energian hyödyntämisestä (Cavagna & Kaneko 1977).

Lihäs-jänne -kompleksin mekaaninen jäykkyys (stiffness) kuvataan jousivakiota vastaavalla tekijällä  $k = \Delta F/\Delta x$ , jossa  $\Delta F$  on voimanmuutos ja  $\Delta x$  on lihaspituuden muutos. Jäykkyys voidaan laskea kahdella eri tavalla: 1) lisääntyvä dynaaminen jäykkyys ( $\Delta F/\Delta x$ ) on lyhytaikaisessa tapahtumasta laskettu jäykkyys, kun 2) hetkellinen jäykkyys ( $df/dx$ ) lasketaan voima-aika -kuvaajan jokaista pistettä käyttäen. (Houk & Rymer 1981). Jänteen jäykkyyden ja voiman välinen yhteys (passiivinen jäykkyys) on luonteeltaan epälineaarinen, kun poikittaissiltojen ja voiman välinen riippuvuus (aktiivinen jäykkyys) on puolestaan suoraan verrannollinen muodostuneiden poikittaissiltojen määrään (Colomo et al. 1986) ja riippuu täten lihaksen aktivaatitasosta, rekrytoinnista ja lihaspituudesta (Rack & Westbury 1974). Täten elastisuus ja jäykkyys ovat yhteydessä lihaksen rakenteeseen ja solujakaumaan, sillä nopeilla ja hitailla soluilla on lihasta venytettäessä erilainen kinetiikka (Bosco et al. 1982). Mitä paremmat lihaksen jäykkyysominaisuudet ovat, sitä enemmän elastista energiaa se pystyy varastoimaan (Gollhofer et al. 1984), mutta joustavampi lihas-jänne -kompleksi mahdollistaa suuremman venytysnopeuden. Wilson et al. (1992) ehdottavatkin, että nopeissa venymislyhenemissykluksissa suuri jäykkyys on eduksi, mutta hitaammissa joustava lihas käyttää elastista energiaa tehokkaammin hyödyksi. Hitaissa lihaksissa on enemmän lihas-sukkuloita, jotka toimivat jäykkyyden säätelyssä (Gregory et al. 1978). Tutkimukset ovat osoittaneet, että ihmisillä, joilla on enemmän hitaita lihassoluja, on parempi jäykkyyssäätely ja elastinen suorituskyky kuin paljon nopeita soluja omaavalla (Aura & Komi 1987). Tämän voidaan katsoa johtuvan siitä, että hitaissa lihassoluissa on enemmän lihassukkuloita, jotka vastaavat jäykkyyssäätelyä (Nichols & Houk 1981).



## 4 KÄVELYN BIOMEKANIikkaA

### 4.1 KÄVELYN VAIHEET

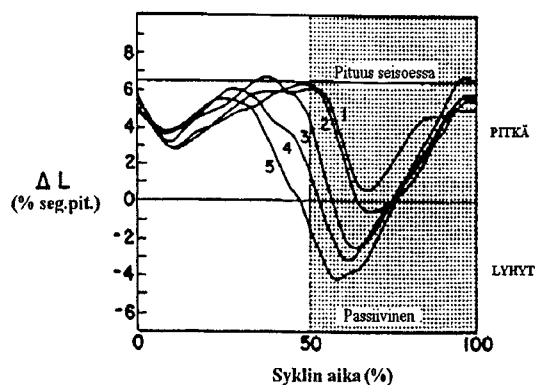
Kävely on syklinen tapahtuma, jossa yksi sykli määritellään ajaksi saman jalan peräkkäisten kantauskujen välillä. Sykli (S) voidaan jakaa tukivaiheeseen (ST) ja heilahdusvaiheeseen (SW). Tukivaihe voidaan edelleen jakaa yksöistukivaiheeseen (SS) ja kahteen kaksoistukivaiheeseen (DS). Matemaattisesti sykli voidaan määritellä seuraavasti:  $S = ST + SW$ , jossa  $ST = SS + DS$ . Näistä yhtälöistä selviää, että muutos yhdessä vaiheessa esimerkiksi ontumisen takia vaikuttaa myös muihin kävelyn vaiheisiin. (Larsson et al. 1980.) Normaalissa kävelyssä tukivaihe alkaa kantapään koskettaessa maata ja heilahdusvaiheen aloittaa varpaan irtoaminen maasta. Lantio ojentuu ja koukistuu kerran yhden syklin aikana ja polven sekä nilkan toiminnasta voidaan erottaa neljä vaihetta. (Nilsson et al. 1985.) Tässä kappaleessa tarkastellaan erityisesti nilkan ja polven toimintaa normaalissa kävelyssä.

Ensimmäinen kaksoistukivaihe alkaa kantauskusta, jolloin toinen jalka on vielä maassa. Yleensä kantapään lateraalinen osa koskettaa maata ensimmäisenä (Czerniecki 1988). Nilkanivelen nopea plantaarifleksio ilmenee heti kantapääkontaktin tapahtuessa. Kantauskun jälkeen polvi koukistuu hiukan (Vilensky et al. 1987). Tämän jälkeen toinen jalka irtoaa maasta ja yksöistukivaihe alkaa. Koko jalkapohjan ollessa kontaktissa jalkaterä pronatoituu, nilkka koukistuu (Czerniecki 1988) ja GA-lihas toimii säären eteenpäinsuuntautuvan liikkeen hidastajana (Winter & Kuryliak 1978). Toinen kaksoistukivaihe ilmenee työntövaiheessa, joka alkaa kantapään noustessa, kävelysyklin 34%:n - 62%:n kohdalla riippuen kävelynopeudesta sekä siitä, onko määrittelyssä käytetty filmianalyysiä, kantauskun tapahtumisesta kertovaa merkkisignaalia vai momenttilaskelmia (Winter & Kuryliak 1978; Czerniecki 1988). Kaksoiskantalihaksen voimakas aktiivisuus työntövaiheessa lisää askelpituutta ja lisäksi jalkaterä supinoituu (Czerniecki 1988). Ennen varpaan irtoamista polvi koukistuu terävästi ja koukistuminen jatkuu heilahdusvaiheessa. Myös nilkka koukistuu heilahdusvaiheessa (Vilensky et al. 1987).

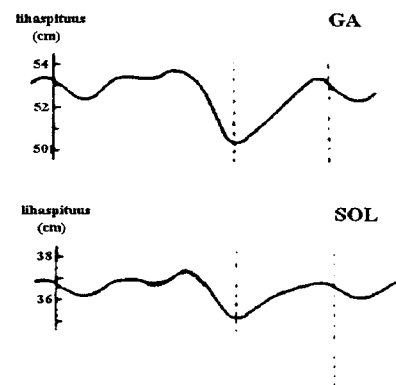
## 4.2 KÄVELYNOPEUDEN VAIKUTUS KÄVELYN MUUTTUJIIN

### 4.2.1 KINEMAATTISET MUUTTUJAT

Kävelynopeus on tärkein yksittäinen tekijä, joka vaikuttaa kävelyn muuttujiin (Yack, 1984). Kävelynopeuden kasvaessa syklin pituus lyhenee progressiivisesti niin, että suurin muutos tapahtuu tukivaiheen kestossa (Nilsson et al. 1985). Koska kävelynopeus on askelpituuden ja askeltiheyden tulo, nopeutta voidaan lisätä usealla tavalla (Larsson et al. 1980). Yamasaki et al. (1991) saivat selville, että naisilla on taipumus lisätä kävelynopeuttaan lisäämällä askeltiheyttä miehiä enemmän. Nilkka- ja polvikulmien amplitudit kasvavat nopeuden lisääntyessä, koska nilkka ojentuu tehokkaammin työntövaiheessa ja polvi koukistuu enemmän heilahdusvaiheessa (Nilsson et al. 1985). Kävelynopeuden kasvaessa GA-lihas pitenee normaalisti, mutta lyhenee aiempaa enemmän (Grieve et al. 1978). GA-lihaksen pituuden muutos on suurempi kuin SOL-lihaksella, mutta ajallisesti molemmilla lihaksilla samat (Frigo & Pedotti 1978; Pierrynowski & Morrison 1985). Kuviot 8 ja 9 kertovat GA:n ja SOL:n pituuden vaihteluista kävelyssä.



Kuvio 8. GA-lihaksen pituuden muutos viidellä eri kävelynopeudella (1=hidas, 5=nopea). Sykli alkaa kantauskusta. Varjostettu alue: lihas on passiivinen. (Grieve et al. 1978.)



Kuvio 9. GA:n ja SOL:n pituudet kävelyssä. Sykli alkaa kantauskusta, katkoviivat kertovat SW-vaiheen ja syklin päättymisen. (Frigo & Pedotti 1978.)

Tarkasteltaessa nilkkakulman vaiheiden muutoksia kävelynopeuden kasvaessa, huomataan kantauskun jälkeisen plantaarifleksiovaiheen ja tukivaiheessa tapahtuvan koukistusvaiheen lyhenevän merkittävästi. Tästä johtuen työntövaiheen ojennuksen ja heilahdusvaiheen koukistuksen prosentuaaliset osuudet kävelysyklissä kasvavat (Nilsson et al. 1985).

#### 4.2.2 REAKTIO- JA MOMENTTIVOIMAT

Paljain jaloin kävely aiheuttaa kolme selvää pystyvoimapiikkiä. Ensimmäinen ilmenee noin 10 ms kontaktin jälkeen ja on normaalisti pienempi kuin kehon paino. Kengillä kävely pienentää tätä 'step shock' -piikkiä. Toinen kehon painopisteen negatiivisen kiihtyvyyden jarruttamista ilmaiseva voimapiikki tulee kävelysyklin 20 %:n kohdalla ja on suurempi kuin kehon paino. Työntövaiheessa tulee kolmas, työntävä voimapiikki (Cavanagh et al. 1981). Vaakavoimat ovat selvästi pienempiä kuin pystyvoimat (Czerniecki 1988). Vasemman ja oikean jalan reaktivoimien välillä ei ole merkittäviä eroja (Hamill et al. 1984). Kävelynopeuden kasvaessa reaktivoimat suurenevät. Muita reaktivoimia lisääviä tekijöitä ovat paino, askeltiheys ja -pituus. Näiden tekijöiden kasvaessa reaktivoimat suurenevät (Soames & Richardson 1985). Askelpituuden kasvaessa pohjelihasten voimakas supistuminen kiihdyttää kehoa eteenpäinsuuntautuvaan liikkeeseen (Fujita et al. 1985).

Kaksoiskantalihaksen momenttivoiman ( $M = F \times d$ ) vipuvarsi mitataan akillesjänteen etäisyytenä mediaalisen malleolin keskikohdasta (Gregoire et al. 1984). GA:n vipuvarressa on havaittu kahden senttimetrin vaihtelua kävelysyklin aikana. Vivun pituus ( $d_k$ ) voidaan laskea Grieve et al (1978) yhtälöstä johtaen seuraavasti:

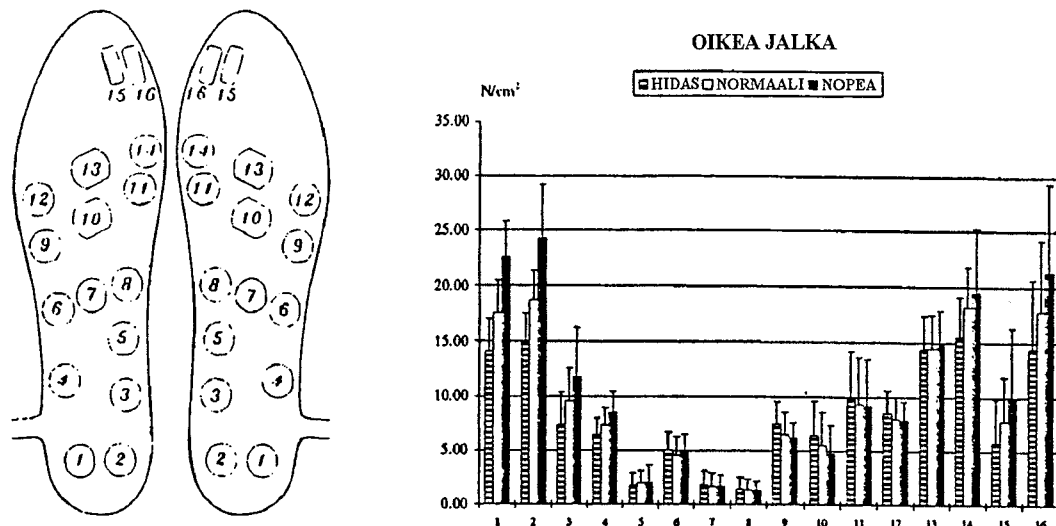
$$d_k = 180 \times \pi^{-1} (A_1 + 2A_2 \theta_2) \quad (\text{Bobbert et al. 1986}).$$

Kaksoiskantalihaksen momenttivoima lisääntyy vähitellen EMG:n myötä työntövaiheen alusta alkaen. Huippu saavutetaan noin 100 ms ennen varpaan irtoamista maasta (Bobbert et al. 1986). Kävelynopeuden myötä momenttivoima kasvaa saavuttaen

huippunsa nopeudella  $2 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$ , jonka jälkeen se pienenee (Hof et al. 1983). Nilkan momenttivoiman malli ei muutu merkittävästi nopeuden vaihdellessa (Winter 1983).

#### 4.2.3 KUORMITUKSEN JAKAUTUMINEN JALKAPOHJASSA

Jalkapohjan kuormituksen keskipiste siirtyy kontaktin aikana kantapäähän lateraalipuolelta ison varpaan kohdalle. Päkiän tullessa maahan piste siirtyy nopeasti kohti 2. metatarsaaliluun proksimaalista päätä, ja kontaktin loppuvaiheessa siirtyminen kohti varvasluita on hitaampaa (Czerniecki 1988). Kävelynopeuden myötä jalkapohjan kuormitus muuttuu siten, että huippuvoimat kasvavat kantapäässä ja jalkaterän mediaalipuolella, ja pienenevät lateraalipuolella. Kun jalkapohjan yhden anturin kuormitus suhteutetaan koko jalkapohjan kuormitukseen, vain jalkaterän mediaalisella puolella tapahtuu kuormituksen kasvua, myös kantapäähän suhteellinen kuormitus pienenee (Rosenbaum et al. 1994). Perttusen ja Komin (1995) tutkimuksessa kuormitus on mitattu PAROTEC-SYSTEM<sup>®</sup> laitteistolla, jossa saadaan kummankin jalan arvot 16:sta eri anturista.



Kuvio 10. Oikean jalan keskimääräinen kuormitus kävelyssä (Perttunen & Komi 1995).

#### 4.2.4 LIHASAKTIIVISUUDET

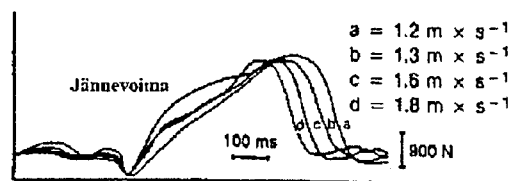
Elektromyografia on tärkeä havainnointikeino lihastoiminnan ymmärtämisessä, koska se kertoo, milloin voima on tuotettu lihaksen aktiivisella toiminnalla (Brandell 1977). Iso-metrisen lihasvoiman ja elektromyografian (EMG) välillä on havaittu olevan suora yhteys. Integroidun EMG:n (IEMG) ja voiman väliset yhteydet ovat eksentrisessä ja konsentrisessä toiminnassa erilaiset. Saman voimatason saavuttamiseksi vaaditaan eksentrisessä toiminnassa vähemmän lihassolujen aktivointia kuin konsentrisessä toiminnassa (Komi et al. 1987b).

EMG korreloi hyvin kävelynopeuden kanssa (Brandell 1977; Winter 1983). Pohjelihakset ovat yleensä aktiivisia vain tukivaiheessa. Kun sääri liikkuu eteenpäin koko jalkapohjan ollessa kontaktissa, pohjelihakset ovat eksentrisesti aktiivisia ja työntövaiheessa aktiivisuus on konsentrista (Hof et al. 1983). Kävelynopeuden kasvaessa EMG-aktiivisuus nousee huomattavasti. Kameyama et al. (1990) löysivät suurelta koehenkilöjoukolta kolme eri tyyppistä aktiivisuusmallia GA-lihaksesta. Puolella tutkituista GA lateralis oli aktiivinen tukivaiheen alussa ja huippu esiintyi tukivaiheen puolella välissä. Aktiivisuus säilyi työntövaiheen loppuun asti ja lisääntyi kävelynopeuden myötä. Toinen malli, joka esiintyi 45%:lla koehenkilöistä, erosi edellä mainitusta mallista siten, että tukivaiheen alussa ei esiintynyt aktiivisuutta. Etummaisen säärilihaksen (TA) aktiivisuusmalli on kaksihuippuinen. Ensimmäinen huippu tulee kantakontaktin tienoilla ja toinen heilahdusvaiheen alussa. Lihaksen voi olla aktiivinen myös heilahduksen keskivaiheilla. (Kameyama et al. 1990). Kuvio 8 kertoo, että GA oli aktiivinen vain kävelysyklin ensimmäisellä puoliskolla (Grieve et al. 1978). Etummaisen säärilihaksen EMG amplitudi kasvaa huomattavasti kävelynopeuden myötä (Kameyama et al. 1990). Leveällä kantalihaksella on havaittu olevan yksihuippuinen aktiivisuus, joka on suurimmillaan työntövaiheessa (Winter 1983). SOL ja TA -lihasten aktiivisuusmallit säilyttävät muotonsa nopeuden kasvaessa (Winter 1983), mutta GA:n aktiivisuusmallin on havaittu muuttuvan kaksihuippuisesta yksihuippuiseksi (Nilsson et al. 1985). Kahden nivelen yli kulkevan GA-lihaksen aktiivisuus on riippuvainen siitä, mikä nivel ensisijaisesti vastaa asennon ylläpitämisestä kävelyn tukivaiheessa (Hashimoto et al. 1987). Selvästi on havaittu, että nopeuden kasvaessa lihas työskentelee myös huomattavasti lyhyempänä kuin hitaassa käve-

lyssä. Kävelynopeuden lisääntyessä työntövaiheen tehostumisen myötä, havaitaan konsentrisen aktiivisuuden hallitsevan lyhyen venytysvaiheen jälkeen. (Grieve et al. 1978.)

#### 4.2.5 AKILLESJÄNTEEN VOIMAT JA KAKSOISKANTALIHAKSEN JÄYKKYYS

Fukashiro et al. (1993) vertasivat akillesjanteesta suoraan mitattuja voimia nilkan momentin avulla laskettuihin akillesjanteen voimiin sekä reaktivoimiin. Reaktivoimat olivat noin puolet pienempiä kuin suoralla mittaustavalla saadut voimat. Nilkan momentista lasketut arvot olivat hieman suurempia kuin 'todelliset' akillesjanteen voimat. Tämä johtuu siitä, että lasketut voimat sisältävät kolmipäisen pohjelihaksen lisäksi myös muiden plantaarifleksoreiden tuottamat momentit (Fukashiro et al. 1993). Akillesjanteen voimia on mitattu useilla eri voima-antureilla. Kokeilujen jälkeen E-muotoisen anturin käytöstä siirryttiin solkianturin käyttöön ja nyt on muutamissa tutkimuksissa hyödynnetty optista kuitua, joka ei ole niin invasiivinen menetelmä. (Komi 1990; Komi et al. 1995; Komi et al. 1996.) Ihmisen kävelystä mitattuja akillesjanteen voimia on raportoitu muutamassa tutkimuksessa (Komi et al. 1987a; Gollhofer et al. 1984; Komi et al. 1984b; Komi et al. 1992). Gollhofer et al. (1984) käyttivät ihon pinnalle asennettua E-muotoista anturia ja saivat muodoltaan erilaisen voima-aika -käyrän kuin Komi et al. (1992), jotka käyttivät leikkauksella janteen ympärille asennettua solkianturia. Komin et al. (1992) tutkimuksesta käy ilmi, että kantakontaktissa akillesjanteen jännitys putoaa äkillisesti 10 - 20 ms:n ajaksi ennenkuin nousee huippuunsa työntövaiheen lopussa (kuvio 11). Kuviosta 11 ilmenee myös, että TS-lihaksen voimantuottonopeus vaihtelee kävelynopeuden myötä, mutta huippuvoima säilyy samana nopeudesta huolimatta.



Kuvio 11. Akillesjanteen voima-aika -käyriä kävelystä mitattuna (Komi et al. 1992).

Kävelynopeuden vaikutus heijastuu myös TS-lihaksen jäykkyyteen (Gollhofer et al. 1984). Jäykkyys vaihtelee lihaksen aktivaatiotason ja lihaspituuden mukaan (Nilsson et al. 1985).

## 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Kävelytutkimuksissa lihasten voimia on arvioitu matemaattisesti EMG:n, voimalevyanturin ja filmianalyysin avulla (Hof et al. 1983; Fukashiro & Komi 1987; Gregor & Ablew 1994). Uuden, kuituoptisen menetelmän (Komi et al. 1996) hyödyntäminen tutkimuskäytössä mahdollistaisi ihmisen lihasmekaniikan peruseriaatteiden monipuolisen tutkimisen ja vähentäisi epävarmoja arviointimenetelmiä. Tämä tutkimus suunniteltiin selvittämään

1. Soveltuuko kuituoptinen menetelmä ihmisen jännevoimien mittaamiseen normaalissa liikkumisessa. Tämän tutkimiseksi valittiin yksinkertainen ja toistettava liikesuoritus, kävely, jossa akillesjänteen välittämiä voimia mitattiin optisella kuidulla.
2. Muuttuuko kolmipäisen pohjelihaksen liikemekaniikkaa kävelynopeuden funktiona, tarkastellen erityisesti lihaksen voimantuottoa, aktiivisuusmalleja, hetkellistä voimapituus- ja voima-nopeus -riippuvuutta sekä dynaamista jäykkyyttä.

Aikaisempaan, solkianturilla tehtyyn tutkimukseen (Komi et al. 1992) perustuen oletuksena oli, että kävelynopeuden vaihtelu ei vaikuta huippuvoimaan, mutta voimantuottonopeus kasvaa kävelynopeuden kasvaessa. Toisena oletuksena oli, että hetkellinen voima-nopeus-riippuvuus olisi lähempänä juoksusta raportoitua riippuvuutta (Komi 1990) kuin klassista voima-nopeus-käyrää.

## 6 MENETELMÄT

### 6.1 KOEHENKILÖT

Koehenkilöinä oli viisi miestä ( $80 \pm 13$  kg,  $183 \pm 8$  cm) ja kolme naista ( $64 \pm 11$  kg,  $173 \pm 7$  cm). He ilmoittautuivat vapaaehtoisina ja allekirjoittivat suostumuksen (liite 1), jossa selvitettiin tutkimuksen tarkoitus ja mahdolliset riskitekijät.

### 6.2 KOEASETELMA

Koehenkilöt saapuivat laboratorioon vähintään tuntia ennen optisen kuidun asentamista, jotta akillesjänteen pinnalle voideltu EMLA creme© puudutusgeeli ehtisi vaikuttaa. Kaikki koehenkilöt saivat harjoitella kävelyä voimalevyanturilla, jotta tutkimuksessa päästäisiin mahdollisimman lähelle nopeuksia  $1.2 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  (hidas),  $1.4 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  (normaali) ja  $1.8 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  (nopea). Koehenkilöiltä määriteltiin alavartalon segmenttien pituudet ja nivelpisteet merkittiin videoanalyysiä varten. Nilkkanivelen pyörimisakselin tarkka paikka määriteltiin kuitukertoimen laskemista varten siten, että horisontaalitasossa olevaa nilkkaa ojentamalla piirrettiin millimetripaperille päkiän, varpaan ja kantapään kohdista ympyrän kaaria. Kaarien yhteiseksi pyörimisakseliksi määritelty piste oli nilkkanivelen pyörimisakselin keskipiste. Kalibroinnissa käytetty nilkkaergometri säädettiin kullekin koehenkilölle niin, että nilkkakulma oli  $90^\circ$  ja polvikulma  $105^\circ$ . Säädön yhteydessä mitattiin maksimaalinen tahdonalainen nilkan plantaarifleksio, josta laskettiin kalibrointiprosentit. Koehenkilöille kiinnitettiin elektrodit molempiin jalkoihin TA, GA medialis ja SOL-lihaksiin ennen optisen kuidun asettamista akillesjänteeseen.

Optisen kuidun asentamisen jälkeen kuitu kalibroitiin nilkkaergometrissä, jossa koehenkilöitä pyydettiin ojentamaan nilkkaa 10, 20, 30 ja 40% MVC. Mittariin oli merkitty kyseiset voimatasot, joita pyrittiin ylläpitämään muutaman sekunnin ajan. Lisäksi, neljältä koehenkilöltä rekisteröitiin passiivinen, dynaaminen akillesjänteen voima liikuttelemalla manuaalisesti nilkkaergometrin pedaalia erityisellä vipusysteemillä. Kalibroinnin jälkeen painepohjalliset laitettiin voimistelutossujen sisään, joilla voimalevyanturin päältä



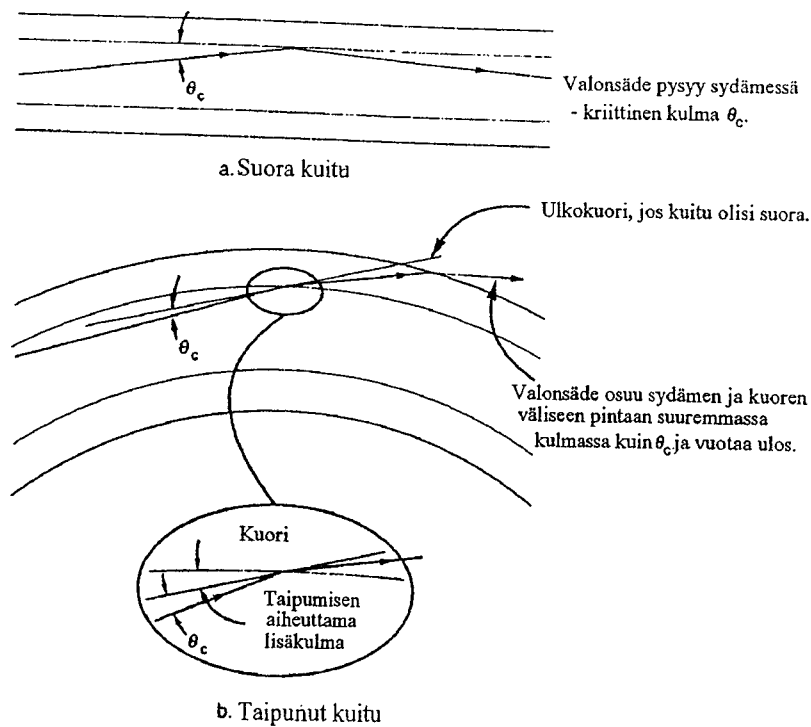
käveltiin. Kävelynopeutta kontrolloitiin voimalevyanturin päissä olevien valokennojen avulla. Suoritukset, kaksi kustakin nopeudesta, kuvattiin NAC High Speed Video kame-roilla (liite 2). Kävelysuoritusten jälkeen yhdeltä koehenkilöltä kuitu kalibroitiin uudelleen ja mitattiin lisäksi maksimivoima. Ultraäänitutkimus suoritettiin eri päivänä akilles-jänteen paksuuden selvittämiseksi.

### 6.3 OPTINEN KUITU

Optisen kuidun käyttö perustuu valon kulkuun aineessa. Kuituoptiikkaa käytetään hyväksi mm. äänen, kuvien ja digitaalisen tiedon siirrossa puhelinverkoissa, televisiolähetyksissä ja sotilaallisessa käytössä. Sähkösignaali viedään valoa lähettävään diodiin (LED) tai laseriin, jonka valonsäde ohjataan muovi- tai lasikuituun, ja vastaanotin muuntaa valon analogiseksi tai digitaalseksi signaaliksi. Tässä tutkimuksessa käytetty valonlähde oli LED (HFBR-1414, Hewlett Packard), joka on laseria edullisempi ja pitkäikäisempi. PIN photodiode-vastaanotin (HFBR-2414, Hewlett Packard) muunsi optisen signaalin analogiseksi signaaliksi, joka lähetettiin telemetrisesti tietokoneelle. Signaalin keräystaajuus oli 1000 Hz. Kuitu oli halkaisijaltaan 0.5 mm ja sen valoa kuljettava sydän polymetyylimetakrylaattia. Kuidun sisin kerros on päällystetty muovilla, jolla on erilainen taittoindeksi, jotta valonsäteet pysyisivät kuidun ytimessä. Lisätietoa optisen kuidun käyttöperiaatteesta on liitteessä 3. (Hecht 1993, 16, 28, 30, 35.)

Tässä tutkimuksessa optisen kuidun avulla mitataan akillesjänteeseen kohdistuvia voimia. Kuidun käyttö voima-anturina perustuu puristusvoimiin, joita esiintyy, kun jännettä kuormitetaan (Butler et al. 1978; Komi et al. 1996). Kuidun puristuessa vastaanottimeen tuleva valon määrä vähenee, jolloin saadaan tietoa puristuksen voimakkuudesta. Jänteessä oleva kuitu myös taipuu, jolloin kaikki valonsäteet eivät enää pysy kuidun sydämessä (kuvio 12). Kuiduilla on ns. minimi taivutussäde, jolloin valonsäteitä voi vuotaa ulos korkeintaan 10%. Tämä säde on sitä suurempi, mitä paksumpi sydän kuidulla on. Tässä tutkimuksessa käytetyn kuidun minimi taivutussäde on 10 mm. (Hecht 1993, 58, 416.) Kuitu asennettiin akillesjänteeseen onton, steriloidun neulan (19 gauge; 1.0 × 40 mm) avulla. Neula vietiin kohtisuoraan akillesjänteen läpi ja steriili kuitu pujotettiin neulaan. Tämän jälkeen neula poistettiin ja kuitu jäi jänteeseen. Kuidun huolella hiotut

päät kiinnitettiin lähetin-vastaanotin yksikköön, josta signaali lähetettiin telemetrisesti tietokoneelle.



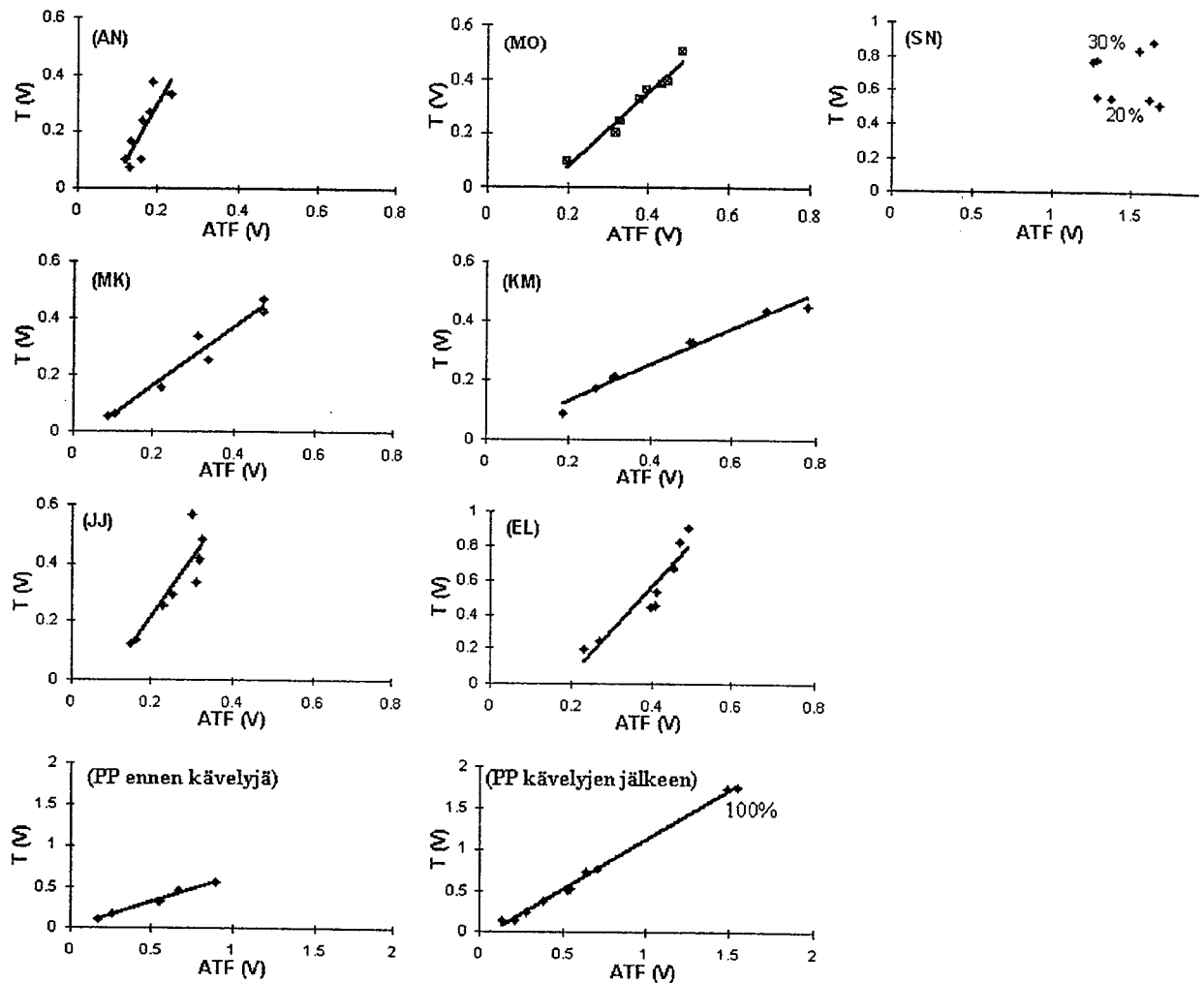
Kuvio 12. Taipuneessa kuidussa valo ei pysy muovisydämessä (Hecht 1993, 59).

Taulukko 2. Kuitukertoimen määrittäminen.

Momenttivoiman muuntokerroin ( $M_k$ ) = 22,5 mV/kg	Momenttivarsien suhteet
Nilkkaergometrin momenttivarsi ( $L_1$ ) = 225 mm	$S_1 = L_1/L_2$
Jalkaterän momenttivarsi ( $L_2$ )	$S_2 = L_2/L_3$
Akillesjänteen momenttivarsi ( $L_3$ )	
Pedaalin vahvistimen jännite ( $U_p$ )	Kuidun vahvistimen jännite ( $U_k$ )
Pedaalin jännitteen nollassa ( $U_{pz}$ )	Kuidun jännitteen nollassa ( $U_{kz}$ )
Momenttivoima $F_{mom} = ((U_p - U_{pz})/M_k) \times S_1$	Kuituvoima $F_k = F_{mom} \times S_2$
<b>Kuitukerroin</b> $kk = F_{mom}/F_k$	<b>ATF</b> = $(U_k - U_{kz})/kk \times g$ [N]

Kuitukerointa käytettiin analogisen [mV] signaalin muuntamiseen voimasignaalksi [N] (taulukko 2). Kuitukertoimet määriteltiin usean kalibrointipisteen keskiarvona (kuvio 13). Useimmilla koehenkilöillä näkyy selvä lineaarinen riippuvuus kuitu- ja kalibrointisignaalin välillä. Kuitenkin yhdellä koehenkilöllä (SN) oli kuitukertoimen luotettava määrittäminen mahdotonta, sillä se muuttui jatkuvasti. Tästä johtuen hänen

tuloksia ei esitetä tulososiossa. Myös koehenkilöiden JJ ja EL kohdalla huomataan kuitukertoimen muuttuminen 30-40% kohdalla. Koehenkilöltä PP kalibroiti suoritettiin myös kävelysuoritusten jälkeen ja tällöin mitattiin myös maksimaalinen plantaarifleksio. Kuvion 14 käyrät on saatu dynaamisesta kalibroinnista keskiarvoistamalla kolme peräkkäistä suoritusta.



Kuvio 13. Koehenkilöiden yksilölliset kalibrointikäyrät. Koehenkilön SN kalibrointikertoimen luotettava määrittäminen oli mahdotonta. Nilkkaergometrin pedaalin momenttivoima (T) ja akillesjänteen voima (ATF) on ilmoitettu voltteina.

taajuudella 800 Hz, mutta inhimillisestä erehdyksestä johtuen keräystaajuus oli vain 200 Hz. Tästä johtuen haluttiin selvittää myöhemmin tehdyissä lisämittauksissa alhaisen EMG:n rekisteröintitaajuuden vaikutus tuloksiin. EMG rekisteröitiin neljältä koehenkilöltä 800 Hz taajuudella, joka suodatettiin sekä 800 että 200 Hz:llä. Taajuuksien väliseksi korrelaatioksi tuli .9975 merkitsevyystasolla  $p < .001$ .

## 6.7 VIDEOKUVAUS

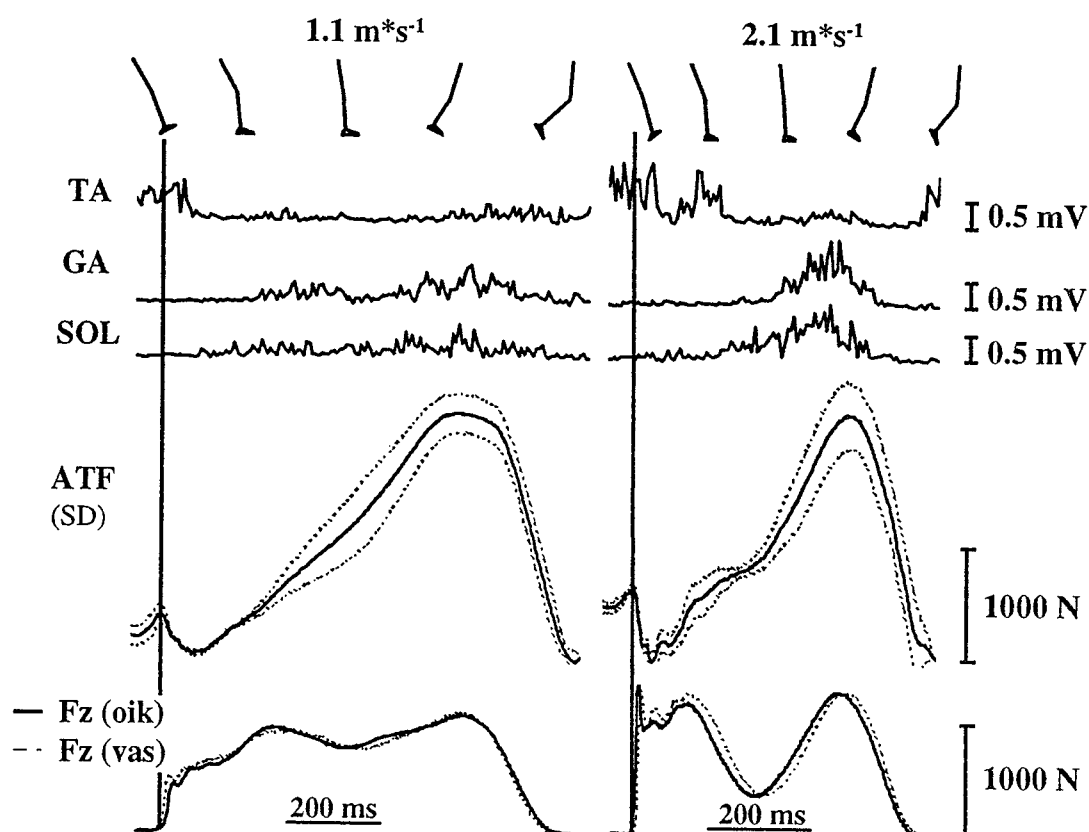
Kuvausjärjestelyt on esitetty liitteessä 2. Koehenkilöltä merkittiin 4 nivelpistettä: 5. metatarsaaliluun distaalipää, lateraalinen malleoli, polven nivelrako ja trochanter major. Suoritus kuvattiin sivulta kahdella NAC HSV200 kameralla. Merkkisignaalit, jotka antoivat valo- ja sähköisen signaalin, asetettiin kuvausalueelle laitteiden aika-synkronisoinnin aikaansaamiseksi. Raakakoordinaatit suodatettiin käyttäen Butterworth (4th order, cut off frequency 6) suodatusta. Videokuvista analysoitiin nilkka- ja polvikulmat lihaspituuksien laskemiseksi Grieven kaavaa käyttäen (Grieve et al. 1978). Lihaspituuden prosentuaalisista muutoksista laskettiin akillesjänteen voima-pituus kuvaajat. GA-lihakselle laskettiin myös absoluuttiset pituudenmuutokset, ja siitä lasketuista lyhenemis- ja pitenemisnopeuksista muodostettiin lihaksen voima-nopeus kuvaajat. Lihaspituutta ja sen muutoksia tarkasteltiin kävelysyklin eri vaiheissa. Dynaaminen jäykkyys laskettiin 50 ms ajalta kohdasta, jossa voimantuottonopeus oli suurin.

## 6.8 TILASTOLLISET MENETELMÄT

Muuttujista laskettiin keskiarvot ja -hajonnat. Koehenkilöiden vähäisestä määrästä johtuen parametristen testien olettamukset eivät olleet voimassa useimmissa tilastollisissa testeissä. Muuttujien muutosta ja sen merkitsevyyttä etsittiin ei-parametrisillä testeillä käyttäen Friedmanin kaksisuuntaista Anovaa ja Mann Whitney U-testiä. Parametrissa, parittaista t-testiä käytettiin jalkapohjan kuormitusta tarkasteltaessa eroja vasemman ja oikean jalan välillä. Muuttujien väliset korrelaatiot ja muutosprosentit laskettiin koko ryhmän osalta muissa paitsi EMG muuttujissa, joissa ne laskettiin koehenkilöiden sisällä.

## 7 TULOKSET

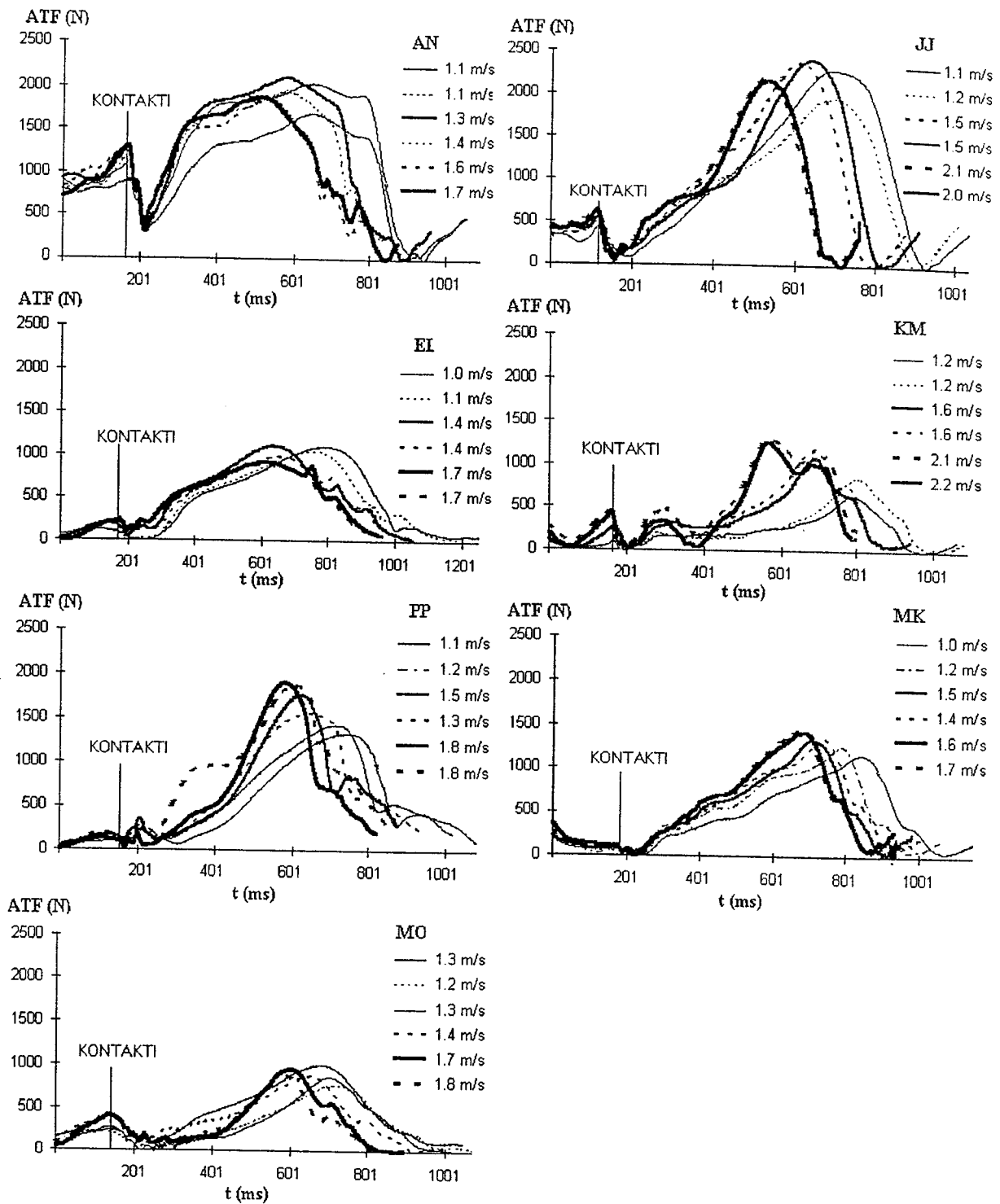
Kuvio 15 havainnollistaa pohkeen ja säären lihasaktiivisuuksia sekä kävelyn kontaktissa mitattuja voimia yhdeltä koehenkilöltä. Vierekkäisten kuvien avulla voidaan verrata hitaan ( $1.1 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$ ) ja nopean ( $2.1 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$ ) kävelynopeuden eroja kyseisten muuttujien kohdalla. Taulukosta 3 nähdään tärkeimpien muuttujien keskiarvot ja -hajonnat. Täydellinen taulukko ko. muuttujista on liitteessä 4.



Kuvio 15. EMG, ATF ja pystysuuntaiset reaktiivoimat yhdeltä koehenkilöltä (JJ) mitattuna hitaassa (vasen) ja nopeassa (oikea) kävelyssä. Pystyviiva kertoo kantakontaktin tapahtumishetken.

Taulukko 3. Keskiarvot ja -hajonnat valituista muuttujista.

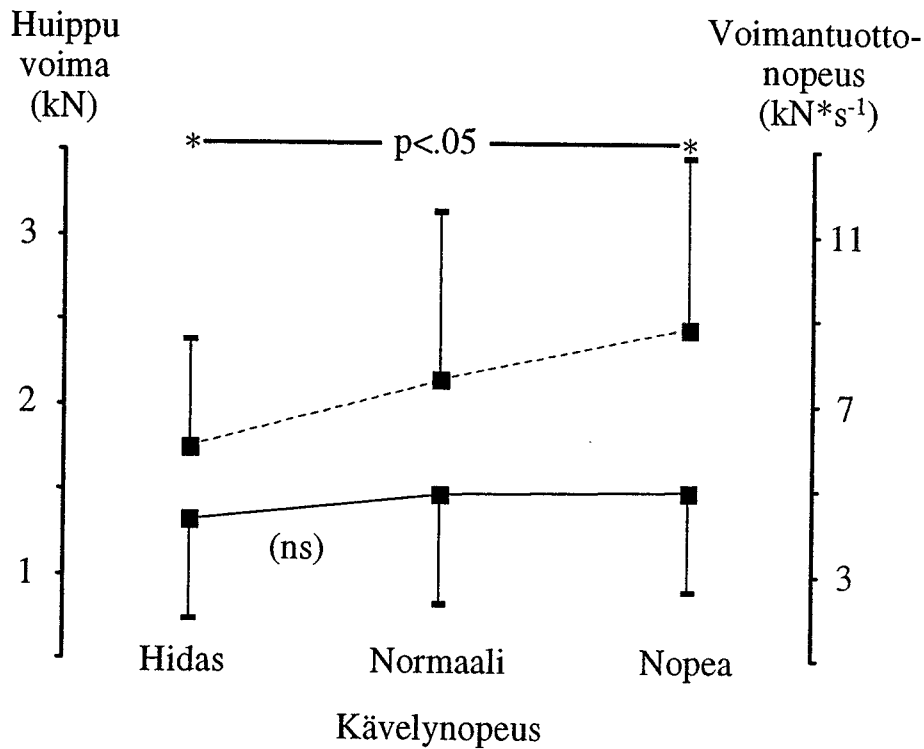
NOPEUS (m/s)	KON- TAKTI- AIKA (ms)	ATF (max) (N)	OIKEA Fz(max) (N)	VASEN Fz(max) (N)	OIKEA Fy(max) (N)	VASEN Fy(max) (N)	VOIMAN- TUOTTO- NOPEUS ( $\text{N}\times\text{s}^{-1}$ )	ATala ( $\text{mm}^2$ )	ATF/AT pinta-ala ( $\text{N}\times\text{mm}^{-2}$ )
1,1 (0,1)	710 (50)	1190 (580)	801 (152)	807 (157)	114 (21)	84 (12)	6570 (1810)	74 (24)	19 (9)
1,5 (0,1)	620 (30)	1332 (650)	893 (180)	833 (143)	171 (26)	116 (18)	8430 (3090)		21 (9)
1,8 (0,2)	550 (30)	1350 (590)	999 (187)	981 (184)	221 (53)	166 (37)	9670 (3260)		22 (9)



Kuvio 16. Akillesjänteen voima-aika -kuvaajat eri kävelynopeuksilla.

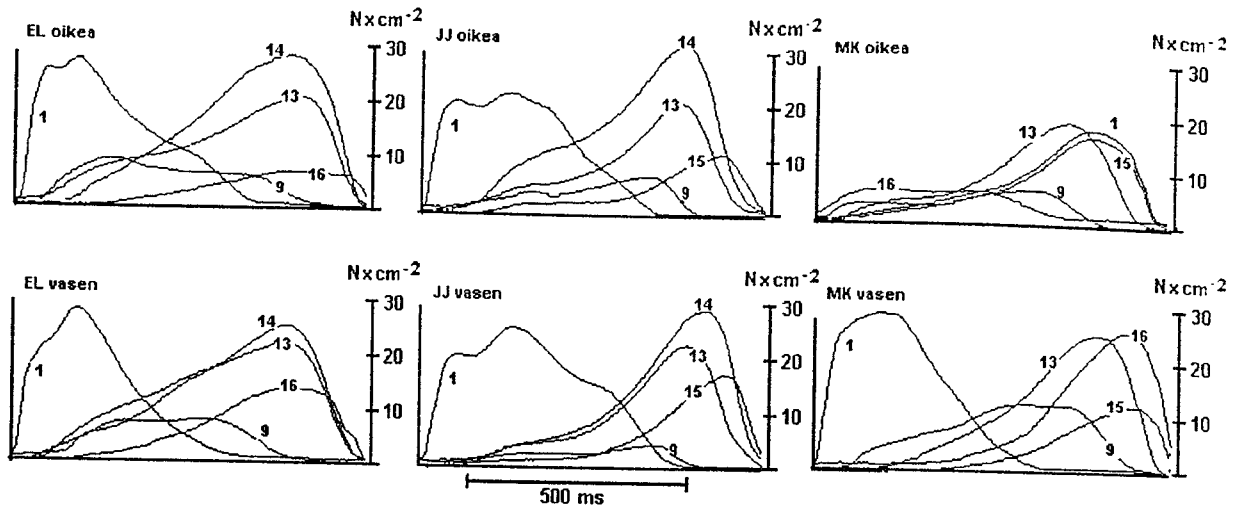
Kuviossa 16 nähdään akillesjänteen voima-aika käyrät kultakin koehenkilöltä eri kävelynopeuksilla. Koko joukkoa tarkastellen akillesjänteen huippuvoima ei kasvanut (ns) kävelynopeuden myötä, mutta voimantuottonopeus kasvoi keskimäärin 32 % (hidas vs. nopea,  $p < .05$ ) (kuvio 17). Lisäksi, voimantuottonopeuden ja

kävelynopeuden välillä on positiivinen korrelaatio ( $r=.48$ ,  $p=.001$ ). Kun tarkastellaan koehenkilöitä yksittäistapauksina, tuloksissa nähdään muutamilla koehenkilöillä pientä kasvua myös huippuvoimassa tai voimantuottonopeuden säilymistä lähes ennallaan (liite 4). Huippuvoimien keskiarvo oli  $1292 \pm 605$  N. Voimantuottonopeuksien keskiarvo oli  $5975 \pm 2549$  N $\times$ s $^{-1}$  hitaassa,  $7597 \pm 3968$  N $\times$ s $^{-1}$  normaalissa ja  $8782 \pm 4034$  N $\times$ s $^{-1}$  nopeassa kävelyssä.



Kuvio 17. Kävelynopeuden vaikutus akillesjänteen huippuvoimaan (—) ja voimantuottonopeuteen (--).

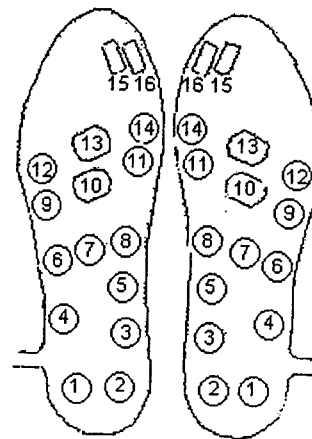
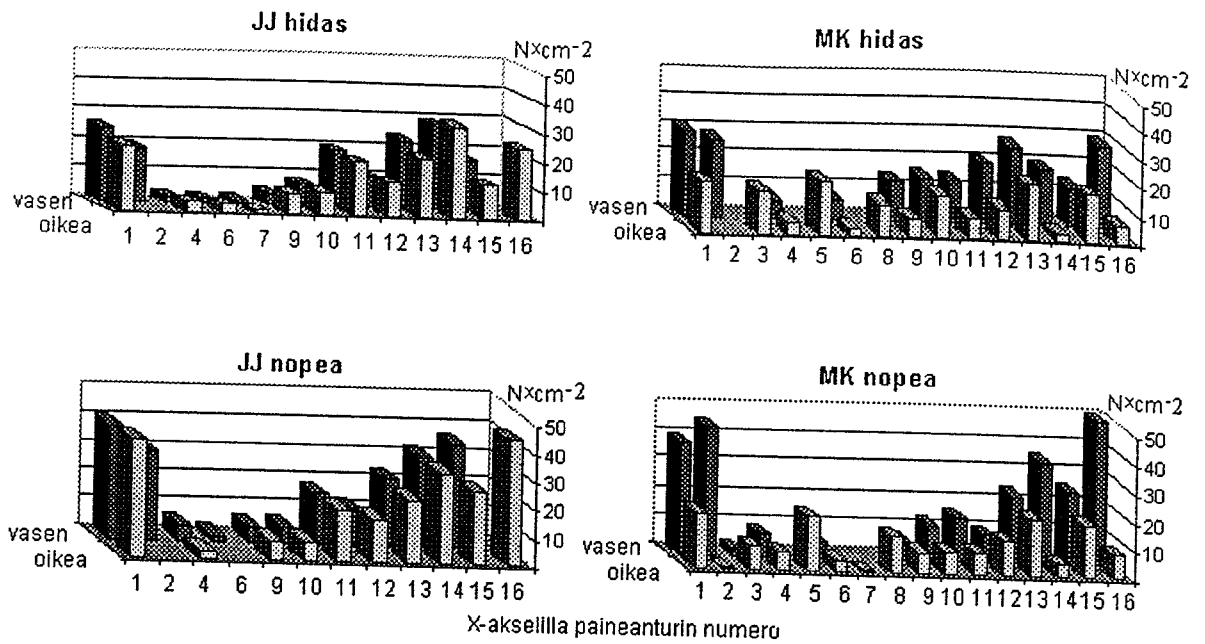
Ultraäänikuvauksessa saadut akillesjänteen poikkipinta-alat olivat naisilla  $58 \pm 9$  mm $^2$  ja miehillä  $85 \pm 25$  mm $^2$ , koko joukon keskiarvon ollessa  $74 \pm 24$  mm $^2$ . Akillesjänteen huippuvoimat poikkipinta-alaa kohden olivat  $19 \pm 10$  N $\times$ mm $^{-2}$ . Koehenkilön PP isometrinen maksimaalinen ATF kävelyjen jälkeen mitattuna nilkan plantaarifleksiossa oli 3364 N, joka vastaa 51 N $\times$ mm $^{-2}$ .



Kuvio 18. Jalkapohjan kuormitus kolmella koehenkilöllä hitaalla kävelynopeudella. Käyrien viereiset numerot kertovat paineanturin numeron (ks. kuvio 19). Kuvioon on valittu vain osa signaaleista selvyden vuoksi.

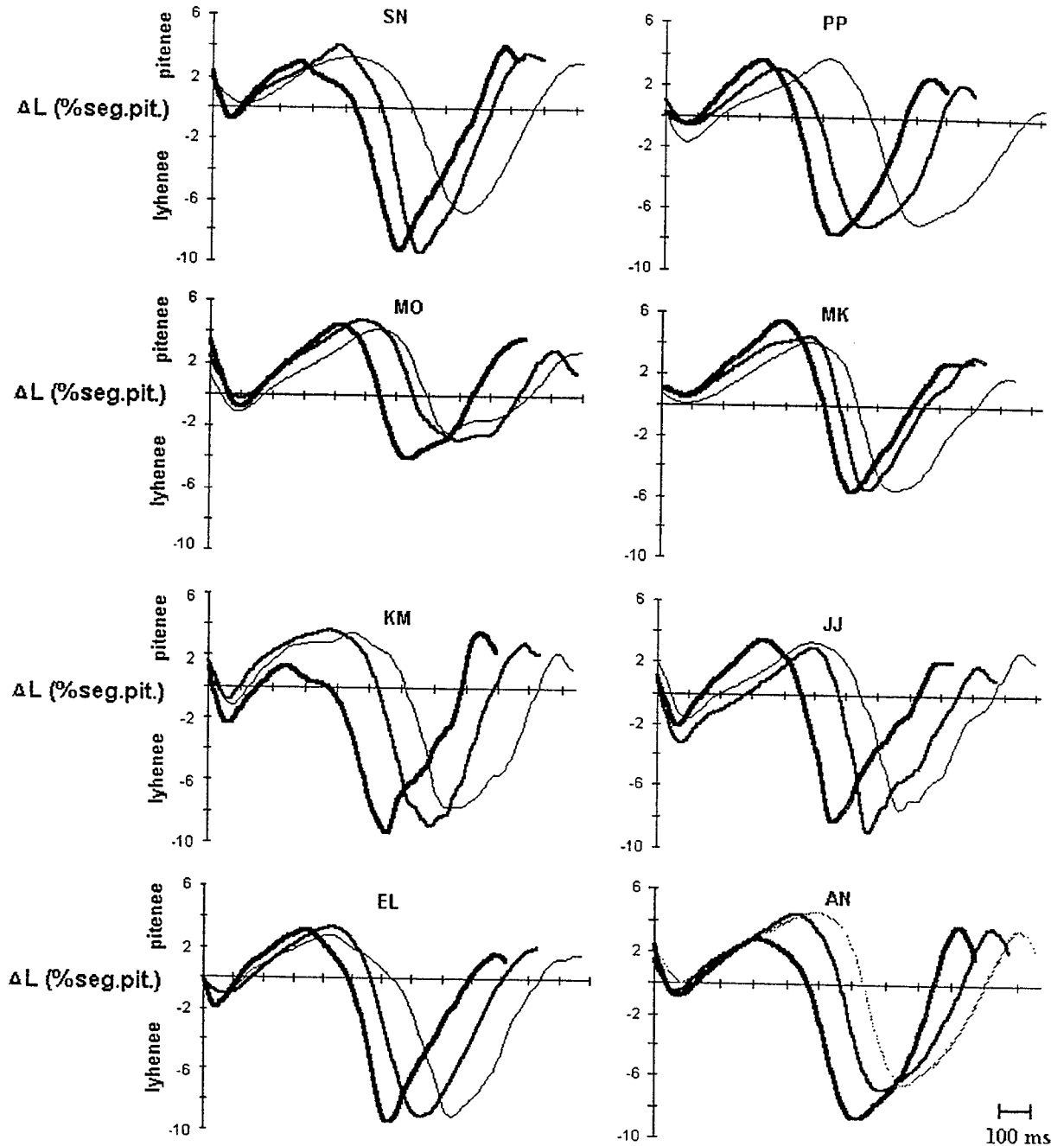
Jalkapohjan kuormitus eri kävelynopeuksilla ei eronnut vasemman ja oikean jalan välillä neljällä koehenkilöllä (KM, EL, MO, PP), mutta koehenkilöillä JJ ( $1.9 \text{ N} \times \text{cm}^{-2}$ ,  $p < .05$ ), MK ( $9.3 \text{ N} \times \text{cm}^{-2}$ ,  $p < .001$ ) ja AN ( $1.9 \text{ N} \times \text{cm}^{-2}$ ,  $p < .05$ ) eroavaisuuksia löytyi. Koko joukkoa tarkastellen jalkojen välillä oli pieni ero ( $1.1 \text{ N} \times \text{cm}^{-2}$ ,  $p < .05$ ). Vasemman jalan paineet olivat MK:lla kaikilla nopeuksilla systemaattisesti oikeaa jalkaa suuremmat (kuvio 19). Kuvio 18 vertailee kuormitusmallia vasemman ja oikean jalan välillä kolmelta koehenkilöltä. Koehenkilön AN vasemman jalan maksimipaineet isovarpaan kohdalla olivat hitaassa kävelyssä noin kaksi kertaa suuremmat kuin oikeassa, mutta ero pienentyi kävelynopeuden kasvaessa. Hitaassa ja nopeassa kävelyssä JJ:llä oli vasemmassa pienemmät maksimipaineet kuin oikeassa, mutta normaalissa kävelyssä päinvastoin. Erot maksimipaineissa olivat varsin pieniä, vaikka tilastollisesti merkitsevä ero ilmenikin. Koehenkilön MK varovainen astuminen oikealla jalalla on nähtävissä akillesjänteen voima-aika -kuvaajassa voiman äkillisen putoamisen puuttumisena välittömästi kantauskun jälkeen. Voimalevyanturista rekisteröidyt suurimmat pystyvoimat eri kävelynopeuksilla eivät eronneet vasemman ja oikean jalan välillä. Maksimaaliset vaakavoimat olivat keskimäärin 47 N suuremmat ( $p < .001$ ) oikeassa jalassa kuin vasemmassa, mikä indikoi suurempaa törmäystä sillä jalalla, jossa kuitu oli.



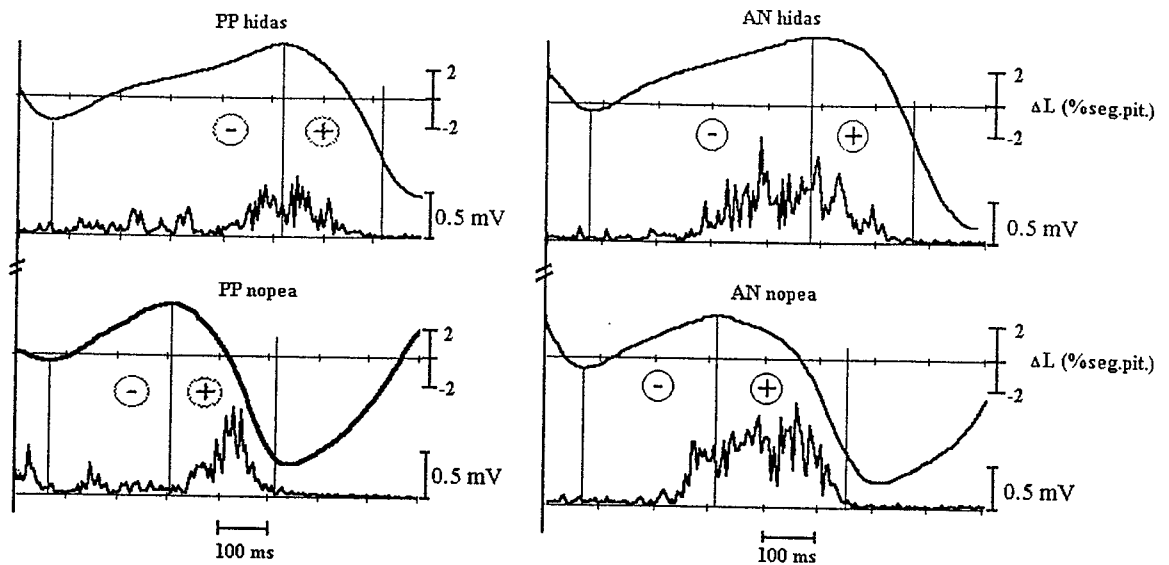


Kuvio 19. Kahden koehenkilön jalkapohjan maksimipaineet vasemmassa ja oikeassa jalassa hitaassa ja nopeassa kävelyssä. Niistä antureista, joiden kohdalla ei ole pylvästä, ei onnistuttu keräämään signaalia.

Kantakontaktin jälkeisessä plantaarifleksiovaiheessa GA-lihas lyheni keskimäärin  $2.2 \pm 1.0$  % viitepituudesta, joka on nolla polven ja nilkan ollessa  $90^\circ$ :n kulmassa. Keskimääräiset maksimipituudet olivat eksentrisessä vaiheessa  $3.5 \pm 1.3$  % ja konsentrisen vaiheen lopussa  $-4.2 \pm 2.5$  % (kuvio 20).

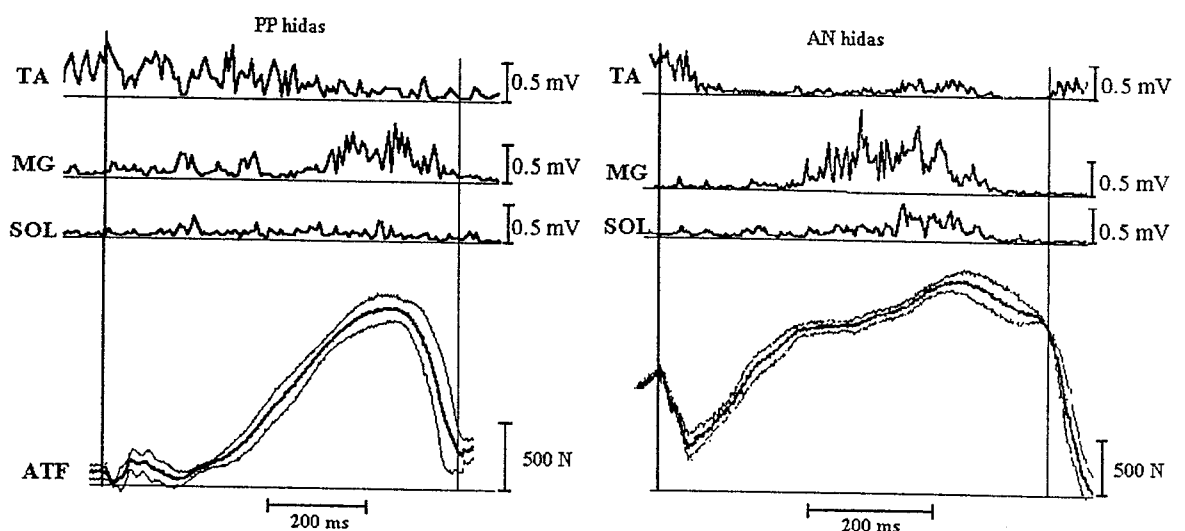


Kuvio 20. Gastrocnemiuksen pituuden muutos eri kävelynopeuksilla. Ohuin viiva tarkoittaa hitainta ja paksuin nopeinta kävelynopeutta.

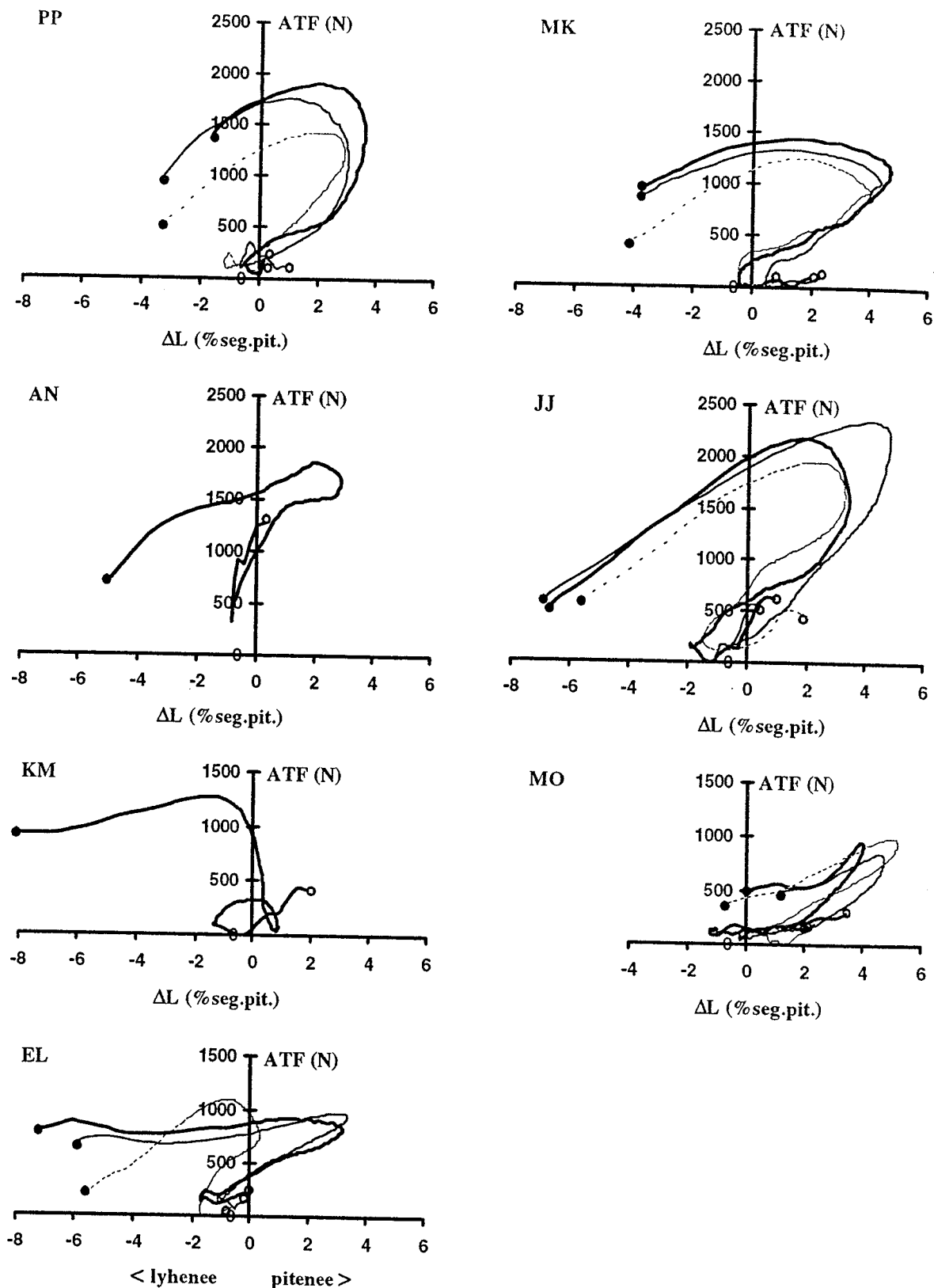


Kuvio 21. Gastrocnemiuksen lihaspituus ja aktiivisuus kävelyssä kahdella koehenkilöllä. Kuvaajat alkavat kantaiskusta ja ohut pystyviiva osoittaa kontaktin päättymishetken.

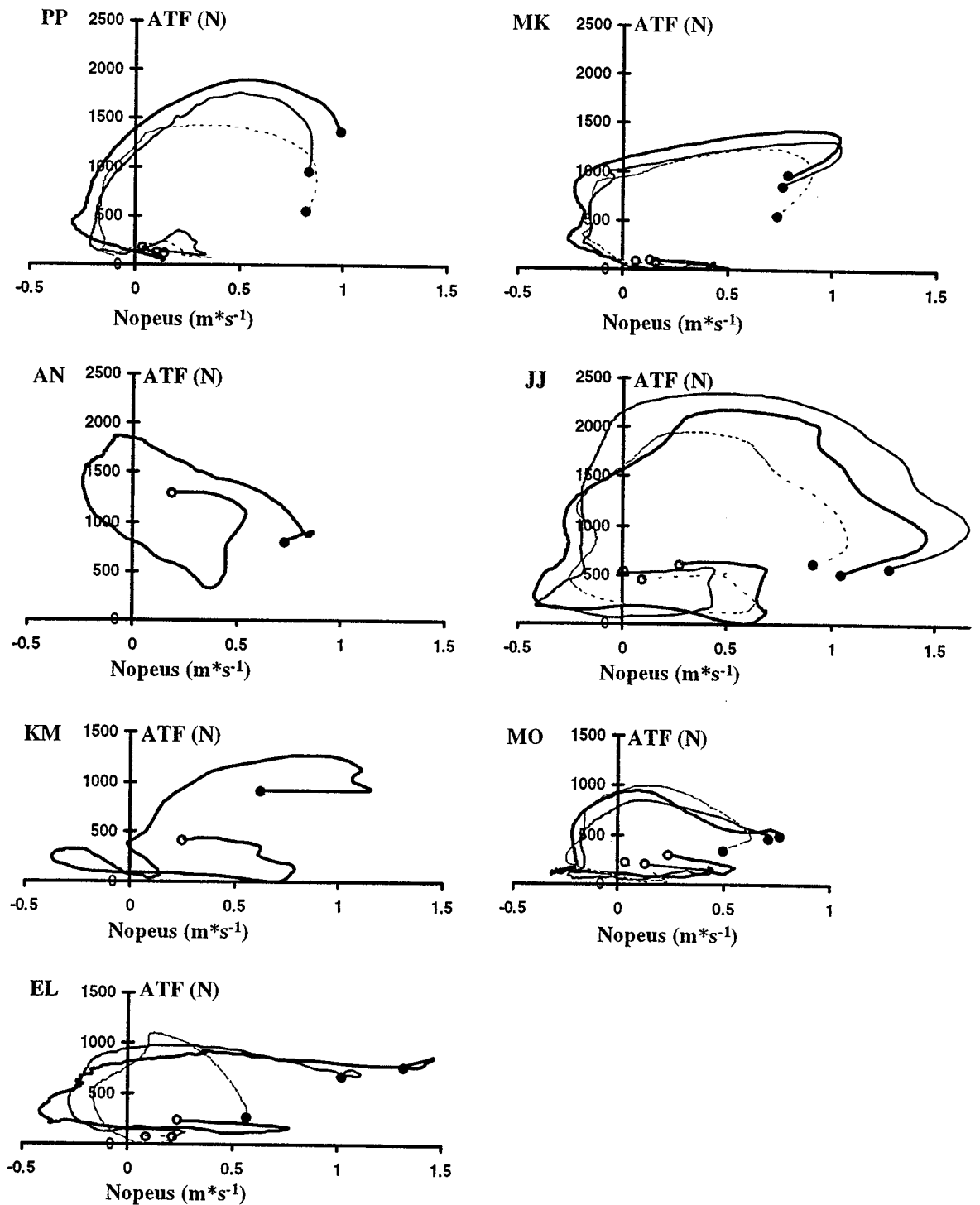
Friedmanin kaksisuuntaista Anovaa käyttäen TA-lihaksen AEMG kasvoi merkitsevästi esiaktiivisuus- ja plantaarifleksiovaiheissa ( $p < .01$ ). GA-medialiksen AEMG kasvoi esiaktiivisuus ( $p < .05$ ) ja konsentrisessa ( $p < .01$ ) vaiheessa (kuvio 21). SOL-lihaksessa AEMG kasvoi esiaktiivisuus- ( $p < .05$ ), eksentrisessä ( $p < .01$ ) sekä konsentrisessa vaiheessa ( $p < .001$ ). Kuviossa 22 nähdään kahden koehenkilön EMG aktiivisuudet kolmesta lihaksesta. Kuvioista huomataan erilainen aktiivisuusmalli näiden kahden koehenkilön välillä.



Kuvio 22. Kahden koehenkilön lihasaktiivisuudet kolmesta lihaksesta sekä akillesjänteen keskiarvoistettu voimasignaali ja sen keskihajonnat.



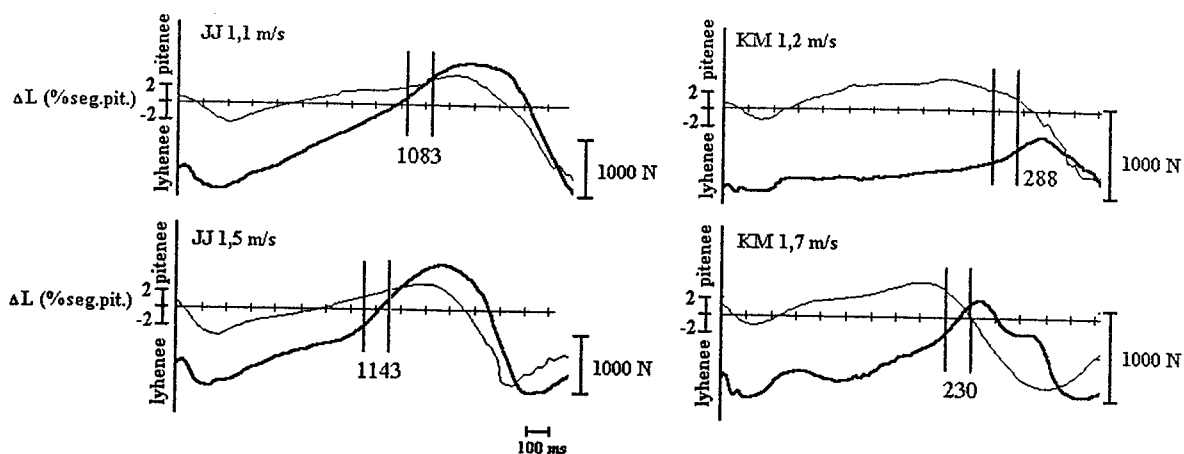
Kuvio 23. Voima-pituus -riippuvuus kävelyssä vaihtelee yksilöllisesti koehenkilöiden välillä. Nopeudet: katkoviiva = hidas, ohut viiva = normaali, paksu viiva = nopea. Avoin ympyrä tarkoittaa kantaiskua ja täytetty ympyrä kontaktivaiheen päättymistä. Koehenkilöillä KM ja AN vain yksi nopeus on piirretty selvyiden vuoksi.



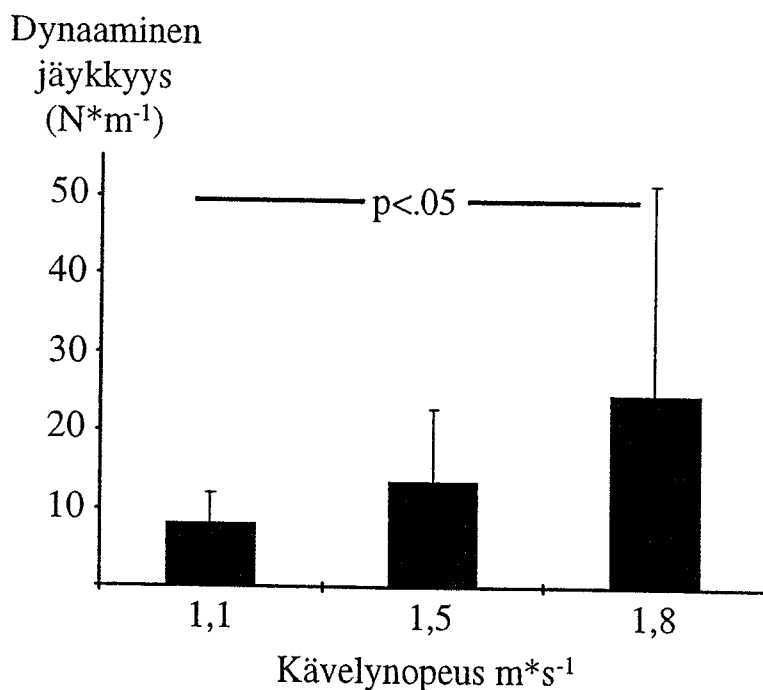
Kuvio 24. Kävelynopeuden vaikutus voima-nopeus -kuvaajaan. Nopeudet: katkoviiva = hidas, ohut viiva = normaali, paksu viiva = nopea. Avoin ympyrä tarkoittaa kantaiskua ja täytetty ympyrä kontaktivaiheen päättymistä.

Lihaksen pituudenmuutoksen huippunopeus oli  $0.29 \pm 0.1 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  eksentrisessä vaiheessa ja  $1.0 \pm 0.3 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  konsentrisessä vaiheessa (kuvio 24). Kuvioista 23 ja 24 on selvästi nähtävissä, että akillesjänteen voima ei ole nolla irtoamishetkellä vaan keskimäärin  $670 \pm$

282 N. Kuvio 25 kertoo kahden koehenkilön dynaamisen jäykkyyden ja kaikkien koehenkilöiden tulokset ovat liitteessä 5. Friedmanin kaksisuuntaista Anovaa käyttäen jäykkyys kasvoi nopeuden myötä merkitsevyystasolla  $p < .05$ .



Kuvio 25. Lihas-jänne -kompleksin jäykkyys kahdella koehenkilöllä. Paksumpi viiva on akillesjänteen voima-aika -kuvaaja ja ohut viiva kuvaa lihaspituuden muutosta. Koehenkilön KM kohdalla voimantuottonopeus oli suurinta konsentrisessa ja JJ:llä eksentrisessä vaiheessa.



Kuvio 25. Dynaaminen jäykkyys keskiarvot ja -hajonnat eri kävelynopeuksilla.

## 8 POHDINTA

### 8.1 LIHAS- JA LIIKEMEKANIikka KÄVELYNOPEUDEN LISÄÄNTYESSÄ

Tutkimuksen tulokset vahvistavat aiempaa havaintoa (Komi et al. 1992) kävelynopeuden vaikutuksesta akillesjänteen voimantuottonopeuteen mutta ei huippuvoimaan. Mielenkiintoista oli havaita, että jänteen poikkipinta-alaa kohti tuotettu voima oli koehenkilöiden välillä erilainen, vaikka absoluuttiset huippuvoimat olisivatkin olleet yhtäläiset. Voima-pituus ja voima-nopeus -kuvaajissa havaitaan selvä yhteneväisyys juoksusta raportoituihin riippuvuussuhteisiin (Komi 1990), sekä pääasiassa lihasaktiivisuustasosta ja työtavasta johtuva ero isotonisessa tilanteessa mitattuihin klassisiin riippuvuussuhteisiin (Hill 1938).

Tässä tutkimuksessa akillesjanteesta rekisteröityjen voima-aika -kuvaajien muoto vaihteli yksilöllisesti eri kävelynopeuksilla, mutta yleinen suuntaus oli samanlainen kuin aikaisemmassa, solkianturilla tehdyssä tutkimuksessa (Komi et al. 1992). Ennen kantaiskua akillesjänteen voimassa oli nähtävissä pientä nousua. Todennäköistä on, että voiman kasvu kaksoiskantalihaksen passiivisen venytysvaiheen aikana aiheutui rinnakkaisen elastisen komponentin venytystä vastustavasta voimasta (Cavagna et al. 1968) ja jänteen kollageenin jäykkyydestä (Huijing 1991). Venytystä vastustava komponentti voidaan tulkita eri tavoin riippuen siitä, tarkastellaanko Hillin, Voigtin vai Maxwellin mukaista lihasmekaanista mallia (Hof 1983). Ennen kontaktia tapahtuvaa voiman kasvua ei nähty koehenkilöllä MK, koska hän tuli kontaktiin lähes kokojalkapohjalla. Normaalin kantaiskun aiheuttamaa painetta kantapään antureissa ei havaittu MK:n oikeassa jalassa. Työntövaiheessa hänen isovarpaansa mediaalisesta paineanturista puuttuvaa signaalia saattaa selittää painepohjallisen siirtyminen pois paikaltaan kävelysuoritusten aikana. Kantaiskun jälkeinen plantaarifleksio oli MK:lla muita pienempi, mikä näkyy ATF-signaalissa puuttuvana voiman vähenemisenä kontaktin jälkeen. Myös kahdella muulla koehenkilöllä (EL ja PP) plantaarifleksiovaiheen lihaspituuden muutos oli pienempi (keskimäärin 2 % vs. 4 %) kuin muilla koehenkilöillä, ja se on nähtävissä pienempänä voiman vähenemisenä. Crowninshield & Brand (1981) määrittelivät kävelyssä tuotettuja lihasvoimia

hyödyntämällä käänteisesti epälineaarista riippuvuutta lihasvoiman ja lihastyön keston välillä. Heidän laskelmissaan SOL:n voima alkaa kasvaa tasaisesti kontaktin alusta ja GA:n voimassa tapahtuu pieni lasku nilkan plantaarifleksiovaiheessa. Heidän laskelmiensa mukaan akillesjänteen välittämä voima ei käy nollassa kontaktin jälkeen, kuten tässä tutkimuksessa havaittiin tapahtuvan. Koehenkilön PP kohdalla TA-lihaksen voimakas aktiivisuus kontaktin ensimmäisen puoliskon aikana on todennäköisesti jarruttanut plantaarifleksiota, mikä osaltaan selittää voimasignaalista puuttuvaa pienenemistä. Komin et al. (1992) tutkimuksessa akillesjanteessa on nähtävissä selvä voiman väheneminen heti kontaktin tapahduttua.

Tutkimuksen merkittävimpanä havaintona voidaan pitää tietoa, että kävelynopeus vaikuttaa akillesjänteen voimantuottonopeuteen, mutta ei huippuvoimaan. Tämä tulos vahvistaa aikaisempaa havaintoa, joka on mitattu yhdeltä ihmiseltä solkianturin avulla (Komi et al. 1992). Kun koehenkilöiden huippuvoimat suhteutettiin akillesjänteen poikkipinta-alaan, erot koehenkilöiden välillä pienenevät vain 4 %. Myös kissoilla soleuksesta mitattujen huippuvoimien on havaittu olevan yksilöllisiä. Kissan yksilöiden huippuvoimat eivät muuttuneet nopeuden kasvaessa, mutta kissojen väliset huippuvoimat erosivat toisistaan suurimmillaan yli 10 N (9 N vs. 23 N) (Gregor et al. 1988). Ihmiseltä juoksusta mitattujen huippuvoimien on havaittu kasvavan nopeuteen  $6 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$  saakka. Voimantuottonopeus puolestaan kasvoi lineaarisesti juoksunopeuden kasvaessa (Komi et al. 1990). Tässä tutkimuksessa suurimman voimantuottonopeuden saavuttamishetki vaihteli yksilöllisesti. Akillesjänteen huippuvoiman ja kontaktin päättymisen välinen aika oli keskimäärin 110 ms. Samanlainen ajoitus on huomattu momenttilaskelmia hyväksikäyttäen (Hof et al. 1983). Tässä tutkimuksessa kontaktin jälkeen akillesjänteen voima palautui nolnaan pienellä viiveellä. Viive oli pienimmillään noin 30 ms (JJ) ja suurimmillaan noin 180 ms (EL, PP). Crowninshieldin ja Brandin (1981) laskelmista näkyi myös tämä viive, mutta he eivät raportoineet sen kestoa.

Tässä tutkimuksessa huomattiin GA-lihaspituuden muutosten olevan keskimäärin kaksi prosenttiyksikköä alemmalla tasolla kuin Grieven et al. (1978) tutkimuksessa. Osasyynä saattoi olla kuvan laadun vaikutus pisteytyksen tarkkuuteen tai viitepituuden määrittämisessä olleet eroavaisuudet. Mielenkiintoista on myös, että aktiivinen ja



passiivinen vaihe eivät asetu täysin samoin kuin Grieven et al. raportoimassa tutkimuksessa. Yhtäläistä oli se, että heilahdusvaiheessa lihas oli passiivinen.

Dynaaminen jäykkyys kasvoi nopeuden lisääntymisen myötä ( $p < .05$ ). Jäykkyys määriteltiin suurimman voimantuottonopeuden kohdalta ( $\pm 25$  ms). Yleisesti voimantuottonopeus kasvoi enemmän kuin lihaksen pituuden muutos. Tästä syystä jäykkyys lisääntyi nopeuden kasvaessa. Jäykkyyden ja lihasvoiman välisen yhteyden on havaittu olevan erilainen isometrisessä ja dynaamisessa kuormituksessa (Goubel 1978; Ettema & Huijing 1994). Vaikka tässä tutkimuksessa koehenkilöltä KM:n jäykkyys määriteltiin konsentrisesta vaiheesta ja muilta eksentrisestä vaiheesta, on määrittelyssä käytetty laskukaava (Houk & Rymer 1981) sama molemmissa tapauksissa. Tässä on huomattava, että aktiivisessa, konsentrisessa vaiheessa lihaksen jäykkyydestä vastaa suurelta osin poikittaissillat (Joyce et al. 1969) Eksentrisen vaiheen aikana, jolloin oli yleensä vähemmän lihasaktiivisuutta, lihasjäykkyydestä on vastannut pääasiassa jänteen jäykkyys.

Kävelyn lihasaktiivisuusmalleista on tuloksiin poimittu kolme esimerkkiä (JJ, PP ja AN), jotka edustavat koehenkilöjoukkoa melko hyvin. Kameyaman et al. (1990) raportoima kaksihuippuinen aktiivisuusmalli TA-lihaksessa näkyi selvästi nopeassa kävelyssä koehenkilöllä JJ, kun taas PP:llä oli koko kontaktin ajan vähenevää aktiivisuutta. AN:llä ja JJ:llä oli nähtävissä vähäistä aktiviteettia myös konsentrisessa vaiheessa. TA-lihas oli aktiivinen dorsifleksiovaiheessa. Aktiivisuus jatkui kontaktin alussa absorboiden kantaiskua. Kontaktin aikaisen aktivoinnin tarkoituksena on stabiloida nilkkaniveltä (Kameyama et al. 1990). Tässä tutkimuksessa muita koehenkilöitä suurempaa TA:n aktiivisuutta oli havaittavissa koehenkilöillä PP ja MK. TA-lihaksen voimakas aktivointi ja ontuva kävely MK:n kohdalla ovat voineet aiheutua hänen tuntemastaan kivusta akillesjänteessä.

Koehenkilöiden AN:n ja JJ:n GA-lihaksen aktiivisuusmalli on verrattavissa Kameyaman et al. (1990) tutkimuksessa määriteltyyn tyyppi II malliin, jossa GA lateraalisen aktiivisuushuippu ajoittui ennen vastakkaisen jalan kantaiskua. PP:llä GA-lihaksessa voidaan nähdä kaksi ja SOL-lihaksessa yksi aktiivisuuspiikki eksentrisessä

vaiheessa. Aktiivisuus pohkeen lihaksissa eksentrisen vaiheen aikana jarruttaa säären eteenpäinsuuntautuvaa liikettä (Winter & Kuryliak 1978). Huomattavaa on, että kolmella koehenkilöllä SOL:n aktiivisuus oli hyvin pientä verrattuna GA:n aktiivisuuteen hitaassa kävelyssä. Näillä koehenkilöillä SOL:n aktiivisuus kasvoi nopeuden lisääntyessä suhteessa GA:n aktiivisuuteen. Aikaisemmissa tutkimuksissa on huomattu EMG amplitudien kasvavan nopeuden myötä (Winter 1983). Tässä tutkimuksessa AEMG kasvoi esiaktiivisuusvaiheessa TA-, SOL-, GA-lihaksissa, eksentrisessä vaiheessa SOL:ssa ja konsentrisessä vaiheessa GA:ssa ja SOL:ssa. EMG aktiivisuus ja voimantuotto olivat suurimmillaan työntövaiheessa. Toisin sanoen, lihaksen venyminen eksentrisessä vaiheessa on vaikuttanut suurelta osin voimantuoton kasvuun kaikilla koehenkilöillä lukuunottamatta KM:ä, jolla suurin voimantuotto tapahtui konsentrisessä vaiheessa. Vaikka refleksitutkimukset viittaavatkin lihasaktiivisuuden olevan tärkeä tekijä akillesjänteen voimantuotossa (Nicol et al. 1995; Nicol & Komi 1997), kävelyn eksentrisen vaihe eroaa selkeästi nilkkaergometrin avulla aikaansaadusta passiivisesta, nopeasta ja lyhyestä venytyksestä.

Tutkimuksessa havaittiin GA-lihaksen AEMG:n kasvu konsentrisessä vaiheessa kävelynopeuden lisääntyessä, mutta akillesjänteen huippuvoiman säilyminen samana. Jos kävelynopeuden kasvaminen edistäisi voiman potentioitumista elastisen energian tehokkaampana hyödyntämisenä, miksi tähän tutkimukseen osallistuvien koehenkilöiden lihasaktiivisuus lisääntyi nopeuden kasvaessa? Oleellista oli, että GA-lihaksen aktiivisuus oli vähäistä eksentrisessä vaiheessa eikä sen AEMG lisääntynyt kävelynopeuden kasvaessa, mikä olisi auttanut elastisen energian varastoimisessa. Lisäksi, kävelyssä eksentrisen ja konsentrisen vaiheen välinen aika on epäedullinen venytyksessä varastoituneen energian hyödyntämistä ajatellen (Bosco et al. 1981; Cavagna et al. 1965).

Kävelysuorituksesta ei ole aiemmin tutkittu voima-pituus -riippuvuutta, mutta juoksusta vertailevaa tutkimustietoa on saatavilla (Komi 1990). Tässä tutkimuksessa koehenkilö MO:n voima-pituus -riippuvuus oli lähimpänä juoksun voima-pituus -käyrän muotoa. MO:n huippuvoima osuu melko tarkalleen eksentrisen ja konsentrisen

vaiheen käännekohtaan kaikilla nopeuksilla kuten juoksussa on havaittu tapahtuvan (Komi 1990). Muut koehenkilöt saavuttivat huippuvoimansa myöhemmin konsentrisessa vaiheessa ja täten myös suuremmalla supistumisnopeudella.

Kävelystä mitattu hetkellinen voima-nopeus -riippuvuus muistuttaa enemmän juoksussa havaittua riippuvuutta (Komi 1990) kuin klassista voima-nopeus -käyrää (Hill 1938). Kantakontaktin aikana riippuvuudessa oli havaittavissa eroja koehenkilöiden välillä. Nämä erot johtuvat plantaarfleksiovaiheen voimantuoton ja lihaspituuden muutosten yksilöllisyydestä. Koehenkilöllä JJ kantakontaktin aikainen riippuvuus on samanlainen kuin pituushypyn ponnistuksessa havainnoitu riippuvuus sillä erotuksella, että pituushypyssä lihaksen pituuden muutosnopeudet ovat suurempia (Kyröläinen, Avela & Komi). Tässä tutkimuksessa GA-lihaksen lyhenemisnopeudet vaihtelivat  $-0.5$  ja  $1.5 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  välillä, kun juoksussa on raportoitu saavutettavan  $-1.2$  ja  $1.7 \text{ m}\times\text{s}^{-1}$  välisiä nopeuksia (Komi 1990). Vaikka kävelynopeus ei tuonut esiin tilastollisesti merkitsevää muutosta lihaksen maksimilyhenemis- tai -pitenemis-nopeuksissa, oli tuloksissa havaittavista systemaattinen kasvu kävelynopeuden lisääntyessä. Tämän perusteella voidaan olettaa, että erityisesti nopeammissa venymis-lyhenemis -sykliä hyödyntävissä liikkeissä voima tietyllä lyhenemisnopeudella tuotettuna voisi olla suurempi kuin isotonisessa tilanteessa samalla nopeudella mitattuna. Kävelyssä lihasaktiivisuudet ovat submaksimaalisia ja ne vaihtelevat huomattavasti syklin eri vaiheissa. Tämän vuoksi kävelyn voima-nopeus -käyrät ilmentävät suorituksen potentoitumista venymis-lyhenemis -syklin konsentrisessa vaiheessa. Potentoitumisen suuruutta ei voida helposti määritellä, sillä klassisen, in vivo voima-nopeus -riippuvuuden mittaaminen ihmiseltä on vaikeaa (katso Hill 1938).

200 Hz:n (video) ja 1000 Hz:n (voima) taajuudella rekisteröityä tietoa yhdistettäessä on mahdollista, että yhdistäminen vaikutti joissakin tapauksissa ilmiöiden ajanhetken siirtymiseen. Lisäksi johdettujen muuttujien laskeminen perusmuuttujien arvoista on saattanut vaikuttaa etenkin voima-nopeus -käyrään, sillä perustiedosta johdettu muuttuja on huomattavasti herkempi virheille kuin perusmuuttuja. Virhelähde olisi

voinut olla pienempi käytettäessä goniometriä nilkassa ja polvessa, mutta tässä tutkimuksessa se ei ollut teknisesti mahdollista.

Tutkimuksessa mitatut akillesjanteen poikkipinta-alat olivat  $74 \pm 24 \text{ mm}^2$ . Tulos oli hiukan suurempi kuin Kallisen ja Suomisen (1994) tutkimuksessa aktiivisilta vanhuksilta mitatut poikkipinta-ala arvot ( $68 \pm 16 \text{ mm}^2$ ). Tulosten välistä eroa saattaa selittää ikääntymisen myötä tapahtuva janteen oheneminen (Barfred 1973). Komi et al. (1992) raportoivat koehenkilöidensä akillesjanteiden poikkipinta-alojen olleen 44 ja 81  $\text{mm}^2$ . Komin et al. (1992) tutkimuksessa mitatut suurimmat akillesjanteen voimat olivat kävelyssä  $59 \text{ N} \times \text{mm}^{-2}$  ja juoksussa  $110 \text{ N} \times \text{mm}^{-2}$ . Tässä tutkimuksessa kävelyn huippuvoimat akillesjanteen poikkipinta-alaa kohti olivat selvästi pienempiä ( $10 - 40 \text{ N} \times \text{mm}^{-2}$ ). Koehenkilö PP:n ATF maksimaalisessa isometrisessä nilkan plantaarifleksiossa oli 3364 N, joka vastaa  $51 \text{ N} \times \text{mm}^{-2}$ . On muistettava, että luonnollisessa liikkeessä esiintyy suurempia voimia kuin tahdonalaisessa isometrisessä suorituksessa (Komi 1973). Verrattaessa absoluuttisia ja janteen poikkipinta-alaan suhteutettuja huippuvoimia kävelyssä huomataan, että akillesjanteen poikkipinta-alaa kohti tuotettu voima (stress) voi olla huomattavan erilainen koehenkilöiden välillä, vaikka absoluuttiset voimat ovatkin yhtäsuuret.

Neljän peräkkäisen, keskiarvoistetun kontaktin keskihajonta oli akillesjanteen voimassa suurimmillaan noin 200 N ja ilmeni yleensä huippuvoiman kohdalla. Pienimmät hajonnat havaittiin kantakontaktia seuraavassa plantaarifleksiovaiheessa (noin 10 N). Peräkkäisten kontaktien välillä ilmenevät erot kertovat askelten epäsymmetriasta, joka näyttää korostuvan työntövaiheessa. Normaalissa kävelyssä oikean ja vasemman jalan reaktiivoimien on havaittu olevan symmetrisiä (Hamill et al. 1984). Tässä tutkimuksessa voimalevyantureista saadut arvot osoittavat, että pystyvoima ei eronnut vasemman ja oikean jalan välillä vaakavoiman huippuarvojen (jarruttava piikki) ollessa suurempi oikeassa jalassa ( $47 \text{ N}$ ,  $p < .001$ ). Oikean jalan suuremmat vaakavoimat kertovat rohkeasta törmäyksestä jalalla, jossa kuitu oli. Kuidusta johtuen koehenkilöt ovat voineet tehdä kontaktiin tullessaan kontrolloimattoman kantauskun oikealla jalalla, mikä on saattanut aiheuttaa normaalia suuremman voiman. Ainoastaan koehenkilön MK oikean jalkapohjan kuormitusmalli

erosi selvästi vasemmasta, mutta muilla koehenkilöillä kuormitusmallit olivat yhdenmukaisia ja kävely normaalia. Hänen vasemman jalkansa maksimipaineet olivat merkitsevästi ( $9.3 \text{ N}\times\text{cm}^2$ ,  $p<.001$ ) suurempia kuin oikeassa jalassa kaikilla kävelynopeuksilla. MK:n voimantuottonopeudet olivat joukon pienempiä, mikä saattaa myös olla osoituksena varovaisesta kävelystä.

Tämän tutkimuksen perusteella voidaan sanoa, että kävelynopeuden muutos aiheuttaa selvän kasvun kaksoiskantalihaksen voimantuottonopeudessa ja dynaamisessa jäykkyydessä. Nämä tekijät yhdessä akillesjänteen yksilöllisten dimensioiden kanssa voivat jatkotutkimusten yhteydessä valottaa esimerkiksi vammamekanismien syntyä. Toisaalta voima-nopeus -riippuvuuden tutkiminen venymis-lyhenemis -syklin aikana eri suorituksissa sekä konsentrisessa vaiheessa tapahtuvan potentioitumisen määrittäminen ovat haastavia tutkimuskohteita, jotka voivat selkeyttää käsitystämme lihaksen toimintamekanismeista.

Yhteenvedona voidaan todeta, että kävelynopeudesta huolimatta akillesjänteen välittämät voimat havaittiin hyvin yksilöllisiksi tarkasteltuihin niitä absoluuttisina tai jänteen poikkipinta-alaan suhteutettuina arvoina. Kävelynopeuden kasvu ei muuttanut akillesjänteen kuormitusmalleja tai voima-pituus ja voima-nopeus -riippuvuussuhteita, mutta akillesjänteen voimantuottonopeus ja dynaaminen jäykkyys lisääntyivät kävelynopeuden kasvaessa.

## 8.2 KUITUOPTISEN MENETELMÄN SOVELTUVUUS

Tässä tutkimuksessa akillesjänteen välittämää voimaa mittaava kuituanturi kalibroitiin nilkkaergometrillä ennen kävelysuorituksia. Suurimmat käytetyt voimat olivat 40 % maksimaalisesta nilkan plantaarifleksioista. Muutamilta koehenkilöiltä (PP ja SN) mitattiin vain 10, 20 ja 30 %:n arvot. Heidän 40 %:n puristuksensa arveltiin olevan riittävän suuri heikentämään signaalin luotettavuutta, sillä optisen kuidun signaalin lineaarisuus on todistettu vain pienillä voimilla (Komi et al. 1996). Tutkimuksessa havaittiin, että koehenkilöillä KM, MK ja PP kalibrointikäyrät kulkevat läheltä origoa. Testattaessa mekaanisen puristuksen vaikutusta kuitusignaaliin, sen antaman vasteen

on huomattu olevan loivan J-käyrän muotoinen (testattu Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laboratoriossa). Tämä tarkoittaa, että hyvin pienillä voimilla kuitu reagoi herkästi, mutta keskisuurilla voimilla vaste on lineaarinen. Tästä syystä osa kalibrointisignaaleista ei kulje origon kautta, vaikka mitatut arvot ovatkin lineaarisella osuudella. Dynaaminen kalibrointi osoitti, että kuitusignaali seurasi kalibroinnissa käytettyä ulkoista voimaa 50 - 60 ms:n viiveellä. Tämä johtui ulkoisen voiman välittymisestä vipusysteemiä pitkin nilkkaergometrin pedaaliin keskimäärin viiden ms:n viiveellä. Niinikään telemetrian osuus viiveestä oli noin viisi ms. Toisaalta lihas-jänne -kompleksin passiivista venytystä vastustaa pääasiassa jänne, joka käyttäytyy epälineaarisen elastisen rakenteen tavoin. Tämä tarkoittaa, että venytyksen alussa jänneen rakenteet vastustavat venytystä vain vähän. Jänneen venytystä vastustava voima kasvaa lineaarisesti vasta, kun kollageenisäikeet ovat yhdensuuntaisia tuotetun voiman kanssa (Butler et al. 1978; Huijing 1991). Nicol et al. (1995) ehdottavat, että jänneen pitää ensin venyä riittävästi, ennenkuin optisen kuidun puristuminen, ja täten voima, voidaan havaita. Ulkoisen voiman pienet, nopeat muutokset eivät ole välittyneet kuituanturiin mahdollisesti elävän kudoksen aiheuttamasta vaimennuksesta johtuen.

Koehenkilön PP kuitu kalibroitiin kävelyjen jälkeen myös isometrisella maksimilla. Merkittävää oli, että 100 %:n arvo pysyi lineaarisella osuudella. Tämä viittaa mahdollisuuteen myös suurempien voimien luotettavasta mittaamisesta kuituoptista menetelmää käyttäen. PP:n kalibrointikäyrä oli hiukan jyrkempi kävelyjen jälkeen. Tämän muutoksen on todennäköisesti aiheuttanut kuidun liiallinen puristuminen, venyminen tai taipuminen suoritusten aikana. Kuidun valoa johtavan ominaisuuden heikkeneminen näkyi muutamalla koehenkilöllä mittausten aikana küpeävänä perustasona, joka palautui nolnaan vasta hetken odottelun jälkeen. Näin on voinut tapahtua koehenkilöllä KM, jonka voima-aika -signaalista nähdään mittausten edetessä (hidas - normaali - nopea) voimasignaalin nousu sekä kontaktiin tultaessa että huippuvoiman kohdalla. Lisäksi, KM:n ATF plantaarifleksiovaiheessa eroaa selvästi muista koehenkilöistä. Tämä saattaa selittyä sillä, että kuitu on asennettaessa jäänyt taipuneeseen asentoon. Koska ulostulosignaali on samanlainen riippumatta kuidun taipumissuunnasta, on KM:n ATF poikkeava. Jos tulkinta kuidun taipumisesta

on oikea, on KM:n nollatason määrittely tehty väärin perustein. Myös PP:llä nähdään voimapiikki plantaarifleksiovaiheessa, jollaista ei ole nähtävissä Komin et al. (1992) tutkimuksessa. Menetelmällisistä ongelmista huolimatta on mahdollista, että kaikki tehdyt havainnot ovat todellisia johtuen koehenkilöiden välisistä eroista. Nämä tiedot eivät kuitenkaan saa vahvistusta pienen otoskoon vuoksi.

Kuituvoiman nollataso määriteltiin kontaktien keskiarvoistamisen jälkeen saadun minimiarvon perusteella. Koska rennosti istuen nilkka on plantaarifleksiossa ja kuitua asennettaessa nilkka pyrittiin pitämään 90°:ssa, aiheutti asentojen erilaisuus monella koehenkilöllä voimasygnalia, mistä syystä nollatasoa ei pystytty tästä määrittelemään. Standardoimalla kuidun asentaminen (esimerkiksi tietty nivelkulma ja neulan asennuskulma), minimoimalla kuidun taipuminen ihon aiheuttaman liikkeen seurauksena sekä matkalla hävinneen valon alkuperän varma tunnistaminen ovat tärkeitä seikkoja kuituoptisen menetelmän jatkokehittelyssä. Tämän tutkimuksen perusteella voidaan sanoa, että näiden ongelmien ratkaiseminen mahdollistaa kuituoptisen tekniikan hyödyntämisen ihmisen lihasmekaniikan ja liikkumisen tutkimisessa.

## LÄHTEET

Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., Galante, J.O. (1977) Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomechanics* 10: 261-268.

Asmussen, E., Bonde-Petersen, F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 91: 385-392.

Aura, O., Komi, P.V. (1987) Effects of muscle fiber distribution on the mechanical efficiency of human locomotion. *Int J Sports Med* 8: 30-37, suppl.

Barfred, T. (1973) Achilles tendon rupture. *Acta Ortop Scand Suppl* 152; 11.

Billeter, R., Hoppeler, H. (1991) Muscular basis of strength. Teoksessa Komi, P.V. (ed.) *Strength and power in sport*. Blackwell scientific publications.

Bobbert, M.F., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J. (1986) A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J Biomechanics* 19, 11: 887-898.

Bosco, C., Komi, P.V., Ito, A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 111: 135-140.

Bosco, C. (1982) Stretch-shortening cycle in skeletal muscle function with special reference to elastic energy and potentiation of myoelectrical activity. *Studies in Sport, Physical Education and Health*, No. 15, University of Jyväskylä, Finland.

Bosco, C., Tarkka, I., Komi, P.V. (1982) Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med* 3: 137-140.

Bosco, C., Thianyi, J., Komi, P.V., Fekete, G., Apor, P. (1982) Stretch and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand* 116: 343-349.

Brandell, B.R. (1977) Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion. *Am J Physical Med* 56, 2: 59-74.

Buchthal, F., Rosenfalck, P. (1973) On the structure of motor units. Teoksessa Desmedt, J.E. (ed.) *New Developments in electromyography and clinical neurophysiology* 1: 71-85. Karger, Basel.

Butler, D.L., Grood, E.S., Noyes, F.R., Zernicke, R.F. (1978) Biomechanics of ligament and tendons. *Exercise and sport sciences reviews* 6: 125-181.

Cavagna, G.A., Dusman, B., Margaria, R. (1968) Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol* 24, 1: 21-32.

Cavagna, G.A., Kaneko, M. (1977) Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 268: 467-481.



Cavagna, G.A., Saibene, F.P., Margaria, R. (1965) Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *J Appl Physiol* 20, 1:157-158.

Cavanagh, P.R., Williams, K.R., Clarke, T.E. (1981) A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. Teoksessa Morecki, A., Kazimiewicz, F., Kryzyztof, K., Andrezej, N. (ed.) *Biomechanics VII-B*, 151-156. Baltimore: University Park Press.

Cavanagh, P.R., Komi, P.V. (1979) Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol* 42; 159-163.

Colomo, F., Lombardi, V., Piazzesi, G. (1986) The relation between force, stiffness and velocity of lengthening in 'tendon-free' segments of frog single muscle fibers. *J. Physiol* 377: 90P.

Crowninshield, R. D., Brand, R. A. (1981) A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomechanics* 14, 11: 793-801.

Czerniecki, J.M. (1988) Foot and ankle biomechanics in walking and running. *Am J Phys Medicine & Rehabilitation* 67, 6: 246-252.

Duchateau, J., Le Bozec, S., Hainaut, K. (1986) Contributions of slow and fast muscles of triceps surae to a cyclic movement. *Eur J Appl Physiol* 55: 476-481.

Ettema, G.J.C., Huijing, P.A. (1994) Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J Biomechanics* 27, 11: 1361-1368.

Frigo, C., Pedotti, A. (1978) Determination of muscle length during locomotion. Teoksessa Asmussen, E., Jorgensen, K. (ed.) *Biomechanics VI-A*, 355-360. University park press, Baltimore.

Flitney, F., Hirst, D. (1978) Cross-bridge detachment and sarcomere 'give' during stretch of active frog's muscle. *J Physiol* 276: 449-465.

Fujita, M., Matsusaka, N., Norimatsu, T., Suzuki, R. (1985) The role of the ankle plantar flexors in level walking. Teoksessa Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C., Patla, A.E. (ed.) *Biomechanics IX-A*, 484-488. Human Kinetics Publishers, Champaign.

Fukashiro, S., Komi, P.V. (1987) Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int J Sports Med* 8: 15-21 suppl.

Fukashiro, S., Komi, P.V., Järvinen, M., Miyashita, M. (1993) Comparison between the directly measured achilles tendon force and the tendon force calculated from the ankle joint moment during vertical jumps. *Clin Biomech* 8: 25-30.

Fukashiro, S., Komi, P.V., Järvinen, M., Miyashita, M. (1995) In vivo achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol* 71: 453-458.

- Gasser, H.S., Hill, A.V. (1924) Dynamics of contraction. Teoksessa Hill, A.V. First and last experiment in muscle mechanics. Cambridge University Press, Great Britain, 1970.
- Gielen, C.C.A.M., Houk, J.C., Marcus, S.L., Miller, L.E. (1984) Viscoelastic properties of the wrist motor servo in man. *Annals of Biomedical Engineering* 12; 599-620.
- Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D., Dietz, V. (1984) Regulation of muscle stiffness in human locomotion. *Int J Sports Med* 5, 19-22.
- Gordon, A.M., Huxley A.F., Julian F.C. (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *J Physiol* 184; 170-192.
- Goubel, F. (1978) Muscular compliance during isometric contraction. *J Physiol*, 74, 609-614
- Gregoire, L., Veeger, H.E., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J. (1984) Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med* 5: 301-305.
- Gregor, R.J., Abelew, T.A. (1994) Tendon force measurements in musculoskeletal biomechanics. *Sport Science Review* 3, 2: 8-33.
- Gregor, R.J., Komi, P.V., Järvinen, M. (1987) Achilles tendon forces during cycling. *Int J Sports Med* 8: 9-14 suppl.
- Gregor, R.J., Roy, R.R., Whiting, W.C., Lovely, R.G., Hodgson, J.A., Edgerton, V.R. (1988) Mechanical output of the cat soleus during treadmill locomotion in vivo vs. in situ characteristics. *J Biomechanics* 21, 9; 721-732.
- Gregory, J.E., Luft, A.R., Morgan, D.L., Proske, U. (1978) The stiffness of amphient slow and fast twitch muscle during high speed stretches. *Pflügers Arch* 375: 207-211.
- Grieve, D.W., Gavanagh, P.R., Pheasant, S. (1978) Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. Teoksessa Asmussen, E., Jorgensen, K. (ed.) *Biomechanics VI-A*, 405-412. University park press, Baltimore.
- Hamill, J., Bates, B.T., Knutzen, K.M. (1984) Ground reaction force symmetry during walking and running. *Research Quarterly for exercise and sport* 55, 3: 289-293.
- Hashimoto, F., Tokuhara, Y., Yamashita, N., Kumamoto, M. (1987) Relationship between activities of biarticular leg muscles and floor reaction force vectors during gait cycle. Teoksessa Jonsson, B. (ed.) *Biomechanics X-A*, 419-424. Human Kinetic Publishers, Champaign.
- Hecht, J. Understanding fiber optics. 2 edition. Sams publishing, Indianapolis, 1993.

- Hill, A.V. First and last experiment in muscle mechanics. Cambridge University Press, Great Britain, 1970.
- Hof, A.L. (1983) Comment on "the passive elastic force-velocity relationship of cat skeletal muscle: influence upon the maximal contractile element velocity". *J Biomechanics* 16, 4: 303.
- Hof, A.L., Geelen, B.A., Van den Berg, Jw. (1983) Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomechanics* 16, 7: 523-537.
- Houk, J.C., Rymer, W.Z. (1981) Neural control of muscle length and tension. Teoksessa Bookhart, J.M., Mountcastle, V.B., Brooks, V.B., Geiger, S.R. (ed) *Handbook of physiology, section 1: The nervous system. Vol II, Motor Control* 1, USA.
- Huijing, P.A. (1991) Elastic potential of muscle. Teoksessa Komi P.V. (ed) *Strength and power in sport*. Blackwell scientific publications.
- Huxley, A.F., Simmons, R.M. (1971) Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *J Physiol* 218: 59-60P.
- Hykes, D., Hedrick, W.R., Starchaman, D.E. *Ultrasound physics and instrumentation*. Churchill Livingstone Inc., New York, 1985.
- Häkkinen, K., Komi, P.V., Alén, M. (1985) Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol Scand* 125: 587-600.
- Joyce, G.C., Rack, M.H., Westbury, D.R. (1969) The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. *J Physiol London* 204: 461-474.
- Kallinen, M., Suominen, H. (1994) Ultrasonographic measurements of the Achilles tendon in elderly athletes and sedentary men. *Acta Radiologica* 35: 560-563.
- Kastelic, J., Galeski, A., Baer, E. (1978) The multicomposite structure of tendon. *Connective tissue research* 6: 11-23.
- Knuttgen, H.G., Komi, P.V. (1992) Basic definitions for exercise. In Komi, P.V. (ed.) *Strength and power in sport*. Blackwell scientific publications.
- Koivunen-Niemelä, T. (1995) Imaging of the achilles tendon: Diagnostic evaluation of sonography and magnetic resonance imaging. *Turun yliopiston julkaisuja, sarja D, osa* 190.
- Komi, P.V. (1973) Measurement of force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contractions. Teoksessa Jokl, E. (ed) *Medicine and Sport, Biomechanics III*. Karger Basel, vol 8, 224-229.

- Komi, P.V. (1984a) Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. Teoksessa Terjung, R.H. (ed): Exercise and sport sciences reviews, vol 12, 81-121. The Collamore press, Lexington.
- Komi, P.V., Salonen, M., Järvinen, J. (1984) In vivo measurements of Achilles tendon forces in man. *Medicine and science in sports exercise* 16: 165-166.
- Komi, P.V., Salonen, M., Järvinen, M., Kokko, O. (1987a) In vivo registration of Achilles tendon forces in man: I Methodological development. *Int J Sports Med* 8:3-8.
- Komi, P.V., Kaneko, M., Aura, O. (1987b) EMG activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *Int J Sports Med* 8: 22-29, suppl.
- Komi, P.V. (1987) Neuromuscular factors related to physical performance. Teoksessa Marconnet, P., Komi, P.V. (ed.) *Muscular function in exercise and training*. Karger, Basel.
- Komi, P.V. (1990) Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics* 23, 1: 23-34 suppl.
- Komi, P.V., Fukashiro, M.S., Järvinen, M. (1992) Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clinics in sport medicine* 11, 3: 521-531.
- Komi, P.V., Belli, A., Huttunen, V., Partio E. (1995) Optic fiber as a transducer for direct in-vivo measurements of human tendomuscular forces. Teoksessa Häkkinen, K., Keskinen, K.L., Komi, P.V., Mero, A. *Book of abstracts. XVth Congress of the International Society of Biomechanics, July 2-6, Jyväskylä, Finland.*
- Komi, P.V., Belli, A., Huttunen, V., Bonnefoy, R., Geysant, A., Lacour, J.R. (1996) Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *Eur J Appl Physiol* 72: 278-280.
- Kvist, M. (1991) Achilles tendon overuse injuries: A clinical and pathophysiological study in athletes with special reference to Achilles paratenonitis. *Turun yliopiston julkaisuja, sarja D, osa 87.*
- Kyröläinen, H., Avela, J., Komi, P.V. Instantaneous force-velocity relationship during long jump take off. Unpublished data. Department of Biology of Physical Activity, Jyväskylä, Finland
- Larsson, L.E., Odenrick, P., Sandlund, B., Weitz, P., Öberg, P.Å. (1980) The phases of the stride and their interaction in human gait. *Scand J Rehab Med* 12: 107-112.
- Morrison, J.B. (1970) The mechanics of muscle function in locomotion. *J Biomechanics* 3: 431-451.
- Morgan, D.L., Proske, U., Warren, D. (1978) Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J Physiol* 282: 253-261.

Nichols, T.R., Houk, J.C. (1976) Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from action of stretch reflex. *J Neurophysiology* 39: 119-142.

Nicol, C., Komi, P.V., Belli, A., Huttunen, V., Partio, E. (1995) Reflex contribution to Achilles tendon forces: in-vivo measurements with the optic fiber technique. Teoksessa Häkkinen, K., Keskinen, K.L., Komi, P.V., Mero, A. Book of abstracts. XVth Congress of the International Society of Biomechanics, July 2-6, Jyväskylä, Finland.

Nicol, C., Komi, P.V. (1997) Significance of passively induced stretch reflexes on Achilles tendon force enhancement. In Press. *Acta Physiol Scand*.

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 Physiol Scand* 123: 457-475.

Norman, R.W., Komi, P.V. (1979) Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiol Scand* 106: 241-248.

Perttunen, J., Komi, P.V. (1995) Foot pressure distribution patterns during gait. Teoksessa Häkkinen, K., Keskinen, K.L., Komi, P.V., Mero, A. Book of abstracts. XVth Congress of the International Society of Biomechanics, July 2-6, Jyväskylä, Finland.

Pierrynowski, M.R., Morrison, M.R. (1985) Length and velocity patterns of the human locomotor muscles. Teoksessa Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C., Patla, A.E. (ed.) *Biomechanics IX-A*, 33-38. Human Kinetics Publishers, Champaign.

Rack, P.M., Westbury, D.R. (1969) The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J Physiol London* 204: 443-460.

Rack, P.M., Westbury, D.R. (1974) The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *J Physiol London* 240: 331-350.

Rice, C.L., Cunningham, D.A., Taylor, A.W., Paterson, D.H. (1988) Comparison of the histochemical and contractile properties of human triceps surae. *Eur J Appl Physiol* 58: 165-170.

Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., Claes, L. (1994) Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture* 2: 191-197.

Soames, R.W., Richardson, R.P.S. (1985) Stride length and cadence: their influence on ground reaction forces during gait. Teoksessa Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C., Patla, A.E. (ed.) *Biomechanics IX-A*, 406-410. Human Kinetics Publishers, Champaign.

Vandervoort, A.A., McComas A.J. (1983) A comparison of the contractile properties of the human gastrocnemius and soleus muscles. *Eur J Appl Physiol* 61: 435-440.

- Vilensky, J.A., Gankiewicz, E., Gehlsen, G. (1987) A kinematic comparison of backward and forward walking in humans. *J Human Movement Studies* 13: 29-50.
- Walmsley, B., Hodgson, J.A., Burke, R.E. (1978) Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats. *Journal of neurophysiology* 41, 5: 1203-1216.
- Warwick, R., Williams, P.L. (ed.) *Gray's anatomy*, 35.ed, Jarrold and Sons ltd, Norwich (1973).
- Wilson, G.J., Elliott, B.C., Wood, G.A. (1992) Stretch shortening cycle performance enhancement through flexibility training. *Med Sci Sports Exercise* 24; 116-123.
- Wilson, G.J., Murphy, A.J., Pryor, J.F. (1994) Musculotendinous stiffness: it's relationship to eccentric, isometric and concentric performance. *J Appl Physiol* 76, 6; 2714-2719.
- Winter, D.A. (1983) Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Motor Behavior* 15, 4: 302-330.
- Winter, D.A., Kuryliak, W.M. (1978) Dynamic stabilization in human gait: the biomechanical relationships between the triceps surae and the metatarsophalangeal joint. Teoksessa Asmussen, E., Jorgensen, K. (ed.) *Biomechanics VI-A*, 280-286. University Park Press, Baltimore.
- Woittiez, R.D., Rozendah, R.H., Huijing, P.A. (1985) The functional significance of architecture of the human triceps surae muscle. Teoksessa Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C., Patla, A.E. *Biomechanics IX-A*, 21-25. Human kinetic publishers, Champaign.
- Yack, H.J. (1984) Technique for clinical assessment of human movement. *Phys Ther* 64: 1821-1830.
- Yamasaki, M., Sasaki, T., Torii, M. (1991) Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking. *Eur J Appl Physiol* 62, 2: 99-103.

## LIITE 1

### SUOSTUMUS KOEHENKILÖKSI

Kansainväliset sopimukset ihmistutkimuksista edellyttävät, että tutkittaville selvitetään tutkimuksiin liittyvät riskit ja hyödyt. Selvityksen jälkeen tutkittava antaa kirjallisen suostumuksensa toimia koehenkilönä.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää kaksoiskantalihaksen toimintaa ja akillesjänteen kuormitusta eri kävelynopeuksilla. Koehenkilön tehtävänä on kävellä kolmella eri nopeudella 10 metrin matka yhteensä kuusi kertaa. Lisäksi mittauslaitteiden kalibroinneissa pyydetään koehenkilöä suorittamaan nilkan ojennuksia. Koehenkilöille kiinnitetään molempiin jalkoihin lihasaktiivisuutta mittaavia elektrodeja. Elektrodien kiinnityskohdista ajetaan ihokarvat ja iho puhdistetaan hiomapaperilla ja amiseptilla. Ihon puhdistaminen saattaa aiheuttaa pientä kirvelyä.

Akillesjänteen kuormitusta mitataan optisen kuidun avulla, jonka lääkäri laittaa ohuen neulan avulla akillesjänteen läpi. Jänne puudutetaan puudutusgeelin avulla, jolloin toimenpide on lähes kivuton. Puudutuksen vaikutuksen lakattua, saattaa akillesjanteessa tuntua pientä kipua pari päivää toimenpiteen jälkeen. Alikkesjanteeseen ei jää pysyvää jälkeä toimenpiteestä.

Tutkimus on Taija Laitisen pro gradu-työ, joka valmistuessaan on saatavilla Jyväskylän Yliopiston kirjastosta.

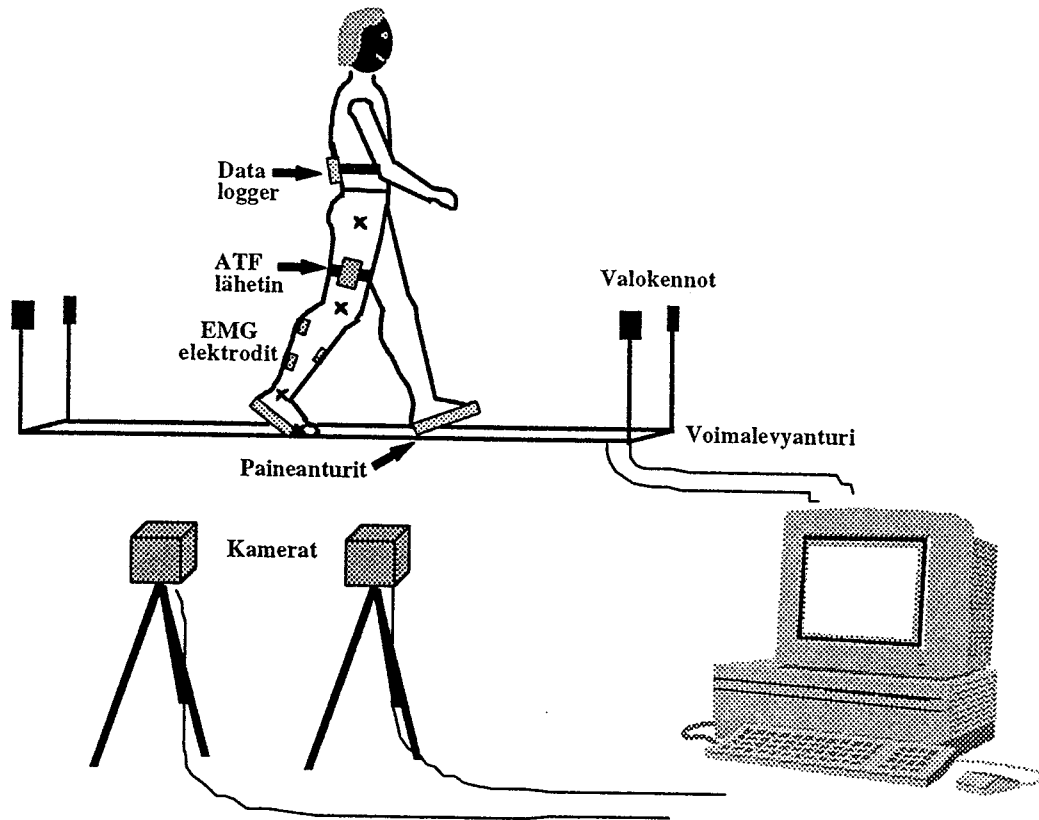
Osallistuminen mittauksiin on täysin vapaaehtoista ja tutkittava voi kieltäytyä mistä tahansa kokeesta tai keskeyttää sen halutessaan.

Olen tutustunut suoritettavaan tutkimukseen ja ymmärtänyt mittausten tarkoituksen siihen liittyvine riskeineen. Olen terve ja suostun toimimaan tutkimuksessa koehenkilönä minulle annettujen ohjeiden mukaisesti. Lisäksi annan luvan tulosteni ja nimeni käytölle tutkimusraporteissa.

Jyväskylässä \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ 1996 \_\_\_\_\_

Ikä \_\_\_\_\_

## MITTAUSASETTELMA

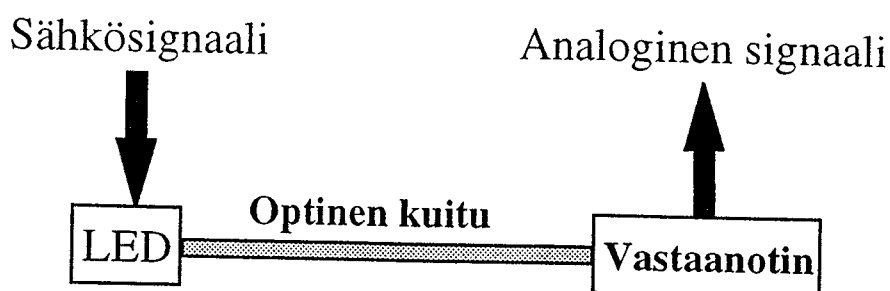


## TUTKIMUSJÄRJESTYS

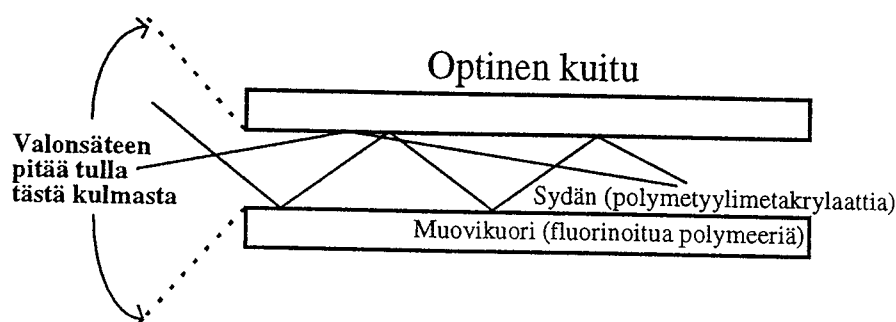
- KH:n kirjallinen suostumus
- Puudutusgeeli 2 tuntia ennen kuidun asentamista
- Totuttelukävely (2 min)
- Nilkkanivelen pyörimisakselin paikantaminen (lasketaan vipuvarsi) (5 min)
- Segmenttimerkit ja segmenttien mitat: 5. (katso 1. mukaan) metatarsaaliluun distaalipää, nilkkanivelen pyörimisakseli, polvinivelen nivelrako, lonkkanivelen piste juuri trochanter majorin yläpuolella (5 min)
- Kalibrointilaitteen säätäminen KH:lle sopivaksi (5 min)
- Elektrodien paikkojen puhdistus ja niiden asetus: GM, SOL, TA (5 min)
- Optisen kuidun asennus ja vahvistimen kiinnitys reiteen (15 min)
- Paineanturit paikoilleen + data logger ja merkkisignaali köytetään vyötärölle (10 min)
- Signaalit tarkastetaan ja samalla KH:n massa mitataan (5 min)
- Kalibrointi: Nilkka  $85^{\circ}$ , polvi  $75^{\circ}$  ( $0^{\circ}$  = polven ekstensio, nilkan plantaarifleksio) Kuvitellut 10%, 20%, 30%, 40% (10 min)
- Kävelysuoritukset: hidas, normaali, nopea (kaksi kustakin nopeudesta) (15 min)
- Suoritukset kuvataan NAC-videolle, voimat Codasille, data logger tyhjennetään suoritusten välillä
- Kuidun poisto ja vipuvarren mittaaminen
- Ultraäänikuvaus erillisenä päivänä akillesjänteen paksuuden selvittämiseksi



### LIITE 3



Kuituoptiikkajärjestelmän komponentit (Hecht 1993, 9).



Valonsäteiden pitää tulla lähettimestä tietyssä kulmassa kuidun sydämeen nähden. Sydämessä valonsäteet kulkevat eri reittejä pitkin. (Hecht 1993, 27.)

Valoa hukkuu matkalla monesta syystä. Ensiksikin LED lähettäjien valoa suuntautuu muuallekin kuin kuidun sydämeen. Sen lisäksi valoa imeytyy kuidun materiaaleihin ja osa säteistä hajoaa sydämen ja muovikuoren välisellä pinnalla. Kuidun puristuminen tai venyminen voi aiheuttaa valon aallonpituuden muuttumisen, jolloin vastaanottaja ei enää havaitse sitä. Kuidun liiallinen taipuminen aiheuttaa valon vuotamisen ulos sydäimestä (ks. kuvio 12). Optisen signaalin vastaanottajan intensiteettitasoa voidaan säätää siten, että valon voimakkuutta voidaan vastaanottaa suurimmalla mahdollisessa havainnointivälillä. Tämän vuoksi analogista voimasignaalia voidaan saada kuidun puristumisen aiheuttamasta valon määrän vähenemisestä huolimatta. Kuitenkin liian suuret voimat voivat aiheuttaa pysyviä vaurioita kuidun ominaisuuksissa. (Hecht, 1993, 25, 30, 172.)

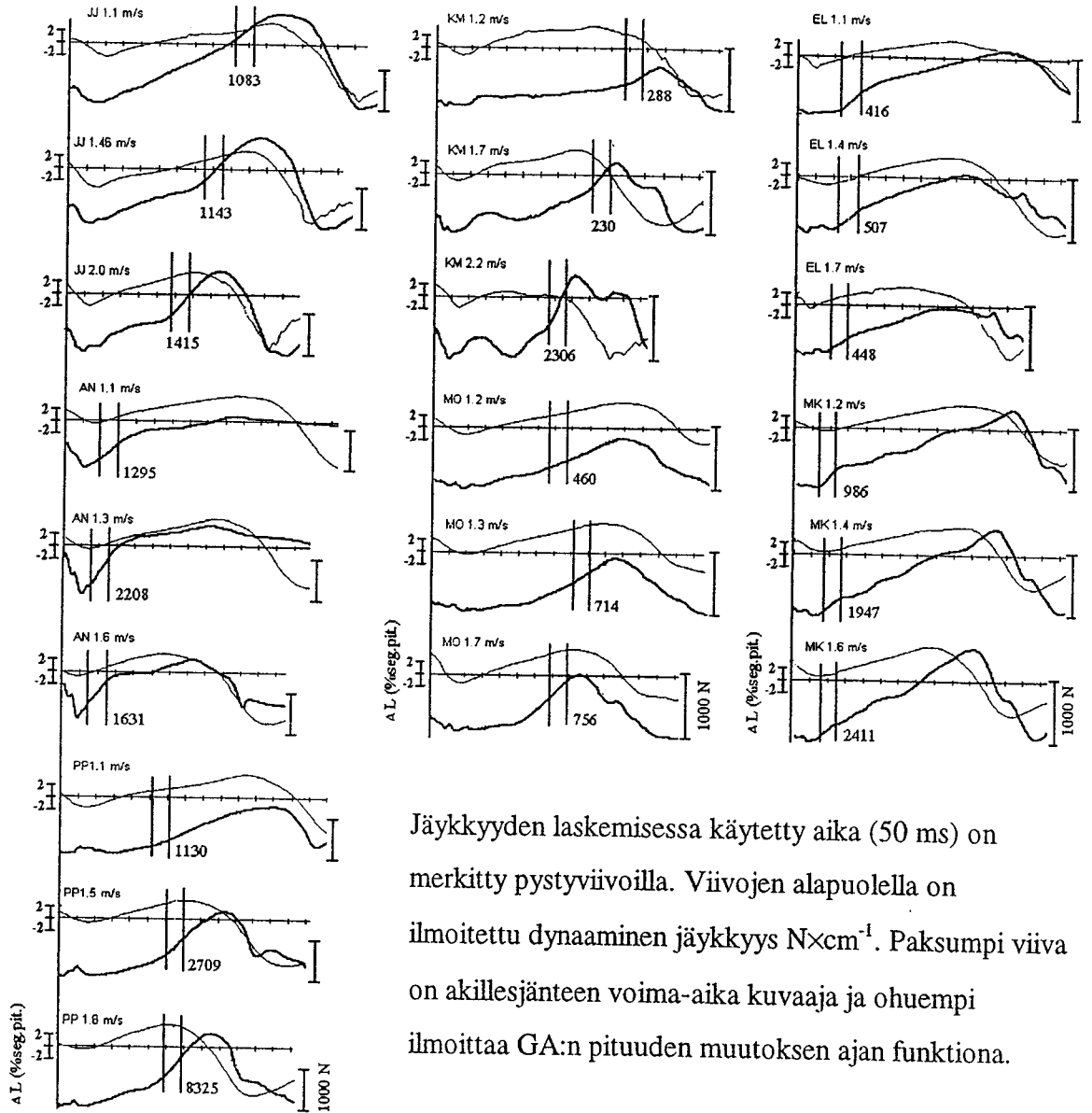
LIITE 4

Koehenkilöiden arvoja valituista muuttujista. Muuttujien keskiarvot ja -hajonnat kullakin kävelynopeudella ovat taulukossa 3.

KOE- HEN- KILÖ	NOPEUS 1=hidas 2=norm. 3=nopea	KON- TAKTI -AIKA (ms)	ATF (max) (N)	OIKEA Fz(max) (N)	VASEN Fz(max) (N)	OIKEA Fy(max) (N)	VASEN Fy(max) (N)	VOIMAN- TUOTTO- NOPEUS ATF (N/s)	ATala (mm <sup>2</sup> )	ATF/AT pinta-ala (N/mm <sup>2</sup> )
KM	1	710	750	760	760	120	90	5570	62	12
KM	2	600	1100	860	900	150	130	8030		17
KM	3	500	1230	1000	1050	230	180	13920		20
JJ	1	760	2110	1040	1060	110	90	6450	125	17
JJ	2	650	2360	1180	860	210	100	9550		19
JJ	3	550	2170	1310	1260	340	240	10740		17
EL	1	810	1070	970	930	110	100	5440	92	12
EL	2	670	1040	1110	1110	200	150	6020		11
EL	3	590	910	1210	1200	230	190	4740		10
MO	1	690	890	810	810	160	90	7030	67	13
MO	2	650	860	840	820	160	110	7500		13
MO	3	550	910	980	930	210	130	8440		14
MK	1	720	1200	810	880	90	80	5380	58	21
MK	2	630	1320	900	810	170	120	5080		23
MK	3	580	1430	930	880	190	140	5930		25
AN	1	681	1860	590	560	110	80	10710	49	40
AN	2	610	2030	650	620	150	90	15260		41
AN	3	550	1870	740	710	180	130	13400		38
PP	1	690	1380	630	650	100	60	4900	66	21
PP	2	580	1660	710	710	130	110	7580		25
PP	3	530	1890	820	840	170	150	10630		28

## LIITE 5

Lihäs-jänne -kompleksin jäykkyys ja sen määrittäminen kaikilta koehenkilöiltä.



Jäykkyyden laskemisessa käytetty aika (50 ms) on merkitty pystyviivoilla. Viivojen alapuolella on ilmoitettu dynaaminen jäykkyys  $N \times cm^{-1}$ . Paksumpi viiva on akillesjänteen voima-aika kuvaaja ja ohuempi ilmoittaa GA:n pituuden muutoksen ajan funktiona.