

**ULOMMAN REISILIHAKSEN JA –KAKSOISKANTA-
LIHAKSEN TOIMINTA ERILAISISSA PONNISTUKSISSA
KOVALLA JA KIMMOISALLA ALUSTALLA**

Joni Koivunen

Jyväskylän yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Biomekaniikka
Pro gradu –tutkielma
Työn ohjaaja P.V. Komi
Kevät 2002

TIIVISTELMÄ

Koivunen, Joni

Ulomman reisilihaksen ja -kaksoiskantalihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän Yliopisto, 2002

Pro gradu -tutkielma, 66 sivua

Ultraäänitekniikan käyttöönotto on mahdollistanut lihasjännekompleksin entistä tarkemman in vivo -tutkimuksen luonnollisen liikkeen aikana. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tarkastella ponnistuksessa tärkeiden alaraajan ojentajalihasten, ulomman kaksoiskantalihaksen ja ulomman reisilihaksen, toimintaa erilaisissa ponnistuksissa sekä kovalla että kimmoisalla alustalla.

Tutkimukseen osallistui kaksi maajoukkue-tason miestelinevoimistelijaa, jotka suorittivat pudotushyppyjä kovalla alustalla korkeuksilta 40, 60, 80 cm sekä kimmoisalla alustalla korkeuksilta 60 ja 80 cm. Lisäksi koehenkilöt suorittivat submaksimaalisen hyppelysarjan molemmilla alustoilla ja hypyn ilman kevennystä sekä hypyn kevennyksellä kovalla alustalla.

Suoritukset kuvattiin high-speed videokameralla (200 kuvaa/sekunnissa). Vertikaali- ja horisontaalivoimat mitattiin voimalevyanturilla, jonka päälle asetettiin kimmoisalla alustalla ponnistettaessa telinevoimistelupermannon pala. Reaktiivoimat ja nivelpisteiden koordinaatit yhdistettiin nilkka- sekä polvinivelen momenttien laskemiseksi Bellin ym. (2002) mallin avulla. Lihasaktiivisuudet mitattiin bi-polaarisilla pintaelektrodeilla, joiden signaali suodatettiin yli- (20Hz) ja alipäästösuodattimella (500Hz) sekä tasasuunnattiin ennen keskimääräisen amplitudin, A_{avg} , laskemista.

Ulomman kaksoiskantalihaksen ja ulomman reisilihaksen lihasjännekompleksien pituudet laskettiin digitoinnin jälkeen nivelkulmien avulla Hawkinsin ja Hullin (1990) mallilla. Samat lihakset kuvattiin ultraäänitekniikalla ja lihassolukimpun (fasikulus) pituus määritettiin paralellogrammi-mallin mukaisesti (Finni 2001). Jännerakenteiden pituudet laskettiin vähentämällä fasikulusen pituus lihasjännekompleksin pituudesta pennaatiokulma huomioiden (Kurokawa ym. 2001).

Ulomman reisilihaksen fasikulus toimi venymis-lyhenemissyklin mukaisesti. Pääsääntöisesti pudotuskorkeutta nostettaessa fasikulus muuttui jäykemmäksi esiaktiivisuuden lisääntyessä. Lihas-jännekompleksin eksentrisen vaiheen pituusmuutos puolestaan lisääntyi pudotuskorkeutta nostettaessa jännerakenteiden pituusmuutoksen lisääntyessä. Jännerakenteiden venyminen korreloi polvimomentin kanssa ($r=.90$, $p<.01$).

Ulomman kaksoiskantalihaksen fasikulusen pituus säilyi lähes muuttumattomana ja yleensä lyheni lähes koko kontaktin ajan, vaikka lihas-jännekompleksi samanaikaisesti piteni huomattavasti. Vähäisen fasikulusen pituusmuutoksen korkeiden voimatasojen vallitessa kontaktin aikana, selittivät huomattava esiaktiivisuus molemmilla koehenkilöillä sekä korkea eksentrisen vaiheen aktiivisuus koehenkilöllä JT.

Jännerakenteiden venyminen oli korreloi nilkkamomentin kanssa ($r=0.92$, $p<0.01$) ja selittikin pääosin lihas-jännekompleksin venymisen. Kovalla alustalla 80 cm:n pudotuskorkeudelta pudottauduttaessa, molemmilla koehenkilöillä fasikulus antoi selvästi periksi.

Kimmoisalla alustalla ulomman reisilihaksen pituusmuutos oli pienempi kuin kovalla alustalla ($p<0.05$), mutta fasikulustasolla erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Lihas-jännekompleksin pituuden muutoksen erot selittyvätkin jännerakenteiden huomattavasti pienemmällä venymisellä polvimomentin jäädessä kimmoisalla alustalla matalammaksi. Ulomman kaksoiskantalihaksen lihas-jännekompleksi säilyi jäykempänä kimmoisalla alustalla ja fasikulus lyheni enemmän kontaktin keskivaiheilla. Edellä mainitut syyt edesauttavat elastisen energian varastoitumista kimmoisaan alustaan jarrutusvaiheessa. Varastoitunut energia pystytään hyödyntämään työntövaiheessa, minkä seurauksena hyppykorkeus on suurempi samalta pudotuskorkeudelta kimmoisalla alustalla kuin kovalla alustalla.

Tutkimuksen tulokset osoittavat, että lihas-jännekompleksien toiminta on monimuotoinen tapahtumaketju, johon vaikuttavat lihaksen kiinnityskohdat, suorituksen intensiteetti, lihas-jännekompleksin venytysnopeus ja ponnistusalue sekä henkilökohtaisen kontrollistrategian myötä tekniikkaerot. Tulokset osoittavat, että elastisen energian varastoitumisella jännerakenteisiin jarrutusvaiheessa ja sen vapautumisella työntövaiheen lopussa on selvä yhteys hyppykorkeuteen.

Avainsanat: lihas-jännekompleksi, fasikulus, ponnistus, kimmoisa alusta, ultraääni.

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	6
2 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN RAKENNE.....	8
2.1 Supistuvan komponentin rakenne.....	8
2.1.1 Ulompi kaksoiskantalihas (m. gastrocnemius lateralis)	9
2.1.2 Ulompi reisilihas (m. vastus lateralis).....	9
2.2 Sarjamainen elastinen komponentti	10
3 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN MEKAANISET OMINAISUUDET	11
3.1 Supistuvan komponentin voima-pituus -riippuvuus.....	11
3.2 Elastisen komponentin voima-pituus -riippuvuus.....	12
3.3 Lihas-jännekompleksin voima-nopeus -riippuvuus	13
4 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIN TOIMINTA LIKKUMISEN AIKANA	14
4.1 Venymis-lyhenemissykli	14
4.2 Jäykkyyssäätely	15
4.2.1 Esiaktiivisuus ja lyhytaikainen jäykkyys.....	16
4.2.2 Venytysrefleksi	16
4.2.3 Golgin jänne-elimen inhibitio	17
4.3 Supistuvan ja elastisen komponentin toiminta liikkumisen aikana	18

5 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINTA PONNISTUKSISSA KIMMOISALLA ALUSTALLA	20
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	21
7 TUTKIMUSKYSYMYKSET	21
8 TUTKIMUSMENETELMÄT	22
8.1 Koehenkilöt	22
8.2 Tutkimusasetelma	22
8.3 Aineiston käsittely	24
8.4 Tilastolliset menetelmät	26
9 TULOKSET	27
9.1 Kinemaattiset muuttujat erilaisissa ponnistuksissa	27
9.2 Ulomman reisilihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa	28
9.2.1 Pudotuskorkeuden ja intensiteetin vaikutukset ulomman reisilihaksen toimintaan	28
9.2.2 Alustan vaikutus ulomman reisilihaksen toimintaan	32
9.3 Ulomman kaksoiskantalihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa	33
9.3.1 Pudotuskorkeuden ja intensiteetin vaikutukset ulomman kaksoiskantalihaksen toimintaan	33
9.3.2 Alustan vaikutus ulomman kaksoiskantalihaksen toimintaan	36
9.4 Hyppy ilman kevennyttä ja hyppy kevennyksellä	39
10 POHDINTA	42
10.1 Päätulokset	42

10.1.1 Hyppy ilman kevennyttä ja hyppy kevennyksellä	42
10.1.2 Pudotuskorkeuden vaikutukset hyppykorkeuteen	43
10.1.3 Ulomman reisilihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa	44
10.1.4 Ulomman kaksoiskantalihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa	47
10.1.5 Kimmoisan alustan vaikutus alaraajojen ojentajalihasten toimintaan	50
10.2 Menetelmien tarkastelua	52
10.2.1 Fasikuluksen pituuden määrittäminen	53
10.2.2 Jännerakenteiden pituuden määrittäminen.....	54
10.2.3 Nivelmomentin määrittäminen.....	54
10.3 Jatkotutkimuksen aiheet.....	54
10.4 Yhteenveto ja johtopäätökset.....	55

LÄHTEET	58
---------------	----

LIITTEET

1 JOHDANTO

Lihasmekaniikan tutkimus on ollut intensiivistä jo vuosikymmenien ajan (mm. Fenn ym. 1930; Hill 1938). Tutkimukset eristetyillä lihaksilla ja lihassoluilla ovat luoneet perustan lihaksen voima-nopeus ja voima-pituus -riippuvuuksien ymmärtämiseksi (Hill 1938; Gordon ym. 1966). Näiden tutkimusten jälkeen Cavagna ym. (1965) ja Cavagna ym. (1968) huomasivat eristetyn lihaksen aktiivisen venytyksen parantavan sitä seuraavaa lyhenemisvaihetta verrattuna pelkkään lyhenemiseen. Sama ilmiö havaittiin myöhemmin ihmisen liikkeen aikana (Cavagna ym. 1968; Asmussen & Bonde-Petersen 1974; Komi & Bosco 1978). Norman ja Komi (1979) nimesivät tämän liikkumisessa luonnollisen lihastyötavan venymis-lyhenemissykliksi ja sen edullisuutta luonnollisessa liikkeessä on tutkittu siitä lähtien intensiivisesti.

Erilaisilla vertikaalihypyillä on tutkittu usein ihmisen lihasten venymis-lyhenemissykliä (mm. Asmussen & Bonde Petersen 1974; Komi & Bosco 1978; Kilani ym 1989; Finni 2001). Alaraajojen toiminnasta saadaan helposti monipuolinen kuva muuntamalla ponnistustekniikkaa ja -intensiiteettiä. Pudotuskorkeuden avulla voidaan myös säädellä lihas-jännekompleksien venytysnopeutta ja venytysvaiheen kuormitusta.

Ihmisen lihas-jännekompleksien toimintaa on tutkittu vuosia epäsuorasti emg- ja voima-aineiston jatkokäsittelyn, mallinnuksen sekä tietokonesimulaatioiden ja käänteisen dynamiikan avulla (mm. Hof ym. 1993; Spägele ym. 1999; Voigt ym. 1998; Bobbert ym. 1996). Lihaspituuden muutoksia on tutkittu kinemaattisia mittauksia hyödyntäen viime vuosiin asti, mallinnuksen avulla (Hawkins & Hull 1990; Grieve ym. 1977). Tekniikan kehittyminen on kuitenkin viime vuosina mahdollistanut ihmisen lihaspituuksien määrittämisen ultraäänitekniikan avulla ihonpinnalta liikkeen aikana (Fukunaga ym. 1997b; Finni 2001c, d, e) ja voiman mittaamisen suoraan jänteestä jänneantureilla (Komi ym. 1987; Komi ym. 1996). Ultraäänitekniikka on mahdollistanut aiemmista menetelmistä poiketen supistuvan ja elastisten komponenttien erittelyn lihas-jännekompleksin toiminnan tutkimisessa.

Tutkimusmenetelmien kehittyminen on paljastanut, että lihas-jännekompleksien toiminta venymis-lyhenemissyklissä on monimuotoisten tapahtumaketjujen summa, joissa yhdistyvät lihaksen esiaktiivisuus (Melvill-Jones & Watt 1971), refleksitoiminta (Dietz ym. 1979; Komi & Gollhofer 1997) sekä lihas- että jännerakenteiden elastisen energian varastointi ja uudelleen vapauttaminen (Alexander & Bennet-Clark 1977; Roberts ym. 1997; Edman 1997). Tähänastiset tutkimukset suorilla mittausmenetelmillä liikkumisen aikana on tehty joko eläimillä tai ihmisen submaksimaalisissa suorituksissa. Tulokset antavat olettaa, että supistuvan komponentin toiminta saattaa erota huomattavasti koko lihas-jännekompleksin toiminnasta ja jännerakenteiden hyödyntäminen venymis-lyhenemissyklissä on aikaisemmin oletettua merkittävämpää (Griffiths 1991; Roberts 1997; Finni 2001e).

Monissa urheilulajeissa ponnistaminen tapahtuu kimmoisalla alustalla, jolloin lihas-jännekompleksien toiminta pyritään sovittamaan alustan elastisuuden kanssa yhteen. Ponnistamista kimmoisalla alustalla on tutkittu vielä melko vähän ja tutkimustieto koostuukin vasta yleisten mekanismien tuntemuksesta (Farley ym. 1998). Toistaiseksi on suorilla menetelmillä ehditty tutkia supistuvan ja elastisen komponenttien toimintaa varsin vähän maksimaalisen ponnistuksen aikana.

2 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN RAKENNE

Lihäs-jännekompleksi koostuu nimensä mukaisesti lihaksesta ja sarjamaisesti sen molempiin päihin liittyvistä jännerakenteista, jotka kiinnittävät koko kompleksin luustoon. Usein jänne jatkuu aponeuroosina eli jännekalvona myös lihaksen ympärille. Lihassolut muodostavat kompleksin aktiivisen osa, joka kykenee tuottamaan voimaa sekä liikettä, joko tahdonalaisen hermotuksen tai refleksiön avulla. Lihäs-jännekompleksin aktiivista lihasosaa kutsutaan supistuvaksi komponentiksi. Jännerakenteet ovat toiminnallisesti passiivisia. Supistuvan komponentin kanssa sarjaan kytkeytyneenä niillä on kuitenkin oma merkityksensä lihäs-jännekompleksin toimintaan. Jännerakenteita nimitetään elastiseksi komponentiksi.

2.1 Supistuvan komponentin rakenne

Lihaksen pienin toiminnallinen yksikkö on sarkomeeri, joka muodostuu toistensa lomitse liukuvista myofilamenteista, aktiinista ja myosiinista. Sarjamaisesti kytkeytyneet sarkomeerit muodostavat lihassolun. Lukuisat rinnan järjestäytyneet lihassolut muodostavat lihassolukimpuja eli fasikuluksia, jotka puolestaan ovat järjestäytyneet rinnan yhtenäiseksi lihakseksi. Hermoimpulssin levitessä lihakseen myofilamenttien väliset reaktiot saavat aikaan lihaksen supistumisen ja voimantuoton, joka välittyy jännerakenteiden kautta liikuttamaan luustoa. (mm. di Prampero 1985.) Lihaksen supistustapahtuma on käsitelty tarkemmin muualla biomekaanisessa kirjallisuudessa (mm. Huxley 2000).

Lihassolut voivat järjestäytyä sarjamaisesti jänneiden väliin, lihäs-jännekompleksin voimantuoton suuntaisesti tai ne voivat kiinnittyä viistosti jännerakenteisiin. Jälkimmäisessä tapauksessa jännerakenteiden ja lihassolujen kiinnityskohdan välistä kulmaa nimitetään pennaatiokulmaksi. (Mm. Wickiewicz ym. 1983; Narici 1999.) Lihassolut ovat järjestäytyneet fasikulusten kanssa samansuuntaisesti, mutta ne eivät ole välttämättä yhtä pitkiä ja voivat päättyä keskelle fasikulusta (Ounjian ym. 1991). Lihassolujen viisto kiinnittyminen jänteeeseen tai sen lihaksen sisäiseen jatkeeseen aponeuroosiin mahdollistaa useampien lihassolujen kiinnittymisen jänteeeseen, mikä

puolestaan parantaa voimantuottoa. Viistosti kiinnittyneet lihassolut ovat yleensä lyhyempiä kuin suoraan kiinnittyneet. Viistosoluisten lihasten lyhenemisnopeus on pienempi kuin suorasuoluisten. (Narici 1999.)

2.1.1 Ulompi kaksoiskantalihas (m. gastocnemius lateralis)

Kolmipäinen pohjelihas (m. triceps surae) on merkittävin nilkan plantaarifleksori koostuen kahdesta akillesjanteen kautta kantaluuhun kiinnittyvästä lihaksesta leveästä kantalihaksesta (m. soleus) sekä kaksoiskantalihaksesta (m. gastrocnemius).

Kaksoiskantalihas eriytyy mediaali- ja lateraaliosiin. Ulompi kaksoiskantalihas valittiin tämän tutkimuksen kohteeksi ponnistuksissa tärkeän roolin ja helpon pinnallisen sijaintinsa takia. Kaksoiskantalihas on kaksi niveltä ylittävä lihas ja osallistuu päätehtävänsä nilkan plantaarifleksion lisäksi polven fleksioon avustavana lihaksena.

Kaksoiskantalihas koostuu pääosin nopeista soluista, ja aktivoituu pääasiassa nopeissa suurta voimantuottoa vaativissa liikkeissä (mm. Spector ym. 1980; Herzog 2000).

Ulomman kaksoiskantalihaksen lihasosan pituudeksi on raportoitu 17,6 cm ja pennaatiokulmaksi 20-astetta. Suuren pennaatiokulman vuoksi lihassolut ovat huomattavasti lihasta lyhyempiä, keskimäärin 5,6 cm. Lihaksella on suuri fysiologinen poikkipinta-ala (Woittiez ym. 1985; Herzog 2000; Spector ym. 1980).

Kaksoiskantalihaksen jännerakenteiden pituudeksi on raportoitu 42,5 cm (Hoy ym. 1990).

2.1.2 Ulompi reisilihas (m. vastus lateralis)

Polven ojennuksesta vastaa nelipäinen reisilihas (m. quadriceps femoris). Nimensä mukaan lihas koostuu neljästä quadriceps -janteen kautta polvilumpioon ja edelleen patella -janteen kautta sääriluun yläosaan kiinnittyvästä lihaksesta. Tämän tutkimuksen kohteeksi valittiin vain polvinivelen ylittävä ulompi reisilihas (m. vastus lateralis), jota on myös aiemmin tutkittu vastaavissa tutkimuksissa (mm. Finni ym. 2001 c,d,e).

Ulompi reisilihas koostuu kaksoiskantalihaksen tavoin pääosin nopeista soluista (Elder ym. 1982; Gollnick ym. 1972). Sen pituudeksi on raportoitu 32,4 cm, lihassolun pituuden ollessa 6,6 cm. Pennaatiokulmaksi on raportoitu viisi astetta ja jännerakenteiden pituudeksi 22,5 cm. (Wickiewicz ym. 1983; Hoy ym. 1990.)

Ulomman reisilihaksen suhteelliseksi fysiologiseksi poikkipinta-alaksi kaikista nelipäisen reisilihaksen lihaksista on raportoitu 34% (Akima ym. 1995).

2.2 Sarjamainen elastinen komponentti

Sarjamaiseksi elastiseksi komponentiksi kutsutaan lihas-jännekompleksin elastisia rakenteita, joihin kuuluvat myofilamenttien väliset poikittaissillat, jänne sekä aponeuroosi. Lihas toimii tavallisesti aktiivisena voiman tuottokoneistona ja elastiset osat ovat passiivisia. Elastisilla osilla on todettu olevan tärkeä tehtävä elastisen energian varastoisessa ja uudelleen vapauttamisessa sekä lihas-jännekompleksin lyhenemisnopeuden kiihdyttäjänä. Suurten ulkoisten voimien vaikuttaessa elastiset osat toimivat lihaksen puskurina suojellen lihasta. (Mm. Narici 1999; Finni ym. 2001e, Griffiths 1991.) Koska supistuva ja elastinen komponentti ovat järjestyneet sarjaan, ne vaikuttavat toisiinsa. Passiivinen lihas venyy kuormituksessa enemmän kuin elastiset osat (Trestik & Lieber 1993), kun taas lihaksen aktivoituessa, venyy pääosin jänne (mm. Alexander & Bennet-Clark 1977; Narici 1999).

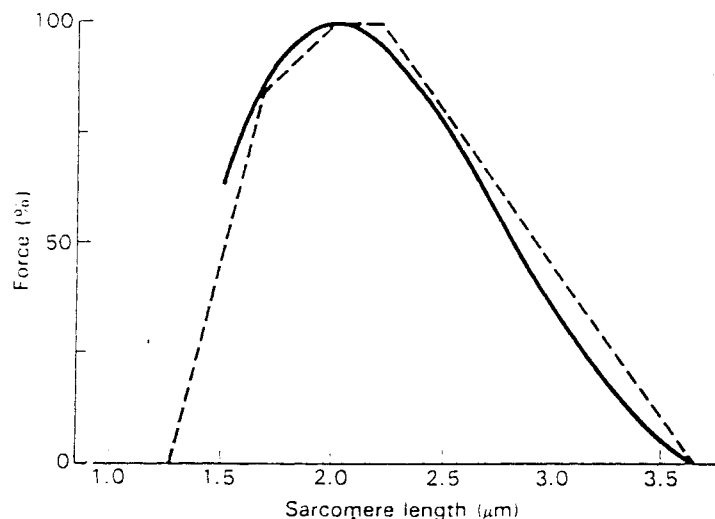
Poikittaissiltojen venyminen on hyvin minimaalista (Huxley & Simmons 1971; Rack & Westbury 1974; Flitney & Hirst 1976). Jänne ja aponeuroosi vastaavatkin pääosin elastisen komponentin venymisestä ulkoisen kuorman tai supistuvan komponentin lyhenemisen vaikutuksesta (mm. Morgan ym. 1978; Roberts ym. 1997; Finni & Komi 2001). Yleensä aponeuroosin on oletettu venyvän huomattavasti ulkoista jännettä enemmän (Jewell & Wilkie 1958; Roberts ym. 1997; Maganaris & Paul 2000; Finni & Komi 2001), mutta myös vastakkaisia tuloksia on saatu (Trestik & Lieber 1993).

Jänne koostuu pääosin kollageenista. Kollageeni pitoisuus on noin 70% jänteen kuivapainosta. (Harkness 1968.) Kollageenin lisäksi jänteen soluvälitilassa on elastiinia ja mucopolysakkarideja (Hooley ym. 1980). Nämä kaikki peittyvät proteoglykaani-vesi peitteeseen. Kollageenisyyt ovat järjestäytyneet jänteen sisällä solukimpuiksi aaltomaisesti, mutta ne suoristuvat ulkoisen voiman vaikutuksesta jänteeeseen kohdistuvan vedon suuntaiseksi. (Elliot 1965.)

3 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN MEKAANISET OMINAISUUDET

3.1 Supistuvan komponentin voima-pituus -riippuvuus

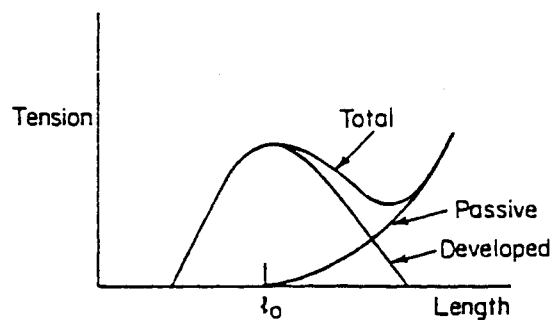
Lihäs-jännekompleksin voima-pituus -riippuvuutta on tutkittu jo vuosikymmenien ajan (mm. Hill 1970). Lihaksen tuottama voima on riippuvainen lihaksen toimintapituudesta. Lihäs tuottaa eniten voimaa keskipituuksilla, jolloin aktiini- ja myosiinifilamenttien välinen poikittaisiltamuodostus on suurimmillaan. Lihaksen voima-pituus riippuvuus on todettu ensimmäisen kerran eristettyjä lihassoluja maksimaalisesti sähköllä stimuloiden (Gordon ym. 1966). Myöhemmin Edman ja Reggeani (1987) ovat uudistetulla asetelmalla, niin ikään eristetyillä lihassoluilla, pystyneet tarkentamaan lihaksen voima-pituus käyrän muotoa. Lihaksen voima-pituus -riippuvuuden muoto on todettu samanlaiseksi sarkomeerin, fasikuluksen ja koko lihaksen tasolla. (mm. Cavagna ym. 1968, Ettema 1996a, Meier ym. 1997.) Kuvassa 1 on esitetty sarkomeerin voima-pituus -riippuvuus Gordon ym. (1966) ja Edmanin ja Reggeanin (1987) mukaan.



KUVA 1. Sarkomeerin alkuperäinen (katkoviiva) ja tarkennettu (yhtenäinen viiva) voima-pituus -riippuvuus (Gordon ym. 1966; Edman & Reggeani 1987). Pysty-akselilla on voima prosentteina maksimista ja vaaka-akselilla sarkomeerin pituus.

3.2 Elastisen komponentin voima-pituus -riippuvuus

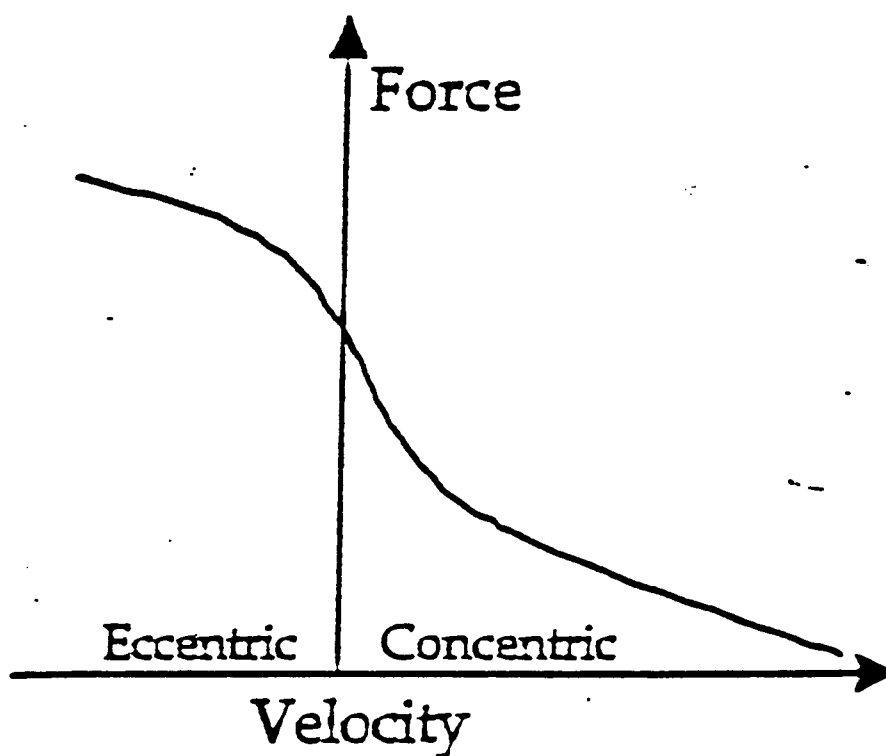
Jännerakenteet reagoivat ulkoiseen voimaan passiivisina rakenteina venyen. Jänne toimii epälineaarisen elastisen rakenteen tavoin. Eristetty jänne venyy aluksi melko paljon pienellä venytysvoimalla kollageenisyiden suoristuessa, mistä johtuu jänneen voima-pituus käyrän loiva alkuosa. Venytystä jatkettaessa jänneen jäykkyys lisääntyy, mikä näkyy voima-pituus käyrän jyrkentymisenä. (mm. Simonsen ym. 1988; Woo 1981.) Koko sarjamaisen elastisen komponentin venymistä on mitattu monilla eri tavoilla, mistä osittain johtuu suuret erot tuloksissa. Butler ym. (1978) totesivat repeämien kollageenissa alkavan tapahtua jo kolmen prosentin venytyksen seurauksena ja lopullisen katkeamisen tapahtuvan noin kahdeksan prosentin venytyksen kohdalla. Fysiologisilla kuormitustasoilla on jännerakenteiden venymän todettu olevan yleensä 2-4 % (mm. Simonsen ym. 1988; Ettema & Huijing 1989). Myös huomattavasti suurempia venymiä on löydetty, kun on tutkittu jänneen ja aponeuroosin yhteisvenymää, 15 %:sta (Finni & Komi 2001) aina 50%:iin asti (Jozsa & Kannus 1997). Suuret eroavaisuudet johtunevat osittain erilaisista mittausmenetelmistä. Aponeuroosin jäykkyys saattaa vaihdella jopa eri osissa samaa aponeuroosia (Maganaris & Paul 2000). Suurilla lihaspituuksilla elastisen komponentin vaste ulkoiseen kuormitukseen muuttaa myös koko lihas-jännekompleksin voima-pituus -riippuvuutta. Kuvassa 2 kuvataan supistuvan ja elastisen komponentin yhteinen voima-pituus -riippuvuus.



KUVA 2. Lihas-jännekompleksin voima-pituus -riippuvuus. Pystyakselilla on voima (tension) ja vaaka-akselilla pituus (length). Vaaka-akselilla kohta l_0 tarkoittaa lihaksen lepopituutta. Nuoli "developed" osoittaa aktiivisen supistuvan komponentin toiminnan. Nuoli "passive" osoittaa passiivisen lihas-jännekompleksin toiminnan, jolloin jännerakenteet venyvät voiman lisääntyessä. Nuoli "total" osoittaa koko lihas-jännekompleksin yhteisen voima-pituus -riippuvuuden. (McMahon 1984.)

3.3 Lihas-jännekompleksin voima-nopeus –riippuvuus

Fenn ja Marsh (1930) raportoivat lihaksen voiman ja lyhenemisnopeuden välillä olevan yhteyden. Hill (1938) esitti yhtälön lihaksen voima-nopeus riippuvuudesta, tutkittuaan vuosien ajan lihaksen voima-nopeus riippuvuutta eristetyllä sammakon sartorius lihaksella. Yhtälö on säilynyt nykypäivään saakka monien mallinnuksien pohjana (mm. Bobbert ym. 1986). Voima-nopeus -käyrän muoto on todettu samanlaiseksi myös yksittäisellä lihassolulla (mm. Edman ym. 1978) ja ihmisen lihasryhmillä (mm. Komi 1973). Maksimaalisen lyhenemisnopeuden uskotaan edustavan poikittaissiltojen maksimaalista kiinnittymissykliä (Barany 1967). Maksimaaliseksi lihaksen lyhenemisnopeuden on ihmisellä arvioitu olevan kymmenen kertaa lihaksen lepopituus sekunnissa (Woittiez 1985). Alla kuvassa 3 on esitetty perinteinen voima-nopeus -käyrä (Finni 2001).

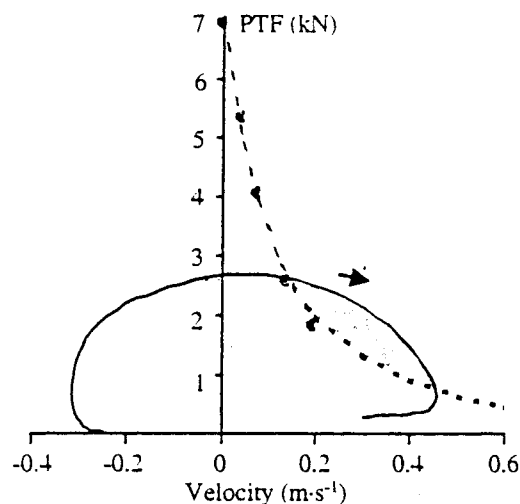


KUVA 3. Lihaksen voima-nopeus -käyrä (Finni 2001). Pystyakselilla on voima (Force) ja vaaka-akselilla nopeus (Velocity). Käyrä on mukailtu Komi (1973) mukaan.

4 LIHASJÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINTA LIIKKUMISEN AIKANA

4.1 Venymis-lyhenemissykli

Cavagna ym. (1965) todistivat ensimmäisinä eristetyn lihaksen ja tekevän enemmän työtä lyhenemisvaiheessa, kun sitä edelsi aktiivinen venytys verrattuna pelkkään lyhenemiseen. Myöhemmin Cavagna ym. (1968) tekivät saman havainnon ihmisillä. Norman ja Komi (1979) nimesivät tämän ihmisen liikkumisessa tyypillisen lihastoimintatavan venymis-lyhenemissykliksi (SSC). Venymis-lyhenemissyklin on todettu parantavan liikkumisen taloudellisuutta (mm Alexander & Bennet-Clark 1977; Roberts ym. 1997) ja konsentrisen vaiheen tehoa (mm. Komi 1984; Gregor ym. 1988; Bobbert ym. 1996 sekä muuttavan perinteisiä lihas-jännekompleksin voima-pituus ja voima-nopeus -riippuvuuksia luonnollisen liikkeen aikana (mm. Gregor ym. 1988; Komi ym. 1992). Kuvassa 4 on esimerkkinä voima-nopeus -käyrä submaksimaalisessa hyppelyssä (Finni ym. 2001e).



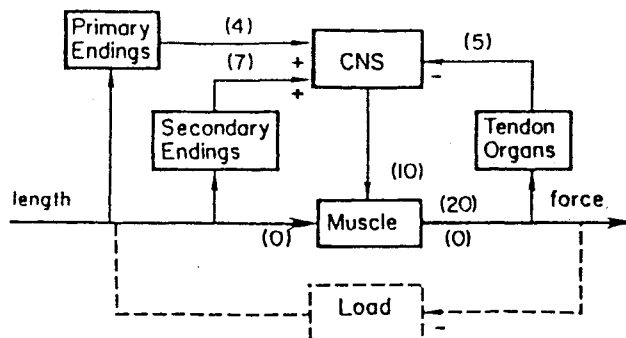
KUVA 4. Ulomman reisilihaksen (lihas-jännekompleksin) voima-nopeus -käyrä submaksimaalisessa hyppelyssä (yhtenäinen viiva) ja perinteisesti isokineettisellä polviergometrillä mitattuna (katkoviiva). Pystyakselilla on patellajännevoima ja vaakakselilla on venymis/lyhenemisnopeus. (Finni 2001e.)

Venymis-lyhenemissyklin tehokkuutta ja taloudellisuutta liikkumismuotona on tutkittu vuosia. Cavagna (1965) esitti alun perin tehokkuuden syyksi elastisen energian varastoitumista eksentrisessä vaiheessa ja sen palautumista konsentrisessä vaiheessa. Useat tutkimukset ovat myöhemmin tukeneet tätä selitysmallia (mm. Komi & Bosco 1978; Gregor ym. 1988; Roberts ym. 1997; Finni ym. 2001e).

Korkeampi lihasaktivaatio eksentrisen vaiheen lopussa tai konsentrisen vaiheen alussa venytysrefleksin seurauksena on niin ikään todettu merkittäväksi tekijäksi konsentrisen vaiheen voiman potentioitumisessa (mm. Dietz ym. 1979, Komi & Gollhofer 1997; Nicol & Komi 1998). Toisena selitysmallina on käytetty pidempää voimantuottoaika venymis-lyhenemissyklissä, ja sen ansiosta korkeampaa voimatasoa venytysvaiheen lopussa ennen konsentrista vaihetta (Bobbert ym. 1996; van Ingen Schenau ym. 1997). Myös supistuvan komponentin sisäistä potentioitumista on ehdotettu (Walshe ym. 1998). Eri selitysmalleista huolimatta, lopullista yhteisymmärrystä syistä venymis-lyhenemissyklin tehokkuuden takana ei ole saavutettu. Uudet mittaussuunnitteet, kuten ultraäänitekniikka (Kurokawa ym. 2001; Finni 2001) sekä jänneanturit (Komi ym. 1987; Komi ym. 1996) ovat mahdollistanut myös venymis-lyhenemissyklin tarkemman tutkimuksen, sillä niiden avulla pystytään erottamaan supistuvan ja elastisen komponentin toiminta toisistaan.

4.2 Jäykkyysäättely

Nichols ja Houk (1976) esittivät nykyisen käsityksen lihaksen jäykkyysäättelystä. Teorian mukaan lihaksen aktivaatiotasosta, ylempien säättelyjärjestelmien kanssa, vastaavat venytystä aistivat lihasspindelit sekä jännevoimaa aistivat golgin jänne-elimet. Kyseinen järjestelmä säätelee lihaksen jäykkyyttä pitäen sen lähes vakiona siihen kohdistuvasta voimasta riippumatta. Kuvassa 5 on kaavakuva lihaksen jäykkyysäättelystä (Houk ym. 1979)



KUVA 5. Kaavakuva lihaksen jäykkyyssäätelystä. Lihaspindeli aistii lihaksen pituutta (length) ja aktivoi primääri- ja sekundaaripäätteidensä (Primary-/Secondary Endings) välityksellä keskushermostoa (CNS). Golgin jänne-elin(Tendon organ) aistii jännevoimaa ja inhioi keskushermostoa. Lihakseen menevä lopullinen aktivaatiotaso on tahdonalaisen aktivaation sekä yllämainittujen säätelyjärjestelmien summa. Numerot kuvassa tarkoittavat latenssiaikoja. (Houk ym. 1979.)

4.2.1 Esiaktiivisuus ja lyhytaikainen jäykkyys

Myofilamenttien välisten poikittaissiltojen merkitys lihasjäykkyyden ylläpitäjänä venytyksen alussa on merkittävä. Venytyksen amplitudin ylittäessä noin neljä prosenttia lihaslun pituudesta poikkisillat antavat kuitenkin periksi. (Joyce ym. 1969.) Jotta myofilamenttien välillä olisi tarpeeksi poikittaissiltoja venytyksen alkaessa, lihas aktivoidaan jo ennen venytysvaihetta luonnollisessa liikkeessä. Tämän esiaktiivisuuden huomasivat ensimmäisinä Melvill Jones & Watt (1971). Esiaktiivisuuden on huomattu kasvavan ulkoisten voimavaatimusten lisääntyessä, mutta ajallisesti se pysyy melko vakiona (mm. Aura & Komi 1987). Esiaktiivisuuden merkitys on tärkeä myös siksi, että lihasaktiivisuuden ja sen aikaan saaman lihaksen voimantuoton välillä on mekaaninen viive, jonka kestoksi on yleensä raportoitu 40-50 ms (mm. Norman & Komi 1979), mutta saattaa olla niinkin lyhyt kuin 10-12 ms jänteestä suoraan mitattuna (Nicol & Komi 1998). Joka tapauksessa, jos lihas aktivoitaisiin vasta kontaktin alussa, se ei pystyisi vastaamaan ulkoisiin voimavaatimuksiin ensimmäisten millisekuntien aikana.

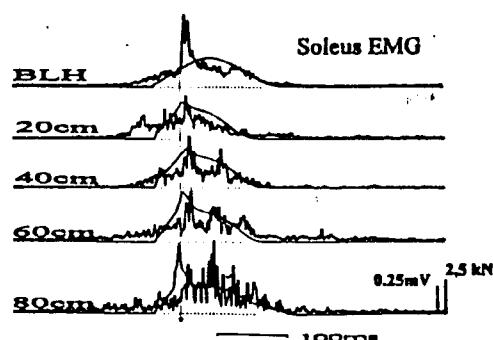
4.2.2 Venytysrefleksi

Venytysrefleksin monosynaptinen vaste, lyhyen latenssin vaste (M1) on todettu saavuttavan lihaksen lähes saman aikaisesti poikittaissiltojen irtoamisen kanssa, 30-55

ms venytyksen alusta. Näin venytysrefleksin tuoma lisääktivaatio mahdollistaa lihaksen jäykkyyden pysymisen vakiona venytyksen jatkuessa. (Nichols & Houk 1976; Lee & Tatton 1978.) Venytysrefleksin on raportoitu lisäävän akillesjänteen voimaa 200-500 % ihmisen passiivista lihasta venytettäessä verrattuna pelkkään mekaaniseen vasteeseen (Nicol & Komi 1998). Liikkeen aikana venytysrefleksi on todettu tärkeäksi muun muassa juoksussa ja hyppelyssä (Dietz ym. 1979; Komi & Gollhofer 1997; Voigt ym. 1998.) Venytysrefleksin tuoma lisääktivaatio saattaa lisätä lihaksen voimantuottoa eksentrisen vaiheen lopussa tai konsentrisen vaiheen alussa riippuen suorituksen kestosta (Komi 2000). Venytysrefleksin vaikutus vaihtelee suuresti taustaaktivaatitasosta ja suoritustavasta riippuen (Komi 2000). Myös venytysrefleksin keskipitkän latenssin vaste (M2) tuo lisääktivaatiota lihakseen. M2 komponentti näkyy emg-käyrässä yleensä noin 25 ms M1 komponentin jälkeen (Lee & Tatton 1978). Lyhyissä suorituksissa, kuten pudotushypyissä, M2- vasteen tuoma lisääktivaatio saattaa kompensoida väsymyksen aiheuttamaa jäykkyyden laskua eksentrisen vaiheen lopussa (Horita ym. 1996).

4.2.3 Golgin jänne-elimien inhibitio

Nichols ja Houk:n (1976) teorian mukaan golgin jänne-elimet kontrolloivat lihasaktivaatitasoa aistien jännteeseen kohdistuvaa voimaa. Golgin jänne-elimistä 1b-afferentteja pitkin välittyvä neuraalinen inhibitio lisääntyy jännevoiman kasvaessa. Kuvassa 6 on esitetty M1-komponentin pieneneminen ylimmällä pudotuskorkeudella.



KUVA 6. M1-komponentin pieneneminen pudotuskorkeutta nostettaessa. Leveän kantalihaksen (soleus) tasasuunnatut ja keskiarvoistetut emg-käyrät. M1-komponentin alku on merkitty katkoviivana pystysuunnassa. Taustalla näkyy myös vertikaalivoimakäyrä. BLH tarkoittaa submaksimaalista hyppelyä, ja sen alla ovat eri pudotuskorkeudet. (Komi & Gollhofer 1997.)

Golgin jänne-elimen inhibition on arveltu olevan syynä lyhyen latenssin refleksikomponentin pienenemiseen, lihasjäykkyyden laskuun ja heikentyneeseen hyppykorkeuteen pudotushyppyissä pudotuskorkeutta riittävästi nostettaessa. (Komi & Bosco 1978; Kyröläinen & Komi 1995; Komi & Gollhofer 1997).

4.3 Supistuvan ja elastisen komponentin toiminta liikkumisen aikana

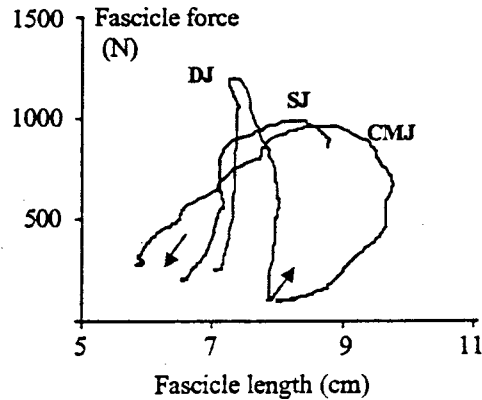
Lihaksen ja jännerakenteiden toimintaa on viime vuosina pystytty tutkimaan entistä tarkemmin uusien menetelmien ansiosta. Sekä eläinten, että ihmisten lihasten voimantuottoa on päästy mittaamaan suoraan jännteestä solkianturin ja optisen kuidun avulla (mm. Komi ym. 1987; Komi ym. 1996; Gregor ym. 1988). Lihaspituutta on puolestaan mitattu liikkeen aikana sonomikrometrillä eläimillä ja ultraäänikuvauksen avulla myös ihmisillä. (mm. Fukunaga ym. 1997b; Finni 2001; Roberts ym. 1997).

Lihaksen voima-pituus- ja voima-nopeus -ominaisuudet eroavat huomattavasti luonnollisen liikkeen aikana vakiostimuluksella eläinpreparaatioilla saaduista klassisista käyristä. Erot johtunevat pääosin siitä, että luonnollisissa tilanteissa pystytään paremmin hyödyntämään elastista energiaa ja hermoston vaihteleva aktivointi eroaa selvästi sähköisestä stimulaatiosta. (Komi ym. 1992; Gregor 1988.)

Useat tutkimukset ovat myös todistaneet lihas-jännekompleksin ja supistuvan komponentin toimivan eri tavoin liikkeen aikana. Supistuvan komponentin pituuden muutosten on todettu olevan huomattavasti pienempiä kuin koko lihas-jännekompleksin (mm. Finni 2001c; Fukunaga ym. 2001; Gregor ym. 1988). Joissakin tutkimuksissa on havaittu supistuvan komponentin jopa lyhenevän lihas-jännekompleksin pidentyessä (Griffiths 1991; Roberts ym. 1997).

Lähes kaikki in vivo -tutkimukset ovat todistaneet jännteeseen varastoituvan elastisen energian merkityksen olevan suurempaa venymis-lyhenemissyklissä, mitä aikaisemmin mallinnuksiin perustuen on arveltu (Finni 2001 e; Fukunaga ym. 2001; Roberts ym. 1997; Griffiths 1991). Jänneen toiminnan merkityksen on todettu kasvavan etenkin lihas-jännekompleksin venytysnopeuden lisääntyessä, lähinnä korkeamman esi- ja eksentrisen vaiheen aktiivisuuden vaikutuksesta (Finni ym. 2001b). On myös mahdollista, että hyppelyssä on olemassa tietty frekvenssi tai korkeus, jossa elastinen

energia saadaan tehokkaimmin käyttöön Finni ym. (2001b). Jopa hypyssä ilman kevennystä, jossa lihas-jännekompleksissa ei tapahdu pitenemistä, energian varastoitumisella jänteeseen ja sen uudelleen vapautumisella on todettu olevan huomattava merkitys suoritukseen (Kurokawa ym. 2001). Kuvassa 7 on esitetty venytysnopeuden vaikutus ulomman reisilihaksen fasikulusten voima-pituus -riippuvuuteen (Finni ym. 2001c).



KUVA 7. Ulomman reisilihaksen fasikuluksen voima-pituus käyrät hypyssä ilman kevennystä (SJ), hypyssä kevennyksellä (CMJ), pudotushypyssä (DJ). Pystyakselilla on fasikuluksen tuottama voima laskettu patellajänteen voimasta.(Finni ym. 2001c.)

Ultraäänimittaukset ovat antaneet myös viitteitä, siitä että lihas-jännekompleksin voiman potentioituminen konsentrisessa vaiheessa saattaa olla myös lihasperäistä. Aktiivisen venytyksen seurauksena supistuva komponentti on pidempänä lyhenemisvaiheen alussa, kuin isometrisessä lähtötilanteessa, vaikka lihas-jännekompleksin pituus on sama. Edullisempi lihaspituus saattaa tehostaa lihaksen toimintaa lyhenemisvaiheen alussa. (Finni ym. 2001d.)

5 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN TOIMINTA PONNISTUKSISSA KIMMOISALLA ALUSTALLA

Monissa urheilulajeissa suoritus tapahtuu kimmoisalla tai vähemmän jäykällä alustalla. Ihmisen on todettu säätelevän alaraajojen jäykkyyssominaisuuksiaan alustan jäykkyyden mukaan. (mm. Arampatzis ym. 2001; Farley ym. 1998; McMahon & Greene 1979.) Hyppelyssä ihminen lisää alaraajojen jäykkyyttään jopa kolminkertaiseksi alustan jäykkyyden vähentyessä. Tällöin alustan ja alaraajojen kokonaisjäykkyys säilyy vakiona alustan jäykkyydestä huolimatta. Tämä mahdollistaa kontaktiajan ja massakeskipisteen vertikaalisen liikeradan säilymisen muuttumattomana erilaisilla alustoilla ponnistettaessa. (Ferris & Farley 1997.)

Alaraajojen lihaksille näyttäisi venymis-lyhenemissykli -tyyppisissä suorituksissa olevan optimaalinen jäykkyys tehon tuoton kannalta kimmoisalla alustalla. Se kuinka paljon energiaa pystytään varastoimaan kimmoisaan alustaan riippuu sekä kehon painon aiheuttamasta energiasta törmäysvaiheessa, että alaraajojen jäykkyyssominaisuuksista. Mitä suuremmalla nopeudella alustaan törmätään ja mitä jäykempänä pystytään alaraajat pitämään, sitä enemmän alustaan varastoituu energiaa, joka pystytään hyödyntämään uudelleen työntövaiheessa. Samanaikaisesti kuitenkin alaraajojen tuottama teho vähenee. Kun alaraajojen jäykkyys on liian suuri, ei alustaan varastoitunut energia pysty enää kompensoimaan, lähinnä reiden ojentajalihasten huomattavasti vähentynyttä työtä ja tehoa. Vähentynyt työ ja teho on yhteydessä pienentyneeseen polvinivelen liikelaajuuteen kontaktivaiheessa. (Arampatzis ym. 2000.)

Kimmoisan alustan merkityksestä ponnistettaessa, on tähänastisissa tutkimuksissa keskitytty pääasiassa koko alaraajasysteemin jäykkyyssominaisuuksien muutoksiin. Tämä jäykkyys koostuu sekä lonkka-, polvi-, että nilkkanivelten jäykkyydestä. Farley ym. (1998) erittelivät alaraajojen jäykkyyden lisääntymisen syiksi lisääntyneen nilkkanivelen jäykkyyden ja polvinivelen suppeamman liikeradan kimmoisalla alustalla. Polvinivelen jäykkyyden on kuitenkin havaittu säilyvän samana erilaisilla alustoilla, koska polven nivelmomentti laskee myös alustan jäykkyyden laskeessa.

Lihaskiivisuudet laskevat reiden ojentajalihaksissa myös selvästi kimmoisalla alustalla ponnistettaessa. (Farley ym. 1998.)

On kuitenkin muistettava, että yksittäisen nivelenkin jäykkyys on riippuvainen useista eri tekijöistä, kuten esiaktiivisuudesta, refleksitoiminnasta, liikestrategian muutoksista, jännerakenteiden jäykkyydestä ja lihasmekaniikasta (mm. Horita 2000; Farley ym. 1998). Tähänastinen tutkimus ei olekaan vielä pystynyt selvittämään kaikkia syitä hermolihaskäytön toiminnan erilaisuuteen kimmoisalla alustalla ponnistettaessa. (Farley ym. 1998). Niinpä tarkempaa tietoa mahdollisista eroista lihas-jännekompleksien toiminnasta kimmoisalla alustalla tarvitaan.

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Vaikka venymis-lyhenemissykliä on erilaisten ponnistusten avulla tutkittu runsaasti sekä kokeellisesti (mm. Komi & Bosco 1978), että erilaisten mallinnusten avulla (mm. Bobbert ym. 1986a) ovat vasta viime aikaiset in vivo -tutkimukset antaneet mahdollisuuden erotella supistuvan- ja elastisen komponentin toiminta tarkasti toisistaan. Samoin lihas-jännekompleksien toiminnasta ponnistettaessa kimmoisalla alustalla on vielä olemassa vain vähän tietoa. Tämän tutkimuksen tarkoituksena olikin ultraäänitekniikan avulla kuvata supistuvan ja elastisen komponentin toimintaa erilaisissa ponnistuksissa ja vertailla ponnistamista kovalla ja kimmoisalla alustalla.

7 TUTKIMUSKYSYMYKSET

- 1) Miten ponnistamisessa tärkeät alaraajojen ojentajalihakset, ulompi reisilihas ja ulompi kaksoiskantalihas, toimivat erilaisissa ponnistuksissa?
- 2) Onko lihasten toiminnassa eroa?
- 3) Miten erilaiset törmäysnopeudet ja lihas-jännekompleksien venytysnopeudet vaikuttavat lihasten toimintaan?
- 4) Miten erilaiset ponnistustavat, suorituksen intensiteetti ja kimmoisa alusta vaikuttavat lihasten toimintaan?

8 TUTKIMUSMENETELMÄT

8.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä oli kaksi maajoukkue-tason telinevoimistelijaa, jotka allekirjoittivat kirjallisen suostumuksen osallistumisestaan. Koehenkilöille selvitettiin tutkimuksen kulku sekä siihen liittyvät riskit ja heillä oli halutessaan lupa keskeyttää mittaukset. Taulukossa 1 on koehenkilötiedot.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden ikä ja antropometriset mitat

Koehenkilö	Ikä (v)	Pituus (m)	Paino (kg)
PM	21,5	1,77	73,0
JT	25,2	1,83	84,0

8.2 Tutkimusasetelma

Koehenkilöiltä mitattiin aluksi pituus, paino ja alaraajojen segmenttien pituudet. Sen jälkeen kiinnitettiin emg-elektrodit vasemman jalan kaksoiskantalihakseen (GA) lateraalipuolelle ja ulompaan reisilihakseen (VL). Elektrodiin kiinnityskohtat käsiteltiin, ja elektrodit kiinnitettiin Seniamin ohjeiden mukaisesti (Hermens & Freriks 1997). Bi-polaariset elektrodit (napojen väli 2 cm) kiinnitettiin kaksipuolisella teipillä ja kiinnitys varmistettiin teippaamalla elektrodit tiukasti ihoon.

Ihonkäsittelyn ja elektrodiin kiinnityksen jälkeen ihon ja elektrodiin välinen resistanssi mitattiin ja varmistettiin, että se oli alle 2 k Ω . Elektrodiin johdot kiinnitettiin teipillä ihoon ja lähetin kiinnitettiin koehenkilön vyötärölle vyön avulla.

Elektrodiin kiinnityksen jälkeen kiinnitettiin ultraäänianturi (8 cm, 7,5 MHz) huolellisesti vasemman jalan kaksoiskantalihakseen (GA) lateraalipuolelle. Anturi kiinnitettiin lihaksen suuntaisesti lihaksen keskiosaan. Tutkijan tarkastettua monitorilta ultraäänikaikujen kuvan laadun, kiinnitettiin anturi tiukasti erityisen tukilaitteen ja

ilmastointiteipin avulla ihoon. Kuvan laatu tarkastettiin vielä tämän jälkeen koehenkilön suorittaessa muutaman harjoitushypyn. Tutkimuksen puolesta välissä vaihdettiin ultraäänianturi ulompaan reisilihakseen kiinnityksen tapahtuessa vastaavalla tavalla. Tutkimuksen ponnistusten ajan tutkija piti ultraäänianturista lähtevää johtoa koehenkilön sivulla, niin ettei se haitannut tutkimuksen kulkua.

Ultraäänianturin kiinnityksen jälkeen koehenkilölle kiinnitettiin heijastavat markerit (7 kpl) nivelpisteisiin liikeanalyysiä varten. Koehenkilöt olivat pukeutuneet lyhyisiin urheiluhousuihin ja t-paitaan.

Koehenkilöt suorittivat erilaisia hyppelyitä paljainjaloin sekä kovalla, että kimmoisalla alustalla. Kaikilla hyppy tavoilla tehtiin kaksi tutkijan hyväksymää suoritusta. Pudotushyppy suoritettiin mahdollisimman lyhyellä kontaktiajalla. Hypyissä kevennyksellä ja ilman polvikulma oli koehenkilön itse valittavissa. Hypyssä ilman kevennystä, kevennyksen puuttuminen kontrolloitiin voimasignaalin perusteella. Kaikilla hyppy tavoilla kädet pidettiin lanteilla. Kaikki ponnistukset suoritettiin ensin ultraäänianturin ollessa kaksoiskantalihaksessa ja tutkimuksen puolesta välissä anturi vaihdettiin ulompaan reisilihakseen, jonka jälkeen sama protokolla uusittiin. Tutkimuksen hypytavat on esitetty taulukossa 2.

TAULUKKO 2. Koehenkilöiden suorittamat hypytavat molemmilla alustoilla on merkitty rastilla.

Hypytapa	Kova alusta	Kimmoisa alusta
Submaksimaalinen hyppely	X	X
Hyppy ilman kevennystä (SJ)	X	
Hyppy kevennyksellä (CMJ)	X	
Pudotushyppy 40 cm:n korkeudelta (DJ-40)	X	
Pudotushyppy 60 cm:n korkeudelta (DJ-60)	X	X
Pudotushyppy 80 cm:n korkeudelta (DJ-80)	X	X

Ponnistuksista rekisteröitiin lihasaktiivisuudet telemetrisesti (Glonner biotel 99). Telemetrolaitteiston taajuuskaista oli 20-640 Hz/- 3db, yhteismuoto/vaimennussuhteen (CMRR) ollessa 110 dB. Vaaka- sekä pystysuuntaiset reaktiivoimat mitattiin voimalevyillä (Raute). Voimalevyjen ominaistajuuudet olivat pystyvoimassa (z) 180 +/- 10 Hz, ja vaakavoimissa (y ja x) 130 +/- 10 Hz. Lihasaktiivisuus- ja voimasignaalit kerättiin tietokoneelle CODAS-tiedonkeruujärjestelmällä (Dataq Instruments, Inc.) 1000 Hz:n näytteenottotaajuudella. Kimmoisa alusta saatiin aikaan, asettamalla voimistelupermannon pala voimalevyjen päälle.

Ponnistukset kuvattiin sivulta 8,47 metrin etäisyydeltä videokameralla (Peak Hsc 200) kuvannopeuden ollessa 200 kuvaa sekunnissa. Kuvausta ennen kamerat oli kalibroitu kalibroitikehikon avulla. Fasikulusten pituudet kuvattiin ultraäänilaitteella (Aloka SSD 2000) taajuudella 42 Hz. Kuvauksessa käytettiin 8 cm:n lineaarianturia. Ultraäänikuvat tallennettiin videonauhurilla (Panasonic 3700) 50 Hz:n taajuudella.

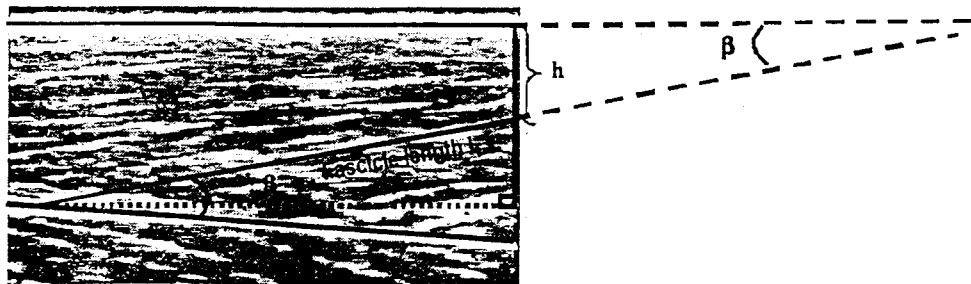
Analoginen tieto (voima ja emg), videokuva sekä ultraäänikuva synkronisoitiin manuaalisesti trigatulla merkkisignaalilla, joka sytytti videokuvassa nähtävän led-valon ja tallentui samanaikaisesti ultraäänilaitteen videonauhurille sekä tietokoneelle analogisen tiedon mukana.

8.3 Aineiston käsittely

Hyppeilyissä ja pudotushypyissä suoritukset analysoitiin alkaen 100 ms ennen kontaktin alkua kontaktin irtoamiseen asti. Hypyissä ilman kevennystä analysointi aloitettiin 100 ms ennen, kuin pystysuuntaisessa voimassa tapahtui ensimmäinen nousu kehonpainon yläpuolelle. Hypyissä kevennyksellä analysointi aloitettiin kevennyksen alkukohdasta pystyvoiman laskeessa ensimmäisen kerran kehonpainon alapuolelle. Samalla hyppytavalla tehdyt suoritukset keskiarvoistettiin. Jos pudotushyppyjen hyppykorkeus erosi selvästi kahden yrityksen välillä, otettiin vain parempi suoritus analyysiin mukaan. Hyppeilyissä keskiarvoistettiin 5-6 suoritusta hyppeilyjärjestelmän lopusta. Tällä pyrittiin saamaan mahdollisimman samanlaiset suoritukset keskiarvoistukseen. Reaktiivoimat ja lihasaktiivisuudet analysoitiin F-codas-ohjelmalla (Liikuntabiologian laitos). Emg-signaalit suodatettiin (ylipäästösuodatin 20 Hz ja alipäästösuodatin 500

Hz) ja tasasuunnattiin. Sen jälkeen emg:stä laskettiin keskimääräinen amplitudi eli Aemg esiaktiivisuusvaiheesta 100-0 ms ennen kontaktia, sekä eksentrisen vaiheesta (lihas-jännekompleksin venymisvaihe), lihaksittain. Lopuksi sekä reaktiivoimat että lihasaktiivisuudet muutettiin muun aineiston kanssa yhtäläiselle 200 Hz:n taajuudelle.

Fasikulusten pituudet analysoitiin Motus-ohjelmalla (Peak Performance Technologies). Koska fasikulukset eivät mahtuneet kokonaisuudessaan ponnistusten aikana ultraäänikuvaan, jouduttiin osa fasikuluksen pituudesta estimoimaan. Fasikuluksen pituuden laskemiseksi käytettiin kuvassa 8 esitettyä mallia (mm. Finni ym. 2001 c,d,e).



KUVA 8. Parallelogrammimalli fasikuluksen pituuden määrittämiseksi. Ultra-äänianturin kuvassa fasikulukset näkyvät tummina valkoisen sidekudoksen välissä. Aponeuroosit näkyvät vaakasuunnassa valkoisina. Kuvan termien selitykset ovat kaavojen alla. Fasikuluksen kokonaispituus lasketaan kaavalla:

$$\beta = \text{Fasikuluskulma} - \text{Aponeuroosikulma}$$

$$\text{Fasikuluksen pituus} = l_1 + h / \sin \beta$$

Fasicle length l_1 tarkoittaa näkyvissä oleva fasikuluksen osan pituutta. Kulma β on fasikuluksen ja pinnallisen aponeuroosin välinen kulma. Kirjain h on pinnallisen aponeuroosin ja näkyvän fasikuluksen osan ylimmän pisteen välinen etäisyys. Kaavassa Fasikuluskulma on fasikuluksen ja syvemmän aponeuroosin välinen kulma ja Aponeuroosikulma on pinnallisen ja syvemmän aponeuroosin välinen kulma.

Fasikuluksen pituus laskettiin jokaisesta onnistuneesta suorituksesta. Koska ultraäänikuva nauhoitettiin 50 Hz:n taajuudella, muutettiin fasikulusten pituustiedot lopuksi lineaarisella ajanormalisoinnilla 200 Hz:n taajuudelle ja suodatettiin viiden pisteen liukuvalla keskiarvolla.

Nivelpisteiden pisteytys tehtiin Motus-ohjelmalla (Peak Performance Technologies). Massaparametreinä käytettiin Demsterin (1955) mallia. Pisteytykset suodatettiin Butterworth-suodattimella (cutoff frequency 20 Hz). Motus-ohjelmalla laskettiin myös massakeskipisteen pystysuuntainen nopeus suoritusten ajalta sekä nivelkulmat polvi- ja nilkkanivelessä. Nivelkulmatietojen perusteella laskettiin lihas-jännekompleksin pituus ulommasta kaksoiskantalihaksesta (GA) ja ulommasta reisilihaksesta (VL) Hawkinsin ja Hull:n (1990) mallia käyttäen. Lihas-jännekompleksin eksentrisen ja konsentrisen vaihe määriteltiin molempien lihas-jännekompleksien osalta erikseen. Eksentristä vaihetta ei tule tulos- ja pohdinta osiossa sekoittaa jarrutusvaiheeseen, jolla tarkoitetaan koko massakeskipisteen negatiivisen työn vaihetta ja on määritelty kontaktin alun sekä massakeskipisteen nollosuunnan välisenä aikana. Jännerakenteiden pituus saatiin kaavalla (mm. Kurokawa ym. 2000):

$$L(\text{jänne}) = L(\text{lihas-jännekompleksi}) - L(\text{fasikulus}) \cdot \cos \alpha$$

jossa $L(\text{jänne})$ on jännerakenteiden pituus, $L(\text{lihas-jänne})$ on lihas-jännekompleksin pituus, $L(\text{fasikulus})$ on fasikuluksen pituus ja α on pennaatiokulma (syvemmän aponeuroosin ja fasikuluksen välinen kulma).

Motus-ohjelman pisteytyksen avulla saadut koordinaattitiedot siirrettiin momenttianalyysijä varten SGI O2 R 5000 -tietokoneelle (Silicon Graphics Inc.) Reaktiivoimat ja koordinaattitiedot yhdistettiin BMVM-ohjelmalle, jolla laskettiin nivelmomentit nilkalle ja polvelle Bellin ym. (2002) mallin mukaan.

8.4 Tilastolliset menetelmät

Tutkimuksen eri muuttujien normaalijakautuneisuutta ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla testattiin Levenen testillä. Koska kaikki muuttujat eivät olleet normaalisti jakautuneet ja mitattu hyppymäärä hyppytapaa kohti oli pieni, käytettiin nonparametristä Mann-Whitneyn -testiä muuttujien vertailuun kovan ja kimmoisan alustan välillä. Muuttujien välisiä yhteyksiä tutkittiin Pearsonin kaksisuuntaisen korrelaation avulla. Merkitsevyytason kuvaamisessa on käytetty seuraavia symboleita: * = $p < .05$, ** = $p < .01$ ja *** = $p < .001$.

9 TULOKSET

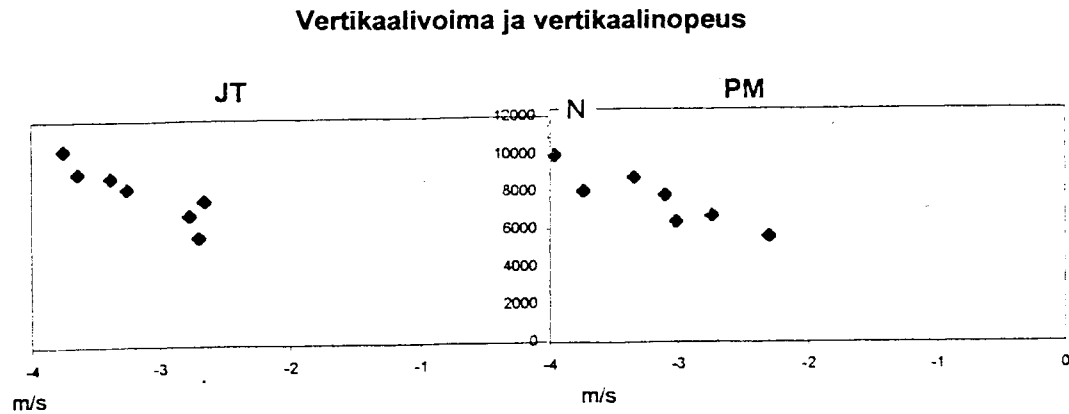
9.1 Kinemaattiset muuttujat erilaisissa ponnistuksissa

Pudotuskorkeutta nostettaessa massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktin alussa (tulo nopeus), vertikaalivoima ja massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktin lopussa (lähtönopeus) kasvoivat lähes lineaarisesti molemmilla koehenkilöillä (Taulukko 3).

TAULUKKO 3. Hyppytavat, maksimaaliset vertikaalivoimat (F) Newtonina ja vertikaalinopeudet (m/s) kontaktivaiheen alussa (COM-V alku) ja vertikaalinopeudet kontaktivaiheen lopussa (COM-V loppu) molemmilla koehenkilöillä.

Koehenkilö	Alusta	JT		PM			
		COM-V alku	F	COM-V loppu	COM-V alku	F	COM-V loppu
Pudotushyppy 40 cm	kova	-2,77	6941	2,78	-3,02	6233	2,92
Pudotushyppy 60 cm	kova	-3,25	8395	3,08	-3,11	7589	2,96
Pudotushyppy 80 cm	kova	-3,64	9232	2,69	-3,75	7788	2,91
Submaksimaalinen hyppely	kova	-2,7	5758	2,46	-2,30	5446	2,39
Pudotushyppy 60 cm	kimmoisa	-3,38	8976	3,13	-3,36	8465	3,24
Pudotushyppy 80 cm	kimmoisa	-3,75	10489	3,31	-3,97	9687	3,18
Submaksimaalinen hyppely	kimmoisa	-2,74	7691	2,68	-2,74	6514	2,7

Maksimaalinen vertikaalivoima korreloi negatiivisesti tulo nopeuden kanssa ($r = -.91$, $p < .01$) (kuva 9) ja positiivisesti lähtönopeuden kanssa ($r = .80$ ja $r = .87$, $p < .05$) molemmilla koehenkilöillä.



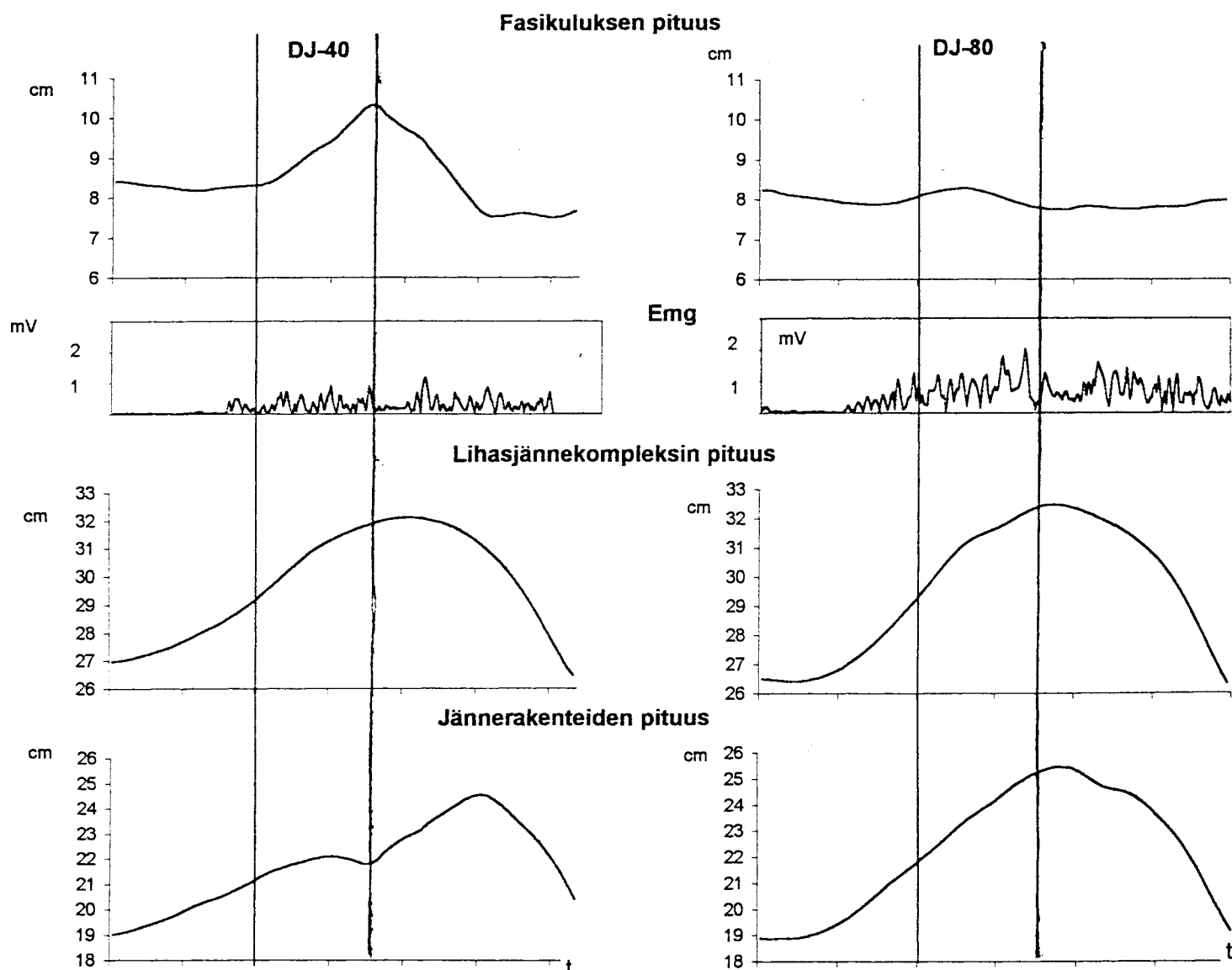
KUVA 9. Maksimaalisen vertikaalivoiman ja kontaktin alun massakeskipisteen vertikaalinopeuden välinen yhteys koehenkilöittäin. Vasemmalla JT ja oikealla PM.

9.2 Ulomman reisilihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa

9.2.1 Pudotuskorkeuden ja intensiteetin vaikutukset ulomman reisilihaksen toimintaan

Pudotushypyssä 40 cm:n korkeudelta fasikuluksen pituusmuutokset olivat saman suuntaisia kuin koko lihas-jännekompleksin pituusmuutokset. Pudotuskorkeutta nostettaessa fasikuluksen pituusmuutos väheni ja lihasjännekompleksin pituusmuutos kasvoi. Lihas-jännekompleksin pituuden muutos eksentrisessä vaiheessa kasvoi lähes samassa suhteessa polvimomentin kanssa ($r=.76$, $p<.05$). Jännerakenteiden venymä korreloi polvimomentin kanssa ($r=.90$, $p<.01$). Kuvassa 10 on esitetty koehenkilö JT:n ulomman reisilihaksen fasikuluksen, jänneen, ja lihas-jännekompleksin toiminta sekä lihasaktiivisuudet pudotushypyissä 40 cm:n ja 80 cm:n korkeudelta. Liitteissä 1-18 on esitetty kuviot tutkimuksen kaikkien ponnistusten kaikista mitatuista muuttujista. Liitteessä 35 on esitetty joitakin yhteyksiä fasikuluksen ja lihas-jännekompleksin toiminnasta, joita koehenkilöllä JT löytyi, kun kaikki pudotushypyt ja hyppelyt laskettiin mukaan.

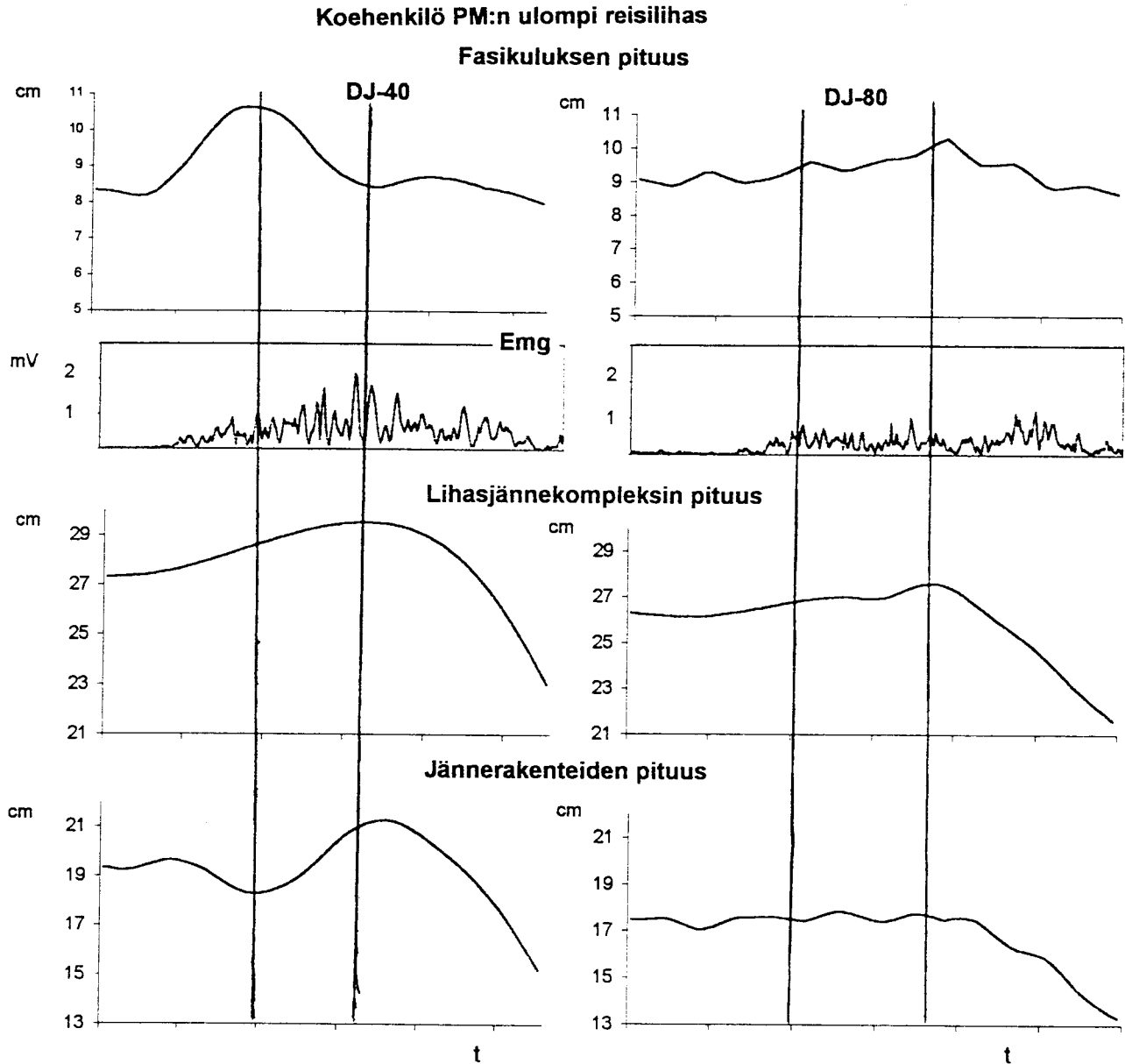
Koehenkilö JT:n ulompi reisilihas



KUVA 10. Fasikuluksen, jännerakenteiden ja lihas-jännekompleksin pituusmuutokset sekä lihasaktiivisuudet pudotushypyissä 40 cm:n (vas.) ja 80 cm:n korkeuksilta (oik.) koehenkilöllä JT. Vaaka-akselilla aika, jossa poikkiviivojen väli on 50 ms. Pystyviiva vasemmalla osoittaa kontaktin alkukohtaa ja pystyviiva oikealla osoittaa massakeskipisteen vertikaalinopeuden nollakohtaa. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun.

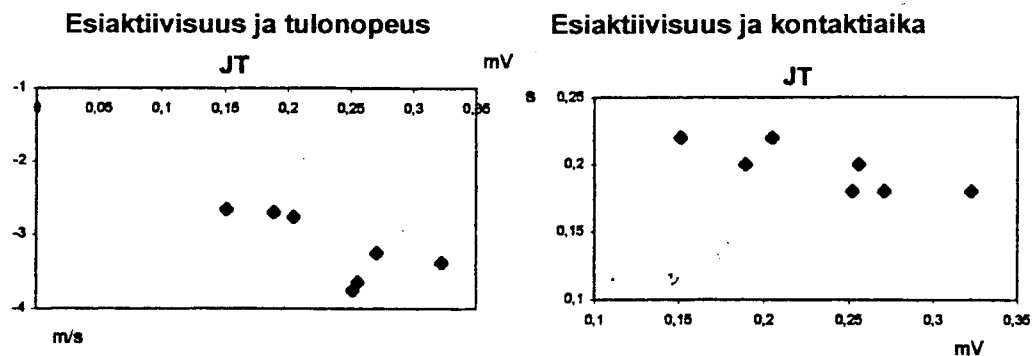
Koehenkilöllä PM fasikulus venyi ennen kontaktia 40 cm:n pudotuskorkeudella kovalla alustalla sekä pudotushypyissä kimmoisalla alustalla. Kontaktivaiheessa fasikulus venyi erittäin vähän tai jopa lyheni. Myös koko lihas-jännekompleksi lyheni koko kontaktin ajan pudotushypyssä 60 cm:n korkeudelta kimmoisalla alustalla.

Pudotushypyissä 60 cm:n ja 80 cm:n korkeuksilta kovalla alustalla ja submaksimaalisissa hyppelyissä fasikulus venyi hieman ja lyheni sitten. Kuvassa 11 on esitetty fasikuluksen, jännerakenteiden ja lihas-jännekompleksin pituusmuutokset sekä lihasaktiivisuudet pudotushypyssä 40 ja 80 cm:n korkeudelta kovalla alustalla koehenkilöllä PM.



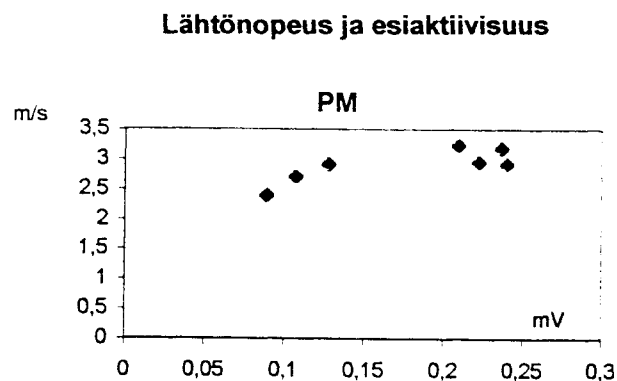
KUVA 11. Ulomman reisilihasen fasikuluksen, jännerakenteiden sekä lihas-jännekompleksin pituusmuutokset pudotushypyssä 40 cm:n (vas.) ja 80 cm:n (oik.) korkeudelta koehenkilöllä PM. Vaaka-akselilla on aika, jossa poikkiviivojen väli on 50 ms. Vasen pystyviiva osoittaa kontaktin alun ja oikea pystyviiva massakeskipisteen vertikaalinopeuden nollakohdan. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun.

Ulomman reisilihaksen esiaktiivisuudet olivat huomattavia ennen kontaktia kaikilla hyppytavoilla. Koehenkilöllä JT ulomman reisilihaksen esiaktiivisuus ennen kontaktia korreloi negatiivisesti kontaktiajan ($r=-.80$, $p<.05$) ja tulo nopeuden kanssa ($r=-.79$, $p<.05$), (kuvat 12 ja 13).



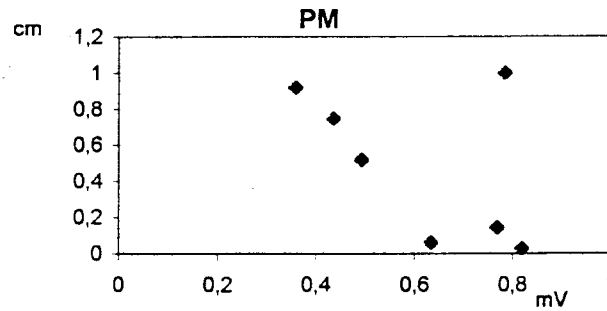
KUVAT 12 ja 13. Ulomman reisilihaksen esiaktiivisuuden (100-0 ms) yhteys kontaktin alun vertikaalinopeuteen ja kontaktiaikaan koehenkilöllä JT.

Koehenkilön PM fasikuluksen vähäiseen venymiseen massakeskipisteen jarrutusvaiheessa liittyi korkea lihasaktiivisuus ennen kontaktia (100-0 ms) ja eksentrisessä vaiheessa. Ulomman reisilihaksen esiaktiivisuus korreloikin negatiivisesti fasikuluksen pituuden kanssa lihas-jännekompleksin eksentrisen vaiheen lopussa ($r=-.77$, $p<.05$) sekä positiivisesti lähtönopeuden kanssa ($r=.80$, $p<.05$), (kuva 14). Lihas-jännekompleksin eksentrisen vaiheen Aemg korreloi negatiivisesti fasikuluksen eksentrisen vaiheen pituusmuutoksen kanssa ($r=-.78$, $p<.05$), (kuva 15). Liitteessä 36 on esitetty korrelaatiomatriisi koehenkilö PM:n tilastollisesti merkittävistä yhteyksistä.



KUVA 14. Massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktivaiheesta irrotessa ja ulomman reisilihaksen esiaktiivisuus koehenkilöllä PM.

Fasikuluksen pituusmuutos ja Aemg eksentrisessä vaiheessa

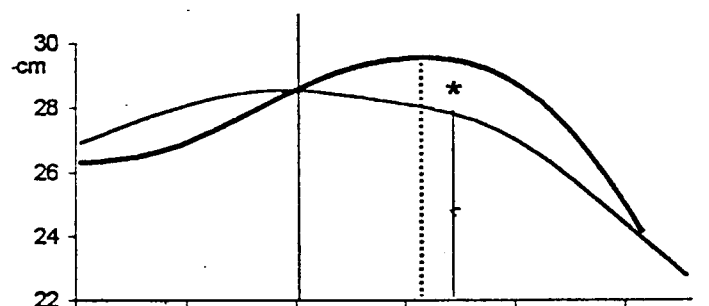


KUVA 15. Eksentrisen vaiheen Aemg ja fasikuluksen pituusmuutos eksentrisessä vaiheessa koehenkilöllä PM.

9.2.2 Alustan vaikutus ulomman reisilihaksen toimintaan

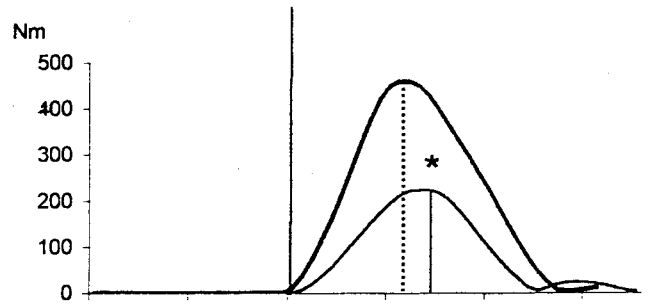
Suurin osa muuttujista ei eronnut tilastollisesti merkitsevästi kovan ja kimmoisan alustan välillä. Selvimmät erot olivat lihas-jännekompleksin eksentrisen vaiheen pituusmuutoksissa. Ulomman reisilihaksen lihas-jännekompleksi venyi merkitsevästi vähemmän kimmoisalla alustalla ($p < .05$), (kuva 16). Fasikuluksen tasolla erot eivät olleet merkitseviä. Koehenkilöllä PM polvinivelen maksimimomentit olivat tilastollisesti merkitsevästi pienempiä kimmoisalla alustalla ($p < .05$), (kuva 17). Myös koehenkilöllä JT olivat polvimomentit kimmoisalla alustalla pienemmät, mutta erot eivät olleet merkitseviä.

Lihaskompleksin pituus kovalla ja kimmoisalla alustalla pudotushypyssä 60 cm:n korkeudelta, koehenkilö PM



KUVA 16. Ulomman reisilihaksen lihas-jännekompleksin pituusmuutos koehenkilöllä PM pudotushypyssä 60 cm:n korkeudelta kovalla ja kimmoisalla alustalla. Paksu viiva kuvaa hyppeä kovalla alustalla ja ohut viiva kimmoilla alustalla. Vaaka-akselilla on aika, jossa poikkiviivan väli on 50 ms. Pystyviiva vasemmalla näyttää kontaktin alun. Pystyviivat oikealla osoittavat massakeskipisteen vertikaalinopeuden nollakohdan eriteltyinä hypyissä kummallakin alustalla. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun.

**Polvimomentti kovalla ja kimmoisalla alustalla
pudotushypyssä 60 cm:n korkeudelta,
koehenkilö PM**



KUVA 17. Polven nivelmomentti koehenkilöllä PM pudotushypyssä 60 cm:n korkeudelta kovalla ja kimmoisalla alustalla.. Paksu viiva kuvaa hyppyä kovalla alustalla ja ohut viiva kimmoisalla alustalla. Vaaka-akselilla on aika, jossa poikkiviivan väli on 50 ms. Pystyviiva vasemmalla näyttää kontaktin alun. Pystyviivat oikealla osoittavat massakeskipisteen vertikaalinopeuden nollakohdan eriteltynä hypyissä kummallakin alustalla. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun.

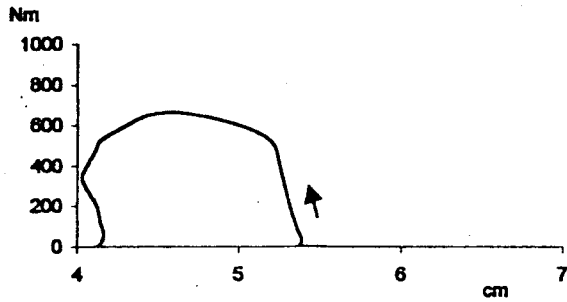
Myös lihas-jännekompleksin maksimaalinen venymis- ja lyhenemisnopeus olivat kimmoisalla alustalla huomattavasti pienemmät koehenkilöllä JT ($p < .05$). Vastaavaa eroa ei löytynyt koehenkilö PM:ltä. Sekä fasikuluksen että lihas-jännekompleksin nivelmomentti-pituus ja nivelmomentti- nopeus -käyrät löytyvät liitteistä 19-34.

9.3 Ulomman kaksoiskantalihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa

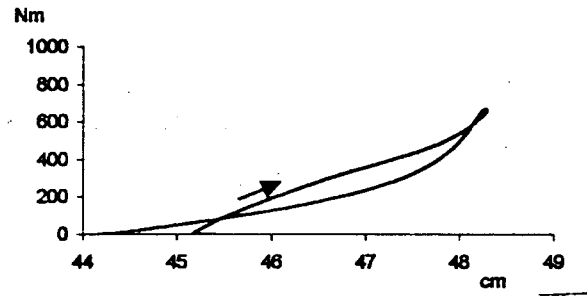
9.3.1 Pudotuskorkeuden ja intensiteetin vaikutukset ulomman kaksoiskantalihaksen toimintaan

Huomattavaa oli ulomman kaksoiskantalihaksen fasikuluksen erittäin pienet pituusmuutokset koko lihas-jännekompleksin eksentrisessä vaiheessa molempien koehenkilöiden kohdalla pudotushypyissä sekä submaksimaalisissa hypelyissä alustasta huolimatta. Joissakin suorituksissa fasikulukset pyrkivätkin jopa lyhenemään lihas-jännekompleksin venyessä (kuvat 18 ja 19).

Nilkkamomentti ja fasikuluksen pituus ulommassa kaksoiskantalihasessa koehenkilöllä PM



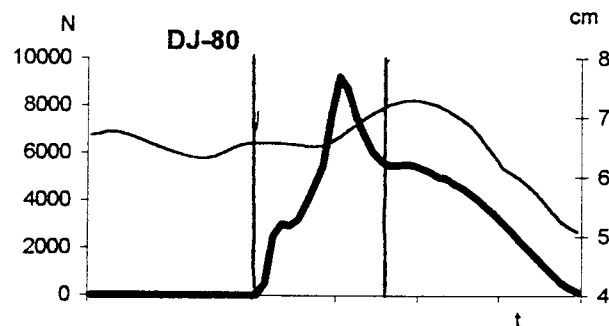
Nilkkamomentti ja lihasjännekompleksin pituus ulommassa kaksoiskantalihasessa koehenkilöllä PM



KUVAT 18 ja 19. Koehenkilö PM:n fasikuluksen (vas.) ja lihas-jännekompleksin (oik.) nilkkamomentti-pituus käyrät pudotushypyssä kimmoisalla alustalla 60 cm:n korkeudelta.

Molemmilla koehenkilöillä oli fasikuluksessa havaittavissa periksiantaminen kontaktin keskivaiheilla pudotushypyssä 80 cm:n korkeudelta kovalla alustalla (kuva 20). Aluksi jäykässä fasikuluksessa tapahtui nopea venytys. Lähes saman aikaisesti on nähtävissä vertikaalivoiman sekä nilkkamomentin jyrkkä lasku (kuva 20). Muut muuttujat ovat liitteessä 14.

Fasikuluksen pituus ja vertikaalivoima koehenkilöllä JT



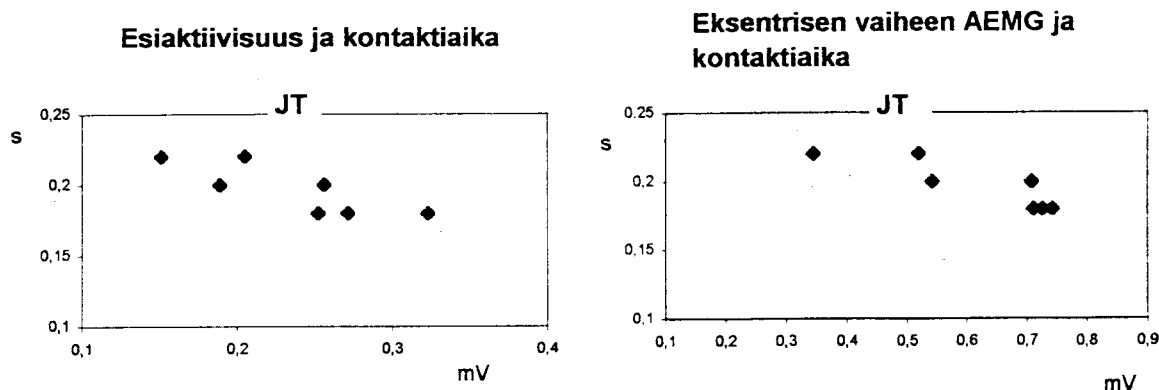
KUVA 20. Koehenkilön JT ulomman kaksoiskantalihasen fasikuluksen toiminta (ohut viiva) ja vertikaalivoima (paksu viiva) pudotushypyssä 80 cm:n korkeudelta kovalla alustalla. Vaaka-akselilla on aika, jossa poikkiviivan väli on 50 ms. Vasen pystyviiva osoittaa kontaktin alkamisen ja oikea pystyviiva massakeskipisteen nollanopeuden. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun.

Maksimaalinen nilkkamomentti korreloi maksimaalisen vertikaalivoiman ja lähtönopeuden kanssa molemmilla koehenkilöillä (JT: $r=.90$, $p<.01$ ja PM: $r=.87$ ja $r=.82$, $p<.05$).

Koehenkilö PM:llä löytyi runsaasti yhteyksiä eri muuttujien välillä. Korkeimmilta pudotuskorkeuksilta pudotettaessa, lihas-jännekompleksi oli lyhyempi kuin submaksimaalisissa hyppelyissä tai maksimaalisessa pudotushypyssä 40 cm:n korkeudelta ponnistukseen tultaessa. Kaksoiskantalihaksen esiaktiivisuus oli huomattavaa 60 ja 80 cm:n pudotuskorkeuksilla ja sen seurauksena myös fasikuluksen pituus oli pääsääntöisesti lyhyempi kontaktiin tultaessa. Kontaktin aikana lihas-jännekompleksin pituuden muutos kasvoi ja fasikuluksen pituuden muutos pieneni pudotuskorkeutta lisättäessä. Kyseiset muutokset korreloivat keskenään negatiivisesti ($r=-.83$, $p<.05$). Jänteen venymä puolestaan korreloi positiivisesti nilkkamomentin muutosten kanssa ($r=.92$, $p<.01$). Lähtönopeus korreloi positiivisesti lihas-jännekompleksin eksentrisen vaiheen loppupituuden ($r=.78$), maksimaalisen nilkkamomentin ($r=.82$) ja maksimaalisen vertikaalivoiman kanssa ($r=.87$) ($p<.05$). Useat edellä mainitut muuttujat korreloivat lisäksi keskenään. Korrelaatiomatriisi on esitetty liitteessä 37.

Koehenkilö PM:llä näytti olevan erilainen kontrollistrategia pudotushypyssä 40 cm:stä ja submaksimaalisissa hyppelyissä verrattuna koehenkilö JT:een. Etenkin submaksimaalisissa hyppelyissä kaksoiskantalihaksen esiaktiivisuus oli alhainen ja korkea lihasaktivaatio kohdistui eksentriseen vaiheeseen. Eksentrisen vaiheen Aemg korreloikin negatiivisesti maksimaalisen vertikaalivoiman ja lähtönopeuden kanssa tilastollisesti merkitsevästi ($r=-.82$ ja $r=-.77$, $p<.05$). Näissä suorituksissa on myös kontaktin alussa selvästi näkyvissä fasikuluksessa suurempi venyminen.

Koehenkilöstä PM poiketen koehenkilöllä JT oli, korkea lihasaktivaatiotaso sekä ennen kontaktia että eksentrisessä vaiheessa samoissa suorituksissa. Sekä esiaktiivisuus, että eksentrisen vaiheen aktiivisuus korreloivat negatiivisesti kontaktiajan kanssa koehenkilöllä JT ($r=-.82$ ja $r=-.87$, $p<.05$) (kuvat 21 ja 22).



KUVAT 21 ja 22. Kaksoiskantalihaksen esiaktiivisuus (vas.) ja eksentrisen vaiheen aktiivisuus (oik.) korreloivat negatiivisesti kontaktiajan kanssa koehenkilöllä JT.

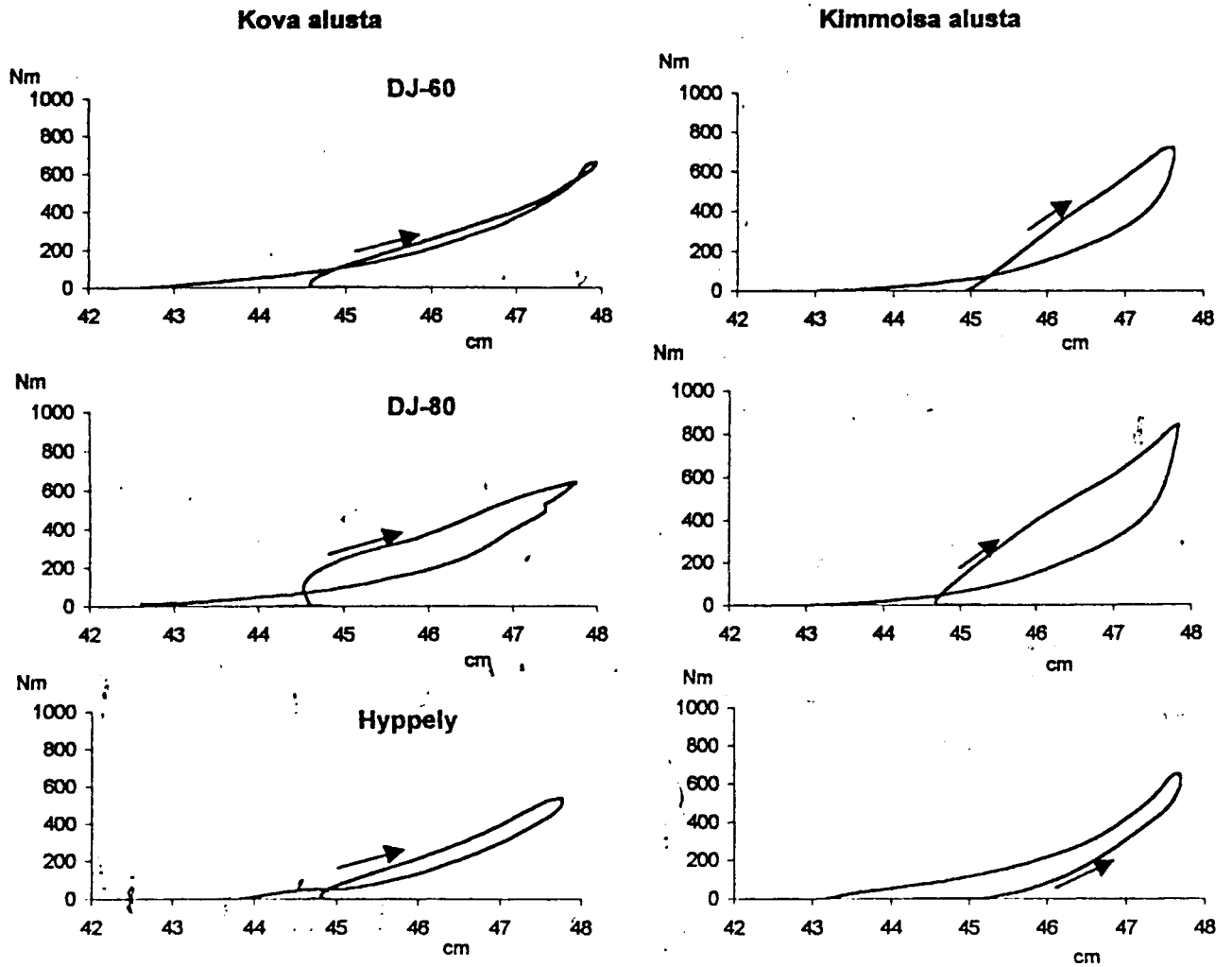
Koehenkilö JT:lla esiaktiivisuus ja eksentrisen vaiheen aktiivisuus nousivat lähes lineaarisesti tulonopeuden noustessa. Eksentrisen vaiheen Aemg korreloi negatiivisesti tulonopeuden kanssa ($r = -.83$, $p < .05$). Esiaktiivisuuksissa ylimmän pudotuskorkeuden poikkeukset estivät tilastollisten merkitsevyyksien löytymisen. Nämä aktiivisuustasot olivat niin ikään läheisesti yhteydessä lähtönopeuden kanssa, vaikka yhteys ei ollut tilastollisesti merkitsevä.

9.3.2 Alustan vaikutus ulomman kaksoiskantalihaksen toimintaan

Pienen ponnistusmäärän takia merkitseviä tilastollisia eroja ei juurikaan löytynyt alustojen välillä. Maksimaalinen nilkkamomentti nousi korkeammaksi kimmoisalla alustalla molemmilla koehenkilöillä. Koehenkilöllä PM ero oli tilastollisesti merkitsevä ($p < .05$). Lihas-jännekompleksin konsentrisen vaiheen maksimaalinen lyhenemisnopeus oli koehenkilöllä JT kovalla alustalla tilastollisesti merkitsevästi suurempi ($p < .05$).

Nilkkamomentti-lihas-jännekompleksin pituus -käyrissä ja nilkkamomentti-fasikuluksen pituus -käyrissä oli joitakin eroja eri alustoilla ponnistettaessa. Koehenkilöllä JT lihas-jännekompleksi oli selvästi jäykempi eksentrisessä vaiheessa kimmoisalla alustalla, mikä voidaan nähdä jyrkemmästä käyrästä (kuva 23). Koehenkilöllä PM ero jäykkyydessä eri alustoilla ei ollut niin selvä.

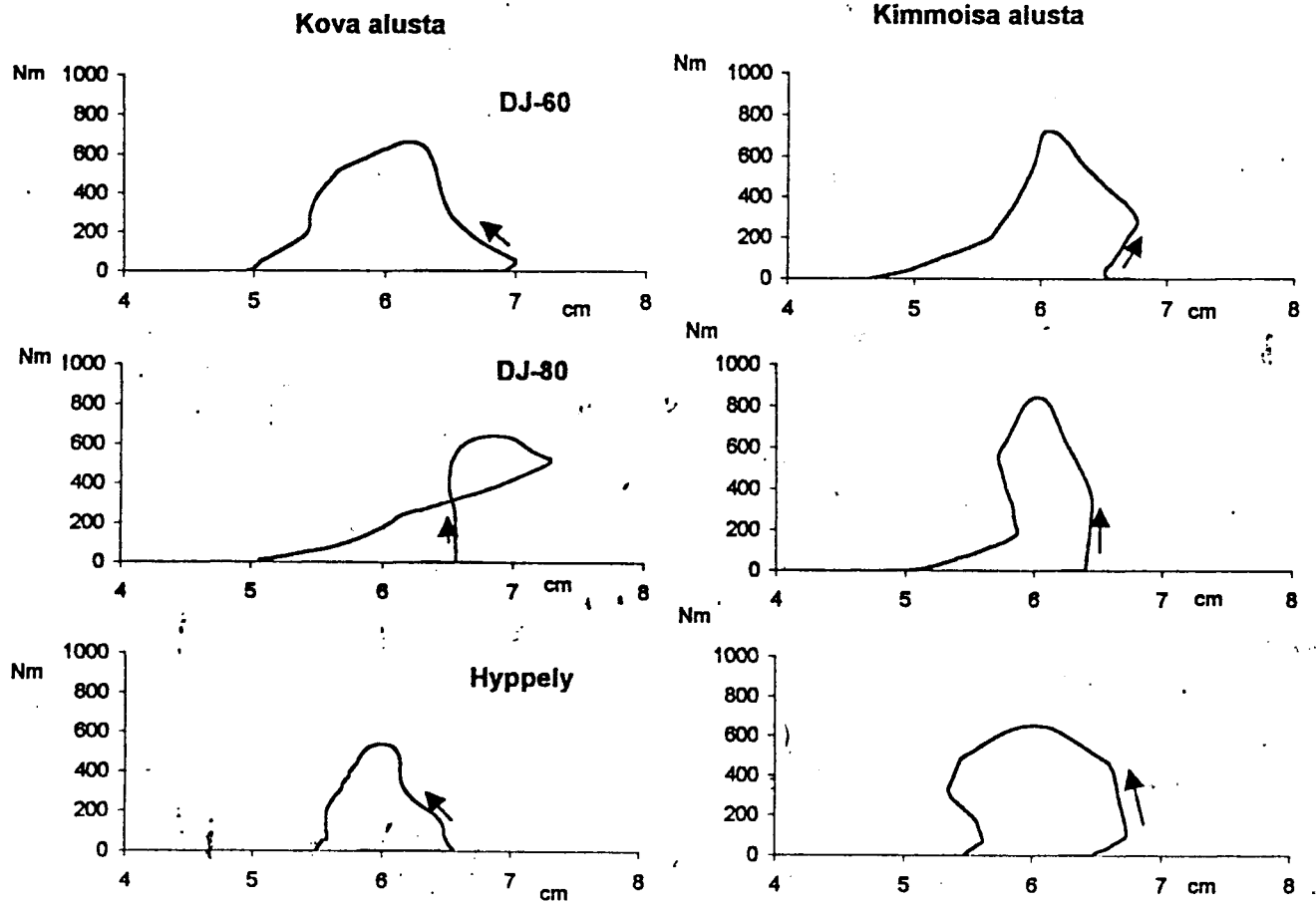
Nilkkamomentti ja lihasjännekompleksin pituus kovalla ja kimmoisalla alustalla
koehenkilöllä JT



KUVA 23. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti- lihas-jännekompleksin pituus -käyrät kovalla ja kimmoisalla alustalla pudotushyppyissä ja hypelyissä.

Fasikulustasolla erot eivät olleet niin selviä alussa, mutta eksentrisen vaiheen lopussa fasikulus alkoi lyhetä kimmoisalla alustalla huomattavasti nopeammin verrattuna kovaan alustaan (kuva 24). Fasikulusten toiminta oli lähes samanlainen molemmilla koehenkilöillä. Koehenkilö PM:n momentti-pituus -käyrät on liitteissä 21-22.

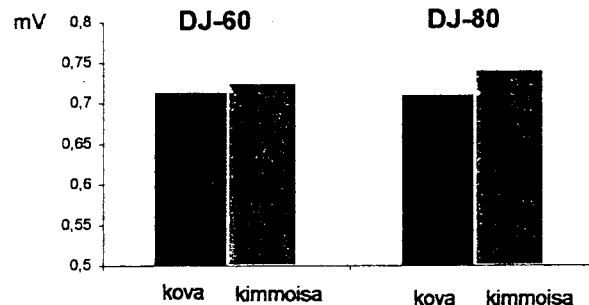
Nilkkamomentti ja fasikuluksen pituus kovalla ja kimmoisalla alustalla koehenkilöllä JT



KUVAT 24. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti-fasikuluksen pituus -käyrät pudotushyppyissä kovalla ja kimmoisalla alustalla.

Koehenkilö JT:llä myös eksentrisen vaiheen lihasaktiivisuudet olivat korkeammat kimmoisalla alustalla, mutta erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä (kuva 25).

Eksentrisen vaiheen AEMG koehenkilöllä JT



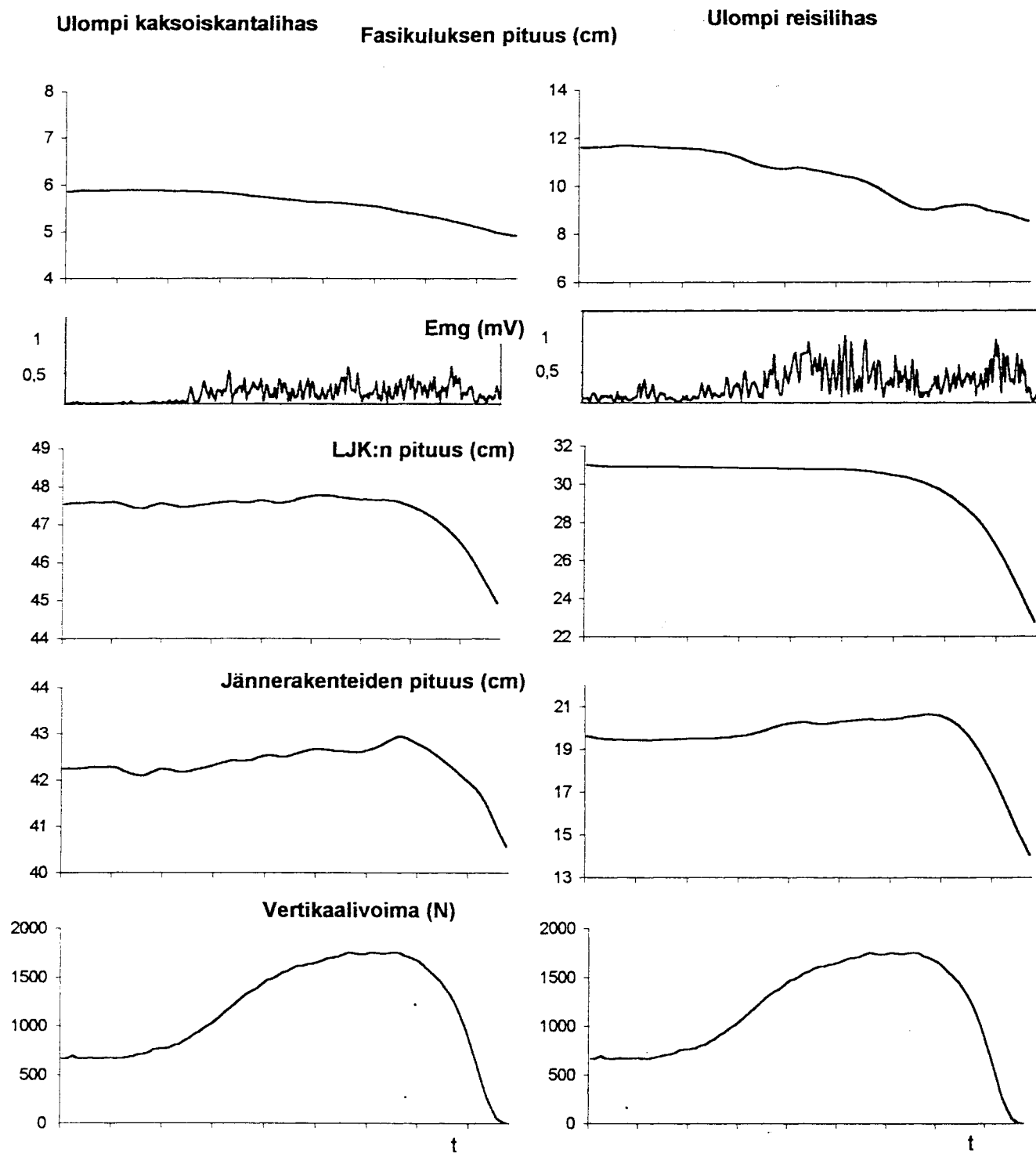
KUVA 25. Koehenkilö JT:n ulomman kaksoiskantalihaksen eksentrisen vaiheen lihasaktiivisuudet pudotushypyissä kovalla ja kimmoisalla alustalla.

9.4 Hyppy ilman kevennystä ja hyppy kevennyksellä

Hypyssä ilman kevennystä molemmilla koehenkilöillä sekä ulomman reisilihaksen, että ulomman kaksoiskantalihaksen fasikulus ja koko lihas-jännekompleksi lyhenivät koko ponnistuksen ajan. Jännerakenteissa voitiin todeta selvä venyminen ja heti perään nopea lyheneminen. Kuvassa 26 on esitetty esimerkkinä koehenkilö PM:n fasikuluksen, lihas-jännekompleksin, jännerakenteiden toiminta sekä lihasaktiivisuudet ja vertikaalivoima hypyssä ilman kevennystä.

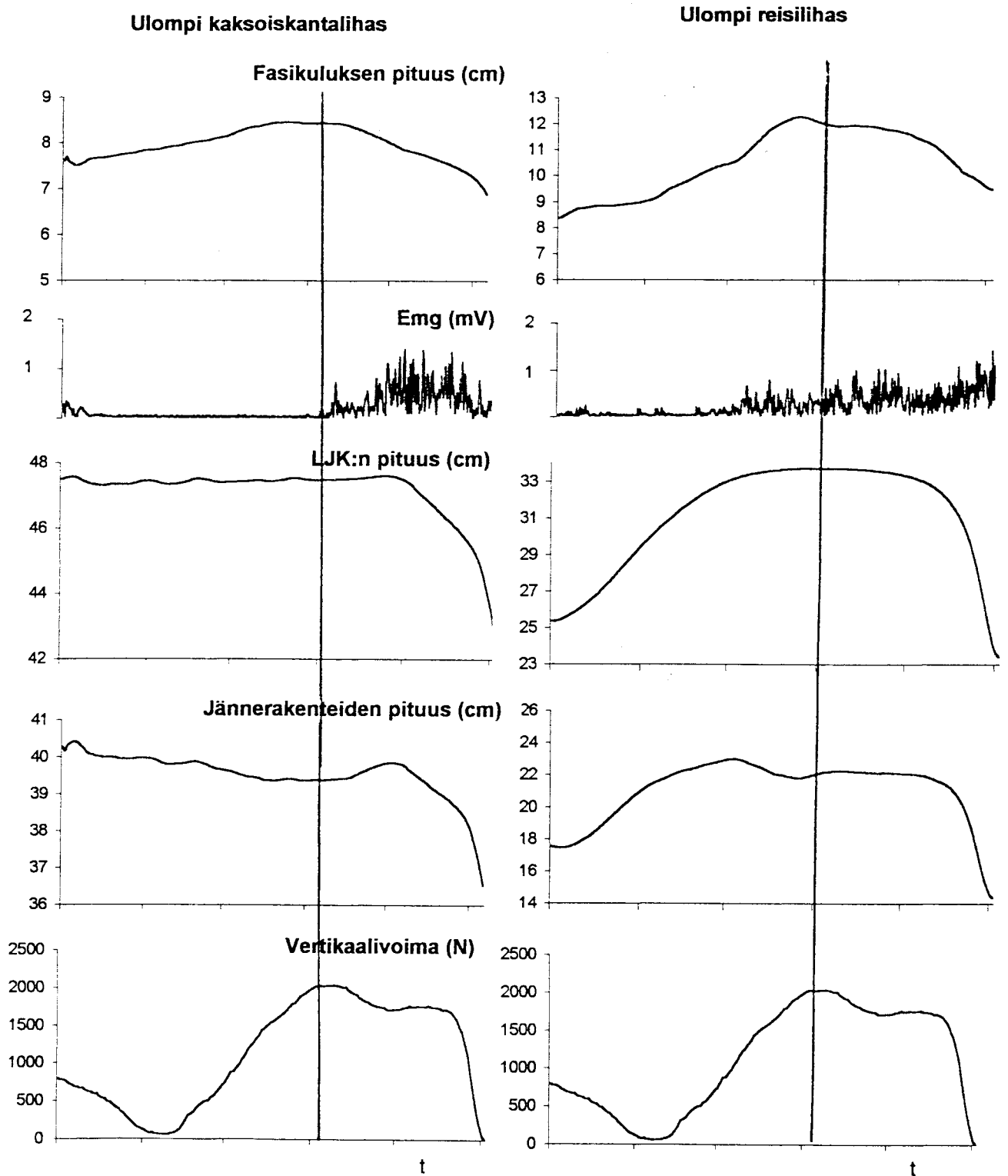
Sen sijaan hypyssä kevennyksellä molemmilla koehenkilöillä ulompi reisilihas toimi venymis-lyhenemissyklissä sekä lihas-jännekompleksin, että fasikuluksen tasolla. Ulomman kaksoiskantalihaksen lihas-jännekompleksi ei juurikaan venynyt polvinivelen koukistuessa, mutta fasikulustasolla kuitenkin molemmilla koehenkilöillä tapahtui pieni venytys. Jännerakenteet lyhenivät ensin hieman, mutta venyivät sitten alkupituuttaan pidemmiksi ja lyhenivät uudelleen nopeasti. Jännerakenteiden lyheneminen ajoittui samaan aikaan kevennysvaiheen kanssa, jolloin myös polvi- ja nilkkamomenteissa näkyi selvä lasku. Saman aikaisesti lihasaktiivitasot olivat alhaiset. Kuvassa 27 on esimerkkinä koehenkilö JT:n fasikuluksen, lihas-jännekompleksin, jännerakenteiden toiminta sekä lihasaktiivisuudet lihaksittain ja vertikaalivoima hypyssä kevennyksellä.

Hyppy ilman kevennystä koehenkilöllä PM



KUVA 26. Koehenkilö PM:n fasikuluksen, lihas-jännekompleksin, jännerakenteiden toiminta, lihasaktiivisuudet ja vertikaalivoima hyppysä ilman kevennystä. Vaaka-akselilla on aika, jossa poikkiviivojen väli on 50 ms. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun.

Hyppy kevennyksellä koehenkilöllä JT



KUVA 27. Koehenkilö JT:n fasikuluksen, lihas-jännekompleksin, jännerakenteiden toiminta sekä lihasaktiivisuudet ja vertikaalivoima hyppysä kevennyksellä lihaksittain. Vaaka-akselilla on aika, jossa poikkiviivojen väli on 150 ms. Pystyviiva osoittaa massakeskipisteen nollanopeuden. Käyrät loppuvat kontaktin loppuun.

10 POHDINTA

10.1 Päätulokset

Tavanomainen tapa tutkia alaraajojen lihasten toimintaa ja tehoa on käyttää erilaisia ponnistuksia (mm. Komi & Bosco 1978; Horita 2000, Finni 2001). Tässä tutkimuksessa tutkittiin sekä ulomman reisilihaksen että ulomman kaksoiskantalihaksen toimintaa muuntelemalla törmäysnopeutta, intensiteettiä, ponnistustekniikkaa ja ponnistusalustaa. Tutkimuksessa eriteltiin supistuvan ja elastisen komponentin toiminta ultraäänitekniikan avulla. Poiketen suuresta osasta aiempia in vivo tutkimuksia (mm. Finni ym. 2001b, Fukunaga ym. 2001), tässä tutkimuksessa suoritukset olivat maksimaalisia lukuun ottamatta submaksimaalisia hyppelyjä.

10.1.1 Hyppy ilman kevennystä ja hyppy kevennyksellä

Hyppy ilman kevennystä ja hyppy kevennyksellä toimivat tässä tutkimuksessa fasikuluksen pituusmäärityksen suhteen lähinnä kontrollisuorituksina, sillä näitä kahta hyppytapaa on jo aiemmin tutkittu ultraäänitekniikan avulla (mm. Finni 2001 ym. c,d,e; Kurokawa ym. 2001).

Fasikuluksen toiminta osoittautui samanlaiseksi kuin aiemmissä tutkimuksissa (Finni ym. 2001 c,d,e; Kurokawa ym. 2001). Jännerakenteet venyivät huomattavasti jo hypyssä ilman kevennystä, vaikka lihas-jännekompleksi lyheni koko suorituksen ajan molemmissa lihaksissa molemmilla koehenkilöillä.

Mielenkiintoista oli jännerakenteiden lyheneminen hypyssä kevennyksellä etenkin ulommassa kaksoiskantalihaksessa molemmilla koehenkilöillä kevennysvaiheen aikana. Vastaavaa ei ole aiemmin raportoitu. Tämä saattaa olla looginen seuraus janteen voima-pituus -ominaisuuksista (mm. Woo 1981; Simonsen ym. 1988).

Kevennysvaiheessa nilkkamomentti laskee, jolloin jänne alkaa lyhetä. Koska saman aikaisesti polvinivelen koukistuminen aiheuttaa sen, että lihas-jännekompleksin pituuden on säilyttävä suhteellisen vakiona, korvaa lähes passiivinen lihas janteen

lyhenemisen venymällä saman verran. Jänteen lyhenemisen edellytyksenä on se, että jännevoima todella pienenee kevennysvaiheessa. Kun tarkastelee Finnin (2001, esim. s.43) mittaamia akillesjännevoimia hypyssä kevennyksellä, niin joillakin koehenkilöillä todellakin on nähtävissä akillesjännevoiman pieneneminen kevennysvaiheessa.

10.1.2 Pudotuskorkeuden vaikutukset hyppykorkeuteen

Alaraajojen lihaksille kohdistuivat suurimmat kuormitukset pudotushypyissä, joissa maksimaalinen vertikaalivoima kohosi pudotuskorkeuden noustessa. 80 cm:n korkeudelta pudotettaessa maksimaalinen vertikaalivoima oli noin 12-13 kertaa koehenkilön massan suuruinen ja massakeskipisteen vertikaalinopeus törmäyshetkellä lähes 4 m/s. Kimmoisalla alustalla sekä massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktin alussa että maksimaalinen vertikaalivoima kontaktin aikana olivat molemmilla koehenkilöillä hieman suurempia samoilla pudotuskorkeuksilta kuin kovalla alustalla. Tämä saattaa johtua, siitä että koehenkilöt ovat korokkeelta kovalle alustalle pudottautuessaan jarruttaneet hieman eli koukistaneet polviaan ennen irrottautumistaan, jolloin todellinen pudotuskorkeus on jäänyt hieman matalammaksi. Myös hyppykorkeus (hyppykorkeudella tarkoitetaan tässä yhteydessä massakeskipisteen nousukorkeutta pudotushypyn seurauksena) oli kimmolisalla alustalla hieman parempi molemmilla koehenkilöillä.

Maksimaalisen vertikaalivoiman ja kontaktista irtoamisvaiheen vertikaalinopeuden välillä löytyi tilastollisesti merkitsevä yhteys ($p < .05$). Kontaktista irtoamisvaiheen vertikaalinopeus määrittää hyppykorkeuden. Koehenkilöt pystyivät siis hyödyntämään korkeampien kuormitusten aiheuttaman jarrutusvaiheen suuremman venytyksen hyvin työntövaiheessa. Molemmilla koehenkilöillä hyppykorkeus kuitenkin heikeni korkeimmalta, 80 cm, pudotuskorkeudelta pudottauduttaessa kovalle alustalle, verrattuna 60 cm:n pudotuskorkeuteen. Hyppykorkeuden kannalta koehenkilöille optimaalinen pudotuskorkeus näytti siis olevan 60 cm. Vastaavanlaisen ilmiön seurauksena ehdottivat Komi ja Bosco (1978) jokaiselle löytyvän optimaalisen pudotuskorkeuden, jolla ponnistuskorkeus on huipussaan.

10.1.3 Ulomman reisilihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa

Ulompi reisilihas on yhden nivelen ylittävä lihas ja sen lihas-jännekompleksin pituusmuutokset ovatkin suorassa yhteydessä polvikulman muutokseen. Koehenkilöiden JT ja PM välillä havaittiin eroja ulomman reisilihaksen toiminnassa erilaisissa ponnistuksissa. Erot johtunevat lähinnä henkilökohtaisista tekniikkaeroista, jotka ovat pudotushypyille tyypillisiä (mm. Bobbert 1990).

Ulomman reisilihaksen esiaktiivisuus oli huomattavaa molemmilla koehenkilöillä. Esiaktiivisuus lisääntyi pääsääntöisesti pudotuskorkeutta nostettaessa, mikä aiheutti vastaavasti lihasjäykkyyden lisääntymisen. Esiaktiivisuuden pudotushypyissä huomasivat ensimmäisenä Melvill-Jones & Watt (1971). Aura ja Komi (1987) ovat aemmin todenneet myös esiaktiivisuuden lisääntyvän pudotuskorkeutta nostettaessa. Esiaktiivisuudella on tärkeä merkitys paitsi kontaktin alun jäykkyyden lisääjänä, myös venytysrefleksille tärkeän tausta-aktiivisuuden lisääjänä (mm. Dyhre-Poulsen ym. 1991, Horita ym. 2000).

Ylemmillä pudotuskorkeuksilla (60 ja 80 cm), joilla esiaktiivisuus korkea, fasikulus venyi vain hieman kontaktin aikana. Fasikulusen venyminen erosi huomattavasti lihas-jännekompleksin pituusmuutoksesta, joka säilyi lähes muuttumattomana eri pudotuskorkeuksilla. Lihas-jännekompleksin suuri venytys selittyikin jännerakenteiden huomattavalla venymällä. Jännerakenteiden venymä korreloikin tilastollisesti merkitsevästi polvimomentin kanssa molemmilla koehenkilöillä ($p < .01$). Nämä tulokset osoittivat jäykän supistuvan komponentin ja jännerakenteiden elastisen energian varastoitumisen ja uudelleen vapautumisen olleen olennaisia tekijöitä ponnistuksissa, joilla saavutettiin suurimmat hyppykorkeudet.

Koehenkilöllä JT näytti olevan erilainen ponnistustekniikka pudotuskorkeudesta riippuen. Pudotushypyssä 40 cm:n korkeudelta fasikulus venyi saman suuntaisesti kuin koko lihas-jännekompleksi. Tällä pudotuskorkeudella myös esiaktiivisuus sekä eksentrisen vaiheen aktiivisuus olivat ulommassa reisilihaksessa huomattavasti matalammalla tasolla kuin ylemmillä pudotuskorkeuksilla Finni ym. (2001c) huomasivat vastaavanlaisia eroja fasikulusen ja lihas-jännekompleksin toiminnassa eri hyppytapojen välillä vertaillaessaan submaksimaalista pudotushyppyä ja

kevennyshyppyä kelkkaergometrillä, joissa polvinivelen liikkeen amplitudi säilyi samana.

Bobbert (1990) kritisoi optimaalisen pudotuskorkeuden olemassa oloa ja totesi pudotushyppytekniikan muuttuvan merkittävästi pudotuskorkeutta nostettaessa. Hänen mukaansa korkeammilla pudotuskorkeuksilla alaraajojen ojentajalihaksia koukistetaan enemmän, jolloin sekä nivelten liikelaajuus muuttuu ja kontaktiaika pitenee. Koska tässä tutkimuksessa eksentrisen vaiheen loppupituus ulomman reisilihaksen lihas-jännekompleksissa näytti säilyvän melko vakiona eri pudotuskorkeuksilla ja kontaktiaikakin oli pisin pudotushypyssä 40 cm:n korkeudelta koehenkilöllä JT, näyttäisi tämän tutkimuksen tulokset olevan ristiriidassa Bobbertin väitteiden kanssa. Muutokset näyttäisi tapahtuvan enemmänkin supistuvan komponentin jäykkyyden säätelyssä ja vastakkaiseen suuntaan kuin Bobbert väittää.

Horita ym. (2000) totesikin tekniikan, jossa kontaktin aikana tapahtuu vain pieni kevennys, olevan ponnistuskorkeuden kannalta tehokkaampi kuin suuremmalla kevennyksellä tehtävä pudotushyppy. Tämän tutkimuksen tulokset tukevat Horitan ym. (2000) tuloksia. Koska koehenkilö JT saavutti korkeimmat hyppykorkeutensa korkeimmilta pudotuskorkeuksilta, pudotushypyissä merkittäviä tekijöitä näyttävät olevan korkea esiaktiivisuus, jäykkä fasikulus ja tehokas janteen käyttö. Vastaavanlaisiin johtopäätöksiin päätyi myös Finni ym. (2001e) vertaillessaan eri hyppytapoja.

Koehenkilö PM:n tekniikka erosi hieman koehenkilöstä JT. Koehenkilö PM koukisti voimakkaasti polvia jo esiaktiivisuus vaiheen aikana, mikä näkyi myös fasikuluksen venymisenä. Pudotushypyssä 40 cm:n korkeudelta fasikulus ei venynyt enää lainkaan ja lihas-jännekompleksikin vain vähän kontaktin aikana. Vastaavanlaisesta supistuvan komponentin lyhenemisestä lihas-jännekompleksin pidentyessä ovat aiemmin raportoineet eläinkokeissa Roberts ym. (1997) ja Griffiths (1991). Korkeammiltakin pudotuskorkeuksilta fasikulus säilyi erittäin jäykkänä, mutta toimi kuitenkin venymis-lyhenemissyklin mukaisesti. Lihas-jännekompleksin eksentrisen vaiheen pituusmuutos korreloi maksimaalisen polvimomentin kanssa ($p < .05$) ja kun vielä muistetaan, että jännerakenteiden venymisen ja polvimomentin välillä oli selvä yhteys ($p < .01$), voidaan

jänteen hyväksi käytön todeta olleen erittäin merkittävässä asemassa kontaktin aikana koehenkilö PM:llä.

Korkea lihasaktiivisuus ennen kontaktia ja kontaktin jarrutusvaiheessa näkyi koehenkilö PM:llä selvästi myös fasikuluksen toiminnassa. Esiaktiivisuus korreloi negatiivisesti fasikuluksen pituuden kanssa koko lihas-jännekompleksin pisimmässä kohdassa. Lisäksi eksentrisen vaiheen Aemg korreloi negatiivisesti fasikuluksen eksentrisen vaiheen pituusmuutoksen kanssa. Korkea esiaktiivisuus näytti myös olevan suorassa yhteydessä hyppykorkeuteen ($p < .05$).

Yleensä molemmilla koehenkilöillä fasikulus aloitti lyhenemisen jo ennen lihas-jännekompleksin pisintä kohtaa. Tällä tavalla supistuvan komponentin lyhenemisellä edelleen tehostettiin jännerakenteiden venymistä. Kontaktin lopussa supistuvan komponentin lyheneminen olikin enää vain vähäistä ja jänteen nopea lyheneminen vastasi pääosin koko lihas-jännekompleksin lyhenemisestä. Finni ym. (2001e) totesivat fasikuluksen lyhenemisen alkavan ennen koko lihas-jännekompleksin lyhenemistä sekä pudotushypyssä, että hypyissä kevennyksellä. Myös Roberts ym. (1997) löysivät huomattavan fasikuluksen lyhenemisen jo kontaktin vaiheen alussa kalkkunoiden ylämäkijuoksussa lihas-jännekompleksin samanaikaisesti venyessä. Lou ym. (1999) osoittivat, että huomattava osa ulkoisesta työstä työntövaiheen lopussa tehdään jännerakenteiden lyhenemisellä lihaksen jo rentoutuessa. Useat tutkimukset ovat luonnollisen liikkeen aikana todenneet lihasaktivaation selvästi vähenevän työntövaiheen lopussa (mm. Komi ym. 1992, Fukashiro ym. 1995). Lyhentyessään supistuva komponentti venyttää jo ulkoisen voiman vaikutuksesta venyvää sarjamaista elastista komponenttia yhä pidemmäksi. Koska samanaikaisesti lihaksen jänteen kautta vipuvarsiin kohdistamat voimat ovat korkeimmillaan, varastoituu tässä vaiheessa paljon elastista energiaa jänteeseen, joka sitten vapautuu työntövaiheessa.

Taloudellisuuden kannalta supistuvan komponentin lyheneminen korkeilla voimatasoilla ei ole kannattavaa, mutta maksimaalisissa suorituksissa on aiemminkin todettu taloudellisuudesta jouduttavan tinkimään (mm. Finni ym. 2001b). Suorituksen tehon kannalta kontaktin vaiheen loppuosassa jänteen lyheneminen on kannattavampaa kuin supistuvan komponentin lyheneminen, jonka uskotaan edustavan poikkitaissiltojen maksimaalista kiinnittymissykliä (Barany 1967). Jännerakenteiden

lyheneminen venytyksen seurauksena mahdollistaa koko lihasjännekompleksin suuren lyhenemisnopeuden, joka voi ylittää supistuvan komponentin maksimaalisen lyhenemisnopeuden.

Tässä tutkimuksessa fasikuluksen maksimaalinen lyhenemisnopeus oli noin 55 cm/s, kun lihas-jännekompleksin tasolla päästiin yli 120 cm/s nopeuksiin ulommassa reisilihaksessa. Tämän tutkimuksen fasikuluksen maksimaaliset lyhenemisnopeudet ovat huomattavasti suurempia kuin aiemmissa in vivo tutkimuksissa (Finni ym. 2001e; Ichinose ym. 2000). Tässä tutkimuksessa suoritukset oli maksimaalisia, toisin kuin Finni ym. (2001e) tutkimuksessa, joten koko lihas-jännekompleksin lyhenemisnopeuskin oli parhaillaan kolminkertainen. Vastaavasti polvinivelen kulmanopeus työntövaiheessa oli parhaissa suorituksissa yli 430 astetta sekunnissa, kun esimerkiksi Ichinosen ym. (2000) tutkimat kulmanopeudet isokineettisellä polviergometrillä olivat maksimissaan vain 150 astetta sekunnissa. Lisäksi tässä tutkimuksessa koehenkilöt olivat teholajin urheilijoita, jotka ovat tottuneet nopeisiin ponnistuksiin. Heidän lihaksensa saattavat myös koostua nopeammista soluista kuin aiempien tutkimusten liikunnallisesti aktiivisten koehenkilöiden lihakset.

10.1.4 Ulomman kaksoiskantalihaksen toiminta erilaisissa ponnistuksissa

Ulompi kaksoiskantalihas ylittää sekä nilkka- että polvinivelen. Sen päätehtävä on nilkkanivelen plantaarifleksio, mutta se avustaa myös polvinivelen fleksiassa, joten sekä polven että nilkan liikkeet vaikuttavat kaksoiskantalihaksen lihas-jännekompleksin pituuteen.

Molemmilla koehenkilöillä nilkkamomentti seurasi muodoltaan melko tarkasti vertikaalivoimaa. Nilkan plantaarifleksoreiden suhteellinen kuormitus verrattuna polven ojentajalihaksiin kasvaa huomattavasti lyhyen kontaktiajan ponnistuksissa (Finni ym. 2001b; Fukashiro 1995). Tässä tutkimuksessa pudotushypyissä ja hyppeilyssä havaittiin nilkkamomentin amplitudin ylittävän lähes poikkeuksetta polvimomentin amplitudin kontaktin aikana. Farley ym. (1999) totesivat koko jalkasysteemin jäykkyyden olevan pääosin riippuvainen nilkkanivelen jäykkyyden säätelystä hyppeilyssä.

Molemmilla koehenkilöillä ulompi kaksoiskantalihas oli voimakkaasti aktiivinen jo ennen kontaktia. Fasikuluksen pituus oli yleensä sitä lyhyempi kontaktiin tulovaiheessa, mitä suurempi esiaktiivisuus oli. Tämä yhteys ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevä. Esiaktiivisuus kasvoi lähes lineaarisesti myös pudotuskorkeuden kasvaessa. Kontaktin aikana lihas-jännekompleksin venymä oli suorassa yhteydessä pudotuskorkeuteen. Sen sijaan molemmilla koehenkilöillä fasikulus säilyi varsin jäykkänä kontaktin aikana suurimmassa osassa ponnistuksista. Selvimpinä poikkeuksina pudotushyppy alimmilta korkeuksilta (40 cm), joissa fasikulus toimi selvästi venymislyhenemissyklin mukaisesti. Pudotushypyissä kovalla alustalla 80 cm:n korkeudelta, molemmilla koehenkilöillä oli havaittavissa selvä fasikuluksen venyminen kontaktin puolivälissä, jolloin nilkkamomentti oli korkeimmillaan.

Suorituksiin, joissa hyppykorkeus nousi korkeimmaksi, liittyivät molemmilla koehenkilöillä selvästi seuraavanlaiset ilmiöt. Korkealla esiaktiivisuudella saatiin supistuva komponentti jäykäksi ennen kontaktia. Kontaktin aikana fasikuluksen pituus ei muuttunut tai jopa lyheni, kun taas lihas-jännekompleksi venyi merkittävästi. Lihas-jännekompleksin venymisestä vastasi jännerakenteiden huomattava venyminen, joka korreloi molemmilla koehenkilöillä tilastollisesti merkitsevästi ($p < .01$) nilkkamomentin kanssa.

Submaksimaalisissa hyppelyissä, etenkin koehenkilö PM:llä oli havaittavissa erilainen tekniikka kuin maksimaalisissa pudotushypyissä. Kaksoiskantalihaksen esiaktiivisuus oli matalampi submaksimaalisissa suorituksissa. Sen sijaan eksentrisessä vaiheessa lihasaktiivisuustasot nousivat korkeammiksi kuin maksimaalisissa suorituksissa. Tämän saattoi aiheuttaa suurempi venytysrefleksi submaksimaalisessa tilanteessa. Myös Komi ja Gollhoferin (1997) aineiston mukaan leveässä kantalihaksessa suurin venytysrefleksi oli juuri submaksimaalisessa hyppelyssä. Maksimaalisissa pudotushypyissä, etenkin korkeilta pudotuskorkeuksilta, esiaktiivisuuden merkitys korostuu. Esiaktiivisuuden avulla saadaan supistuva komponentti pystytään pitämään jäykkänä huomattavasta nilkkamomentista ja lihas-jännekompleksin venytysnopeudesta huolimatta.

Fasikuluksen lyheneminen kontaktin aikana lihas-jännekompleksin venyessä on harvoin raportoitu ilmiö ihmisillä. Kirjallisuudesta kuitenkin löytyy vastaavanlaisia löydöksiä eläinkokeissa. Roberts ym. (1997) tutkivat leikkauksessa lihakseen kiinnitetyn

sonomikrometrin avulla kalkkunan ulompaa kaksoiskantalihasta juoksun aikana. Tulos oli samankaltainen kuin tässä tutkimuksessa. Supistuva komponentti ei venynyt juuri lainkaan kontaktin aikana, vaan pysyi lähes isometrisenä. Tutkijat totesivatkin jännerakenteiden tekevän suurimman osan työstä tasavauhtisessa juoksussa. Juostaessa ylämäkeen supistuva komponentti lyheni huomattavasti koko kontaktin ajan, jota tutkijat perustelivat sillä, että jänne pystyy palauttamaan vain siihen venyessä varastoituneen energian lyhenemisvaiheessa. Ylämäkijuoksussa kehon massakeskipisteen nostamiseen vaadittava ylimääräinen työ on tehtävä lihasten lyhenemisen avulla.

Griffiths (1991) tutki niin ikään sonomikrometritekniikalla kissan sisempää kaksoiskantalihasta kävelyssä ja sekä samaa lihasta eristettynä. Kävelyn aikana supistuva komponentti ensin lyheni ja sitten pysyi lähes isometrisenä koko kontaktin aikana. Vastaavanlainen ilmiö saatiin myös eristetyllä lihaksella, kun lihas aktivoitiin sähköstimulaation avulla ja sitten sitä venytettiin eri nopeuksilla. Jännerakenteet venyivät, mutta lihassolut lyhenivät alemmilla venytysnopeuksilla.

Molemmat yllämainitut tutkimukset korostivat jännerakenteiden merkitystä energian varastojana ja palauttajana. Jänne venyessään korkeilla voimatasoilla ja suurilla venytysnopeuksilla suojelee lihasta vaurioilta (Griffiths 1991). Saman suuntaisia tuloksia on saatu ihmisillä kävelyssä (Fukunaga ym. 2001) ja submaksimaalisissa pudotushypyissä (Finni ym. 2001c). Näissä tutkimuksissa on fasikuluksen venyminen todettu erittäin vähäiseksi, vaikka samanaikaisesti lihas-jännekompleksi venyy huomattavasti.

Pudotushypyissä 80 cm:n korkeudelta fasikulus venyi molemmilla koehenkilöillä huomattavasti alkuvaiheen jäykkyyden jälkeen, mutta lyheni taas kontaktin lopussa. Supistuva komponentti antoi siis periksi venytysnopeuden ja lihakseen kohdistuneen kuormituksen kasvaessa riittävän suureksi. Supistuvan komponentin periksiantaminen näkyy myös selvänä nilkkamomentin ja vertikaalivoiman putoamisena lähes saman aikaisesti fasikuluksen venytyksen alkaessa.

Supistuvan komponentin periksiantaminen ulkoisten voimien ja venytysnopeuden noustessa riittävän suuriksi ei ole mikään uusi ilmiö. Flitney ja Hirst (1978) totesivat

poikkisiltojen antavan periksi venytettäessä eristettyä stimuloitua lihasta, mikä näkyy voimakäyrässä laskuna. Nichols ja Houk (1976) selittivät jäykkyysääteyteoriassa lihaksen jäykkyyttä säädeltävän venytyksen aikana venytysrefleksin ja golgin jänne-elimen vasteiden avulla. Kun jännevoimat nousevat riittävän suuriksi, golgin jänne-elimien inhibitio pienentää lihasaktivaatiotasoa aiheuttaen supistuvan komponentin periksiantamisen. (Nichols & Houk 1976.) Vastaavasti Komi ja Bosco (1978) arvelivat hyppykorkeuden heikkenemisen pudotushyppyissä riittävästi pudotuskorkeutta nostettaessa, johtuvan juuri golgin jänne-elimen inhibition lisääntymisestä. Inhibitio saadaan näkyviin refleksi komponenttien tarkalla analysoinnilla, jota ei tässä tutkimuksessa tehty. Fasikuluksen periksiantaminen kuitenkin näkyy käytetyn ultraäänimenetelmän ansiosta erittäin selvästi.

Venytysrefleksillä on arveltu oleva tärkeä merkitys lihasaktivaatiotason lisääjänä venymis-lyhenemissykli -tyyppisissä suorituksissa ja sitä onkin pidetty yhtenä tärkeimmistä syistä suorituksen konsentrisen vaiheen paranemiseen esivenytyksen seurauksena (mm. Komi & Gollhofer 1997; Dietz ym. 1979). Lihasspindelien aktivoituminen lihaksen venytyksen seurauksena saa aikaan venytysrefleksin. Tässä tutkimuksessa ulompi kaksoiskantalihas ei kuitenkaan juuri venynyt kontaktin aikana, joten venytysrefleksin merkitystä näissä suorituksissa voidaan epäillä. Vastaavanlaisia epäilyksiä venytysrefleksin merkityksestä kaksoiskantalihaksen toiminnassa luonnollisen liikkeen aikana ovat esittäneet aiemmin myös Griffiths (1991) sekä Herzog ja Leonard (2000). Venytysrefleksi vaatiikin aina spindelin venymisen. Herzog ja Leonard (2000) arvelivatkin, että yhden nivelen ylittävässä leveässä kantalihaksessa, jonka pituuden muutokset vastaavat selvemmin nilkkanivelen liikkeitä, saattaa venytysrefleksin merkitys olla suurempi kuin samanaikaisesti kaksoiskantalihaksessa.

10.1.5 Kimmoisan alustan vaikutus alaraajojen ojentajalihasten toimintaan

Merkittävimmät erot ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla tapahtuivat odotetusti polvinivelen liikelaajuudessa, mikä näkyi myös ulomman reisilihaksen lihas-jännekompleksin pituusmuutoksissa. Molemmilla koehenkilöillä polvimomentti oli suurempi ja ulomman reisilihaksen lihas-jännekompleksi venyi tilastollisesti merkittävästi ($p < .05$) enemmän ponnistuksissa kovalla alustalla. Aiemmat tutkimukset ovat vastaavasti raportoineet pienemmästä polvimomentista ja suppeammasta

polvinivelen liikeradasta kimmoisalla alustalla (mm. Arampatzis ym. 2001; Ferris & Farley 1997). Koska jännerakenteiden venyminen oli suorassa yhteydessä polvimomenttiin ($p < .01$), venyi elastinen komponentti kovalla alustalla enemmän. Polvinivelen liikeradan pienentämisen avulla pystytään lisäämään alaraajojen jäykkyyttä ja varastoimaan ponnistusalustaan enemmän elastista energiaa. Samalla polven ojentajalihasten tekemä työ ja teho kuitenkin vähenevät. (Arampatzis ym. 2001.)

Seurauksena pienemmästä pituuden muutoksesta sekä lihas-jännekompleksin venymisnopeus että lyhenemisnopeus olivat pienempiä kimmoisalla alustalla molemmilla koehenkilöillä. Vain polvinivelen ylittävänä lihaksena ulomman reisilihaksen toiminta on suorassa yhteydessä polvinivelen toimintaan. Polvinivelen kulmanopeus ja nivelmomentti olivat matalammat kimmoisalla alustalla, mikä näkyi myös matalampana tehona. Arampatzis ym. (2001) arvelivat, että kun polvinivelen liikerataa pienennetään riittävästi, jalkasysteemin jäykkyys kasvaa liian suureksi, jolloin alustaan varastoitunut energia ei enää pysty kompensoimaan vähentyneitä polven ojentajalihaksiston työtä. Tämän tutkimuksen pudotuskorkeuksilla ei kuitenkaan vielä saavutettu kimmoisalla alustalla hyppykorkeuden madaltumista.

Nilkkamomentti nousi kimmoisalla alustalla korkeammaksi kuin kovalla alustalla samoilla pudotuskorkeuksilla. Erot eivät olleet kuitenkaan tilastollisesti merkitseviä molemmilla koehenkilöillä. Farley ym. (1998) totesivat nilkan niveljäykkyyden kasvavan alustan jäykkyyden vähentyessä lähinnä nilkan liikeradan pienentyessä. Tutkijat eivät kuitenkaan pystyneet erittelemään jäykkyyden lisääntymisen syytä.

Tämän tutkimuksen perusteella lihas-jännekompleksissa on suurempi jäykkyys kimmoisalla alustalla. Fasikulustasolla ero näkyy selvimmin 80 cm:n pudotuskorkeudelta, missä supistuva komponentti antaa periksi kovalla alustalla, mutta ei kimmoisalla alustalla. Kimmoisalla alustalla ei tässä tutkimuksessa saavutettu pudotuskorkeutta, jossa olisi supistuva komponentti saatu antamaan periksi.

On mielenkiintoista, miksi supistuva komponentti antaa periksi kovalla, mutta ei kimmoisalla alustalla, vaikka nilkkamomentti nousee suuremmaksi kimmoisalla alustalla. Esiaktiivisuudet olivat samansuuruisia molemmilla koehenkilöillä alustasta riippumatta, joten kontrollistrategia ei näyttänyt olevan merkittävin tekijä. Ratkaiseva

tekijä näyttäisi olevan lihas-jännekompleksin venytysnopeus, joka oli suurempi kovalla alustalla 80 cm:n pudotuskorkeudella molemmilla koehenkilöillä. Supistuva komponentti säilyi jäykkänä kontaktin alussa molemmilla alustoilla, joten fasikulustasolla ei tällöin ole eroa venytysnopeudessa. Kuitenkin samanaikaisesti jännerakenteet venyivät nopeammin kovalla alustalla, mikä yhdessä nopean voimannousun kanssa saattoi aiheuttaa lihasaktiivisuuden laskemisen golgin jänne-elimien inhibition vaikutuksesta. Koehenkilö JT:n kohdalla eksentrisen vaiheen Aemg, jolloin inhibitio saattaisi näkyä, olikin kimmoisalla alustalla hieman suurempi.

Koska koehenkilö PM:n kohdalla ei kuitenkaan eksentrisen vaiheen lihasaktiivisuuksissakaan ollut eroja eri alustoilla, ei inhibitiokaan ole välttämättä erottava tekijä. Griffiths (1991) totesi tutkimuksessaan kissan eristetyllä kaksoiskantalihaksella, että supistuva komponentti alkoi venyä vasta korkeimmilla venytysnopeuksilla. Hän mukaansa korkeat venytysnopeudet vaativat lihassoluilta niin paljon suurempaa tehon tuottoa, että ne joutuvat antamaan periksi. Kovalla alustalla ponnistettaessa saattaakin yksinkertaisesti suurempi venytysnopeus nostaa venytysvaiheen tehon lihakselle liian suureksi. Venytysvoiman ja -nopeuden yhteisvaikutus lienee ratkaisevin tekijä supistuvan komponentin pettämiseen. Tämä ei kuitenkaan sulje pois golgin jänne-elimien inhibitiota.

10.2 Menetelmien tarkastelua

Videoanalyysi, voimalevyanturi ja emg-laitteisto ovat jo varsin vakiintuneita biomekaanisen tutkimuksen apuvälineitä. Sen sijaan ultraäänitekniikka fasikuluksen pituuden määrittämiseksi etenkin liikkeen aikana on varsin uusi menetelmä. Aiemmin lihaksen pituusmuutoksia on mitattu in vivo tilanteessa sonomikrometrillä (mm. Roberts ym. 1997; Griffiths 1991). Sonomikrometri vaatii kuitenkin leikkausoperaation ja menetelmää ei ole käytetty ihmisillä. Ultraäänitekniikalla voidaan fasikuluksen pituusmuutoksia mitata ihon pinnalta ja se on täten huomattavasti käytännöllisempi myös ihmistutkimuksessa.

10.2.1 Fasikuluksen pituuden määrittäminen

Ultra-äänitekniikan validiteettia on tutkittu vertailemalla vainajien fasikuluksen pituuksia ultraäänikuvasta ja suoraan mitattuna. Erot ovat olleet erittäin pieniä. (Narici ym. 1996; Kawakami ym. 1993.) Ultraääni mittausten toistettavuutta on fasikuluksen pituuden määrittämisessä tutkittu vertailemalla useampaan kertaan mitattua fasikuluksen pituutta samalta koehenkilöltä. Variaatiokertoimen on todettu olevan alle 6% (Narici ym. 1996; Fukunaga ym. 1996.) Tässä tutkimuksessa mittausvirheet pyrittiin minimoimaan digitoimalla fasikuluksen pituusmuutokset kahteen tai kolmeen kertaan joka suorituksen osalta. Mikäli aiemmin digitoidussa suorituksessa huomattiin virheitä, ne korjattiin.

Fasikuluksen pituuden mittaaminen ultraäänitekniikalla muuttuu vaikeammaksi, kun mittaus suoritetaan liikkeen aikana. Fasikulukset ovat monesti pidempiä kuin ultraäänianturi. Fasikulus ei tällöin mahdu koko suorituksen ajan kokonaan ultraäänikuvaan. Tällöin joudutaan osa fasikuluksen pituudesta arvioimaan. Arvioinnissa käytettiin tässä tutkimuksessa parallelogrammi-mallia (mm. Finni 2001). Fasikuluksen pituuden arvioinnista koituvaksi virheeksi on raportoitu keskimäärin 4% (Finni 2001). Virhe aiheutuu pääasiassa siitä, että malli olettaa fasikuluksen suoraksi koko pituudeltaan, mutta fasikuluksen on todettu tosiasiallisesti kaareutuvan hieman aponeuroosien välissä (Maganaris ym. 1998). Fasikuluksen kaarevuus kuitenkin vähenee jo pienenkin lihaksen aktivaation seurauksena (Finni 2001). Tässä tutkimuksessa fasikuluksen pituuden määrittäminen alkoi vasta 100 ms ennen kontaktia, jolloin esiaktiivisuus tavallisesti alkaa. Niinpä fasikulukset olivat pääasiassa varsin suoria suorituksen aikaisessa mittauksessa.

Joissakin suorituksissa saman fasikuluksen seuraaminen koko ponnistuksen ajan ei kuitenkaan onnistunut, koska ihon ja fasikuluksen välinen liike oli liian suuri. Tällöin oli pakko vaihtaa digitoitavaa fasikulusta. Aponeuroosin jäykkyys saattaa vaihdella saman aponeuroosin eri osissa, mikä luonnollisesti vaikuttaa myös fasikuluksen pituuteen (Maganaris & Paul 2000). Niinpä tämän virheen suuruutta on tässä yhteydessä mahdoton arvioida.

10.2.2 Jännerakenteiden pituuden määrittäminen

Jännerakenteiden pituuden määrittämisessä käytettiin tässä tutkimuksessa kinemaattista menetelmää (mm. Kurokawa ym. 2001; Finni & Komi 2001). Kinemaattisen menetelmän on todettu antavan huomattavasti suurempia suhteellisia jännerakenteiden venymiä kuin muiden mallien (Finni & Komi 2001). Kinemaattisessa menetelmässä jännerakenteiden pituus koostuukin ulkoisen jänteen lisäksi myös koko lihaksen pituudella etenevästä aponeuroosista, jonka on todettu olevan ulkoista jännettä venyvämpi (mm. Lieber ym. 2000; Maganaris & Paul 2000; Finni & Komi 2001). Tässä tutkimuksessa saatiinkin useiden senttimetrien suuruisia jänneiden venymiä molemmissa lihaksissa molemmilla koehenkilöillä.

10.2.3 Nivelmomentin määrittäminen

Nivelmomentit määritettiin Bellin ym. (2002) mallin mukaan. Tämä malli huomioi aikaisempia malleja tarkemmin voimien välittymisen nivelten välillä. Tässä tutkimuksessa voimat mitattiin voimalevyn kulmista summavoimana ja niinpä ei päästy määrittämään tarkasti jalkapohjan painekeskistettä. Painekeskisteen oletettiin säilyvän koko kontaktin ajan päkiän alla. Muutokset painekeskisteessä saattavat muuttaa myös nivelmomenttia (McCaw & Devita 1995). Mahdollisten virheiden tarkkaa suuruutta on vaikea arvioida, mutta tämän tutkimuksen kaltaista mallia on käytetty biomekaanisessa tutkimuksessa aikaisemminkin (mm. Fukashiro ym. 1993). Fukashiro ym. (1993) vertasi vastaavalla tavalla mitatun nivelmomentin avulla arvioitua akillesjännevoimaa suoraan jänteestä solkianturilla mitattuun voimaan ja sai korrelaatiokertoimiksi 0,95 hypyissä ilman kevennystä ja 0,99 hyppelyssä. Niinpä tämänkin tutkimuksen nivelmomenttien voidaan arvioida olevan vähintäänkin suuntaa antavia ja yhdessä vertikaalivoimakäyrien kanssa tulkittuna riittäviä kyseessä olleen ongelman tutkimisessa.

10.3 Jatkotutkimuksen aiheet

Tämä tutkimus herätti vielä useita lisäkysymyksiä alaraajojen lihasten toiminnasta erilaisissa ponnistuksissa. Jännevoimamittaukset saman aikaisesti ultraäänitekniikan

kanssa mahdollistaisi vielä tarkemman analysoinnin, jolloin päästäisiin liikkeen aikana vielä tarkemmin eristämään yksittäiset lihakset. Tässä tutkimuksessa lihasten voimantuottoa kuvattiin nivelmomentin avulla, joka ei kuitenkaan kerro tarkkaa ja välttämättä totuuden mukaista kuvaa lihaksen jänteeseen aiheuttamasta vetovoimasta. Yhdistämällä jännevoimamuuttujat ja fasikuluksen pituusmuuttujat päästäisiin laskemaan lisäksi supistuvan ja elastisen komponentin tekemä työ ja teho yksittäisissä lihaksissa.

Ultraäänitekniikassa tulisi jatkossa pyrkiä pääsemään eroon mallinnoista. Tämä vaatisi pidempien anturien kehittämistä, jolloin fasikulus pysyisi näkyvissä koko suorituksen ajan. Tällöin päästäisiin eroon spekulatioista menetelmän luotettavuuden suhteen. Toinen mahdollisuus on kuvata sama suoritus useammasta kohtaa lihasta, jolloin nähdään, toimiiko fasikulukset samalla tavalla lihaksen eri kohdissa. Niin ikään kuvannopeuden kasvattaminen alle 50 Hz:stä nopeammaksi olisi tekninen haaste, jolla päästäisiin selvempiin kuviin.

Telinevoimistelussa ja sen kaltaisissa lajeissa, joissa ponnistaminen tapahtuu kimmoisalla alustalla, tulisi seuraavana askeleena pyrkiä mittaamaan lihaksen toimintaa lajisuorituksen aikana. Tämänkertaisessa tutkimuksessa käytettiin pudotushyppyjä mahdollisimman lajinomaisina korvikkeina lajisuorituksesta, lähinnä teknisten tekijöiden helpottamiseksi ja kontrolloidumman mittausasetelman aikaansaamiseksi.

10.4 Yhteenveto ja johtopäätökset

Lihäs-jännekompleksin toiminta erosi huomattavasti fasikuluksen toiminnasta erilaisissa ponnistuksissa. Niinpä tulkinat supistuvan komponentin toiminnasta ainoastaan lihas-jännekompleksin pituusmuutoksia tutkimalla voivat olla harhaan johtavia.

Fasikuluksen toiminta venymis-lyhenemissyklin tapaisissa suorituksissa vaihteli eri lihasten välillä. Johtopäätöksiä yhden lihaksen perusteella ei voi yleistää kaikkia lihaksia koskeviksi. Tämän tutkimuksen ponnistuksissa, jotka tehtiin lyhyellä

kontaktiajalla, fasikulus toimi venymis-lyhenemissyklin mukaisesti ulommassa reisilihaksessa, mutta oli erittäin jäykkänä tai jopa lyheni pääosan kontaktivaiheesta ulommassa kaksoiskantalihaksessa. Vastaavanlaista supistuvan komponentin toimintaa on aiemmin löydetty eläinkokeissa kaksoiskantalihaksessa (mm. Roberts ym. 1997; Griffiths 1991).

Fasikuluksen toiminta vaihtelee myös hyppytapojen välillä ja lihasaktivaatiotasosta riippuen. Venymis-lyhenemissykli -tyylinen fasikuluksen toiminta oli tyypillistä molemmille koehenkilöille kevennyshypyssä sekä pudotushypyssä alimmalta pudotuskorkeudelta. Molemmissa tutkittavissa lihaksissa fasikuluksen jäykkyys pääasiassa lisääntyi pudotuskorkeutta nostettaessa.

Jännerakenteiden merkitys elastisen energian varastoimisessa oli huomattavaa. Tässä tutkimuksessa jännerakenteissa havaittiin useiden senttimetrien venymä supistuvan komponentin pituuden säilyessä lähes muuttumattomana. Samoissa suorituksissa voimatasot nousivat korkeimmiksi. Supistuvan komponentin lyheneminen alkoi yleensä ennen koko lihas-jännekompleksin lyhenemistä, mikä venytti jännerakenteita yhä pidemmäksi. Jännerakenteiden lyheneminen ja elastisen energian vapauttaminen kontaktin lopussa lisää lyhenemisnopeutta koko lihas-jännekompleksissa ja parantaa suorituksen tehoa.

Ponnistettaessa kimmoisalla alustalla, ulomman reisilihaksen ja samalla koko polvinivelen liikelaajuus, työ ja teho pienenevät. Kun saman aikaisesti nilkan niveljäykkyys lisääntyy, pystytään kimmoisaan alustaan varastoimaan elastista energiaa jarrutusvaiheessa, mikä käytetään hyväksi työntövaiheessa mahdollistaen suuremman hyppykorkeuden. Nilkan plantaarifleksoreiden kuormitus oli kimmoisalla alustalla suurempi kuin kovalla alustalla, huolimatta siitä venytysnopeus laski. Matalemmän venytysnopeuden seurauksena supistuva komponentti ei anna periksi vielä 80 cm:n pudotuskorkeudellakaan, kun taas kovan alustan päällä tapahtuu periksiantaminen. Myös golgin jänne-elimen inhibitio on kovalla alustalla mahdollinen.

Tähän tutkimukseen osallistui vain kaksi koehenkilöä ja heidänkin välillään oli yksilöllisiä eroja fasikulusten ja lihas-jännekompleksien toiminnassa erilaisissa ponnistuksissa. Erilaisilla kontrollistrategioilla ja hermolihasarjestelmän yksilöllisillä

ominaisuuksilla on oma vaikutuksensa alaraajojen lihasten toimintaan luonnollisessa liikkeessä. Tämän tutkimuksen tulokset voivat toimia lähinnä suuntaa antavina esimerkkitapauksina muihin kohdejoukkoihin sovellettaessa.

LÄHTEET

- Akima H., Kuno S., Fukunaga T & Katsuta S. 1995. Architectural properties and specific tension of human knee extensor and flexor muscles based on magnetic resonance imaging. *Japanese Journal of Physical Fitness and Medicine* 44, 267-278.
- Alexander R.M & Bennet-Clark H.C. 1977. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature* 265, 114-117.
- Arampatzis A., Bruegemann G-P. & Klapsing G.M. 2001. Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine & Science in Sports and Exercise* 33, 923-931.
- Asmussen E. & Bonde-Petersen F. 1974. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavia* 91, 385-392.
- Aura O. & Komi P.V. 1987. Coupling time in stretch-shortening cycle: influence on mechanical efficiency and elastic characteristics of leg extensor muscles. Teoksessa Jonsson B. (toim): *Biomechanics X-A*, Champaign, Human Kinetics Publishers, 507-511.
- Barany M. 1967. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *Journal of General Physiology* 50, 197-218.
- Belli A., Kyröläinen H. & Komi P.V. 2002. Lower limb joint moments and power in running. *International Journal of Sport Medicine* 23, 136-141.
- Bobbert M.F. 1990. Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Medicine* 9, 7-22.
- Bobbert M.F., Gerritsen K.G., Litjens M.C. & van Soest A.J. 1996. Why is counter movement jump height greater than squat jump height? *Medicine & Science in Sports and Exercise* 28, 1402-1412.
- Bobbert M.F., Huijting P.A. & van Ingen Schenau G.J. 1986a. A model of human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics* 19, 887-898.
- Butler D.L., Grood E.S., Noyes F.R. & Zernicke R.F. 1978. Biomechanics of ligament and tendons. *Exercise and Sport Science Reviews* 6, 125-181.
- Cavagna G.A., Saibene F.P. & Margaria R. 1965. Effect of negative work on the

- amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of Applied Physiology* 20, 157-158.
- Cavagna G.A., Dusman B. & Margaria R. 1968. Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology* 24, 21-32.
- Demster W.T. 1955. Space requirements of the seated operator (WADC-TR-55-159). Aerospace Medical Research Laboratory (NTIS No. AD-87892.).
- Dietz V., Schmidtbleicher D. & Noth J. 1979. Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of Neurophysiology* 42, 1212-1222.
- di Prampero P.E. 1985. Metabolic and circulatory limitations to Vo_2 max at the whole animal level. *Journal of Experimental Biology* 115, 319-332.
- Dyhre-Poulsen P., Simonsen E.B. & Voigt M. 1991. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *Journal of Physiology* 437, 287-304.
- Edman K.A. 1997. Force enhancement by stretch. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 389-415.
- Edman K.A., Elzinga G. & Noble M.I. 1978. Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology* 281, 139-155.
- Edman K.A. & Reggiani C. 1987. The sarcomere length-tension relation determined in short segments of intact muscle fibers of the frog. *Journal of Physiology* 385, 709-732.
- Elder G.C., Bradbury K. & Roberts R. 1982. Variability of fiber type distribution within human muscles. *Journal of Applied Physiology* 53, 1473-1480.
- Elliot D.H. 1965. Structure and function of mammalian tendon. *Biological Reviews* 40, 392-421.
- Ettema G.J. 1996a. Elastic and length-force characteristics of the gastrocnemius of the hopping mouse. *Journal of Experimental Biology*. 199 1277-1285.
- Ettema G.J. & Huijing P.A. 1989. Properties of tendinous structures and series elastic component in EDL muscle-tendon complex of the rat. *Journal of Biomechanics* 22, 1209-1215.
- Farley C.T., Houdijk H.H., Van Strien C. & Louie M. 1998. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology* 85, 1044-1055.

- Farley T. & Morgenroth D. 1999. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics* 32, 267-273.
- Fenn W.O. 1930. Frictional and kinetic factors in the work of sprint running. *American Journal of Physiology* 92, 582-611.
- Ferris D.P. & Farley C.T. 1997. Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology* 82, 15-22.
- Finni T. 2001. Muscle Mechanics During Human Movement Revealed by In Vivo Measurements of Tendon Force and Muscle Length. Jyväskylä University Printing House, Jyväskylä, Finland, 2001, 161 sivua.
- Finni T., Ikegawa S. & Komi P.V. 2001d. Concentric force enhancement during human movement. Teoksessa Finni T: Muscle Mechanics During Human Movement Revealed by In Vivo Measurements of Tendon Force and Muscle Length. Jyväskylä University Printing House, Jyväskylä, Finland, 2001.
- Finni T., Ikegawa S., Lepola V. & Komi P.V. 2001c. In vivo behavior of vastus lateralis muscle during dynamic performances. *European Journal of Sport Science* 1, 22 paragrafia.
- Finni, T Ikegawa S., Lepola V. & Komi P.V. 2001e. Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and stretch-shortening cycle exercises. Teoksessa Finni T: Muscle Mechanics During Human Movement Revealed by In Vivo Measurements of Tendon Force and Muscle Length. Jyväskylä University Printing House, Jyväskylä, Finland, 2001.
- Finni T. & Komi P.V. 2001. Two methods to estimate tendinous tissue elongation during human movement. Teoksessa Finni T: Muscle Mechanics During Human Movement Revealed by In Vivo Measurements of Tendon Force and Muscle Length. Jyväskylä University Printing House, Jyväskylä, Finland, 2001.
- Finni T. & Komi P.V. & Lepola V. 2001b. In vivo muscle mechanics during locomotion depend on movement amplitude and contraction intensity. *European Journal of Applied Physiology* 85, 170-176.
- Flitney F.V. & Hirst D.G. 1978. Cross-bridge detachment and sarcomere give during stretch of active frog's muscle. *Journal of Physiology* 276, 449-465.
- Fukashiro S, Komi P.V. Järvinen M & Miyashita M. 1993. Comparison between the directly measured achilles tendon force and the tendon force calculated from ankle joint moment during vertical jumps. *Clinical Biomechanics* 8, 25-30.
- Fukashiro S, Komi P.V. Järvinen M & Miyashita M. 1995. In vivo achilles tendon

- loading during jumping in humans. *European Journal of Applied Physiology* 71, 453-458.
- Fukunaga T., Ito M., Ichinose Y., Kuno S., Kawakami Y. & Fukashiro. 1996. Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *Journal of Applied Physiology* 813, 1430-1433.
- Fukunaga T., Kawakami Y., Kuno S., Funato K. & Fukashiro S. 1997b. Muscle architecture and function in humans. *Journal of biomechanics* 30, 457-463.
- Fukunaga T., Kubo K., Kawakami Y., Fukashiro S., Kanehisa H. & Maganaris C.N. 2001. In vivo behavior of human muscle tendon during walking. *Proceedings of Roy Soc Lond B* 268, 229-233.
- Gollnick P.D., Armstrong R.B., Saubert C.W., Piehl K. & Saltin B. 1972. Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *Journal of Applied Physiology* 33, 312-319.
- Gordon A.M., Huxley A.F. & Julian F.J. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology* 184, 170-192.
- Gregor R., Roy R., Whiting W., Hodgson J. & Edgerton V. 1988. Mechanical output of cat soleus during treadmill locomotion: in vivo vs in situ characteristics. *Journal of biomechanics* 21, 721-732.
- Grieve D.W., Gavanagh P.R. & Pheasant S. 1977. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. Teoksessa Asmussen E., Jorgensen K. (toim.) *Biomechanics VI-A*. University Park Press, Baltimore, 405-412.
- Griffiths R. 1991. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *Journal of Physiology* 436, 219-236.
- Harkness R.D. 1968. Mechanical properties of collagenous tissues. Teoksessa Gould B.S (toim.) *Treatise on Collagen*, Vol 2, Academic Press, London, Chapter 6.
- Hawkins D. & Hull M.L. 1990. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/ extension movements. *Journal of Biomechanics* 235, 487-494.
- Herzog W. & Leonard T.R. 2000. In vivo fibre mechanics and the role of series elasticity on the contractile properties of pennate muscle. Teoksessa Avela J., Komi P. & Komulainen J. (toim.) *Proceedings of the 5 th Annual Congress of the European College of Sport Science*, Gummerus, Jyväskylä, s. 52.
- Hermens H.J. & Freriks B. 1997. *Seniam*. Roessingh Research and Development. The

Netherlands.

- Hill A.V. 1938. The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proceedings of Roy Soc B* 137, 273-280.
- Hill, A. 1970. *First and last experiments in muscle mechanics*. Cambridge university press. London, Great Britain.
- Hof L.A., Geelen B.A. & Van den Berg J.W. 1983. Calf muscle moment, work, and efficiency in level walking; role of series elasticity. *Journal of Biomechanics* 167, 523-537.
- Hoffer J.A. & Andreassen S. 1981. Regulation of soleus muscle stiffness in preammillary cats: intrinsic and reflex components. *Journal of Neurophysiology* 45, 267-285.
- Hooley C.J., McCrum N. & Cohen R.E. 1980. The viscoelastic deformation of tendon. *Journal of Biomechanics* 13, 521-528.
- Horita T. 2000. *Stiffness regulation during stretch-shortening cycle exercise*. Jyväskylä University Printing House, Jyväskylä, Finland. 170 sivua.
- Horita T., Komi P.V., Nicol C. & Kyröläinen H. 2000. Interaction between prelanding activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. Teoksessa Horita T.(2000): *Stiffness regulation during stretch-shortening cycle exercise*. Jyväskylä University Printing House, Jyväskylä, Finland.
- Horita T., Komi P.V., Nicol C. & Kyröläinen H. 1996. Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex and muscle mechanical performance in the drop jump. *European Journal of Applied Physiology* 73, 393-403.
- Houk J.C., Crago P.E. & Rymer Z. 1979. Function of the spindle dynamic response in stiffness regulation –a predictive mechanism provided by non-linear feedback. Teoksessa Taylor A. & Prohazka A. (toim.) 1981. *Muscle receptors and movement: proceedings of the symposium held in Sherrington school of physiology*, St. Thomas hospital medical school, London, McMillan,
- Hoy M., Zajac F.E. & Gordon M.E. 1990. A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of Biomechanics* 232, 157-169.
- Huxley A.F. & Simmons R.M. 1971. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature* 233, 533-538.

- Huxley A.F. 2000. Cross-bridge action: present views, prospects, and unknowns. *Journal of biomechanics* 33, 1189-1195.
- Ichinose Y., Kawakami Y, Ito M, Kanehisa H. & Fukunaga T. 2000. In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during "isokinetic" action. *Journal of Applied Physiology* 88, 851-856.
- Ingen Schenau G.J.van., Bobbert M.F. & Haan A. de. 1997. Does elastic energy enhance work and efficiency in stretch shortening cycle? *Journal of Applied Biomechanics* 13, 289-315.
- Jewell B.R. & Wilkie D.R. 1958. An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle. *Journal of Physiology* 143, 515-540.
- Joyce C.G., Rack P.M. & Westbury D.R. 1969. The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. *Journal of Physiology* 204, 461-474.
- Jozsa L. & Kannus P. 1997. Human tendons. Anatomy, physiology and pathology. Champaign, Human Kinetics Publishers, 48-105.
- Kawakami Y., Abe T. & Fukunaga T. 1993. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrofied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology* 74, 2740-2744.
- Kilani H.A., Plamer S.S., Adrian M.J. & Gapsis J.J. 1989. Block of the stretch reflex of vastus lateralis during vertical jumps. *Human Movement Science* 8, 247-269.
- Komi P.V. 1973. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. Teoksessa Desmedt J.E. (toim.) *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Karger, Basel, 596-606.
- Komi P.V. 1984. Physiology and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening on force and speed. *Exercise and Sport Science Reviews* 12, 81-123.
- Komi P.V. 2000. Stretch shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 33, 1197-1206.
- Komi P.V., Belli A., Huttunen V., Bonnefoy R., Geysant A. & Lacour J.R. 1996. Optic fibre as transducer of tendomuscular forces. *European Journal of Applied Physiology* 72, 278-280.
- Komi P.V. & Bosco C. 1978. Utilization of elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine & Science in Sports and Exercise* 10, 261-265.

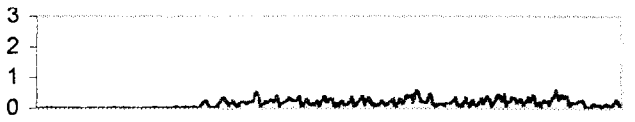
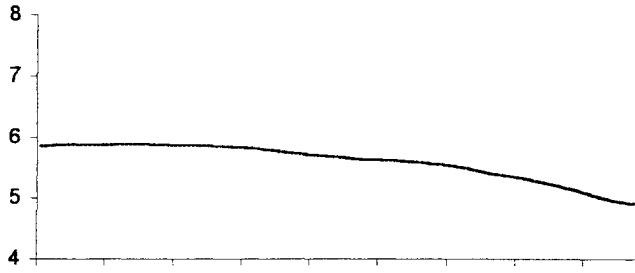
- Komi P., Fukashiro M. & Järvinen, M. 1992. Biomechanical loading of achilles tendon during normal locomotion. *Clinical sport medicine*. 11, 521-531.
- Komi P.V & Gollhofer A. 1997. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 451-460.
- Komi P.V., Salonen M., Järvinen M. & Kokko O. 1987. In vivo registration of Achilles tendon forces in man:I. Methodological development. *International Journal of Sports Medicine* 8, 3-8.
- Kurokawa S., Fukunaga T. & Fukashiro S. 2001. Behavior of fascicle and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *Journal of Applied Physiology* 90, 1349-1358.
- Kyröläinen H. & Komi P.V. 1995. Differences in mechanical efficiency between power- and endurance-trained athletes while jumping. *European Journal of Applied Physiology* 70, 36-44.
- Lee R.G. & Tatton W.G. 1982. Long latency reflexes to imposed displacements of human wrist. Dependence on duration of movement. *Experiments in Brain Research* 45, 207-216.
- Lieber R.L., Leonard M.E. & Brown-Maupin C.G. 2000. Effects of muscle contraction on the load-strain properties of frog aponeurosis and tendon. *Cells Tissues Organs* 166, 48-54.
- Lou F., Curtin N.A. & Woledge R.C. 1999. Elastic energy storage and release in white muscle from dogfish *Scyliorhinus canicula*. *Journal of Experimental Biology* 202, 135-142.
- Maganaris C.N., Baltzopoulos V. & Sargeant A.J. 1998. In vivo measurement of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *Journal of Physiology* 512, 603-614.
- Maganaris C.N. & Paul J.P. 2000. In vivo human tendinous tissue stretch upon maximum muscle force generation. *Journal of Biomechanics* 33, 1453-1459.
- McCaw S.T. & DeVita P. 1995. Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *Journal of Biomechanics* 28, 985-988.
- McMahon T.A. 1984. *Muscles, Reflexes and Locomotion*. Princeton University Press. New Jersey.
- McMahon T.A. & Greene P.R. 1979. The influence of track compliance on running. *Journal of Biomechanics* 12, 893-904.

- Meijer K., Grootenboer H.J. Koopman B.F. & Huijing P.A. 1997. Fully isometric length-force curves of rat muscle differ from those during and after concentric contractions. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 164-181.
- Melvill Jones G. & Watt D.G. 1971. Observations of the control of stepping and hopping movements in man. *Journal of Physiology* 219, 709-727.
- Morgan D.L, Proske U. & Warren D. 1978. Measurement of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *Journal of Physiology* 282, 253-261.
- Narici. M. 1999. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and application. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9, 97-103.
- Narici M., Binzoni T., Hiltbrand E., Fasel J., Terrier F. & Cerretelli P. 1996. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *Journal of Physiology* 496, 287-297.
- Nichols T.R. & Houk J.C. 1976. Improvement in linearity and regulation of stiffness that result from actions of stretch reflex. *Journal of Neurophysiology* 39, 199-142.
- Nicol C., Komi P.V. 1998. Significance of passively induced stretch reflexes on achilles tendon force enhancement. *Muscle and Nerve* 21, 1546-1548.
- Norman R.W. & Komi P.V. 1979. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavia* 106, 241-248.
- Ounjian M., Roy R.R., Eldred E., Garfinkel A., Payne J.R., Armstrong A., Toga A.W. & Edgerton V.R. 1991. Physiological and developmental implications of motor unit anatomy. *Journal of Neurobiology* 225, 547-559.
- Rack P.M.H. & Westbury D.R. 1974. The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *Journal of physiology* 240, 331-350.
- Roberts T.J., Marsh R.L., Weyand P.G. & Taylor C.R. 1997. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science* 275, 1113-1115.
- Simonsen E.B., Edgerton V.R. & Bojsen-Moller F. 1988. Energy restitution and power amplification in human plantaris tendons. Teoksessa de Groot G., Hollander A., Huijing P. & van Ingen Schenau G. (toim.) *Biomechanics XI-A*, Amsterdam, Free University Press, 31-37.
- Spector S.A., Gardiner P.F., Zernicke R.F., Roy R.R. & Edgerton V.R. 1980. Muscle architecture and force velocity characteristics of cat soleus and medial

- gastrocnemius; implications for motor control. *Journal of Neurophysiology* 44, 951-960.
- Spägle T., Kistner A. & Gollhofer A 1999. Modelling, simulation and optimization of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics* 32, 521-530.
- Trestik C.L. & Lieber R.L. 1993. Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *Journal of Biomechanical engineering* 115, 225-230.
- Voigt M., Dyhre-Poulsen P. & Simonsen E.B. 1998. Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta Physiologica Scandinavia* 163, 181-194.
- Walshe A.D., Wilson G.J. & Ettema G.J. 1998. Stretch-shortening cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *Journal of Applied Physiology* 84, 97-106.
- Wickiewicz T.L., Roy R.R., Powell P.L. & Edgerton V.R. 1983. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop Rel Res* 179, 275-283.
- Woittiez R.D., Rozendah R.H. & Huijing P.A. 1985. The functional significance of architecture of human triceps surae muscle. Teoksessa Winter D.A., Norman R.P., Wells R.P., Hayes K.C., Patla A.E. (toim) *Biomechanics IX-A. Human Kinetic Publishers; Champaign*, 21-25.
- Woo S. L-Y. 1981. The effects of exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *Journal of Biomechanical Engineering* 103, 51-56.

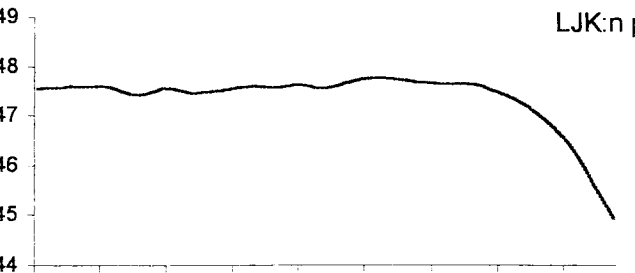
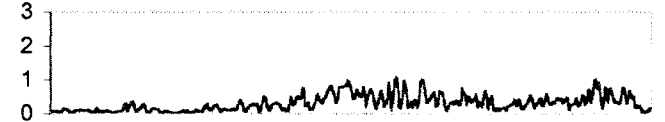
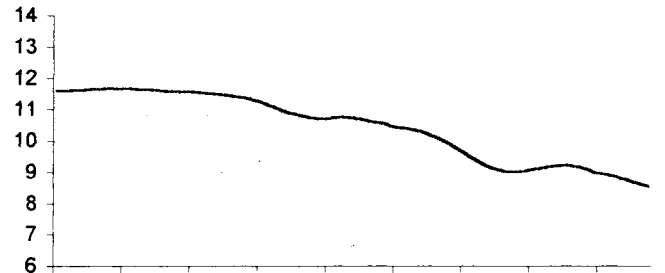
M. Gastrocnemius L.

Fasikuluksen pituus (cm)

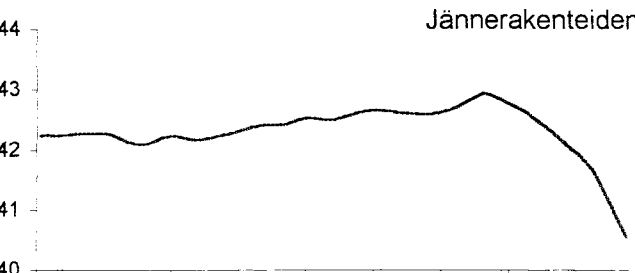
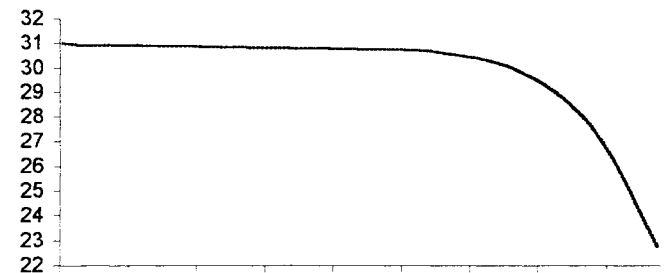


EMG (mV)

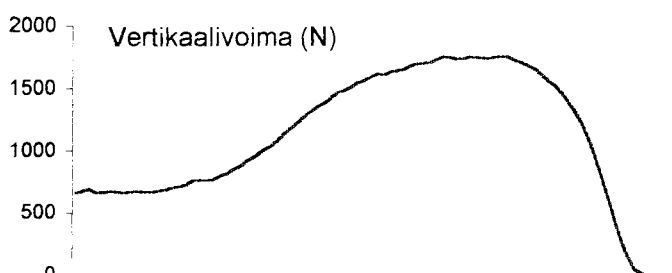
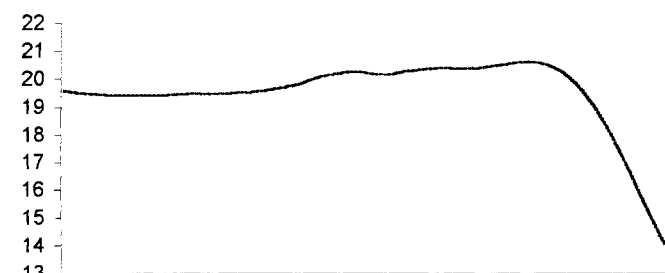
M. Vastus Lateralis



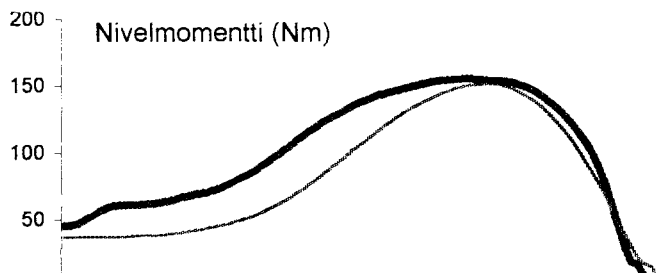
LJK:n pituus (cm)



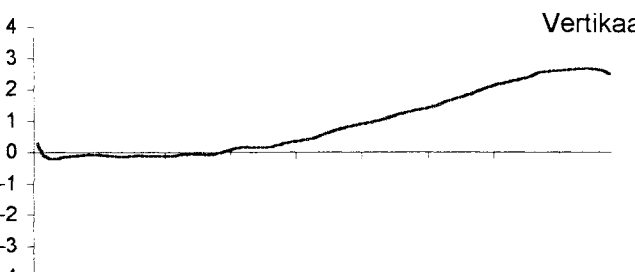
Jännerakenteiden pituus (cm)



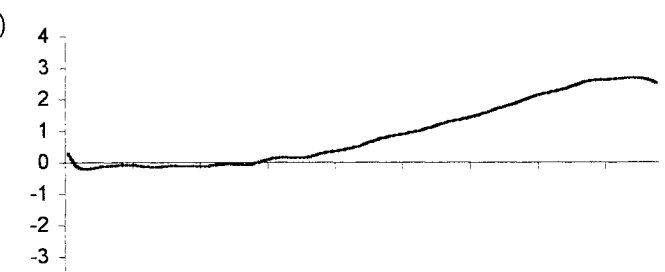
Vertikaalivoima (N)



Nivelmomentti (Nm)



Vertikaalivoima (m/s)

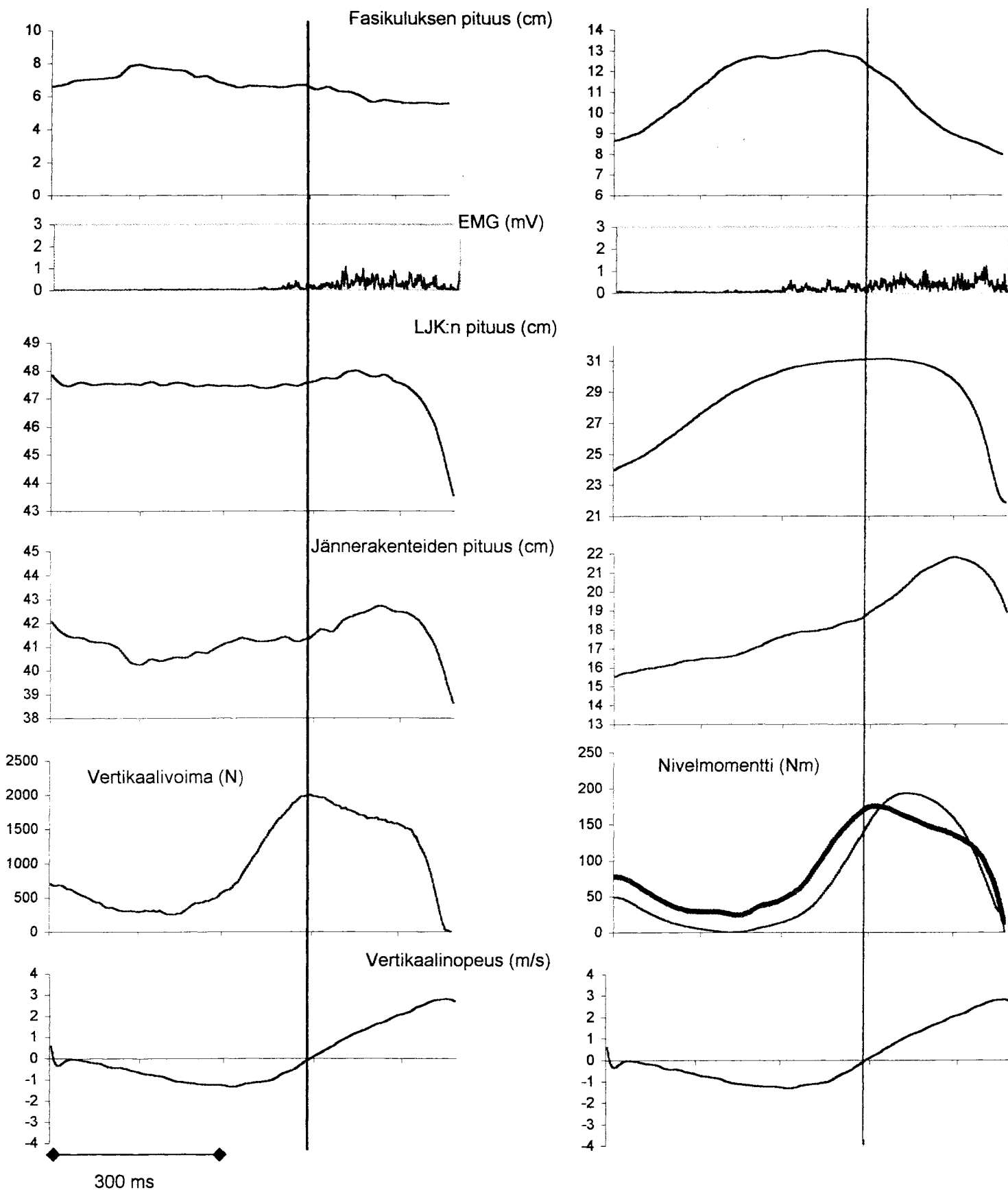


100 ms

Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n hyppy ilman kevennystä. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus.

M. Gastrocnemius L.

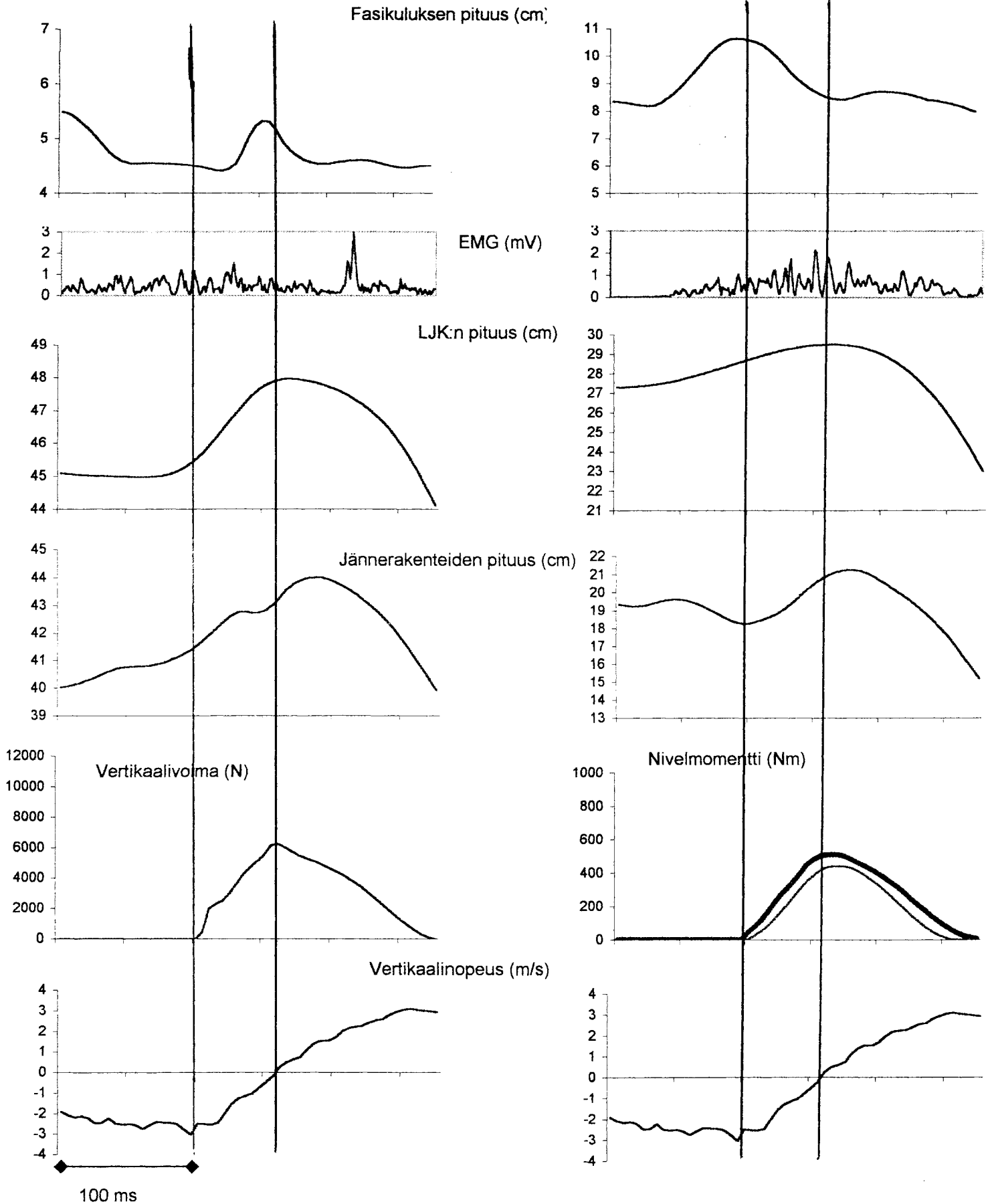
M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n hyppy kevennyksellä. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviiva näyttää massakeskipisteen 0-nopeuden.

M.Gastrocnemius L.

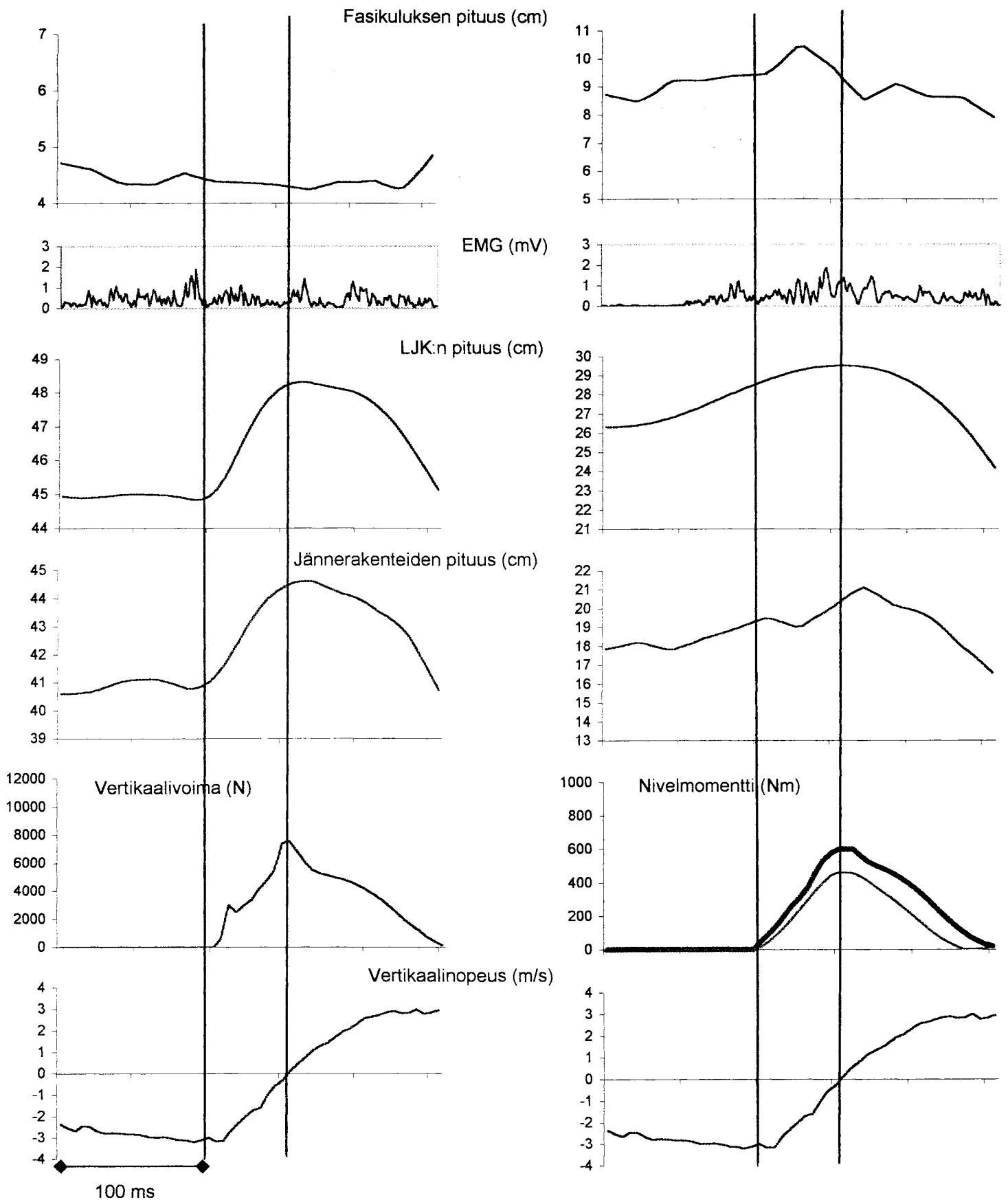
M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n pudotushyppy 40 cm:n korkeudelta. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik).

M. Gastrocnemius L.

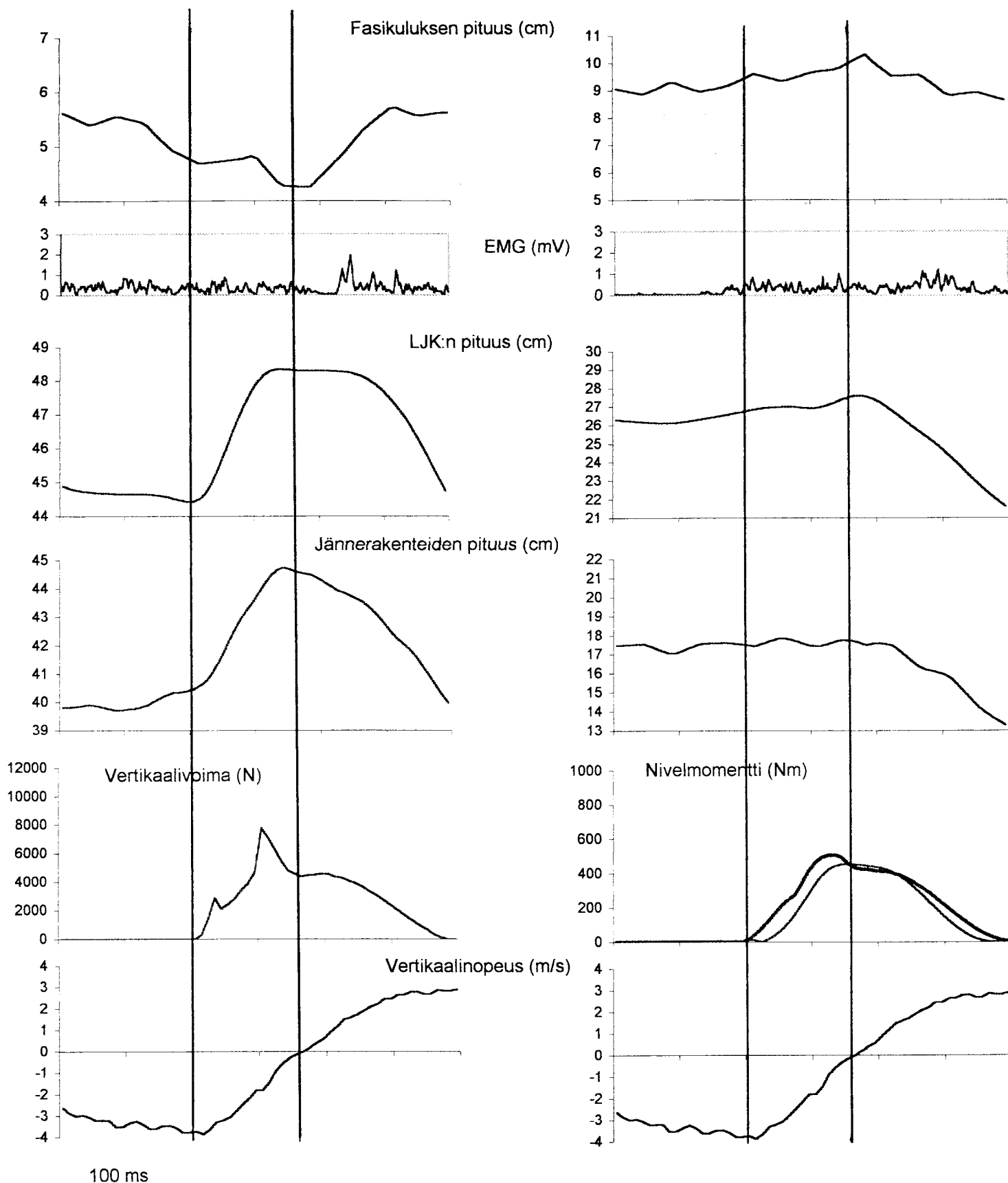
M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n pudotushyppy 60 cm:n korkeudelta. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik)

M. Gastrocnemius L.

M. Vastus Lateralis

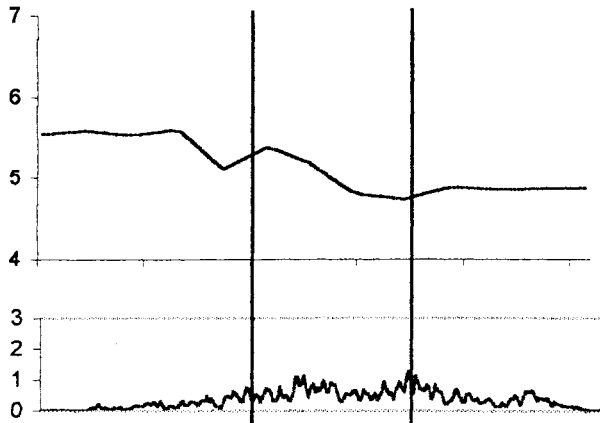


Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n pudotushyppy 80 cm:n korkeudelta . Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik)

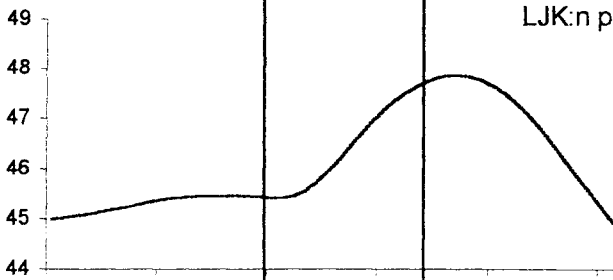
PM Hyppely kovalla alustalla

M. Gastrocnemius L.

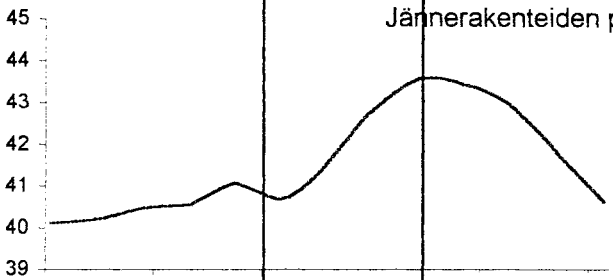
Fasikuluksen pituus (cm)



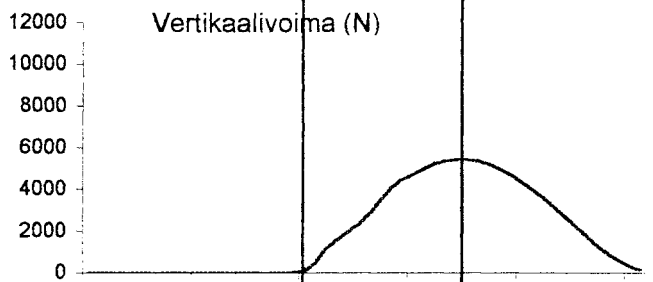
LJK:n pituus (cm)



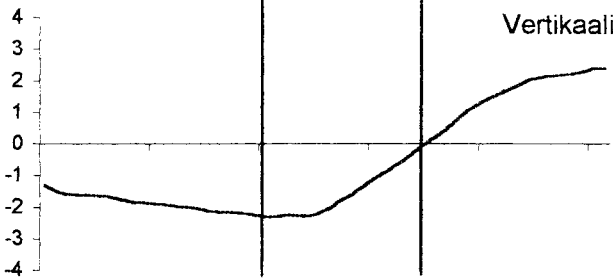
Jännerakenteiden pituus (cm)



Vertikaalivoima (N)

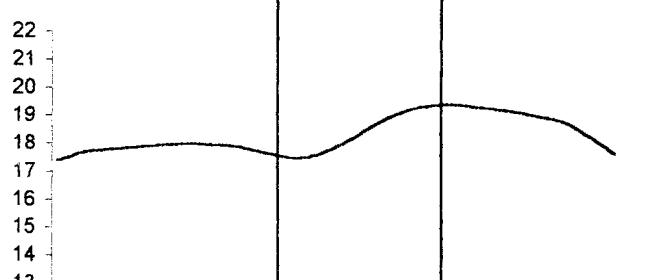
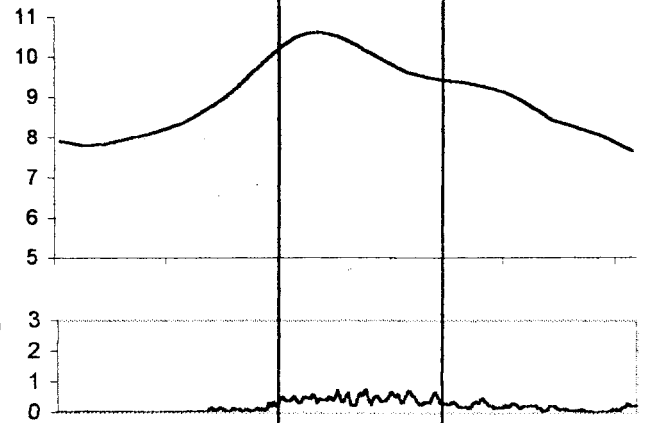


Vertikaalinopeus (m/s)

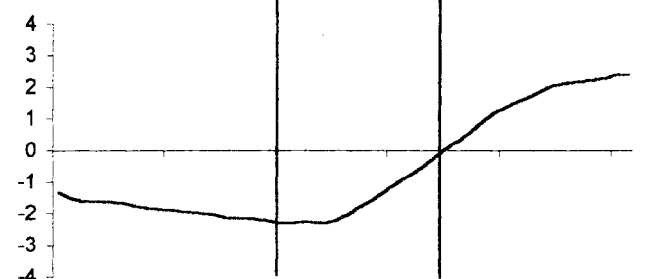
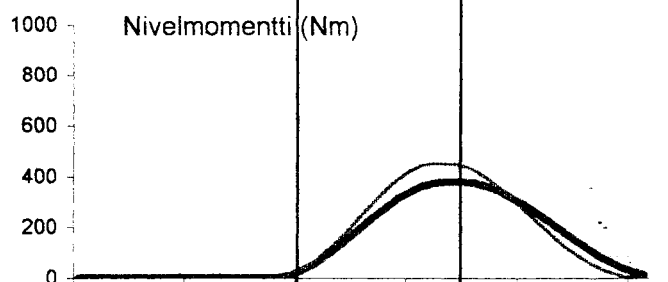


100 ms

M. Vastus Lateralis



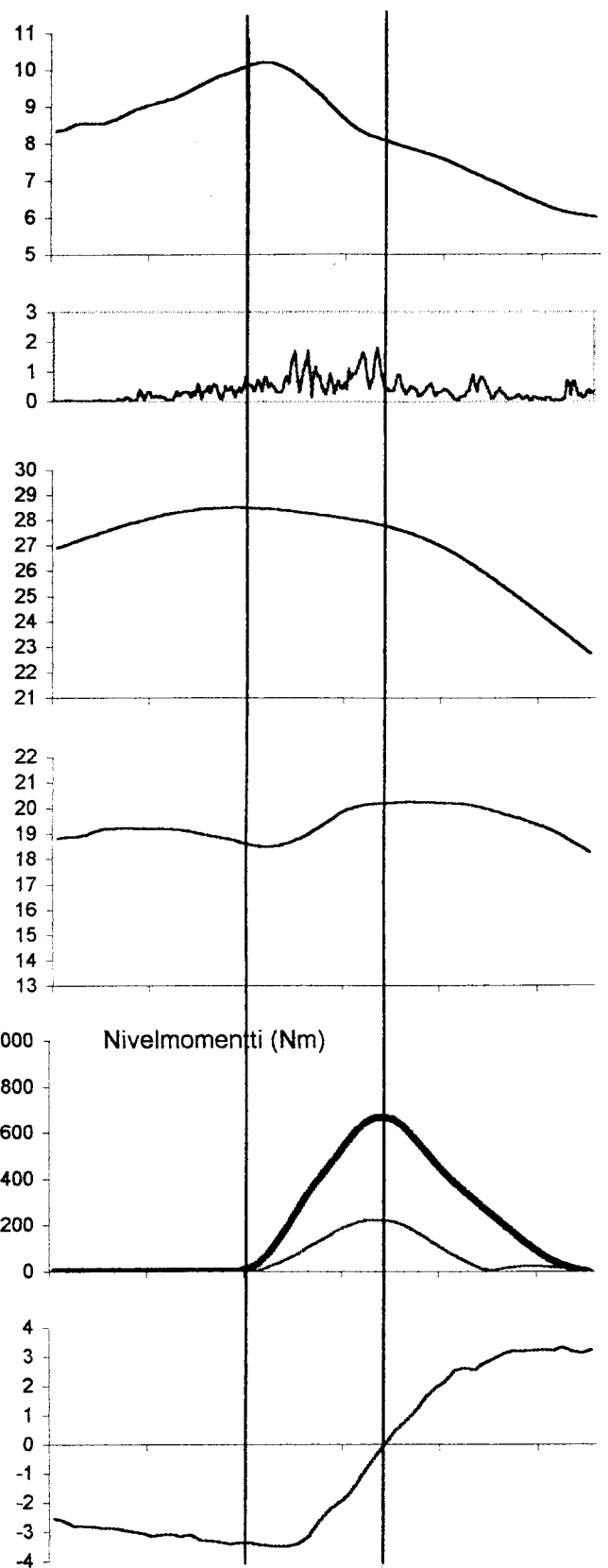
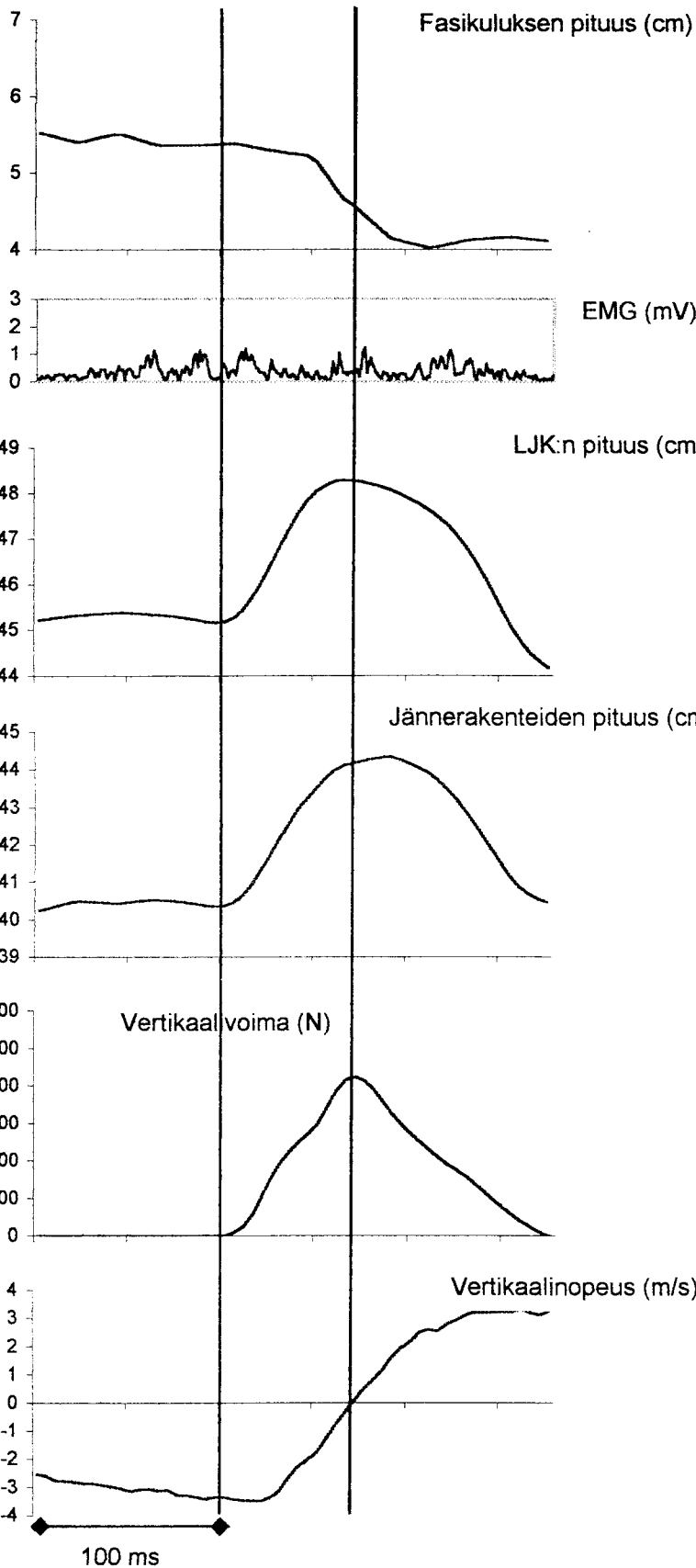
Nivelmomentti (Nm)



Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n submaksimaalinen hyppely. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik).

M.Gastrocnemius L.

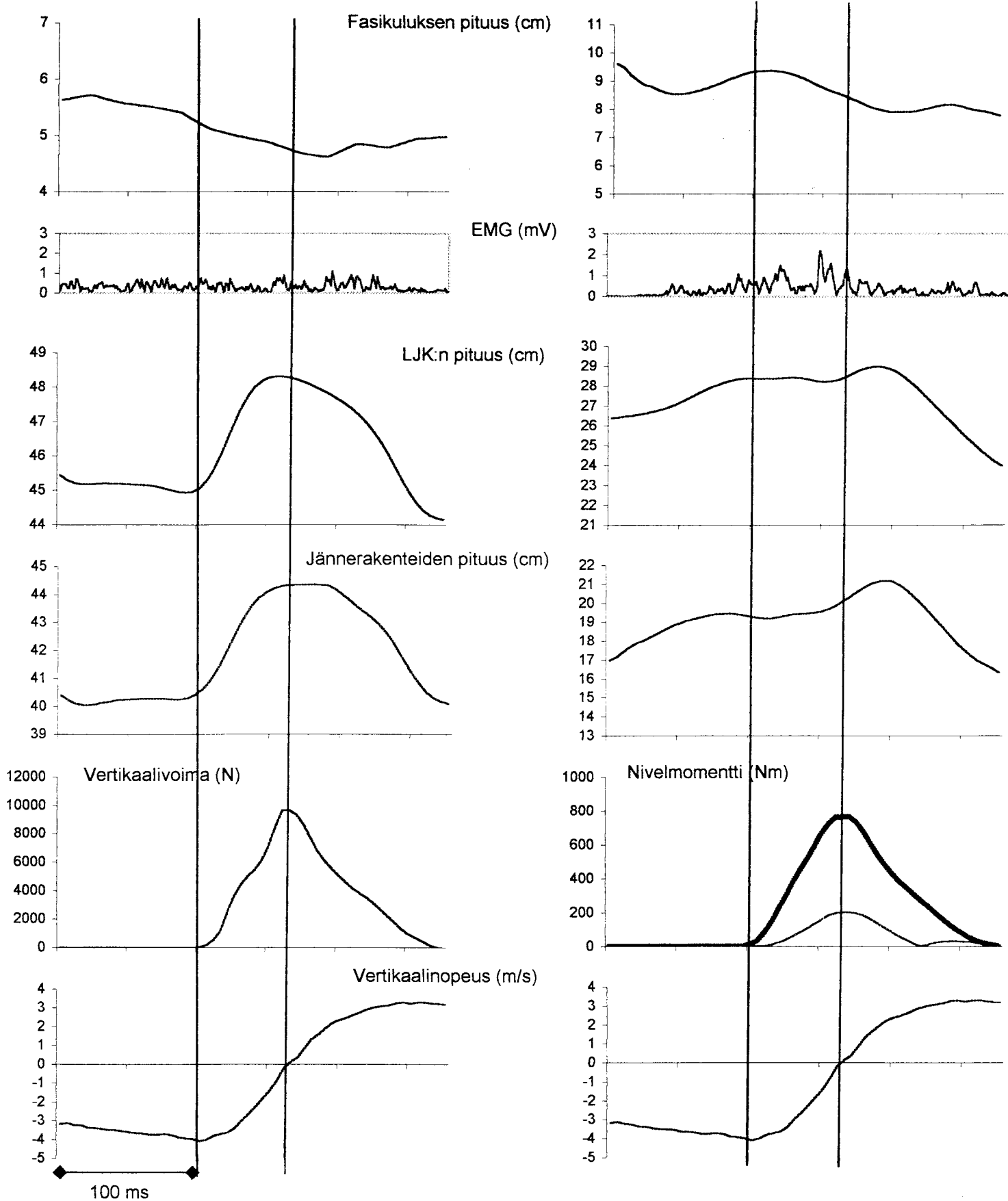
M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n pudotushyppy 60 cm:n korkeudelta kimmoisalla alustalla. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik)

M. Gastrocnemius L.

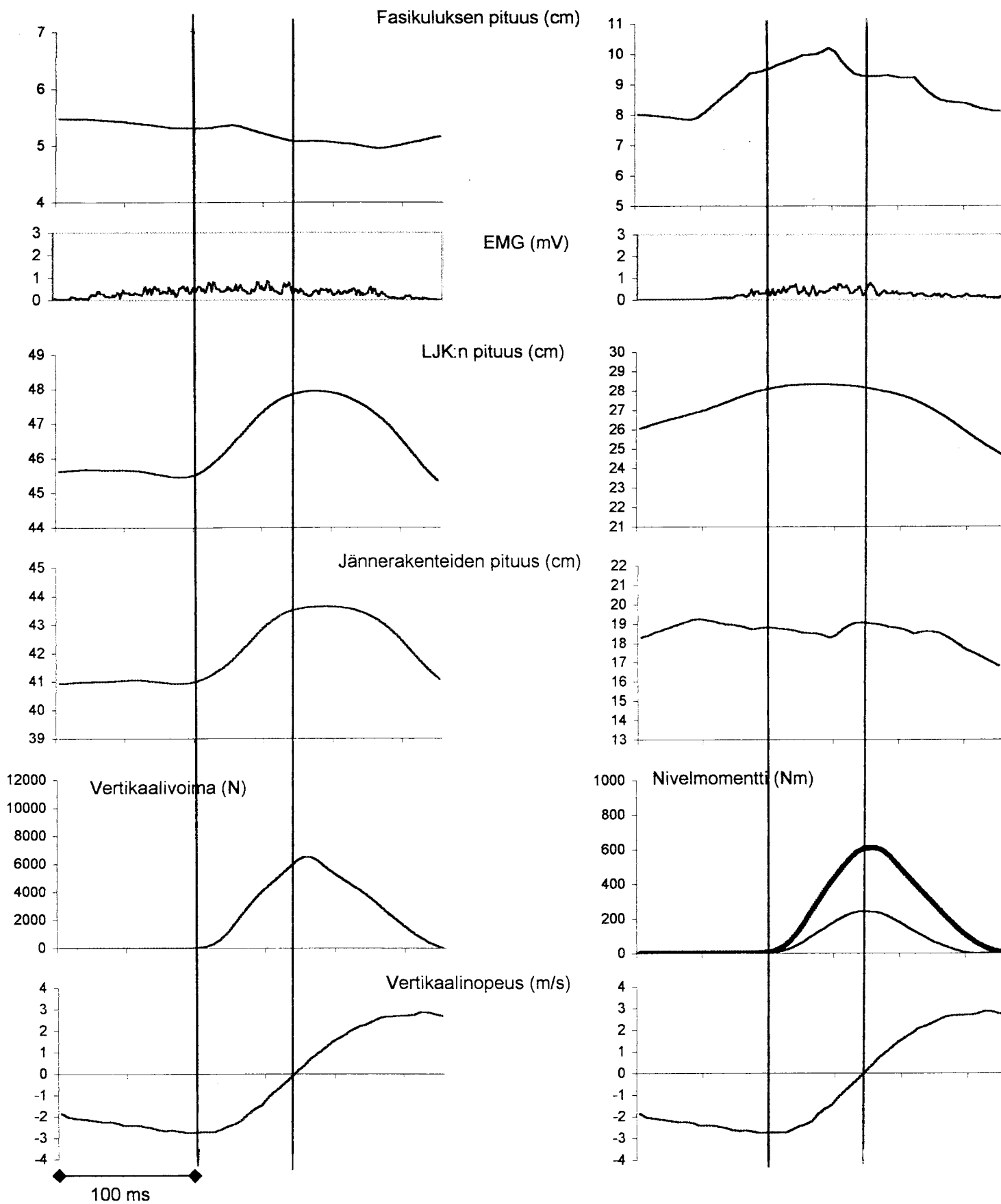
M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n pudotushyppy 80 cm:n korkeudelta kimmoisalla alustalla. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik)

M. Gastrocnemius L.

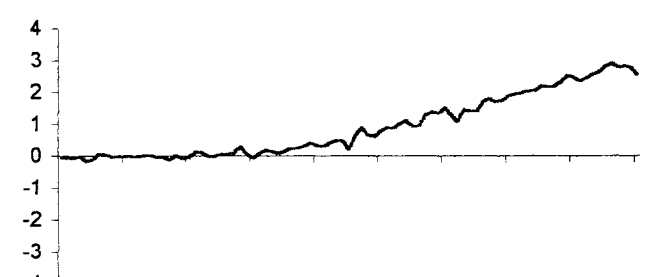
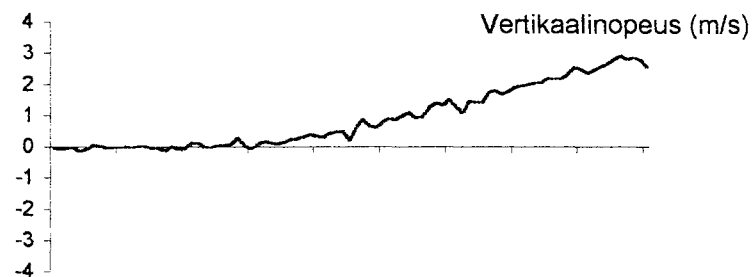
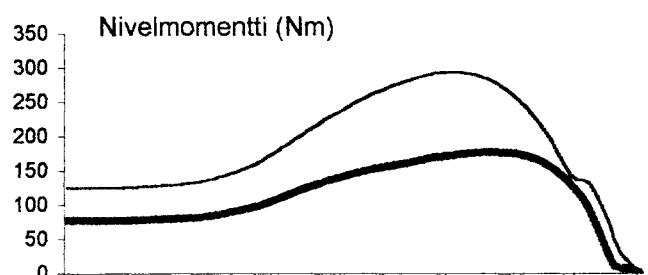
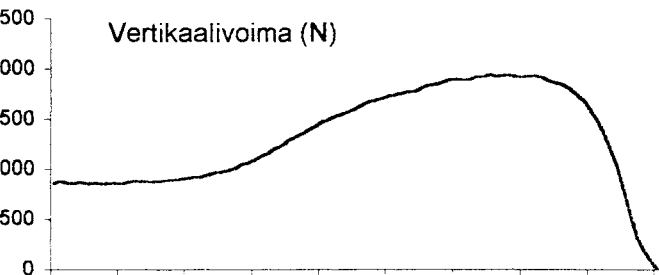
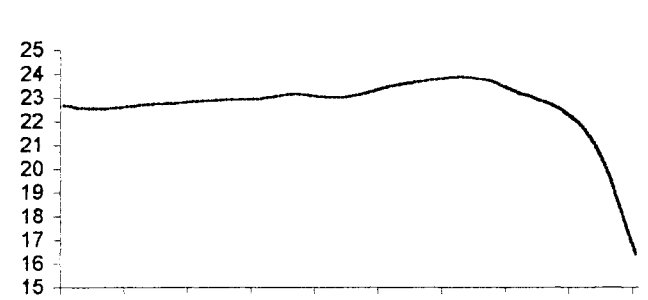
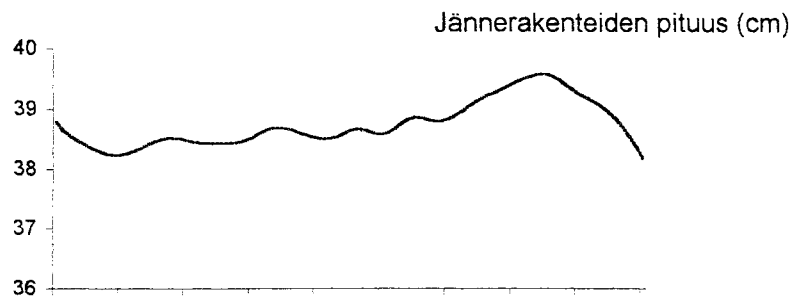
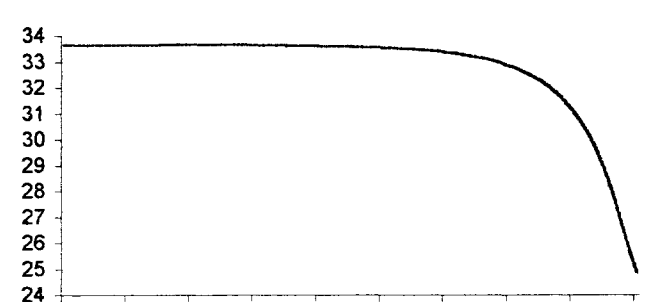
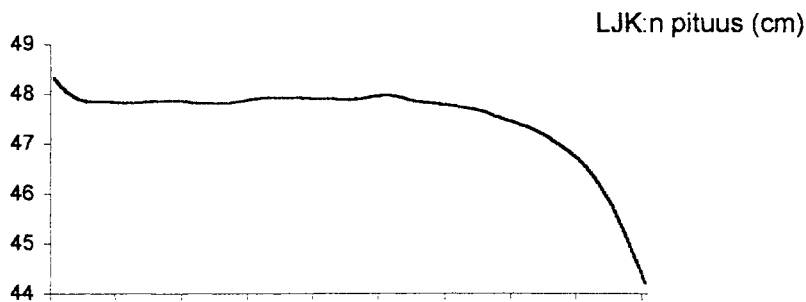
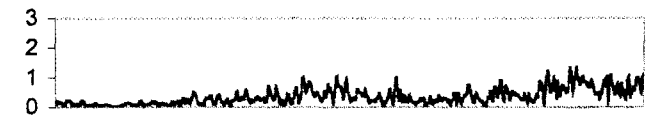
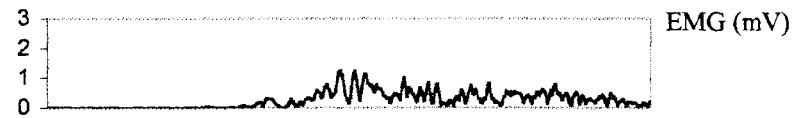
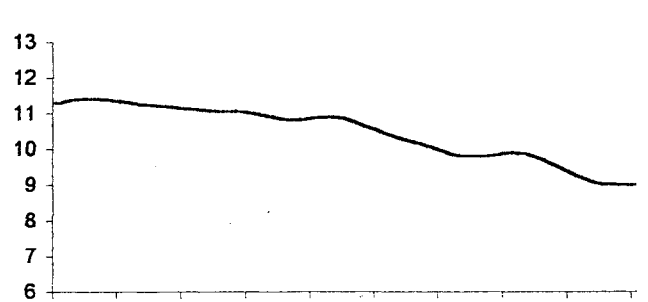
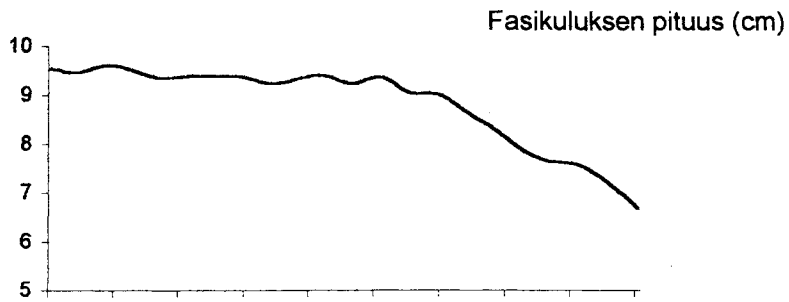
M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö PM:n submaksimaalinen hyppely kimmoisalla alustalla. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik).

M. Gastrocnemius L.

M. Vastus Lateralis

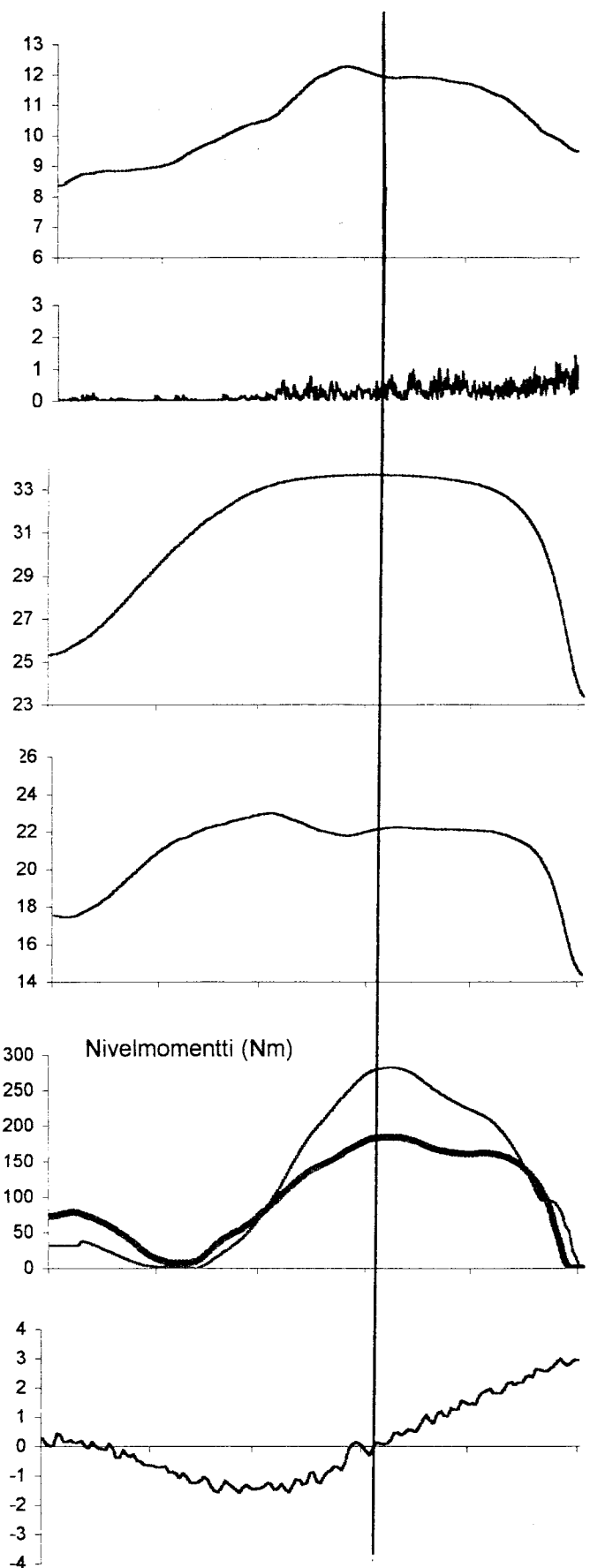
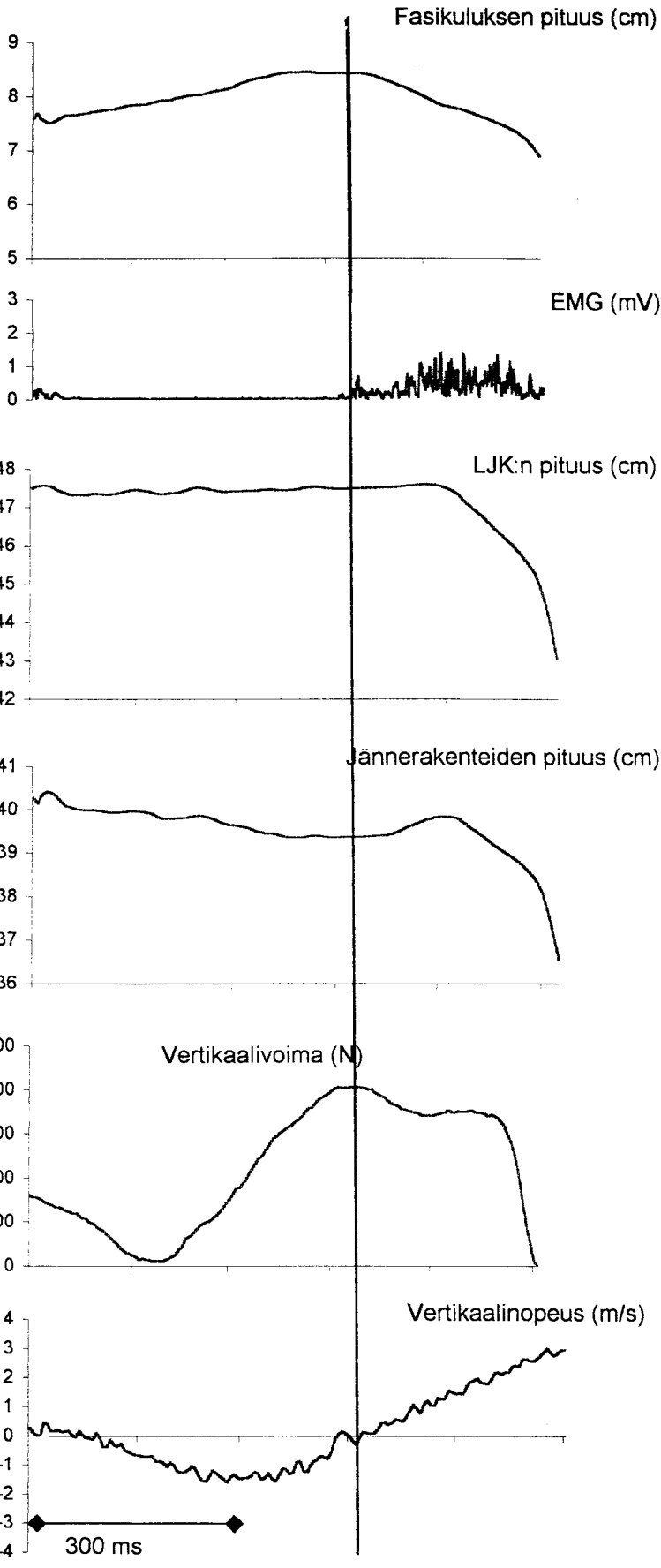


100 ms

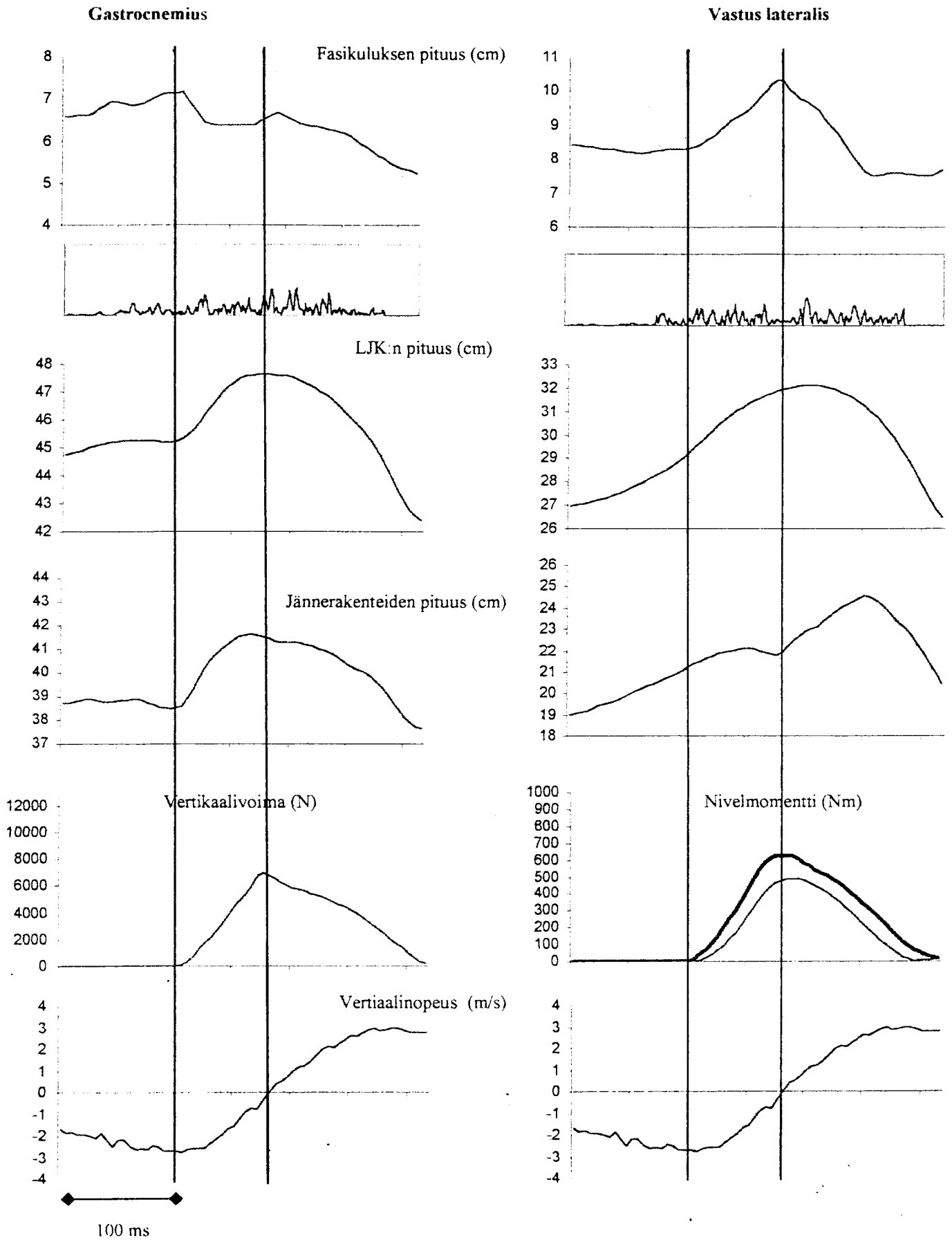
Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n hyppy ilman kevennystä. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus.

M. Gastrocnemius L.

M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n hyppy kevennyksellä. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviiva näyttää massakeskipisteen 0-nopeuden.

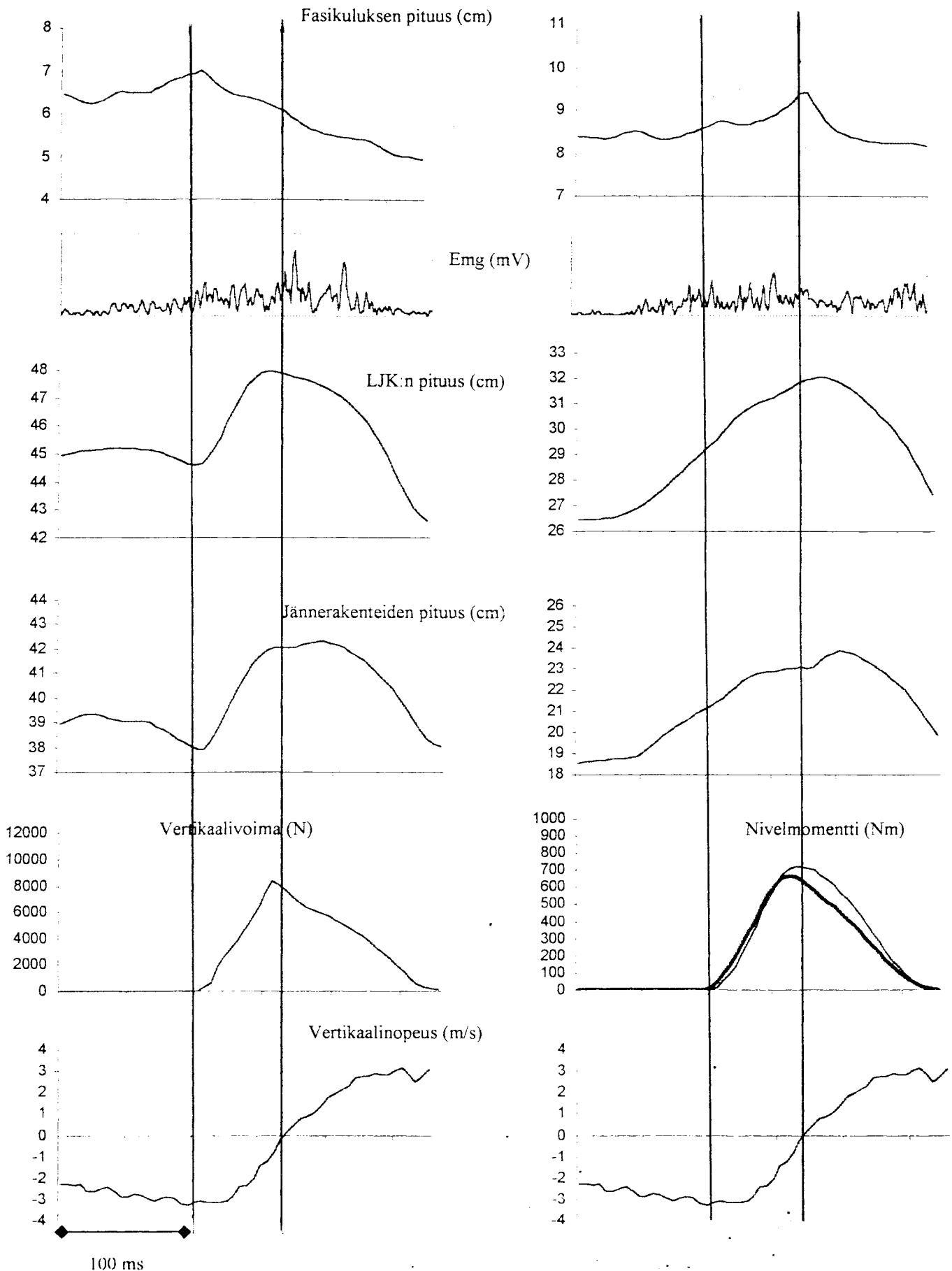


Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n pudotushyppy 40 cm:n korkeudelta. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik.).

JT DJ-60 Kovalla alustalla

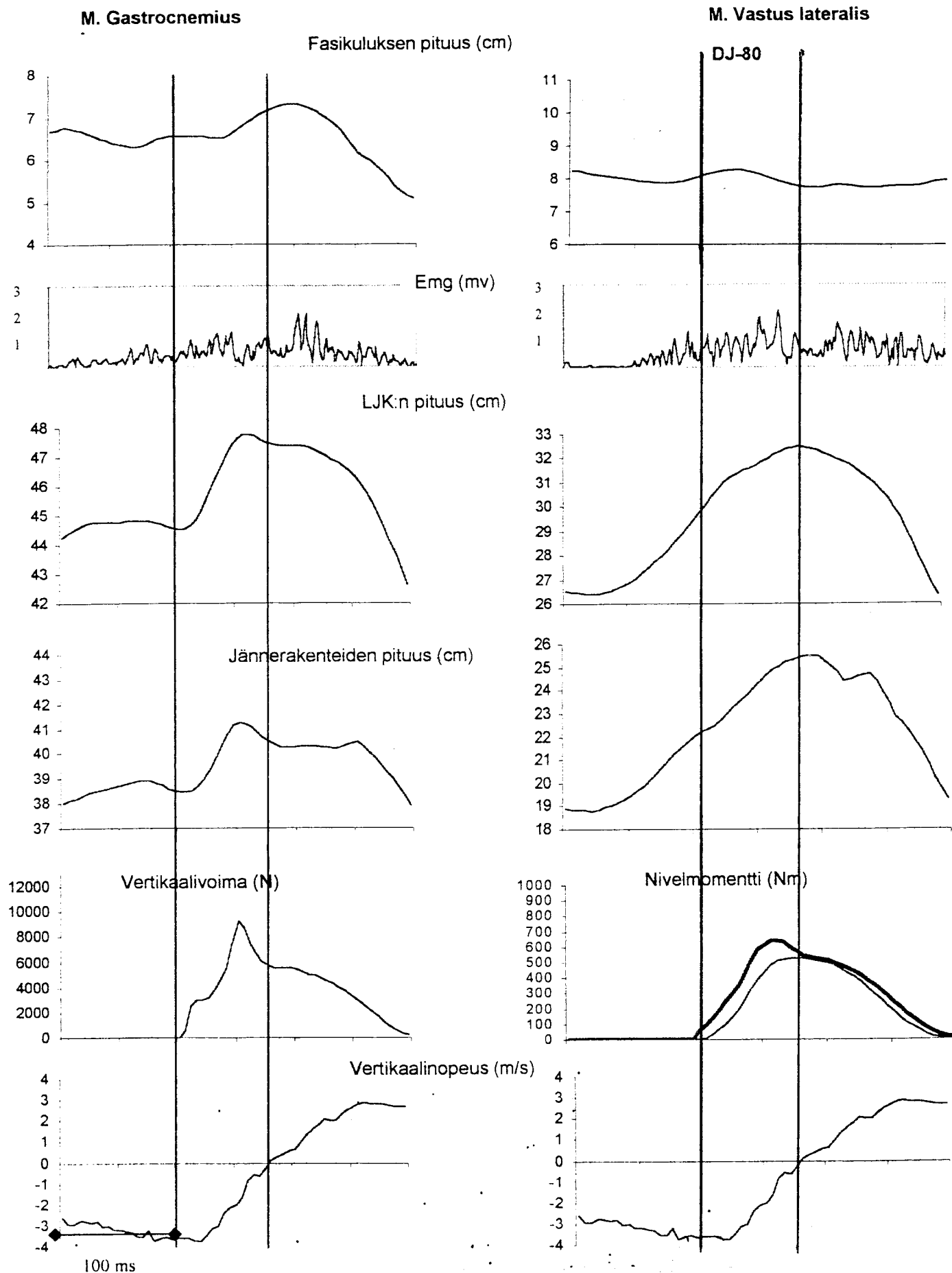
M. Gastrocnemius L.

M. Vastus Lateralis



Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n pudotushyppy 60 cm:n korkeudelta. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik.).

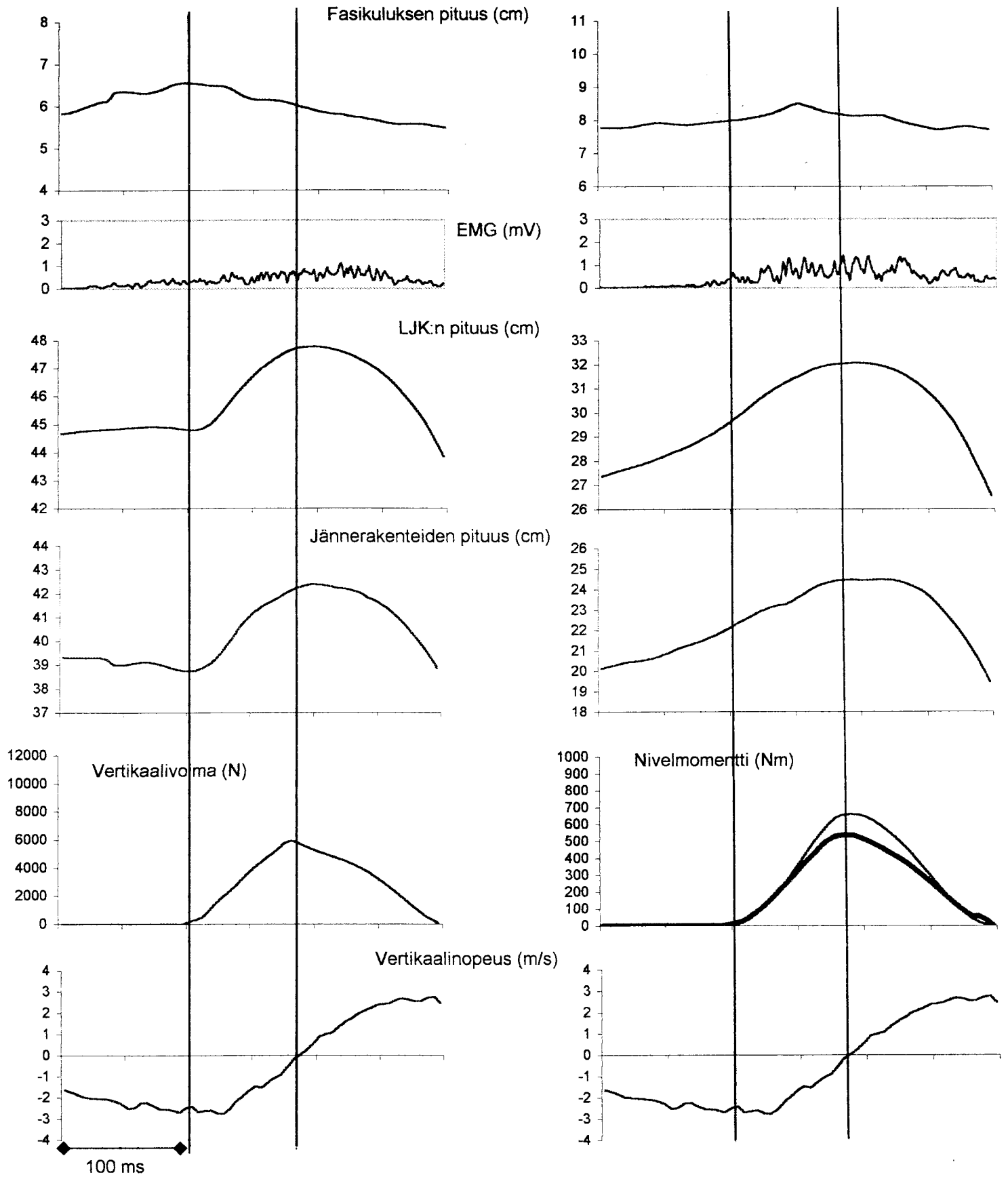
JT DJ-80 Kovalla alustalla



Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n pudotushyppy 80 cm:n korkeudelta. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik.).

M. Gastrocnemius L.

M. Vastus Lateralis

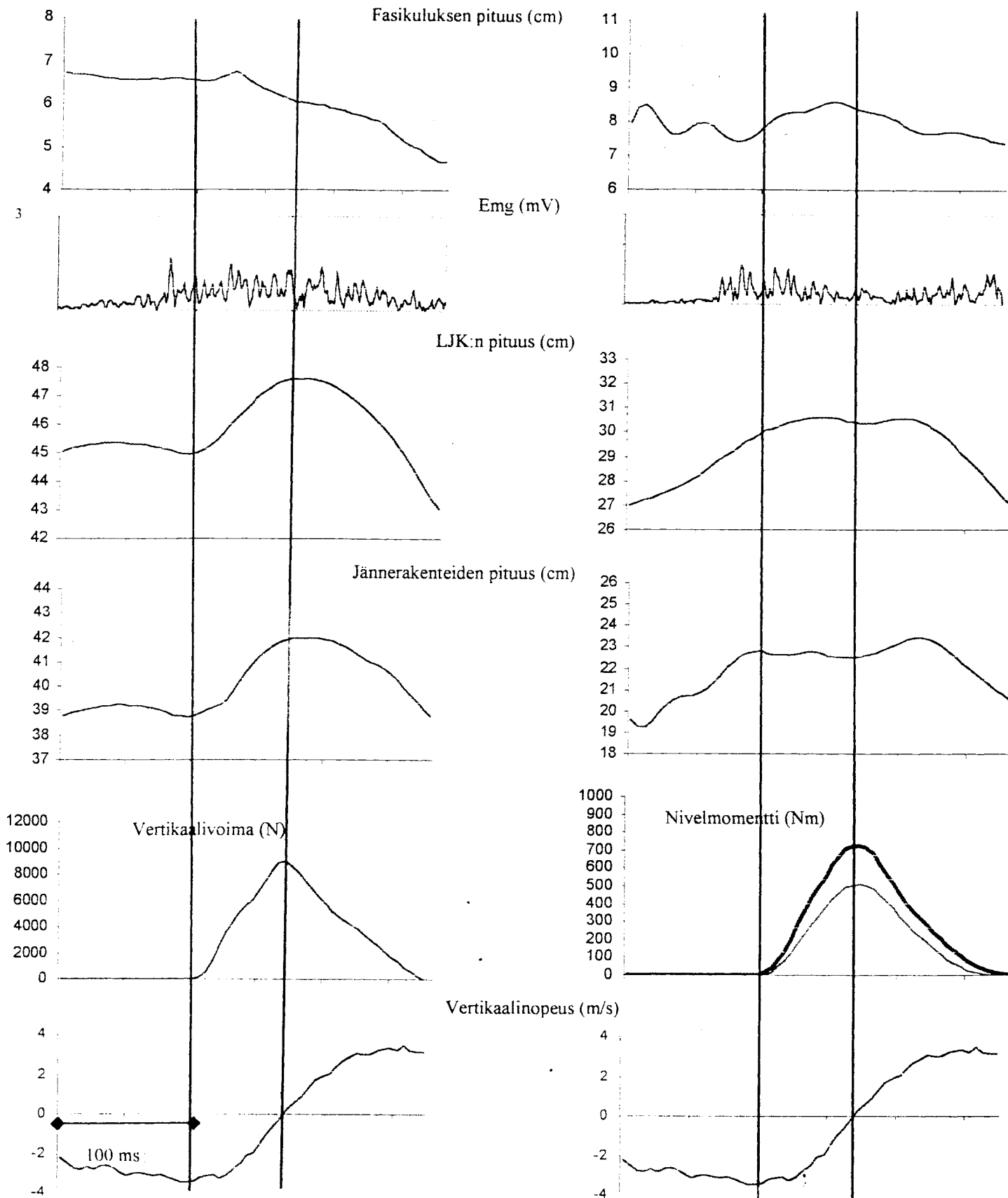


Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n submaksimaalinen hyppely. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik)

JT DJ-60 Kimmoisalla alustalla

M. Gastrocnemius l.

M. Vastus lateralis



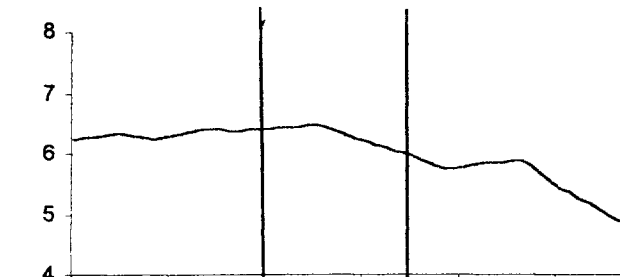
Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n pudotushyppy 60 cm:n korkeudelta kimmoisalla alustalla. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0- nopeuden (oik.).

JT DJ-80 Kimmoisalla alustalla

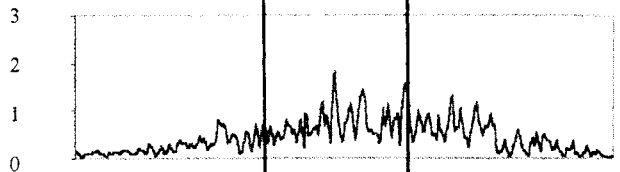
M. Gastrocnemius I.

M. Vastus lateralis

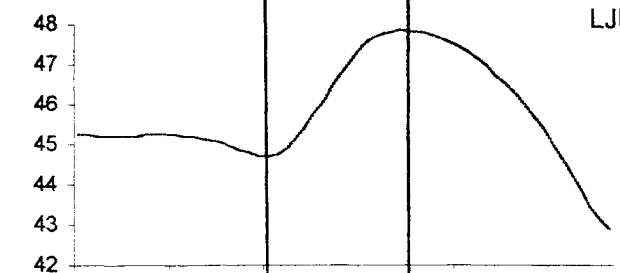
Fasikuluksen pituus (cm)



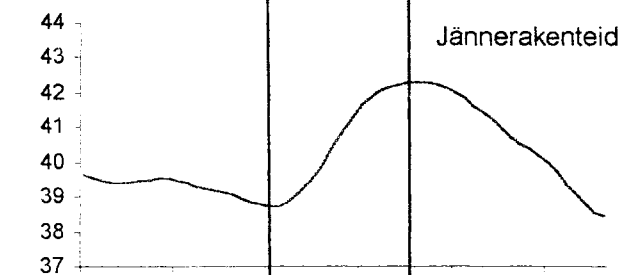
Emg (mV)



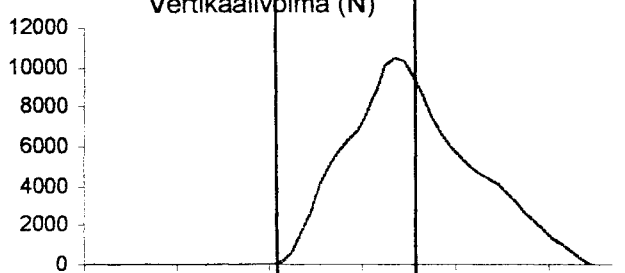
LJK:n pituus (cm)



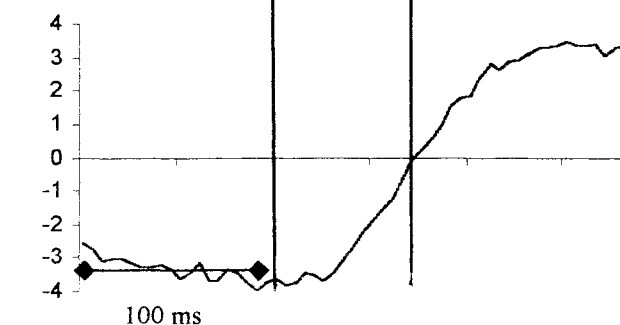
Jännerakenteiden pituus (cm)



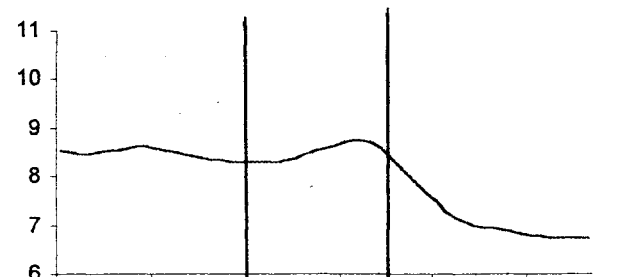
Vertikaalivoima (N)



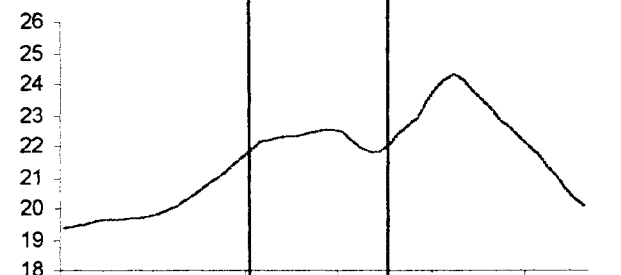
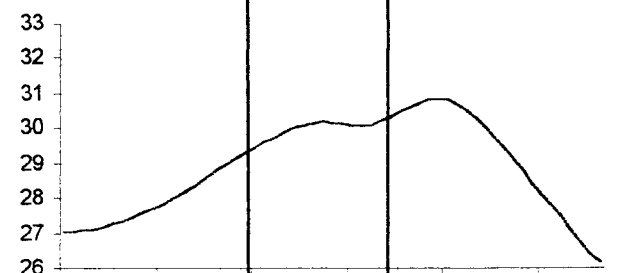
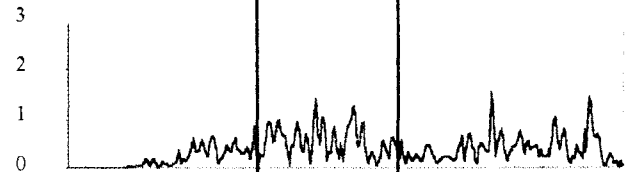
Vertikaalinopeus (m/s)



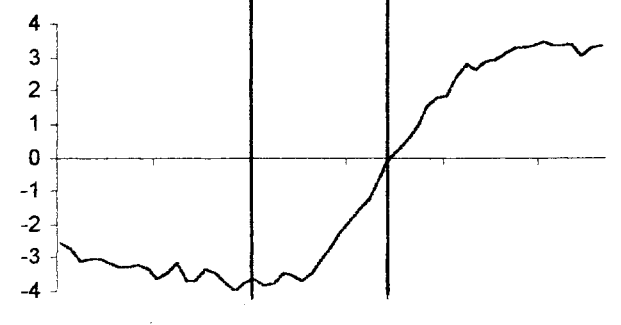
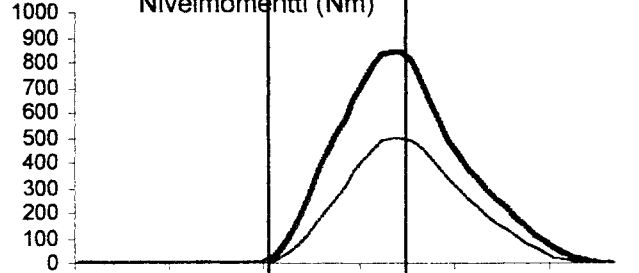
100 ms



Emg (mV)



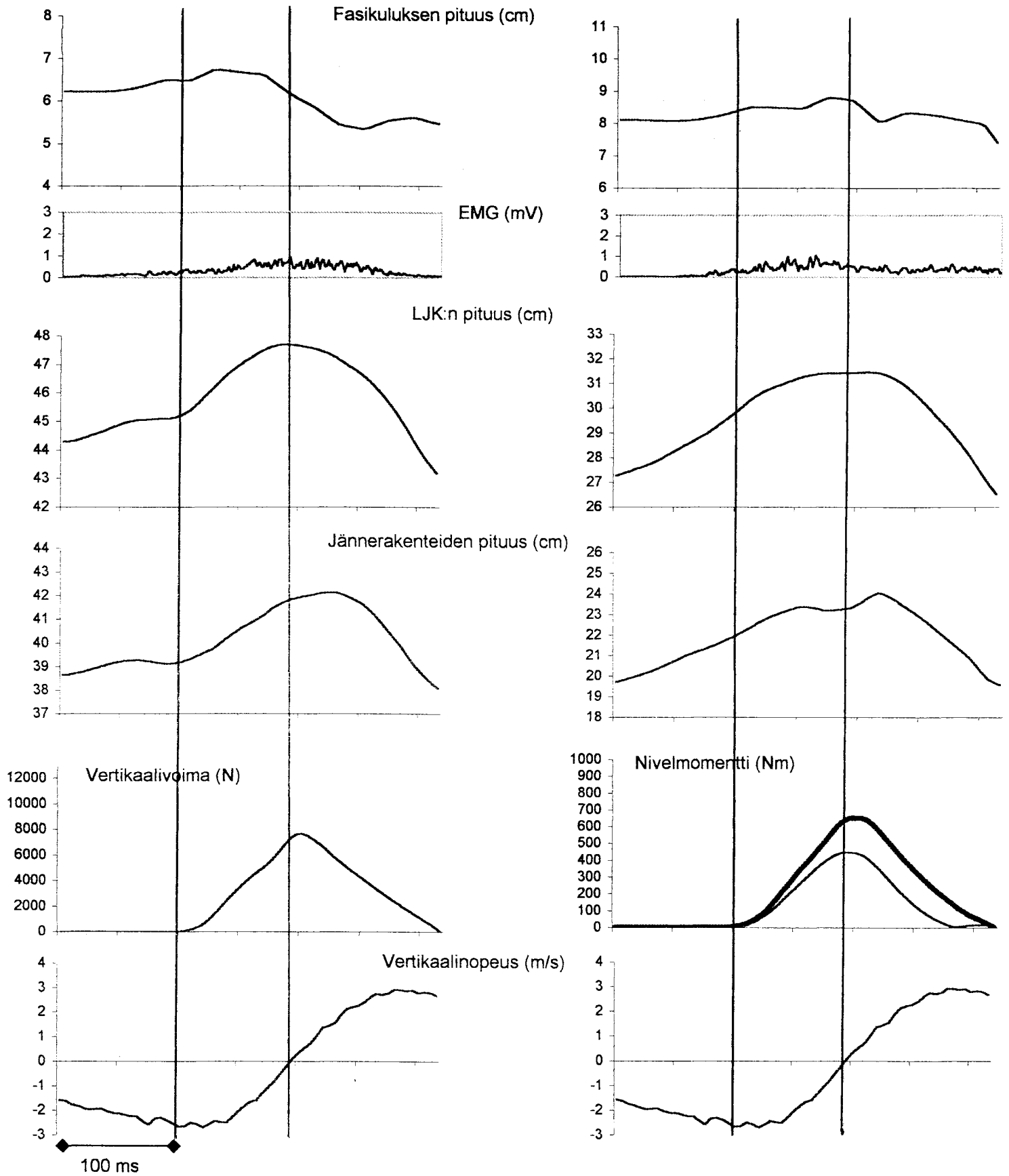
Nivelmomentti (Nm)



Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n pudotushyppy 80 cm:n korkeudelta kimmoisalla alustalla. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik.).

M:Gastrocnemius L.

M. Vastus Lateralis



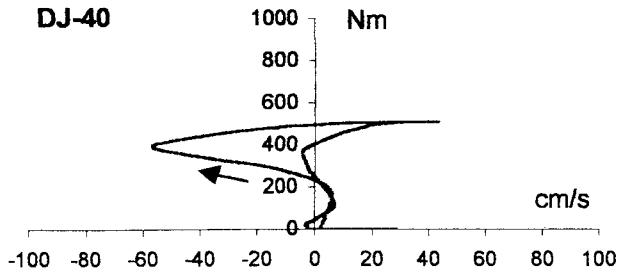
Kuviot a-l. Koehenkilö JT:n submaksimaalinen hyppely kimmoisalla alustalla. Lihaksittain a-b) fasikuluksen pituus, c-d) lihasaktiivisuus, e-f) lihasjännekompleksin pituus, g-h) jännerakenteiden pituus, i) vertikaalivoima, j) nivelmomentit, jossa paksu viiva on nilkkamomentti ja ohut viiva polvimomentti, k-l) massakeskipisteen vertikaalinopeus. Pystyviivat näyttävät kontaktin alun (vas.) ja massakeskipisteen 0-nopeuden (oik).

**PM Nilkkamomentti-fasikuluksen nopeus
(GA) -käyrät erilaisissa ponnistuksissa**

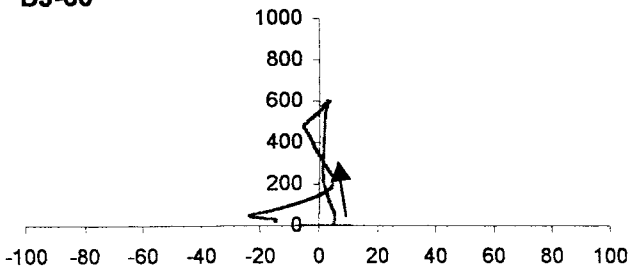
Kova alusta

Kimmoisa alusta

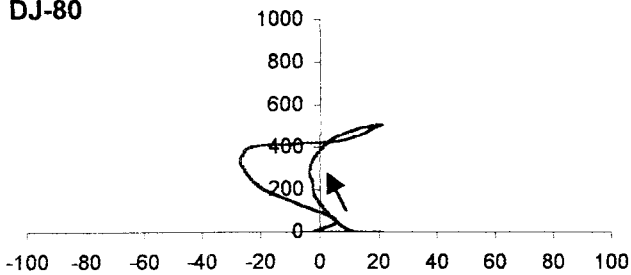
DJ-40



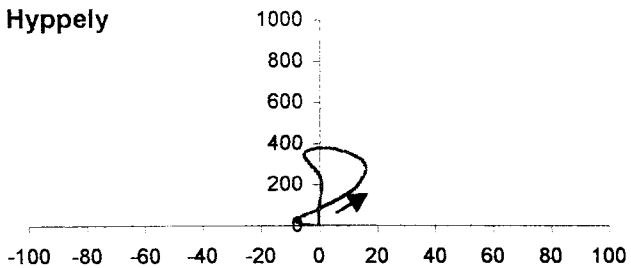
DJ-60



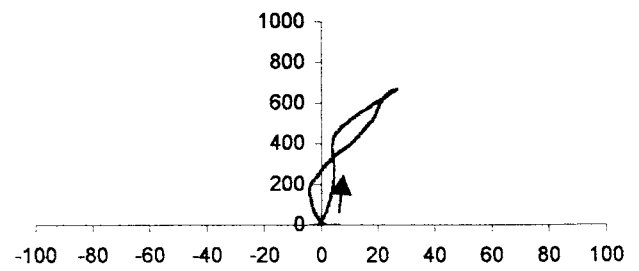
DJ-80



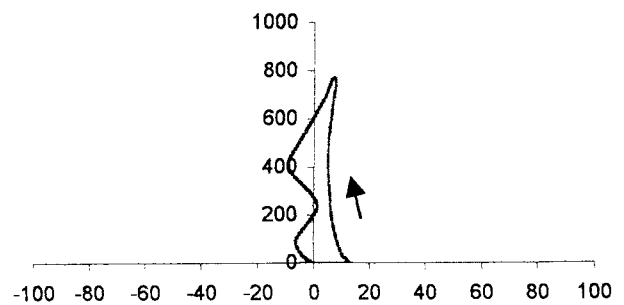
Hyppeily



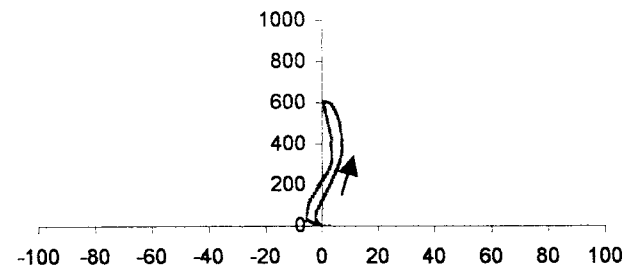
DJ-40



DJ-60



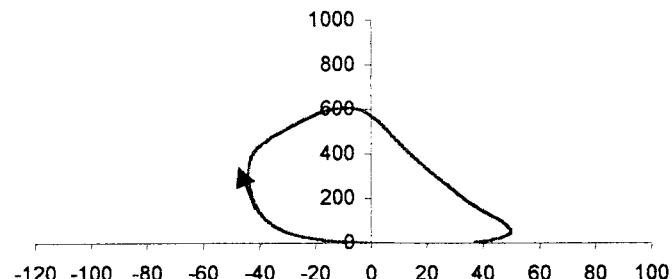
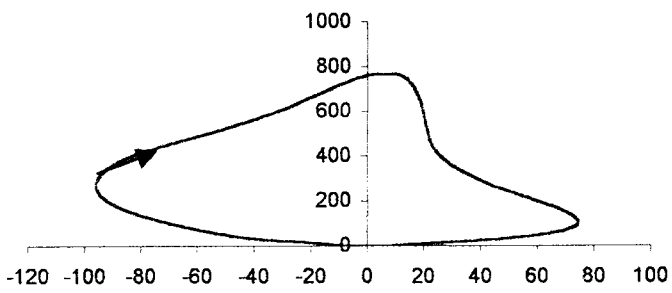
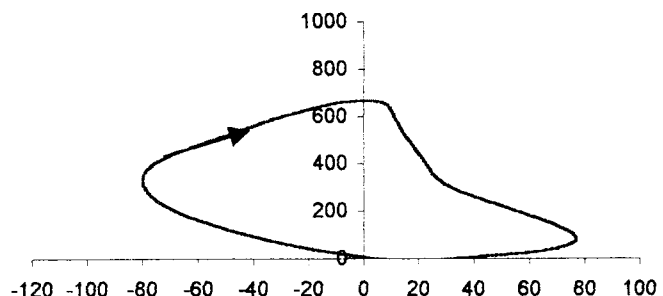
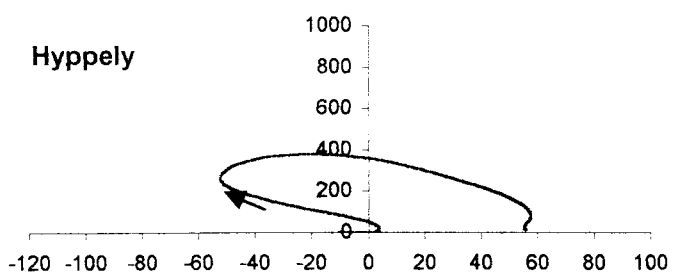
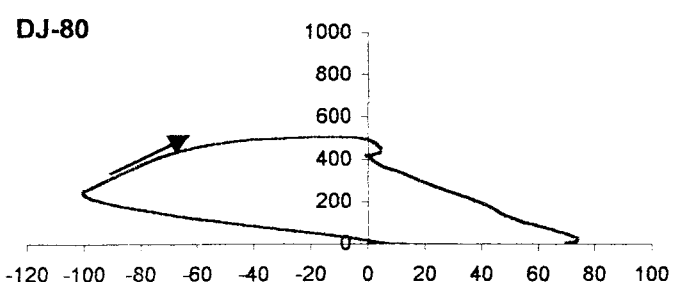
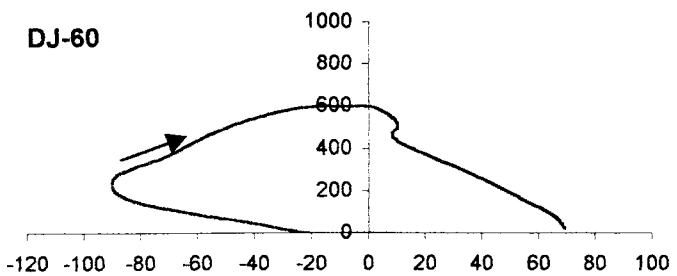
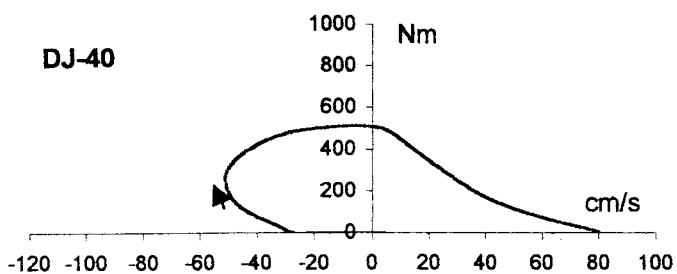
DJ-80



Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n nilkkamomentti-fasikuluksen (ulompi kaksoiskantalihas) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla nilkkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla fasikuluksen nopeus (cm/s). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

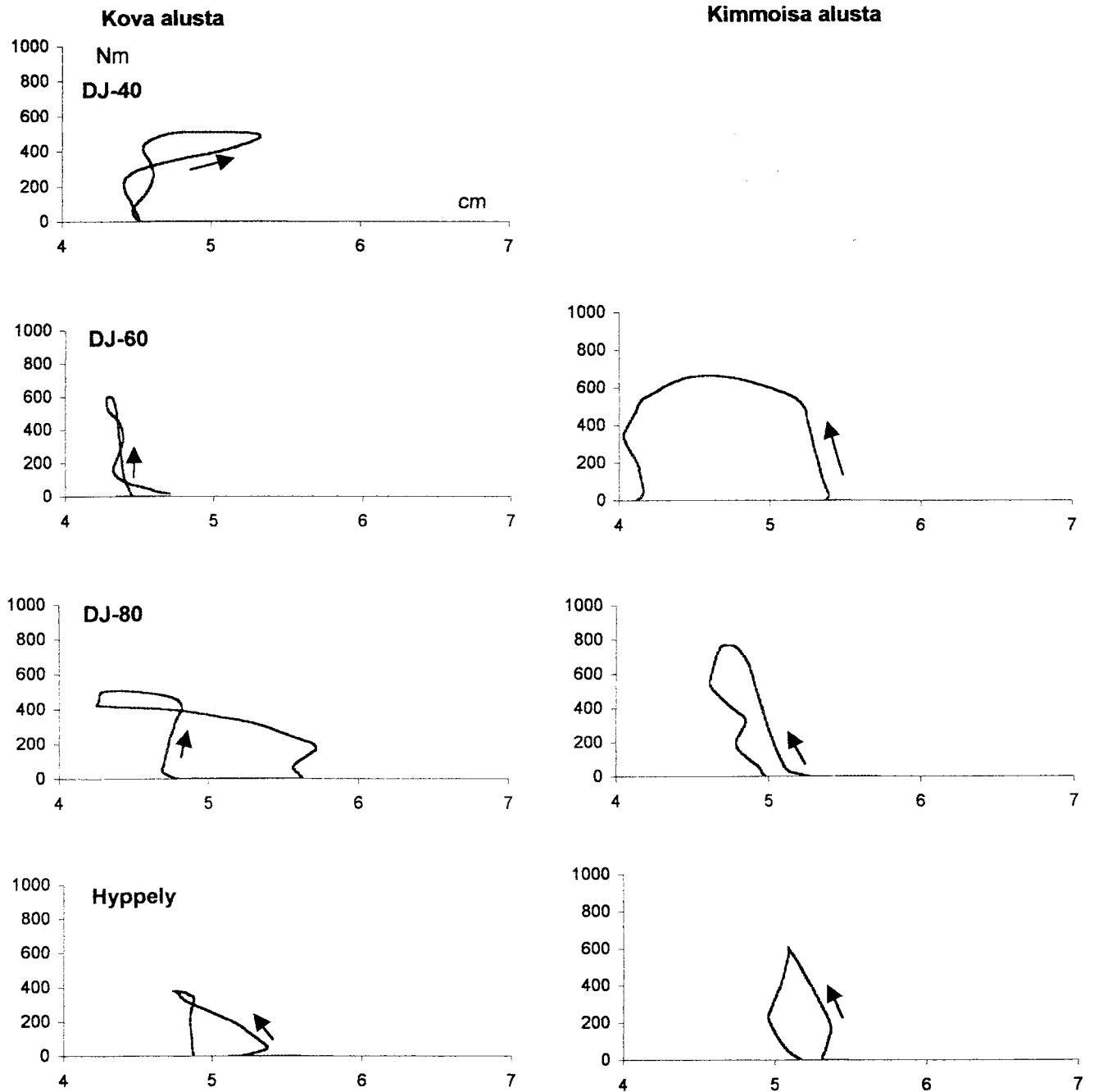
Kova alusta

Kimmoisa alusta



Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n nilkkamomentti-lihasjännekompleksin(ulompi kaksoiskantalihas) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla nilkkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin nopeus (cm/s) Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

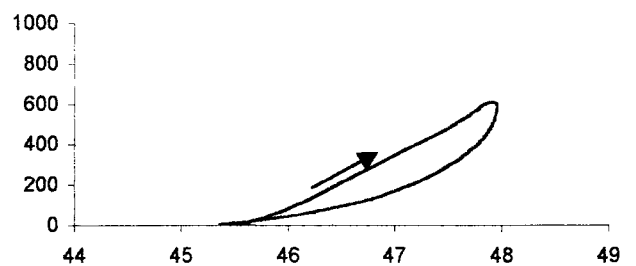
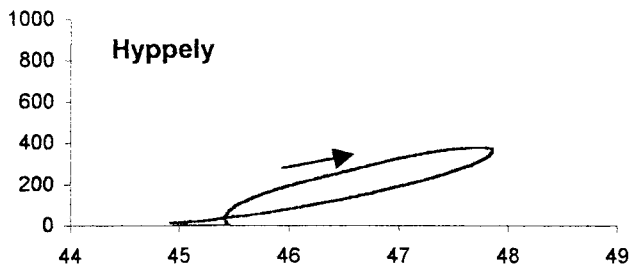
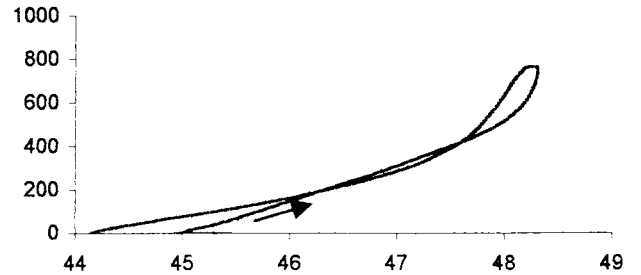
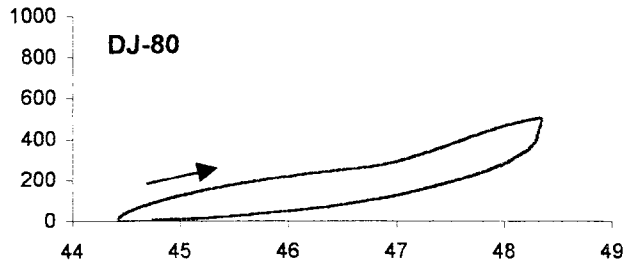
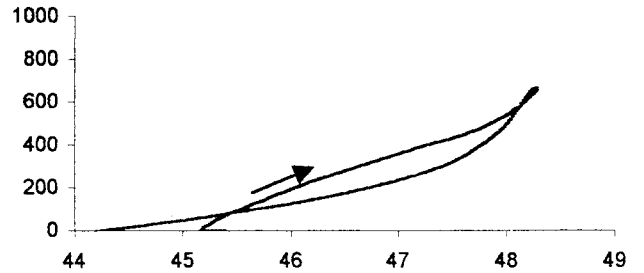
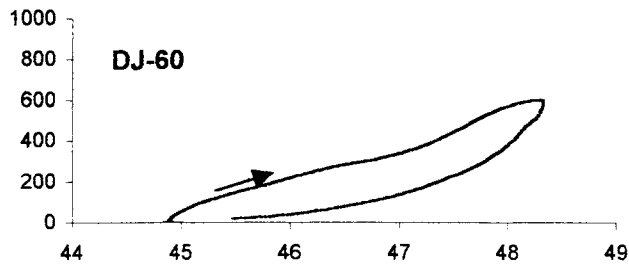
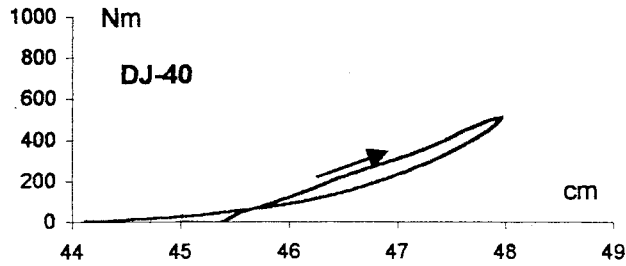
**PM Nilkkamomentti-fasikuluksen pituus (GA) -
käyrät erilaisissa ponnistuksissa**



Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n nilkkamomentti-fasikuluksen (ulompi kaksoiskantalihas) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla nilkkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla fasikuluksen pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

Kova alusta

Kimmoisa alusta

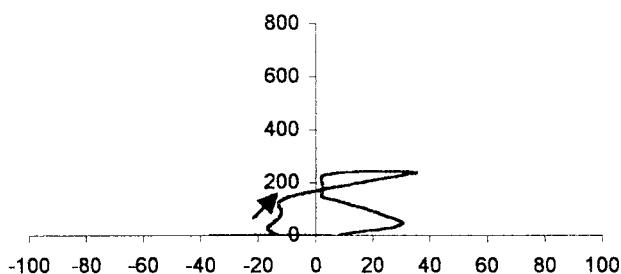
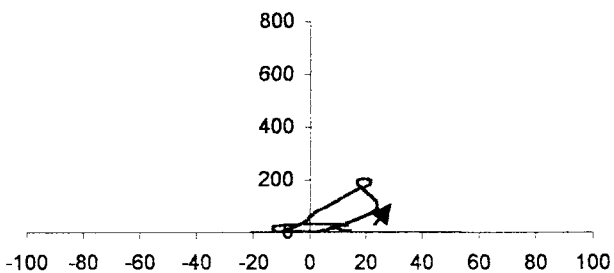
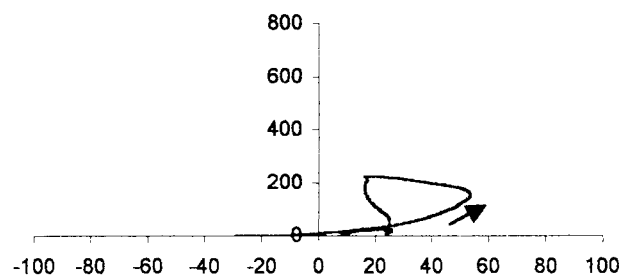
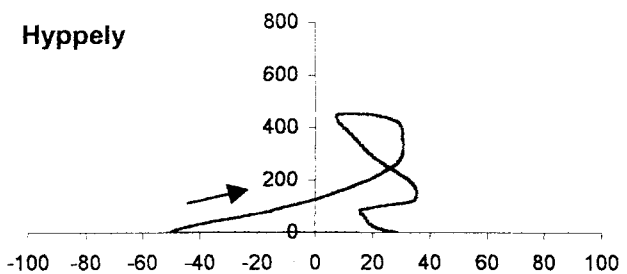
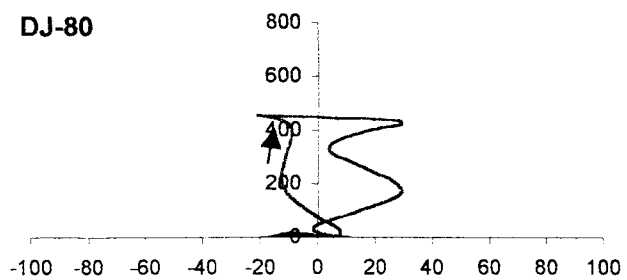
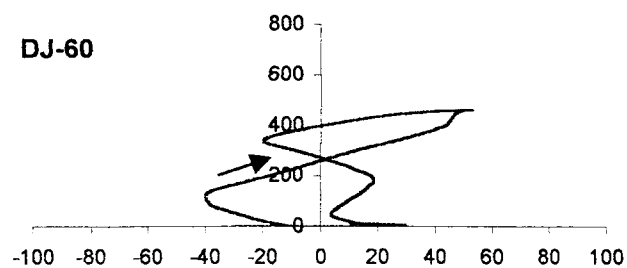
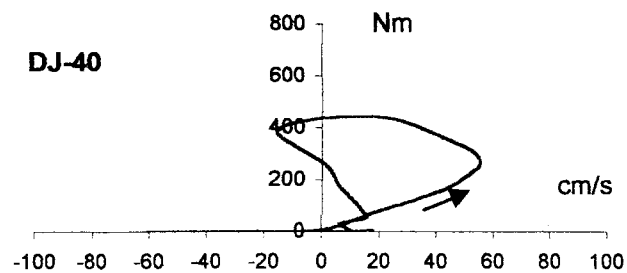


Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n nilkkamomentti-lihasjännekompleksin (ulompi kaksoiskantalihas) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla nilkkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

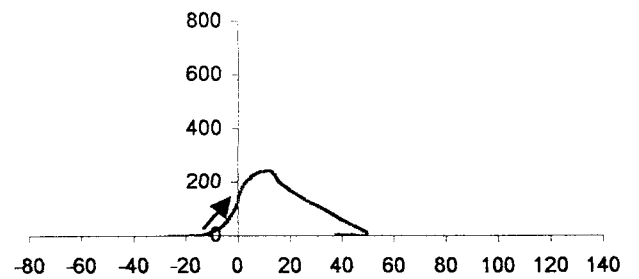
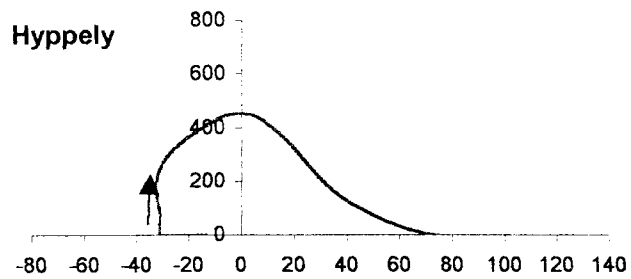
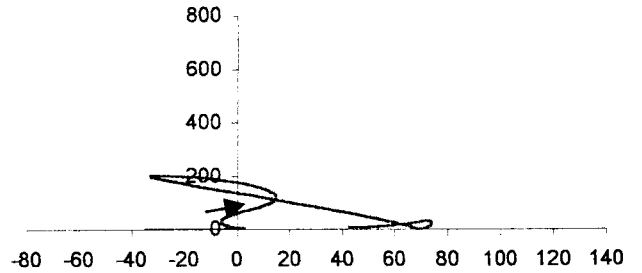
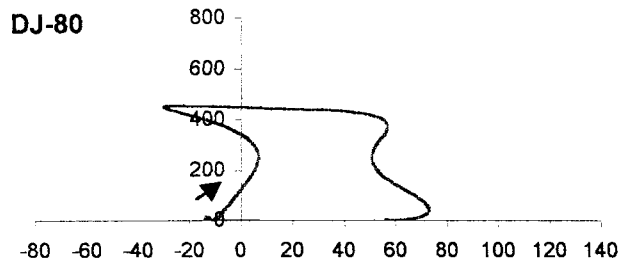
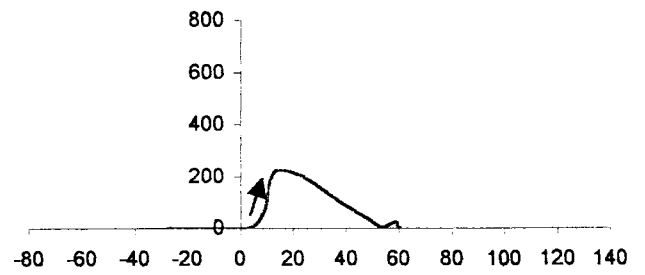
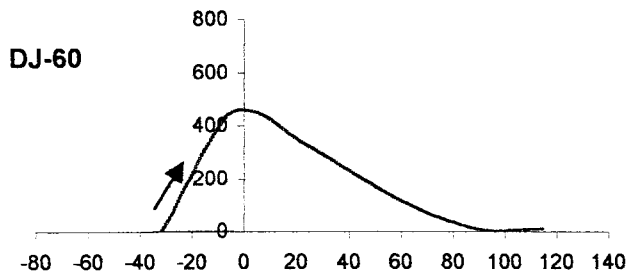
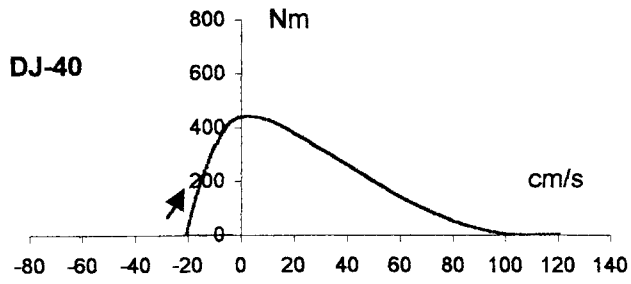
Polvimomentti-fasikuluksen (VL) nopeus -käyrät
erilaisissa ponnistuksissa

Kova alusta

Kimmoisa alusta

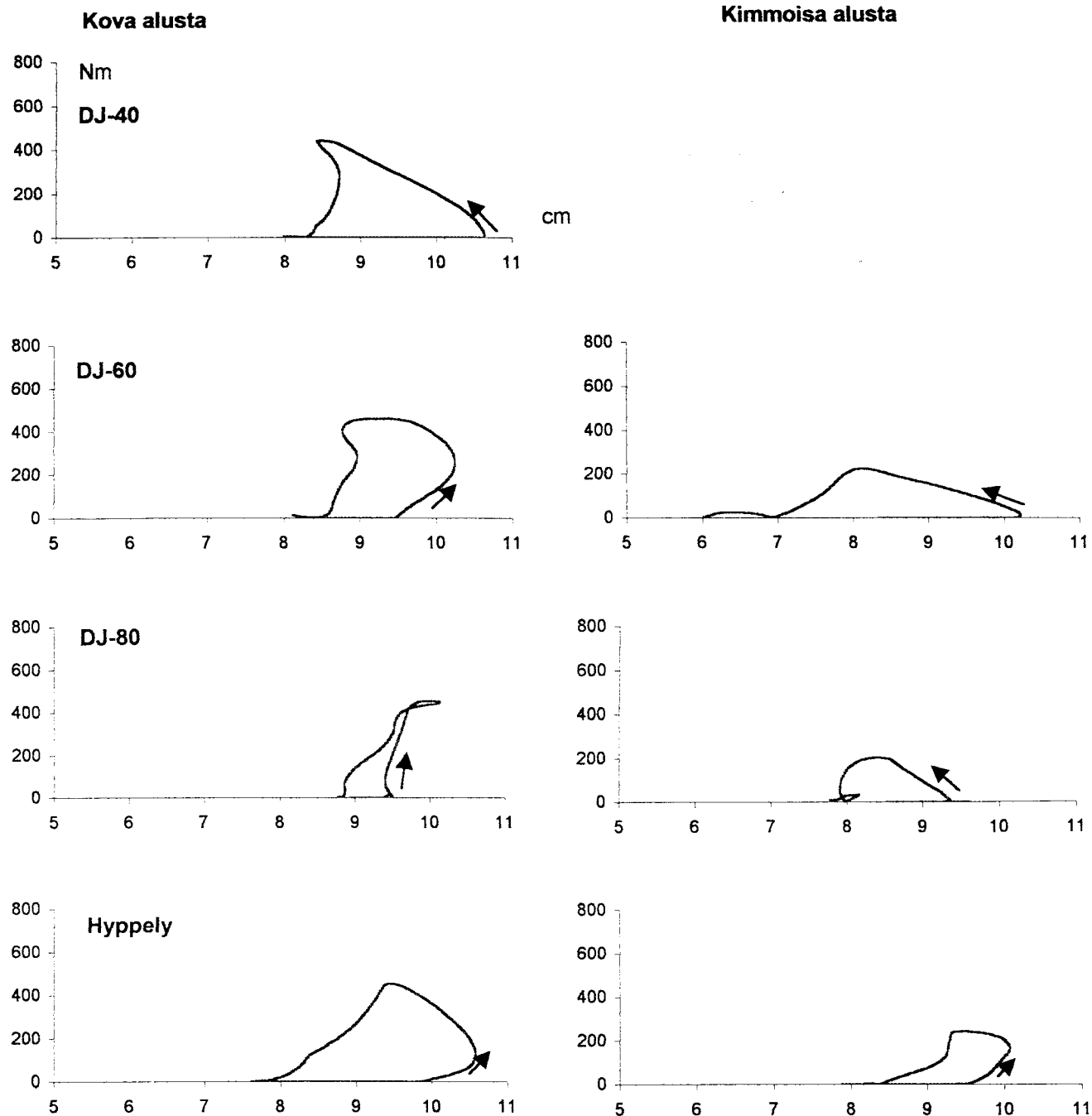


Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n polvimomentti-fasikuluksen (ulompi reisilihäs) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaak-akselilla fasikuluksen nopeus (cm/s). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.



Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n polvimomentti-lihasjännekompleksin (ulompi reisilihas) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin nopeus (cm/s). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

PM Polvimomentti-fasikuluksen (VL) pituus -
käyrät erilaisissa ponnistuksissa

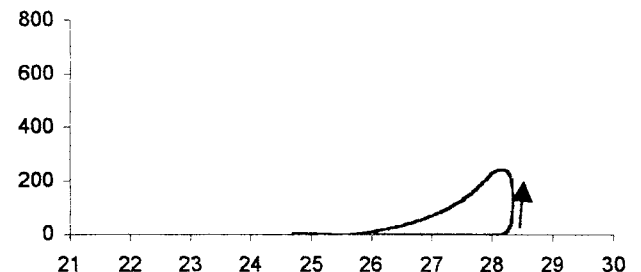
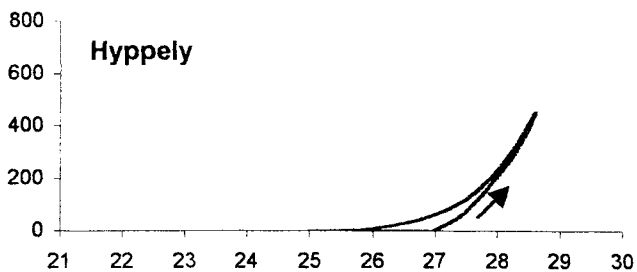
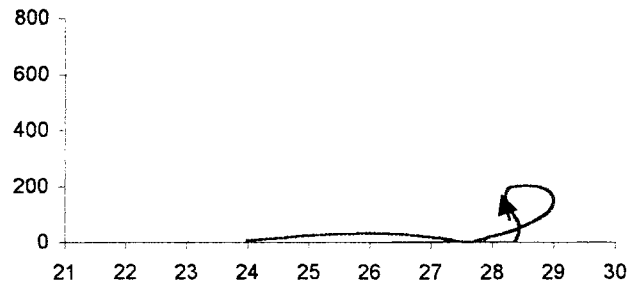
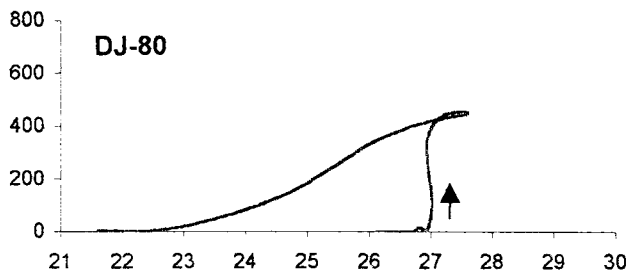
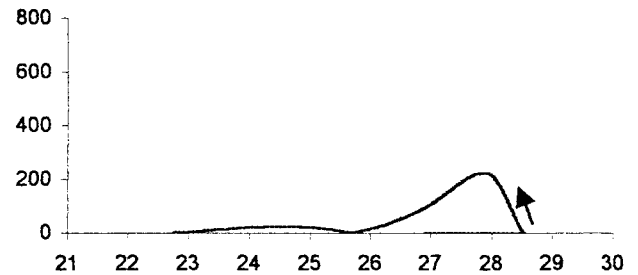
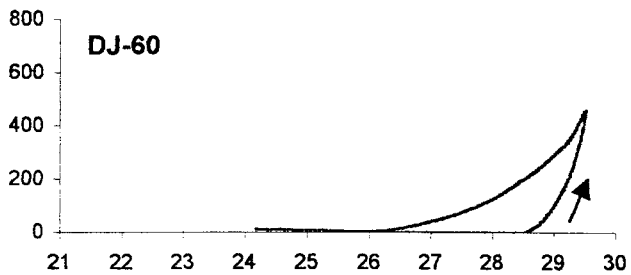
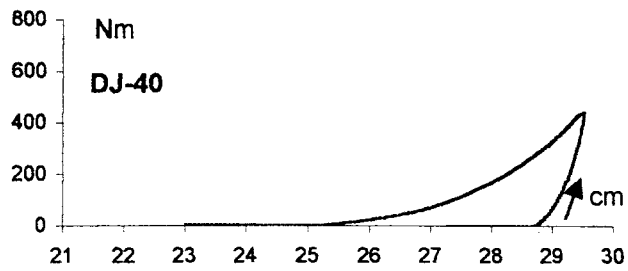


Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n polvimomentti-fasikuluksen (ulompi reisilihas) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaaka-akselilla fasikuluksen pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

**PM Polvimomentti-lihasjännekompleksin (VL)
pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa**

Kova alusta

Kimmoisa alusta

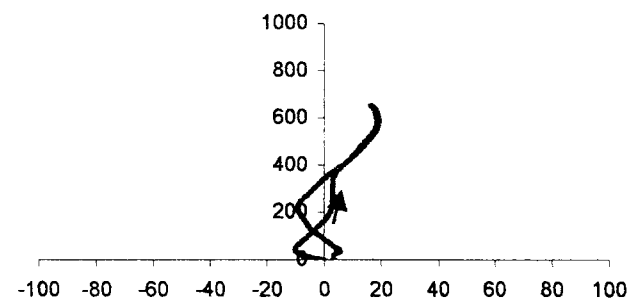
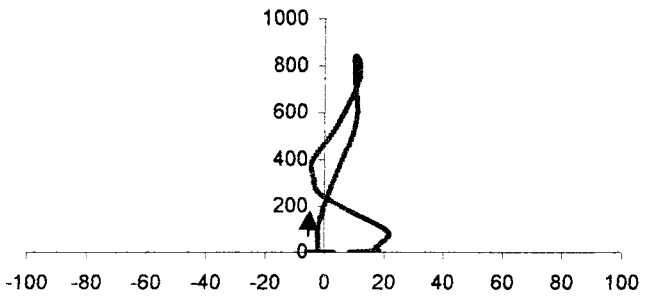
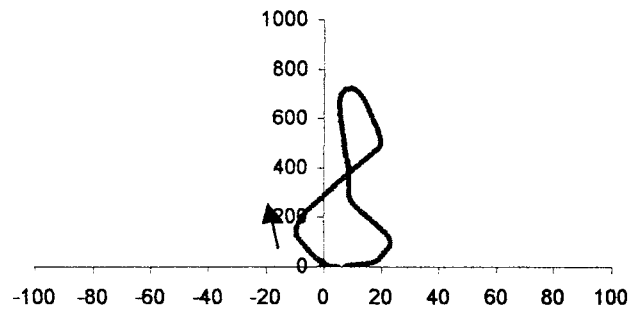
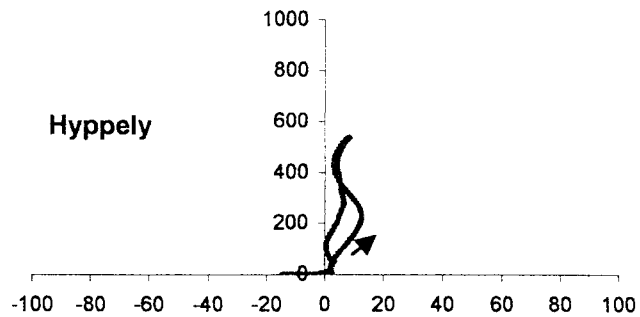
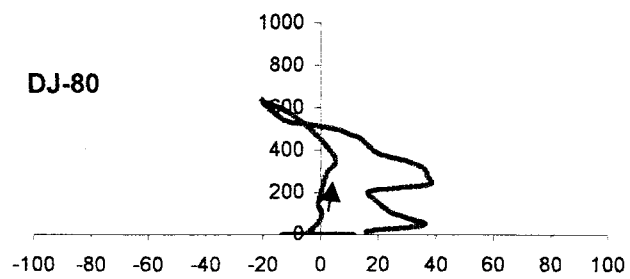
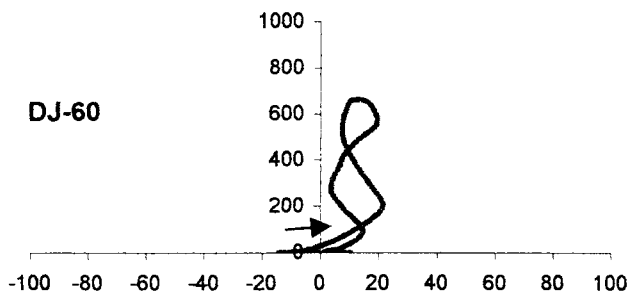
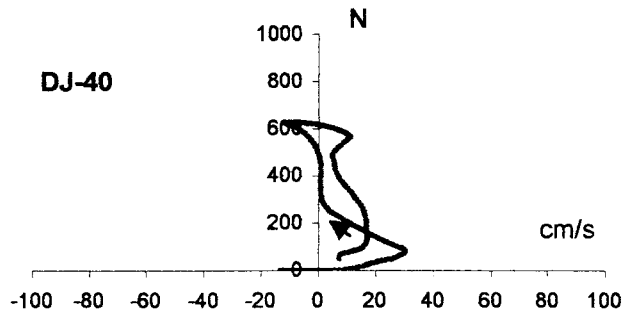


Kuviot a-g. Koehenkilö PM:n polvimomentti-lihasjännekompleksin (ulompi reisilihas) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

**JT Nilkkamomentti-fasikuluksen nopeus (GA)
käyrät erilaisissa ponnistuksissa**

Kova alusta

Kimmoisa alusta

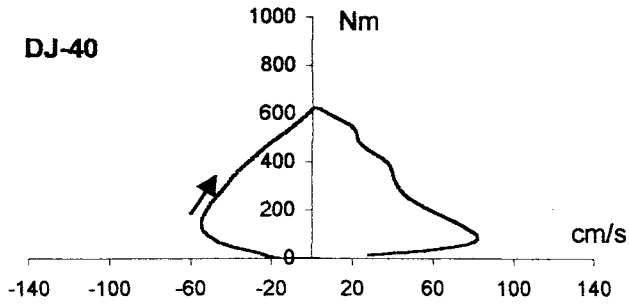


Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti-fasikuluksen (ulompi kaksoiskantalihas) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla nilkkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla fasikuluksen nopeus (cm/s). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

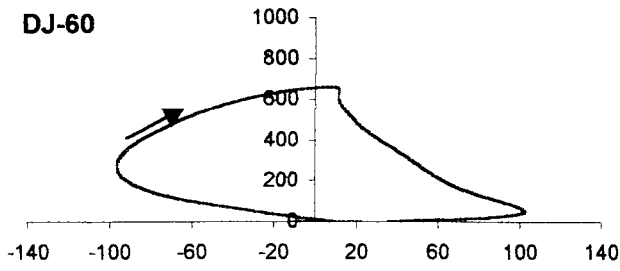
Kova alusta

Kimmoisa alusta

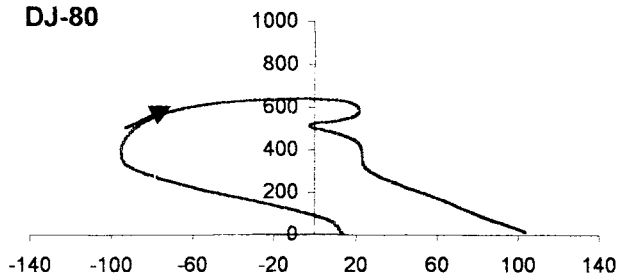
DJ-40



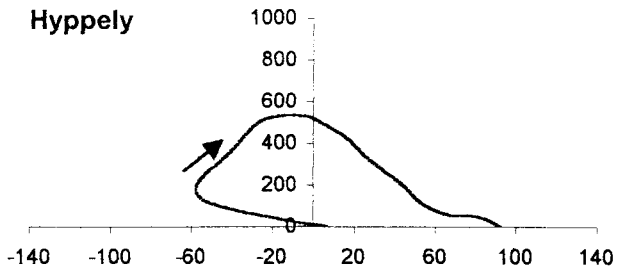
DJ-60



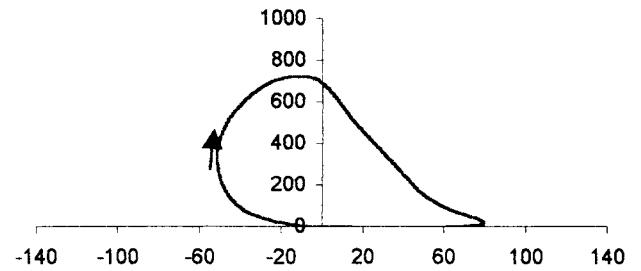
DJ-80



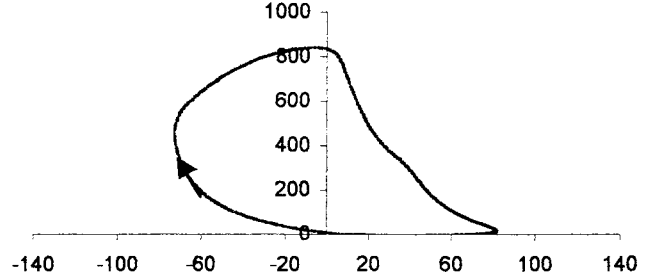
Hyppely



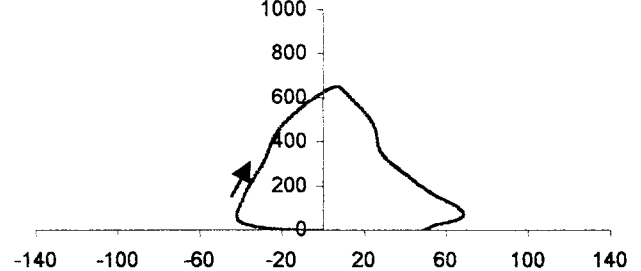
DJ-40



DJ-60



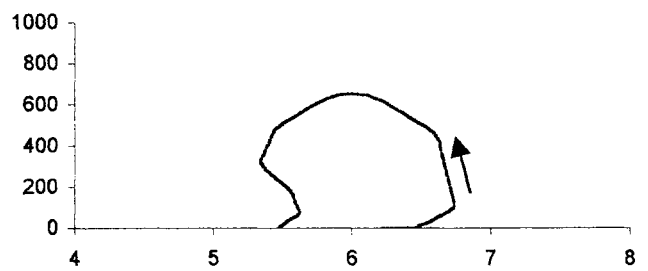
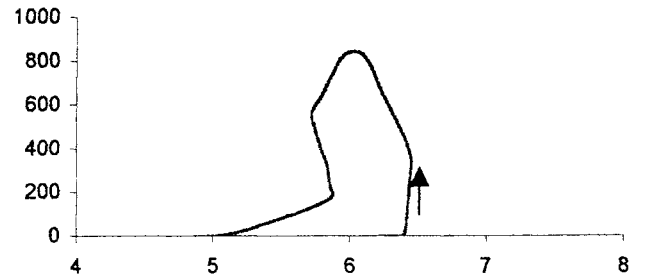
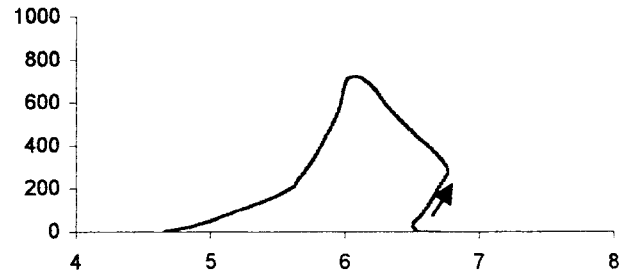
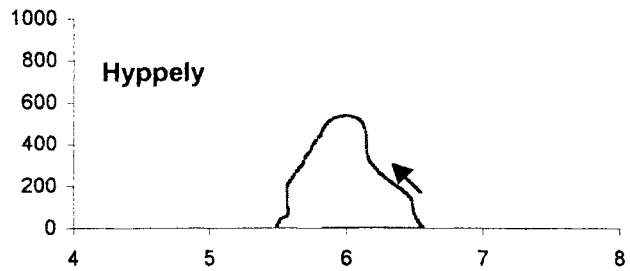
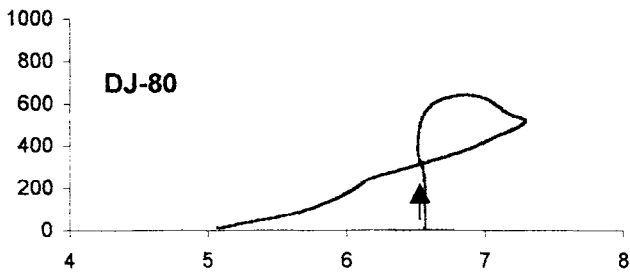
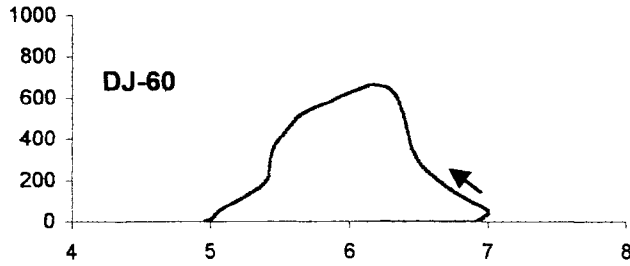
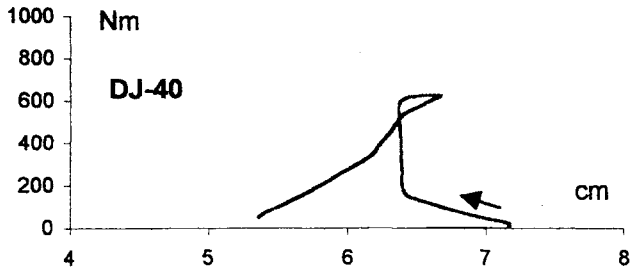
Hyppely



Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n niikkamomentti-lihasjännekompleksin (ulompi kaksoiskantalihas) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla niikkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin nopeus (cm/s). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

Kova alusta

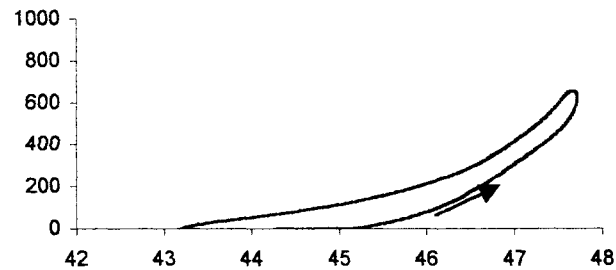
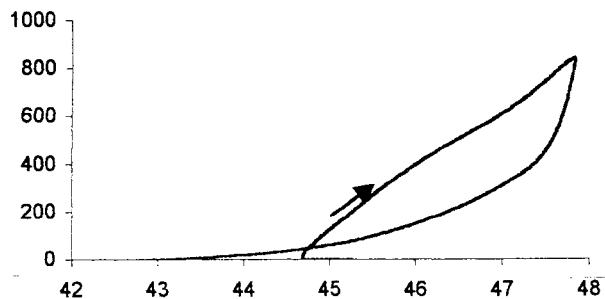
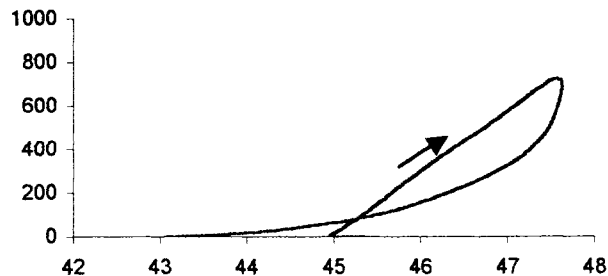
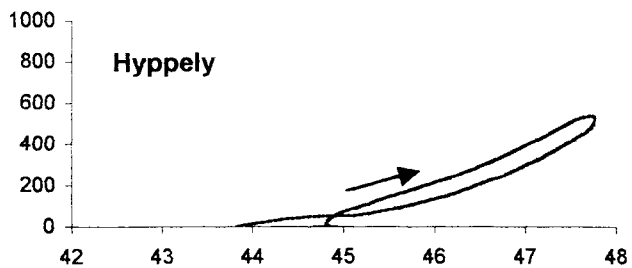
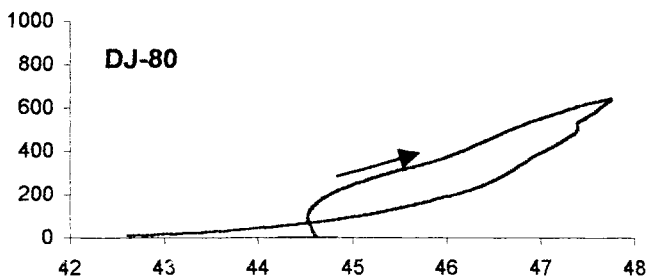
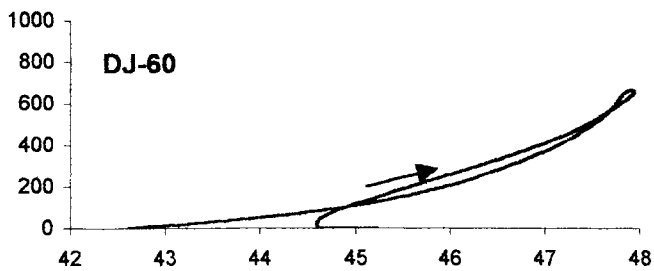
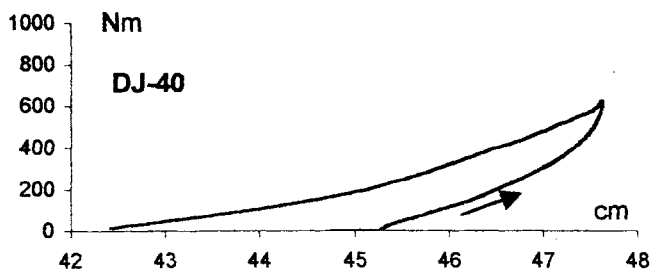
Kimmoisa alusta



Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti-fasikuluksen (ulompi kaksoiskantalihas) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla nilkkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla fasikuluksen pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

Kova alusta

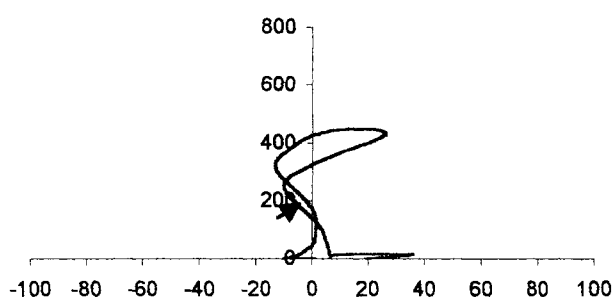
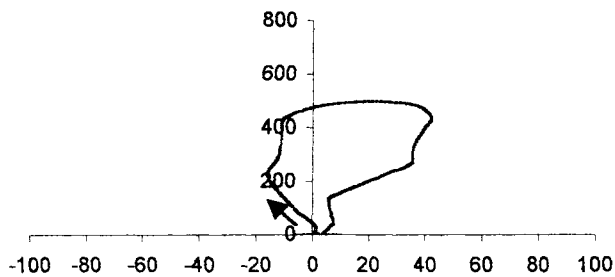
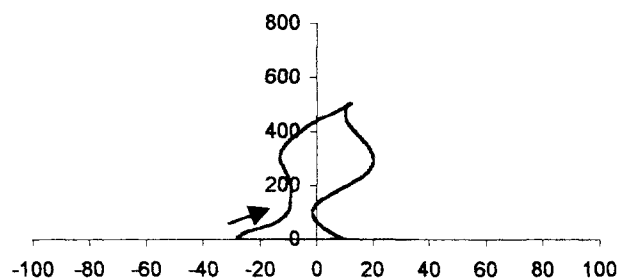
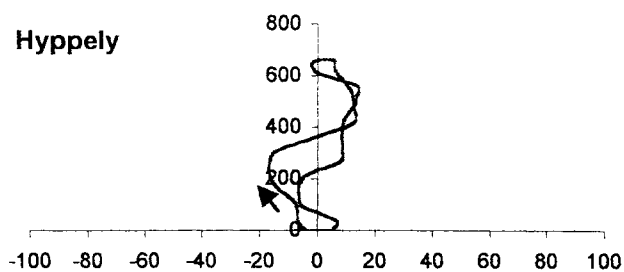
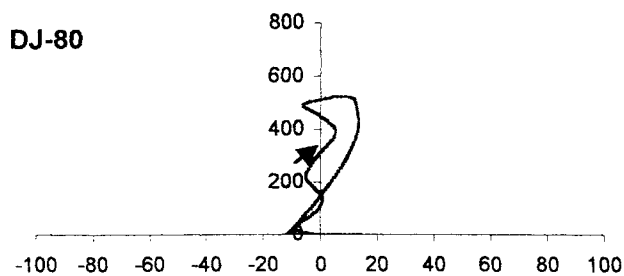
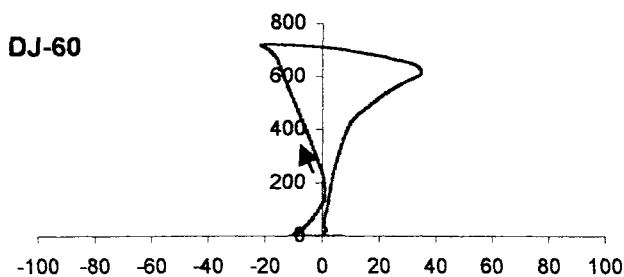
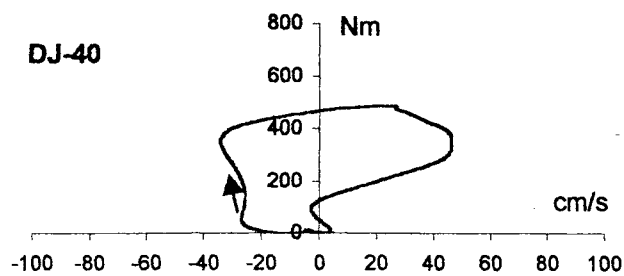
Kimmoisa alusta



Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti-lihasjännekompleksin (ulompi kaksoiskantalihas) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla nilkkamomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

Kova alusta

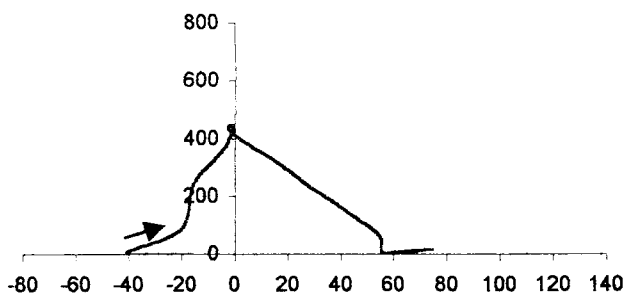
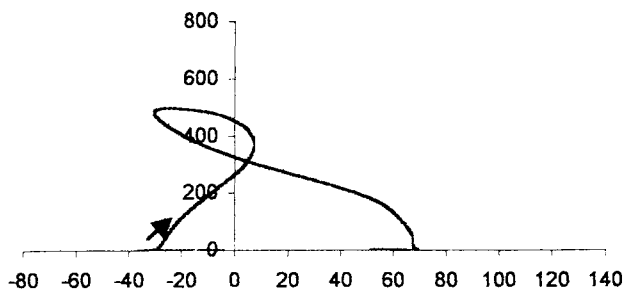
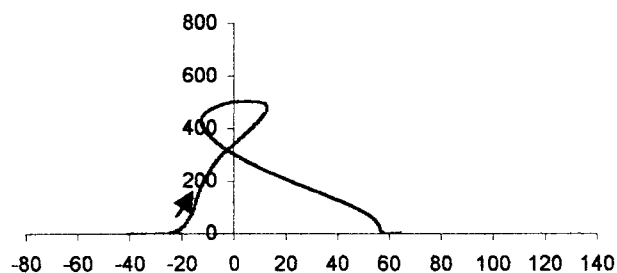
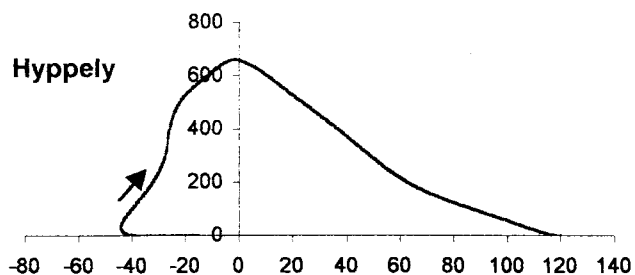
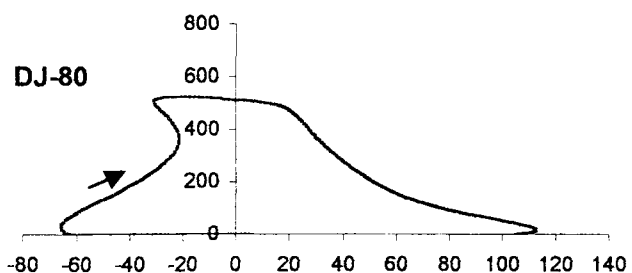
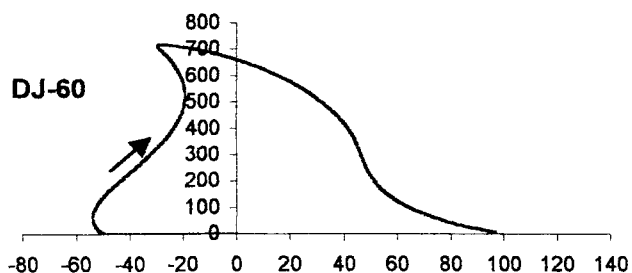
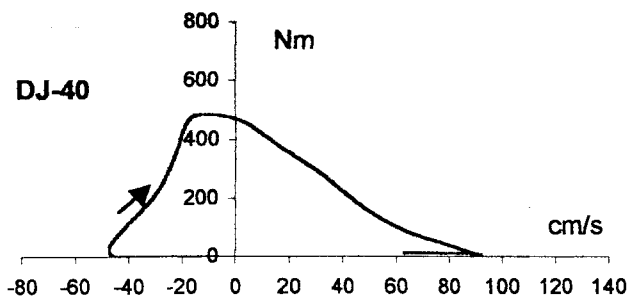
Kimmoisa alusta



Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti-fasikuluksen (ulompi reisilihas) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaaka-akselilla fasikuluksen nopeus (cm/s). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

Kova alusta

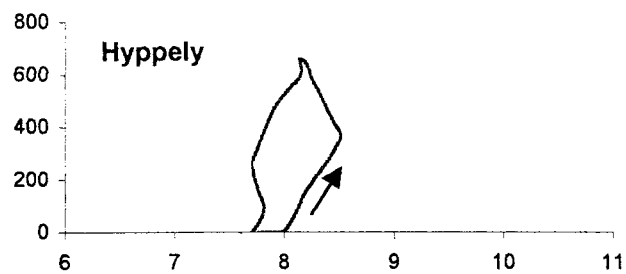
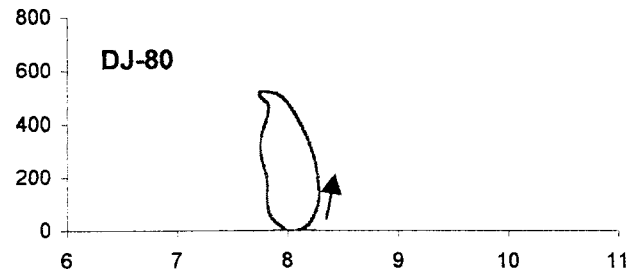
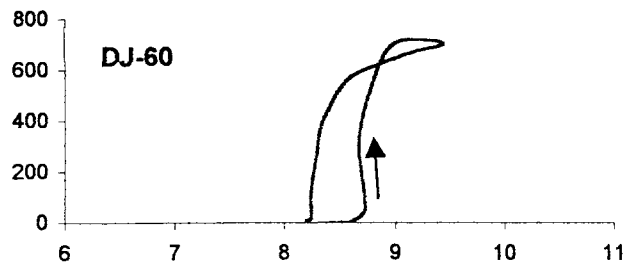
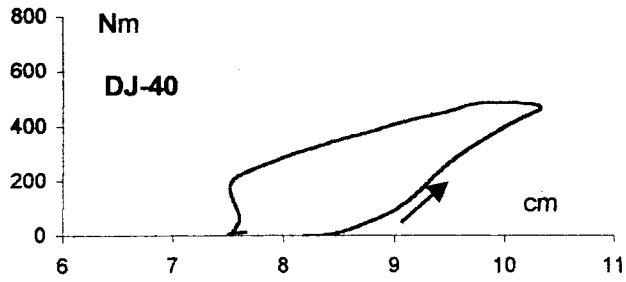
Kimmoisa alusta



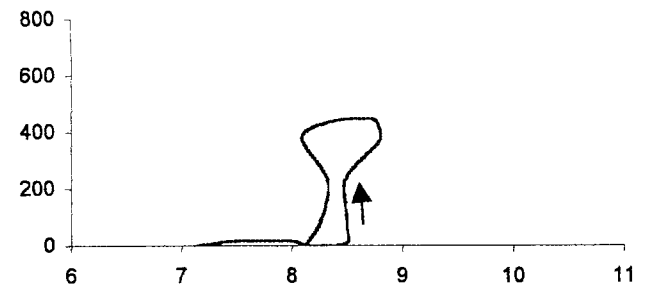
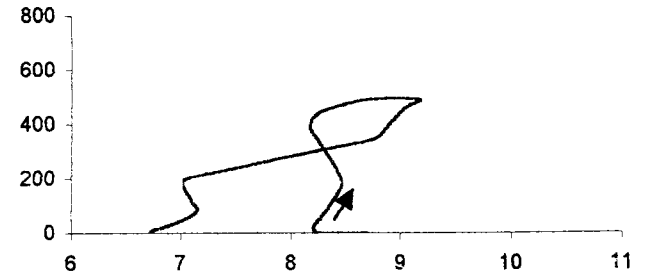
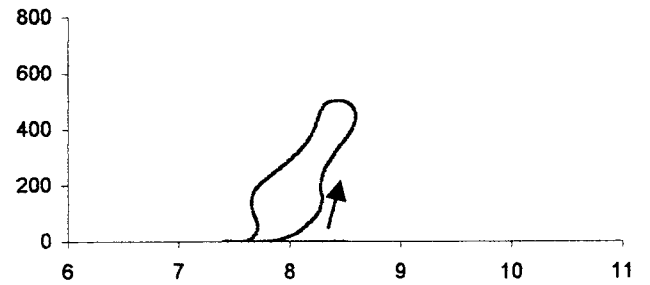
Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti-lihasjännekompleksin (ulompi reisilihas) nopeus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin nopeus(cm/s). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

JT Polvimomentti-fasikuluksen pituus (VL) -käyrät erilaisissa ponnistuksissa

Kova alusta

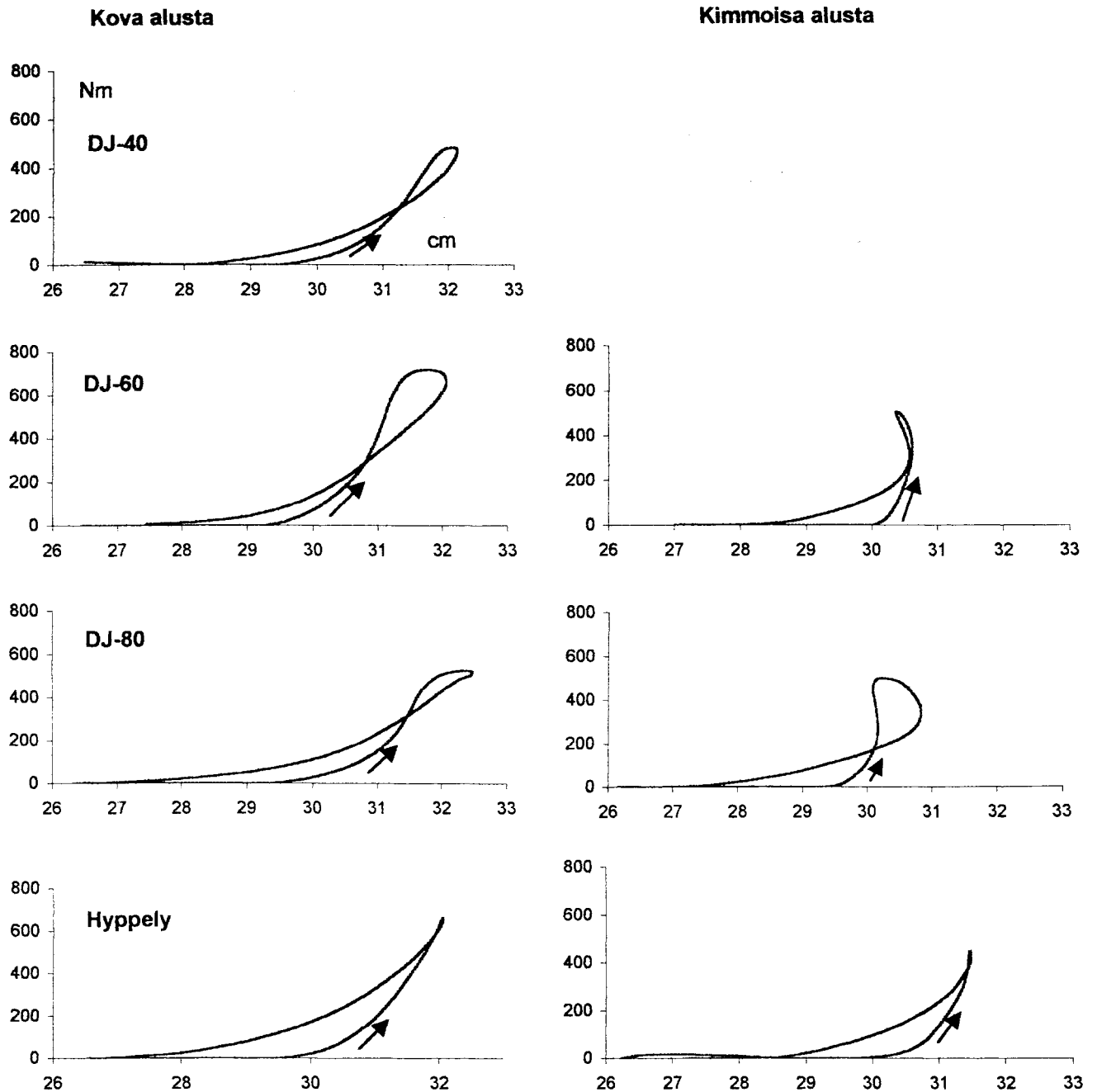


Kimmoisa alusta



Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n nilkkamomentti-fasikuluksen (ulompi reisilihäs) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioissa pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaaka-akselilla fasikuluksen pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

**JT Polvimomentti-lihasjännekompleksin
pituus (VL) -käyrät erilaisissa ponnistuksissa**



Kuviot a-g. Koehenkilö JT:n polvimomentti-lihasjännekompleksin (ulompi reisilihas) pituus -käyrät erilaisissa ponnistuksissa kovalla ja kimmoisalla alustalla. Kuvioida pystyakselilla polvimomentti (Nm) ja vaaka-akselilla lihasjännekompleksin pituus (cm). Nuoli osoittaa suunnan kontaktin alusta kontaktin loppuun.

	Fasikuluksen eks. vaiheen pituusmuutos	Fasikuluksen pituus eks. vaiheen loppu	Fasikuluksen max. nopeus eks. vaiheessa	Fasikuluksen max. V. kon- taktin alussa	LJK:n pituus kontaktin alussa	LJK:n pituus eks. vaiheen lopussa	LJK:n pituusmuutos eks. vaiheessa	LJK:n max. nopeus kons. vaiheessa	LJK:n max. nopeus eks. vaiheessa
Fasikuluksen eksentrisen vaiheen pituusmuutos		0,914**	-0,93**	-0,863*					
Fasikuluksen pituus eksentrisen vaiheen lopussa									
Fasikuluksen maksi- maalinen nopeus ek- sentrisessä vaiheessa									
Fasikuluksen max. nopeus kontaktin alussa (0-50 ms)									
Lihäs- jännekompleksin(LJK) pituus kontaktin alussa									
LJK:n pituus eksentrisen vaiheen lopussa									
LJK:n pituusmuutos eksentrisessä vaiheessa					-0,848*	0,967**			
LJK:n maksiminopeus konsentrisessä vaiheessa							0,809*		
LJK:n maksiminopeus eksentrisessä vaiheessa								-0,768*	

Taulukko 1. Korrelaatiomatriisi koehenkilö JT:n ulomman reisilihaksen lihas-jännekompleksin, jännerakenteiden ja fasikuluksen toiminnasta erilaisissa ponnistuksissa. Taulukossa LJK tarkoittaa lihas-jännekompleksiä. Eri muuttujien selitykset ovat kokonaisina laidimpana vasemmalla pystysarakkeissa. Ylimmällä rivillä samat selitykset on lyhenneltynä samassa järjestyksessä vasemmalta oikealle.

	Massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktin alussa	Massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktin lopussa	Esiaktiivisuus (100- 0 ms)	Eksentrisen vaiheen Aemg	Maksimaalinen vertikaalivoima kontaktin aikana	LJK:n maksimaali- nen nopeus eksent- risessä vaiheessa	LJK:n eksentrisen vaiheen pituusmuutos	Fasikuluksen pituus eksentrisen vaiheen lopussa	Fasikuluksen mak- simaalinen nopeus kons. vaiheessa
Massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktin alussa		-,823*			-,905**				
Massakeskipisteen vertikaalinopeus kontaktin lopussa					,868*				
Esiaktiivisuus (100-0 ms)		,796*		,857*					
Eksentrisen vaiheen Aemg									,787*
Maksimaalinen vertikaalivoima kontaktin aikana								-,831*	
LJK:n maksimaalinen nopeus eksentrisessä vaiheessa							-,900**		
LJK:n eksentrisen vaiheen pituusmuutos									
Fasikuluksen pituus eksentrisen vaiheen lopussa									
Fasikuluksen maksimaalinen nopeus konsentrisessä vaiheessa									

Taulukko 1. Korrelaatiomatriisi koehenkilö PM:n lihas-jännekompleksin-, jännerakenteiden-, fasikuluksen toiminnan, lihasaktiivisuuksien sekä kinemaattisten muuttujien välisistä yhteyksistä.

	LJK:n pituus kontaktin alussa	LJK:n pituus eksentrisen vaiheen lopussa	LJK:n pituus muutos eks. vaiheessa	LJK:n max venytysnopeus eks. vaiheessa	Fas. pituus LJK:n eks. vaiheen lopussa	(COM) vertikaali V kontaktin alussa	(COM) vertikaali V kontaktin lopussa	Maksimaalinen vertikaalivoima	Max. nilkkamomentti
LJK:n pituus kontaktin alussa		-,848*	-,980***	-,915**	,851*				
LJK:n pituus eksentrisen vaiheen lopussa			,936**	,957***		-,857*	,784*	,866*	
LJK:n pituusmuutos eksentrisen vaiheen aikana				,965***	-,831*	-,813*			
LJK:n max venytysnopeus eksentrisessä vaiheessa					-,759*			,807*	
Fasikuluksen pituus LJK:n eksentrisen vaiheen lopussa									
Massakeskipisteen (COM) vertikaalinopeus kontaktin alussa							-,823*	-,905**	
Massakeskipisteen (COM) vertikaalinopeus kontaktin lopussa									
Maksimaalinen vertikaalivoima kontaktin aikana							,868*		
Maksimaalinen nilkkamomentti kontaktin aikana							,820*		

Taulukko 1. Korrelaatiomatriisi koehenkilö PM:n oleellisesti kaksoiskantalihaksen toimintaan vaikuttavista yhteyksistä erilaisissa ponnistuksissa. Taulukossa LJK tarkoittaa lihäs-jännekompleksia. Eri muuttujien selitykset ovat kokonaisina laidimpana vasemalla pystysarakkeissa. Ylimmällä rivillä samat selitykset on lyhenneltynä samassa järjestyksessä vasemmalta oikealle.