

1529.

**NILKKA- JA POLVINIVELEN DYNAAMINEN
JÄYKKYYS PIKAJUOKSUSSA**

Sami Kuitunen

Jyväskylän yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Biomekaniikka
Pro gradu -tutkielma
Työn ohjaaja P.V. Komi
Kevät 1999

TIIVISTELMÄ

Kuitunen, Sami

Nilkka- ja polvinivelen dynaaminen jäykkyys pikajuoksussa

Jyväskylä: Jyväskylän Yliopisto, 1999, 40 sivua

Pro gradu -tutkielma

Niveljäykkyys kuvaa niveleen vaikuttavien lihasten jäykkyyksien nettovaikutusta ja se lasketaan nivelmomentin (voiman) muutoksen suhteena nivelkulman muutokseen. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää polvi- ja nilkkanivelen dynaamista jäykkyyttä ja siihen vaikuttavia tekijöitä pikajuoksussa eri juoksunopeuksilla.

Tutkimukseen osallistui 11 miespikajuoksijaa (100 m:n ennätys 10.92 ± 0.37 s), jotka juoksivat 70, 80, 90, 95 ja 100 %:n nopeudella 10 m pitkän voimalevyanturijonon yli. Reaktiivoimien lisäksi lihasaktiivisuudet rekisteröitiin jalkalihaksista ja suoritukset kuvattiin kahdella videokameralla (200 kuvaa/ s). Juoksujen lisäksi koehenkilöt suorittivat pudotushyppyjä 35, 55 ja 75 cm:n (DJ35, DJ55 ja DJ75) korkeudelta ennen juoksua (B= before) ja juoksujen jälkeen (A=after) niveljäykkyyden vertailemiseksi eri suorituksissa ja mahdollisten väsymisvaikutusten selvittämiseksi.

Reaktiivoimat ja nivelpisteiden koordinaatit yhdistettiin momenttien laskemiseksi Bellin ym. (1999) esittämän mallin avulla. Lihasaktiivisuudet suodatettiin (ylipäästösuodin, cut-off frequency 20 Hz) ja tasasuunnattiin esiaktiivisuuden ja kontaktin aikaisen aktiivisuuden laskemiseksi. Keskimääräinen niveljäykkyys laskettiin sekä eksentrisestä että konsentrisestä vaiheesta.

Nilkan niveljäykkyys ei muuttunut eksentrisessä eikä konsentrisessä vaiheessa juoksunopeuden kasvaessa 70 %:sta maksimijuoksuun. Polvinivelen jäykkyys puolestaan kasvoi eksentrisessä vaiheessa (17 Nm/° vs. 26 Nm/° ; $p < .01$) ja pysyi melko samana konsentrisessä vaiheessa juoksunopeuden kasvaessa. Nilkkanivelen eksentrisen jäykkyys korreloi negatiivisesti kontaktaikaan ($-0.81 - -0.92$; $p < .01 - .001$) kaikilla juoksunopeuksilla 70 %:sta maksimijuoksuun. Polven eksentrisen jäykkyys korreloi alhaisemmilla nopeuksilla positiivisesti maksimimomenttiin (70 %: 0.83; $p < .01$ ja 80 %: 0.69; ns.) ja kovemmilla nopeuksilla negatiivisesti kulmamutokseen (90 %: -0.77 ; $p < .01$, 95 %: -0.91 ; $p < .001$ ja 100 %: -0.81 ; $p < .01$). Nilkan jäykkyys ei kuitenkaan korreloinut polven jäykkyyteen juoksussa.

Nilkan eksentrisen jäykkyys juoksussa korreloi positiivisesti nilkan eksentriseen jäykkyyteen pudotushyppyissä kaikkien juoksunopeuksien ja pudotuskorkeuksien välillä (0.66 - 0.91; $p < .05 - .001$). Polvinivelen kohdalla vastaava korrelaatio oli suurin maksimijuoksun ja hyppyjen välillä (DJ35: 0.66; $p < .05$, DJ55: 0.89; $p < .001$ ja DJ75: 0.88; $p < .001$).

Tämän tutkimuksen perusteella näyttää siltä, että nilkan eksentrisen jäykkyys on riippumaton nivelen kuormituksesta nopeissa, venymis-lyhenemissykli -tyyppisissä suorituksissa kuten pikajuoksu ja pudotushyppy. Tulos vahvistaa siten käsitystä lihastoiminnan säätelys-

tä jäykkyyden ylläpitämisessä (Houk 1979). Pudotushyppyissä, joissa nilkkanivelen kuormitus on suuri kovien pystysuuntaisten voimien vuoksi, inhibitoriset tekijät ja/ tai uskalluksen puute aiheuttavat todennäköisesti jäykkyyden laskun korkeilla pudotuskorkeuksilla. Polven eksentrisen vaiheen jäykkyyden kasvu juoksunopeuden lisääntyessä on seurausta kehon pystysuuntaisen liikkeen pienenemisestä, mikä vastaa mm. Luhtasen ja Komin (1980) sekä Meron ja Komin (1986) tuloksia jalan jousivakioarvojen kasvusta nopeuden lisääntyessä pikajuoksussa. Tämän tutkimuksen perusteella jalan jäykkyyttä säädellään pikajuoksussa polvinivelen jäykkyyttä muuttamalla nilkan jäykkyyden pysyessä muuttumattomana. Vaikka niveljäykkyyden ja suorituskyvyn (juoksunopeus, hypyn korkeus) välillä ei havaitukaan yhteyttä, jäykkä nilkka- ja polvinivel voi välittää tehokkaammin lonkan ojentajalihasten tuottaman voiman alustaan.

Avainsanat: pikajuoksu, niveljäykkyys, nivelmomentti, lihasaktiivisuus, pudotushyppy

SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO	1
2. LIHASJÄYKKYYS.....	2
2.1. Lihas-jännekompleksin jäykkyys	3
2.1.1. Luonnollisen liikkumisen aikana	3
2.2. Sääteilyjärjestelmät.....	3
2.2.1. Esiaktiivisuus	4
2.2.2. Venytysrefleksi.....	5
3. NIVELJÄYKKYYS.....	6
3.1. Niveljäykkyyden käsitteestä.....	7
3.2. Passiivinen niveljäykkyys	7
3.3. Niveljäykkyyden säätely yksittäisessä nivelessä.....	8
3.4. Jäykkyyden säätely nivelten välillä.....	8
3.5. Niveljäykkyyden mittaaminen	9
4. TUTKIMUKSEN TARKOITUS	11
5. TUTKIMUSMENETELMÄT	12
5.1. Koehenkilöt	12
5.2. Tutkimusprotokolla	12
5.3. Aineiston käsittely	14
5.4. Tilastolliset menetelmät	16
6. TULOKSET	17
6.1. Juoksunopeuden vaikutus askelmuuttujiin.....	17
6.2. Juoksunopeuden vaikutus voimantuottoon ja niveljäykkyyteen	18
6.3. Lihasaktiivisuus juoksuissa	21
6.4. Pudotuskorkeuden vaikutus voimantuottoon ja niveljäykkyyteen pudotushypyissä	23

6.5. Lihasaktiivisuudet pudotushypyissä.....	27
6.6. Niveljäykkyyden yhteydet juoksussa ja pudotushypyissä	28
7. POHDINTA	30
7.1. Niveljäykkyys pikajuoksussa	30
7.2. Niveljäykkyys pudotushypyissä.....	34
7.3. Johtopäätökset	36
LÄHTEET.....	37
LIITTEET	

1. JOHDANTO

Lihasmekaniikkaa on tutkittu intensiivisesti 1930 -luvulta lähtien (Fenn ym. 1930; Hill 1938) ja menetelmien kehittyminen on mahdollistanut yhä tarkemmat tutkimukset jopa yksittäisellä lihassolulla (Sugi 1972; Sugi & Tsuchiya 1981). Eristetyillä preparaateilla tehdyt mittaukset ovat antaneet perustietoa lihasmekaniikasta ja säätelymekanismeista. Nykyiset menetelmät mahdollistavat lihas-jännekompleksin voima-nopeus -riippuvuuden ja jäykkyysominaisuuksien suoran mittaamisen jänteestä myös ihmisillä normaalin liik- kumisen aikana (Komi ym. 1987; Finni ym. 1998a, 1998b).

Vaikka hermo-lihasjärjestelmän toimintaa onkin tutkittu paljon eläinkokeiden avulla (Rack & Westbury 1974; Walmsley ym. 1978; Hoffer & Andreassen 1981), kyseisten menetelmi- en käyttöä ihmisillä ovat rajoittaneet mm. menetelmien invasiivisuus. Siksi yksi ihmisen biomekaanisen tutkimuksen suurimmista haasteista on etsiä ja kehittää epäsuoria mittaus- menetelmiä, joiden avulla olisi mahdollista tutkia hermo-lihasjärjestelmän toimintaa ja säätelyä eri tilanteissa normaalin liikkumisen aikana.

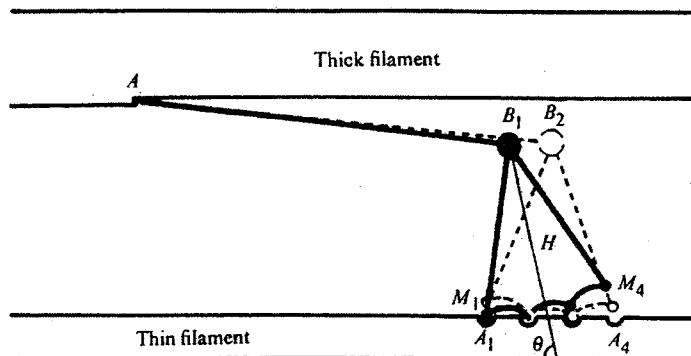
Yksi keskeisimmistä apuvälineistä lihasmekaniikan tutkimisessa on ollut matemaattisten mallien kehittäminen liikemekaniikan pohjalta. Kehon tekemä mekaaninen työ pystytään las- kemaan reaktiovoimien, kehon segmenttien kiihtyvyyksien ja massaparametrien avulla (mm. Winter 1979, 151-152). Ongelmina työn laskemisessa ovat kuitenkin lihasmekanii- kan säätely ja elastisten rakenteiden toiminta, jotka vaikuttavat hermo-lihasjärjestelmän toiminnan tehokkuuteen mm. elastisen potentoitumisen ansiosta tehdyn suuremman työn (Cavagna 1977) ja eri säätelymekanismien, esiaktiivisuus (Dietz & Noth 1981; Gollhofer ym. 1984) ja refleksitoiminta (Crago ym. 1976; Houk 1979; Nichols 1987), kautta.

Nykyisen käsityksen mukaan hermo-lihasjärjestelmä säätelee lihaksen jäykkyyttä pyrkien kompensoimaan siinä tapahtuvia muutoksia (Houk 1979; Nichols 1987). Tätä käsitystä tu- kevat tulokset niin eläimillä (Hoffer & Andreassen 1981) kuin ihmisilläkin (Crago ym. 1976) tehdyistä tutkimuksista. Tutkimustietoa puuttuu kuitenkin lihasten välisestä koordi- naatiosta jäykkyyden säätelyssä, säätelyjärjestelmien toiminnasta luonnollisen liikkumisen aikana sekä adaptaatiomekanismeista mm. väsytykseen ja harjoitteluun.

2. LIHASJÄYKKYYS

Sarkomeerin voimantuotto on suurin keskipituuksilla, jolloin filamenttien välinen poikittaissiltamuodostus on suurimmillaan (Huxley & Simmons 1971). Passiivisen lihaksen voimantuotto kasvaa pituuden lisääntyessä elastisten rakenteiden vastustaessa venytystä (Cavagna 1977).

Venyttäessä aktiivista lihasta, sen venytystä vastustava voima on suurempi kuin vastaava voima isometrisessä tilanteessa (mm. Hill 1977). Voiman lisääntyminen on havaittu monissa tutkimuksissa niin koko lihaksella (Hill 1977; Cavagna 1977) kuin yksittäisellä lihas-solullakin (Edman ym. 1978). Se johtuu osittain passiivisten elastisten rakenteiden venytystä vastustavasta voimasta mutta myös poikittaissiltojen on todettu pystyvän varastoi-maan elastista energiaa (Kuva 1)(Huxley & Simmons 1971; Rack & Wetsbury 1974). Li-haksen jäykkyys (voiman muutoksen suhde lihaspituuden muutokseen) kasvaa lineaarises-sa suhteessa lihasaktiivisuuden kanssa (Weiss ym. 1988) ja on riippuvainen lihaksen pituu-desta (Grillner 1972) voima-lihaspituus -käyrän mukaisesti.



KUVA 1. Poikittaissillan voimantuot-tomekanismi. Myosiinin pää (H) kiinnittyy (ehjä viiva) aktiinifila-mentiin (M_1A_1 ja M_2A_2) ja kiertyy (katkoviiva) uuteen asemaan (M_2A_2 ja M_3A_3) aiheuttaen filamenttien liuku-misen toistensa lomitse. Poikittaissilta pystyy varastoimaan elastista energiaa myosiinin jousimaiseen varteen (AB). (Huxley & Simmons 1971)

Venytyksen alussa voima kasvaa jyrkästi myofilamenttien välille muodostuneiden poikit-taissiltojen vastustaessa venytystä (short range stiffness)(Rack & Westbury 1974). Jäyk-kyys kasvaa venytysnopeuden lisääntyessä lihaksen viskoosisten ominaisuuksien ansiosta (Grillner 1972; Edman 1978; Hunter & Kearney 1982). Venytyksen jatkuessa poikittaissil-lat alkavat irtoilla ja hakea uutta asemaa aktiinifilamentistä, jolloin voiman kasvu loivenee tai jopa laskee venytysnopeudesta ja -amplitudista riippuen (Flitney & Hirst 1978).

2.1. Lihas-jännekompleksin jäykkyys

Lihas-jännekompleksin jäykkyyteen vaikuttaa supistuvan ja elastisen komponentin jäykkyyksien lisäksi lihaksen visko-elastiset ominaisuudet Hillin (1938) mallin mukaan. Jännepystyy palauttamaan siihen venytyksessä varastoituneen energian lähes kokonaan (Alexander 1988) ja lihaksilla, joissa lihassolut ovat lyhyitä ja jänne pitkä (kuten m. triceps surae ihmisellä), suurin osa venytyksen energiasta varastoituneekin jänteeseen (Alexander 1988; Huijing 1992). Venytyksessä jänteen jäykkyys pysyy melko vakiona lukuunottamatta alkuvaihetta, jossa jäykkyys on alhaisempi kollageenisäikeiden järjestäytyessä uudelleen (Huijing 1992).

2.1.1. Luonnollisen liikkumisen aikana

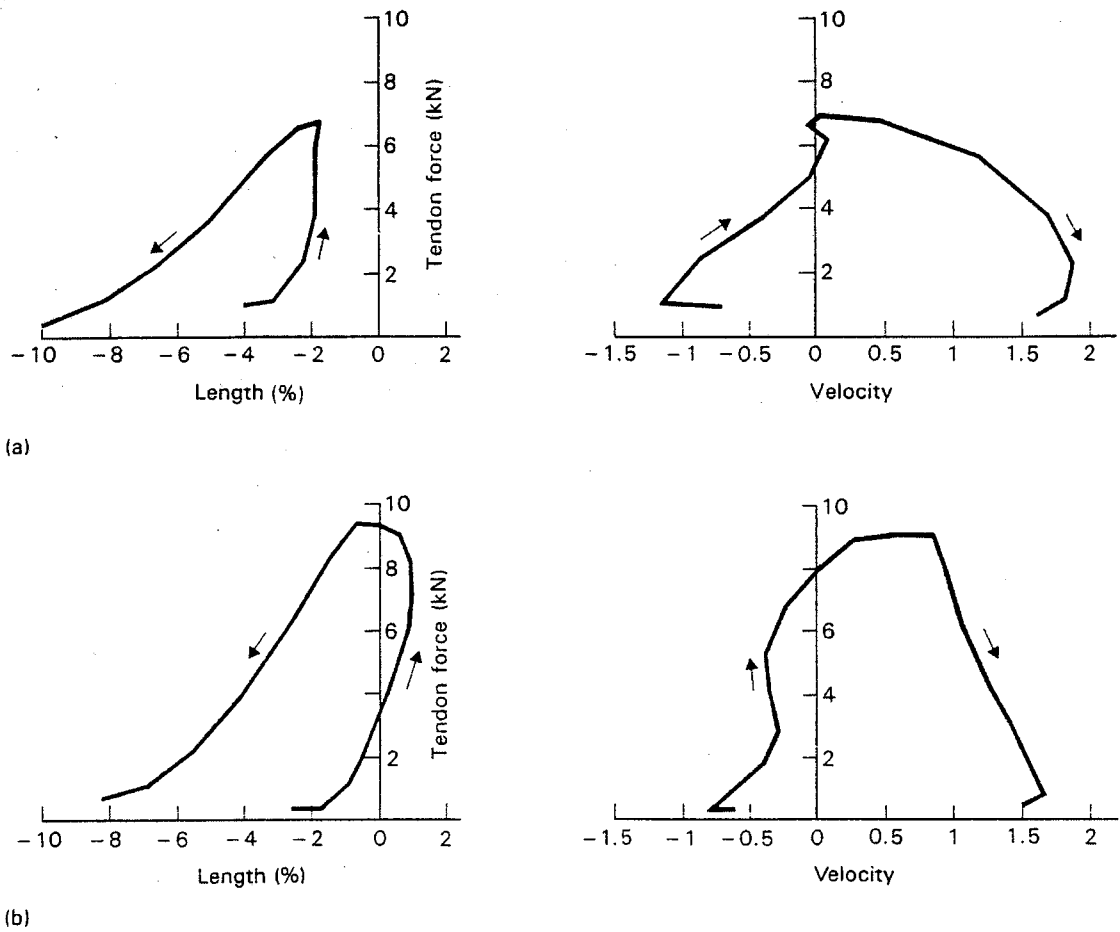
Normaalin liikkumisen aikana lihastoiminta vaihtelee sisältäen peräkkäisiä venymis- ja lyhenemisvaiheita. Tämän venymis-lyhenemissykliksi kutsutun lihastoiminnan etuna on suurempi mekaaninen hyötysuhde verrattuna pelkkään eksentriseen ja konsentriseen työhön (Asmussen & Bonde-Petersen 1974; Cavagna 1977). Elastisen energian hyödyntäminen on tehokkainta kun venytys on lyhyt ja nopea (Cavagna 1977) ja koplausaika (isometrinen vaihe eksentrisen ja konsentrisen työn välissä) lyhyt (Ito ym. 1983; Aura & Komi 1986).

Sekä eläimillä (Walmsley ym. 1978; Gregor ym. 1988) että ihmisillä (Komi ym. 1987) tehdyt tutkimukset osoittavat, että lihas-jännekompleksin voimantuotto-ominaisuudet ovat hyvinkin erilaisia venymis-lyhenemissyklin aikana verrattuna vastaavaan eksentriseen tai konsentriseen työhön (Kuva 2)(Komi 1992).

2.2. Säätelijärjestelmät

Venymis-lyhenemissyklin mekaaninen hyöty lihas-jännekompleksin toimintaan on kiistattomasti osoitettu useissa tutkimuksissa (Asmussen & Bonde-Petersen 1974; Cavagna 1977;

Aura & Komi 1986), mutta mekanismit supistuvan ja elastisen komponentin toiminnassa eivät ole yhtä selviä.



KUVA 2. Gastrocnemius -lihaksen voima-lihaspituus- (vasemmalla) ja voima-nopeuskäyrät (oikealla) koehenkilöllä, joka juoksi nopeuksilla 9.02 m/s (a) ja 5.78 m/s (b). (Komi 1992)

Venytyks ei ole yhtä suuri supistuvassa ja passiivisessa elastisessa komponentissa (Rack ym. 1983) eikä myöskään yksittäisissä sarkomeereissa (Gordon ym. 1966). Joissakin tutkimuksissa lihassolujen on havaittu jopa lyhentyvän lihas-jännekompleksin venyessä (Griffiths 1991).

2.2.1. Esiaktiivisuus

Lihasten on havaittu aktivoituvan ennen kontaktia alustaan (Melvill Jones & Watt 1971; Dietz & Noth 1981; Gollhofer ym. 1984). Esiaktiivisuus tekee lihaksen jäykemmäksi, jolloin se pystyy paremmin vastustamaan muutoksia ulkoisissa voimissa (Gollhofer ym.

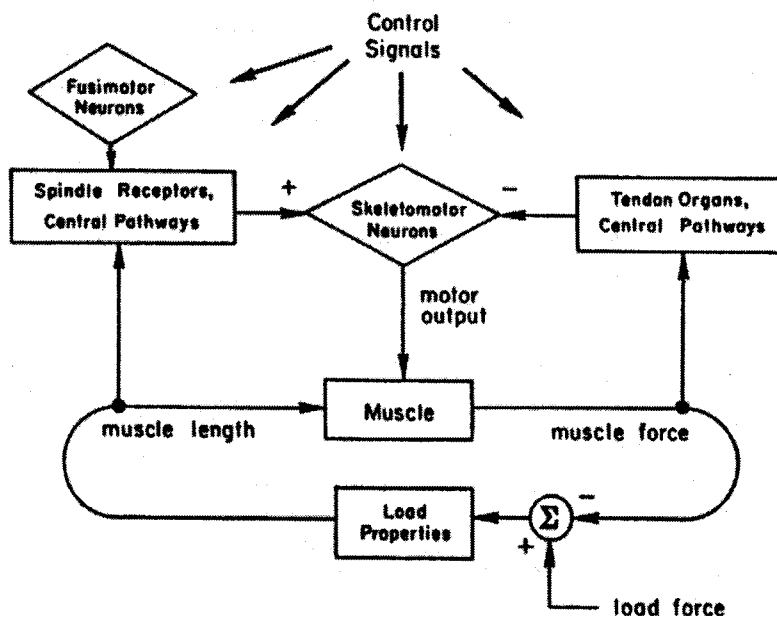
1984). Esiaktiivisuus kasvaa ulkoisten voimien lisääntyessä, mutta ajallisesti se pysyy melko vakiona (Dietz & Noth 1981; Aura & Komi 1987). Esiaktiivisuuden merkitys lihaskäykkyyden säätelyssä on keskeinen venytyksen alkuvaiheessa ennen refleksivasteiden ilmenemistä (Grillner 1972).

Lihaskäykkyyden ja sen mekaanisen vasteen (voimantuotto) alun välillä on lihaskäykkäsystemin visko-elastisista ominaisuuksista aiheutuva aikaviive, jota kutsutaan elektromeekaaniseksi viiveeksi (electro-mechanical delay, EMD). Aikaisemmissa tutkimuksissa (Ralston ym. 1976; Norman & Komi 1979) viiveen on raportoitu olevan noin 25-40 ms aktiivisella lihaksella ja lyhyempi eksentrisessä kuin konsentrisessä supistuksessa (Norman & Komi 1979). Uusimpien tutkimusten mukaan elektromeekaaninen viive on vain 13-15 ms, jolloin esimerkiksi venytysrefleksin mekaaninen vaste ajoittuisi eksentrisen vaiheen loppuun ja/ tai konsentrisen vaiheen alkuun nopeissa venymis-lyhenemisykli -tyyppisissä liikkeissä (Komi 1998).

2.2.2. Venytysrefleksi

Lihaksen toimintaa säätelee järjestelmä, jossa lihaskäykkyyttä aistivat lihasspindelit ja lihaksen voimaa aistivat Golgin jänne-elimet vastaavat yhdessä ylempien säätelyjärjestelmien kanssa lihaksen hermostollisesta aktiivisuudesta (Kuva 3)(Houk 1979). Nykyisen käsityksen mukaan kyseinen järjestelmä säätelee lihaksen käykkyyttä (voiman muutosta lihaskäykkyyden muutokseen) eikä lihaskäykkyyttä tai -voimaa, kuten aiemmin uskottiin (Houk 1979).

Tutkimustulokset niin eläimillä (Nichols & Houk 1976; Hoffer & Andreassen 1981) kuin ihmisilläkin (Crago ym. 1976; Allum & Mauritz 1984) ovat osoittaneet, että lihaksen käykkyyden pysyminen melko vakiona voimasta riippumatta (alhaisimpia voimatasoja lukuunottamatta) refleksitoimintojen ollessa mukana.



KUVA 3. Kaaviokuva lihas-toiminnan säätelystä, johon kuuluu kolme lenkkiä: lihaspituuspalaute spindelien kautta, lihasvoimapalaute Golgin jänne-elimen kautta ja ulkoisen kuormituksen vaikutus lihakseen. (Houk 1979)

Lihäs-jännekompleksin venytys aiheuttaa neuraalisen aktiivisuuden lisääntymisen 30-50 ms kontaktin alun jälkeen ja se kasvaa venytysvoiman lisääntyessä (Lee & Tatton 1978; Dietz & Noth 1981; Gollhofer ym. 1992). Refleksivasteen tehtävänä on kompensoida jäykkyyden laskua ”short-range stiffness” -vaiheen jälkeen (Cavagna 1977; Dietz & Noth 1981; Gollhofer ym. 1992). Nopeissa suorituksissa (esim. pikajuoksun kontakti) venytysrefleksin vaikutus ajoittuu kontaktin loppupuolelle, jolloin kontaktin alkupuoliskon jäykkyys on riippuvainen esiaktiivisuudesta (Grillner 1972; Dietz & Noth 1981).

3. NIVELJÄYKKYYS

Liikkeen suorittamiseen osallistuu yleensä useita lihaksia tai lihasryhmiä, joiden yhteisvaikutuksesta niveleen kohdistuva voima määräytyy. Siksi onkin tarkoituksenmukaista tutkia lihasten säätelyä ja toimintaa nivelten kuormitusta ja liikkeitä tarkastelemalla, koska se vastaa parhaiten tilannetta normaalissa liikkumisessa. Vaikka lihastoiminnan tarkastelua (nivelten avulla) vaikeuttaakin mm. nivelten useat vapausasteet ja kahden nivelen yli kulkevat lihakset, kyseinen tarkastelu on kuitenkin tärkeä askel liikkumisen säätelyn tutkimisessa ja nykyistä tarkempien ja luotettavampien menetelmien kehittämisessä.

3.1. Niveljäykkyyden käsitteestä

Liikuntabiologisessa tutkimuksessa kudosten jäykkyys määritellään yleensä voiman muutoksen suhteena pituuden muutokseen. Tässä yhteydessä se ei kuitenkaan vastaa jäykkyyttä sanan fysikaalisessa merkityksessä kudosten ei-lineaaristen, ajasta ja nopeudesta riippuvien ominaisuuksiensa vuoksi. Kudoksilla on kuitenkin havaittu jousen kaltaisia ominaisuuksia, ts. kykyä varastoida ja hyödyntää elastista energiaa, joten jäykkyys -termin käyttöä voidaan pitää perusteltuna ymmärtäen kuitenkin sen eroavaisuudet fysiikan näkökulmasta. (Latash & Zatsiorsky 1993)

Niveljäykkyys kuvaa kaikkien niveleen vaikuttavien, niin passiivisten kuin aktiivistenkin, komponenttien voimaa ja sen muutosta suhteessa nivelen liikkeeseen. Vaikka niveljäykkyys onkin käytännössä siihen vaikuttavien lihasten ja ligamenttien toiminnan yhteisvaikutusta, se on keinotekoisuudestaan huolimatta tärkeä työkalu analysoitaessa monimutkaisia liikkeitä ja selvitettäessä säätelymekanismeja normaaliin liikkumiseen liittyen.

3.2. Passiivinen niveljäykkyys

Lihasten ollessa passiivisia, nivel vastustaa liikettä lihasten ja nivelen rakenteiden ja viskoosisten ominaisuuksiensa ansiosta (Latash & Zatsiorsky 1993). Tämä passiivinen niveljäykkyys on pienimmillään neutraaliasennossa, joka voidaan mitata esimerkiksi veteen upotuksessa lihasten ollessa rentoina. Polvi- ja lonkkanivelissä neutraaliasennot ovat noin 133° ja 134° (Latash & Zatsiorsky 1993). Passiivinen niveljäykkyys on noin 19 Nm/rad (n. 0.3 Nm°) nilkkanivelessä (Gottlieb & Agarval 1978; Kearney & Hunter 1982). Passiivinen niveljäykkyys on suurempi pienen kulmamutoksen aikana (Kearney & Hunter 1982) ja riippuvainen nivelen asennosta, lisääntyen mm. nilkan dorsifleksoituessa (Gottlieb & Agarval 1978). Jäykkyys laskee ajan funktiona viskositeetin pienentyessä (MacKay ym. 1986) ja se riippuu myös nivelen liikkeen suunnasta (Latash & Zatsiorsky 1993).

3.3. Niveljäykkyyden säätely yksittäisessä nivelessä

Jos agonisti- ja antagonistilihakset ovat samanaikaisesti aktiivisia (koaktivaatio) ja nivelen momentti ei muutu, nivelen jäykkyys kasvaa lihasten lisääntyneen voimantuoton ansiosta. Koaktivaation avulla nivel pystyy paremmin vastustamaan ulkoisten voimien aiheuttamia muutoksia nivelen toiminnassa esimerkiksi juoksussa (Mann ym. 1986; Jönhagen ym. 1996). (Nichols 1987)

Venytyksrefleksin vaikutus jäykkyyteen voi alkaa vasta noin 40-50 ms (refleksin latenssiaika + elektromekaaninen viive) venytyksen alun jälkeen. Sinkjaer ym. (1988) havaitsivat nilkan jäykkyyden kasvavan lähes lineaarisesti ensimmäisten 50 ms:n aikana. Horitan ym. (1996) tutkimuksessa polven jäykkyys kasvoi pudotushypyssä lineaarisesti kontaktin alussa 30-40 ms, minkä jälkeen jäykkyys laski jyrkästi. Suuri jäykkyys venytyksen alussa vastaa poikittaissiltojen jäykkyyttä (short-range stiffness)(Sinkjaer ym. 1988; Gollhofer ym. 1992; Horita ym. 1996). Venytysrefleksiä pidetään keskeisenä tekijänä jäykkyyden säätelyssä ”short-range stiffness” -vaiheen jälkeen (Grillner 1972; Gollhofer ym. 1992; Horita ym. 1996). Säätelyyn liittyy kuitenkin myös heterogeenisiä refleksejä (ärsyke ja vaste eri lihaksissa), joiden toiminta osaltaan vaikuttaa jäykkyyteen (Nichols 1987) (Ks. 3.3.).

3.4. Jäykkyyden säätely nivelten välillä

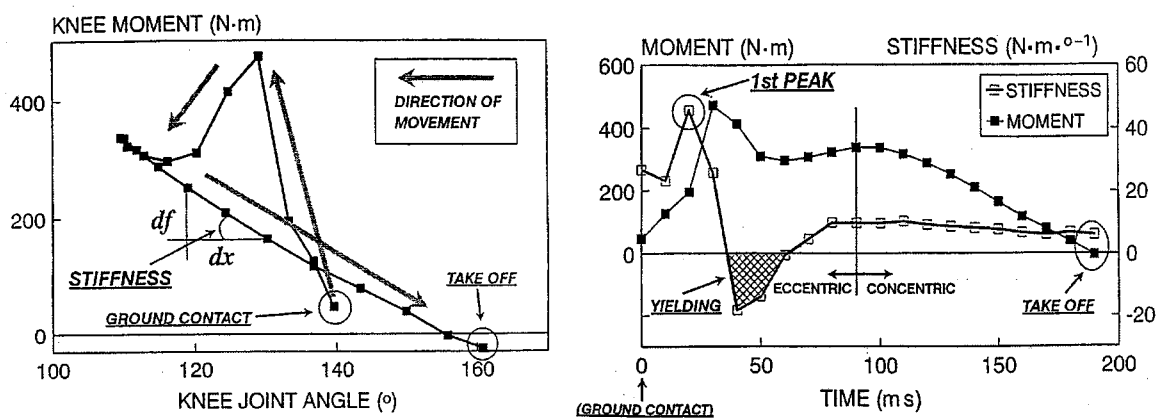
Normaalin liikkumisen aikana liikkeen toteuttaminen vaatii yleensä useamman kuin yhden nivelen koordinoitua toiminnan. Nichols (1987) havaitsi, että kissan gastrocnemius -lihaksen venytys eksitoi soleus -lihaksen toimintaa alhaisilla voimatasoilla, mutta suurilla voimatasoilla vaikutus oli inhibitorinen. Gastrocnemiuksen venytys aiheutti myös tibialis anterior -lihaksen eksitaation. Tulosten perusteella hän arveli, että kahden nivelen yli kulkevan m. gastrocnemiuksen avulla voidaan säädellä nilkka- ja polvinivelen toimintaa koko jalan tukevuuden (jäykkyyden) lisäämiseksi. (Nichols 1987)

Kahden nivelen yli kulkevien lihasten on todettu välittävän energiaa proksimaalisesta distaaliseen niveleen. Esimerkiksi vertikaalihypyssä polven ojentuminen auttaa plantaariflektsiota aktiivisen gastrocnemius -lihaksen toimiessa voiman välittäjänä (van Ingen Schenau ym. 1987). Kahden nivelen yli kulkevat lihakset säätelevät nivelmomenttien ja työn jakautumista nivelten välillä (Jacobs ym. 1993). Toiminnan tarkoituksena on kehon painopisteen nopeuden optimointi (van Ingen Schenau ym. 1987).

3.5. Niveljäykkyyden mittaaminen

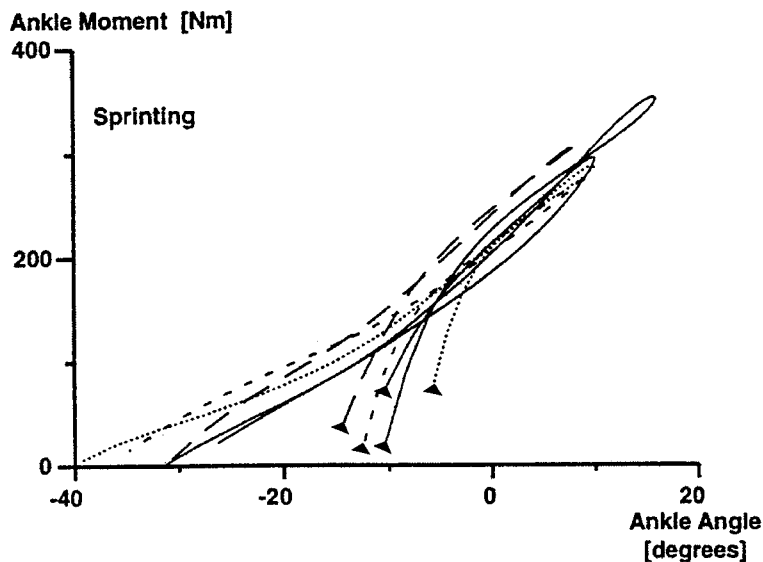
Ihmisellä lihas-jännekompleksin jäykkyyttä on tutkittu epäsuorasti mm. erilaisten jousimallien avulla (Luhtanen & Komi 1980; McMahon & Cheng 1990), sekä oskillaatiotekniikan avulla (Wilson ym. 1994; Walshe ym. 1996). Jousivakiomalleissa jäykkyys on laskettu kehon painopisteen liikeradan ja siihen kohdistuvien voimien suhteena juoksun kontaktivaiheen aikana. Oskillaatiomenetelmät perustuvat puolestaan kykyyn vaimentaa raajaan kohdistunut äkillinen mekaaninen häiriö. Kyseiset menetelmät eivät kuitenkaan erittele yksittäisen nivelen jäykkyyttä ja ovat siitä syystä puutteellisia säätelymekanismeja selvittäessä.

Horita ym. (1996) ovat laskeneet polven hetkellisen niveljäykkyyden (momentin muutoksen suhde nivelkulmamuuhtoksen) pudotushypyn kontaktista (Kuva 4). Menetelmä mahdollistaa jäykkyyden muutosten havainnoinnin kontaktin aikana.



KUVA 4. Polven momentti-nivelkulma -kuvaaja (vasemmalla) ja hetkellinen jäykkyys kuvattuna polvimo- mentin kanssa (oikealla) pudotushypyn kontaktivaiheessa. Jäykkyys on laskettu momentin hetkellisen muu- toksen suhteena vastaavaan nivelkulmamuuhtokseen. (Horita ym. 1996)

Stefanyshyn ja Nigg (1998) laskivat nilkan jäykkyyden juoksussa nivelmomentti- nivelkulmakuvaajasta lasketun regressiosuoran jyrkkyydestä (Kuva 5). Tutkijoiden kuvaama dynaaminen jäykkyys vastaa siis keskimääräistä jäykkyyttä kontaktin ajalta, eikä tutkimuksessa tarkasteltu jäykkyyden muutoksia kontaktin aikana. Momentti-nivelkulmakuvioista (Kuva 5) voidaan kuitenkin nähdä jäykkyyden olevan suurempi kontaktin alkuvaiheessa pysyen sen jälkeen melko vakiona vastaten tutkijoiden esittämää lineaarista laskutapaa. Nilkkanivelen jäykkyydessä ei kuitenkaan havaittu Horitan ym. (1996) esittämää periksiantovaihetta alkujäykkyyden jälkeen. Tosin tutkimusten vertailu on hankalaa tutkimusasetelmien ollessa niin erilaisia. Molemmissa tutkimuksissa tarkasteltavana oli vain yksittäinen nivel, joten jäykkyyden säätelystä nivelten välillä ei ole toistaiseksi tietoa.



KUVA 5. Nilkan momentti-nivelkulma -kuvaajat pikajuoksun kontaktista viideltä pikajuoksijalta (nopeudet 7.1-8.4 m/s). Jäykkyys on laskettu regressiosuoran jyrkkyydestä koko kontaktin ajalta olettamalla jäykkyyden olevan lineaarinen. Tummennetut nuolenkärjet osoittavat kontaktin alkukohtaa. (Stefanyshyn & Nigg 1998)

4. TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Nykyisen käsityksen mukaan hermo-lihasjärjestelmän uskotaan säätelevän lihaksen jäykkyyttä ulkoista kuormitusta vastaan (Houk 1979). Jäykän lihas-jännekompleksin kyvyn hyödyntää esivenytys venymis-lyhenemissykli -tyyppisessä kuormituksessa on todettu olevan heikompi joustavaan lihas-jännekompleksiin verrattuna (Walshe & Wilson 1997). Jäykän lihas-jännekompleksin uskotaan kuitenkin olevan tehokkaampi voiman välityksessä nopeissa venymis-lyhenemissykli -tyyppisissä liikkeissä, kuten pikajuoksun kontakti (Wilson ym. 1994).

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on

- 1) selvittää niveljäykkyyden muuttumista nilkassa ja polvessa juoksunopeuden kasvaessa,
- 2) tutkia niveljäykkyyden yhteyksiä suorituskykyyn ja
- 3) selvittää mekanismeja jäykkyyden säätelyssä nivelittäin eri suorituksissa.

5. TUTKIMUSMENETELMÄT

5.1. Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui yksitoista miespikajuoksijaa, joiden tiedot ovat taulukossa 1. Koehenkilöt olivat vakuutettuja tutkimuksen ajaksi.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden (n=11) tiedot (keskiarvo ± keskihajonta).

Ikä (v)	Pituus (m)	Paino (kg)	100 m ennätys (s)
22.8 ± 3.7	1.77 ± 0.06	73.0 ± 5.8	10.92 ± 0.37

5.2. Tutkimusasetelma

Koehenkilöille selvitettiin mittauksen kulku ja he allekirjoittivat kirjallisen suostumuksen (Liite 1), minkä jälkeen mitattiin pituus ja paino ja laitettiin emg-elektrodit oikean jalan leveään kantalihakseen (SOL), kaksoiskantalihakseen (GA) mediaalipuolelle, etummaiseen säärilihakseen (TA), sisempään ja suoraan reisilihakseen (VM ja RF), kaksipäisen reisilihakseen (BF) lateraaliseen osaan sekä isoon pakaralihakseen (GLUT). Elektrodit sijoitettiin lihasrungon suuntaisesti lihaksen keskiosan ja distaalisen janteen puoliväliin lukuunottamatta BF- ja GLUT- lihaksia, joissa sijoituskohtina olivat lihasrungon keskiosa (paksuin kohta; BF) ja lihaksen yläreuna (GLUT). Elektrodien kiinnityskohdista poistettiin ihokarvat ja pintaa raaputettiin kevyesti hiekkapaperilla kuolleen ihosolukon poistamiseksi. Lopuksi iho puhdistettiin puhdistusaineella (amisept). Bipolaariset Beckman -tyyppiset elektrodit (napojen väli 2 cm) kiinnitettiin kaksipuoleisilla teipeillä ja kiinnitys varmistettiin teippaamalla elektrodit tiukasti ihoon. Signaalin johtumisen parantamiseksi elektrodien kontaktipintoihin levitettiin elektrodipastaa. Signaalin puhtaus varmistettiin tietokoneen näytöltä ja häiriöiden ilmetessä elektrodi laitettiin uudelleen. Elektrodien johdot teipattiin ihoon ja koehenkilölle laitettiin sukkahousut johtojen pitämiseksi paikallaan. Koehenkilön vyötärölle kiinnitettiin lähetin, jonka paino johtojen ja elektrodien kanssa oli 1.0 kg.

Elektrodien kiinnittämisen ja signaalien tarkastamisen jälkeen koehenkilöt verryttelivät tarpeen mukaan sisällyttäen verryttelyyn päkiähypelyitä ja juoksuvetoja. Verryttelyn jälkeen nivelpisteet (17 kpl) merkittiin heijastavilla markkereilla (Liite 2) liikeanalyysiä var-

ten. Mittaustilanteessa koehenkilön vaatetuksena oli urheiluhousut ja hihaton paita sekä lenkkikengät pudotushypyissä ja isometrisissä voimamittauksissa ja piikkarit juoksuissa.

Hypyistä ja juoksuista rekisteröitiin lihasaktiivisuudet telemetrisesti (Glonner Biomes 2000, kaistaleveys 3-360 Hz, -3dB) ja vaaka- ja pystysuuntaiset reaktiivoimat mitattiin voimalevyiltä. Voima- ja lihasaktiivisuussignaalit kerättiin tietokoneelle CODAS-tiedonkeruujärjestelmällä (Dataq Instruments, Inc.) 833 Hz:n näytteenottotaajuudella. Hyppyt tehtiin yksittäisellä voimalevyillä (Raute Precision Oy, ominaisvärähtelytaajuudet F_z 180±10 Hz, F_x ja F_y 130±10 Hz) pudotuskorkeuksilta 35, 55 ja 75 cm (DJ35, DJ55 ja DJ75). Hyppyjä suoritettiin kaksi jokaiselta korkeudelta sekä ennen juoksuja (B=before) että juoksujen jälkeen (A=after). Juoksut tehtiin kymmenen metriä pitkän voimalevyjonon (Raute Precision Oy, ominaisvärähtelytaajuudet F_z 180±10 Hz, F_x ja F_y 130±10 Hz) yli. Ensiksi juostiin 9.1 m/s nopeudella, mikä oli samalla verryttelyä sitä seuraavaan maksiminopeudella tapahtuvaan juoksuun (100% B)(Liite 3). Koehenkilöt valitsivat tarvitsemansa kiihdytysmatkan siten, että tavoitenopeus saavutettiin ennen ensimmäistä valokennoa ja ohjeena oli juosta kymmenen metrin mittaamatka mahdollisimman tasaisella nopeudella. Maksimijuoksun perusteella laskettiin submaksimaalisten juoksujen nopeudet (70%, 80%, 90% ja 95%). Submaksimaalisissa juoksuissa (myös 9.1 m/s) hyväksyttävänä tarkkuutena pidettiin ± 2 %:a tavoiteajasta. Tavoitteeseen päästiin muutamaa poikkeusta lukuunottamatta, jolloin enintään kolmesta yhtä nopeutta kohti suoritetusta yrityksestä valittiin tavoiteaikaa lähinnä oleva juoksu. Onnistuneiksi suorituksiksi hyväksyttiin myös joko 9.1 m/s tai aikaisempia nopeuksia kohti tehdyt yritykset, jotka täyttivät edellä mainitut kriteerit. Maksimijuoksuja (B ja A) tehtiin vain yksi, joten juoksujen kokonaismääräksi tuli 9-12.

Hypyt ja juoksut kuvattiin videokameroilla (NAC HSV 200 ja PEAK HSC 200) kuvanopeuden ollessa 200 kuvaa sekunnissa (Liite 3). Kalibroitina käytettiin metrin pituista pystysuuntaista tankoa pudotushypyissä ja viisi metriä pitkää kehikkoa leveydeltään yksi ja korkeudeltaan kaksi metriä. Kalibroitipisteinä käytettiin kehikon kulmia sekä lisäksi vastaavia pisteitä kehikon puolivälin kohdalta. Kehikon pituus valittiin siten, että oikean jalan kontakti osuu varmasti kuvausalueelle. Videokuva ja voimasignaali saatiin synkronoitua pystyvoimasta trigatulla merkkisignaalilla, joka sytytti videokuvassa nähtävän led-valon ja joka samanaikaisesti tallennettiin myös tietokoneelle. Juoksuaika mitattiin valokennoilla

(Digitest Oy) kymmenen metrin matkalta vakionopeuden vaiheesta pään korkeudelta ja signaali johdettiin kellolaitteelle ja lisäksi tietokoneelle.

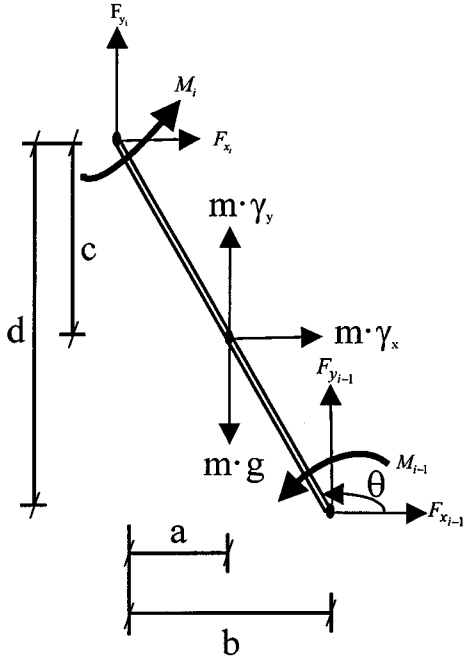
5.3. Aineiston käsittely

Yhden koehenkilön juoksua ei voitu analysoida synkronointisignaalin puuttumisen vuoksi. Emg-signaalit suodatettiin (ylipäästösuodin, cut-off frequency 20 Hz) perustason aaltoilun poistamiseksi, tasasuunnattiin ja keskiarvoistettiin voimalevyille osuneista suorituksesta (hypyissä kaksi ja juoksuissa kaksi tai kolme) Fcodas-ohjelmalla (Liikuntabiologian laitos). Hypyistä ja juoksuista laskettiin emg:n keskiarvo (aEMG) 100 ms:n ajalta ennen kontaktin alkua (esiaktiivisuus) ja kontaktin ajalta (kontaktiaktiivisuus). Lihasaktiivisuusmallien löytämiseksi tasasuunnatusta emg-signaalista on laskettu liukuva keskiarvo 15:llä pisteellä. Kolmella koehenkilöllä emg-signaali sisälsi selvästi havaittavia häiriöitä ja heidät jouduttiin jättämään pois lopullisesta analyysistä, jossa otoskoko oli seitsemän lihasaktiivisuuksien osalta.

Juoksuista mitatuista reaktivoimista jouduttiin suodattamaan vaakavoima voimasignaaliin tulleen, levyjen matalasta ominaisvärähtelytaajuudesta johtuvan, oskillaation vuoksi. Suodatus tehtiin Fcodas -ohjelmalla toisen asteen pienimmän neliösumman polynomi -menetelmällä ja suodatus valittiin siten, että suodatettu signaali vastasi profiiltaan ja suuruudeltaan mahdollisimman hyvin aikaisemmissa tutkimuksissa esitettyjä arvoja. Kontakti- ja lentoajat sekä juoksuista että hypyistä laskettiin pystyvoimasta. Juoksuista laskettiin lisäksi askeltiheys (Hz) kontakti- ja lentoajoista sekä keskimääräinen askelpituus (m) jakamalla juoksunopeus askeltiheydellä.

Liikeanalyysiä varten valittiin juoksuista yksi oikean jalan kontakti kultakin nopeudelta ja hypyistä kaikki onnistuneet suoritukset. Nivelpisteiden pisteytys tehtiin Peak Motus -ohjelmalla (Peak Performance Technologies Inc.) alkaen 100 ms ennen kontaktia ja päättyen 100 ms kontaktin jälkeen. Juoksut pisteytettiin molemmilta kameroilta mahdollista kolmiulotteista liikeanalyysiä varten. Pisteytykset suodatettiin (Butterworth-suodatin, cut-off frequency 20 Hz) ja koordinaattitiedostot siirrettiin momenttianalyysejä varten SGI O2 R5000 -tietokoneelle (Silicon Graphics Inc.).

Reaktiivoimat ja koordinaattitiedot yhdistettiin BMVM -ohjelmalla, jolla laskettiin momentit nilkalle, polvelle ja lonkalle Aleshinskyn (1986a-e) esittämien periaatteiden mukaisesti Bellin ym. (1999) laatiman mallin avulla (Kuva 6).



KUVA 6. Vapaa kappale, johon on merkitty momenttien laskemiseksi tarvittavat muuttujat suuntiin. (Belli ym. 1999)

M_i = momentti kyseisessä nivelessä
 M_{i-1} = momentti seuraavassa distaalisessa nivelessä
 m = segmentin massa
 γ_x ja γ_y = segmentin massakeskipisteen vaaka- ja pystysuuntaiset kiihtyvyydet
 a = vaakasuuntainen etäisyys ylemmästä nivelpisteestä segmentin massakeskipisteeseen
 b = segmentin vaakasuuntainen pituus
 c = pystysuuntainen etäisyys ylemmästä nivelpisteestä segmentin massakeskipisteeseen
 b = segmentin pystysuuntainen pituus
 F_{xi} ja F_{yi} = kyseiseen niveleen vaikuttavat vaaka- ja pystysuuntaiset voimat
 F_{xi-1} ja F_{yi-1} = segmentin distaaliseen pisteeseen vaikuttavat vaaka- ja pystysuuntaiset voimat
 θ = nivelkulma

Kuvaan 6 on merkitty mekaaniset muuttujat, joita nivelmomentin laskemisessa on käytetty seuraavien kaavojen mukaisesti:

$$F_{x_i} = m \cdot \gamma_x - F_{x_{i-1}}$$

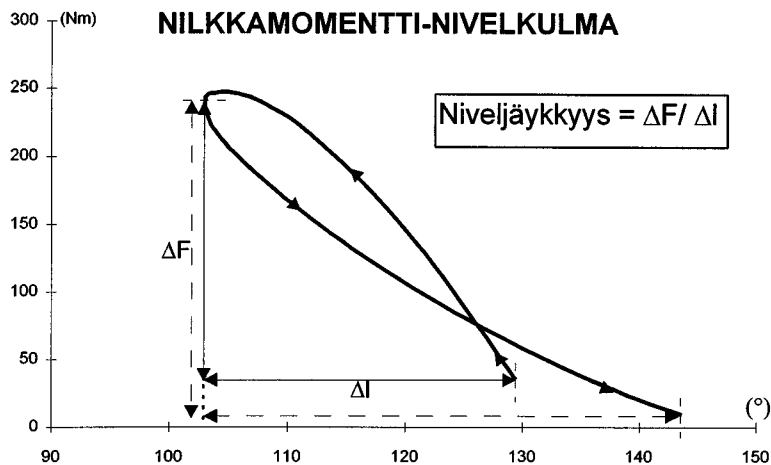
$$F_{y_i} = m \cdot \gamma_y - F_{y_{i-1}} + m \cdot g$$

$$M_i = I \cdot \alpha - M_{i-1} - m \cdot \gamma_x \cdot c + m \cdot g \cdot a - m \gamma_y \cdot a - F_{x_{i-1}} \cdot d - F_{y_{i-1}} \cdot b$$

, missä I = segmentin inertiaamomenti ja α = nivelen kulmakiihtyvyys.

Edellä esitetty Bellin ym. (1999) kehittämä nivelmomentin laskumalli huomioi aikaisempaa tarkemmin voimien välittymisen nivelten välillä. Momenttien laskeminen aloitettiin nilkkanivelestä, jolloin F_{xi-1} ja F_{yi-1} ovat alustaan kohdistuvat vaaka- ja pystyvoimat ja $M_{i-1} = 0$. Tulokset tallennettiin 200 Hz taajuudella (alimman keräystiheyden mukaan) ja aikanormalisoitiin. Niveljäykkyys laskettiin eksentrisestä ja konsentrisesta vaiheesta nivelen momentin muutoksen suhteena vastaavaan kulmamuuutokseen, $\Delta F/\Delta l$. Käyrän jyrkkyys kuvaa jäykkyyden suuruutta (Kuva 7). Nivelmomentti ja -kulmamuuutos korreloitiin nivel-

jäykkyyteen, jotta saataisiin selvitettyä kummankin muuttujan osuus niveljäykkyyteen. Tuloksissa esitetyt niveljäykkyydet kuvaavat muutosta kahden pisteen välillä (kontaktin alku tai loppu ja kääntymiskohta) eksentrisessä ja konsentrisessa vaiheessa. Hetkittäinen jäykkyys (Horita ym. 1996) ei kuitenkaan pysy samana koko vaiheen ajan. Kuten käyrän muodosta nähdään, jäykkyys on suurimmillaan kontaktin alkuvaiheessa.



KUVA 7. Kuviossa on esitetty nilkan momentti-nivelkulma -käyrä maksimijuoksusta (100% B) kontaktin ajalta. Nuolenpäät osoittavat käyrän etenemissuunnan. Ehjät nuolet kuvaavat muutosta eksentrisessä vaiheessa ja katkoviivoin piirretyt nuolet konsentrisessa vaiheessa. Nilkassa maksimivoima (momentti) saavutetaan jo vähän ennen kääntymiskohtaa, mutta polvessa ne ajoittuvat samaan hetkeen.

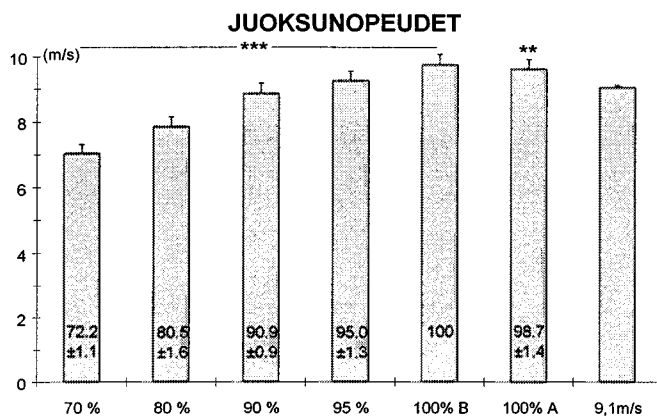
5.4. Tilastolliset menetelmät

Muuttujien tilastollisessa tarkastelussa käytettiin ei-parametrisiä (jakaumasta riippumattomia) testejä pienen otoskoon (n=10 lukuunottamatta emg-analyysejä, joissa n=7) takia. Pudotuskorkeuden ja nopeuden vaikutus tarkasteltaviin muuttujiin testattiin SPSS -ohjelmassa Kendall'n W -testillä ja ennen-jälkeen -vertailussa käytettiin Wilcoxonin testiä. Muuttujien välisiä yhteyksiä laskettiin Pearsonin tulomomenttikorrelaation avulla. Merkitsevyytason kuvaamisessa on käytetty tähtisymbolia seuraavasti: * = p<.05, ** = p<.01 ja *** = p<.001.

6. TULOKSET

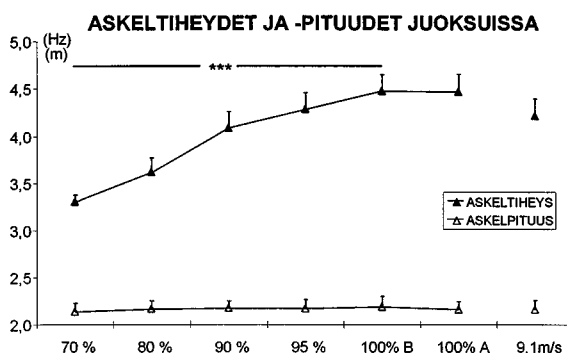
6.1. Juoksunopeuden vaikutus askelmuuttujiin

Absoluuttiset ja suhteelliset juoksunopeudet on esitetty kuvassa 8. Nopeudet erosivat tilastollisesti erittäin merkitsevästi toisistaan ($p < .001$) vähäisen hajonnan ansiosta. Vaikka jälkimmäinen maksimijuoksu (100% A) olikin vain 0.15 m/s (1.3 %) ensimmäistä maksimijuoksua (100% B) hitaampi, ero oli kuitenkin tilastollisesti merkitsevä ($p < .01$).

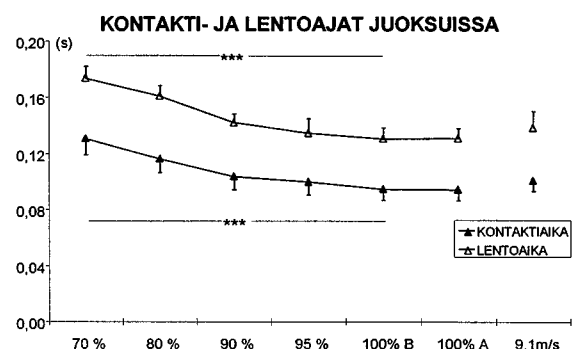


KUVA 8. Juoksunopeudet (keskiarvo ja -hajonta). Submaksimaaliset juoksunopeudet on laskettu ensimmäisen maksimijuoksun (100% B) perusteella lukuunottamatta nopeutta 9.1 m/s, joka oli kaikille sama. Pylväiden alaosassa ovat juoksujen suhteelliset nopeudet (%).

Juoksunopeutta lisättäessä askelstiheys kasvoi hitaimman juoksun 3.30 Hz:stä maksimijuoksun (100% B) 4.49 Hz:iin ($p < .001$) askelpituuden pysyessä lähes muuttumattomana (Kuva 9). Askelstiheys kasvoi sekä kontakti- että lentoajan lyhentyessä (130 ms:sta 94 ms:iin kontaktin ja 173 ms:sta 130 ms:iin lentovaiheen osalta; $p < .001$) (Kuva 10). Absoluuttisesti samalla nopeudella (9.1 m/s) juostaessa askelmuuttujat sijoittuvat 90 %:n ja 95 %:n juoksujen välille ollen linjassa juoksunopeuksien kanssa. Maksimijuoksujen välillä ei ollut merkittäviä eroja askelmuuttujissa.



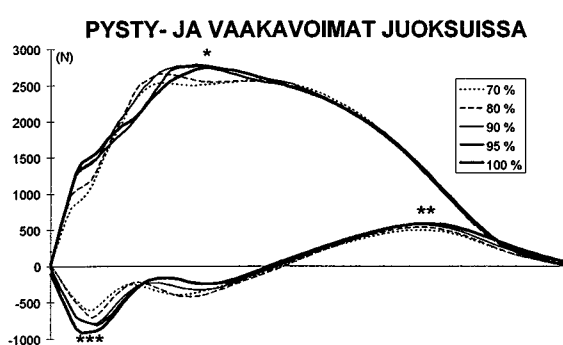
KUVA 9. Askelstiheys ja -pituus hajontoineen eri juoksunopeuksilla.



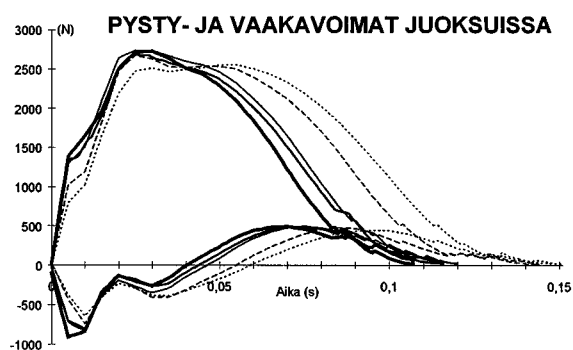
KUVA 10. Kontakti- ja lentoajat hajontoineen eri juoksunopeuksilla.

6.2. Juoksunopeuden vaikutus voimantuottoon ja niveljäykkyyteen

Maksimipystyvoima pysyi melko samansuuruisena nopeudesta riippumatta. Ero oli suurin 70 %:n ja 90 %:n juoksujen välillä (2577 N ja 2786 N; $p < .05$). Vaakavoiman maksimi kasvoi juoksunopeuden lisääntyessä sekä jarrutus- ($p < .001$) että työntövaiheessa ($p < .01$) (Kuvat 11 ja 12). Maksimivoimissa ei ollut eroa maksimijuoksujen (100 % B ja 100 % A) välillä.



KUVA 11. Aikanormalisoidut voima-aika -käyrät pysty- (ylempi) ja vaakavoimista (alempi) kontaktivaiheen aikana juoksuissa eri nopeuksilla. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tekstissä.



KUVA 12. Juoksujen voima-aika -käyrät kontaktivaiheesta eri nopeuksilla. Esitystapa ja tilastolliset merkitsevyydet samat kuin kuvassa 11.

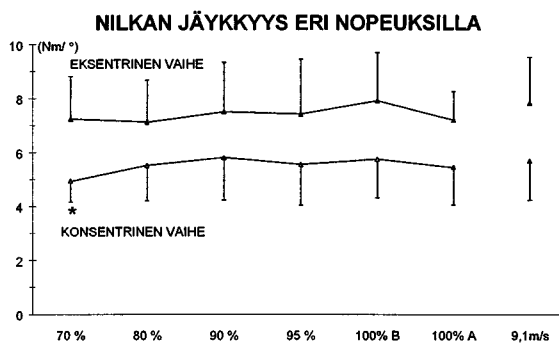
Nilkkamomentti pysyi lähes samana eri juoksunopeuksilla sekä keskimääräisen että maksimimomentin osalta (Liite 4: a). Suurimmillaan ero oli 90 %:n ja 95 %:n juoksujen välillä keskimääräisen momentin ollessa 168 Nm ja 158 Nm ($p < .05$) ja maksimimomentin vastaavasti 274 Nm ja 254 Nm ($p < .05$). Nilkkakulman muutokset kontaktin aikana pienenevät nopeuden lisääntyessä 90 %:iin asti pysyen sen jälkeen melko vakiona. Miniminiilkkakulma erosi 70 %:n (99°) ja 90 %:n ja 95 %:n välillä (104° , $p < .01$ ja 104° , $p < .05$) sekä 80 %:n (102°) ja 95 %:n ja maksimijuoksun välillä (104° , $p < .05$ ja 105° , $p < .05$). Nilkkakulma kontaktin lopussa oli suurin hitaimmalla nopeudella (148°) eroten tilastollisesti merkitsevästi ($p < .05$) 90 %:n ja 95 %:n juoksuista (144° ja 145°) (Liite 4: b).

Polvimomentti pieneni nopeuden kasvaessa (Liite 4: c). Ero oli tilastollisesti merkitsevä maksimimomentissa hitaimman (274 Nm) ja kahden nopeimman juoksun välillä (95 %: 212 Nm, $p < .05$ ja 100 % B: 213 Nm, $p < .05$). Polvikulma oli kontaktin alussa suurempi kahdella hitaimmalla nopeudella (70 %: 151° ja 80 %: 153°) verrattuna kahteen nopeimpaan (95 %: 149° ja 100 % B: 147°) ($p < .05$). Kontaktin lopussa polvikulma erosi 70 %:n

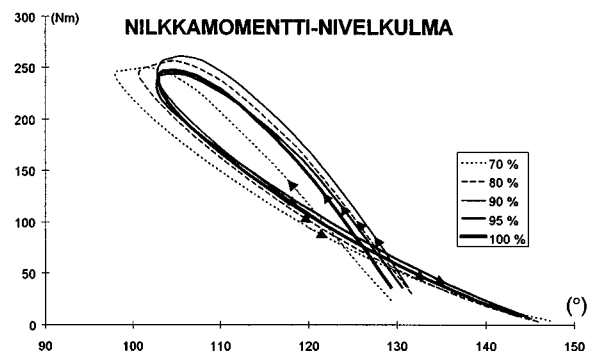
(157 °) ja 90 %:n ja maksimijuoksun välillä (150 °, $p < .05$ ja 152 °, $p < .05$). Eksentrisen vaiheen (kontaktin alusta nivelkulman minimikohtaan) kulmamuuutos erosi tilastollisesti merkitsevästi kolmen hitaimman juoksun (19 °, 20 ° ja 16 °) ja 95 %:n juoksun välillä (13 °, $p < .05$) sekä 90 %:n (16 °) ja maksimijuoksun välillä (13 °, $p < .05$) (Liite 4: d).

Lonkkamomentin maksimi- ja minimiarvot kasvoivat nopeuden lisääntyessä (Liite 4: e). Ero oli tilastollisesti merkitsevä maksimimomentissa kahden hitaimman (70 %: 145 Nm ja 80 %: 168 Nm) ja kahden nopeimman juoksun välillä (95 %: 205 Nm ja 100 % B: 209 Nm) ($p < .05$). Momentin minimiarvo hitaimmalla nopeudella (-106 Nm) erosi 90 %:n (-148 Nm, $p < .01$), 95 %:n (191 Nm, $p < .01$) ja maksiminopeuden (-176 Nm, $p < .05$) juoksuista ja 80 %:n juoksu (-125 Nm) erosi 95 %:n ($p < .05$) ja 100 %:n ($p < .05$) juoksuista. Lonkkakulma suureni koko kontaktin ajan kaikilla nopeuksilla (Liite 4: f). Kulma kontaktin alussa oli suurempi pienemmillä nopeuksilla. Hitaimmalla nopeudella alkukulma (144 °) erosi 90 %:n (141 °, $p < .05$), 95 %:n (139 °, $p < .01$) ja maksiminopeuden (138 °, $p < .01$) juoksuista ja 80 %:n juoksu (144 °) erosi 95 %:n ($p < .05$) ja 100 %:n ($p < .05$) juoksuista. Myös 90 %:n ja 95 %:n juoksut erosivat alkukulman osalta toisistaan ($p < .05$).

Nilkkanivelen jäykkyys pysytteli melko vakiona eksentrisessä vaiheessa ollen korkeimmillaan (8 Nm/°) ensimmäisessä maksimijuoksussa (Kuva 13: 100% B). Konsentrisessä vaiheessa nilkan jäykkyys oli alhaisempi hitaimmalla juoksunopeudella verrattuna muihin nopeuksiin ($p < .05$).



KUVA 13. Nilkkanivelen jäykkyys juoksuissa eri nopeuksilla. Jäykkyuden laskemistapa on määritelty tarkemmin kuvassa 7 menetelmäosassa. Tilastolliset merkitsevyydet selitetty tekstissä.



KUVA 14. Nilkkamomentti-nivelkulma -kuvaaja kontaktin aikana juoksuissa eri nopeuksilla. Nuolenpäät osoittavat käyrien etenemissuunnan.

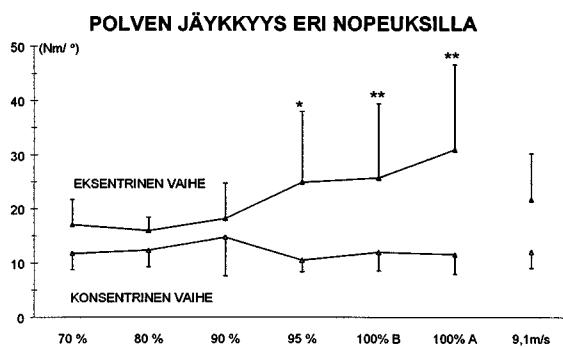
Jälkimmäisessä maksimijuoksussa (100% A) nilkan jäykkyys oli pienempi ensimmäiseen maksimijuoksuun (100% B) verrattuna (7 Nm/° ja 8 Nm/°), vaikka juoksunopeus oli miltei sama. Nopeudella 9.1 m/s tehdyssä juoksussa nilkan jäykkyys oli sama kuin ensimmäisessä maksimijuoksussa. Nilkan hetkellinen jäykkyys (momentti-nivelkulma -käyrän jyrkkyys) on suurin kontaktin alussa ja maksimimomentti saavutetaan hieman ennen kääntymiskohtaa (Kuva 14). Nilkanivelen eksentrisen jäykkyys korreloi negatiivisesti kontaktiaikaan ja positiivisesti konsentrisen vaiheen jäykkyyteen kaikilla juoksunopeuksilla (Taulukko 2).

TAULUKKO 2. Nilkanivelen eksentrisen vaiheen jäykkyyden korrelaatiot valittuihin muuttujiin. Merkitsevyydet on ilmaistu tähtisymbolein.

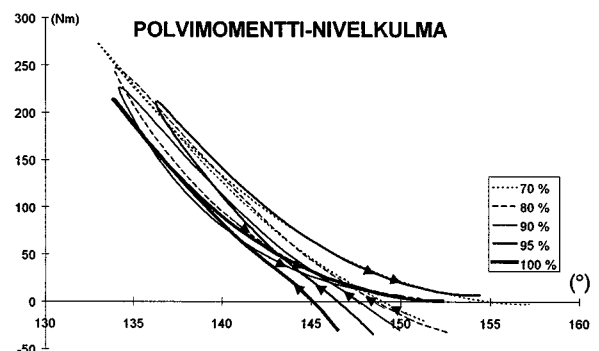
	70 %	80 %	90 %	95 %	100 %B	100 %A	9.1 m/s
Juoksunopeus	0.63*	0.66	0.37	0.33	0.45	0.57	-0.42
Kontaktiaika	-0.92***	-0.84**	-0.81**	-0.83**	-0.87**	-0.81**	-0.67*
Momentin maksimi	0.74	0.61	0.83**	0.80**	0.56	0.56	0.77*
Kulmamuutos ^(a)	-0.81**	-0.63	-0.58	-0.81**	-0.61	-0.37	-0.82
Konsentrisen vaiheen jäykkyys	0.81**	0.74*	0.88***	0.94***	0.85**	0.89***	0.91***

^(a) eksentrisessä vaiheessa

Polvinivelen jäykkyys puolestaan kasvoi nopeuden lisääntyessä eksentrisessä vaiheessa konsentrisen vaiheen pysyessä samalla tasolla (Kuva 15). Suurin jäykkyys oli viimeisessä maksimijuoksussa (100% A: 31 Nm/°). Erot olivat tilastollisesti merkitseviä hitaimman juoksun (70 %) ja 95 %:n juoksun ($p < .05$) sekä hitaimman ja maksimijuoksujen välillä ($p < .01$). Jälkimmäinen maksimijuoksu erosi lisäksi 80 %:n ja 90 %:n juoksuista ($p < .05$ ja $p < .01$). Matalia merkitsevyyksiä juoksujen välillä selittävät suuret hajonnat sekä pienempi otoskoko 80 %:n juoksussa.



KUVA 15. Polvinivelen jäykkyys juoksussa. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tekstissä.



KUVA 16. Polvimomentti-nivelkulma -kuvaaja kontaktin aikana juoksuissa eri nopeuksilla. Nuolenpäät osoittavat käyrien etenemissuunnan.

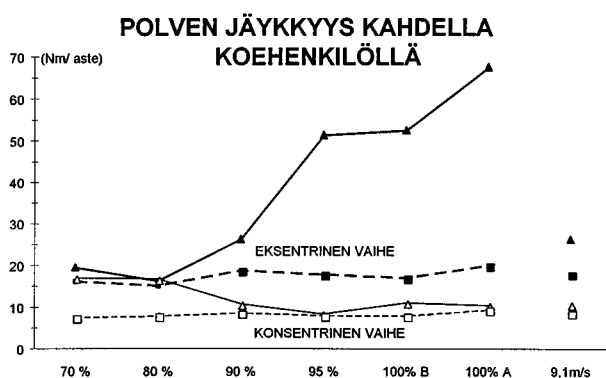
Polven momentti-nivelkulma -kuvaaja muistuttaa muodoltaan lineaarista joustaa, joka palauttaa siihen venytyksen aikana palautuneen energian kokonaan. Jäykkyys pysyy lähes samanlaisena eksentrisessä vaiheessa ja laskee konsentrisen vaiheen loppua kohti (Kuva 16). Polven eksentrisen jäykkyys korreloi positiivisesti maksimimomenttiin alhaisemmillä nopeuksilla ja negatiivisesti kulmamuutokseen suuremmilla nopeuksilla (Taulukko 3).

TAULUKKO 3. Polvinivelen eksentrisen vaiheen jäykkyyden korrelaatiot valittuihin muuttujiin. Merkitsevyydet on ilmaistu tähtisymbolein.

	70 %	80 %	90 %	95 %	100 %B	100 %A	9.1 m/s
Momentin maksimi	0.80**	0.69	0.47	0.21	0.22	0.09	0.59
Kulmamuutos ^(a)	-0.33	0.17	-0.77**	-0.91***	-0.81**	-0.74*	-0.87**

^(a) eksentrisessä vaiheessa

Yksilölliset erot jäykkyyden muutoksissa nopeuksien välillä olivat huomattavia. Kuvassa 17 nähdään yksilöarvot kahdelta koehenkilöltä, jotka edustavat koehenkilöjoukon ääripäitä polven jäykkyydeltään. Koehenkilö TR:llä jäykkyys kasvoi noin kolminkertaiseksi hitaimmasta juoksusta (19 Nm/°) maksimijuoksuun (100% B: 52 Nm/° ja 100% A: 67 Nm/°). Nilkanivelen osalta jäykkyysofiilit olivat yhdenmukaisempia koehenkilöiden välillä.

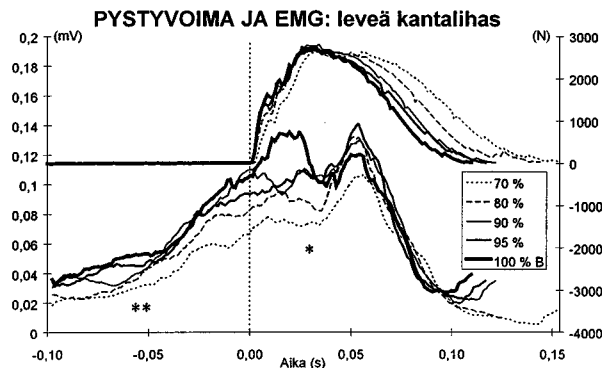


KUVA 17. Polven jäykkyys juoksuissa kahdella koehenkilöllä, jotka edustavat koehenkilöjoukon ääripäitä: TR (ehjä viiva, kolmiot) ja JR (katkoviiva, nelliöt). Paksut viivat ja umpinaiset symbolit kuvaavat eksentrisen vaiheen ja ohuet viivat ja avonaiset symbolit konsentrisen vaiheen jäykkyyttä.

6.3. Lihaskäyttö juoksuissa

Jalkalihasten esiaktiivisuudet ja kontaktin aikaiset aktiivisuudet on esitetty liitteissä 5 ja 6. Leveän kantalihaksen (SOL) esiaktiivisuus ja kontaktin aikainen aktiivisuus kasvoivat no-

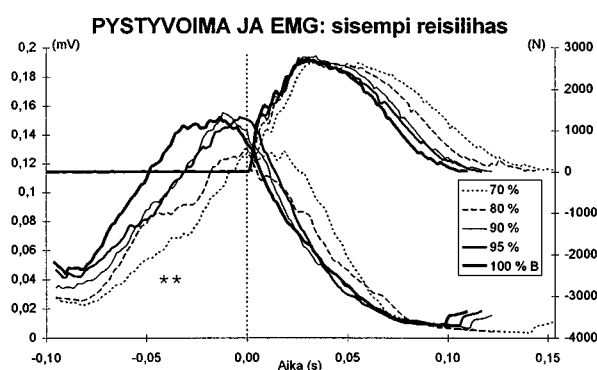
peuden lisääntyessä ($p < .01-.05$) (Kuva 18). Leveän kantalihaksen aktiivisuudessa nähdään selvä aktiivisuushuippu, joka alkaa noin 40 ms kontaktin alun jälkeen vastaten M1-refleksivasteen latenssiaikaa.



KUVA 18. Leveän kantalihaksen tasasuunnatut ja suodatetut (liukuva keskiarvo 15 pist.) aktiivisuudet juoksuissa. Pystyvoima on kuvattu yläpuolelle vertailukohtaksi. Pisteviiva on merkattu kontaktin alun kohdalle. Aktiivisuushuippu ajoittuu kaikilla nopeuksilla samaan kohtaan (n. 50 ms kontaktin alusta) kontaktiajan lyhenemisestä huolimatta. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tekstissä.

Kaksoiskantalihaksen (GA) esiaktiivisuudessa ei ole tilastollisesti merkitsevää eroa nopeuksien välillä, vaikka aktiivisuus kasvaakin nopeuden lisääntyessä (Liite 6: b). Kontaktin aikana aktiivisuus on isompi suuremmilla nopeuksilla, mutta pienen otosjoukon vuoksi tilastollista merkitsevyyttä ei löytynyt. Etummaisen säärilihaksen (TA) aktiivisuus oli suurimmillaan esiaktiivisuusvaiheessa (Liite 6: c). Kontaktin aikana aktiivisuus eroaa nopeuksien välillä ($p < .05$), mutta se ei ole nopeudesta riippuvainen.

Sisemmän reisilihaksen (VM) aktiivisuushuippu ajoittuu juuri ennen kontaktin alkua (Kuva 19). Esiaktiivisuus kasvaa nopeuden lisääntyessä ($p < .01$) ja siirtyy samalla aikaisemmaksi. Kontaktin aikana aktiivisuus on suurimmillaan hitaimmalla nopeudella, jolla aktiivisuushuippu tulee vasta kontaktin alkupuolella.



KUVA 19. Sisemmän reisilihaksen tasasuunnatut ja suodatetut (liukuva keskiarvo 15 pist.) aktiivisuudet juoksuissa. Pystyvoima on kuvattu yläpuolelle vertailukohtaksi. Pisteviiva on merkattu kontaktin alun kohdalle. Esiaktiivisuus kasvaa jyrkemmin ja sen huippu ajoittuu aikaisemmaksi nopeuden lisääntyessä. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tekstissä.

Suoralla reisilihaksella (RF) suurin aktiivisuus ajoittuu sisemmän reisilihaksen tapaan kontaktin alun paikkeille (Liite 6: e). Esiaktiivisuus lisääntyy nopeuden kasvaessa ($p < .01$), mutta kontaktin aikana aktiivisuus pysyy melko samansuuruisena eri nopeuksilla.

Kaksipäisen reisilihaksen suurin aktiivisuus on ennen kontaktia (Liite 6: f). Vaikka esiaktiivisuus kasvaakin nopeuden lisääntyessä, muutos ei ole tilastollisesti merkitsevä suurten hajontojen vuoksi. Kaksipäisen reisilihaksen aktiivisuus laskee kontaktin loppua kohtia ja kontaktin aikana aktiivisuus on nopeudesta riippuvainen ($p < .05$). Iso pakaralihas (GLUT) toimii kaksipäisen reisilihaksen tapaan ollen aktiivisimmillaan ennen kontaktia (Liite 6: g). Esiaktiivisuus kasvaa nopeuden lisääntyessä ($p < .05$). Kontaktin aikana aktiivisuudessa ei ole tilastollisesti merkitseviä muutoksia nopeuksien välillä. Lihaskäyttöaktiivisuuksissa ei ollut tilastollisesti tarkasteltuna eroja maksimijuoksujen välillä minkään lihaksen kohdalla (Liite 5).

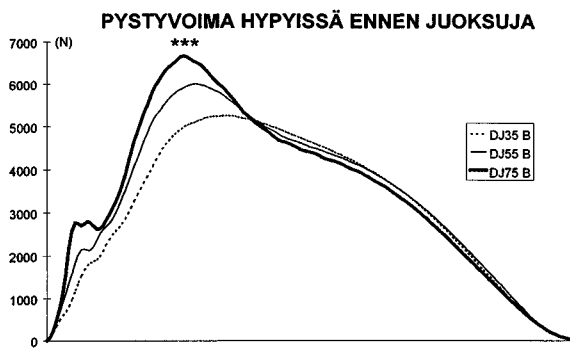
6.4. Pudotuskorkeuden vaikutus voimantuottoon ja niveljäykkyyteen pudotushypyissä

Kontaktiajat pudotushypyissä eivät muuttuneet pudotuskorkeuden lisääntyessä mutta juoksujen jälkeisissä hyppyissä kontaktiajat olivat hieman pidempiä (Taulukko 4). Lentoajat olivat pisimmillään keskimmaisella pudotuskorkeudella (DJ55) ja juoksujen jälkeisissä hyppyissä pudotuskorkeuksien välinen ero lentoajoissa oli tilastollisesti merkitsevä ($p < .05$).

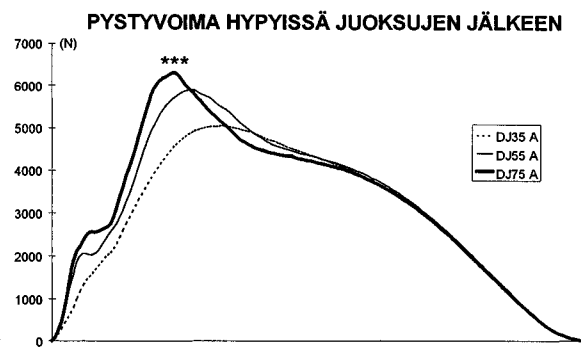
TAULUKKO 4. Kontakti- ja lentoajat (s) pudotushypyissä ennen juoksua ja juoksujen jälkeen. Juoksujen jälkeiset hyppyt erosivat toisistaan tilastollisesti merkitsevästi lentoajan osalta.

	DJ35 B	DJ55 B	DJ75 B	DJ35 A	DJ55 A	DJ75 A	p<
Kontaktiaika (s)	0.162	0.164	0.167	0.170	0.173	0.178	ns.
Lentoaika (s)	0.555	0.563	0.551	0.556	0.570	0.559	.05

Pystyvoima kasvoi jarrutusvaiheessa pudotuskorkeutta lisättäessä (Kuvat 20 ja 21). Maksimipystyvoimat kasvoivat alimman pudotuskorkeuden (35 cm) 6131 N:sta ylimmän korkeuden (75 cm) 8017 N:iin ($p < .001$) yksilöllisten arvojen ollessa korkeimmillaan yli 9500 N. Juoksujen jälkeisissä hyppyissä maksimipystyvoimat olivat matalampia (35 cm: 5807 N ja 75 cm: 7789 N; $p < .001$), mutta eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi ennen juoksua tehdyistä hyppyistä.



KUVA 20. Aikanormalisoidut voima-aika -käyrät pudotushypyissä ennen juoksuja. Tilastolliset merkitsevyydet selitetty tekstissä. Kuvassa maksimivoimat ovat matalampia, koska yksilölliset maksimiarvot ajoittuvat eri kohtiin.



KUVA 21. Aikanormalisoidut voima-aika -käyrät pudotushypyissä juoksujen jälkeen. Tilastolliset merkitsevyydet selitetty tekstissä. Kuvassa maksimivoimat ovat matalampia, koska yksilölliset maksimiarvot ajoittuvat eri kohtiin.

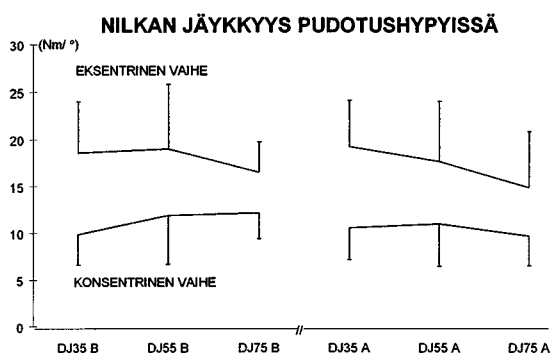
Nilkkamomentti on samanlainen pystyvoiman kanssa niin profiililtaan kuin muutoksiltaan (Liite 7: a ja b). Maksimimomentit olivat 503 Nm, 618 Nm ja 670 Nm pudotuskorkeuksille 35 cm, 55 cm ja 75 cm ennen juoksuja ($p < .001$). Vastaavat arvot juoksujen jälkeisissä hyppyissä olivat 560 Nm, 633 Nm ja 710 Nm ($p < .001$). Vaikka nilkkamomentti kasvaakin eksentrisessä vaiheessa pudotuskorkeutta lisättäessä, konsentrisessa vaiheessa momenttikäyrä kulkee matalammalla tasolla suuremmilla pudotuskorkeuksilla.

Maksimipolvimomentti kasvoi pudotuskorkeuden lisääntyessä (628 Nm, 680 Nm ja 739 Nm; $p < .01$) ennen juoksuja tehdyissä hyppyissä (Liite 7: c). Juoksujen jälkeisissä hyppyissä maksimimomentit polvessa olivat 549 Nm, 634 Nm ja 704 Nm ($p < .01$) matalimmalta korkeimmalle pudotuskorkeudelle (Liite 7: d). Momentit olivat matalampia juoksujen jälkeisissä hyppyissä, mutta eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi ennen juoksuja tehdyistä.

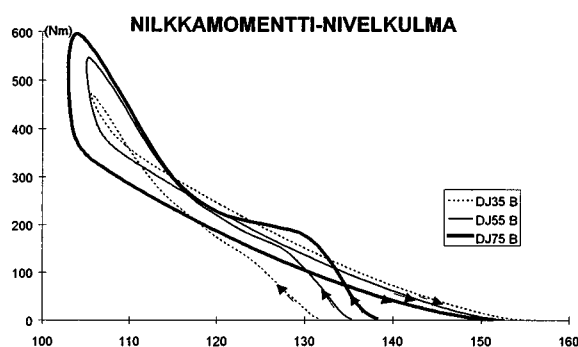
Nilkkakulman muutos eksentrisessä vaiheessa kasvoi pudotuskorkeuden lisääntyessä sekä ennen juoksuja (27° , 30° ja 36° ; $p < .001$) että juoksujen jälkeen tehdyissä hyppyissä (27° , 31° ja 35° ; $p < .01$) (Liite 8: a ja b). Polvikulman osalta suuntaus oli samanlainen muutosten ollessa 17° , 23° ja 24° ($p < .01$) ennen juoksuja ja 21° , 26° ja 30° ($p < .05$) juoksujen jälkeen tehdyissä hyppyissä (Liite 8: c ja d). Juoksujen jälkeisissä hyppyissä otoskoko oli pienempi ($n=8$), mikä selittää heikomman merkitsevyyden isommista eroista huolimatta. Ennen-jälkeen -vertailussa ei tapahtunut muutoksia nilkka- ja polvikulmissa.

Lonkkakulmissa ei ollut eroa eri pudotuskorkeuksilla (Liite 8: e ja f). Pieni, tosin tilastollisesti merkitsevä, ero havaittiin ennen-jälkeen vertailussa keskimmaisella pudotuskorkeudella (55 cm) alkukulman ($p < .01$) ja minimikulman ($p < .05$) välillä.

Nilkan jäykkyys pysyi lähes muuttumattomana eksentrisessä vaiheessa (19 Nm/° , 19 Nm/° ja 17 Nm/°) ja nousi hieman konsentrisessä vaiheessa (10 Nm/° , 12 Nm/° ja 12 Nm/° ; $p < .01$) pudotushyppyissä ennen juoksua (Kuva 22). Nilkan hetkellinen jäykkyys (momentti-nivelkulma -käyrän jyrkkyys) oli suurin kontaktin alussa kasvaen pudotuskorkeuden lisääntyessä (Kuva 23). Konsentrisessä vaiheessa keskimääräinen jäykkyys on samaa luokkaa (laskutapansa vuoksi) eri pudotuskorkeuksilla mutta kuten kuviosta 23 nähdään, jäykkyys on todellisuudessa alhaisempi suuremmilla pudotuskorkeuksilla.



KUVA 22. Nilkanivelen jäykkyys pudotushyppyissä ennen juoksua (vasemmalla) ja juoksujen jälkeen (oikealla).



KUVA 23. Nilkkamomentti-nivelkulma -kuvaajat pudotushyppyissä ennen juoksua. Käyrät ovat muoltaan samanlaisia myös juoksujen jälkeisissä hyppyissä.

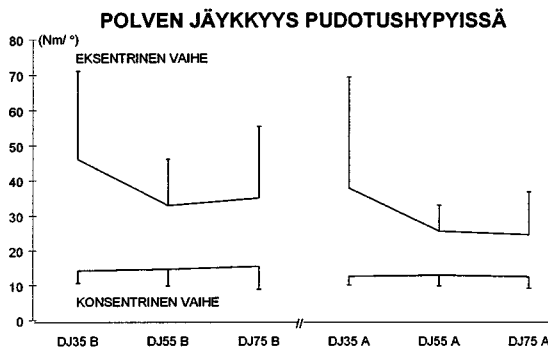
Juoksujen jälkeisissä hyppyissä eksentrisen jäykkyys laski vähän (19 Nm/° , 18 Nm/° ja 15 Nm/° ; ns.) konsentrisen jäykkyyden pysyessä muuttumattomana (11 Nm/° , 11 Nm/° ja 10 Nm/°) pudotuskorkeuden kasvaessa.

Nilkan jäykkyys pudotushyppyissä on samaa suuruusluokkaa juoksuihin verrattuna kun otetaan huomioon, että hyppyissä jäykkyys on laskettu molempien jalkojen summana. Nilkanivelen jäykkyys korreloi negatiivisesti kontaktiaikaan ja positiivisesti lentoaikaan yhteyden ollessa selvempi juoksujen jälkeisissä hyppyissä (Taulukko 5).

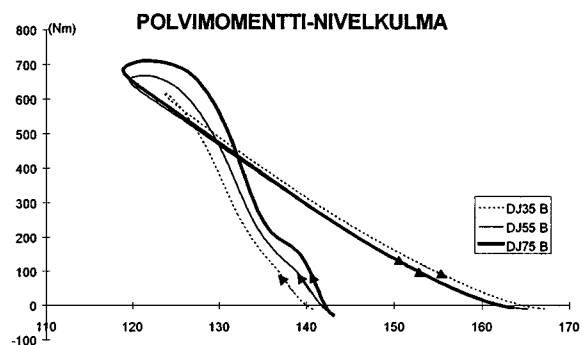
TAULUKKO 5. Nilkkanivelen eksentrisen vaiheen jäykkyyden korrelaatiot valittuihin muuttujiin. Merkitsevyydet on ilmaistu tähtisymbolein.

	DJ35 B	DJ55 B	DJ75 B	DJ35 A	DJ55 A	DJ75 A
Kontaktiaika	-0.55	-0.82*	-0.55	-0.89***	-0.73*	-0.82*
Lentoaika	0.72*	0.54	0.68*	0.54	0.82**	0.76*
Momentin maksimi	0.76**	0.91***	0.38	0.88***	0.84**	0.64
Keskimääräinen momentti	0.66*	0.85**	0.39	0.78**	0.79**	0.86**

Polven jäykkyys laski ennen-jälkeen -vertailussa niin eksentrisessä kuin konsentrisessäkin vaiheessa kaikilla pudotuskorkeuksilla (Kuva 24). Muutokset eivät kuitenkaan olleet tilastollisesti merkitseviä. Eksentrisen jäykkyys oli suurimmillaan ennen juoksuja alimmalla pudotuskorkeudella (46 Nm/°) pysyen lähes samansuuruisena muilla korkeuksilla (33 Nm/° ja 35 Nm/°). Hetkellinen jäykkyys oli suurempi korkeammilla pudotuskorkeuksilla mutta laski ennen kääntymiskohtaa (Kuva 25), mistä johtuen keskimääräinen jäykkyys jäi alhaisemmaksi.



KUVA 24. Polvinivelen jäykkyys pudotushypyissä ennen juoksuja (vasemmalla) ja juoksujen jälkeen (oikealla).



KUVA 25. Polvimomentti-nivelkulma -kuvaajat pudotushypyissä ennen juoksuja. Käyrät ovat muodoltaan samanlaisia myös juoksujen jälkeisissä hyppyissä.

Juoksujen jälkeisissä hyppyissä vastaavat jäykkyydet olivat matalampia (38 Nm/°, 26 Nm/° ja 25 Nm/°). Konsentrisen jäykkyys pysyi lähes muuttumattomana sekä ennen juoksuja (14 Nm/°, 15 Nm/° ja 16 Nm/°) että juoksujen jälkeen tehdyissä hyppyissä (13 Nm/°) pudotuskorkeuden lisääntyessä. Polven suurin jäykkyys pudotushypyissä (alimmalta pudotuskorkeudelta) vastaa suuruudeltaan polven jäykkyyttä maksimijuoksussa, kun jäykkyys lasketaan yhden jalan osalle. Konsentrisessä vaiheessa polven jäykkyys on suhteessa suurempi juoksuissa. Polvinivelen jäykkyys korreloi positiivisesti keskimääräiseen tehoon ja

negatiivisesti eksentrisen vaiheen kulmamuuutokseen erityisesti kahdella alimmalla pudotuskorkeudella (Taulukko 6).

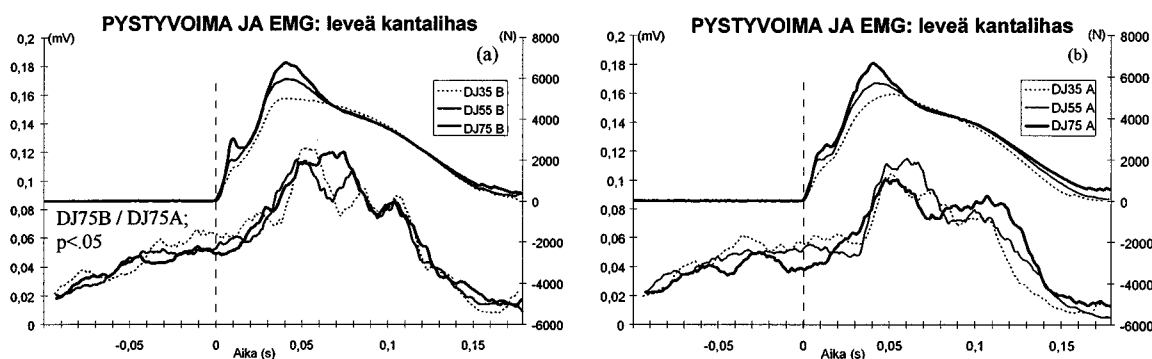
TAULUKKO 6. Polvinivelen eksentrisen vaiheen jäykkyyden korrelaatiot valittuihin muuttujiin. Merkitsevyydet on ilmaistu tähtisymbolein.

	DJ35 B	DJ55 B	DJ75 B	DJ35 A	DJ55 A	DJ75 A
Kontaktiaika	-0.80**	-0.58	-0.26	-0.37	-0.63	-0.60
Keskimääräinen teho	0.70*	0.60	0.67*	0.91***	0.61	0.94***
Kulmamuuutos ^(a)	-0.92***	-0.84**	-0.57	-0.77**	-0.85**	-0.92***

^(a) eksentrisessä vaiheessa

6.5. Lihasaktiivisuus pudotushyppyissä

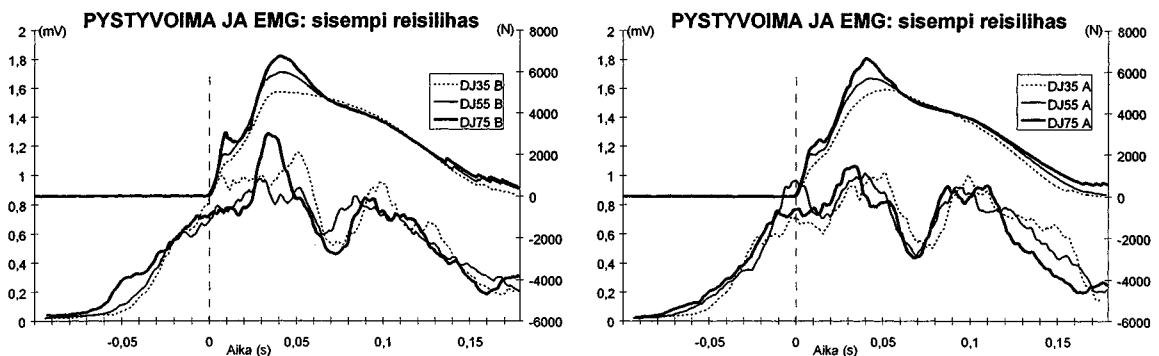
Pudotushyppyjen lihasaktiivisuudet on esitetty liitteissä 9, 10 ja 11. Leveän kantalihaksen (SOL) aktiivisuus kasvoi tasaisesti ennen kontaktihetkeä ja nousi sen jälkeen jyrkemmin ollen korkeimmillaan 50-80 ms:n välillä (Kuvat 26 ja 27). Aktiivisuus ei muuttunut pudotuskorkeuden kasvaessa, mutta kontaktin aikana aktiivisuus oli esiaktiivisuutta suurempaa. Ennen-jälkeen -vertailussa oli tilastollisesti merkitsevä ero esiaktiivisuudessa korkeimmalla pudotuskorkeudella ($p < .05$) (Kuvat 26 ja 27 sekä liite 9).



KUVAT 26 ja 27. Leveän kantalihaksen tasasuunnatut ja suodatetut (liukuva keskiarvo 15 pist.) aktiivisuudet pudotushyppyissä ennen juoksuja (vas.) ja juoksujen jälkeen (oik.). Pystyvoima on kuvattu yläpuolelle vertailukohdaksi. Pisteiviiva on merkattu kontaktin alun kohdalle. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tekstissä.

Kaksoiskantalihaksen (GA) aktiivisuus oli yhtä suuri sekä ennen kontaktia että kontaktin aikana (Liite 10: c ja d). Esiaktiivisuus oli suurempi ($p < .05$) keskimmaisella pudotuskorkeudella ennen-jälkeen -vertailussa. Kontaktin aikana aktiivisuudessa on kaksihuippuinen ja selvemmin havaittavissa ennen juoksuja tehdyissä hyppyissä.

Etummaisen säärilihaksen (TA) aktiivisuudessa ei ollut eroa ennen kontaktia ja kontaktin aikana, mutta aktiivisuus oli vähän alhaisempi juoksujen jälkeisissä hyppyissä eron ollessa tilastollisesti merkitsevä ($p < .05$) esiaktiivisuuden osalta keskimmaisella pudotuskorkeudella (Liite 10: e ja f). Sisemmän reisilihaksen (VM) aktiivisuus kasvoi ennen kontaktia ja oli suurimmillaan 30-50 ms kontaktin alun jälkeen (Kuvat 28 ja 29). Toinen aktiivisuushuippu oli noin 100 ms:n kohdalla. Aktiivisuuksissa ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä eroja.



KUVAT 28 ja 29. Sisemmän reisilihaksen tasasuunnatut ja suodatetut (liukuva keskiarvo 15 pist.) aktiivisuudet pudotushyppyissä ennen juoksuja (vas.) ja juoksujen jälkeen (oik.). Pystyvoima on kuvattu yläpuolelle vertailukohtaksi. Pisteiviiva on merkattu kontaktin alun kohdalle. Aktiivisuuksissa on nähtävissä kaksi huippua, jotka ovat yhdenmukaisempia juoksujen jälkeisissä hyppyissä.

Suoran reisilihaksen (RF) aktiivisuus on malliltaan sisemmän reisilihaksen kaltainen (Liite 11: c ja d). Tilastollisesti merkitseviä eroja oli esiaktiivisuudessa pudotuskorkeuksien välillä ennen juoksuja tehdyissä hyppyissä ($p < .05$) ja kontaktin aikaisessa aktiivisuudessa ennen-jälkeen -vertailussa kahden alimman pudotuskorkeuden välillä ($p < .05$).

Kaksipäisen reisilihaksen (BF) ja ison pakaralihaksen aktiivisuus oli korkeimmillaan 50-60 ms kontaktin alun jälkeen huipun ollessa erittäin selvä juoksujen jälkeisissä hyppyissä ja varsinkin pakaralihaksen kohdalla (Liite 11: e-h). Aktiivisuuksissa ei ollut eroja eri pudotuskorkeuksien välillä tai ennen-jälkeen -vertailussa kummallakaan lihaksella.

6.6. Niveljäykkyyden yhteydet juoksuissa ja pudotushyppyissä

Nilkan ja polven eksentrisen vaiheen jäykkyydet eivät korreloineet keskenään juoksuissa eivätkä hyppyissä. Nilkkanivelen jäykkyys juoksuissa oli kuitenkin yhteydessä (positiivinen korrelaatio) nilkan jäykkyyteen pudotushyppyissä kaikkien nopeuksien ja pudotuskorkeuk-

sien välillä (Taulukko 7). Polven kohdalla yhteys juoksujen ja hyppyjen välillä oli myös havaittavissa korrelaation ollessa suurin maksimijuoksun ja hyppyjen välillä (Taulukko 8).

TAULUKKO 7. Nilkkanivelen eksentrisen vaiheen jäykkyyden korrelaatiot hyppyjen ja juoksujen välillä.

	70 %	80 %	90 %	95 %	100 % B
DJ35 B	.76**	.79**	.91***	.75**	.80**
DJ55 B	.79**	.87**	.83***	.75*	.71*
DJ75 B	.75**	.77*	.73*	.66*	.71*

TAULUKKO 8. Polvinivelen eksentrisen vaiheen jäykkyyden korrelaatiot hyppyjen ja juoksujen välillä.

	70 %	80 %	90 %	95 %	100 % B
DJ35 B	.66*	.32	.68*	.46	.66*
DJ55 B	.57	.53	.63*	.68*	.89***
DJ75 B	.34	.30	.44	.66*	.88***

7. POHDINTA

7.1. Niveljäykkyys pikajuoksussa

Juoksunopeuden lisääntyminen tapahtui askeltiheyttä lisäämällä askelpituuden pysyessä lähes muuttumattomana. Aikaisemmissa tutkimuksissa (Luhtanen & Komi 1980; Mero ja Komi 1986) myös askelpituus lisääntyi nopeuden kasvaessa vastaavilla nopeuksilla (7-10 m/s) vaikka muutos olikin suurempi askeltiheydessä. Tulosta saattaa selittää mittausajan-kohta, joka tässä tutkimuksessa oli harjoituskauden alussa (syyskuussa) kun taas esimerkiksi Meron ja Komin (1986) mittaukset tehtiin kilpailukauden kynnyksellä (toukokuussa). Syksyllä pikajuoksijoiden harjoittelu on yleensä voimapainoiteista ja kovavauhtista juoksua on vähän, jolloin valmiudet kovatehoiseen juoksuun ovat tilapäisesti heikentyneet. Selitystä tukee myös ero (keskimäärin noin 0.3 m/s) maksiminopeudessa tutkimuksen ja koehenkilöiltä kysytyn testiennätyksen välillä.

Maksimipystyvoima pysyi lähes samana mutta, kuten kuvasta 12 nähdään, voimantuottonopeus kasvoi nopeuden lisääntyessä. Vaakavoiman maksimivoima sekä voimantuottonopeus (Kuva 12) jarrutus- ja työntövaiheessa kasvoivat samoin nopeuden lisääntyessä. Tulokset vastaavat näiltä osin aikaisempia tutkimuksia (Nummela ym. 1994). Nivelmomentit kasvoivat lonkassa, laskivat polvessa ja pysyivät melko muuttumattomina nilkassa nopeuden lisääntyessä. Momentit vastaavat muodoltaan kirjallisuudessa raportoituja momenteja (Mann 1981; Ae ym. 1986; Ito ym. 1997; Belli ym. 1999). Aen ym. (1986) ja Bellin ym. (1999) tutkimuksessa momentit kasvoivat lonkassa ja polvessa ja pysyivät kutakuinkin samana nilkassa juoksunopeuden lisääntyessä noin 6 m/s:sta noin 9.5 m/s:iin. Tämän tutkimuksen tulokset vastaavat aikaisempia tutkimuksia lonkan ja nilkan osalta, mutta polvimomentin muutokset ovat ristiriidassa molempien mainittujen tutkimusten kanssa. Tässä tutkimuksessa havaittu polvimomentin pieneminen vauhdin lisääntyessä on kuitenkin ymmärrettävissä sillä perusteella, että se vähentää kehon painopisteen pystysuuntaista liikettä ja parantaa siten mekaanista tehokkuutta (Ito ym. 1983).

Nilkan dynaaminen jäykkyys oli eksentrisessä vaiheessa 6-7 Nm/° ja konsentrisessä vaiheessa 5-6 Nm/° eri juoksunopeuksilla. Stefanyshyn ja Nigg (1998) raportoivat nilkan

jäykkyyden olevan keskimäärin 7.38 Nm/ ° nopeuksilla 7.1-8.4 m/s, jotka vastaavat alle 90 %:n nopeuksia tässä tutkimuksessa. Stefanyshyn ja Nigg laskivat keskimääräisen jäykkyyden kontaktin ajalta, kun tässä tutkimuksessa jäykkyys oli laskettu erikseen eksentrisestä ja konsentrisesta vaiheesta. Stefanyshyn ja Nigg totesivat nilkan jäykkyyden kasvavan siihen kohdistuvan kuormituksen lisääntyessä, sillä vastaava jäykkyys 4 m/s nopeudella oli 5.68 Nm/ °. Tämän tutkimuksen tulokset tukevat väitettä osittain, sillä nilkan jäykkyyden ohella myös nilkkamomentti (niveleen kohdistuva kuormitus) pysyi melko muuttumattomana nopeuden kasvaessa. Tosin tässä tutkimuksessa ei käytetty alle 7 m/s nopeuksia, joten nilkan jäykkyys saattaa olla matalampi alhaisemmilla nopeuksilla. Jäykkyyden olisi kuitenkin oletettavasti kasvavan osittain nivelkulmamuuhtoksen pienentymisen ja osin lisääntyneen lihasaktiivisuuden ansiosta.

Monet tutkijat (mm. Crago ym. 1976; Houk 1979) ovat esittäneet teorian, että lihasjäykkyys on hermo-lihasjärjestelmän, venytysrefleksin avulla, säätelämä ominaisuus, joka pyritään pitämään mahdollisimman vakiona. Tätä teoriaa vahvistaa Hofferin ja Andreassenin (1981) tutkimus, jossa kissan soleus- lihaksen jäykkyys pysyi melko tasaisena kuormaa lisättäessä, pienimpiä kuormia lukuunottamatta, venytysrefleksin ollessa toiminnassa. Greene ja McMahon (1979) raportoivat jalkalihasten jäykkyyden (ihmisellä) vaihtelevan alle 10 % lisättäessä kuormaa jopa kaksinkertaiseksi kehon painosta. Kumpikaan näistä tutkimuksista ei kuitenkaan suoraan vahvista tämän tutkimuksen tuloksia nilkan jäykkyyden säätelyssä, sillä ensimmäisessä tutkimuksessa kohteena oli vain yksi kyseiseen niveleen vaikuttava lihas ja nivelen jäykkyyteen vaikuttavat kaikki synergisti- ja antagonistilihakset sekä passiiviset rakenteet (mm.nivelsiteet) (Latash & Zatsiorsky 1993). Greenen ja McMahonin tutkimuksessa jäykkyys määriteltiin koko jalalle yksinkertaisen jousimallin avulla, joten kyseinen malli ei erittele jäykkyyden säätelyä yksittäisessä nivelessä ja nivelten välillä.

Plantaarifleksoreiden (m. soleus ja m. gastrocnemius) ja dorsifleksoreiden (m. tibialis anterior) koaktivaatio ennen kontaktia tekee nilkkanivelen jäykäksi vastaanottamaan törmäysvoimia (Jönhagen ym. 1996; Kyröläinen ym. 1999). Tibialis anterior -lihaksen aktiivisuuden lasku juuri ennen kontaktin alkua on ymmärrettävää, koska kontaktin aikana reaktiivoimat toimivat plantaarifleksoreiden vastavaikuttajina ja liiallinen koaktivaatio anta-

gonistilihaksessa vähentää nivelen jäykkyyttä ulkoisia kuormia vastaan. Kaikkien edellämainittujen lihasten aktiivisuus kasvoi sekä esiaktiivisuuden että kontaktin aikaisen aktiivisuuden osalta, vaikka niveleen kohdistuva kuormitus pysyi lähes muuttumattomana. Tulos on ristiriidassa Weussin ja muiden (1988) tutkimuksen kanssa, missä nilkan jäykkyys kasvoi lineaarisesti lihasaktiivisuuden lisääntyessä. Selityksenä saatta olla antagonistilihaksen (m. tibialis anterior) lisääntynyt aktiivisuus, jolloin nivelen nettomomentti pysyy muuttumattomana. Lisääntyneen koaktivaation ansiosta nivel pystyy paremmin vastustamaan muutoksia ulkoisissa voimissa, mikä näkyikin kulmamutoksen pienenemisenä nopeuden kasvaessa.

Jäykkyyden olisi kuitenkin olettanut kasvavan venytysnopeuden lisääntyessä (juoksunopeuden lisääntyessä) myös lihasten visko-elastisen vastuksen kasvun myötä (Grillner 1972; Edman ym. 1978; Hunter & Kearney 1982). Nilkan momentti-nivelkulma - kuvaajasta voidaan nähdä, että kontaktin alussa jäykkyys on suurempi kovemmilla nopeuksilla mutta ero tasoittuu eksentrisen vaiheen loppua kohti, jolloin eksentrisen vaiheen keskimääräisessä jäykkyydessä ei ole juurikaan eroa nopeuksien välillä.

Nilkan niveljäykkyyden ja kontaktiajan välillä oli negatiivinen korrelaatio kaikilla juoksunopeuksilla. Toisin sanoen, suuremman jäykkyyden ansiosta kontakti oli nopeampi. Tulos on odotettu, sillä jäykemmän lihas-jännekompleksin on osoitettu pystyvän nopeampaan voimantuottoon (Wilson ym. 1994). Tulosta tukee myös vastaava korrelaatio jäykkyyden ja eksentrisen vaiheen kulmamutoksen välillä. Suuremman jäykkyyden ansiosta lihas-jännekompleksin pituuden muutos on pienempi ja se pystyy varastoimaan paremmin elastista energiaa (Cavagna 1977).

Polven jäykkyys kasvoi nopeuden kasvaessa eksentrisessä vaiheessa konsentrisen vaiheen pysyessä melko tasaisena. Jäykkyyden lisääntyminen polvessa (eksentrisessä vaiheessa) nopeuden kasvaessa johtui kulmamutoksen pienenemisestä. Kulmamutosten pienentyessä, sekä polvessa että nilkassa, kehon pystyheilahtelu vähenee ja jäykkyys lisääntyy (Ito ym., 1983). Aikaisemmissa tutkimuksissa (Ito ym., 1983; Luhtanen & Komi, 1980; Mero & Komi, 1986) jousivakio, joka kuvaa karkeasti ottaen jalan jäykkyyttä (elastisuutta), kasvoi nopeuden lisääntyessä. Myös McMahon ja Cheng (1990) raportoivat jalan jäykkyyden

olevan nopeudesta riippuvainen. Kahdessa ensin mainitussa tutkimuksessa jousivakion kasvu jyrkkeni suuremmilla nopeuksilla (> 7 m/s) eksentrisessä vaiheessa, mutta pysyi muuttumattomana konsentrisessä vaiheessa. Jos nilkan jäykkyyden oletetaan pysyvän muuttumattomana nopeuden kasvaessa, lisäys koko jalan jäykkyydessä on seurausta polvinivelen jäykkyyden kasvusta, kuten tämä tutkimus osoittaa. Niveljäykkyyden lisääntyminen eksentrisessä vaiheessa nopeuden kasvaessa voi johtua polvea ojentavien lihasten (sisempi ja suora reisilihas) esiaktiivisuuksien kasvusta ($p < .01$) ja huipun ajoittumisesta aikaisemmaksi (Kuva 19). Tulos tukee Weissin ym. (1988) havaintoja lihasaktiivisuuden ja jäykkyyden yhteydestä. Aktiivisuuden jyrkkä lasku kontaktin aikana vahvistaa käsitystä etureiden lihasten toiminnasta törmäyksen vastaanottajina (Mann ym. 1986; Jönhagen ym. 1996). Biceps femoris -lihaksen aktiivisuuden lisääntyminen juoksunopeuden myötä osoittaa sen tärkeyden vauhdin lisäämisessä ja polven jäykkyyden säätelyssä eksentrisessä vaiheessa koaktivaation avulla.

Polvinivelen jäykkyydessä on kuitenkin suuria yksilöllisiä eroja. Jäykkyys ei lisääntynyt kaikilla koehenkilöillä nopeuden kasvaessa, kuten kuva 17 osoittaa. Tosin juoksuissa jäykkyys on laskettu vain yhden kontaktin perusteella, mikä ei välttämättä vastaa koehenkilön keskimääräistä jäykkyyksimallia. Se vaikuttaa varmasti tuloksiin etenkin polvinivelen kohdalla, jossa hajonta niveljäykkyyksissä oli suuri varsinkin suurimmilla nopeuksilla.

Polven jäykkyys korreloi hitaammilla nopeuksilla maksimimomenttiin (positiivinen korrelaatio) ja kovemmilla nopeuksilla eksentrisen vaiheen kulmamuuutokseen (negatiivinen korrelaatio). Korrelaatiot vahvistavat käsitystä kuormituksen siirtymisestä enemmän lonkanivelelle pystyheilahtelun pienentyessä kovemmilla nopeuksilla. Mitä vähemmän polvinivelessä tapahtuu liikettä (ts. mitä suurempi jäykkyys) kontaktin aikana, sitä paremmin lonkanivelen teho välittyy koko jalan liikenoiteuteen, kuten analyysit maailman huippujuoksijoilta osoittavat (Ito ym. 1993). Korrelaatiota niveljäykkyyden ja lonkan momentin tai tehon välille ei kuitenkaan löytynyt kummassakaan nivelessä tässä tutkimuksessa.

7.2. Niveljäykkyys pudotushyppyissä

Kontakti- ja lentoajat pysyivät lähes muuttumattomina pudotuskorkeutta lisättäessä. Kirjallisuudessa on raportoitu kontaktiajan kasvaneen (Bobbert ym. 1987) tai pysyneen muuttumattomana (Avela ym. 1996) pudotuskorkeuden kasvaessa vastaavilla korkeuksilla. Mainituissa tutkimuksissa kontaktiajat olivat 200-250 ms. Tässä tutkimuksessa havaittu lyhyempi kontaktiaika (160-180 ms) saattaa johtua koehenkilöiden suuremmasta niveljäykkyydestä. Aikaisemmissa tutkimuksissa ei ole kuitenkaan tutkittu niveljäykkyyttä, joten vertailu jää spekulatiiviseksi.

Maksimipystyvoima kasvoi pudotuskorkeuden lisääntyessä 6131 N:sta 8017 N:iin yksilöarvojen ollessa korkeimmillaan yli 9500 N. Arvot ovat selvästi suuremmat kuin aikaisemmissa tutkimuksissa raportoidut alle 6000 N:n arvot (Bobbert ym. 1987; Gollhofer ym. 1992; Kyröläinen & Komi 1995). Nilkka- ja polvimomentit kasvoivat eksentrisessä vaiheessa pudotuskorkeuden lisääntyessä. Kovempi esivenytys korkeammilla pudotuskorkeuksilla pystyttiin hyödyntämään polvinivelessä suurempana voimantuottona kontaktin loppupuoliskolla ("prestretch potentiation": Bosco ym. 1980). Nilkkanivelessä kontaktin loppupuoliskon voimantuotto pysyi ennallaan tai jopa laski hieman pudotuskorkeuden lisääntyessä. Alhaisempi voimantuotto johtuu todennäköisesti osittain koplausajan (isometrinen vaihe eksentrisen ja konsentrisen vaiheen välissä) pitenemisestä pudotuskorkeuden lisääntyessä, jolloin osa elastisesta energiasta menetetään poikittaissiltojen irrotessa ennen konsentrisen työn alkamista (Bosco ym. 1980; Ito ym. 1983; Aura & Komi 1986). Voiman lasku on selvästi havaittavissa kuvasta 23, jossa voima (momentti) laskee noin kolmanneksen koplausvaiheen aikana korkeimmalla pudotuskorkeudella. Neuraalista inhibitiota Golgin jänne-elimen välityksellä ei voida myöskään poissulkea, vaikka kontaktin aikaisessa lihasaktiivisuudessa (GA, SOL, TA) ei havaittukaan eroja hyppykorkeuksien välillä.

Vaikka nilkan eksentrisessä jäykkyydessä ei ollutkaan suuria eroja eri hyppykorkeuksien välillä (Kuva 22), hetkellinen jäykkyys vaihtelee niin pudotuskorkeuksien välillä kuin eri aikoina eksentrisessä vaiheessa (Kuva 23). Kontaktin alussa jäykkyys (käyrän jyrkkyys) on suurempi korkeammilla pudotuskorkeuksilla, vaikka lihasaktiivisuus pysyy samana. Suurempi alkujäykkyys johtuu törmäysvoimien lisääntymisestä korkeammalta pudottaudutta-

essa ja todennäköisesti osittain myös lihaksen visko-elastisista ominaisuuksista, jotka ovat nopeudesta riippuvaisia (Grillner 1972; Edman ym. 1978; Hunter & Kearney 1982). Alun jyrkemmän nousun jälkeen jäykkyys pienenee muutoksen ollessa suurin korkeimmalla pudotuskorkeudella. Lasku voi johtua Golgin jänne-elimen inhibitiosta α - motoneuroni-aktiivisuuteen ja/ tai poikittaissiltojen irtoilemisesta venytyksen jatkuessa (Rack & Westbury 1974).

Konsentrisen vaiheen suurempiin jäykkyyksiin 55 cm:n ja 75 cm:n korkeuksilta vaikuttaa koplausaika (isometrinen vaihe eksentrisen ja konsentrisen vaiheen välissä), joka on tässä tutkimuksessa laskettu konsentriseen vaiheeseen. Todellinen jäykkyys konsentrisessa vaiheessa laskee pudotuskorkeutta lisättäessä, jos koplausaika jätetään huomioimatta (Kuva 23). Tosin ero havaitaan vasta korkeimmalla pudotuskorkeudella. Niveljäykkyyden lasku kuvastaa heikompaa esivenytyksen hyödyntämistä, sillä konsentrisessa vaiheessa tehty työ (Liite 6: a ja b, alue momenttikäyrän ja nollatason välissä) on pienempi pudotuskorkeuden lisäämisen aiheuttamasta suuremmasta venytyksestä huolimatta.

Polven eksentrisen jäykkyys oli suurin alimmalla pudotuskorkeudella, mutta hetkellinen jäykkyys oli suurempi korkeammilla pudotuskorkeuksilla (Kuvat 24 ja 25). Korkeammilla pudotuskorkeuksilla momentin maksimi saavutettiin jo ennen kääntymiskohtaa, mikä laski eksentrisen vaiheen jäykkyyttä laskentatavan vaikutuksesta. Konsentrisessa vaiheessa jäykkyys pysyi samana eri pudotuskorkeuksilla. Kuviosta c (Liite 7) nähdään, että konsentrisen vaiheen työtä voitiin lisätä suuremman esivenytyksen ansiosta. Ero esivenytyksen hyödyntämisessä nilkan ja polven välillä selittynee nilkkaniveleen vaikuttavien lihasten pienemmästä massasta (voimantuottokapasiteetista) suhteessa niveleen kohdistuvaan kuormitukseen, joka oli lähes yhtä suuri nilkassa ja polvessa. Näiden tulosten perusteella voidaan olettaa, että pudotushypyssä hyppykorkeutta rajoittaa nilkkaniveleen jäykkyys ja siihen vaikuttavat tekijät (mm. lihasvoima) säätelyjärjestelmiseen. Väitettä tukevat myös nilkan jäykkyyden ja hyppykorkeuden väliset korrelaatiot, joita ei polven osalta löydetty.

Vaikka palautusajat suoritusten välillä olivat melko pitkiä, noin 3-10 min juoksujen ja 1-3 min hyppyjen välillä, jonkin verran väsymystä saattoi aiheutua suoritusten määrästä. Koehenkilöt tekivät kaikkiaan 9-12 juoksua ja 12 maksimaalista pudotushyppyä. Alhaisempi

niveljäykkyys sekä nilkassa että polvessa juoksujen jälkeisissä pudotushyppyissä saattaa johtua alhaisemmasta lihasaktiivisuudesta juoksujen jälkeisissä hyppyissä kaikissa lihaksissa, vaikka tilastollisesti merkitseviä eroja olikin niukasti. Toisena syynä voi olla lihasvaurioiden aiheuttamat häiriöt voimantuottokoneistossa, mikä on havaittu kovan eksentrisen kuormituksen seurauksena (Horita ym. 1996).

7.3. Johtopäätökset

Nilkan niveljäykkyys juoksussa korreloi vastaavaan jäykkyyteen hyppyissä, mikä osoittaa nilkan niveljäykkyyden olevan liikesuorituksesta riippumaton (hyppy vs. juoksu) nopeissa venymis-lyhenemissykli -tyyppisissä suorituksissa. Vähäiset jäykkyyden vaihtelut suoritus-
tehoa (juoksunopeus) ja nivelen kuormitusta (pudotuskorkeus) lisättäessä tukevat teoriaa lihastoiminnan säätelystä lihasjäykkyyden ylläpitämisessä ulkoisen kuormituksen muuttuessa (Houk 1979; Hoffer & Andreassen 1981). On kuitenkin epätodennäköistä, että yksittäisen lihaksen jäykkyydestä vastaavat mekanismit voisivat täysin itsenäisesti kontrolloida koko nivelen tai raajan jäykkyyttä. Heterogeeninen refleksitoiminta lihasten välillä (Nichols 1987) ja kahden nivelen yli kulkevien lihasten merkitys voiman välittämisessä nivelten välillä (Jacobs ym. 1993) ovat mahdollisia mekanismeja jäykkyyden säätelyssä luonnollisen liikkumisen aikana.

Polvinivelen jäykkyys korreloi selvimmin maksimijuoksun ja hyppyjen välillä. Suuremmat muutokset polven jäykkyydessä juoksunopeuden tai pudotuskorkeuden myötä osoittavat hermo-lihasjärjestelmän kompensoivan ulkoisen kuormituksen muuttumista polven jäykkyyttä säätelemällä nilkanivelen jäykkyyden pysyessä melko tasaisena. Kyseinen mekanismi olisi järkevä polviniveleen vaikuttavien lihasten suuremman voimantuottokapasiteetin vuoksi. Pudotushyppyissä havaittu polven jäykkyyden lasku eksentrisessä vaiheessa pudotuskorkeuden lisääntyessä saattaa johtua hermo-lihasjärjestelmän neuraalisesta inhibitiosta estäen liiallisen kuormituksen ja vammojen syntymisen.

LÄHTEET

- Ae M., Miyashita K., Yokoi T., Ooki S., Shibukawa K. (1986) Mechanical powers and contributions of the lower limb muscles during running at different speeds. *Bull, Health & Sport Sciences, Univ. of Tsukuba* 9:229-239.
- Aleshinsky S.Y. (1986a) An energy 'source' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem. I. Basic concepts, description of the model, analysis of a one-link system movement. *J. Biomech.* 19:287-293.
- Aleshinsky S.Y. (1986b) An energy 'source' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem. II. Movement of the multi-link chain model. *J. Biomech.* 19:295-300.
- Aleshinsky S.Y. (1986c) An energy 'source' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem. III. Mechanical energy expenditure reduction during one-link motion. *J. Biomech.* 19:301-306.
- Aleshinsky S.Y. (1986d) An energy 'source' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem. IV. Criticism of the concept of 'energy transfers within and between links'. *J. Biomech.* 19:307-309.
- Aleshinsky S.Y. (1986e) An energy 'source' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem. V. The mechanical energy expenditure reduction during motion of the multi-link system. *J. Biomech.* 19:311-315.
- Alexander R.M. (1988) The spring in your step: The role of elastic mechanism in human running. *Teoksessa Biomechanics XI A*:17-25.
- Allum J.H.J. & Mauritz K.-H. (1984) Compensation for intrinsic muscle stiffness by short-latency reflexes in human triceps surae muscles. *J. Neurophysiol.* 52:797-818.
- Asmussen E. & Bonde-Petersen F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol. Scand.* 91:385-392.
- Aura O. & Komi P.V. (1986) Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. *Int. J. Sports Med.* 7:137.
- Aura O. & Komi P.V. (1987) Effects of muscle fiber distribution on the mechanical efficiency of human locomotion. *Int. J. Sports Med.* 8:30-37.
- Avela J., Santos P.M., Komi P.V. (1996) Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 72:553-562.
- Belli A., Kyröläinen H., Komi P.V. (1999) Lower limb joint moments and power in running. *Jätetty julkaistavaksi.*
- Bobbert M.F., Huijing P.A., van Ingen Schenau G.J. (1987) Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Med. Sci. Sports Exerc.* 19(4): 339-346.
- Bosco C., Komi P.V., Ito A. (1980) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol. Scand.* 111:135-140.
- Bosco C., Tarkka I., Komi P.V. (1982) Effects of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *Int. J. Sports Med.* 3:137-140.
- Cavagna G.A. (1977) Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exer. Sports Sci. Rev.* 5:89-129.

- Crago P.E., Houk J.C., Hasan Z. (1976) Regulatory actions of human stretch reflex. *J. Neurophysiology* 39(5):925-935.
- Dietz V. & Noth J. (1981) Significance of spinal stretch reflexes in human locomotion. *Adv. Physiol. Sci.* 1:169-178.
- Edman K.A.P., Elzinga G, Noble M.I.M. (1978) Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibers. *J. Physiol.* 281:139-153.
- Fenn W.O. (1930) Frictional and kinetic factors in the work of sprint running. *Am. J. Physiol.* 92:582-611.
- Finni T., Komi P.V., Lepola V. (1998b) In vivo muscle dynamics during hopping. Third annual congress of European College of Sport Science, Manchester, UK. Book of abstracts p.116.
- Finni T., Komi P.V., Lukkariniemi J. (1998a) Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur. J. Appl. Physiol.* 77:289-291.
- Flitney F.W. & Hirst D.G. (1978) Cross-bridge detachment and sarcomere give during stretch of active frog's muscle. *J. Physiol. Lond.* 276:449-465.
- Gollhofer A., Schmidtbleicher D., Dietz V. (1984) Regulation of muscle stiffness in human locomotion. *Int. J. Sports Med.* 5:19-22.
- Gollhofer A., Strojnik V., Rapp W., Schweizer L. (1992) Behavior of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 64:283-291.
- Gordon A.M., Huxley A.F., Julian F.J. (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol. (Lond.)* 184:170-192.
- Gottlieb G.L. & Agarwal G.C. (1978) Dependence of human ankle compliance on joint angle. *J. Biomechanics* 11:177-181.
- Greene P.R. & McMahon T.A. (1979) Reflex stiffness of man's antigravity muscles during knee bends while carrying extra weights. *J. Biomechanics* 12:881-891.
- Gregor R.J., Roy R.R., Whiting W.C., Hodgson J.A., Edgerton V.R. (1988) Force-velocity potentiation in cat soleus muscle during treadmill locomotion. *J. Biomech.* 21:721-732.
- Griffiths R.I. (1991) Shortening of muscle fibers during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: The role of tendon compliance. *J. Physiol.* 436:219-236.
- Grillner S. (1972) The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors. *Acta Physiol. Scand.* 86:92-108.
- Hill A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proc. R. Soc. B* 137:273-280.
- Hill A.V. (1977) A-band length, striation spacing and tension change on stretch of active muscle. *J. Physiol. Lond.* 266:677-685.
- Hoffer J.A. & Andreassen S. (1981) Regulation of soleus muscle stiffness in premaxillary cats: intrinsic and reflex components. *J. Neurophysiol.* 45(2):267-285.
- 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. *Eur. J. Appl. Physiol.* 73:393-403.
- Houk J.C. (1979) Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes. *Ann. Rev. Physiol.* 41:99-114.
- Huijting P.A. (1992) Elastic potential of muscle. Teoksessa Komi P.V. (toim.) *Strength and power in sport.* Oxford, Blackwell Scientific Publications s. 151-168.

- Hunter I.W. & Kearney R.E. (1982) Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *J. Biomechanics* 15(10):747-752.
- Huxley A.F. & Simmons R.M. (1971) Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature* 233:533-538.
- Ito A., Komi P.V., Sjödin B., Bosco C., Karlsson J. (1983) Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. *Med. Sci. Sport Exerc.* 15(4):299-308.
- Ito A., Saito M., Fuchimoto T. (1997) Joint torque, power and EMGs during starting dash. *Japan J. Phys. Educ.* 42:71-83.
- Ito A., Saito M., Sagawa K., Kato K., Ae M., Kobayashi K. (1993) Leg movement analysis of gold and silver medalists in men's 100m at the III world championships in athletics. *Teoksessa: Abstracts 1. XIVth ISB Congress. Paris, France. ss. 624-625.*
- Jacobs R., Bobbert M.F., van Ingen Schenau G.J. (1993) Function of mono- and biarticular muscles in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 25(10):1163-1173.
- Jönhagen S., Ericson M.O., Nemeth G., Eriksson E. (1996) Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 6:15-21.
- Kearney R.E. & Hunter I.W. (1982) Dynamics of human ankle stiffness: variation with displacement amplitude. *J. Biomechanics* 15(10):753-756.
- Komi P.V. (1992) Stretch-shortening cycle. *Teoksessa Komi P.V. (toim.) Strength and power in sport. Oxford, Blackwell Scientific Publications. s.169-179.*
- Komi P.V., Salonen M., Järvinen M., Kokko O. (1987) In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I. Methodological development. *Int. J. Sports Med.* 8(Suppl.):3-8.
- Komi P.V. (1998) Stretch reflexes play an important role in force potentiation in normal and fatigued muscle. *Scand. J. Med. Sci in Sports* 8(5) part II: 345. (abstrakti).
- Kyröläinen H., Komi P.V., Belli A. (1999) Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. *J. Strength Cond. Res. (painossa).*
- Kyröläinen H. & Komi P.V. (1995) The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercise: Comparison between power- and endurance-trained athletes. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 5:15-25.
- Latash M.L. & Zatsiorsky V.M. (1993) Joint stiffness: Myth or reality? *Human Mov. Sci.* 12:653-692.
- Lee R.G. & Tatton W.G. (1978) Long loop reflexes in man: clinical applications. *Teoksessa Desmedt J.E. (toim.) Cerebral motor control in man: long loop mechanisms. Kargel, Basel s. 320-333.*
- Luhtanen P. & Komi P.V. (1980) Force-, power-, and elasticity-velocity relationships in walking, running and jumping. *Eur. J. Appl. Physiol.* 44:279-289.
- MacKay W.A., Crammond D.J., Kwan H.C., Murphy J.T. (1986) Measurements of human forearm viscoelasticity. *Canadian J. Physiol. and Pharmacol.* 62:802-808.
- Mann R.A., Moran G.T., Dougherty S.E. (1986) Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running and sprinting. *Am. J. Sports Med.* 14(6):501-510.
- Mann R.V. (1981) A kinetic analysis of sprinting. *Med. Sci. Sports Exerc.* 13(5):325-328.
- McMahon T.A. & Cheng G.C. (1990) The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J. Biomechanics* 23(Suppl. 1):65-78.
- Melville Jones G. & Watt D.G.D. (1971) Observation on the control of stepping and hopping movements in man. *J. Physiol.* 219:729-737.

- Mero A. & Komi P.V. (1986) Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur. J. Appl. Physiol.* 55:553-561.
- Nichols T.R. (1987) The regulation of muscle stiffness. *Medicine Sport Sci.* 26:36-47.
- Nichols T.R. & Houk J.C. (1976) Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex. *J. Neurophysiol.* 39:119-142.
- Norman R.W. & Komi P.V. (1979) Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiol. Scand.* 106:241-248.
- Nummela A., Rusko H., Mero A. (1994) EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. *Med. Sci Sports Exerc.* 26(5):605-609.
- Rack P.M.H., Ross H.F., Thilmann A.F., Walters D.K.W. (1983) Reflex responses at the human ankle: The importance of tendon compliance. *J. Physiol.* 347:479-495.
- Rack P.M.H. & Westbury D.R. (1974) The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *J. Physiol.* 240:331-350.
- Ralston H.J., Todd E.N., Inman V.T. (1976) Comparison of electrical activity and duration of tension in the human rectus femoris muscle. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 38:277-286.
- Sinkjaer T., Toft E., Andreassen S., Hornemann B.C. (1988) Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: Intrinsic and reflex component. *J. Neurophysiol.* 60:1110-1121.
- Stefanyshyn D.J. & Nigg B.M. (1998) Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *J. Appl. Biomech.* 14:292-299.
- Sugi H. (1972) Tension changes during and after stretch in frog muscle fibers. *J. Physiol. Lond.* 225:237-253.
- Sugi H. & Tsuchiya T. (1981) Enhancement of mechanical performance in frog muscle fibers after quick increases in load. *J. Physiol. Lond.* 319:239-252.
- Walmsley B., Hodgson J.A., Burke R.-E. (1978) Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats. *J. Neurophysiol.* 41:1203.
- Walshe A.D. & Wilson G.J. (1997) The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Can. J. Appl. Physiol.* 22(2):117-132.
- Walshe A.D., Wilson G.J., Murphy A.J. (1996) The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *Eur. J. Appl. Physiol.* 73:332-339.
- van Ingen Schenau G.J., Bobbert M.F., Rozendal R.H. (1987) The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *J. Anat.* 155:1-5.
- Weiss P.L., Hunter I.W., Kearney R.E. (1988) Human ankle joint stiffness over the full range of muscle activation levels. *J. Biomechanics* 21:539-544.
- Wilson G.J., Murphy A.J., Pryor J.F. (1994) Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *J. Appl. Physiol.* 76(6):2714-2719.
- Winter D.A. (1979) *Biomechanics of human movement.* Wiley, New York.

SUOSTUMUS KOEHENKILÖKSI

Nimi: _____

Osoite: _____

puh.: _____

Ikä (v): _____ Pituus (cm): _____ Paino (kg): _____

100 m:n ennätys: _____ Kauden -96 paras: _____

Lent. 20/ 30 m:n ennätys: _____

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää polvi- ja nilkkanivelen jäykkyyttä pikajuoksussa eri nopeuksilla sekä tutkia eroja ko. muuttujissa eri tasoilla juoksijoilla. Tutkimusprotokolla sisältää 8-13 juoksua eri nopeuksilla sekä isometrisen maksimivoiman mittauksen ja muutamia pudotushyppyjä. Suoritukset kuvataan videolle liikeanalyysiä varten. Voimantuottoa juoksuista ja pudotushypyistä mitataan radan alle asennetuilla voimalevyantureilla sekä isometrisestä jalkojen ojennuksesta jalkadynamometrillä. Lisäksi käytetään pintaelektrodeja lihasaktiivisuuksien mittaamiseen.

Mittausta ennen koehenkilön iholle kiinnitetään pintaelektrodeja. Elektrodiin kiinnityskohdista ajetaan ihokarvat ja iho puhdistetaan hiekkapaperilla ja puhdistusaineella. Ihon puhdistaminen saattaa aiheuttaa pientä kirvelyä ja ihoärsytystä. Kuten yleensäkin harjoituksissa, myös tähän mittaukseen sisältyy revähtymäriskejä seuraamuksineen (kaatumiset ym.). Mittaus suoritetaan harjoitustilanteessa, joten koehenkilöt ovat vakuutettuja oman vakuutuksensa mukaisesti. Lisäksi liikuntabiologian laitos on ottanut vakuutuksen, joka korvaa tutkimuksessa sattuneiden tapaturmien hoitokulut.

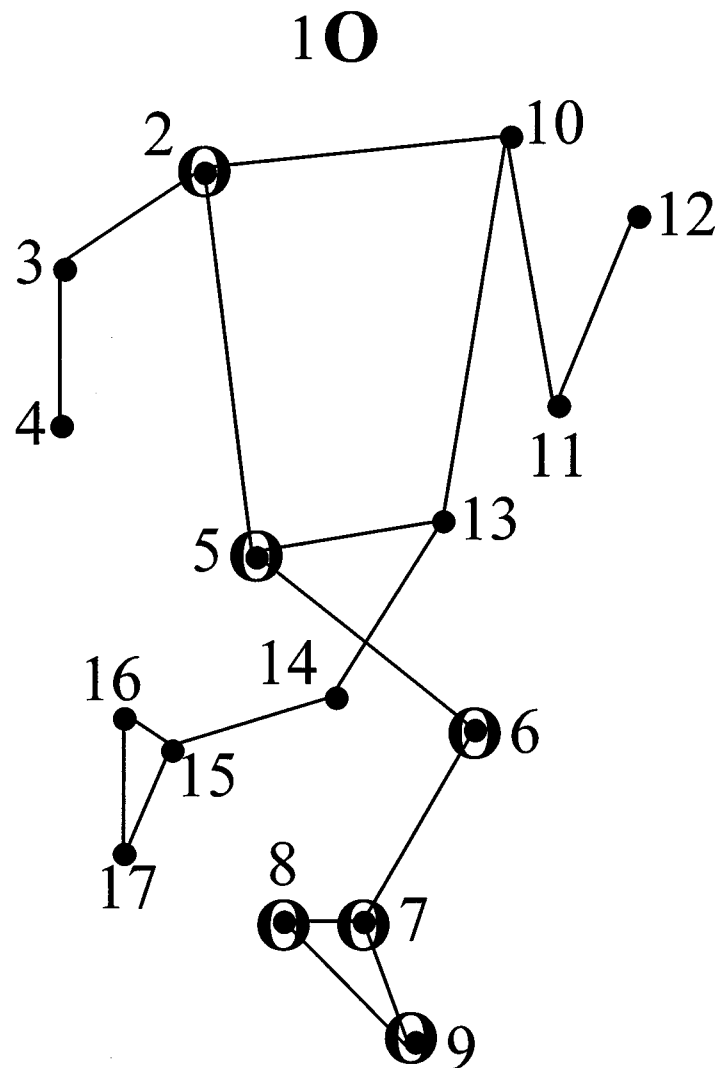
Vastineeksi koehenkilö saa itselleen mittauksista saatavaa tietoa omasta suorituskyvystään ja juoksutekniikastaan. Tutkijat antavat halutessasi yksityiskohtaisempaa tietoa mittauksiin liittyvistä asioista. Osallistuminen tutkimukseen on vapaaehtoista ja koehenkilö voi kieltäytyä mistä tahansa kokeesta tai keskeyttää sen halutessaan.

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

Jyväskylässä / 1996

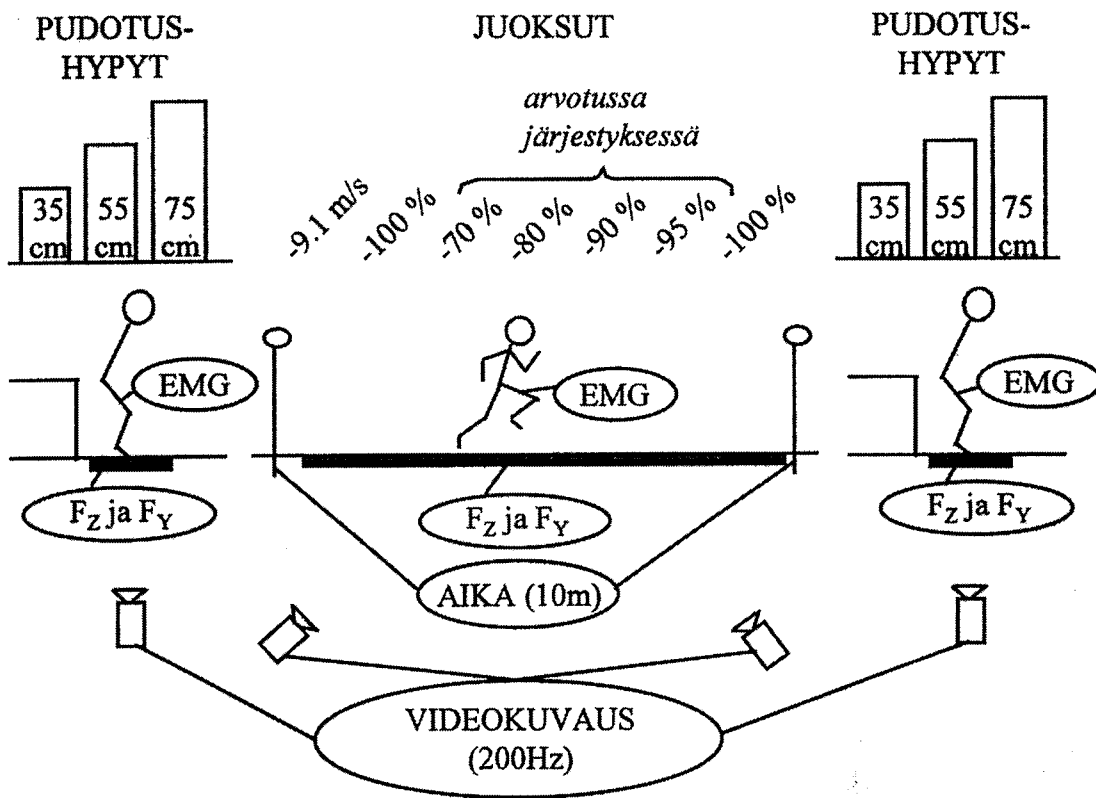
Koehenkilön allekirjoitus

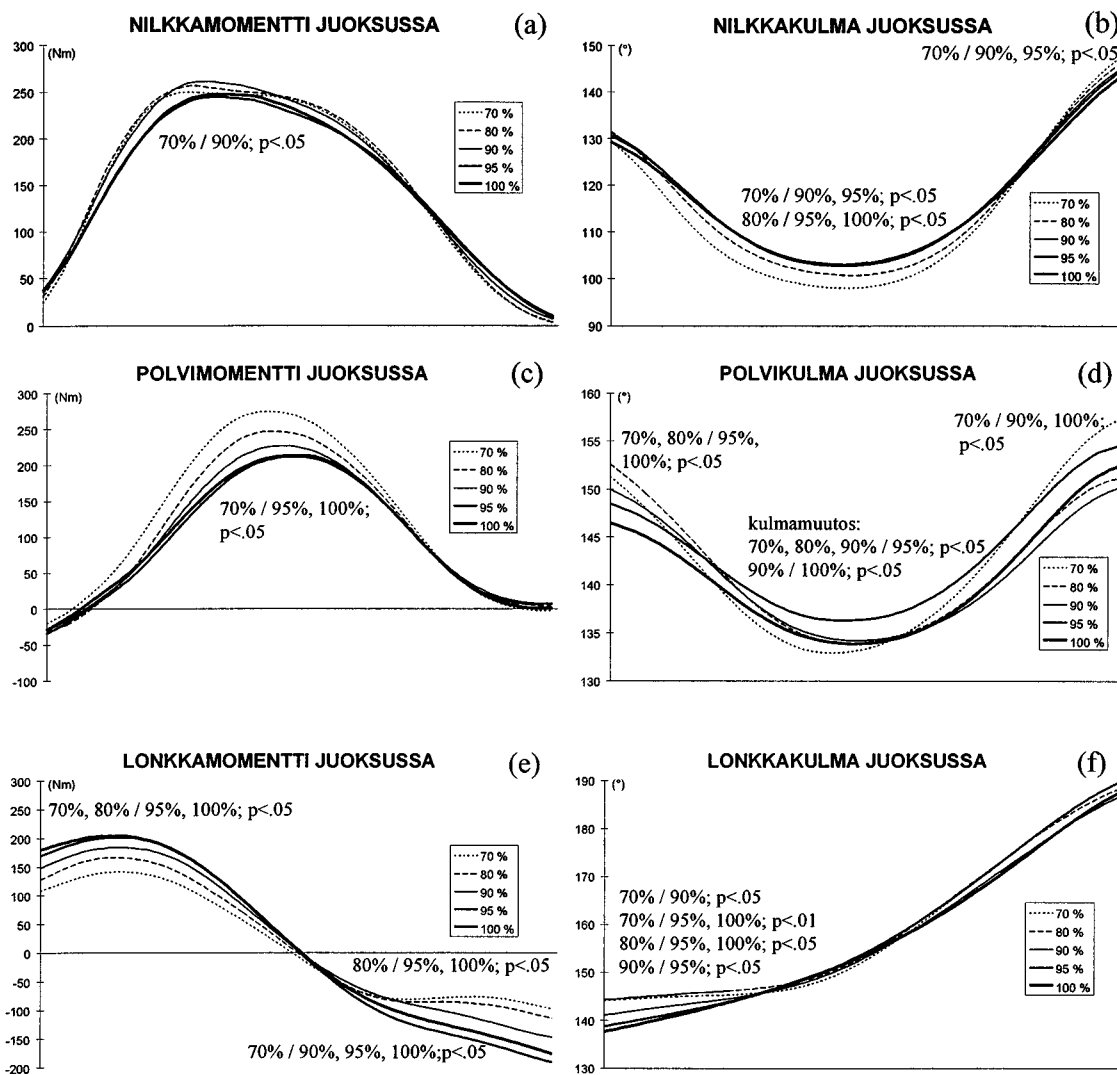
NIVELPISTEIDEN MERKINTÄ



Nivelpisteet merkittiin heijastavilla markkereilla poislukien pisteet 10 ja 13, jotka jätettiin merkitsemättä. Ympyröidyt pisteet ovat hypyissä käytettyjä markkereita.

MITTAUSASETTELMA





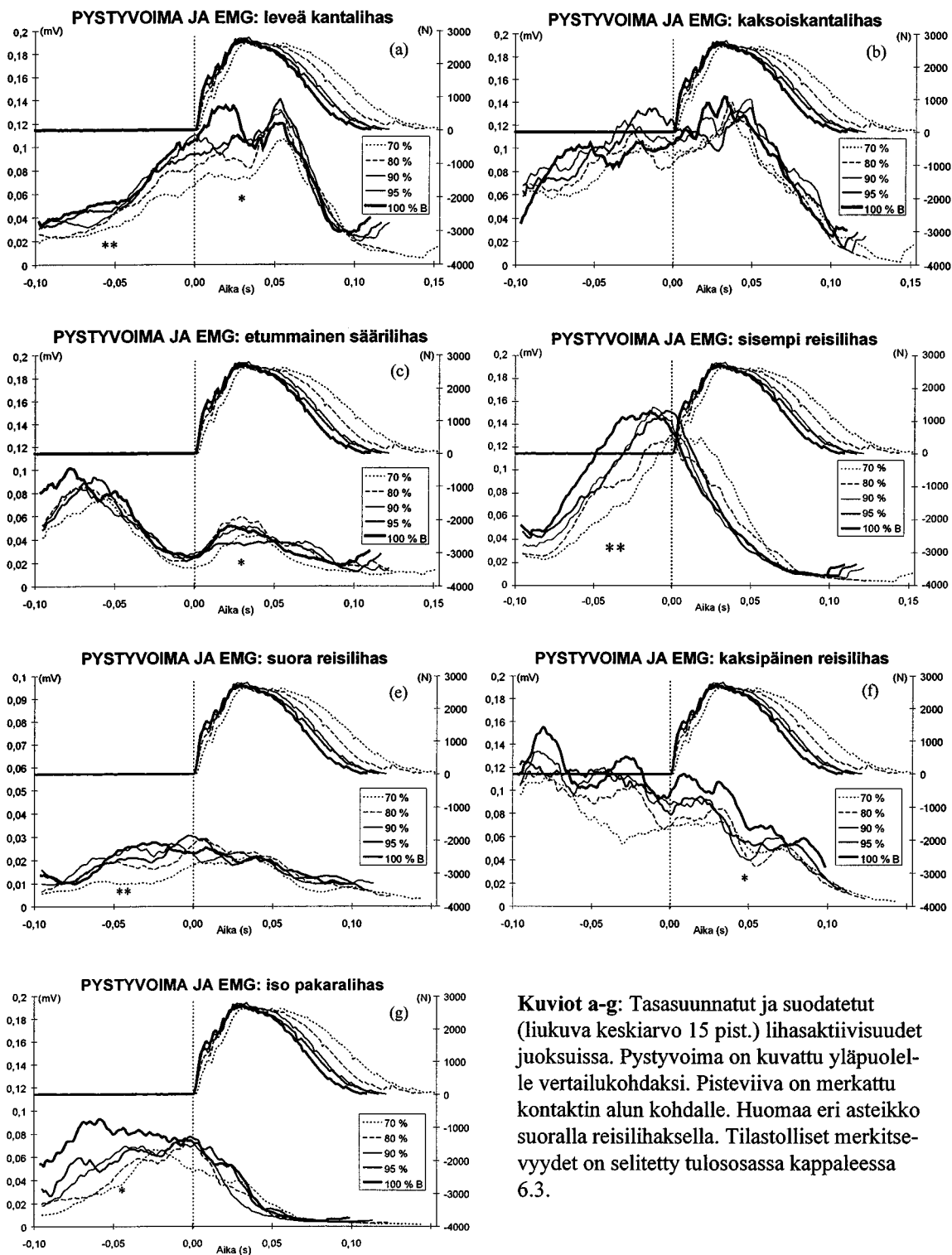
Kuviot a-f: Aikanormalisoidut nivelmomentit ja -kulmat kontaktin ajalta eri juoksunopeuksilla. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tulososassa kappaleessa 6.2.

TAULUKKO 1. Jalkalihasten esiaktiivisuudet (mV) 100 ms aikana ennen kontaktin alkua eri juoksunopeuksilla. Luvut ovat keskiarvoisia lihasaktiivisuuksia (aEMG). Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tekstissä.

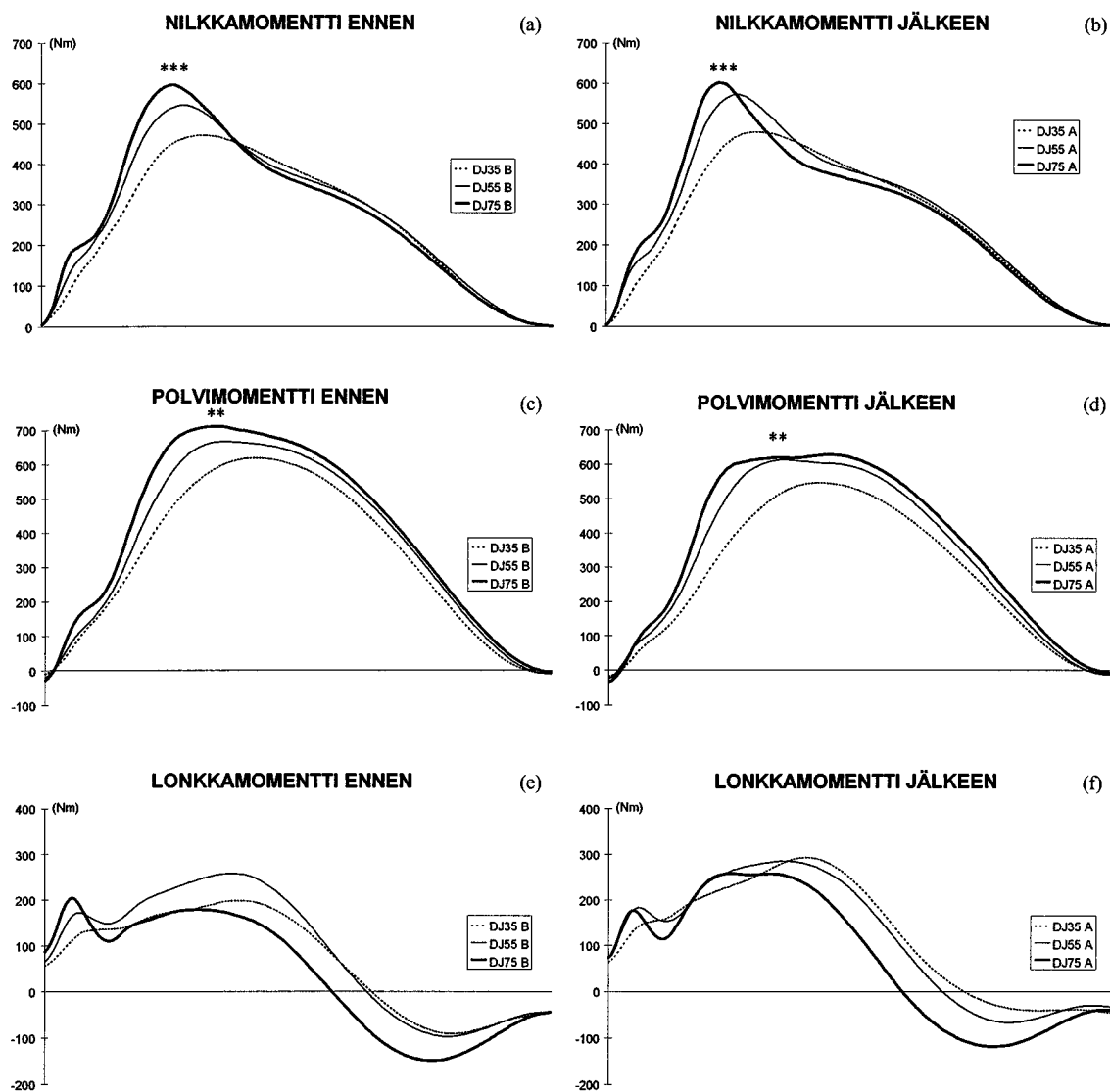
	70 %	80 %	90 %	95 %	100 % B	100 % A	p<
SOL	0.156	0.199	0.230	0.230	0.242	0.242	.01
GA	0.190	0.193	0.221	0.248	0.271	0.229	ns.
TA	0.170	0.185	0.180	0.203	0.214	0.219	ns.
VM	0.193	0.244	0.320	0.326	0.363	0.381	.01
RF	0.028	0.040	0.059	0.048	0.060	0.067	.01
BF	0.246	0.280	0.327	0.314	0.327	0.328	ns.
GLUT	0.132	0.138	0.192	0.199	0.277	0.253	.05

TAULUKKO 2. Jalkalihasten kontaktin aikaiset aktiivisuudet (mV) eri juoksunopeuksilla. Luvut ovat keskiarvoisia lihasaktiivisuuksia (aEMG). Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tekstissä.

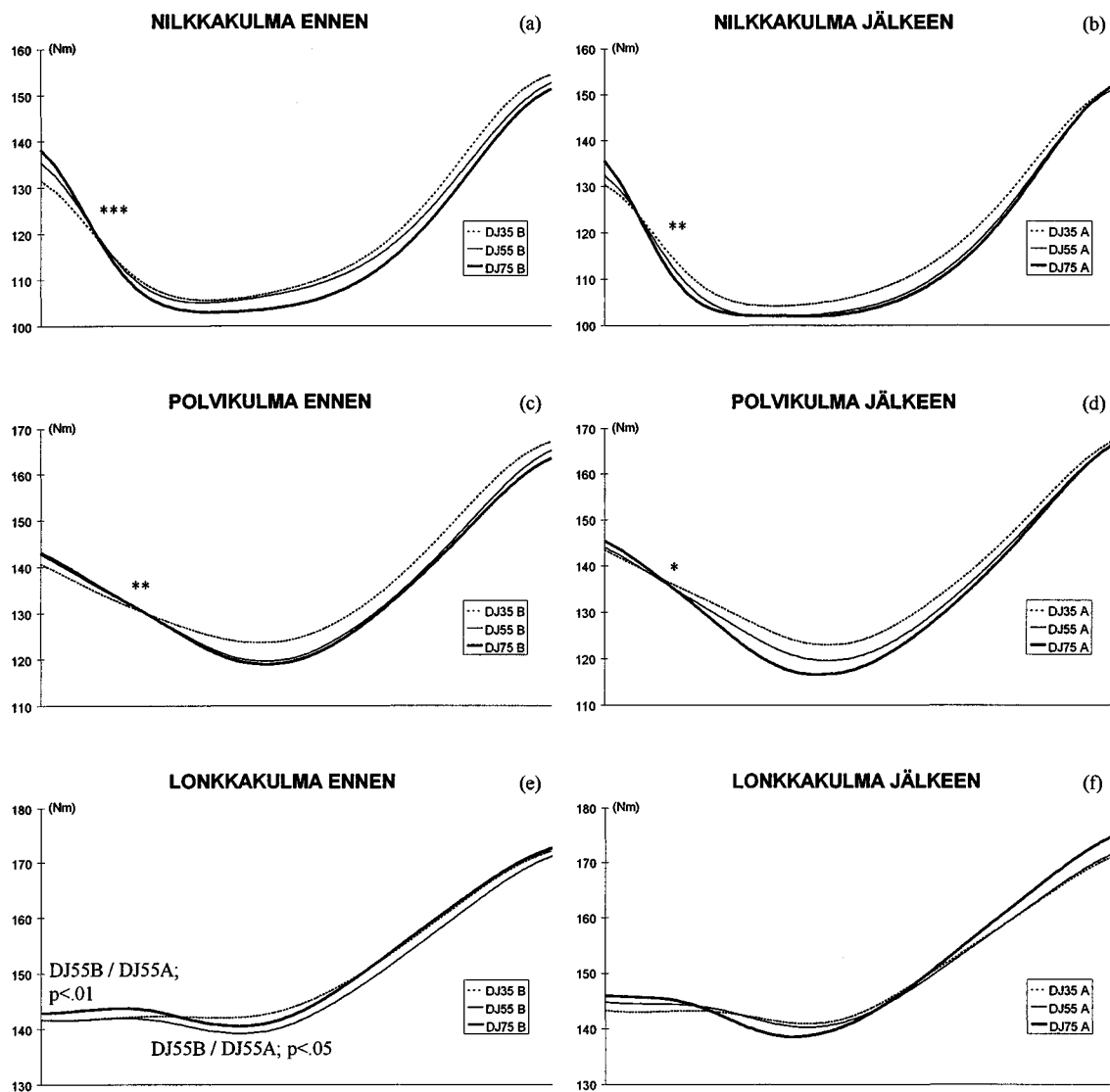
	70 %	80 %	90 %	95 %	100 % B	100 % A	p<
SOL	0.191	0.224	0.255	0.248	0.277	0.260	.05
GA	0.242	0.244	0.282	0.257	0.322	0.306	ns.
TA	0.070	0.097	0.099	0.076	0.091	0.103	.05
VM	0.244	0.201	0.189	0.210	0.180	0.176	ns.
RF	0.038	0.050	0.040	0.046	0.043	0.051	ns.
BF	0.156	0.165	0.179	0.193	0.232	0.204	p<.05
GLUT	0.089	0.088	0.091	0.133	0.122	0.104	ns.



Kuviot a-g: Tasasuunnatut ja suodatetut (liukuva keskiarvo 15 pist.) lihasaktiivisuudet juoksuissa. Pystyvoima on kuvattu yläpuolelle vertailukohtaksi. Pisteviiva on merkattu kontaktin alun kohdalle. Huomaa eri asteikko suoralla reisilihaksella. Tilastolliset merkittävyydet on selitetty tulososassa kappaleessa 6.3.



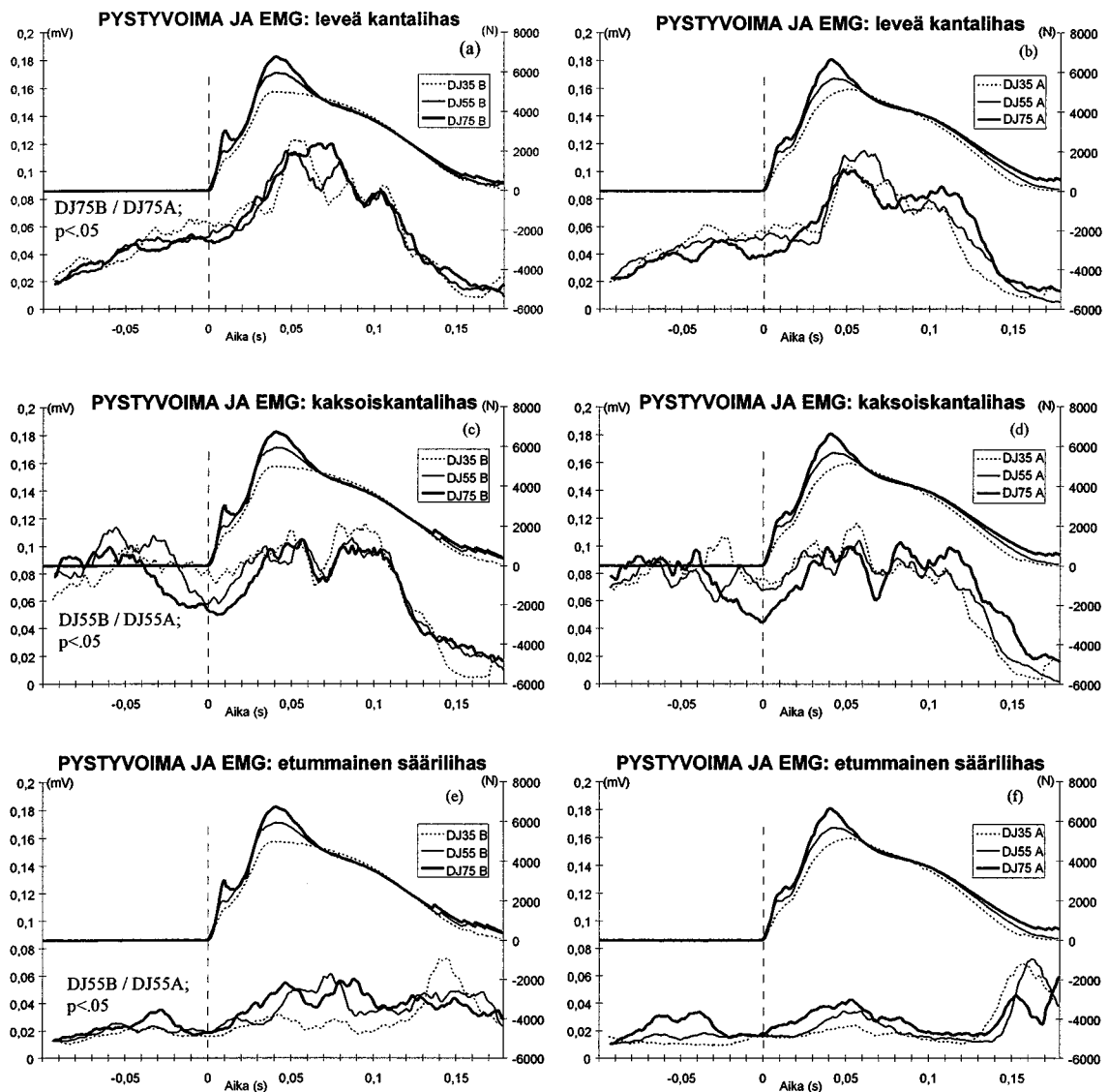
Kuviot a-f: Aikanormalisoidut nivelmomentit pudotushypyissä kontaktin aikana ennen juoksua ja juoksujen jälkeen. Kuivissa maksimimomentit ovat matalampia (kuin tekstissä mainitut), koska yksilölliset maksimiarvot ajoittuvat eri kohtiin. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tulososassa kappaleessa 6.4.



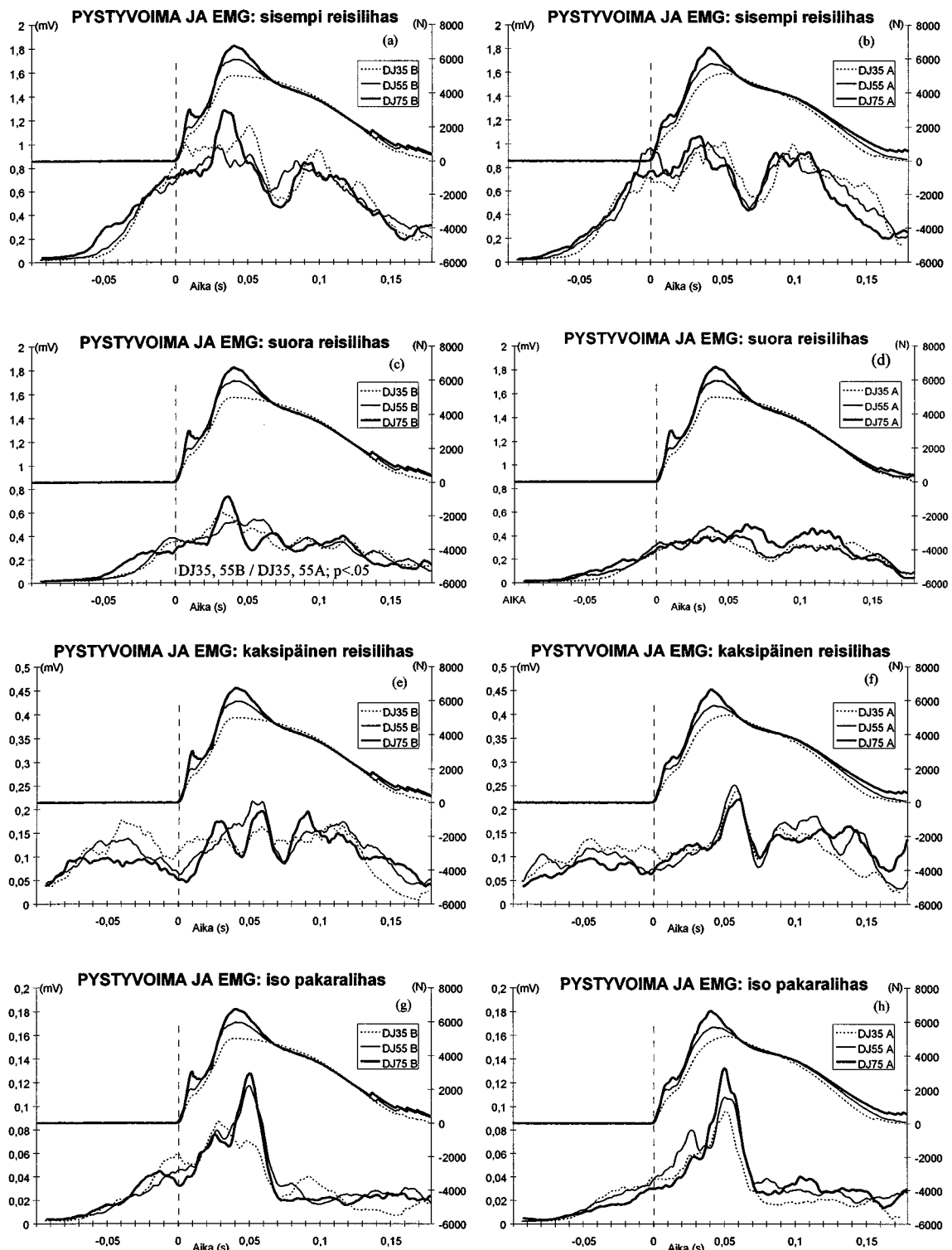
Kuviot a-f: Aikanormalisoidut nivelkulmat pudotushypyissä kontaktin aikana ennen juoksuja ja juoksujen jälkeen. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tulososassa kappaleessa 6.4.

TAULUKKO. Jalkalihasten esiaktiivisuudet ja kontaktin aikaiset aktiivisuudet (aEMG; [mV]) pudotushyppyissä. Tilastollisesti merkitsevät erot on merkitty viimeiseen sarakkeeseen pudotuskorkeuksien välillä ja ennen-jälkeen -vertailussa kyseisen korkeuden kohdalle. (ESI=esiaktiivisuus, KONT=kontaktin aktiivisuus, B=ennen juoksuja, A=juoksujen jälkeen)

	DJ35 B	DJ55 B	DJ75 B	DJ35 A	DJ55 A	DJ75 A	p<
SOL ESI	0.174	0.177	0.177	0.166	0.162	0.157*	
GA ESI	0.203	0.254	0.224	0.204	0.185*	0.219	.05 (B)
TA ESI	0.107	0.157	0.154	0.062*	0.075	0.107	
VM ESI	2.641	2.600	2.445	2.845	2.683	2.460	
RF ESI	1.366	1.468	1.215	1.136	1.220	0.796	.05 (B)
BF ESI	0.512	0.412	0.429	0.441	0.399	0.440	
GLUT ESI	0.178	0.164	0.146	0.130	0.163	0.163	
SOL KONT	0.204	0.213	0.215	0.195	0.200	0.188	
GA KONT	0.238	0.213	0.214	0.215	0.210	0.206	
TA KONT	0.099	0.128	0.123	0.071	0.079	0.095	
VM KONT	2.014	2.000	2.071	1.932	1.930	2.026	
RF KONT	0.991	1.001	1.045	0.796*	0.864*	1.040	
BF KONT	0.475	0.459	0.406	0.418	0.453	0.450	
GLUT KONT	0.181	0.177	0.176	0.141	0.170	0.173	



Kuviot a-f: Tasasuunnatut ja suodatetut (liukuva keskiarvo 15 pist.) lihasaktiivisuudet pudotushypyissä ennen juoksuja (vasemmalla) ja jhuoksujen jälkeen (oikealla). Pystyvoima on kuvattu yläpuolelle vertailukohtaksi. Pisteiviiva on merkattu kontaktin alun kohdalle. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tulososassa kappaleessa 5.3.



Kuviot a-h: Tasasuunnatut ja suodatetut (liukuva keskiarvo 15 pist.) lihasaktiivisuudet pudotushypyssä ennen juoksuja (vasemmalla) ja juoksujen jälkeen (oikealla). Pystyvoima on kuvattu yläpuolelle vertailukohtaksi. Pisteiviiva on merkattu kontaktin alun kohdalle. Huomaa eri asteikko kaksipäisellä reisilihaksella ja isolla pakaralihaksella. Tilastolliset merkitsevyydet on selitetty tulososassa kappaleessa 5.3.