

KORKEUSHYPYN PONNISTUKSEN BIOMEKAANINEN ANALYYSI

Sebastian Siukonen

Biomekaniikka
Pro gradu –tutkielma
Syksy 2002
Liikuntabiologian laitos
Jyväskylän yliopisto
Työn ohjaaja: Paavo Komi

TIIVISTELMÄ

Sebastian Siukonen, 2002. Korkeushypyn ponnistuksen biomekaaninen analyysi. Biomekaniikan pro gradu –tutkielma. Jyväskylän yliopisto, liikuntabiologian laitos. 96 sivua.

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää korkeushyppysuorituksen tehokkuuteen vaikuttavia tekijöitä kahden viimeisen askelkontaktin aikaisten liikeanalyysimuuttujien, reaktiivoimien ja hermolihasjärjestelmän sähköisen aktivaation (EMG) avulla.

Tutkimukseen osallistui seitsemän korkeushyppääjää (HJ; hyppytulokset mittauksissa 202.1 ± 8.6 cm) ja seitsemän 10-ottelijää (DC; hyppytulokset mittauksissa 180.0 ± 6.5 cm). Lajiryhmien välisten hyppytulosten erot olivat erittäin merkittäviä ($p < .001$). Urheilijoiden suoritukset kuvattiin kahdella high speed –videokameralla (200 kuvaa / s), jonka jälkeen synkronoidusta ja digitoidusta kuvadatasta saatiin liikeanalyysi numeeriseen muotoon. Reaktiivoimat kerättiin kahdelta viimeiseltä askelkontaktilta rataa upotettujen voimalevyjen avulla [TR-testi Finland –voimalevy ja Kistlerin (Sveitsi) voimalevy], jonka jälkeen aineisto analysoitiin. EMG-muuttujat kerättiin seitsemän pintaelektrodin (Beckman) avulla analysointia varten (suodatus, keskiarvoistaminen, tasasuuntaus, integrointi, suhteutus) neljästä ponnistavan jalan (*ponnarin*) ja kolmesta ns. vapaan jalan (*vaparin*) lihaksesta. Analysoitavina lihaksina olivat ponnarin m.gastrocnemius, m. rectus femoris, m. vastus lateralis sekä m. gluteus maximus. Vaparin lihaksina analysoitiin m.gluteus maximusta lukuun ottamatta samat lihakset, kuin ponnistavasta jalasta. Lopuksi liikeanalyysi-, voima- ja EMG-muuttujat synkronoitiin ja mallinnettiin BMVM-systeemin (Biomechanical Visualization and Modelling) avulla.

Lihaksiivisuusmallien osalta lajiryhmäkohtaiset trendit olivat hyvin samansuuntaisia. Mahdollinen reflektorinen potentioituminen löydettiin ponnistavan jalan gastrocnemius-lihaksesta aikavälillä 50-75 ms jälkeen kontaktin alun. Liikeanalyysi osoitti, että korkeushyppääjien suuremman vertikaalisen lähtönopeuden (HJ: 4.12 ± 0.39 m/s – DC: 3.72 ± 0.18 m/s) mahdollisti suurempi ponnistuskontaktia edeltävä horisontaalinen nopeus (HJ: 6.18 ± 1.10 m/s – DC: 5.99 ± 0.45 m/s) ($r = .775$, $p < .01$) sekä tehokkaampi vaparin käyttö. Vaparin tehokkuus oli havaittavissa pidempänä työntövaiheen kestona ($p < .01$, HJ: 0.114 ± 0.01 s ; DC: 0.100 ± 0.01 s) sekä kehon painopisteen suurempana ($p < .01$) vertikaalisena nopeutena (HJ: 0.28 ± 0.10 m/s – DC: 0.06 ± 0.10 m/s) vaparin kontaktin lopussa. Myös ponnarin polvinivelen vähäisempi periksi antaminen ($p < .05$) ponnistuskontaktin aikana oli omiaan tehostamaan korkeushyppääjien kykyä hyödyntää saavutettua liike-energiaa vertikaaliseen suuntaan. Ponnistuskontaktin kokonais-kestossa ei lajiryhmien välillä ollut tilastollista eroa (HJ: 0.187 ± 0.02 s ; DC: 0.189 ± 0.02 s), mutta jarrutusvaihe oli korkeushyppääjillä selkeästi ($p < .001$) lyhyempi (HJ: 0.064 ± 0.01 s ; DC: 0.078 ± 0.01 s) ja työntövaihe pitempi ($p < .01$, HJ: 0.123 ± 0.01 s ; DC: 0.111 ± 0.02 s). Ponnistuskontaktin aikasuhteiden erilaisuus näkyi myös voimantuotossa, sillä korkeushyppääjien horisontaalinen jarruttava maksimivoima (3640 ± 520 N) oli tilastollisesti erittäin merkittävästi ($p < .001$) 10-ottelijoiden vastaavaa (2902 ± 390 N) suurempi. Ponnistuksen keskimääräisessä vertikaalisessa työntövaiheessa tilanne oli samansuuntainen (HJ: 2257 ± 303 N ; DC: 1981 ± 210 N ; $p < .001$). Suurimmat voimatuotot ilmenivät jarrutusvaiheessa, jolloin maksimaalinen resultanttivoima oli korkeushyppääjillä (6065 ± 725 N) suurempi ($p < .001$) kuin ottelijoilla (5224 ± 584 N).

Johtopäätöksenä oli, että korkeushyppääjät kykenevät hyödyntämään nopeamman juoksuvauhtinsa ponnistuskontaktin aikana ja sitä edeltävässä vaparin kontaktissa 10-ottelijoita selkeästi tarkoituksenmukaisemmin ja tehokkaammin. Tätä selittävät korkeushyppääjien suuremmat reaktiivoimat ja parempi lajitekkinen taitotaso.

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO	5
2 KORKEUSHYPYN BIOMEKANIikka	7
2.1 Vauhti	8
2.1.1 Vauhdin rakenne	8
2.1.2 Vauhdin biomekaanisista muuttujista	10
2.2 Ponnistus	11
2.2.1 Voima-, kontaktiaika- ja kulmanopeusmuuttujat ponnistuksessa	12
2.2.2 Painopisteen nopeus ja sijainti ponnistuksessa	12
2.2.3 Vartalon kallistus ja angulaariset momentit ponnistuksessa	13
2.3 Ilmalento, rimanylitys ja alastulo	15
3 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAMEKANISMEISTA VOIMANTUOTON JA LIIKKUMISEN KANNALTA	16
3.1 Keskus- ja ääreishermoston kontrolli	16
3.2 Motoristen yksiköiden rekrytointi	17
3.3 Lihasmekaniikka ja elastisen energian hyödyntäminen	19
3.4 Refleksit lihastoiminnan säätelyssä	22
3.4.1 Voima- ja lihaspalautteen toiminnasta	22
3.4.2 Motoriset apujärjestelmät	24
4 LIHASJÄYKKYYS JA SEN SÄÄTELY	26
4.1 Lihaksen mekaaniset jäykkyysominaisuudet	27
4.2 Jänteen jäykkyysominaisuudet	29
4.3 Lihásjáykkyyden reflektorinen säätely	30
4.4 Venymis-lyhenemis –syklus, elastisuus ja lihasjáykkyyden säätely	31
5 KORKEUSHYPPYTULOKSEEN VAIKUTTAVIEN BIOMEKAANISTEN JA LAJITEKNISTEN TEKIJÖIDEN VERTAILUA ERI TASOISILLA HYPPÄÄJILLÄ	34
5.1 Lihaksiston ja lihasjáykkyyden hermostollinen säätely	35
5.2 Painopisteen liikerata ja vartalon kallistus	37
5.3 Painopisteen horisontaali- ja vertikaalinopeus	39
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	42
7 TUTKIMUSMENETELMÄT	42
7.1 Koehenkilöt	42
7.2 Koeasetelma	43
7.3 Aineiston keräys	44
7.4 Aineiston analysointi	45
7.5 Tilastolliset menetelmät	46

8 TULOKSET	47
8.1 Antropometriamuuttujat ja lajiennätykset	47
8.2 Liikeanalyysi	48
8.2.1 Kehon painopisteen rata ja nopeus	48
8.2.2 Nivelkulmien muutokset	52
8.2.3 Vartalon kallistukset	54
8.3 Reaktivoimat	55
8.4 Lihasakiivisuudet	61
9 POHDINTA	68
9.1 Liikeanalyysi	69
9.2 Voima-analyysi	72
9.3 EMG-analyysi	74
9.4 Tulevaisuuden haasteet	77
9.5 Johtopäätökset	80
10 LÄHTEET	81
11 LIITTEET	88

1 JOHDANTO

Korkeushypyn miesten maailmanennätys on Javier Sotomayorin 245 cm. Jokainen voi omassa mielessään pohtia, mitä tuollaisen tavallisen kerrostalohuoneiston katon korkeudella killuvan riman ylittäminen vaatii. "Hyvin ruskettuneen habituksen ja kuubalaisen veren", sanoo joku. Totuus lienee kuitenkin hieman moniulotteisempi ...

Korkeushyppy on yleisurheilulaji, jossa urheilijan tavoitteena on ylittää rima yhden jalan ponnistuksella mahdollisimman korkealta. Jotta lopputulos olisi lajin kannalta paras mahdollinen, korkeushyppääjän tulee harjoitella sekä fyysisiä että taidollisia valmiuksia eli omaksua lajisuoritukselle ominaisia ja tarkoituksenmukaisia voimantuotto- ja liikemalleja.

Korkeushyppytuloksen määräävimpiä tekijöitä ovat kehon painopisteen optimaalinen liikerata sekä vertikaalinen lähtönopeus ponnistuskontaktin irrotessa alustasta (Hay 1973; Aura 1984). Vertikaalisen lähtönopeuden maksimointi edellyttää suuren horisontaalisen ponnistukseen tulonopeuden muuttamista mahdollisimman tehokkaasti vertikaaliseen suuntaan. Tämän edellytyksenä on toiseksi viimeisen askelkontaktin aikainen voimakas "vapaan jalan" työ, joka nostaa painopisteen liikerataa ponnistuskontaktiin tultaessa, sekä ponnistavan jalan lihaksiston suuri esiaktiivisuus, joka edesauttaa elastisen energian hyödyntämisessä ja lihasjäykkyyden reflektorisessa säätelyssä. Ponnistavan jalan lihas-jänne -kompleksiin ponnistuksen törmäysvaiheessa kohdistunutta suurta venytysvoimaa, joka kyetään tehokkaan esiaktivoinnin ja harjoittelun myötä kehittyneen fasilitoivan refleksitoiminnan ansiosta vastustamaan (lihasjäykkyyden säätely), ilmenee itse suorituksessa eri lihasten konsentristen lihassupistusten tehostumisena. Tämä toimintamalli lisää ponnistuksen kokonaistehokkuutta. (Aura 1984; Dapena 1987; Viitasalo & Aura 1989; Dapena et al. 1990; Komi 2000)

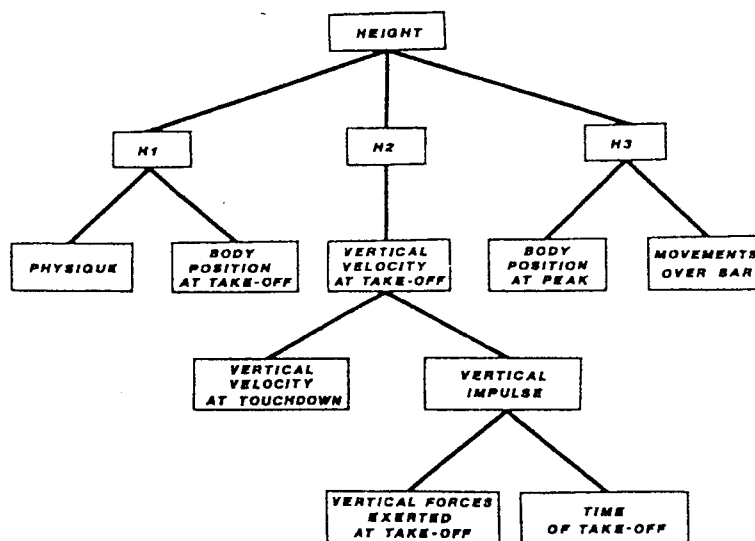
Korkeushyppääjän harjoittelu keskittyykin juuri sellaisten liikemallien tavoittelemiseen ja toteuttamiseen, jotka edesauttavat ja tehostavat kehon

painopisteen optimaalista liikerataa ja toisaalta mahdollistavat hyppysuorituksen kahden viimeisen askeleen aikaisten hermotusmallien ja kontrolloidun lihasjäykkyyden säätelyn mahdollisimman tehokkaaksi ja tarkoituksenmukaiseksi. Korkeushyppysuorituksen tekniset muotoseikat, kuten kaarrekallistus sekä käsien ja vapaan jalan toiminta, edesauttavat em. pyrkimysten toteuttamisessa.

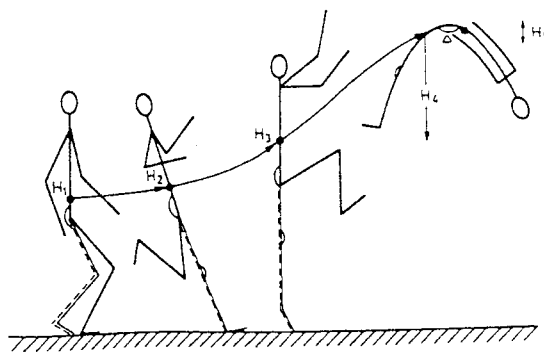
Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli löytää selittäviä tekijöitä tehokkaalle korkeushyppysuoritukselle. Vastauksia kysymyksiin haettiin lajitekniikan ja kahden viimeisen kontaktin aikaisten lihasaktiivisuusmallien ja reaktiovoimien muodossa.

2 KORKEUSHYPYN BIOMEKANIikkaA

Korkeushyppytulokseen vaikuttavat tekijät voidaan Hayn (1973, 433) mukaan jakaa kolmeen eri tekijään, jotka muodostavat Hayn kolmen H:n (H=height) periaatteen (kuva 1). Tämän periaatteen mukaan korkeushyppytuloksen määräävät kehon painopisteen korkeus ponnistavan jalan irrotessa maasta (H_1), kehon painopisteen nousu hypyn aikana (H_2) ja kehon painopisteen ja riman väliin jäävä korkeus (H_3). Hayn (1973, 434) mukaan korkeushyppääjän tulisi maksimoida H_1 ja H_2 sekä optimoida H_3 . Auran (1984, 60) mukaan tavoiteltava ja tehokas painopisteen liikerata sisältää painopisteen jatkuvan nousun vapaan jalan viimeisen kontaktin alimmasta hetkestä aina painopisteen ylimpään kohtaan rimanylitysvaiheessa (viiden H:n periaate) (kuva 2).

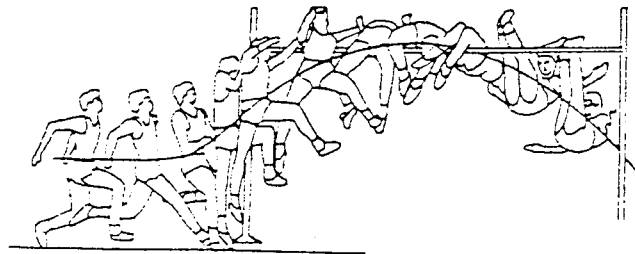


KUVA 1. Korkeushyppytulokseen vaikuttavat tekijät (Hay 1973, 437).



KUVA 2. Kehon painopisteen kulku korkeushypyssä (Aura 1984, 60).

Korkeushyppy voidaan lajisuorituksena jakaa vauhtiin, ponnistukseen ja rimanylitykseen. Korkeushyppäjän tavoitteena on saavuttaa vauhdin loppuosan (kaarrekallistus) aikana optimaalinen kehon asento ja painopisteen rata, joilla maksimaalinen vertikaalinen lähtönopeus on mahdollista saavuttaa. Ponnistuskontaktin irrottua hyppääjä ei voi vaikuttaa painopisteensä lentorataan (parabolinen), mutta tarkoituksenmukaisilla ja oikea-aikaisilla rimanylityслиikkeillä hyppääjällä on mahdollisuus vaikuttaa hyppytulokseensa (kuva 3). (Hay 1973, 440-443 ; Dapena 1995)



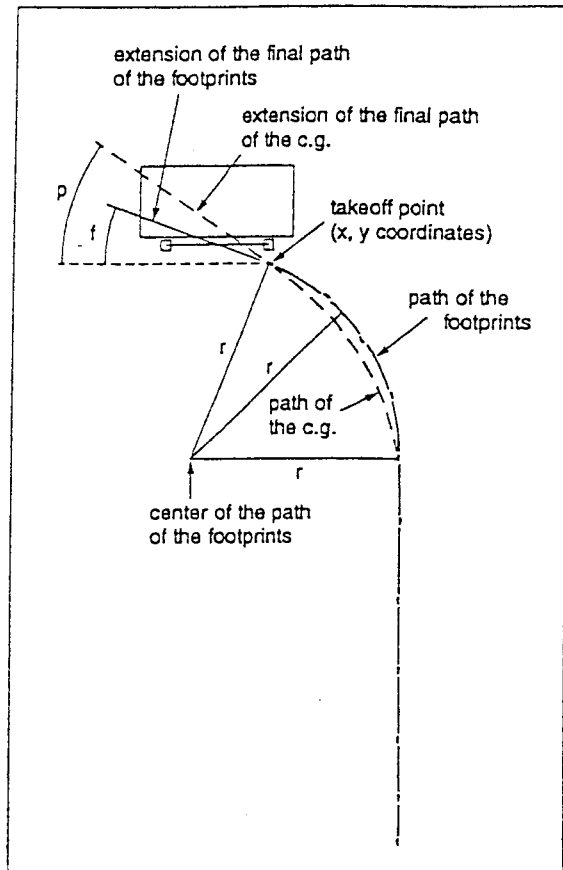
KUVA 3. Korkeushypyn ponnistus ja painopisteen parabolinen lentorata (Dapena 1987).

2.1 Vauhti

2.1.1 Vauhdin rakenne

Korkeushypyn vauhti voidaan jakaa alkuvauhtiin ja loppuvauhtiin. Kokonaisuudessaan vauhdin pituus on hyppääjästä riippuen 8-12 askelta, ts. 15-20 metriä. Tämän lisäksi monilla hyppääjillä on satunnainen määrä varsinaiseen vauhtiin valmistavia askeleita (Tidow 1993).

Alkuvauhti on pituudeltaan 4-7 askelta. Se on suoraviivaista, laajaliikerataista ja rentoa juoksua, jossa hyppääjän painopiste pysyy korkealla (Dapena 1988). Alkuvauhdin jälkeen siirrytään kaarevaan 4-5 askeleen loppuvauhtiin (kaarrejuoksu), jonka muodostamaa kaarevaa rataa kutsutaan impulssikaareksi (kuva 4). (Dapena 1988; Tidow 1993)



KUVA 4. Korkeushypyn vauhdin rakenne (Dapena 1997).

Impulssikaaren aikaisen kaarrejuoksun tavoitteena ennen ponnistuskontaktin alkua on maksimoida horisontaalinen lähestymisnopeus (suhteessa hyppääjän fyysisiin ja taidollisiin tekijöihin), optimoida painopisteen rata ponnistukseen tultaessa alhaalta nousevaksi ja täten minimoida ponnistuksen aikainen negatiivinen vertikaalinen nopeus. Painopisteen alhaiseen sijaintiin ja nousevaan rataan ennen ponnistusta voidaan vaikuttaa aktiivisella sivu- ja takakallistuksella sekä pienentämällä toiseksi viimeisen kontaktin aikana vapaan jalan polvikulmaa. Myös kahden viimeisen askeleen aikaisella kiihtyvällä askelfrekvenssillä ja viimeisen askelen pituuden lyhentämisellä voidaan vaikuttaa painopisteen optimaaliseen rataan. (Dapena 1988)

Dapenan (1980) mukaan korkeushypyn kaarevan loppuvauhdin vaikutukset voidaan jakaa kolmeen osaan: sivuttaiskallistuksen mahdollistama sentrifugaalivoiman hyväksikäyttö, takakallistuksen mahdollistama suurempi

vertikaali voimantuotto ja kaartein tuoma rotaatioenergia ennen ponnistuskontaktia.

Dapenan (1997) mukaan vauhdin rakenne on yksilöllistä. Se on riippuvainen hyppääjän fyysistä ja taidollisista valmiuksista, horisontaalinopeudesta, kaarrekallistuksesta ja rimalle lähestymiskulmasta. Tidowin (1993) mukaan impulssikaaren säde (kuva 4) on sitä suurempi, mitä suurempi on lähestymisnopeus. Liboshin et al. (1993) mittauksissa kansainvälisen tason mieskorkeushyppääjien impulssikaaren säteet olivat 6.71-10.67 m.

2.1.2 Vauhdin biomekaanisista muuttujista

Kaarrejuoksun aikaisen horisontaalin lähestymisnopeuden on raportoitu olevan huipputasoin mieskorkeushyppääjällä 8.73 m/s (Zhukov & Yufrikov 1985). Dapenan (1988) mukaan huippumieshyppääjien painopisteen horisontaalinopeudet toiseksi viimeisen askeleen aikana olivat 6.9 m/s - 8.5 m/s. Naisilla vastaavat luvut olivat 6.5-7.5 m/s. Viimeisen askeleen aikana vastaavat nopeudet olivat 6.5-8.3 m/s ja 6.1-7.1 m/s.

Ae et al. (1986) ovat tutkineet korkeushypyn biomekaniikkaa kansallisen tason mieshyppääjien suorituksista. Painopisteen korkeudet (suhteessa hyppääjän pituuteen) vapaan jalan viimeisen kontaktin alussa olivat keskimäärin $51.0 \pm 0.9\%$, alimmillaan kontaktin aikana $49.1 \pm 1.1\%$ ja kontaktin loppuessa $50.3 \pm 1.5\%$. Polvikulman asteet olivat vastaavissa vaiheissa 149.9 ± 12 , 119.1 ± 10.5 ja 147.5 ± 4.3 astetta sekä nilkkakulmat 102.0 ± 15.0 , 62.6 ± 7.5 ja 110.7 ± 11.5 astetta. Teoreettinen painopisteen pudotus vapaajalan kontaktin aikana oli laskennallisesti 0.281 ± 0.045 m. (Ae et al. 1986).

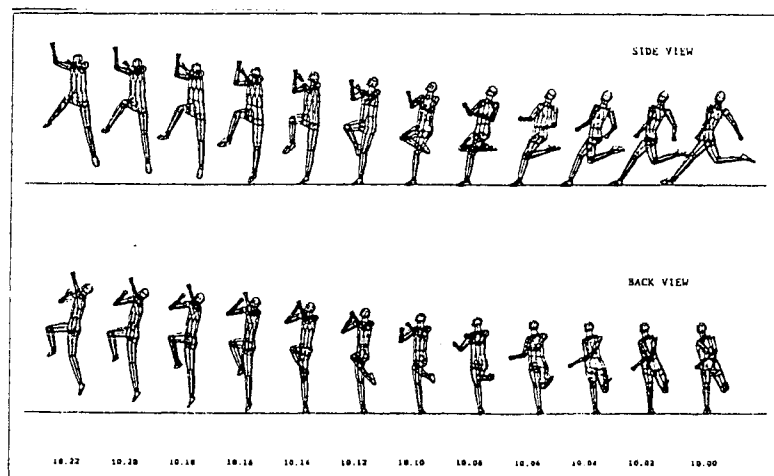
Kehon sivuttaiskallistuksen vapaan jalan kontaktin alussa on raportoitu (Ae et al. 1986) olevan mieskorkeushyppääjille 15.0 ± 1.8 astetta ja kontaktin loppuessa 13.2 ± 1.5 astetta.

liboshin et al. (1993) mukaan kahden viimeisen askeleen kautta kulkevan suoran ja riman välinen kulma (rimalle tulokulma) on huipputasoin mieshyppääjillä 10-25 astetta ja naisilla 15-36 astetta. Kaarrekallistuksesta johtuen kehon painopiste kulkee kaarrejuoksun aikana lähempänä impulssikaaren keskipistettä kuin askelten merkitsemä impulssikaaren rata (Dapena 1997). Miehillä painopisteen rimalle tulokulmat olivat 34-42 astetta ja naisilla 34-46 astetta. Erot askelten ja painopisteen perusteella lasketuille tulokulmille olivat keskimäärin 15 ± 5 astetta.

liboshi et al. (1993) tutkivat korkeushypyn vauhdin viiden viimeisen askeleen pituuksia: 2.54 ± 0.26 m (5.viim.), 2.34 ± 0.34 (4.viim.), 2.15 ± 0.25 (3.viim.), 2.22 ± 0.20 (2.viim.), 2.32 ± 0.16 (viim.). Vapaan jalan viimeisen kontaktin kesto oli 0.16 ± 0.02 s ja viimeisen askeleen lentoaika 0.06 ± 0.01 s.

2.2 Ponnistus

Ponnistus on korkeushyppysuorituksen osavaihe, jossa horisontaalinen lähestymisnopeus pyritään muuttamaan mahdollisimman suureksi vertikaaliseksi lähtönopeudeksi (kuva 5.). Vertikaalinen lähtönopeus ja ponnistuskulma määräävät hyppääjän painopisteen radan. Hyppääjän tavoitteena ponnistuksessa on luoda edellytykset mahdollisimman korkealle painopisteen nousulle. Ponnistuskohdan tulisi sijaita siten, että painopisteen radan korkein kohta ajoittuu juuri riman päälle. (Dapena 1988)



KUVA 5. Korkeushypyn ponnistus kuvattuna sivusta ja takaa (Dapena 1995).

Tehokas ponnistus on seurausta optimaalisesta kaarrejuoksun horisontaalinopeuden ja kaarrekallistuksen välisestä suhteesta. Myös impulssikaaren rakenne ja painopisteen rata vapaan jalan aktiivisen toiminnan seurauksena ovat edellytyksiä tehokkaalle ponnistukselle. Teknisillä muoto- ja tehoseikoilla (esim. käsien tehokas ja oikea-aikainen toiminta) pystytään lisäämään vertikaalista lähtönopeutta. (Dapena 1988)

Korkeushypyn ponnistus voidaan jakaa törmäysvaiheeseen, eksentriseen vaiheeseen, isometriseen vaiheeseen ja konsentriseen vaiheeseen, joiden aikana hermolihasjärjestelmän toiminta lihasjäykkyyden säätelijänä on korostetun tärkeää (ks. 4. Lihasjäykkyys ja sen säätely). (Aura 1984, 47; Viitasalo & Aura 1987)

2.2.1 Voima-, kontaktiaika- ja kulmanopeusmuuttujat ponnistuksessa

Aura ja Viitasalo (1989) tutkivat kansallisen tason mieskorkeushyppääjillä hyppyjen biomekaniikkaa. Heidän mukaansa korkeushypyn ponnistuksen korkeimmat keskiarvoiset voimat olivat eksentrisessä vaiheessa 4575 ± 552 N ja konsentrisessä vaiheessa 2051 ± 330 N. Ponnistuskontaktin törmäysvaiheessa vertikaalinen voima voi nousta jopa 10 000 newtoniin (Aura 1984, 47). Polven korkeimmat keskiarvoiset kulmanopeudet vastaavissa vaiheissa olivat 7.1 ± 2.1 rad/s ja 6.5 ± 1.2 rad/s. Eksentrisen vaiheen kontaktiajat olivat 75 ± 11 ms ja konsentrisen vaiheen 102 ± 13 ms. Dapena (1988) mittasi huipputasoisen mieskorkeushyppääjille ponnistuksen kokonaiskontaktiajoiksi 150-240 ms. Naisilla ajat vaihtelivat 140-200 ms:n välillä.

2.2.2 Painopisteen nopeus ja sijainti ponnistuksessa

Dapenan (1988) mukaan kansainvälisen tason mieskorkeushyppääjillä vertikaalinen nopeus ponnistuskontaktin alussa on $-0.3 - (-0.6)$ m/s ja kontaktin loppuessa $4.25-4.50$ m/s. Keskimääräinen horisontaali ponnistukseen tulonopeuden väheneminen kontaktin aikana oli $3.3-4.0$ m/s.

Horisontaaliset lähtönopeudet olivat ponnistuskontaktin loppuessa 2.6-4.2 m/s ja vertikaaliset lähtönopeudet 4.31 ± 0.14 m/s. Naisilla vastaavat arvot olivat 3.51 ± 0.21 m/s.

Painopisteen sijainti ponnistuskontaktin alussa mieshyppääjillä oli $49.4 \pm 1.3\%$ hyppääjän pituudesta (Ae et al. 1986). Ponnistuskontaktin loppuessa painopisteen korkeus oli $73.3 \pm 1.7\%$ hyppääjän pituudesta (Dapena et al. 1990)

2.2.3 Vartalon kallistus ja angulaariset momentit ponnistuksessa

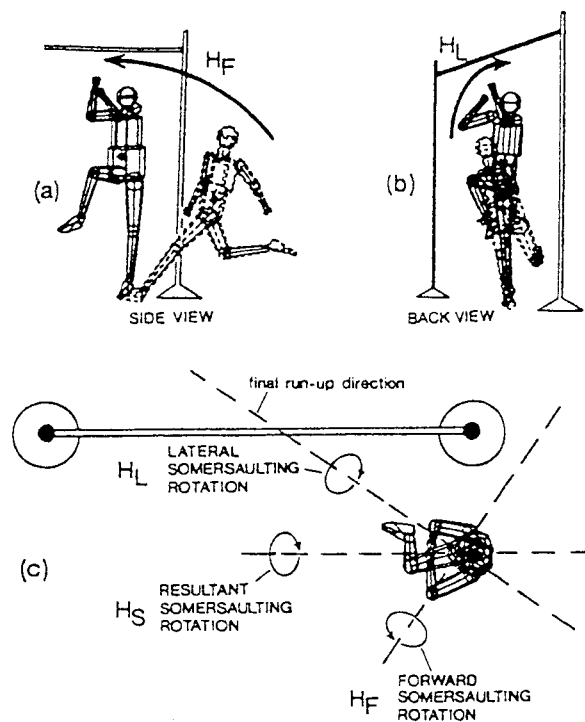
Huippukorkeushyppääjille tehdyssä tutkimuksessa (Dapena 1988) havaittiin vartalon takakallistuksen olevan ponnistuskontaktin alussa miehillä 10-22 astetta ja sivuttaiskallistuksen 10-18 astetta. Naisilla kallistukset vaihtelivat vastaavissa vaiheissa 10-24 asteen välillä ja 9-16 asteen välillä.

Ponnistuksen kontaktivaiheen lopussa miesten `takakallistus` oli 7 - (+3) astetta ja sivuttaiskallistus +1 - (+14) astetta. Naisilla kallistukset vastaavissa vaiheissa olivat 8 - (+4) asteen välillä ja + 2 - (+17) asteen välillä. (Dapena 1980 ; Dapena 1988)

Pystyäkseen rimanylitykseen korkeushyppääjä luo kaarrejuoksun aikana vartalonsa kiertoliikettä, jota ponnistuskontaktin aikana voidaan lisätä. Tekijää, joka saa hyppääjän ponnistuksen yhteydessä kiertoliikkeeseen (rotaatio), kutsutaan angulaariseksi momentiksi (/ rotaatiomomentti). Angulaarinen momentti voidaan jakaa kiertosuuntansa suhteen kolmeen eri komponenttiin: Hx, Hy ja Hz (kuva 6). (Dapena 1980)

Hx -suunnan rotaatiossa hyppääjä tuottaa angulaarisen momentin rimalletu-
losuuntaansa suuntaisesti. Hyppääjä luo eteenpäin suuntautuvan
angulaarisen momenttinsa ponnistuskontaktin alettua, vartalon ollessa

taaksepäin nojautuneena. Mitä suurempi takakallistuksen muutos kontaktin aikana on, sitä suurempi on H_x -suunnassa tapahtuva angulaarinen momentti. Käsien ja vapaan jalan oikea-aikaisilla liikkeillä hyppääjä voi vaikuttaa rotaation suuruuteen. (Dapena 1978 ; Dapena 1980)



KUVA 6. Angulaarisen momentin komponentit korkeushypyn ponnistuksessa (Dapena 1980).

H_y -suunnan rotaatio aiheutuu hyppääjän sivuttaiskallistuksen muutoksesta ponnistuskontaktin aikana; suuri kallistuksen muutos saa aikaan suuren H_y -suunnan angulaarisen momentin. (Dapena 1988)

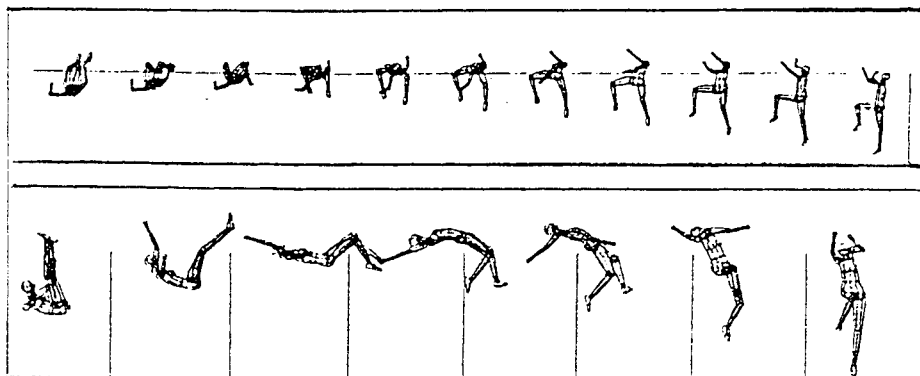
H_z -suunnassa tapahtuvassa rotaatiossa hyppääjä on kierrossa vertikaaliakselinsa suhteen. Dapenan (1980) mukaan hyppääjällä on kiertorotaatiota jo ponnistuskontaktin alussa, mutta rotaatio yli kaksinkertaistuu kontaktin aikana. Suurimman osan H_z -suunnassa tapahtuvasta rotaatiosta hyppääjä luo vapaan jalan aktiivisella rimalta poiskäännöllä. (Dapena et al. 1980)

2.3 Ilmalento, rimanylitys ja alastulo

Hyppääjän kehon painopisteen rata määräytyy ponnistuskontaktin aikana. Angulaarinen momentti antaa hyppääjän vartalolle kiertoliikkeen, jolla hyppääjä kiertyy ilmassa selkä edellä rimalle. Optimaalisin tilanne korkeushyppytuloksen kannalta olisi se, että kehon painopisteen radan korkein kohta olisi rimanylitysvaiheessa juuri riman kohdalla. (Dapena 1995)

Hyppääjä vaikuttaa riman ylitysvaiheessa (kuva 7) eri kehonosiensa liikkeisiin kiihdyttämällä ja hidastamalla segmenttien liikettä (action - reaction). Kehon rotaatioon voi vaikuttaa myös muuttamalla kehon hitausmomenttia. Käytännössä tämä edellyttää segmenttien etäisyyden säätelyä kehon painopisteestä. (Dapena 1988)

Auran (1984, 51) mukaan rimanylitysvaihe alkaa pään alas painamisella ja lantion aktiivisella ylösnostamisella. Rimatuntumasta irtaantuminen on seurausta käsien ja pään ylösnostamisesta sekä näitä vaiheita seuraavasta lantion koukistuksesta. Lantion koukistamista seuraa välitön säärien potkaisu ja polvien ojennus. Alastulo hyppykasaan tapahtuu hartioiden ja yläselän varaan.



KUVA 7. Rimanylitysvaihe kuvattuna sivusta ja takaa (Dapena 1995).

Dapena (1988) luokittelee riman ylitystekniikan riman ja painopisteen korkeuden välisen eron perusteella. Hänen mukaansa rimanylitystekniikka on erittäin tehoton, jos ero > 0.06 m. Eron ollessa $0.03-0.06$ kyseessä on kohtuullinen rimanylitystekniikka. Mikäli ero on < 0.03 cm, hyppääjä osaa rimanylitystekniikkansa ansiosta hyödyntää valmiuksiaan erinomaisesti.

3 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAMEKANISMEISTA VOIMANTUOTON JA LIKKUMISEN KANNALTA

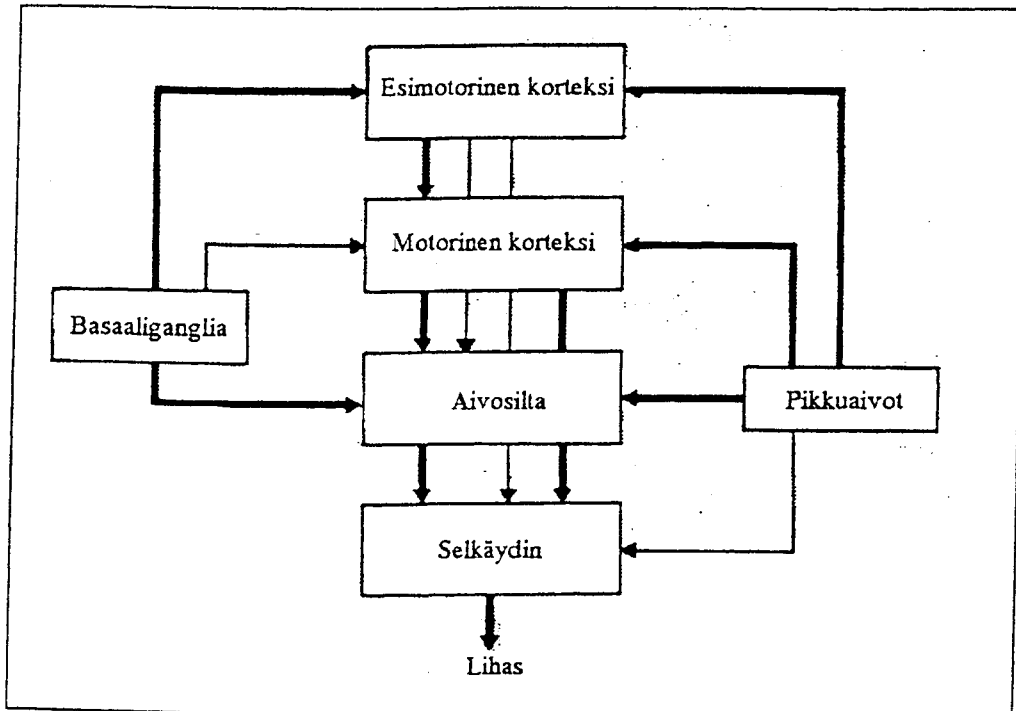
3.1 Keskus- ja ääreishermoston kontrolli

Ihmisen kykyyn ja haluun liikkua vaikuttaa lukematon määrä erilaisia, mutta tavalla tai toisella toisistaan riippuvaisia tekijöitä. Aktiivisen liikkumisen ja tahdonalaisen lihastoiminnan perustana on psyyke - yksilön halu (motivaatio) käyttää liikekoneistoaan tietyn päämäärän tai tavoitteen saavuttamiseksi. (Edwards 1981)

Liikkumisen ja lihastoiminnan perusta on lihaksen kyky supistua, jolloin se tuottaa nivelien ja jänteiden välityksellä voimaa kehon segmentteihin (Knuttgen & Komi 1992, 3-4). Jotta lihassupistus voidaan hyödyntää mielekkääseen, tarkoituksenmukaiseen ja tehokkaaseen toimintaan, tarvitsee lihasten toimintaa säädellä. Lihasten voimantuoton säätelijänä toimii hermosto, joka voidaan sekä rakenteellisesti että toiminnallisesti jakaa keskus- ja ääreishermostoon. Lihaksen supistumiskäskey tapahtuu siis tahdonalaisesti keskushermostosta (ns. suora ohjaus) tai epäsuoran ohjauksen välityksellä selkäytimestä (Gibson & Edwards 1985).

Keskus- ja ääreishermoston motorinen kontrolli perustuu sekä kehon ulko- että sisäpuolelta tulevan informaation käsittelyyn, joka toimii pohjana niin luurankolihasen voimantuotolle kuin elimistön muunkin toiminnan säätelylle (North 1992, 9-20).

Keskushermoston motorisen kontrollin järjestelmä on järjestynyt hierarkiseen muotoon (kuva 8). Monimutkaisen keskushermoston kontrollin alin taso on selkäydin, jolla on alfamotoneuronien välityksellä suora yhteys lihastoiminnan aktiivisuuteen. (North 1992, 10)



KUVA 8. Keskushermoston motorisen kontrollin hierarkinen malli (North 1992, 10)

Ääreishermoston motorinen kontrolli voimantuoton kannalta perustuu sensorisiin hermoihin, jotka aistivat lihasspindeliä ja lihaksen kohdistuvaa voimatasoa (Golgin jänne-elin). Lihaksen pituus- ja voimapalautteen perusteella aistinelimet osallistuvat voimantuoton ja lihaskoordinaation säätelyyn reflektorisesti joko fasilitoimalla tai inhiboimalla lihassupistuksen voimakkuutta. (Houk 1979) (ks. 3.4. Refleksit lihastoiminnan säätelyssä)

3.2 Motoristen yksiköiden rekrytointi

Motorinen yksikkö (MY) on pienin lihastoiminnallinen yksikkö, jota keskushermosto kontrolloi. Siihen kuuluu yksi liikehermosolu, sen aksoni ja sen hermotamat lihassolut. Samaan motoriseen yksikköön kuuluvilla lihassoluilla on samanlaiset fysiologiset ja biokemialliset ominaisuudet, joiden mukaan ne voidaan jakaa nopeisiin (IIa/ IIb -luokka) ja hitaisiin (I-luokka) motorisiin yksiköihin. (Basmajian & De Luca 1985, 10)

Motoriseen yksikköön kuuluvien lihassolujen määrä vaihtelee lihaksen toimintatarkoituksen mukaan. Motorisen yksikön hermottamien lihassolujen supistumisen ajoitus riippuu hermopäätteen pituudesta ja välittäjäaineen vapautumisnopeudesta, mutta yleisesti voidaan todeta, että ne supistuvat yhtä aikaa tai lähes yhtä aikaa. (Basmajian & De Luca 1985, 11)

Motoristen yksiköiden aktivoituminen ja osallistuminen lihaksen voimantuottoon perustuu rekrytointiin. Lihaksen voimantuotto perustuu rekrytoitavien yksiköiden lukumäärään ja laatuun sekä rekrytoitavien motoristen yksiköiden syttymistiheyteen. Motoristen yksiköiden rekrytointijärjestys perustuu pääsääntöisesti ns. kokoperiaatteeeseen, jonka mukaan ohuemman motorisen hermon omaavat yksiköt aktivoituvat alhaisilla ärsytysjännitteillä ja aikaansaavat pienen supistusvoimakkuuden. Suuremman ärsytysjännitteen vaativat MY:t responsoivat suuremmalla aktiivisuudella, suuremmalla voimantuotolla ja nopeammalla voimantuotolla kuin aikaisemmin syttyneet motoriset yksiköt. (Henneman 1957; Milner-Brown et al. 1973)

Motoristen yksiköiden rekrytointi noudattaa pääsääntöisesti kokoperiaatetta. Erittäin nopeissa supistuksissa ja erityisesti eksentrisessä lihastyössä nopeat ja voimakkaat MY:t saattavat rekrytoitua ennen hitaita yksiköitä, joka tukee hermolihaskäytännön kykyä nopeiden ballististen liikkeiden sisältämien liikemallien hyödyntämiseen ja lihaksen jäykkyyden säätelyyn. (Nardone et al. 1989)

Motoristen yksiköiden rekrytoitumista voidaan mitata ja kuvata elektromyografian (EMG) avulla. EMG perustuu motoriseen yksiköihin kuuluvien lihassolujen supistumisen aiheuttavien aktiopotentiaalien rekisteröintiin. Aktiopotentiaalien aaltorintaman muotoon vaikuttaa mm. kudosten suodatusominaisuudet sekä impulssin johtumisnopeus (Basmajian & De Luca 1985, 210). Johtumisnopeuteen yhteydessä olevia tekijöitä ovat lihasfiberin poikkipinta-ala, lihaksen sisäinen pH sekä solukalvon ominaisuudet. EMG-signaaliin vaikuttaa supistus- tai venymisnopeus,

lihasjännityksen tuottamisnopeus, väsymys sekä refleksitoiminta (Winter 1990, 195).

Lihaksen sähköistä aktiivisuutta voidaan mitata mm. mikro-, neula-, lanka- ja pintaelektrodeilla, joilla kullakin on omat mittausmenetelmälliset vahvuutensa. Liikunta- ja urheilusuuritusten yhteydessä käytetään useimmiten lihaksen pinnalle ihon päälle asetettavia pintaelektrodeja. Pintaelektrodeilla saadaan selvitettyä monien lihassolujen aktiopotentiaaleja, joten menetelmä soveltuukin kuvaamaan parhaiten suurten kokonaisuuksien tapahtumia, kuten lihatoiminnan aktivoinnin ajoittumista, jolla on omat yhteytensä liikekontrolliin ja eri lajien suoritustekniikan havainnointiin. Kuvattaessa lihaksen/lihasten aktivoitumismäärää ja/tai tasoa, käytetään menetelmänä yleensä integroitua EMG:tä, IEMG. (Basmajian & De Luca 1985, 22)

3.3 Lihasmekaniikka ja elastisen energian hyödyntäminen

Lihasmekaaniset tekijät ovat tärkeä osa ihmisen liikkumisen tehokkuuteen ja voimantuottoon liittyvässä monimuotoisuudessa. Ne muodostavat hermostollisen säätelyn, elimistön rakenteellisten tekijöiden ja biokemiallisen profiilin ym. tekijöiden ohella yhdessä hermolihaskäytännön suorituskykyä määräävän kokonaisuuden. (Komi 1984)

Ihmisen liikkumisen kannalta tärkeimpiä lihasmekaanisia tekijöitä ovat voima-pituus -riippuvuus ja voima-nopeus -riippuvuus, jotka kuvaavat lihaksen voimantuottokykyä eri lihaspituuksilla ja eri supistusnopeuksilla. Lihasmekaniikan klassiset tutkimusasetelmat (vrt. Levin & Wyman 1927 ; Hill 1938) antoivat pohjan luonnollisen liikkumisen yhteydessä tapahtuvien muuttuvien lihassupistustapojen ja hermostollisten aktivaatiotasojen ymmärtämiselle.

Liikunta- ja urheilusuurituksissa, kuten juoksuissa ja hyppyissä, kehon eri segmentit alistetaan erisuuruisille törmäysvoimille, joissa lihas työskentelee

ensin eksentrisesti, sitten konsentrisesti. Kyseinen yhdistelmä muodostaa lihaksen luonnollisen toimintamallin ja sitä kutsutaan venymis-lyhenemis -syklukseksi. (Komi 1984)

Venymis-lyhenemis -sykluksessa (strech-shortening cycle, SSC) aktiivista lihasta venytetään, jolloin siihen varastoituu elastista energiaa. Elastinen energia on hyödynnettävissä, mikäli venytystä seuraa välitön konsentrisen lihassupistus. (Cavagna et al. 1965; Cavagna et al. 1968; Komi & Bosco 1978)

Lihaksen elastinen käyttäytyminen liittyy sen mekaaniseen rakenteeseen. Mekaanisena mallina lihaksen katsotaan koostuvan supistuvasta komponentista (SK) sekä peräkkäisestä (PEK) että rinnakkaisesta elastisesta komponentista (REK). PEK:in kuuluu jänne sekä aktiini- ja myosiinifilamenttien poikittaissillat. REK muodostuu lihaksen sisäisistä rakenteista, kuten lihaskalvosta ja sidekudoksesta. (Komi 1981; Cavagna 1977)

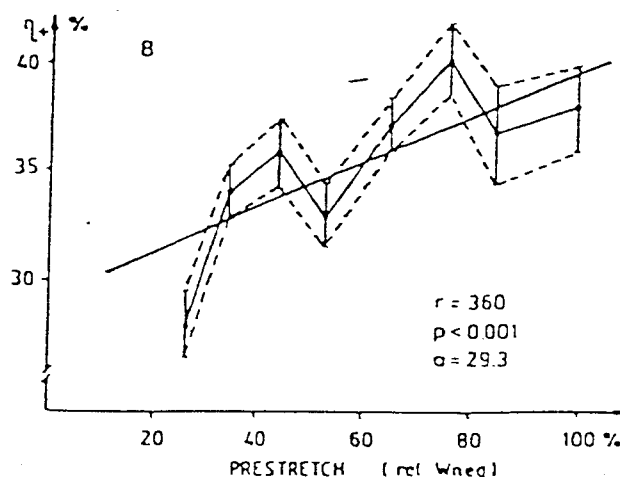
REK:n vaikutus elastisen energian potentioitumiseen on pieni. Sen tehtävänä on lähinnä vastustaa passiivisen lihaksen venytystä ja antaa lihakselle lujuutta. PEK:n aktiini- ja myosiinifilamentit ovat pääasiallisessa vastuussa elastisen energian potentioitumiselle SSC:n yhteydessä. (Cavagna 1977)

Elastisen energian tehokkaalle potentioitumiselle voidaan esittää seuraavat edellytykset (Cavagna et al 1968; Komi 1984):

1. Venytys on nopea
2. Venytysmatka on lyhyt
3. Venyvä lihas on aktiivinen
4. Koplaus aika (eksentrisen ja konsentrisen vaiheen välinen aika) on lyhyt
5. Venytys tapahtuu suotuisilla nivelkulmilla (--> suotuisilla lihaspituuksilla)
6. Eksentrisen voima on suuri

Lihaksen venytysnopeuden on todettu korreloivan positiivisesti konsentrisen vaiheen voiman suuruuteen. Nopea venytys lyhyellä matkalla aiheuttaa

suuren eksentrisen voiman, joka johtaa kasvavaan lihasjäykkyyteen sekä lyhyeen viiveeseen eksentrisen ja konsentrisen vaiheen välillä (Bosco et al. 1981). Mekaanisen energian potentoituminen ilmenee liikesuorituksen konsentrisessa vaiheessa taloudellisempänä liikkumisena (tehdyn työn ja energiankulutuksen suhde kasvaa) sekä voiman ja mekaanisen tehon lisäyksenä (Cavagna 1977; Aura & Komi 1986) (kuva 9).



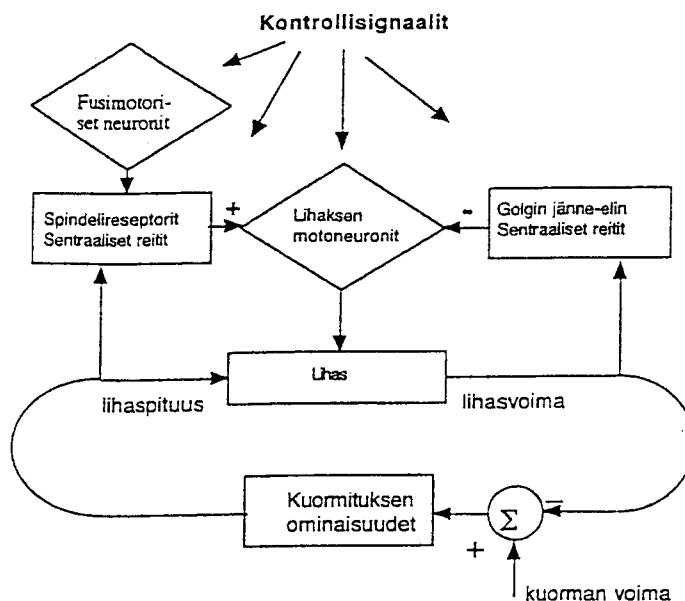
KUVA 9. Esivenytyksen intensiteetin ja positiivisen työn tehon suhde koeolosuhteissa (Aura & Komi 1986).

Venymis-lyhenemis -sykluksessa ilmenee elastisen energian potentoitumisen lisäksi myös myoelektristä potentoitumista. Sen on osoitettu olevan yhteydessä lihaksen jäykkysominaisuuksiin (ks. 4. Lihasjäykkyys ja sen säätely), jotka lisääntyvät esivenytyksen aikaisen venytysrefleksin ansiosta. (Komi 1981)

Komi (1984) ja Bosco et al. (1982) ovat tutkineet lihassolutyyppien vaikutuksia elastisen energian hyödyntämiseen. Komin (1984) mukaan FT-dominoivat lihakset pystyvät tehokkaampaan elastisen energian hyödyntämiseen nopeissa venytyksissä (lyhyt koplausaika), kuin ST-dominoivat lihakset. ST-dominoivissa lihaksissa poikittaissillat ovat kiinnittyneinä kauemmin, joten ne kykenevät hyödyntämään elastista energiaa paremmin hitaammissa ballistisissa liikkeissä (Bosco et al. 1982).

3.4 Refleksit lihastoiminnan säätelyssä

Lihaksen voimantuotto on seurausta sen mekaanisista ja rakenteellisista ominaisuuksista sekä hermostollisesta säätelystä (Houk & Rymer 1981, 257). Lihaksen hermostollista säätelyä kutsutaan Houkin (1979) mukaan Motor servoksi (kuva 10).

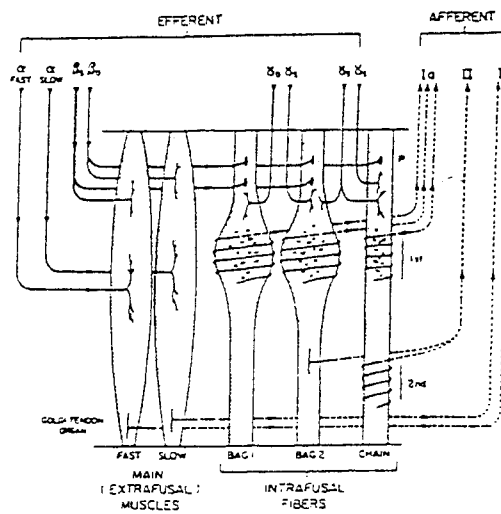


KUVA 10. Motor servon perusrakenne. Lihäs ja ulkoisen kuorman voima toimivat kuormaominaisuuksina, jotka aiheuttavat lihaspituuden muutoksia. Lihäsvoimaa säädellään motoristen hermojen lisäksi myös mekaanisilla muutoksilla (--> refleksitoiminta). Lihaspituuden muutoksiin reagoivat lihassukkulat (lihasspindelit) ja voimaan Golgin jänne-elin. Niiden signaalit aiheuttavat sekä eksitaatiota että inhibitiota keskushermoston välityksellä motorisiin hermoihin. Kontrollisignaalit kulkeutuvat motorisiin sekä fusimotorisiin neuroneihin ja interneuroneihin refleksiyhteyksien välityksellä. (Houk 1979)

3.4.1 Voima- ja pituuspalautteen toiminnasta

Tärkeimmät lihakseen kohdistuvia muutoksia aistivat reseptorit (proprioseptorit) ovat lihassukkula ja Golgin jänne-elin (kuva 11), joiden tehtävänä on osallistua reflektorisesti lihaksen toiminnan säätelyyn. Lihassukkula ja Golgin jänne-elin muodostavat lihaksen ja kuorman välille

kaksi paluureittiä, joiden tehtävänä on kontrolloida lihaksen mekaanista toimintaa. (Houk 1979)



KUVA 11. Kaaviokuva lihaksen sensorisista reseptoreista ja niiden aisti- ja liikehermoyhteyksistä (Brooks 1986, 70).

Lihassukkula. Lihassukkula on sukkulamainen, noin 1 cm:n mittainen aistinelin, joka kiinnittyy molemmista päistään lihassäikeisiin. Lihassukkulan sisäosan kummassakin päässä on kolmeen eri alaryhmään kuuluvia intrafusaalisoluja, jotka supistuvat tavallisten lihassolujen tapaan. Intrafusaalisoluja hermottaa joko staattinen tai dynaaminen gamma-hermosy. (Brooks 1986, 70)

Spindelin keskiosassa on sensorinen alue, johon kiinnittyy Ia- ja II-ryhmän afferentteja hermosyitä, jotka välittävät tietoa spindelin pituuden muutoksista eteenpäin. Ia -hermosyillä on monosynaptinen eksitaatioyhteys saman lihaksen alfamotoneuroneihin ja disynaptinen inhibitoiyhteys antagonistilihaksen alfamotoneuroneihin. II-hermosyit eksitoivat disynaptisesti toimivan lihaksen alfamotoneuroneja. (Enoka 1994, 139-141)

Lihaspituuden muutos venyttää sukkulan supistumatonta keskiosaa ja saa aikaan reseptorin ärtymisen, joka johtaa impulssin lähtemiseen Ia- ja II-ryhmän hermosyitä pitkin. Myös lihassukkulan päiden venytys (gamma-

aktivaatio) venyttää spindelin keskiosaa ja näin herkistää Ia- ja II -hermosyitä ottamaan vastaan tehokkaammin liikkeen aikaisia lihaspituuden muutoksia. Lihaspituuden muutoksen lisäksi Ia-hermosyyn on havaittu reagoivan myös lihaspituuden muutosnopeuteen (Basmajian et De Luca 1985, 127-129). Hasan et Houk (1975) havaitsivat lihassukkulan vasteen olevan ei-lineaarinen. Venytyksen ylitettyä tietyn pisteen lihassukkulan herkkyyden oletetaan heikkenevän (Basmajian & De Luca 1985, 127-129)

Golgin jänne-elin. Golgin jänne-elin on sukkulamainen, noin 650 um pitkä ja keskiosastaan noin 50 um leveä lihaksen jännityksen määrää aistiva elin. Se sijaitsee lihasrungon ja jänteen rajalla aponeuroosissa. Jänteeseen kohdistuvan voiman kasvaessa riittävän suureksi se aktivoituu ja lähettää afferentteja Ib-hermoja pitkin inhiboivan dissynaptisen impulssin saman lihaksen motoriseen hermoon ja eksitoivan ärsykkeen antagonistilihakseen. Golgin jänne-elimen toiminta on luonteeltaan suojaavaa. (Basmajian & De Luca 1985, 130)

3.4.2 Motoriset apujärjestelmät

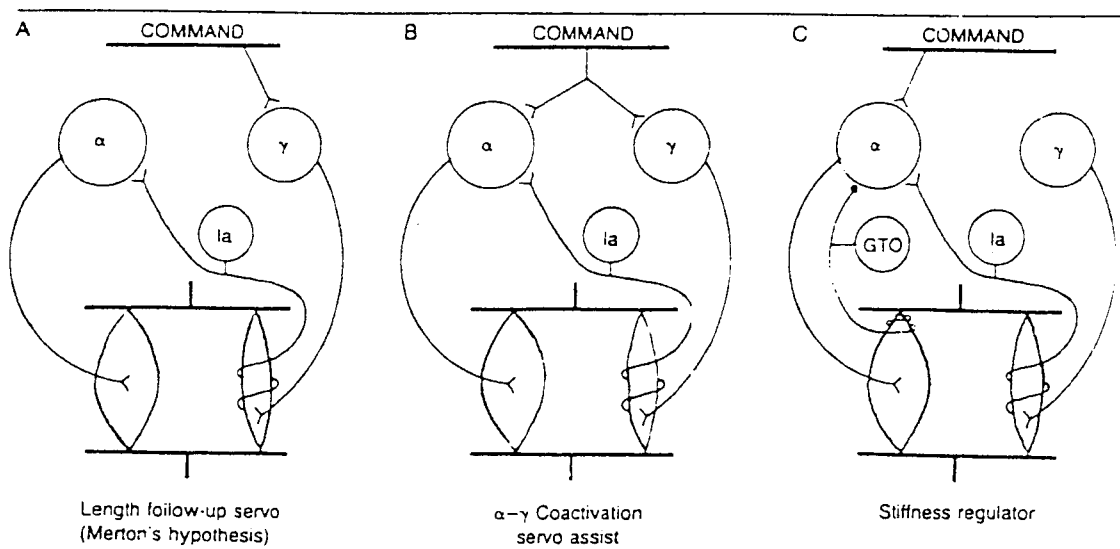
Lihasten voimantuoton säätely perustuu intra- ja ekstrasfaalisolujen efferentti- ja afferenttihermojen yhteistoimintaan. Koska intrafusaalisolujen keskialue koostuu vähemmän supistuvista osista, se venyy päissä sijaitsevien supistuvien osien aktivoituessa. Tämä aiheuttaa venytysherkkien hermopäätteiden aktivoitumisen. Toisaalta, koska intrafusaalisolut sijaitsevat keskellä ekstrasfaalisoluja, lihaksen venytys aiheuttaa myös intrafusaalisolujen venymisen ja hermopäätteiden aktivaation. Lihasten liikekontrollin toimintamalleista esitetään seuraavassa kolme eri teoriaa. (Houk & Rymer 1981, 264)

Mertonin (1953) mukaan liikkeen alullepanijana toimivat gammamotoneuronit. Tämä fusimotorinen ärsyke aiheuttaa intrafusaalisolujen päiden supistumisen, joka saa aikaan pituuseron ekstra- ja

intrafusaalisolujen välille. Lihassukkula pyrkii säätämään ekstrasfusaalisolujen pituuden oikealle tasolle eksitoimalla alfamotoneuronia . (kuva 12)

Granitin (1975) mukaan liike aiheutuu alfa- ja gammamotoneuronien yhteisvaikutuksesta. Tällöin lihassukkulan ekstra- ja intrafusaalisolujen välille ei muodostu pituuseroa, eikä sukkulan hermopäiden ärsytytaso muutu. Kuitenkin suuren ulkoisen kuorman aiheuttama lihassupistuksen vastus ja lihaksen lyhenemisen hidastuminen aiheuttaa sukkuloiden hermopääteiden aktivaation ja afferenttihermotuksen lisääntymisen alfamotoneuroneihin. Vastaavasti ekstrasfusaalisoluja voimakkaampi lihassupistus vähentää sukkulan aktivaatiota ja afferenttihermotusta. (kuva 12)

Houk (1979) on esittänyt, että lihasjäykkyyttä säädellään keskushermostosta-kin (aivot/selkäydin) tulevan käskytyksen avulla. Teorian mukaan spindelistä tulevan palautteen ja Golgin jänne-elimestä tulevan negatiivisen voimapalautteen avulla säädellään lihaksen jäykkyyttä. Houkin (1979) mukaan korkeampi säätely muuttaa Motor servon herkkyystasoa "kammella kiristettävän jousen tavoin". Toinen tapa säädellä Motor servon toiminnan tehokkuutta on afferentti- ja efferenttihermojen inhibointi tai eksitointi interneuronien välityksellä. (kuva 12)

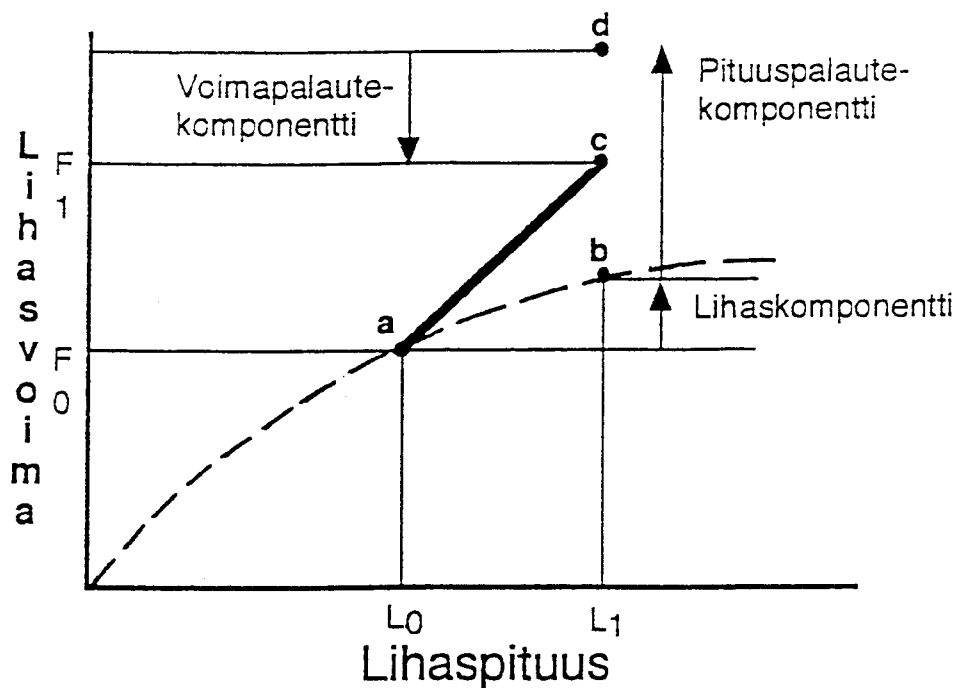


KUVA 12. Motoriset säätelyjärjestelmät eri teorioiden mukaan (Loeb 1984).

4 LIHASJÄYKKYYS JA SEN SÄÄTELY

Lihaksella on jousimaisia ominaisuuksia, joilla uskotaan olevan tärkeä merkitys ihmisen liikkumisessa ja elastisen energian varastoinnissa venymis-lyhenemis -syklin aikana (Komi 1992, 169-179). Lihaksen jäykkyys voidaan jakaa kolmeen eri komponenttiin (Houk & Rymer 1981, 266) (kuva 13):

1. Lihaksen mekaaninen tai sisäinen komponentti
2. Venytysvasteen komponentti
3. Voimavasteen komponentti



KUVA 13. Hypoteettinen kuvaus lihasjäykkyyden komponenttianalyysistä. Lihaspituuden lisäys L_0 :sta L_1 :een aiheuttaa voiman lisäyksen F_0 :sta F_1 :een. Muutos a:sta b:hen on lihaskomponentin osuus, b:stä d:hen lihassukkulan fasilitoiva vaste ja d:stä c:hen Golgin jänne-elimen inhibitorinen vaste. (Houk & Rymer 1981, 267)

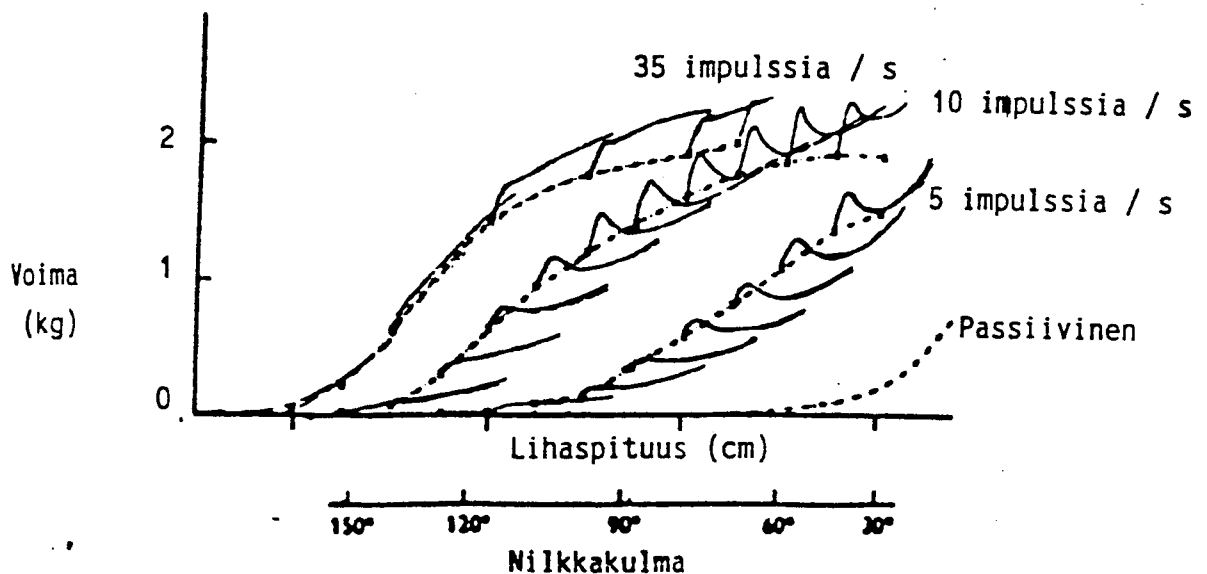
4.1 Lihaksen mekaaniset jäykkyysominaisuudet

Lihaksen mekaanisella jäykkyydellä tarkoitetaan lihasvoiman muutoksen suhdetta lihaspituuden muutokseen, ja se voidaan määrittää staattisesti tai dynaamisesti. Staattinen lihasjäykkyys on voiman lisäyksen (/ vähentämisen) suhde lihaspituuden vastaaviin muutoksiin vakio-tilassa. Dynaamista lihasjäykkyyttä voidaan mitata joko lisääntyvänä dynaamisena jäykkyytenä ($\Delta F / \Delta X$), jolloin voimanmuutos (ΔF) on suhteessa pituuden muutokseen (ΔX), tai hetkellisenä jäykkyytenä (df/dx). Lihaksen hetkellinen jäykkyys kuvaa lihaksen voima-pituus -käyrän kaltevuutta ja se on vastaava voima-aika -käyrän kaltevuuden kanssa, kun lihaspituus muuttuu vakio-pituudella. (Houk & Rymer 1981, 270)

Lihaksen mekaanista jäykkyyttä voidaan kuvata jousivakiota vastaavalla tekijällä k , jolloin $f=k(x)$. Koska lihas on jäykkyydeltään dynaaminen sekä ei-lineaarinen, se ei käyttäydy ideaalijouselle muotoillun yhtälön mukaisesti. (Houk & Rymer 1981, 270)

Lihaksen staattinen jäykkyys on riippuvainen aktivaatiotasosta (motoristen yksiköiden lukumäärä) ja lihaspituudesta (Houk et Rymer 1981, 270). Dynaaminen jäykkyys on staattista jäykkyyttä suurempi. Sen suuruus on riippuvainen aktivaatiotasosta, pituuden muutoksen suunnasta (venymis-lyhenemis -syklus) ja suuruudesta sekä muutosnopeudesta (Latash et Zatsiorsky 1993). Rack & Westbury (1984) tutkivat jaksottaisen lihaspituuden muutoksen vaikutuksia kissan soleus-lihaksen jännitystason muutoksiin. Lihasta venytettäessä jännitys lisääntyi ja lyhentyessä väheni. Muutoksen suuruus oli riippuvainen lihaksen jännitystasosta ja liikkeen laajuudesta. Pienillä liikelaajuuksilla jännityksen kasvu oli lähes lineaarista, kun taas suurilla liikelaajuuksilla lihasjännitys käyttäytyi kuten yksisuuntaisessa liikkeessä. Lihas käyttäytyi siis elastisemmin pienemmillä liikelaajuuksilla. (kuva 14)

Ihmisen luurankolihaaksellekin voidaan esittää voima-pituus -suhdetta kuvaava käyrä, joka perustuu maksimaalisesti aktivoituneen lihaksen ja passiivisen lihaksen välisiin jäykkyyseroihin lihaspituuden vaihdelta fysiologisella alueella. Passiivisen lihaksen heikot jäykkyysominaisuudet ovat lepopituutta lyhemmillä pituuksilla seurausta lihaksen kalvo- ja sidekudosrakenteista. Passiivisen lihaksen ylittäessä lepopituuden lihaksen jäykkyys kasvaa rinnakkaisten elastisten komponenttien venymisen seurauksena. (Houk & Rymer 1981, 273; Latash & Zatsiorsky 1993, 662)



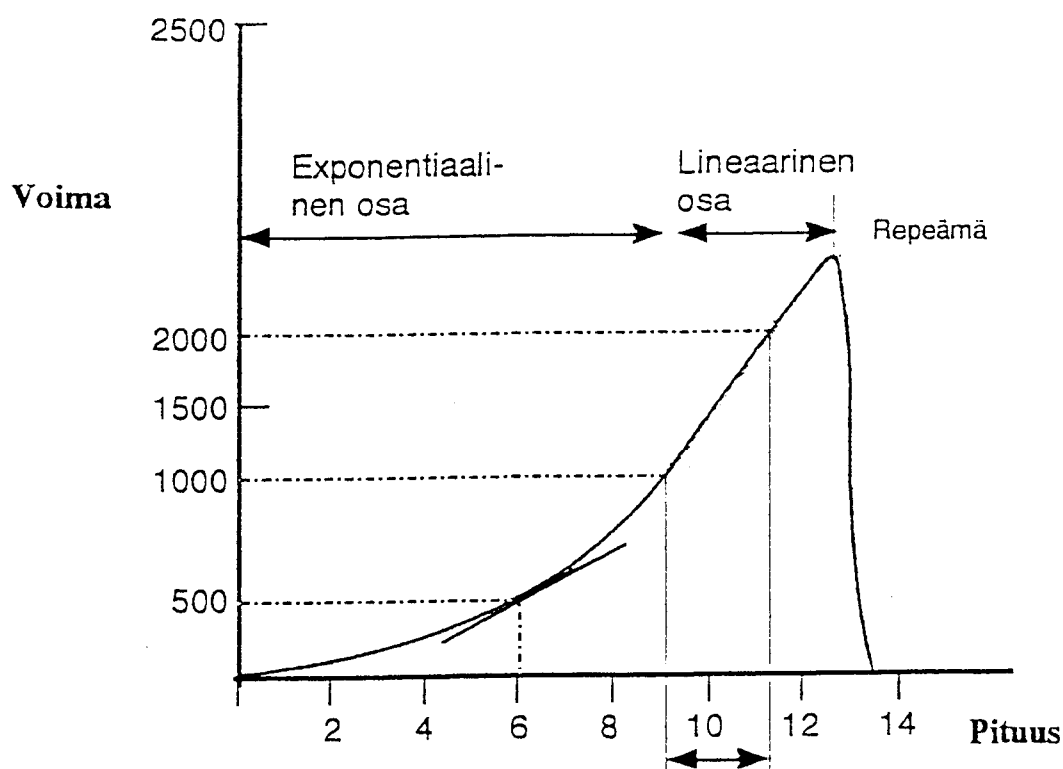
KUVA 14. Kissan soleus-lihaksen jännitystaso eksentrisen lihastyön aikana eri kohdissa venytysaluetta (venytysnopeus 7.2 mm/s). Katkoviiva kuvaa isometristä jännitystä ko. lihaspituudella ja yhtenäinen viiva jännitystä lihaksen venytyksen alettua tietyltä pituus- ja jännitystasolta (Joyce et al. 1969).

Lihaksen mekaaniseen jäykkyyteen liitetään usein lihaksen sisäinen jäykkyys eli lyhyen alueen jäykkyys (short range stiffness), joka perustuu aktiini- ja myosiinifilamenttien liukumisteoriaan ja lihaksen rakenteellisiin osiin (REK:t). Rinnakkaisten elastisten komponenttien aiheuttamaa sisäistä jäykkyyttä kutsutaan myös lyhytaikaiseksi elastisuudeksi (short range elasticity). Aktiini- ja myosiinifilamenttien aiheuttama jäykkyys on suhteessa lihasvoimaan, kun stimulaation määrää, rekrytointitasoa ja lihaspituutta vaihdellaan. (Morgan et al. 1978; Nichols & Houk 1976)

4.2 Jänteen jäykkyysominaisuudet

Jänteet välittävät lihasten tuottamaa voimaa kehon eri segmentteihin sekä varastoivat ja palauttavat tehokkaasti niihin varastoitunutta mekaanista energiaa (Alexander 1988, 17-25). Lihusvoiman jakautuminen lihaksen ja jänteen välillä riippuu niiden suhteellisesta jäykkyydestä. Passiivisten komponenttien (esim. jänne) jäykkyysominaisuudet ovat huomattavasti aktiivisia komponentteja (esim. poikittaissiltojen jäykkyys) suuremmat. (Houk & Rymer 1981, 272)

Jänteellä on sekä eksponentiaalisia että lineaarisia jäykkyysominaisuuksia (Ker et al. 1986) (kuva 15). Tämä perustuu jänteen kollageenisäikeiden verkkomaiseen rakenteeseen. Venytyksen alussa säikeet oikenevat (eksponentiaalinen vaihe) jänteessä pituussuuntaisesti, jonka jälkeen jänteen jäykkyys lisääntyy lineaarisesti (Fung 1981). Lihaksen supistuessa jänne voi antaa aluksi periksi, joten lihas-jänne -kompleksia tulee käsitellä kahtena jäykkyysominaisuuksiltaan erilaisesta "jousesta" koostuvana kokonaisuutena (Latash & Zatsiorsky 1993).



KUVA 15. Jänteen voima-pituus -käyrä (Woo 1981).

Bobbert et al. (1986) tutkivat lihas-jänne -kompleksin (triceps surae ja akilles-jänne) toimintaa hyppelyn maakontaktin aikana ja havaitsivat, että ponnistuksen lopussa lihaksen supistusnopeuden vähentyessä jänteeseen kohdistunut voima väheni ja janteen lyhenemisnopeus kasvoi. Rack & Westbury (1984) osoittivat janteen jäykkyyssominaisuuksien kasvavan, kun sen fiibereiden lukumäärä kasvoi (pituuden säilyessä vakiona). Janteen fiibereiden pituuden lisääntyessä (voiman ollessa vakio) jäykkyyssominaisuudet heikkenivät.

4.3 Lihasjäykkyyden reflektorinen säätely

Motor servo -hypoteesin mukaan voima- ja pituuspalautte toimivat tehokkaasti lihasjäykkyyden säätelijöinä (Houk & Rymer 1981, 266-267). Lihaksen venytyksen ylittäessä fysiologisen alueen ja poikittaissiltojen vähentyessä lihaksen sisäinen jäykkyys vähenee (Joyce et al. 1969). Nichols & Houk (1976) osoittivat, että lihaksen sisäistä ei-lineaarisuutta kompensoivat sille päinvastaiset, kokonaisjäykkyyden lineaarisuutta lisäävät segmentaaliset refleksit. Heidän mukaansa refleksitoiminnat alkavat 22 ms venytyksen alkamisen jälkeen ollen tehokkaimmillaan keskimääräisillä voimatasoilla. Lihaksen sisäisen jäykkyyden osuus kasvaa venytyksen voiman lisääntyessä. Venytyksen aikana refleksitoiminta hallitsee ja mekaaninen vaste on pieni, kun taas vapauttamisen aikana tilanne on päinvastainen. Stimuloitaessa kissan aivorunkoa Hoffer & Andreassen (1981) osoittivat Motor servo -hypoteesin mukaisesti, että segmentaalisten refleksien osuutta jäykkyyden säätelyssä voidaan säädellä myös korkeampien aivotoimintojen avulla.

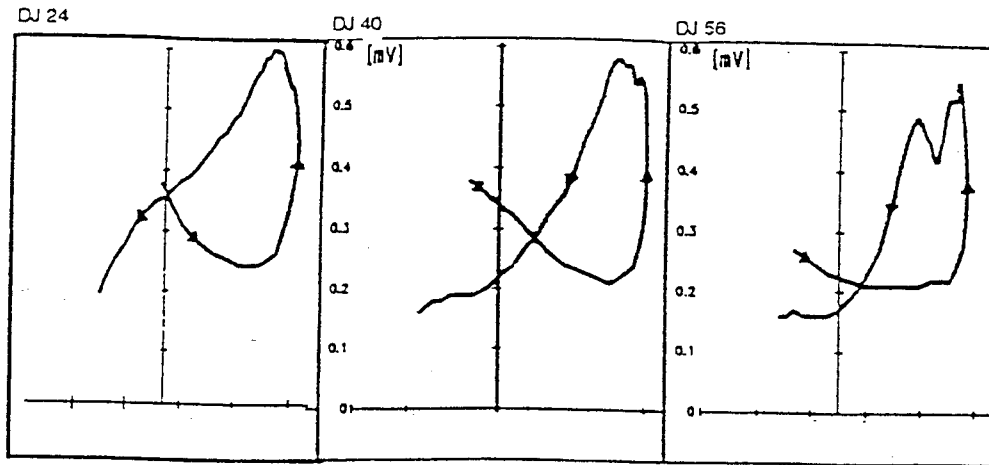
Ärsykkeen jälkeisten potentoitumispiikkien esiintyminen on jaettu reflektoristen EMG-vasteiden latenssiajan perusteella kolmeen eri refleksiin: M1-aalto (lyhyen latenssin refleksi), M2 -aalto (keskipitkän latenssin refleksi) ja M3 -aalto (pitkän latenssin refleksi). Refleksien latenssiajat vaihtelevat tutkimuksista ja mitatuista lihaksista riippuen jonkin verran; M1-aalto: 30-35

ms; 52 ± 6 ms, M2-aalto: 55-65 ms; 73 ± 7 ms, M3-aalto: 75-85 ms; 170 ms. (Lee et Tatton 1978; Toft et al.1991)

Hermolihasjärjestelmän reflektorisen säätelyn ja lihasjäykkyyden on todettu muuttuvan pitkäkestoissa suorituksissa. Niin hyppelysarjojen (Horita et al. 1996) kuin maratontutkimustenkin (Avela & Komi 1998) yhteydessä on todettu, että lyhyen latenssin refleksien (short latency reflex) heikkeneminen aiheuttaa niveljäykkyyden ja hyppelytehon laskua. Perusteluina heikentyneille refleksivasteille pidetään osaltaan vapaiden hermopäätteiden (III- ja IV-affrentti) aiheuttamaa presynaptista inhibitiota.

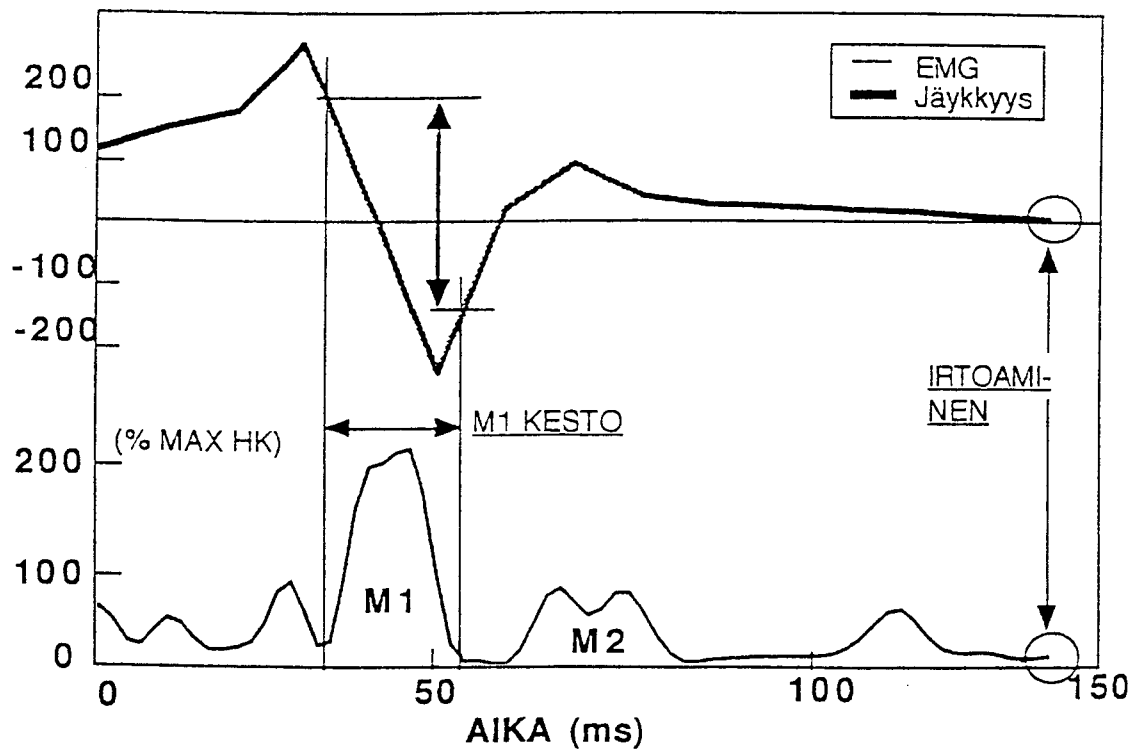
4.4 Venymis-lyhenemis -syklus, elastisuus ja lihasjäykkyyden säätely

Motor servo -hypoteesin (1976) mukaan lihaksen jäykkyysominaisuuksia säädellään tehokkaasti lihasvenytyksen aikana. Useat tutkimukset ovat osoittaneet (esim. Bosco et al.1981; Gollhofer et al. 1987a; Voigt et al. 1998) aktiivisen lihaksen venymisen venymis-lyhenemis -tyyppisessä (SSC) liikkeessä lisäävän reflektorista hermotusta ja näin ollen liikkeen konsentrisen vaiheen tehokkuutta. Dietz et al. (1979) osoittivat SSC-liikkeessä toimivien lihasten EMG -aktiivisuuden olevan suuremman kuin pelkässä tahdonalaisessa konsentrisessa supistuksessa. Gollhofer et al. (1992) tutkivat gastrocnemiuksen EMG -aktiivisuutta suhteessa lihaspituuden muutoksiin pudotushyppyissä. Tutkimuksessa havaittiin gastrocnemiuksen esiaktiivisuutta ennen maakontaktia. Lihas-jänne -kompleksin venyessä kontaktin alkuvaiheessa (n. 40 ms) aktivaatio säilyi lähes vakiona. Eksentristä vaihetta seuranneessa lyhyessä isometrisessä vaiheessa hermostollinen aktiivisuus lisääntyi selvästi. Lihaksen lyhentyessä aktivaatio väheni (kuva 16).



KUVA 16. Gastrocnemiuksen EMG-lihaspituus -kuvaajat kolmelta eri korkeudelta suoritetuista pudotushypyistä (Gollhofer et al.1992).

Myös Horita et al. (1996) ovat tutkineet lihas-jänne -kompleksin jäykkysominaisuuksien muutoksia pudotushyppyjen yhteydessä. Heidän mukaansa maakontaktin alkuvaiheen jäykkyys on mekaanista alkuperää. Alkujäykkyyttä seurasi periksiantovaihe (20-30 ms kontaktin alkamisesta), jonka oletetaan olevan seurausta poikittaissiltojen irtoamisesta toisistaan. Jäykkyys lisääntyi periksiantovaiheen kanssa samanaikaisesti ajoittuneen M1-aallon päättymisen jälkeen (kuva 17).



KUVA 17. EMG -aktivaatio ja lihas-jänne -kompleksin jäykkyys pudotushypyn maakontaktin aikana (Horita et al. 1996).

Farley & Morgenroth (1999) tutkivat koko jalan jäykkyyden (leg stiffness) muutoksia ja säätelyä jatkuvissa paikallaansuoritetuissa ylös-alas -hypyissä. Mekaanisen analyysin pohjana oli jousi-massa -malli ja monisegmenttimalli, joiden avulla kuvattiin moninivelisen liikkeen aikaisia koko jalan - ja kolmen eri nivelen (joint stiffness) jäykkyyksiä.

Päätutkimustuloksena oli, että eniten koko jalan kokonaisjäykkyyden säätelyyn vaikutti nilkkanivelen jäykkyyden säätely. Tuloksen arveltiin johtuvan siitä, että nilkkaniveleen kohdistui suurempi momentti ja kulmanmuutos kuin polvi- ja nilkkaniveleen. Myös aikaisempien tutkimusten (Farley et al. 1998) tulokset nilkkanivelen heikommista jäykkyysominaisuuksista suhteessa polvi- ja lonkkaniveleen merkitsevät sitä, että koko jalan jäykkyyden (leg stiffness) suuruus on riippuvainen koko moninivelisen jousisysteemin heikoimman jousen ominaisuuksista.

Lihásjäykkyyden säätely, kuten mikä tahansa muukin elimistön säätelyjärjestelmä on hyvin monen eri tekijän summa. Olennaisimmat taustatekijät lihasjäykkyydenkin säätelyn tehokkuuden kannalta ovat genetiikka ja harjoittelu. Spesifimmin, hermolihasjärjestelmän kannalta, mm. lihaksiston esiaktiivisuusmallit (Kyröläinen & Komi 1995) ja lihas-jänne -kompleksin venytysnopeus (Kyröläinen & Komi 1995; Voigt et al. 1997) ovat tärkeimpiä tekijöitä, jotka vaikuttavat lihasjäykkyyden kokonaissäätelyyn. Tehokkailla esiaktivaatiomalleilla ja sopivilla venytysnopeuksilla suhteessa yksilön hermolihasjärjestelmän ominaisuuksiin, on esim. venytysreflekseillä keskeinen asema liikkumisen tehostamisessa (Komi & Gollhofer 1997). Sitä vastoin esim. pudotyshyppysuorituksissa, joissa pudotuskorkeus on liian korkea suhteessa yksilön resursseihin vastustaa syntynyttä venytystä, reflektoriset (spindelien fasilitaation heikentyminen ja Golgin jänne-elimen inhibition lisääntyminen) kuin voluntaariset suojamekanismitkin heikentävät lihaksen jäykkyysominaisuuksia (Avela et al. 1996). Eri urheilulajien harjoittelun yhteydessä onkin hyvä tiedostaa lihaksen jäykkyyteen vaikuttavan monimutkaisen säätelyjärjestelmän olemassaolo. Koordinatiivisten ja rytmillisten, suurella liikenopeudella tehtyjen liikekokonaisuuksien yhteydessä ei voi olla huomioimatta visuaalisten

aktiivaatiomallit ja lihasjäykkyyden säätely. Hermolihasjärjestelmän toiminnan tehokkuus ja tarkoituksenmukaisuus ilmenevät oikea-aikaisina liikemalleina ja tehokkaina vapaiden segmenttien käyttönä varsinkin ponnistuskontaktin aikana. Em. biomekaanis-teknisten tekijöiden toteutumisen tehokkuus selittää pitkälti eritasoisten hyppääjien tuloseroa. (Aura 1984, Viitasalo & Aura 1987; Aura & Viitasalo 1989; Dapena 1987)

5.1 Lihaksiston ja lihasjäykkyyden hermostollinen säätely

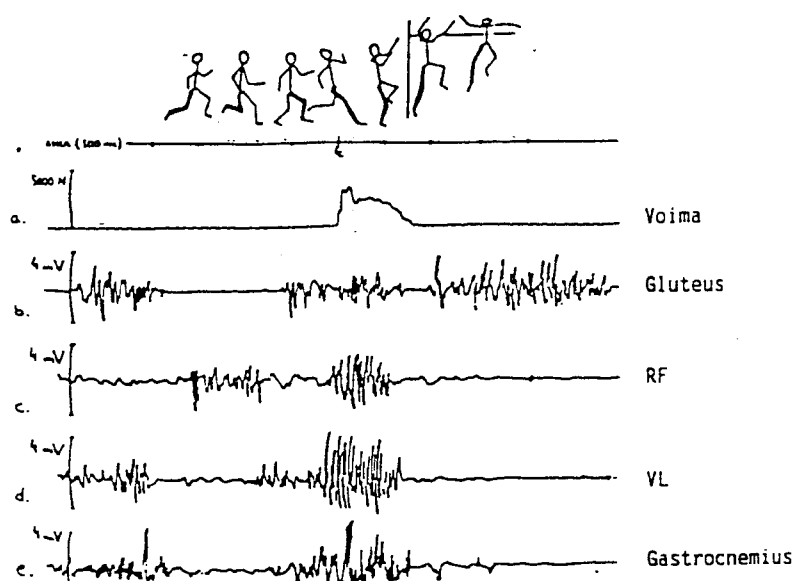
Aura ja Viitasalo (1989 ; 1987) ovat tutkineet korkeushypyn biomekaniikkaa. Heidän mukaansa ponnistuskontaktia edeltävä ponnistavan jalan (m. vastus lateralis, m. vastus medialis ja m. rectus femoris) esiaktiivisuus (IEMG) korreloi erittäin merkitsevästi ponnistuskontaktin eksentrisen vaiheen IEMG:n, törmäysvoiman ja polvinivelen kulmanopeuden kanssa. Tämän lisäksi esiaktiivisuudella on tutkijoiden mukaan erittäin merkitsevä negatiivinen korrelaatio eksentrisen vaiheen kontaktiaikaan. Eksentrisen vaiheen muuttujista voimalla on merkitsevä korrelaatio konsentrisen vaiheen voiman kanssa. Eksentrisen vaiheen kestolla on tilastollisesti positiivinen merkitsevyys konsentrisen vaiheen kestoon ja tilastollisesti negatiivinen merkitsevyys konsentrisen vaiheen voimantuottoon.

Aktiivisen lihaksen nopea venytys ponnistuskontaktin eksentrisessä vaiheessa tukee lihasmekaanisia perusteita elastisen energian varastoinnille ja hyödyntämiselle (Viitasalo & Aura 1987; Aura & Viitasalo 1989). Lihaksiston korkea esiaktiivaatiotaso edesauttaa myös tehokasta spindeleiden välityksellä toimivaa venytysrefleksitoimintaa, joka lisää lihaksen törmäysvaiheen lihasjäykkyyttä ja näin ollen myös ponnistuksen tehokkuutta. (Dietz et al. 1979; Aura & Komi 1986b; Gollhofer & Kyröläinen 1991; Kyröläinen et al. 1988)

Jotta esiaktiivisuuden säätely olisi mahdollisimman tehokasta ja tarkoituksenmukaista, lihasten esiaktivoinnin mallituksen tulee olla ohjelmituna keskushermostoon (Melvill-Jones & Watt 1971). Tämä merkitsee sitä, että keskushermostolla pitää olla etukäteen tietoa ponnistuksen yhteydessä ilmenevän lihasvenytyksen suuruudesta ja laadusta. Myös visuaalisella informaatiolla on olennainen vaikutus esiaktiivisuuden laatuun ja ajoittamiseen (Dietz et al. 1981). Harjoittelun avulla hermolihasjärjestelmän toimintaa voidaan harjoittaa siihen, että esiaktiivisuusmallitukset voivat toimia tehokkaasti myös muuttuvissa hyppyolosuhteissa.

Viitasalo ja Lahtinen (1991) tutkivat kolmiloikkaajien ja kuntoilijoiden lihasaktiivisuusmalleja pudotushyppyjen yhteydessä. He havaitsivat, että kolmiloikkaajien EMG-aktiivisuudet alaraajojen lihaksissa (m. vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris ja gastrocnemius) ennen maakontaktia olivat tilastollisesti erittäin merkitsevästi kuntoilijoiden aktiivisuuksia suuremmat. Suurempaa esiaktiivisuutta seurasi eksentrisen vaiheen suurempi voimantuotto, lyhyempi kontaktiaika ja suurempi hyppykorkeus kuin kuntoilijoilla.

Miettunen (1983) on tutkinut lihasten aktivaatiomalleja (kuva 18) korkeushypyn ponnistuksessa. Hän havaitsi, että ponnistavan jalan rectus femoriksessa ja gastrocnemiuksessa oli suuremmat aktiivisuudet eksentrisessä kuin konsentrisessä vaiheessa. Ponnistuksessa vastus medialis ja vastus lateralis toimivat samanaikaisesti, mutta rectus femoriksen aktiivisuus kesti vain lyhyen aikaa. Kaikkien ponnistavan jalan analysoitavien lihasten (m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis) - paitsi gastrocnemiuksen - lihasaktiivisuus loppui ennen kontaktin loppua. Verrattuna kahden eritasoisen korkeushyppääjän lihasaktiivisuusmalleja havaittiin, että paremmalla korkeushyppääjällä gastrocnemiuksen lihasaktiivisuus kasvoi ponnistuskontaktin ensimmäisen 40 ms:n aikana, kun taas heikompi-atasoisella hyppääjällä aktiivisuus väheni ko. ajanjaksona.

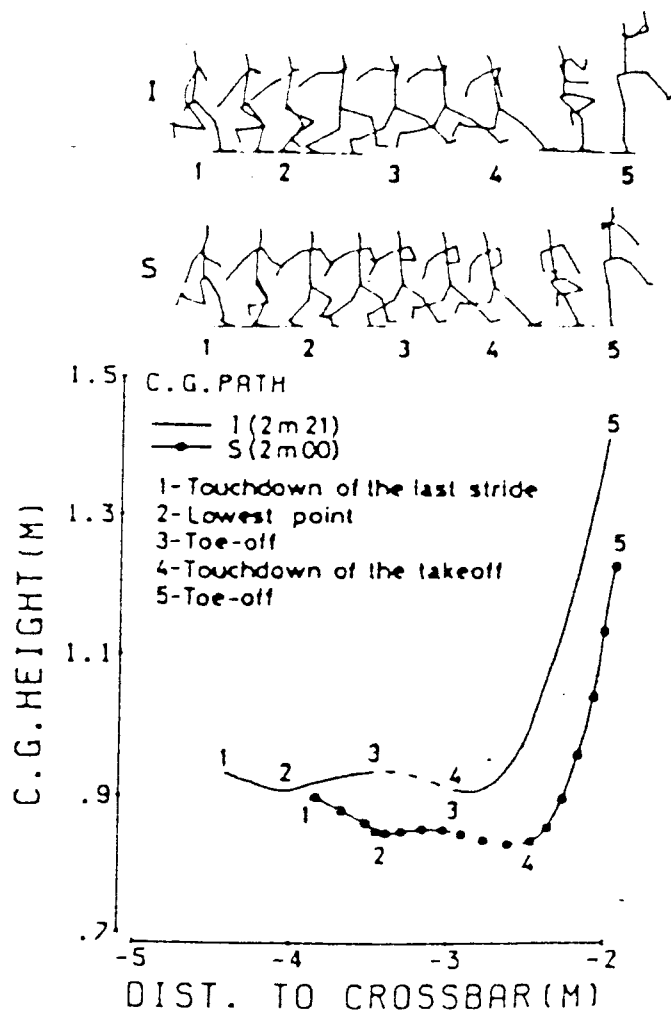


KUVA 18. Lihasaktivaation ajoitus ja toiminta lihaksittain korkeushypyn flopsuorituksessa (Miettunen 1983).

Salchenko (1977) yhdisti hermolihaskäytännön toiminnan korkeushypyn lajikoordinaatioon ja -tekniikkaan. Hänen mukaansa korkeushypyn ponnistuksen tehokkuudelle on välttämätöntä resiprokaalin hermotuksen tehokkuus. Tutkimuksessaan hän havaitsi, että ennen ponnistuskontaktia ponnistavan jalan m. biceps femorissa oli suuri ja rectus femorissa pieni aktiivisuus. Kontaktissa m. rectuksen aktiivisuus lisääntyi voimakkaasti ja m. bicepsin aktivaatio käytännössä loppui.

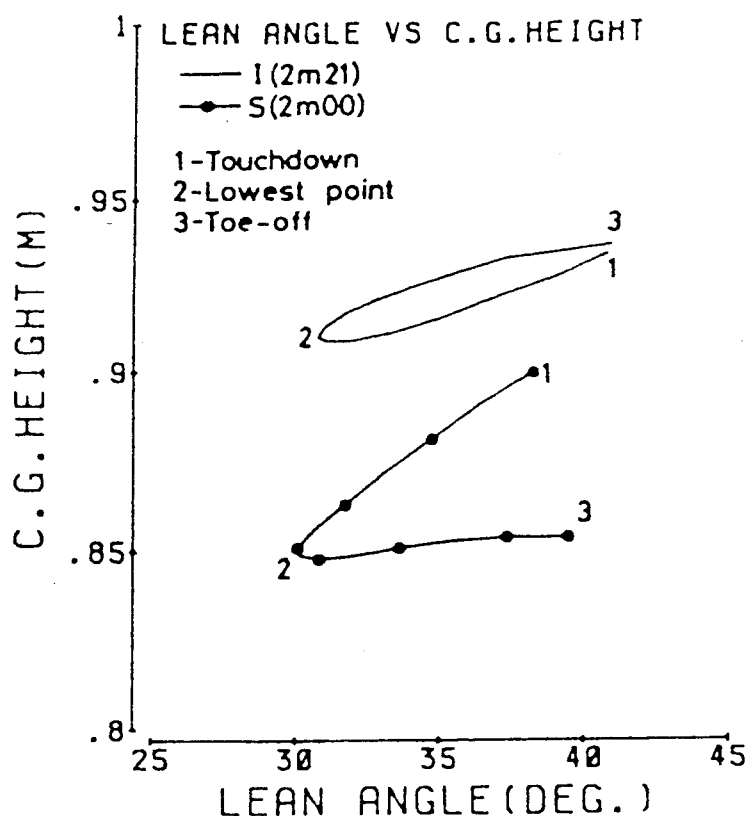
5.2 Painopisteen liikerata ja vartalon kallistus

Ae et al. (1986) vertailivat eritasoisten korkeushyppääjien painopisteen liikeratoja hypyn kahden viimeisen askelkontaktin aikana (kuva 19). Tutkijat havaitsivat, että parempitasoiset hyppääjät pystyivät nostamaan ponnistuskontaktin aikana painopisteensä nousukorkeutta huomattavasti tehokkaammin kuin heikompi tasoiset hyppääjät. Tutkijoiden mukaan tämä oli pääosin seurausta suuremmasta takakallistuksesta ja pienemmästä negatiivisesta vertikaalisesta nopeudesta ponnistuskontaktiin tultaessa.



KUVA 19. Painopisteen liikerata kahden eritasoisen (221 cm ja 200 cm) korkeushyppääjän hyppysuorituksessa (Ae et al. 1986).

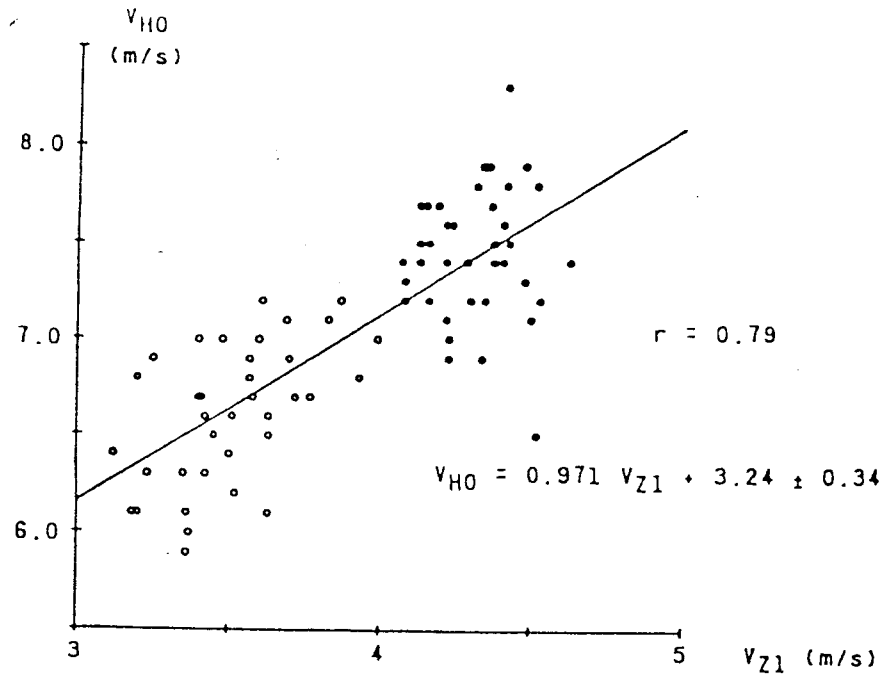
Vertaillessaan (Ae et al. 1986) vapaan jalan toimintaa viimeisessä kontaktissa ennen ponnistuskontaktia tutkijaryhmä havaitsi, että parempitasoiset hyppääjät pystyivät nostamaan painopisteensä nousukorkeutta tehokkaammin myös vapaan jalan kontaktin aikana. Heikommilla hyppääjillä tilanne oli päinvastainen. Myös takakallistuksen suuruudessa oli selvät erot eritasoisten hyppääjien kesken. (kuva 20)



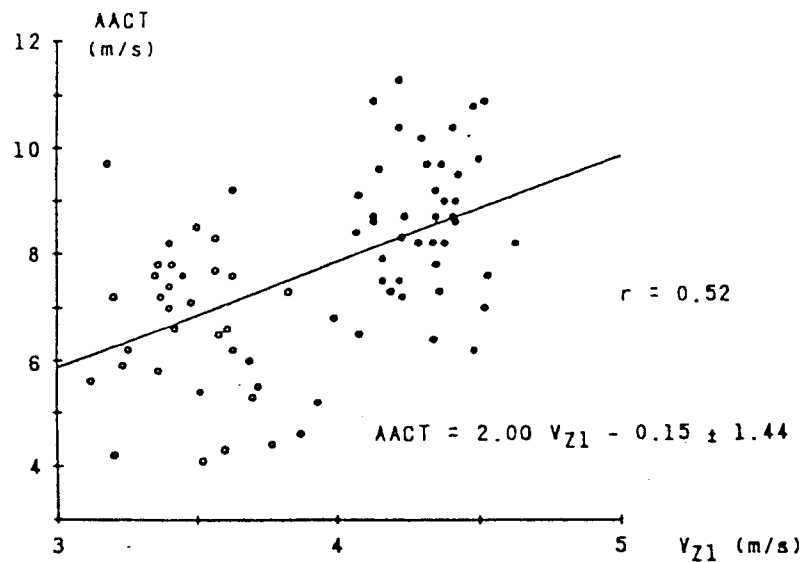
KUVA 20. Kehon kallistuksen ja painopisteen korkeuden välinen yhteys kahden eritasoisen korkeushyppääjän hyppysuorituksen toiseksi viimeisen askelkontaktin (ns. vapaan jalan kontakti) aikana (Ae et al.1986).

5.3 Painopisteen horisontaali- ja vertikaali nopeus

Dapenan (1990) mukaan alaraajojen kyky sietää korkeushypyn ponnistuksen suurta törmäysvoimaa määrää pitkälti sen horisontaalinopeuden, jolla hyppääjä pystyy ponnistuskontaktiin tulemaan. Suuri etenemisnopeus sallii suuren impulssikaaren säteen, joka taas edesauttaa kaarrekallistuksen suurentamisessa. Jalkojen voimatason ansiosta hyppääjä kykenee myös laskemaan painopisteensä korkeutta kaarrevauhdin aikana polvikulmaa pienentämällä. Suurta horisontaalia ponnistukseen tulonopeutta seuraa yleensä suuri vertikaali lähtönopeus (kuva 21) ja tehokas käsitehosteiden käyttö (kuva 22).

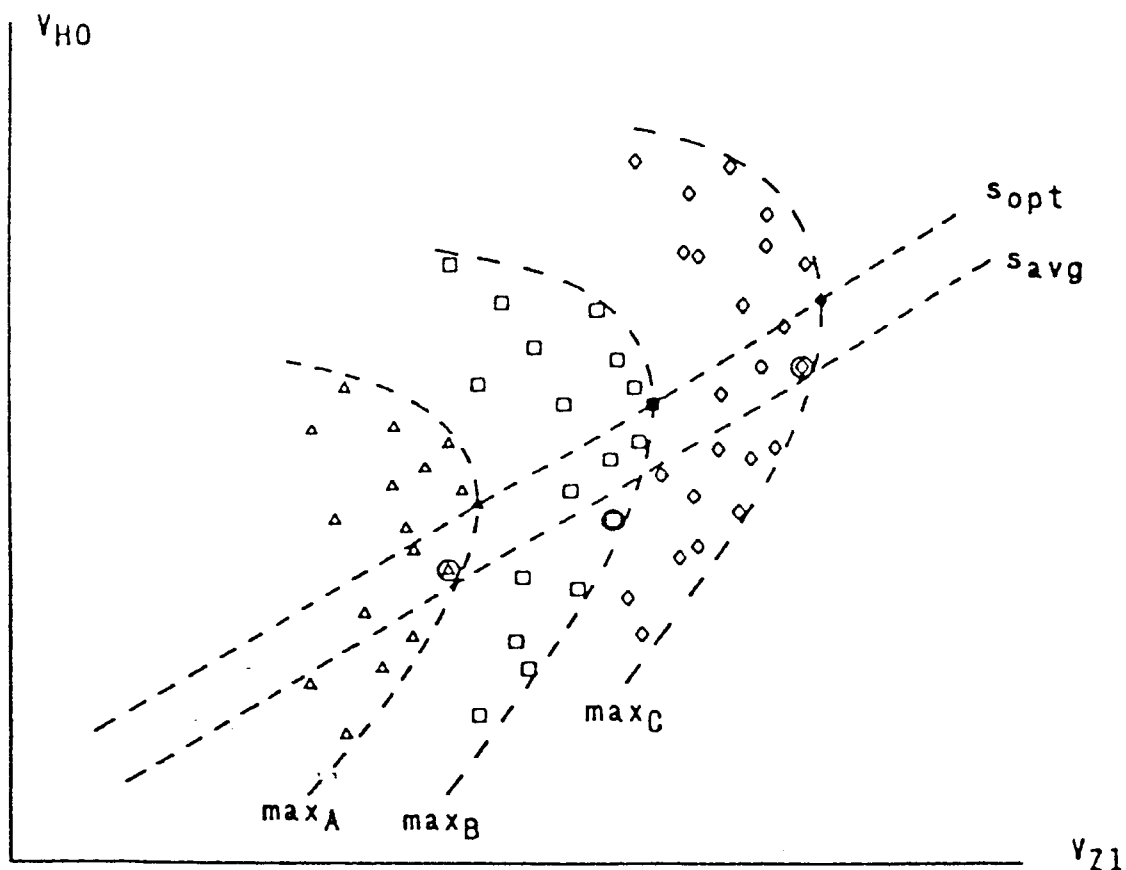


KUVA 21. Kehon painopisteen horisontaalin nopeuden (vauhdin loppuosa) ja vertikaalisen nopeuden (ponnistuskontaktin irtoaminen) riippuvuus korkeushyp-pysuorituksessa (Dapena 1990).



KUVA 22. Käsien ponnistuskontaktin aikaisen liikenopeuden yhteys kehon painopisteen vertikaaliseen nopeuteen ponnistuskontaktin irtoamishetkellä. (Dapena et al.1990).

Optimoidessaan korkeushyppytulostaan urheilija ja valmentaja joutuvat tekemään päätöksiä ja kompromisseja mm. edellä mainittujen biomekaanisten muuttujien välillä. Lopullinen ratkaisu lajin teknisestä toteutuksesta ja tehokkuudesta on fyysisten ja taitotekijöiden synteesi. Tavoitellessaan menestystä kansainvälisellä huipputasolla, korkeushyppääjä joutuu hakemaan rajoja sille, kuinka hän pystyy hyödyntämään horisontaalinopeuden ja tekniset taitotekijät hermolihasjärjestelmän kykyyn sietää suuri ponnistuskontaktin törmäys ja hyödyntää se mahdollisimman suureksi vertikaaliseksi lähtönopeudeksi. (Dapena et al. 1990)



KUVA 23. Hypoteettinen malli horisontaalisen ponnistukseen tulonopeuden ja ponnistuksessa luodun vertikaalin lähtönopeuden suhteesta (Dapena et al. 1990).

6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää korkeushyppysuorituksen tehokkuuteen vaikuttavia tekijöitä kahden viimeisen askelkontaktin aikaisten liikeanalyysimuuttujien, reaktivoimien sekä hermolihaskäytännön sähköisen aktivaation (EMG) avulla:

- I. Alaraajan ojentajalihasten sähköinen aktiivisuus, aktiivisuuden suhteellinen intensiteetti ja ajoitus.
- II. Reaktivoimat kontaktin törmäys- ja työntövaiheessa.
- III. Korkeushyppysuorituksen liikeanalyysimuuttujat ja hyppytekniikka.

7 TUTKIMUSMENETELMÄT

7.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä olleet urheilijat kuuluivat pääsääntöisesti joko aikuisten tai nuorten maajoukkueeseen 10-ottelussa tai korkeushypyssä.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden (10-ottelu) tiedot.

Koehenkilö	SV	Paino	Pituus	Ras-%	Ottelu	Korkeus*	Tulos**
O1	1980	74.7	188.0	7.1	7071	188	180
O2	1974	79.7	185.7	8.6	6615	186	180
O3	1976	84.7	187.2	10.7	6235	190	180
O4	1975	70.7	179.3	6.9	6936	197	185
O5	1971	89.7	188.3	8.6	7134	195	170
O6	1977	71.9	186.2	8.7	7001	200	190
O7	1975	86.5	190.6	8.7	6727	196	175

*= korkeushyppyyennätys ; **= korkeushyppytulokset tässä tutkimuksessa

TAULUKKO 2. Koehenkilöiden (korkeushyppy) tiedot.

Koehenkilö	Synt.v.	Paino	Pituus	Ras-%	Korkeus*	Tulos**
K1	1976	84.9	194.2	6.6	224	210
K2	1972	75.2	186.1	8.4	210	195
K3	1968	77.8	190.6	7.9	230	200
K4	1978	69.3	190.9	6.8	214	190
K5	1974	86.8	194.3	8.6	221	200
K6	1975	62.9	185.6	7.9	225	215
K7	1976	73.6	191.1	7.0	212	205

*= korkeushyppynäytys ; **= korkeushyppytulostä tässä tutkimuksessa

7.2 Koeasetelma

Urheilijoiden suoritukset kuvattiin kahdella high speed –videokameralla (200 kuvaa / s), jonka jälkeen synkronoidusta ja digitoidusta kuvadatasta saatiin liikeanalyysi numeeriseen muotoon. Reaktivoimat taltioitiin kahdelta viimeiseltä askelkontaktilta ja EMG-muuttujat analysoitiin (suodatus, keskiarvoistaminen, tasasuuntaus, integrointi, suhteutus) neljästä ponnistavan jalan (*ponnari*) ja kolmesta ns. vapaan jalan (*vapari*) lihaksesta. Analysoitavina lihaksina olivat ponnarin m.gastrocnemius, m. rectus femoris, m. vastus lateralis sekä m. gluteus maximus. Vaparin lihaksina analysoitiin m.gluteus maximusta lukuun ottamatta samat lihakset, kuin ponnistavasta jalasta. Lopuksi liikeanalyysi-, voima- ja EMG-muuttujat synkronoitiin ja mallinnettiin BMVM-systeemin (Biomechanical Visualization and Modelling) avulla. Tutkimuksen analyysi perustui kahden eri lajiryhmän, 10-ottelijoiden ja korkeushyppääjien, vertailuun. Tutkimus toteutettiin Jyväskylän Hipposhallissa 25.8. - 4.9.1997 välisenä aikana.

7.3 Aineiston keräys

Liikeanalyysi. Liikeanalyysi suoritettiin 3D-videoanalyysinä Peak Performancen Pan & Tilt system -järjestelmällä kuvanopeuden ollessa 200 Hz (Peak Performance Tech. Inc., Engelwood, USA). High speed -kamerat (2) sijaitsivat takaviistosti 25 metrin päässä ponnistuspaikasta (LIITE 1). Analyysivaiheen tarkkuuden parantamiseksi käytettiin lisävalaistuksena neljää 5 KW:n valoa. Ennen varsinaisia kuvauksia kuvausalue kalibroitiin kolmen kalibroitikepin avulla (LIITE 1). Kalibroititietojen ja luodun segmenttimallin (de Leva 1996) jälkeen suoritettiin varsinaiset kuvaukset, joiden jälkeen hyppysuoritusten videokuva siirrettiin tietokoneelle. Liikeanalyysiaineiston keräys keskittyi korkeushyppysuorituksen kahden viimeisen askelkontaktin aikaisiin muuttujiin. Mitattavat ja kerättävät muuttujat olivat seuraavat:

1. Kehon painopisteen rata ja sijainti vapaan jalan viimeisen kontaktin alusta rimanylitysvaiheen lakikorkeuteen.
2. Kehon painopisteen horisontaali ja vertikaali nopeus kahden viimeisen askelkontaktin aikana.
3. Nivelkulmien (nilkka, polvi, lantio) muutokset kahden viimeisen askelkontaktin aikana.
4. Askelparametrit: kontakti- ja lentoajat, askelpituudet ja askelfrekvenssit kahden viimeisen askeleen ajalta.

Reaktivoimat. Ponnistustapahtumassa tuotetut reaktivoimat mitattiin kahdelta viimeiseltä askelkontaktilta (LIITE 1) siten, että toiseksi viimeinen askelkontakti osui 13m TR-test Finland –voimalevylle (Raute Oy, Lahti, Suomi) ja jälkimmäinen Kistlerin (Sveitsi) voimalevylle. Reaktivoimamuuttujien keräystaajuus oli 909 Hz:iä (natural frequency > 150 Hz).

EMG. Lihasten sähköisen aktiivisuuden (EMG) mittaamisessa käytettiin bipolaarisia pintaelektrodeja (Beckmannin miniatyyri ihoelektrodit, 650437, Illianois, USA) joissa elektrodien napaväli oli 20 mm. Elektrodit kiinnitettiin lihaksen motorisen pisteen ja lihas-jänne -liitoksen puoliväliin, lihasrungon päälle. Lihasten sähköinen aktiivisuus (**EMG**) kerättiin ja siirrettiin telemetrisesti (Glonner Electronic GmbH, München, Saksa) 909 Hz:n taajuudella tietokoneelle (FCodas-ohjelma; alipäästösuodatin 75 Hz; ylipäästösuodatin 20 HZ , Liikuntabiologian laitos, Jyväskylä, Suomi) että nauhurille (Racall).

7.4 Aineiston analysointi

Liikeanalyysiaineisto analysoitiin tietokoneella kahden kameran synkronoidusta kuvadatasta Digitoinnin avulla (Peak Motus 2000 -ohjelma). Videokuva saatettiin numeeriseen muotoon, jonka perusteella tietokone laski kehon segmenttien ja painopisteiden kinemaattisia muuttujia. Digitointi perustui 16 pisteen segmenttimalliin (LIITE 2).

Digitoinnin jälkeen kummankin kameran koordinaatit yhdistettiin DLT-tekniikan (Direkt Linear Transformation) avulla, jolloin koordinaattipisteiden kolmiulotteisuus saatiin visuaalisesti havainnoitua.

Lihasten aktivaatiomallien (**EMG**) analyysi perustui kahden viimeisen askelkontaktin ja niitä edeltävien esiaktiivisuuksien tulkintaan. Analyysin kohteena ovat lihasaktivaatioiden ajoittuminen, kesto ja suhteellinen intensiteetti. Analysoitavina lihaksina olivat ponnistavan jalan m.gastrocnemius, m. rectus femoris, m. vastus lateralis sekä m. gluteus maximus. Ns. vapaan jalan lihaksina mitattiin m.gluteus maximusta lukuun ottamatta samat lihakset, kuin ponnistavasta jalasta.

EMG-signaalia analysoitaessa kunkin koehenkilön raaka signaali keskiarvoistettiin, tasasuunnattiin ja integroitiin (IEMG). Hyppysuoritusten

lihasaktivaatioiden ajoittumisen ja intensiteetin kuvaamiseksi EMG-aktiivisuuksia käsiteltiin 25 ms:n aikajaksoissa (IEMG); analysoitu aikajakso ennen ponnistuskontaktin alkua oli 200 ms, ja jälkeen ponnistuskontaktin 200 ms.

Vertailtaessa ottelijoiden ja korkeushyppääjien ryhmäkohtaisia EMG:n intensiteetti- ja aktivaatiomallieroja, kunkin koehenkilön suoritukset suhteutettiin oman hyppysuorituksen ponnistuskontaktin vaiheeseen aikavälillä 100-150 ms jälkeen kontaktin alkamisen. Tällöin ko. aikaväli kuvaa keskimääräistä konsentrisen vaiheen maksimiaktiivisuutta.

Reaktivoimat. Voimamuuttujista analysoitiin vertikaali- (F_z) ja horisontaalivoimat (F_x ja F_y) sekä resultanttivoima (F). F_x kuvaa hyppääjän liikesuuntaa kohti hyppypatjaa (anterior-/ posterior –suunta), F_y selittää sivuttaissuuntaista (medio-/lateraalinen suunta) liikettä (vrt. sivukallistus). Analysoitavina muuttujina käsitellään mm. eri voimakomponenttien maksimiarvot, jarrutus- ja työntövaiheiden maksimiarvot, keskimääräiset voimat ja tuotetut impulssit

Lopuksi **liikeanalyysi-, EMG- ja voimamuuttujat synkronoitiin ja mallinnettiin BMVM-systeemin** (Biomechanical Visualization and Modelling; Jyväskylän yliopisto/ Liikuntabiologian laitos) avulla.

7.5 Tilastolliset menetelmät

Tutkimusaineisto analysoitiin SPSS 8.0- ja Excel 97 –ohjelmilla. Muuttujia analysoitiin sekä absoluuttisesti että suhteellisesti; muuttujista on esitetty keskiarvot ja keskihajonnat. Lajiryhmien ryhmä-keskiarvojen tilastollisten erojen merkitsevyyksiä testattiin yksisuuntaisella (one way) riippumattomien otosten t-testillä. Eri muuttujien välisten tilastollisten yhteyksien selvittämiseen on käytetty Pearsonin korrelaatiokerrointa. Tilastolliseksi merkitsevyydestasoksi kaikkiin testeihin valittiin $p < .05$.

8 TULOKSET

8.1 Antropometriamuuttujat ja lajiennätykset

Verrattaessa kahden lajiryhmän eroja tilastollisesti toisiinsa, havaitaan, että sekä korkeusennätysten että mittauksissakin hypätyn tuloksen erot olivat tilastollisesti erittäin merkitseviä ($p < .001$). (Taulukot 3 ja 4)

Myös antropometrian osalta hyppääjien ja ottelijoiden lajiryhmien välillä on erittäin merkitseviä eroja ($p < .001$); korkeushyppääjät olivat ottelijoita pidempiä ja omaavat alemman rasvaprosentin. Sitä vastoin urheilijoiden painossa ei ryhmien välillä havaita tilastollista eroa ($p = .173$). (Taulukot 3 ja 4)

Käsiteltäessä kummankin lajiryhmän antropometriamuuttujia yhtenä muuttujajoukkona ($n=14$), havaitaan, että antropometriamuuttujista ainoastaan kehon rasvaprosentilla on tilastollista merkitsevyyttä ($r = -.56$ $p < .05$) hyppytuloksen kannalta; mitä alhaisempi rasvaprosentti, sen parempi tulos.

TAULUKKO 3. 10-ottelijoiden ($n=7$) antropometria- ja tulostasomuuttujat (ryhmäkeskiarvot ja -hajonnat).

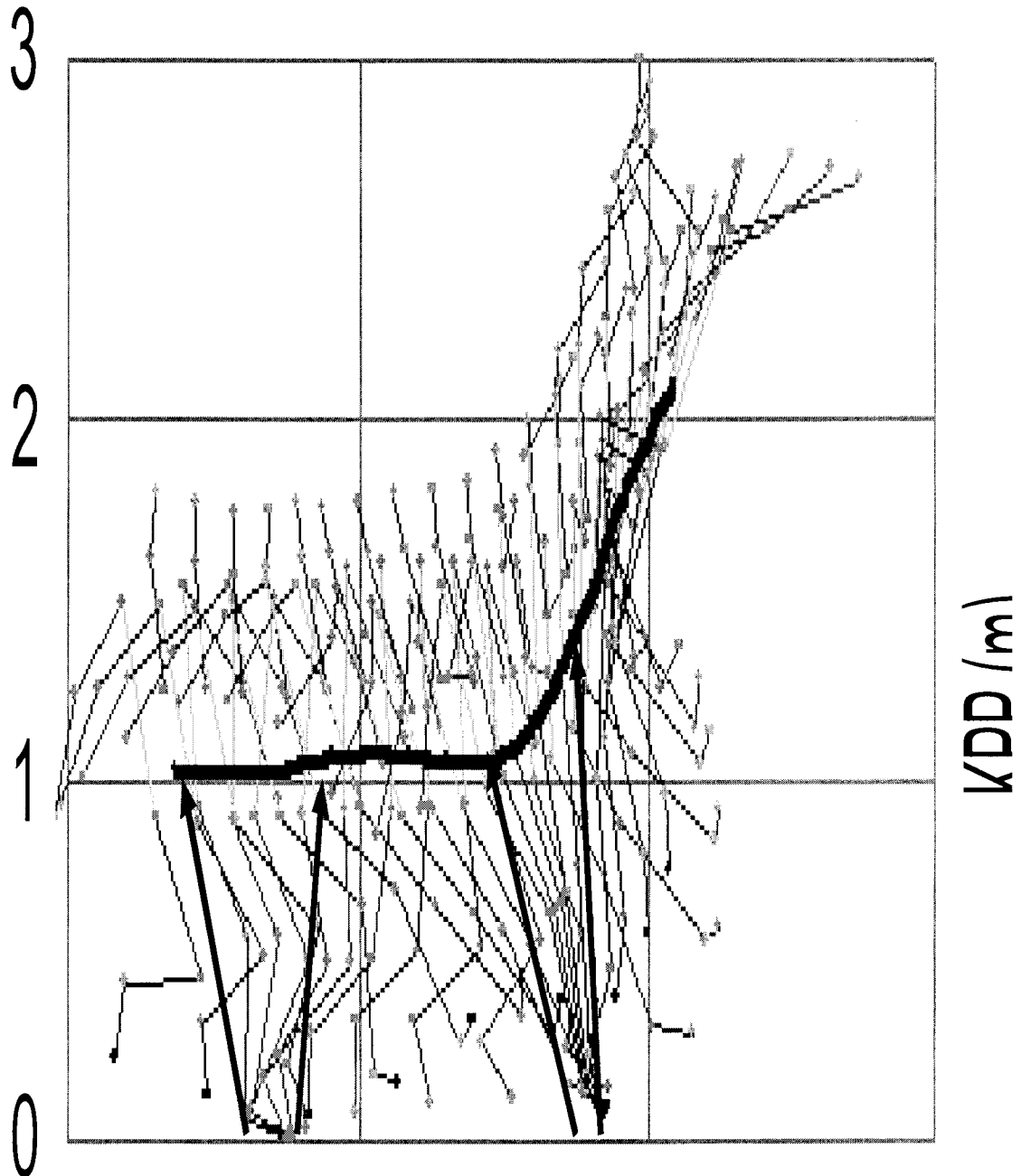
Ottelu	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)	Rasva (%)	Kork.enn (cm)	Tulos (cm)	Abs.ero (cm)	Suht.ero (%)
Ka	21.6	186.5	79.7	8.5	193.1	180	13.1	6.8
Sd	2.8	3.5	7.5	1.3	5.2	6.5	7.1	3.6

TAULUKKO 4. Korkeushyppääjien ($n=7$) antropometria- ja tulostasomuuttujat (ryhmäkeskiarvot ja -hajonnat).

Korkeus	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)	Rasva (%)	Kork.enn (cm)	Tulos (cm)	Abs.ero (cm)	Suht.ero (%)
Ka	22.9	190.4	75.8	7.6	219.4	202.1	18.7	8.8
Sd	3.3	3.5	8.4	0.8	7.5	8.6	8.5	3.9

8.2 Liikeanalyysi

8.2.1 Kehon painopisteen rata ja nopeus



KUVA 24. Korkeushyppysuorituksen kahden viimeisen askelkontaktin (digitoitu) liikeanalyysimallinnus. Tummennettu vaakaviiva kuvaa painopisteen (KPP) rataa ja nuolet painopisteen korkeutta vaparin ja ponnarin kontaktin alussa sekä kontaktin irtoamishetkellä.

Lajiryhmien välillä ei ollut suuria eroja painopisteen korkeuksissa kahden viimeisen askelkontaktin aikana. Korkeushyppääjien ja 10-ottelijoiden painopisteen korkeus oli vaparin kontaktille tultaessa yhtä korkealla (0.86 m). Vaparin irtoamisen jälkeen, ponnarin kontaktin alussa korkeushyppääjät pystyivät pitämään painopisteensä lähempänä vaparin törmäysvaiheen korkeutta. Ponnarin irrotessa alustasta oli lajiryhmien välinen absoluuttinen ero (0.03 m) sama kuin ponnistuskontaktin alussa (taulukko 5).

TAULUKKO 5. Painopisteen korkeudet 10-ottelijoilla ja korkeushyppääjillä kahden viimeisen askelkontaktin aikana.

PAINOPISTEEN KORKEUS (m)	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
Vaparin alussa	0.949	0.86 ± 0.43	0.86 ± 0.03
Vaparin irrotessa	0.571	0.84 ± 0.03	0.85 ± 0.04
Ponnarin alussa	0.254	0.82 ± 0.03	0.85 ± 0.04
Ponnarin irrotessa	0.404	1.23 ± 0.04	1.26 ± 0.07

Lajiryhmäkohtaisesti yksilöiden välillä oli painopisteen nousukorkeuden suhteen suuriakin eroja, sillä esimerkiksi korkeushyppääjien maksimi- ja minimiarvot ponnarin irrotessa alustasta vaihtelivat välillä 1.17 –1.35 m. Ottelijoilla vastaava vaihtelu oli välillä 1.19 –1.27 m.

Korkeushyppääjien painopisteen horisontaalinopeus oli vaparin kontaktin ajan ja ponnarin törmäysvaiheessa 0.1 – 0.2 m/s suurempaa kuin ottelijoilla, mutta ponnarin irrotessa alustasta oli vaakasuuntainen nopeus ottelijoilla (3.00 ± 1.11 m/s) korkeushyppääjiä suurempaa (2.97 ± 0.44 m/s) (taulukko 6). Ei tilastollisia merkitsevyyksiä.

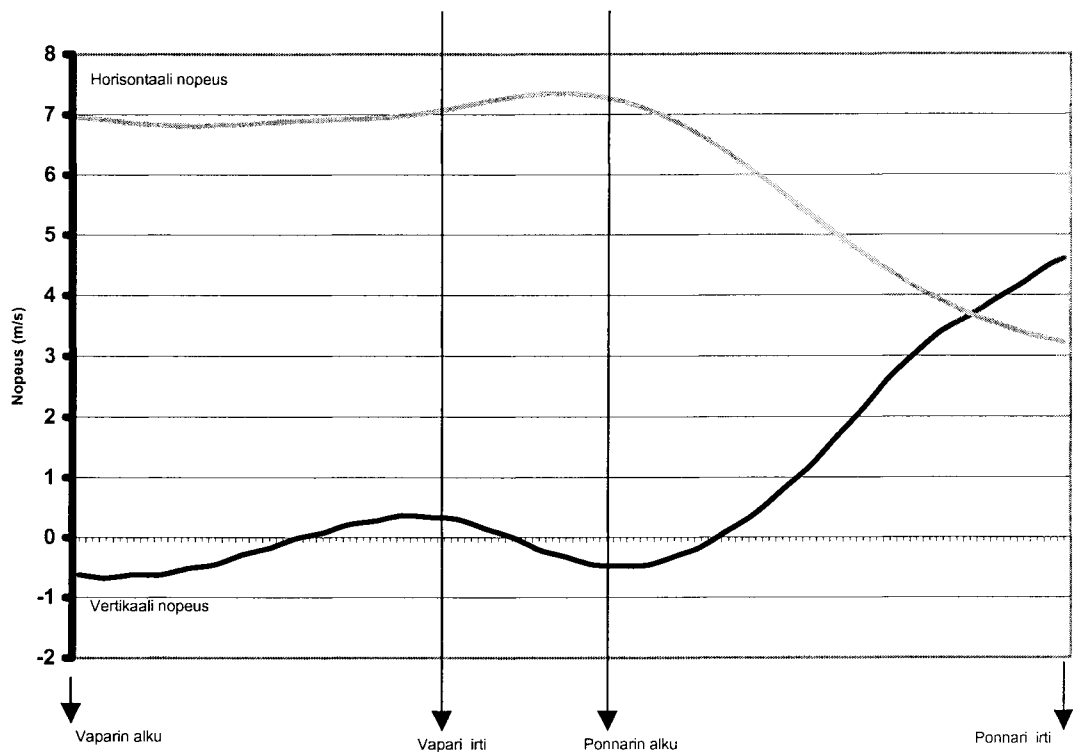
TAULUKKO 6. Painopisteen horisontaalit nopeudet 10-ottelijoilla ja korkeushyppääjillä kahden viimeisen askelkontaktin aikana.

PAINOPISTEEN HORISONTAALI NOPEUS (m/s)	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
Vaparin alussa	0.671	5.88 ± 0.45	6.10 ± 1.05
Vaparin irrotessa	0.813	5.96 ± 0.57	6.09 ± 1.10
Ponnarin alussa	0.859	5.92 ± 0.50	6.01 ± 1.06
Ponnarin irrotessa	0.933	3.00 ± 1.11	2.97 ± 0.44

Kehon painopisteen vertikaalinopeus vaparin irrotessa alustasta oli korkeushyppääjillä (0.28 ± 0.10 m/s) selvästi ottelijoiden vastaavaa (0.06 ± 0.10 m/s) suurempi. Ero oli tilastollisesti merkitsevä ($p < .01$). Ponnistuskontaktin lopussa korkeushyppääjillä oli keskimäärin 0.4 m/s suurempi vertikaali lähtönopeus (4.12 ± 0.39 m/s) kuin ottelijoilla (3.72 ± 0.18 m/s). Ero ei ollut kuitenkaan tilastollisesti merkitsevä. (taulukko 7)

TAULUKKO 7. Painopisteen vertikaalit nopeudet 10-ottelijoilla ja korkeushyppääjillä kahden viimeisen askelkontaktin aikana.

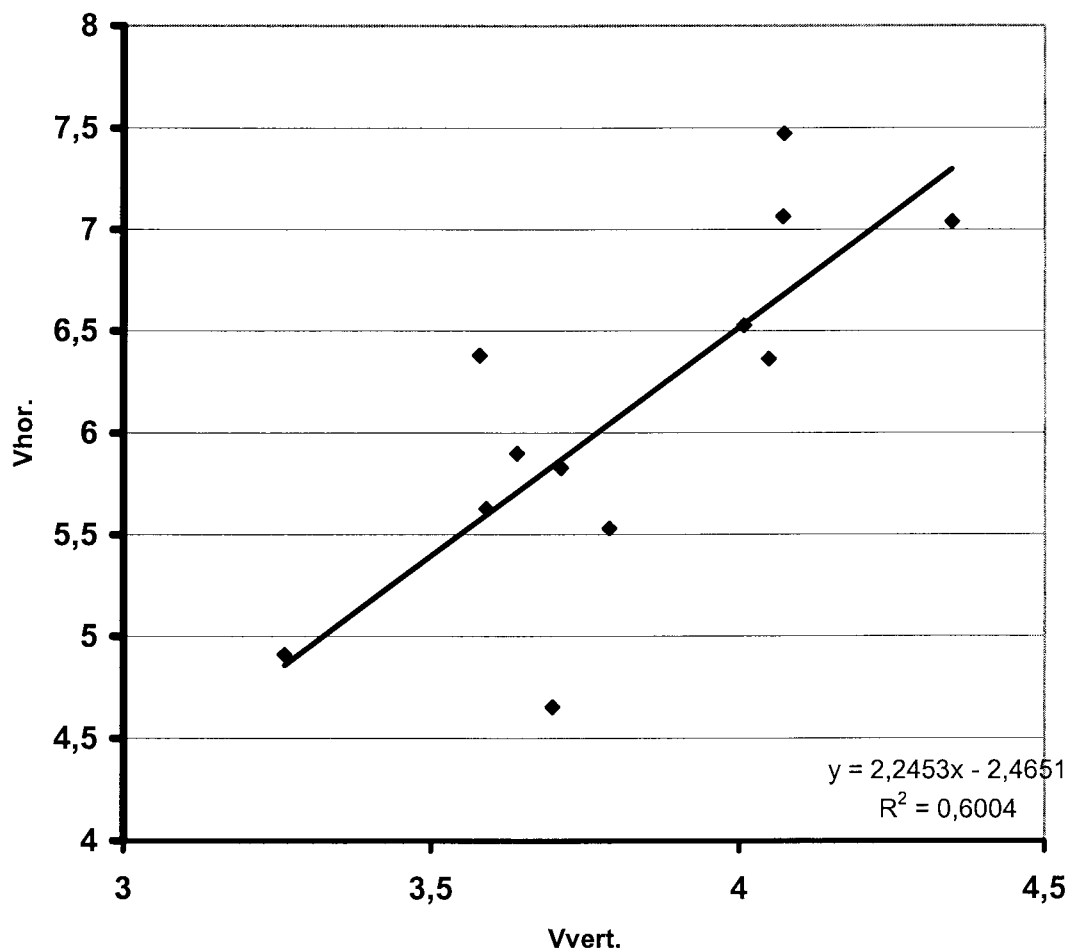
PAINOPISTEEN VERTIKAALI NOPEUS (m/s)	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
Vaparin alussa	0.219	-0.77 ± 0.18	-0.67 ± 0.07
Vaparin irrotessa	0.005 **	0.06 ± 0.10	0.28 ± 0.10
Ponnarin alussa	0.978	-0.16 ± 0.32	-0.16 ± 0.28
Ponnarin irrotessa	0.066	3.72 ± 0.18	4.12 ± 0.39



KUVA 25. Kehon painopisteen horisontaali- ja vertikaalinopeus kahden viimeisen askelkontaktin aikana (kh K7).

Ponnarin irrotessa alustasta kummankin lajiryhmän painopisteen suunta (vertikaalin ja horisontaalin nopeuden avulla laskettu kulma) oli hyvin samanlainen, sillä korkeushyppäjillä kulma oli 52.8 ± 2.8 astetta ja ottelijoilla 52.4 ± 11.6 astetta. Ei tilastollisia eroja.

Huomioitavaa on myös vaparin ja ponnarin kontaktin aikaisten horisontaalinopeuksien ja painopisteen vertikaalin lähtönopeuden (ponnarin irrotessa alustasta) välinen korrelaatio ($r = .820$) (kuva 26). Tulos on tilastollisesti merkitsevä ($p < .01$).



KUVA 26. Kehon painopisteen horisontaalin nopeuden (ponnarin alussa) ja vertikaalin lähtönopeuden (ponnarin irrotessa alustasta) välinen korrelaatiokuvaaja korkeushyppäjillä ja 10-ottelijoilla ($n=12$).

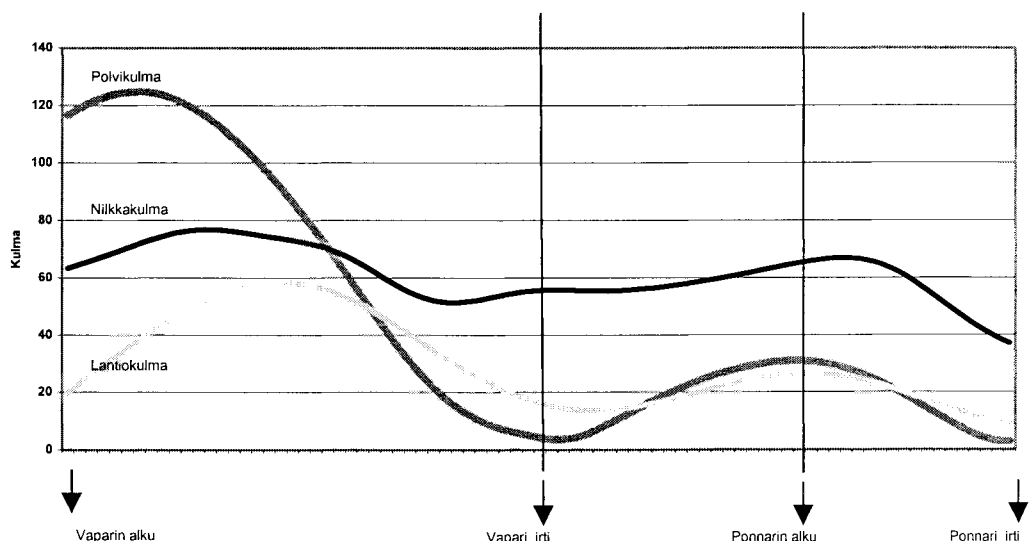
8.2.2 Nivelkulmien muutokset

Ponnistuskontaktin aikaisten nivelkulmien suuruudet ja muutokset olivat lajiryhmien välillä hyvin samansuuntaiset. Ainoa tilastollinen ero ($p < .05$) saatiin ponnistuskontaktin alhaisimman polvikulman suhteen: korkeushyppääjät $31.0 \pm 5.9^\circ$, ottelijat $38.6 \pm 4.0^\circ$.

Eri nivelkulmien minimi- ja maksimiarvot vaihtelivat melkoisesti, sillä törmäysvaiheessa yksilöiden välillä polvikulma vaihteli välillä $2.45^\circ - 36.0^\circ$. Ponnistuksen irrotessa arvot vaihtelivat välillä $2.2^\circ - 18.8^\circ$.

TAULUKKO 8. Nilkka-, polvi- ja lantiikulman ($^\circ$) muutokset 10-ottelijoilla ja korkeushyppääjillä ponnistuskontaktin aikana.

MUUTTUJAT	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
*Ponnarin alku			
Nilkkakulma	0.558	65.4 ± 12.6	69.4 ± 10.3
Polvikulma	0.716	13.0 ± 7.1	10.7 ± 12.4
Lantiikulma	0.957	28.0 ± 4.3	27.7 ± 11.5
*Ponnari irti			
Nilkkakulma	0.776	49.0 ± 10.4	51.3 ± 15.2
Polvikulma	0.986	7.3 ± 6.9	7.3 ± 2.7
Lantiikulma	0.591	15.9 ± 8.0	13.9 ± 4.5



KUVA 27. Korkeushyppääjän (kh K6) ponnistavan jalan (ponnari) nilkka-, polvi ja lantiikulman muutokset kahden viimeisen askelkontaktin aikana.

Vaparin lantiokulman suuruus ponnistuskontaktin aikana kuvaa mm. vaparin aktiivisuutta painopisteen nousun ja vartalon rimalle kääntämisen tehostajana. Suurista yksilöiden välisistä eroista johtuen ei lajiryhmien välillä ole tilastollisia eroja. (taulukko 9)

TAULUKKO 9. Vaparin lantiokulman (°) muutokset 10-ottelijoilla ja korkeushyppäjillä ponnistuskontaktin aikana.

VAPARIN LANTIOKULMA	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
Ponnarin alussa	0.732	44.8 ± 26.6	38.8 ± 30.5
Ponnarin irrotessa	0.453	38.6 ± 25.1	51.4 ± 29.7

Myös vaparin nivelkulmien osalta lajiryhmät ovat hyvin samankaltaisia (taulukko 10). Suurimmat erot havaitaan nilkkakulman osalta, joka on kontaktin alussa korkeushyppäjillä (70.2 ± 13.8 °) ottelijoita (56.9 ± 12.2 °) suurempi. Vaparin kontaktin lopussa korkeushyppäjät ovat kuitenkin ojentaneet nilkkaniveltään ottelijoita enemmän (HJ: 47.4 ± 14.3 ° – DC: 51.4 ± 11.6 °). Ei tilastollisia eroja.

TAULUKKO 10. Nilkka-, polvi- ja lantiokulman muutokset (°) 10-ottelijoilla ja korkeushyppäjillä vaparin kontaktin aikana.

MUUTTUJAT	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
*Vaparin alku			
Nilkkakulma	0.116	56.9 ± 12.2	70.2 ± 13.8
Polvikulma	0.556	36.6 ± 8.0	32.1 ± 15.0
Lantiokulma	0.855	24.0 ± 10.6	25.3 ± 13.6
*Vapari irti			
Nilkkakulma	0.611	51.4 ± 11.6	47.4 ± 14.3
Polvikulma	0.867	50.0 ± 21.6	48.1 ± 15.5
Lantiokulma	0.400	17.7 ± 3.3	20.1 ± 5.4

8.2.3 Vartalon kallistukset

Vartalon takakallistusten osalta huomataan, että korkeushyppääjien kulma muuttuu hypyn kahden viimeisen askelkontaktin aikana ottelijoita enemmän, ollen suurimmillaan vaparin kontaktin alussa (taulukko 11). Ei tilastollisia merkitsevyyksiä.

TAULOKKO 11. Vartalon takakallistus (°) 10-ottelijoilla ja korkeushyppääjillä kahden viimeisen askelkontaktin aikana.

VARTALON TAKAKALLISTUS	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
Vaparin alussa	0.165	8.5 ± 5.2	13.6 ± 6.0
Vaparin irrotessa	0.355	4.4 ± 3.7	6.3 ± 3.1
Ponnarin alussa	0.112	7.8 ± 4.1	4.4 ± 2.8
Ponnarin irrotessa	0.584	6.7 ± 4.6	9.0 ± 7.8

Sivuttaiskallistuksen trendi, kuten myös absoluuttiset arvot ovat kahden viimeisen kontaktin aikana lajiryhmillä hyvin samankaltaiset. Suurimmillaan sivuttaiskallistus on ponnistuskontaktin alussa; ponnistuskontaktin aikana vartalo ojentuu noin 10 astetta. (taulukko 12)

TAULOKKO 12. Vartalon sivukallistus (°) 10-ottelijoilla ja korkeushyppääjillä kahden viimeisen askelkontaktin aikana.

VARTALON SIVUTTAISKALLISTUS	RYHMÄEROJEN MERKITSEVYYS	10-OTTELU	KORKEUS
Vaparin alussa	0.174	13.5 ± 7.0	10.4 ± 5.7
Vaparin irrotessa	0.209	14.2 ± 3.4	13.4 ± 2.2
Ponnarin alussa	0.361	15.0 ± 0.7	17.6 ± 3.6
Ponnarin irrotessa	0.232	6.6 ± 1.4	5.0 ± 4.8

8.3 Reaktivoimat

8.3.1 Lajiryhmien väliset erot

a) Ponnarin kontakti

Ponnistuskontaktin kokonaiskestolla (t_{kont}) ei korkeushyppääjien (0.187 ± 0.02 s) ja 10-ottelijoiden (0.189 ± 0.02 s) välillä ollut tilastollista eroa, mutta ponnistuksen tehokkuuden kannalta merkittävää oli se, että korkeushyppääjien ponnistuskontaktin aikainen jarrutusvaihe ($t_{\text{jarr.}}$) kesti vähemmän aikaa (0.064 ± 0.01 s) kuin 10-ottelijoilla (0.078 ± 0.01 s). Tulos oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($p < .001$). Työntövaihe ($t_{\text{työntö}}$) sitä vastoin oli korkeushyppääjillä (0.123 ± 0.01 s) 10-ottelijoita (0.111 ± 0.02 s) pidempi ($p < .01$). (taulukko 13)

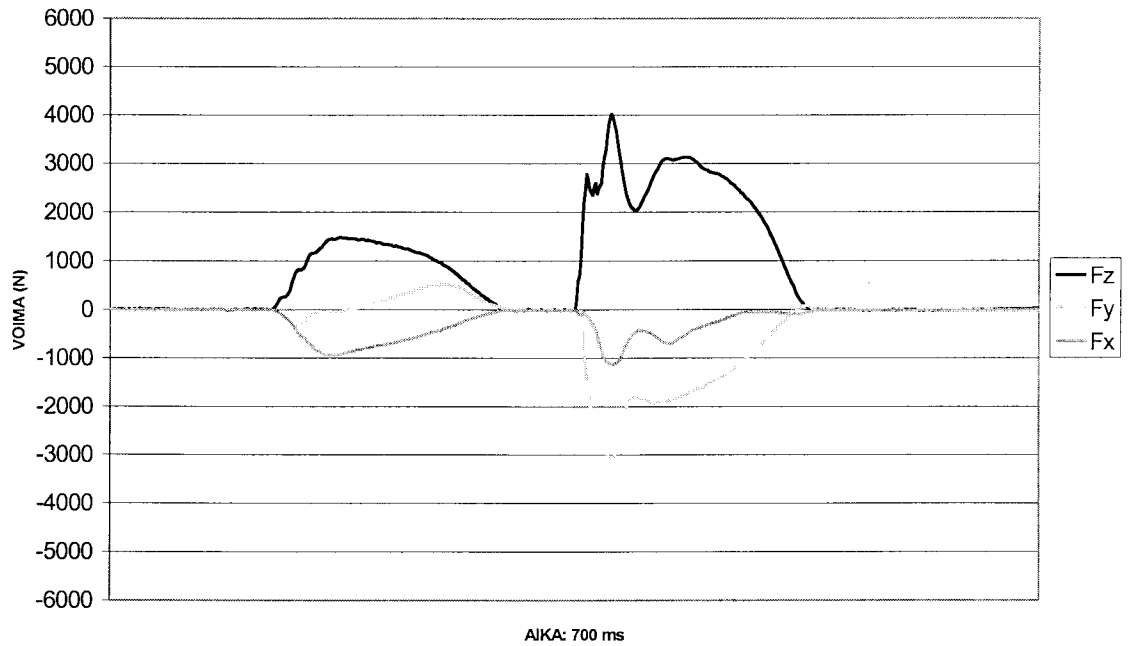
Korkeushyppääjien suurempaa työntövaiheen tehokkuutta kuvastaa myös se, että työntövaiheen keskimääräinen vertikaali työntövoima [F_z työntö (ka)] oli tilastollisesti erittäin merkitsevästi ($p < .001$) suurempi kuin 10-ottelijoilla: 2257 ± 303 N vs. 1981 ± 210 N. (taulukko 13)

Myös horisontaalisuunnassa korkeushyppääjien kyky vastustaa törmäystä tuli selkeästi ilmi, sillä horisontaalisuunnassa sekä jarrutus-, että työntövaiheen komponenteissa oli tilastollisesti erittäin merkitseviä eroja ($p < .001$); Keskimääräinen vaakasuuntainen jarrutusvoima [F_x jarr. (ka)] oli korkeushyppääjillä 1996 ± 179 N, ja ottelijoilla 1798 ± 215 N. Myös jarruttava maksimivoima [F_x jarr. (max)] oli korkeushyppääjillä (3640 ± 520 N) selkeästi ottelijoita (2902 ± 390 N) suurempi. Keskimääräinen horisontaali työntövoimakin [F_x työntö (ka)] oli korkeushyppääjillä noin 300 N 10-ottelijoiden vastaavaa suurempi, 1024 ± 190 N vs. 707 ± 179 N. (taulukko 13)

TAULUKKO 13. Voimamuuttujien ryhmäkeskiarvot, keskihajonnat ja ryhmäerojen tilastolliset merkitsevyydet ponnarin osalta.

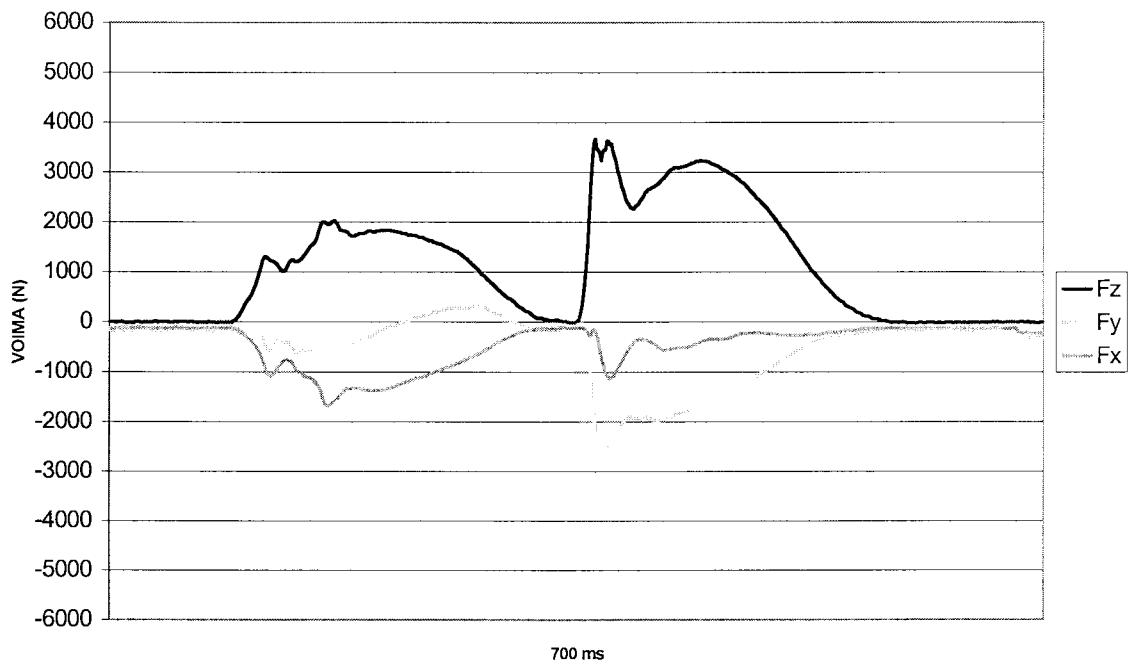
MUUTTUJA	RYHMÄEROT MERKITSEV.	10-OTTELU n=33	sd	KORKEUS n=44	sd
t kont (s)	0.722	0.189	0.02	0.187	0.02
t jarr. (s)	0.000 ***	0.078	0.01	0.064	0.01
t työntö (s)	0.005 **	0.111	0.02	0.123	0.01
t lento/askel (s)	0.363	0.241	0.121	0.265	0.11
f askel (Hz)	0.755	1.706	0.83	1.762	0.73
F_z jarr. (ka) [N]	0.215	2966	298	2869	360
F_z työntö (ka) [N]	0.000 ***	1981	210	2257	303
F_z jarr.(max) [N]	0.002 **	4537	465	4938	591
t F_z jarr.(max) (s)	0.001 **	0.019	0.008	0.026	0.008
F_z työntö (max) [N]	0.006 **	3066	255	3288	398
t F_z työntö (max) (s)	0.229	0.087	0.01	0.084	0.01
F_x jarr. (ka) [N]	0.000 ***	-1798	215	-1996	179
F_x työntö (ka) [N]	0.000 ***	-707	179	-1024	190
F_x jarr. (max) [N]	0.000 ***	-2902	390	-3640	520
t F_x jarr. (max) (s)	0.007 **	0.026	0.005	0.028	0.004
F_x työntö (max) [N]	0.376	99.7	62.0	88.2	51.9
t F_x työntö (max) (s)	0.708	0.184	0.02	0.183	0.02
F_y jarr. (ka) [N]	0.251	-526	207	-589	141
F_y työntö (ka) [N]	0.989	-100	113	-166	96
F_y jarr. (max) [N]	0.165	-1009	198	-1205	134
t F_y jarr. (max) (s)	0.029*	0.022	0.009	0.031	0.004
F_y työntö (max) [N]	0.456	28.1	65.1	39.2	85.4
t F_y työntö (max) (s)	0.675	0.162	0.037	0.172	0.044
F jarr. (ka) [N]	0.749	3470	357	3497	386
F työntö (ka) [N]	0.000 ***	2107	252	2480	346
F jarr. (max) [N]	0.000 ***	5224	584	6065	725
t F jarr.(max) (s)	0.002	0.027	0.007	0.028	0.006
F työntö (max) [N]	0.000	3405	321	3765	427
t F työntö (max) (s)	0.065	0.082	0.012	0.078	0.009
I_{net(z)} työntö (Ns)	0.305	219.9	25.2	277.6	15.8

VOIMA (N): PITKÄVAUHTINEN SUORITUS / PARAS KORKEUSHYPPÄÄJÄ



KUVA 28. Korkeushyppäjän X-, Y- ja Z-voimakomponentit vaperin ja ponnarin kontaktin ajalta.

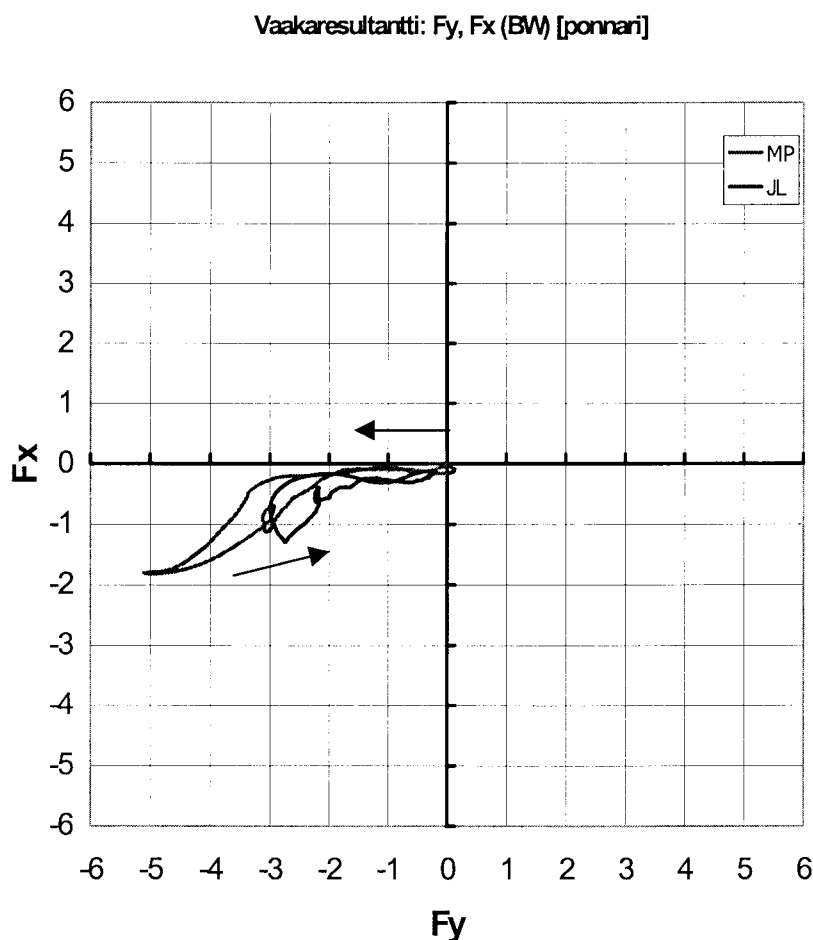
VOIMA (N): PITKÄVAUHTINEN SUORITUS / HEIKOIN 10-OTTELIJA



KUVA 29. 10-ottelijan X-, Y- ja Z-voimakomponentit vaperin ja ponnarin kontaktin ajalta.

Erittäin merkitsevä tilastollinen ero ($p < .001$) havaittiin sekä maksimaalisessa jarrutusvoimassa [F_x jarr. (max)] että maksimaalisessa [F työntö (max)] ja keskimääräisessä [F työntö (ka)] työntövoimassa. Korkeushyppääjillä maksimaalinen jarrutusvoima oli 6065 ± 725 N, 10-ottelijoilla 5224 ± 584 N. Maksimaalinen työntövoima oli korkeushyppääjillä 3765 ± 427 N, kun taas ottelijoiden vastaavat arvot olivat 3405 ± 321 N. Keskimääräiset työntövoimat olivat vastaavasti 2480 ± 346 vs. 2107 ± 252 N. (taulukko 13)

Korkeushyppääjien ja ottelijoiden ponnistuskontaktissa tuottamien horisontaalien voimavektorien suuruudessa (taulukko 13) oli tilastollisesti erittäin merkitseviä ($p < .001$) eroja. Voimakomponenttien määrällisten arvojen lisäksi voimantuoton profiili vaihteli eri koehenkilöiden välillä suurestikin (Kuva 30).



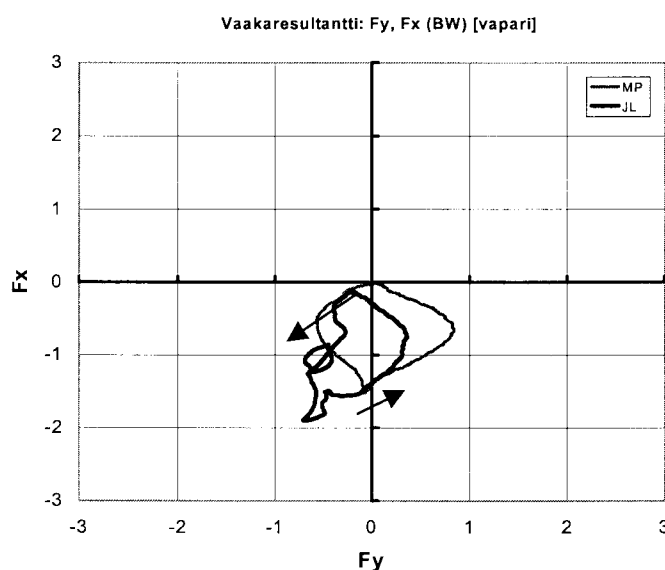
KUVA 30. Korkeushyppäjän ja 10-ottelijan horisontaalien voimakomponenttien (F_x ja F_y) suunta ja suuruus ponnarin kontaktin aikana (suhteutettu kehon painoon).

b) Vaparin kontakti

Toiseksi viimeisen askelkontaktin, ns. vapaan jalan ("vapari"), kesto oli korkeushyppääjillä (0.178 ± 0.02 s) tilastollisesti merkitsevästi ($p < .01$) pidempi kuin 10-ottelijoilla (0.165 ± 0.02 s). Jarrutusvaihe oli kummallakin lajiryhmällä saman kestoisen (0.064 ± 0.01 s), mutta työntövaihe oli korkeushyppääjillä ottelijoita pidempi ($p < .01$): 0.114 ± 0.01 s vs. 0.100 ± 0.01 s. (taulukko 14)

Viimeisen askeleen frekvensseissä (vapari → ponnari) ei ollut lajiryhmien välillä tilastollisia eroja, mutta toiseksi viimeisellä askeleella (ponnari → vapari) 10-ottelijoiden askelfrekvenssi (4.95 ± 0.36 Hz) oli tilastollisesti erittäin merkitsevästi ($p < .001$) suurempi kuin korkeushyppääjillä (4.34 ± 0.26 Hz). (taulukko 14)

Suoranaisten voimamuuttujien suhteen vapaan jalan kontaktin osalta ei lajiryhmien välillä ollut havaittavissa tilastollisesti merkitseviä eroja läheskään yhtä paljon kuin ponnistusjalan kontaktin osalta. Ainoat tilastollisesti merkitsevät ($p < .01$) erot lajiryhmien osalta saatiin vertikaalin jarruttavan maksimivoiman [F_z jarr. (max)] ja jarruttavan maksimivoimaresultantin kohdalla [F jarr. (max)], joissa korkeushyppääjien tuottamat maksimivoimat olivat ottelijoiden vastaavia suuremmat (taulukko 14). Yksilöiden välillä oli kuitenkin selkeitä eroja mm. horisontaalien voimakomponenttien suhteen (kuva 31).

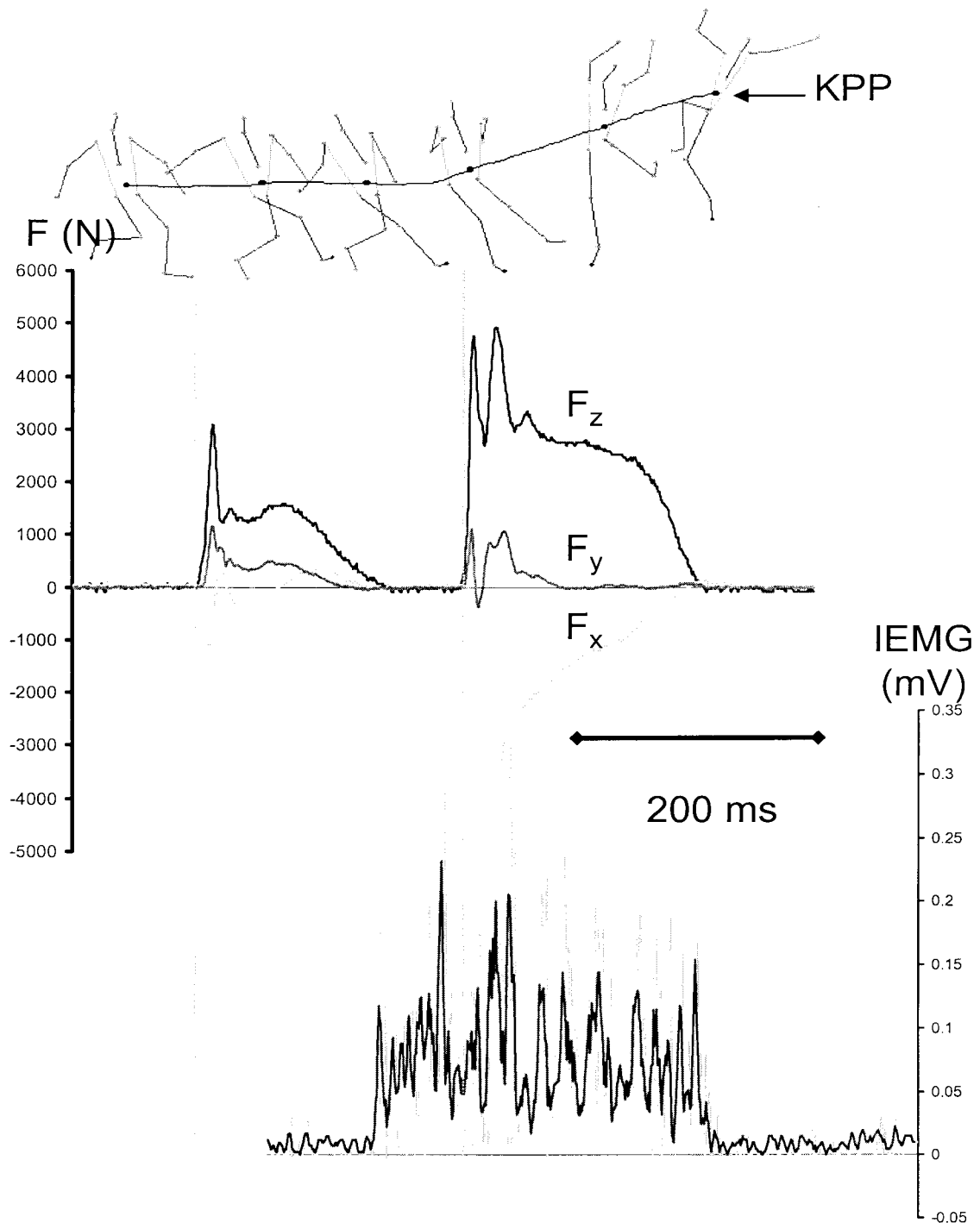


KUVA 31. Korkeushyppääjän ja 10-ottelijan horisontaalien voimakomponenttien (F_x ja F_y) suunta ja suuruus vaparin kontaktin aikana (suhteutettu kehon painoon).

TAULUKKO 14. Voimamuuttujien ryhmäkeskiarvot ja ryhmäerojen tilastolliset merkitsevyydet vaparin osalta.

MUUTTUJA	RYHMÄERT MERKITSEV.	10-OTTELU n=33	sd	KORKEUS n=44	sd
t kont (s)	0.003 **	0.165	0.02	0.178	0.02
t jarr. (s)	0.135	0.064	0.01	0.064	0.01
t työntö (s)	0.029 *	0.1	0.02	0.107	0.01
t lento/askel (s)	0.00 ***	0.038	0.01	0.053	0.01
f askel (Hz)	0.000 ***	4.946	0.36	4.343	0.26
F _z jarr. (ka) [N]	0.424	1376	255	1424	270
F _z työntö (ka) [N]	0.660	1119	245	1098	187
F _z jarr.(max) [N]	0.008 **	2196	375	2750	1114
t F _z jarr.(max) (s)	0.325	0.023	0.01	0.027	0.02
F _z työntö (max) [N]	0.048 *	1927	507	1757	213
t F _z työntö (max) (s)	0.086	0.074	0.02	0.082	0.02
F _x jarr. (ka) [N]	0.791	-204	131	-210	93
F _x työntö (ka) [N]	0.107	286	66	319	103
F _x jarr. (max) [N]	0.728	-627	237	-647	257
t F _x jarr. (max) (s)	0.227	0.021	0.01	0.026	0.01
F _x työntö (max) [N]	0.321	504	129	533	128
t F _x työntö (max) (s)	0.02 *	0.119	0.02	0.132	0.03
F _y jarr. (ka) [N]	0.341	-760	119	-914	214
F _y työntö (ka) [N]	0.178	-503	220	-528	88
F _y jarr. (max) [N]	0.054	-1256	183	-1652	387
t F _y jarr. (max) (s)	0.167	0.026	0.005	0.025	0.009
F _y työntö (max) [N]	0.002	4.95	19.1	44.9	53.1
t F _y työntö (max) (s)	0.989	0.169	0.02	0.174	0.02
F jarr. (ka) [N]	0.463	1400	240	1444	269
F työntö (ka) [N]	0.829	1156	251	1145	205
F jarr. (max) [N]	0.008 **	2223	382	2788	1137
t F jarr.(max) (s)	0.338	0.023	0.01	0.026	0.02
F työntö (max) [N]	0.053	1941	519	1770	220
t F työntö (max) (s)	0.091	0.075	0.02	0.084	0.02
I _{net(z)} työntö (Ns)	0.642	111.9	17.4	117.5	13.2

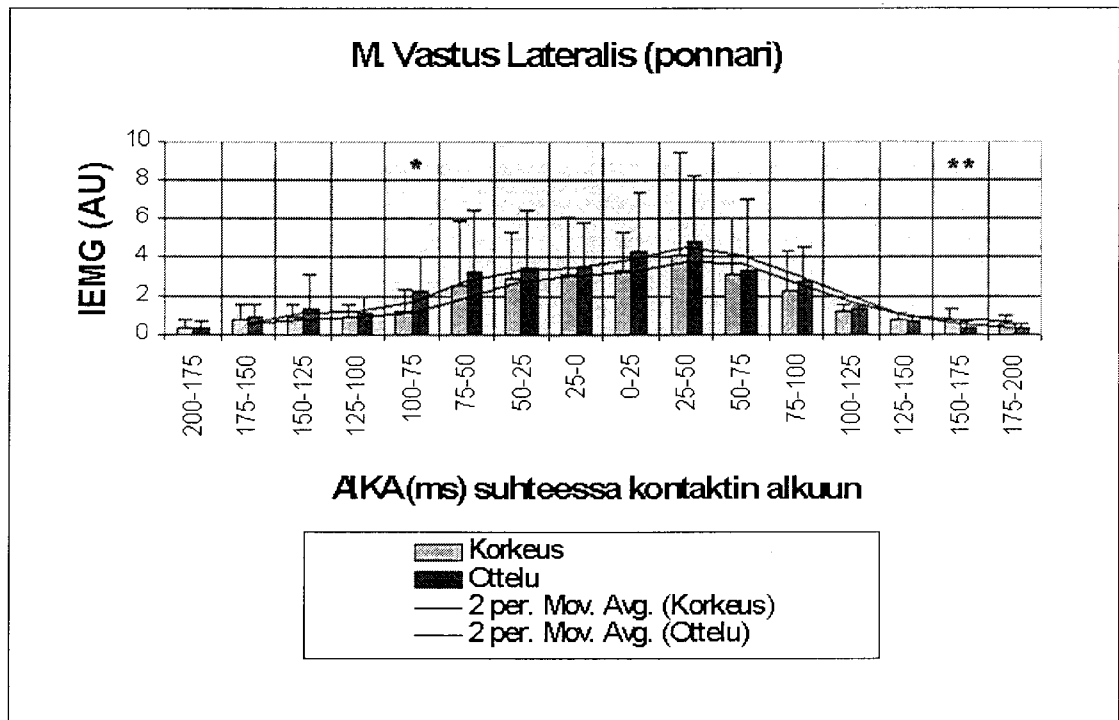
8.4 Lihasaktiivisuudet



KUVA 39. Korkeushyppäjän yhden korkeushyppysuorituksen m. gastrocnemiuksen (ponnari) tasasuunnattu EMG-aktiivisuus yhdistettynä samaan kuvaan voimakomponenttien ja liikeanalyysin kanssa.

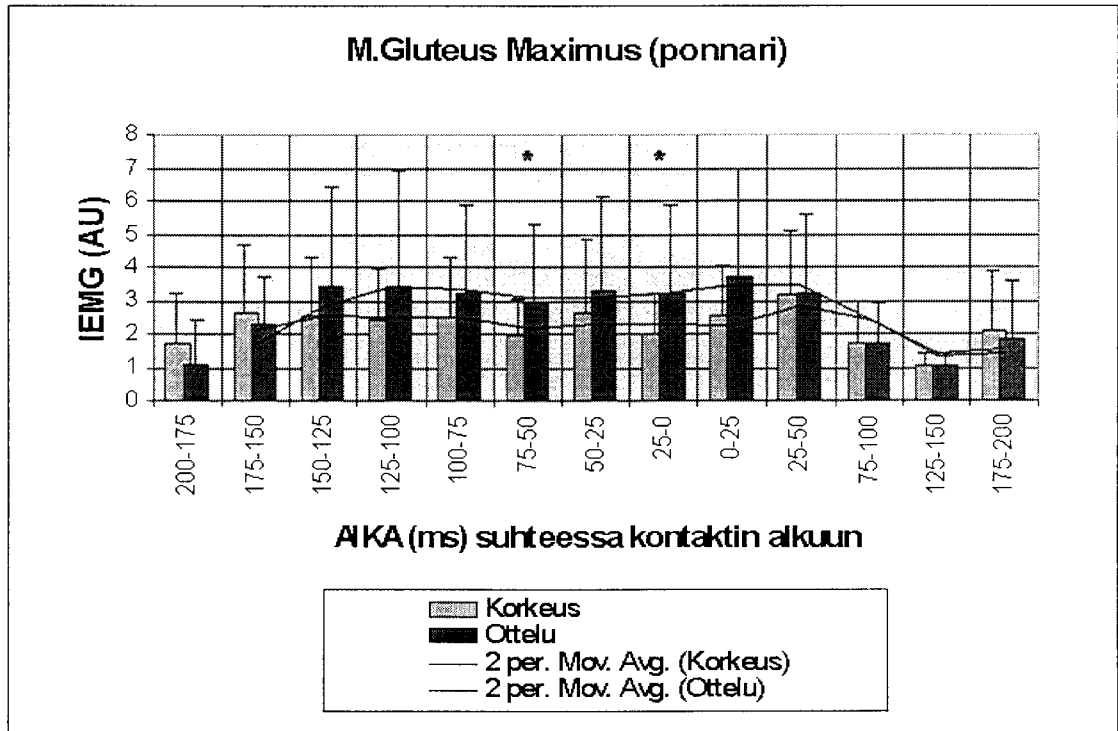
a) Ponnarin kontakti

Ponnistavan jalan suhteellisista lihasaktiivisuuseroista ponnistuskontaktin aikana suurin oli vastus lateralixen toiminta juuri ponnistuksen loppuvaiheessa (aikavälillä 150-175 ms); korkeushyppäjät aktivoivat ko. lihasta ottelijoita suhteellisesti tehokkaammin ($p < .01$). (kuva 40)

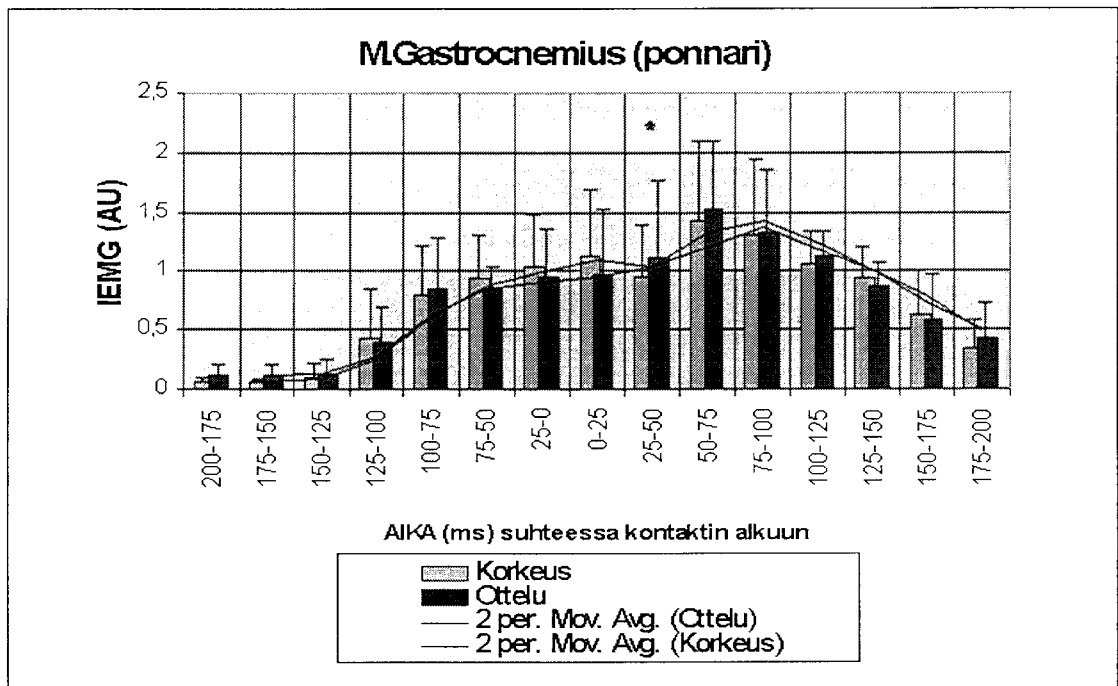


KUVA 40. Ponnistavan jalan m. vastus lateralixen toiminta aikavälillä 200 ms ennen ja 200 ms jälkeen ponnistuskontaktin. Aktivaatiomallin vertailu: korkeushyppäjät vs. 10-ottelijat. (n=43) (* = $p < .05$; ** = $p < .01$)

Tilastollisesti pieniä eroja ($p < .05$) lihasten aktivoinnissa oli lajiryhmien kesken muissakin lihaksissa havaittavissa. Yhdistävä tekijänä em. tapauksissa oli se, että 10-ottelijat aktivoivat lihaksiaan korkeushyppäjiä suhteellisesti voimakkaammin, esimerkkinä mainittakoon ponnarin vastus lateralixen toiminta (aikavälillä 100-75 ms) (kuva 40), ennen ponnistuskontaktia ponnarin gluteuksen toiminta (aikavälillä 75 –50 ms ja 25-0 ms) (kuva 41) ja gastrocnemiuksen toiminta aikavälillä 25-50 ms (kuva 42).

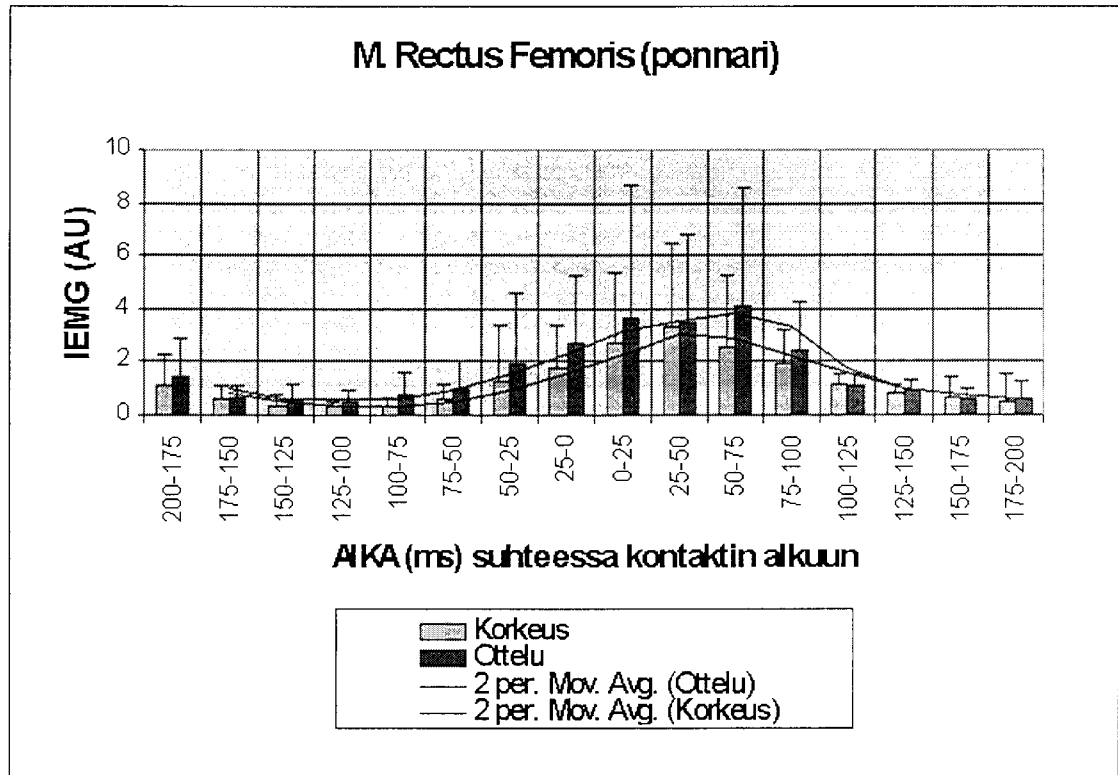


KUVA 41. Ponnistavan jalan m. gluteus maximuksen toiminta aikavälillä 200 ms ennen ja 200 ms jälkeen ponnistuskontaktin. Aktivaatiomallin vertailu: korkeushyppääjät vs. 10-ottelijat. (n=43) (* = $p < .05$)



KUVA 42. Ponnistavan jalan m. gastrocnemiuksen toiminta aikavälillä 200 ms ennen ja 200 ms jälkeen ponnistuskontaktin. Aktivaatiomallin vertailu: korkeushyppääjät vs. 10-ottelijat. (n=43) (* = $p < .05$)

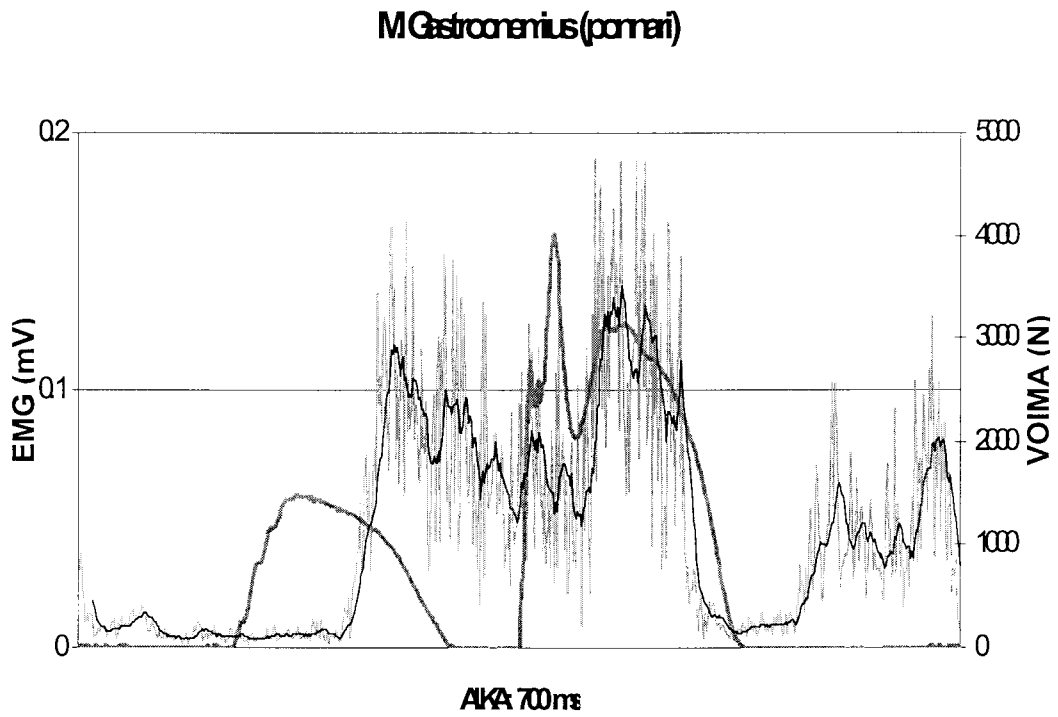
Ponnistavan jalan rectus femoris oli ainoa lihas, jonka kohdalla ei missään vaiheessa suoritusta havaittu minkäänlaisia tilastollisia eroja lajiryhmien välillä (kuva 43).



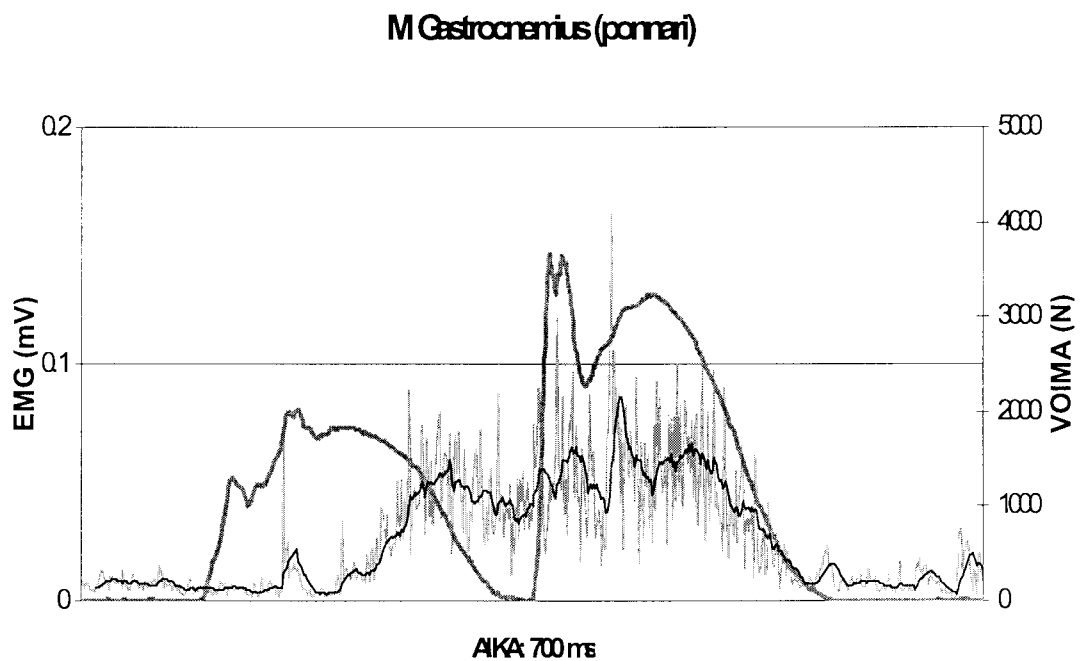
KUVA 43. Ponnistavan jalan m. rectus femoriksen toiminta aikavälillä 200 ms ennen ja 200 ms jälkeen ponnistuskontaktin. Aktivaatiomallin vertailu: korkeushyppääjät vs. 10-ottelijat. (n=43)

Ryhmäkohtaisten lihasaktiivisuusmallien perusteella haettiin myös hermostollisen säätelyn osuutta lihasjäykkyyden säätelyssä ponnistuskontaktin aikana. Ryhmäkohtainen analyysi tämän tutkimuksen menetelmillä ei kuitenkaan antanut viitteitä reflektorisen potentioitumisen osuudesta ponnistuskontaktin törmäysvaiheen jälkeisinä millisekunteinä. Näin ollen myöskään ryhmien välillä ei havaittu trendieroja ko. ilmiön suhteen.

Ainoa lihas, jossa kuitenkin oli yksilökohtaisesti havaittavissa viitteitä reflektorisesta potentioitumisesta, oli ponnistavan jalan gastrocnemius-lihas. Havainto oli vahvempi korkeushyppääjillä kuin 10-ottelijoilla (kuvat 44 & 45).



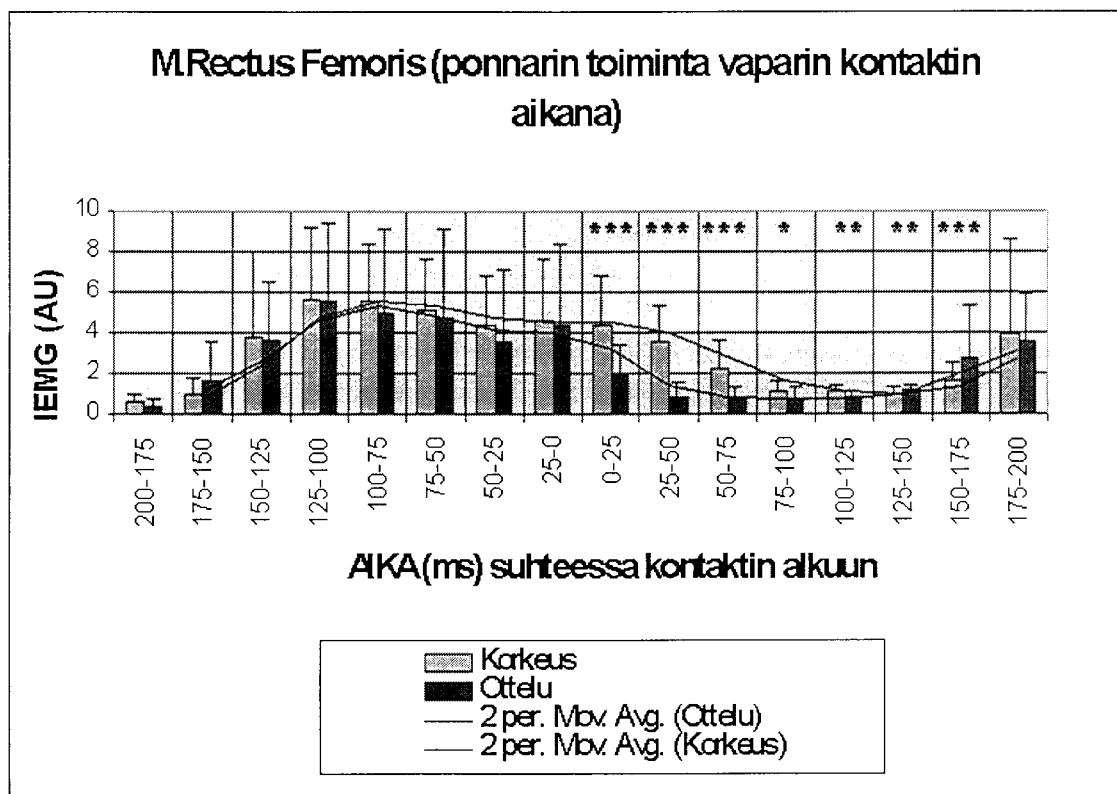
KUVA 44. Korkeushyppäjän (Kh K6) raaka EMG ja voima-aika –käyrä (F_z) vaperin ja ponnarin viimeisen kontaktin ajalta.



KUVA 45. 10-ottelijan (Kh O5) raaka EMG ja voima-aika –käyrä (F_z) vaperin ja ponnarin viimeisen kontaktin ajalta.

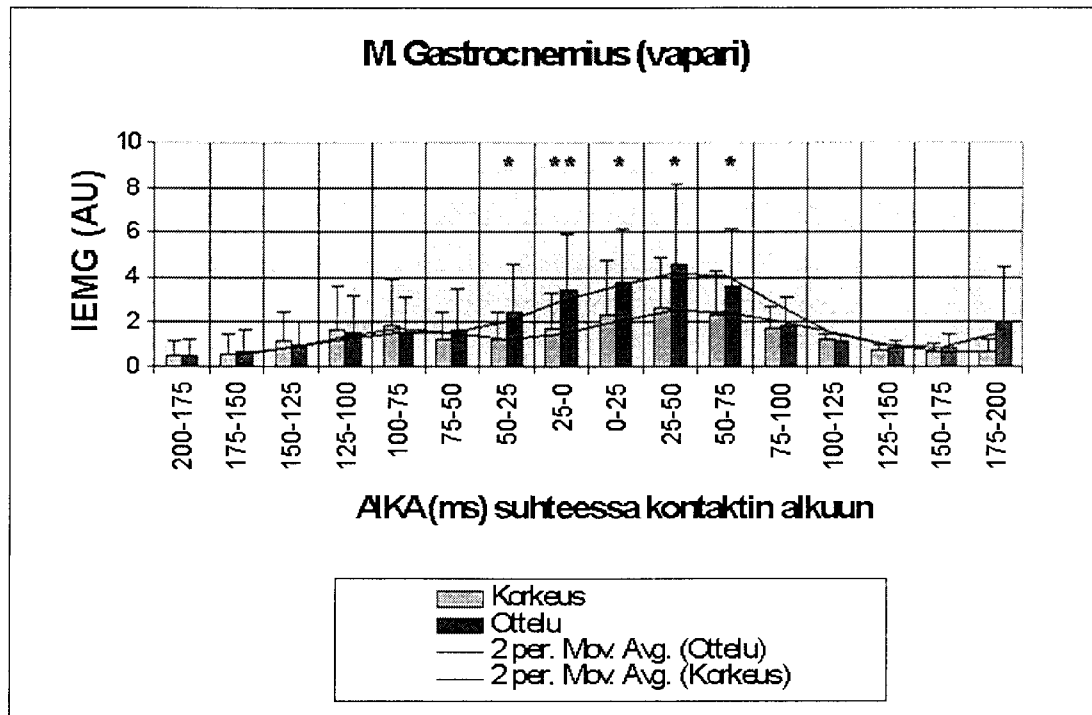
b) Vaparin kontakti

Kahden lajiryhmän välillä lihasaktiivisuuksissa suurimmat erot löydettiin vapaan jalan kontaktin aikana ponnarin rectus femoriksesta, jonka toiminta heti toiseksi viimeisen kontaktin (= vaparin viim. kontakti) alussa (aikavälillä 0 –75 ms) oli tilastollisesti erittäin merkitsevästi ($p < .001$) aktiivisempi kuin 10-ottelijoilla. Tilastollinen ero jatkui 75 ms:n jälkeenkin, mutta ei enää niin suurena (kuva 46).

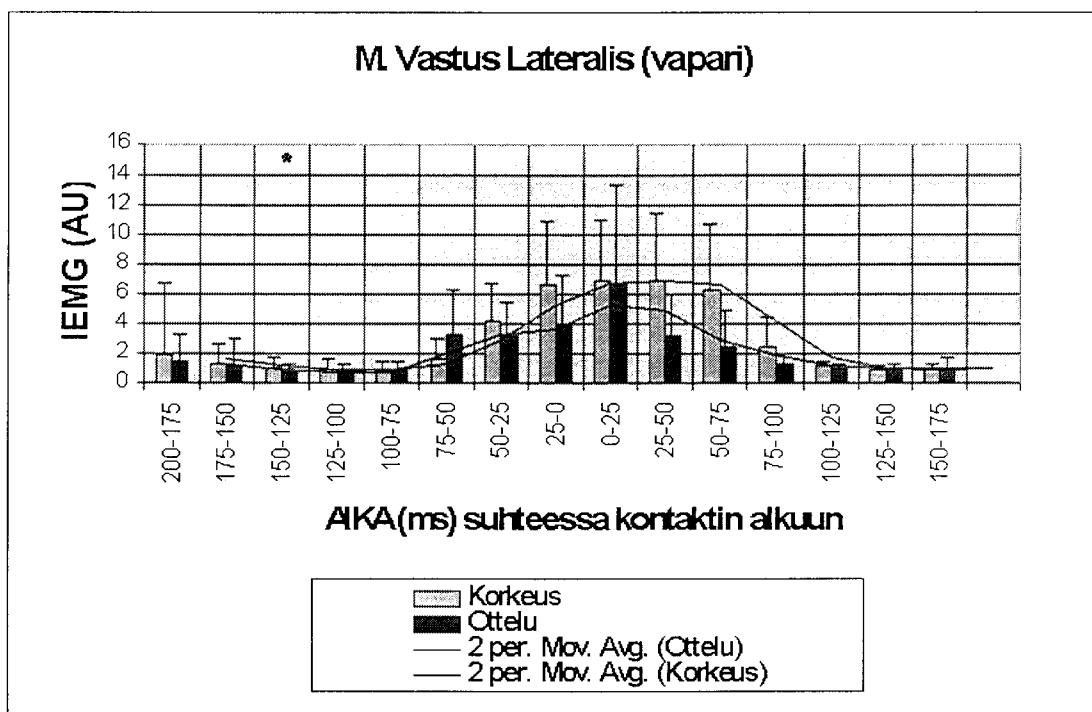


KUVA 46. Ponnarin m. rectus femoriksen aktivaatio vaparin kontaktin aikana aikavälillä 200 ms ennen ja 200 ms jälkeen vaparin kontaktin. Aktivaatiomallin vertailu: korkeushyppääjät vs. 10-ottelijat. (n=43) (* = $p < .05$; ** = $p < .01$; *** = $p < .001$)

Vaparin gastrocnemius-lihaksen kohdalla merkitsevät tilastolliset erot havaittiin –kuten edelläkin – vaparin viimeisellä kontaktilla, kun aikavälillä 25–0 ms ennen kontaktin alkua 10-ottelijat aktivoivat suhteellisesti tehokkaammin ($p < 0.01$) ko. lihasta. Saman suuntainen ilmiö oli havaittavissa myös aikavälillä 50–25 ms ennen kontaktia sekä aikavälillä 0–75 ms kontaktin alusta, tosin ero ei ollut tilastollisesti ($p < .01$) yhtä vahva kuin edellä. (kuva 47)



KUVA 47. Vaparin m. gastrocnemiuksen toiminta aikavälillä 200 ms ennen ja 200 ms jälkeen kontaktin. Aktivaatiomallin vertailu: korkeushyppääjät vs. 10-ottelijat. (n=43) (* = $p < .05$; ** = $p < .01$)



KUVA 48. Vaparin m. vastus lateraliuksen toiminta aikavälillä 200 ms ennen ja 200 ms jälkeen kontaktin. Aktivaatiomallin vertailu: korkeushyppääjät vs. 10-ottelijat. (n=43) (* = $p < .05$)

9 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää korkeushyppäsuorituksen tehokkuuteen vaikuttavia tekijöitä kahden viimeisen askelkontaktin aikaisten liikeanalyysimuuttujien, reaktiovoimien sekä hermolihasjärjestelmän sähköisen aktivaation (EMG) avulla.

Voima-analyysi osoitti korkeushyppääjien kykenevän tuottamaan voimaa niin vaparin kuin ponnistavan jalan kontaktienkin aikana huomattavasti enemmän ja nopeammin (→ tehokkaammin). Liikeanalyysi vahvisti voimantuoton suuntautuvan tarkoituksenmukaisempaan suuntaan, sillä vertikaalinen lähtönopeus oli korkeushyppääjillä ottelijoita suurempaa. EMG-analyysillä haettiin perusteluja hermolihasjärjestelmän toiminnan kannalta voimantuottoon ja lihasjäykkyyden säätelyyn, mutta tämän tutkimuksen asetelmilla ei tavoiteltuja perusteluja löydetty/ saatu havainnoitua.

Korkeushyppääjien suuremman vertikaalin lähtönopeuden (HJ: 4.12 ± 0.39 m/s - DC: 3.72 ± 0.18 m/s) mahdollisti suuremman (vertikaalin) keskimääräisen työntövoiman ja pidemmän työntöajan lisäksi hyvin pitkälti suurempi horisontaali ponnistukseen tulonopeus (HJ: 6.18 ± 1.10 m/s - DC: 5.99 ± 0.45 m/s), jonka korkeushyppääjät saivat hyödynnettyä jo vaparin viimeiseltä kontaktilta alkaneen aktiivisen työn seurauksena 10-ottelijoita tarkoituksenmukaisempaan suuntaan.

Myös ponnistavan jalan ojentajaryhmään kuuluvien lihas-jänne –kompleksien toiminnan on täytynyt on ollut tarkoituksenmukaisempaa ja/tai hyötysuhteeltaan tehokkaampaa, sillä EMG-aktiivisuusmalleissa ja/tai suhteellisissa intensiteettieroissa ei juurikaan lajiryhmien välisiä eroja ollut. Tätä teoriaa tukee myös korkeushyppääjien ponnistuskontaktin törmäys- ja työntövaiheessa tuottamat suuremmat voimat niin vertikaalin (F_z) kuin horisontaalienkin voima-

komponenttien (F_x ja F_y) suhteen (lajiryhmien urheilijoiden painoissa ei eroja). Suurimmat resultanttivoimat (F) saavutettiin kummallakin lajiryhmällä ponnistuksen jarrutusvaiheessa.

Entä miksi korkeushyppääjät juoksivat vauhtinsa kovempaa kuin 10-ottelijat? Luonnollisesti he ovat harjoitelleet ko. lajia kokonaisuudessaan ottelijoita enemmän, joten jo pelkkä tarkempi lajiin suuntaava motorinen hallinta ja psyykkinen valmius juosta kovempaa ponnistukseen on täytynyt olla olemassa. Hermo-lihasjärjestelmän kannalta tiedetään, että tasoltaan paremmat hyppääjät kykenevät hyödyntämään hermolihaskäytön toimintaa huomattavasti tehokkaammin kuin heikompi tasoiset hyppääjät (mm. Kyröläinen et al. 1989 ; Viitasalo & Lahtinen 1991). Tässä tutkimuksessa lajiryhmien välistä voimantuoton erilaisuutta eri harjoitteissa ei tutkittu, mutta korkeushyppäsuorituksen kohdalla tilanne osoittautui tässä tutkimuksessa vastaavaksi.

Fyysis-motorisen ja psyykkisen valmiuden lisäksi korkeushyppääjät ovat oletettavasti valmentajiensa kanssa myös optimoineet lajitekniiseen suoritukseen liittyvät taidollis-fyysiset muotoseikat ottelijoita tehokkaammin. Käytännössä tarkoitan askelrakennetta ja -mallia, kaarrevauhdin profiilia, vartalon kallistuksia ja vapaiden elementtien (vapaan jalan kierto ja käsitehosteet) käyttöä kahden viimeisen askeleen aikana kuin ilmalentovaiheessakin. Ja optimoinnilla tarkoitan nimenomaan em. muuttujien suhdetta kunkin urheilijan yksilölliseen kykyyn yhdistää ne vauhdinjuoksuun ja sitä seuraavaan ponnistustörmäykseen. Kyseiset erot ovat yksittäisten koehenkilöiden osalta aikaisemmissa tutkimuksissa jo todistettu (Ae et al. 1986).

9.1 Liikeanalyysi

Karrikoiden ja numeroiksi muutettuna 10-ottelijoiden ja korkeushyppääjien lajiryhmien välinen 22.1 cm:n ero tämän tutkimuksen hypyissä selittyy korkeus-

hyppääjien 3.0 cm korkeammalla painopisteen sijainnilla ponnistuskontaktin irtoamishetkellä (HJ: 126.0 ± 7 cm DC: 123 ± 4 cm) , 13.4 cm suuremmalla ponnistuksen nousukorkeudella (HJ: 84.0 cm – DC: 70.6 cm) ja näin ollen 5.7 cm tehokkaammalla rimanylitystekniikalla verrattuna 10-ottelijoihin.

Tämän korkeushyppy tutkimuksen liikeanalyysi vahvisti aikaisempien yleisurheilun hyppylajien tutkimusten tuloksia siitä, että horisontaalinopeus ponnistukseen tultaessa on yksi määräävimpiä tekijöitä hyppytuloksen kannalta (Hay 1993). Samaa tilannetta vahvistavat myös aikaisemmat ottelijoiden ja yksityislajien harrastajien välillä tehdyt tutkimukset (Kunz et Kaufman 1981 ; Smith et al. 1989).

Toinen mielenkiintoinen ja korkeushypyn lajisuoritukselle ominainen liikemallitekijä on painopisteen radan korkeus vauhdin viimeisillä askeleilla. Aikaisemmissa tutkimuksissa on osoitettu (mm. Dapena et al. 1990 ; Ae et al. 1986), että paremmat hyppääjät eroavat heikommista hyppääjistä mm. siten, että he pystyvät kaarrekallistuksen ja paremman lajikohtaisen voimatason myötä laskemaan kehon painopistettä alemmaksi (\rightarrow pienempi polvikulma + lantio "alhaalla") ennen ponnistuskontaktia; ponnistuskontaktiin tullessa painopisteen rata onkin sitten jo nouseva (tai pienemmän negatiivisen vertikaalin nopeuden omaava), ponnistuksen irrotessa ja lakikorkeudessa selkeästi heikompia hyppääjiä korkeammalla.

Tämä tutkimus vahvisti edellä mainittua ilmiötä painopisteen korkeuden suhteen nimenomaan ponnistuskontaktin aikana. Tätä ilmiötä tuki myös ponnistuskontaktin aikainen pienin polvikulma, jonka korkeushyppääjät pystyivät pitämään ottelijoita "suorempana" (ts. pienempi "vajoaminen") ($p < .05$). Tässä tutkimuksessa vapaan jalan kontaktin aikana ei lajiryhmien välillä painopisteen korkeudessa ollut eroja, mutta kontaktin lopussa korkeushyppääjien suurempi ($p < .01$) vertikaali nopeus ennakoii ja valmistaa optimaalisempaa ponnistukseen tuloasentoa. Vapaan jalan kontaktin aikaista aktiivista roolia tukee myös ottelijoiden laajempi nilkkanivelen käyttö sekä kokonaisuudessaan aktiivisempi voimantuotto (ks. voima-analyysi).

10-ottelijoiden tehottomuus vapaan jalan kontaktin aikana näkyi liikeanalyysissä myös suurempana askelfrekvenssinä ja pienempänä lentoaikana verrattuna korkeushyppääjiin ($p < .001$). Tällainen nopeasti (hätäillen) ”päältä polkaistu” vapaan jalan käyttö ei tue niitä liikemekaanisia tavoitteita, joilla ponnistuskontaktiin saataisiin mahdollisimman suuri ja tarkoituksenmukainen teho. Korkeushyppääjillä liikemekaanisena kuvailuna vapaan jalan toiminta oli ennemminkin laajan voimakas edestä haku ja ylös eteen nostava työntö (ks. myös voima-analyysi ja EMG-analyysi).

Verrattaessa liikeanalyysin numeerista antia aikaisempien korkeushyppytutkimusten (esim. Ae et al. 1986; Dapena 1980; Dapena 1988 ; Dapena 1990) tuloksiin, havaitaan, että tämän tutkimuksen tulokset ovat hyvin samansuuntaisia. Siinä missä Dapena (1988) mittasi kansainvälisen tason mieshyppääjille ponnistuskontaktin alussa $-0.3 - (-0.6)$ m/s olevia vertikaalia nopeuksia, olivat arvot korkeushyppääjillä ja ottelijoilla tässä tutkimuksessa pääosin -0.2 m/s. Ponnistuskontaktin lopussa Dapena (1988) mittasi vertikaaliksi lähtönopeudeksi $4.25 - 4.50$ m/s; tässä tutkimuksessa korkeushyppääjillä 4.1 m/s, ottelijoilla 3.7 m/s.

Horisontaalinopeuden arvot ponnarin kontaktin alussa ovat vaihdelleet Dapenan (1988) mittauksissa noin 7 m/s, tässä tutkimuksessa noin 6 m/s. Kontaktin lopussa horisontaalit nopeudet ovat noin 3 m/s sekunnissa sekä Dapenan tutkimuksissa, että tässä projektissa.

Vartalon kallistuksen osalta olisi etukäteen saattanut olettaa, että korkeushyppääjät kallistavat vartaloaan selkeästi enemmän kuin ottelijat. Näin ei kuitenkaan ollut. Oikeastaan ainoa silmiin pistävä (ei tosin tilastollisesti merkitsevä) ero on korkeushyppääjien suurempi takakallistus vaparin kontaktin alussa. Tämä saattaa osaltaan selittää ja mahdollistaa korkeushyppääjien tehokkaampaa vertikaaliin suuntaan tuottamaa voimaa ja nopeutta. Lukuarvoisessa vertailussa aikaisempiin tutkimuksiin (esim. Dapena 1980 ; Dapena 1988), tulokset ovat täysin saman suuntaisia.

9.2 Voima-analyysi

Voimantuoton kannalta kahden lajiryhmän väliset erot vahvistivat aikaisempia yleisurheilun hyppylajien tutkimuksia (mm. Aura & Viitasalo 1989; Kyröläinen et al. 1989 ; Smith et al. 1989). Oleellisin ero kahden lajiryhmän välillä ponnarin osalta oli korkeushyppääjien selkeästi ($p < .001$) lyhyempi jarrutusaika (0.064 ± 0.01 s) verrattuna ottelijoihin (0.078 ± 0.01). Samaan yhteyteen voi todeta, että trendinä jarrutusajan tilanne kahden lajiryhmän välillä oli päinvastainen; siinä missä parhaimmilla korkeushyppääjillä oli lyhyin jarrutusaika, 10-ottelijoilla jarrutusaika kasvoi tulostason noustessa. Kummatkin edellä mainitut esimerkit puoltavat sitä tosiasiaa, että korkeushyppääjät pystyvät vastustamaan törmäystä tehokkaammin optimaalisemmalla painopisteen radalla/ vartalon asennolla.

Lyhyt jarrutusaika ponnarin kontaktilla näkyi aikaisempien tutkimusten mukaisesti (Aura & Viitasalo 1989; Kyröläinen et al. 1989 ; Smith et al. 1989) myös tuotettujen jarrutusvoimien suuruuksissa, sillä korkeushyppääjillä olivat kaikkien voimakomponenttien maksimaaliset ja keskimääräiset arvot ottelijoiden vastaavia suuremmat.

Ponnarin työntövaihe sitä vastoin oli korkeushyppääjillä (0.123 ± 0.01 s) merkitsevästi ($p < .01$) ottelijoiden vastaavia arvoja (0.111 ± 0.02 s) pidempi. Kyseisen tyyppinen kontaktin keston ajallinen jakauma eri tasoisten hyppääjien välillä on todettu aikaisemmin mm. pituushypyssä (Kyröläinen et al. 1989), erilaisissa kinkka- ja loikkaharjoitteissa (Lahtinen 1995) ja pudotushypyssä (Horita et al. 1996). Myös tässä tutkimuksessa erot työntövaiheen kestossa ja työntövaiheen voimakomponenttien eroissa ($p < .001$) ovat luonnollista seurausta jarrutusvaiheen puitteista: vaiheen ajallisesta kestosta, vartalon asennosta (kallistus) ja painopisteen radasta. Kokonaisuudessaan kontaktiajat tässä tutkimuksessa olivat hyvin lähellä samoja arvoja, joita Aura & Viitasalo (1989) mittasivat (t kont: 0.177 ± 0.13 s) omassa tutkimuksessaan.

Liikeanalyysin yhteydessä mainitun kovemman horisontaalivauhdin omanneet korkeushyppääjät kykenivät siis suuntaamaan horisontaaliliikkeen tehokkaammin vertikaaliin suuntaan, joka näkyi myös kaikkien voimakomponenttien eroissa. Voimantuoton erot rajuja törmäyksiä sisältävissä harjoitteissa kontaktin jarrutusvaiheessa perustellaan aikaisempien tutkimusten mukaan suuremmalla hermostollisella esiaktiivisuudella ja siitä aiheutuvalla reflektorisella potentoitumisella ja tehokkaalla lihasjäykkyyden säätelyllä (mm. Hoffer & Andreasen 1981; Komi & Gollhofer 1997). Aikaisemmissa korkeushyppytutkimuksissa (Ae et al. 1986; Dapena 1987) perusteluna on mainittu myös kaarrekallistuksen mahdollistama suotuisa vartalon ”jarrutusasento”. Tämän tutkimuksen perusteella vapaan jalan aikaisella kallistuksella voidaan spekuloida ko. eroa, mutta lihasten sähköisellä aktiiviteetilla ei tässä tutkimuksessa perustelua voi tehdä (ks. EMG-analyysi).

Vaparin osalta merkittävimmät lajiryhmien erot liittyvät kontaktin keston ja askelmalliin; korkeushyppääjien kontaktin kesto (0.178 ± 0.02 s) oli merkitsevästi ($p < 0.01$) 10-ottelijoiden vastaavaa (0.165 ± 0.02) pidempi; suurin osa kontaktin aikaerosta aiheutui korkeushyppääjien pidemmästä (0.114 ± 0.01) työntövaiheesta verrattuna ottelijoihin (0.1 ± 0.01). Myös ottelijoiden nopeampi vapaan jalan askelfrekvenssi ja lyhyempi vapaan jalan lentoaika puoltavat nopeampaa / hätäisempää / puutteellisempää toimintamallia verrattuna korkeushyppääjiin.

Lajiryhmien välillä oli myös trendieroja voimantuoton kokonaisaikojen sekä jarrutus- ja työntöaikojen suhteellisen jakauman suhteen; korkeushyppyryhmässä vaparin kontaktin kesto kasvoi, mitä paremmasta hyppääjästä oli kyse. Otteluryhmässä tilanne oli päinvastainen.

Myös vaparin voimantuoton osalta lajiryhmien välillä oli jarrutus- ja työntövaiheen suhteen eräs selkeä trendiero. Siinä missä korkeushyppääjien voimat jarrutusvaiheessa olivat selkeästi 10-ottelijoiden arvoja suuremmat [mm.

$F_{jarr. max}$ sekä $F_{z jarr (max)}$ $p < .01$], oli työntövaiheen arvot kaikkien voimakomponenttien suhteet hyvin samankaltaiset (ts. ei tilastollisia eroja).

Tämä tukisi sitä ajatusmallia, että korkeushyppääjien kovempi horisontaali tuloisuus ja aktiivisempi vaparin käyttö kontaktiin tullessa yhdistettynä kontaktin alkuvaiheen suurempaan jarrutuksen luovat puitteet 10-ottelijoita optimaalisemmalle ponnistuksen liikeradalle.

9.3 EMG-analyysi

EMG-analyysin tavoitteena oli löytää hermo-lihasjärjestelmän toiminnan kannalta selittäviä tekijöitä ja biomekaanisia ilmiöitä kahden selkeästi eri tasolla ($p < .001$) hyppäävän urheilijajoukon välille.

Oletettuja aktiivisuuseroja esiaktiivisuuksissa ja ponnistustörmäyksessä ei kuitenkaan löydetty. Lihasaktivaation hermotusmallit ja suhteelliset intensiteetit olivat kahden lajiryhmän välillä hämmästyttävän samankaltaiset; pääsääntöisesti kaikissa mitatuissa lihaksissa EMG-aktiivisuudet nousivat lukuisten venymis-lyhenemis –sykslustyypisten tutkimusten (mm. Gollhofer et al. 1992 ; Horita et al. 1996) mukaisesti tasaisesti ponnistustörmäykseen asti, jonka jälkeen ne kasvoivat/ pysyivät huipussaan törmäysvaiheen ajan (ks. kuvat 40-45 sekä liitteet 3-9).

Suurin yksittäinen ero ($p < .001$), joka tutkimuksessa löytyi, vallitsi ponnistavan jalan m. rectus femoriksessa koko vapaan jalan viimeisen kontaktin ajan (0-175 ms). Toisin sanoen korkeushyppääjät lähtivät suuntaamaan ponnistavaa jalkaa kohti ponnistuskontaktia selkeästi aktiivisemmin kuin 10-ottelijat. Tämä saattaa antaa myös viitteitä ponnistavan jalan aktiivisemmasta loppuun asti työnnöstä edellisen kontaktin loppuvaiheessa. Ponnistuskontaktia ja ponnistusasentoa ajatellen aktiivisempi ponnistavan jalan ohjaus saattaa myös olla seurausta korkeushyppääjien suotuisammasta askelmallista/ -rytmistä verrattuna ottelijoihin.

Toinen lajiryhmien välinen EMG-aktiivisuusero havaittiin vaparin kontaktin törmäysvaihetta ennen (50- 0 ms) ja jälkeen (0 – 50 ms), kun 10-ottelijat hermottivat m. gastrocnemiustaan korkeushyppääjiä tehokkaammin ($p < .01$ / $p < .05$). Tämä saattaa vahvistaa myös liikemallia, jossa ottelijat päkiävoittoisesti polkaisevat nopeasti (/hätäillen) vapaan jalan kontaktin yli. Tällaista liikemallia tukisi myös se, että ottelijoiden vaparin työntöaika oli korkeushyppääjien vastaavaa lyhyempi ($p < .001$). Samaan ajatusketjuun voidaan myös linkittää ottelijoiden puutteellinen painopisteen rata ja vartalon asento tulevaa ponnistuskontaktia ajatellen.

Relektorista potentoitumista oli mahdollisesti havaittavissa ponnistavan jalan m. gastrocnemiuksessa, kun aikavälillä 50-75 ms ponnistuskontaktin alun jälkeen suhteellinen EMG-aktiivisuus kohosi selkeästi. Ponnistuksen kannalta tämä mahdollinen potentoituminen sijoittuisi ponnistuksen jarrutusvaiheen muuttumiseen työntövaiheeksi. Mikäli kyseessä olisi nimenomaan refleksipotentoituminen, toisi se lisätehoa ponnistuksen työntövaiheeseen. Aikaisempiin tutkimuksiin ja latenssiaikaan viitaten (mm. Lee & Tatton 1978 ; Toft et al. 1991 ; Horita et al. 1996) kyse olisi M2-aallosta eli keskipitkän latenssiajan omaavasta refleksistä.

Aikaisemmissa tutkimuksissa (mm. Gollhofer et al. 1992), joissa on käsitelty lihasjäykkyyden säätelyä kovia törmäysvoimia sisältävissä harjoitteissa jalan ojentajalihaksiston kannalta, on todettu että ensimmäisen 40 ms ponnistustörmäyksen jälkeen on kriittinen aikaperiodi tehokkaan ponnistuksen kannalta. Tällä ajanjaksolla lihaksiston ponnistuskontaktia edeltävällä esiaktiivisuudella on oleellinen rooli. Ensimmäisen 40 ms:n aikajakson jälkeen tarvittavassa neuraalisessa lisääkvaatioissa venytysrefleksin osuus tulee mukaan. Tämän pro gradu –tutkimuksen kohdalla herääkin kysymys siitä, miksi kovissa ja nopeissa venytyksissä ilmenevää lyhyen latenssin refleksiä (M1) ei kyetty havainnoimaan aikavälillä 30-50 ms? Voiko olla niin, että M1-aalto "hukkuu" keskiarvojen ja aikaintervallijaottelun väliin? Vai olisiko tilanne sellainen, että korkeushypyn ponnistustörmäyksen alkuvaiheessa m. gastrocnemius ei venykään heti, jolloin todellinen M1:n latenssiajan

määrittäminen alkaisi hieman myöhemmin? Tällöin aikavälille 50-75 ms sijoittuva refleksipotentoituminen olisikin M1-aalosta aiheutuvaa...

Reflektorisen potentoitumisen havainnoiminen onnistuu parhaiten tutkimalla yksittäisten koehenkilöiden raakoja EMG-käyriä (ks. LIITTEET 3-9). Raakat EMG-käyrät osoittavat selkeästi, että ponnistavan jalan m. gastrocnemiuksessa lihasaktiivisuuskäyrät ovat selkeimpiä ja niissä mahdolliset potentoitumispiikit on parhaiten nähtävissä. Muissa lihaksissa proprioseptisen refleksin löytäminen on tulkinnallisempaa, varsinkin vaparin kontaktissa.

EMG-analyysi herätti paljon myös muita kysymyksiä. Miksi korkeushyppääjien suhteelliset EMG-arvot eivät olleet korkeampia kuin ottelijoilla, vaikka he kovemman vauhtinsa ja suurempien reaktiivoimiensa takia ovat joutuneet sietämään kovempia törmäyksiä, aggressiivisimpia venymis-lyhenemis – sykluksia?

Edellä esitettyä kysymystä voi analysoida ainakin kolmesta eri näkökulmasta. Ensinnäkin, korkeushyppäsuorituksen liikemekanikan kannalta on mahdollista, että osa lajiryhmien vähäisistä EMG-eroista selittyy korkeushyppääjien tarkoituksenmukaisemmilla liikemalleilla ennen ponnistuskontaktia. Kuten jo voima-analyysin ja liikeanalyysin yhteydessä yhteydessä todettiin, kovempi vauhti ja tarkoituksenmukaisempi vaparin käyttö antaa puitteet tehokkaalle ponnistukselle.

Toisaalta, koska tässä tutkimuksessa lähtökohtana ja ongelmanasetteluna oli nimenomaan verrata kahden eritasoisen urheilijaryhmän suorituksia toisiinsa, edellytti käsittelytapa EMG-arvojen keskiarvoistamista. Ja keskiarvoistaminen luonnollisesti tasoittaa informaatiota, jolloin osa "todellisesta" informaatiosta on saattanut jäädä pimentoon. Saman käsittelyn yhteyteen voidaan liittää myös ponnistuskontaktin jako 25 ms:n aikaintervalleihin, jolla pyrittiin hakemaan mallia, jolla EMG-aktiivisuuden profiili voidaan järkevällä tavalla IEMG-arvona esittää.

Monissa hyppysuorituksiin kohdistuvissa tutkimuksissa (mm. Aura & Viitasalo 1989; Viitasalo & Lahtinen 1991 ; Perttunen et al. 2000) EMG-intervallit on jaettu esiaktiivisuuteen, jarrutusvaiheeseen ja työntövaiheeseen, mutta tässä tutkimuksessa haluttiin lihasten sähköisen toiminnan profiilin kannalta (mm. refleksipotentoituminen) nimenomaan tarkempaa informaatiota. Siltikin, 25 ms:n intervallikin tasoittaa ja saattaa jättää menetelmän varjoon osan mahdollisista refleksipotentoitumisista.

Kolmantena ja tässä yhteydessä viimeisenä argumenttina EMG-analyysiin liittyen otan esille EMG:n suhteellistamisen. EMG siis suhteellistettiin kunkin koehenkilön omaan referenssiarvoon, jotta ryhmäkohtaista vertailua oli mahdollista suorittaa. Tässä tutkimuksessa referenssiarvoksi otettiin ponnistuskontaktin vaihe aikavälillä 100-150 ms jälkeen ponnistustörmäyksen. Tämän liikesuorituksen ja sen ajoituksen katsottiin edustavan kunkin koehenkilön lihaskohtaista konsentrista maksimisuoritusta. Liikevaiheena aikaväli 100-150 ms merkitsee vaihetta, jossa kontaktivaiheen jarrutusvaihe on jo ohi ja painopisteellä on selkeästi nouseva rata.

Spekulaatiota voidaan tietysti aina nostaa aiheesta, että edustaako em. ajanjakso todella kunkin koehenkilön voluntaaria maksimisupistusta. Näin ei varmaan ole kaikkien koehenkilöiden kohdalla, mutta tässä tutkimuksessa sen katsottiin edustavan parhaiten haettua EMG:n suhteutuksen referenssiarvoa. Nyt referenssiarvoksi valitun liikevaiheen ohella vaihtoehtoina olisi ollut jalkalihaksille suunnatut kontrolliliikkeet, maksimaalisen pikajuoksun kontaktin esiaktiivisuusvaihe, korkeushypyn vauhdin askelkontaktien esiaktiivisuudet tai korkeushypyn kahden viimeisen askeleen esiaktiivisuudet, mutta kaikkien edellä mainittujen vaihtoehtojen tarkastelujen jälkeen päädyttiin tähän nyt valittuun ratkaisuun.

9.4 Tulevaisuuden haasteet

Korkeushyppytutkimuksen biomekaaniselle tutkimukselle on työsarkaa. Yhdistelmä kolmeen liikesuuntaan tapahtuvasta teknisestä tehosuorituksesta

yhdistettynä ilmiöön lihasjäykkyyden säätelystä, johon liittyy perifeerisen liikekontrolli- ja palaustevastetoiminnan ohella myös – tavalla tai toisella – korkeamman tason säätely, on haastava.

Tämä tutkimus on yleiskartoitus korkeushyppysuorituksen tehokkuuteen liittyvistä eroista kahden lajiryhmän välillä. Tuloksia käsitellään vertailevasti, suhteessa toisiinsa.

Jatkotutkimuksia ajatellen saattaisi olla aihepiirin monimuotoisuuden ja laajuuden vuoksi järkevää suunnata mielenkiinto selkeästi joko lajitekniisiin seikkoihin tai sitten suorituksen tehokkuuden taustalla oleviin liikuntabiologisiin ilmiöihin. Toki kumpikin edellä mainittu näkökulma on riippuvainen toisistaan, mutta aiheeseen pureutumisen ja siitä saatavan syvällisen ja todella uuden tiedon tavoittelemisessa aiheen spesifiointi saattaisi helpottaa käytännön tutkimustyötä.

Lajiteknisistä tutkimuskohteista mainitsen kaarteiden vauhdin ja profiilin merkityksen ja sen vaikutuksen tutkimisen ponnistuksen tehokkuuden edellytyksenä. Myös kehon vapaiden elementtien, kuten käsien merkitys ponnistuksen suuntaamisessa ja ponnistustehon lisääjänä on mielenkiintoinen aihealue. Samaan sarjaan voidaan lisätä myös kaarrekaareiden vaikutukset ponnistustehon lisääjänä sekä rimanylityksen tehokkuuteen vaikuttavat tekijät. Oma tarkastelunsa löytyisi varmaan myös ponnistustapahtuman vertailulle kahden käden tekniikan ja vuorokäsitekniikan erojen havainnoinnille.

Liikuntabiologisenä ilmiönä EMG-analyysi ilman suhteellistamista antaisi tarkemman kuvan lihasjäykkyyden säätelystä ja refleksien osuudesta voimantuotosta. Tällöin varmasti myös kyettäisiin lisäämään EMG-menetelmän reliabiliteettiä ja validiteettiä. EMG-analyysin ohella lihas-jänne -kompleksin pituuden muutokset täydentäisivät siitä, mitä liikuntakoneistossa korkeushyppyn ponnistuksessa todella tapahtuu. Tulevaisuudessa myös optisen kuidun tai vastaavan menetelmän kehittyessä lihas-jänne –kompleksiin kohdistuvien

voimien mittaaminen akilles- ja/tai patellajänteeseen toisi oman lisänsä selittämään korkeushyppysuorituksen kuormittavuutta.

Haastavista tutkimusnäkökulmista voi tietenkin mainita myös korkeamman säätelyn kontrollin ja opittuun lajisuoritukseen liittyvän esiohjelmoinnin. Samassa yhteydessä voisi testata erilaisilla mielikuvilla ja ideomotorisilla harjoitteilla tehdyn valmistautumisen merkitystä/ vaikutusta motoriseen kontrolliin. Tällöin tutkimus laajenisi myös psykofysiologian puolelle, joten kyse olisi jo monitieteisestä projektista, jossa todennäköisesti useamman tutkijan muodostama tiimi hakisi omilla osaprojekteillaan palasia saman perusongelman selvittämiseksi: Mitkä tekijät määrittelevät korkeushyppysuorituksen tehokkuutta?

Tutkimuksen analysoinnin näkökulmasta sekä tulosten ymmärrettävyyden ja liike- voima- ja EMG-analyysiin kokonaisuuden kannalta saattaisi olla mielenkiintoista tehdä tilastolliset ajot kunkin analyysimenetelmän olleellisimpien tutkimustulosten kanssa ristiin. Laskemalla korrelaatiot tällaisessa tilanteessa, konkretisoitaisiin syy-seuraus –suhteiden ketjua, joka alkaa esimerkiksi esiaktiivisuudesta ja sen merkityksestä jarrustus-/ eksentrisen vaiheen voimantuottoon ja sitä kautta työntö-/ konsentrisen vaiheen tehokkuuteen.

Viimeisenä kommenttina lajisuuntautuneille tutkimusaiheille toivoisi tietenkin omat sovellutusarvonsa käytännön valmennustyön kannalta. Tässä tehtävässä luonnollisesti tutkimuksen tekijällä on suurin vastuu tiedon levittämisessä ”kentälle”, mutta varmaankin myös laitosten ja eri valmennus-, harjoittelu- ja harjoituskeskusten sekä lajiliittojen yhteistyön tiivistämisessä on kehitettävää.

9.5 Johtopäätökset

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää korkeushyppysuorituksen tehokkuuteen vaikuttavia tekijöitä kahden viimeisen askelkontaktin aikaisten liikeanalyysimuuttujien, reaktivoimien sekä hermolihasjärjestelmän sähköisen aktivaation (EMG) avulla. Johtopäätöksiä todetaan seuraavaa:

1. Lihasten sähköiset aktiivisuusmallit (EMG) olivat korkeushypyn ponnistuksessa kahden eri tasolla hyppäävän lajiryhmän välillä hyvin samankaltaiset.
2. Voimantuotollisesti korkeushyppääjät tuottivat 10-ottelijoihin verrattuna suuremmat keskimääräiset ja maksimaaliset reaktivoimat niin vaparin kuin ponnistuskontaktinkin aikana.
3. Korkeushyppääjien suuremman vertikaalin lähtönopeuden mahdollisti suurempi ponnistuskontaktia edeltävä horisontaalinopeus, parempi lajitekkinen taitotaso sekä tehokkaampi ja tarkoituksenmukaisempi vaparin käyttö.
4. Lisätutkimuksia tarvitaan selvittämään hermo-lihasjärjestelmän, mutta myös korkeamman säätelyn toimintaan ja esiohjelmointiin liittyviä lihasjäykkyyden mekanisme, joita korkeushypyn ponnistustapahtumassa ilmenee.

LÄHTEET

- Ae, M., Sakatani, Y., Yokoi, T., Hashihara, Y. & Shibukawa, K. (1986) Biomechanical analysis of the preparatory motion for takeoff in the Fosbury flop. *Int J Sport Biomechanics*, 2: 66-77.
- Ae, M., Sakatani, Y., Yokoi, T., Hashihara, Y. & Shibukawa, K. (1986) Biomechanical analysis of the preparatory motion for takeoff in the Fosbury flop. *Int J Sport Biomechanics*, 2: 66-77.
- Alexander, R., McN. (1988) The spring in your step: the role of the elastic mechanisms in human running. Kirjassa Groot, D., Hollander, A.P., Huijing, P.A. & Ingen Schenau, G.J. (toim.) *Biomechanics XI-A*. Free University Press, Amsterdam, 17-25.
- Aura, O. (1984) Korkeushypyn lajikirja. Wiita Offset Oy. Viitasaari.
- Aura, O. & Komi, P.V. (1986b) Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behaviour of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med*, 7: 137.
- Aura, O. & Viitasalo, J. (1989) Biomechanical characteristics of jumping. *Int J Sport Biomechanics*, 5: 89-98.
- 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: 533-562.
- Avela, J. & Komi, P.V. (1998) Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle (SSC) exercise. *Eur J Appl Physiol*, 78: 403-410
- Avela, J. (1998) Stretch-reflex adaptation in man; Interaction between load, fatigue and muscle stiffness. Väitöskirja. Jyväskylä. Jyväskylän yliopisto.
- Basmajian, J. & De Luca, C. (1985) *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 11, 22, 127-129, 210.
- Bobbert, M., Huijing, P. & Ingen Schenau, G. (1986) A model of the human triceps surae muscle tendon complex applied to jumping. *J Biomechanics*, 19: 887-898.

- Bosco, C., Ito, A. & Komi, P.V. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand*, 11: 135-140.
- Bosco, C., Tarkka, I. & Komi, P.V. (1982) Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercises. *Int J Sports Med*, 3: 137-140.
- Brooks, U.B. (1986) *The neural basis of motor control*, Oxford University Press, New York.
- Cavagna, G.A., Saibene, F.P. & Margaria, R. (1965) Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *J Appl Physiol*, 20: 157.
- Cavagna, G.A., Dusman, B. & Margaria, R. (1968) Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol*, 24: 21-32.
- Cavagna, G.A. (1977) Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sci Rev*, 5, 89-129.
- Chapman, A.E. & Sanderson, D.J. (1990) Muscular coordination in sporting skills. Kirjassa Winters, J.M. & Woo, S.L-Y. (toim.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 608-620.
- Dapena, J. (1978) Method to determine the angular momentum of human body about three orthogonal axes passing through its center of gravity. *J Biomechanics*, 11: 251-256.
- Dapena, J. (1980) Mechanics of rotation in the Fosbury-flop. *Med Sci Sports Exerc*, 12 (1): 45-53.
- Dapena, J. (1987) Basic and applied research in the biomechanics of high jumping. Kirjassa Van Gheluwe & Atha, J. (toim.) *Current research in sport biomechanics*. Thur, AG Offsetdruck, Pretteln, 19-33.
- Dapena, J. (1988) Biomechanical analysis of the Fosbury flop. *Track Technique*, 104: 3307-3317, 3333.
- Dapena, J. (1988) Biomechanical analysis of the Fosbury flop, part II. *Track Technique*, 105 :3343-3350.
- Dapena, J. (1995a) The rotation over the bar in the Fosbury-flop high jump. *Track Coach*, 132: 4201-4210.

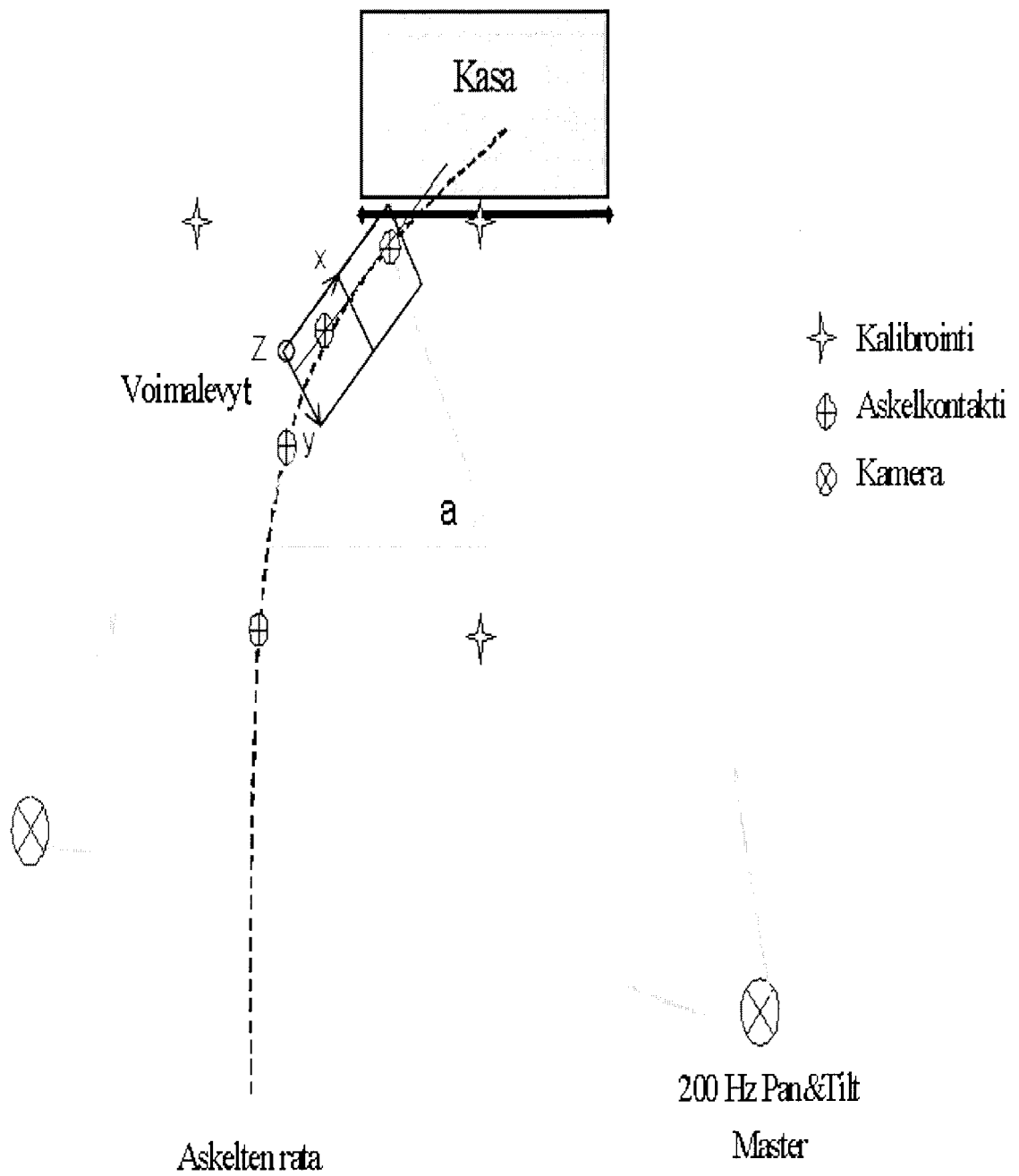
- Dapena, J. (1995b) How to design the shape of a high jump run-up. *Track Coach*, 131: 4179-4181.
- Dapena, J. (1997) A closer look at the shape of the high jump run-up. *Track Coach*, 138: 4406-4411.
- Dapena, J., McDonald, C., Cappaert, J. (1990) A regression analysis of high jumping technique. *Int J Sports Biomechanics*, 6: 246-261.
- De Leva, P. (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomechanics*, 9: 1223-1230.
- Dietz, V., North, J. & Schmidtbleicher, D. (1979) Neuronal mechanisms of human locomotion. *J Neurophysiol*, 42: 1212-1222.
- Edwards, R.H. (1981) Human function and fatigue. Kirjassa Porter, R. & Whelan, J. (toim.) *Muscle fatigue: physiological mechanisms*. Pitman, London, 1-18.
- Enoka, R.M. (1994) *Neuromechanical basis of kinesiology*, Human Kinetics Publishers, USA.
- Farley, C.T., Houdijk, H.H.P., van Strien, C. & Louie, M. (1998) Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffness. *J Appl Physiol*, 85: 1044-1055.
- Farley, C.T. & Morgenroth, D.C. (1999) Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomechanics*, 32: 267-273.
- Fung, Y.C. (1981) *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. New York, USA. Springer.
- Gibson, H. & Edwards, R.H. (1985) Muscular exercise and fatigue. *Sports Med*, 2: 120-132.
- Gollhofer, A., Komi, P.V., Fujitsuka, N. & Myashita, M. (1987a) Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *Int J Sports Med*, 8: 38-47.
- Gollhofer, A. & Kyröläinen, H. (1991) Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. *Int J Sports Med*, 21: 34-40.
- Gollhofer, A., Strajnik, V., Rapp, W. & Schweizer, L. (1992) Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. *Eur J Appl Physiol*, 64: 283-291.

- Granit, R. (1975) The functional role of the muscle spindles - facts and hypotheses. *Brain*, 98: 531-556.
- Hasan, Z. & Houk, J. (1975) Transition in sensitivity of spindle receptors that occurs when the muscle is stretched more than a fraction of a millimeter. *J Neurophysiol*, 38: 673-689.
- Hay, J. (1973) High jump. Kirjassa Hay, J. (toim.) *The biomechanics of sport techniques*. Prentice Hall, USA, 437-450.
- Hay, J. (1993) Citius, altius, fortius (faster, higher, longer): The biomechanics of jumping distance. *J Biomechanics*, 26, 7-21.
- Henneman, E. (1957) Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126: 1345-1347.
- Hill, A.V. (1938) The shortening and dynamic constants of muscle. *Proc R Soc, London*, 126 B: 139-195.
- Hoffer, J. & Andreassen, S. (1981) Regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats: Intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol*, 45(2): 267-284.
- Horita, T., Komi, P.V., Nicol, C. & Kyröläinen, H. (1996) SSC-fatigue: Interaction between joint stiffness, reflex and muscle mechanical performance in drop jump. *Eur J App Physiol*, 73 (5): 393-403.
- Houk, J. (1979) Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes. *Annual Rev Physiol*, 41: 99-114.
- Houk, J. & Rymer, B. (1981) Neural control of muscle length and tension. Kirjassa: Brookhart, J. Mountcastle, W., Brooks, V., Geiger, S. (toim.) *Handbook of physiology*. Vol II, USA, 257-323.
- Huijing, B.A. & van Ingen Schneau, G.J. (toim.) *Biomechanics XI B*. Free University Press, Amsterdam, 557-560.
- liboshi, A., Ae. M., Takamatsu, J., Nagasawa, M., Tang, H.P. & Yuuki, I. (1993) Techniques of elite high jumpers at the 3rd IAAF World Championships in athletics. Kirjassa *Abstracts of the International Society of Biomechanics, XIVth congress, Pariisi*, 608-609.
- Joyce, J., Rack, P., Westbury, D. (1969) The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. *J Physiol*, 204: 461-474.

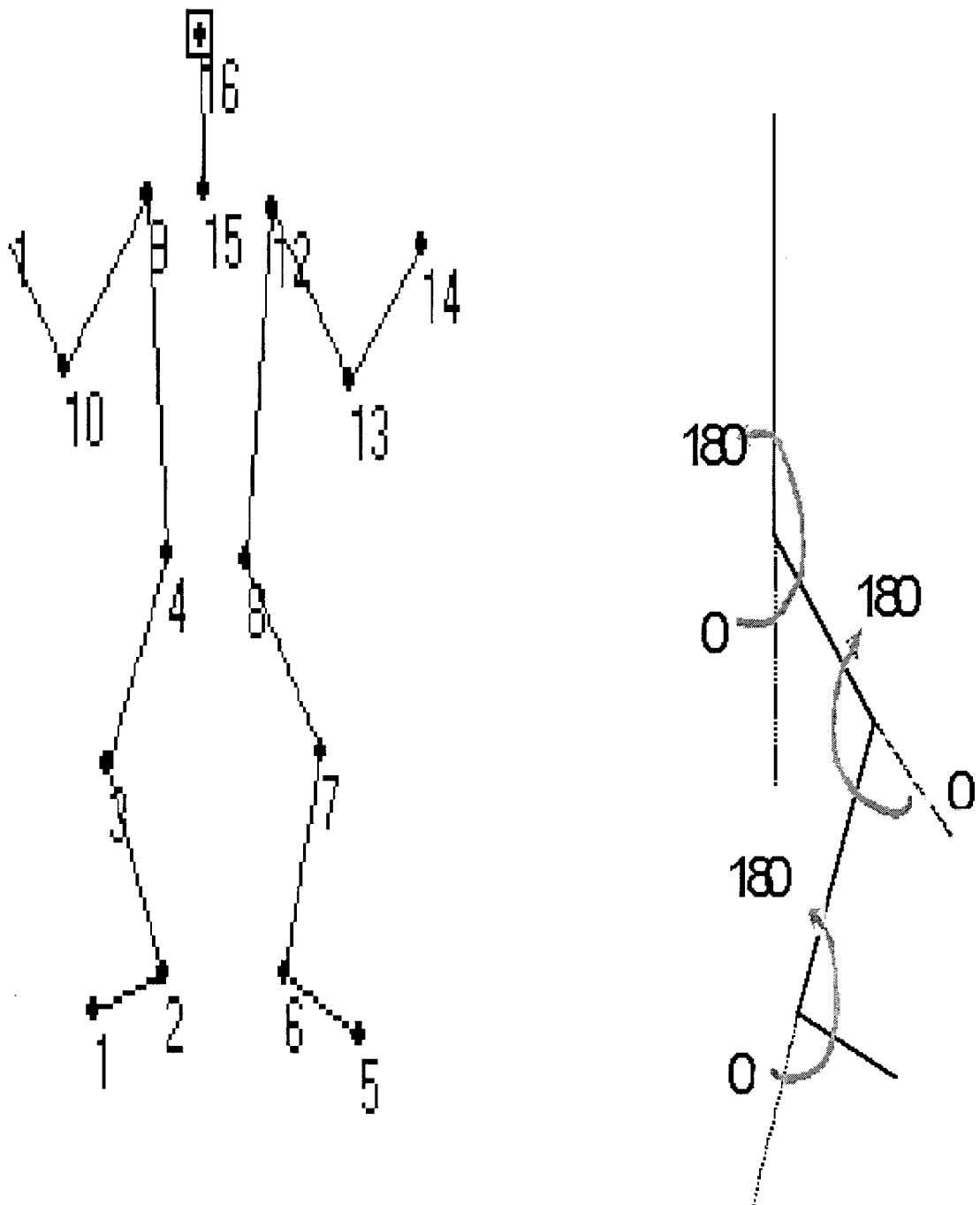
- Ker, R.F., Bennett, M.B., Bibby, S.R., Kester, R.C. & Alexander, R.M. (1986) The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325 (7000): 147-149.
- Knuttgen, H.G. & Komi, P.V. (1992) Basic definitions for exercise. Kirjassa Komi, P.V. (toim.) *Strength and power in sports*. Blackwell Science Publication, Oxford, 3-4.
- Komi, P.V. & Bosco, C. (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscle by men and women. *Med Sci Sports*, 10: 261-265.
- Komi, P. V. (1981) Lihaksiston elastisuus ja sen merkitys liikuntasuoritusten kannalta. *Liikunta ja tiede*, 1: 10-18.
- Komi, P.V. (1984) Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch shortening cycle on force and speed. *Exerc Sport Sci Rev*, 12: 81-121.
- Komi, P.V. (1992) Stretch-shortening cycle. Kirjassa: Komi, P. (toim.) *Strength and power in sports*. Blackwell Science Publication, Oxford, 169-179.
- Komi, P.V. & Gollhofer, A. (1997) Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *J Appl Biomechanics*, 13: 451-460.
- Komi, P.V. (2000) Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, 33: 1197-1206.
- Kunz, H. & Kaufmann, D.A. (1981) Biomechanical analysis of sprinting: decathletes versus champions. *Brit. J Sports Med*, 3: 177-181.
- Kyröläinen, H., Avela, J., Komi, P.V., Gollhofer, A. (1989) Function of the neuromuscular system during the two last steps in the long jump. Kirjassa *Biomechanics XI B: De Groot, G., Hallan der, A.P., Huijing, P.A. & An Ingen Schenau, G.J. (toim.)*. Free University Press. Amsterdam, The Netherlands, 557-560.
- Kyröläinen, H. & Komi, P.V. (1995) Differences in mechanical efficiency between power- and endurance trained athletes while jumping. *Eur J Appl Physiol*, 70: 36-44.
- Lahtinen, J. (1995) Hyppääjien ja ei-hyppääjien hermolihasjärjestelmän toiminta rajuja törmäyksiä sisältävissä hyppyharjoitteissa. Pro gradu -tutkielma. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos
- Latash, M. & Zatsiorsky, V. (1993) Joint stiffness: myth or reality? *Human Movement Sci*, 12: 653-692.

- Lee, R. & Tatton, W. (1978) Long loop reflexes in man: Clinical applications. Kirjassa: Desmedt, J. (toim.) Cerebral motor control in man: long loop mechanisms, Karger, Basel, 320-333.
- Lewin, A. & Wyman, J. (1927) The viscous elastic properties of muscle. Proc Roy Soc, 101: 218-243.
- Loeb, G.E. (1984) The control and responses of mammalian muscle spindles during normally executed motor tasks. Exerc Sports Sci Rev, 12: 157-204.
- Melvill-Jones, G. & Watt, D. (1971) Observations on the control stepping and hopping movements in man. J Physiol, 219: 709-72.
- Merton, P. (1953) Speculations on the servo control of movement. Kirjassa Malcolm, J., Gray, J., Wolstenholme, G. (toim.) Spinal cord. Boston, Little Brown, 183-198.
- Miettunen, K. (1983) Lihastoiminta korkeushypyn ponnistuksessa ja ponnistusvoimaharjoitteiden lajinomaisuus lihastoiminnan suhteen. Opinnäytetyö. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos.
- Milner-Brown, H., Stein, R. & Yemm, R. (1973) Changes in firing rate of human motor units during lineary changing voluntary contractios. J Physiol, 230: 371-390.
- Morgan, D., Proske, U. & Warren, D. (1978) Measurements of muscle stiffness and mechanics of elastic storage of energy in hopping kangaroos. J Physiol, 39: 119-142.
- Nardone, A., Romano, C. & Schiepatti, M. (1989) Selective recruiment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. J Physiol, 409: 451-471.
- Nichols, T. & Houk, J. (1976) Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflexes. J Neurophysiol, 39: 119-142.
- North, J. (1992) Cortical and peripheral control. Kirjassa Komi, P.V. (toim.) Strength and power in sports. Blackwell Science Publication, Oxford, 9-20.
- Rack, P. & Westbury, D. (1984) The sort range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. J Physiol, 240: 331-350.
- Reid, P. (1989) Plyometrics and the high jump. New Studies in Athletics, 1:67-74.
- Salchenko, I., Smirnof, A. & Maistur, A. (1977) Push-off effectiveness - high jump. Yessis Rev Soviet, 12 (1): 6-8.

- Smith, S.L., Scheirman, G.L. & Dillman, C.J. (1989) Comparative analyses of decathlete and elite long jumpers. Kirjassa: Biomechanics XI B: De Groot, G., Hallan der, A.P., Huijing, P.A. & An Ingen Schenau, G.J. (toim.). Free University Press. Amsterdam, The Netherlands, 565-569.
- Tidow, G. (1993) Model technique analysis sheets. Part VIII: The flop high jump. *New Studies in Athletics*, 8 (1): 31-44.
- Toft, E., Sinkjaer, T., Andreassen, S. & Larsen, K. (1991) Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human ankle extensors. *J Neurophysiol*, 65 (6): 1402-1410.
- Viitasalo, J. & Aura, O. (1987) Myoelectrical activity of the leg extensor musculature before ground contact in jumping. Kirjassa Johnson, B. (toim.) Biomechanics X-B. Champaign, Illinois, Human Kinetics Publishers, 695-700.
- Viitasalo, J. & Lahtinen, J. (1991) Lower extremity EMG-activity of athletes and non-athletes in jumping. Kirjassa Anderson, P.A., Hobart, D.J. & Danoff, J.V. (toim.) Electromyographical kinesiology. Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 461-464.
- Winter, D.A. (1990) Biomechanics and motor control of human movement. Wiley-Interscience Publication.
- Voigt, M., Dyhre-Poulsen, P. & Simonsen, E.B. (1997) Modulation of the short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta Physiol Scand*, 163 (12): 183-194.
- Woo, S. L-Y. (1981) The effects of exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *J Biomechanics Engineering*, 103: 50-56.
- Zhukov, I.L. & Yufrikov, V. (1985) Components of the fosbury flop. *Sov Sports Rev*, 20 (2): 73-74.

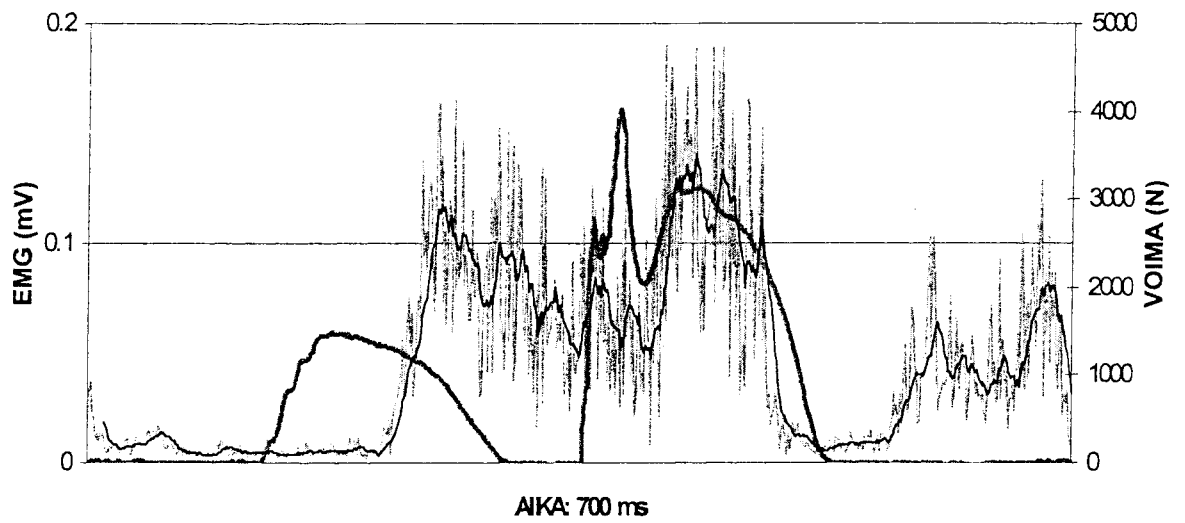


KUVA A. Mittausasetelma



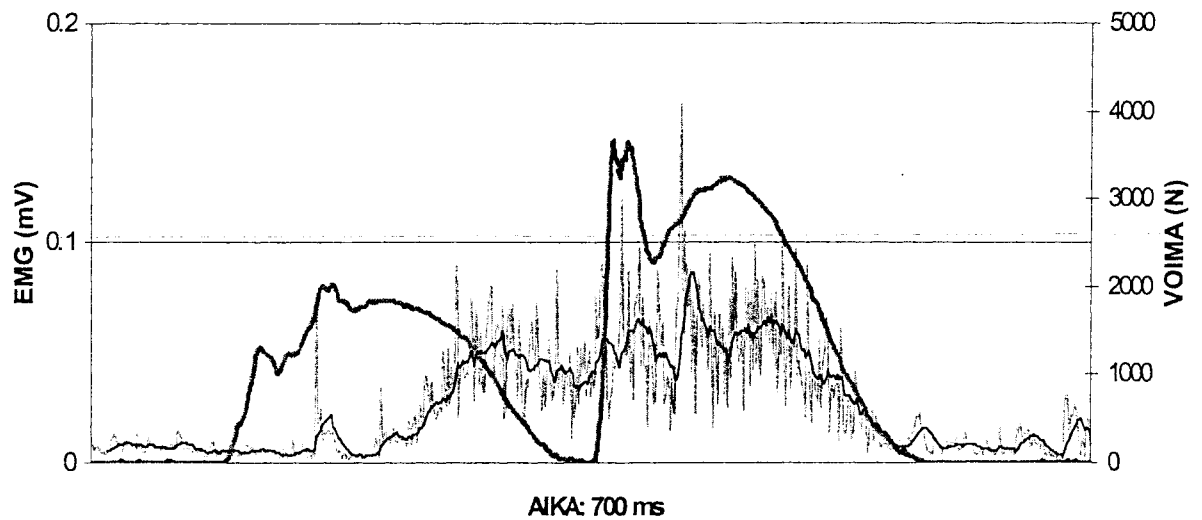
KUVA B. Segmenttimalli ja nivelkulmien määrittely

M. Gastrocnemius (ponnari)



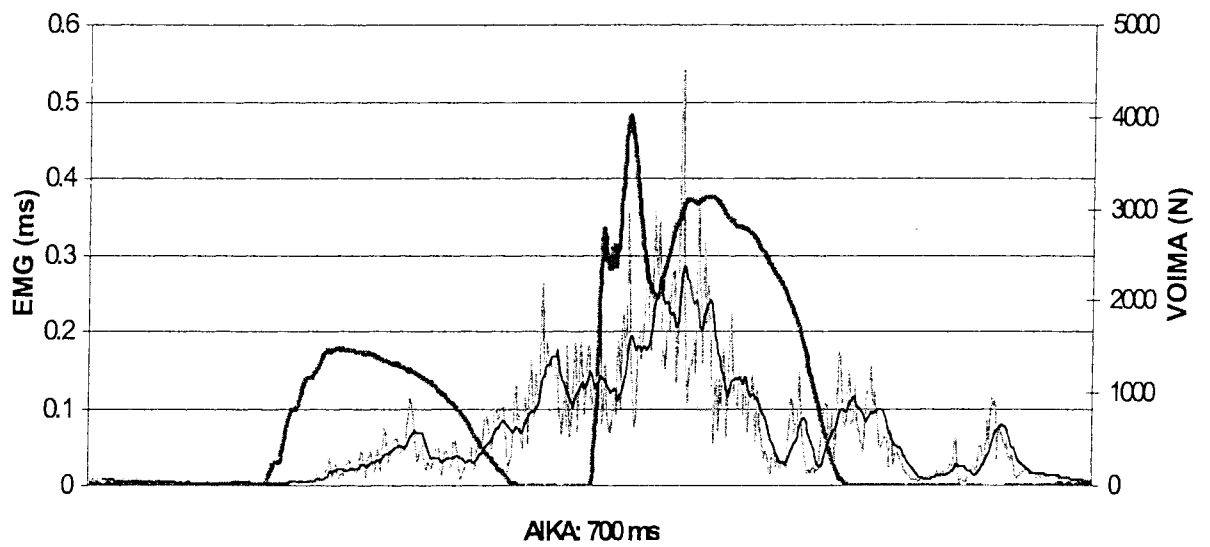
KUVA C. Korkeushyppäjän (Kh K6) m. gastrocnemiuksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

M. Gastrocnemius (ponnari)



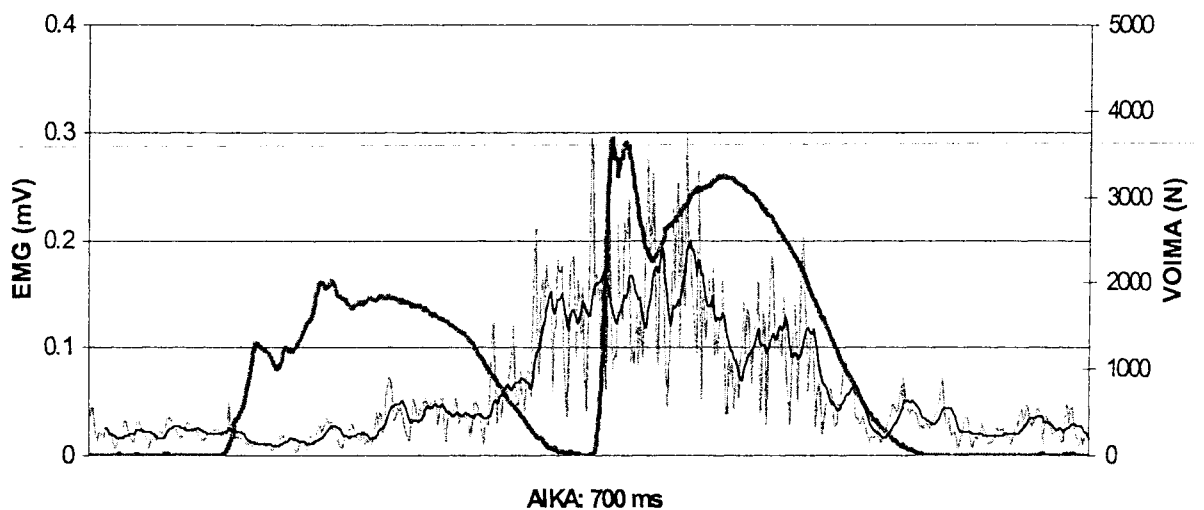
KUVA D. 10-ottelijan (Kh O5) m. gastrocnemiuksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

M. Vastus Lateralis (ponnari)



KUVA E. Korkeushyppääjän (Kh K6) m.vastus lateraliuksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

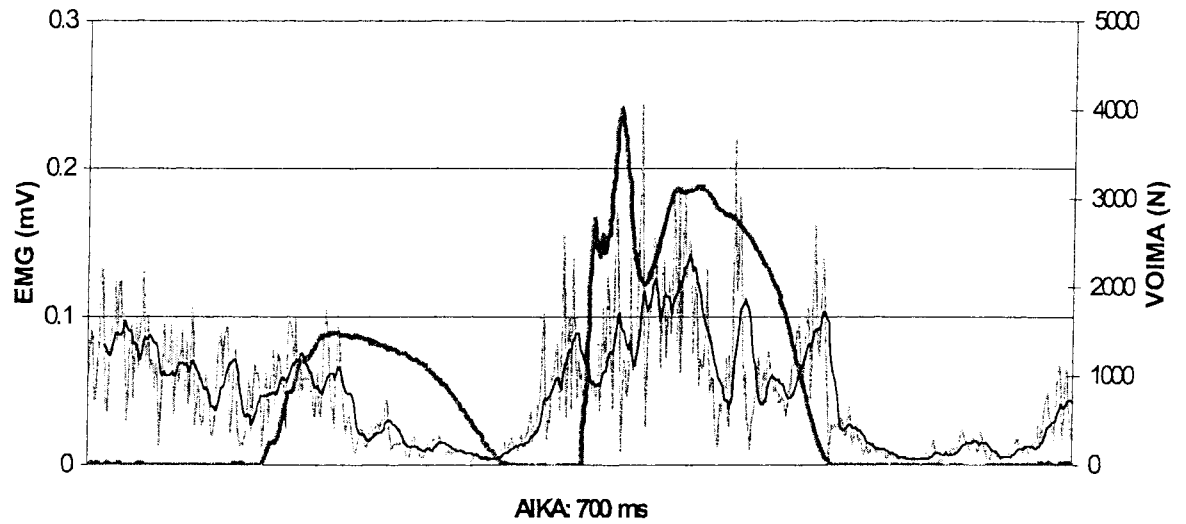
M. Vastus Lateralis (ponnari)



KUVA F. 10-ottelijan (Kh O5) m.vastus lateraliuksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

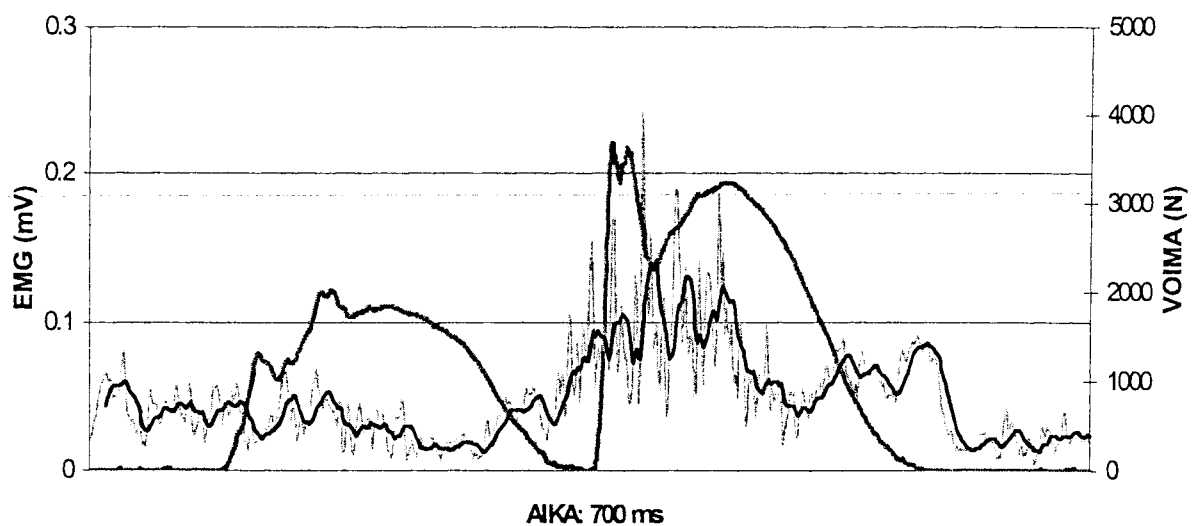
LIITE 5

M. Rectus Femoris (ponnari)



KUVA G. Korkeushyppäjän (Kh K6) m. rectus femoriksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

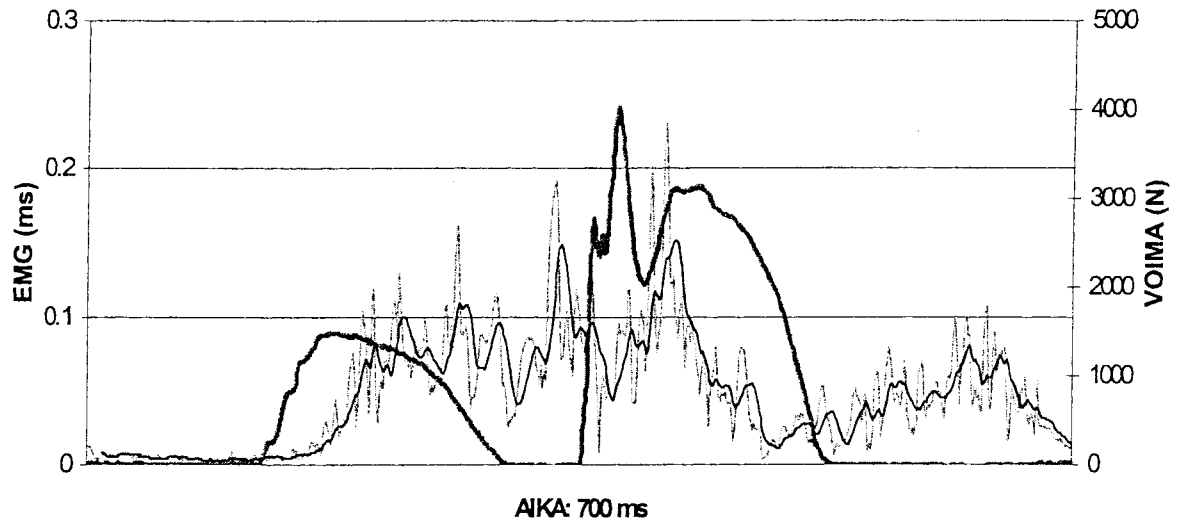
M. Rectus Femoris (ponnari)



KUVA H. 10-ottelijan (Kh O5) m. rectus femoriksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

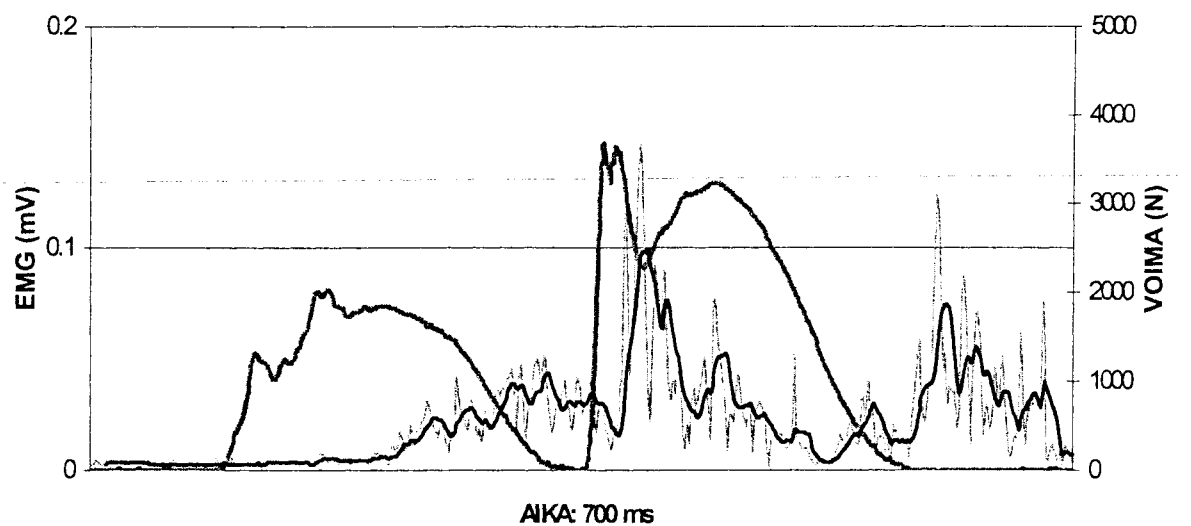
LIITE 6

M. Gluteus Maximus (ponnari)



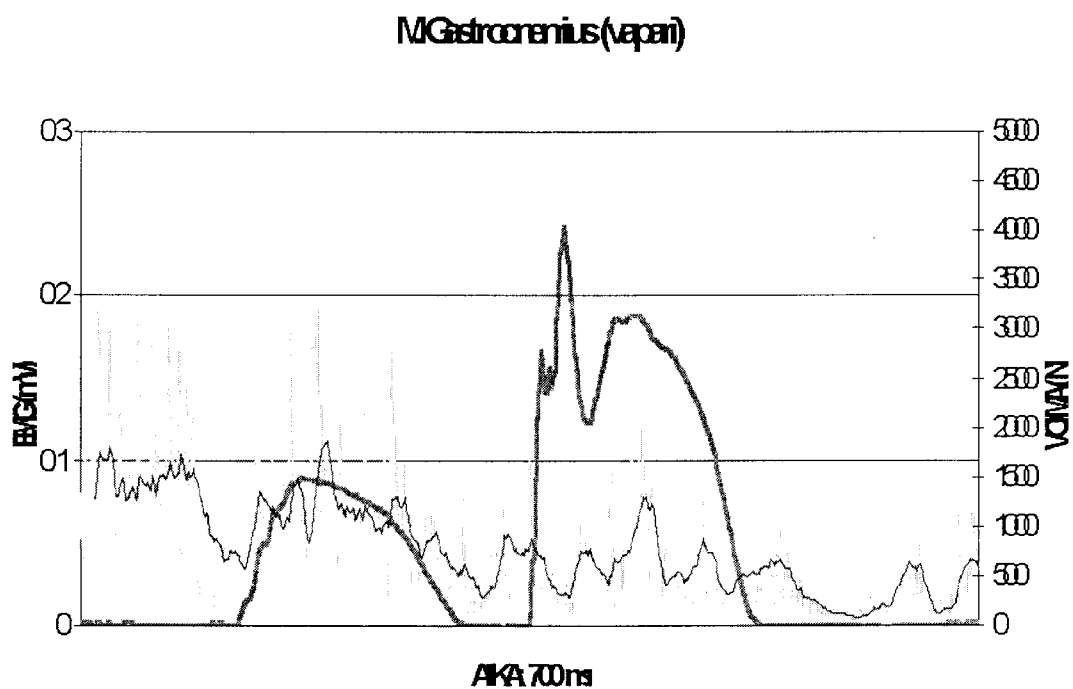
KUVA I. Korkeushyppääjän (Kh K6) m. gluteus maximuksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

M. Gluteus Maximus (ponnari)

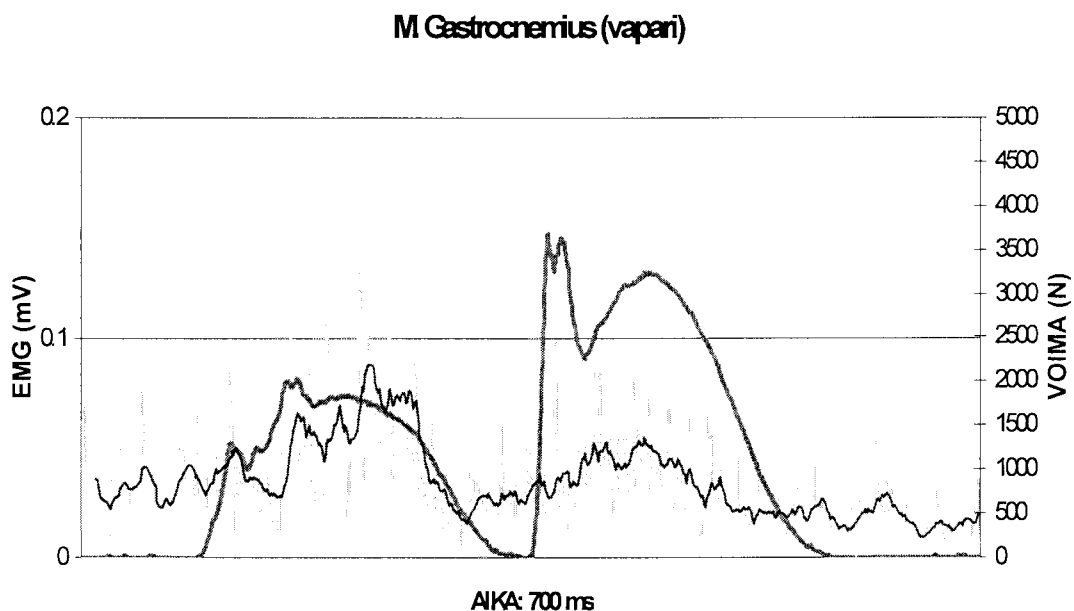


KUVA J. 10-ottelijan (Kh O5) m. rectus femoriksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) ponnistuskontaktin aikana.

LIITE 7

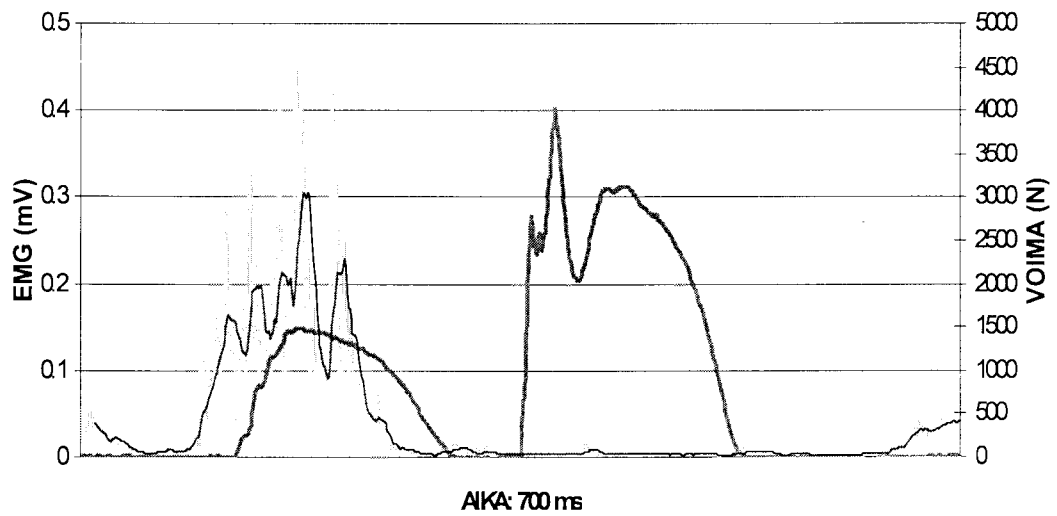


KUVA K. Korkeushyppäjän (Kh K6) m. gastrocnemiuksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) vaparin kontaktin aikana.



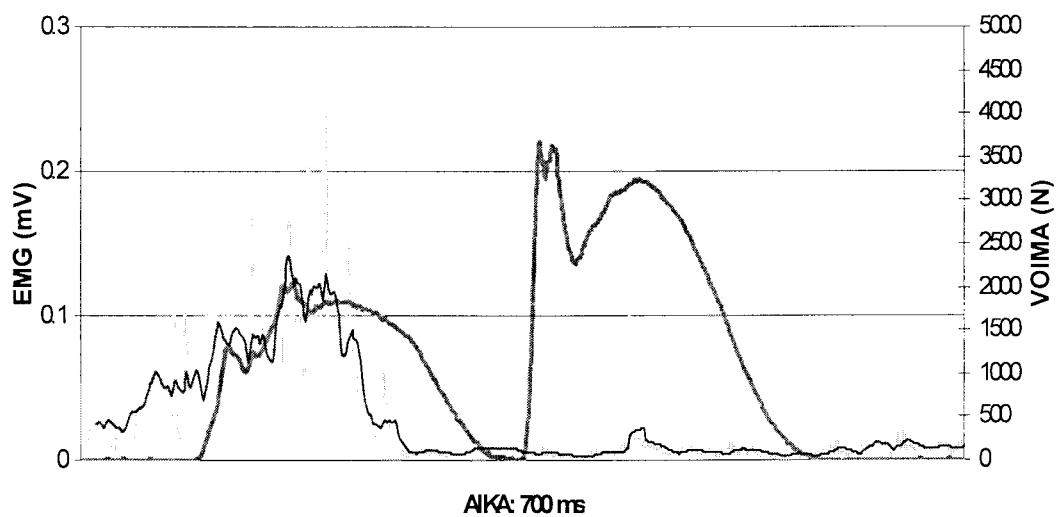
KUVA L. 10-ottelijan (Kh O5) m. gastrocnemiuksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) vaparin kontaktin aikana.

M Vastus Lateralis (vapari)



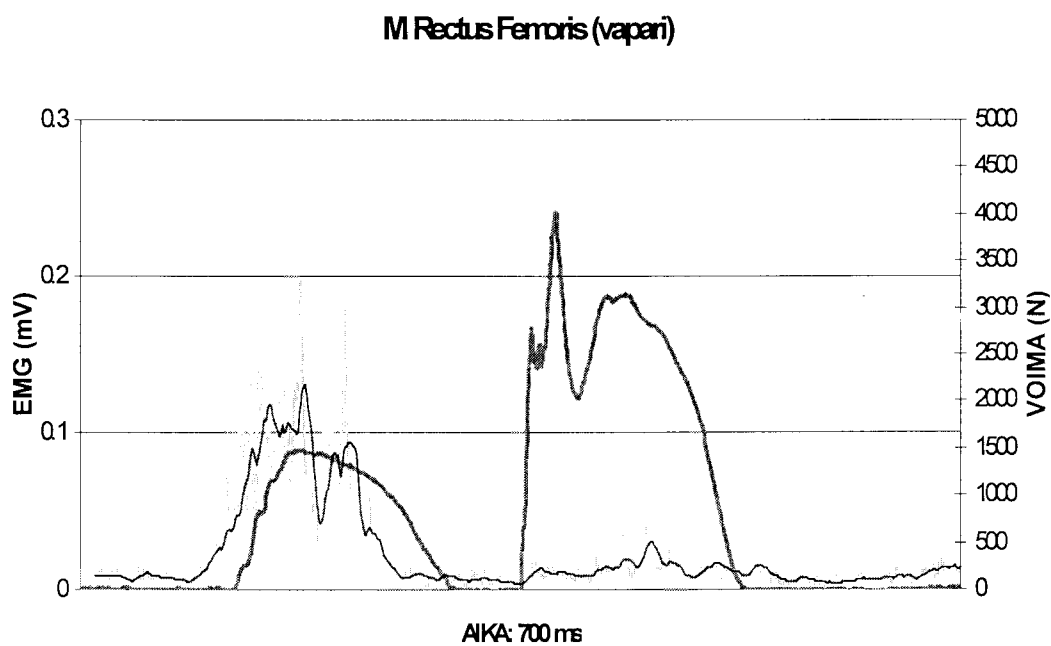
KUVA M. Korkeushyppäjän (Kh K6) m. vastus lateraloksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) vaparin kontaktin aikana.

M Vastus Lateralis (vapari)

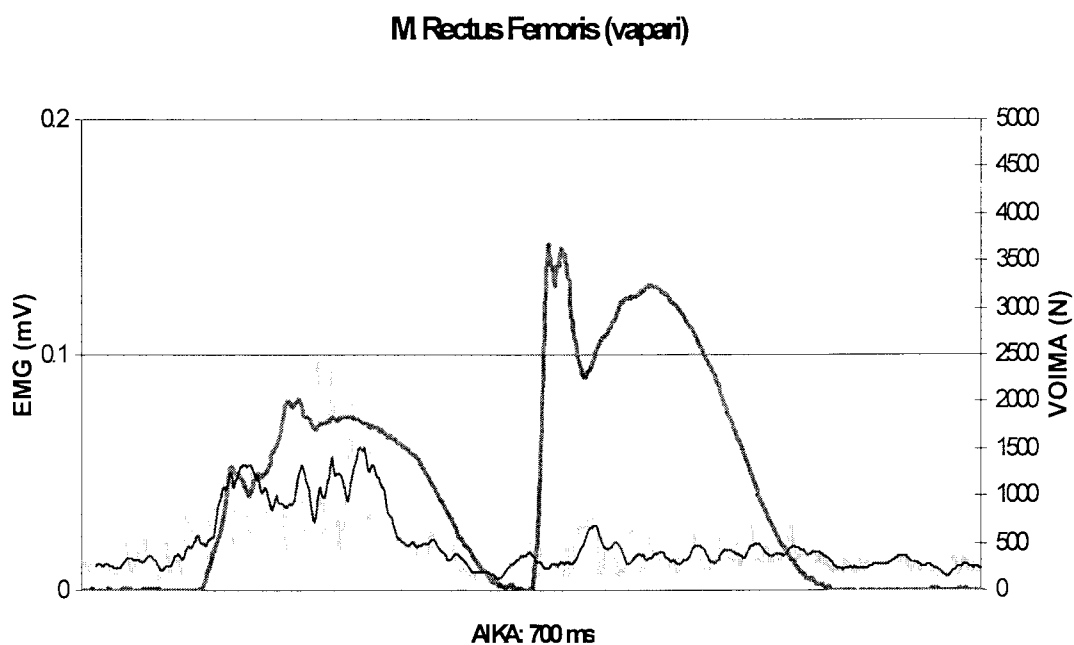


KUVA N. 10-ottelijan (Kh O5) m. vastus lateraloksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) vaparin kontaktin aikana.

LIITE 9



KUVA O. Korkeushyppääjän (Kh K6) m. rectus femoriksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) vaparin kontaktin aikana.



KUVA P. 10-ottelijan (Kh O5) m. rectus femoriksen toiminta (EMG) ja pystyvoima (Fz) vaparin kontaktin aikana.