

**KAHDEN ERILAISEN MUUTTUVAN VASTUKSEN  
PERIAATTEELLA TOIMIVAN  
VOIMAHARJOITTELULAITTEEN VÄLISET EROT  
NOPEUSVOIMAVÄSYTYKSESSÄ: AKUUTIT  
VAIKUTUKSET MIEHILLÄ JA NAISILLA**

Sanna Jämsén

Liikuntabiologian laitos  
Jyväskylän Yliopisto  
BIOMEKANIIKAN  
PRO GRADU-TUTKIELMA  
Työn ohjaaja: Vesa Linnamo  
Talvi 2004

## TIIVISTELMÄ

Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia kahta toimintaperiaatteeltaan erilaista voimaharjoittelulaitetta nopeusvoimaväsytyksen aikana: ilmanpainelaitetta (Leg/Curl, Ab Hur Oy, Kokkola, Finland) ja painopakkalaitetta (David 200, David International Ltd, Vantaa, Finland). Myös sukupuolten välisiä eroja lihasväsymisessä tarkasteltiin nopeusvoimaväsytyksen ja akuutin palautumisen aikana. Koehenkilöinä toimi 16 (8 naista, 8 miestä) säännöllisesti liikuntaa harrastavaa nuorta. Koehenkilöt suorittivat nopeusvoima-tyyppisen väsytyksen (10 x 10, kuorma 30 – 40 % MVC) kahdella eri polvenojennus laitteella: ilmanpainelaitteella (IP) ja painopakkalaitteella (PP) siten, että väsytyksien välissä oli vähintään kolme viikkoa lepoa. Ennen väsytystä, väsytyksen jälkeen ja 1 tunti väsytyksestä koehenkilöt suorittivat isometrisiä ja dynaamisia polvenojennuksia kolmella polvikulmalla (90 °, 120 °, 150 °) ja kolmella nopeudella (60 %/s, 150 %/s, 240 %/s). Veren laktaattipitoisuutta mitattiin levossa, väsytyssarjojen yhteydessä sekä palautumisen jälkeen. Kaikista suorituksista, myös väsytyssarjoista, mitattiin lihasaktiivisuutta (EMG), voimaa ja nivelkulmaa. EMG:t mitattiin 4 lihaksesta: m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris ja m. biceps femoralis –lihaksista.

Painopakkalaitteen väsytyksen jälkeen isometrinen maksimivoima oli pudonnut eniten 90 ° polvikulmalla (PP 11,4 %, IP 9,8 %) ja ilmanpainelaitteen väsytyksen jälkeen 150 ° polvikulmalla (IP 16,0 %, PP 7,5 %). Liikkeen keskivaiheilla (120 °) voiman putoaminen oli samansuuruista molempien väsytysten jälkeen (PP 8,1 %, IP 8,1 %). Laitteiden väliset erot korostuivatkin eniten liikkeen loppuvaiheella, jonka aikana voiman putoaminen oli ilmanpainelaitteella 8,4 % suurempaa verrattuna painopakkalaitteen väsytykseen. Dynaamisissa suorituksissa keskiarvovoiman muuttumista väsytyksen jälkeen tarkasteltiin konsentrisen vaiheen alku- ja loppuosalla. Keskiarvovoiman putoaminen suorituksen alkuosalla oli vain hiukan suurempaa (1,7 – 1,8 %) PP laitteella, mutta suurempi ero havaittiin suorituksen loppuosalla. IP väsytyksen jälkeen keskiarvovoiman putoaminen suorituksen loppuosalla oli selvästi suurempaa IP laitteella (4,5 – 11,4 %) ( $p < 0,05$ ).

Kun tarkasteltiin keskiarvovoiman muuttumista väsytyssarjojen aikana, havaittiin IP väsytyksessä voiman putoamisen olevan suurempaa kuin PP väsytyksessä. Laitteiden väliset keskiarvovoimien erot olivat 4. sarjan aikana 11,0 % ( $p < 0,05$ ), 7. sarjan aikana 16,6 % ( $p < 0,01$ ) ja viimeisen sarjan aikana 13,3 % ( $p < 0,01$ ). Kaikki nämä tulokset kuvastavat ilmanpainelaitteen ja painopakkalaitteen kuormittavuuksien eroja nopeusvoimarasituksen aikana. Tulosten mukaan ilmanpainelaitteella liikettä suoritettaessa lihakset joutuvat työskentelemään loppuun saakka jalkojen ojentamiseksi, jolloin voiman aleneminen havaitaan myös tällä osalla. Painopakkalaitteella suurin työ tehdään liikkeen alkuvaiheessa, kun painoihin yritetään saada mahdollisimman suuri kiihtyvyys. Liikkeen loppuosassa kuorma on kevyempi painoihin aiheutetun liikemäärän ansiosta ja työtä jalkojen ojentamiseksi ei tarvitse tehdä. Koska väsymystä ei tämän vuoksi saada aikaiseksi liikkeen loppuosalla, ei voiman alenemistä myöskään nähdä väsytyksen jälkeisissä suorituksissa tällä osalla.

Väsytyssuoritusten konsentrisen vaiheen voima-arvot ilmensivät laitteiden vastuskäyriä nopeassa liikkeessä ja tukivat edellä mainittuja tuloksia. Ilmanpainelaitteella suorituksen aikainen keskiarvovoima oli lähes muuttumaton konsentrisen vaiheen aikana eli koko liikealueella, mutta painopakkalaitteella keskiarvovoima laski konsentrisen vaiheen edetessä. Nämä tulokset kuvastavat laitteiden kuormittavuutta ja voimansiirtosysteemien toimintaa nopeassa liikkeessä: painopakkalaitteella voimansiirto ei toimi nopeassa liikkeessä, mutta ilmanpainelaitteessa toimii.

## SISÄLTÖ

<b>TIIVISTELMÄ.....</b>	<b>2</b>
<b>1 JOHDANTO .....</b>	<b>6</b>
<b>2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN RAKENNE JA TOIMINTA .....</b>	<b>8</b>
2.1 HERMOSTO .....	8
2.1.1 Keskus- ja ääreishermosto .....	8
2.1.2 Motorinen hermo ja hermo-lihasliitos .....	9
2.2 LUURANKOLIHAS .....	10
2.2.1 Rakenne .....	10
2.2.2 Motorinen yksikkö .....	12
2.3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA .....	13
2.3.1 Lihaksen supistuminen .....	13
2.3.2 Motoristen yksiköiden rekrytointi ja syttymistiheys .....	14
2.3.3 Energia-aineenvaihdunta .....	15
<b>3 LIHASTOIMINTATAVAT JA VOIMANTUOTTO .....</b>	<b>17</b>
3.1 ISOMETRINEN VOIMA VS. DYNAAMINEN VOIMA .....	17
3.2 VOIMANTUOTON RIIPPUVUUS .....	17
3.2.1 Voima-aika riippuvuus .....	17
3.2.2 Voima-nopeus riippuvuus .....	19
3.2.3 Nivelkulman vaikutus voimantuottoon .....	20
3.2.4 Lihaspituuden ja esivenytyksen vaikutus voimantuottoon .....	22
3.2.5 Sukupuolten väliset erot voimantuotossa .....	23
<b>4 LIHASVÄSYMINEEN.....</b>	<b>25</b>
4.1 LIHASVÄSYMISEN MÄÄRITELMÄ .....	25
4.2 LIHASVÄSYMISEN SIJAINTI .....	26
4.3 SENTRAALINEN JA PERIFEERINEN VÄSYMINEEN .....	26
4.3.1 Väsymisen sentraaliset mekanismit .....	27
4.3.2 Väsymisen perifeeriset mekanismit .....	28
4.4 AINEENVAIHDUNTA-AINEET, VERENKIERTO JA VÄSYMYS .....	30
4.5 SUKUPUOLEN VAIKUTUS LIHASVÄSYMISEEN .....	31
<b>5 LIHASVÄSYMISEN TUTKIMINEEN.....</b>	<b>33</b>
5.1 LIHASVÄSYMISEN SIJAINNIN TUTKIMINEEN .....	33
5.2 LIHASVÄSYMISEN VASTEET .....	35

5.2.1 Vasteet MVC:ssä.....	35
5.2.2 Vasteet voima-aika käyrässä.....	36
5.2.3 Vasteet EMG:ssä.....	37
5.2.5 Vasteet laktaattissa .....	38
<b>6 PALAUTUMINEN.....</b>	<b>40</b>
6.1 MÄÄRITELMÄ.....	40
6.2 ENERGIAVARASTOT JA PALAUTUMINEN .....	40
6.3 LAKTAATTI JA PALAUTUMINEN .....	41
<b>7 HUR ILMANPAINELAITE VS. PAINOPAKKALAITE .....</b>	<b>42</b>
7.1 MUUTTUVAN VASTUKSEN PERIAATE .....	42
7.2 HARJOITTELUVAIKUTUS .....	43
7.3 LAITTEIDEN VOIMANSIIRTOSYSTEEMIT .....	45
<b>8 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT.....</b>	<b>46</b>
8.1 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	46
8.2 TUTKIMUSONGELMAT .....	46
<b>9 TUTKIMUSMENETELMÄT.....</b>	<b>47</b>
9.1 KOEHENKILÖT .....	47
9.2 TUTKIMUKSEN PROTOKOLLA.....	47
9.2.1 Kuorman määrittäminen .....	48
9.2.2 Nopeusvoimaväsytyks .....	49
9.2.3 Voimamittaukset.....	50
9.3 MITTAUSMENETELMÄT .....	51
9.3.1 Voiman mittaaminen ja analysointi .....	51
9.3.2 EMG:n mittaaminen ja analysointi.....	52
9.3.3 Aktiivisuuden mittaaminen ja analysointi.....	52
9.3.4 Laktaattinäytteen ottaminen ja analysointi.....	53
9.4 TILASTOLLISET MENETELMÄT .....	54
<b>10 TULOKSET .....</b>	<b>55</b>
10.1 ISOMETRISET SUORITUKSET.....	55
10.2 DYNAAMISET SUORITUKSET .....	59
10.3 VÄSYTYKSET.....	62
10.5 LAKTAATTI .....	65
<b>11 POHDINTA .....</b>	<b>66</b>
11.1 PÄÄTULOKSET.....	66
11.2 LAITTEIDEN VÄLISET KUORMITTAVUUSEROT .....	67
11.2.1 Suorituskykytestit.....	67
11.2.2 Väsytyssuoritukset.....	68
11.2.3 Voimansiirtosysteemin toiminta.....	69
11.3 NOPEUSVOIMARASITUKSEN VAIKUTUKSET MIEHILLÄ JA NAISILLA.....	70
11.4 LAITTEIDEN VAIKUTUS SUKUPUOLTEN KYKYYN VÄSYTTÄÄ ITSEÄN .....	72
<b>12 JOHTOPÄÄTÖKSET .....</b>	<b>74</b>

## 1 JOHDANTO

Lihasten voimantuotto-ominaisuudet muuttuvat nivelkulmasta riippuen. Jotta kuormitus polvenojennuslaitteilla olisi tasaista nivelliikkeen kaikissa asennoissa, tulisi laitteen muuttaa kuormaa liikeradan eri vaiheissa. Nivelkulman ja voiman välisen riippuvuuden optimoimiseksi onkin kehitetty voimaharjoituslaitteita, jotka muuttavat vastusta liikkeen aikana, vaikka asetettu kuorma pysyy samana. Tällaisilla muuttuvan vastuksen periaatteella toimivilla laitteilla vastus muuttuu lihaksen voima-nivelkulma suhteen mukaan, jolloin voiman kehittyminen on tasaista koko nivelliikealueella. Tämä voimansiirto on toteutettu eri tavoin eri laitteissa esim. epäkeskojen, hihnojen tai ilmanpaineen avulla.

David International Ltd valmistamissa painopakkalaitteissa voimansiirto tapahtuu epäkeskon avulla. Epäkeskoilla toimivat painopakkalaitteet muuttavat vastusta nivelkulmasta riippuen hitaassa liikkeessä, mutta nopeassa liikkeessä voimansiirtosysteemin toiminta muuttuu johtuen massan hitaudesta. Nopeissa liikkeissä vastus on erittäin suuri liikkeen alussa, kun painopakkaa kiihdytetään vauhtiin, mutta liikkeelle saannin jälkeen vastus on kevyt ja suorituksen loppuosassa vastus katoaa lähes kokonaan. Tämä kuorman epätasaisuus johtuu liikkeen alussa tuotetusta liikemäärästä eli kun yritetään painoihin saada mahdollisimman suuri kiihtyvyyttä, on liikkeen loppuosassa tämän aiheutetun liikemäärän ansiosta kevyempi. Ab Hur Oy:n valmistamissa ilmanpainelaitteissa voimansiirto tapahtuu paineilman avulla. Koska paineilmaalla toimivaan vastusjärjestelmään ei vaikuta massan hitaus, tulisi laitteen voimansiirtosysteemin toiminnan olla samanlaista myös nopeassa liikkeessä.

Voimansiirtosysteemien peittäessä myös systeemistä saatavat hyödyt katoavat: tasainen kuormittavuus suhteessa nivelkulmaan ei tapahdu, jolloin liike ei ole tehokas koko nivelliikealueella. Tämän vuoksi onkin tarpeellista selvittää, pystytäänkö laitteiden voimansiirto-ominaisuutta hyödyntämään myös nopeusvoimarasituksessa vai toimivatko muuttuvan vastuksen periaatteella toimivat laitteet vain hitaassa liikkeessä (maksimivoimarasitus).

Useat tutkimukset ovat tarkastelleet maksimivoimarasituksen vaikutuksia hermo-lihasjärjestelmän toimintaan, mutta nopeusvoimarasituksen vaikutuksista tieteellisten tutkimusten määrä on huomattavasti vähäisempi. Molempien rasitusten jälkeen on havaittu, että miesten maksimivoiman lasku on suhteellisesti suurempaa, laktaattipitoisuudet ovat korkeammat ja palautuminen hitaampaa verrattuna naisiin (Häkkinen 1994; Linnamo & al. 1998). Toisin sanoen naisilla ilmenee vähemmän lihasväsymistä molempien väsytyksien (maksimivoima- ja nopeusvoimarasitus) jälkeen, mutta erot korostuvat nopeusvoimarasituksen yhteydessä. Linnamo & al. (1998) havaitsi tutkimuksessaan, että naiset eivät pysty väsyttämään itseään niin hyvin kuin miehet, varsinkaan nopeusvoimatyypisessä rasituksessa. Kyseisessä tutkimuksessa nopeusvoimarasitus tehtiin painopakkalaitteella (David 200), joten mielenkiintoista onkin tarkastella sukupuolten eroja ilmanpainelaitteella väsyttäessä. Tämän vuoksi tutkimuksessa tarkasteltiin nopeusvoimarasituksen vaikutuksia hermolihaskjärjestelmän toimintaan eli lihasväsymistä ja akuuttia palautumista miehillä ja naisilla.

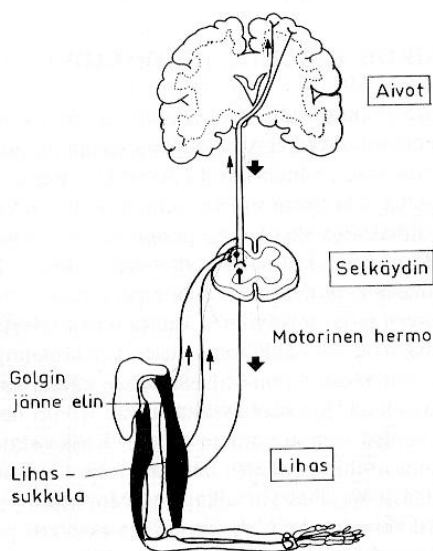
## 2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN RAKENNE JA TOIMINTA

### 2.1 Hermosto

Hermosto ottaa vastaan informaatiota aistireseptoreilta, muokkaa ja varastoi tietoa sekä ohjaa elimistön toimintaa. Anatomisesti hermosto voidaan jakaa kahteen osaan: keskushermostoon ja ääreishermostoon. (Nienstedt & al. 1987.)

#### 2.1.1 Keskus- ja ääreishermosto

Keskushermostoon eli sentraaliseen hermostoon kuuluvat aivot ja selkäydin (kuva 1). Selkäydin on keskushermoston jatke, jonka suojassa kulkevat hermosolut eli hermosyyt. Hermosyyt kuljettavat aistien vastaanottamaa tietoa aivoihin sekä motorisia hermoärsyksiä aivoista lihaksille. (Tortora & Grabowski 1996, 332.)



KUVA 1. Keskus- ja ääreishermosto (Häkkinen 1990).



Ääreishermosto koostuu keskushermoston ulkopuolella olevista hermosoluista eli aivohermoista, selkäydinhermoista sekä autonomisen hermoston perifeerisistä osista (kuva 1). Ääreishermosto eli perifeerinen hermosto vie keskushermostosta toimintakäskyjä lihaksille sekä toisaalta tuo keskushermostolle tietoa kehosta (aistin- eli sensoriset hermot). Ääreishermoston sensoriset hermot tuovat keskushermostolle tietoa lihaksen pituudesta ja sen muutoksista (lihasspindeli) sekä lihaksen voimatasosta (golgin jänne-elin) ja voivat osaltaan myös fasilitoida tai inhiboida supistumiskäskyjen kulkua ja näin kontrolloida liikettä. (Häkkinen1990; Nienstedt & al. 1987.)

### **2.1.2 Motorinen hermo ja hermo-lihasliitos**

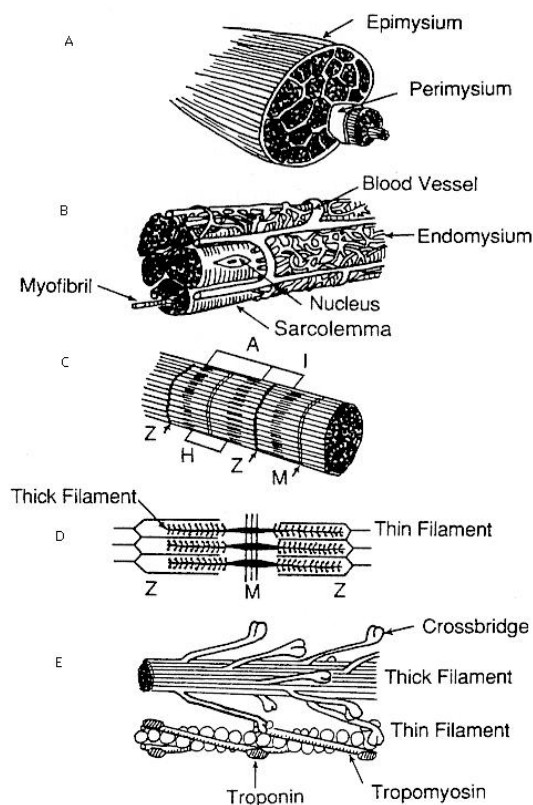
Kaikkia ihmisen luurankolihasien liikkeitä ohjaavat motoriset hermot eli motoneuronit (kuva 1), joihin vaikuttavat monet eriaisteiset säätelyjärjestelmät. Selkäytimessä säätelijöinä toimivat refleksit. Aivoissa on kolme erilaista säätelyjärjestelmää: pyramidiradasto, ekstrapyramidaalijärjestelmä ja pikkuaivot. Motoriset signaalit kuljetetaan aivojen kuoriosasta (motorinen korteksi, motor cortex) selkäyttimeen pyramidiradastoa pitkin, jota kutsutaan myös kortikospinaaliseksi radaksi. Tämä onkin tärkein motorisen aivokuoren käskyjä eteenpäin vievä rata (Tortora & Grabowski 1996, 440 – 442). Tahdonalaisessa supistuksessa impulssit voivat kulkea myös ekstrapyramidiradastoa pitkin motoneuroneille. Ekstrapyramidaalisiin ratoihin luetaan kaikki ne isoista aivoista lähtevät motoriset radat, jotka eivät kuulu pyramidiradastoon. Ekstrapyramidaali-järjestelmä osallistuu tasapainon ja muiden refleksien säätelyyn ja lihastonuksen ylläpitoon sekä myötäliikkeiden ja kokonaisten liikesarjojen muodostamiseen. Kolmas säätelyjärjestelmä eli pikkuaivot sovittaa yhteen lihasten toimintaa ja ohjaa nimenomaan nopeita liikesarjoja. Pikkuaivot antaa lihasten toimintamääräyksiä ja lähettää tarvittaessa korjauskäskyjä lihaksille proprioseptoreilta saatujen tietojen avulla. (Nienstedt & al. 1987.)

Motorinen hermosolu jakautuu useisiin päätehaaroihin, jotka liittyvät jokainen yhteen lihassoluun. Tätä hermon ja lihassolun yhdiskohtaa kutsutaan hermo-lihasliitokseksi. Ärsykkeen siirtyminen hermosolusta lihassoluun tapahtuu välittäjäaineen avulla. Hermo-lihasliitoksessa tämä aine on asetyylikoliini. (Tortora & Grabowski 1996; 241 – 242.)

## 2.2 Luurankolihas

### 2.2.1 Rakenne

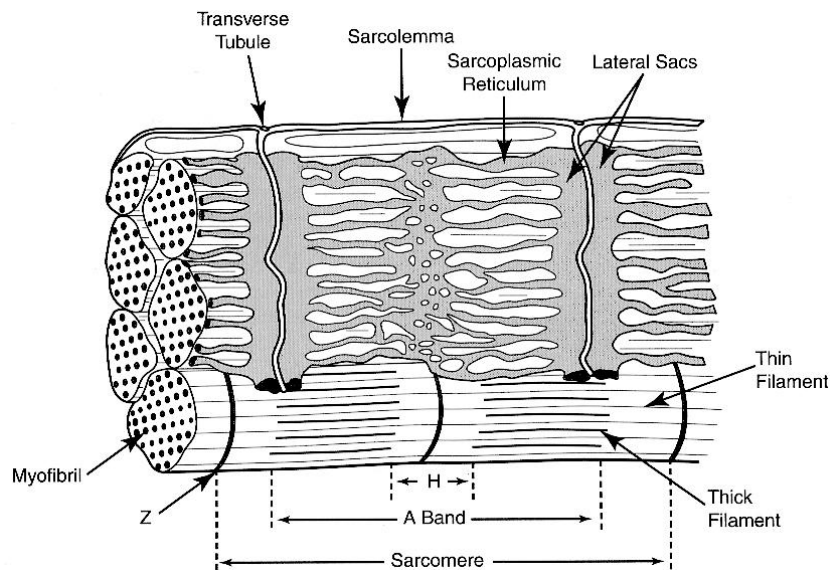
Luurankolihas koostuu lihassolukimpuista, jotka rakentuvat yksittäisistä lihassoluista. Lihassolun voidaan havaita koostuvan useista toistuvista jaksoista, sarkomeereista, jotka ovat lihaksen supistuvan komponentin perusyksikköjä. Vierekkäisiä sarkomeereja erottaa toisistaan Z-levy. (Guyton & Hall 2001.) Lihassolut ovat täynnä pituussuuntaisia myofibrillejä, jotka puolestaan koostuvat kahdenlaisista myofilamenteista: aktiinifilamenteista (ohut filamentti) ja myosiinifilamenteista (paksu filamentti). Lihaksen supistuessa kussakin sarkomeerissa olevat aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat toistensa lomaan ja kiinnittyvät toisiinsa. (Tortora & Grabowski 1996, 242 – 245; Enoka 2002, 219 – 222.) Kuvassa 2 on esitetty luurankolihasrakenteen rakenne.



KUVA 2. Luurankolihasrakenteen rakenne: a) koko lihas, b) lihassolukimppu, c) lihassolu, d) sarkomeeri ja e) paksu ja ohut filamentti. (Enoka 2002, 220.)

Kaikkia luurankolihasen rakenteellisia osia suojaa erilliset sidekudoksiset peitinkalvot ja lihaksessa voidaan erottaa kolme erilaista kalvoa: epimysium-, perimysium- ja endomysiumkalvo (kuva 2) (Tortora & Grabowski 1996, 240 – 241). Endomysiumkalvo ympäröi yksittäisiä lihassoluja, perimysiumkalvo kerää lihassolut lihassolukimpuiksi ja epimysiumkalvo ympäröi ja suojaa koko lihasta sekä yhdistyy lihaksen päässä jänteeseen ja sitä kautta luihin. (Enoka 2002, 219.)

Lihassolua ympäröi oma kalvo, sarkolemma. Sarkolemmakalvo työntyy monin paikoin lihassolun sisään T- tubuluksina, jotka ovat solun sisään painuneita solukalvon jatkeita ja kuljettavat aktiopotentiaalia solun sisään. T-tubulusten lähellä on toinenkin, myofibrillien suuntainen putkisto, solulimakalvosto, jota kutsutaan sarkoplasmiseksi retikulumiksi (sarcoplasmic reticulum, SR) (kuva 3). Aktiopotentiaalinvälillä solukalvosta T-tubuluksiin, vapautuu SR:sta kalsium-ioneja ( $\text{Ca}^{2+}$ ), jotka aikaan saavat aktiini- ja myosiini filamenttien liukumisen toistensa lomiin. (Nienstedt & al. 1987.)



KUVA 3. Lihassolu, sarkoplasminen retikulumi ja T-tubulus. (Enoka 2002, 221.)

### 2.2.2 Motorinen yksikkö

Motorinen hermo kuljettaa stimulusta, joka lopulta aiheuttaa lihaksen supistumisen. Liikehermosolu eli motorinen hermo muodostaa lihassolujen kanssa lihaksen toiminnallisen eli voimaa tuottavan yksikön. Motoriseksi yksiköksi kutsutaan siis motorista hermoa ja kaikkia sen käskyttämiä lihassoluja. (Shephard 1982; Åstrand & Rodahl 1986.) Motoristen yksiköiden koko eli hermotettavien lihassolujen määrä vaihtelee riippuen lihaksen toimintatarkoituksesta. Yksi motorinen hermo voi kontrolloida jopa 2000 lihassolua (raajojen lihakset), mutta pienissä lihaksissa ja tarkoissa liikkeissä (silmien lihakset) hermotettavien lihassolujen määrä on vain 10 – 20. Motorisen hermon stimulaatio saa aikaan kaikkien, sen hermottamien lihassolujen yhtäaikaisen supistumisen. Supistuksen voima riippuu siis osaltaan, mitä motorisia yksiköitä on aktivoitu. (Basmajian 1978; Tortora & Grabowski 1996, 241.) Motorisia yksiköitä voidaan aktivoida joko yksinkertaisilla reflekseillä (lihasten ja ihon reseptorit) tai tahdonalaisesti (Shephard 1982).

Samaan motoriseen yksikköön kuuluvat lihassolut ovat kaikki samaa tyyppiä, sillä tyyppin määrää lihassoluja hermottava hermosolu. Motorisia yksiköitä voidaan luokitella erilailla riippuen luokittelutavasta. Burke (1981) luokittelee motoriset yksiköt kolmeen luokkaan (S, FR ja FF), niiden supistusajan ja väsymisen sietokyvyn mukaan (kuva 4). Tyyppi S on väsymystä sietävä, mutta supistusnopeus on hidas. Tyyppi FR on nopea, väsymystä sietävä ja tyyppi FF supistusominaisuuksiltaan nopea, mutta myös väsy nopeasti. Luokittelu biokemiallisten ominaisuuksien mukaan (tyyppi I ja IIa/IIb) on yleisesti käytetty luokittelu, jossa tyyppi I vastaa hidasta motorista yksikköä ja tyyppi II nopeaa motorista yksikköä (Brooke & Kaiser 1974; Basmajian 1978; Sale 1987). Luokittelussa voidaan käyttää myös isometristä voimaa ja syytymistiheyttä, jolloin voidaan erottaa kahdenlaisia motorisia yksiköitä, toonisia ja faasisia motorisia yksiköitä (Edington & Edgerton 1976). Yleisesti luokittelusta riippumatta, erilaisten motoristen yksiköiden suhteellinen osuus vaihtelee lihaksien ja yksilöiden välillä. (esim. Basmajian 1978; Sale 1987). Taulukkoon 1 on koottu nopean ja hitaan motorisen yksikön välisiä rakenteellisia ja toiminnallisia eroja.



KUVA 4. Erilaisten motoristen yksiköiden voimantuotto-ominaisuudet (muokattu, Edington & Edgerton 1976).

TAULUKKO 1. Hitaan ja nopean motorisen yksikön rakenteellisia ja toiminnallisia eroja (muokattu, Häkkinen 1990).

Rakenne ja toiminta	hidas MY	nopea MY
Hermon ärsytyskynnys	matala	korkea
Hermon johtumisnopeus	pieni	suuri
Lihassolun voimantuotto	hidasta	nopeaa
Lihassolujen relaksoituminen	hidasta	nopeaa
Syttymistäajuus	pieni	suuri
Lihassolujen lukumäärä /MY	pieni	suuri
Supistumisvoima	pieni	suuri
Rekrytoimisen voimantuottonopeus	pieni	suuri
Glykokeenivarastot	pieniä	suuria
Voimantuoton taloudellisuus	hyvä	huono

## 2.3 Hermo-lihasjärjestelmän toiminta

### 2.3.1 Lihaksen supistuminen

Lihaksen supistuminen saadaan aikaiseksi aktivaatiosignaalin avulla, joka kulkeutuu aivoista hermostoa pitkin lihaksille. Signaalin kulkeutuminen perustuu lihaksessa (sarkolemma) ja hermostossa (axolemma) olevien kalvojen ominaisuuksiin ja niiden kykyyn kuljettaa sähköistä signaalia eli aktiopotentiaalia. (Enoka 2002, 241.)

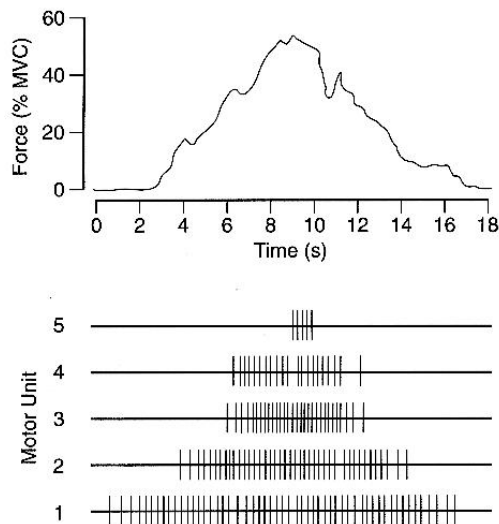
Lihassupistuksen kulku on Guytonin & Hallin (2001) mukaan seuraavanlainen:

- 1) aktiopotentiaali kulkee motorista hermoa pitkin hermo-lihasliitokseen
- 2) hermo erittää välittäjäainetta (asetyylikoliinia) hermo-lihasliitokseen
- 3) asetyylikoliini saa aikaan lihassolukalvon proteiinikäytävien avautumisen
- 4) Na<sup>-</sup>ioneja pääsee lihassolukalvon aukoista sisälle ja seurauksena on lihassolun sarkolemman aktivoituminen
- 5) aktiopotentiaali kulkee lihassolun kalvoa pitkin ja lihassolun sisälle (T-tubuluksien kautta) ja vapauttaa sarkoplasmisesta retikulumista Ca<sup>2+</sup>
- 6) Ca<sup>2+</sup> saa aikaan aktiini- ja myosiinifilamenttien liukumisen toistensa lomiin
- 7) supistuskäskyn loputtua Ca<sup>2+</sup> -ionit pumpataan takaisin sarkoplasmiseen retikulumiin ja lihas rentoutuu. (Guyton & Hall 2001, 67 – 69.)

### 2.3.2 Motoristen yksiköiden rekrytointi ja syttymistiheys

Voiman lisääminen voi tapahtua joko rekrytoimalla lisää motorisia yksiköitä ja/tai lisäämällä jo rekrytoitujen motoristen yksiköiden syttymistiheyttä (Guyton & Hall 2001, 76). Motoristen yksiköiden rekrytointi tapahtuu voimantuottokynnyksen mukaan eli mitä intensiivisemmin työskennellään, sitä enemmän muuttuu rekrytoitujen lihassolujen määrä ja tyyppi. Maksimaalisessa suorituksessa rekrytoidaan kaikki lihassolut (Spendiff & al. 2002), mutta alhaisilla voimatasoilla rekrytoidaan ensin pienet ja hitaat (tyyppi I) ja voimatason kasvaessa suuret ja nopeat (tyypit Iia ja Iib) motoriset yksiköt (kuva 5) (Sale 1987). Tämä motoristen yksiköiden kokoon perustuva järjestys (size principle, Henneman 1965) pätee niin isometrisessä, eksentrisessä kuin konsentrisessäkin suorituksessa. Kokoperiaatteen poikkeuksena saattaa olla kuitenkin eksentrisen suoritus, jonka aikana on havaittu myös päinvastaista rekrytointijärjestystä (esim. Nardone & Schieppati 1988). Tällöin nopeassa eksentrisessä suorituksessa rekrytoitaisiin ensin nopeat (Iia ja Iib) lihassolut ja myöhemmin hitaat (I) lihassolut. Rekrytointikynnys on todettu olevan kuitenkin alhaisempi dynaamisessa suorituksessa verrattuna isometriseen suoritukseen, jolloin motoriset yksiköt rekrytoidaan samassa järjestyksessä, mutta hieman aikaisemmin (Ivanova & al. 1997).

Voimaa voidaan lisätä myös muuttamalla jo aktiivisten motoristen yksiköiden syttymistiheyttä. Syttymistiheys kasvaa voimatason kasvaessa (kuva 5) ja voimantuoton nopeutuessa (Sale 1987). Syttymistiheyden on todettu olevan suurempi konsentrisessa kuin eksentrisessä tai isometrisessä suorituksessa (Ivanova & al. 1997).

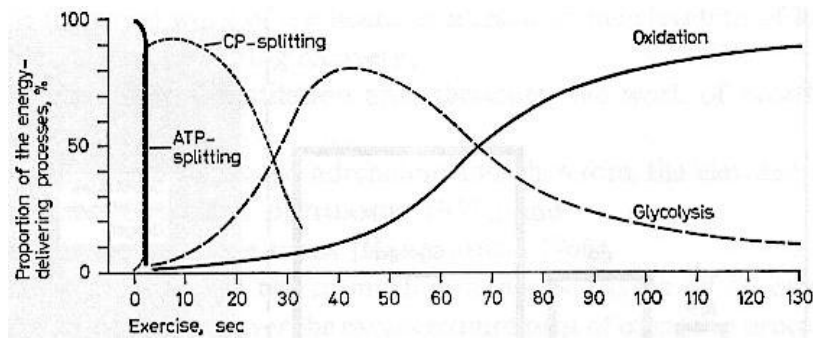


KUVA 5. Viiden motorisen yksikön rekrytointi ja syttymistiheys supistuksen aikana, jolloin voima kasvaa 50 %:iin maksimista (Enoka 2002, 289).

Motoristen yksiköiden rekrytointijärjestys ja syttymistiheys voi muuttua väsymisen aikana. Jatkuvan supistuksen yhteydessä voidaan havaita isompien motoristen yksiköiden rekrytoinnin ja syttymistiheyden laskua (Bigland-Ritchie & al. 1983; Bigland-Ritchie & al. 1979; Gandevia 1998).

### 2.3.3 Energia-aineenvaihdunta

Lihaskäyttö käyttää energiaa tehdessään työtä. Energianlähteinä toimivat välittömät energianlähteet ATP (adenosiinitrifosfaatti) ja KP (kreatiinifosfaatti) sekä hiilihydraatit, rasvat (Keul & al. 1972). Valkuaisaineita eli proteiineja ja alkoholia käytetään energiana vain poikkeustapauksissa. Eri energianlähteitä käytetään suorituksen eri vaiheissa, riippuen siitä, onko happea saatavilla (kuva 6).



KUVA 6. Eri energianlähteiden käyttö suorituksen eri vaiheissa (Keul & al. 1972).

Välittömiä energianlähteitä eli runsasenergisiä fosfaatteja (ATP ja KP) käytetään maksimaalisessa lyhytkestoisessa työssä ja ne loppuvatkin jo noin 8 - 10 sekunnin kuluttua työn aloittamisesta (fosfaatti energia systeemi). Keulin & al. (1972) mukaan nämä fosfaattivarastot riittävät enintään 20 sekunnin suoritukseen, riippuen intensiteetistä. Kun lihasaktiivisuus jatkuu ja fosfaatit on käytetty, aloitetaan hajottamaan glukoosia ATP:n tuottamiseksi. Tällöin lihasten käytettävänä ovat sekä veren glukoosi (sokeri) että lihaksistoon ja maksaan varastoitunut glykogeeni. Glykogeeni on glukoosimolekyylien muodostama varastosokeri, jota lihas voi käyttää kahdella tavalla: anaerobisesti ja aerobisesti. Ilman happea glukoosista tulee maitohappo (glykogeeni – maitohappo systeemi) ja maksimaalisessa lihasaktiivisuudessa näin pystytään tuottamaan energiaa noin 1,3 – 1,6 minuutiksi. Hapen ollessa mukana glukoosi palaa täydellisesti hiilidioksidiksi (CO<sub>2</sub>) ja vedeksi (aerobinen systeemi) ja suoritusta pystytään jatkamaan niin kauan kuin energiavarastot riittävät. Pitkäkestoisessa rasituksessa energiantuotto voi tapahtua myös hajottamalla rasvoja. Rasvasoluista irtoaa varastorasvoja eli triglyseridejä lihassolujen energiaksi. Proteiineja pilkotaan energiaksi vasta, kun kaikki muut energianlähteet on kulutettu loppuun. (Guyton & Hall 2001, 968 – 972.) Taulukossa 2 on verrattu eri energiantuottotapoja.

TAULUKKO 2. Energiantuottotavat ja niiden ominaisuudet (Guyton & Hall 2001, 970).

Energiantuottotapa	ATP/min	Aika
Fosfaatti energia systeemi (ATP ja KP)	4	8 – 10 s
Glykogeeni – maitohappo systeemi (ei happea)	2,5	1,3 – 1,6 min
Aerobinen systeemi - glukoosi, rasvahapot ja aminohapot (happi mukana)	1	rajaton



## **3 LIHASTOIMINTATAVAT JA VOIMANTUOTTO**

### **3.1 Isometrinen voima vs. dynaaminen voima**

Lihaksen toiminta voidaan jakaa isometriseksi ja dynaamiseksi lihastoiminnaksi. Isometriseksi supistukseksi sanotaan liikettä, jossa lihas-jänne kompleksin pituus ei muutu eikä kuorma liiku supistuksen aikana. Dynaamisessa supistuksessa kuorma päinvastoin liikkuu ja lihaksen pituus muuttuu. Dynaaminen lihassupistus voidaan jakaa vielä konsentriseen ja eksentriseen supistukseen. Lihaksen lyhetessä puhutaan konsentrisesta supistuksesta ja lihaksen pidetessä on kyse eksentrisestä supistuksesta. (Tortora & Grabowski 1996, 254.) Tehtaessä maksimaalisia suorituksia eksentrisen lihastyön tuottama voima on suurin, isometrisen toiseksi suurin ja konsentrisen pienin (Komi 1973; Linnamo & al. 2000; Åstrand & Rodahl 1986). Tarkasteltaessa lihasaktiivisuuksia eri lihastoimintatavoilla on saatu eriäviä tutkimustuloksia. Osassa tutkimuksista suurempaa oli konsentrisen suorituksen EMG aktiivisuus (Tesch & al. 1990), osassa eksentrisen suorituksen (Komi & Viitasalo 1977) ja osassa EMG aktiivisuus oli samanlaista (Komi 1973).

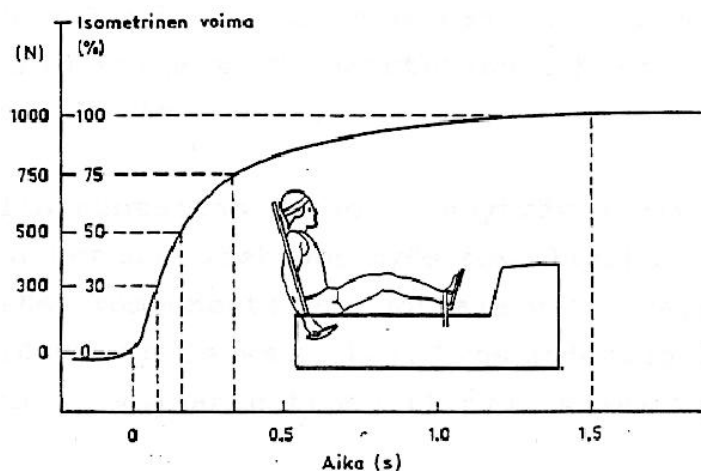
### **3.2 Voimantuoton riippuvuus**

Yleisesti voitaisiin sanoa, että lihaksen voimantuotto riippuu ennen kaikkea siitä, montako motorista yksikköä on toiminnassa. Lihassoimaan vaikuttavat myös lihastyötapo, liikkeen nopeus, lihassyiden pituus ennen liikkeen alkamista, nivelkulma sekä esivenytys, kuten myös sukupuoli.

#### **3.2.1 Voima-aika riippuvuus**

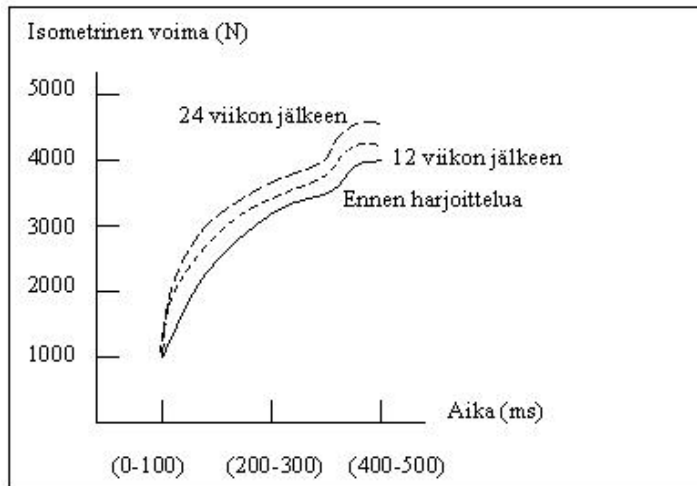
Voiman tuottamiseen kuluu aikaa, jota voidaan kuvata voima-aika käyrän avulla (kuva 7). Tarkemmin voitaisiin sanoa, että voima-aika käyrä ilmaisee kykyä rekrytoida mahdollisimman monta nopeaa motorista yksikköä mahdollisimman suurella syttymistiheydellä. Kullakin lihaksella ja lihasryhmällä on muodoltaan yksilöllinen

voima-aika käyrä isometrisessä supistustilanteessa ja sen jyrkkyys on riippuvainen rekrytoimisen nopeudesta. (Häkkinen 1990.) Myös eri lajien edustajilla on todettu olevan yksilölliset voima-aikakäyrät huolimatta samoista maksimivoima-arvoista (Häkkinen & al. 1984). Lihaksen tuottaman tahdonalaisen maksimaalisen voiman on todettu korreloivan suhteellisen hyvin lihaksen poikkipinta-alaan. Mitä suurempi on lihaksen poikkipinta-ala, sitä suurempi on myös sen tuottama maksimivoima. (Häkkinen & al. 1984.)



KUVA 7. Voima-aika käyrä (Häkkinen 1990).

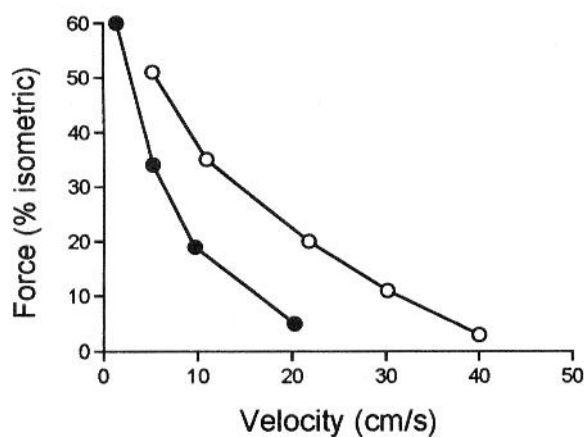
Voima-aika käyrässä voidaan havaita muutoksia harjoittelun ja väsymisen vaikutuksesta. Voima-aika käyrä siirtyy harjoittelun vaikutuksesta vasemmalle (Häkkinen & al. 1985) eli tuotetun voiman suuruus ja voimantuottonopeus kasvavat (kuva 8). Väsymisen yhteydessä vaste on päinvastainen eli käyrä siirtyy oikealle. Nopeusvoima-harjoittelulla voidaan vaikuttaa rekrytointinopeuteen, mutta voima-aika käyrän muotoon vaikuttaa myös lihaksen solujakauma. Henkilöillä, joilla suurien nopeiden lihassolujen osuus hitaisiin verrattuna on suurempi, tapahtuu voimantuotto myös lyhyemmässä ajassa. (Viitasalo & Komi 1978a.)



KUVA 8. Alaraajojen ojentajalihasten voima-aika käyrän kehittyminen 12 ja 24 viikon nopeusvoimaharjoituksessa (muokattu, Häkkinen & al. 1985).

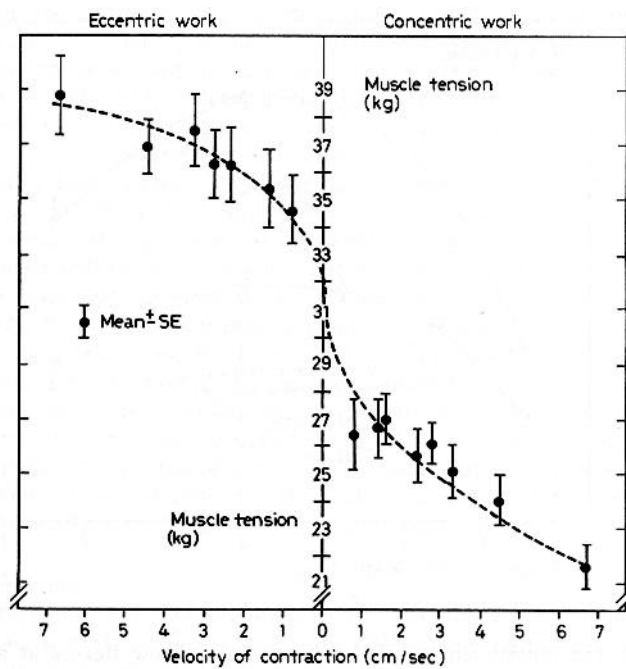
### 3.2.2 Voima-nopeus riippuvuus

Voima-nopeus käyrä (kuva 9) kuvaa lihaksen supistumisnopeutta erisuuruisilla kuormilla tai lihaksen tuottamaa voimaa eri liikenopeuksilla. Kuorman suuruus vaikuttaa voiman tuottoon siten, että mitä kevyempi kuorma on, sitä nopeammin sitä pystytään liikuttamaan. (Häkkinen 1990.) Korkeatehoisen suorituksen yhteydessä on rekrytoitu kaikki motoriset yksiköt liikenopeudesta riippumatta. Kuitenkin alhaisemmilla liikenopeuksilla pystytään luomaan enemmän poikittaissiltoja, jonka vuoksi tuotettava voima on suurempi. (Komi 1973; Spendiff & al. 2002.)



KUVA 9. Voima-nopeus käyrä ja sen kehittyminen (siirtyminen oikealle) harjoittelun vaikutuksesta (Enoka 2002, 386).

Komin (1973) mukaan liikenopeuden ja lihaksen tuottaman voiman välillä on eroja konsentrisessa ja eksentrisessä suorituksessa. Konsentrisessa suorituksessa tuotettavan voiman suuruus on sitä pienempi, mitä suuremmalla liikenopeudella kohde liikkuu, mutta eksentrisessä liikenopeuden lisääntyessä lihaksen tuottama voima kasvaa. Kuva 10 havainnollistaa tätä eroa. (Komi 1973.)



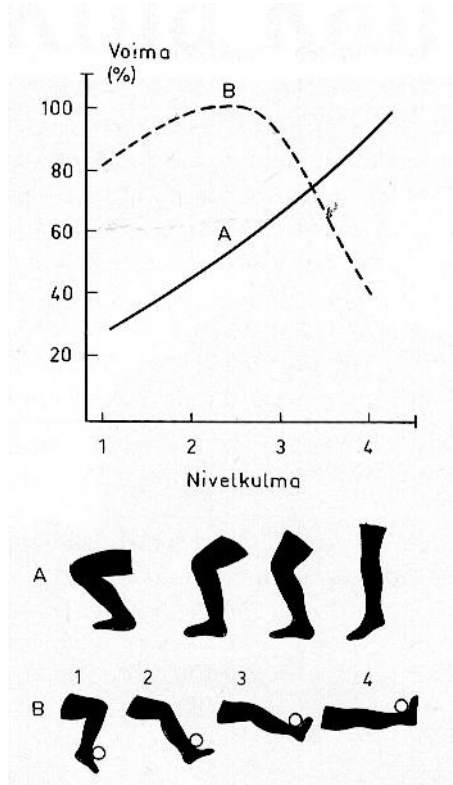
KUVA 10. Konsentrisen ja eksentrisen työn voima-nopeus käyrä eri supistusnopeuksilla (Komi 1973).

Lihaksen supistusnopeus alenee progressiivisesti väsymisen aikana, koska maksimaalinen voimantuotto alenee (Bigland-Ritchie & Woods 1984). Bigland-Ritchien & al. (1983) tekemässä tutkimuksessa lihaksen supistusnopeuden prosentuaalinen muutos oli lähes samanlainen kuin prosentuaalinen muutos EMG:ssä.

### 3.2.3 Nivelkulman vaikutus voimantuottoon

Kullekin lihakselle on olemassa tietty nivelkulma, jolla lihas pystyy tehokkaimmin tuottamaan voimaa (kuva 11). Jokaisella nivelliikkeellä on oma spesifinen nivelkulman ja lihasten yhteinen voimakäyrän kuvaaja. Kuva 11 osoittaa, kuinka polvinivelen nivelkulman ja tuotetun voiman riippuvuus on erilainen liikkeessä, jossa liike tapahtuu usean nivelen ja lihasryhmän avulla (jalkakyykky) tai liikkeessä, jossa käytetään vain yhtä niveltä ja yhtä lihasryhmää (polven ojennus). (Viitasalo & al. 1985b.) Nivelkulman

ohella myös vipuvarsi eli lihaksen kiinnityskohdan etäisyys nivelestä vaikuttaa voimantuoton suuruuteen. Mitä kauemmaksi nivelestä voima kohdistuu, sitä pienemmällä voimalla kuormaa voidaan liikuttaa. (Häkkinen 1990.)



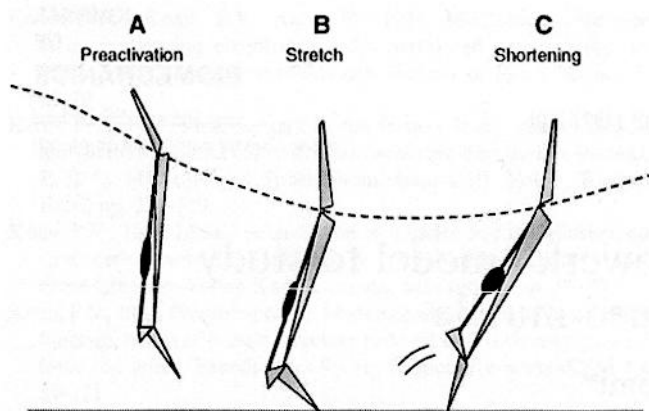
KUVA 11. Nivelkulman ja maksimaalisen isometrisen voiman välinen riippuvuus jalkakyykyssä (A) ja polven ojennuksessa (B) (Viitasalo & al. 1985b).

Jotta kuormitus olisi yhtä suurta nivelliikkeen kaikissa asennoissa, tulisi käyttää erisuuruisia kuormia liikeradan eri vaiheissa. Nivelkulman ja voiman välisen riippuvuuden optimoimiseksi onkin kehitetty voimaharjoituslaitteita, joissa vastus muuttuu nivelliikkeen aikana, vaikka asetettu kuorma pysyy samana. Kaikilla nivelen asennoilla kuorma on siis suhteutettu jokaisen nivelkulman maksimivoimaan, jolloin kuormittavuus on tehokasta koko liikealueella. Tällaisia laitteita kutsutaan muuttuvan vastuksen periaatteella toimiviksi laitteiksi (Häkkinen 1990). Tällaisilla laitteilla voiman kehittyminen on tasaista koko nivelalueella (Graves & al. 1989; Häkkinen & al. 1987).

### 3.2.4 Lihaspituuden ja esivenytyksen vaikutus voimantuottoon

Voimantuottoon vaikuttaa lihaksen pituus. Koska lihassolu on rakentunut peräkkäisistä sarkomeereista, voidaan ajatella, että sarkomeerin voima-pituus riippuvuus edustaa vastaavasti lihassolun voima-pituus riippuvuutta ja sitä kautta koko lihasta. Sarkomeerin tuottaman voiman suuruus on riippuvainen sarkomeerin pituudesta, koska sarkomeerin eri pituuksille muodostuu eri määrä poikittaissiltoja (Gordon & al. 1966). Sarkomeerin voima on suurimmillaan sen keskipituuksilla, jolloin poikittaissiltojen määrä on myös suurin ja pienimmillään äärimmäisen supistuneissa tai venyneissä tiloissa. Tämän vuoksi myös suurin lihaksen tuottama voima saavutetaan lihaksen keskipituuksilla. (Häkkinen 1990; Åstrand & Rodahl 1986.)

Lihaksessa on elastisia rakenteita, kuten lihaskalvoja (sarkolemmakalvot ja peitinkalvot) ja sidekudosrakenteita (jänteet ja ligamentit). Sarkolemmakalvot ja peitinkalvot estävät sarkomeerien filamentteja irtoamasta toisistaan, kun lepotilassa olevaa lihasta venytetään. Myös jänteet ja ligamentit venyvät hieman lihaksen supistuessa, mutta ne myös pystyvät varastoimaan itseensä elastista energiaa. (Häkkinen 1990, Komi 2000.) Poikittaissilloilla ja lihaksiston sidekudosrakenteilla on siis kyky varastoida itseensä elastista energiaa, joka voidaan luovuttaa lihassupistuksen yhteydessä lisävoimana. Tällaista lihastoimintaa kutsutaan venymis-lyhenemis syklukseksi (stretch-shortening cycle, SSC) (kuva 12) (Komi 2000).



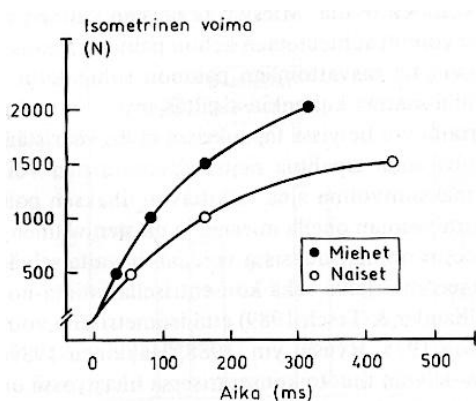
KUVA 12. Venymis-lyhenemissykli (Komi 2000, muokattu Komi 1984).

Elastisen energian varastoituminen lihakseen edellyttää, että venytettävä lihas on aktiivinen ja varastoituneen energian vapautuminen edellyttää, että lihassupistus tapahtuu välittömästi esivenytyksen jälkeen. Muuten elastinen energia muuttuu lämpöenergiaksi liike-energian sijaan (Cavagna & al. 1968). Mitä voimakkaampi esivenytys on, sitä suurempi elastinen tehokkuus saadaan esille, kunnes saavutetaan kriittinen piste. Tässä vaiheessa venytysvoimakkuuden lisääminen laskee lihasten voimantuottoa, koska inhibitoriset tekijät laukaisevat lihasjännityksen (Åstrand & Rodahl 1986).

### 3.2.5 Sukupuolten väliset erot voimantuotossa

Miesten maksimaalinen lihasvoima ja suorituskyyky ovat suurempia kuin naisten (Komi & Karlsson 1978). Kun maksimaalinen lihasvoima suhteutetaan lihaksen poikkipinta-alaan, vähenevät sukupuolten väliset erot suhteellisen paljon (Ryushi & al. 1988). Tämän vuoksi lähes kaikki erot lihaksen suorituskyykyssä sukupuolten välillä johtuvat lihasmassan eroista. (Häkkinen 1990.) Ryushi & al. (1988) mukaan maksimaalisen lihasvoiman eroja miehillä ja naisilla ei aina pystytä kuitenkaan selittämään lihasmassan avulla, koska lihasmassaan vaikuttaa myös harjoittelutausta.

Sukupuolten väliset erot ovat nähtävissä paitsi absoluuttisessa maksimaalisessa voimassa myös voimantuottonopeudessa, jonka on todettu olevan suurempi miehillä (kuva 13) (Ryushi & al. 1988; Komi & Karlsson 1978). Voima-nopeus käyrän muodossa konsentrisessä lihastyössä ei sukupuolten välillä ole eroja, mutta käyrän jyrkkyys ja nousun jatkuvuus eksentrisessä lihastyössä saattaa hieman poiketa.



KUVA 13. Alaraajojen ojentajalihasten voima-aika käyrä naisilla ja miehillä (Ryushi & al. 1988).

Erot voimantuotto-nopeudessa miesten ja naisten välillä johtuvat eroista hermoston kyvyssä aktivoida lihaksia nopeasti (Komi & Karlsson 1978) ja/tai eroista lihasten nopeiden ja hitaiden lihassolujen prosenttijakaumassa ja/tai solujen pinta-alasuhteissa. Myös naisten huomattavasti alhaisempi testosteroni pitoisuus saattaa heijastua naisten heikompana ”aggressiivisuutena”, jolloin lihasten aktivointinopeus ja -määrä saattaa jäädä alhaisemmaksi kuin miehillä. (Häkkinen 1990.) Myös naisten sukupuolihormoni, estrogeeni, aiheuttaa jonkun verran suorituskyvyn eroja naisten ja miesten välille, mutta ei kuitenkaan yhtä paljon kuin testosteroni (Guyton & Hall 2001, 968). Komin & Karlssonin (1978) mukaan voimantuottonopeuden erot sukupuolten välillä voivat johtua eroista lihasentsyymiaktiivisuudessa tai rakenteellisista eroista elastisissa kudoksissa. Voiman tuottaminen on kuitenkin erittäin riippuvainen myös hermostollisen aktivaation suuruudesta. Tällöin voitaisiinkin ajatella erojen johtuvan siitä, että naiset eivät kykene rekrytoimaan saatavilla olevia motorisia yksiköitä ja näin maksimoimaan heidän suorituskykyään (Ryushi & al. 1988). Sukupuolten väliset erot voimantuotossa vaikuttavat myös sukupuolten välisiin eroihin lihasväsymisessä, jota on käsitelty myöhemmässä kappaleessa.



## 4 LIHASVÄSYMINEN

### 4.1 Lihasväsymisen määritelmä

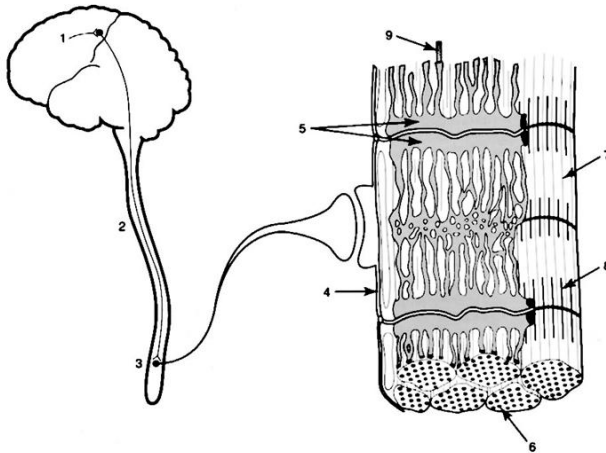
Yleisesti ymmärretään, että lihasväsymisellä viitataan akuuttiin suorituskyvyn heikkenemiseen, joka on aiheutunut fyysisestä rasituksesta. Edwards (1983) määrittelee lihasväsymisen kykenemättömyytenä ylläpitää vaadittua tai odotettua voimaa tai tehoa. Toisaalta lihasväsymisen voi helposti sekoittaa lihasheikkouteen ja erilaisiin lihassairauksiin, joiden vasteina on myös mm. voiman pieneneminen. Lihasväsyminen on kuitenkin fysiologinen prosessi, jossa aktiivisuuden heikkeneminen aiheuttaa lihaksen tuottaman voiman pienenemisen. Lihasväsymys määritetäänkin yleensä lihaksen voimantuoton vähenemisenä (Fitts & Metzger 1988). Ennen tätä vastetta esiintyy kuitenkin useita tapahtumia ja tapahtumaketjuja, jotka vaikuttavat väsymiseen ja sen suuruuteen. Useat tutkimukset osoittavat, että väsyminen ei johdu ainoastaan yhden, vaan useiden mekanismien toiminnan pettämisestä. Lihasväsymisen aiheuttamat vasteet tulevat esiin suhteellisen nopeasti fyysisen rasituksen aloittamisen jälkeen. (Enoka 2002, 374.)

Hermo-lihasjärjestelmän muutokset väsymisen aikana ovat erilaisia, erityyppisten rasitusten aikana. Submaksimaalisella tasolla tehtävää työtä (jaksottainen tai jatkuva) pystytään ylläpitämään tietyn aikaa ennen kuin nopeus tai intensiteetti laskee, mutta tehtäessä lyhyitä maksimaalisia suorituksia jaksottaisesti sama aika, voidaan voiman putoaminen tässä ajassa jo havaita. Jatkuvan maksimaalisen voiman ylläpitäminen ei ole mahdollista, vaan voima laskee heti suorituksen alusta. (Bigland-Ritchie & al. 1986.) Maksimaalisessa suorituksessa voiman putoamisen on todettu olevan suurempaa eksentrisessä kuin konsentrisessä suorituksessa (Komi & Viitasalo 1977; Linnamo & al. 2000), mutta myös päinvastaisia tuloksia on saatu (Tesch & al. 1990).

## 4.2 Lihasväsymisen sijainti

Väsymyksen aiheuttama muutos tai toimintahäiriö voi sijaita missä tahansa liikkeen muodostuksessa mukana olevassa järjestelmässä: keskushermostossa, motorisissa hermoissa, hermo-lihasliitoksessa tai itse lihaksessa. Toimintahäiriöitä voi tapahtua (kuva 14):

- motorisen korteksin aktivoitumisessa (1)
- keskushermoston kyvyssä käskyttää motoneuroneita (2)
- aktivoituissa lihaksissa ja motorisissa yksiköissä (3)
- impulssin siirtymisessä/leviämisessä (4)
- ärsytys-supistus koplauksessa (5)
- aineenvaihdunta-aineiden saatavuudessa (6)
- solunsisäisessä ympäristössä (7)
- supistuvassa komponentissa (8) ja/tai
- lihaksen verenkierrossa (9). (Enoka & Stuart 1992; Enoka 2002, 374.)

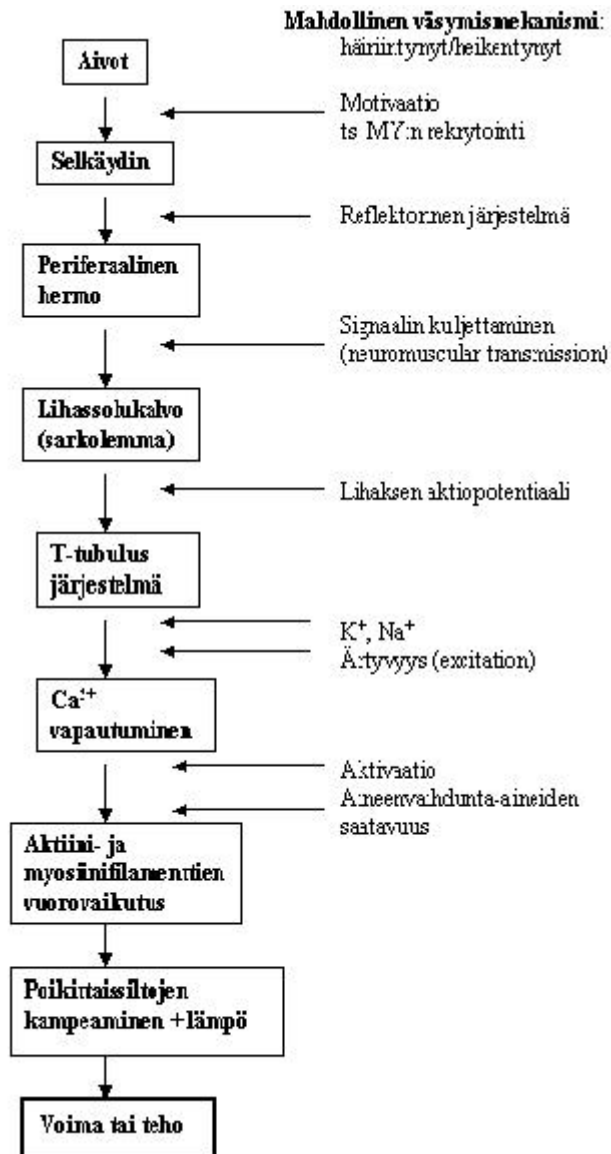


KUVA 14. Väsymisen sijaintipaikat (Enoka 2002, 374).

## 4.3 Sentraalinen ja perifeerinen väsyminen

Väsymistä tapahtuu niin sentraalisesti kuin perifeerisestikin. Väsymisen aiheuttamia muutoksia, jotka tapahtuvat hermo-lihassynapsissa ja/tai lihaksessa eli yleisesti lihastasolla, kutsutaan perifeerisiksi muutoksiksi. Sentraalisia muutoksia ovat taas muutokset, jotka tapahtuvat aikaisemmin eli  $\alpha$ -motoneuronissa, selkärangassa ja/tai aivoissa. (Latash 1998.)

Edwards (1983) on kuvannut kaaviossaan tahdonalaisessa supistuksessa mukana olevat rakenteelliset osat ja niihin vaikuttavat mahdolliset väsymysmekanismit (kuva 15).



KUVA 15. Tahdonalaisen lihassupistuksen tapahtumaketju ja mahdolliset väsymysmekanismit (Edwards 1983).

#### 4.3.1 Väsymisen sentraaliset mekanismit

Väsytystutkimuksissa on havaittu, että hermoston kyky ärsyttää motoneuroneita ei ole aina maksimaalinen ja että se voi myös osaltaan olla syyllinen voiman laskuun. Tätä ilmiötä sanotaan sentraaliseksi väsymiseksi. Keskushermoston toimintahäiriöt, kuten kortikaalisen output:in aleneminen ja/tai kasvanut aistipalautteen inhibitio aiheuttavat osaltaan voiman putoamista väsymisen yhteydessä (Gandevia 1998). Sentraalista väsymistä esiintyy varsinkin submaksimaalisilla kuormilla ja väsymisen pitkittyessä.

Nopeusvoimatyyppinen väsyminen johtuu ensisijaisesti sentraalisista tekijöistä, koska nopeusvoimarasituksessa hermoston aktivaatiotaso on hyvin korkea ja lihasten aktivaatioaika puolestaan hyvin lyhyt. (Häkkinen 1990.)

Keskushermoston toiminnan vajavuudessa voi olla syynä esim. motivaatio, jolloin tahdonalainen voima ja sähköstimulaatiolla aikaansaatu voima eivät laske rinnakkain. Tässä tilanteessa joko nämä kaksi voimakäyrää poikkeavat toisistaan tai tahdonalaisen aktivaation taso alenee. Huono motivaatio luultavasti vaikuttaa keskushermostoon, joka ei kykene käskyttämään motoneuroneita normaalisti. (Enoka 2002.) Sentraalisessa väsymisessä ongelmana voi olla myös impulssin kulkeminen selkäytimessä tai motoristen yksiköiden rekrytointihäiriöt (Gibson & Edwards 1985). Sentraalista väsymistä voi siis ilmetä myös maksimaalisesta aktivaatiosta huolimatta (Bigland-Ritchien & al. 1983).

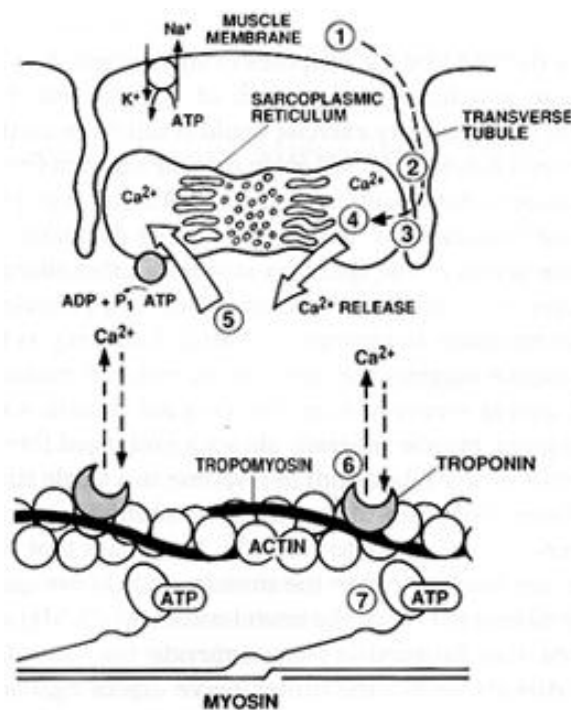
#### **4.3.2 Väsymisen perifeeriset mekanismit**

Perifeerinen väsyminen on aiheutunut ongelmista perifeeristen hermojen toiminnassa, aktiopotentiaalin siirrossa hermo-lihasliitoksessa ja/tai ongelmista poikittaissiltojen toiminnassa (Gibson & Edwards 1985).

Useat eri prosessit ovat osallisena muutettaessa aksonin aktiopotentiaalia sarkolemman aktiopotentiaaliksi eli impulssin kuljettamisessa hermo-lihasliitoksessa. Hermo-lihasimpulssin etenemisen häiriö voi tapahtua impulssin kulkeutumisessa hermon päätehaaroihin, hermon päätelevyn ärtyvyydessä tai impulssin siirtäjä aineissa. (Bigland-Ritchie & al. 1979; Jones, Bigland-Ritchie & Edwards 1979.) Heikentynyt aktiopotentiaalin siirto on aiheutunut solun ulkopuolisen kaliumin kasaantumisesta ja/tai natriumin vähenemisestä. (Edwards & al. 1977.)

Poikittaissiltojen toiminnan häiriöissä on kyse hermo-lihasjärjestelmän heikentyneestä kyvystä siirtää aktiopotentiaali poikittaissiltojen aktiivisuudeksi eli ärsytys-supistuskoplauksen epäonnistuminen. Fittsin ja Metzgerin (1988) mukaan perifeerinen lihasväsymys voi vaikuttaa ärsytys-supistuskoplauksen seitsemään vaiheeseen (kuva 16):

- sarkolemman aktiopotentiaaliin (1)
- aktiopotentiaalin leviämiseen t-tubulusjärjestelmässä (2)
- viiveeseen signaalin leviämisen ja  $\text{Ca}^{2+}$  vapautumisen välillä (3)
- $\text{Ca}^{2+}$  vapautumiseen sarkoplasmisesta retikulumista (4)
- $\text{Ca}^{2+}$  takaisinottoon sarkoplasmiseen retikulumiin (5)
- $\text{Ca}^{2+}$  sitoutumiseen troponiiniin (6) ja
- aktomyosiinin ATP hydrolyysi ja poikittaissiltojen toimintasykliin (7).



KUVA 16. Ärsytys-supistuskoplauksen pääprosessit (Fitts & Metzger 1988).

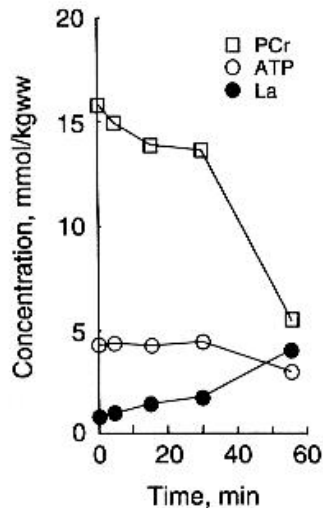
Perifeeriseen lihasväsymykseen ensisijaisesti liittyviä prosesseja ovat yleensä ne, jotka esiintyvät sarkolemman ja T-tubuluskalvon depolarisaation jälkeen (Fitts & Metzger 1988). Näissä  $\text{Ca}^{2+}$ :lla on tärkeä rooli, koska se säätelee lihaksen aktivaatiota ja voiman tuottoa. Solunsisäisen  $\text{Ca}^{2+}$  määrä riippuu  $\text{Ca}^{2+}$ :n vapautumisesta sarkoplasmisesta retikulumista sekä sen poistamisprosessista. Poistamisprosessi riippuu  $\text{Ca}^{2+}$  -pumpun toiminnasta sekä  $\text{Ca}^{2+}$  sitovien proteiinien aktiivisuudesta.  $\text{Ca}^{2+}$  vapautuminen SR:stä johtaa siis lihaksen supistumiseen ja sen poistaminen lihaksen relaksoitumiseen (Hill &

al. 2001). Solunsisäisen kalsiumin vapautumisen pieneneminen on todettu olevan yhteydessä väsymiseen ja voiman tuoton heikkenemiseen, joten kaikki tekijät, jotka vaikuttavat  $\text{Ca}^{2+}$  vapautumiseen tai poistamiseen vaikuttavat osaltaan myös väsymiseen ja sen suuruuteen. Tutkimukset ovat osoittaneet, että  $\text{Ca}^{2+}$  varastojen koko pienenee rasituksen aikana (Hill & al. 2001), mutta niiden koko palautuu levossa (Allen & al. 2002).

#### **4.4 Aineenvaihdunta-aineet, verenkierto ja väsymys**

Energia-aineenvaihdunnan tuotteiden tiedetään vaikuttavan voiman tuottoon. Työskenneltäessä kovalla intensiteetillä lihaksen korkeaenergiset fosfaatit (ATP ja KP) vähenevät ja glykogeenivarastot pienenevät, samalla epäorgaanisen fosfaatin ( $\text{P}_i$ ), laktaatin ja  $\text{H}^+$  -ionien määrä kasvaa (Simonson 1971; Allen & al. 2002). Energia-aineenvaihdunta aineiden loppuminen aiheuttaa lopulta uupumisen, mutta ne eivät selitä asteittain tapahtuvaa maksimaalista voiman putoamista (Vøllestad 1995).

Maksimaalisissa, nopeissa suorituksissa välittömien energianlähteiden riittävyys on tärkeä tekijä estettäessä väsymistä. Kudosten ATP tason tulee olla riittävä, jotta poikittaissillat pystyvät tuottamaan riittävästi voimaa (Vollestad 1995). ATP:llä on myös suuri merkitys Na/K -pumpulle, joka on välttämätön ylläpitämään sarkolemman ja t-tubuluksen normaalia aktiopotentiaalia. Lisäksi ATP on osa sarkoplasmisen reticulumin ATPaasia ja siten välttämätön  $\text{Ca}^{2+}$  takaisinotossa SR:iin. (Fitts & Metzger 1988.) Kun välittömät energianlähteet loppuvat ja energiaa tuotetaan anaerobisesti, muodostuu maitohappoa eli laktaattia (kuva 17), jonka seurauksena solun vetyionipitoisuus kasvaa ja lihaksen happamuus (pH) nousee. Lihaksen happamuuden nousun on todettu olevan yhteydessä lihasväsymiseen. (Allen & al. 1995.) Happamuuden suuruus riippuu happamien aineenvaihdunta-aineiden tuotosta, pH:n puskuroinnista ja pH:n säätelymekanismin aktiivisuudesta. Myös lihassolun tyyppi ja suoritettu aktiivisuus vaikuttaa lihaksen happamuuteen ja sitä kautta väsymiseen. (Allen & al. 1995.)



KUVA 17. Kreatiinifosfaatti (CPr), ATP ja laktiaatti (LA) muutokset 60 minuutin rasituksen aikana (muokattu, Thomas & al. 1995).

Pidemmissä suorituksissa glykogeenitaso ja -varastot vaikuttavat lihasväsymiseen. Glykogeenitason aleneminen inhiboi  $\text{Ca}^{2+}$  vapautumista SR:stä, jonka on todettu olevan yhteydessä voiman alenemiseen. (Allen & al. 2002.) Pidennetyn aktiivisuuden aikana väsymiseen vaikuttaa lihaksen ja maksan glykogeenvaje, veren glukoosin aleneminen, nestehukka sekä kohonnut kehon lämpötila.

Väsymisen aiheuttavia mekanismeja on lueteltu paljon, mutta yksi ensimmäisistä väsymisen aiheuttajista oli verenkierron ongelmat. Verenkierron kasvaminen työskentelevässä lihaksessa on välttämätöntä, jotta lihas saa tarvitsemansa aineet, pystyy kuljettamaan pois kuona-aineet ja haihduttamaan lämpöä. Lihaksen työskennellessä paine lihaksen sisällä kuitenkin kasvaa, mikä painaa verisuonia kasaan ja tukkii verenkierron paineen noustessa yli systolisen paineen. (Enoka 2002)

#### 4.5 Sukupuolen vaikutus lihasväsymiseen

Sukupuolten väliset erot voimantuotossa vaikuttavat myös sukupuolten välisiin eroihin lihasväsymisessä. Niin iällä kuin sukupuolellakin on todistettu olevan vaikutusta lihasväsymiseen. On raportoitu, että vanhemmat ihmiset väsyvät enemmän kuin nuoret ja miehet enemmän kuin naiset (Hick & McCartney 1996, Häkkinen 1994).

Suurimassa osassa lihasväsymistutkimuksista, joissa on vertailtu sukupuolten välisiä eroja lihasväsymisessä, on väsytyksellä ollut maksimivoimatyypistä (esim. Häkkinen 1994). Samat sukupuolten väliset erot esiintyvät myös nopeusvoimaväsytyksen aikana (esim. Linnamo & al. 1998). Rasituksen aiheuttama maksimivoiman lasku on havaittu sekä miehillä että naisilla, mutta miehillä voiman aleneminen on suhteellisesti suurempaa verrattuna naisiin (Häkkinen 1994; Linnamo & al. 1998). Tämä voi johtua osittain siitä, että naiset pystyvät tuottamaan vähemmän absoluuttista voimaa ja pienemmällä voimantuottonopeudella (Komi & Karlsson 1978; Ryushi & al. 1988), jolloin väsytyksen suuruus jää pienemmäksi verrattuna miehiin.

Absoluuttisten voima-arvojen ohella myös laktaattipitoisuudet ja palautuminen rasituksesta ilmentävät lihasväsymisen suuruutta. Naisilla onkin todistettu ilmenevän vähemmän lihasväsymistä molempien väsytyksien (maksimivoima- ja nopeusvoimarasitus) jälkeen, mutta erot korostuvat nopeusvoimarasituksen yhteydessä. Linnamo & al. (1998) havaitsi tutkimuksessaan, että naiset eivät pysty väsyttämään itseään niin hyvin kuin miehet, varsinkaan nopeusvoimatyypisessä rasituksessa. Nopeusvoimarasituksen jälkeen naisten voima-arvot olivat tippuneet vähemmän verrattuna miehin, mutta myös laktaattipitoisuuksien tulokset ja palautuminen indikoivat lihasväsymisen eroja sukupuolten välillä. Miesten laktaattipitoisuudet olivat väsytyksen aikana nousseet 4,2 mmol/l, kun naisten laktaattipitoisuudet eivät nousseet lähes lainkaan lepotasosta väsytyksen yhteydessä. Samoin palautuminen ilmensi alkuperäisen väsytyksen asteen suuruutta. Miesten maksimivoiman palautuminen nopeusvoimarasituksesta kesti kaksi tuntia, kun naisten maksimivoima oli palautunut jo tunnissa. Tähän naisten kyvyttömyyteen rasittaa itseään nopeusvoimatyypisesti voi olla syynä hermoston toiminnan erot (Kent-Braun & al. 2002), hormonaaliset syyt (Ryushi & al. 1988) tai naisten alhaisempi testosteronitaso (Häkkinen 1993).

Naisten väsymisen sietokyky eli kestävyys on puolestaan parempi kuin miesten, mitä esimerkiksi naisten lihaksiston ”hitaampi solukko” saattaa osaltaan selittää. (Häkkinen 1990.) Naisten kestävyysajan on todettu olevan suurempi verrattuna miehiin (Semmler & al. 1999; Hunter & Enoka 2001).

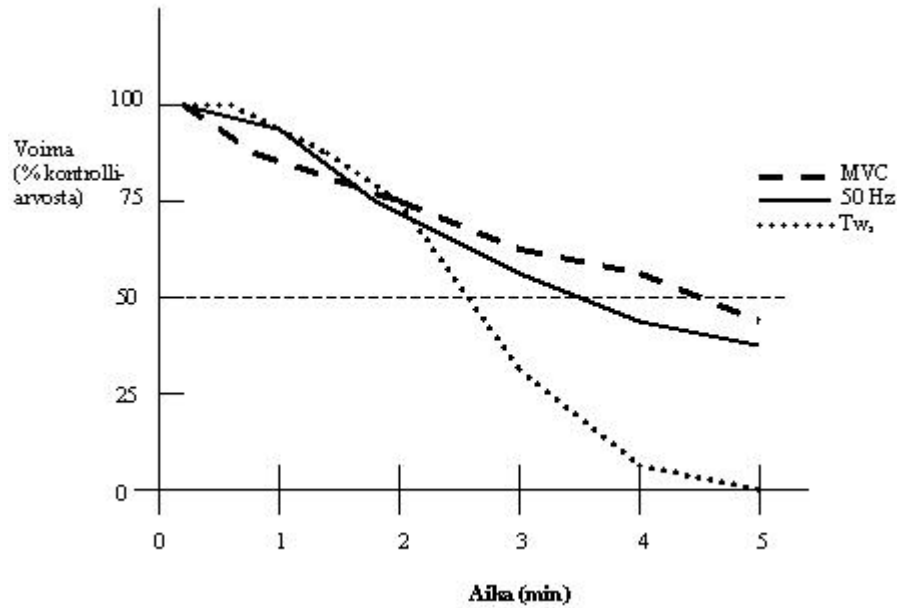


## **5 LIHASVÄSYMISEN TUTKIMINEN**

Lihäsväsymisen tutkimiseen on monenlaisia menetelmiä. Yleisesti mitataan lihasaktiivisuutta (EMG), voimaa, veren laktaattipitoisuutta yms. Useissa tutkimuksissa onkin todettu lihasaktiivisuuden indikoivan hyvin väsymystä, koska se kuvaa supistuvan lihaksen neuromuskulaarista toimintaa. Myös sähköistä stimulaatiota käytetään lihasväsymystutkimuksissa. Stimulaation (yksittäinen tai sarjastimulaatio) ja voiman avulla voidaan tutkia lihaksen supistusominaisuuksia sekä väsymisen sijaintia.

### **5.1 Lihäsväsymisen sijainnin tutkiminen**

Sentraalisten ja perifeeristen tekijöiden suhteellista osuutta voidaan tutkia lyhytkestöisen sähköön (yksittäinen sähköstimulus) avulla tarkastelemalla sen aiheuttamaa muutosta voimassa ja EMG:ssä (Gibson & Edwards 1985). Monissa tutkimuksissa on havaittu, että niin tahdonalainen voima kuin keinotekoisesti saatu voima alenevat rinnakkain (kuva 18, taulukko 3). Merton (1954) osoitti, että stimulaation amplitudi laskee lineaarisesti supistuvoiman kanssa ja, että maksimaalisesti aktivoitussa lihaksessa ei voiman lisäystä voida havaita. Tämä osoittaa, että sentraalisen keskuksen toiminta säilyy maksimaalisena suoritusten aikana ja voiman lasku aiheutuu perifeerisestä väsymisestä (mm. Bigland-Ritchie & al. 1986; Bigland-Ritchie & al. 1986; Bigland-Ritchie & al. 1983). Jos stimulaatio päinvastoin lisää voimaa voidaan päätellä, että kyseessä on sentraalinen väsymys (Allen & al. 1998).



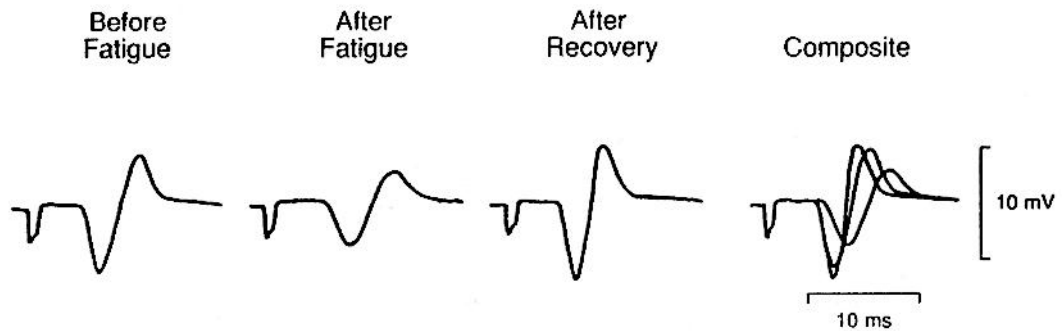
KUVA 18. MVC:n ja sähköstimulaation (50 Hz ja nykäys,  $T_{w_s}$ ) laskeminen väsymisen aikana (muokattu, Bigland-Ritchie & al. 1986).

TAULUKKO 3. Väsymisen ominaisuudet ja mekanismit. (Gibson & Edwards 1985).

Väsyminen	Ominaisuudet	Mekanismit
<b>1) Sentraalinen väsyminen</b>	Tahdonalaisen supistuksen tuottama voima (tai lämpö) pienempi kuin sähköstimulaatiolla aikaan saatu	Kyvyttömyys ylläpitää motoristen yksiköiden rekrytointia ja/tai syttymistiheyttä
<b>2) Perifeerinen väsyminen</b>	Voiman (tai lämmön) suuruus sama tahdonalaisessa supistuksessa ja stimulaatiolla aikaan saadussa supistuksessa	
<i>a) Korkeataajuusväsyminen</i>	Voimantuoton vähentyminen korkeilla stimulointitaajuuksilla	Häiriö impulssin kuljetuksessa hermo-lihasliitoksessa ja/tai lihaksen aktiopotentiaalin johtumisessa
<i>b) Matalataajuusväsyminen</i>	Voimantuoton vähentyminen matalilla stimulointitaajuuksilla	Heikentynyt ärsytys-supistuskoplaus

Jos stimulaation amplitudi laskee lineaarisesti supistuvoiman kanssa eli voidaan todeta väsymyksen johtuvan perifeerisistä tekijöistä, voidaan tutkia, onko syynä impulssin kuljettamisen häiriö vai ongelmat ärsytys-supistus koplauksessa. Yleisin tapa määrittää impulssin kulkemista hermo-lihasliitoksessa on maksimaalinen M-aalto, joka otetaan ennen, jälkeen ja rasituksen yhteydessä antamalla sähköimpulssi hermoon. M-aallon

latenssiaika (aika stimuluksesta aaltoon) kertoo hermon johtumisnopeudesta sekä hermo-lihasliitoksen toimimisesta ja aallon kesto johtumisnopeudesta solukalvolla. Väsymisen yhteydessä havaittu M-aallon amplitudin ja pinta-alan lasku ilmaisee siis toimintahäiriöitä impulssin kuljettamisessa hermo-lihasliitoksessa tai lihaskalvon ärtyvyydessä (Bigland-Ritchie & Woods 1984). Kuvassa 19 on havainnollistettu M-aallon muuttumista väsymisen aikana.

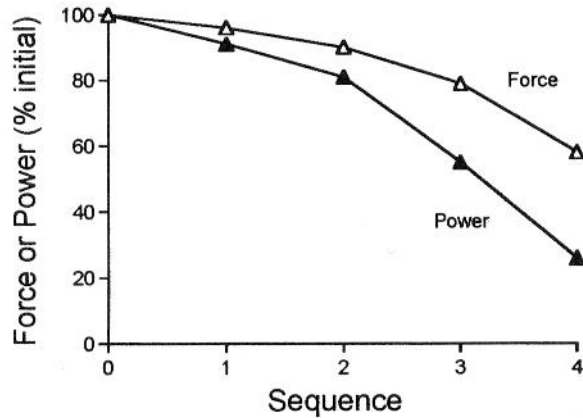


KUVA 19. M-aalto ennen rasitusta, rasituksen jälkeen ja palaututtua (Enoka 2002, 383.)

## 5.2 Lihäsväsymisen vasteet

### 5.2.1 Vasteet MVC:ssä

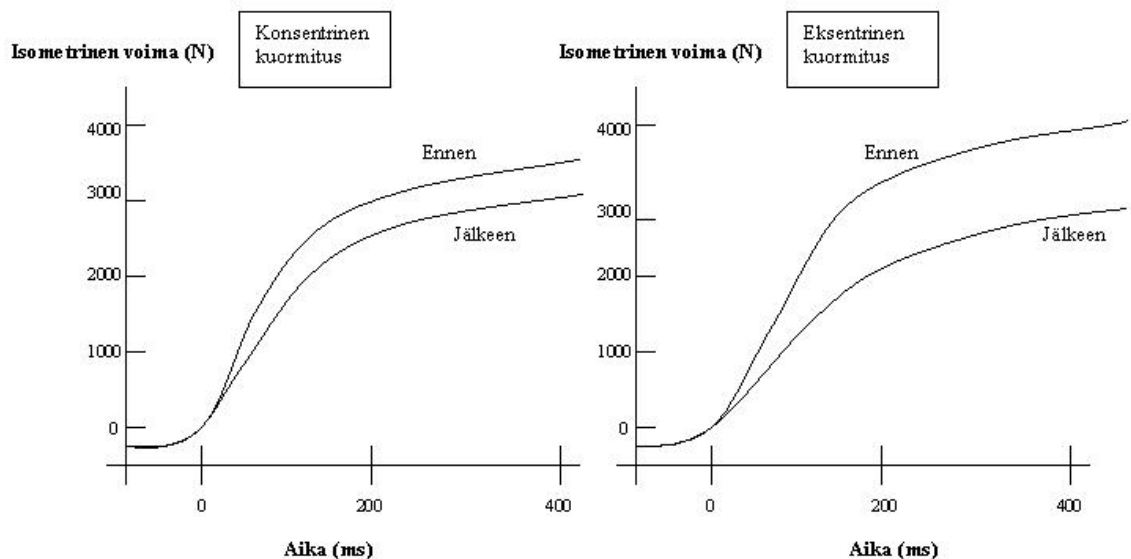
Pitkittyneen lihastyön tai lihassupistusten yhteydessä on todettu maksimaalisen tahdonalaisen voiman (maximal voluntary contraction, MVC) laskua ja se onkin yleisin väsymisen ilmentäjä (mm. Bigland-Ritchie & al. 1986; Bigland-Ritchie & al. 1983; Häkkinen 1995). Kuvassa 20 on esitetty voiman ja tehon lasku jaksojen edetessä. Voiman putoamisen suuruus on riippuvainen rasitustavasta. Linnamo & al. (1998) totesivat, että voiman putoaminen on suurempaa maksimivoimatyypissä kuin nopeusvoimatyypissä rasituksessa.



KUVA 20. Voiman ja tehon putoaminen (muokattu, Enoka 2002, 386).

### 5.2.2 Vasteet voima-aika käyrässä

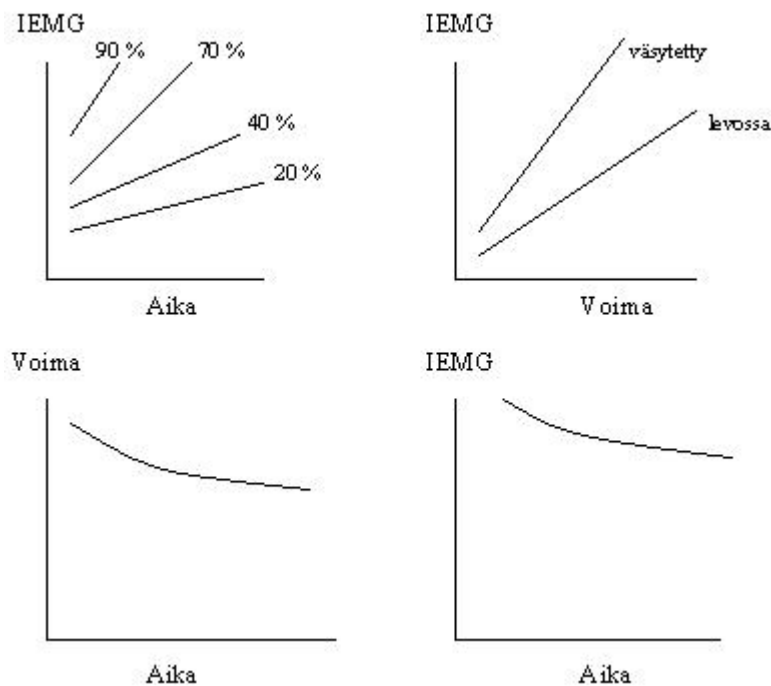
Rasituksen vasteet näkyvät voima-aika käyrässä käyrän laskuna (Häkkinen 1990, Häkkinen 1995). Voima-aika käyrän lasku on suurempaa eksentrisen työn jälkeen verrattuna konsentriseen työhön (kuva 21). Eksentrisessä työssä tapahtuneen selvemmän voiman vähenemisen arvellaan johtuvan suuremmasta laskusta lihasjännityksessä ja muutoksista lihasaktiivisuudessa. (Komi & Viitasalo 1977.)



KUVA 21. Lihastyötävän vaikutus voima-aika käyrään (muokattu Komi & Viitasalo 1977).

### 5.2.3 Vasteet EMG:ssä

EMG:tä käytetään tutkittaessa väsymistä. EMG:ssä tapahtuu useita muutoksia väsymisen yhteydessä, palautumisen aikana ja sen jälkeen. Basmajianin (1978) mukaan perifeeraalista väsymistä submaksimaalisen kuormituksen aikana kuvaavat EMG:ssä jännitteen amplitudin ja integroidun EMG:n (IEMG) kasvu. EMG:n amplitudi riippuu aktiivisten motoristen yksiköiden määrästä, koosta ja syttymistiheydestä (Bigland-Ritchie & al. 1983). Komin (1984) mukaan hermo-lihasväsymisen aikana voidaan IEMG:ssä havaita kolme erilaista vastetta: submaksimaalisessa isometrisessä suorituksessa IEMG nousee ja nousun jyrkkyys on riippuvainen ylläpidetyn aktiivisuuden suuruudesta, IEMG ja voima suhde nousee vasemmalle väsymisen yhteydessä ja maksimaalisen supistuksen aikana MVC:n laskeessa myös maksimaalinen IEMG laskee (kuva 22).



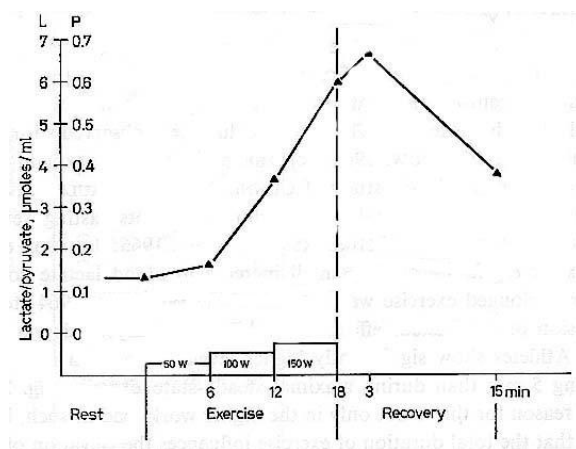
KUVA 22. Muutokset IEMG:ssä ja voimassa väsymisen aikana: ylläpidetyn aktiivisuuden suuruuden vaikutus IEMG:hen (vasen yläkuva), väsymisen vaikutus IEMG/voima suheeseen (oikea yläkuva) ja maksimaalisen supistuksen vaikutus voimaan ja IEMG:hen (alakovat) (Komi 1984).

Submaksimaalisen suorituksen aikana IEMG:n on todettu nousevan asteittain supistuksen alusta loppuun (Bigland-Ritchie & al. 1979; Edwards & Lippold 1956; Häkkinen & Komi 1983; Semmler & al. 1999). Tähän on syynä se, että ylimääräisiä motorisia yksiköitä rekrytoidaan jatkuvasti lisää kompensoimaan supistumiskyvyn heikkenemistä, jota on tapahtunut väsytyksessä motorisissa yksiköissä (Basmajian 1978). Ylläpidetyn maksimaalisen suorituksen aikana IEMG päinvastoin alenee (Bigland-Ritchie & al. 1979; Jones 1996).

Maksimivoimaväsytyksen aikana IEMG:n on todettu laskevan (Häkkinen & al. 1988; Häkkinen 1993), mutta joissain tilanteissa EMG:n on todettu myös hetkellisesti nousevan ensimmäisten maksimaalisten supistusten aikana (Bigland-Ritchie et al. 1986). Myös Häkkinen & Komin (1983) tekemässä tutkimuksessa, jossa rasitettiin nopeusvoima tyypisesti, IEMG laski merkittävästi rasitetuissa lihaksissa.

### 5.2.5 Vasteet laktaattissa

Kun välittömät energianlähteet (ATP ja KP) on käytetty, käynnistyy anaerobinen glykolyysi, jonka sivutuotteena syntyy laktaattia (kuva 23). Laktaatin kerääntyminen väsytyksen aikana aiheuttaa lihaksen pH:n alenemisen, jonka on todettu olevan yhteydessä alentuneeseen  $\text{Ca}^{2+}$  kuljetukseen. Toisin sanoen laktaatin kerääntyminen inhiboi supistuvan komponentin toimintaa eli poikittaissiltojen sitoutumista.



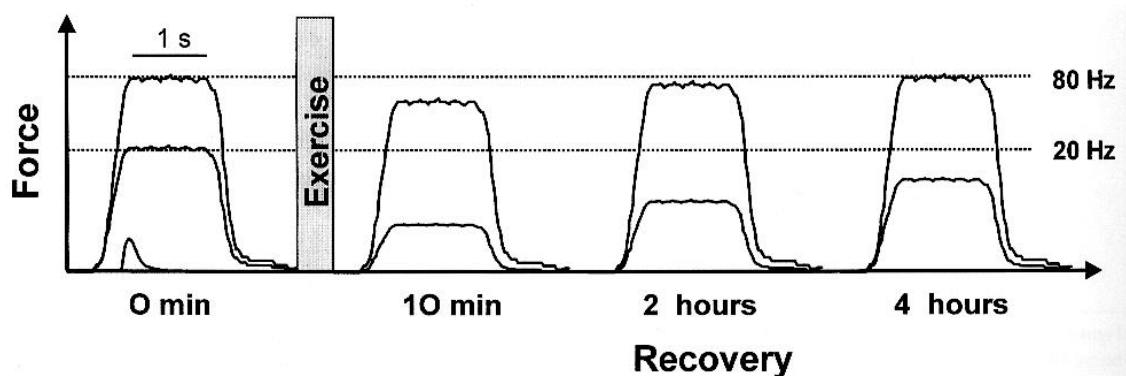
KUVA 23. Laktaattipitoisuus levossa, väsytyksen aikana ja palautumisen jälkeen (Keul & al. 1972).

Väsytyksen jälkeinen veren laktaattipitoisuus on riippuvainen rasituksen tyypistä, kuorman suuruudesta sekä työ- ja lepojaksoiden pituuksista (Häkkinen 1993). Kuormien ollessa suuria eli työskenneltäessä maksimivoimatasolla jaksottaisesti, veren laktaattipitoisuudet nousevat vain hieman. Työskenneltäessä kauemmin pienemmillä kuormilla, laktaattipitoisuudet kasvavat voimakkaasti ensimmäisten sarjojen aikana. (Häkkinen 1990.) Eksentrisessä ja konsentrisessä lihasväsytyksessä laktaattipitoisuuksien kohoamisen on todettu olevan yhtä suurta (Komi & Viitasalo 1977).

## 6 PALAUTUMINEN

### 6.1 Määritelmä

Rasituksen loputtua elimistö alkaa välittömästi palautua. Palautumisella tarkoitetaan siis niiden muutosten korjaamista, jotka fyysinen aktiivisuus on tuottanut aineenvaihdunnalle. Rasitetun lihaksen palautuminen riippuu rasitustavasta, kuorman määrästä, intensiteetistä sekä yksilön ominaisuuksista ja harjoittelusta. Korkeataajuus stimulaatiosta palaututaan nopeasti ja matalataajuus stimulaatiosta hitaasti (kuva 24). Palautumisen on todettu myös olevan nopeampaa konsentrisen suorituksen jälkeen verrattuna eksentriseen suoritukseen (Gibson & Edwards 1985; Komi & Viitasalo 1977; Linnamo & al. 2000).

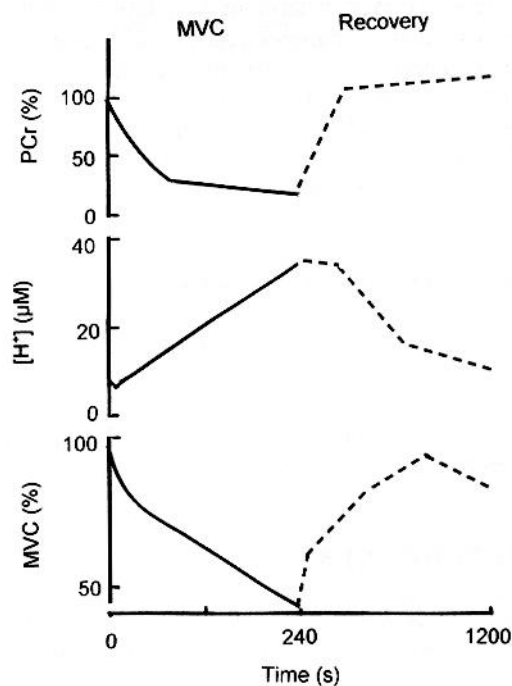


KUVA 24. Lihassoiman palautuminen. Maksimaalinen voima palautuu nopeammin kuin submaksimaalinen voima. (Enoka 2002, 384.)

### 6.2 Energiavarastot ja palautuminen

Palautumisen aikana uudistetaan fosfaatti- ja glykogeenivarastoja (kuva 25). Fosfaattivarastot uudistuvat nopeasti palautumisen aikana, jo puolet varastoista on täytetty 20 sekunnissa. Tästä johtuen jaksoitetun rasituksen aikana varastot ehtivät palautua lyhyenkin lepotauon aikana, eikä lihaksiin pääse kasautumaan laktaattia. Fosfaattivarastot ovat uusiutuneet kokonaan 2 - 5 minuutissa. Varastot uusiutuvat hajoitettaessa hiilihydraatteja ja rasvoja ATP:ksi. (Häkkinen 1990.)





KUVA 25. Vetyioni ( $H^+$ ), kreatiinifosfaatti (PCr) ja MVC muutokset 4 min. ylläpidetyn MVC:n aikana ja palautumisen yhteydessä (Vøllestad 1995).

Glykogeenivarastojen täydentyminen alkaa heti suorituksen loputtua ja palautumisnopeus riippuu ravinnon hiilihydraattipitoisuudesta sekä edeltävän rasituksen suuruudesta ja kestosta (Häkkinen 1990). Jo 80 – 90 minuutin kestoisen rasitus ( $75\% \max Vo^2$ ) tyhjentää lihaksen glykogeenivarastot kokonaan ja aloitetaan pilkkomaan maksan glykogeenivarastoja. Palautumisen aikana lihaksen ja maksan glykogeenivarastot täydennetään uudelleen. Glykogeenivarastojen täydentäminen on hitaampi prosessi verrattuna fosfaattivarastojen täydentämiseen ja se voi kestää jopa 48 tuntia. (Hermansen & al. 1984.)

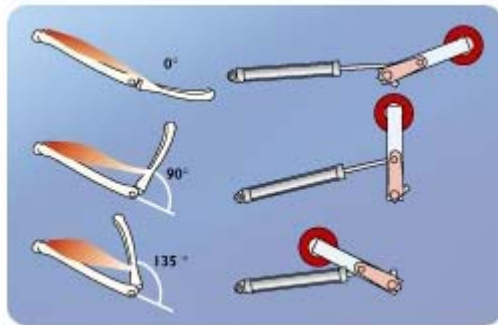
### 6.3 Laktaatti ja palautuminen

Rasituksen yhteydessä lihaksen laktaattipitoisuus on korkeampi kuin veren ja sen poistaminen lihaksesta aloitetaan heti suorituksen loputtua. Maksimaalisen, lyhytkestoisen rasituksen aikana laktaatti konsentraatio voi nousta jopa 20 – 25 mM, mutta palautuu lepoarvoihin 60 – 90 minuutin levon aikana. Pitempikestoisen rasituksen ( $75\% \max Vo^2$ ) veren laktaattipitoisuus on paljon alhaisempi (4 – 8 mM) ja palautuminen sen vuoksi myös nopeampaa (Hermansen & al. 1984).

## 7 HUR ILMANPAINELAITE VS. PAINOPAKKALAITE

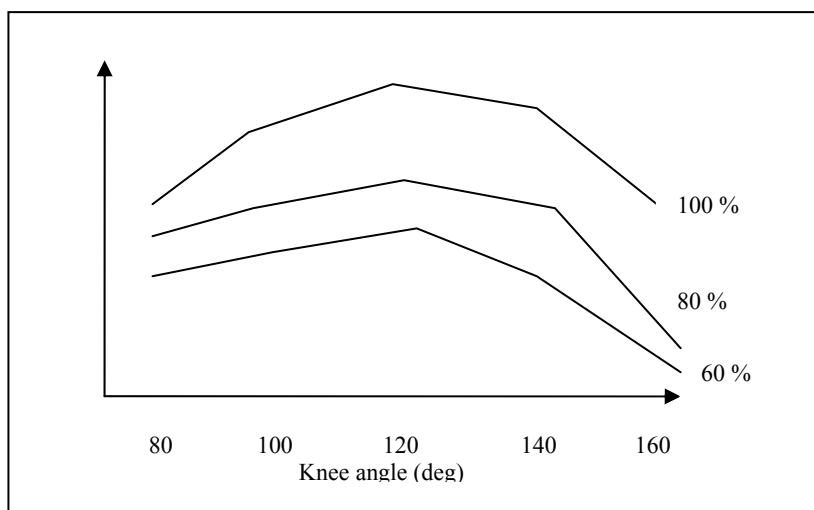
### 7.1 Muuttuvan vastuksen periaate

Voimaharjoittelulaitteiden suunnittelussa pyritään laitteista tekemään mahdollisimman tehokkaita harjoitusvälineitä. Polvenojennuslaitteiden tehokkuutta on kehitetty mm. ottamalla lihasten voima-nivelkulma riippuvuus huomioon. Nivelkulman ja voiman välisen riippuvuuden optimoimiseksi polvenojennuslaitteisiin on kehitetty systeemi, joka muuttaa vastuksen suuruutta liikkeen aikana, vaikka asetettu kuorma pysyy samana (kuva 26). Tämä voimansiirtosysteemi on toteutettu eri tavoin eri laitteissa esim. epäkeskojen, hihnojen tai ilmanpaineen avulla. Näiden voimansiirtomekanismien välillä on kuitenkin suuria eroja, jotka voidaan havaita parhaiten laitteiden vastuskäyristä erilaisten liikkeiden aikana.



KUVA 26. Laitteen kuorman mukautuminen lihaksen voima-pituus riippuvuuden mukaan (Hur esite).

Häkkinen & al. (1987) vertaili tutkimuksessaan muuttuvan vastuksen periaatteella toimivan laitteen (David 200, David International Ltd, Vantaa, Finland), isokineettisen ja vapaiden painojen välisiä kuormituksellisia eroja. Maksimaalisen konsentrisen suorituksen (kuorma 100 %) aikana vastus muuttui siten, että polvikulman kasvaessa 80 – 120 ° vastus kasvoi, jonka jälkeen (polvikulma 120 – 160 °) vastus pieneni (kuva 28). Submaksimaalisten kuormien (80 % ja 60 %) aikana konsentrisen voimakäyrä ilmensi samankaltaista käyrän muotoa. Häkkisen & al. (1987) mukaan tällaisen laitteen vastuksen muuttaminen vastaa suhteellisen hyvin normaalia voima-nivelkulma riippuvuutta erityisesti suurella (100 %) kuormalla (vrt. kuvaa 27 ja kuvaa 11 s. 21).

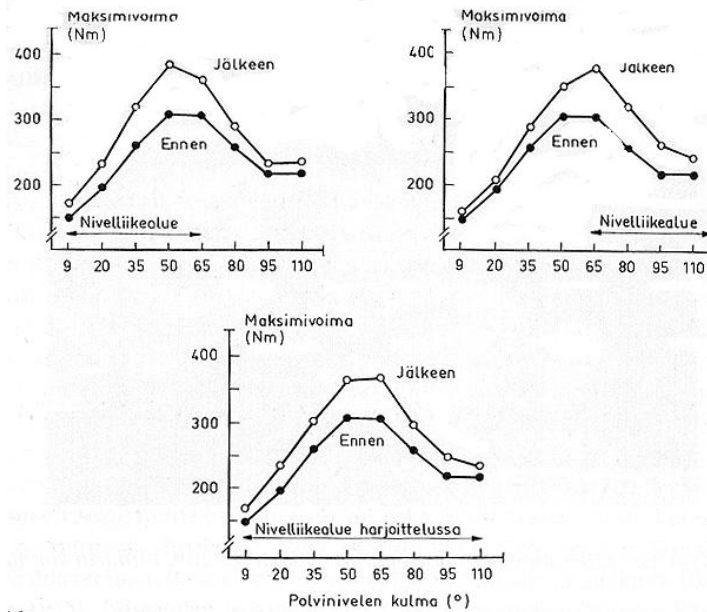


KUVA 27. Konsentrisen vaiheen keskiarvovoiman muuttuminen eri polvikulmilla muuttuvan vastuksen periaatteella toimivalla laitteella (David) eri kuormilla (Häkkinen & al. 1987).

## 7.2 Harjoitteluvaikutus

Rasituksen kohdistuminen tasaisesti koko nivelliikealueelle on tärkeää, jotta voidaan saada aikaan tehokas harjoitusvaikutus. Häkkinen & al. (1987) havaitsi tutkimuksessaan, että lihasaktivaatio konsentrisen suorituksen aikana pysyi koko liikkeen ajan samalla, maksimaalisella tasolla, kun liikettä suoritettiin muuttuvan vastuksen periaatteella toimivalla laitteella. Tämä löydös voi tarkoittaa vastuksen olevan maksimaalinen kaikilla polvikulmilla eli koko liikealueella. He havaitsivat tutkimuksessaan myös, että tehtäessä maksimaalista konsentrista suoritusta muuttuvan vastuksen laitteella oli lihasaktivaatio suurempi kuin tehtäessä suoritusta isokineettisellä laitteella tai vapailla painoilla.

Gravesin & al. (1989) tekemässä tutkimuksessa tarkasteltiin muuttuvan vastuksen periaatteella toteutetun harjoittelun vaikutusta polven ojentajalihasten voima-nivelkulma riippuvuuteen. Tutkimuksessa oli kolme koehenkilöryhmää, joista yksi ryhmä harjoitteli muuttuvan vastuksen periaatteella toimivalla laitteella liikealueen alkuosalla, toinen ryhmä liikealueen loppuosalla ja kolmas ryhmä koko nivelliikealueella. Kymmenen viikon maksimivoimaharjoittelun jälkeen havaittiin isometrisen maksimivoiman kasvua kaikilla nivelkulmilla, mutta maksimivoima kehittyi eniten sillä liikealueella, millä harjoituksia suoritettiin kyseisellä laitteella (kuva 28).



KUVA 28. Polven ojentajalihaksiston voima-nivelkulma riippuvuus liikealueen alussa, lopussa tai koko nivelliikealueella (Graves & al. 1989).

Muuttuvan vastuksen laitteella tehtävän harjoittelun on siis todettu kehittävän lihasvoimaa tasaisesti koko nivelliikealueella (Graves & al. 1989). Tähän voi olla syynä se, että muuttuvan vastuksen periaatteella toimivalla laitteella lihakset joutuvat työskentelemään koko nivelliikealueella, jolloin harjoitus on tehokasta. Tätä samaa asiaa tukee myös Häkkisen & al. (1988) tutkimus, jossa vertailtiin muuttuvan vastuksen periaatteella toimivan laitteen (David 200) ja tavallisen laitteen (perinteinen painopakka-laite, ei voimansiirtosysteemiä) eroja väsyttäessä. Tutkimuksessaan he totesivat, että uupuminen (100 % väsyminen) saavutettiin muuttuvan vastuksen laitteella vähemmällä toistomäärillä verrattuna väsytykseen tavallisella laitteella. Väsytyksessä tehtiin 60 % kuormalla (% MVC 100 °), jolloin liike on vielä suhteellisen hidas. Koehenkilöt tekivät suorituksia, kunnes eivät jaksaneet nostaa kuormaa tai eivät pysyneet tietyssä tahdissa. Laitteiden väliset erot suoritusten määrässä uupumisen saavuttamiseksi olivat suuret: tavallisella laitteella uupumiseen tarvittiin  $32 \pm 9$  suoritusta kun muuttuvan vastuksen laitteella uupuminen saavutettiin jo  $16 \pm 3$  suorituksen aikana. Näiden tulosten valossa voidaankin sanoa, että muuttuvan vastuksen periaatteella toimivilla laitteilla pystytään lihaksia kuormittamaan tehokkaammin ja sen vuoksi pidemmällä aikavälillä harjoitusvasteen tulisi olla parempi.

### 7.3 Laitteiden voimansiirtosysteemit

David International Ltd painopakkalaitteissa voimansiirto tapahtuu epäkeskon avulla. Voimansiirtosysteemi vaihtelee vastuksen suuruutta liikkeen aikana siten, että liikkeen alussa ja lopussa vastus on pienimmillään ja liikkeen keskivaiheilla suurimmillaan. (Häkkinen & al. 1988.) Voimansiirtosysteemin toiminta on todistettu kuorman ollessa suuri (100 %) eli hitaassa liikkeessä, mutta kuorman kevetessä voimansiirtosysteemin toiminta näyttäisi muuttuvan (Häkkinen & al. 1987). Nopeissa liikkeissä vastus on erittäin suuri liikkeen alussa, kun painopakkaa kiihdytetään vauhtiin, mutta liikkeelle saannin jälkeen vastus on kevyt ja suorituksen loppuosassa vastus katoaa lähes kokonaan. Tämä vastuksen epätasaisuus johtuu liikkeen alussa tuotetusta liikemäärästä eli kun yritetään painoihin saada mahdollisimman suuri kiihtyvyys, on liikkeen loppuosa tämän aiheutetun liikemäärän ansiosta kevyempi.

Ab Hur Oy:n ilmanpainelaitteissa voimansiirto tapahtuu paineilmaan perustuvan vastusmekanismin avulla. Vastusjärjestelmä sovittaa laitteen vastuksen aina lihaksen tuottamaan voimaan, jolloin vastuskäyrä on tasainen koko liikeradan ajan. Koska paineilamalla toimivaan vastusjärjestelmään ei vaikuta massan hitaus, tulisi laitteen voimansiirtosysteemin toiminnan olla samanlaista myös nopeassa liikkeessä.

## **8 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT**

### **8.1 Tutkimuksen tarkoitus**

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on vertailla kahden eri polvenojennuslaitteen: painopakkalaitteen (David 200, David International Ltd, Vantaa, Finland) ja ilmanpainelaitteen (Leg/Curl, Ab Hur Oy, Kokkola, Finland) välisiä eroja nopeusvoimarasituksessa. Tutkimuksessa tarkastellaan nopeusvoimarasituksen vaikutuksia hermo-lihasjärjestelmän toimintaan eli lihaksen voimantuotto-ominaisuuksien heikkenemistä rasituksen aikana sekä toiminnan ja ominaisuuksien akuuttia palautumista levon yhteydessä naisilla ja miehillä.

### **8.2 Tutkimusongelmat**

- 1) Eroaako laitteiden kuormittavuus tarkasteltaessa koko nivelliikealuetta (liikkeen alku-, keski- ja loppuvaihe)
- 2) Nopeusvoimaväsytyksen vaikutukset voimantuotto-ominaisuuksiin ja akuutti palautuminen miehillä ja naisilla
- 3) Laitteiden vaikutus sukupuolten kykyyn väsyttää itseään

## 9 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 9.1 Koehenkilöt

Tutkimuksessa oli yhteensä 16 koehenkilöä (8 naista ja 8 miestä), jotka kaikki harrastivat säännöllisesti liikuntaa. Ennen tutkimuksen aloittamista koehenkilöitä informoitiin yleisesti tutkimuksesta, ohjeistettiin tutkimusprotokollasta sekä kerrottiin mahdollisista riskeistä, jonka jälkeen he allekirjoittivat suostumuksen tutkimukseen osallistumisesta. Koehenkilöillä oli mahdollisuus keskeyttää testi milloin tahansa. Ensimmäisellä mittauskerralla koehenkilöiltä mitattiin pituus ja paino, jotka on muiden taustatietojen kanssa koottu taulukkoon 4.

Taulukko 4. Koehenkilöiden taustatiedot.

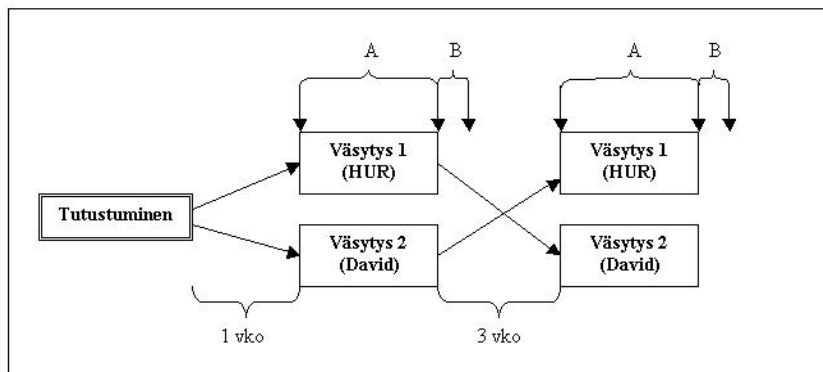
<b>Koehenkilöt</b>	<b>Ikä (v)</b>	<b>Pituus (cm)</b>	<b>Paino (kg)</b>
<b>Naiset (n=8)</b>	25,1 ± 2,4	170,5 ± 6,9	64 ± 10,3
<b>Miehet (n=8)</b>	25,6 ± 1,9	180,6 ± 4,1	83,5 ± 8,6

Erityistä ohjelmaa mittauksia edeltäville päiville ei annettu, mutta koehenkilöitä opastettiin välttämään kovaa fyysistä rasitusta mittauksia edeltävinä päivinä (1 – 2 päivää). Mittaukset pyrittiin tekemään aina samana viikonpäivänä ja samaan kellonaikaan, jolloin kronobiologisten tekijöiden vaikutus mittaustuloksiin minimoitiin.

### 9.2 Tutkimuksen protokolla

Koehenkilöille suoritettiin tutkimuksen aikana yhteensä 3 mittautusta. Ensimmäisellä, tutustumiskerralla, määritettiin väsytytkuormat seuraaviin kahteen väsytykseen. Tutustumiskerran jälkeen koehenkilöt lepäsivät vähintään viikon verran palautumisen varmistamiseksi. Väsytyksmittauksissa (kuva 29, A) koehenkilöille tehtiin nopeusvoimatyypinen väsytyk kahdessa erilaisessa polven ojennuslaitteessa: ilmanpaineella toimivassa laitteessa (Leg/Curl, Ab HUR Oy, Kokkola, Finland) ja painopakalaitteessa (David 200, David International Ltd, Vantaa, Finland). Väsytysten välissä oli kuitenkin vähintään 3 viikkoa lepoa, jotta koehenkilö ehti palautua ennen seuraavaa väsytystä ja

mittaukset eivät vaikuttaneet toisiinsa. Akuuttia palautumista (kuva 29, B) seurattiin välittömästi väsytyksen jälkeen sekä 1 tunti väsytyksestä. Puolet koehenkilöistä (4 naista, 4 miestä) aloittivat väsytyksen ilmanpaineilaitteella ja puolet painopakalaitteella.



Kuva 29. Tutkimuksen eteneminen.

### 9.2.1 Kuorman määrittäminen

Ensimmäisellä tutustumiskerralla koehenkilöille määritettiin väsytyskuormat nopeusvoimaväsytyksiin. Koehenkilöiltä mitattiin jalkojen maksimaalinen ojennuskyky molemmissa polven ojennuslaitteissa 120 ° ja 90 ° polvikulmilla. Maksimaalisia suorituksia tehtiin aina 2 – 4 kappaletta ja paras suoritus otettiin huomioon väsytyskuorman määrittämisessä. Isometrinen maksimien jälkeen tehtiin molemmissa polvenojennuslaitteissa maksimaalisia, räjähtäviä, dynaamisia suorituksia. Jokaisen suorituksen jälkeen kuorma nousi 10 kg:lla ja lepoa suoritusten välillä oli noin minuutti. Aloituskuormana oli 20 kg ja suorituksia tehtiin aina 80 kg saakka tai niin suurelle kuormalle kuin koehenkilö pystyi tekemään.

Suoritusten jälkeen määritettiin väsytyskuorma, jonka määrittämisessä käytettiin niin isometrisiä kuin dynaamisiakin suorituksia. Ensin määritettiin paras isometrinen suoritus 90 ° polvikulmalla ja laskettiin kyseisen suorituksen maksimivoima. Maksimivoimasta laskettiin 30 % ja 40 % voimatasojen arvot. Tämän jälkeen määritettiin jokaisen dynaamisen suorituksen voima-arvo 90 ° polvikulmalla. Se dynaaminen suoritus, jonka voima-arvo 90 ° polvikulmalla oli 30 % ja 40 % voima-arvojen välillä, valittiin väsytyskuormaksi. Toisin sanoen kuorman suuruus koehenkilöillä oli noin 30 – 40 % MVC:stä.



Kuormanmäärityksessä käytetty polvikulma valittiin siksi, että kyseisellä polvikulmalla molempien laitteiden kuormitus on vielä samanlaista nopeassa liikkeessä. Tämä mahdollistaa kuormien määrittämisen mahdollisimman samanlaisiksi, koska laitteiden toiminnalliset erot eivät vielä vaikuta suoritukseen. Suuremman polvikulman (120 °) kohdalla voima-arvot olisivat jo laitteiden toimintaerojen vuoksi olleet erisuuruisia, jolloin myös väsytytkuormien laskenta olisi epäonnistunut.

### 9.2.2 Nopeusvoimaväsytytys

Koehenkilöt suorittivat kaksi nopeusvoimatyypistä väsytytystä kahdella polvenojennuslaitteella (kuva 30). Puolet koehenkilöistä (4 nais- ja 4 miespuolista) aloitti väsytyksen ilmanpainelaitteella ja puolet painopakalaitteella. Seuraavalla mittauskerralla (3 viikon jälkeen) väsytytys suoritettiin toisella laitteella.



KUVA 30. HUR:in polvenojennus –laite.

Nopeusvoimaväsytyksen aikana koehenkilöt suorittavat 10 x 10 räjähtävää polvenojennus liikettä aikaisemmin määritetyllä kuormalla. Ohjeena väsytykseen oli, että jokainen suoritus tehdään mahdollisimman räjähtävästi 180 ° polvikulmaan saakka siten, että toistot seuraavat välittömästi toisiaan. Jokainen sarja suoritettiin aina loppuun asti, vaikka väsymisestä johtuen viimeiset suoritukset eivät aina täyttäneet vaatimuksia. Jokaisen sarjan välillä pidettiin taukoa 2 minuuttia. Väsytyksen aikana tallennettiin molemmista laitteista voima ja kulma signaalit sekä EMG:t (keräystaajuus 1000 Hz). Väsytyssarjojen välillä mitattiin myös laktaattiarvoja 2., 6. ja 10. sarjan jälkeen.

### 9.2.3 Voimamittaukset

Ennen väsytystä, välittömästi väsytyksen jälkeen sekä 1 tunti väsytyksestä tehtiin voimamittauksia. Kaikki voimamittaukset suoritettiin isokineettisessä laitteessa (Isokineettinen voimadynamometri Jyväskylä Finland; Komi & al. 2000). Nivelkulman määrittäminen laitteessa tehtiin siten, että aisaa liikuttavaan rataksaan merkittiin teipeillä kaikkien kolmen polvikulmien asennot. Polvikulmat vastasivat, kun koehenkilö asetettiin tuoliin siten, että polvinivelen keskikohta oli vivun akselin keskikohdalla.

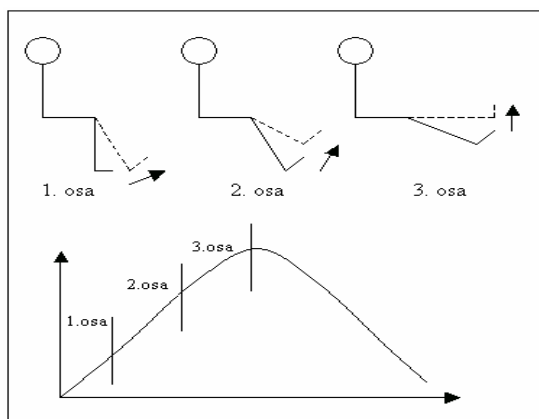
Jokaiselle koehenkilölle oli ennalta arvottu polvikulma- ja nopeusjärjestys, jonka mukaan edettiin. Jokaisella polvikulmalla (90°, 120°, 150°) mitattiin ensin maksimaalinen M-aalto, jonka jälkeen annettiin yksittäinen supramaksimaalinen stimulus. Tämän jälkeen koehenkilö teki vähintään yhden maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen, jonka aikana annettiin taas supramaksimaalinen stimulus tahdonalaisen aktivaatiotason määrittämiseksi. Isometristen suoritusten jälkeen koehenkilö teki dynaamisia polven ojennuksia kolmella eri nopeudella (60°/s, 150°/s, 240°/s) ennalta arvotussa järjestyksessä. Lähtöpolvikulma oli kaikilla koehenkilöillä noin 88 – 89 astetta ja liikkeen loppukulma riippui käytetystä nopeudesta. Aisan liikelaajuudet eri nopeuksilla oli seuraavat: 60°/s 65 astetta, 150°/s 70 astetta ja 240°/s 74 astetta. Maksimaalinen dynaaminen suoritus tehtiin siten, että ennen vivun liikkeelle lähtöä koehenkilöllä oli yllä maksimaalinen isometrinen esiaktiivisuus (preaktivaatio). Esiaktiivisuusvaihe oli kestoaltaan noin 1 – 2 sekuntia, jonka jälkeen vipu ohjattiin ylös. Kaikkien suoritusten välillä taukoa oli noin 1 minuutti. Kaikkien suoritusten aikana tallennettiin laitteen voima ja kulma signaalit sekä EMG:t, jotka tallennettiin tietokoneelle (keräystaajuus 1000 Hz).

## 9.3 Mittausmenetelmät

### 9.3.1 Voiman mittaaminen ja analysointi

Voimamuuttujia mitattiin kaikista suorituksista, niin voimamittausten aikana kuin väsytyssarjojen yhteydessäkin. Isometristen suoritusten voimamuuttujaksi valittiin maksimaalinen isometrinen voima ja dynaamisten suoritusten voimamuuttujiksi keskiarvovoima koko konsentriselta vaiheelta sekä sen alku- ja loppuosalla. Alku- ja loppuosan keskiarvovoimat laskettiin siten, että konsentrisen vaihe jaettiin kahteen, tasasuuruiseen osaan. Näin laitteiden välisiä kuormittavuuseroja oli helpompi vertailla nivelliikealueen eri osilla. Dynaamisista suorituksista analysointiin otettiin vain kaksi nopeutta (60 %/s, 150 %/s), koska suurimmalla nopeudella (240 %/s) suurin osa koehenkilöistä ei pystynyt tuottamaan voimaa lähes lainkaan.

Myös väsytyssarjojen suorituksista tarkasteltiin voima-arvojen muuttumista. Väsytyksessä suoritettiin kymmenen sarjaa, joissa jokaisessa tehtiin kymmenen toistoa. Analysoitiin valittiin 1. sarjan 2. suoritus, 4. sarjan 9. suoritus, 7. sarjan 9. suoritus ja 10. sarjan 9. suoritus. Suorituksista analysoitiin konsentrisen vaihe samalla tavalla kuin dynaamisistakin suorituksista, mutta vaihe jaettiin kolmeen tasasuuruiseen osaan (kuva 31). Tämä mahdollisti vielä tarkemman laitteiden välisen vertailun koko nivelliikealueella.



KUVA 31. Väsytyssuoritusten konsentrisen vaiheen analysointi.

### 9.3.2 EMG:n mittaaminen ja analysointi

Lihaskäivisuutta mitattiin kaikista suorituksista EMG elektrodien avulla (EISA EMG malli 16-2, Freiburg, Germany). Lihaskäivisuudet rekisteröitiin oikean jalan 4 lihaksesta: m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris ja m. biceps femoralis –lihaksista pintaelektrodeilla. Ennen elektrodien kiinnittämistä ihokarvat ajettiin, alue hiottiin hiomapaperilla sekä puhdistettiin Neo-amiseptillä, jotta resistanssi ihon ja elektrodin välille saatiin alle 5 k $\Omega$ . Elektrodien paikat merkittiin ensimmäisellä kerralla tussilla, jotta myöhemmissä mittauksissa pystyttiin sijoittamaan elektrodit samoille paikoille. Rekisteröity EMG signaali (vahvistus 500, keräystaajuus 1000 Hz) kerättiin tietokoneelle (Cudas, Dataq Instruments Inc., USA) myöhempää analysointia varten. Analysointi suoritettiin FCODAS ohjelmalla.

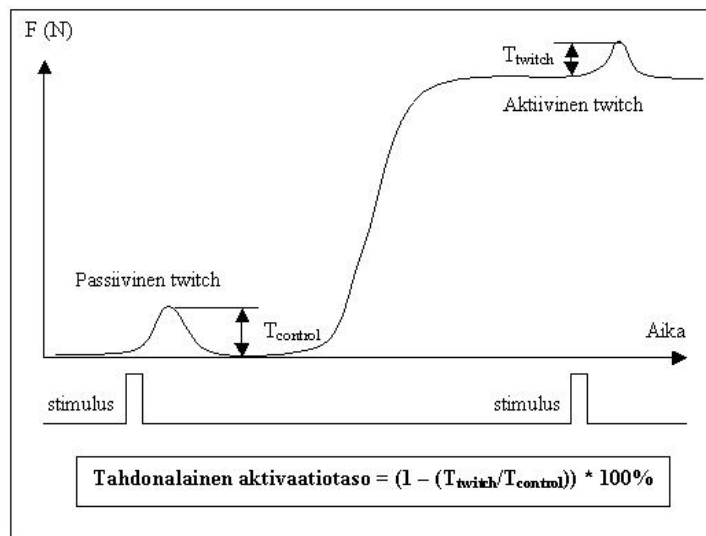
EMG muuttujaksi valittiin suoritusten RMS arvot, jotka saatiin isometrisissä suorituksissa 100 ms ajalta ennen sähköstimulaatiota, jolloin koehenkilöillä oli päällä maksimaalinen lihaskäiväatio. Dynaamisten suoritusten RMS arvot ovat konsentriselta vaiheelta tai konsentrisen vaiheen alku- ja loppuosalta.

### 9.3.3 Aktivaatiotason mittaaminen ja analysointi

Aktivaatiotason määrittämisessä koehenkilöitä stimuloitiin reisihermoon (femoral nerve) Digitimer DS7A (Digitimer Ltd, England) stimulaattorilla. Anodi sijoitettiin stimuloitavan jalan (oikea) reisiluun kyhmyn (trochanter major) päälle ja katodi stimuloitavan hermon päälle. Aktivaatiotaso määritettiin kaikilla polvikulmilla ja kaikissa tilanteissa.

Aktivaatiotason määrittämiseksi koehenkilöiltä mitattiin ensin maksimaalinen M-aalto. M-aallon mittauksessa sähköstimulus annettiin reisihermoon koehenkilön istuessa rentona (kesto 1 ms). Optimaalisen paikan löytymisen jälkeen stimulointi virtaa nostettiin, kunnes M-aalto ei enää kasvanut. Tämän jälkeen virtaa lisättiin 20 – 30 %. Tätä supramaksimaalista stimulaativirtaa käytettiin aktivaatiotason määrittämisessä. Ensimmäinen supramaksimaalinen sähköstimulus annettiin lihaksen ollessa rentona (passiivinen twitch) ja seuraava maksimaalisen isometrisen suorituksen (aktiivinen twitch) aikana. Tahdonalainen aktivaatiotaso määritettiin kuvan 32 kaavan avulla, jossa

$T_{\text{twitch}}$  on maksimaalisen lihasaktivaation aikana annetun stimuluksen aiheuttama voiman kasvu ja  $T_{\text{control}}$  stimuluksen aiheuttama voima lepotilanteessa (Gandevia 2001).



KUVA 32. Aktivaatiotason määrittäminen maksimaalisesta isometrisestä suorituksesta.

Isometristen suoritusten aktivaatiotason mittaukset kuitenkin osoittivat, että aktivaatiotason määrittäminen stimuloitaessa reisihermoa on hyvin vaikeaa. Reisihermon löytyminen oli hankalaa ja tämän vuoksi maksimaalisen M-aallon määrittäminen ei onnistunut. Analysoitaessa havaittiin, että luultu maksimaalinen M-aalto ei ollutkaan todellinen, koska supramaksimaalisen stimulaation jälkeen aallon koko vielä kasvoi. Koska passiivinen twitch ei ollut maksimaalinen, saatiin tahdonalaisen aktivaatiotason tulokseksi epätodellinen arvo eli aktivaatiotasoarvot olivat erittäin pieniä (70 – 80 %) ja hajonnat erittäin suuria. Suurten virhelähteiden vuoksi ei tuloksia käytetty tutkittaessa väsymisen sijaintia.

### 9.3.4 Laktaattinäytteen ottaminen ja analysointi

Maitohappokonsentraatiota määritettiin sormenpästä otetuista näytteistä (Lactate Pro, Arkay Inc., Kyoto, Japan). Näytteet otettiin koehenkilöiltä ennen väsytystä, 2. ja 6. sarjan päätyttyä sekä välittömästi väsytyksen jälkeen. Viimeinen näyte otettiin palautumismittausten yhteydessä 1h väsytyksen jälkeen.

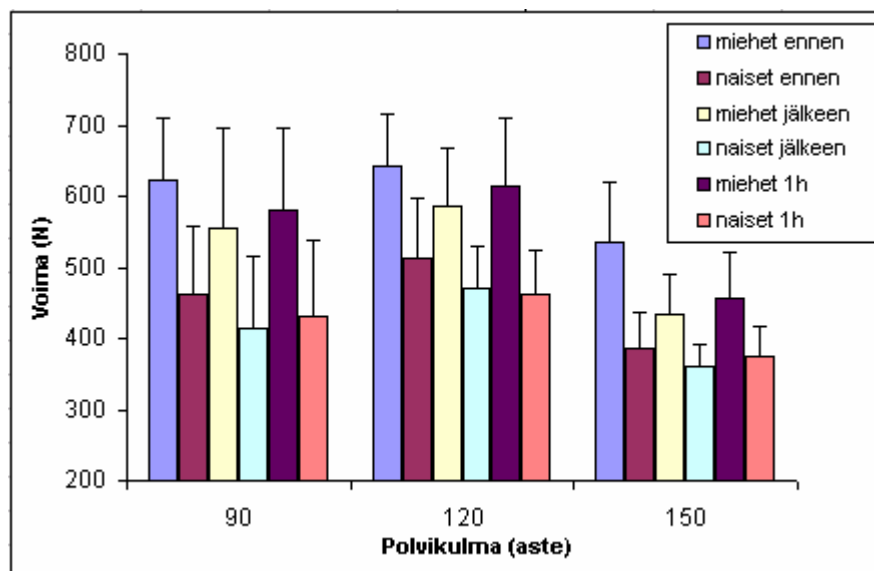
## 9.4 Tilastolliset menetelmät

Kaikki tilastolliset analyysit tehtiin SPSS –ohjelmalla (SPSS Inc. USA). Tilastollisissa analyyseissä käytettiin monimuuttujaista varianssianalyysiä (MANOVA). Korrelaatiot laskettiin Pearsonin testillä ja korrelaation tilastollista merkittävyyttä testattiin yksisuuntaisella varianssianalyysillä (One-way ANOVA). Erojen merkitsevyystasoksi valittiin 95 % ( $p < 0,05$ ). Merkitsevyystasot ovat seuraavat:  $p < 0,001$  (\*\*\*) ,  $p < 0,01$  (\*\*) ja  $p < 0,05$  (\*).

## 10 TULOKSET

### 10.1 Isometriset suoritukset

Isokineettisessä laitteessa tehdyissä isometrisissä suorituksissa kahdella eri mittauksella mitatut voimat eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan ( $90^\circ r = 0,745$ ,  $p < 0,001$ ;  $120^\circ r = 0,746$ ,  $p < 0,001$ ;  $150^\circ r = 0,776$ ,  $p < 0,001$ ). Isometrinen maksimivoima vaihteli riippuen polvikulmasta ja sukupuolesta. Suurimpia voimia tuotettiin  $120^\circ$  polvikulmalla ja pienimpiä joko  $90^\circ$  tai  $150^\circ$  polvikulmilla riippuen koehenkilöstä. Molempien mittausten keskiarvojen mukaan (kuva 33) suurin osa koehenkilöistä tuotti kuitenkin vähiten voimaa  $150^\circ$  polvikulmalla. Myös sukupuolten väliset erot isometrisessä maksimivoimassa olivat selkeitä kaikilla polvikulmilla: miesten maksimivoima-arvot olivat kaikilla polvikulmilla ja kaikissa tilanteissa suurempia verrattuna naisiin (kuva 33). Miesten maksimivoima-arvot olivat 20 – 27 % suuremmat ennen väsytystä, 17 – 25 % suuremmat väsytyksen jälkeen ja 18 – 25 % suuremmat palautumisen jälkeen. Vaihteluvälit riippuivat polvikulmista, mutta erot kaikissa tilanteissa sukupuolten välillä pysyi suhteellisen muuttumattomana.



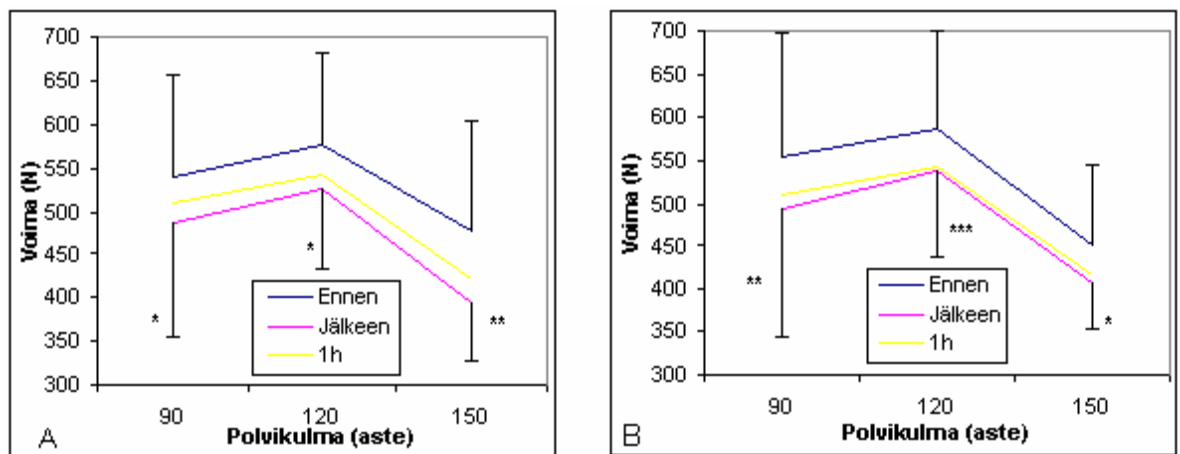
KUVA 33. Sukupuolten väliset erot isometrisissä suorituksissa (voima-arvot ovat keskiarvoja molemmista mittauksista) ( $n=15$ ): sukupuolten väliset erot tilastollisesti merkitseviä ( $p < 0,001$ ) kaikilla polvikulmilla, kaikissa tilanteissa.

Välittömästi väsytyksen jälkeen mitattu isometrinen maksimivoima (molempien mittausten keskiarvo) aleni molemmilla sukupuolilla, naisilla 5,7 % - 10,5 % ja miehillä 9,0 % - 17,9 %, riippuen polvikulmasta (120°, 150° p<0,001 ja 90° p<0,01). Isometrisen maksimivoiman aleneminen oli kuitenkin suurempaa miehillä kaikilla polvikulmilla, kun vertaillaan molempien mittauksien keskiarvostettua voiman putoamista (taulukko 5). Sukupuolen väliset tilastolliset merkitsevyydet on merkattu taulukkoon.

Taulukko 5. Isometrisen maksimivoiman aleneminen naisilla ja miehillä (keskiarvo molemmista mittauksista).

	Miehet x (sd)	Naiset x (sd)
<b>90 °</b>	- 11,6 (14,8) %	- 10,5 (9,0) % **
<b>120 °</b>	- 9,0 (7,0) %	- 7,7 (7,1) % **
<b>150 °</b>	- 17,9 (9,1) %	- 5,7 (6,1) % **

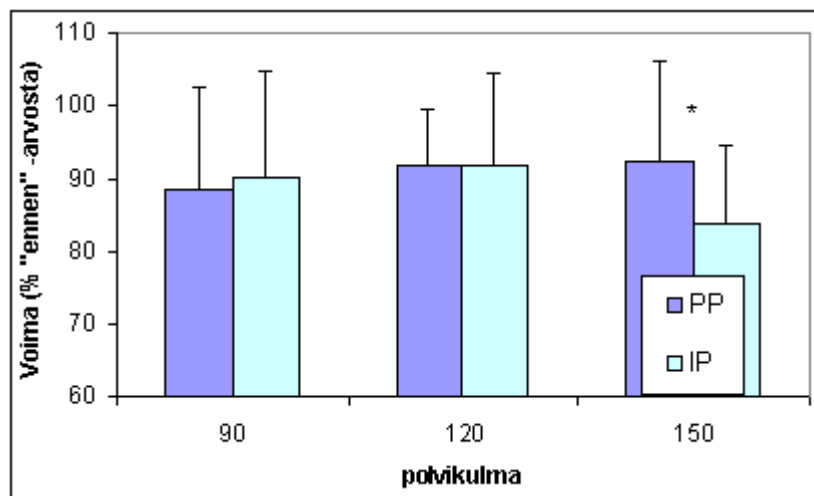
Isometristen suoritusten voima-arvojen muuttuminen eri laitteiden väsytyksissä kuvastaa selvästi laitteiden välisiä kuormittavuuseroja, jotka näkyvät erisuuruisena maksimivoiman alenemisena eri nivelkulmilla. Ilmanpainelaitteen (IP) väsytyksen jälkeen (kuva 34, a) isometristen suoritusten maksimivoima tippui eniten 150 ° polvikulmalla 84,7 (84,9) N. Muilla polvikulmilla voiman aleneminen oli suunnilleen samansuuruista 51,5 (74,8) – 52,6 (80,6) N. Painopakkalaitteen (PP) väsytyksen jälkeen (kuva 34, b) maksimivoiman lasku oli suurinta 90 ° polvikulmalla 61,1 (70,2) N ja pienintä 150 ° polvikulmalla 44,1 (61,0) N. 120 ° voima aleni 50 (48,7) N. Suurta hajontaa aiheuttaa naisten ja miesten väliset erot.



KUVA 34. Maksimivoiman muuttuminen ilmanpaine- (A) ja painopakkalaitteen (B) väsytyksen jälkeen.



Samaa laitteiden välistä kuormittavuuseroa eri nivelkulmilla ilmentää myös kuva 35, jossa maksimivoiman putoaminen on esitetty suhteellisilla voima-arvoilla. Maksimivoiman suhteellinen muutos oli suurinta 90 ° polvikulmalla PP väsytyksen jälkeen (PP 11,4 %, IP 9,8 %) ja 150 ° polvikulmilla IP väsytyksen jälkeen (PP 7,5 %, IP 16,0 %). Keskimmaisella polvikulmalla voiman suhteellinen putoaminen oli samansuuruista molempien laitteiden väsytyksissä (PP 8,1 %, IP 8,1 %). Laitteiden välillä 90 ° polvikulmalla on eroa vain 1,6 %, mutta 150 ° polvikulmalla jo 8,5 % ( $p < 0,05$ ).



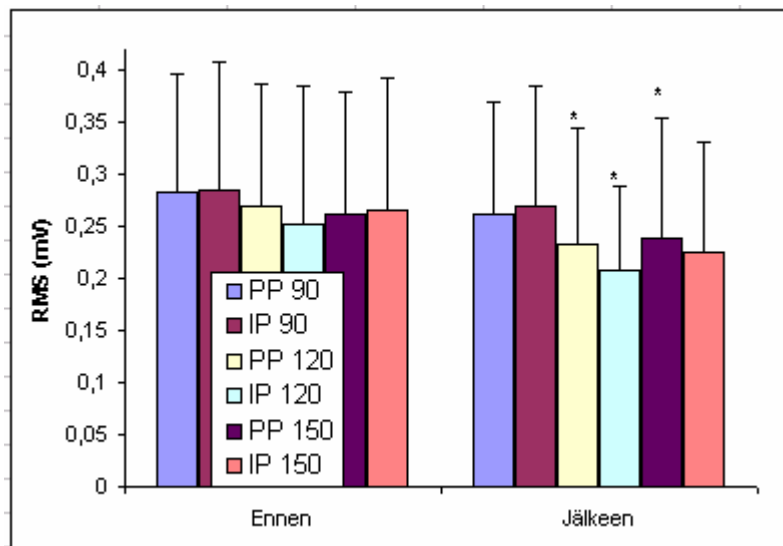
KUVA 35. Maksimivoiman suhteellinen muutos väsytyksen jälkeen eri polvikulmilla (n=15).

Maksimivoima-arvojen suhteellinen aleneminen väsytyksien jälkeen vaihteli hieman sukupuolen välillä, kun arvoja katsotaan erikseen molempien laitteiden väsytyksissä (taulukko 6). IP väsytyksen jälkeen miesten voima-arvot olivat tippuneet 2,4 % - 8,2 % enemmän verrattuna naisiin (vaihteluväli riippuu polvikulmasta), mutta PP väsytyksen jälkeen vain 150 ° polvikulmalla (16,9 %). PP väsytyksen jälkeen naisten voima-arvot olivat tippuneet kuitenkin vain hieman miehiä enemmän (90 ° 0,4 % ja 120 ° 2,2 %).

TAULUKKO 6. Maksimivoiman suhteellinen putoaminen väsytyksien jälkeen.

	<u>PP</u>		<u>IP</u>	
	Naiset x (sd)	Miehet x (sd)	Naiset x (sd)	Miehet x (sd)
<b>90 °</b>	- 11,7 (10,8) %	- 11,3 (17,2) %	- 8,6 (12,0) %	- 11 (17,4) %
<b>120 °</b>	- 9,3 (8,5) %	- 7,1 (6,9) %	- 5,4 (13,9) %	- 10,5 (11,6) %
<b>150 °</b>	1,4 (14,2) %	- 15,5 (6,5) % (**)	- 11,6 (6,3) %	- 19,8 (12,3) %

Ennen väsytystä mitatuissa lihasaktiivisuuksissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja kahden eri mittauskerran välillä (90 °  $r = 0,648$ ,  $p < 0,01$ ; 120 °  $r = 0,905$ ,  $p < 0,001$ ; 150 °  $r = 0,848$ ,  $p < 0,001$ ). Lihasaktiivisuus laski väsytyksen jälkeisissä isometrisissä suorituksissa PP väsytyksen jälkeen 0,02 – 0,03 mV ja IP väsytyksen jälkeen 0,01 – 0,04 mV riippuen polvikulmasta (kuva 36). Lihasaktiivisuusarvojen palautuminen vaihteli polvikulmasta riippuen, mutta arvot eivät palautuneet lähtötasolle tunnin levon aikana.



KUVA 36. Lihasaktiivisuuksien erot isometrisissä suorituksissa (n=15).

Absoluuttiset lihasaktiivisuusarvot olivat naisilla pienemmät verrattuna miehiin kaikilla polvikulmilla molemmissa mittauksissa. Lihasaktiivisuuksien suhteellinen putoaminen väsytyksen jälkeen molemmilla sukupuolilla voidaan nähdä taulukosta 7. Väsytyksen jälkeen lihasaktiivisuudet tippuivat naisilla 4,6 – 18,9 % ja miehillä 2,6 – 11,3 %. Vaihteluvälit riippuivat polvikulmasta ja mittauskerrasta (PP/IP). Ainoastaan miehillä havaittiin lihasaktiivisuuden kasvua 90 ° polvikulmalla IP väsytyksen jälkeen (+ 9,6 %).

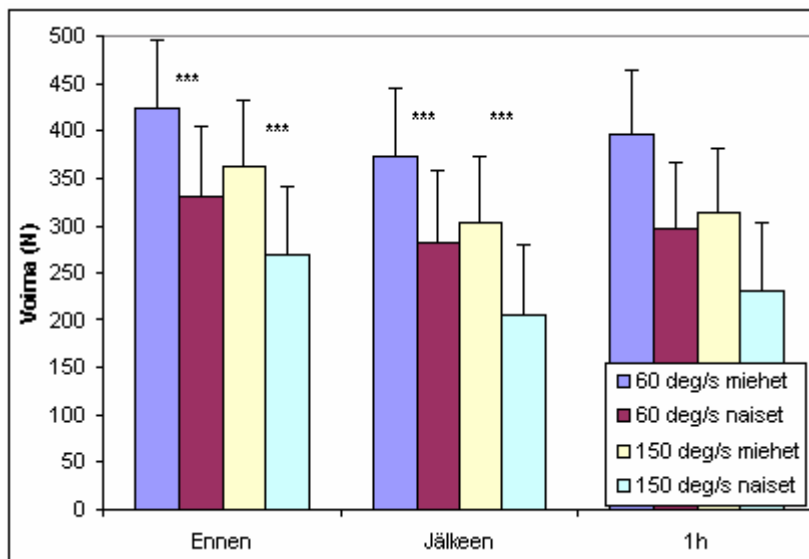
Laitteiden välisiä eroja kuvastaa lihasaktiivisuuden tippuminen eri laitteiden väsytyksissä (taulukko 7). IP väsytyksen jälkeen lihasaktiivisuudet olivat tippuneet naisilla 2,6 – 4,9 % ja miehillä 4,5 – 9,9 % enemmän verrattuna PP väsytykseen. Päinvastainen tulos laitteiden välillä oli ainoastaan miehillä 90 ° ja naisilla 120 ° polvikulmilla. Lihasaktiivisuudessa ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä eroja laitteiden tai sukupuolten välillä.

Taulukko 7. Lihasaktiivisuuksien suhteellinen putoaminen väsytyksien jälkeen.

	<u>PP</u>		<u>IP</u>	
	Naiset x (sd)	Miehet x (sd)	Naiset x (sd)	Miehet x (sd)
<b>90 °</b>	– 4,6 (19,3) %	– 7,5 (27,9) %	– 14,5 (22,3) %	+ 9,6 (32,9) %
<b>120 °</b>	– 17,5 (26,0) %	– 6,4 (22,7) %	– 6,4 (31,5) %	– 11,3 (22,6) %
<b>150 °</b>	– 14,4 (21,8) %	– 2,6 (30,2) %	– 18,9 (24,5) %	– 5,2 (28,0) %

## 10.2 Dynaamiset suoritukset

Ennen väsytystä mitatuissa konsentrisen vaiheen keskiarvovoimissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja kahden eri mittauskerran välillä (60 °/s  $r = 0,657$ ,  $p < 0,01$ ; 150 °/s  $r = 0,351$ ,  $p < 0,2$ ). Dynaamisissa suorituksissa absoluuttiset voima-arvot alenivat nopeuden kasvaessa ( $p < 0,001$ ) eli suurimpia voimia pystyttiin tuottamaan pienimmällä nopeudella (60 °/s) (kuva 37). Myös sukupuolten väliset erot dynaamisissa suorituksissa olivat selkeitä kaikilla nopeuksilla: miehet pystyivät tuottamaan suurempia voimia kaikilla nopeuksilla sekä kaikissa tilanteissa verrattuna naisiin. Miesten voima-arvot olivat 21 – 29 % suuremmat ennen väsytystä, 17 – 32 % suuremmat väsytyksen jälkeen ja 11 – 26 % suuremmat palautumisen jälkeen. Vaihteluvälit riippuivat nopeudesta.



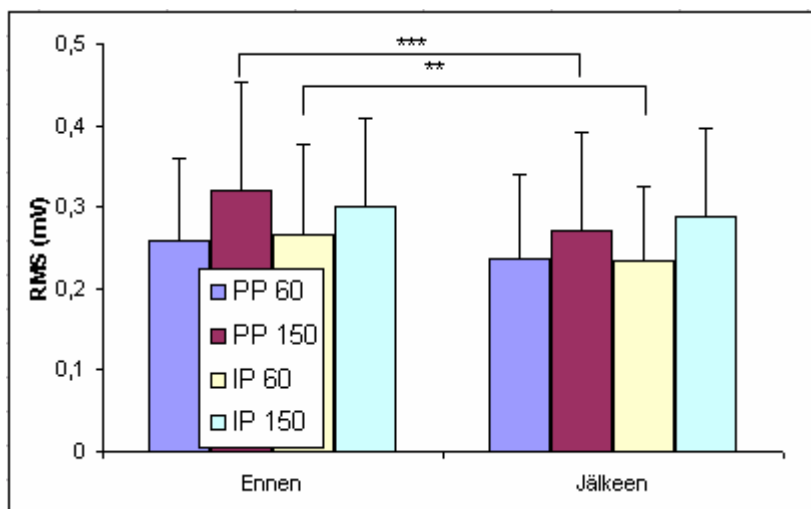
KUVA 37. Sukupuolten väliset erot ja tilastolliset merkitsevyydet dynaamisissa suorituksissa (voima-arvot ovat keski-arvoja molemmista mittauksista) ( $n=15$ , miehet 8, naiset 7).

Keskiarvo-voima aleni merkittävästi ( $p < 0,001$ ) molempien väsytyksien jälkeen kaikilla koehenkilöillä. Pienimmällä nopeudella voiman suhteellinen aleneminen oli 10,1 – 15,3 % ja suuremmalla nopeudella 6,8 – 29,1 %, riippuen sukupuolesta ja väsytykerrasta (PP/IP) (taulukko 8). Laitteiden välisiä eroja kuvasti se, että naisilla suhteelliset voimavertot olivat alenneet 3,8 – 14,9 % enemmän IP väsytyksessä verrattuna PP väsytykseen, mutta miehillä tulos oli päinvastainen eli PP väsytyksessä voimat olivat tippuneet 1,4 – 12,5 % enemmän. Laitteiden erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä.

TAULUKKO 8. Voima-arvojen suhteellinen putoaminen väsytyksien jälkeen.

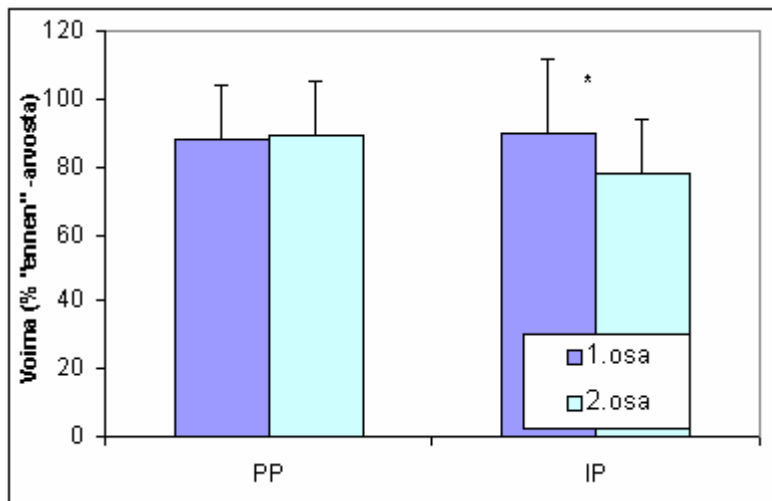
	<u>PP</u>		<u>IP</u>	
	Naiset x (sd)	Miehet x (sd)	Naiset x (sd)	Miehet x (sd)
<b>60 °/s</b>	– 11,5 (11,2) %	– 11,5 (17,5) %	– 15,3 (22,4) %	– 10,1 (17,9) %
<b>150 °/s</b>	– 14,2 (11,8) %	– 19,3 (6,0) %	– 29,1 (23,9) %	– 6,8 (30,5) %

Ennen väsytystä mitatuissa lihasaktiivisuuksissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja kahden eri mittauskerran välillä (60°/s  $r = 0,931$ ,  $p < 0,001$ ; 150°/s  $r = 0,932$ ,  $p < 0,001$ ). Lihasaktiivisuus laski molempien väsytyksien jälkeen (PP 0,02 – 0,05 mV ja IP 0,01 – 0,03 mV) (kuva 38) ja palautui tunnin levon aikana lähes lepotasolle. Sukupuolten välisiä eroja lihasaktiivisuuksissa kuvastivat absoluuttiset lihasaktiivisuusarvot, jotka olivat naisilla pienemmät verrattuna miehiin ( $p < 0,001$ ). Selviä eroja laitteiden tai sukupuolten välillä ei löytynyt, kun lihasaktiivisuusarvoja tarkasteltiin erikseen naisilla ja miehillä molempien väsytyksien jälkeen.

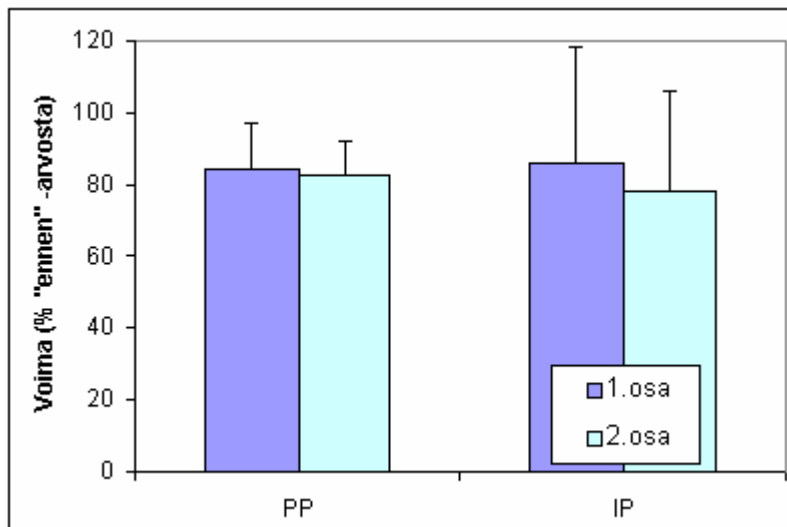


KUVA 38. Lihasaktiivisuus eri laitteilla ennen ja jälkeen väsytyksen (n=15).

Vertailtaessa dynaamisten suorituksen konsentrisen vaiheen alku- ja loppuosaa, pystyttiin laitteiden välisiä eroja tarkastelemaan paremmin. Keskiarvovoiman muuttumista väsytyksen jälkeen suorituksen alku- ja loppuosalla havaittiin laitteiden välillä selkeitä eroja. 60 %s nopeudella keskiarvovoiman suhteellinen putoaminen oli ilmanpainelaitteella ensimmäisellä osalla 10,1 % ja toisella osalla 21,8 %, mutta painopakkalaitteella samat arvot olivat 11,9 % ja 10,4 % (kuva 39). Suuremmalla nopeudella (150 %s) ilmanpainelaitteen arvot olivat ensimmäisellä osalla 13,7 % ja toisella osalla 21,9 % ja painopakkalaitteella 15,4 % ja 17,4 % (kuva 40).



KUVA 39. Keskiarvovoiman suhteellinen putoaminen alku- ja loppuosalla (60 %s) (n=15).



KUVA 40. Keskiarvovoiman suhteellinen putoaminen alku- ja loppuosalla (150 %s) (n=15).

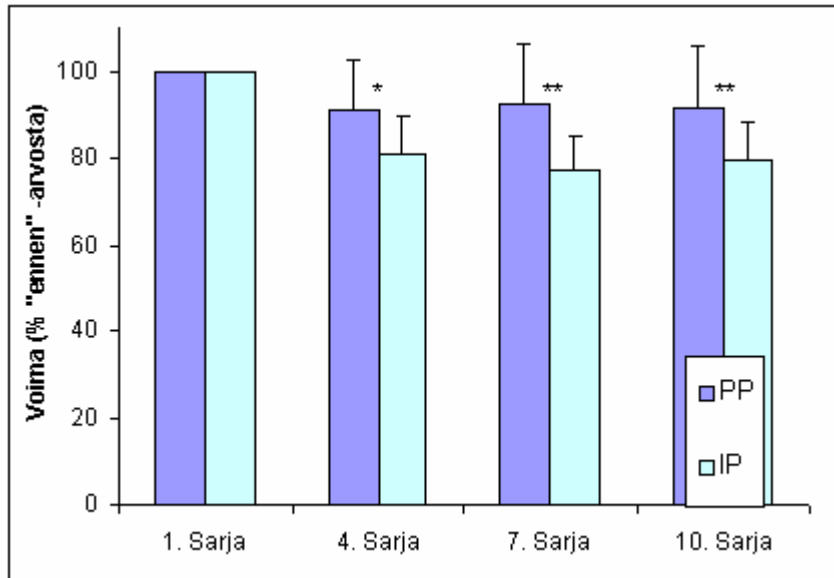
Keskiarvovoiman suhteellinen putoaminen suorituksen alkuosalla oli siis samansuuruista, mutta laitteiden väliset erot tulivat esille suorituksen loppuosalla. Laitteiden väliset erot suorituksen loppuosalla olivat 60 °/s nopeudella 11,4 % ja 150 °/s nopeudella 4,5 %. Syy laitteiden väliseen pieneen eroon 150 °/s nopeudella saadaan selville, kun tarkastellaan keskiarvovoiman suhteellista putoamista erikseen miehillä ja naisilla (taulukko 9). Kyseisellä nopeudella miesten loppuosan (2.osa) voima-arvojen aleneminen on miehillä suurempaa PP väsytyksen jälkeen verrattuna IP väsytyksen jälkeisiin arvoihin. Tämä miesten päinvastainen tulos 150 °/s nopeudella vaikuttaa laskettuihin keskiarvoihin, jonka vuoksi ero laitteiden välillä jää suhteellisen pieneksi.

Taulukko 9. Keskiarvovoiman suhteellinen putoaminen naisilla ja miehillä alku- ja loppuosalla.

	<u>Miehet</u>		<u>Naiset</u>	
	<b>PP x (sd)</b>	<b>IP x (sd)</b>	<b>PP x (sd)</b>	<b>IP x (sd)</b>
60°/s: 1. osa	- 10,3 (20,1) %	- 10,6 (14,5) %	- 13,8 (9,8) %	- 9,5 (29,1) %
2.osa	- 12,7 (15,2) %	- 21,1 (14,2) %	- 7,8 (17,5) %	- 22,6 (19,07) %
150°/s: 1. osa	- 17,2 (9,4) %	- 3,5 (35,1) %	- 13,4 (15,7) %	- 25,4 (25,1) %
2.osa	- 21,4 (3,7) %	- 10,8 (26,4) %	- 12,7 (12,3) %	- 34,6 (25,4) %

### 10.3 Väsytyks

Väsytyksen aikana konsentrisen vaiheen suhteellinen keskiarvovoima aleni väsytyssarjojen edetessä molemmilla laitteilla tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,001$ ). Suhteellinen keskiarvovoima oli tippunut neljännen sarjan aikana PP väsytyksessä 8,8 % ja IP väsytyksessä 11,4 %, seitsemännen sarjan aikana PP väsytyksessä 7,3 % ja IP väsytyksessä 22,7 % ja viimeisen sarjan aikana PP väsytyksessä 8,3 % ja IP väsytyksessä 20,5 % (kuva 41). Laitteiden välisiä eroja kuvastaa se, että laitteiden väliset keskiarvovoimien erot olivat 4. sarjan aikana 11,0 %, 7.sarjan aikana 16,6 % ja 10. sarjan aikana 13,3 %. Laitteiden välisten erojen tilastolliset merkitsevyydet on merkitty kuvaan 41.



KUVA 41. Konsentrisen vaiheen keskiarvovoiman muuttuminen väsytyksessä.

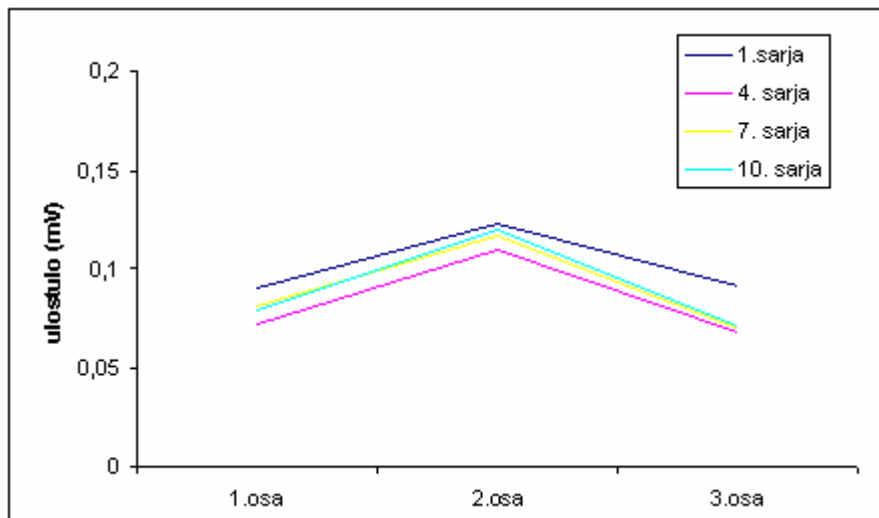
Samat tulokset saatiin myös, kun keskiarvovoimia katsottiin erikseen miehillä ja naisilla. Sukupuolten välinen ero keskiarvovoiman alenemisessa 4.sarjan aikana oli 3,2 % (miehet 15,4 %, naiset 12,2 %), 7. sarjan aikana 4,5 % (miehet 17,3 %, naiset 12,8 %) ja viimeisen sarjan aikana 4,4 % (miehet 16,6 %, naiset 12,2 %), kun vertaillaan molemmista mittauksista saatua keskiarvovoimaa.

Sukupuolten välillä oli myös eroja eri laitteiden väsytyksissä, kun voima-arvoja tarkasteltiin erikseen molempien laitteiden väsytyksissä. Molemmilla sukupuolilla voima-arvot olivat alenneet enemmän IP väsytyksessä kuin PP väsytyksessä kaikissa sarjoissa, mutta laite-erot olivat tilastollisesti merkitseviä vain naisilla (taulukko 10).

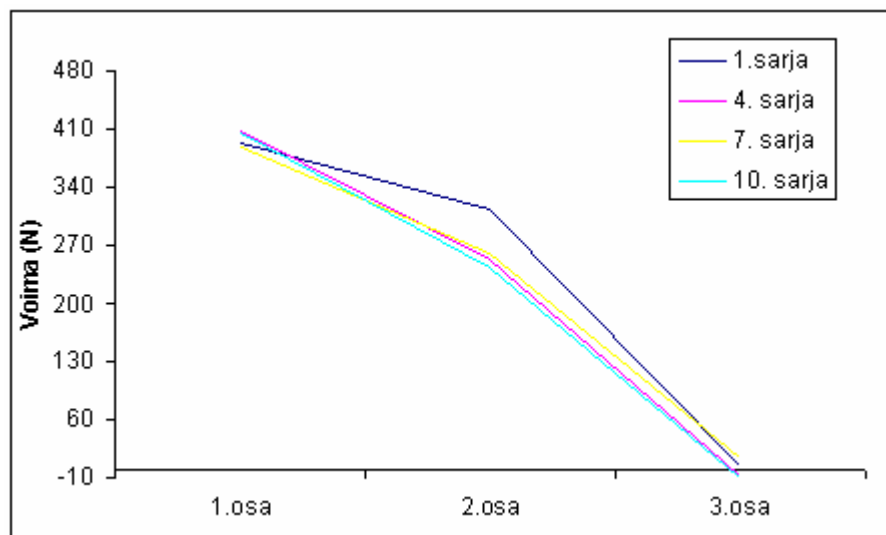
Taulukko 10. Konsentrisen vaiheen keskiarvovoiman aleneminen miehillä ja naisilla.

	<u>Naiset</u>		<u>Miehet</u>	
	IP x (sd)	PP x (sd)	IP x (sd)	PP x (sd)
<b>4.sarja</b>	– 20,9 (5,9) %	– 3,6 (7,3) % (**)	– 16,8 (25,3) %	– 14,0 (24,0) %
<b>7.sarja</b>	– 23,3 (9,2) %	– 2,3 (14,2) % (*)	– 22,1 (11,9) %	– 12,4 (17,7) %
<b>10.sarja</b>	– 19,1 (10,8) %	– 5,2 (15,2) % (*)	– 21,9 (11,0) %	– 11,3 (28,8) %

Absoluuttiset voima-arvot (konsentrisen vaiheen keskiarvovoima) suoritusten eri vaiheissa (ensimmäisellä, toisella ja kolmannella osalla) ilmentävät hyvin laitteiden ominaisuuksien eroja. IP väsytyssarjojen suoritusten konsentrisen osan keskiarvovoima pysyi suhteellisen muuttumattomana alku-, keski- ja loppuosan välillä (kuva 42). PP väsytyssarjojen suorituksissa liikkeen alkuosassa voima-arvot ovat erittäin suuria, keskivaiheilla huomattavasti pienempiä ja loppuosassa voima katoaa lähes kokonaan (kuva 43).



KUVA 42. Ilmanpainelaitteen keskiarvovoima konsentrisen vaiheen eri osilla.

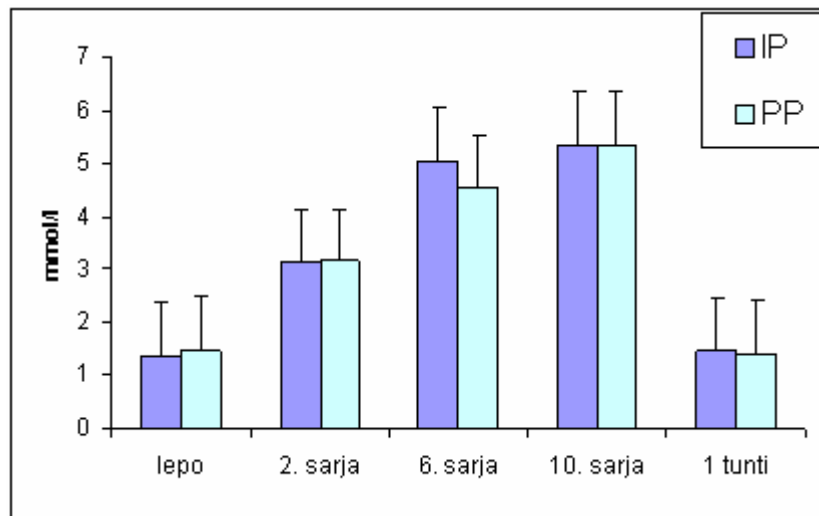


KUVA 43. Painopakalaitteen keskiarvovoima konsentrisen vaiheen eri osilla.



## 10.5 Laktaatti

Laktaattipitoisuutta mitattiin ennen väsytystä, väsytyksessä 2., 6. ja 10. sarjan jälkeen sekä tunnin palautumisen jälkeen. Ennen väsytystä laktaattiarvot olivat 1,3 (IP) ja 1,4 (PP) mmol/l. Väsytyksen aikana laktaattiarvot nousivat merkitsevästi ( $p < 0,001$ ) molempien laitteiden väsytyksessä molemmilla sukupuolilla yli 5 mmol/l (kuva 44) ja palautuivat tunnin levon aikana kaikilla koehenkilöillä väsytystä edeltäviin arvoihin.



KUVA 44. Laktaattipitoisuudet väsytyksen edetessä molempien laitteiden väsytyksissä. (n=16)

Lepolaktaattiarvot (ennen väsytystä ja palautumisen jälkeen) olivat molemmilla sukupuolilla suhteellisen samansuuruisia, mutta väsytyssarjojen aikana eroja sukupuolten välillä esiintyi (taulukko 11). Väsytyksen loppuessa eli 10. sarjan jälkeen havaittiin miehillä olevan suuremmat laktaattiarvot verrattuna naisiin, mutta edeltävissä sarjoissa naisten laktaattiarvot ovat miehiä suuremmat IP väsytyksessä ja miehillä naisia suuremmat PP väsytyksessä. Sukupuolten väliset erot eivät olleet kuitenkaan tilastollisesti merkitseviä.

TAULUKKO 11. Laktaattipitoisuudet molemmissa väsytyksissä miehillä ja naisilla.

	<u>Naiset (mmol/l)</u>		<u>Miehet (mmol/l)</u>	
	IP x (sd)	PP x (sd)	IP x (sd)	PP x (sd)
<b>4.sarja</b>	3,2 (1,0)	3,2 (0,8)	3,0 (0,8)	3,0 (0,7)
<b>7.sarja</b>	5,2 (1,4)	4,4 (1,1)	4,8 (1,5)	4,6 (1,7)
<b>10.sarja</b>	5,1 (1,2)	5,1 (1,1)	5,5 (1,5)	5,5 (2,4)

## 11 POHDINTA

### 11.1 Päätulokset

Tutkimuksessa havaittiin, että isometrisen maksimivoiman aleneminen eri laitteiden väsytyksen jälkeen vaihteli riippuen nivelkulmasta. Pienimmällä polvikulmalla (90°) muutos maksimivoimassa on suurempaa PP väsytyksen jälkeen (PP 11,4 %, IP 9,8 %), keskimmaisella polvikulmalla (120°) voiman suhteellinen putoaminen oli samansuuruista molempien väsytysten jälkeen (PP 8,1 %, IP 8,1 %) ja suurimmalla polvikulmalla (150°) muutos maksimivoimassa oli suurempaa IP väsytyksen jälkeen (PP 7,5 %, IP 16,0 %). Suurin ero laitteiden välillä löytyykin 150 ° polvikulmalla, missä eroa laitteiden välillä on jo 8,5 % ( $p < 0,05$ ). Myös dynaamisten suoritukset ilmensivät laitteiden eroja kuormittavuudessa. Dynaamisten suoritusten keskiarvovoimien havaittiin alenevan molempien laitteiden väsytyksen jälkeen, mutta erot korostuivat, kun muuttujia vertailtiin nivelliikealueen tietyllä osalla. Keskiarvovoiman putoaminen suorituksen alkuosalla oli vain hiukan suurempaa (1,7 – 1,8 %) PP väsytyksen jälkeen, mutta suurempi ero havaittiin suorituksen loppuosalla. Keskiarvovoiman putoaminen suorituksen loppuosalla oli selvästi suurempaa (4,5 – 11,4 %) IP väsytyksen jälkeen ( $p < 0,05$ ). Kun tarkasteltiin keskiarvovoiman muuttumista väsytyssarjojen aikana, havaittiin IP väsytyksessä voiman putoamisen olevan suurempaa kuin PP väsytyksessä. Laitteiden väliset keskiarvovoimien erot olivat 4. sarjan aikana 11,0 % ( $p < 0,05$ ), 7. sarjan aikana 16,6 % ( $p < 0,01$ ) ja viimeisen sarjan aikana 13,3 % ( $p < 0,01$ ). Saadut tulokset ilmentävät selvästi laitteiden välisiä eroja nopeusvoimaväsytyksen jälkeen: liikkeen alussa PP näyttäisi kuormittavan hiukan paremmin verrattuna IP laitteeseen, mutta liikkeen lopussa IP laitteen kuormitus näyttäisi olevan huomattavasti PP laitetta parempaa. Kokonaiskuormitus näyttäisi myös olevan IP laitteella suurempaa.

Kaikki voimamittaukset suoritettiin isokineettisessä laitteessa. Koska kahdella eri mittauskerralla mitattujen arvojen korrelaatio oli suhteellisen suuri, tiedetään, että kyseinen laite mittaa tarkasti ja luotettavasti.

## 11.2 Laitteiden väliset kuormittavuuserot

### 11.2.1 Suorituskykytestit

Nopeusvoimaväsytyksen jälkeiset isometriset ja dynaamiset suoritukset ilmensivät laitteiden välistä kuormittavuuseroa hyvin. Isometrisissä suorituksissa tämä näkyi maksimivoiman muutoksissa eri nivelkulmilla, kuten edellisessä kappaleessa mainittiin. IP väsytyksen jälkeen isometrisen absoluuttisen maksimivoiman havaittiin tippuvan eniten 150° polvikulmalla 84,7 (84,9) N, mutta muilla polvikulmilla maksimivoiman aleneminen oli suunnilleen samansuuruista 51,5 N (120°) ja 52,6 N (90°). PP väsytyksen jälkeen samat arvot olivat 44,1 (150°), 50,0 N (120°) ja 61,1 N (90°). Edellisessä kappaleessa mainitut suhteelliset voiman putoamiset on laskettu näistä absoluuttisista arvoista ja ne kuvastavat vielä selkeämmin laitteiden välillä havaittavaa eroa. Absoluuttisten arvojen alenemisesta voidaan selvästi havaita, että IP väsytyksessä voimat ovat tippuneet lähes kaikilla polvikulmilla enemmän verrattuna PP väsytykseen. Koska väsytystä edeltävien mittausten (voima ennen IP väsytystä vs. voima ennen PP väsytystä) korrelaatio oli hyvä, voidaan todeta, että IP väsytyksessä aiheutuneet voima-arvojen alentumiset johtuvat laitteen aiheuttamasta suuremmasta kuormittavuudesta.

Dynaamisten suoritusten keskiarvovoimien havaittiin alenevan molempien laitteiden väsytyksen jälkeen, mutta erot korostuivat, kun muuttujia vertailtiin nivelliikealueen tietyllä osalla. 60 °/s nopeudella keskiarvovoiman putoaminen suorituksen alkuosalla oli samansuuruista molemmilla laitteilla (IP 10,1 %, PP 11,9 %), mutta loppuosalla voiman suhteellinen putoaminen oli selvästi suurempaa IP väsytyksen jälkeen (IP 21,8 %, PP 10,4 %). Suuremmalla nopeudella arvot olivat alkuosalla (IP 13,7 %, PP 15,4 %) ja loppuosalla (IP 21,9 %, PP 17,4 %). Laitteiden väliset erot suorituksen loppuosalla olivat 60 °/s nopeudella 11,4 % ( $p < 0,05$ ) ja 150 °/s nopeudella 4,5 %. Syy laitteiden väliseen pieneen eroon 150 °/s nopeudella johtui miesten loppuosan päinvastaisista tuloksista. Miesten voima-arvojen aleneminen loppuosalla oli suurempaa PP väsytyksen jälkeen, mikä vaikutti laskettuihin keskiarvoihin ja sen vuoksi myös laitteiden välinen ero jää suhteellisen pieneksi. Syynä tähän voi olla se, etteivät miehet jostain syystä kyenneet aktivoimaan lihaksiaan maksimaalisesti (Belanger & al. 1981, Strojnik & Komi 1986) ennen PP väsytystä, jonka vuoksi myös suhteellisen voiman aleneminen jää pieneksi. Myös mittauskertojen välinen korrelaatio tukee tätä epäilyä.

Saadut tulokset, niin isometriset kuin dynaamisetkin, ilmentävät selvästi laitteiden välisiä eroja nopeusvoimaväsytyksen jälkeen. Liikkeen alussa laitteiden välillä on hieman eroa, mitä kuvastaa isometristen suoritusten 90 ° polvikulmalla havaittavat isometrisen maksimivoimien muutoksien erot eri väsytyksissä (1,6 %) sekä dynaamisten suoritusten alkuosan voima-arvot, mitkä molempien laitteiden väsytyksen jälkeen ovat lähes yhtä suuret. Liikkeen alussa PP näyttäisi kuormittavan hiukan paremmin verrattuna IP laitteeseen, mutta ero on suhteellisen pieni. Liikkeen loppuvaiheessa laitteiden väliset erot kuitenkin korostuvat, mikä ilmenee isometrisistä suorituksista 150 ° polvikulmalla (eroa laitteiden välillä 8,5 %) sekä dynaamisten suoritusten loppuosan voima-arvojen eroista. Liikkeen lopussa IP laitteen kuormitus näyttäisi olevan huomattavasti PP laitetta parempaa. Toisin sanoen painopakalaitteella vastus on suuri liikkeen alkuosassa pienillä polvikulmilla, jolloin myös voiman aleneminen väsytyksen jälkeen näkyy parhaiten kyseisillä polvikulmilla. Ilmanpainelaitteella liikettä suoritettaessa lihakset joutuvat työskentelemään loppuun asti jalkojen ojentamiseksi, jolloin voiman aleneminen havaitaan myös konsentrisen vaiheen loppuosalla. Tämän vuoksi myös erot laitteiden välillä korostuvat erityisesti suurilla polvikulmilla tai liikkeen loppuosalla.

### 11.2.2 Väsytyssuoritukset

Laitteiden välinen kuormittavuusero havaittiin myös väsytyssuorituksissa. Väsytyssarjojen edetessä konsentrisen vaiheen suhteellisen keskiarvovoiman havaittiin alenevan molemmilla laitteilla, mikä kuvastaa lihasväsymisen kasvua sarjojen edetessä. Eroja laitteiden kuormittavuudessa kuitenkin löytyi. Kun tarkasteltiin keskiarvovoiman muuttumista väsytyssarjojen aikana, havaittiin IP väsytyksessä voiman putoamisen olevan suurempaa kuin PP väsytyksessä. Suhteellinen keskiarvovoima oli tippunut neljännen sarjan aikana PP väsytyksessä 8,8 % ja IP väsytyksessä 11,4 %, seitsemännen sarjan aikana samat arvot olivat 7,3 % ja 22,7 % ja viimeisen sarjan aikana 8,3 % ja 20,5 %. Laitteiden välisiä eroja kuvastaa se, että laitteiden väliset keskiarvovoimien erot olivat 4. sarjan aikana 11,0 % ( $p < 0,05$ ), 7. sarjan aikana 16,6 % ( $p < 0,01$ ) ja viimeisen sarjan aikana 13,3 % ( $p < 0,01$ ). Tulokset kuvastavat ilmanpainelaitteen suurempaa kuormittavuutta nopeusvoimarasituksen aikana.

Väsytyssuoritusten keskiarvovoiman alenemiseen sekä laitteiden kuormittavuuteen vaikuttaa näin pitkissä väsytyksissä erityisesti kuorman suuruus ja erilaisuus. Jos kuorma toisella laitteella on suurempi verrattuna toiseen laitteeseen, tapahtuu lihasväsymistä tietenkin enemmän, joka ilmenee voimantuoton suurempana putoamisena. Tämän vuoksi väsytytkuormien määrittämisessä käytettiin ns. suhteellista kuorman määrittämistä. Kuorman määrittäminen suunnilleen samansuuruiseksi onnistui tällä tavalla, mutta vieläkin tarkempaa kuorman porrastusta olisi voitu käyttää. Tässä tutkimuksessa kuormat valittiin 10 kg (1 bar) välein, mutta tarkemmat kuormat jokaiselle koehenkilölle olisi saatu 5 kg (0,5 bar) porrastuksella. Väsytyssarjojen voima-arvojen putoamista ei voida käyttää siis täysin suoraan sanottaessa, että toinen laitteista kuormittaisi paremmin. Jos kuormien suuruudessa on pieniäkin eroja, voidaan tämän tapainen voima-arvojen putoamisen ero havaita. Kuormien erot eivät kuitenkaan selitä syytä, miksi nivelliikkeen alussa ja lopussa havaitaan näin suuret erot laitteiden välillä (isometriset ja dynaamiset suoritukset), varsinkin kun käytettävä laite on puolueeton (isokineettinen laite). Jos laitteiden kuormittavuudella eri nivelliikkeen alueella ei olisi eroja, olisivat muutokset kaikilla alueilla (alku-, keski- ja loppuvaihe) samanlaiset.

### **11.2.3 Voimansiirtosysteemin toiminta**

Ilmanpainelaitteen ja painopakkalaitteen absoluuttisten voima-arvojen suora vertailu keskenään ei ollut mahdollista, koska IP voima-arvot olivat yhden (oikean) jalan voima-arvoja ja PP voima-arvot molempien jalkojen resultanttivoima-arvoja. Voima-arvojen suhteellista muuttumista eri osien välillä voitiin kuitenkin vertailla, koska käyrän muoto on riippuvainen vain laitteen ominaisuuksista. Laitteiden keskiarvovoimien vaihtelu kolmen osan välillä kuvasi selvästi kuormitusta liikkeen eri osilla. Ilmanpainelaitteella suorituksen aikainen keskiarvovoima oli lähes muuttumaton konsentrisen vaiheen aikana eli koko liikealueella, mutta painopakkalaitteella keskiarvovoima laski konsentrisen vaiheen edetessä. Nämä tulokset tukevat teoriaosan spekulatioita voimansiirtosysteemin toiminnasta.

Tulosta voidaan heijastaa myös Häkkisen & al. (1987) tutkimukseen, jossa keskiarvovoimien muuttumista konsentrisella alueella tarkasteltiin PP laitteella. Heidän tutkimuksestaan voitiin havaita, että kuormien kevetessä PP voimansiirtosysteemin toimiminen muuttuu. Pienin kuorma oli 60 % maksimista, jonka aikana voidaan havaita vastuksen muuttuminen nivelliikkeen eri osilla (kuva 27, s. 43). Voiman aleneminen liikkeen lopussa on jyrkkää, mikä ilmentää voimansiirtosysteemin epäonnistumista liikkeen loppuvaiheella. Tämän tutkimuksen väsytyksessä kuorma oli vieläkin pienempi, joka osaltaan voi myös selittää vielä näkyvää voiman katoamista liikkeen loppuosalla. Verrattuna painopakalaitteeseen, ilmanpainelaitteen voima-arvojen tasaisuus konsentrisen vaiheen aikana osoittaa, että ilmanpainelaitteen voimansiirtosysteemi toimii vielä nopeassakin liikkeessä lähes täydellisesti.

### **11.3 Nopeusvoimarasituksen vaikutukset miehillä ja naisilla**

Fitts ja Metzger (1988) määritelmän mukaan lihasväsymistä tapahtui nopeusvoimaväsytyksen aikana kaikilla koehenkilöillä, jota todistavat selvät voima-arvojen alentumiset niin väsytyssarjojen edetessä kuin kaikissa väsytyksen jälkeen tehdyissä suorituksissa (isometriset ja dynaamiset). Isometrinen maksimivoima aleni molemmilla sukupuolilla, mutta lasku oli selvästi suurempi miehillä (90° 1,1 %, 120° 1,3 % ja 150° 12,2 %), kun katsotaan molempien mittausten keskiarvostettua voiman alenemistä. Dynaamiset voima-arvot osoittivat lihasväsymistä myös tapahtuneen ja eroja sukupuolten välillä löytyi, kun voiman muutoksia tarkasteltiin eri väsytyksissä. Naisten voima-arvot olivat tippuneet 3,8 – 14,9 % miehiä enemmän IP väsytyksessä, mutta miehillä puolestaan naisia enemmän PP väsytyksessä (1,4 – 12,5 %). Syy tähän voi johtua monista tekijöistä: ennen väsytystä mitattujen arvojen epätodellisuudesta, maksimaalisen lihasaktivaation epäonnistuminen tai jopa vain sukupuolten erilaisesta kyvystä väsyttää itseään erilaisilla laitteilla.

Myös muut muuttujat, kuten laktaatti ja lihasaktiivisuus ilmensivät lihasväsymistä tapahtuneen. Kaikissa isometrisissä ja dynaamisissa suorituksissa voimamuuttujat (kuvat 33 ja 37) ja lihasaktiivisuudet (kuvat 36 ja 38) olivat laskeneet merkittävästi väsytyksen jälkeen kaikilla polvikulmilla ja nopeuksilla. Akuutit alenemiset voimantuotto ominaisuuksissa ja maksimaalisessa lihasaktiivisuudessa (RMS) ovat

hyvin samanlaiset kuin useissa aiemmissa tutkimuksissa (Komi 1984, Linnamo & al. 1998). Väsytyssarjojen edetessä lihasaktiivisuus kasvoi aluksi, jonka jälkeen se kääntyi laskuun. Tämän ilmiön havaitsi myös Bigland-Ritchie & al. (1986), jonka mukaan tietyissä tilanteissa maksimaalinen EMG voi kuitenkin hetkellisesti kasvaa ensimmäisten maksimaalisten suoritusten aikana.

Laktaattipitoisuudet nousivat nopeusvoimaväsytyksen aikana molemmilla sukupuolilla yli 5 mmol/l, mutta miesten arvot olivat naisia korkeammat. Laktaattiarvojen käyttäytyminen nopeusvoimaväsytyksessä oli samankaltaista kuin useissa muissa tutkimuksissa (Linnamo & al. 1998, Häkkinen 1994). Linnamon et al. (1998) tutkimuksessa miesten laktaattiarvot nousivat nopeusvoimaväsytyksessä kuitenkin vain 4.2 mmol/l. Miesten pieniin laktaattiarvoihin voi olla syynä kuormituksen erilaisuus: väsytyks oli lyhempi heidän tutkimuksessaan (5x10 kuorma 40 % 10RM), joten verrattuna 6. sarjan jälkeisiin laktaattiarvoihin, tulokset miehillä ovat lähes samansuuruiset.

Nopeusvoimarasituksen jälkeiset muutokset saattoivat johtua useista tekijöistä. Lihasväsyminen nopeusvoimatyypissä rasituksessa johtuu Häkkisen (1990) mukaan ensisijaisesti sentraalisista tekijöistä, koska nopeusvoimarasituksessa hermoston aktivaatiotaso on hyvin korkea, mutta se voi olla myös yhteydessä väsytyksen pitkittyneeseen keston (Bigland-Ritchien & al. 1986). Sentraalista väsymistä voidaankin sanoa tapahtuneen, kun havaitaan aktivaatiotason alenemistä väsytyksen jälkeisissä suorituksissa (Gandevia 1998, Gibson & Edwards 1985), vaikka sentraalista väsymistä voi ilmetä myös maksimaalisesta aktivaatiosta huolimatta (Bigland-Ritchie & al. 1983). Koska aktivaatiotason mittaukset ovat useimpien koehenkilöiden kohdalla epätarkkoja, ei lihasväsymisen sijainnin määrittäminen yksiselitteisesti sentraalisen väsymisen mukaan ole mahdollista. Myös väsytyksen jälkeiset laktaattiarvot osoittivat perifeeraalista lihasväsymistä tapahtuneen. Laktaatin kerääntyminen väsytyksen aikana aiheuttaa pH:n alenemisen, jonka on todettu olevan yhteydessä alentuneeseen Ca kuljetukseen (Fitts & Metzger 1988, Hill & al. 2001). Toisin sanoen laktaatin kerääntyminen inhiboi supistuvan komponentin toimintaa (Sahlin 1986). Laktaattiarvojen avulla ei myöskään kyetä yksin selittämään suorituskyvyn heikkenemistä. Tämän vuoksi voidaankin todeta, että voimantuotto-ominaisuuksien heikkenemiseen oli syynä niin sentraalinen kuin perifeeraalinen väsyminen.

## 11.4 Laitteiden vaikutus sukupuolten kykyyn väsyttää itseään

Useat tutkimukset ovat tarkastelleet maksimivoimarasituksen vaikutuksia hermo-lihasjärjestelmän toimintaan, mutta nopeusvoimarasituksen vaikutuksista tieteellisten tutkimusten määrä on huomattavasti vähäisempi. Naisilla on todettu ilmenevän vähemmän lihasväsymistä niin maksimivoima- kuin nopeusvoimarasituksenkin jälkeen, mutta erot korostuvat nopeusvoimarasituksen yhteydessä (Linnamo & al. 1998, Häkkinen 1994).

Selvin ero sukupuolten kyvyssä väsyttää itseään nähdään väsytyssuoritusten keskiarvovoiman alenemisessa. Kun verrataan molempien mittausten keskiarvostettua voiman alenemistä, voidaan havaita, että miesten voima-arvot ovat tippuneet naisia enemmän. Sukupuolten välinen ero keskiarvovoiman alenemisessä 4.sarjan aikana oli 3,2 % (miehet 15,4 %, naiset 12,2 %), 7. sarjan aikana 4,5 % (miehet 17,3 %, naiset 12,8 %) ja viimeisen sarjan aikana 4,4 % (miehet 16,6 %, naiset 12,2 %).

Linnamo & al. (1998) havaitsi tutkimuksessaan, että naiset eivät pysty väsyttämään itseään niin hyvin kuin miehet, varsinkaan nopeusvoimatyypisessä rasituksessa. Heidän tutkimuksessa naisten laktaattiarvot eivät nousseet lähes lainkaan lepotasolta, mikä kuvastaa lihasväsymisen puuttumista. Verrattuna em. tutkimukseen naisten laktaattiarvojen käyttäytyminen oli tässä tutkimuksessa täysin erilaista. Laktaattiarvot nousivat naisilla molempien väsytysten aikana yli 5 mmol/l, mutta arvot olivat kuitenkin pienempiä verrattuna miehiin. Linnamon & al. (1998) tutkimuksessa myös voima-arvot olivat laskeneet vain hieman väsytystä edeltävistä arvoista, jonka kaltaisia tuloksia saatiin myös tässä tutkimuksessa. Isometrinen suoritus voima-arvot laskivat molemmilla sukupuolilla lähes saman verran 90° ja 120 ° polvikulmilla, mutta suurimmalla polvikulmalla (150 °) eroja sukupuolten ( $p < 0,01$ ) välillä löytyi. Miesten voima-arvojen tippuminen tällä polvikulmalla oli huomattavasti suurempaa verrattuna naisiin. Miesten voima-arvot olivat tippuneet PP 15,5 % ja IP 19,9 %. Naisilla IP väsytyksen jälkeinen voima-arvo oli laskenut 11,6 %, mutta PP voima-arvo oli kasvanut 1,4 %. Näyttäisi siltä, että naiset eivät pysty tekemään suoritusta loppuun saakka tehokkaasti PP laitteella, mikä vaikuttaa myös lihasväsymisen suuruuteen ja sitä kautta voima-arvoihin. IP laitteella naiset näyttäisivät kuitenkin pystyvän suorittamaan liikkeen loppuun saakka, koska voiman lasku havaitaan myös suurilla polvikulmilla.



Voima-arvojen ja laktaattiarvojen sukupuolten väliset erot voisivat johtua juuri siitä, että naiset eivät pysty suorittamaan polvenojennus liikettä loppuun samoin kuin miehet, jolloin voiman aleneminen on miehillä suurempaa suurilla polvikulmilla. Toisaalta syynä voi olla naisten kyvyttömyys tuottaa absoluuttista voimaa (Komi & Karlsson 1978, Ryushi & al. 1988), mikä heijastuu lopulta voima-arvojen suhteelliseen muutokseen ja sitä kautta sukupuolten välisiin eroihin.

## 12 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tutkimuksessa saatujen tulosten mukaan laitteiden välillä voidaan havaita selviä kuormittavuuseroja nopeusvoimaväsytyksen aikana. Saadut tulokset ilmentävät selvästi laitteiden välisiä eroja liikenopeuksien ollessa suuria: liikkeen alussa PP näyttäisi kuormittavan hiukan paremmin verrattuna IP laitteeseen, mutta liikkeen lopussa IP laitteen kuormitus näyttäisi olevan huomattavasti PP laitetta parempaa. Painopakkalaitteella suurin työ tehdään liikkeen alkuvaiheessa, kun painoihin yritetään saada mahdollisimman suuri kiihtyvyys. Liikkeen loppuosassa kuorma on kevyempi painoihin aiheutetun liikemäärän ansiosta ja työtä jalkojen ojentamiseksi ei tarvitse tehdä. Ilmanpainelaitteella liikettä suoritettaessa lihakset joutuvat työskentelemään loppuun asti jalkojen ojentamiseksi, jonka vuoksi myös erot laitteiden välillä korostuvat erityisesti suurilla polvikulmilla tai liikkeen loppuosalla.

Väsytyssuoritusten konsentrisen vaiheen voima-arvot ilmensivät laitteiden vastuskäyriä nopeassa liikkeessä ja tukivat edellä mainittuja tuloksia. Ilmanpainelaitteella suorituksen aikainen keskiarvovoima oli lähes muuttumaton konsentrisen vaiheen aikana eli koko liikealueella, mutta painopakkalaitteella keskiarvovoima laski konsentrisen vaiheen edetessä. Voiman jyrkkä aleneminen liikkeen lopussa ilmentää voimansiirtosysteemin epäonnistumista nopean liikkeen loppuvaiheella. Nämä tulokset kuvastivat laitteiden kuormittavuutta ja voimansiirtosysteemien toimintaa nopeassa liikkeessä: verrattuna painopakkalaitteeseen, ilmanpainelaitteen voima-arvojen tasaisuus konsentrisen vaiheen aikana osoittaa, että sen voimansiirtosysteemi toimii vielä nopeassakin liikkeessä lähes täydellisesti.

Nopeusvoimaväsytyksen jälkeiset tulokset naisilla ja miehillä kuvastivat sukupuolten välisiä eroja kuormittamiskyvyssä. Näyttäisi siltä, että naiset eivät pysty tekemään nopeaa, räjähtävää suoritusta loppuun saakka tehokkaasti painopakkalaitteella, mikä vaikuttaa myös lihasväsymisen suuruuteen ja sitä kautta voima-arvoihin. Ilmanpainelaitteella naiset näyttäisivät kuitenkin pystyvän suorittamaan liikkeen loppuun saakka, koska voiman lasku havaitaan myös suurilla polvikulmilla.

## 13 LÄHTEET

Allen, D.G., Kabbara, A.A. & Westerblad, H. 2002. Muscle fatigue: The role of intracellular calcium stores. *Can. J. Appl. Physiol.* 27(1): 83 – 96.

Allen, G.M., McKenzie, D.K. & Gandevia, S.C. 1998. Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle and Nerve* 21: 318 – 328.

Allen, D.G., Westerblad, H. & Lännergren, J. 1995. The role of intracellular acidosis in muscle fatigue. *Kirjassa Fatigue* (ed. Gandevia, S.C. et al.) Plenum Press, New York: 57 – 68.

Basmajian, J.V. 1978. *Muscles alive, their functions revealed by electromyography*. 4<sup>th</sup> edition. The Williams & Wilkins Company, Baltimore.

Belanger, A & McComas, A. 1981. Extent of motor unit activation during effort. *J Appl Physiol: Respir. Environ. Exercise Physiol.* 51(5): 1131 – 1135.

Bigland-Ritchie, B, Cafarelli, E. & Vøllestad, N.K. 1986. Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiol Scand* 128 (Suppl 556): 137 – 148.

Bigland-Ritchie, B., Furbush, F. & Woods, J.J. 1986. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J. Appl. Physiol.* 61(2): 421 – 429.

Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O.C.J. & Woods, J.J. 1983. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology* 50(1): 313 – 324.

Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A. & Woods, J.J. 1979. Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Experimental Neurology* 64: 414 – 427.

Bigland-Ritchie, B. & Woods, J.J. 1984. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve* 7: 691 – 699.

Brooke, M. & Kaiser, K. 1974. The use and abuse of muscle histochemistry. *Annals of the New York Academy of sciences* 228: 121 – 144.

Bulow, P., Norregaard, J, Danneskiold-Samsøe, B. & Mehlsen, J. 1993. Twitch interpolation technique in testing of maximal muscle strength: Influence of potentiation, force level, stimulus intensity and preload. *Eur J Appl Physiol* 67: 462 – 466.

Burke, R. 1981. Motor units: Anatomy, physiology, and functional organization. Kirjassa: *Handbook of physiology* (ed. Brooks) Vol 2: 345 – 422.

Cavagna, G., Dusman, B. & Margaria, R. 1968. Positive work done by previously stretched muscle. *J. Appl. Physiol.* 24: 21 – 32.

Edington, D.W. & Edgerton, V.R. 1976. *The biology of physical activity*. Houghton Mifflin Co. Boston.

Edwards, R.G. 1983. Biochemical bases of fatigue in exercise performance: Catastrophe theory of muscular fatigue. Kirjassa: *Biochemistry of exercise*. International series on sport sciences, Vol 13: 3 – 28.

Edwards, R.G. & Lippold, O.C.J. 1956. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J. Physiol.* 132: 677 – 681.

Edwards, R.H., Hill, D.K., Jones, D.A. & Merton, P.A. 1977. Fatigue of long duration in human skeletal muscle after exercise. *J. Physiol.* 272: 769 – 778.

Enoka, R.M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. 3<sup>rd</sup> edition. Human Kinetics.

Enoka, R.M. & Stuart, D.G. 1992. Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* 72(5): 1631 – 1648.

- Fitts, R.H. & Metzger, J.M. 1988. Mechanisms of muscular fatigue. In: J.R. Poortmans (ed.), Principles of exercise biochemistry. Basel: Karger.
- Gandevia, S.C. 1998. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, moto neurones and moto cortical drive. *Acta Physiol. Scand.* 162: 275 – 283.
- Gandevia, S.C. 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews* 81(4): 1725 – 1789.
- Gibson, H. & Edwards, R.H.T. 1985. Muscular exercise and fatigue. *Sports Medicine* 2: 120 – 132.
- Gordon, A., Huxley, A. & Julian, F. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *J. Physiol.* 184: 170 – 192.
- Graves, J.E., Pollock, M.L., Jones, A.E., Colvin, A.B. & Leggett, S.H. 1989. Specificity of limited range of motion variable resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 21 (1): 84 – 89.
- Guyton, A.C. & Hall, J.E. 2001. Textbook of medical physiology. 10<sup>th</sup> edition.
- Henneman, E., Somjen, G & Carpenter, D. 1965a. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J Neurophysiol.* 28:560 – 580.
- Hermansen, L., Grandmontagne, M., Maehlum, S. & Ingnes, I. 1984. Postexercise elevation of resting oxygen uptake: possible mechanisms and physiological significance. *Medicine Sport Sci.* 17: 119 – 129.
- Hick, A.L. & McCartney, N. 1996. Gender differences in isometric contractile properties and fatigability in elderly human muscle. *Can. J. Appl. Physiol.* 21(6): 441 – 454.

Hill, C.A., Thompson, M.W., Ruell, P.A., Thom, J.M. & White, M.J. 2001. Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *J. Physiol.* 531(3): 871 – 878.

Hunter, S.K. & Enoka, R.M. 2001. Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *J. Appl. Physiol.* 91: 2686 – 2694.

Häkkinen, K. 1990. *Voimaharjoittelun perusteet*. Gummerus Kirjapaino Oy. Jyväskylä.

Häkkinen, K. 1993. Neuromuscular fatigue and recovery in male and female athletes during strenuous heavy resistance exercise. *Int. J. Sports Med.* 14: 53 – 59.

Häkkinen, K. 1994. Neuromuscular fatigue in males and females during strenuous heavy resistance loading. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 34: 205 – 214.

Häkkinen, K. 1995. Neuromuscular fatigue and recovery in women at different ages during heavy resistance loading. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 35: 403 – 413.

Häkkinen, K., Alen, M. & Komi, P.V. 1984. Neuromuscular, anaerobic, and aerobic performance characteristics of elite power athletes. *Eur. J. Appl. Physiol.* 53: 97 – 105.

Häkkinen, K., Kauhanen, H. & Komi, P. 1988. Effects of fatiguing loading with a variable resistance equipment on neural activation and force production of the knee extensor muscles. *Electromyography and Clinical Neurophysiol.* 28: 79 – 87.

Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1983. Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 55: 436 – 444.

Häkkinen, K., Komi, P.V & Alen, M. 1985. Effects of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol. Scand.* 125: 587 – 600.

Häkkinen, K., Komi, P.V. & Kauhanen, H. 1987. Scientific evaluation of specific loading of the knee extensor with variable resistance "isokinetic" and barbell exercise. *Medicine and Sport Sci.* 26: 224 – 237.

Ivanova, T., Garland, S. & Miller, K. 1997. Motor unit recruitment and discharge behavior in movements and isometric contractions. *Muscle and Nerve* 20: 867 – 874.

Jones, D.A. 1996. High- and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiol. Scand.* 156: 265 – 270.

Jones, D.A., Bigland-Ritchie, B. & Edwards, R.H.T. 1979. Excitation frequency and muscle fatigue: Mechanical responses during voluntary and stimulated contractions. *Experimental neurology* 64: 401 – 413.

Kent-Braun, J.A., NG, A.V., Doyle, J.W. & Towse, T.F. 2002. Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *J. Appl. Physiol* 93: 1813 – 1823.

Keul, J., Doll, E. & Keppeler, D. 1972. *Energy metabolism of human muscle (1969).* *Medicine and sport.* Vol 7. Karger, Basel.

Komi, P.V. 1973. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. *Kirjassa New developments in electromyography and clinical neurophysiology (ed. Desment, J.E.)* Basel, Karger. Vol 1: 596 – 606.

Komi, P.V. 1984. Fatigue and recovery of neuromuscular function. *Medicine Sport Sci.* 17: 187 – 201.

Komi, P.V. 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 33: 1197 – 1206.

Komi, P. & Karlsson, J. 1978. Skeletal muscle fibres, enzyme activities and physical performance in young males and females. *Acta Physiol. Scand.* 103: 210 – 218.

Komi, P.V., Linnamo, V., Silvennoinen, P. & Sillanpää, M. 2000. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med. Sci. Sports Exercise* 32: 1757 – 1762.

Komi, P. V. & Viitasalo, J.T. 1977. Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions. *Acta Physiol. Scand.* 100: 246 – 254.

Latash, M.L. 1998. Neurophysiological basis of movement. *Human Kinetics*.

Linnamo, V., Bottas, R. & Komi, P.V. 2000. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 293 – 300.

Linnamo, V., Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1998. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur. J. Appl. Physiol.* 77: 176 – 181.

Merton, P.A. 1954. Voluntary strength and fatigue. *J. Physiol.* 123: 553 – 564.

Nardone, A. & Schieppati, M. 1988. Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscle in humans. *J. Physiol.* 395: 363 – 381.

Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S-E. 1987. Ihmisen fysiologia ja anatomia. Werner Söderstrom Oy: Porvoo, Helsinki, Juva.

Ryushi, T., Häkkinen, K., Kauhanen, H. & Komi, P.V. 1988. Muscle fiber characteristics, muscle cross-sectional area and force production in strength athletes, physically active males and females. *Scand. J. Sports Sci.* 10(1): 7 – 15.

Sale, D. 1987. Influence of exercise and training on motor unit activation. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 15: 95 – 151.



Semmler, J.G., Kutzscher, D.V. & Enoka, R.M. 1999. Gender differences in the fatigability of human skeletal muscle. *J. Neurophysiol.* 82: 3590 – 3593.

Shephard, R.J. 1982. *Physiology and biochemistry of exercise*. Praeger Publishers.

Simonson E. 1971. *Physiology of work capacity and fatigue*. Julkaisija Thomas C., Illinois U.S.A.

Spendiff, O., Longford, N.T. & Winter, E.M. 2002. Effects of fatigue on the torque-velocity relation in muscle. *Br. J. Sports Med.* 36: 431 – 435.

Tesch, P., Dudley, G., Duvoisin, M., Hather, B. & Harris, R. 1990. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiol. Scand.* 138 (3): 263 – 271.

Thomass, C.K., Enoka, R.M., Gandevia, S.C., McComas, A.J. & Stuart, D.G. 1995. The scientific contributions of Brenda Bigland-Ritchie. Kirjassa: *Fatigue* (ed. Gandevia, S.C. et al.) Plenum Press, New York: 14 – 25.

Tortora, G.J. & Grabowski, S.R. 1996. *Principles of anatomy and physiology*. 8th edition.

Viitasalo, J., Raninen, J. & Liitsola, S. 1985b. *Voimaharjoittelu – perusteet ja käytännön toteutus*. Finntrainer Oy. Gummerus Oy. Jyväskylä.

Viitasalo, J. & Komi, P.V. 1978a. Force-time characteristics and fiber composition in human leg extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.* 40: 7 – 15.

Vollestad, N.K. 1995. Metabolic correlates of fatigue from different types of exercise in man. Kirjassa: *Fatigue* (ed. Gandevia, S.C. et al.) Plenum Press, New York: 185 – 194.

Åstrand, P-O. & Rodahl, K. 1986. *Textbook of work physiology*. McGraw-Hill Book Company. USA.