

**KESTÄVYYSHARJOITTELUN VAIKUTUKSET HERMO-
LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAAN JA LIHAKSEN MEKAANISIIN
OMINAISUUKSIIN**

Jarmo Rinkinen

Pro gradu -työ
Jyväskylän Yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Jarmo Rinkinen
Työn ohjaaja Avela J
Kevät 2004

TIIVISTELMÄ

Jarmo Rinkinen. 2004. *Kestävyysharjoittelun vaikutukset hermo-lihasjärjestelmän toimintaan ja lihaksen mekaanisiin ominaisuuksiin*. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Biomekaniikan pro gradu –tutkielma. 58 s. + liitteet

Kestävyys suorituksessa hermo-lihasjärjestelmän kyky työskennellä väsyneessä tilassa vaikuttaa kestävyys suorituksen tasoon. Kestävyys harjoittelussa pyritään kehittämään elimistön kykyä sietää suorituksen aiheuttamia muutoksia hermo-lihasjärjestelmässä sekä hengitys- ja verenkiertoelimistössä.

Tämän tutkimuksen tavoitteena on selvittää kestävyys juoksu harjoittelun vaikutuksia hermo-lihasjärjestelmän suorituskykyyn ja akuutteihin väsymismekanismeihin sekä lihas-jännekompleksin mekaanisiin ominaisuuksiin.

Akuutteja hermo-lihasjärjestelmän väsymismekanismeja tutkittiin venymis-lyhenemis-sykliharjoituksella aiheutetulla väsytyksellä. Lihas-jännekompleksin passiivista mekaanisia ominaisuuksia tutkittiin passiivisella venytyksellä. Tutkimuksen kesto oli viisi kuukautta. Koehenkilöjoukko (n=4) koostui kolmesta miehestä, jotka olivat iältään 35, 51 ja 60-vuotiaita sekä 39-vuotiaasta naisesta. Koehenkilöiden harjoitustausta vaihteli kilpakuntoilijasta kuntoilijaan. Tutkittavat suorittivat juoksu harjoitteita 3-6 kertaa viikossa viiden kuukauden ajan. Koehenkilöiltä mitattiin antropometriset muuttujat, maksimaalinen hapenotto kyky, hermo-lihasjärjestelmän suorituskyky ja lihas-jännekompleksin passiivinen mekaaninen jäykkyys. Mittaus suoritettiin kolmesti: tutkimusjakson alussa, puolivälissä ja lopussa.

Tutkimuksen tulokset osoittavat että, koehenkilöiden juoksun taloudellisuus kehittyi tutkimusjakson aikana, mikä havaittiin sykkeiden alenemisina submaksimaalisilla juoksu nopeuksilla. Juoksemalla suoritettu kestävyys harjoittelu paransi koehenkilöiden maksimaalista nilkan voimaa 21 prosenttia. Uupumukseen asti suoritettujen kelkkahypyjen aiheuttama väsyminen näyttäisi mittausten perusteella muuttuvan enemmän sentraaliseksi väsymykseksi harjoittelun vaikutuksesta. Passiivisen lihaksen viskoelastisissa ominaisuuksissa tapahtui muutoksia kestävyys harjoittelun myötä. Harjoittelujakson aikana viskoelastinen ”stress relaxation” pieneni kaikilla tutkimuksessa käytetyillä nivelkulmilla. Tuloksen perusteella voidaan olettaa lihasmekaniikassa tapahtuvan muutoksia. Johtopäätöksenä todetaan kestävyys harjoittelun kehittävän hermo-lihasjärjestelmän ja hengitys- ja verenkiertoelimistön suorituskykyä sekä aiheuttavan muutoksia lihas-jännekompleksin jäykkyyteen.

Avainsanat: Kestävyys harjoittelu, hermo-lihasjärjestelmän väsyminen, lihas-jännejäykkyys

SISÄLLYS

1 JOHDANTO	3
2 KESTÄVYYSHARJOITTELU	4
2.1 Kestävyysharjoittelun fysiologiset vaikutukset.....	4
2.2 Kestävyysharjoittelun vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään	5
3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMINEN	6
3.1 Lihäsväsymyksen mekanismit	6
3.1.1 Sentraalinen lihäsväsymys	7
3.1.2 Perifeerinen lihäsväsymys.....	8
3.2 Supistumisominaisuudet lihäsväsymyksessä	8
3.2.1 Heikentynyt voimantuottokyky.....	8
3.2.2 Hidastunut relaksaatio.....	9
4 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN OMINAISUUDET	10
4.1 Liikelaajuus	10
4.2 Lihaksen mekaaninen malli.....	10
4.3 Lihassupistuksen mekaniikka.....	11
4.3.1 Lihaksen voima-pituussuhde.....	11
4.3.2 Lihaksen voima-nopeussuhde	12
4.4 Lihäs-jännekompleksin jäykkyys.....	13
4.4.1 Lihäsjäykkyys	13
4.4.2 Venyttelyn vaikutus jäykkyys ominaisuuksiin	14
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	16
6 TUTKIMUSMENETELMÄT	17
6.1 Koehenkilöt	17
6.2 Mittausasetelma.....	18
6.3 Mittaukset.....	19
6.3.1 Antropometriset	19
6.3.2 Juoksumattotesti.....	19
6.3.3 Väsytyspäivän valmistelut	20
6.3.4 Nilkan liikelaajuus, ROM	21
6.3.5 Passiivisen venytyksen aiheuttama momentti (tensio ramppi)	22
6.3.6 Maksimaalinen tahdonalainen nilkanojennus (MVC)	23
6.3.7 Passiivinen kaksoisstimulus (PDT).....	25
6.3.8 Tahdonalainen maksimaalinen aktivaatiotaso	25
6.3.9 H-refleksi ja M-aalto	25
6.3.10 Venymis-lyhenemis-sykliharjoitus	26

6.4 Kestävyysharjoittelu.....	27
6.5 Tilastolliset menetelmät	27
7 TULOKSET.....	29
7.1 Harjoittelun päävaikutukset	29
7.1.1 Maksimaalinen hapenottookyky	29
7.1.2 Syke submaksimaalisella kuormituksella	30
7.1.3 Maksimaalinen tahdonalainen nilkanojennus	31
7.1.4 SSC -harjoitus	32
7.2 Väsytyksen aiheuttamat sentraaliset ja periferiset vaikutukset.....	34
7.2.1 MVC:n ja aktivaatiotason suhteelliset muutokset väsytyksen jälkeen	34
7.2.2 PDT:n aiheuttama momentti	35
7.2.3 PDT:n maksimaalinen voiman laskunopeus	36
7.3 Passiivisen lihaksen mekaaniset muutokset.....	36
7.3.1 Passiivisen venytyksen momentit	36
7.3.2 Lihas-jännekompleksin momentin lasku venytyksissä.....	37
8 POHDINTA	39
8.1 Päätulokset	39
8.2 Tutkimuksen aikainen harjoittelu.....	40
8.3 Kestävyyssominaisuudet.....	40
8.4 Voimantuotto.....	42
8.5 Väsymismekanismit	43
8.6 Passiivisen lihaksen mekaaniset muutokset.....	45
8.7 Tutkimuksen arviointi	46
8.7.1 Tulosten luotettavuus	46
8.8 Jatkotutkimusehdotuksia	47
9 YHTEENVETO	48
10 LÄHTEET	49
LIITTEET	

1 JOHDANTO

Kestävyysuorituksessa hermo-lihasjärjestelmän kyky työskennellä väsyneessä tilassa vaikuttaa merkittävästi kestävyysuorituksen tasoon. Kestävyysuorituksen aikana lihastoiminnan säätelyssä tapahtuu suoritusta heikentäviä muutoksia keskushermoston- ja lihasväsymisen seurauksena. Muutokset voivat olla seurausta esimerkiksi motivaation heikkenemisestä, jolloin sentraalisen ohjauksen voimakkuus heikkenee. Toisaalta lihaksiin kestävyysuorituksen aikana kertyvä maitohappo saa aikaan muutoksia periferisissä ominaisuuksissa. Lihastoiminnan neuraalisen ohjauksen merkitys suoritustekniikkaan, lihasjäykkyyden säätelyyn ja elastisuuden hyväksikäyttöön on oleellinen osa kestävyysuoritusta (Paavolainen 1999). Kestävyysuorituksessa pyritään kehittämään elimistön kykyä sietää suorituksen aiheuttamia muutoksia hengitys- ja verenkiertoelimistössä sekä hermo-lihasjärjestelmässä. Harjoitusvaikutus saadaan järkyttämällä hengitys- ja verenkiertoelimistöä sekä hermo-lihasjärjestelmää normaalista tasapainotilasta. Elimistön tasapainoa kyetään järkyttämään kahdella tavalla: harjoituksen suuren tehon tai pitkän keston avulla (Mero 1997).

Ihmisen elimistön toimintaa säädellään monitahoisen ja monimutkaisen säätelyjärjestelmän avulla. Tämän järjestelmän seurauksena kehitettäessä jotain osa-aluetta tapahtuu muutoksia kaikkialla elimistössä. Tämän ”kaikki vaikuttaa kaikkeen” ominaisuuden vuoksi tässä tutkimuksessa keskityttiin tutkimaan kestävyysuorituksen aikaan saamia vaikutuksia usealla osa-alueella.

Tutkimuksessa tutkittiin kestävyysuorituksen aikaansaamia vaikutuksia hermo-lihasjärjestelmään ja lihas-jännekompleksin mekaanisiin ominaisuuksiin. Akuuttia hermo-lihasjärjestelmän väsymistä tutkittiin venymis-lyhenemis-sykliharjoituksella aiheutetulla väsytyksellä. Lihas-jännekompleksin passiivista mekaanista jäykkyyttä tutkittiin passiivisella mekaanisella venytyksellä.

2 KESTÄVYYSHARJOITTELU

Kestävyysuorituskyky perustuu lajista riippumatta maksimaaliseen aerobiseen energian tuottokykyyn (VO₂max), pitkäaikaiseen aerobiseen kestävyYTEEN, suorituksen taloudellisuuteen ja hermolihaskäijestelmän suorituskykyisyyteen (Mero 1997). Kestävyysharjoittelussa harjoitusvaikutuksen aikaansaamiseksi on hengitys- ja verenkiertoelimistöä sekä hermo-lihaskäijestelmää järkytettävä pois normaalista tasapainotilasta (Rusko 1989; McArdle 2001). Kestävyysharjoittelussa elimistön tasapainoa järkytetään pääosin kahdella tavalla: harjoituksen suuren tehon tai pitkän keston avulla (Mero 1997). Fyysinen harjoitusvaikutus syntyy kuormituksen ja sen jälkeisen levon yhteisvaikutuksena (Rusko 1989).

2.1 Kestävyysharjoittelun fysiologiset vaikutukset

Ingjer (1979) havaitsi kestävyysurheilijoiden soluissa sijaitsevien mitokondrioiden olevan suurempia ja niitä oli lukumääräisesti enemmän kuin harjoittelemattomilla. Lisäksi kestävyysharjoittelu lisää valtimon ja laskimon happipitoisuuden eroa. Näin ollen kestävyysurheilijoilla happi siirtyy tehokkaammin verenkierrosta lihakseen. Kestävyysurheilijoiden kyky ylläpitää tehoa lähellä maksimaalista hapenottookykytasoa pitkäkestoisessäkin suorituksessa on lukuisten tutkimusten mukaan seurausta parantuneesta entsyymiaktiivisuudesta (mm. Donovan & Brooks 1983; Holloszy 1988). McArdle (2001) totesi puolestaan peruskestävyysharjoittelun parantavan rasvojen hyväksikäyttöä energian tuotannossa. Tämä ominaisuus säästää lihaksen glykogeenivarastoja. Kestävyysharjoittelun seurauksena sydämen vasemman kammion tilavuus kasvaa, joten sydämen iskutilavuus kasvaa sekä levossa että rasituksessa (Mitchell & Raven 1994; Spina et al. 1992). Convertino (1991) puolestaan totesi jo 3-5 kestävyysharjoituskerran kasvattavan plasmatilavuutta ja siten koko veren tilavuutta.

Maksimaalisen hapenottokyyn vaikuttaa se, kuinka elimistö pystyy ottamaan ja käyttämään hyväksi happea maksimaalisessa rasituksessa. Se on yksi päämuuttujista mitattaessa verenkierto- ja hengityselimistön suorituskykyä sekä kestävyysharjoittelun aikaansaamia vaikutuksia. (Bassett & Howley 1999). Maksimaalinen hapenotto kyky ilmaistaan joko absoluuttisina litroina minuutissa (l/min) tai suhteellisina millilitroina kiloa kohti minuutissa (ml/kg/min) (LIITE ry 1994).

Kestävyysharjoittelun on useissa tutkimuksissa todettu parantavan maksimaalista hapenotto kykyä (Holloszky & Coyle 1984; Rowell 1986). Rowell (1986) esitti tärkeimmiksi vaikuttajiksi maksimaaliseen hapenotto kykyyn koehenkilön kuntotason, maksimaalisen hapenotto kyvyn ennen harjoittelun aloittamista ja koehenkilön iän. Clausen (1977) havaitsi että, mitä enemmän maksimaalinen hapenotto kyky on alle 45 ml/kg/min, sitä suuremmat sekä suhteelliset että absoluuttiset parannukset ovat. Hänen tutkimukseen osallistui 39 koehenkilöä, jotka harjoittelivat 2-3 kuukautta. Tuona aikana he paransivat 16 % maksimaalista hapenotto kykyään (44 ->51 ml/kg/min). Saltin (1969) on todennut omista tutkimuksistaan kahden - kolmen kuukauden kestävyysharjoittelun parantavan maksimaalista hapenotto kykyä muutaman prosentin.

2.2 Kestävyysharjoittelun vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään

Lihastoiminnan neuraalinen säätely voi rajoittaa kestävyys suorituskykyä, jos se ilmenee lihasten välisen koordinaation ja aktiopotentialin välittymisen heikkoutena. Lihastoiminnan neuraalisen ohjauksen merkitys suoritustekniikkaan, lihasjäykkyyden säätelyyn ja elastisuuden hyväksikäyttöön on oleellinen kestävyys suorituksen kannalta. Kestävyys suorituksen aikana lihastoiminnan säätelyssä tapahtuu suoritusta heikentäviä muutoksia keskushermoston- ja lihasväsymisen seurauksena. Hermo-lihasjärjestelmän kyky toimia on tällöin tärkeää kestävyys suorituskyvyn kannalta (Paavolainen 1999, 70-71).

3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMINEN

Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen on erittäin monimutkainen ilmiö. Sitä voidaan kuvata heikentyneenä voimantuottokykynä (Bigland-Ritchie & Woods 1984) tai kykenemättömyytenä ylläpitää vaadittua kuormitustasoa (Edwards 1981). Väsymyksen kehittymiseen vaikuttavat muun muassa voimantuottotapa (Dolmage & Cafarelli 1991; Le Bozeg & Rougier 1991) ja koehenkilön ikä (Cupido et al. 1992). Väsymisen on esitetty olevan elimistön suojausmekanismi (Wilmore & Costill 1994; Haug et al. 1995).

3.1 Lihasväsymyksen mekanismit

Lihasväsymys ei aiheudu yksittäisestä mekanismista, vaan on useiden mekanismien summa (esim. Avela & Komi 1998). Bigland-Ritchien (1984) mukaan väsyminen voi kehittyä useissa eri paikoissa pitkin aktivaatio-supistumisketjua. Väsyminen voi ilmetä riittämättömänä neuraalisena ohjauksena eli sentraalisena väsymyksenä tai biokemiallisina tapahtumina hermolihaskytköksen jälkeen eli perifeerisenä väsymyksenä. Perifeerinen väsymys voidaan jakaa matala- ja korkeataajuusväsymykseen. Korkeataajuusväsymys on seurausta aktiopotentiaalien heikentyneestä johtumisesta yli sarkolemmien. Matalataajuusväsymys on merkki muutoksista lihassupistuskoplauksessa (Edwards 1981).

Fittsin (1994) mukaan hermo-lihasjärjestelmän väsymyksen on seurausta muutoksista: 1) ärsytyksessä motoriselta korteksilta, 2) alfa-motoneuronin ohjauksessa, 3) välineuronien refleksikaarella, 4) motoneuronin herkkyydessä 5) periferiasta tulevien pienten afferenttien refleksi aktiivisuudessa, 6) lihasspindelin aktiivisuudessa, 7) neuromuskulaarinen transmissioissa, 8) sarkolemmien eksitabiliteetissä, 9) ärsytymis-supistuskoplauksessa, 10) metabolisen energian käytössä ja metabolisten tuotteiden kertymisessä lihaksistoon (maitohappo lihaksessa). Hermo-lihasjärjestelmän voimantuotto-ominaisuuksien heikkeneminen johtuu perifeerisistä mekanismeista (7-10) (Merton

1954). Sentraalisilla mekanismeilla (1-7) on mahdollisuus adaptoitua mekanismeissa tapahtuviin mahdollisiin muutoksiin (Bigland-Ritchie 1984).

3.1.1 Sentraalinen lihasväsymys

Sentraalinen väsymys tarkoittaa keskushermoston tasolla vaikuttavaa ja havaittavissa olevaa väsymystä. Sentraaliseen väsymykseen kuuluvat kaikki lihasten toimintaa ohjaavat mekanismit ja rakenteet alkaen motorisesta korteksista ja päättyen hermo-lihasliittymään. Sentraalinen väsymys ilmenee yleensä neuraalisen käskyvirran intensiteetin heikkenemisenä eli lihasta ei pystytä käskyttämään tehokkaasti keskushermoston väsyessä, jolloin voimantuotto laskee. Myös reflektorisessa hermotuksessa tapahtuvat väsymysilmiöt kuuluvat sentraalisen väsymyksen alaisuuteen. (Bigland-Ritchie & Woods 1984.)

Sentraalinen väsymys havaitaan vertaamalla maksimaalista tahdonalaista voimantuottoa sähköisellä stimulaatiolla aiheutettuun voimantuottoon. Sentraalinen väsymys ilmenee siten, että voimaa tuotetaan tahdonalaisessa lihassupistuksessa vähemmän kuin sähköstimulaatiolla. Väsymismekanismina on tällöin epäonnistuminen motoristen yksiköiden rekrytoinnissa ja/ tai niiden syttymistaajuudessa (Bigland-Ritchie et al. 1978).

Sentraalista väsymystä on selitetty tahdonalaisten toimintojen inhibitiolla keskushermostossa. On mahdollista, että väsyneistä hermoista lähtevät afferenttihermot stimuloivat retikulääri-informaation inhibitorista osaa vähentäen keskushermoston lihaksiin välittämää signaalin voimakkuutta (Asmussen 1979).

Toinen mahdollinen selitys on submaksimaalisessa ja maksimaalisessa suorituksessa havaittava muutos EM:ssä. Tämä muutos havaitaan EMG:n laskuna ja se on seurausta syttymistaajuuden laskusta aktiivisissa motorisissa yksiköissä tai vähentyneestä aktiivisten motoristenyksilöiden määrästä (Woods et al. 1987; Bigland-Ritchie et al 1986). Gardland et al. (1997) havaitsi myös tämän syttymistaajuuden laskun väsymykseen asti ylläpidetyn submaksimaalisen supistuksen aikana, vaikka motorisia yksiköitä rekrytoitiin samaan aikaan lisää voiman ylläpitämiseksi. Tätä aktivaatiotason laskua kutsutaan ”muscle wisdomiksi”, koska näyttäisi siltä, että hermo-lihasjärjestelmä laskee syttymis-

taajuutta väsymisen myötä. Tämä siksi, että lihassolun supistumisominaisuudet hidastuvat väsymyksen vaikutuksesta, jonka seurauksena ne vaativat matalampaa syttymistajuutta ylläpitämään voimaa (Bigland-Richie & Woods 1984). Matalampi syttymistajuus merkitsee vähemmän aktopotentiaalinen generoitumisia ajassa per motorinen yksikkö (Granit et al. 1963), vähemmän räsitusta hermo-lihasliitokseen ja pienempää räsitusta sarkolemman johtumismekanismeihin (Gardiner 2001).

3.1.2 Perifeerinen lihasväsymys

Perifeerinen väsymys tarkoittaa hermo-lihasliitosta alemmalla tasolla ilmenevää väsymystä. Mukaillen Bigland-Ritchie ja Woodsia (1984) tyypillisimmiksi perifeerisiksi väsymysmekanismeiksi on ehdotettu:

1. Asetyylikoliinin erityksen heikkeneminen motorisessa päätelevyssä
2. Kalsiumionien (Ca^{2+}) toiminnan heikkeneminen pH:n laskun takia
3. Poikittaissiltojen muodostumisen vaikeutuminen pH:n laskun takia, energiantuoton hidastuminen ja näistä aiheutuva lihassolun supistuskäyvyn heikkeneminen. (Bigland-Ritchie & Woods 1984).

3.2 Supistumisominaisuudet lihasväsymyksessä

Hermosto-lihasjärjestelmän adaptoitumista väsymiseen ja väsymisen aiheuttamia muutoksia maksimaaliseen tahdonalaiseen voimantuottoon on tutkittu useissa tutkimuksissa (Bigland-Ritchie et al. 1986; Woods et al. 1987; Fellows et al. 1993). Lisäksi lukuisissa tutkimuksissa on selvitetty väsymisen aiheuttamia muutoksia sähköisen stimulaation avulla (Garland & McComas 1990; Duchateau & Hainaut 1993). Yhteistä näille tutkimuksille on maksimaalisen tahdonalaisen voiman (*maximum voluntary contraction*, MVC) selkeä lasku väsymyksen vaikutuksesta.

3.2.1 Heikentynyt voimantuottokyky

Komi (1984) osoitti toistetun venymis-lyhenemis-sykliharjoituksen (*stretch shortening cycle*, SSC) aiheuttavan väsymisvaikutuksen Luurankolihasen voimantuottokyvyn heikkeneminen voi olla seurausta muun muassa heikentyneestä aktivaatiosta tai heikentyneestä kalsiumionien herkkydestä. Lihaksen voimantuottokapasiteettiä voidaan arvioida vain maksimaalisessa lihassupistuksessa. (MacIntosh et al. 1994). Maksimaalinen aktivaatio pystytään testaamaan johtamalla hermoon maksimaalisen lihassupistuksen aikana supramaksimaalinen sähköstimulus (Merton 1954). Mikäli testi ei johda voimavasteen kasvamiseen, on lihas aktivoitu maksimaalisesti.

3.2.2 Hidastunut relaksaatio

Lihaksen relaksoituminen on monimutkainen prosessi, johon vaikuttavat muun muassa: kalsiumionien hyväksikäyttö puskurivarastosta ja/tai sarkoplastisesta retikumista, kalsiumionien vapautuminen troponiinista, poikittaissiltojen kinematiikasta sekä niiden vuorovaikutuksesta toisiinsa nähden (Westerblad & Allen 1991). Hidastumista voidaan tutkia mittaamalla maksimaalinen voimanlaskunopeus voima-aikakäyrästä (Troup 1986). Useilla eri tutkimuksilla on osoitettu, että väsymyksen vaikutuksesta relaksaatio hidastuu (esim. Gordon et al. 1966).

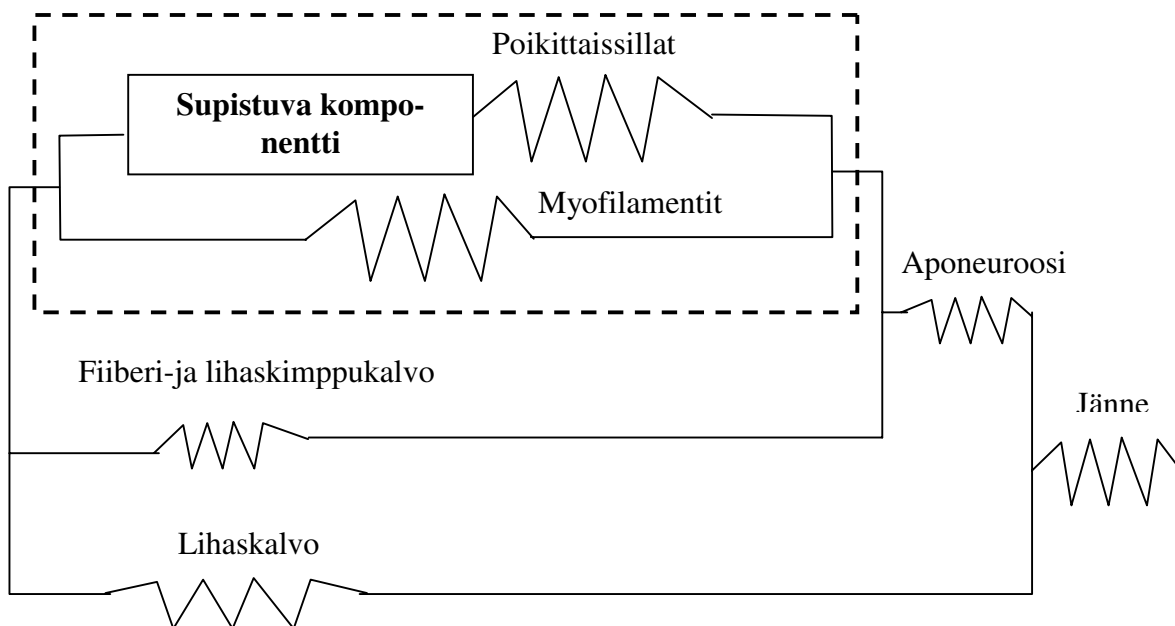
4 LIHAS-JÄNNEKOMPLEKSIIN OMINAISUUDET

4.1 Liikelaajuus

Lihäs-jännekompleksi koostuu nivelestä ja sen ympärille kiinnittyvistä lihaksista. Nivelen liikelaajuuteen vaikuttaa sen rakenne ja siihen kiinnittyvien lihasten rakenne (Enoka 2002). Nivelen aktiivinen liikelaajuus (*range of motion*, ROM) kuvaa toimintasädetä, jonka rajoissa nivel liikkuu kun sitä ojennetaan ja koukistetaan tahdonalaisesti (esim. Moore & Hutton 1980). ROM ei tuota informaatiota lihas-jännekompleksin materiaalisista ominaisuuksista. Tutkijoille on epäselvää, mitkä tekijät rajoittavat liikelaajuutta (Magnusson 1998).

4.2 Lihaksen mekaaninen malli

Lihäs koostuu lihassolukimpuista, jotka koostuvat lihasfiibereistä. Lihäsfiiberit koostuvat puolestaan sarkomeereistä. Sarkomeerien lisäksi lihas koostuu solun sisäisistä kalvorakenteista, sidekudoksista ja jänteistä, joilla lihas kiinnittyy luuhun tai toiseen kudokseen. Kuva 3. esittää kaaviokuvan lihaksen rakenteellisista komponenteista. Lihaksen mekaanisen mallin mukaan lihaksella on supistuva komponentti (SK) ja elastiset komponentit. Supistuva komponentti koostuu aktiinin ja myosiinin välissä olevista poikittaissilloista. Elastisiin osiin lukeutuvat mm. jänteet ja sidekudoskerrokset. Elastisilla osilla on kyky varastoida energiaa itseensä (Enoka 2002). Mekaanisesti näiden komponenttien erottelu on helppoa, mutta komponenttien välisten rajojen määrittely on vaikeaa. Esimerkiksi poikittaissilloilla on sekä supistuvan että elastisen komponentin ominaisuuksia (Enoka 2002).



KUVA 3. Lihaksen mekaanisten komponenttien kaaviokuva. (mukaillen Huijing 1992)

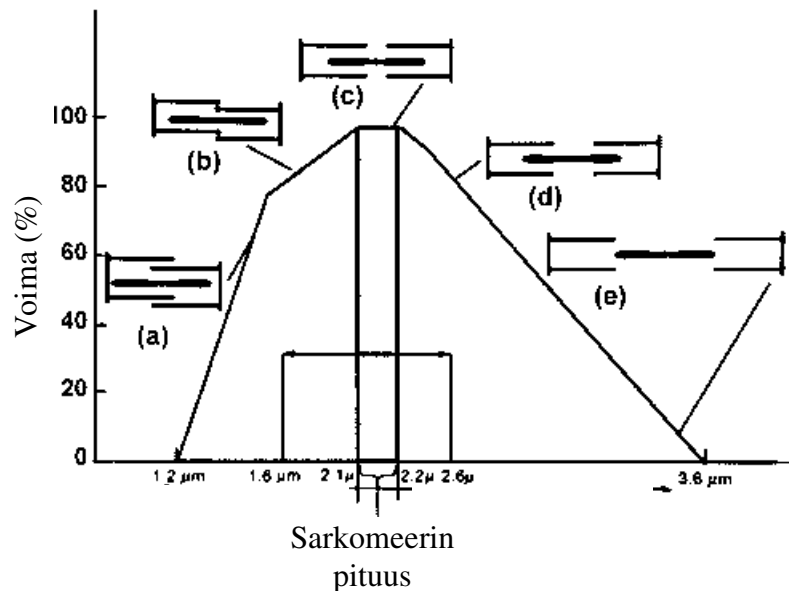
4.3 Lihassupistuksen mekaniikka

Lihassupistuksessa useiden biokemiakaalisten vaiheiden jälkeen lihassolujen peräkkäisten ja rinnakkaisten sarkomeerien mekaaninen pituuden muutos saa aikaan lihaksen supistumisen. Tämän muutoksen tiedetään perustuvan aktiini- ja myosiinifilamenttien välisten poikittaissiltojen toimintaan. Poikittaissiltojen sykleissä tapahtuva kiinnittyminen ja irtoaminen filamenttien välillä liikuttaa filamenttejä toistensa suhteen, jolloin sarkomeerin pituus muuttuu. Tätä kutsutaan filamenttien liukumisteoriaksi. Teorian mukaan sarkomeerien tuottama voima on riippuvainen samanaikaisesti olemassa olevien poikittaissiltojen määrästä (Gordon et al. 1966.)

4.3.1 Lihaksen voima-pituussuhde

Voima-pituus-suhde kuvaa lihaksen isometristä voimantuottoa eri lihaspituuksilla. Liukumisteorian mukaan voimantuotto on vähäistä niillä sarkomeerin pituuksilla, jolla poikittaissiltojen lukumäärä on vähäinen. Sarkomeerin lyhentyessä filamentit alkavat liu-

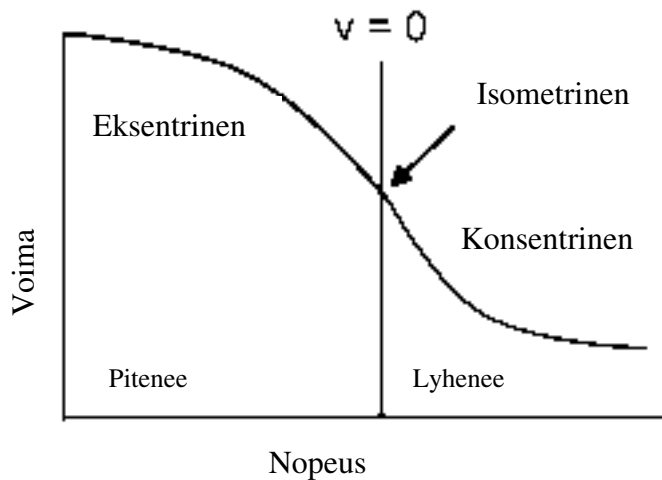
kua toistensa lomitse, jolloin poikittaissiltojen lukumäärä kasvaa. Samanaikaisesti sarkomeerin voimantuotto lisääntyy. Maksimaalinen voima saavutetaan sillä lihaspituudella, jolla sarkomeerien poikittaissiltojen lukumäärä on suurin (Huijing 1992) (Kuva 1).



Kuva 1. Sarkomeerin pituuden vaikutus voimantuottoon (mukailtu Enoka 2002).

4.3.2 Lihaksen voima-nopeussuhde

Lihaksen voiman riippuvuus supistumisnopeudesta perustuu liukumisteoriaan. Kun sarkomeeri lyhenee nopeasti, täytyy uusien poikittaissiltojen muodostua ja irrota nopeammin. Tällöin yhtäaikaisia poikittaissiltoja on vähemmän ja sarkomeerien tuottama voima on pienempi. Lisäksi osa sarkomeerien tuottamasta liike-energiasta kuluu itse liikkeen tuottamiseen ja näin ollen voimantuotto laskee supistumisnopeuden kasvaessa (Huijing 1992) (Kuva 2).



Kuva 2. Lihaksen voiman riippuvuus supistumisnopeudesta eri lihastyötavoilla (mukailtu Komi 1984).

4.4 Lihas-jännekompleksin jäykkyys

Lihas-jännekompleksin ominaisuuksia on tutkittu lukuisissa tutkimuksissa oskillaatiotekniikoilla (esim. Walshe & Wilson, 1996). Oskillaatiomenetelmä perustuu lihas-jännekompleksin kykyyn vaimentaa äkillinen mekaanisesti aiheutettu häiriö.

Komin (1984) mukaan lihas-jännekompleksin jäykkyydellä on tärkeä rooli ihmisen suorituskyvyssä. Lihas-jännekompleksin jäykkyys kasvattaa liikkumisen tehokkuutta ja hyötysuhdetta. Hillin (1938) mukaan lihas-jännekompleksin jäykkyyteen vaikuttavat supistuvan ja elastisen komponentin jäykkyyksien lisäksi lihaksen viskoelastiset ominaisuudet. Supistuvalla ja elastisella komponentilla on ominaisuus, joka riippuu Hillin (1938) mukaan voima-pituus-suhteesta ja voima-nopeus-suhteesta.

4.4.1 Lihasjäykkyys

Lihasjäykkyydellä tarkoitetaan lihaksen pituuden muutoksen suhdetta vastaavaan voiman muutokseen. Lihasjäykkyyteen vaikuttavat lihasmekaaniset tekijät ja reflektorisen säätelyn tehokkuus (esim. Houk 1979). Yleisesti ottaen materiaalin jäykkyys on paineen

suhde venymään eli kasvanut venymä on verrannollinen paineeseen (Magnusson 1998.) Houkin et al. (1981) mukaan lihaksen jäykkyys jaetaan 1) lihaksen mekaaniseen tai sisäiseen komponenttiin, 2) venytysvasteen komponenttiin ja 3) voima-vasteen komponenttiin.

Aktiivisen lihaksen sisäinen jäykkyys on suoraan verrannollinen filamenttien limittyneisyyteen ja poikkisiltojen lukumäärään (Ford et al. 1981). Ettema ja Huijing (1994) löysivät positiivisen lineaarisuuden kasvaneen lihasjäykkyyden ja kasvaneen voimata-son väliltä.

Passiivisella lihaksella on alhaiset jäykkyysominaisuudet. Kun lihasta venytetään, venytyksen aiheuttama vastus on seurausta useista rakenteellisista tekijöistä ja mekanismeista (esim. Kubo 2001). McHugh et al. (2001) totesivat passiivisen resistanssin olevan seurausta jänteen ja aponeuroosin jäykkyysominaisuuksista, koska passiivisen ja lepopituudessaan olevan lihaksen aktiini- ja myosiinifilamentit pystyvät liukumaan vapaasti toistensa lomitse ja venytystä vastustaa ainoastaan lihassolun sisäiset rakenteet. Kun lihasvenytys ylittää lepopituuden, rinnakkaiset elastiset komponentit tuottavat venytystä vastustavia voimia (Latash & Zatsiorsky 1993). Kubo et al. (2001) havaitsivat 10 minuutin plantaarifleksoreiden passiivisen venyttelyn laskevan jänteen jäykkyyttä merkitsevästi. Kubon et al. (2001) mukaan passiivinen jäykkyys kuvaa jänteen ominaisuuksista. Jänteen elastisen energian varastointi perustuu kollageenisyyden orientaatioon ja rakenteeseen sekä kollageenin poikkisiteiden tiheyteen kudoksessa. Tämä kemiallinen ja rakenteellinen jänteen koostumus vaikuttaa suoraan sen mekaanisiin ominaisuuksiin, jotka muuttuvat iän myötä (Shadwick 1990).

Toisaalta passiiviseen jäykkyyteen tiedetään vaikuttavan sidekudoksessa (endo-, peri- ja epimysium) tapahtuvat muodonmuutokset (Gajdosik 2001).

4.4.2 Venyttelyn vaikutus jäykkyys ominaisuuksiin

Venytyksen tiedetään vaikuttavan lihakseen eri tavoin. Hitaan passiivisen venytyksen on todettu venyttävän itse lihasmassa, ei jännettä (Fowles et al. 2000.). Woo (1981) kuitenkin havaitsi että, jänne käyttäytyy venytyksen alussa peräänantavasti, ja että jänteen jäykkyys lisääntyy eksponentiaalisesti, kunnes se saavuttaa lineaarisuuden. Muuttunut

lihaspituus aiheuttaa puolestaan muutoksia lihaksen neuraaliseen aktivaatioon, koordinaatioon ja nivelkinematiikkaan. Venytyksen aiheuttamasta lihaspituuden kasvusta ja sen myötä nivelkulman muutoksesta suurin osa tapahtui ensimmäisten venytysten aikana, kun venytyksiä suoritetaan sarjassa. Lihaksen jäykkyyteen liittyvä passiivinen momentti vähentyy venyttelyn seurauksena 27 prosenttia (Fowles et al. 2000.)

Passiivisessa lihaksessa tapahtuu jäykkyyden lasku staattisen tai syklisen venyttelyn vaikutuksesta (esim Avela 1999). Jäykkyyden lasku on seurausta lihaksen thixotropisesta ominaisuudesta (Enoka 2002). Thixotropialla tarkoitetaan aineessa tapahtuvaa jäykkyyden laskua sekoitettaessa ainetta mekaanisesti (Proske et al. 1993). Esimerkiksi geelimäistä ainetta kuten ketsuppia ravistettaessa se muuttuu notkeammaksi. McNairin et al. (2001) mukaan lihaksen thixotropisiin ominaisuuksiin vaikuttavat lihaskudoksessa oleva kollageenin, polysakkareiden ja veden määrä sekä näiden rakenteellinen järjestys kudoksessa.

Kun **aktiivista** lihasta venytetään ulkoisella voimalla mekaanisesti, voimassa havaitaan kaksi vaihetta. Venytyksen alussa voima kasvaa jyrkästi filamenttien poikittaissiltojen vastustaessa venytystä. Tätä seuraa lyhyt tasainen vaihe tai lievä lasku voimatasossa, jonka jälkeen seuraa toinen nousu voimatason huippuarvoon. Tätä kutsutaan elastiseksi rajaksi (Hill 1938). Mikäli lihas-jännekompleksi pidetään venytettynä havaitaan jäykkyyden epälineaarista laskua ajansuhteen (*viscoelastic stress relaxation*) (Magnusson 1998).

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen ensisijaisena tavoitteena oli selvittää kestävyysjuoksuharjoittelun vaikutuksia hermo-lihasjärjestelmän suorituskykyyn. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään onko viiden kuukauden kestävyysharjoittelulla vaikutusta venymis-lyhenemisyklillä aiheutetun väsymyksen akuutteihin mekanismeihin. Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia miten sentraalinen ja perifeerinen väsymys muuttuvat harjoittelun vaikutuksesta. Lisäksi tutkittiin lihaksen passiivisia mekaanisia muutoksia kestävyysharjoittelun vaikutuksesta.

Tutkimuksen tavoitteena oli saada uutta tietoa kestävyysharjoittelun vaikutuksista väsymismekanismeihin, löytää lisätietoa kestävyysharjoittelun aikaansaamista vaikutuksista lihas-jännekompleksin mekaanisiin ominaisuuksiin.

Tutkimusogelmat ovat;

- I. Aiheuttaako kestävyysharjoittelu väsymismekanismeissa muutoksia?
 - ii. Muuttuvatko väsymismekanismit (sentraalinen vs. periferinen) suhteessa toisiinsa?

- II. Miten lihaksen passiiviset mekaaniset ominaisuudet muuttuvat kestävyysharjoittelun vaikutuksesta?

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

Mittaukset suoritettiin In Vivo, noninvasiivilla metodeilla. Koehenkilöille aiheutuvat haitat pyrittiin minimoimaan. Tämän menetelmän etuna on se, että tulokset sisältävät säätelyjärjestelmien säätelymekanismien vaikutukset. Toisaalta haittapuolena on se, että tuloksista on vaikea erotella eri mekanismien vaikutukset.

6.1 Koehenkilöt

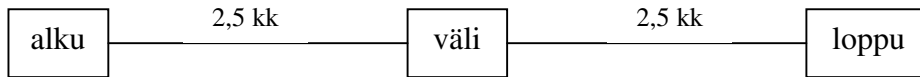
Koehenkilöjoukko koostui neljästä terveestä henkilöstä: kolmesta miehestä, jotka olivat iältään 35, 51 ja 60 -vuotiaita sekä 39 -vuotiaasta naisesta. Tutkittavien terveydentila varmistettiin lääkärintodistuksella kestävyysharjoittelua varten. Koehenkilöitä informoitiin etukäteen tutkimuksen sisällöstä ja keskeyttämiskriteereistä. Koehenkilöt saivat keskeyttää tutkimuksen halutessaan ilman syytä tai mikäli heille tapahtuisi loukkaantumisista. Koehenkilöt allekirjoittivat kirjallisen sitoumuksen tutkimukseen osallistumisesta. Koehenkilöiden iät ja antropometriset muuttujat mittausten alussa on esitetty taulukossa 1 (n=4).

TAULUKKO 1. Tutkimuksen koehenkilöiden ikä ja antropometriset muuttujat (n=4)

	Sukupuoli	Ikä	Pituus	Paino	Rasva
Koehenkilö 1	nainen	39	171	57	19
Koehenkilö 2	mies	35	178	74	12
Koehenkilö 3	mies	60	176	80,5	24
Koehenkilö 4	mies	51	185	104,8	32

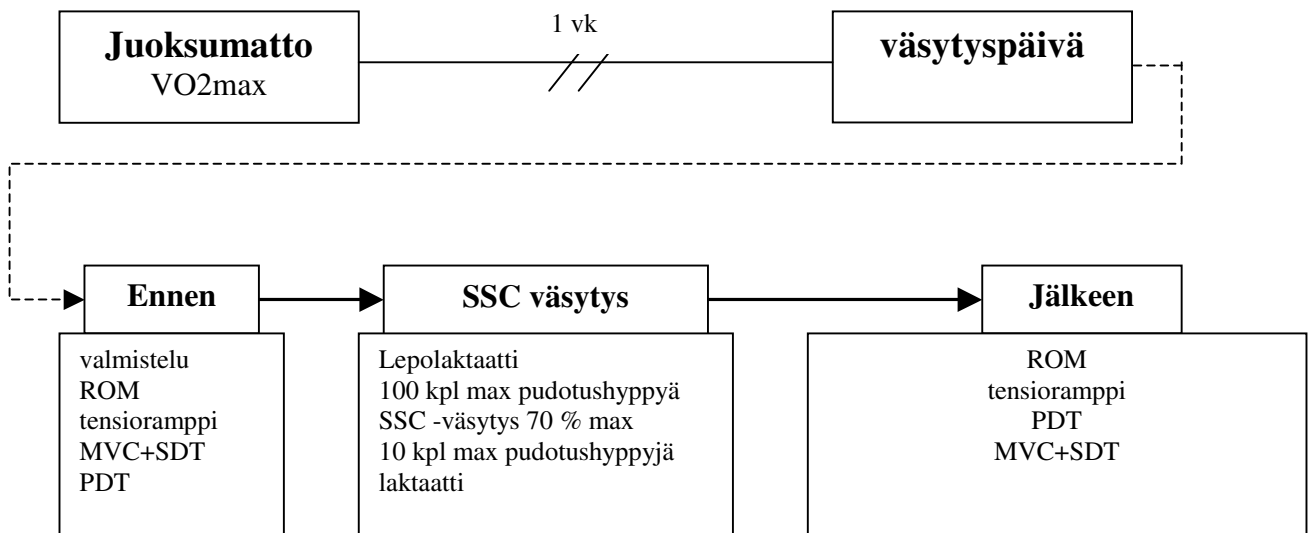
6.2 Mittausasetelma

Koehenkilöille suoritettiin alku-, väli- ja loppumittaukset kuvan 4 mukaisesti.



KUVA 4. Alku-, väli- ja loppumittausten väliset aikasuhteet.

Kukin mittaus koostui juoksumattotestistä ja väsytyspäivästä. Juoksumatto-osiossa mitattiin koehenkilöiden maksimaalinen hapenottokyky. Väsytyspäivä koostui kolmesta osiosta: ennen mittauksesta, ssc -väsytyksestä ja jälkeen mittauksesta. Ennen mittaus koostui nilkkaergometrissa suoritetuista lähtötasomittauksista. SSC -väsytyksessä sisälsi uupumukseen asti suoritettua venymis-lyhenemis-sykliharjoituksen. Jälkeen mittaus suoritettiin jälleen nilkkaergometrissa välittömästi väsytyksen jälkeen. Kuva 5 esittää mittausprotokollaa ja sen etenemistä.



KUVA 5. Mittausprotokolla. Lyhenteiden selitykset: ROM= nilkan liikelaajuus, tensoramppi= kolmen sarjassa suoritettua passiivisten venytysten aiheuttama momentti, MVC= maksimaalinen isometrinen tahdonalainen lihassupistus, SDT= supramaksimaalinen nykäys, PDT= subramaksimaalinen nykäys passiiviseen lihakseen, SSC väsytyksessä= erikoisrakenteisessa kelmassa suoritettu venymis-lyhenemis-sykliharjoitus.

Aikariippuvuudet eri mittausten välillä olivat seuraavat:

- Maksimihapenottokykytestin ja väsytyspäivän välillä oli yksi viikko (1 vk).
- Nilkkaergometrissä suoritettua ennen mittauksen ja SSC -väsytyksen välillä siirtymä aika oli viisi minuuttia (5min).
- sadan maksimi hypyn ja 70 % maksimista suoritettua SSC -väsytyksen välillä oli yksi minuutti (1 min).
- Väsymykseen asti suoritettua ssc-harjoituksen ja kymmenen maksimaalisen pudotushypyn välillä kelkan ylösvetämiseen kulunut aika oli noin viisi sekuntia (5 s).
- Kymmenen maksimaalisen pudotushypyn ja nilkkaergometrissä tehdyn mittauksen välillä oli noin kaksi minuuttia (2 min).

6.3 Mittaukset

Tutkimuksen mittaukset suoritettiin kesäkuun 2003 ja marraskuun 2003 välisenä aikana. Mittaukset suoritettiin joka kerta samaan vuorokauden aikaan ja koehenkilöitä neuvottiin olemaan syömättä ja juomatta muuta kuin vettä, kolme tuntia ennen mittauksia.

6.3.1 Antropometriset

Rasvaprosentin mittaus suoritettiin ihopoimumenetelmällä. Mittaus tehtiin alku-, väli- ja loppumittauksissa juoksumattotestin yhteydessä. Mittausmenetelmänä oli neljänpisteen menetelmä, jossa ihopoimunpaksuus mitattiin erikoispihdeillä neljästä kohtaa: käsivarren ojentajanpuolelta, käsivarren koukistajan puolelta, selästä lavan kohdalta ja lantiolta

6.3.2 Juoksumattotesti

Hengitys- ja verenkiertoelimistön adaptoitumista kestävyysharjoitteluun seurattiin maksimaalisen hapenottokykytestin avulla. Testi suoritettiin juoksumatolla (OJK-1, Telineyhtymä, Kotka). Protokollana käytettiin kolmen minuutin kuormajaksoa yhden as-

teen vakiokulmalla ja nopeuden nostoa, kunnes koehenkilöiden anaerobinen kynnyks oli saavutettu. Kynnyksen rajana käytettiin yli neljän millimoolin laktaattitasoa sormenpäästä mitattuna (LaktaPro). Laktaatti mitattiin kunkin kuorman lopuksi minuutin näytteenottotauon aikana. Kun anaerobinen kynnyks oli saavutettu, nopeutta ei enää nostettu, vaan mattokulmaa nostettiin yksi aste puolentoista minuutin välein ($1^{\circ}/1.5 \text{ min}$), kunnes koehenkilön maksimaalinen hapenottokyky oli saavutettu. Testin aikana analysoitiin hengityskaasut Sensormedics -laitteistolla (Vmax series 229, Kalifornia, USA). Hengityskaasujen ja laktaatinäytteiden avulla määritettiin LIITE ry:n (1984) ohjeiden mukaan koehenkilöiden anaerobinen ja aerobinen kynnyks harjoitteluohjelmaa varten. Väli- ja loppumittaus suoritettiin jokaiselle koehenkilölle samalla yksilöllisellä protokollalla.

Maksimaalisen hapenottokykytestin aikana harjoittelun vaikutusta hengitys- ja verenkiertoelimistöön seurattiin maksimaalisen hapenoton lisäksi, sykkeen muutoksilla submaksimaalisilla kuormilla. Käytetyt kuormat olivat 8 km/h, 10 km/h ja 12 km/h. Sykettä seurattiin kolmen minuutin kuorman viimeisen puolen minuutin ajan ja tältä ajalta laskettiin sykkeen keskiarvo.

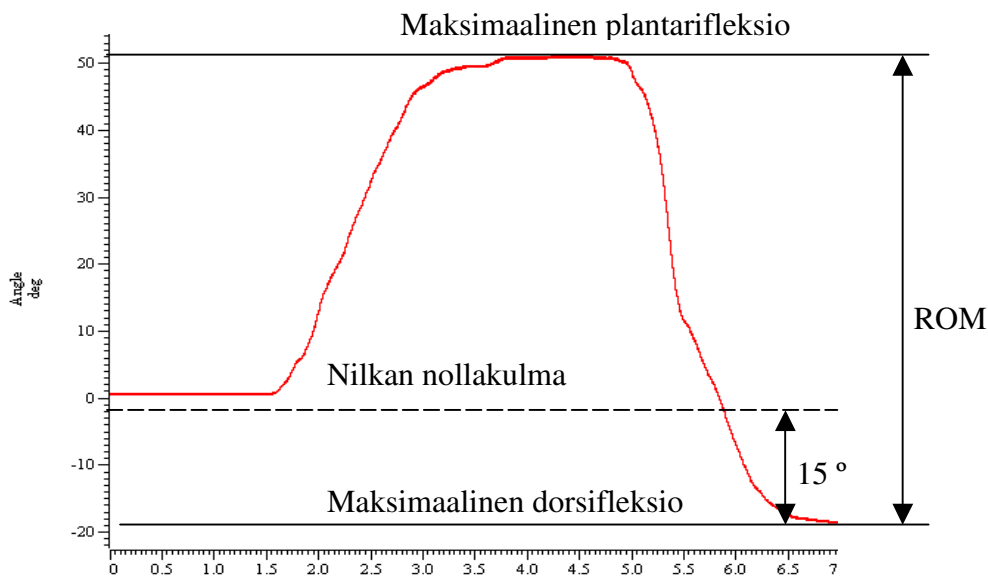
6.3.3 Väsytyspäivän valmistelut

Mittausten ensimmäinen vaihe oli asettaa oikeat asetukset nilkkaergometriin. Asetuksia varten mittattiin nilkka- ja polvikulmat sekä asetettiin emg-elektrodit koehenkilön leveään kantalihakseen (SOL) ja kaksoiskantalihaksen mediaalipuolelle (GM). Elektrodit sijoitettiin lihasrunгон suuntaisesti lihaksen keskiosan ja distaalisen jänteen puoliväliin (Seniam 1999). Elektrodin kiinnityskohdasta poistettiin ihokarvat ja kuollut ihosolukko raaputettiin hiekkapaperilla pois. Lopuksi iho puhdistettiin puhdistusaineella (Amisept). Bipolaariset (Beckman 650437) elektrodit kiinnitettiin kaksipuoleisella teipillä ja kiinnitys varmistettiin teippaamalla elektrodit ihoon. Signaalin johtavuuden parantamiseksi elektrodin kontaktipintoihin levitettiin elektrodipastaa. Elektrodin resistanssi mitattiin yleismittarilla ja hylkyrajana käytettiin yli 7 kilo-ohmin arvoa. Signaalin häiriöttömyys varmistettiin tietokoneen näytöltä. Mikäli signaalissa oli häiriöitä, niin puhdistustoimet suoritettiin uudelleen.

Stimulointielektrodi (pregelified Ag-AgCl elektrodi, Niko) asetettiin kaksoisstimuluksen, H-refleksin ja M-aallon testaamiseksi. Katodi (1,5 cm x 1,5 cm) sijoitettiin tibiaaliermoon polvitaiveeseen poplitea fossa -linjaan ja anodi (5 cm x 8 cm) patellan yläpuolelle.

6.3.4 Nilkan liikelaajuus, ROM

Aktiivinen nilkan liikelaajuuden mittaus tehtiin suorittamalla maksimaalinen plantarifleksio ja maksimaalinen dorsifleksio nilkkaergometrissä (Kuva 6). Nilkan nollakulma saatiin vähentämällä maksimaalisesta dorsifleksiosta 15 astetta. Nilkan liikelaajuutta käytettiin tensorampissa, jossa tutkittiin kestävyysharjoittelun aiheuttamia muutoksia lihas-jännekompleksin mekaanisiin ominaisuuksiin eri nivelkulmilla (3 eri nivelkulmaa). Nilkan liikelaajuuden mittaus tehtiin jokaisella mittauskerralla ja tällä suljettiin pois mahdollinen niveljäykkyys ja sen muutos tutkimuksen aikana.

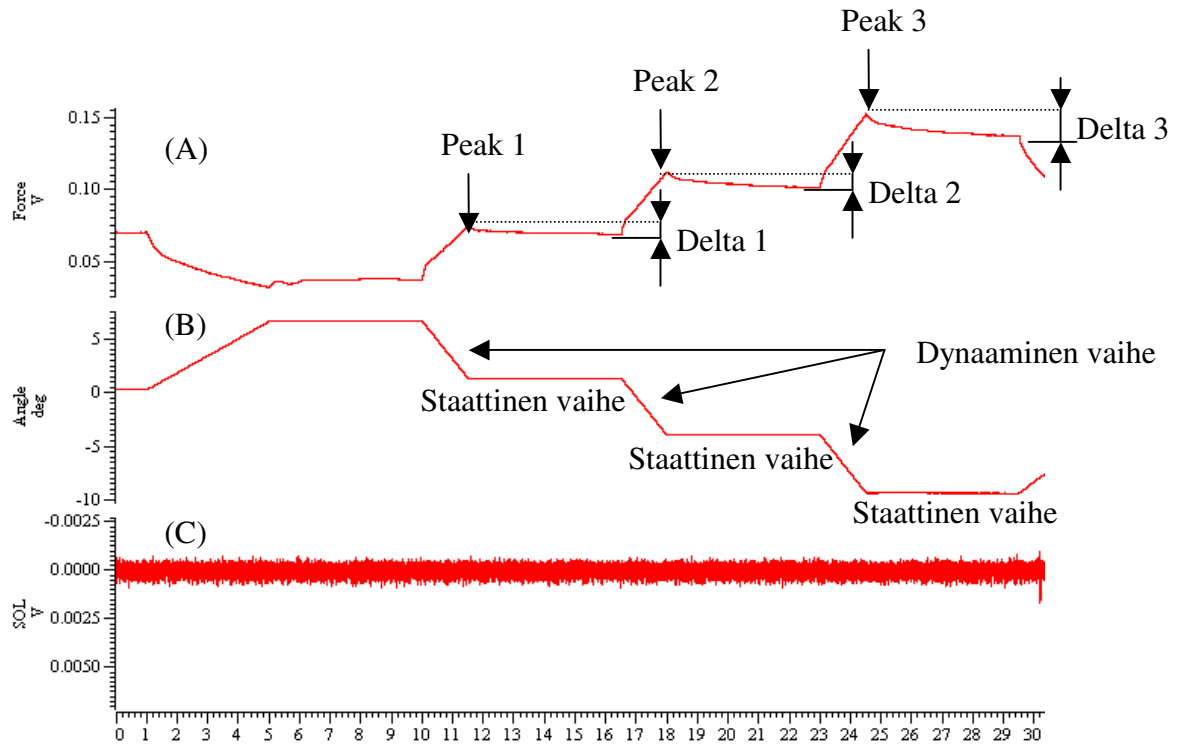


KUVA 6. Nilkan liikelaajuuden mittausdata. ROM= nilkan liikelaajuus.

6.3.5 Passiivisen venytyksen aiheuttama momentti (tensio ramppi)

Mittauksissa oikean jalan nilkkanivelen rotaatio aikaansaatii nilkkaergometrillä. Tätä varten koehenkilö asetettiin motorisesti ohjattuun nilkkaergometriin. Tätä ohjattiin tietokonejärjestelmän avulla (Gollhofer & Schmidtbleicher 1989). Laitteen rotaatioakseli oli sama kuin tibio-tarsaali -nivelen.

Tutkimuksessa haluttiin selvittää harjoittelun aikaansaamia vaikutuksia lihaskompleksissa. Näitä mahdollisia muutoksia tutkittiin eri nivelkulmilla suoritetuilla venytyksillä (Tensio ramppi), jotta saataisiin selvyyttä mahdollisista muutoksista useilla eri nivelkulmilla. Tensio rampissa suoritettiin kolme peräkkäistä passiivista venytystä, jotka olivat kestoiltaan viisi sekuntia (staattinen vaihe). Venytys suoritettiin nopeudella 30° sekunnissa (dynaaminen vaihe). Venytys aloitettiin nilkan ollessa 0° kulmassa eli pedaalikulman ollessa keskimäärin 103°. Kukin venytys oli laajuudeltaan viisi astetta eli nilkkakulmat, joilla venytys suoritettiin olivat -5°, -10° ja -15° dorsifleksioon. Venytyksiä tehtiin kaksi kappaletta, joista jälkimmäisen tulokset analysoitiin ja näin huomioitiin passiivisessa lihaksessa tapahtuva jäykkyyden lasku venyttelyn vaikutuksesta eli thixotropia. Rekisteröitävänä muuttujana oli maksimimomentti kullakin venytyksellä (peak1, peak2 ja peak3) ja staattisen vaiheen aikana tapahtuva momentin lasku (delta1, delta2 ja delta3). SOL ja GM:n EMG-signaalia käytettiin kontrolloimaan passiivinen tilanne venytyksen aikana. Kuva 7 esittää passiivisilla venytyksillä havaittavaa kaaviokuvaa signaalista ja muuttujista.



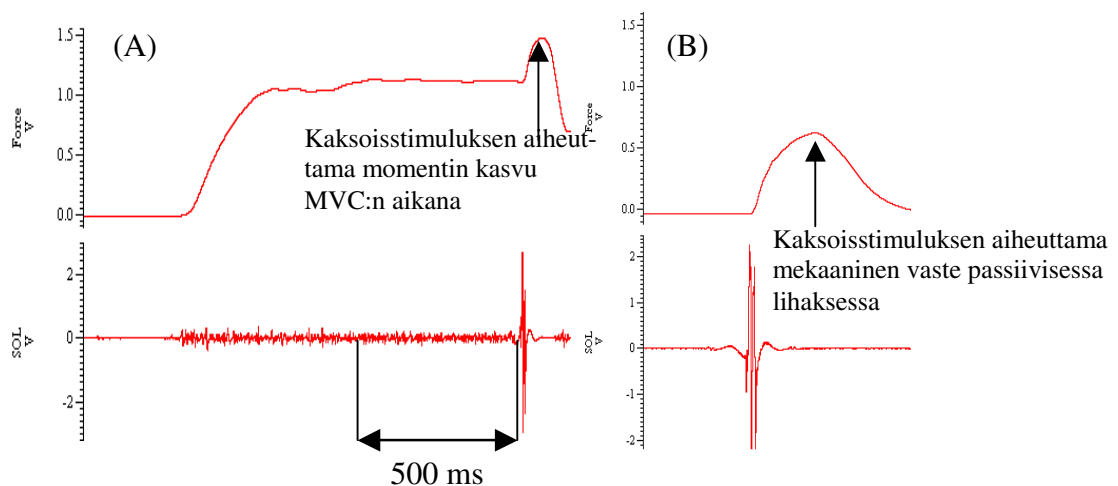
KUVA 7. Graafinen esitys yhdeltä koehenkilöltä mitatusta, kolmella eri nilkkanivelen kulmalla suoritetuista passiivisista venytyksistä. (A) Nilkkanivelen passiiviset momentit (Peak 1, Peak2 ja Peak 3). Peak -momentit on laskettu dynaamisen vaiheen loputtua. Viiden sekunnin staattisen venytyksen aikana tapahtuva momentin lasku (Delta 1, Delta 2 ja Delta 3) on Peak -momentin erotus viiden sekunnin staattisen venytyksen loppumomentista. (B) Nilkkanivelen kulmat eri venytyksillä. Dynaamisessa vaiheessa nilkkaniveltä venytettiin mekaanisesti dorsifleksioon nopeudella 30°/s. Staattisessa vaiheessa nilkkaniveltä pidettiin venytyksessä 5 sekuntia. (C) Soleuksen EMG signaalia käytettiin kontrolloimaan passiivista tilannetta venytyksen aikana.

6.3.6 Maksimaalinen tahdonalainen nilkanojennus (MVC)

Nilkkanivelen kulmamomenttia monitoroitiin nilkkaergometrissä lineaarisella potentiometrillä ja momenttia pietsoelektrodisella kidemuuntajalla (Kistler, Switzerland). Maksimaalinen momentti, joka laitteella voidaan saavuttaa on 200 Nm.. Momenttia ja kulmanmuutos signaalia kerättiin tietokoneelle (CED 1401+ Cambridge Electronic Desing) AD/DC muuntimen kautta. Keräystaajuus oli 1 kHz. Signaalit analysoitiin Spike2 -ohjelman (Cambridge Electronic Desing) avulla. Ennen analysointia signaali suodatettiin alipäästösuotimella. Leikkaustaajuudet olivat 75 ja 150 Hz.

Koehenkilö verrytteli ennen suoritusta tekemällä kolmesta viiteen submaksimaalista supistusta. Nilkkakulma oli 0° ja koehenkilöä kannustettiin tekemään maksimaalinen vapaaehtoinen supistus (MVC) plantaarifleksoreilla. Suorituksen kesto oli keskimäärin kolme sekuntia. Todellisen maksimisuorituksen varmistamiseksi ärsytettiin jalan ulnaariermoa supramaksimaalisella ulkoisella sähköstimuluksella (Merton 1954). Maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen aikana käytettiin kaksoisstimulusmenetelmää (SDT) (Kuva 8A). Stimulus annettiin stimulointilaitteella (Digimeter DS7A, England) ja se koostui kahdesta, kestoaltaan yhden millisekunnin ja väliltään 10 millisekunnin kanttiaaltosignaalista. Tallennettavat muuttujat olivat maksimaalinen vääntömomentti (Max torque) sekä momentti ennen kaksoisstimulusta.

EMG-signaali 500 ms ennen stimulusta analysoitiin Spike 2 ohjelman (Cambridge Electronic Desing) avulla. EMG –signaali kerättiin maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen aikana soleus -lihaksesta. Alipäästösuodattimella suodatettu raaka EMG: tasasuunnaattiin, jonka jälkeen siitä integroitiin pinta-ala (IEMG). Tämän jälkeen integroitu pinta-ala suhteutettiin 500 ms aika-ikkunaan ja näin saatiin aEMG (mV).



KUVA 8 .(A) MVC:n aikana annetun kaksoisstimuluksen aiheuttama momentin lisäys. (B) Passiiviseen lihakseen annetun kaksoisstimuluksen aiheuttama mekaaninen vaste.

6.3.7 Passiivinen kaksoisstimulus (PDT)

Passiivisessa tilanteessa ilman tahdonalaista aktivaatiota, eli pohkeiston ollessa rentona, käytettiin kaksoisstimulus menetelmää (Kuva 8B). Muuten menetelmä on edellä kuvattun kaltainen (kts.6.3.4). Talletettavat muuttujat olivat stimuluksen aiheuttama maksimimomentti ja maksimaalinen momentinlaskunopeus (RFR).

6.3.8 Tahdonalainen maksimaalinen aktivaatiotaso

Tahdonalainen maksimaalinen aktivaatiotaso (TA) laskettiin maksimaalisessa isometrisessä supistuksessa kaksoisstimuluksen aiheuttaman momentin kasvun suhteen samalla stimuluksella aiheutettuun momenttiin rennossa lihaksessa (Kuva 4). Neuraalinen maksimaalinen aktivaatiotaso muutettiin prosenteiksi: $\text{aktivaatiotaso} = \left[\frac{\text{(kaksoisstimuluksen koko MVC:n aikana / kaksoisstimuluksen koko rennossa lihaksessa)}}{\text{1}} \right] \times 100$ (Babault et al. 2001).

6.3.9 H-refleksi ja M-aalto

H-refleksi saadaan aikaan stimuloimalla hermorunkoa sähköisesti. Sähköinen stimulaatio aiheuttaa hermosolun kalvon depolarisaation ja aktiopotentiaalinen eteneminen Ia-afferenttia pitkin keskushermostoon ja sieltä takaisin alfa-motoneuroneita pitkin lihakseen.

H-refleksi on mittausmenetelmä, jolla on pyritty selvittämään α -motoneuronialtaan ärsyyntyvyyden tilaa. Vakioidulla stimuluksella H-refleksi muutokset kertovat α -motoneuronien eksitatorisesta tai inhibitorisesta vaikutustilasta. Riittävän suurella sähköstimuloinnilla saadaan EMG:ssä pienellä viiveellä ensin näkyviin M-aalto, joka aiheutuu aksonien suorasta stimuloinnista ja sen jälkeen H-refleksi. M-aalto on aina amplitudiltaan suurempi kuin H-refleksi ja maksimi M-aallon määrittämiseen tarvitaan suurempi sähköstimulaatiointensiteetti. H-refleksin amplitudi laskee sähköstimulaation intensiteettiä nostettaessa tai saattaa jopa hävitä kokonaan. Tämä johtuu motorista aksonia väärään suuntaan kulkevasta ärsykkeestä (Hugon 1973).

H-refleksin ja M-aallon testaamisessa käytettiin yksittäistä suorakaiteenmuotoista 1-ms kestoista pulssia. H-refleksistä mitattiin maksimiamplitudi (peak to peak). Myös maksimaalisen M-aallon amplitudi (peak to peak) mitattiin, jotta tuloksissa voitiin analysoida H-refleksin ja M-aallon suhdetta (H/M -suhde).

Tässä tutkimuksessa ei mittausteknisistä ongelmista johtuen voitu analysoida H-refleksin suhdetta M-aaltoon. Näiden muuttujien mittaustulokset olisivat mahdollisesti tuoneet lisäinformaatiota tämän tutkimuksen tuloksiin, jonka myötä olisi ollut mahdollista tehdä pidemmälle vietyjä johtopäätöksiä väsymismekanismien muutoksista.

6.3.10 Venymis-lyhenemis-sykliharjoitus

Väsytytys suoritettiin erikoisrakenteisessa kulkassa (Kaneko et al. 1984; Kyröläinen et al. 1990). Kelkan paino oli 33,2 kg ja kulma 24,9° horisontaalitasosta. Koehenkilöt kiinnitettiin kelkan istuimeen nelipistevoilla.

Ennen väsytystä määriteltiin yksilöllinen optimaalinen pudotuskorkeus. Koehenkilöitä pudotettiin eri korkeuksilta kunnes paras kelkan nousukorkeus löytyi. Vastaavaa menetelmää ovat käyttäneet (esim. kyröläinen et al. 1990). Väsytytys sisälsi sata maksimaalista pudotushyppyä, submaksimaalisen väsytyksen (70 prosenttia maksimi nousukorkeudesta) koehenkilön subjektiivisesti kokemaan uupumukseen asti sekä kymmenen maksimaalista pudotushyppyä (esim. Kuitunen et al. 2004). Pudotushypyissä koehenkilöitä ohjeistettiin vastustamaan törmäystä jarrutusvaiheessa, pitämään polvinivelen koukistuksen minimaalisena ja suorittamaan ponnistuksen triceps surae -liharyhmällä (pääkiäponnistus).

Sata maksimaalista pudotushyppyä suoritettiin siten, että avustajat vetivät kelkan optimipudotuskorkeuteen, josta pudotus suoritettiin kolmen sekunnin välein metronomia apuna käyttäen. Koehenkilöitä kannustettiin tekemään maksimaalisia suorituksia. Sadan hypyn jälkeen pidettiin minuutin tauko, jonka aikana tarkastettiin vöiden kiinnitykset. Submaksimaaliset pudotushypyt aloitettiin vetämällä kelkka optimipudotuskorkeuteen, jonka jälkeen avustaja pudotti kelkan. Jarrutusvaiheen jälkeen koehenkilöt pyrkivät

hyppäämään 70 prosentin intensiteetillä maksimaalisesta hyppykorkeudesta. Nousukorkeutta tarkkailtiin kelkkaan asetetun merkin avulla.

6.4 Kestävyysharjoittelu

Tutkimuksen aikana kestävyysharjoittelu suoritettiin juoksuharjoitteilla. Harjoitteluohjelmat suunniteltiin jokaiselle koehenkilölle henkilökohtaisesti. Ohjelmien suunnittelussa huomioitiin koehenkilön harjoitustausta, ikä ja harjoitteluun käytettävissä oleva aika viikkotasolla. Maksimaalisen hapenottokykytestin perusteella määriteltiin sykkeet peruskestävyys-, vauhtikestävyys- ja maksimikestävyysharjoitteisiin.

Harjoitusohjelmia tehtiin kaksi: Ensimmäinen harjoitusohjelma laadittiin alkumittausten jälkeen kymmeneksi viikoksi ja toinen välimittausten jälkeen myös kymmeneksi viikoksi. Harjoitusohjelman perusteena oli malliviikko, jonka perusteella koehenkilöt suorittivat harjoitteita. Harjoitusohjelmat koostuivat pääsääntöisesti 3-6 juoksuharjoituksesta viikossa, joillakin koehenkilöistä harjoitusohjelmat olivat nousujohteisia esimerkiksi 30 km/ viikko, 40 km/viikko ja 50 km/ viikko ja jonka jälkeen palautusviikko 30 km/ viikko. Joidenkin koehenkilöiden viikko-ohjelma oli vakio esimerkiksi 20 km/ viikko. Juoksuharjoitteiden lisäksi harjoitusohjelmissa oli lihaskuntoharjoitteita, hyppelyharjoitteita ja venyttelyä. Tarkemmat harjoitusohjelmat löytyvät liitteessä 1 (ensimmäiset 10 viikkoa) ja liitteessä 2 (toiset 10 viikkoa). Harjoitusohjelmien toteutumista seurattiin koehenkilöiden harjoituspäiväkirjojen perusteella. Toteuma oli 75 prosenttia.

6.5 Tilastolliset menetelmät

Tilastollisessa käsittelyssä aineistosta laskettiin keskiarvot (KA) ja keskihajonnat (KH). Pienen otannan ja toistomittausten normaalijakauman suuren hajonnan sekä suurten luottamusvälien johdosta mittaustulosten poikkeavuuksia ei voitu tarkastella pidemmälle viedyillä tilastanalyysillä. Edellä mainitusta syistä johtuen myös korrelaatiokertoimien laskenta jätettiin tarkastelusta pois.

7 TULOKSET

7.1 Harjoittelun päävaikutukset

Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuksesta maksimaalinen hapenottokyky suhteessa kehonpainoon kasvoi $3\pm 10\%$. Koehenkilöiden rasvaprosentti laski $-3\pm 5\%$ ($21,9\pm 8,2$ vs. $21,2\pm 8,1\%$) tutkimuksen aikana. Taulukossa 2 on esitetty maksimiha-penottokyvyssä, maksimisykkeessä, maksimi veren laktaattikonsentraatiossa ja antro-pometriassa tapahtuneet muutokset viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuk-sesta ($n=4$).

TAULUKKO 2. Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutukset maksimaaliseen hapenot-tokykyyn (Vo_2), maksimi sykkeeseen (max syke), sormenpästä otettuun veren maksimaaliseen laktaattikonsentraatioon maksimaalisen hapenottokykytestin lopussa (bLa max) sekä antropo-metrisiin muuttujiin (paino ja rasva prosentti) ($n=4$)

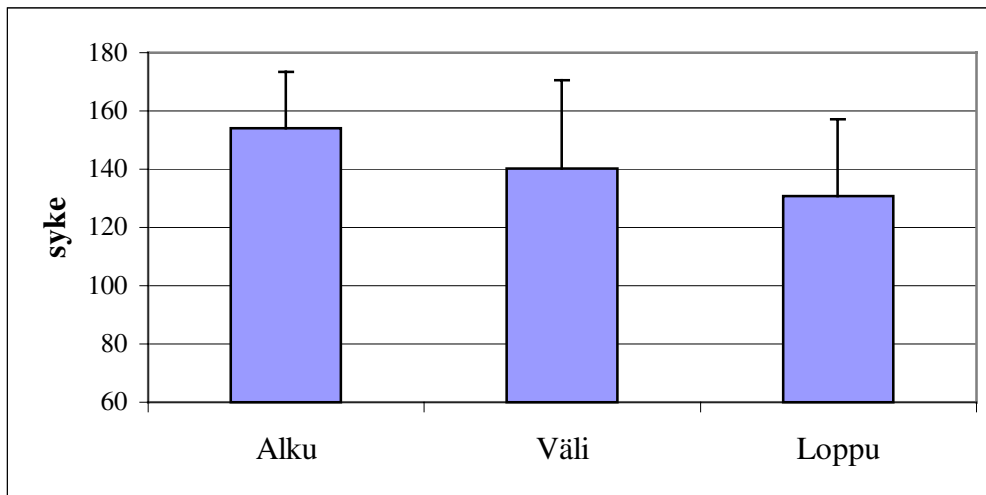
	Vo_{2max} [ml/kg/min]	max syke	bLa max [mmol]	Paino [kg]	Rasva [%]
0 (alku)	$42,7\pm 9,1$	190 ± 11	$10,3\pm 0,8$	$79,0\pm 20,0$	$21,9\pm 8,2$
2,5 kk (väli)	$41,6\pm 10,9$	182 ± 15	$10,9\pm 1,5$	$77,3\pm 19,5$	$21,8\pm 8,2$
5 kk (loppu)	$43,9\pm 11,9$	183 ± 8	$11,0\pm 2,0$	$76,9\pm 18,2$	$21,2\pm 8,1$

7.1.1 Maksimaalinen hapenottokyky

Maksimaalinen hapenottokyky suhteessa kehonpainoon (ml/kg/min/) kasvoi koehenki-löjoukolla ($n=4$) viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuksesta $3\%\pm 10\%$ (vaihteluväli $-12-15\%$). Vastaavat muutokset ilmaistuna litroina minuutissa maksimaalisessa suorituksessa kertovat $1,5\%\pm 13,2\%$ (vaihteluväli $-17-15\%$) heikennyksestä maksimi hapenottokyvyssä.

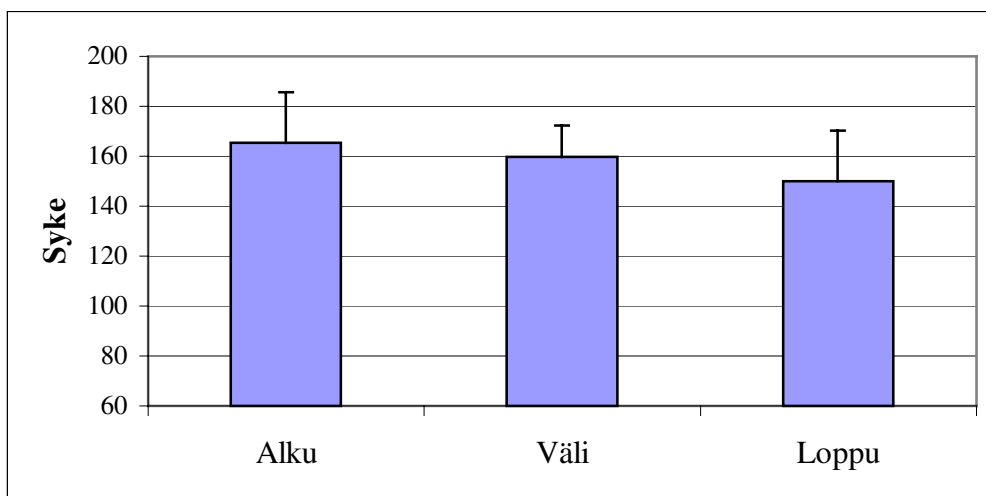
7.1.2 Syke submaksimaalisella kuormituksella

Submaksimaalinen kuorma 8 km/h. Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuksesta syke submaksimaalisella kuormalla 8 km/h oli $-15\pm 13\%$ (154 ± 19 vs. 131 ± 26) matalampi loppumittauksissa verrattuna alkumittauksiin ($n=4$) (Kuva 9).



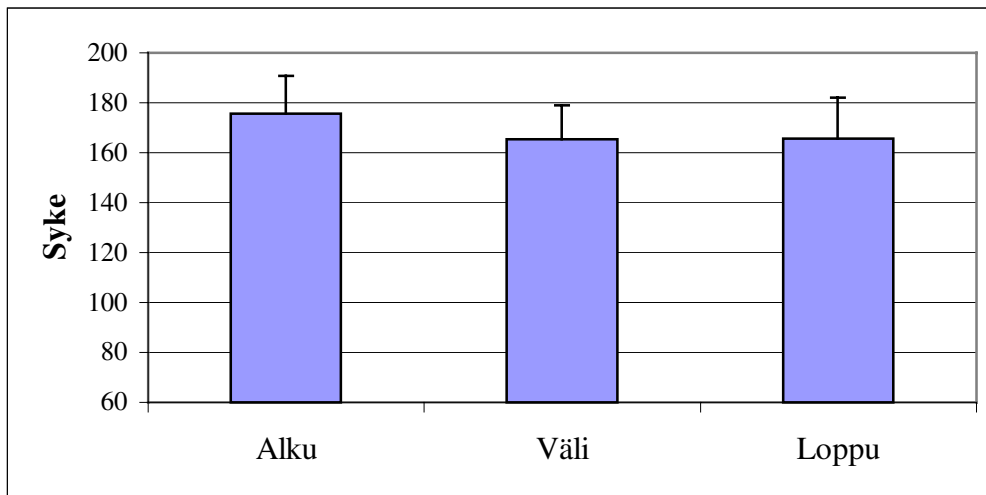
KUVA 9. Submaksimaalisella 8 km/h kuormalla tapahtuneet absoluuttiset sykkeen (KA+KH) muutokset harjoittelun vaikutuksesta ($n=4$).

Submaksimaalinen kuorma 10 km/h. Harjoittelun vaikutuksesta syke submaksimaalisella 10 km/h kuormalla oli loppumittauksissa $-9\pm 5\%$ (166 ± 20 vs. 150 ± 20) matalampi verrattuna alkumittaukseen ($n=4$) (Kuva 10).



KUVA 10. Submaksimaalisella 10 km/h kuormalla tapahtuneet absoluuttiset sykkeen (KA+KH) muutokset harjoittelun vaikutuksesta.

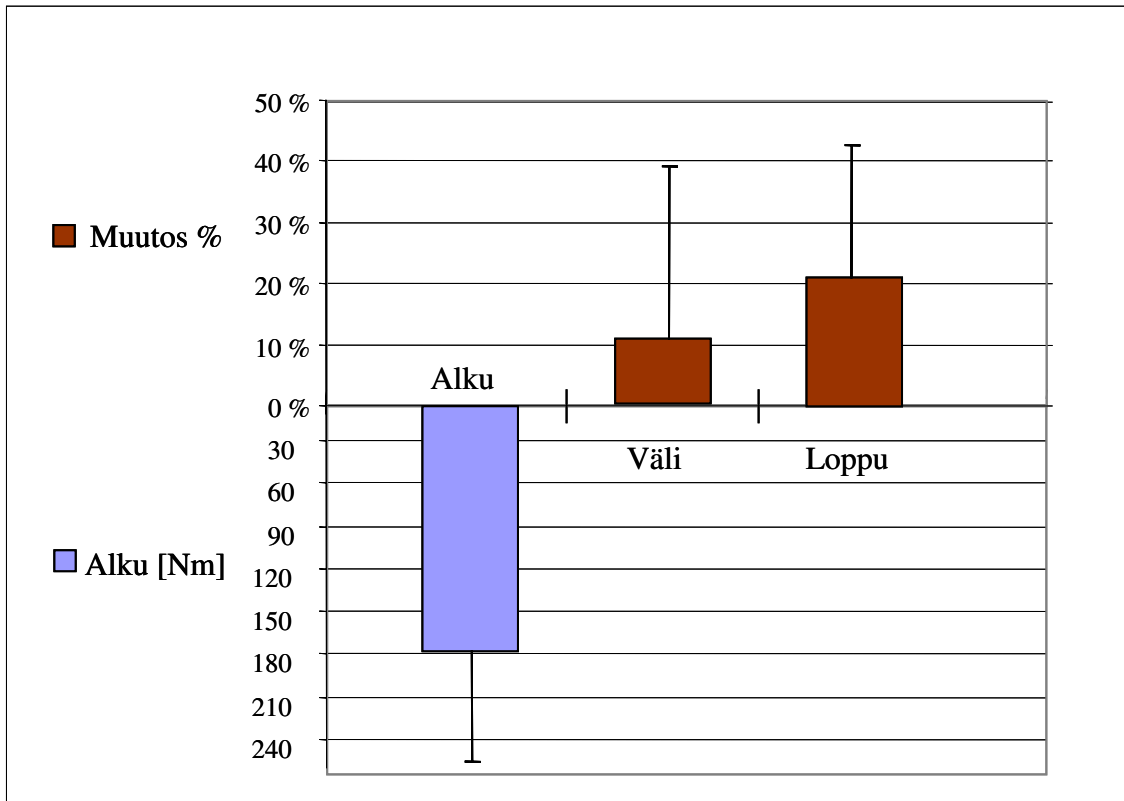
Submaksimaalinen kuorma 12 km/h. Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuksesta syke submaksimaalisella kuormalla 12 km/h oli $-6\pm 4\%$ (176 ± 15 vs. 166 ± 17) matalampi loppumittauksissa verrattuna alkumittaukseen ($n=2$) (Kuva 11).



KUVA 11. Submaksimaalisella 12 km/h kuormalla tapahtuneet absoluuttiset sykkeen (KA+KH) muutokset harjoittelun vaikutuksesta.

7.1.3 Maksimaalinen tahdonalainen nilkanojennus

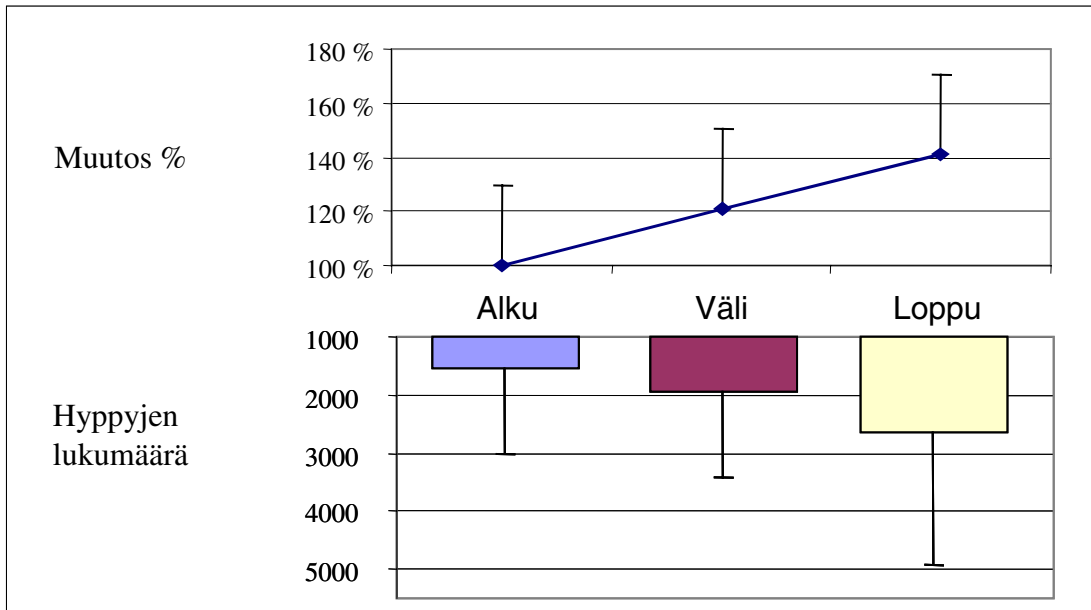
Maksimaalinen isometrinen nilkanojennusvoima parani $21\pm 22\%$ (173 ± 77 vs. 219 ± 65 Nm) viiden kuukauden harjoitusjakson aikana ($n=3$) (Kuva 12).



KUVA 12. Maksimaalisen nilkan ojennuksen muutokset alkumittaukseen nähden. Alkumittaus ilmoitettu Newton metrinä (Nm) ja väli- ja lopputulokset prosentuaalisena (%) muutoksena alkumittaukseen nähden. (n=3).

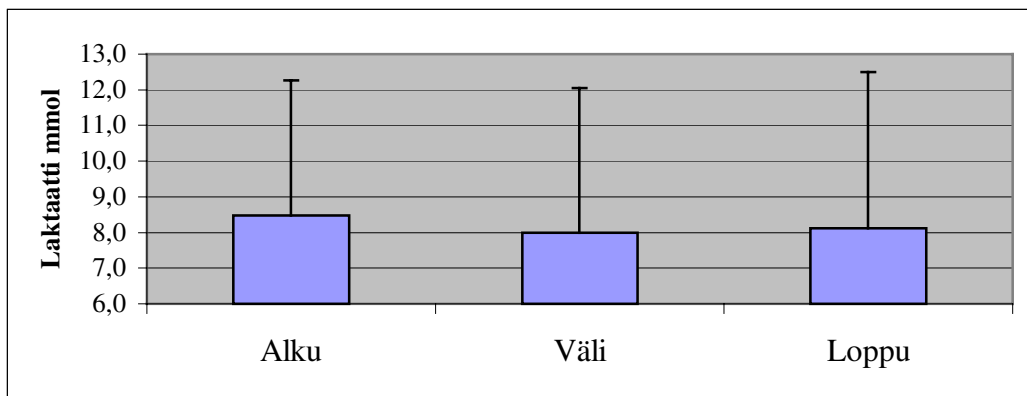
7.1.4 SSC -harjoitus

Submaksimaalisen 70 prosentilla maksimista suoritettujen SSC -väsytyksen hyppyjen lukumäärä kasvoi harjoittelun vaikutuksesta $41 \pm 24\%$ (1548 ± 1463 vs. 2634 ± 2283 hyppyä) (n=4) (Kuva 13). Vastaavaa kasvua havaittiin myös hyppyihin kuluneessa ajassa. Hyppyihin kulunut aika kasvoi alku mittauksen 30 ± 26 minuutista 54 ± 46 minuuttiin.



Kuva 13. SSC -väsytyksen hyppyjen lukumäärä alku-, väli- ja loppumittauksissa sekä väli- ja loppumittausten suhteelliset muutokset hyppyjen lukumäärässä alkumittauksiin nähden (n=4).

Laktaatti välittömästi SSC –hyppyjen jälkeen otettu laktaattikonsentraatio laski $4 \pm 13\%$ (vaihteluväli -41-13%) (kuva 14).

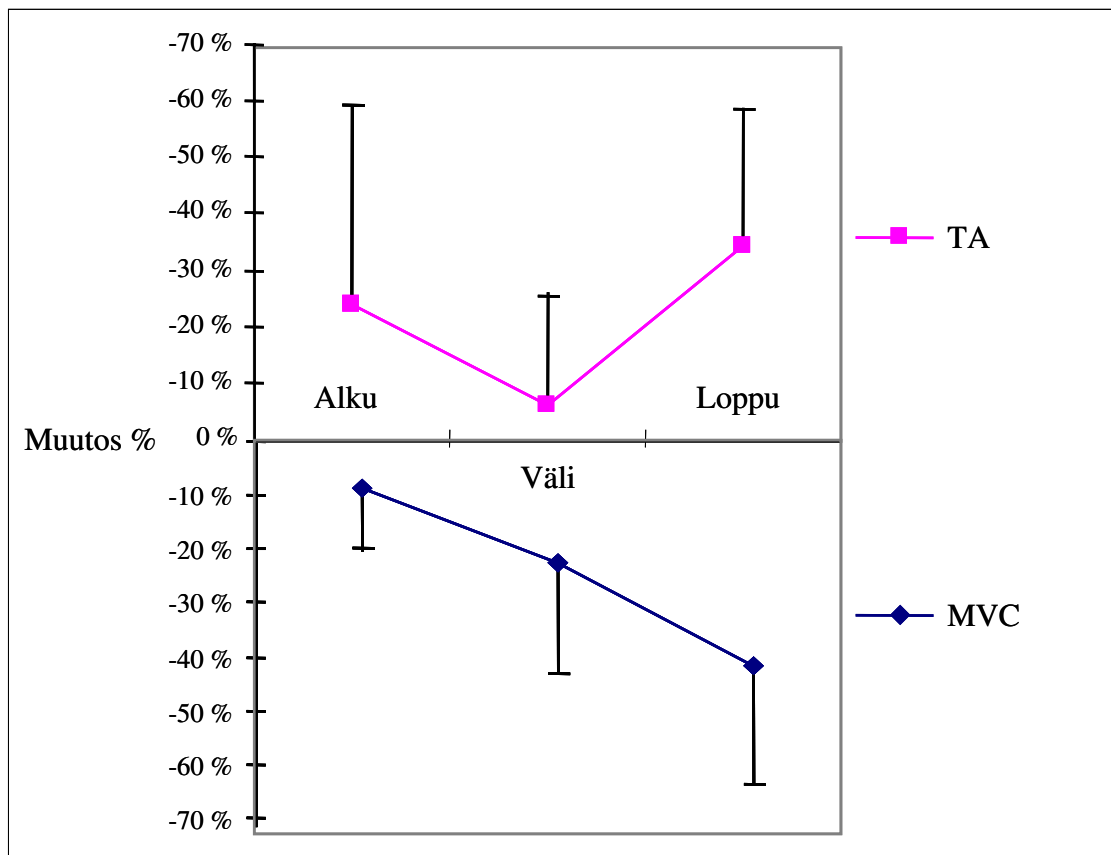


KUVA 14. Laktaattikonsentraatiot välittömästi SSC –harjoituksen jälkeen alku-, väli- ja loppumittauksissa.

7.2 Väsytyksen aiheuttamat sentraaliset ja periferiset vaikutukset

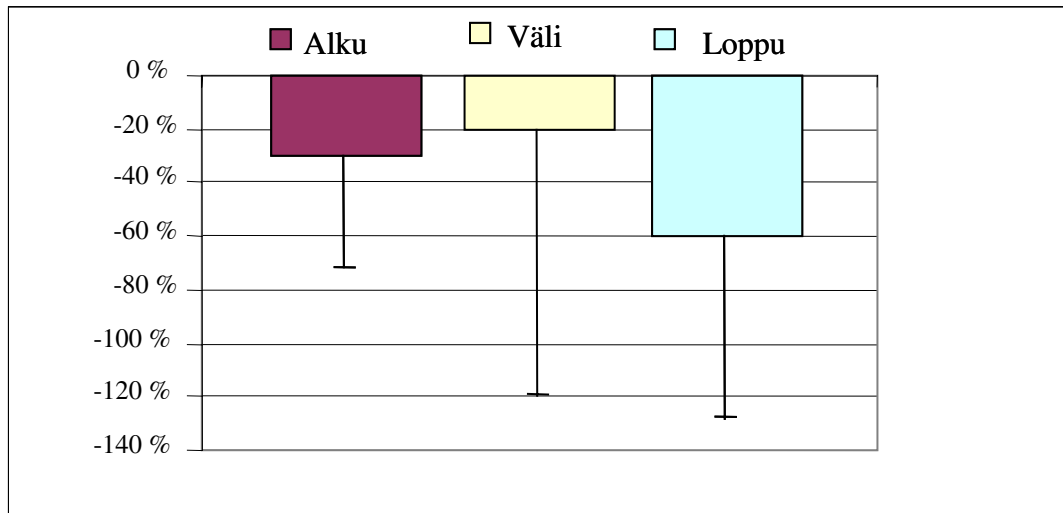
7.2.1 MVC:n ja aktivaatiotason suhteelliset muutokset väsytyksen jälkeen

Maksimaalinen tahdonalainen nilkanojennusvoima laski välittömästi väsytyksen jälkeen alkumittauksessa $9\pm 12\%$ (173 ± 77 vs. 157 ± 81 Nm). Välimittauksessa laskua oli $-23\pm 21\%$ (193 ± 98 vs. 148 ± 32 Nm). MVC:n lasku loppumittauksessa oli $-43\pm 23\%$ (219 ± 65 vs. 124 ± 49 Nm). Vastaavasti aktivaatiotaso (TA) laski välittömästi väsytyksen jälkeen alkumittauksessa $21\pm 35\%$ (89 ± 13 vs. $68\pm 35\%$). Välimittauksessa laskua oli $5\pm 20\%$ ($80\pm 27\%$ vs. $75\pm 20\%$). Loppumittauksessa laskua oli $31\pm 23\%$ ($90\pm 11\%$ vs. $59\pm 24\%$) (Kuva 15) (n=3).



KUVA 15. Tahdonalaisen aktivaatiotason (TA) ja MVC:n muutokset alku-, väli- ja loppumittauksessa välittömästi väsytyksen jälkeen (n=3).

Muutokset EMG -aktiivisuudessa. aEMG -aktiivisuus laski isometrisen maksimaalisen tahdonalaisen nilkan ojennuksen aikana välittömästi väsytyksen jälkeen alkumittauksissa $31\% \pm 42\%$. Välimittauksissa vastaava lasku aEMG oli $20\% \pm 99\%$. Loppumittauksissa aEMG:n lasku oli $60\% \pm 68\%$ (Kuva 16) (n=3).



KUVA 16. aEMG:n suhteellinen muutos välittömästi väsytyksen jälkeen alku-, väli-, ja loppumittauksissa (n=3).

7.2.2 PDT:n aiheuttama momentti

Passiivisen kaksoisstimuluksen aiheuttama momentti kasvoi viiden kuukauden harjoittelun vaikutuksesta $17 \pm 5\%$ (57 ± 16 vs. 69 ± 15 N) verrattaessa loppumittauksen tulosta alkumittaukseen.

Alkumittauksessa väsytyksen jälkeen passiivisen kaksoisnykäyksen aiheuttama momentti laski $-17 \pm 5\%$ (57 ± 16 vs. 47 ± 11 N). Välimittauksessa momentti laski väsytyksen jälkeen $-10 \pm 12\%$ (56 ± 11 vs. 51 ± 7 N). Loppumittauksessa laskua oli $-13 \pm 3\%$ (69 ± 15 vs. 59 ± 15 N).

7.2.3 PDT:n maksimaalinen voiman laskunopeus

Tutkimuksen aikaisen harjoittelun vaikutuksesta PDT:n aiheuttama maksimaalinen voiman laskunopeus kasvoi $20\pm 11\%$ (16465 ± 4761 vs. 20510 ± 1641 N/s). Taulukossa 4. on esitetty passiivisen kaksoisnykäyksen aiheuttaman maksimaalisen voiman laskunopeuden muutokset alku-, väli- ja loppumittauksissa ennen väsytystä ja väsytyksen jälkeen ($n=3$).

TAULUKKO 4. Maksimaalisen voiman laskunopeuden muutokset alku-, väli- ja loppumittauksissa ennen väsytystä ja väsytyksen jälkeen. Ennen mittauksen arvo Newtonia per sekunti. Jälkeen mittauksen arvot suhteellisena muutoksena ennen mittaukseen nähden ($n=3$).

Mittaus	Ennen N/s	Jälkeen Muutos %
Alku	16465 ± 4761	-15 ± 2
Väli	16348 ± 3785	-6 ± 11
Loppu	20510 ± 1641	-9 ± 14

7.3 Passiivisen lihaksen mekaaniset muutokset

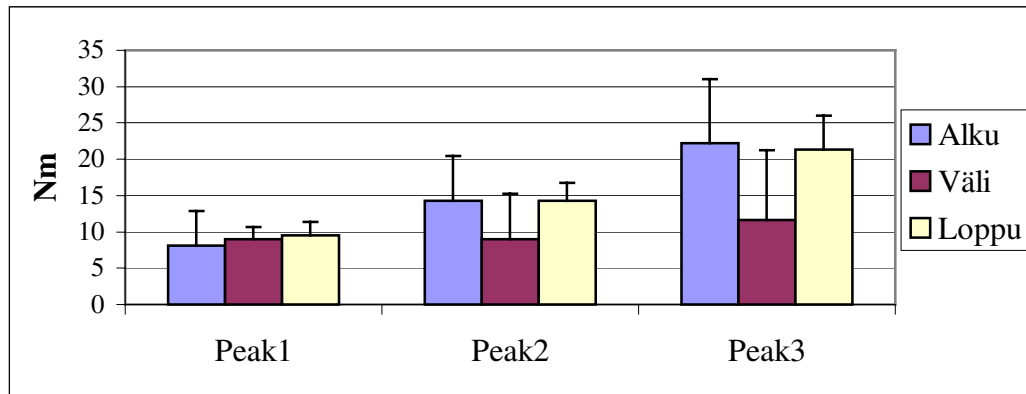
7.3.1 Passiivisen venytyksen momentit

Kuva 17 kuvaa kolmen passiivisen venytyksen aiheuttamaa huippumomenttia. Ensimmäinen venytys on suoritettu 0° nilkkakulmasta viisi astetta dorsifleksioon (0° - 5°). Toinen venytys tapahtui -5° nilkkakulmasta viisi astetta dorsifleksioon (-5° - 10°). Kolmas venytys suoritettiin -10° nilkkakulmasta -15° dorsifleksioon ($n=4$).

Venytys 0° - 5° Dorsifleksioon (Peak1). Harjoittelun vaikutuksesta passiivisen 0° - 5° dorsifleksio venytyksen aiheuttama momentti kasvoi $15,3\pm 47,3\%$ (vaihteluväli $-25,0$ - $78,9\%$)

Venytyks -5° - 10° Dorsifleksioon (Peak2). Harjoittelun vaikutuksesta passiivisen -5° - 10° dorsifleksio venytyksen aiheuttama momentti laski $-0,4\pm 32,2\%$ (vaihteluväli $-25,5$ - $47,7\%$).

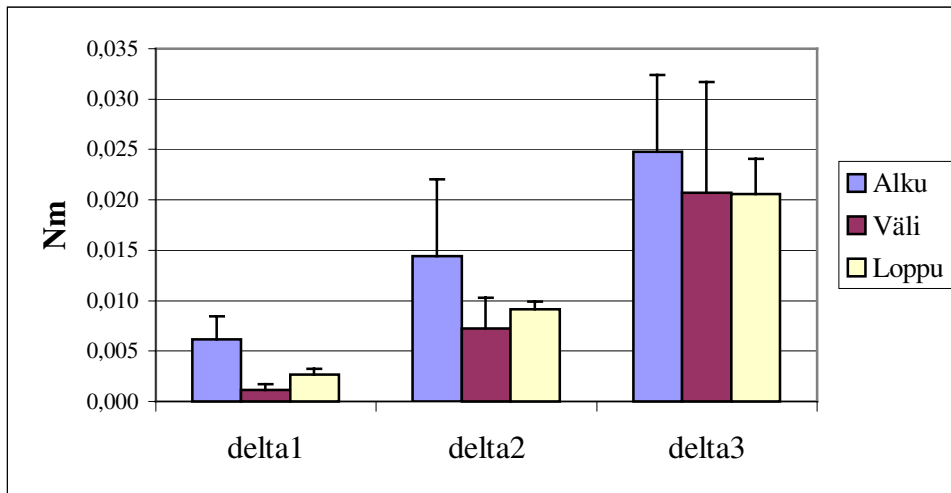
Venytyks -10° - 15° Dorsifleksioon (Peak3). Passiivinen momentti laski harjoittelun vaikutuksesta $-3,9\pm 23,7\%$ (vaihteluväli $-31,4$ - $34,4\%$).



KUVA 17. Passiivisen venytyksen aiheuttama maksimimomentti. Peak1 kuvaa passiivisen venytyksen 0° nilkkakulmasta -5° nilkkakulmaan aiheuttamaa maksimaalista momenttia. Peak2 kuvaa passiivisen venytyksen -5° nilkkakulmasta -10° nilkkakulmaan aiheuttamaa maksimaalista momenttia. Peak3 kuvaa passiivisen venytyksen -10° nilkkakulmasta -15° nilkkakulmaan aiheuttamaa maksimaalista momenttia. Välimittaus 2,5 kuukauden harjoittelun jälkeen. Loppumittaus 5 kuukauden harjoittelun jälkeen (n=4).

7.3.2 Lihas-jännekompleksin momentin lasku venytyksissä

Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuksesta passiivisessa viiden sekunnin venytyksessä ajan funktiona havaittava momentin lasku pieneni $-57\pm 8\%$ ($0,062\pm 0,0023$ vs. $0,0247\pm 0,0076$ Nm), kun venytys suoritettiin -5° nilkkakulmalla dorsifleksion suuntaan. Vastaavasti, kun venytys suoritettiin -10° nilkkakulmalla momentin laskua oli $-36\pm 19\%$ ($0,0012\pm 0,0006$ vs. $0,0207\pm 0,0110$ Nm). Kolmannella venytyksellä, jolla suoritettiin -15° nilkkakulmalla momentin lasku oli $-17\pm 17\%$ ($0,0026\pm 0,0006$ vs. $0,0206\pm 0,0034$ Nm). Kuva 18 (n=4)



KUVA 18. Lihas-jännekompleksissa tapahtuva momentin lasku viiden sekunnin venytyksen aikana. Delta1 kuvaa venytystä nilkkakulmalla -5° . Delta2 kuvaa venytystä nilkkakulmalla -10° . Delta3 kuvaa venytystä nilkkakulmalla -15° (n=4).

8 POHDINTA

8.1 Päätulokset

Tämän tutkimuksen tulokset osoittivat, että:

- 1) Submaksimaalisilla juoksunopeuksilla sykkeet ovat viiden kuukauden kestävyysharjoittelun ansiosta huomattavasti matalammat verrattuna alkumittauksiin. Esimerkiksi syke submaksimaalisella 8 km/h kuormalla oli 15% matalampi harjoittelujakson jälkeen.
- 2) Juoksemalla suoritettu kestävyysharjoittelu paransi 21% koehenkilöiden maksimaalista tahdonalaista nilkan ojennusta.
- 3) Uupumukseen asti suoritettujen kelkkahyppyjen aiheuttama väsyminen näyttäisi muuttuvan enemmän sentraaliseksi väsymykseksi harjoittelun vaikutuksesta.
- 4) Passiivisen lihaksen viskoelastisissa ominaisuuksissa tapahtuu muutoksia kestävyysharjoittelun myötä. Harjoittelujakson aikana viskoelastinen jännityksen relaksaatio pienenee kaikilla tutkimuksessa käytetyillä nivelkulmilla.

8.2 Tutkimuksen aikainen harjoittelu

Tutkimuksen aikaisen harjoittelun suunnittelu tuotti jonkin verran ongelmia koehenkilöiden ikäjakauman, sukupuolen ja harjoitustaustan vuoksi. Ongelmien vuoksi optimaalisen harjoitustason määrittely tuotti vaikeuksia. Tarkasteltaessa harjoittelun onnistumista kokonaisuutena, voidaan todeta sen sujuneen hyvin laadittujen suunnitelmien mukaisesti. Muutamia poikkeuksia kuitenkin esiintyi, johtuen muun muassa sairasteluista. Harjoittelun onnistumista auttoi koehenkilöiden motivoituneisuus tutkimuksessa suoritettuihin mittauksiin ja tutkimuksen aikaiseen harjoitteluun. Tutkimuksen aikaisen harjoittelun seuranta jäi koehenkilöiden ilmoitusten varaan.

8.3 Kestävyysominaisuudet

Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuksesta maksimaalinen hapenottokyky ei muuttunut. Tällaista tulos ei odotettu, koska osalla koehenkilöistä ei ollut aiempaa systemaattista harjoitustaustaa ja näin ollen olisi voinut olettaa kehittymisen olevan suurempaa. Vastaavanlaisia tuloksia suorituskyvyn paranemisesta ilman merkittävää maksimaalisen hapenottokyvyn paranemista on havaittu useissa aiemmissä tutkimuksissa. Selitykset suorituskyvyn paranemiseen löytyvät suorituksen hyötysuhteen ja taloudellisuuden paranemisella (Saltin et al 1969; Costill et al. 1976; Daniels et al 1978; Acevedo & Goldfarb 1989).

Kuitenkin useilla tutkimuksilla on saatu merkittäviä parannuksia maksimaaliseen hapenottokykyyn. Muun muassa Hickson et al. (1980) tutkimuksessa 10 viikon harjoittelulla saatiin 23 prosentin parannus maksimaaliseen hapenottokykyyn. Lisäksi Dudley & Djamir (1985) saivat tutkimuksessaan aikaan 7 viikon harjoittelulla 16,2 prosentin hapenottokyvyn kehittymisen.

Välimittauksissa havaittiin 2,5 prosentin lasku maksimaalisessa hapenottokyvyssä, jota voidaan selittää epäonnistumisella optimaalisen harjoitustason määrittelyssä. Tämän

seurauksena on mahdollista, että osalla koehenkilöistä on havaittavissa ylikuormitustila. Ylikuormitustilaa ei kuitenkaan voida todistaa, koska tässä tutkimuksessa ei tutkittu koehenkilöiden hormonitasoja, sykevariaatioita eikä leposykettä, jotka olisivat varmistaneet mahdollisen ylirasitustilan.

Harjoitusvaikutus syntyy elimistön ylikuormittamisesta ja siihen sopeutumisesta. Ylikuormitus järkyttää elimistön tasapainotilaa, joka pyritään korjaamaan toiminnallisen kapasiteetin avulla (Virus 1985). Rusko et al. (1982) ovat todenneet, että jos harjoittelua jatketaan liian pitkään ilman riittävää palautumista on seurauksena ylirasitustila tai vammautuminen (Mikesell & Dudley 1984). Budgetin (1990) mukaan ylikuormitus voidaan havaita väsymyksenä tai suorituskyvyn laskuna. Ylikuormitustilassa elimistön hormonitasapaino järkkyy. Esimerkiksi kortisolihormonin erityös kiihtyy, esiintyy unettomuutta, palautuminen harjoituksesta hidastuu, leposyke kohoaa, sykevariaatio vähenee ja irtiottokyky heikkenee (Wilmore & Costill. 1988; McArdle 2001; Uusitalo 1998).

Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun positiivisia vaikutuksia tukevat submaksimaalisilla juoksunopeuksilla tapahtuneet sykkeen alenemiset. Willmore et al. (2001) havaitsivat maksimaalisen hapenottokyvyn paranemisen laskevan submaksimaalisella tasolla hapenkulutusta ja sykettä. Tässä tutkimuksessa maksimaalisen hapenottokyvyn kehittyminen oli kuitenkin pientä. Näin ollen sykereaktiossa tapahtuvia muutoksia voitaneen selittää juoksun taloudellisuuden ja hyötysuhteen paranemisella (Franch et al. 1998). Taloudellisuuden on todettu paranevan monipuolisella juoksuharjoittelulla, joka on sisältänyt pitkäkestoisia, intervallityyppisiä harjoituksia ja mäkiharjoituksia. Taloudellisuuden on osoitettu johtuvan parantuneesta hyötysuhteesta, juoksumatolla juoksemiseen totuttamisesta, juokсутekniikan ja aerobisen energian käytön muutoksista sekä motoristen yksiköiden optimaalisesta rekrytoinnista (Paavolainen 1999)

8.4 Voimantuotto

Kestävyysharjoittelun vaikutuksia voimantuottoon on tutkittu suhteellisen vähän. Tutkimuksissa on havaittu, että kestävyysharjoittelu kuten juoksu, pyöräily ja uinti lisäävät mitokondrioiden ja myoglobiinin määrää lihaksessa, parantavat maksimaalista hapenottoa ja pitkäkestoista suorituskapasiteettia aiheuttamatta kuitenkaan hypertrofiaa tai voimantuoton kasvua (Holloszky & Booth 1976). Tässä tutkimuksessa koehenkilöjoukko paransi maksimaalista tahdonalaista nilkanojennusta 21 prosenttia. Tätä voidaan pitää yllättävänä tuloksena, koska aiemmissa tutkimuksissa on havaittu kestävyysharjoittelun estävän voimantuoton kehittymistä. Lukuisissa tutkimuksissa kestävyysharjoittelun jälkeen mitatuissa voimamuuttujissa ei ole havaittu merkittäviä muutoksia (Hickson et al. 1980; Hunter et al. 1987; Nelson et al. 1984; McCarthy et al. 1995). Muutamissa tutkimuksissa on kuitenkin havaittu kestävyysharjoittelun parantavan voimaominaisuuksia (Rosler et al. 1986; Moroz & Houston 1987).

Harjoittelun aiheuttaman voimantuoton kasvun varsinkin harjoittelun alkuvaiheessa on todettu johtuvan parantuneesta aktivaatiosta tai oppimisesta ja liikkeiden taloudellisemmasta suoritustekniikasta (Häkkinen 1989). Tässä tutkimuksessa tahdonalaisessa maksimiaktivaatiossa ei tapahtunut muutoksia, joten mahdolliset selitykset voiman kasvulle ovat oppiminen ja liikkeen taloudellisempi suoritustapa. Nivelen voimantuottoon vaikuttavat sen kaikkien lihaksien voimantuotto. Näin ollen synergistilihasten aktiivisuus on voinut nousta ja antagonistiaktivaatio on voinut heikentyä, jonka seurauksena nivelen nettovoimantuotto on kasvanut (mukailien Häkkinen et al. 1998a). Tämän tutkimuksen tulosten perusteella on kuitenkin mahdollista, että MVC:n kasvu onkin seurausta periferisten mekanismien kehittymisestä. Tätä johtopäätöstä tukee PDT:n aiheuttaman momentin 17 prosentin kasvu kestävyysharjoittelun vaikutuksesta.

Hickson et al (1988) havaitsivat, että lisäämällä jalkojen maksimivoimaa voidaan kehittää taloudellisuutta ja sen kautta kestävyysuoritus, koska tällöin jokaiseen supistukseen tarvittava voima vähenee ja tyypin II lihassolujen käyttöönotto viivästyy. Voimantuoton kehittyminen, submaksimaalisten sykkeiden aleneminen ja uupumukseen asti

suoritettujen kelkkahyppyjen lukumäärän kehittyminen tukevat yhdessä viiden kuukauden kestävyysharjoittelun positiivista vaikutusta taloudellisuuden kehittymiseen.

8.5 Väsymismekanismit

Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutukset väsymismekanismeihin näyttäisivät tämän tutkimuksen tulosten perusteella olevan väsymisen siirtyminen enemmän sentraaliselle puolelle.

Tähän johtopäätökseen päädytään kun tarkastellaan alkumittauksissa välittömästi kelkkahyppelyllä suoritettua väsytyksen jälkeen tapahtunut 9 prosentin MVC:n lasku, 21 prosentin lasku tahdonalaisessa maksimiaktivaatiossa, passiivisen kaksoisnykäyksen aiheuttaman momentin 17 prosentin lasku ja maksimaalisen voiman laskunopeudessa tapahtunut 15 prosentin lasku. Näiden tulosten perusteella voidaan olettaa alkumittauksissa väsymisen tapahtuneen periferisellä tasolla. Tämän johtopäätöstä tukee myös PDT:llä aiheutetun momentin ja relaksaationopeuden heikkeneminen. Toisaalta alkumittauksissa väsymistä on tapahtunut myös sentraalisella tasolla, jota tukee tahdonalaisen maksimiaktivaatiossa lasku ja EMG-aktiivisuudessa tapahtunut 31 % lasku välittömästi väsytyksen jälkeen suoritettua MVC:n aikana.

Viiden kuukauden kestävyysharjoittelun jälkeen uupumukseen asti suoritettua kelkkahyppelyn jälkeen MVC:n lasku oli 43 prosenttia. tahdonalaisen maksimaalisen aktivaatiossa lasku oli 31 prosenttia, mutta passiivisella kaksoisnykäyksellä aiheutettu momentti oli 13 % pienempi verrattuna ennen mittaukseen, maksimaalisen voiman laskunopeuden heikkeneminen oli 9 prosenttia. Lisäksi laktaattikonsentraatio välittömästi SSC -harjoituksen jälkeen oli 4% pienempi kuin alkumittauksissa. Tämä tulos voitaneen tulkita siten, että suuri osa MVC:n laskusta johtuu sentraalisen aktivaation heikkenemisestä, eikä niinkään periferisistä tekijöistä. Lisäksi EMG:ssä MVC:n aikana tapahtunut 60 prosentin lasku väsytyksen jälkeen ilmaisee sentraalisen ohjauksen heikkenemisestä. Bigland-Richie & Woods (1984) havaitsivat, että harjoituksen keston ollessa yli 60 sekuntia, motorisen ohjauksen lasku rajoittaa voimantuottoa. Tässä tutkimuksessa koehenkilöt paransivat uupumukseen asti suoritettujen kelkkahyppyjen lukumäärää 41 prosenttia, joka on merkittävä parannus. Hyppyjen lukumäärä korreloi hyvin hyppyihin

käytettyyn aikaan ja näin ollen suorituksen keston piteneminen osaltaan altistaa sentraaliselle väsymiselle. Tässä tutkimuksessa koehenkilöiden uupumukseen asti suorittamien kelkkahyppyjen lukumäärä oli merkittävästi aiempia tutkimuksia suurempi. Jo alkumittauksissa koehenkilöjoukon keskiarvo oli 1548, kun taas aiemmissä tutkimuksissa väsyminen on tapahtunut 100-400 hypyn jälkeen (Horita et al 1996; Nicol et al 1996).

Asmussen (1979) epäili, että sentraalinen väsymys ei välttämättä johdu hermoston hermosolujen vajavaisesta toiminnasta. Osa retikuläärisestä informaatiosta kiihdyttää ja osa ehkäisee eri osien toimintaa aivoissa. Siten väsymys voi olla seurausta siitä, että väsyneiden lihasten hermoimpulssit stimuloivat ehkäisevää osaa retikuläärisestä informaatiosta aiheuttaen laskua lihakseen tulevissa signaaleissa. Sentraalisessa väsymyksessä on siis kysymys kyvystä pitää yllä täyttä motoristen yksiköiden rekrytointia ja optimaalista syttymistiheyttä voimantuottoa varten. Rutherfordin (1990) esittämän teorian mukaan sentraalisen ohjauksen heikkeneminen voi olla myös seurausta lihaksessa tapahtuvasta happamuuden noususta, jonka seurauksena tyyppin III meganoreseptorit ja tyyppin IV afferentti aiheuttavat presynaptisen inhibition. Tulokset osoittavat, että lihaksen happamuus (laktaatti) on 4% matalampi loppumittauksissa. Näin ollen tämäkin tukee johtopäätöstä, että väsyminen on tapahtunut sentraalisella puolella.

Tahdonalaisessa maksimaalisessa aktivaatiossa ei tapahtunut viiden kuukauden kestävyysharjoittelun vaikutuksesta havaittavaa muutosta. Tämä tulos on yllättävä, koska MVC:ssä tapahtui kehittymistä ja aiempien tutkimusten perusteella tiedetään, että varsinkin harjoittelun alkuvaiheessa MVC:n kehittyminen on seurausta neuraalisen käskytyksen lisääntymisestä. Neuraalisen käskytyksen paraneminen johtuneekin keskushermoston kyvystä aktivoida harjoitettuja lihaksia aikaisempaa enemmän (mm. Häkkinen 1989). Keskushermoston parantunut lihasten aktivointikyky on seurausta motoristen yksiköiden toiminnan synkronisoinnista, tehokkaammasta rekrytoinnista ja lisääntyneestä aktiivisuudesta sekä alfa-motoneuronien että motoristen päätylevyjen ärtyneisyydestä. (Enoka 1988; Jones et al. 1989; Moritani 1992).

8.6 Passiivisen lihaksen mekaaniset muutokset

Tutkimuksessa käytettyä kolmen sarjassa olevan jaksottaisen venytyksen aiheuttamia muutoksia passiivisen lihaksen vastustamaan momenttiin ei ole aikaisemmin tutkittu. Useissa tutkimuksissa (mm. Magnusson 1998) on käytetty yhtä passiivista 90 sekunnin kestoista mekaanista venytystä. Ensimmäisen venytyksen passiivinen maksimimomentti kasvoi 15 prosenttia viiden kuukauden kestävyysharjoittelun myötä. Kun venytystä jatkettiin seuraavaan nivelkulmaan passiivisessa maksimimomentissa ei tapahtunut muutosta harjoittelujakson aikana. Edelleen venytettäessä passiivista lihasta kolmanteen nivelkulmaan harjoittelujakson aikana tapahtui 3,9 prosentin lasku.

Lähes kaikki biologiset kudokset käyttäytyvät viskoelastisesti. Kun viskoelastista materiaali venytetään havaitaan ensin jännityksessä tai voimatasossa nousua Mikäli viskoelastista materiaalia pidetään sen jälkeen venytettynä, havaitaan jännityksessä tai voimatasossa laskua (Taylor 1990). Venytyksen aikana tapahtuva momentin laskumuutos pienenee viiden kuukauden harjoittelujakson aikana kaikilla tässä tutkimuksessa käytetyillä nivelkulmilla. Tällaista tulosta ei aiemmin ole julkaistu.

Passiivisessa venytyksessä venytystä vastustavat lihaksen rinnakkaisen elastisen komponentin sisäiset rakenteet (endo-, peri-, ja epimyumium) (Huijing, 1992, 145). Tämän tutkimuksen tulokset tukevat aiemmin havaittua ilmiötä, että sidekudoksen rakenteessa tapahtuu muutoksia harjoittelun vaikutuksesta (Enoka 1988; Kovanen 1989). Voidaan olettaa, että sidekudoksen sisäisissä mikrorakenteissa tapahtuvan muutoksia, jonka seurauksena viskoelastinen ominaisuus heikkenee.

Tällainen rakennemuutos sidekudoksessa voisi osaltaan selittää tässä tutkimuksessa havaittua MVC:n kehittymistä. Tämän tutkimuksen perusteella voitaneen olettaa, että sidekudoksen jäykkyys kasvaa mekaanisten ominaisuuksien muuttumisten seurauksena. Mahdollisen sidekudoksen rakennemuutoksen vaikutuksesta lihaksen jänteeseen välittämä voima kasvaa (Borg ja Caulfield 1980).

Tässä tutkimuksessa tutkittiin lihas-jännekompleksin passiivisia mekaanisia ominaisuuksia. Arvioitaessa janteen osuutta tuloksiin voidaan tarkastella aiemmin janteesta tehtyjä tutkimustuloksia. Woo (1981) havaitsi janteen käyttäytyvän venytyksen alussa peränantavasti ja jäykkyyden lisääntyvän eksponentiaalisesti, kunnes jäykkyys saavuttaa lineaarisen vaiheen. Funningin (1981) mukaan ei-lineaarisuus perustuu kollageenisäikeiden jäykkyyteen. Kun jänne on lepotilassa, kollageenisäikeet eivät ole pituussuuntaisesti järjestyneet, vaan ne ovat verkkomaisesti tietyssä kulmassa janteen pituussuuntaan nähden. Venytyksen alkaessa säikeet oikenevat voimansuuntaisesti ja saavuttavat täysin janteen suuntaisen orientaation.

8.7 Tutkimuksen arviointi

8.7.1 Tulosten luotettavuus

Voimamittausten osalta tuloksiin tulee suhtautua kriittisesti, koska isometrinen maksimi suoritus ei ole luonnollista liikkumista kuvaava suoritus tai suoritus voi olla outo. Toisaalta MVC:n toistettavuus puoltaa mittaustavan käyttöä. Maksimisuorituksessa ulkoisella kannustuksella on suuri merkitys suorituksen onnistumiseen. Näin ollen ei voida varmuudella sanoa oliko kannustus aina maksimaalinen. Osaltaan voimantuotossa tapahtuvaa kasvua voitaneen selittää oppimisella suoritukseen. Myöskään riittävien harjoitussuoritusten määrää ei voi olla korostamatta.

Biologisen kudoksen viskoelastisiin ominaisuuksiin vaikuttaa merkittävästi ulkoinen ja lihaksien sisäinen lämpötila. Näin ollen, vaikka mittaukset suoritettiin samassa järjestyksessä ja aikaisempien suoritusten lukumäärät ovat samansuuruiset, on mahdollista, että lihaksen sisäinen lämpötila on muuttunut. Myös ympäristön lämpötilassa on saattanut tapahtua muutoksia, koska alkumittaukset suoritettiin kesällä ja loppumittaukset marraskuussa. Tällä saattaa myös olla vaikutusta mittaustuloksiin.

Tutkittaessa SSC-harjoituksena suoritettujen väsytyksen aiheuttamia muutoksia hermolihasjärjestelmään yksi oleellinen tekijä on aika väsytyksen loppumisesta ensimmäisen mittauksen alkamiseen. Bigland-Richie et al. (1986) havaitsivat sentraalisen hermotuk-

sen palautuvan periferistä neuromuskulaarista järjestelmää nopeammin. Tässä tutkimuksessa väsytyksen loppumisesta ensimmäisen mittauksen aloittamiseen kulunut aika oli noin kaksi minuuttia. On mahdollista, että sentraalinen hermotus on jo ehtinyt palautua tässä ajassa.

Tuloksia tarkasteltiin otannan ($n=3$ tai $n=4$) pienuuden ja mittauskertojen normaalijakauman suurten luottamusvälien takia ainoastaan keskiarvoina. Näin pienen otannan takia jo yksikin poikkeava arvo saattaa muuttaa tuloksia niin, että tilastollinen tulkittavuus katoaa.

8.8 Jatkotutkimusehdotuksia

Tämän tutkimuksen koeasetelma sisälsi mittauksia hermolihäsjärjestelmän väsymisestä ja lihas-jännekompleksin mekaanisista ominaisuuksista. Tulevaisuudessa haluttaessa tutkia näiden eri ilmiöitä tulisi keskittyä perusteellisemmin yhden selkeän osa-alueen tutkimiseen. Etenkin lihas-jännekompleksin mekaanisten ominaisuuksien adaptoitumisesta kestävyysharjoitteluun tulisi selvittää laajemmilla tutkimuksilla, jotta saataisiin tarkempaa selvyyttä, mitkä tekijät vaikuttavat mekaanisten ominaisuuksien muuttumiseen.

Jatkossa koehenkilöjoukon tulisi olla suurempi, jotta voitaisiin tarkastella tuloksia tilastotoanalyseilla. Asetelmat ja menetelmät huomioiden koehenkilöjoukon kasvattaminen ei pitäisi aiheuttaa ongelmia.

9 YHTEENVETO

Yhteenvetona tutkimustuloksista voidaan todeta, että viiden kuukauden kestävyysharjoittelu kehittää tällä koehenkilöjoukolla isometristä maksimivoimaa ja alentaa sykereaktiota submaksimaalisilla juoksunopeuksilla. SSC-harjoituksena suoritettua kelkkaväsytyksen aiheuttama MVC:n lasku on seurausta enemmän sentraalisen aktivaation heikkenemisestä kuin periferisistä tekijöistä. Harjoittelun myötä myös lihaksen viskoelastisissa ominaisuuksissa tapahtuu mekaanista muutosta, joka havaitaan jäykkyyden lisääntymisenä.

10 LÄHTEET

LÄHDELUETTELO

- Acevedo, E.O., Goldfarb, A.H. 1989. Increased training intensity effects on plasma lactate, ventilatory threshold, and endurance. *Med sci sports exer* 21(5):563-568
- Asmussen, E. 1952. Positive and negative muscular work. *Acta physiologica scandinavia*, 28: 365 – 382.
- Asmussen, E. 1979. Muscle fatigue. *Med Sci Sports* 11:313-321
- Avela J, Kyröläinen H & Komi P V. 1999. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology* 86(4): 1283-1291.
- Avela, J., Komi, P., 1998. Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. *Eur J Appl Physiol* 78:403-410.
- Babault, N., Pousson, M., Ballay, Y., Hoecke, J. 2001. Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions. *J Appl Physiol* 91: 2628–2634
- Bassett, D.R., Howley, E.T. 1999. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Medicine and science in sports and exercise* 32(1), 70-84
- Bigland-Ritchie, B. 1984. Muscle fatigue and influence of changing neural drive. *Clin Chest Med* 5:21-34.
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A., Hosking, G.P., Edwards, R.H.T. 1978. Central and peripheral fatigue in sustain maximum voluntary contraction of human quadriceps muscle. *Clin Sci Mol Med* 54: 609-614.
- Bigland-Ritchie, B.R., Dawson, N.J., Johansson, R.S., Lippold, O.C.J 1986. Reflex origin for slowing of motoneurone firing rates in fatiguing human voluntary contractions. *J Physiol (Lond)* 379:451-459.
- Bigland-Ritchie, B., Woods, J.J. 1984. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7:691-699.
- Budgett, R. Overtraining syndrome. 1990. *British journal of sports medicine* 24(4):231-236
- Butler, R.J., Harrison, P.C., McClay Davis, I., 2003. Lower extremity stiffness: Implications for Performance and Injury. *Clinical Biomechanics* 18:511-517

- Clausen, J.P. 1977. Teoksessa. Human Circulation. Oxford University Press, New York. s.259
- Convertino, V.A. (1991). Blood volume: it's adaptation to endurance training. *Med Sci Sport Exerc* 23: 1338
- Costill, D.L., Fink, W.J., Pollock, M.L. 1976. Muscle fiber composition and enzyme activities of elite distance runners *Med Sci Sports* 8:96-100.
- Cupido, C.M., Hicks, A.L., Martin, J. 1992. Neuromuscular fatigue during repetitive stimulations in elderly and young adults. *Eur J Appl Physiol* 65:567-572.
- Daniels, J.T., Yarbrough, R.A., Foster, C. 1978. Changes in VO₂ max and running performance with training. *Eur J Appl Phys* 39(4):249-254.
- Dolmage, T., Caferelli, E. 1991. Rate of fatigue during repeated submaximal contractions of human guaticeps muscle. *Can J Physiol Pharmacol* 69:1410-1415.
- Donovan, C.M and Brooks, G.A. (1983) endurance training effect lactate clearance, not lactate production. *Am J Appl Physiol.* 244:83
- Duchateau, J.; Hainaut, K. 1993 Behaviour of short and long latency reflex in fatigued human muscle. *J Physiol (Lond)* 471:787-799
- Dudley, G.A., Djamil, R. 1985. Incompatibility of endurance- and strength-training modes of exercise. *J App Physiol* 59(5):1446-1451
- Edwards, R.H.T. 1981. Human muscle function and fatigue. In *Human muscle fatigue :Physiological Mechanism*, edited by Porter, W., & Whelan, J. London. S. 1-18.
- Enoka, R.M. 1988. Muscle strenght ant its deveploment. *Sports Med* 6:146-168
- Enoka, Roger M. 2002. *Neuromechanics of human movement*, 3rd edition. s. 372
- Ettema, G.J.C., Huijing, P.A. 1994. Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J Biomech* 27:1361-1368.
- Fellows, S.J., Dömges, F., Töpper, R., Thillman, A.F., North, J. 1993 Changes in the short- and long-latency stretch reflex components of the triceps surae muscle during ischemia in man. *J Physiol (Lond)* 472:737-748.
- Fitts, R.H. 1994. Cellural mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev* 74:49-97.
- Ford, L.E., Huxley, A.F., Simmons, R.M. 1981. The relation between stiffness and filament overlap in stimulated frog muscle fibre. *J Physiol* 311:219-249.
- Fowles J.R., Sale D.G., & MacDougall J.D., 2000. Reduced strenght after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology* 89: 1179-1188.

- Franch, J., Madsen, K., Djurhuus, M.S., and Pedersen, P.K 1998. Improved running economy following intensifield training correlates with reduced ventilatory demands. *Med Sci Sports Exerc.* 30(8):1250-1256
- Fung, Y.C. 1981. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissue.* New York. Springer.
- Gajdosik, R.L. 2001. Passive extensibility of skeletal muscle. *Clin Biomech* 16:87-101.
- Gardner, P.F. 2001. *Neuromuscular aspects of physical activity.* Human kinetics.
- Garland, S.J., McComas, A.J. 1990. Reflex inhibition of human soleus muscle during fatigue. *J Physiol (Lond)* 453:547-558.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *J Physiol* 184: 170-192.
- Granit, R., Kernell, D., Shortess, G.K. 1963. The behavior of mammalian motoneurons during long-lasting orthodromic, antidromic and transmembrane stimulation. *J Physiol (lond)* 169:734-754.
- Haug, E., Sand, O., Sjaastad, Ö.V. & Toverud, K.C. 1995. *Ihmisen fysiologia.* Porvoo: WSOY.
- Hickson, R.C., Rosenkoetter, M.A., and Brown, M.M. 1980. strenght training effects on aerobic power and short-term endurance. *Med Sci Sport Exerc.* 12(5):336-339
- Hickson, R.C., Dvorak, B.A., Gorostiaga, E.M., Kurowski, T.T., Foster, C. 1988. Potential for strength and endurance training to amplify endurance performance. *J App Physiol* 65(5):2285-2290
- Hill, A.V. 1938. The heat of shortening and dynamic constans of muscle. *Procedeering of royal society*126:136-195.
- Holloszky, J., Coyle, E. 1984. Adaptations of skeletal muscle to endurance exercise and their metabolic consequences. *J Appl Physiol* 56(4):831-838.
- Holloszy, J., Booth, F.W. 1976. Biochemical adaptations to endurance exercise in muscle.1976 *Ann Rew Physiol.* 38:273-295.
- Holloszy, J.O. (1988). Metabolic consequences of endurance exercise training. In *exercise, Nutrion and Energy metabolism.* Horton, E.S and Terjung, R.L. (eds). McMillan, New York.

- Horita, T., Komi, P.V., Nicol, C., and Kyröläinen, H. 1996. Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex and muscle mechanical performance in drop jump. *Eur J Appl Physiol.* 73:393-403.
- Houk, J.C. 1979. Regulation of stiffness by skeletomotor reflex. *Ann Rev Physiol* 41:99-114.
- Houk, J.C., Rymer, W.Z., Grago, P.E. 1981. Dependence of dynamic response of spindle receptors on muscle length and velocity. *J Neur Physiol* 46:143-166.
- Hugon, M. 1973. Methodology of the Hoffmann reflex in man. In new developments in electromyography and clinical neurophysiology, ed. Desmedt JE, Kargel, Basel, 277 – 293.
- Huijing, P.A. Mechanical muscle model. 1992. Teoksessa, Strength and power in sport, Komi, P.V. (toim), Oxford, Blackwell Scientific Publications, s.145
- Hunter, G.T., Demmeht, R., and Miller, D. 1987. Development of strength and maximum oxygen uptake during simultaneous training for strength and endurance. *J Sports Med Phys Fitness.* 27(3):269-275.
- Häkkinen, K. 1989. Neuromuscular and hormonal adaptations during strength and power training: a review. *J Sports Med Physc Fit* 29(1):9-26
- Häkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Mälkiälä, E., Kraemer, W.J., Newton, R.V., Alen, M. 1998a. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA and force during strength training in middle-aged and older people. *J Appl Physiol.* 84(4):1341-1349.
- Häkkinen, K., Myllylä, E. 1990. Acute Effects Of Muscle Fatigue And Recovery On Force Production And Relaxation In Endurance, Power And Strength Athletes. *J Sports Med And Physical Fitness* 30:5-12.
- Ingjer, F. (1979). Capillary supply and mitochondrial content of different skeletal muscle fiber types in untrained and endurance trained men. A histochemical and ultra structural study. *Eur J Appl Physiol* 40: 197-209
- Jones, D.A., Rutherford, O.M., Paker, D.F. 1989. Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Q J Exp Physiol* 74:233-256.
- Kaneko, M., Komi, P.V., Aura, O. 1984. Mechanical efficiency of concentric and eccentric exercises performed with medium to fast contraction rates. *Scand J Sport Sci* 1:15-20

- Komi, P.V., 1984. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening on force and speed. *Exerc Sports Sci Rev* 12: 81-121.
- Komi, P.V., Bosco, C. 1978. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscle by man and women. *Med Sci Sport Exerc* 10:261-265.
- Kovanen, V. 1989. Effects ageing and physical training on rat skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 135. S577.
- Kubo, K, Kanehisa, H, Fukunaga, T: 2001. Is passive stiffness in human muscles related to elasticity of tendo structures. *Eur J Appl Physiol* 85: 226-232.
- Kyröläinen, H., Komi, P.V., Oksanen, P., Häkkinen, K., Cheng, S., Kim, D.H. 1990. Mechanical efficiency of locomotion in females during different kinds of muscle action. *Eur J Appl Physiol* 61:446-452.
- Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M. 1993. Joint stiffness: Myth or reality. *Hum Mov Sci* 12:653-692.
- Le Bozec, S., Rougier, P. 1991. Development of muscle fatigue during intermittent submaximal static contraction an agonist heterogeneous muscle group. *Eur J Appl Physiol* 63:293-299.
- LIITE ry. 1994. Kuntotestauksen perusteet.
- MacIntosh, B.R., Grange, R.W., Cory, C.R., Houston, M.E. 1994. Contraction properties of rat gastrocnemius muscle during staircase, fatigue and recovery. *Exp Physiol* 79:59-70.
- Magnusson, S.B 1998. Passive properties of human skeletal muscle during stretch manouever. *Scand J Med Sci Sports*. 8: 65-77.
- Magnusson, S.B, Simonssen, E.B, Aagaard, P, Gleim, G.W, McHugh, M.P, Kjaer, M. 1995. Viscoelastic responses to repeated stretching in human skeletal muscle. *Scand J Med Sci Sport* 5:342-349.
- Magnusson, S.B, Simonssen, E.B, Aagaard, P, Kjaer, M. 1996. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstrings in vivo. *Am J Sport Med* 1996: 622-630.
- McArdle W.D., Katch F.I., Katch V.I. (2001). *Exersice Physiology: Energy, Nutrion and human performance*. Philadelphia.
- McCarthy, J.P., Agra, J.C, Graf, B.K., Pozniak, M.A., and Vailus, A.C. 1995. Compatibility of adaptive responcees with combining strenght and endurance training. *Med Sci Sports Exerc*. 27(3):249-436

- McHugh, M.P., Connolly, D.A., Eston, R.G., Kremenec, I.J., Nicholash, S.j., Gleim, G.W. 2001. The role of passive muscle stiffness in symptom of exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med* 27:594-599.
- McNair, P.J., Dombroski, E.W., Hewson, D.J., Stanley, S.N. 2001. Stretching at the ankle joint: viscoelastic response to holds and continuous passive motion. *Med Sci Sport Exerc* 33:354-358.
- Mero, A. 1997. Nykyaikainen urheilualmennus.
- Merton, P.A. 1954. Voluntary strength and fatigue. *J. Physiol Lond.* 123: 553-564.
- Mikesell, K.A., Dudley, G.A. 1984. Influence of intensive endurance training on aerobic and anaerobic power of competitive distance runners. *Med Sci Sports Exec.* 16: 371-375
- Mitchell, J.H and Raven, P.B. (1994). Cardiovascular adaptation to physical activity. In *Physical Activity, fitness and health*. Bouchard, C. et al. (eds). Human kinetics, Champaign IL.
- Moore, M.A, Hutton, R.S. 1980. Elektromyographic investigation of muscle stretch techniques. *Med Sci Sport Exerc* 12:322-329.
- Moritani, T. 1992. Time course adaptations during strength and power training. Teoksesta. *Strength and power in sports*. P.V. Komi (toim). Blackwell scientific publications. S.266-278.
- Moroz, D.E & Houston, M.E. 1987. The effects of replacing endurance running training with cycling in female runners. *Can J Sports Sci.* 12:131-135.
- Nelson, A.G., Conlec, R.K., FACSM, Arnall, D.A., Loy, S.F., and Silvester, L.J. 1984. Adaptations to simultaneous training for strength and endurance. *Med Sci Sports Exerc.* 16:184
- Nemeth, G. And Ohlsen, H. 1985. In Vivo moment arms lengths for hip extensor muscle at different angles of hip flexion. *J Biomech.* 18:129-140.
- Nicol, C., Komi, P.V., Horita, T., Kyröläinen, H., Takala, T.E.S. 1996. Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol* 72:401-409.
- Paavolainen, L. 1999. Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of running performance in endurance athletes. *Studies in sport physical education and health* 63. Jyväskylä university printing house. Jyväskylä.

- Proske, U., Morgan, D.L., Gregory, J.E. 1993. Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Prog Neurobiol* 41:705-721.
- Rosler, K., Conley, K.E., Howald, H., Gerber, C., and Hoppener, H. 1986. Specificity of leg power changes to velocities to used in bicycle endurance training. *J Appl Physiol*. 61:30-36
- Rowel, L.B. 1986 Human circulation. Oxford University Press. New York, Oxford.
- Rusko H: (1989). Suomalainen valmennusoppi. Toim. Katola H. Suomen Olympiakomitea.
- Rutherford O M, Jones D A & Newham J M. 1990. Long lasting unilateral muscle wasting and weakness following injury and immobilization. *Scand. J. Rehab. Med* 22:33-37.
- Saltin, B. 1969. Physiological effects of physical conditioning. *Med Sci In Sports* 1:50-56.
- Shadwick, R.E 1990. Elastic energy storage in tendons : mechanical differences related to function and age. *J App Physil*, 44: 1033-1040.
- Spina, R.L et al (1992). Exercise training improves left ventricular contractile response to β -adrenergic agonist. *J Appl Physiol* 72:307
- Taylor, D.C, Dalton, J.D, Seaber, A.V and Garret, W.E Jr. 1990. Viscoelastic properties of muscle-tendo units. *Am J Sports Med* 18: 300-309.
- Troup, J.P. 1986. Muscle fatigue; Physiological and biochemical studies. Diss., Milwaukee, Wisc. Marquette University.
- Uusitalo A. Ability of non-invasive and invasive methods of autonomic function measurements and stress hormones to indicate endurance training-induced stress, Doctoral thesis. *Acta Universitatis Tamperensis* 621, University of Tampere, Tampere 1998.
- Viru, A. 1985. Hormone in muscular activity. Vol II. Adaptive effect on hormones in exercise. CRC Press inc, Boca Rator, USA. s.114.
- Walshe, A.D, Wilson, G.J. 1996. The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Can J Appl Physiol*, 22: 117-132.
- Westerblad, H., Allen, D.G. 1991 Changes myoplasmic calcium concentration during fatigue in single mouse muscle fibers. *J Gen Physiol* 98:615-635.
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. 1988. Training for sport and activity. Chapter 11. Dubuque, IA: Wm C. Brown.

- Wilmore, J.H. & Costill, D.L. 1994. Physiology of sport and exercise. Champaign: Human Kinetics.
- Wilmore, J.H., Stanforth, P.H., Gagnon, J., Rice, T., Mandel, S., Leon, A.S., Rao, D.C., Skinner, J.S., and Bouchard, C. 2001. Cardiac output and stroke volume changes with endurance training: The HERITAGE family study. *Med Sci Sports Exerc.* 33(1):99-106.
- Woo, S.L-Y. 1981. The effect of exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *J Biomech engng* 103:51-56.
- Woods, J.J., Furbrus, F., Bigland-Ritchie, B.R 1987. Evidence for a fatigue-induced reflex inhibition of motoneuron firing rates. *J Neurophysiol* 58:125-137.

LIITE 1

Koehenkilö 1

Nainen 39 vuotta, tausta 30-40 km viikossa, paras maraton aika 3.38.

MALLIVIIKKO

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen, vauhtikestävyyteen ja maksiminkestävyyteen

- MA: 5 km peruskestävyys + venyttely
- TI: lepo
- KE: 5 km vauhtikestävyys + venyttely
- TO: 8 km peruskestävyys
- PE: 3 km verr. juoksua + 3 x 1000m radalla / 3 min palautus: kova keskiaika
ajat paranevat veto vedolta, parannat viikottain + 3 km verr. juoksua
- LA: 7 km peruskestävyys
- SU: 12 km peruskestävyys

viikkorytmitys nouseva esim. 30km, 40km ja 50 km ja palautusviikko 30km.

Koehenkilö 2

Mies 35 vuotta, tausta hiihtoa ja pyöräilyä noin 20km viikossa Voi harjoitella 3 kertaa viikossa

MALLIVIIKKO 10 VIIKOLLE

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen, vauhtikestävyyteen ja maksiminkestävyyteen

- MA: 10km peruskestävyys + vatsaa ja selkää 50 toistoa
kumpaakin + venyttelyä
- TI: lepo
- KE: 7 km vauhtikestävyys + 5 x 100m nurmella kävely-
palautuksella + venyttely
- TO: lepo
- PE: lepo
- LA: 12km peruskestävyys + 5 x 100m nurmella käv. pal.
- SU: lepo

nousujohtoisuutta mietitään kun 10 viikkoa on mennyt

Koehenkilö 3

Mies 60 vuotta, tausta vähäistä kuntoilua 1-2 kertaa viikossa. Mahdollisuus harjoitteluun 2-3 kertaa viikossa.

MALLIVIIKKO 10 VIIKOLLE

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen, vauhtikestävyyteen ja maksiminkestävyyteen

MA: 5 km peruskestävyys + venyttelyä
vatsaa ja selkää 50 toistoa kumpaakin

TI: lepo

KE: lepo

TO: 5 km peruskestävyys + venyttelyä
vatsaa ja selkää 50 toistoa kumpaakin

PE: lepo

LA: 8 km peruskestävyys + venyttelyä

SU: lepo

nousujohtoisuutta mietitään 10 viikon kuluttua

Koehenkilö 4

Mies 51 vuotta, verenpaine seurannassa, kuntoilua 1-2 kertaa viikossa. Mahdollisuus 2-3 kertaa viikossa harjoitteluun.

MALLIVIIKKO 10 VIIKOLLE

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen, vauhtikestävyyteen ja maksiminkestävyyteen

MA: 5 km kävely-juoksu lenkki vapaasti peruskestä-
vyystyyppisesti + venyttelyä

TI: lepo

KE: lepo

TO: 5 km juosten hiljaa muuten kuten maanantaina

PE: lepo

LA: 10km kävely-juoksu lenkki / peruskestävyys +
vatsa ja selkää 50 toistoa rauhallisesti kumpaakin

SU: lepo

nousujohtoisuutta mietitään 10 viikon kuluttua

LIITE 2

Koehenkilö 1

Nainen 39 vuotta.

Edellinen harjoitteluohjelma on toteutunut hyvin. Tässä jaksossa tavoitteena lisätä voima tasoa ja kasvattaa harjoitus määrää.

seuraavassa 10 tulevan viikon runko

MALLIVIIKKO

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen, vauhtikestävyyteen ja maksiminkestävyyteen

MA: 6 km peruskestävyys + venyttely + kuntosali*

TI: lepo

KE: 6 km vauhtikestävyys + venyttely

TO: 10 km peruskestävyys

PE: 3 km verr. juoksua + 4 x 1000m radalla / 3 min palautus: kova keskiaika ajat paranevat veto vedolta, parannat viikottain + 3 km verr. juoksua

LA: 8 km peruskestävyys

SU: 13 km peruskestävyys

viikkorytmitys nouseva esim. 30km, 40km ja 50 km ja palautusviikko 30km.

*Kuntosali ohjelma:

jalat: jalkaprässi 4x10 50 % maksimista, askelkyykky 4x20 30 %max., jalkahauis 4x10 50% max.

Keskivartalo: 100 vatsaa/ 50 selkää

kädet: penkki punnerrus kapealla otteella 4x12, hauiskääntö 4x12

Tarkkaile kehon tuntemuksia ja muista riittävän levon merkitys

Koehenkilö 2

Mies 35 vuotta

Edellinen harjoitteluohjelma on toteutunut hyvin. Tässä jaksossa tavoitteena kasvattaa harjoitusmäärää ja lisätä hapenottokykyä.

seuraavassa 10 tulevan viikon runko

MALLIVIIKKO

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen, vauhtikestävyyteen ja maksiminkestävyyteen

MA: 14km peruskestävyys + 100 vatsaa ja 50selkää + venyttelyä

TI: lepo

- KE: 7 km vauhtikestävyys + 5 x 100m nurmella/ polulla kävely palautuksella + venyttely
- TO: lepo
- PE: lepo
- LA: 5km peruskestävyys +4x 1000m radalla/3 min pal / vedot nopeutuvat, tavoite kova keskiaika, jota sitten parannat viikoittain + 5km peruskestävyys+ venyttely
- SU: lepo

Vedot voidaan suorittaa maastossa siten, että juokset ensin 5min ja merkkäat tämän matkan. Seuraava veto on 4.50, sitä seuraava 4.40 ja seuraava 4.30. Vatsa –ja selkälihakissa voit tehdä kiertoja niin saadaan vinotkin lihakset mukaan. Tarkkaile kehon tuntemuksia ja muista riittävän levon merkitys.

Koehenkilö 3

Mies 60 vuotta

Edellinen harjoitteluohjelma on toteutunut hyvin. Tässä jaksossa tavoitteena kehittää hapenottokykyä.

seuraavassa 10 tulevan viikon runko

MALLIVIKKO

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen

- MA: 5 km peruskestävyys + venyttelyä + 100 vatsaa ja 50 selkää
- TI: lepo
- KE: lepo
- TO: 5 km peruskestävyys + venyttelyä + 100 vatsaa ja 50 selkää
- PE: lepo
- LA: 4 km peruskestävyys +3x 1000m radalla/3 min pal / vedot nopeutuvat, tavoite kova keskiaika, jota sitten parannat viikoittain + 3km peruskestävyys+ venyttely
- SU: lepo

Vedot voidaan suorittaa maastossa siten, että juokset ensin 5min ja merkkäat tämän matkan. Seuraava veto on 4.50, sitä seuraava 4.40. Vatsa –ja selkälihakissa voit tehdä kiertoja niin saadaan vinotkin lihakset mukaan. Tarkkaile kehon tuntemuksia ja muista riittävän levon merkitys.

Koehenkilö 4

Mies 51 vuotta

seuraavassa 10 tulevan viikon runko

MALLIVIIKKO

Testisyke ohjaa jakoa peruskestävyyteen

- MA: 5 km kävely-juoksu lenkki vapaasti peruskestävyyssyypisesti + venyttelyä
- TI: lepo
- KE: lepo
- TO: 5 km juosten hiljaa muuten kuten maanantaina
- PE: lepo
- LA: 10km kävely-juoksu lenkki / peruskestävyys + vatsa ja selkää 50 toistoa rauhallisesti kumpaakin
- SU lepo