

**SAUVANPITUUDEN VAIKUTUS SAUVAKÄVELYN  
ENERGIANKULUTUKSEEN JA  
LIHASAKTIIVISUUKSIIN**

Tero Joutsen

Pro gradu / Biomekaniikka

Kevät 2008

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaaja: Teemu Pullinen

## TIIVISTELMÄ

**Joutsen, Tero 2008. Sauvanpituuden vaikutus sauvakävelyn energiankulutukseen ja lihasaktiivisuuksiin, Biomekaniikan Pro Gradu tutkielma, Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän Yliopisto, 59 sivua, 1 liite.**

Aiemmat tutkimukset sauvakävelystä ovat keskittyneet lähinnä sauvakävelyn ja kävelyn aiheuttamien fysiologisten vasteiden erojen tutkimiseen. Näissä tutkimuksissa on todettu sauvakävelyssä korkeampia sykkeitä ja hapenkulutuksia kuin kävelyssä. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää eri pituisten sauvojen vaikutusta sauvakävelyn energiankulutukseen ja lihasaktiivisuuksiin. Tutkimukseen osallistui 30 koehenkilöä, jotka olivat iältään 19 – 34 -vuotiaita. Koehenkilöistä muodostettiin kolme eri ryhmää, mieskilpahiittäjä-, mies- ja naisryhmä sukupuolensa ja aiemman sauvakävelyharrastuksen perusteella. Koehenkilöt suorittivat viiden minuutin sauvakävelyn juoksumatolla viidellä eri sauvanpituudella. Sauvojen pituudet olivat ns. suositusten mukainen sauva (koehenkilön pituus \* 0,7, pyöristettynä lähimpään 5 cm:iin) sekä  $\pm 5$  ja  $\pm 10$  cm. Juoksumaton nopeus oli mies- ja naisryhmän osalta 6 km/h ja kulma  $1^\circ$ . Mieskilpahiittäjillä maton nopeus oli 7 km/h ja kulma  $3,5^\circ$ . Tilastollisessa analyysissä muita sauvoja verrattiin ns. suositusten mukaiseen sauvaan. Energian- ja hapenkulutuksen, sykkeen ja veren laktaattipitoisuuden osalta ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa millään sauvalla minkään ryhmän osalta verrattaessa sitä ns. suositusten mukaiseen sauvaan. Kävelyn aikaisten keskimääräisten sauvavoimien osalta naiset tuottivat tilastollisesti merkitsevästi vähemmän voimaa lyhyimmällä ( $11,89 \pm 3,63$  N) ja enemmän voimaa pisimmällä ( $15,77 \pm 3,89$  N,  $p < 0.05$ ) sauvalla kuin suositusten mukaisella sauvalla ( $14,39 \pm 3,34$  N). Mieshiittäjät tuottivat tilastollisesti merkitsevästi vähemmän voimaa lyhyimmällä ( $23,82 \pm 5,47$  N) sauvalla verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan ( $26,67 \pm 7,40$  N,  $p < 0.05$ ). Naisten ylävartalon yhdistetty lihasaktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempaa pisimmällä sauvalla ( $0,151 \pm 0,049$  mV) kuin suositusten mukaisella sauvalla ( $0,135 \pm 0,039$  mV,  $p < 0.05$ ). Naisten koko vartalon lihasaktiivisuus puolestaan oli tilastollisesti merkitsevästi pienempää lyhyimmällä sauvalla ( $0,213 \pm 0,035$  mV) kuin suositusten mukaisella sauvalla ( $0,231 \pm 0,035$  mV,  $p < 0.05$ ). Jokaisella ryhmällä oli tilastollisesti merkitseviä eroja yksittäisten

ylävartalon lihasten aktiivisuuksissa eri mittaisten sauvojen välillä: Mieskilpahihtäjien triceps brachii lihaksen aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempaa pisimmällä sauvalla ( $0,113 \pm 0,048$  mV vrt.  $0,098 \pm 0,038$  mV,  $p < 0.05$ ). Naisten biceps brachii lihaksen aktiivisuus oli merkitsevästi pienempää lyhyimmällä ( $0,028 \pm 0,007$  mV) ja suurempaa pisimmällä ( $0,035 \pm 0,009$  mV) kuin suositusten mukaisella sauvalla ( $0,031 \pm 0,009$  mV,  $p < 0.05$ ). Naisten trapezius lihaksen aktiivisuus oli merkitsevästi suurempaa pisimmällä ( $0,046 \pm 0,031$  mV) ja toiseksi pisimmällä sauvalla ( $0,043 \pm 0,029$  mV) kuin suositusten mukaisella sauvalla ( $0,039 \pm 0,029$  mV,  $p < 0.05$ ). Miesten trapezius lihaksen aktiivisuus oli erittäin merkitsevästi suurempaa ( $0,045 \pm 0,016$  mV) ja biceps brachii lihaksen aktiivisuus merkitsevästi suurempaa pisimmällä sauvalla ( $0,032 \pm 0,009$  mV) kuin suositusten mukaisella sauvalla ( $0,039 \pm 0,015$  mV,  $p < 0.01$  ja  $0,027 \pm 0,005$  mV,  $p < 0.05$ ). Yksittäisten alavartalolihasen aktiivisuuksissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja millään ryhmällä eri sauvojen välillä.

Yhteenvetona voidaan todeta, että sauvanpituus ei vaikuta energiankulutukseen vakiokuormalla. Tästä huolimatta pidemmillä sauvoilla havaittiin sauvavoimien ja ylävartalolihasen kokonaisaktiivisuuden kasvua. Tästä johtuen voisi olettaa, että käveltäessä radalla tai maastossa pidemmillä sauvoilla kävelynopeus kasvaisi, lisääntyneen ylävartaloaktiivisuuden johdosta. Kasvanut kävelynopeus puolestaan vaikuttaisi energiankulutusta lisäävästi.

Asiasanat: Sauvakävely, Energian- ja hapenkulutus, EMG, Syke

# SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ .....	2
1 JOHDANTO .....	6
2 SAUVAKÄVELY LIIKUNTAMUOTONA .....	8
2.1 Sauvakävelytekniikka.....	8
2.2 Sauvakävelyvälineet.....	11
2.3 Sauvakävelyn biomekaanikan erityispiirteet .....	12
3 ENERGIAN- JA HAPENKULUTUKSEN MITTAAMINEN .....	15
3.1 Ylä- ja alavartalo työn vaikutus hapenkulutukseen.....	17
3.2 Fysiologiset vasteet sauvakävelyssä.....	19
4 LIHASAKTIIVISUUDEN YHTEYS ENERGIANKULUTUKSEEN .....	23
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	26
6 TUTKIMUSMENETELMÄT .....	27
6.1 Koehenkilöt.....	27
6.2 Tutkimuksen protokolla.....	28
6.3 Sauvavoiman mittaaminen.....	29
6.4 EMG:n mittaaminen ja analysointi .....	30
6.5 Hapenkulutuksen mittaaminen.....	30
6.6 Muiden muuttujien mittaaminen .....	31
6.7 Tilastolliset analyysit.....	31
7 TULOKSET.....	32
7.1 Sauvanpituuden vaikutus isometriseen maksimivoimaan .....	32
7.2 Sauvanpituuden vaikutus sauvavoimiin .....	33
7.3 Sauvanpituuden vaikutus voimaimpulssiin .....	34
7.4 Sauvanpituuden vaikutus lihasten EMG-aktiivisuuteen.....	35
7.5 Sauvanpituuden vaikutus hapen- ja energiankulutukseen .....	43

7.6 Sauvanpituuden vaikutus sykkeeseen ja veren laktaattipitoisuuteen .....	45
7.7 Sukupuolen vaikutus sauvakävelyn muuttujiin .....	46
LÄHTEET .....	54
LIITE 1: Mielisauvan pituus .....	59

# 1 JOHDANTO

Säännöllisen fyysisen aktiivisuuden ja hyvän fyysisen kunnon terveyshyödyt ovat hyvin tiedossa. Siitä huolimatta huonontunut fyysinen suorituskyky on yksi tärkeimmistä kansanterveydellisistä huolenaiheista niin kotimaassamme kuin myös lähes joka puolella maailmaa. Syitä miksi ihmiset eivät harrasta säännöllisesti liikuntaa löytyy useita. Tästä huolimatta suurimmiksi syiksi useimmin ilmoitetaan ajan puute sekä pitkät etäisyydet harjoituspaikoille (King ym. 1992.)

Kävelyn harrastaminen on kuitenkin mahdollista lähes jokaiselle. Kävelyä pystytään myös harrastamaan kaikkialla, joten myöskään harjoituspaikan puute ei tule esteeksi liikuntaharrastukselle. Tämän takia kävely onkin kaikista yleisin harjoittelumuoto pyrittäessä painonhallintaan ja aerobisen kunnon kehittämiseen (Ward ym. 1987). Porcarin ym. (1987) tutkimuksen mukaan 81% miehistä ja 86% naisista pystyy saavuttamaan riittävän harjoitusintensiteetin (70% maksimisykkeestä) kävelyssä. Tästä huolimatta riittävä intensiteetti tai kävelynopeus saattaa kuitenkin tuntua epämiellyttävältä tai olla joillekin henkilöille saavuttamattomissa.

Kävelyintensiteetin kasvattaminen onnistuu esimerkiksi esim. lisäämällä nopeutta tai kävelemällä rankemmassa maastossa. Kävelyn tehokkuutta pystytään kuitenkin lisäämään myös ottamalla ylävartalon lihakset mukaan suoritukseen. Tämä onnistuu esim. lisäpainojen tai sauvakävelysauvojen avulla. (Porcari ym. 1997.) Käsipainojen kanssa kävelyn hapenkulutus on tutkimuksissa kasvanut 1-5 ml/kg/min riippuen painosta ja käden liikkeestä. Sauvakävelytutkimuksissa hapenkulutus on ollut n. 20% ja syke n. 15% korkeampi kuin normaalin kävelyn aikana. Kovemman intensiteetin lisäksi sauvakävely lisää liikunnan turvallisuutta varsinkin liukkailla keleillä. Sauvojen tuoman lisätuen ansiosta kaatumisen todennäköisyys vähenee (Church ym. 2002).

Nykyisin sauvakävely on yksi suomalaisten eniten harrastamista liikuntamuodoista. Suomen gallupin vuonna 2001 tekemän haastattelututkimuksen mukaan, 12 % suomalaisista eli 480 000 ilmoitti harrastavansa sauvakävelyä säännöllisesti (vähintään 1 kerta viikossa). Saman tutkimuksen mukaan yli neljäsosa (29%) eli 1 160 000 suomalaista oli kokeillut sauvakävelyä viimeisen vuoden aikana. (www.suomenlatu.fi.)

Tämän pro gradu työn tarkoituksena on tutkia sauvakävelysauvan pituuden vaikutusta sauvakävelyn energiankulutukseen, sauvavoimiin sekä eri lihasten EMG-aktiivisuuksiin. Aiempia tutkimuksia tästä aiheesta ei liene tehty, vaan sauvakävelysauva valmistajien antamat ohjeet sauvan pituudet valitsemiseksi perustuvat käytännön kokemuksiin.

## 2 SAUVAKÄVELY LIIKUNTAMUOTONA

Sauvakävelyn voidaan katsoa alkaneen jo aikoja sitten, kun muinaiset paimenet ja pyhiinvaeltajat käyttivät sauvaa apunaan liikkueessaan vaikeakulkuisessa maastossa. Kilpahiihtäjät ovat puolestaan käyttäneet sauvoja osana kesäharjoittelua jo kymmeniä vuosia. (www.suomenlatu.fi.) Kilpahiihtäjien harjoittelussa sauvat ovat mukana niin pitkällä rauhallisilla kävelylenkeillä kuin myös kovissa sauvarinne tai -juoksuharjoituksissa.

Nykyään on kulunut jo kymmenen vuotta siitä, kun todellinen sauvakävelytuomi sai alkunsa. Tällöin kehitettiin ensimmäinen kaupallinen versio sauvakävelysauvasta. Tämän jälkeen sauvakävely on kasvattanut suosiotaan niin Suomessa kuin joka puolella maailmaa. Nykyisin sauvakävely tunnetaan yli 30 maassa ja se on yksi nopeimmin kasvavista kuntoilulajeista. Erityisessä suosiossa laji on pohjoismaissa ja Keski-Euroopassa. (www.exel.fi.)

Sauvakävelyä voidaan harrastaa kaikenlaisissa maastoissa ja kaikenlaisilla pinnoilla. Sauvakävely harjoittaa elimistöä monipuolisesti. Sen avulla voidaan parantaa tehokkaasti ja monipuolisesti eri lihasryhmiä sekä niin hengitys- kuin verenkiertoelimistön kuntoa (Kantaneva 2006, 23-33).

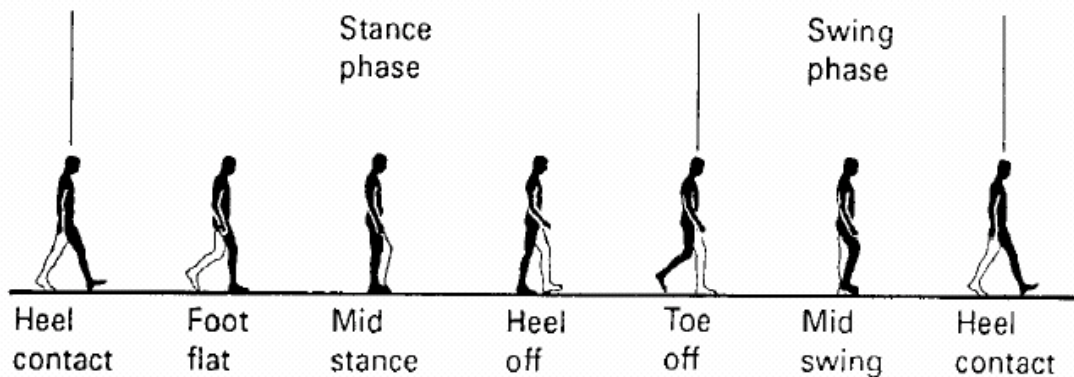
### 2.1 Sauvakävelytekniikka

*Kävelyn vaiheet.* Oikeanlaisella kävely tai sauvakävelytekniikalla voidaan estää rasitusvammojen syntymistä (Arvonen & Heikkilä, 2001, 24). Oikeaoppisessa kävelyssä askel alkaa kantaiskulla ja päättyy varvastyöntöön (Kantaneva, 2006). Kävely muodostuu toistuvista raajojen liikkeiden sarjasta, jolla pyritään liikuttamaan kehoa eteenpäin ja samalla ylläpidetään asennon tasapainoa (Perry 1992). Kävelyn aikana toinen jalka on koko ajan maassa. Kävely syklillä tarkoitetaan saman jalan peräkkäisten kantaiskujen välistä aikaa. Yksi kävelysykli sisältää siis yhden askeleen molemmilla jaloilla. Kävelysyklissä on kaksi päävaihetta. Nämä ovat tuki- ja heilahdusvaihe



(KUVA 1). Tukivaihe koostuu kahdesta alavaiheesta, joita ovat yksöistukivaihe (single support) ja kaksoistukivaihe (double support). Yksöistukivaiheessa vain toinen raajoista on maassa ja kaksoistukivaiheessa molemmat raajat ovat yhtä aikaa maassa. (Whittle 1991, 53-55.)

Tukivaihe alkaa kantauskusta (heel contact) (KUVA 1). Sitä seuraavat vaiheet järjestyksessä ovat painon vastaanottaminen (foot flat), keskitukivaihe (mid stance), kanta irti vaihe (heel off) ja varvastyöntö (toe off). Heilahdusvaihe puolestaan koostuu alkuheilahduksesta, joka tapahtuu kehon takana sekä loppuheilahduksesta, jossa raaja heilahtaa kehon eteen ottamaan vastaan kehon painoa. (Whittle 1991, 53-55.) Alkuheilahduksessa alaraaja pitenee ojentumisen myötä, lyhenee heilahduksessa polven koukistumisen takia ja pitenee heilahduksen lopussa. Kävelyn aikainen lihasaktiivisuus on suurinta jalkojen suurissa lihaksissa, kuten polven ojentajissa (quadriceps femoris) ja pohjelihaksissa (gastrocnemius). (mm. Perttunen & Komi 2001; Winter 1987, 46-54.)



KUVA 1. Kävelyn vaiheet (Whittle 1991)

Kantauskun aikana suurimmat lihasaktiivisuudet ovat reiden takaosan lihaksissa (mm. biceps femoris) ja takapuolen lihaksissa (gluteus maximus ja medius), jotka jarruttavat kehon eteenpäin siirtymistä. Kantauskun jälkeen etummainen säärilihas (tibialis anterior) jarruttaa jalkaterän laskua alustalle. Tämän jälkeen jalkapohja rullaa jalkaterän ulkosyrjää pitkin keskitukivaiheeseen. Keskitukivaiheen aikana on saavutettu tasapainotila, eikä lihasten aktiivista toimintaa juurikaan tarvita. Kehon painopisteen siirtyessä eteenpäin aktiivisiksi lihaksiksi tulevat mm. leveä kantalihas (soleus) ja kaksoiskantalihas (gastrocnemius). Juuri ennen varvastyöntöä nelipäinen reisilihas

(quadriceps femoris) alkaa supistua helpottaen näin raajan eteen heilautuksen aloittamista. Varvastyönnön aikana nilkan ojentajalihakset aktivoituvat työntäen kehoa eteenpäin. Heilahdusvaiheen aktiivisina lihaksina toimivat nilkan koukistajat (extensor digitorum longus ja extensor hallucis longus) ja etummainen säärilihäs. (Whittle 1991; Vaughan ym 1992, 53.)

*Sauvakävelytekniikka.* Sauvakävelyssä sauvojen käyttö on hyvin lähellä sauvojen käyttöä perinteisessä murtomaahiihdossa. Tämän takia oikean kävelyrytmin löytäminen ei ole vaikeaa niille, jotka ovat joskus hiihtäneet. Sauvakävelyssä vartalo nojaa hieman enempi eteenpäin kuin normaalissa kävelyssä. Käsi viedään eteen ja ylös nyrkki edellä ja sauva seuraa perässä. Sauva on koko ajan kulmassa, jossa sen alapää osoittaa viistosti taaksepäin. Sauva osuu maahan vastakkaisen jalan kantapään takana. Sauvojen tulisi olla lähellä vartaloa ja liikkeen pitäisi olla hyvin suoraviivainen eteen-taakse liike. Kättä pidetään rennosti nyrkissä ja ne aukeavat sauvatyönnön lopussa. Sauvan käsihahna näyttää tässä tärkeää roolia. Se pitää sauvan kiinni rennossakin kädessä ja ehkäisee täten mahdollisia käden tai sormien ylläasitustiloja. Kävelyn aikana ylävartalo kiertyy. Tämä tapahtuu siten, että edessä olevan käden puoleinen hartia seuraa kättä kiertyen hieman eteen. Vastaavasti vastakkainen lonkka kiertyy myös eteen. Hartioiden tulisi pysyä rentoina ja alhaalla koko ajan. Jalkaterät osoittavat eteenpäin samalla lailla kuin normaalihiihdossa. Lonkissa tapahtuva ojennus on hieman suurempaa kuin normaali kävelyssä. Myös kävelyn ponnistusvaihe on voimakkaampi sauvojen kanssa kävellessä kuin normaali kävelyssä. (Ahonen & Huovinen 2001, 45-68.)

## 2.2 Sauvakävelyvälineet

Sauvakävelysauvana voidaan käyttää aivan tavallisia murtomaahiihtosauvoja tai pelkästään sauvakävelyä varten valmistettuja sauvoja. Sauvoja valittaessa sauvakävelyn tulee Kantanevan ym. (2001) mukaan ottaa huomioon seuraavat seikat:

- kahvan on oltava ergonominen ja materiaaliltaan sellainen, että se ei hierrä kättä kävellessä ilman hanskoja
- Hihnan tukee kättä siten, että kahvaa ei tarvitse puristaa kävelyn aikana, vaan sauva kulkee luontevasti liikkeen mukana.
- Sauvan hihna jakaa käteen tulevan puristuksen tasaisesti ja mahdollistaa verenkierron esteettömästi kämmenessä.
- Sauvan on oltava kevyt ja kestävä.

Sauvan alapäässä kävelysauvoissa on kovametallipiikki, joka tarvittaessa voidaan peittää kumisella asfalttitassulla. Asfalttitassun ansiosta kovan pinnan aiheuttamat tärähdykset vaimenevat, mutta samalla myös pito-ominaisuudet heikkenevät.

Yleisesti on sauvan valinnassa käytetty oikean pituuden löytämiseksi kaavaa joka on lähteestä riippuen  $0,68 - 0,72 \times$  kävelijän pituus tai pituus, jolla kyynärkulma on 90 astetta. Liikkujan pituus ei kuitenkaan ole ainut sauvan pituuteen vaikuttava tekijä. Muita huomioon otettavia tekijöitä ovat mm. henkilön fyysinen kunto, raajojen mittasuhteet, nivelten liikkuvuus, vauhti, tekninen osaaminen ja maasto jossa kävellään. Muut sauvakävelyssä tarvittavat välineet ovat normaalit lenkkikengät ja ulkoiluvaatteet. Mikäli kävelyä harrastetaan myös kylmemmissä oloissa on hyödyllistä hankkia tarkoitukseen soveltuvat hansikkaat. Ominaisuuksiltaan tällainen hansikas on ohut, hengittävä ja lämmin. (Kantaneva ym. 2001.)

### 2.3 Sauvakävelyn biomekaanikan erityispiirteet

Sauvojen mukaan ottaminen vaikuttaa jonkin verran kävelyn biomekaniikkaan. Willson ym. (2001) tutkivat sauvakävelyn vaikutusta alaraajojen liikemekaniikkaan. Tutkimuksessaan he käyttivät 3D-liikeanalyysiä ja voimalevyä. Koehenkilöinä toimi 13 vähän sauvakävelyä harrastanutta naista ja miestä. Tutkimus koostui kävelystä ilman sauvoja sekä sauvojen kanssa suoritetuista kolmella eri tekniikalla toteutetusta sauvakävelystä. Kävelyt toteutettiin 6 metrin matkalla voimalevyn päällä ja jokainen kävely suoritettiin kymmenen kertaa. Sauvojen pituus valittiin siten, että koehenkilön seisossa suorana kyynärkulma oli 90 astetta. Ennen jokaista sauvakävelyä he harjoittelivat kyseisellä tavalla sauvakävelyä 10 minuutin ajan. Ensimmäinen kävely oli normaali kävely ilman sauvoja itse valitulla nopeudella. Toinen kävely oli sauvakävely itse valitulla nopeudella. Kolmas ja neljäs kävely oli sauvakävelyjä kontrolloidulla nopeudella, joka oli 5% sisällä toisesta kävelystä. Sauvojen kanssa toteutetut kävelyt erosivat toisistaan sauvojen maahan osumiskohdan välillä. Toisessa kävelyssä sauva osui maahan jalkaterän viereen (ns. normaali sauvakävelytekniikka), kolmannessa kävelyssä sauvat osuivat puolestaan maahan taaempaan kuin toisessa kävelyssä. Neljännessä kävelyssä sauvat osuivat maahan kohtisuorasti vartalon edessä. Tutkimuksessa verrattiin ilman sauvoja tehtyä kävelyä kaikkiin kolmeen eri sauvakävelytyyliin. Tulosten mukaan kaikki sauvakävelyt lisäsivät kävelynopeutta (mainitussa järjestyksessä 3.6 %, 3.6 % ja 3.3%), askelpituutta (6.2 %, 6.4 % ja 6.7 %) sekä tukivaiheen kestoajaa 2.3:sta 3.3:een prosenttiin verrattuna normaaliin kävelyyn. (Willson ym. 2001.)

Tämän lisäksi Willsonin ym. (2001) tutkimuksessa keksimääräinen maahan kohdistuva kontaktivoima oli kaikilla sauvakävelytavoilla (2.9, 4.4 ja 3.3 %) pienempi kuin kävelyssä. Myös jarrutusimpulssi oli kaikissa sauvakävelyissä (9.0, 12.6 ja 8.2 %) pienempi kuin kävelyssä. Työntöimpulssi oli itse valitulla nopeudella 7.3 % ja sauvat takana sauvakävelyssä 10.36% pienempi kuin kävelyssä. Lisäksi kävelyn aikainen polvikulma oli suurempi sauvakävelyssä kuin kävelyssä. (Willson ym. 2001.)

Toisessa sauvakävelyn maahan kohdistamien kontaktivoimia selvittäneessä tutkimuksessa Brunelle ja Miller (1998) käyttivät maahan kohdistuvan voiman

selvittämiseen kenkiin asennettavia painepohjallisia. Lisäksi sauvavoimat mitattiin oikeasta sauvasta 10 metrin pitkän voimalevyn avulla. Tutkimuksessa oli koehenkilöinä 12 naista ja 12 miestä. Koehenkilöt harjoittelivat sauvakävelyä ennen mittauksia vähintään kaksi kilometriä. Tulosten mukaan kantauskun maahan aiheuttama voima oli suurempaa sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Samoin myös keskitukivaiheen tukijalan maahan kohdistama voima oli suurempaa sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Sauvavoimat olivat suuruudeltaan pystysuunnassa 25,7 % ja vaakasuunnassa 5,8% kehon painosta. Lisäksi vartalon asento muuttui suuremmaksi sauvakävelyssä verrattuna kävelyyn. (Brunelle & Miller 1998)

Lisäksi sauvakävelyä on tutkittu niin ala- kuin ylämäkikävelynkin aikana. Schwameder ym. (1999) tutkimus käsitteli sauvakävelyä alamäessä, jonka jyrkkyys oli 25 astetta. Kävellessä sauvat olivat vartalon edessä. Tutkimuksensa tulokseksi he saivat, että maahan kohdistuva voima, polven nivelmomentti, sääri- ja reisiluun puristus- sekä leikkausvoima olivat 12-25 prosenttia pienemmät sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Knightin & Caldwellin (2000) vaellustutkimuksessa tutkittiin sauvojen vaikutusta ylämäkikävelyyn täyden rinkan ollessa selässä. Tutkimuksen tuloksena kinematiikan osalta saatiin, että sauvojen kanssa kävellessä ylämäkeen askelpituus kasvaa ja askeltiheys pienenee. Keskimäärin askelpituus kasvoi tutkimuksessa 6.7 % ja askeltiheys pieneni 6.3 %. Sauvoilla kävellessä myös koehenkilöiden alavartalon nivelissä ja vartalosegmenteissä havaittiin pienempi liikenopeus. Lisäksi polvikulma oli sauvojen kanssa suurempi. (Knight & Caldwell 2000.)

Verrattaessa kävelyn ja sauvakävelyn aikaisia lihasaktiivisuuksia havaitaan sauvakävelyn aiheuttavan merkitsevästi suurempaa mitattujen lihasten yhteisaktiivisuutta (Valkonen, 2005). Valkosen tutkimuksesta käy myös ilmi, että triceps brachii lihaksen aktiivisuus kasvaa huomattavasti sauvakävelyssä verrattuna kävelyyn. Samansuuntainen tulos saatiin myös Knightin ja Caldwellin tutkimuksessa. Molemmissa tutkimuksissa havaittiin myös alavartalon lihasten aktiivisuuden pienenemistä. Valkosen (2005) tutkimuksessa gastrocnemiuksen aktiivisuus oli pienempää sauvakävelyn kuin kävelyn aikana, mutta ero ei ollut tilastollisesti merkitsevää. Tutkimuksessa tehtiin kävelyn ja sauvakävelyn lisäksi ns. kevennetty sauvakävely, jossa sauvavoima oli 30 % pienempi kuin normaali sauvakävelyssä. Verrattaessa kevennettyä sauvakävelyä kävelyyn havaittiin, että gastrocnemiuksen

lihasaktiivisuus sauvakävellen oli tilastollisestikin merkitsevästi pienempi kuin kävellen. Eri tutkimuksien yhteenvetona voidaan sanoa sauvakävelyn lisäävän askelpituutta ja vähentävän askeltiheyttä verrattuna kävelyyn riippumatta maastosta missä liikutaan. Myös maahan kohdistuvat voimat ovat pienempiä sauvakävelyssä.

### 3 ENERGIAN- JA HAPENKULUTUKSEN MITTAAMINEN

Energiankulutus voidaan määrittää useilla eri menetelmillä niin levossa kuin rasituksessakin. Nämä menetelmät voidaan jakaa kahteen eri ryhmään; fysiologisiin ja käyttäytymistä havainnoiviin menetelmiin. Fysiologisissa mittausmenetelmissä energiankulutuksen määrä saadaan mittaamalla jotakin kehon fysiologista suuretta, joka on yhteydessä aineenvaihdunnan tasoon. Käyttäytymiseen perustuvissa mittausmenetelmissä tulos saadaan seuraamalla havaittua käytöstä. Osalla menetelmistä pystytään mittaamaan vain jonkin ajan energiankulutuksen summaa ja osalla pystytään seuraamaan energiankulutusta jatkuvana joko laboratorio- tai kenttäolosuhteissa.

Kaikki kehon aineenvaihdunnalliset toiminnot tuottavat lämpöä. Ihmisen lämmöntuotto voidaan mitata suoralla kalorimetrialla. Tämä mittaamistapa on tarkin tapa mitata energiankulutusta. Suorassa kalorimetriassa kehosta vapautuvaa lämpöä mitataan suljetussa kalorimetriassa, jossa pienetkin lämpötila muutokset voidaan havaita. Lämmöntuoton mittaaminen tehdään ilmatiiviissä kalorimetriassa. Tätä energiankulutuksen mittaustavan käyttöä rajoittaa sen kalleus sekä joissakin tapauksissa epäkäytännöllisyys. Lisäksi suora kalorimetria ei mahdollista täysin reaaliaikaista seuranta, koska mm. lämmönjohtuminen aiheuttaa mittaukseen pienen viiveen. Tästä johtuen suoraa kalorimetriaa käytetäänkin yleisimmin tietyn aikavälin, esim. useamman tunnin kokonaisaineenvaihdunnan tason määrittämiseen. (McArdle, ym. 2000, 175-176.)

Kaikki energiaa vapauttavat reaktiot kehossa vaativat loppujen lopuksi happea. Hapenkulutusta ( $VO_2$ ) ja samalla myös hiilidioksidin tuottoa ( $VCO_2$ ) voidaan mitata erityisellä hengityskaasuanalysaattorilla. Kalorimetrian avulla tehdyissä tutkimuksissa on havaittu, että yhden happilitran polttamisella vapautuva energian määrän vaihtelu on vähäistä (4.686-5.047 kcal / 1 l  $O_2$ ). Tämä vaihtelu riippuu pääasiassa hiilihydraattien ja rasvojen suhteesta, joka puolestaan pystytään laskemaan käytetyn hapen ( $VO_2$ ) ja tuotetun hiilidioksidin ( $VCO_2$ ) suhteesta. Levossa ja kevyen kuormituksen aikaisessa steady-state tilassa, jossa anaerobista energianmuodostusta ei juurikaan esiinny, hapenkulutuksesta saadaan johdettua erittäin tarkka arvio energiankulutuksesta

verrattuna suoraan kalorimetriaan. (McArdle ym. 2000, 176-180.) Nykyään hapenkulutusta voidaan mitata muuallakin kuin pelkissä laboratorio-oloissa kannettavien hengityskaasuanalysointilaitteiden ansiosta. Kaksoismerkittävää vettä voidaan käyttää useiden päivien kokonaisenergiankulutussummaa arvioidessa niin laboratorioissa kuin myös normaaleissa päivittäisissä toimissa. Tietty annos merkittävää vettä annetaan kehon koon mukaan koehenkilöille, jonka jälkeen isotooppien poistumista veden ja CO<sub>2</sub>:n muodossa seurataan virtsasta. VCO<sub>2</sub>:sta lasketaan VO<sub>2</sub> erilaisten yhtälöiden perusteella. (Speakman 1998.) Menetelmän haittana on se, että sillä voidaan tutkia vain useampien päivien kokonaisenergiankulutussummaa, jolloin ei voida tehdä johtopäätöksiä fyysisen aktiivisuuden laadusta (Lamonte & Ainsworth 2001).

Myös kehon fysiologisiin suureisiin perustuvia mittoja, kuten esimerkiksi ydinlämpötilaa, ventilaatiota ja sykettä on käytetty energiankulutuksen arvioinneissa. Ventilaatiolla on korkea korrelaatio hapenkulutuksen (ja samalla energiankulutuksen) kanssa. Pitkissä vuorokaudenaikaisissa mittauksissa on käytetty venymäanturia, joka on viritetty rintakehän ympärille. Tällöin voidaan havaita hengitysvaihteluita fyysisen aktiivisuuden vasteena. Myös sykkeellä on korkea korrelaatio hapenkulutuksen kanssa silloin, kun syke on riittävän korkea. Matalaintensiteettisen liikunnan aikana sykkeeseen vaikuttavat monet muutkin tekijät kuten esim. tunteet. Suurin osa päivittäisistä toimista on juuri matalatehoista aktiivisuutta, joten tällaisissa tilanteissa sykkeen käyttö yksinään on rajoitettua. Ventilaatiota ja sykettä onkin ehdotettu käytettäväksi ja on jo käytetty lähinnä osana kokonaista mittausjärjestelmää yhdistettynä esimerkiksi liikemittauksiin. Kehitystyö on kuitenkin vielä kesken, joten riittävän tarkkoja, toistettavia ja käyttökelpoisia menetelmiä ei vielä ole lupaavista tutkimustuloksista huolimatta. (Consolanzio ym. 1971; Haskell ym. 1993; Lamonte & Ainsworth 2001.)

Muita energiankulutuksen määrittämisen keinoja ovat liike- ja kiihtyvyyssantureilla tai askelmittareilla energiankulutuksen mittaaminen. Nämä keinot ovat kohtuullisen hyvin yhteydessä energiankulutukseen. Kiihtyvyyssantureilla voidaan mitata kohtuullisen hyvin fyysisen aktiivisuuden ilmentyvyyttä sekä intensiteettiä riippuen kuinka monessa tasossa tai mistä kehon osista anturi mittaa liikettä tai kiihtyvyyttä. Näissä mittauksissa ilmenee kuitenkin ongelmia esim. ylämäkeen liikkuesssa tai muissa tilanteissa, joissa kehon liikettä vastustaa jokin voima. (Melanson & Freedson 1995.) Lisäksi laitteet ovat



yleensä melko kalliita ja ne saattavat muuttaa yksilön käyttäytymistä (Lamonte & Ainsworth 2001).

Suorituksen hapenkulutukseen voi vaikuttaa monet fysiologiset ja biomekaaniset tekijät. Näitä tekijöitä ovat mm. väsymys, hermolihasjärjestelmän voimantuotto-ominaisuudet, askelpituus ja – frekvenssi, suoritustekniikka, lihassolusuhde, kehon lämpötila jne.

### **3.1 Ylä- ja alavartalo työn vaikutus hapenkulutukseen**

Liikuttaessa eri tavoilla, työskentelevien lihasten massa sekä lihastyötapo vaihtelevat huomattavasti. Tämä vaihtelu aiheuttaa huomattavia muutoksia suorituksen taloudellisuuteen. Yleisesti on hyväksytty, että jalkatyön mekaaninen hyötysuhde on noin 25 %, riippumatta kehon asennosta. Yläraajatyön taloudellisuus on huomattavasti alempi (~17-21 %) erityisesti makuuasennossa kädet kohotettuna. Yläraajatyössä havaitaan samalla hapenkulutukselle noin 20 % korkeampi syke, ventilaatio, veren laktaattipitoisuus ja subjektiivisesti koettu kuormitus kuin alaraajatyössä. Korkeampien arvojen syiksi on esitetty korkeampaa veren laktaattipitoisuutta, nopeiden glykolyyttisten lihassolujen rekrytointia sekä hitaampaa hapenkulutusvastetta. Em. hypoteeseja tukevat tutkimustulokset, joissa on havaittu yläraajatyön tehokkuuden olevan parempi sitä harjoitelleilla, sillä heillä laktaatti on alempi sekä vasteet nopeammat. (Pendergast 1989.) Ylä- ja alavartalon ero on pienempi kevyillä kuormilla, kasvaen intensiteetin kasvaessa. Syy tähän on ylävartalon alhaisempi mekaaninen hyötysuhde, joka on seurausta staattisesta työstä ylävartalon stabiloimiseksi. (Thomas & ym. 1989.)

Myös maksimaalisessa kuormituksessa yläraajatyö aiheuttaa merkittävästi erilaisen vasteen hengitys- ja verenkiertoelimistöön kuin alaraajatyö. Yläraajatyön maksimihapenkulutus on keskimäärin 20 – 30 %:a alempi kuin alaraajatyöllä, myös maksimisyke ja ventilaatio jäävät alhaisemmiksi (Vokac & ym. 1975). Syy eroihin maksimaalisissa muuttujissa on ylävartalon pienempi lihasmassa verrattuna alavartaloon (Magel & ym. 1978). Tästä syystä myös miehet saavuttavat suuremmat hapenkulutuksen arvot ylävartalotyössä. Millerin ym. (1992) tutkimuksessa havaittiin naisilla selkeästi heikommat ylä- ja alavartalon voimaominaisuudet. Tutkimuksen

mukaan naisten yhdentoiston maksimivoimataso oli alaraajojen osalta 62 % ja yläraajojen osalta 52 % miesten vastaavasta. Vastaavasti naisilla havaittiin ylävartalon parempi lihaskestävyys kuorman ollessa 60% ykkösmaksimista. Sukupuolten väliset erot käsityön aikana onkin selitettävissä supistuvan lihasmassan koolla. Vaikka erot käsityössä hapenkulutuksen osalta ovat sukupuolien välillä tilastollisesti merkitseviä kun ne ilmaistaan perinteisesti joko l/min-1 tai ml/kg/min muodossa häviävät ne, kun tulokset ilmaistaan suhteessa käsi-hartia tilavuuteen. (Washburn & Seals 1984.)

Hoffman ym. (1996) tutkivat työtä tekevien lihasten määrän vaikutusta harjoituksen vaatimaan hapen tarpeeseen ja koettuun kuormitukseen. Tutkimus tehtiin polkupyöraergometrillä, joka mahdollisti myös käsien työn suorituksen aikana. Koehenkilöinä toimi 9 tervettä henkilöä. Tutkimuksen tulokset osoittivat yhdistetyn jalka- ja käsityön vaativan happea minimaalisesti enemmän samalla työteholla kuin pelkkä jalkatyö. Tämä ero oli kuitenkin tilastollisesti merkitsevä. Vastaavasti veren laktaattipitoisuus ja koettu kuormitus olivat merkitsevästi alhaisempia yhdistetyssä jalka- ja käsityössä kuin pelkässä jalkatyössä.

Mayon ym. (2001) tutkimuksessa havaittiin myös samansuuntainen asia, että käsityön määrän lisääminen vaikutti hapen- ja täten myös energiankulutusta lisäävästi. Tässä tutkimuksessa 14 koehenkilöä suoritti maksimaalisen VO<sub>2</sub>-testin polkupyöraergometrillä ja kuusi eri submaksimaalista pyöräilyä yhdistetyllä jalka- ja käsiergometrillä. Submaksimaalisten pyöräilyt olivat teholtaan 60 % maksimaalisen VO<sub>2</sub>-testin tuloksesta. Nämä kuusi suoritusta erosivat toisistaan ylä- ja alavartalon lihastyön jakautumisen osalta. Käsityön osuus eri suorituksilla oli 0, 8, 17, 25, 33 tai 42% kokonaistyöstä. Kaikissa suorituksissa käytettiin samaa kierrosnopeutta. Käsityön osuuden ollessa kokonaistyöstä 33 % ja 42%:a oli hapenkulutus ja sydämen syke tilastollisesti merkittävästi suurempaa kuin silloin kun koko työ tehtiin kokonaan jaloilla. Käsityön osuuden ollessa 42 % oli ventilaatio merkittävästi suurempaa kuin silloin kun käsityön osuus oli joko 0, 8, 17 tai 25 prosenttia. Pelkän jalkatyön veren laktaattipitoisuus oli samankaltainen kuin silloin kun käsityön osuus oli joko 8, 33 tai 42 prosenttia. Käsityön määrän ollessa joko 17 tai 25 prosenttia oli veren laktaattipitoisuus merkittävästi alempi kuin pelkän jalkatyön aikana. Tutkimuksen johtopäätöksinä oli, että suositeltava käsi-jalkatyön suhde submaksimaalisella kuormalla on 17-25 prosenttia. Tällöin verrattuna pelkkään jalkatyöhön havaitaan samankaltainen syke,

hieman korkeampi hapenkulutus (ei tilastollista merkitsevyyttä), kuormitus koetaan kevyempänä (ei tilastollista merkitsevyyttä) ja verenlaktaattipitoisuus on merkitsevästi alhaisempi. (Mayo ym. 2001.)

### 3.2 Fysiologiset vasteet sauvakävelyssä

*Elastisen energian hyödyntäminen sauvakävelyssä.* Nopeuden kasvaessa kasvaa myös energiankulutus lähes lineaarista. Kovan vauhdin mahdollistama elastisuuden parempi hyödyntäminen aiheuttaa pientä poikkeamaa. Esivenytyksen lihaksen tuottama voimanlisäys konsentriseen työhön nähden on riippuvainen venytyksen nopeudesta sekä venytyksen ja supistuksen aikavälistä. Aikavälin ollessa pitkä ja venytyksen hidas, tapahtuu potentioituneen energian häviämistä myosiinifilamenttien poikkitaissiltojen irtoamisen ja niin sanotun lämpöhäviön ( Fenn-ilmiö ) vuoksi. ( Asmussen ja Bonde-Petersen 1974, Cavagna ja Citterio 1974, Bosco ym. 1981, Thys ym. 1972.) Juoksussa elastisen energian potentoitumisella esivenytysvaiheen aikana on saavutettu kaksinkertainen työn hyötysuhde verrattuna puhtaan konsentrisen työn hyötysuhteeseen ( Ito ym. 1983 ).

Elastisuuden merkitys sauvakävelyssä ei ole yhtä selvää kuin juoksussa. Suoritus on frekvenssiltään juoksuun verrattuna hitaampi, erityisesti jalan maa kontaktiaika on huomattavasti pidempi. Pidemmän kontaktiajan aikana tapahtuu esivenytyksessä syntyneen energian häviämistä (Fenn-ilmiö). Lisäksi sauvojen käyttö vähentää jalkoihin kohdistuvaa kuormitusta. Tämä aiheuttaa elastisiin komponentteihin esivenytyksen aikana varastoituvan energian pienenemistä. Kävelysauvojen on todettu pienentävän jalkojen reaktivoimia jopa 15 prosenttia. Toisaalta on hyvä huomioida elastisuuden merkitys sauvatyön aikana. (Schwameder & ym. 1999.)

*Sauvakävelyn vaikutus lihaskestävyyteen, sykkeeseen ja energiankulutukseen.* Sauvakävelyn fysiologisia vasteita suorituksesta on aikaisemmin tutkittu sykkeen, hapen- ja energiankulutuksen sekä verenpaineen osalta. Karawan ym. (1992) tutkivat myös sauvakävelyharjoittelun vaikutuksia yläruumiin lihasvoimaan ja lihaskestävyyteen, kun harjoitusaika oli 12 viikkoa. Tutkimuksen tuloksista käy ilmi,

että 12 viikon harjoitusjakson aikana lihaskestävyys kasvoi sauvakävelyryhmällä 38 %:a. Lihaskestävyyden paraneminen oli tilastollisesti merkitsevä ( $p \leq 0,05$ ).

Porcarin ym. (1997) tutkimuksessa selvitettiin sykkeen, hapen- ja energiankulutuksen eroja sauvakävelyssä ja kävelyssä. Tutkimus suoritettiin juoksumatolla ja kävelyt kestivät 20 minuuttia. Tutkimuksen koehenkilöinä oli 32 tervettä henkilöä, joiden ikä vaihteli 19 ja 33 vuoden välillä. Tuloksena saatiin, että sauvakävelyssä energiankulutus oli 22 %:a suurempaa verrattuna kävelyyn (TAULUKKO 1). Myös Rodgers & ym. (1994) ja Church & ym. (2002) tutkimuksissa ollaan havaittu vastaavan suuruisia eroja energiankulutuksessa.

Muutokset sydämen sykkeessä tapahtuvat nopeasti suorien hermojen ja veressä kulkevien kemiallisten aineiden vaikutuksesta. Näiden säätelymekanismien vaikutuksesta parasympaattinen eli rauhoittava vaikutus vähenee ja syke nousee jo ennen rasituksen alkamista. Rasituksen alettua syke tasaantuu nopeasti vaaditulle tasolle. (McArdle ym. 2000, 329-333.) Lihasten aktivaatiotason ja aktiivisten lihasten määrän lisääntyessä myös hapenkulutus kasvaa. Sydämen ja keuhkojen täytyy vastata näihin vaatimuksiin. Rasituksen lisääntyessä sydämen sykintätaajuus kasvaa, jolloin sydämen pumppaama verimäärä kasvaa. Kasvaneen verimäärän mukana voidaan kuljettaa enemmän happea ja energiaa lihaksille sekä poistaa ei toivottuja aineita veren mukana. (McArdle ym. 2000, 334-339.) Porcari ym. (1997) ja Church ym. (2002) mukaan syke on korkeampi sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä (TAULUKKO 1) Sykkeen kasvun syynä voi olla yläraajojen lisääntynyt verentarve (Seals ym. 1983). Sykkeen kasvu voi myös aiheutua ylävartalotyön aiheuttamasta lisääntyneestä perifeerisestä vastuksesta. Myös sauvoihin kohdistuva isometrinen puristusvoima voi olla yksi tekijä sykkeen nousussa. (Knight & Caldwell 2000.)

*Laktaatin muodostuminen sauvakävelyssä.* Mikäli suoritusteho on riittävän alhainen, pystytään suorituksen vaatima energia tuottamaan aerobisesti, jolloin laktaattia ei kerry. Aerobisissa olosuhteissa laktaatin hapetus on yhtä suurta kuin sen tuotanto. Harjoittelun avulla pystytään siirtämään sen intensiteetin kynnystasoa, jolloin laktaattipitoisuus veressä alkaa kasvaa. (Davis ym. 1979). Intensiteetin kasvaessa rekrytoidaan enemmän nopeita motorisia yksiköitä. Tämä lisää laktaatin muodostumista. Intensiteetin ylittäessä aerobisen kynnyksen (laktaattikynnys) happimäärä ei riitä hapelliseen

energianmuodostukseen ja laktaattia alkaa kertyä. Kuitenkin laktaatti pystytään edelleen poistamaan. Intensiiteetin edelleen kasvaessa ja ylittäessä anaerobisen kynnyksen (ventilaatiokynnys), laktaattia muodostuu niin paljon, ettei elimistö pysty poistamaan sitä. Tällaista intensiteettiä ei voida ylläpitää kuin muutamia minutteja. (McArdle ym. 2000, 159-160.) Gullstrandin ja Svedenhagin (2001) mukaan veren laktaattipitoisuus on merkitsevästi korkeampi sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä tietyllä vakiokuormituksella. Syynä tähän lienee käsityön kasvaminen, koska aikaisempien tutkimusten mukaan käsityö aiheuttaa samalla submaksimaalisella teholla suuremman laktaattipitoisuuden kuin jalkatyö. (Åstrand ym. 1965).

TAULUKKO 1. Fysiologiset vasteet sauvakävelyssä ja kävelyssä. (Mukailtu Porcari ym. 1997)

	Kävely		Sauvakävely		Ero (%)
	Keskiarvo	Keskihajonta	Keskiarvo	Keskihajonta	
<b>Energiankulutus (Kcal/min)</b>					
Miehet	8,3	0,96	10	1,17	21
Naiset	5,4	1,13	6,9	1,25	28
Yhdistetty	6,9	1,78	8,4	1,97	22
<b>Hapenkulutus (ml/kg/min)</b>					
Miehet	21,7	1,81	26,9	2,26	24
Naiset	17,6	2,69	22,1	2,91	26
Yhdistetty	19,6	3,08	24	3,23	23
<b>Syke</b>					
Miehet	114	11,5	129	13,2	13
Naiset	113	15,6	134	19,2	19
Yhdistetty	114	13,5	132	16,5	16
<b>% Maksimi sykkeestä</b>					
Miehet	58	5,7	65	6,6	12
Naiset	58	7,9	69	9,8	19
Yhdistetty	58	6,8	67	8,3	16
<b>RPE</b>					
Miehet	10,6	1,67	11,7	1,94	10
Naiset	10,3	1,46	12,2	2,27	18
Yhdistetty	10,4	1,55	11,9	2,1	14

## 4 LIHASAKTIIVISUUDEN YHTEYS ENERGIANKULUTUKSEEN

*Elektromyografia (EMG).* Motorinen yksikkö on pienin luurankolihasen toiminnallinen osa, joka koostuu alfa-motoneuronista ja kaikista sen hermottamista lihasfibereistä. Motorisen yksikön koko vaihtelee muutamasta hermotetusta solusta jopa kymmeneen tuhansiin soluihin. Saman motoneuronin hermotuksen alaisuudessa olevilla lihassoluilla on samanlaiset fysiologiset ja biokemialliset ominaisuudet (Basmajian & De Luca 1985).

Sähköinen impulssi johtuu alfa-motoneuronista hermosolun päätehaaroja pitkin hermolihaskuitoihin, joista se välittäjäaineen (asetylikoliini) avulla siirtyy lihassolukalvolle. Lihassolun sähkökemiallisen tasapainon muutos aiheuttaa lihassolun aktiopotentialin. Aktiopotentialin seurauksena tapahtuu solun sisällä kemiallisia prosesseja, joiden seurauksena motorisen yksikön lihassolut supistuvat. Elektromyografialla (EMG) mitataan tätä lihaksen sähköistä aktiivisuutta, eli solukalvolla syntyvää aktiopotentialia (Basmajian & De Luca 1985).

Lihaksen sähköistä aktiivisuutta voidaan mitata EMG -elektrodien avulla. Elektrodi mittaa lihasten sähköisten muutosten suuruutta ja muutosnopeutta. Elektrodin pinta on suorassa sähköisessä kontaktissa lihaskudoksen kanssa. Elektrodi voi olla joko mono- tai bipolaarinen. Erilaisia elektrodeja ovat mikro-, lanka-, neula-, ja pintaelektrodi. (Basmajian & De Luca 1985, 22.) EMG -signaaliin vaikuttavat lihaksen supistumis- ja venymisnopeus, lihasjännityksen tuottonopeus, väsymys sekä refleksitoiminta (Winter 1990, 195). Mitattavaa lihasta ympäröivien lihasten sähköinen aktiivisuus aiheuttaa häiriöitä mitattavan lihaksen EMG -signaaliin. Tämä ilmiö on nimeltään cross-talk ja se tulee huomioida elektrodeja sijoittaessa. Elektrodin sijoittamisessa on tärkeä myös minimoida elektrodin liikkuminen lihaksen suhteen. Yleisesti suositellaan, että elektrodi sijoitetaan motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puoleen väliin (Basmajian & De Luca 1985, 61-64).

Mittauksissa saatua EMG -signaalia joudutaan usein käsittelemään eri tavoin, jotta häiriöiden vaikutukset saadaan poistettua. Signaalia tulee vahvistaa, jotta se olisi yhteensopiva erilaisten näyttö- ja tallennuslaitteiden kanssa. Vahvistimen tulee toistaa halutulla kaistanleveydellä kaikkia taajuuksia samalla tavalla. Parantamalla maadoitusta sekä käyttämällä yli- ja alipäästöfiltteritä voidaan poistaa häiriösignaaleja. Tällöin epäfysiologisen taajuuden omaavat signaalit suodattuvat pois. Tulosten analysointi varten EMG -signaali voidaan tasasuunnata, jolloin signaalin negatiiviset arvot käännetään positiivisiksi. Tasasuunnattu EMG -signaali sopii lihaksen aktiivisuuden tutkimiseen sekä lihastoiminnan ajoituksen tarkkailuun (Luhtanen 1988, 145.)

*EMG:n yhteys energiankulutukseen.* EMG on oiva tapa tutkia hermolihasjärjestelmän toimintaa liikkeen aikana. Isometrisen lihastyön aikana EMG -signaali muuttuu sen mukaan kuinka paljon voimaa tuotetaan. Dynaamisen liikkeen tutkiminen on hankalampaa, koska voima ja vääntöominaisuudet muuttuvat suorituksen aikana. Ballistisissa liikkeissä aktivoituu ensin agonisti eli vaikuttajalihas ja sen jälkeen antagonistit eli vastavaikuttajalihas. Aluksi agonisti aiheuttaa raajan liikkeen, jonka jälkeen antagonistit pysäyttää liikkeen (McArdle ym. 2000, 527). Mikäli konsentrista työtä edeltää eksentrisen vaihe on EMG aktiivisuus huomattavasti suurempaa, esim. kevennyshyppy vs. staattinen hyppy. Resiprokaalisessa supistusmallissa ennen ojennusta tapahtuva koukistus helpottaa motoristen yksiköiden rekrytoimista. (Roy ym. 1991.)

Bigland-Ritchie & Woods (1974) havaitsivat ensimmäisinä, että iEMG (integroitu EMG) ja hapenkulutus kasvavat samassa suhteessa dynaamisen liikkeen aikana. Myös Shinoharan & Moritanin (1992) tutkimuksessa havaittiin merkitsevä korrelaation hapenkulutuksen ja iEMG:n kasvulle raskaan vakiokuorman aikana. Hapenkulutuksessa ja iEMG:ssa tapahtuva samanaikainen nousu kertoo siitä, että hapenkulutuksen hidas komponentti on yhteydessä nopeiden motoristen yksiköiden rekrytoinnin kanssa (Saunders ym. 2000; Shinohara & Moritani 1992). Deschenesin ym. (2000) tutkimuksessa havaittiin polkupyöräergometrillä tehdyn testin aikana suurempaa lihasaktiivisuutta (iEMG) kierrosnopeudella 40 rpm kuin nopeudella 80 rpm, vaikka suhteellinen intensiteetti oli samansuuruinen. Hapenkulutuksessa ei kuitenkaan havaittu eroa näiden kahden harjoitussession välillä. (Deschenes & ym. 2000.)



Useissa tutkimuksissa on mitattu dynaamisen jalan liikkeen aikaista lihasaktiivisuutta pinta EMG:llä. (mm. Arnaud ym. 1997, Bouissou ym. 1989 ja Jansen ym. 1997.) Harjoittelemattomilla on löydetty läheinen yhteys lihasaktiivisuuden voimakkuuden (RMS) ja hapenkulutuksen välillä (Arnaud ym. 1997). Anaerobisen kynnyksen jälkeen RMS/VO<sub>2</sub> suhteen on havaittu laskevan. Syynä tähän on motoristen yksiköiden rekrytoinnin heikkeneminen. Lisättäessä kuormaa RMS/VO<sub>2</sub> suhde aluksi nousee, jonka jälkeen se laskee nopeasti vaaditulle tasolle. Tämä on osoitus siitä, että työskentelevät lihakset sopeutuvat rekrytoimaan mahdollisimman vähän motorisia yksiköitä vaaditun hapenkulutuksen saavuttamiseksi. (Jammes ym. 1997.) Hugin ym. (2004) mukaan RMS ei ole kuitenkaan luotettava tapa arvioida energiankulutusta nousevan kuorman aikana, koska he havaitsivat lineaarisen RMS/VO<sub>2</sub> suhteen vain harjoitelleilla koehenkilöillä. Valkosen (2005) tutkimuksessa verrattiin kävelyn, kevennetyn sauvakävelyn ja sauvakävelyn aikaisia lihasaktiivisuuksia ja energiankulutuksia. Eri vartalon osien aEMG summalla ja hapenkulutuksella ei havaittu tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota johtuen suuresta hajonnasta. Tästä huolimatta eri suoritukset noudattivat kasvavaa trendiä, jossa sekä EMG, että energiankulutus kasvavat.

## 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen avulla selvitettiin sauvanpituuden vaikutuksia sauvakävelyn fysiologisiin muuttujiin. Tutkimus tehtiin juoksumatolla. Sauvakävelystä on tehty jonkin verran tutkimuksia, mutta mikään niistä ei käsittele sauvanpituuden aiheuttamia muutoksia fysiologissa vasteissa.

### TUTKIMUSONGELMAT:

1. Eroaako energiankulutus eri sauvanpituuksilla?
2. Eroavatko ylä- ja alavartalon lihasten aktiivisuudet eri sauvanpituuksilla?
3. Eroavatko sauvavoimat eri sauvanpituuksilla?
4. Onko naisten ja miesten välillä eroja eri sauvanpituuksilla saavutetuilla sauvavoimilla, hapen- ja energiankulutuksilla?

### HYPOTEESIT:

Eri sauvanpituuksilla käveltäessä lihastyö jakautuu hieman erilaisilla eri lihasten välillä. Tästä johtuen voidaan olettaa, että energiankulutus, lihasten aktiivisuudet ja sauvavoimat eroavat jollakin tavalla eri sauvojen välillä. Tämän lisäksi voidaan olettaa miesten saavuttavan suurempia sauvavoimia sekä hapen- ja energiankulutuksia, johtuen miesten paremmista voimaominaisuuksista.

## 6 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tämä tutkimus oli osa suurempaa sauvakävelytutkimusta. Kahteen muuhun graduun liittyen tehtiin suora VO<sub>2</sub>-maksimitesti sekä kuvattiin kaikki kävelyt 2D-liikeanalyysiä varten. Tutkimuksessa käveltiin viidellä eri mittaisella sauvalla juoksumatolla. Kaikki kävelyt suoritettiin saman päivän aikana. Sauvojen käyttöjärjestys arvottiin.

Eri sauvanpituudet on ilmoitettu seuraavasti:

- Sauva 1. koehenkilön pituus \* 0,7 (pyöristettynä lähimpään 5cm) - 10cm
- Sauva 2. koehenkilön pituus \* 0,7 (pyöristettynä lähimpään 5cm) - 5cm
- Sauva 3. koehenkilön pituus \* 0,7 (pyöristettynä lähimpään 5cm, ns. suositusten mukainen sauva)
- Sauva 4. koehenkilön pituus \* 0,7 (pyöristettynä lähimpään 5cm) + 5cm
- Sauva 5. koehenkilön pituus \* 0,7 (pyöristettynä lähimpään 5cm) + 10cm

Kävelyissä maton nopeus oli sauvakävelyä aiemmin harrastamattomilla mies- ja naiskuntoilijoilla 6 km/h ja mieskilpahihtäjillä 7 km/h. Maton kulma kävelyissä puolestaan oli kuntoilijaryhmillä 1 aste ja mieskilpahihtäjillä 3,5 astetta. Mieskilpahihtäjien paremmasta kunnosta johtuen heillä käytettiin suurempaa maton nopeutta ja kulmaa. Mikäli maton nopeus ja kulma olisivat olleet samat kuin kuntoilijaryhmillä olisi heidän sykkeensä jääneet liian alhaisiksi. Jokainen kävely eri sauvanpituudella kesti 5min. Ennen ensimmäistä suoritusta koehenkilöille opetettiin oikea tekniikka ja he saivat harjoitella sitä juoksumatolla. Suorituksista mitattiin hapen- ja energiankulutus, syke, laktaatti, sauvavoima sekä EMG -aktiivisuudet. Jokaisella sauvanpituudella tehtiin myös isometrinen maksimivoimamittaus sitä varten rakennetussa telineessä.

### 6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä toimi vapaaehtoista 30 tervettä aikuista (Taulukko 2). Koehenkilöt muodostivat kolme erilaista 10 hengen ryhmää. Yksi ryhmä koostui kilpahihtoa

harrastavista miehistä, joille sauvakävely on yksi harjoittelumuoto. Toinen ja kolmas ryhmä koostui sauvakävelystä aiemmin harrastamattomista mies- ja naiskuntoilijoista. Koehenkilöt olivat iältään 19 - 34.

Koehenkilöt kirjoittivat suostumuksen tutkimukseen osallistumisesta ja heille kerrottiin, että he voivat keskeyttää tutkimukseen osallistumisensa missä tahansa vaiheessa.

TAULUKKO 2. Koehenkilöiden tiedot

Koehenkilöiden tiedot						
	Hiihtäjät n=10		Miehet n=10		Naiset n=10	
	Keskiarvo	Keskihajonta	Keskiarvo	Keskihajonta	Keskiarvo	Keskihajonta
Pituus	179,1	5,4	178	5,7	168,8	6,3
Paino	73,2	6,3	75,8	8,7	61	6
BMI	22,8	1,9	23,8	2,3	21,4	1,5
Rasva%	12,7	2,4	18,3	3,2	26,5	2
Max VO <sub>2</sub>	64,9	5,9	48	7,9	41,6	3,7
Ikä	25,4	3,5	29,1	4,7	25,5	2,1

## 6.2 Tutkimuksen protokolla

Tutkimuksen aluksi koehenkilöltä mitattiin sen hetkinen lepsyke ja –verenpaine (Omron M4-I verenpainemittari, Omron Healthcare, Japan). Tämän jälkeen koehenkilöltä mitattiin pituus ja paino ilman kenkiä, sekä rasvaprosentti käyttämällä Durnin & Womersleyn (1974) neljän pisteen menetelmää. Tämän jälkeen koehenkilölle asennettiin EMG-elektrodit ja polar S810 sykemittari (Polar Electro Oy, Kempele, Suomi). Kyseisten esivalmistelujen jälkeen koehenkilö verrytteli juoksumatolla sauvakävellessä. Kävelysauvoina käytettiin sauvakävelysauvoja (Exel oy, Mäntyharju, Suomi). Samalla koehenkilöt saivat tarvittaessa opastusta sauvakävelyn suoritustekniikasta.

Verryttelyn jälkeen koehenkilö suoritti isometrisen maksimivoimamittauksen etukäteen arvotulla sauvanpituudella. Mittaus tehtiin tätä varten suunnittelussa telineessä. Telineeseen laitettiin oikean puoleisen sauvan kahva, jossa oli voima-anturi. Koehenkilöllä oli oikeassa kädessä sauva-anturi ja vasemmassa kädessä kävelysauva.

Telineen korkeus säädettiin siten, että se vastaa vasemmassa kädessä olevan sauvan korkeutta. Suoritus tehtiin siten, että kummallakin kädellä painettiin maksimivoimalla alaspäin. Isometrinen voimamittaus piti sisällään 3 yritystä. Tämän jälkeen koehenkilö suoritti 5 min sauvakävelyn, jonka aikana mitattiin hengityskaasut, lihasaktiivisuudet ja syke. Kävelyn jälkeen mitattiin välittömästi veren laktaattipitoisuus.

Tämän jälkeen koehenkilö lepäsi niin kauan, että syke laski alle 10 lyönnin päähän ennen testiä mitatusta leposykkeestä. Tätä seurasi uusi isometrinen maksimivoimamittaus uudella etukäteen arvotulla sauvanpituudella. Isometrisen maksimivoimamittauksen jälkeen mittauksia jatkettiin saman protokollan mukaan jolla ensimmäinen kävely suoritettiin. Koehenkilön suoritettua kaikki mittaukset kaikilla viidellä eri sauvalla häneltä kysyttiin vielä, mikä sauva oli hänen mielestään mieluisin kävellä.

### 6.3 Sauvavoiman mittaaminen

Sauvavoiman mittaamiseen käytettiin vastusvenymäliuska voima-anturia (Jyväskylän yliopisto, liikuntabiologian laitos, Jyväskylä, Suomi). Anturi mittaa sauvan kahvasta alaspäin suuntautuvaa sauvansuuntaista voimaa.

Kävelyn aikaiset sauvavoimat mitattiin kävelyn viimeisen kahden minuutin aikana. Jokaisesta kävelystä nauhoitettiin noin 10 sekunnin mittainen suoritus. Tämä noin 10 sekuntia piti sisällään n. 15 - 20 sauvakontaktia. Voima-anturi sijaitsi aina oikean käden sauvassa. Niin kävelyn kuin isometrisen maksimivoimamittauksenkin suoritukset nauhoitettiin codas-ohjelmalla (Dataq Instruments Inc., USA.)

Sauvavoimat talletettiin kaikista suorituksista 1000 Hz näytteenottotaajuudella. Tämän jälkeen sauvavoimat analysoitiin fcodas-ohjelmalla (Jyväskylän yliopisto, liikuntabiologian laitos, Jyväskylä, Suomi). Sauvavoimista analysoitiin maksimisauvavoima ( $F_{\max}$ ), keskimääräinen sauvavoima ( $\bar{x}F$ ), sauvakontaktin kesto aika (t) sekä sauvakontaktin aiheuttama voimaimpulssi ( $I = \bar{x}F * t$ , Ns)

## 6.4 EMG:n mittaaminen ja analysointi

EMG -signaali tallennettiin triceps brachii, biceps brachii, trapezius, pectoralis major, vastus lateralis, biceps femoris ja gastrocnemius lihaksista noin 10 sekunnin ajan 3 minuutin kävelyn kohdalla. Käytetyt elektrodit olivat bipolaarisia pintaelektrodeja. Elektrodien halkaisija oli 2,0 mm ja niiden etäisyys toisistaan oli 20 mm. Elektrodit sijoitettiin Seniamin (1999) mukaisesti motorisen pisteen ja lihaksen distaalisen pään puoleen väliin.

Ennen EMG -elektrodien asennusta, resistanssin pienentämiseksi ihosta hiottiin pois kuollut solukko hiomapaperilla. Tämän jälkeen elektrodin paikka puhdistettiin haavanpuhdistusaineella, jonka jälkeen elektrodi sijoitettiin tarkasti paikalleen ja sen paikallaan pysyminen varmistettiin teipillä. Mittausten aikana joillakin koehenkilöillä havaittiin EMG -signaalissa suuria häiriöitä, jotka saattoivat johtua elektrodin vioittumisesta tai sen liikkumisesta. Tämän takia osa koehenkilöistä jouduttiin jättämään EMG -aktiivisuuksien analysoinnin ulkopuolelle. Lihaksen EMG -aktiivisuuksissa koehenkilö määrät olivat hiihtäjillä 5, miehillä 7 ja naisilla 9. Analysointia varten EMG -signaali tasasuunnattiin, jolloin signaalin negatiiviset arvot käänneettiin positiivisiksi.

## 6.5 Hapen- ja energiankulutuksen mittaaminen

Hapenkulutuksen mittaamiseen käytettiin hengityskaasuanalysointia (Sensormedics Vmax 229, Yorba Linda, CA, USA). Hapenkulutusta mitattiin vain kuormien aikana. Hengityskaasuanalysointia kalibroitiin ennen jokaista testiä sekä kaasujen että virtauksen osalta. Virtauskalibroinnissa varmistettiin virtausmittarin toiminta 3 litran pumpulla, jolla pumpattiin useita työntösarjoja eri tehokkuuksilla. Tilavuuden ei sallittu eroavan todellisesta enemmän kuin  $\pm 1\%$ . Kaikki kalibroinnit olivat sallitussa virhemarginaalissa. Hengityskaasut tallennettiin 30 sekunnin keskiarvolla. Analysointiin otettiin kuorman viimeisen minuutin arvot. Analysoinnissa käytettiin koehenkilön painoon suhteutettuja ml/kg/min arvoja. Virheellisten tulosten takia osa miesryhmästä jouduttiin jättämään hengityskaasujen analysoinnin ulkopuolelle. Todennäköisesti virheet johtuivat käytetyn maskin vuotamisesta, jolloin hapenoton

arvot jäivät joillakin sauvoilla todellista alhaisemmiksi. Miesryhmän koko analyysissä oli 5. Energiankulutus on laskettu kertomalla hapenkulutus (l/min) ja kalorinen ekvivalentti (kcal/O<sub>2</sub>-l) keskenään

## **6.6 Muiden muuttujien mittaaminen**

Sydämen sykettä mitattiin niin kuormien kuin palautustenkin aikana. Analysoitavaksi valittiin kuitenkin ainoastaan kuorman viimeisen puolen minuutin keskiarvo. Veren laktaattipitoisuuden mittaamiseen ja analysoitiin käytettiin LactatePro (Arcray Inc, Kioto, Japani) laktaattimittaria.

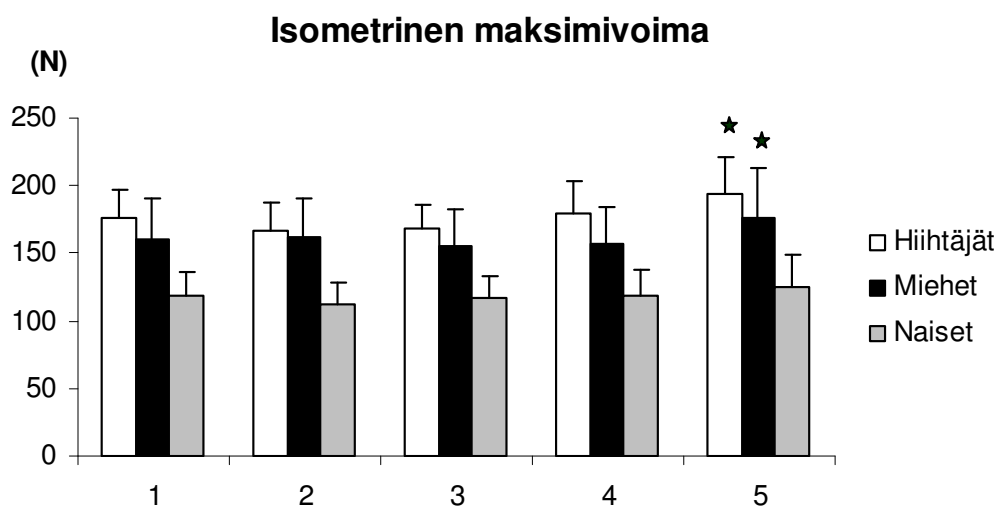
## **6.7 Tilastolliset analyysit**

Kaikille mittaustuloksille laskettiin keskiarvot ja niistä määritettiin keskihajonnat. Tilastollisena menetelmänä käytettiin toistomittausten varianssianalyysiä (ANOVA). Analysointi suoritettiin SPSS-ohjelmalla, jonka versio oli 14.0 ja Excel- taulukkolaskentaohjelmalla. Tilastollisuuden merkitsevyytasoksi asetettiin  $p < 0.05$ ,  $p < 0.01$  ja  $p < 0.001$ . Tilastollisessa analyysissä muilla sauvoilla saavutettuja arvoja verrattiin sauvalla 3 saatuihin arvoihin, koska se on ns. suositusten mukainen sauva. Miesten ja naisten väliset erot laskettiin parittomalla t-testillä.

## 7 TULOKSET

### 7.1 Sauvanpituuden vaikutus isometriseen maksimivoimaan

Isometrinen maksimivoima erosi tilastollisesti merkitsevästi mies- ja hiihtäjryhmillä (KUVA 2). Hiihtäjillä pisin sauva ( $194,5 \pm 25,8$  N) erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) suositusten mukaisesta sauvasta ( $168,9 \pm 17,4$  N). Pisimmällä sauvalla saavutettiin 15,2 % suurempi voima kuin suositusten mukaisella sauvalla. Miehillä pisin sauva ( $176,6 \pm 36,0$  N) erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) suositusten mukaisesta sauvasta ( $156,0 \pm 27,0$  N). Pisimmällä sauvalla tuotettiin 13,2 % suurempi voima kuin suositusten mukaisella sauvalla. Naiset saavuttivat suurimman voiman pisimmällä sauvalla ( $129,4 \pm 23,9$ ) ja pienimmän voiman suositusten mukaisella sauvalla ( $111,8 \pm 15,6$  N). Sauvat eivät kuitenkaan eronnut toisistaan tilastollisesti merkitsevästi.

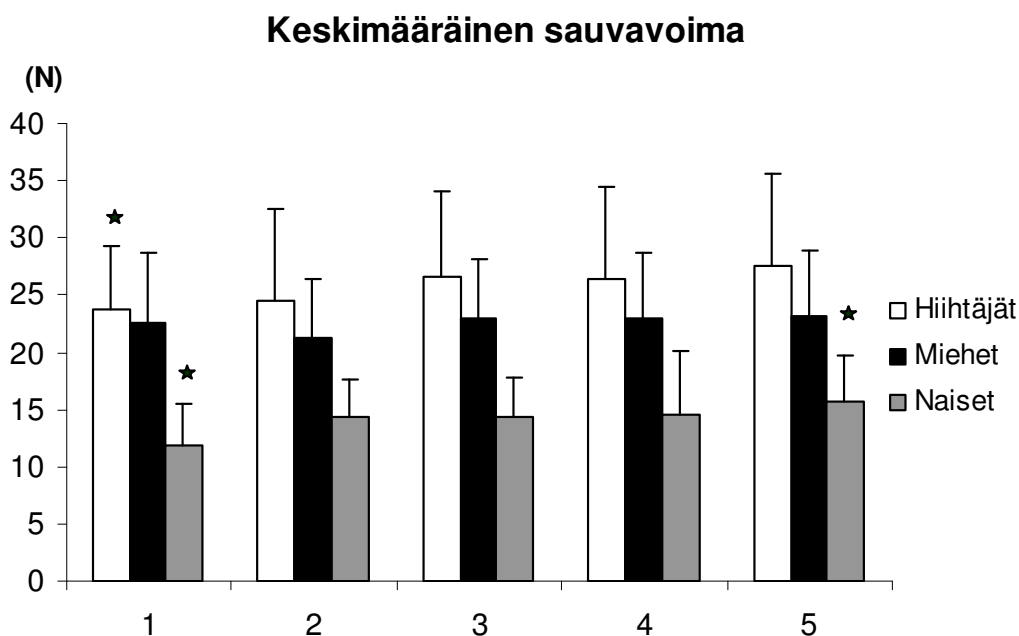


KUVA 2. Isometriset maksimivoimat eri sauvanpituuksilla (\* = eroaa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva 3),  $p < 0,05$ )



## 7.2 Sauvanpituuden vaikutus sauvavoimiin

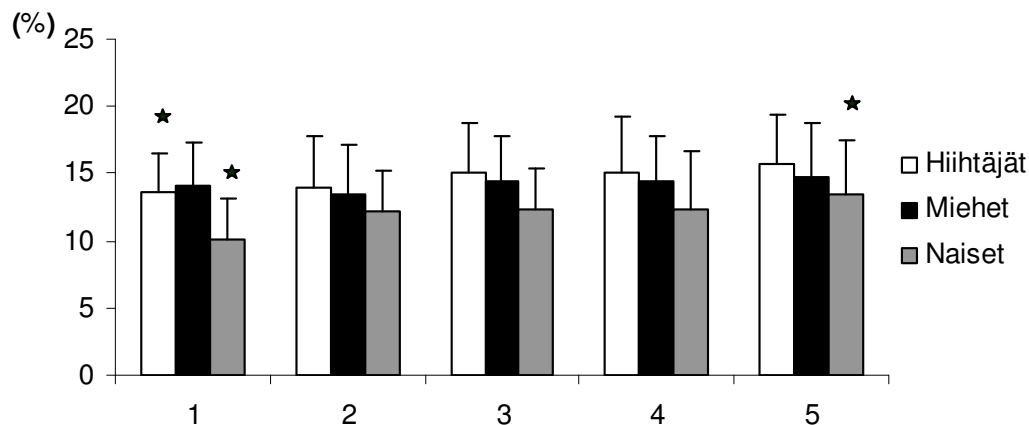
Hiihtäjillä lyhin sauva ( $23,82 \pm 5,47$  N) erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) suositusten mukaisesta sauvasta ( $26,67 \pm 7,40$  N). Hiihtäjät tuottivat lyhyimmällä sauvalla 10,9 % vähemmän voimaa kuin suositusten mukaisella sauvalla (KUVA 3). Miehillä mikään sauva ei eronnut tilastollisesti suositusten mukaisesta sauvasta vaihteluvälin ollessa 21,2 – 23,2 N. Naisilla lyhin ja pisin sauva ( $11,89 \pm 3,63$  N ja  $15,77 \pm 3,89$  N) erosivat merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) suositusten mukaisesta sauvasta ( $14,39 \pm 3,34$  N). Naiset tuottivat voimaa lyhyimmällä sauvalla 17,4% vähemmän ja pisimmällä sauvalla 9,7 % enemmän kuin suositusten mukaisella sauvalla.



KUVA 3. Sauvanpituuden vaikutus keskimääräiseen sauvavoimaan (\* = eroa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva3),  $p < 0,05$ )

Tutkittaessa keskimääräisen sauvavoiman suhteellista osuutta samalla sauvanpituudella mitattuun isometriseen maksimiin havaittiin tilastollista merkitsevyyttä ( $p < 0,05$ ) samoilla sauvanpituuksilla kuin keskimääräisen sauvavoiman osalta (KUVA 4). Hiihtäjät tuottivat 10,4 % vähemmän voimaa lyhyimmällä sauvalla kuin ns. suositusten mukaisella sauvalla. Naiset tuottivat 17,8 % vähemmän voimaa lyhyimmällä ja 9,9 % enemmän voimaa pisimmällä sauvalla kuin suositusten mukaisella sauvalla.

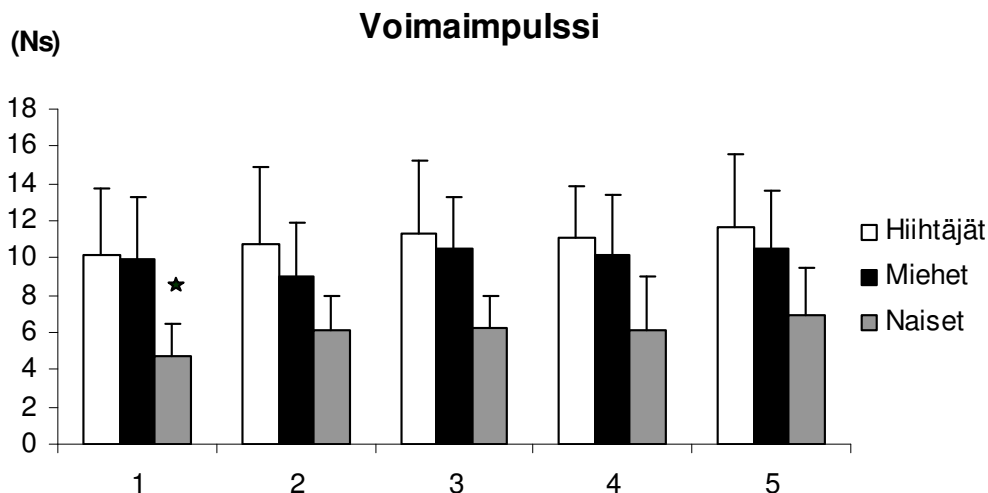
### Keskimääräinen sauvavoima / max voima



KUVA 4. Sauvanpituuden vaikutus isometrisellä maksimivoimalla suhteutettuun keskimääräiseen sauvavoimaan (\* = eroaa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva 3),  $p < 0,05$ )

### 7.3 Sauvanpituuden vaikutus voimaimpulssiin

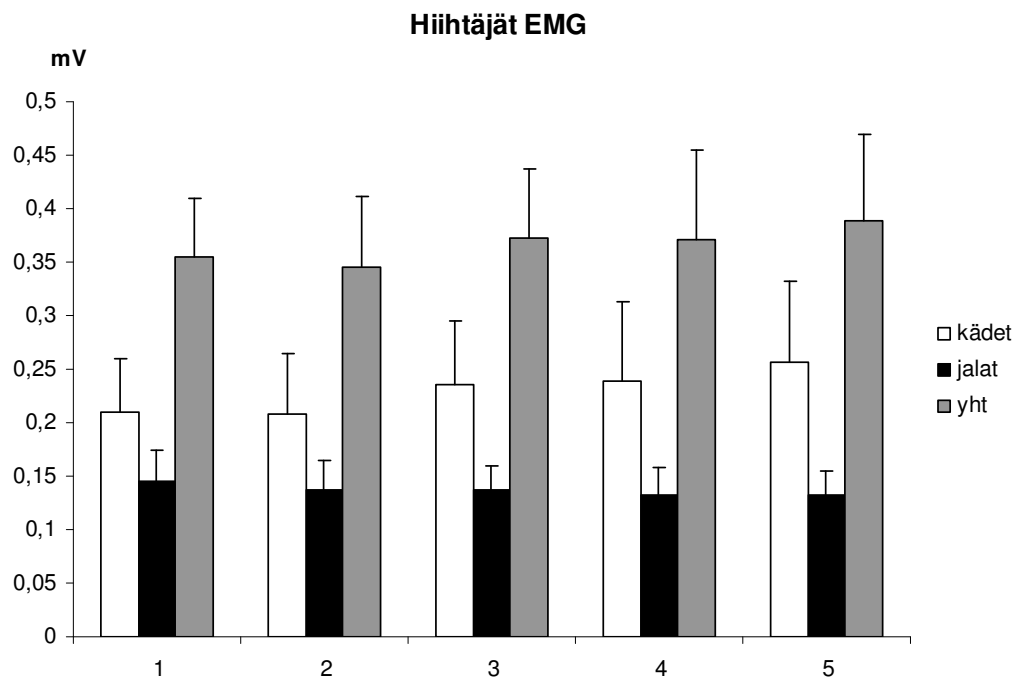
Voimaimpulssi oli tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) pienempi naisryhmällä lyhyimmällä sauvalla ( $4,75 \pm 1,73$  Ns) kuin suositusten mukaisella sauvalla ( $6,23 \pm 1,70$  Ns). Naisten lyhyimmällä sauvalla tuottama voimaimpulssi oli 23,7 % alhaisempi kuin suositusten mukaisella sauvalla. Hiihtäjillä ja miehillä mikään sauva ei eronnut tilastollisesti suositusten mukaisesta sauvasta, vaihteluvälillä ollessa 10,11 – 11,65 ja 9,05 – 10,54 Ns (KUVA 5).



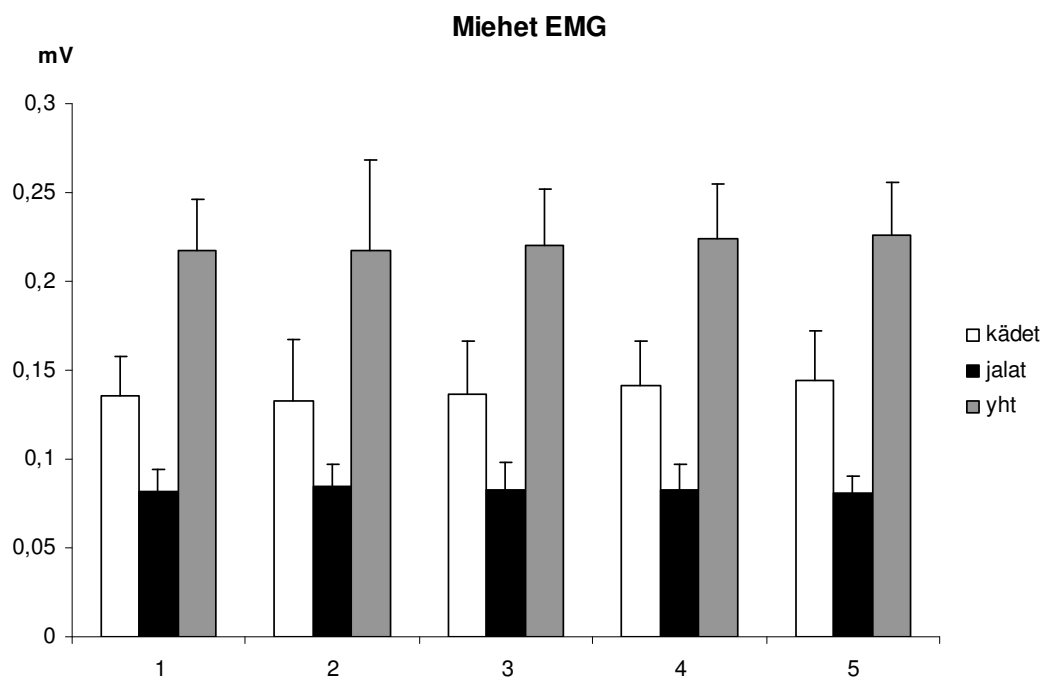
KUVA 5. Sauvanpituuden vaikutus sauvakontaktin voimaimpulssiin (\* = eroaa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta,  $p < 0,05$ )

#### 7.4 Sauvanpituuden vaikutus lihasten EMG -aktiivisuuteen

*Ylä- ja alavartalolihas yhdistetty lihasaktiivisuus ja koko kehon kokonaisaktiivisuus.* Ylä- ja alavartalolihasaktiivisuus sekä niiden yhteisaktiivisuus ei eronnut tilastollisesti merkitsevästi hiihtäjillä eikä mieskuntoilijoilla millään sauvanpituudella verrattaessa suositusten mukaiseen sauvaan. Hiihtäjillä suurimmat aktiivisuudet ylävartalon ( $0,257 \pm 0,076$  mV) sekä yhteisaktiivisuuden ( $0,389 \pm 0,081$  mV) osalta löydettiin pisimmällä sauvalla ja alavartalon osalta lyhimmillä sauvalla ( $0,145 \pm 0,030$  mV) (KUVA 6). Myös miehillä suurimmat aktiivisuudet ylävartalon ( $0,145 \pm 0,027$  mV) ja yhteisaktiivisuuden ( $0,225 \pm 0,030$  mV) osalta löydettiin pisimmällä sauvalla (KUVA 7). Miesten osalta alavartalon aktiivisuus oli suurinta toiseksi lyhimmillä sauvalla ( $0,086 \pm 0,012$  mV). Mies- ja hiihtäjärühmillä ei kuitenkaan havaittu tilastollista merkitsevyyttä EMG -aktiivisuuksissa.

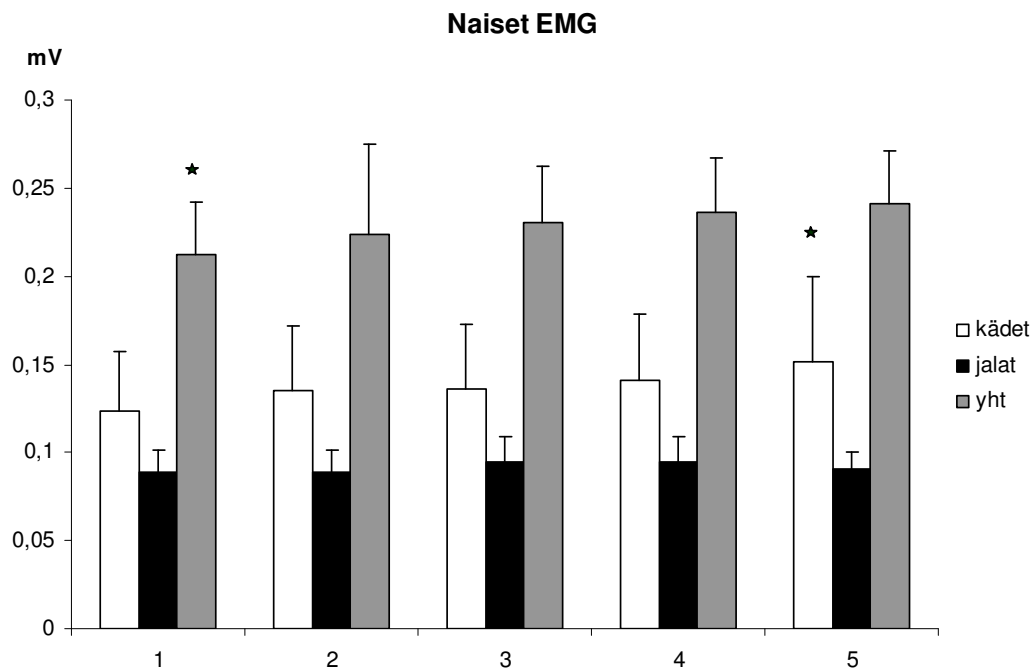


KUVA 6. Hiihtäjien ylä-, alavartalolihasen aktiivisuus ja koko kehon yhteisaktiivisuus eri sauvanpituuksilla



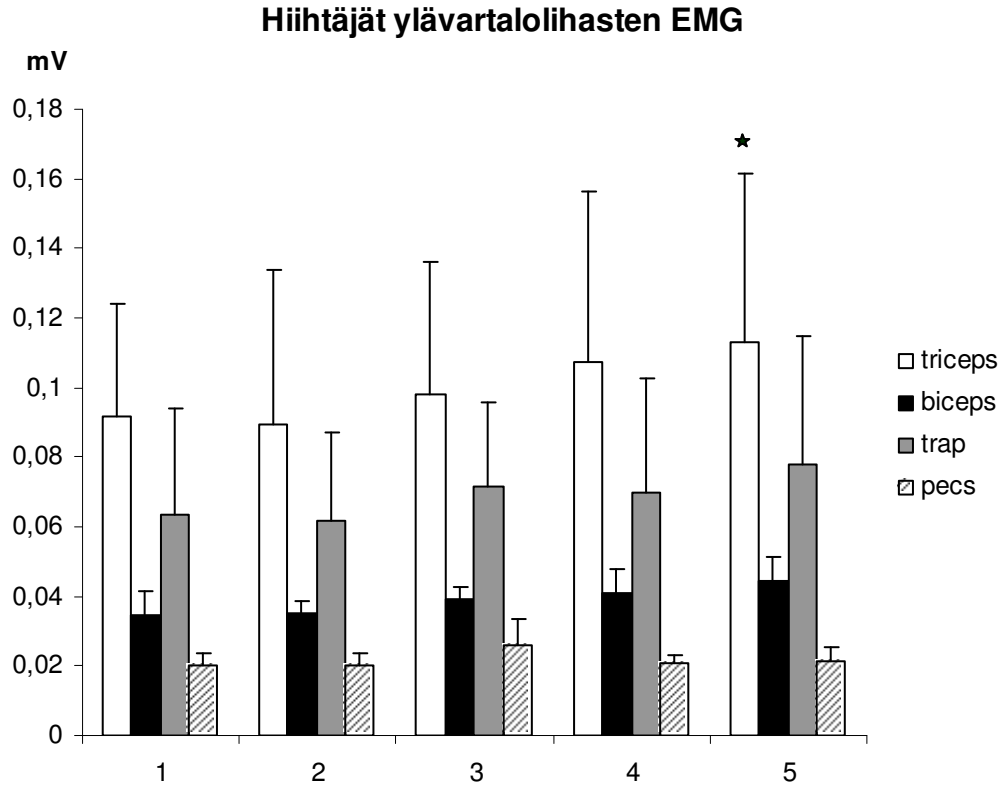
KUVA 7. Miesten ylä-, alavartalolihasen aktiivisuus ja koko kehon yhteisaktiivisuus eri sauvanpituuksilla

Naisilla pisin sauva ( $0,151 \pm 0,049$  mV) erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) ylävartalolihashasten aktiivisuuden osalta suositusten mukaisesta sauvasta ( $0,135 \pm 0,039$  mV). Pisimmällä sauvalla saavutettiin 11,9 % suurempi ylävartalon aktiivisuus. Yhteisaktiivisuus erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) lyhimmän sauvan ( $0,213 \pm 0,035$  mV) osalta verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan ( $0,231 \pm 0,039$  mV). Lyhyimmällä sauvalla saavutettiin 7,8 % matalampi aktiivisuus (KUVA 8).



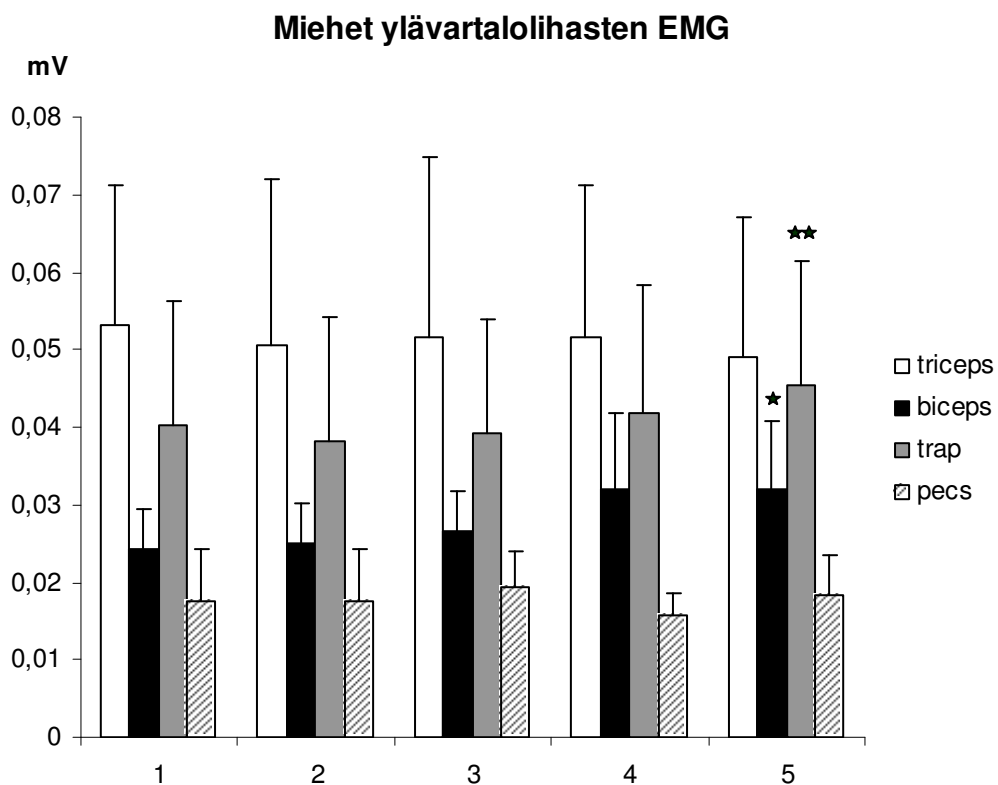
KUVA 8. Naisten ylä-, alavartalolihashasten aktiivisuus ja koko kehon yhteisaktiivisuus eri sauvanpituuksilla (\* = eroaa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva 3),  $p < 0,05$ )

*Ylävartalolihas*en lihaskohtainen aktiivisuus. Hiihtäjien lihaskohtaisista ylävartalonlihasten EMG -aktiivisuuksista tricepsin aktiivisuus ( $0,113 \pm 0,048$  mV) erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p \leq 0,05$ ) pisimmällä sauvalla verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan ( $0,098 \pm 0,038$  mV). Aktiivisuuden ero oli 15,4 prosenttia. (KUVA 9).



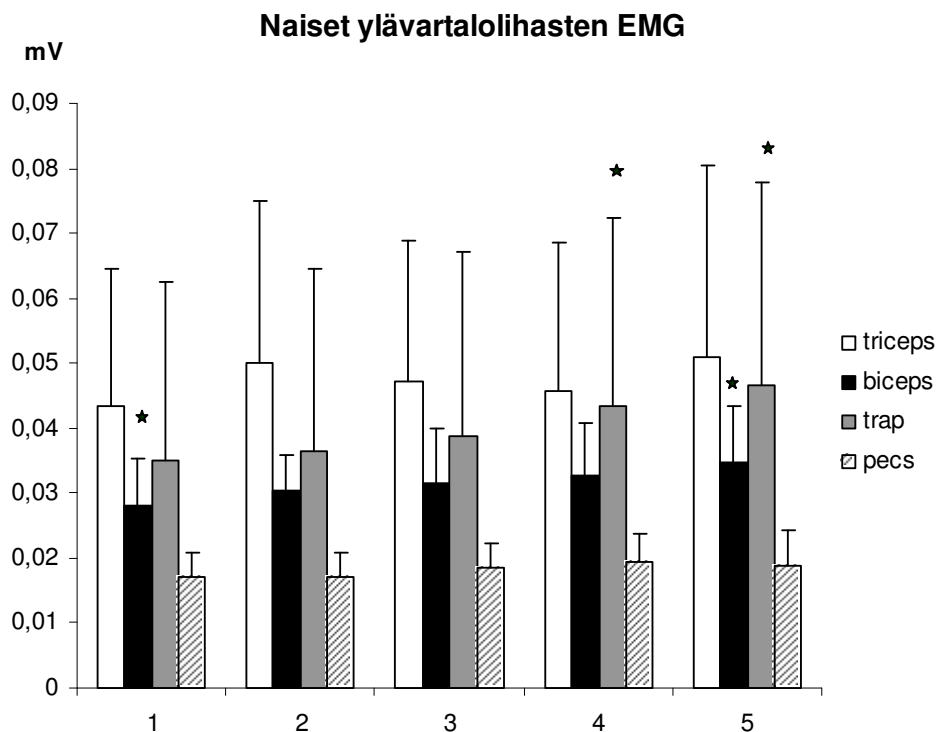
KUVA 9. Hiihtäjien ylävartalon lihaskohtaiset aktiivisuudet eri sauvanpituuksilla (\* = eroa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva 3),  $p < 0,05$ )

Miehillä trapezius lihaksen aktiivisuus erosi pisimmällä sauvalla ( $0,045 \pm 0,016$  mV) tilastollisesti merkitsevästi ( $p \leq 0,01$ ) verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan ( $0,039 \pm 0,015$  mV). Aktiivisuuden ero oli 15,4 %. Pisimmällä sauvalla myös biceps ( $0,032 \pm 0,009$  mV) erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p \leq 0,05$ ) suositusten mukaisesta sauvasta ( $0,027 \pm 0,005$  mV). Aktiivisuuden ero on 18,6 prosenttia (KUVA 10).



KUVA 10. Miesten ylävartalon lihaskohtaiset aktiivisuudet eri sauvanpituuksilla (\*\* = eroa erittäin merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva 3),  $p < 0,01$ , \* = eroa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva 3),  $p < 0,05$ )

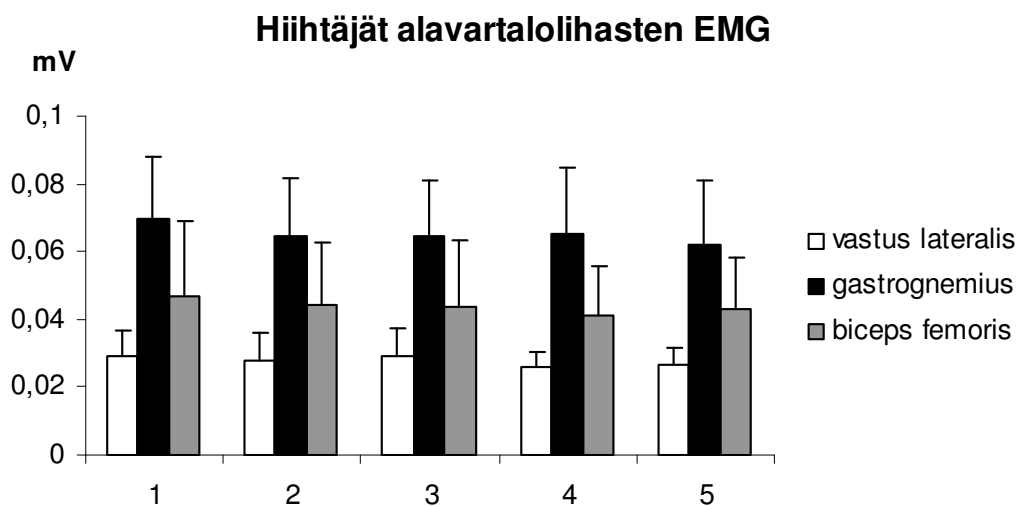
Naisten osalta bicepsin aktiivisuus erosi tilastollisesti merkitsevästi niin lyhyimmällä ( $0,028 \pm 0,007$  mV) kuin pisimmällä ( $0,035 \pm 0,009$  mV) sauvalla suositusten mukaisesta sauvasta ( $0,031 \pm 0,008$  mV,  $p < 0,05$ ). Trapezius puolestaan erosi tilastollisesti merkitsevästi pisimmällä ( $0,046 \pm 0,031$  mV) ja toiseksi pisimmällä sauvalla ( $0,043 \pm 0,029$  mV) verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan ( $0,039 \pm 0,029$  mV,  $p < 0,05$ ). (KUVA 11)



KUVA 11. Naisten ylävartalon lihaskohtaiset aktiivisuudet eri sauvanpituuksilla (\* = eroaa merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta (sauva3),  $p < 0,05$ )

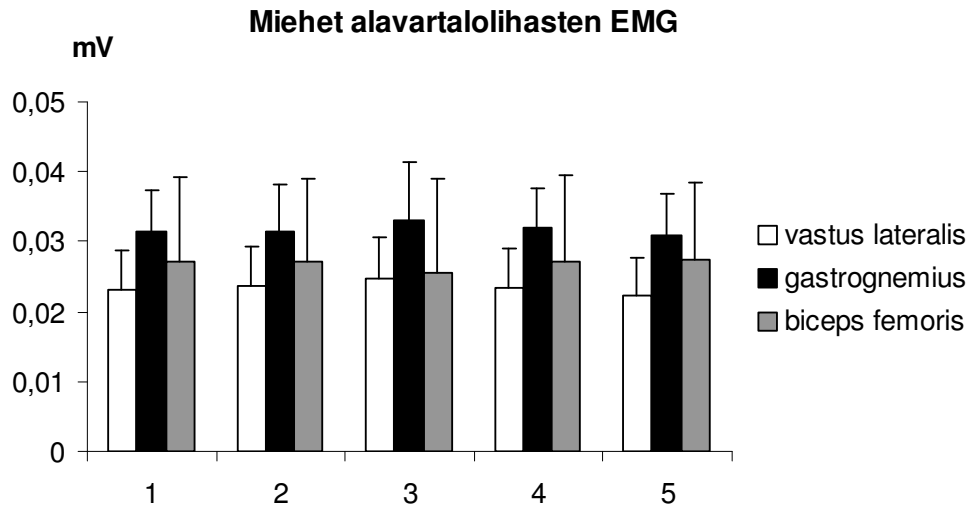


*Ylävartaloli hasten lihaskohtainen aktiivisuus.* Hiihtäjillä alavartalon lihakset eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi eri sauvoilla verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan (KUVA 12). Vastus Lateralis lihaksen aktiivisuuden vaihteluväli oli 0,026 – 0,029 mV. Gastrognemiuksen aktiivisuus vaihteli välillä 0,062 - 0,070 mV. Biceps femoriksen aktiivisuuden vaihteluväli oli 0,043 -0,047 mV.



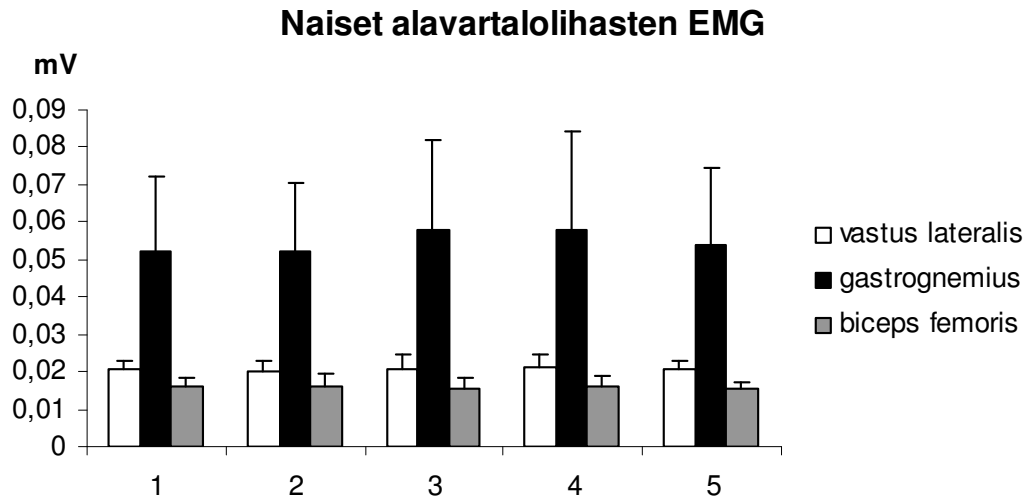
KUVA 12. Hiihtäjien alavartalon lihaskohtaiset aktiivisuudet eri sauvanpituuksilla

Miehillä alavartalon lihakset eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi eri sauvoilla verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan (KUVA 13). Vastus Lateralis aktiivisuus vaihteli 0,022 – 0,023 mV. Gastrognemiuksen aktiivisuus vaihteli välillä 0,031 - 0,033 mV. Biceps femoriksen aktiivisuuden vaihteluväli oli 0,025 – 0,027 mV.



KUVA 13. Miesten alavartalon lihaskohtaiset aktiivisuudet eri sauvanpituuksilla

Naisilla alavartalon lihakset eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi eri sauvoilla verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan (KUVA 14). Vastus Lateraliksen aktiivisuus vaihteli välillä 0,020 – 0,021 mV. Gastrognemiuksen aktiivisuuden vaihteluväli oli 0,052 - 0,058 mV. Biceps femoriksen aktiivisuus vaihteli puolestaan välillä 0,015 – 0,016 mV.

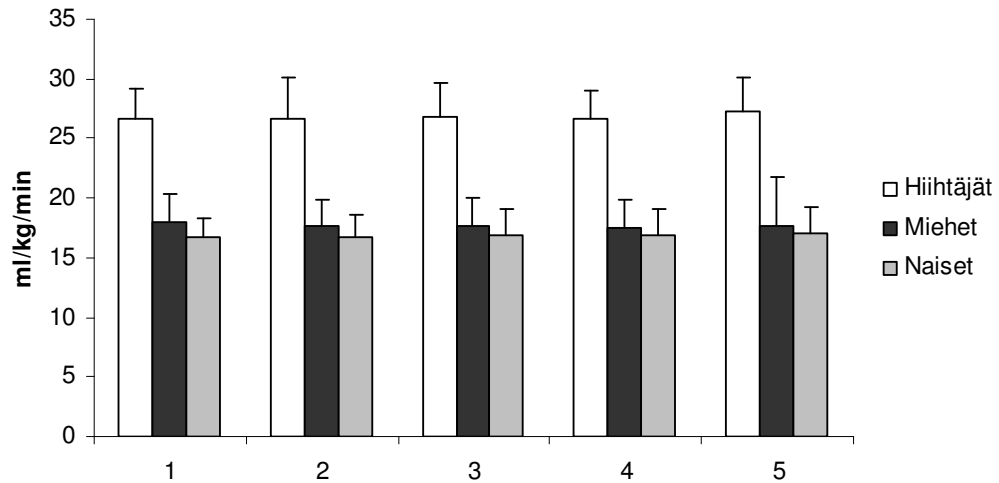


KUVA 14. Naisten alavartalon lihaskohtaiset aktiivisuudet eri sauvan pituuksilla

## 7.5 Sauvanpituuden vaikutus hapen- ja energiankulutukseen

Hapenkulutus ei eronnut merkitsevästi eri sauvojen välillä millään koehenkilöryhmällä. Hiihtäjien osalta hapenkulutuksen vaihteluväli oli 26,62 - 27,24 ml/kg/min. Miesten hapenkulutus vaihteli välillä 17,55 - 17,97 ml/kg/min. Naisilla hapenkulutuksen vaihteluväli oli 16,75 - 17,09 ml/kg/min. Hapenkulutuksissa ei siis kuitenkaan ollut tilastollista merkitsevyyttä, vaikka erityisesti naisilla oli havaittavissa pientä hapenkulutuksen lisäystä pidemmällä sauvoilla. (KUVA 15).

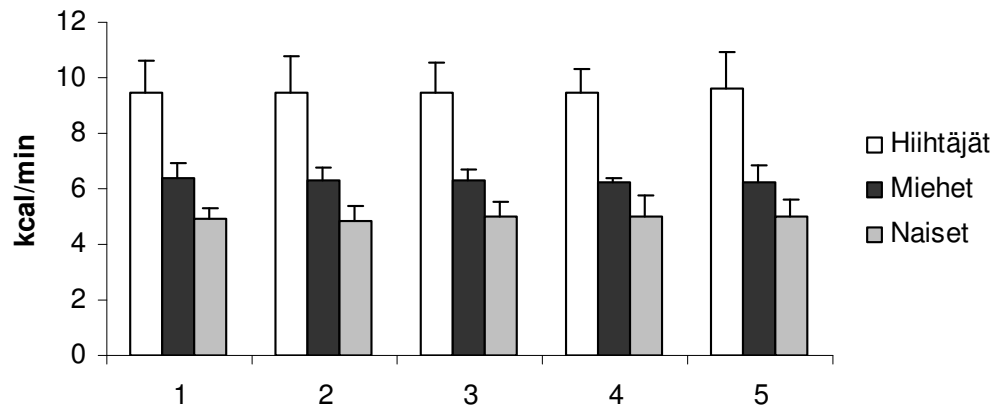
### Hapenkulutus



KUVA 15. Sauvanpituuden vaikutus hapenkulutukseen

Energiankulutus ei myöskään eronnut tilastollisesti merkitsevästi eri sauvojen välillä millään koehenkilöryhmällä (KUVA 16). Hiihtäjien energiankulutus eri sauvoilla oli välillä 9,43 – 9,65 Kcal/min. Miesten energiankulutuksen vaihteluväli oli 6,21 – 6,39 Kcal/min. Naisten energiankulutus vaihteli puolestaan välillä 4,88 – 5,02 Kcal/min.

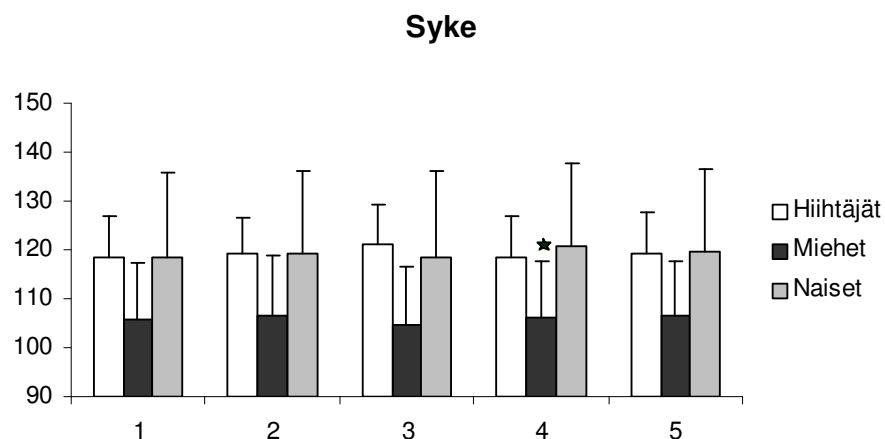
### Energiankulutus



KUVA 16. Sauvanpituuden vaikutus energiankulutukseen

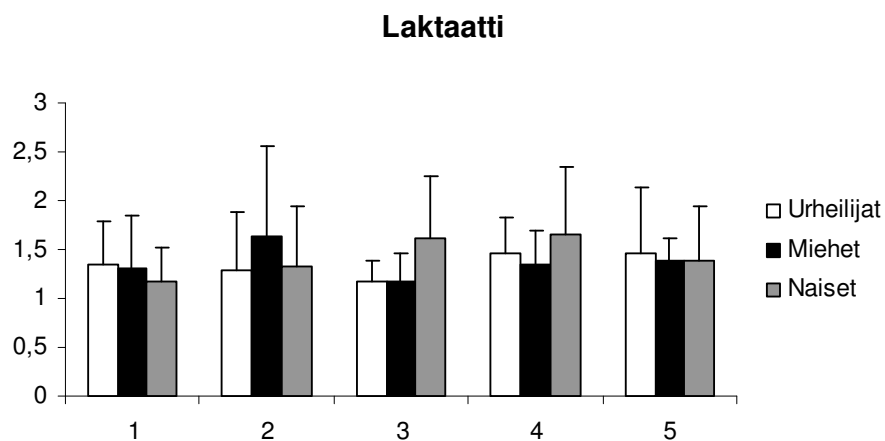
## 7.6 Sauvanpituuden vaikutus sykkeeseen ja veren laktaattipitoisuuteen

Tutkittaessa eri sauvoilla saavutettuja sykkeitä havaitaan, että sauvanpituus ei vaikuttanut millään ryhmällä tilastollisesti merkitsevästi sykkeeseen (KUVA 17). Hiihtäjillä sykkeen vaihteluväli oli 118 – 121 lyöntiä minuutissa. Miehillä ja naisilla vastaavat vaihtelut olivat 105 – 107 ja 118 – 121 lyöntiä minuutissa.



KUVA 17. Syke eri sauvan pituuksilla (\* = eroa merkitsevästi naisryhmän tuloksesta,  $p < 0,05$ )

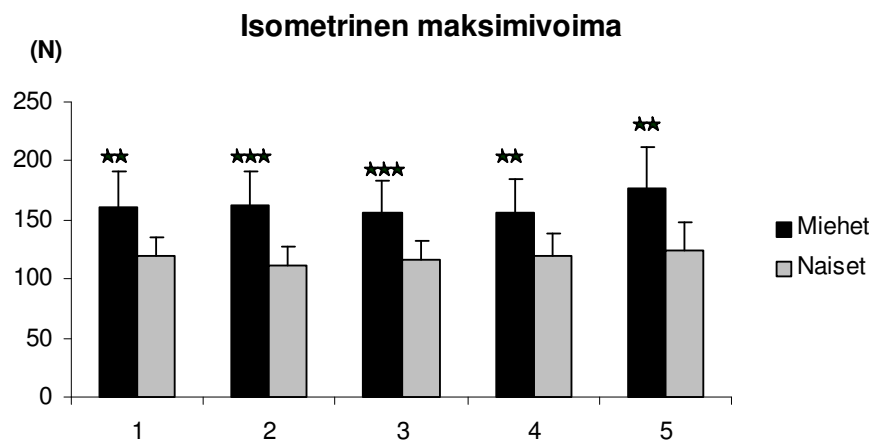
Veren laktaattipitoisuus ei eronnut tilastollisesti merkitsevästi eri sauvanpituuksien välillä millään ryhmällä (KUVA 18).



KUVA 18. Veren laktaattipitoisuus eri sauvan pituuksilla

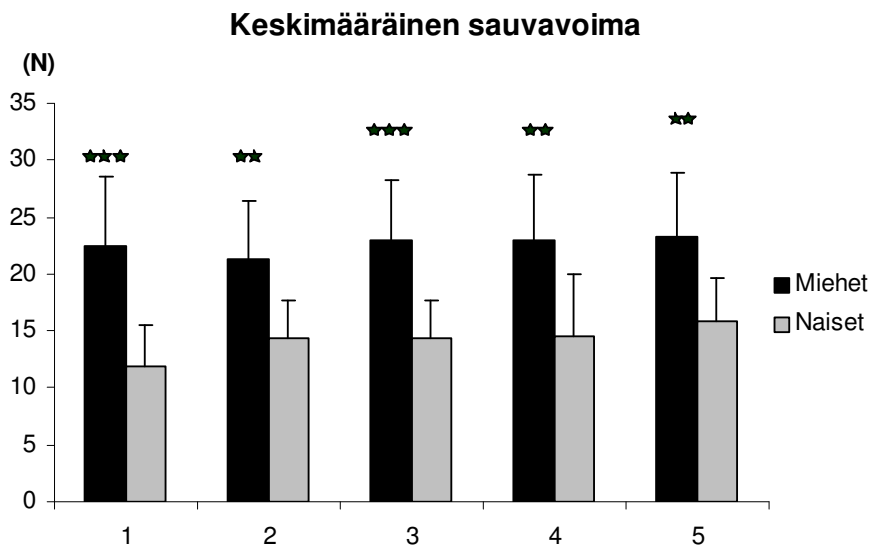
## 7.7 Sukupuolen vaikutus sauvakävelyn muuttujiin

Tutkittaessa miesten ja naisten eroja hapen- ja energiankulutuksissa havaitaan, että ne eivät eroa toisistaan tilastollisesti merkitsevästi (KUVAT 15 ja 16). Isometrisessä maksimivoimamittauksessa miehet puolestaan saavuttivat tilastollisesti merkitsevästi suurempia voimia kaikilla sauvanpituuksilla kuin naiset (KUVA 19). Tilastollisen merkitsevyyden ollessa toiseksi lyhyimmällä ja ns. suositusten mukaisella sauvalla erittäin suuri ( $p < 0,001$ ) ja muilla sauvoilla suuri ( $p < 0,01$ ).



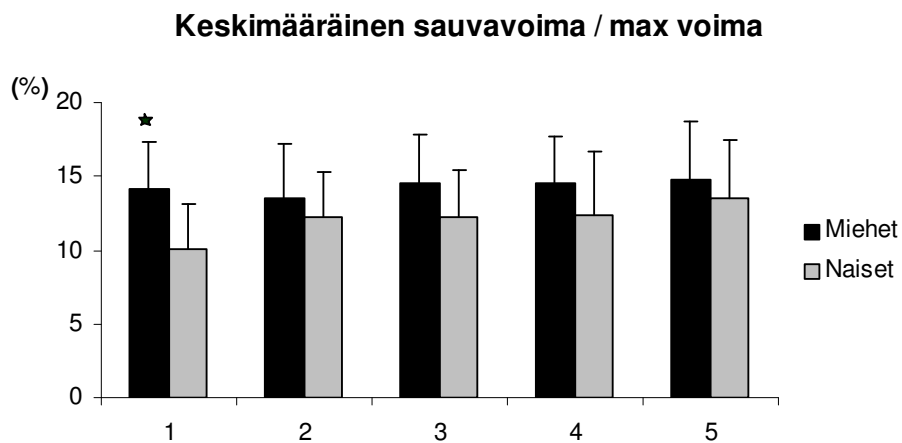
KUVA 19. Mies- ja naisryhmän isometriset maksimivoimat eri sauvan pituuksilla (\*\*\* = eroa erittäin merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,001$ . \*\* = eroa erittäin merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,01$ ).

Keskimääräisiä sauvavoimia tutkittaessa havaitaan, että miehet saavuttivat tilastollisesti merkitsevästi suurempia voimia kaikilla sauvanpituuksilla kuin naiset (KUVA 20). Tilastollisen merkitsevyyden ollessa lyhyimmällä ja ns. suositusten mukaisella sauvalla erittäin suuri ( $p < 0,001$ ) ja muilla sauvoilla suuri ( $p < 0,01$ ).



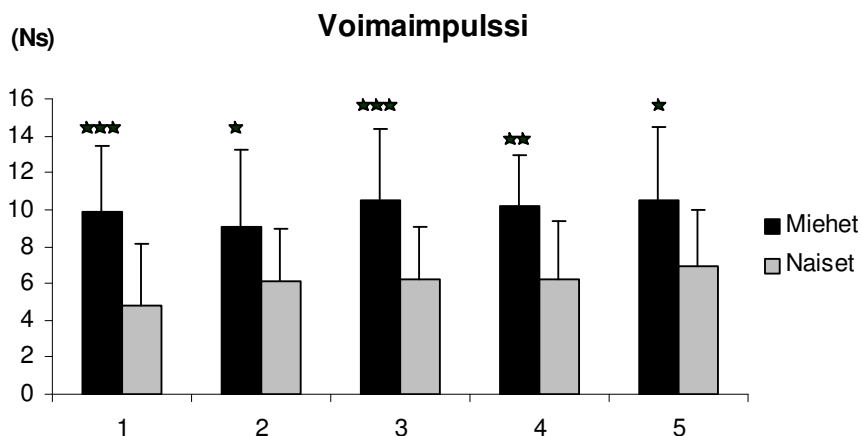
KUVA 20. Mies- ja naisryhmän keskimääräiset sauvavoimat eri sauvan pituuksilla (\*\*\*) = eroa erittäin merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,001$ . \*\* = eroa erittäin merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,01$ ).

Tutkittaessa keskimääräisiä sauvavoimia suhteutettuna samalla sauvanpituudella tehtyyn isometriseen maksimivoimaan havaitaan, että miehet tuottivat tilastollisesti merkitsevästi suhteellisesti enemmän voimaa lyhyimmällä sauvalla kuin naiset ( $p < 0,05$ ) (KUVA 21).



KUVA 21. Mies- ja naisryhmän keskimääräiset sauvavoimat suhteutettuna isometriseen maksimivoimaan eri sauvan pituuksilla (\* = eroa merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,05$ ).

Sauvakontaktin aikainen voimaimpulssi oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi miesryhmällä kaikilla sauvanpituuksilla kuin naisryhmällä (KUVA 22). Toiseksi lyhyimmällä ja pisimmällä sauvalla havaittiin tilastollinen merkitsevyys ( $p < 0,05$ ). Toiseksi pisimmällä sauvalla tilastollinen merkitsevyys oli suuri ( $p < 0,01$ ). Lyhyimmällä ja ns. suositusten mukaisella sauvalla tilastollinen merkitsevyys oli erittäin suuri ( $p < 0,001$ ).



KUVA 22. Mies- ja naisryhmän voimaimpulssit eri sauvan pituuksilla (\*\*\*\* = eroaa erittäin merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,001$ . \*\* = eroaa erittäin merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,01$ . \* = eroaa merkitsevästi naisryhmästä,  $p < 0,05$ ).

Kävelyn aikainen syke sauvalla 4 oli tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) alhaisempi miesryhmällä kuin naisryhmällä (KUVA 17). Tutkittaessa kävelyn jälkeisiä veren laktaattipitoisuuksia ei mies- ja naisryhmän välillä havaittu eroja (KUVA 18).



## 8 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää sauvanpituuden vaikutuksia sauvakävelyn fysiologisissa vasteissa sekä selvittää sauvakävelyharrastukseen optimisauvanmitta. Sauvakävely on kuntoilumuoto, joten ns. optimisauvanpituudeksi voidaan kuvitella sauva, jolla kävellessä energiankulutus on mahdollisimman suurta ilman, että sauvanpituus vaikuttaa sauvakävelytekniikkaan. Olettamuksena oli, että mahdolliset erot energiankulutuksessa eri sauvanpituuksien välillä ovat epätaloudellisemman käsityön lisääntymisen seurausta. Lisäksi haluttiin selvittää onko mies- ja naiskuntoilijoiden välillä eroja sauvakävelyn aikaisissa energian- ja hapenkulutuksissa, sauvavoimissa ja lihasaktiivisuuksissa.

Tulokset:

*Energian- ja hapenkulutus* ei eronnut minkään sauvan välillä tilastollisesti merkitsevästi kävellessä juoksumatolla.

*Isometrinen maksimivoima* erosi miesten ja mieskilpahiittäjien osalta ns. suositusten mukaisesta sauvasta. Molemmat ryhmät tuottivat pisimmällä sauvalla tilastollisesti merkitsevästi enemmän voimaa kuin vertailusauvalla. Hiihtäjien osalta tilastollinen teho oli 69,7 % ja miesten osalta 61 %. Naisryhmän tulokset noudattivat samanlaista trendiä, mutta ilman tilastollista merkitsevyyttä. Suorituksen puhtaus saattoi vaikuttaa tuloksiin varsinkin pisimmillä sauvoilla. Mahdollisesti pisimmillä sauvoilla koehenkilöt edesauttoivat voiman tuottamista koukistamalla jalkoja / ylävartaloa.

*Keskimääräiset sauvavoimat* erosivat ns. suositusten mukaisesta sauvasta naiskuntoilijoiden ja mieskilpahiittäjien osalta. Naiskuntoilijat tuottivat tilastollisesti merkitsevästi vähemmän voimaa lyhyimmällä sauvalla ja enemmän pisimmällä sauvalla. Tilastollinen teho oli lyhyimmällä sauvalla 76 % ja pisimmällä sauvalla 57 %. Hiihtäjät tuottivat lyhyimmällä sauvalla tilastollisesti merkitsevästi vähemmän verrattuna ns. suositusten mukaiseen sauvaan, tilastollisen tehon ollessa 73 %:a. Hiihtäjät tuottivat myös eniten voimaa pisimmällä sauvalla, mutta tämä ero ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevä.

*Keskimääräiset sauvavoimat suhteutettuna isometriseen maksimivoimaan* erosivat myös ns. suositusten mukaisesta sauvasta naiskuntoilijoiden ja mieskilpahihtäjien osalta. Tilastolliset merkitsevyydet löydettiin samoilla sauvoilla kuin keskimääräisissä sauvavoimissa. Tilastollisen tehon ollessa hiihtäjillä lyhyimmän sauvan osalta 77 % ja naisilla lyhyimmän sauvan osalta 81 % ja pisimmän sauvan osalta 55 %

*Voimaimpulssi* erosi naiskuntoilijoiden osalta vertailu sauvasta. Naiset tuottivat lyhyimmällä sauvalla tilastollisesti merkitsevästi vähemmän voimaa kuin suositusten mukaisella sauvalla. Tilastollisen tehon ollessa 92 %:a. Niin naisilla kuin mieshiihtäjilläkin oli havaittavissa pientä voimaimpulssin kasvua siirryttäessä pidempiin sauvoihin, mutta ero ei ollut tilastollisesti merkitsevä verrattuna suositusten mukaiseen sauvaan.

*EMG -aktiivisuuksien* osalta koehenkilö määrät tippuivat hiihtäjillä 5, miehillä 7 ja naisilla 9. Tämä johtui mittaussignaalin olleista häiriöistä, joita oli varsinkin biceps femoriksen kohdalla. Syy tähän oli todennäköisesti EMG -elektrodin vioittuminen. Tutkittaessa ylä- ja alavartalolihas-aktiivisuuksia sekä niiden yhteenlaskettua kokonaisaktiivisuutta ei havaittu miehillä eikä hiihtäjillä tilastollisesti merkitseviä eroja. Tästä huolimatta niin ylävartalon kuin kokovartalon aktiivisuus kasvoi vähän siirryttäessä pidempiin sauvoihin. Ero ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevä. Myös naisilla oli havaittavissa samankaltainen suuntaus ylävartalon ja kehon kokonaisaktiivisuuden kasvussa pidemmällä sauvoilla. Naisilla kokonaisaktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi alhaisempi lyhyimmällä sauvalla, tilastollisen tehon ollessa 67 %:a ja ylävartalolihas-aktiivisuus tilastollisesti merkitsevästi suurempaa pisimmällä sauvalla, tilastollisen tehon ollessa 72 %:a. Tutkittaessa ylävartalolihas-aktiivisuuksia havaittiin kaikissa ryhmissä tilastollisesti merkitseviä eroja joidenkin lihasten välillä. Hiihtäjien triceps brachii-lihaksen aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempaa pisimmällä sauvalla kuin suositusten mukaisella sauvalla, tilastollisen tehon ollessa 62 %:a. Mies- ja naisryhmän lihasaktiivisuudet eri sauvoilla olivat samankaltaisia. Pidemmällä sauvoilla saavutettiin tilastollisesti merkitsevästi suurempaa biceps brachii ja trapezius lihaksen aktiivisuuksia. Miehillä trapezius lihaksen aktiivisuus erosi tilastollisesti erittäin merkitsevästi ns. suositusten mukaisesta sauvasta, tilastollisen tehon ollessa 94 %:a. Biceps brachii erosi myös pisimmällä

sauvalla tilastollisesti merkitsevästi, tilastollisen tehon ollessa 54 %:a. Naisilla biceps brachii lihaksen aktiivisuus erosi merkitsevästi niin lyhyimmällä kuin pisimmälläkin sauvalla. Tilastollisen tehon ollessa lyhyimmällä sauvalla 55 %:a ja pisimmällä 53 %:a. Trapeziuksen aktiivisuus puolestaan erosi merkitsevästi kahdella pisimmällä sauvalla. Tilastollisten tehojen ollessa toiseksi pisimmälle sauvalle 53 % ja pisimmälle sauvalle 89 %:a Alavartalolihasen aktiivisuuksissa ei ollut eroja millään ryhmällä verrattaessa muita sauvoja ns. suositusten mukaiseen sauvaan.

Eri sauvoilla saavutetut sykkeet ja veren laktaattipitoisuudet eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Miesten saavuttamat sykkeet olivat n. 20 lyöntiä alhaisemmat kuin muilla ryhmillä. On otettava kuitenkin huomioon, että mieskilpahiittäjillä maton nopeus ja kulma olivat erilaiset.

#### Päätelmät:

Tämä tutkimus tehtiin juoksumatolla, joten kävelynopeus oli kaikilla sauvoilla sama. Sama nopeus kaikilla sauvanpituuksilla aiheutti teennäisen tilanteen, joka saattoi vaikuttaa hapen- ja energiankulutukseen eri sauvoilla. Tässä tutkimuksessa ylävartalotyö ja sauvavoimat lisääntyivät hivenen siirryttäessä pidempiin sauvoihin. Sama maton nopeus ei mahdollista nopeuden kasvua lisääntyneen ylävartalotyön avulla. Tämän seurauksena lisääntyntä ylävartalotyötä joudutaan kompensoimaan vähentämällä alavartalotyötä, kuten tässä tutkimuksessa hyvin minimaalisesti tapahtuikin. Voidaankin olettaa, että tehtäessä mittaukset radalla tai maastossa itsevalitulla nopeudella olisi eri sauvojen välillä eroja käytetyissä kävelynopeuksissa. Kävelynopeuksien kasvun seurauksena olisi myös havaittu eroja niin energian- kuin hapenkulutuksen osalta. Tässä tutkimuksessa käveltiin ainoastaan yhdellä maton kulmalla, joten tutkimus ei kerro sauvojen mahdollisista eroista kävellessä esim. jyrkempään ylämäkeen tai alamäkeen. Mielenkiintoinen jatkotutkimuksen aihe olisikin tehdä tutkimus radalla itsevalitulla nopeudella tai maastossa, joka sisältää erilaisia maastonvaihteluja.

Tässä tutkimuksessa käytettiin maton nopeutena naisten ja miesten osalta 6 km/h, kulman ollessa 1 aste ja hiihtäjien osalta nopeus oli 7 km/h, kulman ollessa 3,5 astetta. Miesten ja naisten osalta nopeus ja kulma olivat samansuuruisia kuin aiemmissa sauvakävelytutkimuksissa, joissa se on ollut hieman yli 6 km/h (mm. Rodgers ym, 1994, Porcari ym. 1997, Church ym. 2002) Hiihtäjillä nopeus ja kulma olivat

suuremmat, koska samalla nopeudella ja kulmalla heidän sykkeensä olisivat jääneet liian mataliksi. Tässä tutkimuksessa olleet mieshenkilöt olivat melko hyväkuntoisia, joten heidän saavuttamansa sykkeet jäivät hieman liian alhaisiksi. Tämä virhe olisi voitu korjata tekemällä pilottimittaus useammalla koehenkilöllä ennen varsinaisia mittauksia, jolloin maton nopeus ja kulma olisi voitu valita sopivammiksi.

Verrattaessa nais- ja miesryhmää keskenään havaitaan joitakin eroja. Hapen- ja energiankulutuksissa sukupuolten välillä ei ollut tilastollista merkitsevyyttä millään sauvanpituudella. Miehet saavuttivat isometrisessä maksimivoimamittauksessa suurempia arvoja kuin naiset. Tilastollisen merkitsevyyden ollessa suuri ( $p < 0,01$  tai  $p < 0,001$ ) kaikilla sauvanpituuksilla. Tämä tulos on samansuuntainen aiempien tutkimusten kanssa (mm. Miller ym 1992). Huolimatta voimien suuruuseroista molempien ryhmien eri sauvojen arvot noudattivat samanlaista käyttäytymistä. Suurimmat arvot saavutettiin pisimmällä sauvalla ja pienimmät arvot suositusten mukaisella sauvalla

Tutkittaessa kävelyn aikaisia keskimääräisiä sauvavoimia havaitaan miehillä korkeampia voimia. Tilastollisen merkitsevyyden ollessa suuri tai erittäin suuri ( $p < 0,01$  tai  $p < 0,001$ ) kaikilla sauvanpituuksilla. Syynä tähän on miesten paremmat voimaominaisuudet. Ryhmät noudattivat samankaltaista käyttäytymistä eri sauvojen välillä, vaikka miehiltä ei löydettykään tilastollista merkitsevyyttä. Suurimmat sauvavoimat saavutettiin pisimmällä sauvalla ja pienimmät lyhyimmällä tai toiseksi lyhyimmällä sauvalla. Suhteutettaessa keskimääräiset sauvavoimat isometriseen maksimivoimaan havaitaan, että miehet saavuttivat myös suhteellisesti suurempia sauvavoimia kuin naiset huolimatta naisten paremmasta lihaskestävyydestä. Tilastollinen merkitsevyys ( $p < 0,05$ ) ryhmien välillä havaittiin lyhyimmällä sauvalla.

Myös sauvakävelyn aikaisissa sauvakontaktin voimaimpulsseissa havaittiin tilastollisia merkitsevyyksiä. Miehet tuottivat tilastollisesti merkitsevästi tai erittäin merkitsevästi ( $p < 0,05$ ,  $p < 0,01$  tai  $p < 0,001$ ) suuremman voimaimpulssin kaikilla sauvanpituuksilla. Ryhmien voimaimpulssit näyttävät noudattavan samankaltaista kasvua siirryttäessä pidempiin sauvoihin, vaikka miesten kohdalla ei havaitakaan tilastollista merkitsevyyttä.

Lihasktiivisuudet noudattivat sekä mies- ja naisryhmän kesken melko samanlaista trendiä. Miehillä sauvojen väliset erot vaan olivat niin pieniä, ettei tilastollista merkitsevyyttä löytynyt. Molemmilla ryhmillä niin ylävartalon kuin koko kehon yhteisaktiivisuus kasvoi hivenen pidemmällä sauvoilla. Alavartalon yhteisaktiivisuuden pientyessä minimaalisesti pisimmillä sauvoilla. Lihaskohtaiset aktiivisuudet noudattivat myöskin samanlaista suuntausta. Molemmilla ryhmillä triceps brachii ja trapezius lihaksen aktiivisuus kasvoi sauvojen pidentyessä.

Verrattaessa lajia harrastaneita (hiihtäjiä) lajia harrastamattomiin (miehet ja naiset) havaitaan eroja lihasaktiivisuuden muutoksissa eri sauvoilla. Pidemmällä sauvoilla hiihtäjät aktivoivat enemmän triceps brachii lihasta, kun miehet ja naiset aktivoivat enemmän biceps brachii ja trapezius lihasta. Tämä kertonee ryhmien välisestä tekniikka erosta. Lajia harrastaneet osaavat pidemmälläkin sauvoilla kävellä hartiat rentoina, kun puolestaan kokemattomat kävelijät nostavat hartioitaan ja koukistavat kyynärvarttaan enemmän. Tästä seurauksena on trapezius ja biceps brachii lihasten aktiivisuuden kasvu. Liiallinen trapezius lihaksen aktiivisuuden kasvu saattaa aiheuttaa niska / hartiaseudun kipuja. Tästä johtuen voidaankin ajatella, että lajia harrastaneiden optimisauvanpituus tulisi olla hieman pitempi kuin lajia harrastamattomien.

Tutkimustulosten perusteella voidaan päätellä, että luonnollisissa olosuhteissa pidemmällä sauvoilla kävelynopeus on suurempi, jonka seurauksena myös energiankulutus kasvaa. Pitää kuitenkin ottaa huomioon, että lajia harrastamattomat eivät pysty pisimmillä sauvoilla teknillisesti oikeanlaiseen suoritukseen. Tästä johtuen heille tulisi suositella hieman lyhyempää sauvaa, esim. sauva 3 tai 4. Lajia paljon harrastaneelle suositus sauvaksi käy puolestaan sauva 4 tai 5. Tutkimuksen yhteydessä tehty kysely miellyttävimmästä sauvanpituudesta vastaa aika hyvin tutkimuksen tulosta, vaikka koehenkilöt suosisivatkin hieman lyhyempiä sauvoja (LIITE 1).

## LÄHTEET

- Ahonen, J. & Huovinen, M. 2001. Kävelemällä terveyttä. Gummerus, Jyväskylä.
- Arvonen, S. & Heikkilä, M., 2001. Ulkoilijan kuntokirja: Sauvakävelystä keppijumpppaan. Edita, Helsinki.
- Arnaud, S., Zattara-Hartmann, M.C., Tomei, C., Jammes, Y. 1997. Correlation between muscle metabolism and changes in M-wave and surface electromyogram: dynamic constant load leg exercise in untrained subjects. *Muscle and Nerve* 20, 1197-1199.
- Asmussen, E., Bonde-Petersen, F. 1974. Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise, *Acta Physiol. Scand.*, 92, 537-545
- Basmajian, J.V., De Luca, C.J. 1985. *Muscles alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Fifth edition, Williams & Wilkins, Baltimore.
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J. 1974. Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. *Journal of Applied Physiology* 41, 191-196.
- Bosco, C., Komi, P.V., Ito, A., 1981. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement, *Acta Physiol. Scand.*, 111, 135 – 140.
- Bouissou, P., Estrade, P.Y., Goubel, F., Guezennec, C.Y., Serrurier, B. 1989. Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic leg exercise. *Journal of applied Physiology* 67, 1245-1249.
- Brunelle, E.A. & Miller, M.K. 1998. The effects of walking poles on ground reaction forces. *Research Quarterly Exercise Sports* 69 (Suppl.), A30.
- Cavagna, G.A., Citterio, G., 1974. Effect of stretching on the elastic characteristics and contractile component of frog striated muscle, *J. Physiol.*, 239, 1 – 14
- Church T. S., Earnest C. P., Morss G. M., 2002: Field testing of physiological responses associated with Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2002. 73 (3): 296-300.
- Consolanzio, C.F., Nelson, R.A., Daws, T.A., Krzywicki, H.J., Johnson, H.L. & Barnhart, R.A. 1971. Body weight, heart rate and ventilatory volume relationships to oxygen uptake. *American Journal of Clinical Nutrition* 24, 1180-1185.

- Davis J.A., Vodak, P., Wilmore, J.H., Vodak, J., Kurtz, P. 1976. Anaerobic threshold alterations caused by endurance training in middle-aged men. *Journal of Applied Physiology* 46 (6), 1039-1046.
- Deschenes, M.R., Kraemer, W.J., McCoy, R.W., Volek, J.S., Turner, B.M., Weinlein, J.C. 2000. Muscle recruitment patterns regulate physiological responses during exercise of the same intensity. *American Journal of Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* 279, 2229-2236.
- Durnin, J.V.G.A. & Womersley, J. 1974. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal of Nutrition* 32, 77- 97.
- Gullstrand L. & Svedenhag J., 2001. Swedish national sports complex, Bosön, Lidingö, Department of Clinical Physiology, St Görans hospital Stockholm, Sweden.
- Haskell, W., Yee, M.C., Evans, A. & Irby, P. 1993. Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantify physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25 (1), 109-115.
- Hoffman, M. D., Kassay, K. M., Zeni, A. I., Clifford P.S. 1996. Does the amount of exercising muscle alter the aerobic demand of dynamic exercise. *European Journal of Applied Physiology* 74, 541-547.
- Hug, F., Decherchi, P., Marqueste, T., Jammes, Y. 2004. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14, 187-195.
- Ito, A., Komi, P.V., Sjödín, B., Bosco, C., Karlsson, J. 1983. Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds, *Med. Sci. Sport Exerc.*, 15, 299 – 308
- Jammes, Y., Zattara-Hartmann, M.C., Caquelard, F., Arnaud, S., Tomei, C. 1997. Electromyographic changes in vastus lateralis during dynamic exercise. *Muscle and Nerve* 20, 247-249
- Jansen, R., Ament, W., Verkerke, G.J., Hof, A.L. 1997. Median power frequency of the surface electromyogram and blood lactate concentration in incremental cycle ergometry. *European Journal of applied Physiology* 75 (2), 102-108.
- Kantaneva, M. 2006 Tehokas sauvakävely: Sauvakävelyn salat. Saarijärven offset oy, Saarijärvi.
- Kantaneva M., Kasurinen, R. & Laukkanen, R. 2001. Sauvakävely ja muu sauvaliikunta. Gummerus, Jyväskylä

- Karawan, A., Porcari, J.P., Butte, N.K., Postmus, A.M., Stoughton, L., Larkin, J. 1992. Effects of 12 week of walking or exerstriding on upperbody strength and endurance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (Suppl.) 824, 138
- King, G.A., Blair, S.N., Bild, D.E., Dishman, R.K., Duppert, P.M., Marcus, B.H., Oldridge, N.B., Paffenbarger, R.S.Jr., Powel, K.E Yeager, K.K. 1992. Determinants of physical activity and interventions in adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24, 221-236.
- Knight C. A. & Caldwell G. E., 2000: Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (12), 2093-101.
- Lamonte, M.J. & Ainsworth, B.E. 2001. Quantifying energy expenditure and physical activity in the context of dose response. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (6), S370-S378.
- Luhtanen, P. 1988. Biomekaniikan tutkimusmenetelmien perusteet. Jyväskylän yliopiston monistuskeskus, Jyväskylä.
- Magel JR, McArdle W.D., Toner M., Delio D.J. Metabolic And Cardiovascular adjustment to arm training, *Journal of applied physiology* 1978, 45, 75 - 79
- Mayo, J. J., Kravitz, L. Wongsathikun, J. 2001. Detecting the onset of added cardiovascular strain during combined arm and leg exercise. *Journal of Exercise Physiology* 4 (3), 53-60.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 2000. *Exercise Physiology: energy, nutrition, and human performance*. 5. painos. Baltimore, Williams & Wilkins.
- Melanson, E. L. J. & Freedson, P. S. 1995. Validity of the Computer Science and Applications, Inc (CSA) activity monitor. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27, 934-940.
- Miller, A. E. J., MacDougall, J. D., Tarnopolsky, M. A. & Sale, D. G. 1992. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *European Journal of Applied Physiology* 66, 254-262
- Perry, J., 1992. *Gait Analysis, normal and pathological function*. Thorofare, N., J Slack
- Perttunen, J.R. & Komi, P.V. 2001. Effects of walking speed on foot loading patterns. *Journal of Human Movement Studies* 40, 291-305.
- Porcari, J.P., Hendrikson, T.L., Walter, L.T., Walsko, G. 1997. The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 68 (2), 161-166.



- Porcari, J., McCarron, R., Kline, G., Freedson, P., Ward, A., Ross, J., Rippe, J. 1987. Is fast walking an adequate aerobic training stimulus for 30- to 69-year old men and women? *Physician and Sportsmedicine*, 15, 119-129.
- Pendergast, D.R. 1989. Cardiovascular, respiratory, and metabolic responses to upper body exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 21 (5) Suppl: S121-S125
- Rodgers, C.D., Vanheest, J.L., Schachter, C.L. 1994. Energy expenditure during submaximal walking with exerstriders. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27 (4), 607-611.
- Roy, R.R., Baldwin, K.M., Edgerton, V.R. 1991. The plasticity of skeletal muscle: effects of neuromuscular activity. *Exercise in Sport Sciences review* 19, 269.
- Saunders, M.J., Evans, E.M., Arngrimsson, S.A., Allison, J.D., Warren, G.L., Cureton, K.J. 2000. Muscle activation and the slow component rise in oxygen uptake during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 2040-2045.
- Schwameder, H., Roithner R., Mueller, E., Niessen, W., Raschner, C. 1999. Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of Sport Sciences* 17, 969-978.
- Seals, D.R., Washburn, R.A., Hanson, P.G., Nagle, F.L. 1983. Increased cardiovascular response to static contraction of larger muscle groups. *Journal of Applied Physiology* 54, 434-437.
- Seniam, *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. Published by Roessingh Research and Development, Enschede, the Netherlands, 1999, ISBN 90-75452-14-4.
- Shinohara, M. & Moritani, T. 1992. Increase in neuromuscular activity and oxygen uptake during heavy exercise. *Annals of Physiology and Anthropology* 11, 257-262.
- Speakman, J.R. 1998. The history and theory of double labelled water technique. *American Journal of Clinical Nutrition* 68, 932-938.
- Thomas, S.N. Schroeder T., Secher N.H., Mitchell J.H., Cerebral blood flow during submaximal and maximal dynamic exercise in humans, *Journal of applied physiology* 1989, 67, 744-748
- Thys, H.T., Fraggiana, T., Margaria, R., 1972. Utilization of muscle elasticity in exercise, *J. Appl. Physiol.*, 32, 491 - 494

- Ward, A., Malloy, P., Rippe, J. 1987. Exercise prescription guidelines for normal and cardiac populations. *Cardiology Clinics* 5 (2), 197-210.
- Valkonen, T. 2005. Lihasaktiivisuuden yhteys hapen- ja energiankulutukseen vakiovauhtisessa kävelyssä, sauvakävelyssä sekä kevennytyssä sauvakävelyssä. *Biomekaniikan Pro Gradu tutkielma*, Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos.
- Vokac Z, Bell H., Bautz-Holter E., Rodahl K., Oxygen uptake/heart rate relationship in leg and arm exercise, sitting and standing, *Journal of applied physiology* 1975, 39, 54-59.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & Connor, J.C. 1992. *Dynamics of human gait*. Western Cape, South Africa, Kiboho Publishers.
- Washburn, R. A. & Seals, D. R. 1984. Peak oxygen uptake during arm cranking for men and women. *Journal of Applied Physiology* 1984, 56, 954-957.
- Whittle, M. 1991 *Gait analysis*. Butterworth-Heinemann, Oxford.
- Willson J.; Torry M. R.; Decker M. J.; Kernozek T.; Steadman J. R. 2001. Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (1): p 142-147.
- Williams, K.R., Cavanaugh, P.R., Relationship between distance running mechanics, running economy and performance, *Journal of applied physiology* 1987, 63:1236
- Winter, D.A. 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*. Second edition. Wiley, New York, Wiley- interscience publication
- Winter D.A. 1987. *The biomechanics and motor control of human gait*. Second edition, Waterloo, Canada
- [www.exel.fi](http://www.exel.fi) (viitattu 19.5.2007)
- [www.suomenlatu.fi](http://www.suomenlatu.fi) (viitattu 19.5.2007)
- Åstrand P.O., Ekblom, B., Messin, R., Saltin, B., Stenberg, J. 1965. Intraarterial blood pressure during exercise with different muscle groups. *Journal of Applied Physiology* 20, 253-256.

**Liite 1**