

Lihasktiivisuuden yhteys hapen- ja energiankulutukseen vakiovauhtisessa kävelyssä, sauvakävelyssä sekä kevennetyssä sauvakävelyssä

Teemu Valkonen

Biomekaniikan Pro Gradu tutkielma

Jyväskylän yliopisto

Liikuntabiologian laitos

Kevät 2006

Ohjaaja: Teemu Pullinen

TIIVISTELMÄ

Teemu Valkonen. 2006. Lihasaktiivisuuden yhteys hapen- ja energiankulutukseen vakiovauhtisessa kävelyssä, sauvakävelyssä sekä kevennetyssä sauvakävelyssä, Biomekaniikan Pro Gradu tutkielma, Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 51 sivua, 3 liitettä.

Aiemmat tutkimukset sauvakävelystä ovat keskittyneet lähinnä sauvakävelyn fysiologisiin vaikutuksiin ja niissä sauvakävelyn on todettu nostavan sykettä ja hapenkulutusta normaalia kävelyä enemmän. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää eri lihasten osallistumista ja neuraalisen ohjauksen osuutta työtä tekevien lihasten kesken vakiovauhtisessa kävelyssä, sauvakävelyssä sekä kevennetyssä sauvakävelyssä. Lisäksi haluttiin selvittää onko kuuden eri lihaksen lihasaktiivisuuden summalla sekä hapen- ja energiankulutuksella yhteys. Tutkimukseen osallistui yhdeksän koehenkilöä, jotka olivat iältään 22 - 27-vuotiaita. Koehenkilöt suorittivat kolme erilaista puolen tunnin pituista kävelysuoritusta juoksumatolla, jonka nopeus oli 6 km/h ja kulma 1°. Energiankulutus oli merkitsevästi ($p < 0,01$) korkeampi sauvakävelyssä ($6,47 \pm 1,17$ Kcal/min) kuin tavallisessa kävelyssä ($5,88 \pm 0,85$ Kcal/min). Sauvakävelyn aiheuttama energiankulutus oli hiukan korkeampaa kuin kevennetyn sauvakävelyn ($6,15 \pm 1,39$ Kcal/min), mutta erolla ei ollut tilastollista merkitsevyyttä. Myöskään kevennetyn sauvakävelyn ja tavallisen kävelyn välillä ei ollut tilastollista merkitsevyyttä. Hapenkulutus oli merkitsevästi korkeampi ($p < 0,01$) sauvakävelyssä ($19,99 \pm 1,38$ ml/kg/min) kuin tavallisessa kävelyssä ($18,33 \pm 1,30$ ml/kg/min). Kevennetty sauvakävely ($18,94 \pm 1,44$ ml/kg/min) ei poikennut tilastollisesti merkitsevästi kävelystä tai sauvakävelystä. Sauvakävely aiheutti erittäin merkitsevästi suurempaa ($p < 0,001$) kuuden eri lihaksen aktiivisuutta ($36229,34 \pm 4798,60$ au) verrattaessa kävelyyneen ($31335,14 \pm 3398,75$ au). Kevennetyn sauvakävelyn aiheuttama lihasaktiivisuus ($33736,17 \pm 3249,11$ au) oli tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0,01$) suurempaa kuin tavallisessa kävelyssä. Sauvakävely ja kevennetty sauvakävely eivät poikenneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Hapen- ja energiankulutuksella sekä eri vartalon osien aEMG:n summalla ei havaittu tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota.

Yhteenvetona voidaan todeta, että sauvakävely aiheuttaa kävelyä merkitsevästi suuremman hapen- ja energiankulutuksen sekä merkitsevästi kävelyä ja kevennettyä sauvakävelyä suuremman lihasaktiivisuuksien summan. Sauvakävely aiheuttaa suuremmat fysiologiset vasteet kuin kävely tai kevennetty sauvakävely.

Avainsanat: Sauvakävely, energian- ja hapenkulutus, EMG, syke, laktaatti, verenpaine

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO	6
2 KÄVELYN JA SAUVAKÄVELYN BIOMEKANIikka	8
2.1 Kävely ja sen vaiheet	8
2.2 Sauvakävely	9
3 ELIMISTÖN FYSIOLOGINEN KUORMITTUMINEN KÄVELYSSÄ JA SAUVAKÄVELYSSÄ	12
3.1 Energiakulutuksen mittaaminen	12
3.2 Energiankulutus kävelyssä	14
3.2.1 Lisäpainojen ja sauvakävelyn vaikutus energiankulutukseen	15
3.3 Hapenkulutus	15
3.3.1 Aerobinen suorituskyky	15
3.3.2 Hapenkulutus kävelyssä ja sauvakävelyssä	16
3.4 Syke, laktaatti ja verenpaine sauvakävelyssä	16
3.4.1 Syke	16
3.4.2 Laktaatti	17
3.4.3 Verenpaine	18
4 LIHASTEN SÄHKÖINEN AKTIIVISUUS (EMG) JA SEN YHTEYS HAPEN- JA ENERGIANKULUTUKSEEN	19
4.1 EMG:n mittaaminen	19
4.2 Hapenkulutuksen ja EMG:n välinen yhteys	20
5 TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEEsit	23
5.1 Tutkimusongelmat	23
5.2 Hypoteesit	23

6 TUTKIMUSMENETELMÄT	24
6.1 Koehenkilöt	24
6.2 Mittausprotokolla	24
6.2.1 Tutkimuksen ensimmäisen päivän protokolla	25
6.2.2 Tutkimuksen toisen päivän protokolla	26
6.3 Tiedon keräys	26
6.4 Tulosten analysointi	27
6.5 Tilastolliset menetelmät	27
7 TULOKSET	28
7.1 Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus energiankulutukseen	28
7.2 Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus hapenkulutukseen	28
7.3 Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus ala- ja yläraajojen aEMG:n summaan	29
7.4 Lihaskohtainen aEMG	30
7.5 Lihaskäytön voimakkuuden ja energiankulutuksen välinen korrelaatio	33
7.6 Lihaskäytön voimakkuuden ja hapenkulutuksen välinen korrelaatio	34
7.7 Muut fysiologiset muuttujat	35
7.7.1 Syke ja hengityskaasut	35
7.7.2 Verenpaine ja laktaatti	36
8 POHDINTA	38
8.1 Tulokset	38
8.2 Johtopäätökset	41
9 LÄHTEET	43
LIITTEET	

1 JOHDANTO

Yleisesti tiedetään säännöllisen liikunnan ja hyvän yleiskunnon edistävän terveyttä (Pate ym. 1995). Yleisimmät syyt liikkumattomuuteen ovat ajan puute ja huonot harjoitusmahdollisuudet (King ym. 1992). Normaalin kävelyn on todettu olevan kaikkien toteutettavissa oleva harjoitusmuoto (Rippe ym. 1988). Myös sauvakävelyn harrastaminen on periaatteessa kaikille mahdollista.

Sauvakävelystä on viime vuosina muodostunut suosittu harrastus ja sen suosio kasvaa ja leviää edelleen ympäri maailmaa. Sauvakävelylle voidaan löytää kaksi juurta. Paimenet ja pyhiinvaeltajat ovat jo muinoin käyttäneet apunaan sauvaa vaikeakulkuisissa maastoissa. Toinen sauvakävelyn taustasuuntaus on löydettävissä hiihtäjien kesäharjoittelumuodosta, joka myös enemmän muistuttaa Suomessa nyt omaksuttua sauvojen käyttötapaa. Hiihtäjät ovat käyttäneet sauvoja jo kymmeniä vuosia kesäharjoittelun tehostamiseksi. Sauvojen avulla on hankittu kestävyyttä pitkäkestoisilla lenkeillä ja voimaa sauvarinteissä loikkimalla. Sauvakävelyn teho perustuu kehon lihaksiston kokonaisvaltaiseen työskentelyyn. Sekä kädet että jalat osallistuvat eteenpäin vievään voimantuotoon. (www.suomenlatu.fi)

Aiemmat tutkimukset sauvakävelystä ovat keskittyneet lähinnä vertaamaan sauvakävelyn ja tavallisen kävelyn fysiologisia vaikutuksia, kuten hapen- ja energiankulutusta sekä sykkeessä tapahtuvia muutoksia (Church ym. 2002; Porcari ym. 1997; Rodgers ym. 1995). Walter ym. (1996) ovat osoittaneet sauvakävelyn kasvattavan sykettä, nostavan verenpainetta sekä lisäävän energiankulutusta aiheuttamatta kuitenkaan negatiivisia muutoksia EKG-käyrän ST-segmenttiin. Näiden tulosten mukaan sauvakävelyä voi suositella myös sydän- ja verisuonipotilaille. Sauvakävelystä on tehty vain muutamia tutkimuksia. Käsi-, -ranne- ja nilkkapainojen fysiologisia vaikutuksia kävelyn aikana ovat tutkineet mm. (Graves ym. 1988). Evans ym. (1994) tutkivat erisuuruisten käsipainojen vaikutusta fysiologisiin muuttujiin. Käsi- ja jalkatyön jakamista ja sen vaikutusta maksimaaliseen hapenkulutukseen ovat tutkineet Nagle ym. (1984).

Yleensä lihaksen EMG:tä eli sähköistä aktiivisuutta on mitattu isometrisen eli staattisen lihassupistuksen aikana (Adam & De Luca 2005). Hugg ym. (2004); Jammes ym. (1998) ovat mitanneet EMG:tä dynaamisen liikkeen (polkupyöräergometri) aikana ja verranneet sitä hapenkulutukseen.

Knight & Caldwell (2000) tutkivat EMG:n muutoksia kiivettäessä ylämäkeen sauvojen kanssa tai ilman ja huomasivat, että sauvojen käytön myötä ylävartalon lihasaktiivisuus kasvaa ja samaan aikaan alavartalon lihasaktiivisuus pienenee.

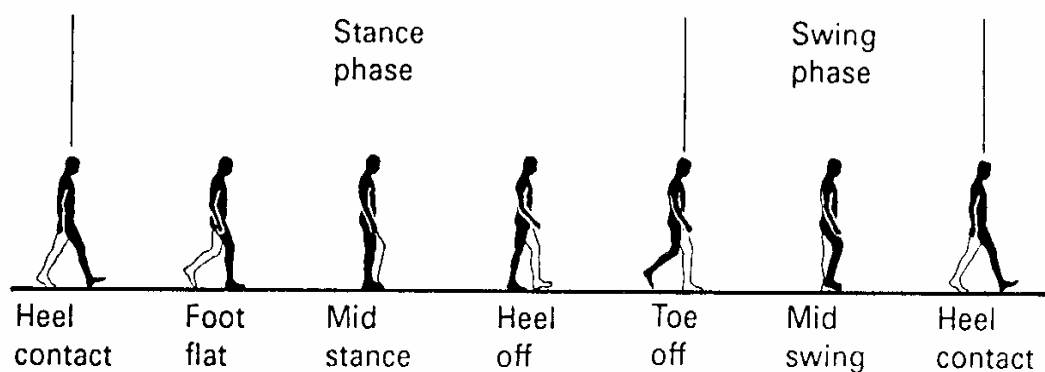
Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää neuraalisen ohjauksen osuutta työtä tekevien lihasten kesken vakiovauhtisessa kävelyssä, sauvakävelyssä sekä kevennetyssä sauvakävelyssä. Lisäksi haluttiin selvittää, onko kuuden lihaksen EMG:n summalla sekä hapen- ja energiankulutuksella yhteys. Muita mitattuja muuttujia olivat syke, verenpaine ja laktaatti. Tutkimus oli osa laajempaa kokonaisuutta, jossa tutkittiin jalkapohjaan kohdistuvia paineita kävelyn ja sauvakävelyn aikana, sauvatyönnön voimakkuuden vaikutusta jalkapohjan kuormittumiseen sekä selkärangan kasaan painumista.

2 KÄVELYN JA SAUVAKÄVELYN BIOMEKANIikka

2.1 Kävely ja sen vaiheet

Kävely muodostuu toistuvasta raajojen liikkeiden sarjasta kehon eteenpäin liikuttamiseksi ja samanaikaisesti on ylläpidettävä asennon tasapainoa (Perry 1992). Kävely eroaa juoksusta siten, että kävelyssä toinen jalka on koko ajan maassa, kun taas juoksussa on lentovaihe, jolloin molemmat jalat ovat ilmassa. Kävely muodostuu kävelysyklistä, jolla tarkoitetaan saman jalan peräkkäisten kantaiskujen välistä aikaa. Kävelysykliin sisältyy siis yksi askel molemmilla jaloilla. Kävelysykli voidaan jakaa kahteen päävaiheeseen, joita ovat tuki- ja heilahdusvaihe (kuva 1). Tukivaihe voidaan jakaa vielä yksöistukivaiheeseen (single support), jossa vain toinen raajoista on alustalla, ja kaksoistukivaiheeseen (double support), jossa molemmat raajat ovat yhtä aikaa alustalla. Tukivaihe tasapainottaa kävelyä ja mahdollistaa heilahdusvaiheen suorittamisen (Whittle 1991, 53–55).

Yksöistukivaihe koostuu kantaiskusta (heel contact), painon vastaan ottamisesta (foot flat), keskikutivaiheesta (mid stance), kanta irti-vaiheesta (heel off) ja varvastyönnöstä (toe off). Tukivaihe kestää kantaiskusta varvastyöntöön. Heilahdusvaihe puolestaan jaetaan alkuheilahdukseen, joka tapahtuu kehon takana sekä loppuheilahdukseen, jossa raaja heilahtaa kehon eteen ottamaan vastaan kehon painoa. (Whittle 1991, 53–55) Heilahdusvaiheen alussa kehon takana alaraaja pitenee ojentuessaan, lyhenee heilahtaessaan, polven koukistuessa ja pitenee jälleen heilahduksen lopussa kehon edessä. Ennen ensimmäisen askeleen ottamista kehon painopiste siirtyy eteenpäin ja vasta sitten toinen jalka heilahtaa eteen kaatumisen estämiseksi. Kävelyssä lihasaktiivisuus on suurinta jalkojen suurissa lihaksissa, kuten polven ojentajissa ja pohjelihaksissa. (mm. Perttunen & Komi 2001; Winter 1987, 46–54)



KUVA 1. Kävelyn vaiheet (Whittle 1991).

Kantaaskun aikana lihasaktiivisuus on suurinta reiden takaosan lihaksissa (mm. biceps femoris) ja takapuolen lihaksissa (gluteus maximus ja gluteus medius), jotka jarruttavat kehon eteenpäin siirtymistä. Gluteus maximus myös estää osaltaan vartalon liiallista eteenpäin taipumista. Kantaaskun jälkeen jalkaterän laskua alustalle jarruttaa etummainen säärilihäs (tibialis anterior), jonka jälkeen jalkapohja rullaa jalkaterän ulkosyrjää pitkin kohti keskitukivaihetta. Keskitukivaiheessa tasapaino on saavutettu, eikä lihasten aktiivista toimintaa juurikaan tarvita. Kehon painopiste liikkuu edemmäksi ja aktiivisia lihaksia ovat mm. leveä kantalihas (soleus) ja kaksoiskantalihas (gastrocnemius). Varvastyönnössä kaikki nilkan ojentajalihakset supistuvat ja työntävät kehoa eteenpäin. Juuri ennen varvastyöntöä nelipäinen reisilihas (quadriceps femoris) alkaa supistua helpottaakseen raajan eteen heilautuksen aloittamista. Heilahdusvaiheessa aktiivisia lihaksia ovat nilkan koukistajat (extensor digitorum longus ja extensor hallucis longus) ja etummainen säärilihäs. (Whittle 1991; Vaughan ym. 1992, 53)

2.2 Sauvakävely

Sauvakävelystä on kehittynyt suosittu harrastus etenkin Suomessa, mutta sen suosio kasvaa myös muualla maailmassa. Sauvakävelyssä sauvat muodostavat yhdessä jalkojen kanssa suuremman tukipinnan, jolloin tasapaino säilyy paremmin. Sauvakävelyn liikemekaniikka ei pääperiaatteiltaan eroa tavallisesta kävelystä, mutta lihasaktiivisuus ylävartalossa lisääntyy sauvojen mukaan tulon myötä. Kävelysauvojen suositeltava pituus on noin $0,68 \cdot$ kävelijän pituus, jolloin sauvan ollessa kädessä kyynärpäähän muodostuu 90° kulma (www.exel.fi). Sauvakävely antaa esim. kävelyä monipuolisemman harjoitusvasteen ja se kuormittaa niin ala- kuin ylävartalon lihaksia. Karawan ym. (1992) ovat todenneet 12 viikon sauvakävelyharjoittelujakson lisäävän ylävartalon lihaskestävyyttä.

Sauvakävelyn tekniikka on yksinkertainen. Sauvakävelyssä sauva tuodaan eteen sauvan kahva ja nyrkki edellä (kuva 2). Oikean käden sauvatyöntö ja vasemman jalan ponnistus tapahtuvat lähes samanaikaisesti ja käsien nyrkit ohittavat toisensa lähellä lantiota vartalon etupuolella. Sauvatyöntön lopussa käsi ojentuu suoraksi taakse ja kämmen avataan. Sauvat ovat koko ajan takaviistossa ja liikkuvat lähellä vartaloa eikä sauvaa saa puristaa. (Kantaneva ym. 2001, 24; www.exel.fi).



KUVA 2. Sauvakävelytekniikka (www.exel.fi).

Sauvakävelyssä sauvojen käyttö tehostaa eteenpäin suuntautuvaa työntöliikettä, jolloin askel pidentyy. Tämä on osoitettu selkeästi Willsonin ym. (2001) tutkimuksessa, jossa selvitettiin kävelysauvojen vaikutusta alaraajojen liikemekaniikkaan kolmiulotteisella liikeanalyysijärjestelmällä. Tutkimuksessa vertailtiin erilaisten sauvakävelytekniikoiden vaikutusta alaraajoihin. Koehenkilöt kävelivät erilaisilla liikemalleilla sauvojen kanssa sekä ilman sauvoja. Ensimmäinen suoritus tehtiin ilman sauvoja ja toinen sauvojen kanssa itse valitulla kävelynopeudella. Kolmas suoritus tehtiin samalla kävelynopeudella kuin toinen suoritus ja sauvojen tuli olla enemmän takaviistossa siten, että sauvan ja pystylinjan välinen kulma kasvoi. Neljännessä suorituksessa sauvojen tuli olla etuviistossa nopeuden pysyessä samana. Tutkimustuloksena oli, että kaikki eri sauvakävelytekniikat lisäsivät kävelynopeutta, askelpituutta sekä kontaktin kestoa verrattuna tavalliseen kävelyyn. Kävely sauvojen kanssa aiheutti myös suuremman polvikulman, kuin ilman sauvoja käveltäessä. (Willson ym. 2001.) Sauvojen käytön on todettu pienentävän rasituksen tuntemusta ylämäkikävelyn aikana verrattuna kiipeämiseen ilman sauvoja. Energiankulutuksessa ei tapahtunut muutoksia. (Jacobson ym. 2000.) Myös Jacobson & Wright (1998) havaitsivat, että ylä- ja alamäkikävelyn aikainen rasituksen tuntemus oli merkitsevästi pienempi sauvakävelyn kuin kävelyn aikana. Jacobson ym. (1997) totesivat, että tasapaino on parempi (reppu selässä) sauvojen kanssa kuin ilman sauvoja. Sauvakävelyn on todettu lisäävän merkitsevästi rasituksen sietokykyä vakio- ja kasvavan kuorman aikana.

24 viikon sauvakävelyharjoittelu kasvatti erittäin merkittävästi matkaa jonka koehenkilöt kykenivät kulkemaan verrattuna koehenkilöihin, jotka harjoittelivat pelkästään kävelyä. Sauvakävelyharjoittelu lisäsi erittäin merkittävästi myös nopeutta, jota koehenkilöt kykenivät ylläpitämään. Myös sauvakävelyn aiheuttama syke sekä hapen- ja energiankulutus olivat suuremmat kuin tavallisessa kävelyssä. Sauvakävelyllä todettiin olevan positiivinen ja hoitava vaikutus alaraajojen verisuonisairauteen. (Langbein ym. 2002.)

3 ELIMISTÖN FYSILOGINEN KUORMITTUMINEN KÄVELYSSÄ JA SAUVAKÄVELYSSÄ

Elimistön lukuisista energiaa vaativista reaktioista fyysisen aktiivisuuden aiheuttama energiantarve on ylivoimaisesti suurin. Pääasiallisesti käytettävät energiantuottomekanismit riippuvat fyysisen aktiivisuuden intensiteetistä, kestosta sekä kuormitusvaiheesta. Anaerobiset eli ilman happea toimivat energianlähteet mahdollistavat nopean ATP:n uudismuodostuksen, joten niihin turvaututaan myös silloin, kun syntyneeseen energiantarpeeseen ei ehditä vastata aerobisin eli hapen avulla toimivien mekanismein. Näin tapahtuu esimerkiksi kuormituksen alussa tai kuormitustehon noustessa. Vasta noin kahden minuutin kuluttua suorituksen alusta hapenotto ja -kulutus vastaavat toisiaan. Tässä tilanteessa on saavutettu tasapainotila ”steady-state”, jolloin ATP:tä kulutetaan ja tuotetaan aerobisesti samassa tahdissa. Anaerobisiin energiantuottomekanismeihin turvautuminen aiheuttaa elimistössä happivajeen, jonka korvaaminen ilmenee suorituksen päätyttyä kohonneena hapenkulutuksena. Energia tuotetaan anaerobisesti myös silloin kun työteho ylittää aerobisen maksimaalisen energiantuottomekanismien tason. (McArdle ym. 2000, 158–166.)

3.1 Energiakulutuksen mittaaminen

Energiakulutusta voidaan mitata ja arvioida monilla eri menetelmillä. Tarkasteltaessa energiankulutuksen mittaamenetelmiä on huomioitava, että fyysinen aktiivisuus ja energiankulutus eivät ole täysin synonyymejä toisilleen. Fyysinen aktiivisuus on käyttäytymistä, joka johtaa energiankulutukseen, mutta olettaessa eri liikuntamuotojen mekaaninen taloudellisuus vakioksi, fyysinen aktiivisuus on käytännössä sama kuin energiankulutus. Energiakulutuksen mittaamenetelmät voidaan tämän perusteella jakaa fysiologisiin ja käyttäytymisen havainnointiin perustuviin. Fysiologiaan perustuvissa mittaamenetelmissä tulos saadaan mittaamalla jotakin kehon fysiologista suuretta, joka on yhteydessä aineenvaihdunnan tasoon. Käyttäytymiseen perustuvissa mittaamenetelmissä tulos saadaan seuraamalla havaittua käytöstä. Osalla menetelmistä voidaan mitata energiankulutusta vain summana tietylle ajanjaksolle ja osalla pystytään seuraamaan aktiivisuusmuotoja jatkuvana. Lisäksi osa menetelmistä soveltuu käytettäväksi vain laboratorio-olosuhteissa, kun taas joillakin menetelmillä voidaan mitata päivittäistä energiankulutusta kenttäolosuhteissa.

Käyttötarkoitukseen parhaiten sopivimmalla menetelmällä saatua kvantitatiivista energiankulutustulosta voidaan käyttää esimerkiksi mittana positiivisten terveysvaikutusten saavuttamisessa. (Lamonte & Ainsworth 2001; U.S. Department of Health and Human Services 1996.)

Tarkin menetelmä energiankulutuksen mittaamiseen on suora kalorimetria, joka perustuu vapautuneen lämpöenergian mittaamiseen. Tarkaksi menetelmän tekee tosiasia, että kaikki kemialliset reaktiot kehossa johtavat lopulta lämmön tuottamiseen. Kehosta vapautuvaa lämpöä voidaan mitata suljetussa kalorimetrissä, jossa pienetkin lämpötilan muutokset ovat havaittavissa. Lämmöntuoton mittaaminen ilmatiiviissä kalorimetrissä on rajoitettua kalleutensa sekä epäkäytännöllisyytensä vuoksi monissa tapauksissa. Lisäksi suorassa kalorimetriassa on lämmön johtumisesta ym. tekijöistä johtuen pieni viive, jolloin täysin reaaliaikaisen seuranta ei ole mahdollista, ja yleisimmin kalorimetrejä käytetäänkin tietyn aikavälin, esim. useamman tunnin kokonaisaineenvaihdunnan tason määrittämisessä. (McArdle ym. 2000, 175–176.)

Kaikki energiaa vapauttavat reaktiot kehossa riippuvat loppujen lopuksi hapestä. Hapenkulutusta (VO_2) ja hiilidioksidin tuottoa (VCO_2) voidaan mitata erityisellä hengityskaasuanalysaattorilla. Kalorimetrissä tehtyjen tutkimusten perusteella on havaittu, että yhdellä happilitralla polttamalla vapautuneen energian määrä vaihtelee vain vähän ($4.686\text{--}5.047\text{kcal} / 1\text{l O}_2$) riippuen pääasiassa hiilihydraattien ja rasvojen suhteesta, jota pystytään laskemaan VO_2 ja VCO_2 suhteesta. Levossa ja steady-state-tilassa, jossa anaerobisen energianmuodostuksen määrä on minimaalista, hapenkulutuksesta saadaankin johdettua erittäin tarkka arvio energiankulutuksesta verrattuna suoraan kalorimetriaan. (McArdle ym. 2000, 176–180.) Nykyään hapenkulutusta voidaan mitata myös laboratorio-olosuhteiden ulkopuolella kannettavalla hengityskaasuanalysaattorilla. Laitteiden kalleus sekä ilmeiset käyttörajoitukset normaalissa elämässä estävät välineistön leviämistä muualle kuin ammatillis- ja tutkimuskäyttöön. (Hauswirth ym. 1997; Lamonte & Ainsworth 2001.)

Kaksoismerkityn veden avulla voidaan arvioida useiden päivien kokonaisenergiankulutussummaa sekä laboratoriossa että normaaleissa päivittäisissä toimissa. Tietty annos merkittyä vettä ($2\text{H}_2\text{O}$, H_2 ^{18}O) annetaan kehon koon mukaan koehenkilölle, jonka jälkeen isotooppien poistumista veden ja CO_2 :n muodossa seurataan virtsasta. VCO_2 :sta lasketaan VO_2 erilaisten yhtälöiden perusteella. (Speakman 1998.) Tällä menetelmällä voidaan kuitenkin tarkkailla vain useampien päivien kokonaisenergiankulutussummaa, jolloin ei voida tehdä johtopäätöksiä fyysisen aktiivisuuden laadusta (Lamonte & Ainsworth 2001).

Kehon fysiologisiin suureisiin perustuvia mittoja, kuten esimerkiksi ydinlämpötilaa, ventilaatiota ja sykettä on käytetty myös energiankulutuksen arvioinnissa. Ventilaatiolla on korkea korrelaatio hapenkulutuksen kanssa. Vuorokaudenaikaisissa mittauksissa on käytetty rintakehän ympärille viritettyä venymäanturia, jolla voidaan havaita hengitysvaihteluita vastena fyysiselle aktiivisuudelle. Sykkeellä on ventilaation tapaan myös hyvä yhteys hapenkulutukseen sykkeen ollessa riittävän korkea, mutta matalilla intensiteeteillä sykkeeseen vaikuttavat monet muutkin tekijät, kuten 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 vielä kuitenkin kesken, joten riittävän tarkkoja, toistettavia ja käyttökelpoisia menetelmiä ei vielä ole lupaavista tutkimustuloksista huolimatta. (Consolanzio ym. 1971; Haskell ym. 1993; Lamonte & Ainsworth 2001.)

3.2 Energiankulutus kävelyssä

Ihmisten terveyttä ja hyvinvointia tutkitaan koko ajan yhä enemmän. Harjoitusmuotoja, jotka maksimoivat energiankulutuksen pyritään korostamaan. Kävelyllä on suuri suosio liikuntamuotona niin normaaliväestön keskuudessa kuin harjoitusmuotona kuntoutuksessa ja painonhallinnassa. (Carroll ym. 1994; Ward ym. 1987.) Kävelynopeuden ja hapenkulutuksen välinen yhteys on lähes lineaarinen nopeuden ollessa 3-5 km/h. Nopeuden kasvaessa taloudellisuus heikkenee eli hapenkulutus kasvaa enemmän suhteessa nopeuden lisäämiseen. Matkan ollessa vakio ja kävelynopeuden kasvaessa myös energiankulutus lisääntyy. (Fellingham ym. 1978.) Myös massalla on suuri merkitys energiankulutukseen. Esim. kehon painon ollessa 73 kg, nopeudella 6,44 km/h energian kulutus on 348 kcal tunnissa. Vastaavassa tilanteessa kehon painon ollessa 91 kg, energiankulutus on 420 kcal tunnissa. (McArdle ym. 2000, 205.)

Kävelyä on yleisesti arvosteltu siitä saatavan rajoittuvan harjoitusvaikutuksen takia (Carol ym. 1994). On osoitettu, että kävely antaa riittävän harjoitusvaikutuksen harjoittelemattomille tai istumatyötä tekeville. Nuoremmille ja hyväkuntoisille kävelyn aiheuttama rasitus ei välttämättä ole kuitenkaan riittävä. (Porcari ym. 1989.) Kävelyn rasitusta voidaan lisätä suorituksen kestoa tai intensiteettiä lisäämällä. Intensiteettiä voidaan kasvattaa lisäämällä nopeutta tai tehostamalla käsien käyttöä esim. lisäpainojen avulla. (Amos ym. 1992; Auble & Schwartz 1991; Carol ym. 1994; Maud ym. 1990; Miller & Stamford 1987.)

3.2.1 Lisäpainojen ja sauvakävelyn vaikutus energiankulutukseen

Kävelyn tehokkuutta ja energiankulutusta voidaan kasvattaa lisäpainojen avulla. Tällaisia ovat mm. vartalo-, - nilkka- ja käsipainot. Painojen avulla voidaan energian kulutus nostaa juoksun tasolle ja samalla vältetään juoksun jalkoihin aiheuttamat iskuvoimat. (Butts ym. 1995; Fellinghan ym. 1978; Zedaker 1998; Miller & Stamford 1987.) Butts ym. (1995) mukaan energiankulutus on keskimäärin 55 % kävelyä suurempaa käytettäessä juoksumattoa (dual-action treadmill), jossa myös kädet tekevät työtä. Tässä laitteessa rasitus on huomattavasti suurempaa kuin harjoiteltaessa käsi- tai rannepainojen kanssa. Porcari ym. (1997) mukaan sauvakävelyn aiheuttama energiankulutus on 22 % kävelyä suurempaa. Sauvakävelyn on useissa muissakin tutkimuksissa todettu lisäävän energiankulutusta. Lisäksi sauvakävelyn on todettu nostavan sykettä ja lisäävän kävelynopeutta tavalliseen kävelyyn verrattuna. (mm. Church ym. 2002; Foley 1995; Rodgers 1995)

3.3 HAPENKULUTUS

3.3.1 Aerobinen suorituskyky

Kestävyyskunnan parhaimpana yksittäisenä fysiologisena mittarina pidetään kehon painoon suhteutettua maksimaalista hapenkulutusta ($VO_2\max$). Maksimaalinen hapenkulutus kertoo sydämen ja verenkiertoelimistön suorituskyvystä kuljettaa happea ja lihasten kyvystä käyttää sitä hyväksi. Aerobista suorituskykyä kuvataan usein maksimaalisen hapenottokyvyn arvolla. (Hill & Lupton 1920.) Terminä ”maksimaalisen hapenkulutus” on otettu käyttöön 1920-luvulla Hill:n ja Luptonin (1923) tutkimuksessa. Maksimaalinen hapenkulutus ($VO_2\max$) näyttää korkeimman arvon, jonka ihminen pystyy käyttämään happea kehon toimintojen hyväksi. $VO_2\max$ -arvon yksikkönä käytetään yleensä ml/kg/min. Hill ja Lupton (1923) tarkensivat $VO_2\max$:n määrittystä ja totesivat, että maksimaalisella hapenkulutuksella on yläraja ja maksimaaliset hapenkulutusarvot vaihtelevat yksilöiden välillä. Menestyäkseen keskipitkillä ja pitkillä juoksumatkoilla ihmisellä on oltava korkea maksimaalinen hapenkulutusarvo. Lisäksi Hill ja Lupton (1923) totesivat, että $VO_2\max$:a rajoittaa hengitys- ja verenkiertoelimistön kyky kuljettaa happea lihaksiin. Yleisesti tiedetään, että kestävyysharjoittelu parantaa maksimaalista hapenkulutusta. Tutkimukset ovat osoittaneet, että harjoittelujakson jälkeen koehenkilöillä näkyi merkitsevä kasvu $VO_2\max$:ssa ja lasku sydämen sykkeessä saman intensiteetin aikana. (Skinner ym. 2003.)

On yleisesti tiedossa, että harjoitusmuoto vaikuttaa maksimaaliseen hapenkulutuksen arvoon. Tämä johtuu aktiivisen lihassmassan määrän muutoksista eri lajeissa (Lewis ym. 1983). Tutkimukset ovat osoittaneet, että maksimaalisissa testeissä suurimpia arvoja on saatu juoksumatto- ja askellustesteissä verrattuna polkupyöräergometritesteihin, joissa on saatu merkitsevästi alempia VO_2 max arvoja (Åstrand & Saltin 1961 a). Käsiergometrillä saavutettiin vain noin 70 % pyöräilemällä saavutetusta maksimaalisen hapenkulutuksen arvosta. Tutkimus osoitti myös, että aerobinen kapasiteetti ja maksimaalinen sydämen syke ovat samat maksimaalisen pyöräilyn ja juoksemisen aikana ainakin hyväkuntoisilla koehenkilöillä. (Åstrand & Saltin 1961 b.) Vertailtaessa erilaisia submaksimaalisten testien avulla pääteltyjä VO_2 max-arvoja huomattiin, että juoksumatolla tehty testitulokset antoi jopa 7,8 ml/kg/min suuremman tuloksen kuin polkupyörätetillä saatu tulos (Grant ym.1995).

3.3.2 Hapenkulutus kävelyssä ja sauvakävelyssä

Hapenkulutus saavuttaa steady-state-tilan muutamassa minuutissa vakiovastuksisen rasituksen alkamisesta (Whipp & Wasserman 1972). Käsityössä saavutetaan suurempi hapenkulutus kuin jalkatyössä työskenneltäessä samalla submaksimaalisella intensiteetillä, eli käsityö on jalkatyötä epätaloudellisempaa (Toner ym. 1983). Cerretelli ym. (1979) mukaan harjoittelemattomat voivat saavuttaa käsityössä keskimäärin 65–70 % polkupyöräergometrissä saavutetusta maksimaalisesta hapenkulutuksesta. Lisäpainojen käytön on todettu nostavan sykettä, hapenkulutusta, ventilaatiota sekä hengitysosamäärää. Puolitoista kiloa painavien käsipainojen käyttö voi lisätä aineenvaihduntaa kävelyn 7 MET:stä (1 MET vastaa lepoaineenvaihduntatasoa) käsipainojen 13 MET:iin. (Graves ym. 1987; Graves ym. 1988.) Vastusvyön käytön on todettu lisäävän hapenkulutusta huomattavasti verrattuna tavalliseen kävelyyn (Hopkins ym. 1994; Nurge ym. 1994). Church ym. (2002) mukaan sauvakävelyn aiheuttama hapenkulutus on keskimäärin 3 ml/kg/min suurempaa kuin kävelyssä. Myös Porcari ym. (1997) ja Rodgers ym. (1994) ovat todenneet hapenkulutuksen olevan korkeampi sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä.

3.4 Syke, laktaatti ja verenpaine sauvakävelyssä

3.4.1 Syke

Muutokset sykkeessä tapahtuvat nopeasti suorien hermojen ja veressä kulkevien kemiallisten aineiden vaikutuksesta. Näiden säätelymekanismien vaikutuksesta parasympaattinen eli rauhoittava

vaikutus heikkenee ja syke nousee jo ennen kuin raskaus alkaa ja raskauden alettua syke tasaantuu nopeasti vaaditulle tasolle. (McArdle ym. 2000, 329–333.) Lisättäessä lihasten aktiivitasoa ja aktivoitavien lihasten määrää myös hapenkulutus kasvaa. Sydämen ja keuhkojen täytyy vastata näihin vaatimuksiin. Raskauden lisääntyessä sydämen sykintätaajuus kasvaa, jolloin sydän pump-paa verta enemmän ja veren mukana voidaan kuljettaa enemmän happea ja energiaa lihaksille sekä poistaa ei-toivottuja aineita veren mukana. (McArdle ym. 2000, 334–339.) Lepotilassa sydämen pump-paama verimäärä on noin viisi litraa minuutissa. Tästä viiden litran verimäärästä lihakset käyttävät 20 %, maksa 27 %, munuaiset 22 %, aivot 14 %, iho 6 %, sydän 4 % ja muu elimistö 7 %. Vastaavasti kestävyysraskaudessa sydämen pump-paama verimäärä on noin 25 l/min. Tällöin lihakset käyttävät 84 %, maksa 2 %, munuaiset 1 %, aivot 4 %, iho 2 %, sydän 4 % ja muu elimistö 3 %. (McArdle ym. 2000, 350) Graves ym. (1988) ja Graves ym. (1987) ovat todenneet, että sydämen sykintätaajuus on korkeampi käytettäessä käsipainoja kävelyn aikana kuin tavallisessa kävelyssä. Porcari ym. (1997) ja Church ym. (2002) mukaan syke on korkeampi sauvakävelyssä kuin tavallises-sa kävelyssä (taulukko 1). Sykkeen kasvu saattaa johtua sauvakävelyn aiheuttamasta yläraajojen lisääntyneestä verentarpeesta (Seals ym. 1983). Sykkeen kasvu saattaa johtua myös ylävartalotyön aiheuttamasta lisääntyneestä perifeerisestä vastuksesta. Yksi tekijä voi myös olla sauvoihin kohdis-tuva isometrinen puristusvoima. (Knight & Caldwell 2000.)

3.4.2 Laktaatti

Laktaattia ei kerry, jos raskauden teho on riittävän alhainen. Aerobisissa olosuhteissa laktaatin ha-petus on yhtä suurta kuin sen tuotanto. Harjoittelemattomilla laktaattipitoisuus alkaa kasvaa eks-ponentiaalisesti raskauden intensiteetin ylittäessä 55 % maksimaalisen hapenkulutuksen tasosta. Harjoittelulla voidaan siirtää kynnyksiä jolloin laktaatti-pitoisuus alkaa kasvaa. (Davis ym. 1979.) Lisättäessä intensiteettiä rekrytoidaan enemmän nopeita motorisia yksiköitä. Tämä lisää laktaatin muodostusta. Laktaattia ei kerry, jos intensiteetti on riittävän alhainen. Intensiteetin ylittäessä aero-bisen kynnyksen (laktaattikynnys) eli happea ei ole riittävästi hapelliseen energianmuodostukseen alkaa laktaattia kertyä. Kuitenkin laktaattia pystytään vielä poistamaan. Intensiteetin ylittäessä an-aerobisen kynnyksen eli ventilaatiokynnyksen, laktaattia muodostuu niin paljon, ettei elimistö pysty poistamaan sitä. Tällaista intensiteettiä ei voida ylläpitää kuin muutamia minuutteja. (McArdle ym. 2000, 159–160.) Aikaisempien tutkimusten mukaan käsiergometri aiheuttaa suuremman laktaatti-pitoisuuden kuin polkupyöräergometri samalla submaksimaalisella intensiteetillä (Åstrand ym. 1965; Pimental ym. 1984).

Anaerobinen kynnys on merkitsevästi alhaisempi käsi- kuin jalkatyössä, mutta aerobinen kynnys saattaa olla samalla tasolla. Laktaatin maksimaalinen muodostuminen on suurempaa jalka- kuin käsityössä. (Davis ym. 1976.) Voidaan kuitenkin olettaa, että suurimmat laktaattipitoisuudet saadaan aikaan yhdistetyssä käsi- ja jalkatyössä (Bergh ym. 1976; Secher ym. 1974). Gullstrand & Svedenhag mukaan laktaattipitoisuus on merkitsevästi korkeampi sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä tietyllä vakiokuormituksella.

3.4.3 Verenpaine

Kävelyn aikainen käsien käyttö esim. heiluttaminen puolelta toisella, tai rannepainot lisäävät hapen- ja energiankulutusta merkittävästi. Yläraajojen käytön tehostaminen saattaa kuitenkin nostaa harjoituksen aikaista systolista verenpainetta. (Evans ym. 1994; Graves ym. 1987.) Walter ym. (1996) mukaan verenpaine nousi sauvakävelyssä hieman normaalia kävelyä enemmän, mutta sen ei ole kuitenkaan todettu olevan haitallista sydänoireista kuntoutuville. Aikaisempien tutkimusten mukaan käsipainojen käyttö saattaa lisätä verenpaineen nousua joillakin yksilöillä (Graves ym. 1987). Yksilölliset vaihtelut voivat kuitenkin olla suuria. Joillakin lisäpainojen käyttö voi nostaa ja toisilla laskea verenpainetta. Kohonnut verenpaine saattaa johtua lisääntyneestä perifeerisestä vastuksesta, joka aiheutuu kasvavasta verisuoniin kohdistuvasta paineesta käsityön aikana (Sawka 1986). Pienemmät lihakset tekevät työtä käytettäessä käsiä ja niiden tekemän työn suhteellinen osuus maksimivoimasta on suurempi kuin jaloissa (Sawka ym. 1983; Simmons & Shephard 1971). Käytettäessä käsipainoja mukaan tulee myös käden isometrinen puristava ote. Jackson ym. (1973) mukaan verenpaine kasvaa lisättäessä isometrinen työ dynaamiseen suoritukseen verrattaessa sitä puhtaaseen dynaamiseen työhön.

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

	Kävely		Sauvakävely		Ero (%)
	Keskiarvo	SD	Keskiarvo	SD	
Hapenkulutus (ml/kg/min)	19,6	3,08	24	3,23	23
Energiankulutus (Kcal/min)	6,9	1,78	8,4	1,97	22
Syke (bpm)	115	13,5	132	16,5	16
RPE	10,4	1,55	11,9	2,1	14

4 LIHASTEN SÄHKÖINEN AKTIIVISUUS (EMG) JA SEN YHTEYS HAPEN- JA ENERGIANKULUTUKSEEN

4.1 EMG:n mittaaminen

Hermosolusta lähtevä aktiopotentiaali jatkuu lihasfiiberin molempiin päihin hermolihasliitoksen jälkeen. Motorisen yksikön aktiopotentiaali muodostuu yksittäisten lihasfiibereiden aktiopotentiaaleista. EMG-signaali on elektrodin rekisteröimisalueella sijaitsevien motoristen yksiköiden aiheuttaminen aktiopotentiaalien summa. (Arendt-Nielsen 1989.) Aktiopotentiaalın johtumisnopeuteen vaikuttavat lihasfiiberin poikkipinta-ala, lihaksen sisäinen pH sekä muut solukalvon ominaisuudet (Basmajian & De Luca 1985, 210). EMG-signaaliin vaikuttavat lihaksen supistumis- tai venymisnopeus, lihasjännityksen tuottamisnopeus, väsymys sekä refleksitoiminta (Winter 1990, 195). Motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit havaitaan elektrodilla suhteessa maahan. Elektrodista kaukana olevat motoriset yksiköt tuottavat pienemmän aktiopotentiaalın kuin lähellä olevat. Mitattavan jännitteen suuruuteen vaikuttavat aktiivisten lihassäikeiden geometrinen sijainti toisiinsa nähden sekä välikudoksen paksuus. (Luhtanen 1988, 134.) Elektrodin sijoittaminen vaikuttaa saadun signaaliin ominaisuuksiin. Elektrodin sijoittamisessa on huomioitava cross-talk muista lihaksista sekä elektrodin liikkuminen lihaksen suhteen. Yleinen suositus on, että elektrodi sijoitetaan motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puoleen väliin. (Basmajian & De Luca 1985, 61-64.)

Elektrodi mittaa lihasten sähköisten muutosten suuruutta ja muutosnopeutta. Elektrodin pinta on suorassa sähköisessä kontaktissa lihaskudoksen kanssa. Elektrodi voi olla joko mono- tai bipolaarinen. Elektrodivaihtoehtoina ovat mikro-, lanka-, neula- tai pintaelektrodi. (Basmajian & De Luca 1985, 22.) Pintaelektrodin tulee olla tiiviisti ihossa kiinni, jotta kontakti on hyvä. Ennen elektrodin sijoittamista tulee kuollut solukko poistaa esim. hiekkapaperilla. Tämän jälkeen iho desinfioidaan sprillä, jolloin ihon ja elektrodin välinen impedanssi pienenee. Pintaelektrodit ovat käyttökelpoisia mitattaessa suurten lihasten aktiivisuutta. Ne ovat helppoja käyttää, ne antavat luotettavaa tietoa eikä niistä aiheudu haittaa koehenkilöille. (Basmajian & De Luca 1985, 23.)

EMG-mittauksissa saatua signaalia täytyy usein käsitellä eri tavoin, jotta häiriöiden vaikutukset signaaliin saadaan poistettua. Signaalia täytyy vahvistaa, jotta se olisi yhteensopiva erilaisten

näyttö- ja tallennuslaitteiden kanssa. Luhtasen (1988) mukaan vahvistimen tulee toistaa halutulla kaistanleveydellä kaikkia taajuuksia samalla tavalla. Häiriösignaalia voidaan poistaa mm. parantamalla maadoitusta sekä yli- ja alipäästöfiltterillä. Tällöin suodatin poistaa epäfysiologisen taajuuden omaavat signaalit. EMG-signaali voidaan tasasuunnata, jolloin negatiiviset EMG-signaalin arvot käännetään positiivisiksi (Basmajian & De Luca 1985, 94). Tasasuunnattu EMG-signaali sopii lihaksen aktiivisuuden tutkimiseen sekä lihastoiminnan ajoituksen tarkkailuun (Luhtanen 1988, 145).

4.2 Hapenkulutuksen ja EMG:n välinen yhteys

EMG on oiva tapa tutkia hermolihasjärjestelmän toimintaa liikkeen aikana. Isometrisen supistuksen aikana EMG-signaali muuttuu sen mukaan kuinka paljon voimaa tuotetaan. Dynaamisen liikkeen tutkiminen on monimutkaisempaa, koska voima ja vääntöominaisuudet muuttuvat suorituksen aikana. Ballistiset liikkeet aiheuttavat ensin aktivaatiota agonisti eli vaikuttajalihaksessa ja sen jälkeen antagonistin eli vastavaikuttajalihaksessa. Ensin agonisti aiheuttaa raajan liikkeen, jonka jälkeen antagonistin pysäyttää liikkeen ja lopuksi agonisti määrittää raajan lopullisen sijoittumisen. (McArdle ym. 2000, 527.) EMG aktiivisuus on huomattavasti suurempi, jos konsentrista työtä edeltää eksentrisen vaihe esim. staattinen hyppy vs. kevennyshyppy. Resiprokaalisessa supistusmallissa ennen ojennusta tapahtuva koukistus helpottaa motoristen yksiköiden rekrytoimista. (Roy ym. 1991.)

Tutkimukset, joissa on käytetty eristettyä lihasta ovat osoittaneet, että hitaat 1-tyyppin lihassolut ovat taloudellisempia, kuin nopeat 2-tyyppin lihassolut. Tästä syystä nopeat lihassolut tarvitsevat enemmän happea tuottaakseen saman määrän energiaa. (Crow & Kushmerick 1982; Kushmerick ym. 1992.) Nopeiden motoristen yksiköiden rekrytoituminen alkaa hapenkulutuksen saavuttaessa 85–90% maksimaalisesta hapenkulutuksesta (Takaishi ym. 1996). Hagberg (1981) ja Arnaud ym. (1997) mukaan lihasaktiivisuuden arvot (iEMG = integroitu EMG ja RMS = root mean square) nousevat vastuksen lisääntyessä dynaamisessa työssä.

Bigland-Ritchie & Woods (1974) olivat ensimmäiset jotka osoittivat, että iEMG ja hapenkulutus kasvavat samassa suhteessa dynaamisen liikkeen aikana. Myös Shinohara & Moritani (1992) ovat havainneet merkitsevän korrelaation hapenkulutuksen ja integroidun EMG:n (iEMG) kasvulle raskaan vakiokuorman aikana. Hapenkulutuksen ja iEMG:n samanaikainen nousu kertoo siitä,

että hapenkulutuksen ”hidas” komponentti on yhteydessä nopeiden motoristen yksiköiden rekrytoinnin kanssa (Saunders ym. 2000; Shinohara & Moritani 1982). Polkupyöräergometritestin aikana havaittiin, että lihasaktiivisuus (iEMG) oli suurempaa kierrosnopeudella 40 rpm, kuin nopeuden ollessa 80 rpm suhteellisen intensiteetin ollessa samansuuruinen. Hapenkulutuksessa ei kuitenkaan havaittu eroa näiden kahden harjoitussession kesken. (Deschenes ym. 2000.)

Mm. Arnaud ym. (1997), Bouissou ym. (1989) ja Jansen ym. (1997) ovat mitanneet lihasaktiivisuutta pinta EMG:llä dynaamisen jalan liikkeen aikana. Harjoittelemattomilla on todettu olevan läheinen yhteys lihasaktiivisuuden voimakkuuden (RMS) ja hapenkulutuksen välillä (Arnaud ym. 1997). RMS/VO₂ suhteen on havaittu laskevan anaerobisen kynnyksen jälkeen, koska anaerobisen kynnyksen jälkeen motoristen yksiköiden rekrytointi heikkenee. Kuorman lisääntyessä RMS/VO₂ suhde nousee aluksi ja laskee tämän jälkeen nopeasti tasoittuen vaaditulle tasolle. Tämä osoittaa, että supistuvat lihakset sopeutuvat rekrytoimaan mahdollisimman vähän motorisia yksiköitä saavuttaakseen vaaditun hapenkulutuksen tason. (Jammes ym. 1997.) RMS ei ole kuitenkaan luotettava tapa arvioida energiankulutusta nousevan kuorman aikana. Lineaarinen suhde RMS:n ja VO₂:n välillä havaittiin vain harjoitelleilla. Kalium- ja laktaattipitoisuuksilla ei ole havaittu korrelaatiota RMS/VO₂ suhteeseen nousevan kuorman aikana. (Hug ym. 2004.) Kahdella eri intensiteetillä havaittiin, että RMS sopeutui nopeasti hapenkulutuksen vaatimalle tasolle. Harjoittelemattomilla 10–15 minuutin polkupyöräergometriharjoitus aiheutti EMG:n M-aallon (M-aalto kertoo hermolihasliikoksen johtuvuudesta ja perifeerisestä ärtyvyydestä) amplitudin progressiivisen laskun, mutta samanaikaisesti M-aallon kesto piteni. Arvot säilyivät 10 minuutin palauttelun ajan. M-aallon muutoksilla ja veren laktaattipitoisuudella on havaittu olevan korrelaatio. (Arnaud ym. 1997.) Harjoitelleilla ei ole havaittu merkitseviä muutoksia M-aallossa alle 15 minuutin harjoituksessa (Jammes ym. 1997).

Viisikymmentäviisi toimistotyössä olevaa naista harjoittelivat 12 viikon ajan. Harjoitusmuotoina olivat kävely ja sauvakävely. EMG mittaukset osoittivat, että niskan, hartioiden ja yläselän lihasaktiivisuus oli suurempaa sauvakävelyssä, kuin normaalissa kävelyssä. Sauvakävelyharjoittelu vähensi niska- ja hartiakipuja sekä lisäsi ylävartalon liikkuvuutta. (www.nordicwalkingusa.com) Knight & Caldwell (2000) havaitsivat ylämäkikävelyssä viiden asteen kulmalla suurempaa käsivarren ojentajien lihasaktiivisuutta sauvojen käytön aikana verrattaessa kävelyyn ilman sauvoja. Sauvojen käytön aikana monien alaraajojen lihasten lihasaktiivisuudet olivat kävelyä pienemmät. Hapenkulutuksessa ei havaittu merkitsevää eroa.

Tutkimuksesta ei kuitenkaan käy ilmi lihasaktiivisuuksien summan mahdollisia eroja kävelyn ja sauvakävelyn välillä ja onko lihasaktiivisuuksien summalla yhteys hapen- ja energiankulutukseen.

5 TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEESEIT

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää neuraalisen ohjauksen osuutta eri lihaksissa vakio-
vauhtisessa kävelyssä, sauvakävelyssä sekä kevennetyssä sauvakävelyssä. Lisäksi haluttiin selvittää
käsienkäytön voimakkuuden vaikutusta hapen- ja energiankulutukseen sauvakävelyssä ja onko
EMG:n summalla sekä hapen- ja energiankulutuksella yhteys. Muita mitattuja muuttujia olivat sy-
ke, verenpaine ja laktaatti. Tutkimus oli osa laajempaa kokonaisuutta, jossa tutkittiin jalkapohjaan
kohdistuvia paineita kävelyn ja sauvakävelyn aikana, sauvatyönnön voimakkuuden vaikutusta jal-
kapohjan kuormittumiseen sekä selkärangan kasaanpainumista.

5.1 Tutkimusongelmat

1. Miten käsienkäytön voimakkuus ja työn jakautuminen eri lihaksille vaikuttaa hapen- ja energi-
ankulutukseen sauvakävelyssä?
2. Miten käsienkäytön voimakkuus vaikuttaa ala- ja yläraajojen aEMG:n summaan sauvakävelys-
sä?
3. Onko energiankulutuksella yhteys aEMG:n summaan kävelyssä ja sauvakävelyssä?

5.2 Hypoteesit

1. Hapen- ja energiankulutus kasvaa käsienkäytön lisääntyessä.
2. Käsienkäytön lisääntyminen kasvattaa ala- ja ylävartalon aEMG :n summaa.
3. Energiankulutuksella on yhteys aEMG:n summaan.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 9 koehenkilöä, jotka olivat iältään 22–27-vuotiaita (taulukko 2.), viisi nais- ja neljä miestä. Koehenkilöt eivät olleet minkään tietyn urheilulajin edustajia eivätkä myöskään harrastaneet sauvakävelyä. Koehenkilöt osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti ja he allekirjoittivat suostumuslomakkeen, jossa kerrottiin tarkasti tutkimuksen kulku. Koehenkilöillä oli oikeus keskeyttää tutkimus halutessaan.

TAULUKKO 2. Koehenkilöiden tiedot (n=9).

	Keskiarvo	Keskihajonta	Vaihteluväli
Ikä (vuosi)	24,2	1,56	22-27
Pituus (cm)	170,2	7,97	159-184,5
Paino (kg)	64,4	12,89	48,9-85,5
BMI (kg/m²)	22,1	2,89	18,6-27,7

6.2 Mittausprotokolla

Kävely ja sauvakävelyt suoritettiin peräkkäisinä päivinä juoksumatolla siten, että ensimmäisenä päivänä suoritettiin kävely. Toisena päivänä koehenkilöt suorittivat ensin normaalin sauvakävelyn, jonka aikana käsiä tuli käyttää niin suurella intensiteetillä, jonka he pystyivät ylläpitämään 30 minuutin ajan. Tämän jälkeen he suorittivat kevennetyn sauvakävelyn, jonka aikana käsiä käytettiin 30 % pienemmällä sauvavoimalla kuin normaalissa sauvakävelyssä. Kevennetyn sauvakävelyn aikaista käsien käyttöä kontrolloitiin sauvaan asennettavalla voima-anturilla sekä oskilloskoopilla. Koehenkilöt kävelivät nopeudella 6 km/h juoksumaton kulman ollessa yksi aste. Kävelynopeus valittiin kokeilemalla siten, että sauvoilla oli tarpeeksi pitävä ote juoksumatosta, jolloin sauvat tukevat paremmin kävelyssä. Juoksumatossa käytettiin yhden asteen kulmaa. Jokaisen suorituksen kesto oli 30 minuuttia.



KUVA 3. Sauvakävelyä juoksumatolla.

6.2.1 Tutkimuksen ensimmäisen päivän protokolla

Koska tutkimus oli osa suurempaa tutkimusta, mittauksia ja valmisteluja tehtiin monen muuttujan tutkimista varten. Tutkimuksen aluksi koehenkilöltä mitattiin pituus ja paino ilman kenkiä. Tämän jälkeen koehenkilölle merkittiin selkärangannikamien paikat. Seuraavaksi asetettiin pituusmittauslaitteen säädöt koehenkilölle sopiviksi. Pituusmittauslaitteen säätöjen jälkeen koehenkilölle asennettiin sykemittari (Polar Electro Oy, Kempele, Suomi) joka mittaa sykevariaatiota syke sykkeeltä. Tämän jälkeen henkilö laitettiin makaamaan psoas-asentoon (lonkka- ja polvinivelen kulma 90 astetta) 15 minuutiksi. Levon ajalta tallennettiin syketiedot. Levon jälkeen häneltä mitattiin lepoverenpaine, jonka jälkeen koehenkilö seiso i minuutin ajan jolloin kantapatjat painuivat kasaan. Seisomnan jälkeen koehenkilöltä mitattiin pituus pituusmittauslaitteella. Pituuden mittauksen jälkeen asennettiin painepohjalliset kenkiin sekä mitattiin lepolaktaatti. Tutkittaviksi lihaksiksi oli valittu erector spinae, deltoideus, gastrognemius, triceps brachii ja vastus medialis. Elektrodi sijoitettiin kussakin lihaksessa distaalisen jänteen ja motorisenpisteen puoleenväliin. 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. Kyseisten esivalmistelujen jälkeen koehenkilö suoritti 30 minuutin kävelyn, jonka aikana koehenkilöiltä mitattiin hengityskaasut, syke sekä jalkapohjien paineet.

Välittömästi kävelyn jälkeen koehenkilöltä mitattiin istualtaan verenpaine ja laktaattipitoisuus. Tämän jälkeen koehenkilöltä mitattiin pituus pituusmittauslaitteella.

6.2.2 Tutkimuksen toisen päivän protokolla

Toisena päivänä koehenkilö suoritti ensiksi normaalin sauvakävelyn ja tämän jälkeen kevennetyn sauvakävelyn. Aluksi koehenkilö laitettiin lepäämään psoas-asentoon 15 minuutiksi, jonka jälkeen mitattiin verenpaine, pituus ja laktaatti. Seuraavana vaiheena oli EMG-elektrodien sekä painepohjallisten asentaminen. Tämän jälkeen koehenkilö suoritti isometrisen maksimisauvavoimasuorituksen telineessä. Isometrisen maksimivoimasuorituksen jälkeen koehenkilö harjoitteli sauvakävelyä 2-3 minuutin ajan. Harjoittelun jälkeen mitattiin dynaaminen maksimisauvavoima koehenkilön työntäessä sauvoilla maksimityöntöjä. Dynaamisen maksimivoimasuorituksen jälkeen koehenkilö suoritti 30 minuutin sauvakävelyn maksimaalisella käsien intensiteetillä, jonka hän kykenisi ylläpitämään 30 minuutin ajan. Sauvakävelyn ajalta mitattiin hengityskaasut, syke, jalkapohjien paineet sekä sauvavoimat. Välittömästi sauvakävelysuorituksen jälkeen koehenkilöltä mitattiin verenpaine ja laktaattipitoisuus. Tämän jälkeen mitattiin pituus pituusmittauslaitteella. Pituuden mittauksen jälkeen koehenkilö lepäsi psoas-asennossa 15 minuuttia, jonka ajalta mitattiin syke. Tämän jälkeen mitattiin verenpaine, pituus ja laktaatti. Mittausten jälkeen koehenkilö suoritti 30 minuutin sauvakävelyn, käsien intensiteetin ollessa 30 % pienempi kuin normaalissa sauvakävelyssä. Suorituksen ajalta mitattiin hengityskaasut, syke, jalkapohjien paineet ja sauvavoimat. Välittömästi kevennetyn sauvakävelyn jälkeen mitattiin verenpaine, laktaattipitoisuus ja pituus pituusmittauslaitteessa.

6.3 Tiedon keräys

EMG tallennettiin koehenkilön vyötärölle kiinnitettyyn keräysyksikköön (data logger), jossa tieto tallentui muistikortille. EMG tallennettiin välittömästi suorituksen alettua sekä 6, 12, 18, 24, ja 29 minuutin jälkeen 8 sekunnin jaksolta. Jakson aikana koehenkilö ehti astua 7-8 askelta molemmilla jaloilla. Tiedon keräys käynnistettiin langattomasti RF-link-järjestelmällä. Muistikortilta tieto siirrettiin jokaisen suorituksen jälkeen tietokoneelle analysointia varten. Hengityskaasut tallennettiin 30 sekunnin keskiarvoilla ja mittauksessa käytettiin hengityskaasuanalysointia (MedGraphics, USA). Sykkeen mittaukseen käytettiin S810 sykemittaria (Polar Electro Oy, Kempele, Suomi). Tieto tallennettiin syke sykkeeltä.

Verenpaine mitattiin Omronin M4-I (Omron Healthcare, Japan) automaattisella verenpainemittarilla. Laktaatin mittaamiseen ja analysointiin käytettiin LactaPro (Arcray Inc, Kioto, Japani) laktaattimittaria.

6.4 Tulosten analysointi

EMG-tiedot analysoitiin alusta (6 minuutin kohdalta), keskeltä (18 minuutin kohdalta) ja lopusta (29 minuutin kohdalta). Tämä suoritettiin jokaisen kolmen suorituksen osalta. Suoritusten välisessä vertailussa käytettiin alku-, keski- ja loppuvaiheen keskiarvoa. Analyysit toteutettiin BMVM (Bio-mechanical Visualisation and Modelling)- ohjelmalla (Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, Suomi). EMG-data tasasuunnattiin ja sille asetettiin nollataso. EMG datasta valittiin 6 askelta joiden ajalta analyysi suoritettiin. Tutkittavaksi muuttujaksi valittiin keskiarvoistettu EMG (aEMG). EMG tuloksilla ei ole yksikköä, BMVM ohjelmassa ilmenneen vian vuoksi. Tämän vuoksi EMG:n yksiköksi on valittu au (arbitrary unit). Tutkittaessa hapen- ja energiankulutuksen korrelaatiota EMG:hen, sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn EMG arvoja verrataan kävelyn arvoihin siten, että kävelyn vastaava arvo on 100 %. Hengityskaasujen analyysi saatiin hengityskaasuanalysointilaitteesta. Syketietojen analysointiin käytettiin Polarin Precision Performance SW 3 (Polar Electro, Kempele, Suomi) ohjelmaa. Analysoitavat jaksot valittiin levosta sekä suorituksen alusta, keskeltä ja lopusta, siten, että niissä oli mahdollisimman vähän häiriöitä.

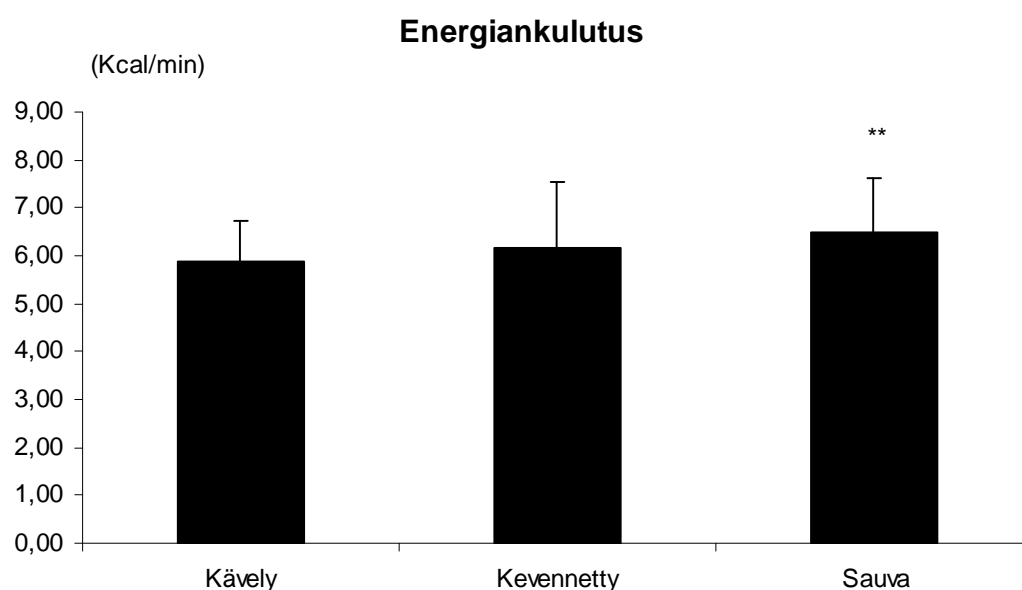
6.5 Tilastolliset menetelmät

Tilastollisen merkittävyyden selvittämiseksi käytettiin toistomittauksiin tarkoitettua varianssianalyysiä. Analyysit suoritettiin SPSS-ohjelmistolla (versio 11.0, SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi valittiin $p < 0.05$. Tulososan kuvissa pylvään päällä olevien kuvioiden (* tai α) lukumäärä ilmoittaa tilastollisen merkitsevyyden $*(\alpha) = p < 0.05$, $**(\alpha\alpha) = p < 0.01$ ja $***(\alpha\alpha\alpha) = p < 0.001$. Eroavaisuutta kävelystä merkitään kuviolla * ja vastaavasti eroavaisuutta kevennetystä sauvakävelystä kuviolla α . Tuloksissa on esitetty joidenkin muuttujien tilastolliset tehot, jotka on myös laskettu SPSS-ohjelmalla. Energiankulutus on laskettu kertomalla hapenkulutus (l/min) ja kalorinen ekvivalentti (kcal/O₂-l) keskenään.

7 TULOKSET

7.1 Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus energiankulutukseen

Energiankulutus oli merkitsevästi ($p < 0,01$) korkeampi ($9,9 \pm 7,6$ %) sauvakävelyssä ($6,47 \pm 1,17$ Kcal/min) kuin tavallisessa kävelyssä ($5,88 \pm 0,85$ Kcal/min). Sauvakävelyn aiheuttama energiankulutus oli hiukan korkeampaa ($6,55 \pm 11,01$ %) kuin kevennetyn sauvakävelyn ($6,15 \pm 1,39$ Kcal/min), mutta erolla ei ollut tilastollista merkitsevyyttä. Myöskään kevennetyn sauvakävelyn ja tavallisen kävelyn välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa, mutta kevennetyn sauvakävelyn energiankulutus oli $3,81 \pm 10,19$ % kävelyä suurempaa (kuva 4).

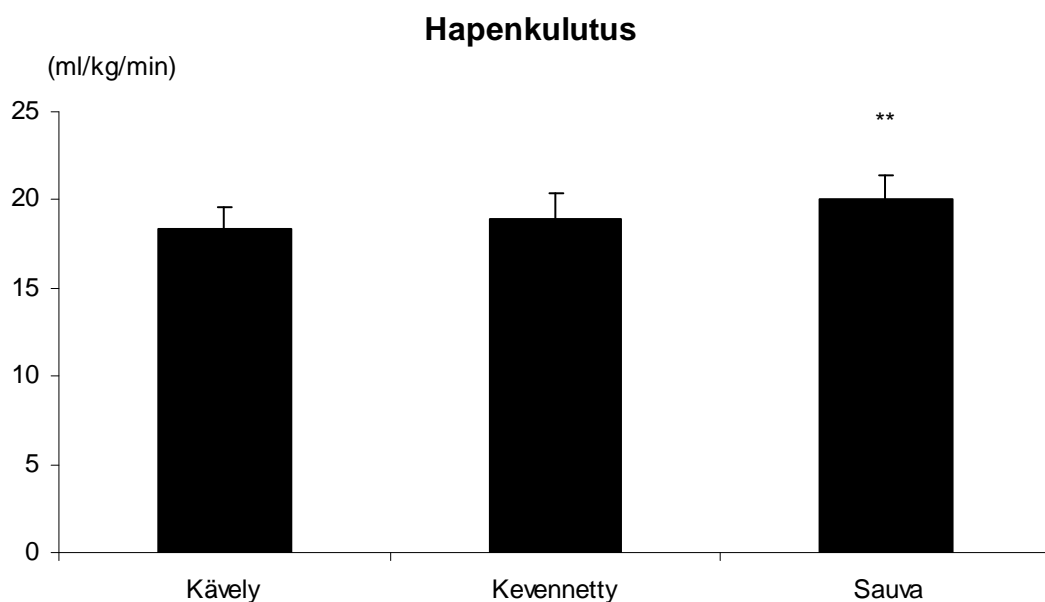


Kuva 4. Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus energiankulutukseen (** = eroa merkitsevästi kävelystä, $p < 0,01$).

7.2 Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus hapenkulutukseen

Hapenkulutus oli merkitsevästi ($p < 0,01$) korkeampi ($9,57 \pm 7,42$ %) sauvakävelyssä ($19,99 \pm 1,38$ ml/kg/min) kuin tavallisessa kävelyssä ($18,33 \pm 1,30$ ml/kg/min).

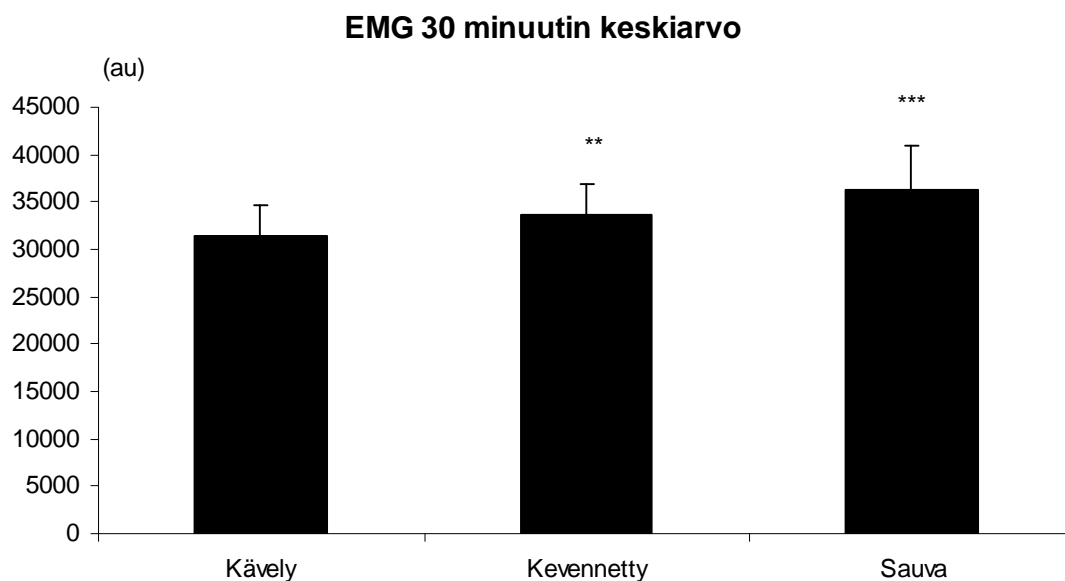
Sauvakävelyn aiheuttama hapenkulutus oli $6,08 \pm 10,44$ % suurempaa kuin kevennetyn sauvakävelyn ($18,94 \pm 1,44$ ml/kg/min), mutta sillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Kevennetyn sauvakävelyn aiheuttama hapenkulutus oli $3,91 \pm 10,01$ % suurempaa kuin kävelyn, mutta myöskään sillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa (kuva 5).



Kuva 5. Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus hapenkulutukseen (** = eroa merkitsevästi kävelystä, $p < 0,01$).

7.3 Käsienkäytön voimakkuuden vaikutus ala- ja yläraajojen aEMG:n aktiivisuuteen

Sauvakävely aiheutti erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) suurempaa ($15,69 \pm 9,92$ %) kuuden eri lihasen aktiivisuutta ($36229,34 \pm 4798,60$ au) verrattaessa kävelyyhin ($31335,14 \pm 3398,75$ au). Kevennetyn sauvakävelyn aiheuttama lihasaktivaatio ($33736,17 \pm 3249,11$ au) oli merkitsevästi ($p < 0,01$) suurempaa ($7,94 \pm 6,95$ %) kuin tavallisessa kävelyssä. Sauvakävely ja kevennetty sauvakävely eivät poikenneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Lihasaktivaatio sauvakävelyn aikana oli $7,42 \pm 9,86$ % suurempaa kuin kevennetyn sauvakävelyn aikana (kuva 6).

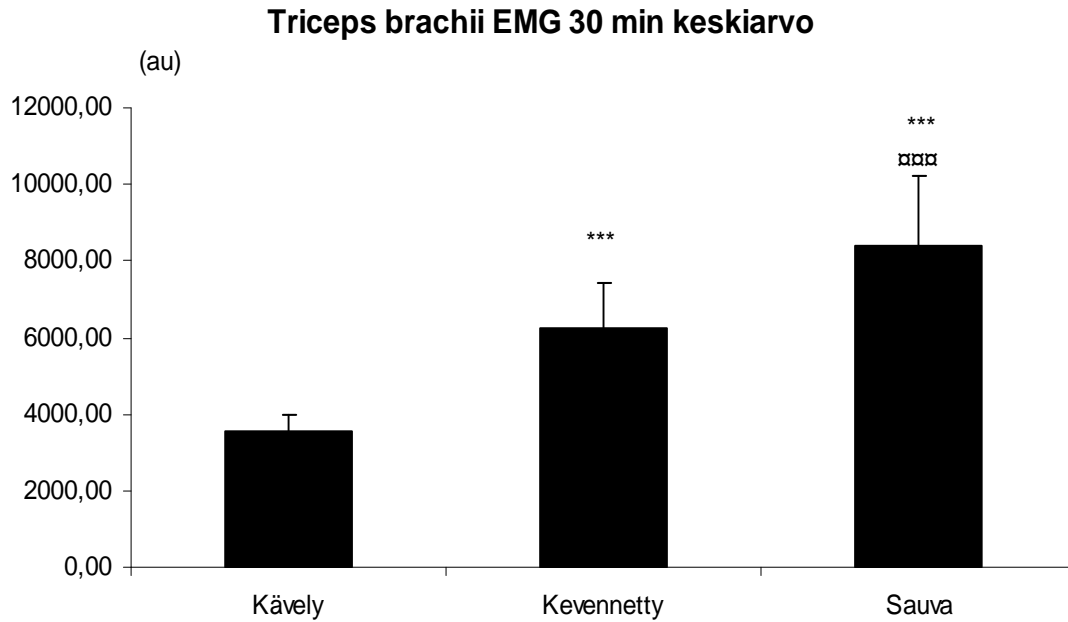


Kuva 6. Lihasaktiivisuuksien 30 minuutin keskiarvo (***) = eroaa erittäin merkitsevästi kävelystä, $p < 0,001$, ** = eroaa merkitsevästi kävelystä, $p < 0,01$).

7.4 Lihaskohtainen aEMG

Triceps brachii

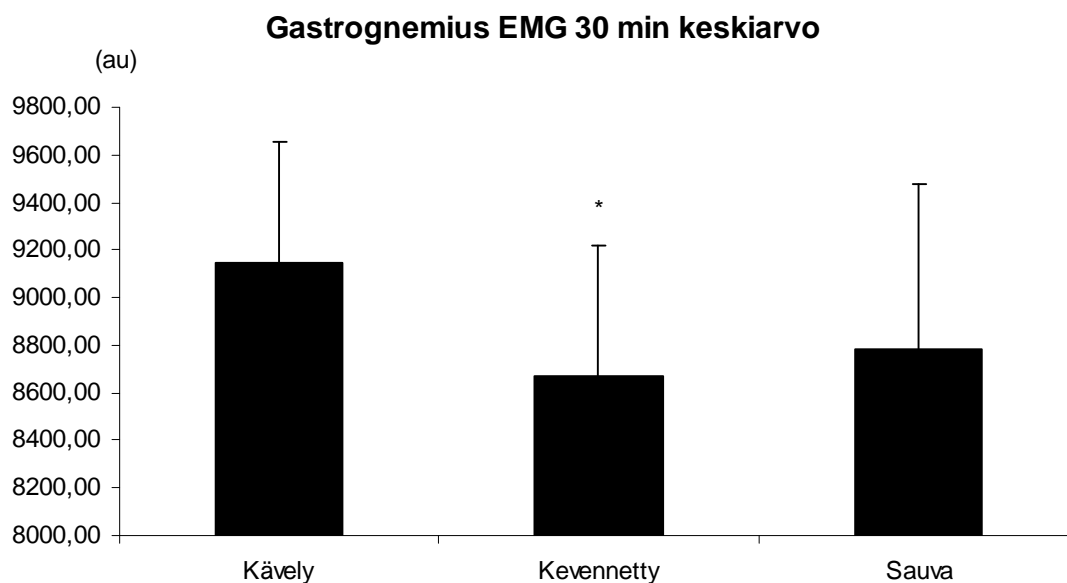
Ojentajan lihasaktiivisuus oli erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) suurempaa sauvakävelyn ($8417,73 \pm 1783,92$ au) ja kevennetyn sauvakävelyn ($6226,52 \pm 1210,31$ au) aikana verrattuna tavalliseen kävelyyn ($3571,12 \pm 399,30$ au). Tilastollinen teho oli 100 %. Sauvakävelyn aikainen lihasaktiivisuus oli erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) suurempaa kuin kevennetyssä sauvakävelyssä, tilastollisen tehon ollessa 100 % (kuva 7). Kevennetyn sauvakävelyn käsienkäytön voimakkuuden piti olla 30 % pienempi kuin tavallisessa sauvakävelyssä. Ojentajasta mitatun aEMG:n mukaan käsienkäyttö kevennetyn sauvakävelyn aikana oli 26 % sauvakävelyä pienempää.



Kuva 7. Triceps brachiin lihasaktiivisuuden 30 minuutin keskiarvo (***) = eroaa erittäin merkitsevästi kävelystä, $p < 0,001$, ☐☐☐ = eroaa erittäin merkitsevästi kevennetystä kävelystä, $p < 0,001$).

Gastrognemius

Gastrognemiuksen lihasaktiivisuus oli merkitsevästi ($p < 0,01$) suurempaa kävelyn ($9144,84 \pm 511,48$ au) kuin kevennetyn sauvakävelyn ($8669,79 \pm 546,77$ au) aikana. Sauvakävelyn ($8783,09 \pm 690,89$ au) ja tavallisen kävelyn välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Merkitsevää eroa ei myöskään havaittu sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä (kuva 8).

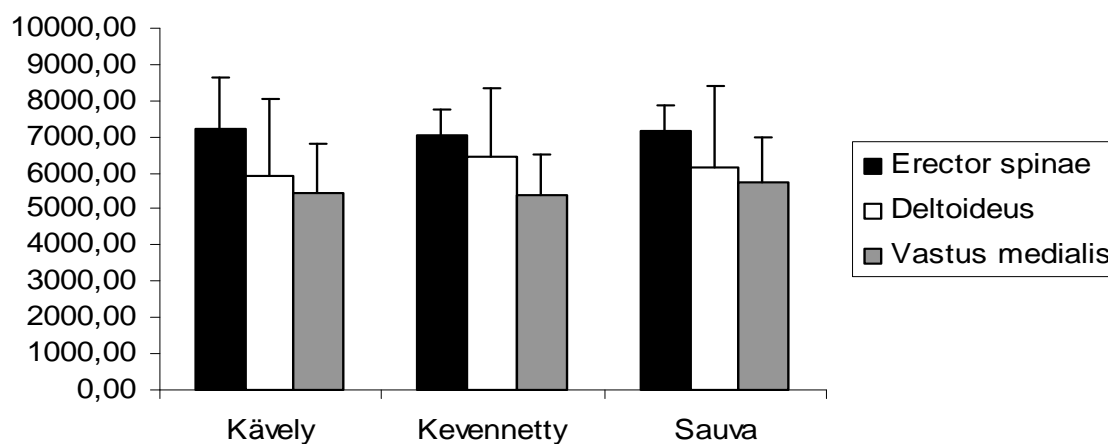


Kuva 8. Gastrognemiuksen lihasaktiivisuuden 30 minuutin keskiarvo (* = eroaa merkitsevästi kävelystä, $p < 0,05$)

Erector spinaen, Deltoideuksen, Vastus medialis

Erector spinaen, Deltoideuksen ja Vastus medialis osalta ei havaittu tilastollisia merkitsevyyksiä. *Erector spinaessa* suurin lihasaktiivisuus havaittiin kävelyn ja pienin kevennetyn sauvakävelyn aikana. *Deltoideuksen* suurin lihasaktiivisuus mitattiin kevennetyn sauvakävelyn ja pienin kävelyn aikana. Suurin lihasaktiivisuus *vastus medialis*ssä havaittiin sauvakävelyn aikana ja vastaavasti pienin kevennetyissä sauvakävelyssä (kuva 9).

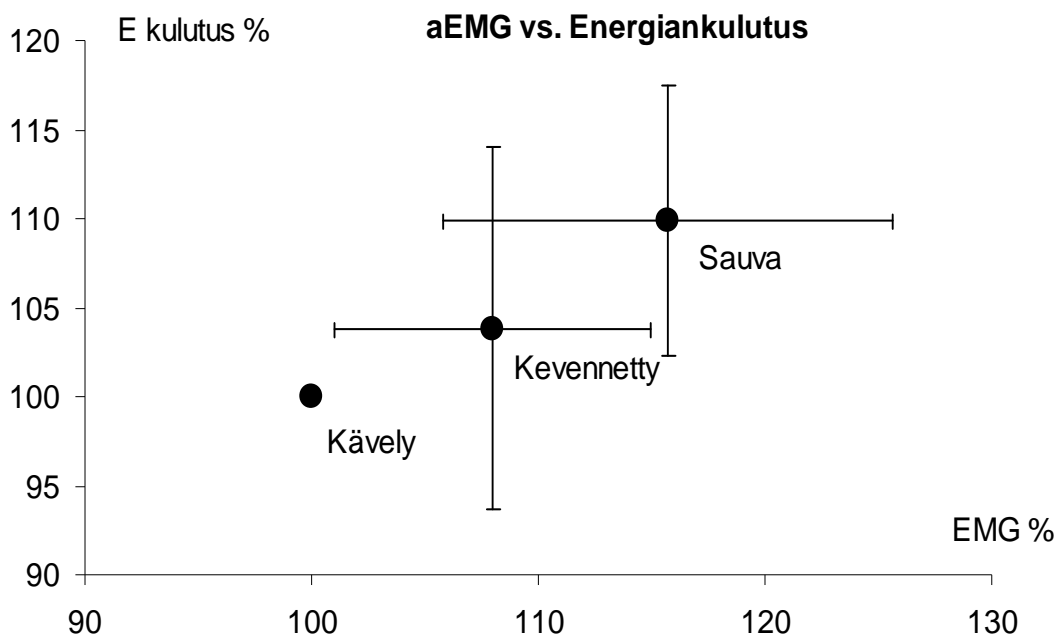
Erector Spinae, Deltoideus, Vastus medialis EMG 30 minuutin keskiarvo



Kuva 9. Erector spinae, Deltoideuksen ja Vastus medialis lihasaktiivisuuksien 30 minuutin keskiarvo.

7.5 Lihasaktiivisuuden ja energiankulutuksen välinen korrelaatio

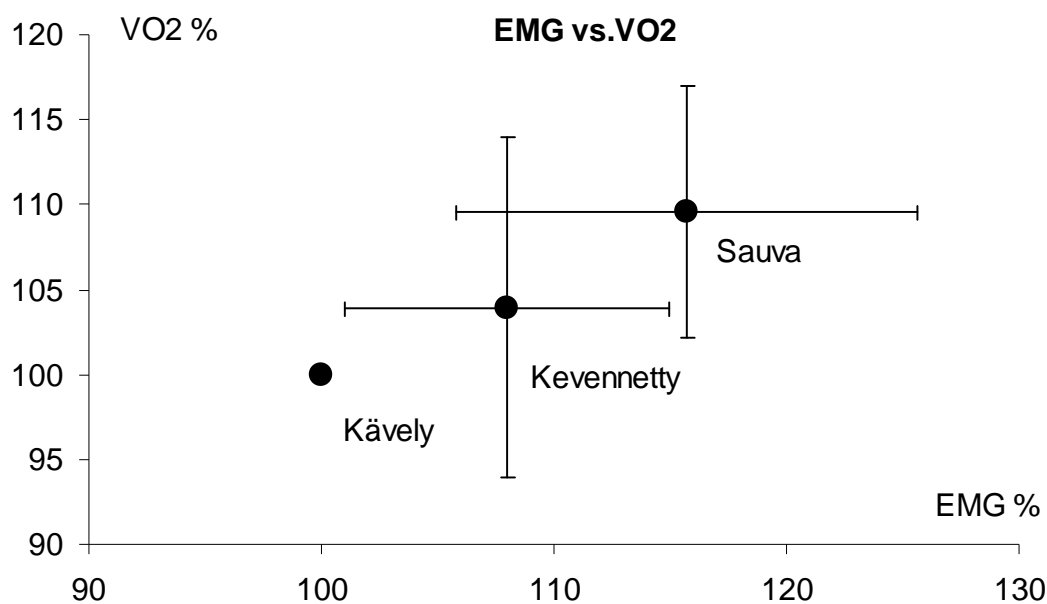
Eri vartalon osien aEMG:n summalla ja energiankulutuksella ei havaittu tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota. Kuvassa 10. on osoitettu, että eri suorituksista lasketut keskiarvot noudattavat kasvavaa trendiä, jossa sekä EMG että energiankulutus kasvavat. Suuren hajonnan takia tilastollisesti merkitsevää eroa ei kuitenkaan ole (Liite 2).



Kuva 10. Lihasaktiivisuuden ja energiankulutuksen välinen korrelaatio.

7.6 Lihasaktiivisuuden ja hapenkulutuksen välinen korrelaatio

Eri vartalon osien aEMG:n summalla ja hapenkulutuksella ei havaittu tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota. Kuvassa 11. on osoitettu, että eri suorituksista lasketut keskiarvot noudattavat kasvavaa trendiä, jossa sekä EMG, että energiankulutus kasvavat. Suuren hajonnan takia tilastollisesti merkitsevää eroa ei kuitenkaan ole (Liite 3).



Kuva 11. Lihasaktiivisuuden ja hapenkulutuksen välinen korrelaatio

7.7 Muut fysiologiset muuttujat

7.7.1 Syke ja hengityskaasut

Syke oli erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) korkeampaa sauvakävelyssä ($131,24 \pm 12,41$) kuin kävelyssä ($118,51 \pm 12,64$) tai kevennetyssä sauvakävelyssä ($123,46 \pm 13,80$). Tilastollinen teho oli molemmissa tapauksissa 99,9 %. Kevennetyn sauvakävelyn aikainen syke oli merkitsevästi ($p < 0,05$) korkeampi kuin kävelyssä (Liite 1). *Ventilaatio* oli sauvakävelyn aikana erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) korkeampaa (14,26 %) kuin kävelyssä ja merkitsevästi ($p < 0,05$) korkeampaa (6,88 %) kuin kevennetyssä sauvakävelyssä. Kävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä (6,90 %) ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. *RR* oli erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) korkeampi (15,78 %) sauvakävelyssä verrattuna kävelyyn. Kevennetyn sauvakävelyn *RR* oli merkitsevästi ($p < 0,01$) korkeampi (15,39 %) kuin kävelyn. Sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä (0,22 %) ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. *Hiihdioksidin tuotto* (VCO_2) oli merkitsevästi ($p < 0,01$) suurempaa (10,92 %) sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn (7,32 %) sekä kävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn (3,36 %) välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa.

V_t (btps) oli merkitsevästi ($p < 0,05$) korkeampi (8,47 %) kävelyssä kuin kevennetyssä sauvakävelyssä. Kävelyn ja sauvakävelyn (2,40 %) sekä sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn (5,93 %) välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa (taulukko 3).

Taulukko 3. Energiankulutus, syke ja hengityskaasut

	Kävely		Kevennetty		Sauva	
	keskiarvo	SD	keskiarvo	SD	keskiarvo	SD
Syke (bpm)	118,51	12,64	123,46	13,80	131,24	12,41
VCO ₂ (l/min)	1,19	0,22	1,23	0,31	1,32	0,24
V_t btps(l)	1,28	0,23	1,18	0,22	1,25	0,15
Ventilaatio(l/min)	29,11	5,01	31,12	6,22	33,26	5,45
Hengitysosamäärä	1,03	0,07	1,00	0,05	1,03	0,03
RR	23,26	4,35	26,87	5,04	26,93	4,30
VE/VO ₂	24,98	2,64	25,76	2,79	26,11	2,70

7.7.2 Verenpaine ja laktaatti

Ennen suoritusta mitattu *systolinen verenpaine (SBP)* oli tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0,01$) korkeampi tavallisessa kävelyssä (7,71 %) ja sauvakävelyssä (4,55 %) kuin kevennetyssä sauvakävelyssä. Kävelyn ja sauvakävelyn välillä (3,02 %) ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Ennen suoritusta mitattu *diastolinen verenpaine (DBP)* oli kevennetyssä sauvakävelyssä (9,45 %) erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) ja sauvakävelyssä (6,65 %) merkitsevästi ($p < 0,01$) alhaisempi kuin kävelyssä. Sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä (3,19 %) ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Suorituksen jälkeen mitattu DBP oli merkitsevästi ($p < 0,01$) matalampi sekä sauvakävelyssä (9,52 %), että kevennetyssä sauvakävelyssä (7,52 %) verrattuna kävellyyn. Sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä (2,22 %) ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Suorituksen jälkeisissä SBP ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja. Sauvakävelyn ja kävelyn välinen ero on 0,39 %, kevennetyn sauvakävelyn ja kävelyn ero 1,81 % ja sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välinen ero 2,23 %. *Laktaatissa* ei havaittu merkitseviä eroja lepo ja lopputilanteen välillä. Korkein lepo ja suorituksen jälkeinen laktaatti havaittiin sauvakävelyssä. Matalin lepolaktaatti havaittiin ennen kevennetyä sauvakävelyä ja matalin suorituksen jälkeinen laktaatti kävelyn jälkeen. Lepolaktaatti ennen sauvakävelyä oli 9,38 % kävelyä suurempi ja 26,13 % suurempi kuin ennen kevennetyä sauvakävelyä. Kävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välinen lepolaktaattien ero oli 15,32 % (taulukko 4).

Sauvakävelyn jälkeen mitattu laktaatti oli 57,14 % kävelyä ja 44,44 % kevennettyä sauvakävelyä korkeampi. Kevennetyn sauvakävelyn aiheuttama laktaatti oli 8,79 % kävelyä korkeampi (taulukko 4).

Taulukko 4. Verenpaine ja laktaatti

	Kävely		Kevennetty		Sauva	
	keskiarvo	SD	keskiarvo	SD	keskiarvo	SD
SBPennen (mm/Hg)	128,89	9,18	119,67	9,80	125,11	11,37
SBPjälkeen (mm/Hg)	141,11	10,24	138,56	13,82	141,67	11,99
DBPennen (mm/Hg)	84,67	6,95	76,67	6,36	79,11	5,95
DBPjälkeen (mm/Hg)	88,67	7,45	82,00	4,95	80,22	7,17
Laktaatti (ennen, mmol/l)	1,42	0,35	1,23	0,74	1,56	0,46
Laktaatti (jälkeen, mmol/l)	1,01	0,40	1,10	0,66	1,59	1,22

8 POHDINTA

8.1 Tulokset

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää neuraalisen ohjauksen suhteellista osuutta EMG:n avulla työtä tekevien lihasten kesken vakiovauhtisessa kävelyssä, sauvakävelyssä sekä kevennetyssä sauvakävelyssä. Lisäksi haluttiin selvittää onko EMG:n summalla yhteys hapen- ja energiankulutukseen. Hypoteeseina olivat, että hapen- ja energiankulutus kasvaa käsienkäytön lisääntyessä, käsien käytön lisääntyminen kasvattaa ala- ja ylävartalon aEMG:n summaa ja, että energiankulutuksella on yhteys aEMG:n summaan. Muita mitattuja muuttujia olivat hengityskaasut, syke, verenpaine ja laktaatti.

Energiankulutus oli merkitsevästi suurempi sauvakävelyssä (6,47 Kcal/min) kuin tavallisessa kävelyssä (5,88 Kcal/min). Sauvakävelyn aiheuttama energiankulutus oli hieman suurempaa kuin kevennetyssä sauvakävelyssä (6,15 Kcal/min), mutta sillä ei ollut tilastollista merkitsevyyttä. Tuloksista nähdään, että lisättäessä työtätekevien lihasten määrää se myös lisää energiankulutusta. Käsien käytön voimakkuudella on energiankulutusta nostava vaikutus sauvakävelyn aikana ja näin ollen sauvakävely saa aikaan kävelyä tai kevennetyä sauvakävelyä suuremman harjoitusvasteen. Tulokset ovat samansuuntaiset kuin muissakin aikaisemmissa tutkimuksissa (Porcari ym. 1997; Rodgers ym. 1995). Church ym. (2002) mukaan kävelyn aiheuttama energiankulutus oli 5,7 Kcal/min ja vastaavasti sauvakävelyssä 6,9 Kcal/min käveltäessä 1600 m juoksuradalla.

Hapenkulutus oli merkitsevästi korkeampi sauvakävelyssä (19,99 ml/kg/min) kuin tavallisessa kävelyssä (18,33 ml/kg/min). Kevennety sauvakävely (18,94 ml/kg/min) ei poikennut tilastollisesti merkitsevästi kävelystä tai sauvakävelystä. Rodgers ym. (1995) tutkimuksessa koehenkilöt suorittivat myös 30 minuutin kävelyn ja sauvakävelyn nopeudella 6,7 km/h kulman ollessa nolla astetta. Tässä tutkimuksessa hapenkulutus sauvakävelyn aikana oli 20,5 ml/kg/min ja kävelyn aikana 18,3 ml/kg/min. Church ym. (2002) mukaan sauvakävelyn aiheuttama hapenkulutus on keskimäärin 3 ml/kg/min suurempaa kuin kävelyssä. Tulokset ovat samansuuntaiset kuin tässä tutkimuksessa. Tutkimusten pohjalta voidaan päätellä, että käsien käyttö kasvattaa hapenkulutusta kävelyyn verrattuna.

Tämän tutkimuksen mukaan myös käsienkäytön voimakkuudella on yhteys hapenkulutukseen. Käsienkäytön voimakkuuden ollessa 30 % suurempaa se nostaa hapenkulutusta ($6,08 \pm 10,44$ %), jostaan sillä ei ollut tilastollista merkitsevyyttä.

Lihasakiivisuus oli erittäin merkitsevästi korkeampaa sauvakävelyssä ($15,69 \pm 9,92$ %) kuin tavallisessa kävelyssä. Kevennetyn sauvakävelyn aiheuttama lihasaktivaatio oli merkitsevästi suurempaa ($7,97 \pm 6,95$ %) kuin tavallisessa kävelyssä. Sauvakävelyn aiheuttama lihasaktivaatio oli hieman korkeampaa ($7,42 \pm 9,86$ %) kuin kevennetyssä sauvakävelyssä, mutta ne eivät poikenneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Käsien käytön lisääntyessä sauvakävelyssä se vaikuttaa myös merkitsevästi nostavasti ala- ja ylävartalon lihasten lihasaktiivisuuksien summaan. Eri vartalon osien aEMG:n summalla ja energian- tai hapenkulutuksella ei havaittu tilastollisesti merkitsevää korrelaatiota. Knight & Caldwell (2000) mukaan sauvojen käyttö pidentää askelpituutta ja pienentää askeltiheyttä. Samanaikaisesti alaraajojen nivelten nopeudet laskevat, polvikulma kasvaa ja kantaisku pienenee. Näiden kinemaattisten muutosten myötä alaraajojen lihasten kuten (gastrognemius, vastus lateralis ja biceps femoris) aktiivisuudet pienenevät. Alaraajojen lihasten aktiivisuuksien pienentyessä, ojentajan (triceps brachii) aktiivisuus kasvaa huomattavasti. Kahdeksan ylä- ja alavartalon lihaksen iEMG:stä lasketun summan mukaan lihasaktiivisuuksien summa oli 9,8 % suurempaa kiivettäessä viiden asteen ylämäkeen sauvojen kanssa kuin kiivettäessä ilman sauvoja.

Ojentajan lihasaktiivisuus oli erittäin merkitsevästi suurempaa sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn aikana verrattuna tavalliseen kävelyyn. Sauvakävelyn aikainen lihasaktiivisuus oli erittäin merkitsevästi suurempaa kuin kevennetyssä sauvakävelyssä. Tämä oli täysin odotettavissa. Voimankäytön kasvaessa myös lihasaktivaatio kasvaa. Ojentajan lihasaktiivisuus oli 2,36 kertaa suurempaa sauvakävelyssä kuin normaalikävelyssä. Aikaisemmin ylämäkisauvakävelyn on todettu aiheuttavan 2,95 kertaa suurempaa ojentajan lihasaktiivisuutta (iEMG) verrattuna ylämäkikävelyyn ilman sauvoja (Knight & Caldwell 2000). Kevennetyn sauvakävelyn käsienkäytön voimakkuuden piti olla 30 % pienempi kuin tavallisessa sauvakävelyssä. Ojentajasta mitatun aEMG:n mukaan käsienkäyttö oli 26 % pienempää. Tulos oli sama myös sauvassa olleen venymäliuska-anturin mukaan.

Gastrognemiuksen lihasaktiivisuus oli merkitsevästi suurempaa kävelyn kuin kevennetyn sauvakävelyn aikana. Sauvakävelyn ja tavallisen kävelyn välillä ei ollut tilastollista merkitsevyyttä. Merkitsevyyttä ei myöskään havaittu sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä.

Myös Knight & Caldwell (2000) ovat todenneet kävelyn aiheuttavan suurempaa gastrognemiuksen lihasaktiivisuutta kuin sauvakävelyn.

Erector spinaen, Deltoideuksen ja Vastus medialis osalta eri suoritusten kesken ei havaittu tilastollisia merkitsevyyksiä. Erector spinaessa suurin lihasaktiivisuus havaittiin kävelyn ja pienin kevennetyn sauvakävelyn aikana. Deltoideuksen suurin lihasaktiivisuus mitattiin kevennetyn sauvakävelyn ja pienin kävelyn aikana. Suurin lihasaktiivisuus Vastus medialisessa havaittiin sauvakävelyn aikana ja vastaavasti pienin kevennetyssä sauvakävelyssä. Lihasaktiivisuuksiin saattoi vaikuttaa määrätty ja joillekin jopa epäluonnollinen nopeus.

Syke oli erittäin merkitsevästi korkeampaa sauvakävelyssä ($131,24 \pm 12,41$) kuin kävelyssä ($118,51 \pm 12,64$) tai kevennetyssä sauvakävelyssä ($123,46 \pm 13,80$). Kevennetyn sauvakävelyn aikainen syke oli merkitsevästi korkeampi kuin kävelyssä. Tulokset ovat samansuuntaiset useiden aikaisempien tutkimusten kanssa, joiden mukaan sauvakävelyn on todettu nostavan sykettä tavallista kävelyä enemmän (Church ym. 2002; Knight & Caldwell 2000; Porcari ym. 1997; Rodgers ym. 1995).

Systolinen verenpaine (SBP) ennen suoritusta oli merkitsevästi korkeampi tavallisessa kävelyssä ja sauvakävelyssä kuin kevennetyssä sauvakävelyssä. Ennen suoritusta mitattu *diastolinen verenpaine (DBP)* oli kevennetyssä sauvakävelyssä erittäin merkitsevästi ja sauvakävelyssä merkitsevästi alhaisempi kuin kävelyssä. Suorituksen jälkeen mitattu DBP oli merkitsevästi matalampi sekä sauvakävelyssä, että kevennetyssä sauvakävelyssä verrattuna kävelyyn. Suorituksen jälkeisissä SBP ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja. Ennen suorituksia mitattujen verenpaineiden erot voidaan mahdollisesti selittää jännityksellä. Suurimmat lepoverenpaineet mitattiin ennen ensimmäistä suoritusta. Outojen testilaitteiden ja olosuhteiden näkeminen varmasti vaikutti verenpaineisiin, vaikka se mitattiinkin 15 minuutin levon jälkeen. Vastaavasti alhaisimmat verenpaineet mitattiin ennen viimeistä suoritusta, jolloin menetelmät olivat tuttuja, eikä se enää aiheuttanut verenpaineen nousua. Walter ym. (1996) ovat todenneet kahdeksan minuutin sauvakävelyn nostavan SBP 16 mmHg ja DBP 4 mmHg normaali kävelyyn verrattuna. Tämän ei ole kuitenkaan todettu olevan vaarallista sydän- ja verisuonisairauksista toipuville kuntoutuksen kolmannessa ja neljännessä vaiheessa. (Walter ym. 1996.) Näiden molempien tutkimusten mukaan sauvakävelyä voidaan pitää turvallisenä harjoitusmuotona.

Korkein laktaatti havaittiin sauvakävelyssä ja matalin kävelyssä. Tämä oli täysin odotettavissa, koska sauvakävelyn aiheuttamat fysiologiset vasteet olivat suurimmat ja kävelyn pienimmät. Gullstrand & Svedenhag ovat todenneet sauvakävelyn 0 ja 3 asteen kulmalla nopeuden ollessa 5 tai 6 km/h aiheuttavan kävelyä merkitsevästi korkeamman laktaatin. Kävelyssä rasituksen taso oli kohtalaisen alhainen ja monella koehenkilöllä aerobinen liikkuminen jopa tehosti laktaatin poistumista. Sauvakävelyssä mitattiin jopa yli neljän mmol/l arvoja, mutta keskiarvoksi jäi 1,59 mmol/l. Tämä kertoo, että yleisesti liikuttiin lähellä aerobisen kynnyksen tasoa, mutta huonompikuntoisilla yksilöillä sauvakävely saattaa nostaa harjoitusintensiteetin jopa yli anaerobisen kynnyksen.

8.2 Johtopäätökset

Aiempien tutkimusten mukaan kävelynopeuden on todettu olevan suurempi sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä (Willson ym. 2001). Tässä tutkimuksessa käytettiin kaikkien kolmen suorituksen osalta samaa kävelynopeutta, jolloin teennäinen tilanne saattoi vaikuttaa suorituksiin ja suoritustekniikkaan ja sitä kautta saatuihin tuloksiin. Jos koehenkilöt olisivat saaneet valita vapaasti kävelynopeuden kussakin suorituksessa, olisivat fysiologiset erot kävelyn ja sauvakävelyn välillä olleet luultavasti suuremmat, koska aikaisemmin sauvakävelyn on todettu lisäävän kävelynopeutta tavalliseen kävelyn verrattuna. Lihasaktiivisuuksissa olisi myös voinut olla eroja. Luonnollisen nopeuden kautta haettu suoritustekniikka olisi voinut muuttaa lihasaktiivisuuksien suhdetta eri lihasten kesken. Mielenkiintoinen lisä ensimmäisen päivän protokollaan olisi ollut kävelysauvan suuruuden (n. 300 g) käsipainon kanssa. Tällöin olisi nähty mikä on lisäpainon merkitys energiankulutukseen ja kuinka paljon vaikuttaa sauvaan kohdistuva työntävä voima.

Jatkotutkimuksissa tutkimusmenetelmiä olisi hyvä muuttaa siten, että vasemmanpuoleisen erector spinaen elektroni siirrettäisiin mittaamaan latissimus dorsin lihasaktiivisuutta. Kyseinen lihas aktivoituu mm. työnnettäessä sauvaa taaksepäin. Tutkimukseen olisi myös hyvä lisätä kaksi uutta lihas- tai lihasryhmää, jotka olisivat polvenkoukistaja biceps femoris (takareiden lihakset) ja kyynärvarrenkoukistaja biceps brachii (hauis). Biceps femoris on oleellinen lihasryhmä kävelyn aikana ja olisi mielenkiintoinen nähdä kuinka paljon sauvan paino vaikuttaa hauiksen lihasaktiivisuuteen tuotaessa sauva takaisin eteen. On pääteltävissä, että kyseiset kolme lihasta ovat oleellisia verrattaessa kävelyn ja sauvakävelyn aiheuttamaa lihasaktivaatiota.

Sauvakävelyn aiheuttama lisääntynyt hapen- ja energiankulutus, kasvanut lihasaktiivisuuksien summa ja korkeampi syke verrattuna normaali kävelyyn kertovat sauvakävelyn tehokkuudesta harjoitus- ja kuntoilu- muotona. Sauvakävely kuormittaa sekä ala- että yläraajojen lihaksia. Tutkimuksen aikana ei ilmennyt sauvakävelyn aiheuttamia haittavaikutuksia. Walter ym. (1996) ovat myös todenneet sauvakävelyn suositeltavaksi harjoitusmuodoksi. Näin ollen sauvakävelyä voi suositella tehokkaana ja monipuolisena harjoitusmuotona niin liikuntaa aloitteleville, aktiivisesti liikuntaa harrastaville kuin huippu-urheilijoillekin.

9 LÄHTEET

- Adan, A., De Luca, C.J. 2005. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of Applied Physiology* 99(1), 268-280.
- Amos, K.R., Porcari, J.P., Bauer, S.R., Wilson, P.K. 1992. The safety and effectiveness of walking with angle weights and wrist weights for patients with cardiac disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation* 12, 254-260.
- Arendt-Nielsen, L., Mills, K.R., Foster, A. 1989. Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle and Nerve* 12, 493-497.
- 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.
- Auble, T.E. & Schwartz, L. 1991. Physiological effects of exercising with handweights. *Sports Medicine* 11, 244-256.
- Basmajian, J.V., De Luca, C.J. 1985. *Muscles alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Fifth edition, Baltimore, Williams & Wilkins.
- Bergh, U., Kanstrup, I.L., Ekblom, B. 1976. Maximal oxygen uptake during exercise with various combinations of arm and leg work. *Journal of Applied Physiology* 41, 191-196.
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J. 1974. Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. *Journal of Applied Physiology* 36, 475-479.
- 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.

- Butts, N.K., Knox, K.M., Foley, T.S. 1995. Energy costs of walking on a dual-action treadmill in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27(1), 121-125.
- Cerretelli, P., Pendergast, D., Paganelli, W.C., Rennie, D.W. 1979. Effects of specific muscle training on VO₂ on-response and early blood lactate. *Journal of Applied Physiology* 47, 761-769.
- 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* 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.
- Crow, M.T. & Kushmerick, M.J. 1982. Chemical energetics of slow- and fast-twitch muscles of the mouse. *Journal of General Physiology* 79, 147-166.
- Davis, J.A., Frank, M.H., Whipp, B.J., Wasserman, K. 1979. Anaerobic threshold alterations caused by endurance training in middle-aged men. *Journal of Applied Physiology* 46(6), 1039-1046.
- Davis, J.A., Vodak, P., Wilmore, J.H., Vodak, J., Kurtz, P. 1976. Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. *Journal of Applied Physiology* 41, 544-550.
- 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.
- Evans, B.W., Potteiger, J.A., Bray, M.C., Tuttle, J.L. 1994. Metabolic and hemodynamic responses to walking with hand weights in older individuals. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(8), 1047-1052.

- Fellingham, G.W., Roundy, E.S., Fischer, A.G., Bryce G.R. 1978. Caloric cost of walking and running. *Medicine and Science in Sports* 10(2), 132-136.
- Foley, T.S. 1995. The effects of the Cross Walk(R)'s resistive arm poles on the metabolic costs of treadmill walking. Eugene, Ore: University of Oregon.
- Grant, S., Corbett, K., Amjad, A. M., Wilson, J. & Aitchison, T. (1995). A comparison of methods of predicting maximum oxygen uptake. *British Journal of Sports Medicine* 29(3), 147-152.
- Graves, J.E., Martin, D.A., Miltenberger, L.A., Pollock, M.L. 1988. Physiological responses to walking with hand weights, wrist weights, and ankle weights. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20(3), 265-271.
- Gullstrand, L. & Svedenhag, J. Swedish national sports complex, Bosön, Lidingö, Department of Clinical Physiology, St. Görans Hospital, Stockholm, Sweden.
- Hagberg, M. 1981. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology* 51, 1-17.
- Haskell, W., Yee, M.C., Evans, A. & Irby, P. 1993. Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantitate physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25(1), 109-115.
- Hauswirth, C., Bigard, A.X. & Le Chevalier, J.M. 1997. The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurement during exercise. *International Journal of Sports Medicine* 18, 449-453.
- Hill, A. V. & Lupton, H. (1923). Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. *Quarterly Journal of Medicine* 16, 135-171.
- Hopkins, D., Hoeger, W., VanZee, D., Nurge, W. 1994. Physiological responses to aerobic walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26, 43.

- Hugg, 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
- Jackson, D.H., Reeves, T.J., Sheffield, L.T., Burdeshaw, J. 1973. Isometric effects of treadmill exercise response in healthy young men. *American Journal of Cardiology* 31, 344-350.
- Jacobson, B.H., Wright, T., Dugan, B. 2000. Load carriage energy expenditure with and without hiking poles during inclined walking. *International Journal of Sports Medicine* 21(5), 356-359.
- Jacobson, B.H. & Wright, T. 1998. A field test comparison of hiking stick use on heart rate and rating of perceived exertion. *Perception Motor Skills* 87(2), 435-438.
- Jacobson, B.H., Caldwell, B., Kulling, F.A. 1997. Comparison of hiking stick use on lateral stability while balancing with and without a load. *Perception Motor Skills* 85(1), 347-50.
- Jammes, Y., Arbogast S., Faucher, M., Montmayeur, A., Tagliriani, F., Robinet, C. 2001. Interindividual variability of surface EMG changes during cycling exercise in healthy humans. *Clinical Physiology* 21(5), 556-560.
- Jammes, Y., Caquelard, F., Badier, M. 1998. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercise. *Respiratory Physiology* 112, 167-174.
- Jammes, Y., Zattara-Hartmann, M.C., Caquelard, F., Arnaud, S., Tomei, C. 1997. EMG 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., Kasurinen, R. & Laukkanen, R. 2001. Sauvakävely ja muu sauvaliikunta. Jyväskylä, Gummerus.
- 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 upper body strength and endurance. *Medicine and sience in sports and exercise* 24, 138.
- King, G.A., Blair, S.N., Bild, D.E., Dishman, R.K., Dubbert, 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), 2093-2101.
- Kushmeric, M.J., Meyer, R.A., Brown, T.R. 1992. Regulation of oxygen uptake consumption in fast- and slowtwitch muscle. *American Journal of Physiology* 263, 598-606.
- 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), 370-378.
- Langbeim, W.E., Collins, E.G., Orebaugh, C., Maloney, C., Williams, K.J., Littooy, F.N., Edwards, L.C. 2002. Increasing exercise tolerance of persons limited by claudication pain using polestriding. *Journal of Vascular Surgery* 35, 887-893.
- Lewis, S. F., Taylor, W. F., Graham, R. M., Pettinger, W. A., Schutte, J. E. & Blomqvist, C. G. (1983). Cardiovascular responses to exercise as functiond of absolute and relative work load. *Journal of Applied Physiology* 54(5), 1314-1323.
- Luhtanen, P. 1988. Biomekaniikan tutkimusmenetelmien perusteet. Jyväskylä, Jyväskylän yliopiston monistuskeskus.

- Maud, p.J., Stokes, D.G., Stokes, L.R. 1990. Stride frequency, perceived exertion and oxygen cost response to walking with variations in arm swing and hand-held weight. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation* 10, 294-299.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 2000. *Exercise Physiology: energy, nutrition, and human performance*. 5. painos. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Miller, J.F. & Stamford, B.A. 1987. Intensity and energy cost of weighted walking vs. running for men and women. *Journal of Applied Physiology* 62, 1497-1501.
- Nagle, F.J., Richie, J.P., Giese, M.D. 1984. VO₂max responses in separate and combined arm and leg air-braked ergometer exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16(6), 563-566.
- Nurge, W., VanZee, D., Hoeger, W. 1994. Physiologic responses to aerobic walking and jogging. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26, 43.
- Pate, R.R., Pratt, M., Blair, S.N., Haskell, W.L., Macera, G.A., Bouchard, C., Buchner, D., Etinger, W., Heath, G.W., King, A.C., Kriska, A., Leon, A.S., Marcus, B.H., Morris, J., Paffenbarger, R.S.Jr., Patrick, K., Pollock, M.L., Rippe, J.M., Sallis, J., Wilmore, J.H. 1995. Physical activity and public health: A recommendation from the centers for disease control and prevention and the american college of sports medicine. *Journal of the American Medical Association* 273, 402-407.
- 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.
- Pimental, N.A., Sawka, M.N., Billings, D.S., Trad, L.A. 1984. Physiological responses to prolonged upper-body exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16, 360-365.

- Porcari, J.P., Hendrickson, 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.
- Rippe, J.M., Ward, A., Porcari, J.P., Freedson, P.S. 1988. Walking for health and fitness. *Journal of American Medical Association* 259, 2720-2724.
- 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.
- Sawka, M.N. 1986. Physiology of upper body exercise. *Exercise and Sports Sciences Reviews* 14, 175-212.
- Sawka, M.N., Foley, M.E., Pimental, N.H., Toner, M.M., Pandolf, K.B. 1983. Determination of maximal aerobic power during upper-body exercise. *Journal of applied Physiology* 54, 113-117.
- 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.
- Secher, N.H., Ruberg-Larsen, N., Binkhorst, R.A., Bonde-Petersen, F. 1974. Maximal oxygen uptake during arm cranking and combined arm plus leg exercise. *Journal of Applied Physiology* 36, 515-518.
- Shinohara, M. & Moritani, T. 1992. Increase in neuromuscular activity and oxygen uptake during heavy exercise. *Annals of Physiology and Anthropology* 11, 257-262.

- Simmons, R. & Shephard, R.J. 1971. Effects of physical conditioning upon the central and peripheral circulatory response to arm work. *Z. Agne Physiology* 30, 73-84.
- Skinner, J. S., Gaskill, S. E., Rankinen, T., Leon, A. S., Rao, D. C., Wilmore, J. H. & Bouchard, C. (2003). Heart Rate versus %VO₂max : Age, Sex, Race, Initial Fitness, and Training Response –HERITAGE. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35(11), 1908-1913.
- Speakman, J.R. 1998. The history and theory of double labeled water technique. *American Journal of Clinical Nutrition* 68, 932-938.
- Takaishi, T., Yasuda, Y., Ono, T., Moritani, T. 1996. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28(12), 1492-1497.
- Toner, M.M., Sawka, M.N., Pandolf, K.B. 1983. Cardiorespiratory responses to exercise distributed between the upper and lower body. *Journal of Applied Physiology* 54, 1403-1407.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. 1992. *Dynamics of Human Gait*. Western Cape, South Africa, Kiboho Publishers.
- Walter, P.R., Porcari, J.P., Brice, G., Terry, L. 1996. Acute responses to using walking poles in patients with coronary artery disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation* 16(4), 245-250.
- Ward, A., Malloy, P., Rippe, J. 1987. Exercise prescription guidelines for normal and cardiac populations. *Cardiology Clinics* 5(2), 197-210.
- Whipp, B.J. & Wasserman, K. 1972. Oxygen uptake kinetics for various intensities of constant-load work. *Journal of Applied Physiology* 33, 351-356.
- 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 & Science in sports & Exercise* 33(1), 142-147.

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 (viitattu 29.9.2005)

www.nordicwalkingusa.com (viitattu 20.10.2005)

www.suomenlatu.fi (viitattu 29.9.2005)

Zedaker, J.M. 1998. Physiological responses to walking and running with a powerbelt. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30, 168.

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.

Åstrand, P.O. & Saltin, B. (1961) a. Maximal oxygen uptake during the first minutes of heavy muscular exercise. *Journal of Applied Physiology* 16(6), 971-976.

Åstrand, P.O. & Saltin, B. (1961) b. Maximal oxygen uptake and heart rate in various types of muscular activity. *Journal of Applied Physiology* 16(6), 977-979.

Syke

(lyöntiä/min)

