

UUSIEN SYKKEESEEN PERUSTUVIEN HAPENKULUTUKSEN ARVIOINTIMENETELMIEN TARKKUUS

Aki Pulkkinen

Jyväskylän yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Liikuntafysiologian pro gradu –tutkielma
Kevät 2003
Ohjaaja: Heikki Rusko

TIIVISTELMÄ

Aki Pulkkinen. Uusien sykkeeseen perustuvien hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus. Liikuntafysiologian pro gradu -tutkielma. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto.

Vuorokaudenaikaisen hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin tarkkuudessa on nykyisillä menetelmillä puutteita. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää uusien sykkeeseen perustuvien, päivittäiseen hapenkulutuksen (VO_2) arviointiin soveltuvien menetelmien tarkkuutta. Näissä menetelmissä käytettiin arvioinnissa sykkeen lisäksi hengitysfrekvenssiä ja tietoa kuormituksen vaiheesta, eli milloin on meneillään steady-state –tila tai palautumisvaihe, tai milloin kuormitusintensiiteetti muuttuu. Näillä lisätiedoilla pyrittiin parantamaan arvioinnin tarkkuutta lähellä lepotasoa, matalalla kuormitustasolla sekä steady-staten ja dynaamisesti muuttuvan kuormitusintensiiteetin aikana.

Tutkimukseen osallistui yhteensä 32 koehenkilöä (16 miestä, 16 naista) kahtena erillisenä mittauspäivänä. Puolet miehistä ja puolet naisista kuului ikä- ja sukupuolivakioituihin kunto- luokkiin 2-3 (VO_{2max} miehet: 45.9 ± 4.5 ; naiset: 34.9 ± 4.4 ml/kg/min) ja puolet luokkiin 5-6 (VO_{2max} 53.0 ± 7.9 , 42.3 ± 7.2). Molempina päivinä suoritettiin ensin viiden minuutin perustason mittaus makuulla, istumassa sekä seisomassa. Ensimmäisen mittauspäivänä suoritettiin 10 min tasatehoinen kuormitus 40% arvioidusta VO_{2max} :sta sekä maksimaalinen rasi- tustesti. Toisena päivänä suoritettiin 10 min tasatehoinen 70% VO_{2max} kuormitus sekä kaksi n. 50 min arkielämän askareita simuloivia tehtäväsarjoja (real-life task, RLT). Kaikki kuormituskokeet paitsi RLT-tehtävät suoritettiin polkupyöräergometrilla, joissa taltioitiin myös 5 min perustaso ennen kuormitusta sekä 15 min palautuminen. Kaikista tilanteista rekisteröitiin sekä syke että hengitysmuuttujat. VO_2 :en arvioimiseksi muodostettiin neljä eri hermoverkkomallia: 1) pelkkään sykkeeseen perustuva menetelmä (pHR); 2) syke yhdistettynä hengitysfrekvenssiin (pHR+pRRate); 3) syke yhdistettynä kuormitusvaihetietoon (pHR+ON/OFF); 4) syke yhdistettynä sekä hengitysfrekvenssiin että kuormitusvaihetietoon (pHR+pRRate+ON/OFF). Kuormitusvaihetiedolla tarkoitetaan sykkeestä laskettua indeksiä, joka ennustaa etukäteen kuormituksen jälkeisen ylimääräisen VO_2 :en (Excess postexercise oxygen consumption, EPOC).

Koko aineistossa pHR-menetelmän keskimääräinen absoluuttinen virhe (MAE) 3.7 ml/kg/min tarkentui 11% (MAE 3.3) verrattuna pHR+pRRate-menetelmään ja edelleen pHR+ON/OFF-menetelmällä arviointi tarkentui 38% (MAE 2.3) sekä pHR+pRRate+ON/OFF-menetelmällä tarkennus oli 48% (MAE 1.9). pHR+pRRate-menetelmällä pystyttiin parantamaan arvion- tia perustasoissa 9.1-12.7%, maksimitestin aikana 13.2% sekä RLT-tehtäväsarjassa 3.7%. Kuormitusvaihetiedolla joko yksinään tai yhdistettynä hengitykseen saavutettiin systemaattinen tarkennus kaikissa kuormitustilanteissa. Parannus oli sitä suurempi mitä enemmän kuormitustaso vaihtui: maksimitestin palautumisen (76.7% pHR+pRRate+ON/OFF, 64% pHR+ON/OFF) ja 70% VO_{2max} -kuormituksen palautumisen (46%, 32%) tai on-respon- sen aikana (53%, 42%). RLT:ssä suurimmat parannukset olivat 37% ja 40% ja steady-staten aikana (40% ja 70% VO_{2max} kuormituksissa 61% ja 71%).

Tutkimuksissa käytetyillä menetelmillä päästiin erittäin merkittävään tarkennukseen verrattuna pelkkään sykkeeseen perustuvaan VO_2 :den arviointiin. Tarkkuuden parantuminen ylittää selkeästi myös mihin on päästy käyttämällä liikeantureita tai flex-point –menetelmää. Käytetyt muuttujat kuvasivat siis ulkoisia mittalaitteita paremmin elimistön fysiologista tilaa. Johtopäätöksenä voidaan todeta vuorokaudenaikaisen hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin tarkkuudessa saavutettavan merkittävä edistysaskel käyttäen tässä tutkimuksessa kuvattuja menetelmiä

Avainsanat: Syke, hapenkulutus, energiankulutus, hengitysfrekvenssi, on-response, off-response, steady-state, matala intensiteetti, validointi, EPOC.

LYHENTEET

ATP	= Adenosiinitrifosfaatti
KP	= Kreatiinifosfaatti
EPOC	= excess postexercise oxygen consumption, kuormituksen jälkeen perustason ylitävä hapenkulutus
VO ₂	= hapenkulutus
VCO ₂	= hiilidioksidin tuotto
HR	= syke
SNA	= symphatetic nerve activity, sympaattinen hermoaktiivisuus
MSNA	= muscle symphatetic nerve activity, lihaksen sympaattinen hermoaktiivisuus
NA	= noradrenaliini
PRA	= plasman reniiniaktiivisuus
Bla	= veren laktaattipitoisuus
VE	= ventilaatio, keuhotuuletus
VO _{2max}	= maksimaalinen hapenottokyky
% VO _{2max}	= intensiteettitaso, joka kuvataan suhteellisena osuutena VO _{2max} :sta
HR _{max}	= maksimisyke
HRR	= sykereservi (HR _{max} - leposyke)
% HRR	= intensiteettitaso, joka kuvataan suhteellisena osuutena HRR:stä
VO _{2R}	= hapenkulutusreservi (VO _{2max} – lepo hapenkulutus)
% VO _{2R}	= intensiteettitaso, joka kuvataan suhteellisena osuutena VO _{2R} :stä
OBLA	= onset of blood lactate accumulation, anaerobinen kynnys
PT	= perustaso (PT1 & PT2 = mittauspäivien 1 & 2 perustason mittaukset 15 min)
KU	= kuormitusjakso
PA	= palautumisjakso
RLT	= ”real life task”, arkielämän askareita simuloiva tehtäväsarja
MAE	= mean absolute error, keskimääräinen absoluuttinen virhe
RRate	= respiration rate, hengitysfrekvenssi
PP	= polkupyöräergometri
TV	= tidal volume, kertahengitystilavuus
On-response	= kuormituksen alkuvaihe tai kuormitusintensiteetin nousuvaihe, jolloin elimistöstä mitattavat fysiologiset suureet nousevat kohti työtehon vaatimaa tasoa
Off-response	= kuormituksesta palautuminen tai kuormitusintensiteetin aleneminen, jolloin elimistöstä mitattavat fysiologiset suureet palautuvat kohti alentuneen kuormitusintensiteetin tasoa tai kuormituksen päätyttyä kohti lepotasoa
pHR –menetelmä	= VO ₂ arviointimenetelmä, jossa käytettiin pelkkää sykettä
pHR+pRRate –menetelmä	= VO ₂ arviointimenetelmä, jossa käytettiin sykettä sekä hengitysfrekvenssiä
pHR+ON/OFF –menetelmä	= VO ₂ arviointimenetelmä, jossa käytettiin sykettä sekä on/off-response –tietoa
pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmä	= VO ₂ arviointimenetelmä, jossa käytettiin sykettä, hengitysfrekvenssiä ja on/off-response -tietoa

ESIPUHE

Haluan osoittaa kiitokseni kaikille niille henkilöille ja tahoille, jotka ovat omalta osaltaan vaikuttaneet tämän työn valmistumiseen sen eri vaiheissa. Liikuntafysiologia on ollut vain yhtenä osana monitieteellistä työryhmäämme, johon kunkin alan osaajat ovat tuottaneet oman tärkeän työpanoksensa. Kiitokset FL Sami Saalastille. Hänen erityisosaamisensa fysiologisten ilmiöiden mallintamisessa ovat olleet ratkaisevassa roolissa uusia menetelmiä kehitettäessä ja myöskin selkäranka tälle opinnäytetyölle. Olen myöskin kiitollinen PsT Joni Kettuselle hänen ehtymättömistä innovaatiostaan, joita ilman tämäkään työ ei olisi syntynyt. Itse kirjoittamisprosessissa sekä hajanaisten ajatusten kokoajana professori, LitT Heikki Rusko ansaitsee kiitokset. Hänen palaveristaan ei koskaan tarvinnut lähteä tietämättä varmasti mitä seuraavaksi tehdä. Kiitokset myös työryhmämme terveystieteilijälle Jaakko Kotisaarelle. Keskustelu- ja ennen kaikkea kuuntelutaitoisia ystäviä tarvitsemme jokainen. Kiitokset myös Firstbeat Technologies Oy:n ohjelmoija Antti Kuuselalle sekä Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskuksen tutkija LitM Kaisu Martinmäelle.

Lopuksi kiitokset vaimolleni Reijalle. Hänen pettämätön tukensa ja kärsivällisyytensä kevään ja kesän 2003 aikana minun tätä työtä näpytellessäni on ollut elintärkeää.

Tämä työ toteutettiin Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskuksessa osana tutkimusprojektia ”Virtuaalinen terveysagentti: Perusmekanismien fysiologisen mallintamisen tausta”, joka oli rinnakkaisprojekti Firstbeat Technologies Oy:n tuotekehitysprojektin kanssa. Rahoittajina KIHU:n ja Firstbeat Technologies Oyn lisäksi olivat Teknologian kehittämiskeskus (TEKES), Jyväskylän Teknologiateollisuuskeskus sekä Suunto Oy.

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	7
2	ENERGIANTUOTTO JA -KULUTUS.....	9
	2.1 Energia-aineenvaihdunnan perusteet	9
	2.2 Energiankulutuksen mittaaminen	10
3	HENGITYS- JA VERENKIERTOELIMISTÖN TOIMINTA KUORMITUKSESSA	14
	3.1 Sykkeen ja hengityksen säätely kuormituksessa	14
	3.2 Steady-state kuormitus.....	16
	3.3 On-response kinetiikka	19
	3.4 Off-response kinetiikka.....	23
	3.5 Syke ja hapenkulutus kevyessä kuormituksessa.....	24
4	SYKEPERUSTEINEN HAPENKULUTUKSEN ARVIOINTI	25
	4.1 Sykkeeseen perustuvat menetelmät	25
	4.2 Sykkeeseen perustuvien menetelmien tarkkuus	27
5	TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEESIT	31
6	MENETELMÄT	32
	6.1 Koehenkilöt.....	32
	6.2 Koeasetelma ja aineiston keräys	33
	6.3 Analyysimenetelmät	37
	6.4 Tilastolliset menetelmät.....	40
7	TULOKSET	42
	7.1 Syke, hengitysfrekvenssi ja hapenkulutus kuormituksessa	42
	7.2 Hapenkulutuksen arviointi koko aineistossa.....	47
	7.3 Hapenkulutuksen arviointi pp-ergometritehtävissä	48
	7.4 Hapenkulutuksen arviointi lepotasolla sekä arkielämän askare –tehtäväsarjan aikana....	54
	7.5 VO ₂ max:n vaikutus VO ₂ –arvioinnin tarkkuuteen	58

8	POHDINTA	60
8.1	Tutkimuksen päätulokset	60
8.2	Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus eri intensiteettitasoilla	61
8.3	Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus on- ja off-responsen sekä dynaamisesti vaihtelevan kuormitusintensiteetin aikana	65
8.4	Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus steady-state kuormituksen aikana	67
8.5	Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus verrattuna aikaisempiin tutkimustuloksiin	68
8.6	Muut VO ₂ arviointiin vaikuttaneet tekijät	71
8.7	Yhteenvedo	73
	LÄHTEET	74
	LIITTEET	83

1 JOHDANTO

Säännöllisen fyysisen aktiivisuuden positiiviset terveysvaikutukset on selvitetty kansainvälisessä tieteellisessä kirjallisuudessa erittäin hyvin. Terveyden ja fyysisen aktiivisuuden merkitys elämänlaadun tärkeimpinä yksittäisinä tekijöinä ovat korostuneet aikana, kun entistä suurempi osa väestöstä kärsii erilaisista kroonisista sairauksista kuten sydän- ja verisuonitaudeista, tuki- ja liikuntaelinsairauksista sekä mielenterveyteen liittyvistä ongelmista. Fyysisesti aktiivisella elämäntavalla voidaan sairastuvuutta sekä siten myöskin kuolleisuutta näihin elintasosairauksiin vähentää huomattavasti. (ACSM 1998; Pate ym. 1995; U.S. Department of Health and Human Services 1996.) Tästä huolimatta vain kolmannes kaikista ihmisistä liikkuu riittävästi omaan terveyteensä ja fyysiseen kuntoonsa nähden (Helakorpi ym. 2002). Usein oletetaan vain fyysisesti raskaan liikunnan parantavan terveyttä ja kehittävän fyysistä kuntoa, vaikka jo pienelläkin päivittäisellä aktiivisuustason kasvulla ja liikunnan määrän lisäämisellä voidaan saavuttaa positiivisia terveysvaikutuksia (ACSM 1998). Nyky-yhteiskunnassa työn ja työmatkojen fyysinen kuormittavuus on laskenut huomattavasti, joten lyhyetkin arkeen sulautuvat pienet fyysisen rasitustason nousut, kuten portaiden käyttö hissien sijaan, ovat hyödyllisiä ja tehokkaita terveyden ja hyvinvoinnin edistäjiä. Kun päivittäinen fyysisen aktiivisuuden määrä lisääntyy edes vähän, voidaan pitkällä aikavälillä saavuttaa merkittäviä terveydellisiä vaikutuksia.

Vaikkakin fyysisellä aktiivisuudella on todettu olevan kiistattomia terveysvaikutuksia, tarkkojen yhteyksien liikunta-annoksen määrän ja laadun sekä halutun vasteen välillä selvittämiseksi tarvitaan vielä tutkimustyötä epidemiologisissa tutkimusasetelmissä. Täysin vakiintunutta ja riittävän luotettavaa fyysisen aktiivisuuden mittaa tai mittaumenetelmää kenttäolosuhteisiin ei ole olemassa. Tämä on hidastanut ja vaikeuttanut tutkimusta, sillä suurien koehenkilömassojen fyysisen aktiivisuuden seuranta kenttä-olosuhteissa on käytännössä hyvin vaikeaa ja tapahtuu raskailla menetelmillä huonolla hyötysuhteella. (Lamonte & Ainsworth 2001.)

Ihmisten terveyteen liittyvän valvotuneisuuden lisääntyessä tarjolla on yhä enemmän terveyden edistämiseen ja ylläpitämiseen liittyviä palveluita, joissa käytännön sovellukset tutkimustuloksista näkyvät. Liikunta- ja terveystieteiden ammattilaisille onkin tärkeää pystyä

arvioimaan vaivattomasti ja tarkasti asiakkaiden liikunnan määrää. Tämän perusteella he pystyvät tarjoamaan parasta mahdollista ohjeistusta ja tulkintaa liikunnan annostelusta. Ammattimaisessa palvelukäytössä olevat laitteet ja sovellukset ovat myös luonnollisesti siirrettävissä yksityisten henkilöiden käyttöön. Terveyttä ja kuntoa edistävien fyysisten aktiviteettien omaehtoinen tarkkailu ja annostelu onkin ensiarvoisen tärkeää jatkuvien positiivisten vaikutusten saavuttamiseksi. Tästä hyvänä esimerkkinä käy sykemittauksen yhteyteen liitetty energiankulutuskalkulaattori.

Sykerekisteröintiä on käytetty hyvin pitkään fyysisen aktiivisuustason arvioinnissa silloin kun energiankulutusta ei voida suoraan mitata (Berggren & Christiansen 1950; Goldsmith ym. 1967). Syke onkin ehkä suosituin kenttäolosuhteisiin soveltuva menetelmä. Tästä huolimatta sykkeeseen liittyy monia ratkaisemattomia ongelmia. Matalalla kuormitustasolla sykkeen erottelukyky on heikko, koska muutkin kuin suoraan fyysisestä aktiivisuudesta johtuvat tekijät vaikuttavat syketasoon, kuten esimerkiksi mentaaliset tekijät. Dynaamisesti vaihtelevassa kuormituksessa tehdään myös virhearviointia useimpien nykyisten menetelmien perustuessa steady-state –kuormitukseen. Sykkeen ja hapenkulutuksen suhteen oletetaan yleensä olevan vakio, vaikka kuormitustyyppi ja teho esimerkiksi omaehtoisen liikunnan aikana voi vaihtua jatkuvasti. (McArdle ym. 2000, 197-198.) Henkilön keuhkotuuletus (ventilaatio) on sykkeen lisäksi läheisessä yhteydessä hapenkulutukseen, mutta käytännölliset ratkaisut ventilaation mittaamiseen tarkasti ja vaivattomasti ovat puutteellisia tai vaativat lisälaitteita. Hengitysfrekvenssi voidaan sen sijaan mitata kohtuullisen vaivattomasti ja hyvinkin tarkasti esimerkiksi venymäliuska-anturitekniikkaan perustuvilla ulla tai se voidaan arvioida sykevaihtelusta (Kettunen & Saalasti 2002). Tämän tutkimuksen tarkoituksena on arvioida uusia sykkeeseen perustuvia menetelmiä hapenkulutuksen arvioinnissa. Näissä menetelmissä sovelletaan sykkeen lisäksi tietoa hengitysfrekvenssistä sekä muuttuvasta kuormitusintensiteetistä.

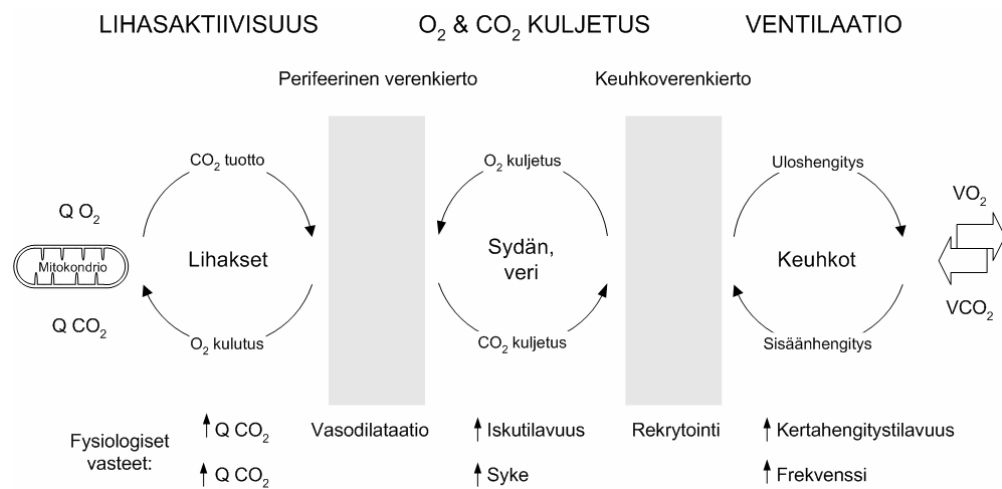
2 ENERGIANTUOTTO JA -KULUTUS

2.1 Energia-aineenvaihdunnan perusteet

Energia lihassupistukseen sekä solujen biologiseen työhön saadaan pilkkomalla korkeaenergiisiä fosfaattiyhdistettä, adenosiinitrifosfaattia (ATP). Elimistön ATP varastot ovat pienet, joten ATP:tä täytyy muodostaa jatkuvasti uudelleen. Nopein tapa muodostaa ATP:tä on käyttää toista korkeaenergistä fosfaattiyhdistettä, kreatiinfosfaattia (KP). Toinen tapa muodostaa ATP:tä on glykolyysi, jossa lihasten glykokeenistä tai veren glukoosista muodostetaan energiaa solujen sytoplasmassa. Anaerobisessa glykolyysissä aineenvaihduntatuotteena tästä reaktiosta syntyy laktaattia. ATP ja KP varastojen käytöstä sekä anaerobisesta glykolyysistä käytetään nimitystä anaerobinen energianmuodostus, koska nämä eivät vaadi happea. Kolmas energiantuottomekanismi on hapen avulla solujen mitokondrioissa tapahtuva ravintoaineiden pilkkominen, aerobinen energianmuodostus. Tässä reaktiossa ravintoaineet palavat täydellisesti hiilidioksidiksi (CO_2) ja vedeksi (H_2O) ja ATP:tä muodostetaan huomattavasti enemmän kuin glykolyysissä. ATP ja KP varastot riittävät maksimaalisessa lihastyössä noin 10-20 sekunnin suoritukseen. Alle kahden minuutin maksimaalisessa työssä turvaututaan pääasiallisesti anaerobiseen glykolyysiin ja tätä pidemmissä maksimaalisissa suorituksissa energia tuotetaan pääasiallisesti aerobisesti, jolloin suoritustehon täytyy olla alle maksimaalisen aerobisen energiantuottotehon. Aerobinen energianmuodostus on pääasiallinen energianmuodostustapa suurimmassa osassa ihmisen fyysisiä aktiviteetteja normaaliolosuhteissa. (Åstrand & Rodahl 1986, 523-538.) Kuvassa 1 on esitetty aerobiseen energiantuottoon liittyvät järjestelmät.

Elimistön lukuisista energiaa vaativista reaktioista fyysisen aktiivisuuden aiheuttama energiantarve on ylivoimaisesti suurin. Pääasiallisesti käytettävät energiantuottomekanismit riippuvat fyysisen aktiivisuuden intensiteetistä, kestosta sekä kuormitusvaiheesta. Anaerobiset energianlähteet mahdollistavat nopean ATP:n uudismuodostuksen, joten niihin turvaututaan myös silloin, kun syntyneeseen energiantarpeeseen ei ehditä vastata aerobisin 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 aero-

bisesti samassa tahdissa. Anaerobisiin energiantuottomekanismeihin turvautuminen aiheuttaa elimistössä happivajeen (oxygen deficit), jonka korvaaminen ilmenee suorituksen päätyttyä kohonneena hapenkulutuksena (excess postexercise oxygen consumption, EPOC). Energia tuotetaan anaerobisesti myöskin silloin kun työteho ylittää aerobisen maksimaalisen energiantuottomekanismien tason. (McArdle ym. 2000, 158-166.)

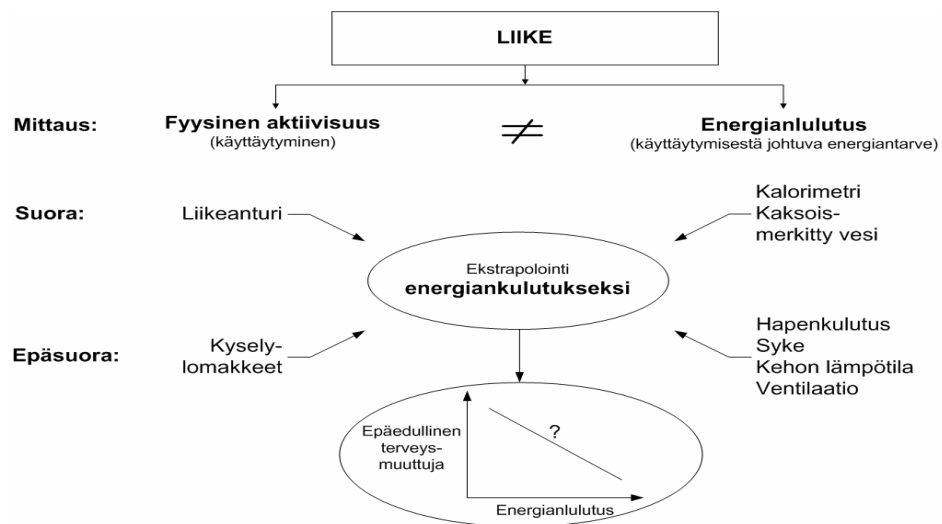


KUVA 1. Aerobiseen energianmuodostukseen liittyvän hapen kuljetuksesta toimiville lihaksille vastaa hengitys- ja verenkiertoelimestö, jossa keuhkotuuletusta ja sydämen minuuttitilavuutta nostamalla turvataan riittävä hapenkuljetus. Samalla poistetaan aineenvaihduntatuotteita kuten CO₂:ta. (mukailtu McArdle ym. 2001, 162.)

2.2 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 vakioiksi, fyysinen aktiivisuus on käytännössä sama kuin energiankulutus. Energiakulutuksen mittaamenetelmät voidaan tämän perusteella jakaa fysiologisiin ja käyttäytymisen havainnointiin perustuviin (kuva 2). 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 tietyllä ajanjaksolle, osalla pystytään seuraamaan aktiivisuusmuotoja jatkuvana. Lisäksi osa menetelmistä

soveltuu käytettäväksi vain laboratorio-olosuhteissa, kun taas joillakin menetelmillä voidaan mitata päivittäistä energiankulutusta kenttä-olosuhteissa. 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)



KUVA 2. Liikkeen, fyysisen aktiivisuuden ja energiankulutuksen väliset suhteet sekä mittausmenetelmät. (Mukailtu Lamonte & Ainsworth 2001.)

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 on havaittavissa. Lämmöntuoton mittaaminen ilmatiiviissä kalorimetrissä on rajoitettua kalleutensa sekä epäkäytännöllisyytensä vuoksi monissa tapauksissa, vaikkakin omassa käyttökontekstissään se on erittäin hyvä menetelmä. Lisäksi suoralla 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 hapesta. Hapenkulutusta (VO_2) sekä hiilidioksidin tuottoa (VCO_2) voidaan mitata erityisellä hengityskaasuanalysaattorilla. Kalorimetrissä tehtyjen tutkimusten perusteella on havaittu, että yhdellä happilitralla polttamalla vapautuneen energian määrä vaihtelee vain vähän (4.686-5.047kcal / 1l 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 ammattilais- ja tutkimuskäyttöön. (Hauswirth ym. 1997; Lamonte & Ainsworth 2001.)

Kaksoismerkittyä vettä käyttäen voidaan arvioida useiden päivien kokonaisenergiankulutussummaa sekä laboratoriossa että normaaleissa päivittäisissä toimissa. Tietty annos merkittyä vettä (2H_2O , $H_2^{18}O$) 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).

Liike- ja kiihtyvyyssantureilla mitattavat eri kehon osien liikkeet tai askelmittareilla mitattavat askeleet 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. Ongelmia ilmenee kuitenkin esimerkiksi ylämäkeen liikuttaessa tms. tilanteissa, joissa kehon liikettä vastustaa jonkin voima. (Melanson & Freedson 1995.) Lisäksi mittauslaitteisto voi mahdollisesti muuttaa yksilön käyttäytymistä ja laitteistot ovat yleensä melko kalliita (Lamonte & Ainsworth 2001).

Henkilön itse täyttämät tai haastattelemalla täytetyt fyysisen aktiivisuuden kyselykaavakkeet tai aktiivisuuspäiväkirjat ovat halpoja tapoja hankkia tietoa fyysisen aktiivisuuden käyttäytymismalleista. Riippuen päiväkirjan tai kyselyn tyypistä, päästään arvioimaan joko kokonaisenergiankulutusta tai tarkimmillaan aktiivisuustasoa. Subjektiivisten kyselyjen heikkoutena ovat niiden alttius sosiaalisille ja yksilöstä lähteille vaikuttimille sekä niiden täyttämiseen ja analysoimiseen liittyvä kohtuullisen suuri vaivannäkö. (Lamonte & Ainsworth 2001.)

Kehon fysiologisiin suureisiin perustuvia mittoja, kuten esimerkiksi ydinlämpötilaa, ventilaatiota ja sykettä on käytetty myöskin energiankulutuksen arvioinnissa. Ventilaatiolla on korkea

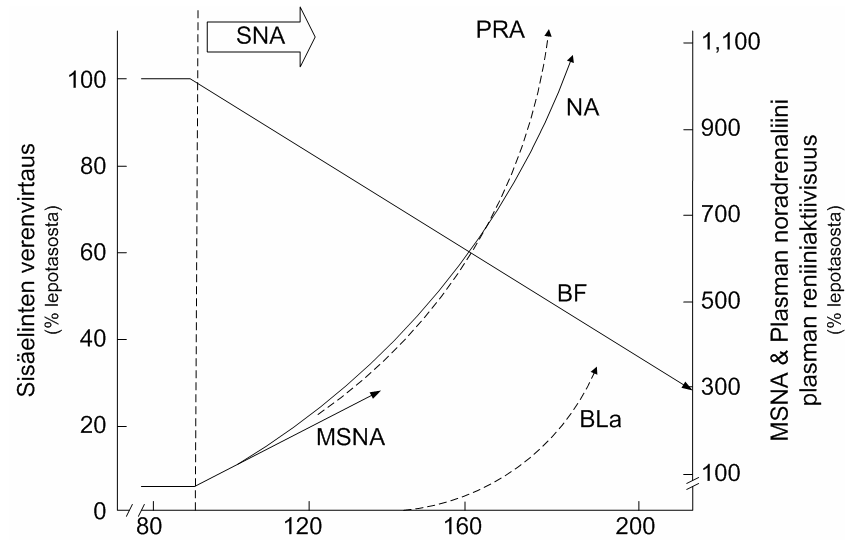
korrelaatio hapenkulutuksen kanssa. Vuorokaudenaikaisissa mittauksissa on käytetty rintakehän ympärille viritettyä venymäanturia, jolla voidaan havaita hengitysliikkeitä vasteena fyysiselle aktiivisuudelle. Sykkeellä on ventilaation tapaan myöskin hyvä yhteys hapenkulutukseen sykkeen ollessa riittävän 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 HENGITYS- JA VERENKIERTOELIMISTÖN TOIMINTA KUORMITUKSESSA

3.1 Sykkeen ja hengityksen säätely kuormituksessa

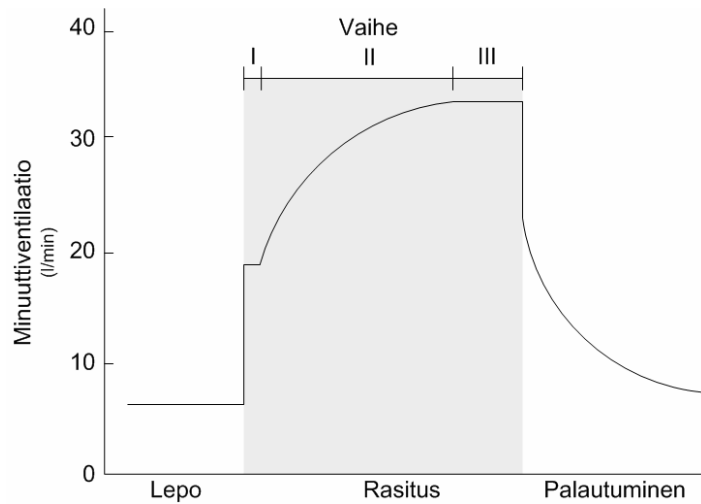
Sisäisen sykintätaajuutensa sydän saa oikean eteisen takaseinämässä yläonttolaskimon tyvessä sijaitsevasta sinussolmukkeesta. Sinussolmukkeen antamaa sydämen supistuskäskyä joko kiihdytetään tai hidastetaan tarpeen mukaan ytimenjatkeessa sijaitsevan vasomotorisen keskuksen säätelyn mukaan. Tiedon elimistön tilasta, esim. verenkierrosta, nivelistä ja lihaksista sekä korkeamman aivokuoren osista vasomotorinen keskus saa sekä afferentteja hermoratoja pitkin että humoraalisia teitä verenkierron välityksellä. Käskyt vasomotorisesta keskukselta sydämeen välitetään autonomisen hermoston välityksellä sympaattisia ja parasympaattisia (vagal) hermosyitä pitkin. (Guyton & Hall 2000, 184-187.)

Keskushermoston aktivoitessa lihaksia supistumaan, välittyy samalla tieto verenkierron kiihdyttämiseksi samassa suhteessa rekrytoitujen lihassolujen määrään. Keskushermoston käskytyks (central command) asettaa perusraamit verenkierron kuormitusvasteelle, jota hienosäädetään barorefleksin sekä aktiivisten lihasten kemo- ja mekanorefleksien avulla. Noin sykkeelle 100 krt/min saakka verenkierron vaste aikaansaadaan parasympaattista aktiivisuutta vähentämällä, josta eteenpäin korkeammalla rasitustasolla sykettä nostaa sympaattisen aktiivisuuden lisääntyminen. (Rowell 1992; Rowell & O'Leary 1990.) Parasympaattisella aktiivisuudella vaikutetaan pääasiassa vain sykintätaajuuteen. Sympaattisella aktiivisuudella on suurempi vaikutus myös iskutilavuuteen. (Guyton & Hall 2000, 105.) Kuvassa 3 on esitetty kuormitustason kasvaessa tapahtuvat muutokset fysiologisissa järjestelmissä. Kun parasympaattinen aktiivisuus on poisvedetty (syke n. 100 krt/min), sympaattinen aktiivisuus (sympathetic nerve activity, SNA), lihasten sympaattinen aktiivisuus, plasman noradrenaliini, plasman reniiniaktiivisuus alkavat lisääntyä. Laktaatti alkaa nousta vasta huomattavasti myöhemmin. SNA aiheuttaa vasokonstriktiota käytännössä joka puolella kehoa ja vähentää sisäelinten verenvirtausta. (Rowell 1992.)



KUVA 3. Sympaattinen aktiivisuus (Sympathetic nerve activity, SNA), lihasten sympaattinen aktiivisuus (Muscle sympathetic nerve activity, MSNA), plasman noradrenaliini (NA), plasman reniiniaktiivisuus (Plasma renin activity, PRA), laktaatti (Blood lactate, BLA) sekä sisäelinten verenvirtaus (Blood flow, BF) sykkeen funktiona (Mukailtu Rowell 1992).

Hengityksen säätely rasituksessa on verenkierron tapaan useiden eri mekanismien alaisena. Ytimenjatkeessa sijaitsevaan hengitystä säätelevään hengityskeskukseen vaikuttavat ainakin elimistön lämpötila, keuhkojen, nivelten ja lihasten reseptorit, perifeeriset kemoreptorit lihaksissa ja aortan kaareissa sekä motorinen aivokuori. Hengityksen säätely tapahtuu verenkierröllisen vasteen tapaan ensimmäisessä vaiheessa suurimmaksi osaksi keskushermoston vaikutuksesta, josta välittyy samanaikaisesti lihassoluja rekrytoitaessa viesti hengityskeskukseen (kuva 4). Toisessa vaiheessa vasteeseen vaikuttaa edelleen keskushermosto, mutta lisäksi hengityskeskuksen neuronien potentoituminen, mikä lisää niiden reagoitua samaan ärsykkeeseen. Kolmannessa vaiheessa hengityksen saavutettua hapenkulutuksen vaatiman tason, hienosäätö tapahtuu lähinnä kemoreseptoreiden sekä lämpötilan mukaan yhdistettynä mekanoreseptoreiden aistimukseen. (Eldridge 1994, Whipp 1994.)



KUVA 4. Hengityksen kolmivaiheinen nousu kuormituksessa (Mukailtu McArdle ym. 2001, 289).

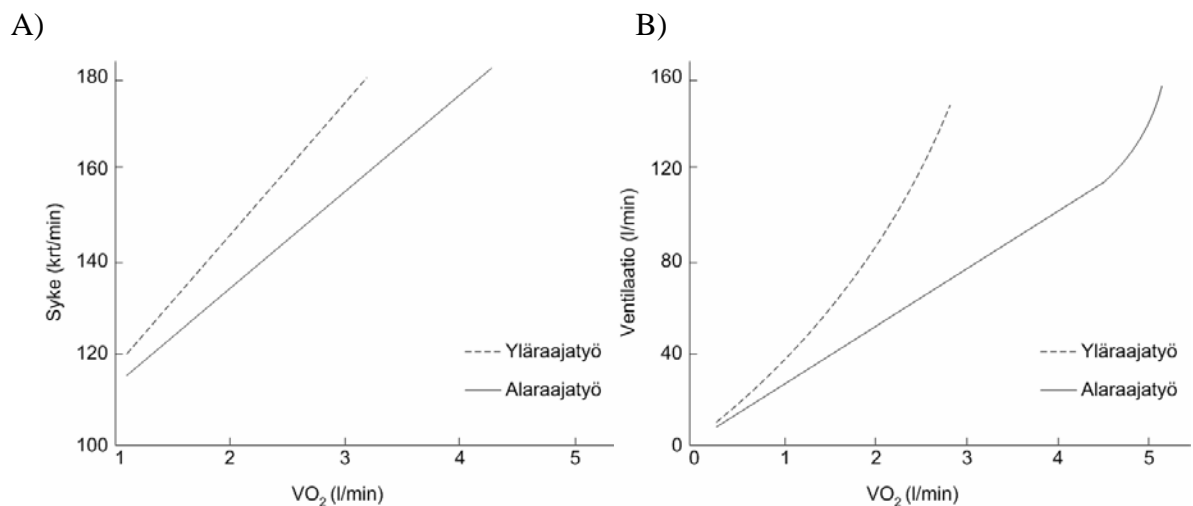
3.2 Steady-state kuormitus

Sydämen aikayksikössä pumpaama verimäärä (minuuttitilavuus) on käytännössä suoraan suhteessa hapenkulutukseen. Minuuttitilavuutta kasvatetaan kuormitustason ja siten hapenkulutuksen noustessa sydämen iskutilavuutta ja sykintäfrekvenssiä kasvattamalla. Iskutilavuus kasvaa noin 40 % VO_{2max} tasolle saakka (vastaten sykkeenä noin 110-120), josta suuremmilla työtehoilla kasvu minuuttitilavuudessa aikaansaadaan pääasiassa sykintätaajuutta nostamalla. (Åstrand & Rodahl 1986, 178-179, 187-188.) Viimeaikaisessa tutkimuksessa on kuitenkin osoitettu, että myös iskutilavuus voi kasvaa aina VO_{2max} -tasolle saakka. Varsinkin harjoitelleilla kasvava laskimopaluu venyttää sydämen seinämiä, jolloin aiheutuu Frank-Starling -mekanismin myötä voimakkaampi supistuminen, vaikka sympaattinen aktiivisuus ei kasvakaan (Zhou ym. 2001).

Sykkeen ja hapenkulutuksen välillä on steady-state -kuormituksessa n. 40-90 % VO_{2max} teholla erittäin lineaarinen yhteys ja korkea korrelaatio. Matalalla kuormitustasolla minuuttitilavuutta voidaan vielä kasvattaa suurentamalla iskutilavuutta, jolloin sykkeen ja hapenkulutuksen suhde ei ole täysin lineaarinen, kuten ei myöskään hyvin korkeilla kuormitustasoilla, joilla usein havaitaan hienoista sykkeen tasaantumista (Heart rate deflection). Usein sykkeen ja hapenkulutuksen välistä suhdetta kuvataankin lievästi sigmoidaalisella käyrällä. (Brooke ym. 1968; Brooke & Hamley 1972.) Sykkeen ja hapenkulutuksen väliseen yhteyteen steady-state työssä vaikuttavat monet sekä ympäristöstä että yksilöstä lähtöisin olevat tekijät. Näitä vai-

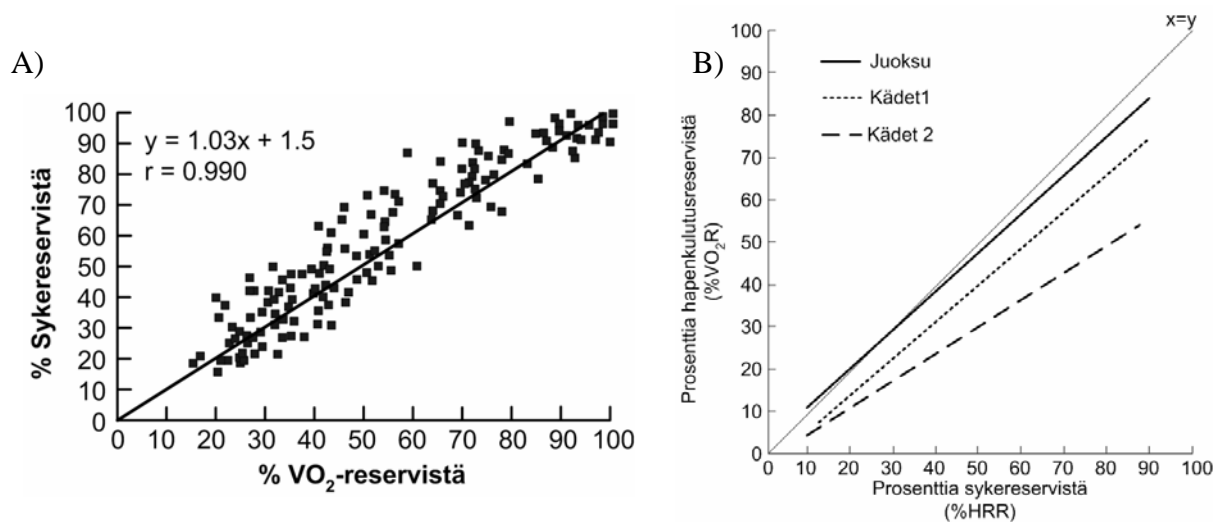
kuttavia asioita ovat esimerkiksi: lihastyötap (dynaaminen, staattinen, konsentrinen, eksent-
rinen), työskentelevä lihasmassa (yläraajat, alaraajat, koko vartalo), kuormitusmuoto (juoksu,
pyöräily, soutu jne.), kehon asento (istuen, seisten, maaten) tai ympäristön olosuhteet (lämpö-
tila, ilman kosteus, ilman happiosapaine). Tutkittavasta kohteesta lähtöisin olevia tekijöitä
ovat esimerkiksi fyysinen kunto ja sen muuttuminen, sukupuoli, ikä, paino, harjoitustila,
edeltävä ateria tai psyykinen tila. Yksikin näistä tekijöistä voi vaikuttaa huomattavasti syk-
keen ja hapenkulutuksen väliseen yhteyteen, mutta normaalitilanteissa yleisimmin vaikuttavat
tekijät ovat kuormitusmuoto sekä fyysinen kunto. (Åstrand & Rodahl 1986, 188-191.)

Eri kuormitusmuodoissa työskentelevän lihasmassan määrä sekä lihastyötap vaihtelevat
huomattavasti, mistä aiheutuu myös huomattavia muutoksia suorituksen taloudellisuuteen.
Riippumatta kehon asennosta, jalkatyön taloudellisuuden on yleisesti hyväksytty olevan noin
25 %. Yläraajatyön taloudellisuus on huomattavasti alempi (~17-21 %) erityisesti makuu-
asennossa kädet kohotettuna. Verrattuna alaraajatyöhön, yläraajatyössä samalle hapenkulu-
tukselle havaitaan noin 20 % korkeampi syke ja ventilaatio (kuva 5A-B), veren laktaattipitoi-
suus ja subjektiivisesti koettu kuormitus. Syinä korkeammille arvoille on esitetty korkeampaa
veren laktaattipitoisuutta, nopeiden glykolyyttisten lihassolujen rekrytointia sekä hitaampaa
hapenkulutusvastetta. Em. hypoteeseja tukevat tutkimustulokset, joissa on havaittu yläraaja-
työn tehokkuuden olevan parempi sitä harjoitelleilla, sillä heillä laktaatti on alempi sekä vas-
teet nopeammat. (Pendergast 1989.)



KUVA 5. Sykkeen ja hapenkulutuksen (A) ja ventilaation ja hapenkulutuksen (B) välinen suhde dynaamisessa alaraaja- ja yläraajatyössä steady-state tilanteessa, jossa yläraajatyön hapenkulutuksen maksimiarvot ovat alemmat, mutta submaksimaaliset arvot suuremmat. (Mukailtu Pendergast 1989).

Hyväkuntoisilla syke on samalla absoluuttisella työteholla matalampi kuin huonokuntoisilla. Kunnan kohotessa syke vakio työteholla ja jo vuonna 1957, Karvonen ym. (1957) esitti suhteuttamista sykereserviin ja hapenkulutuksen maksimiin (% HRR, % VO_{2max}), jolloin voitiin melko tarkasti antaa ohjeellisia sykerajoja kestävyysarjoitteluun. Suhteuttamalla syke- ja hapenkulutus reserveihin (% HRR, % VO_2R) saadaan polkupyöraergometriyössä näiden muuttujien välille käytännössä täysin lineaarinen suhde (kuva 6A) riippumatta iästä, fyysisestä kunnosta tai sukupuolesta (Swain & Leutholtz 1997; Swain ym. 1998). Kuvasta 6B voidaan havaita, että reserveihin suhteuttaminen tuottaa yläraajatyössä hieman epätarkemman tuloksen verrattuna juoksuun (kuva 6B). Käytettäessä juoksun maksimiarvoja yläraajatyön suhteutuksessa ja harjoitusintensiteettejä määriteltäessä % VO_2R kautta (kädet 2), yliarvioidaan ohjeellinen syketaso melko reippaasti. (Rotstein & Meckel 2000.)



KUVA 6. A) Sykkeen ja hapenkulutuksen välinen suhde steady-state työssä PP-ergometrillä (Swain & Leutholtz 1997). B) Yläraajatyön rasitustason arviointi (Kädet 1) poikkeaa lävistäjältä enemmän kuin juoksun. Kädet 2:ssa muuttujat suhteutettu juoksun maksimiarvoihin. (Mukailtu Rotstein & Meckel 2000.)

Ventilaatio kasvaa kevyestä kohtalaiseen rasitukseen lineaarisesti suhteessa hapenkulutukseen. Tätä suuremmassa rasituksessa elimistön laktaattipitoisuus alkaa nousta lepotasolta (laktaattikynnys, aerobinen kynnys, ventilaatiokynnys) ja kasvaa melko lineaarisesti suhteessa työtehoon, kunnes vielä suuremmassa rasituksessa alkaa kasaantua eksponentiaalisesti (onset of blood lactate accumulation OBLA, anaerobinen kynnys, ventilaation kompensatiokynnys). Veren happamuus muuttuu laktaatin lisääntyessä, mitä puskuroidaan veressä natriumbikarbonaatin ($NaHCO_3$) avulla. Tästä reaktiosta syntyy hiilidioksidia ($H^+ + HCO_3^- \rightarrow H_2CO_3 \rightarrow CO_2 + H_2O$), joka kuljetetaan hengityksen mukana ulkoilmaan. Ventilaatioissa havaitaan

näillä muutoskohdilla yleensä lineaarisuudesta poikkeava muutos ylöspäin kompensaaationa veren laskevalle pH:lle. (McArdle ym. 2000, 290-296.)

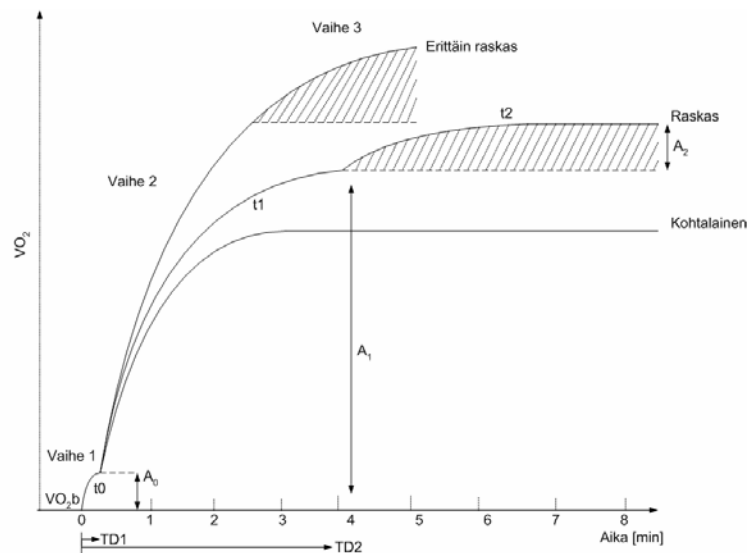
Minuuttiventilaation kasvattaminen rasituksessa aikaansaadaan suurentamalla kertahengitystilavuutta sekä hengitysfrekvenssiä. Kohtuullisessa kuormituksessa kasvatetaan melkein yksinomaan kertahengitystilavuutta, mutta tämä tasaantuu yleensä noin 60 % tasolle vitaalikapasiteetista. Tästä eteenpäin ventilaation kasvu saadaan aikaan suurimmaksi osaksi hengitysfrekvenssiä kasvattamalla. Yleensä kuormituksen aikana valitaan luonnollisin yhdistelmä hengityssyvyydestä ja hengitysfrekvenssistä riittävän ventilaation aikaansaamiseksi. (Grimby 1969.) Yläraajatyön suuremmassa ventilaatiossa (kuva 5B) kertahengitystilavuus on pienempi ja hengitysfrekvenssi suurempi verrattuna alaraajatyöhön (Pendergast 1989).

3.3 On-response kinetiikka

On-responsella tarkoitetaan tässä elimistön fysiologisissa muuttujissa (esim. syke, hapenkulutus) tapahtuvia reaktioita kuormituksen alussa tai kuormitusintensiteetin kasvaessa. On-responsen aikana esimerkiksi juuri syke ja hapenkulutus nousevat työtehon tasalle työtehon ollessa submaksimaalinen. Kuormituksen alkaessa hapenkulutus ei saavuta välittömästi työtehon vaatimaa kulutusta, minkä aikana energia tuotetaan anaerobisesti korkeaenergisistä fosfaateista ja anaerobisesta glykolyysistä. Hapenkulutuksen vastetta on tutkittu hyvin paljon ja erilaiset vasteeseen vaikuttavat asiat melko perusteellisesti raportoitu (esim. Barstow 1994; Whipp 1994; Hebestreit ym. 1998) minkä lisäksi ilmiö on matemaattisesti melko hyvin kuvailtavissa (esim. Whipp & Casaburi 1982). Tästä huolimatta osa mekanismeihin liittyvistä kysymyksistä on edelleen keskustelun alaisena, kuten esimerkiksi mitkä tekijät rajoittavat hapenkulutuksen vastenopeutta. Rajoittavat tekijät voivat olla periaatteessa joko hapenkuljetuksesta tai hapen käytöstä lihastasolla johtuvia (Davies ym. 1972).

Kolmivaiheinen hapenkulutuksen on-response -vaste voidaan kuvata intensiteetistä riippuvaisena (kuva 7). Intensiteetistä riippumatta havaitaan varsinkin täysin levosta kuormitukseen lähdeettäessä vaihe 1, jonka on esitetty johtuva pääasiallisesti sydämen minuuttitulavuuden kasvusta. Ensimmäinen vaihe ajoittuu noin 15-25 sekuntia suorituksen alusta. Vaihe 1 pienee tai saattaa hävitä kokonaan, jos kuormitus alkaa täyden levon asemesta esimerkiksi vas-

tuksettomasta polkemisesta. Kohtalaisessa kuormituksessa, eli alle laktaattikynnyksen olevalla työtellä hapenkulutus nousee työtehon tasalle noin kolmen minuutin kuluessa, vaiheessa 2. Tämän toisen vaiheen hapenkulutuksen eksponentiaalinen nousu liittyy lihaksen hapenkulutuksen kasvamiseen. Vaiheessa 3, kohtalaisessa kuormituksessa hapenkulutus asettuu työtehon tasalle. (Whipp 1987.)



KUVA 7. Hapenkulutuksen on-response kinetiikka eri intensiteettisille kuormituksille. Tässä kohtalaisen intensiteettiin merkittynä kaavassa käytetyt muuttujat: VO₂(b) perustason hapenkulutus, A₀₋₂ amplitudit, t₀₋₂ aikavakiot, TD₁₋₂ aikaviiveet. (Mukaiilu Carter ym. 2002.)

Hapenkulutusvaste voidaan kuvata matemaattisesti seuraavasti (Carter ym. 2002):

$$\begin{aligned} \text{VO}_2(t) = & \text{VO}_2(b) + A_0 \cdot (1 - e^{-t/t_0}) \quad \text{vaihe 1 (sydämen minuuttitilavuus)} \\ & + A_1 \cdot (1 - e^{-(t-\text{TD}_1)/t_1}) \quad \text{vaihe 2 (pääkomponentti)} \\ & + A_2 \cdot (1 - e^{-(t-\text{TD}_2)/t_2}) \quad \text{vaihe 3 (hidas komponentti)}. \end{aligned}$$

Suuremmille työtehoille hapenkulutusvasteen kinetiikka on monimutkaisempi. Yli laktaattikynnyksen, mutta alle maksimaalisen laktaatti-steady-staten, eli raskaassa kuormituksessa, hapenkulutus nousee alussa kohti steady-state -tilaa. Muutaman minuutin kuluttua kuormituksen alusta hapenkulutus liukuu korkeammalle tasolle, mikä hidastaa steady-state hapenkulutuksen saavuttamista. Tämä hapenkulutuksen hidas nousu työtehon pysyessä samana, eli hidas komponentti, on sitä suurempi mitä suurempi työteho on. Erittäin raskaassa kuormituksessa yli maksimaalisen laktaatti steady-staten, hapenkulutus ei enää tasaannu työtehon tasalle, vaan hidas komponentti nousee kunnes kuormitus joudutaan keskeyttämään uupumukseen (Barstow 1994; Whipp 1994.) Työtehon ollessa sopiva, on mahdollista saavuttaa VO_{2max}

ennen uupumusta, mutta hyvin suurilla työtehoilla uupumus tulee ennen tämän saavuttamista (Morton & Billat 2000). Hapenkulutuksen hitaalle komponentille on esitetty useita eri selityksiä. Tutkimusten mukaan todennäköisin syy lienee vähemmän taloudellisten, tyypin IIb lihassolujen rekrytointi tyypin I lihassolujen väsyessä. Muita mahdollisia selittäjiä ovat veren laktaattitason nouseminen sekä kasvava hengityksen vaatima työ ja ydinlämpötilan nousu, mahdollisesti myös korkeampi plasman adrenaliinitaso. (Borriani ym. 2001; Poole 1994; Poole ym. 1994; Whipp 1994.)

Edeltänyt riittävän kovatehoinen (yli ventilaatiokynnyksen) kuormitus kiihdyttää hapenkulutuksen vastetta levosta kuormitukseen siirryttäessä. Nopeampi vaste johtuu mahdollisesti joko happamuuden aiheuttamasta vasodilataatiosta, mikä parantaa lihaksen verenvirtausta ja siten myös hapen kuljetusta lihaksille tai ehkä myös hemoglobiinin dissosiaatiokäyrän siirtymisestä oikealle, mikä edesauttaa hapen siirtymistä kudoksiin kapillaareista (MacDonald ym. 1997). Hapenkulutuksen vastenopeus saattaa hieman jopa hidastua, kun kuormitustasoa nostetaan jo olevasta kuormituksesta varsinkin jos nousu tapahtuu korkealle intensiteettitasolle. Syynä tähän on mahdollisesti erilaisten lihassolujen rekrytointi. (Brittain ym. 2001.)

Kestävyysharjoittelu nopeuttaa hapenkulutuksen nousua työtehon vaatimalle tasolle (Hickson ym. 1978). Harjoittelu myös pienentää hapenkulutuksen hidasta komponenttia samalla absoluuttisella työteholla, mikä saattaa johtua pääosin vähentyneestä tyypin II lihassolujen rekrytoinnista tai osin myös alentuneesta laktaattitasosta sekä ventilaatiosta. (Womack ym. 1995.) Iän myötä hapenkulutuksen vaste hieman hidastuu johtuen mahdollisesti osin myöskin hitaammasta verenkierröllisestä vasteesta, mutta iän ja fyysisen kunnan yhdysvaikutusta voi olla vaikea erotella (Chilibeck ym. 1996).

Sykkeen ja minuuttitulavuuden nousu levosta lähtevän kuormituksen alussa tapahtuu nopeammin kuin hapenkulutuksen nousu, mutta kuormituksesta korkeammalle kuormitustasolle noustessa sykkeen ja minuuttitulavuuden nousu tapahtuu melkein samassa tahdissa kuin hapenkulutuksen nousu (Davies ym. 1972). Sykkeen ja minuuttitulavuuden nopeampi nousu suhteessa hapenkulutukseen levosta lähtevässä kuormituksessa johtuu mahdollisesti siitä, että verenkierröllistä vastetta kiihdytetään levosta lähdeettäessä enemmän parasympaattista aktiivisuutta vähentämällä, kun taas kohtalaisessa kuormituksessa säätely tapahtuu sympaattista aktiivisuutta kasvattamalla. Nopeampi vaste aiheutuu parasympaattisen hermojärjestelmän nopeammasta kyvystä reagoida vasteisiin kuin sympaattinen hermojärjestelmä. (Hughson &

Morrissey 1983.) Lisäksi beetasalpauksessa on havaittu sykevasteen lisäksi hapenkulutuksen vasteen hidastuvan (Hughson 1984). Sentraalisen verenkierron vasteen hidastumisen vaikutuksia hapenkulutusvasteeseen tarkasteltaessa on huomioitava, että sympaattinen hermojärjestelmä säätelee parasympaattisesta poiketen myös perifeeristä verenkiertoa hermottamalla arterioleita. Tästä johtuen paikallinen verenkierron säätely voi vaikuttaa myös hapenkulutuksen kineetikkaan. (Hayashi ym. 1998.) Hapenkulutuksen ja verenkierron vasteet näyttäisivätkin olevan toisistaan riippumattomia (Davies ym. 1972). Edelleen erona hapenkulutuksen kineetikkaan sykkeessä ei havaita vaiheen 1 alkukomponenttia ja nousu on yleensä mono-eksponentiaalinen, mutta erityisesti harjoittelemattomilla havaitaan sykevasteessa 6-37 sekunnin välillä usein ylireagointi, mikä jälkeen syke hieman laskee ja jatkaa nousua työtehon tasalle (Feroldi ym. 1992).

Sydämen iskutilavuudessa havaitaan pidemmissä suorituksissa hivuttautumista alaspäin (cardiovascular drift) ja sykkeessä ajautumista ylöspäin, jolloin sydämen minuuttitulavuus pysyy käytännössä muuttumattomana. Eritoten kuumassa ympäristössä menetetään kehosta vettä hikoilemalla, jolloin plasmatilavuus pienenee hieman nesteen siirtyessä soluvälitilaan. Myös ydinlämpötilan nousu aiheuttaa verenkierron uudelleenohjautumista iholle kehon jäähdyttämiseksi. Pienempi veritulavuus laskee laskimopainetta pienentäen sydämen täyttöpainetta. Tästä aiheutuu iskutilavuuden pieneneminen ja edelleen sydämen sykintätaajuuden nousu jotta minuuttitulavuus pysyisi mahdollisimman muuttumattomana. Uusimmat tutkimustulokset ovat osoittaneet, että iskutilavuuden pieneneminen johtuu pääasiassa sykkeen noususta ja plasmatilavuuden pienenemisestä ennemmin kuin itsessään verenkierron suuremmasta ohjautumisesta iholle. (Coyle 1998; Coyle & Gonzalez-Alonso 2001; Fritzsche ym, 1999.)

Ventilaation on-responsea on mallinnettu samoilla matemaattisilla yhtälöillä kuin hapenkulutuksen tai sykkeen on-responsea. Verrattaessa keskimääräisiä vasteaikoja, havaitaan että ventilaation on-response tapahtuu jonkin verran hitaammin kuin hapenkulutuksen tai sykkeen. Ventilaation keskimääräinen vasteaika näissä tutkimuksissa vaihteli noin 56-75 sekunnin välillä, sykkeen vastaavien lukujen ollessa 26-40 sekuntia ja hapenkulutuksen 32-34 sekuntia. (Hughson 1984; Hayashi ym. 1998; Miyamoto & Niizeki 1992; Petersen ym. 1983.)

3.4 Off-response kinetiikka

Off-responsella tarkoitetaan tässä kuormituksen päättymisen tai kuormitusintensiteetin laskun vaikutuksia elimistöstä mitattaviin fysiologisiin suureisiin. Off-response aikana esimerkiksi syke ja hapenkulutus palautuvat kohti alentuneen työtehon vaatimaa tasoa tai kohti lepotasoa, jos kuormitus on päättynyt. Tarkasteltaessa hapenkulutuksen akuuttia palautumista eri intensiteettisistä kuormituksista havaitaan, että palautuminen kohtalaisen tasoisen kuormituksen jälkeen kohti lepotasoa tapahtuu hyvinkin samalla tavalla kuin sen nousu kuormituksen alussa, mutta vastakkaissuuntaisesti (Paterson & Whipp 1991). Raskaassa kuormituksessa hapenkulutuksen palautumisnopeus on kuitenkin merkittävästi nopeampi kuin nousu. (Davies ym. 1972; Paterson & Whipp 1991).

Hapenkulutuksen akuutti palautuminen melkein lepotasolle tapahtuu hyvinkin nopeasti, mutta raskaammassa kuormituksissa havaitaan hapenkulutuksen hidas komponentti, jossa hapenkulutus pysyy kymmeniä minuutteja, jopa tunteja, korkeammalla tasolla kuin lepo- ja palautusvaihe. Kokonaisuudessaan kuormituksen jälkeen perustason ylittävää hapenkulutussummaa kutsutaan ”Excess postexercise oxygen consumption, EPOC” –termillä. EPOC on summa useista tekijöistä, joille kaikille yhteinen nimittäjä on elimistön homeostaasin palauttaminen harjoitusta edeltäneelle tasolle. Kuormituksen alussa hemoglobiinista ja myoglobiinista lainattu happi täytyy maksaa takaisin, kuten myöskin kulutetut ATP ja KP-varasot pitää täyttää. Lisäksi laktaatin poisto ja käsittely vaatii aktiivista solutyötä. Koholla olevat ydinlämpötila sekä katekolamiinitasot nostavat hapenkulutusta suoraan kiihdyttämällä solujen aktiivista kuljetusta. Myöskin kohonnut ventilaatio, joka auttaa poistamaan ylimäärää hiilidioksidia elimistöstä, nostaa hapenkulutusta. (esim. Bahr ym. 1987; Chad & Wenger 1988; Gaesser & Brooks 1984; Gore & Withers 1990.)

Palaututtaessa kuormituksesta syke laskee palautumisen akuutissa vaiheessa (n. 10-30 s) nopeasti. Sykkeen laskun nopeus on kuitenkin hieman hitaampaa verrattuna hapenkulutukseen (Araújo 1985; Bearden & Moffatt 2001; Bernard ym. 1997). Pidemmällä aikavälillä palautumisessa syke jää huomattavastikin korkeammalle tasolle suhteessa hapenkulutukseen ja kuormitusta edeltäneeseen tasoon. Sykkeen kohonneeseen tasoon on syynä lähinnä kuormituksen aikana kohonneet katekolamiinitasot, jotka eivät aivan välittömästi suorituksen päätyttyä poistu verenkierrosta. Lisäksi sykkeen kohonneeseen tasoon vaikuttavat myöskin lä-

hinnä samat metaboliaa kiihdyttävät tekijät kuin EPOC:iin. Tästä johtuen ylimääräisen sykkeen suuruus on suhteessa harjoituksen kuormittavuuteen. (Bernard ym. 1997.)

Ventilaation palautuminen kuormituksen jälkeen tapahtuu hitaammin verrattuna sykkeeseen tai hapenkulutukseen. Lisäksi on-responseen verrattuna off-response on hieman hitaampi. (Hughson 1984; Miyamoto & Niizeki 1992.) Kuormituksen päätyttyä hengitysfrekvenssi laskee melko nopeasti, koska kertahengitystilavuus saattaa jopa kasvaa kevyen kuormituksen akuutissa (n. 10-30 s) palautumisvaiheessa (Ishida ym. 2000).

3.5 Syke ja hapenkulutus kevyessä kuormituksessa

Matalilla kuormitusintensiteeteillä ja levossa syketaso voi olla huomattavastikin korkeampi suhteessa hapenkulutukseen. Tahdosta riippumattoman autonomisen hermojärjestelmän parasympaattinen haara säätelee kehon psykofysiologista tilaa. Koska parasympaattinen hermosto säätelee matalalla kuormitustasolla myöskin sydämen sykintätaajuutta, heijastuu ympäristöstä havaittuihin ärsykkeisiin reagointi (esim. tunnereaktiot) myöskin sydämen sykkeeseen. Autonomista säätelyä on tutkittu esimerkiksi autonomisen hermoston salpauskokeiden ja sydämen sykevaihtelun avulla. (Akselrod ym. 1981; Porges 1992.) Kuormitustason noustessa parasympaattinen aktiivisuus vähenee ja on käytännössä kokonaan poissa, saavutetaan syketaso noin 110 krt/min (Tulppo ym. 1996). Parasympaattisen aktiivisuuden laskiessa ja mahdollisesti sympaattisen aktiivisuuden noustessa, syke voi olla siis huomattavastikin korkeampi verrattuna todelliseen kehon edellyttämään energian tarpeeseen esimerkiksi stressaavissa tai keskittymiskykyä vaativissa tilanteissa. Tällaisessa tilanteessa ylimääräistä sykkeen nousua kuvataankin termeillä ”additional HR” tai ”non-metabolic HR”. (Carroll ym. 1986 & 1987; Turner ym 1988.)

4 SYKEPERUSTEINEN HAPENKULUTUKSEN ARVIOINTI

Tässä kappaleessa tarkastellaan sykkeeseen pohjautuvia hapen- ja energiankulutuksen arviointimenetelmiä. Sykkeen käyttöön energiankulutuksen arvioinnissa liittyy useita rajoituksia, vaikka se onkin fysiologinen muuttuja heijastaen läheisesti muutoksia fyysisen aktiivisuuden intensiteettitasossa. Kirjallisuuden perusteella voidaan erotella kolme melko vakiintunutta arviointitapaa, joilla sykkeen käyttöön liittyviä ongelmia on pyritty ratkomaan: a) Pelkkä syke joko sellaisenaan, suhteutettuna yksilöllisiin raja-arvoihin (HR_{max} , VO_{2max} , HRR , VO_{2R}) tai regressiomallin kautta, jossa on yksilöiviä muuttujia; b) Matalien rasiustasojen sykkeiden huomioiminen vakiokulutuksella (flex-point –menetelmä); c) Syke yhdistettynä liikemittaukseen. Tämän lisäksi on lähinnä käytännön sovelluksissa patenteissa esitetty kokonaisia arviointijärjestelmiä. Menetelmien tarkkuus ja luotettavuus on parantunut vuosikymmenten aikana loppujen lopuksi vain vähän ja varsinaista kultaista standardia, vakiintunutta käytäntöä niin sykeperusteiseen kuin muuhunkaan epäsuoraan kenttäkelpoiseen hapenkulutuksen arviointiin ei ole olemassa (Lamonte & Ainsworth 2001).

4.1 Sykkeeseen perustuvat menetelmät

Sykkeeseen pohjautuvat hapenkulutuksen arviointimenetelmät perustuvat korkeaan korrelaatioon sykkeen ja hapenkulutuksen välillä steady-state tilanteessa (Åstrand & Rodahl 1986, 372-378). Ensimmäiset tutkimukset sykkeen käytöstä päivittäisen energiankulutuksen mittarina sijoittuvat 1950-luvulle, jolloin Berggren ja Christensen (1950) raportoivat lineaarisen yhteyden sykkeen ja energiankulutuksen välillä. Yksinkertaisimmillaan keskiarvoista sykettä voidaankin käyttää energiankulutuksen mittana (Goldsmith ym. 1967). Tarkimmat tulokset saadaan kun käytetään laboratoriossa tehdyn rasiuskokeen perusteella määritettyä yksilöllistä suhdetta sykkeen ja hapen/energiankulutuksen välillä (McArdle ym. 2000, 197-198). Lisäksi voidaan käyttää ryhmätason yhtälöä suhteuttamalla syke ja hapenkulutus maksimeihinsa ($\%HR_{max}$, $\%VO_{2max}$) tai syke- ja hapenkulutus reserveihin ($\%HRR$, $\%VO_{2R}$), joiden välillä on havaittu käytännössä täysin lineaarinen suhde numeraalisestikin riippumatta iästä, fyysisestä kunnosta tai sukupuolesta (Swain & Leutholtz 1997; Swain ym. 1998).

Energiankulutuksen arviointia voidaan yksinkertaistaa tarkkuutta olennaisesti menettämättä käyttämällä arvioitua maksimisykettä (esim. Karvonen ym. 1957) ja arvioitua maksimaalista hapenkulutusta (esim. Jackson ym. 1990) HRR-VO₂R –suhteen muodostamisessa (Strath ym. 2000).

Laboratoriossa tapahtuvan yksilöllisen kalibroinnin taakkaa vähentää myös regressiomallien käyttö, joissa yksilöllistäminen tapahtuu mallissa huomioituihin muuttujiin, kuten sukupuoleen, painoon ja ikään. (esim. Hiilloskorpi ym. 1999). Steady-state tilanteiden lisäksi myös harjoituksen aikaisissa muutostiloissa kuormitustason noustessa tai non-steady-state tilanteessa pelkän sykkeen avulla saadaan kohtuullisen tarkka arvio hapen/energiankulutuksesta. Palautumisen aikana selitysaste on kuitenkin merkitsevästi alempi. (Bernard ym. 1997; Bot & Hollander 2000.)

Flex-point (taitepiste) –menetelmällä voidaan poistaa tai ainakin hieman vähentää matalalla intensiteetillä tapahtuvaa hapenkulutuksen yliarviointia. Tässä menetelmässä määritetään tietty sykelukema, jota alemmilla intensiteeteillä energiankulutuksen oletetaan olevan lepotasolla ja suuremmilla sykelukemilla käytetään perinteistä yhtälön sykkeen ja energiankulutuksen välillä. Taitepisteen sykelukema määritellään keskiarvona levon korkeimmasta ja liikunnan aikaisesta matalimmasta mitatusta sykelukemasta. (Ceesay ym. 1989; Spurr ym. 1988.) Tässä tapauksessa sykelukemat flex-point kohdassa ovat noin 97±8 krt/min (Livingstone ym. 1990). Perinteinen taitepiste-menetelmä perustuu siis lepoenergiankulutuksen, energian/hapenkulutus-VO₂ –yhtälön sekä taitepisteen määrittämiseen kokeellisesti. On kehitetty myös ennusteyhtälöitä, joilla tarvittavat muuttujat voidaan arvioida ilman yksilöllistä kalibrointia. Näissä tarvittavat muuttujat saadaan laskennallisesti iän, painon, BMI:n ja istumasykkeen perusteella. (Rennie ym. 2001).

Pelkän sykkeen lisäksi on hapen- ja energiankulutuksen tarkkuutta pyritty tarkentamaan lisäämällä sykerekisteröinnin yhteyteen aktiivisuusmittaus. Tyypillisimmillään ja helpoimmillaan aktiivisuusmittarin tuottama informaatio käsittää tiettyjä liikeyksikköjä suhteessa aikaan, (activitycounts/min). Liikeyksikkö määräytyy anturin sisältämän liikettä havaitsevan osan saadessa tarpeeksi suuren ärsykkeen, joka ylittää mittarivalmistajan asettaman raja-arvon. Helpoimmillaan voidaan lisätä aktiivisuusmitasta saatava tieto sykkeen yhteyteen muodostettaessa yleistä tai yksilöllistä yhtälöä hapen- tai energiankulutuksen suhteen lineaarisessa regressiossa. Käytännössä tämä tarkoittaa joko yksilöllistä tai ryhmätason kalibrointia. Liikean-

turi voidaan sijoittaa kehon eri osiin, jolloin regressiomalliin voidaan luonnollisesti asettaa yksi tai useampi jostain kehon osasta mitattu aktiivisuuslukema. (Haskell ym. 1993; Luke ym. 1997.) Liikeantureilla voidaan erotella käytettäväksi erilaista yhtälöä sykkeen ja hapenkulutuksen välille tilanteen mukaan, esimerkiksi jos havaitaan pääasiassa yläraaja- tai alaraaja-työtä (Strath ym. 2001) tai kokonaan inaktiivisia ja aktiivisia ajanjaksoja (Moon & Butte 1996).

4.2 Sykkeeseen perustuvien menetelmien tarkkuus

Yhteinen nimittäjä kaikille sykeperusteisille hapen- ja energiankulutuksen arviointimenetelmille on, että kohtuulliseen tarkkuuteen vaaditaan aina jotain tietoja yksilöstä. Käytettäessä pelkästään syketasoa ilman mitään taustatietoja henkilöstä, arvio voi olla hyvinkin virheellinen. Tämä ongelma ei tule todennäköisesti poistumaan menetelmistä, mutta yksilöllistämisen vaivaa voidaan vähentää huomattavasti tarkkuuden huomattavasti kärsimättä. (Hiilloskorpi ym. 1999; Rennie ym. 2001.) Yksilöllisyyden vaikutusta voidaan havainnollistaa esimerkiksi siten, että luodaan sekä yksilöllinen että kaikille koehenkilöille yhteinen ennusteyhtälö. Luken ym. (1997) aineistossa yhdistetyllä sykkeellä ja liikkeellä selitysaste (r^2) oli yksilöllisellä mallilla 0.85 ja yleisellä 0.74 (taulukko 2). Huolimatta korkeasta keskimääräisestä selitysasteesta yleisellä yhtälöllä, yksittäiset virheprosentit vaihtelivat jopa -25.6 ja +27.9 % välillä. Vastaavasti yksilöllisellä ja yhteisellä syke-liike –mallilla Haskell ym. (1993) sai yksilöllisellä mallilla pienemmän virheen kuin yhteisellä mallilla, R^2 0.89 vs. 0.73 ja SEE (Standard error of estimate) 2.3 vs. 5.2 ml/kg/min. Strath ym. (2000) käyttivät yksilöinnissä fyysisen aktiivisuuden perusteella arvioitua maksimihapenkulutusta (Jackson ym. 1990) sekä lineaarista, käytännössä täysin 1:1:een VO_2R -HRR-suhdetta (Swain Leutholtz 1997; Swain ym. 1998). Pelkällä syketasolla r^2 oli 0.47 ja SEE 18.23 ml/kg/min. Yksilöllistämisen jälkeen r^2 oli 0.78 ja SEE 2.66 ml/kg/min. Yksilölliset yhtälöt ovat siis käytännössä välttämättömiä riittävien tarkkojen mittaustulosten saavuttamiseksi (Luke ym. 1997), mutta kuten on havaittu, melko tarkkaan arvioon voidaan päästä myös käyttäen arvioitua VO_{2max} :ia (Strath ym. 2000).

Flex-point –menetelmällä on pystytty lisäämään hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin kokonaistarkkuutta verrattuna pelkään sykkeen käyttöön. Virheen pieneneminen tulee yleensä siten, että yliarviointi matalilla intensiteettitasoilla vähenee. Huono puoli tässä menetelmässä on se, että fyysisen aktiivisuuden hienorakenne ei tule näkyviin matalilla, alle flex-pointia al-

haisemmilla intensiteettitasoilla, jolloin erottelevuus kärsii. Flex-point –menetelmän käyttö ei ratkaise matalan intensiteettitason energiankulutuksen arviointiongelmia, vaan vain minimoi virheen. Lisäksi sopivan sykelukeman valinta ensimmäiseksi lineaariseksi pisteeksi hapen/energiankulutuksen suhteen voi olla vaikeaa, sillä perinteinen menettely korkeimman lepotason sekä matalimman liikunnanaikaisen keskiarvo voi olla liian matala. Mitattua flex-pointia korottamalla 10 lyöntiä, on saatu huomattavastikin tarkempia tuloksia verrattuna alempaan flex-pointiin. (Spurr ym. 1988; Livingstone ym. 1990; Emons ym. 1992) Fogelholm ym. (1998) aineistossa päivän kokonaisenergiankulutuksessa korkeammalla flex-pointilla saatiin 1063 kJ pienennys yliarviointiin (taulukko 1).

TAULUKKO 1. Hapen- ja energiankulutuksen arvioinnissa käytettyjen pelkkään sykkeeseen tai sykkeeseen ja flex-point –menetelmään perustuvien menetelmien tarkkuus.

Tutkimus	Menetelmät	Virhe / selitysaste
Hiilloskorpi ym. (1999)	Regressiomalli, joka arvioi EE:tä. Muuttujina regressiossa HR, ikä, paino, sukupuoli. Energiankulutusmittana hengityskaasut. Kuormitusmuodot PP-ergo sekä juoksumatto ~30-80% VO _{2max} . Regressiomallissa käytettiin steady-state – pisteitä.	PP: ME=1.19±1.66 kcal/min, TE=2.03 kcal/min. JM: ME=0.39±1.51 kcal/min, TE=1.56 kcal/min
Fogelholm ym. (1998)	Nousevakuormaisen juoksumattotestin perusteella yksilöllinen kalibrointi. Validointina normaalit vapaat päivittäiset toimet (4vrk, ~14.5h/vrk), joista energiankulutus merkittävä vettä käyttäen.	Päivittäinen virhe: HR-flex ₊₁₀ : ME=114±1670 kJ, TE=1627 kJ. HR-flex ₊₀ : 1180±1970 kJ, TE=2249 kJ
Rennie ym. (2001)	PP-ergometritestistä ja lepotasosta regressiomalli, joka arvioi HR-VO ₂ -yhtälön parametrit sekä flex-pointin. Muuttujina regressiossa sukupuoli, ikä, BMI ja leposyke. Mitatuilla vs. arvioituilla muuttujilla laskettu EE erillisessä validaatiodatassa.	r ² =0.67
Strath ym. (2000)	Henkilötietojen perusteella arvioituihin HR _{max} :iin ja VO _{2max} :iin suhteutus päivittäisten toimien (siivous, puutarhatyöt, kävely, pelailu) aikana. Energiankulutus hengityskaasuista.	r ² =0.76, SEE=0.76 MET.
Racette ym. (1995)	Nousevakuormaisen juoksumattotestin perusteella yksilöllinen kalibrointi, lineaarinen VO ₂ -HR –yhtälö yli 3 MET tasolle. Validointina vapaat päivittäiset toimet, joista energiankulutus laskettiin käyttäen merkittävä vettä.	EE/päivä: normaali tilanne ME=-5.2±10.8 % (-680±1160 kJ), painonpudotusjakso ME=0.9±14.1 % (150±1500 kJ)

HR = syke; SEE = keskivirhe; ME = Keskimääräinen virhe (arvioitu-mitattu); TE = kokonaisvirhe (sqrt(sum(y'_i-y_i)²/n)); EE = Energiankulutus; PP=polkupyöräergometri; JM = juoksumatto. HRR = sykereservi.

Myös yhdistämällä liikemittaus sykkeen yhteyteen on pystytty pienentämään hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin virhettä. Tarkkuus on pelkkään sykemittaukseen verrattuna parantunut 14 % (Strath ym. 2001) ja 2.5 % (Moon & Butte 1996) (taulukko 2). Verrattuna flex-point –menetelmään, liikkeen vahva puoli on, ettei siinä kadoteta mittausjakson tapahtumia, vaan pystytään joka hetki dynaamisesti seuraamaan muutoksia aktiivisuudessa ja siten energi-

ankulutuksessa. Vaikkakin liikemittauksella pystytään ihanneolosuhteissa erottelemaan esimerkiksi eri lihasryhmien käyttöä tai aktiivisia sekä inaktiivisia jaksoja toisistaan, huono puoli on tarve liikkeen mittaukselle. Lisäksi liikemittaus ei varsinaisesti perustu kehon fysiologisiin tapahtumiin, jolloin se voi jopa hämärtää mittaustuloksia esimerkiksi ylämäkeen käveltäessä. (Haskell ym. 1993; Strath ym. 2001.)

TAULUKKO 2. Hapen- ja energiankulutuksen arvioinnissa käytettyjen sykkeeseen ja liikkeeseen perustuvien menetelmien tarkkuus.

Tutkimus	Menetelmät	Virhe / selitysaste
Luke ym. (1997)	Mittauksina nousevakuormainen juoksumattotesti ja istu-malepo, imurointi, ostosten teko ja vapaa kävely, joista VO ₂ mallinnus sykkeellä. VO ₂ hengityskaasuista, käytettiin 30 s keskiarvostusta sekä sykkeen osalta HRR.	Yksilöllinen: r ² =0.85, SEE=2.95 ml/kg/min. Yleinen: r ² =0.74, SEE=4.16 ml/kg/min.
Moon & Butte (1996)	Muodostettiin liikkeen perusteella inaktiivinen ja aktiivinen (erottelu liikeantureilla) sykeyhtälö huonekalorimetrin tuottamaan VO ₂ :een 24h kalibrointijaksolla. Validoinnissa erillinen vrk. Molemmat sisälsivät pakollisia aktiivisuuksia, kuten lepo istumassa ja seisomassa, juoksumatto+PP-ergo+penkille askellus+aerobic ~50-80% VO _{2max} .	Yksilöllinen: -3.4±4.5 % val-veilla oloaikana. Aktiiviteettien aikana -2.2±8.1 %, valveilla olon ka. VO ₂ =0.45±.09 l/min.
Haskell ym. (1993)	Mittauksina juoksumattotesti, (kulma/nopeus, kävely/juoksu), käsiergometri, penkille askellus ja PP-ergo. Liikkeen perusteella (mitattiin liikeantureilla) erilainen yksilöllinen yhtälö käsille ja jaloille. VO ₂ hengityskaasuista.	Yksilöllinen: R ² =0.89, SEE=2.3 ml/kg/min. Yleinen: R ² =0.73, SEE=5.2 ml/kg/min.
Strath ym. 2001	Nousevakuormainen juoksumattotesti ja käsiergometri kalibrointina, joista muodostettiin liikkeen perusteella käsi- tai jalkatyö -VO ₂ -HR -yhtälö. Validointina siivoustoimet, puutarhatyöt, kävely ja portaiden nousu.	HR: R ² =0.667(p<.01) HR+liike: R ² =0.810(p<.01)

Ks. lyhenteet taulukko 1.

Varsinaisen tutkimuskirjallisuuden lisäksi useissa patenteissa on käsitelty hapen- ja energiankulutukseen liittyviä ratkaisuja. Amanon ym. 2001 patentissa rannelaitteessa oleva järjestelmä sisältää pulssi-, aktiivisuus- sekä lämpömittarin. Pulssi- ja aktiivisuustason sekä kehon lämpötilan mukaan päätetään käytetäänkö jyrkempää pulssi-energiankulutus -yhtälöä, jolloin oletetaan henkilön olevan liikkeessä, vai loivaa yhtälöä, jolloin henkilön oletetaan olevan levossa tai vähän aktiivinen. Järjestelmä arvioi myös perusaineenvaihdunnan tasoa ja korjaa sitä vielä lämpötilan mukaan. Tämän lisäksi Amano ym. (2000) kuvailevat toisessa patentissaan laitteen ja menetelmän, joka arvioi levossa mitatun pulssiaallon sekä liikuntasuorituksen aikaisen pulssiaallon muotoja vertailemalla kuormitustasoa käyttäen vielä liikeanturia hyväkseen. Kinnunen & Nissilä (2003) esittävät patentissaan energiankulutuksen mittausjärjestelyn, jossa yhtälö energiankulutuksen laskemiseksi henkilökohtaistetaan muodostamalla se paloittain lineaarisesti henkilötietojen perustella lasketun maksimaalisen hapen- tai energiankulutuksen tietyille prosentiosuuksille yli 80 krt/min ylittävälle

sykelukemille. Tässä, ja jo hieman aikaisemmassa patentissa (Lubell ym. 1986) on huomioitu yksilöllinen maksimaalinen hapenottoikyky tärkeänä tekijänä kiinnittämässä absoluuttinen energiankulutus oikeisiin mittasuhteisiin energiankulutusta arvioitaessa.

5 TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEEESIT

Vuorokaudenaikaisen hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin tarkkuudessa on nykyisillä menetelmillä puutteita. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää uusien sykkeeseen perustuvien, päivittäiseen hapen- ja energiankulutuksen arviointiin soveltuvien menetelmien tarkkuutta. Tarkastelu keskitettiin kirjallisuuden perusteella sykepohjaisten menetelmien suurimpiin ongelma-kohtiin. Näitä ovat lähellä lepotasoa ja matalatehoinen kuormitus sekä dynaamisesti vaihteleva kuormitus. Tutkimuksen pääongelmat ovat:

Pystytäänkö pelkkään sykkeeseen perustuvaa hapenkulutuksen arvioinnin tarkkuutta parantamaan levossa, matalalla kuormitustasolla, steady-staten, on/off-responsen tai dynaamisesti vaihtelevan kuormituksen aikana:

1. käytettäessä lisätietona hengitysfrekvenssiä?
2. käytettäessä lisätietona on- ja off-response -tietoa tai hengitysfrekvenssiä sekä on- ja off-response -tietoa?

Tutkimushypoteesit ovat:

1. Perustasoissa sekä tasatehoisissa 40 % VO_{2max} kuormituksessa hengitysfrekvenssi lisää oleellisesti arvioinnin tarkkuutta, muttei steady-statessa tasatehoisissa 40 % tai 70 % VO_{2max} kuormituksissa. Myös dynaamisesti vaihtelevassa kuormituksessa (simuloidut arkielämänaskareet) tai on/off-responsen aikana hengitysfrekvenssi lisää tarkkuutta.
2. Perustasoissa on/off-response -tieto ei lisää oleellisesti arvioinnin tarkkuutta, kuten ei myöskään steady-statessa tasatehoisissa kuormituksissa. Dynaamisesti vaihtelevassa kuormituksessa (simuloidut arkielämänaskareet) sekä on/off-responsen aikana on/off-responsen käyttäminen sen sijaan lisää tarkkuutta. Matalalla kuormitustasolla on/off-responsesta saavutettava parannus on pienempi verrattuna korkeampitehoisiin suorituksiin.

6 MENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen haettiin fyysisen kunnon perusteella kahdentyypisiä koehenkilöitä: ensimmäisen ryhmän henkilöiden kuntoluokat Shvartzin & Reiboldin mukaan (1990) olivat 2-3, heikko-välttävä ja toisen 5-6, hyvä-erittäin hyvä. Kumpaankin ryhmään haettiin kahdeksan miestä ja kahdeksan naista. Jakaminen luokkiin tapahtui ennen testejä käyttäen Jacksonin ym. (1990) maksimaalisen hapenkulutuksen arviointilomaketta (non-exercise –arviointi) (liite 6). Ikäjakauma suunniteltiin siten, että kummassakin ryhmässä molempien sukupuolten osalta 25-30 -vuotiaita oli kaksi, 30-35 -vuotiaita niin ikään kaksi ja tästä iäkkäämpiä viiden vuoden välein aina yksi aina 55 –ikävuoteen saakka. Koehenkilöiden kuvaus esitettynä taulukossa 3

TAULUKKO 3. Koehenkilöiden tiedot ryhmittäin.

	Kuntoluokka 2-3 Miehet	Kuntoluokka 2-3 Naiset	Kuntoluokka 5-6 Miehet	Kuntoluokka 5-6 Naiset
n	8	8	8	8
Ikä (vuotta)	37 ± 10	38 ± 10	37 ± 9	37 ± 10
Pituus (cm)	178,0 ± 5,7	163,9 ± 3,7	178,7 ± 5,5	166,2 ± 6,0
Paino (kg)	81,0 ± 8,2	63,2 ± 8,7	73,1 ± 7,0	61,1 ± 5,9
Rasva %	19,0 ± 4,0	27,9 ± 3,7	13,2 ± 3,0	24,2 ± 2,3
Vitaalikapasiteetti (l)	5,50 ± 0,94	4,05 ± 0,53	5,51 ± 0,69	4,22 ± 0,53
Kuntoluokitus (1-7)	4	4	6	6
VO _{2max} (ml/kg/min)	42,3 ± 7,2	34,9 ± 4,4	53,0 ± 7,9	45,9 ± 4,5
HR _{max} (bpm)	182 ± 10	176 ± 10	180 ± 10	177 ± 9
Maksimityö (W)	242 ± 34	159 ± 20	288 ± 29	218 ± 30

Tutkimukseen osallistuneet koehenkilöt rekrytoitiin ilmoittamalla tutkimuksesta paikallisten urheiluseurojen sähköpostilistoilla sekä Jyväskylän kaupungin liikuntapalvelukeskuksen ilmoitustauluilla. Halukkaat henkilöt ottivat itse yhteyttä ja heille lähetettiin taustatietokysely, jonka perusteella valittiin noin 60 henkilön populaatiosta em. kriteereihin sopivat henkilöt. Taustatietokyselyssä henkilöiltä kysyttiin ikä, pituus, paino, sukupuoli ja kuvaus fyysisestä aktiivisuudesta.

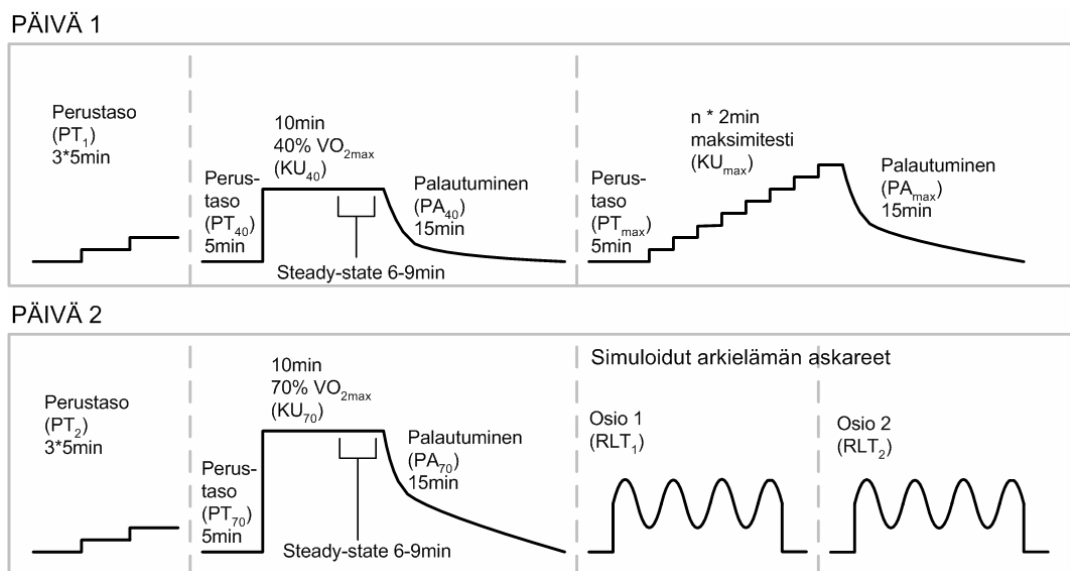
Kaikille koehenkilöille suoritettiin kysely terveydentilasta ja mahdollisista lääkityksistä ennen testejä. Korkea verenpaine, beetasalpaajalääkitys, astma tai epänormaaliudet sydämen toiminnassa olivat ehdottomia poissulkukriteerejä. Lisäksi kaikille yli 40 -vuotiaille koehenkilöille suoritettiin lääkärintarkastus ennen tutkimuksia. Näillä koehenkilöillä lääkäri oli myös valvomassa EKG-seurannassa suoritettua maksimitestiä. Koehenkilöt osallistuivat mittauksiin vapaaehtoisesti eikä heille maksettu osallistumisesta, mutta he saivat ilmaisen kuntoarvion ja testipalautteen sekä sykerajat kuntoiluun maksimitestistä. Tutkimus hyväksyttiin Keski-Suomen sairaanhoitopiirin eettisellä lautakunnalla.

6.2 Koeasetelma ja aineiston keräys

Kukin koehenkilö osallistui mittauksiin kahtena erillisenä päivänä. Kumpikin mittauskerta pyrittiin suorittamaan kahden viikon sisällä, mutta vähintään kahden päivän erotuksella. Pisin erotus testien välillä oli kolme viikkoa ja lyhin kaksi päivää. Molempina päivinä mitattiin paino sekä lisäksi ensimmäisellä mittauskerralla koehenkilöiltä pituus, rasvaprosentti ja vitaalikapasiteetti. Lisäksi koehenkilöt täyttivät aktiivisuuskyselyn (Jackson ym. 1990). Koehenkilöt suorittivat kummankin päivän kuormitukset samaan vuorokaudenaikaan fysiologissa muuttujissa ilmenevän vaihtelun minimoimiseksi. Mittaukset alkoivat aina joko klo. 8.00 tai klo 12.00. Aamupäivän koehenkilöt saivat nauttia kevyen aamiaisen ja iltapäivän koehenkilöt normaalin aamiaisen sekä kevyen välipalan ennen saapumistaan laboratoriolle. 12 tuntia ennen mittauksia koehenkilöitä kehoitettiin pidättäytymään kahvin, teen, kolajuomien tai muita kofeiinia sisältävien ravintoaineiden nauttimisesta. Lisäksi runsas alkoholin nauttiminen kahtena vuorokautena ennen mittauspäivää oli kiellettyä.

Kumpikin mittauspäivä alkoi 15 minuutin hapenkulutuksen ja sykkeen perustason tallentamisella makuulla, istumassa sekä seisomassa, viisi minuuttia kussakin asennossa (PT₁ ja PT₂) (kuva 8). Ensimmäisenä päivänä suoritettiin 10 minuutin pyöräily pp-ergometrillä (Ergoline, Bitz, Saksa) teholla 40 % arvioidusta VO_{2max}:sta (KU₄₀) ja lisäksi suora maksimitesti (KU_{max}) alkaen 50 watin teholta 20 W kuorman nostoin kahden minuutin välien subjektiiviseen uupumukseen saakka. Näiden kahden testin välillä oli palautumisaikaa noin 45 minuuttia. Toisena mittauspäivänä suoritettiin ensiksi 10 minuutin pp-ergometritesti, joka oli teholla viisi prosenttia laktaatti- ja ventilaatiokynnysten alapuolella (KU₇₀) ja sitten kaksi

noin 50 minuutin jaksoa arkielämän askareita simuloivia tehtäviä (Real life tasks, RLT_1 ja RLT_2). Ennen pp-ergometritestejä suoritettiin vielä viiden minuutin perustason mittaus ergometrillä istuen (PT_{40} , PT_{70} PT_{max} . Kunkin pp-ergometritestin jälkeen koehenkilöt siirtyvät riipeästi istumaan tuolille. Koehenkilön istuessa rauhallisesti puhumatta tuolilla seurattiin palautumista sykkeen osalta 30 ja hengityskaasujen osalta 15 minuuttia (PA_{40} , PA_{70} ja PA_{max}). Submaksimaalisissa pp-ergometritehtävissä (40 % ja 70 % VO_{2max}) määritettiin ennen kuormituksen alkua lepotason laktaatti. Kuormituksen aikana laktaatti mitattiin 5 ja 10 minuutin kohdalla. Maksimitestissä lepotason arvon lisäksi mitattiin laktaatti jokaisen kuorman lopussa. Kaikkien kuormitusten jälkeen laktaatti mitattiin 2, 5, 10 15 ja 30 minuutin kuluttua suorituksen päättymisestä. Kaikki laktaatinäytteet määritettiin sormenpästä otetusta kapillaariverinäytteestä (Eppendorf, Saksa).



KUVA 8. Koasetelma.

Kaksi urheilufysiologia määrittivät laktaatti- ja ventilaatiokynnykset. He eivät olleet tietoisia toistensa määrittämisestä. Jos määrittämiset poikkesivat toisistaan, asetettiin kynnyksen puoleen väliin määrittämisiksi. Missään testissä määrittämiset eivät poikenneet toisistaan enemmän kuin yhden kuormitusportaan verran. Kriteereinä olivat laktaatin lineaarisuudesta poikkeava nousukohta suhteessa hapenkulutukseen, ventilaation lineaarisuudesta poikkeava nousukohta suhteessa hiilidioksidintuottoon, ventilaatioekvivalenttien VEO_2 ja $VECO_2$ jyrkkä muutoskohta ja epäselvissä tilanteissa happiprosentin jyrkkä laskukohta. Näistä suurin painoarvo (1/2) oli laktaatin perusteella määritetyllä kynnyksarvolla.

Arkielämän askareita simuloivissa tehtävissä suoritukset tehtiin pääsääntöisesti omaan normaaliin, luonnolliseen tahtiin. Tehtävät sisälsivät taulukoissa 4 ja 5 kuvattuja tehtäviä luettelussa järjestyksessä.

TAULUKKO 4. Arkielämän askareita simuloivien tehtävien ensimmäinen jakso.

Tehtävä	Kesto (min)	Kuvaus
Tietokone tehtävä	2.5	Koehenkilöltä vaadittiin mahdollisimman nopeaa reagointia yksinkertaiseen satunnaisen väliajoin ilmestyvään ärsykkeeseen
Punnusten nostelu seisten	2.5	Koehenkilö nosteli omaan luonnolliseen tahtiinsa seisoma-asennossa pieniä hiekkapusseja hieman alle rinnankorkeudelta 60cm ylemmälle tasolle ja takaisin
Kävely tasaisella taakan kanssa	2.5	Koehenkilö käveli omaa luonnollista tahtiaan käytävällä kantaen vartalonsa edessä n. 2 kg painavaa koria
Portaissa kävely taakan kanssa	2.5	Koehenkilö käveli omaan luonnolliseen tahtiin portaikossa kantaen vartalonsa edessä n. 2 kg painoista koria
Palautuminen seisten	3	Koehenkilö seiso i rauhallisesti paikoillaan lehteä lukien
Tietokone tehtävä istuen (Stroop)	4.5	Koehenkilöltä vaadittiin tehtävän loppua kohti nopeutuvaan ärsykkeeseen reagointia. Reagoinnissa täytyi valita joko oikein tai väärin vastaus riippuen vastasivatko kirjoitettu sana ja sanan väri toisiaan. Esim. sana ”keltainen” maalattuna keltaisella värillä on ”oikein”
Punnusten nostelu ja järjestely istuen	2	Koehenkilöiden täytyi järjestää istuen pöydän ääressä pieniä hiekkapusseja numerojärjestykseen
Istumasta nousu ja kävely	3	Koehenkilöiden täytyi nousta tuolilta seisomaan ja kävellä rauhallisesti omaa tahtiaan noin 5 m matka ja palata tuolille istumaan. Tämä toistettiin niin kauan kunnes 3 minuuttia tuli täyteen
Punnusten nostelu istuen	2.5	Koehenkilö nosteli omaan luonnolliseen tahtiinsa istuma-asennossa pieniä hiekkapusseja hieman alle rinnankorkeudelta 60 cm ylemmälle tasolle ja takaisin
Kävely tasaisella	2.5	Koehenkilö käveli omaa luonnollista tahtiaan käytävällä
Portaissa kävely	2.5	Koehenkilö käveli omaan luonnolliseen tahtiin portaikossa
Palautuminen istuen	3	Koehenkilö istui rauhassa paikoillaan
Punnusten nostelu kyykyssä	2.5	Koehenkilö nosteli omaan luonnolliseen tahtiinsa kyykyssä pieniä hiekkapusseja lattiatasosta 60 cm ylemmälle tasolle ja takaisin
Hyyt ja spurtit	yht. n. 3	Koehenkilö suoritti 2 x 10 vertikaalihyppyjä sekä 2 x n. 10 m spurtin juosten. Spurtti suoritettiin käytävän päässä, joten koehenkilön täytyi kääntyä puolessavälissä. Hyppyjen ja spurttien jälkeen pidettiin aina 30 s palautus seisten.
Vapaa kävely	n. 2	Koehenkilö käveli vapaasti omaan rauhalliseen tahtiin käytävässä
Käsiergometri	3*2	Koehenkilö suoritti noin 10 asteen kulmassa päinmakuu-asennossa 3x2minuutin käsiergometrikuorituksen metronomin tahtiin (50 kierrosta minuutissa) Kuormitusporta at olivat: 1) 38 W 2) 50 W 3) 61 W.

TAULUKKO 5. Arkielämän askareita simuloivien tehtävien toinen jakso.

Tehtävä	Kesto (min)	Kuvaus
Lattian harjaus	3	Koehenkilö harjasivat lattiaa omaan luonnolliseen tahtiinsa
Palautuminen istuen	3	Koehenkilö istui rauhallisesti paikoillaan lehteä lukien
Tietokone tehtävä seisten (Stroop)	4.5	Koehenkilöltä vaadittiin tehtävän loppua kohti nopeutuvaan ärsykkeeseen reagointia. Reagoinnissa täytyi valita joko oikein tai väärin vastaus riippuen vastasivatko kirjoitettu sana ja sanan väri toisiaan. Esim. sana ”keltainen” maalattuna keltaisella värillä on ”oikein”
Punnusten nostelu sivusuunnassa	2.5	Koehenkilöt siirtelivät omaan luonnolliseen tahtiinsa pieniä hiekkapusseja pöydältä toiselle istuen tuolilla pöytien välissä
Kävely tasaisella kasseja kantaen	2.5	Koehenkilö käveli omaa luonnollista tahtiaan käytävällä kantaen vartalonsa sivulla molemmissa käsissä n. 1 kg painavaa kauppakassia
Portaissa kävely kasseja kantaen	2.5	Koehenkilö käveli omaan luonnolliseen tahtiin portaikossa kantaen vartalonsa sivulla molemmissa käsissä n. 1 kg painoista kauppakassia
Palautuminen istuen	3	Koehenkilö istui rauhallisesti paikoillaan
Kärryn työntäminen	2.5	Koehenkilö työnsi omaa luonnollista tahtiaan käytävässä kevyttä kärryä
Vapaa kävely	n. 2	Koehenkilö käveli vapaasti omaan rauhalliseen tahtiin käytävässä
Juoksumatolla kävely / hölkkä	7*3	Koehenkilö suoritti seitsemän kuormaa juoksumatolla, joista neljä ensimmäistä ja viimeinen olivat kävelyä. Viides ja kuudes kuorma olivat hölkkää. Kuormien kulmat ja nopeudet olivat: 1) 0°, 3.8 km/h 2) 0°, 4.9 km/h 3) 0°, 6.0 km/h 4) 2.9°, 4.0 km/h 5) 0°, 7.0-8.0 km/h 6) 0°, 8.0-9.0 km/h 7) 0°, 4.0 km/h

Käytetyt punnukset olivat n. 200 g painoisia kangaspusseja, jotka oli täytetty lyijyhauleilla. Kävelyt sekä kärryn työntämiset suoritettiin käytävässä, jossa nopeimmin kävelleet koehenkilöt suorittivat kolme edestakaista kierrosta n. 2,5 min aikana. Portaikossa nopeammin kävelleet henkilöt suorittivat neljä edestakaista kierrosta mainitun 2,5 min aikana. Yleensä edestakaisia kierroksia sekä käytävässä että portaikossa tuli kolme.

Perustasoissa, pp-ergometritehtävissä sekä palautumisen aikana hengityskaasuja mitattiin SensorMedics[®]:n (Kalifornia, Palo Alto, USA) V_{\max} 229 hengityskaasuanalysointilaitteella hengitys hengitykseltä. V_{\max} kalibroitiin ennen jokaista testiä sekä kaasujen että virtauksen osalta. Kalibroinnissa analysointilaitteeseen korjasi kaasupitoisuuden mittauksen tunnettuja kaasupitoisuuksia vastaan tarpeen vaatiessa. Virtauskalibroinnissa varmistettiin virtausmittarin antamat lukemat 3 litran pumpulla pumpaamalla useita työntösarjoja. Tilavuuden ei sallittu eroavan todellisesta enemmän kuin ± 1 %. Kaikki kalibroinnit olivat sallitussa virhemarginaalissa.

Arkielämän askareita simuloivissa tehtävissä käytettiin vapaamman liikkuamisen mahdollistavaa Cosmed K4 (S.r.l, Italia) kannettavaa hengityskaasuanalysointilaitteita. Ennen

testisarjan alkua K4:n kaasuanturi kalibroitiin tunnettua kaasupitoisuutta vastaan ja samalla myöskin virtausturbiinit kalibroitiin. Ennen jokaista testiä Cosmed K4:n kalibrointi suoritettiin huoneilmakalibrointina, jossa kaasupitoisuudet säädettiin manuaalisesti huoneilman pitoisuuksien tasolle, O₂ 20.93 %, CO₂ 0.03 %. Testin jälkeen tarkistettiin mahdollinen liukuma kaasuarvoissa jälleen huoneilmakalibrointina.

Mittauksen jälkeen suoritettiin välittömästi verifiointikalibrointi sekä Cosmed K4:lle että V_{max}:lle. Tämän tarkoituksena oli korjata happi- ja hiilidioksidianturin mahdollinen liukuma testin aikana. V_{max}:n verifiointikalibroinnissa korjaukset tehtiin käyttäen lähempänä normaalin hengitysilman kaasunpitoisuuksia olleen kaasun (kaasu 1) liukuman arvoja. Mitattuihin uloshengitysilman O₂ ja CO₂ pitoisuuksiin tehtiin liukuman suuruiset ja suuntaiset muutokset lineaarisena kalibrointien väliselle ajalle ja laskettiin hapenkulutus sisäänhengitysilman O₂ -pitoisuuden ollessa 20.93 % ja CO₂-pitoisuuden 0.03 %.

Kaikissa mittauksissa syke taltioitiin syke sykkeeltä Polar Electro Oy:n (Kempele, Suomi) rr-recorder syketallentimella. Valmistajan ilmoittama mittatarkkuus EKG:n r-piikin tunnistamisessa on ±1 ms. Maksimitestissä kysyttiin kuormituksen subjektiivista kokemista Borg'n 15 -portaisella asteikolla jokaisen kuorman päättyessä sekä tasatehoisissa pyöräilyissä puolivälissä sekä lopussa. Sama kysely suoritettiin myös arkielämän askareita simuloivien tehtävien fyysisesti kuormittavien jaksojen jälkeen.

6.3 Analyysimenetelmät

Sykedatasta poistettiin häiriöt käyttämällä automaattista virhekorjausalgoritmia (Firstbeat Technologies Oy, Jyväskylä, Suomi). Tämän jälkeen suoritettiin vielä visuaalinen tarkistus ja analyysistä poistettiin sellaiset mittaukset, joiden sykedata oli korjauskelvotonta. Myöskin hengityskaasuanalysointin data tarkistettiin visuaalisesti ja poistettiin mittaukset, joissa hapenkulutus- tai hengitysfrekvenssisignaali olivat korjauskelvottomia. Analyyseistä jouduttiin jättämään pois useita mittauksia RLT tehtäväsarjojen osalta (RLT₁ 13 kpl ja RLT₂ 7 kpl), koska pinnallisesta hengityksestä johtuen ei saatu kunnollista signaalia. Tämä oli yleistä varsinkin pienikokoisten naisten kohdalla. Myös pp-ergometritehtävistä jouduttiin jättämään pois useita mittauksia johtuen joko huonosta sykesignaalista tai huonosta hengitysdasta: PT₁

1 kpl, PT_2 1 kpl, 40 % VO_{2max} kuormitus 9 kpl, 70 % VO_{2max} kuormitus 12 kpl ja maksimitesti 4 kpl. Yleensä mittauksista saatu aineisto oli hyvälaatuista. Virheelliset aineistot olivat visuaalisessa tarkastelussa selkeästi korjauskelvottomia, joten ne jätettiin suoraan pois aineistosta. Tämän jälkeen sykedata ja hengityskaasuanalysoijan data asetettiin kohdakkain sekunnintarkasti. Synkronointi varmistettiin vielä käyttäen ristikorrelaatiota mitatun hengitysfrekvenssin ja sykkeessä perustasossa selkeästi näkyvän hengityksen syklisen vaihtelun (respiratory sinus arrhythmia, RSA) välillä. Huonojen datojen poistamisen jälkeen aineisto keskiarvoistettiin yhden sekunnin näytteenottotaajuudelle.

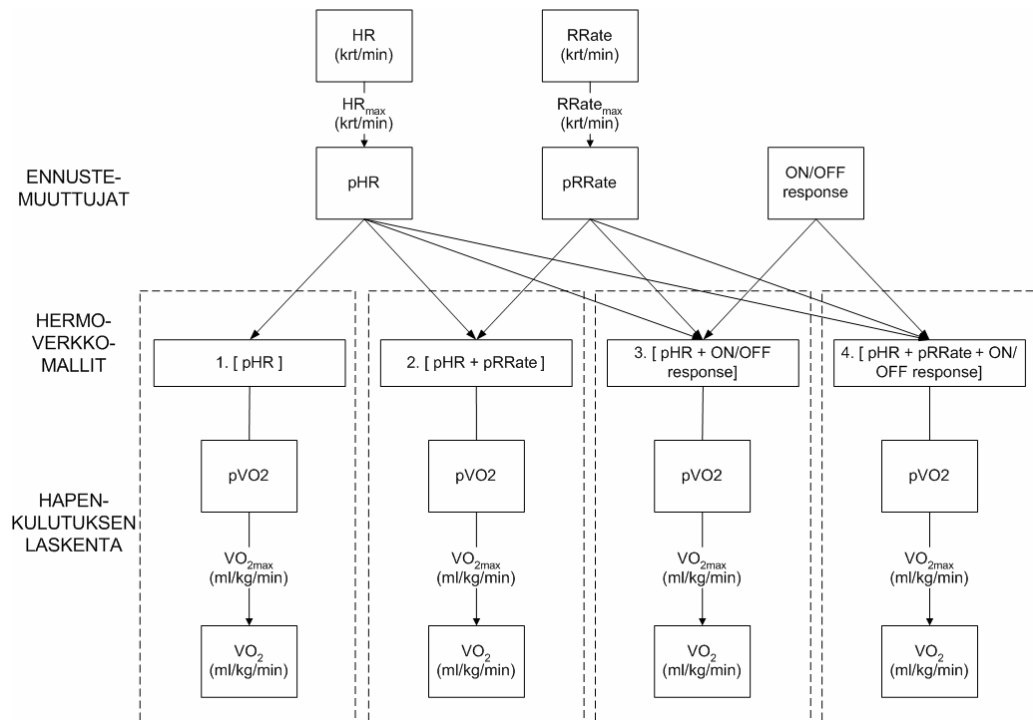
Hapenkulutuksen laskentayhtälöiden muodostamisessa käytettiin hermoverkkomallinnusta. Hermoverkkomallinnuksessa hermoverkolle syötettiin kohdeaineistoa kuvaavia muuttujia, jonka jälkeen hermoverkkoa opetettiin kuvaamaan näiden muuttujien avulla tätä kohdeaineistoa mahdollisimman hyvin. Hermoverkon opetuksessa käytettävät kohde- ja kuvaavat muuttujat muodostavat opetusaineiston (training set). Optimoinnissa käytettiin apuna erillistä validaatioaineistoa (validation set). Tämän avulla hermoverkon opettaminen lopetettiin, jos virhe alkoi kasvaa tässä erillisessä aineistossa (ns. early-stopping –menetelmä). Virheen kasvaminen validaatioaineistossa kuvaa saavutetun ratkaisun yleistymisen heikentymistä erillisessä aineistossa. Hermoverkolle haettiin useita eri ratkaisuja, joista testiaineistoa (test-set) käyttäen valittiin paras (cross-validation –menetelmä). (Saalasti 2001 & 2003; ks. myös esim. Haykin 1994; Rojas 1991.)

Kohdemuuttuja tässä tapauksessa oli hapenkulutus ja kuvaavat muuttujat syke, mitattu hengitysfrekvenssi tai on- ja off-response –tieto. On- ja off-response –tiedolla tarkoitetaan tässä yhteydessä tietoa kuormitusvaiheesta, eli milloin ollaan lähdössä kuormitukseen (on-response) ja milloin kuormitus loppuu ja ollaan palautumisvaiheessa (off-response). Kuormitusvaihetietona käytettiin laskennallista indeksiä, joka ennustaa etukäteen kuormituksen jälkeisen ylimääräisen hapenkulutuksen (Excess post exercise oxygen consumption, EPOC). Kuormitustason noustessa ja rasituksen kertyessä indeksi kasvaa ja palaututtaessa kuormituksesta indeksi laskee. Indeksien nousun tai laskun voimakkuus on suhteessa kuormitustason nousun tai laskun voimakkuuteen. (Pulkinen ym. 2002; Rusko ym. 2003; Saalasti ym. 2002.) Hermoverkon opetuksessa käytettiin 10 000 (vastasi n. 3 %:a koko aineistosta) pisteen satunnaisotosta yhden sekunnin näytteenottotaajuudella olevasta aineistosta, joka käsitti kaikki analyysiin mukaan otetut koehenkilöt ja tilanteet. Tämän datamäärän havaittiin edustavan aivan riittävästi koko aineistoa, sillä suuremmalla

datamäärällä suoritettu mallisuus ei johtanut merkittävästi pienempään virheeseen. Aineisto oli jakaantunut painottuen matalille intensiteeteille. Yleistymisen kannalta tasattiin otoksen jakauma edustamaan saman verran kaikkia intensiteettitasoja hapenkulutuksen suhteen. Käytännössä tämä tarkoittaa esimerkiksi sitä, että aineistoa välillä 10-20 % VO_{2max} on yhtä paljon kuin aineistoa välillä 80-90 % VO_{2max} , vaikka todellisuudessa aineistoa oli huomattavasti enemmän alemmalla intensiteettitasolla. 10 000 pisteen otoksesta otettiin edelleen satunnaisesti 7000 pistettä hermoverkon opettamiseen ja loput 3000 pistettä jätettiin validaatioaineistoon. Viiden piiloneuronin (verkon sisäinen parametri) hermoverkkoa opetettiin käyttäen maksimissaan 500:aa iteraatiota (kierrosta). Opetus suoritettiin aina 20 kertaa, joista valittiin testiaineistossa pienimmän virheen tuottava ratkaisu. Testiaineisto käsitti koko aineiston lukuun ottamatta niitä datapisteitä, jotka olivat joko validaatio- tai opetusaineistossa. Lisäksi testiaineistosta poistettiin viisi sekuntia (viisi datapistettä) kumpaankin suuntaan validaatio- tai opetusaineistossa olleiden pisteiden ympäristöstä, sillä vierekkäisten pisteiden arvot ovat usein hyvin lähellä aineistoon valittujen pisteiden arvoja.

Hermoverkkomallien muodostamisen jälkeen laskettiin kyseisillä malleilla hapenkulutuksen arvot (kuva 9). Mallinnuksessa käytetty hapenkulutuksen kohdeaineisto oli suhteutettu maksimaaliseen hapenottoon, joten absoluuttiset hapenkulutusarvot laskettiin yksinkertaisesti kertomalla saatu hapenkulutuksen prosenttiarvo kunkin koehenkilön maksimaalisella hapenotolla. Hermoverkolle syötteenä käytetyt syke ja hengitysfrekvenssi olivat myöskin suhteutettu maksimiarvoihin. Maksimisyke määriteltiin maksimitestistä suurimpana 15 sekunnin keskiarvona. Maksimihapenotto ja maksimaalinen hengitysfrekvenssi määritettiin yhden minuutin suurimpana keskiarvona.

Steady-state määriteltiin tasatehoisista pp-ergometrikuormituksista olevan kuudennen ja yhdeksännen minuutin välillä. Lisäksi laskettiin sykkeen, hengitysfrekvenssin ja hapenkulutuksen muutos kolmannelta minuutilta (keskiarvo 2,5-3,5 min) yhdeksännelle (keskiarvo 8,5-9,5 min) minuutille kuormituksen aikana. Korrelaatiot sykkeelle ja hengitysfrekvenssille suhteessa hapenkulutukseen laskettiin jokaiselle henkilölle tilanteittain yksilöllisesti ja tuloksissa on esitetty näiden korrelaatioiden keskiarvot keskihajontoineen.



KUVA 9. Muodostetut neljä hermoverkkomallia ja hapenkulutuksen laskeminen näiden perusteella. pHR = syke prosenttia maksimisykkeestä, pRRate = hengitysfrekvenssi prosenttia maksimihengitysfrekvenssistä, pVO₂ = hapenkulutus prosenttia maksimihapenkulutuksesta, ON/OFF response = tieto kuormitusvasteesta tai palautumisesta.

6.4 Tilastolliset menetelmät

Saatujen hapenkulutusestimaattien tarkkuutta arvioitiin keskimääräisellä absoluuttisella virheellä (MAE, mean absolute error). $MAE = \text{keskiarvo} | (\text{todellinen} - \text{estimaatti}) |$. Laskettiin myös virheen suuruus prosentteina mitatusta hapenkulutuksesta: %-virhe = $\text{keskiarvo} | (\text{todellinen} - \text{estimaatti}) / \text{todellinen} |$. Virheen muutosta suhteessa perinteiseen sykemenetelmään arvioitiin tarkastelemalla prosentuaalista muutosta menetelmien välillä %-muutos = $(MAE_1 - MAE_2) / MAE_1$, jossa MAE_1 on tässä tapauksessa pHR:n MAE. Lukuarvomuuuttujien lisäksi arviointimenetelmiä tarkasteltiin visuaalisesti keskimääräistä eroa esittävällä virhekuvaajilla, jotta voitiin arvioida menetelmän virheen suuntaa. Tässä kuvaajassa on asetettu y-akselille henkilöittäin erotus mitatusta ja arvioidusta hapenkulutuksesta x-akselilla olevien mitattujen arvojen funktiona. Eri menetelmien kyky vähentää sykemenetelmän virhettä sekä tarkastelu virheen käyttäytymisestä suoritettiin tarkastelemalla vastaavanlaisia scatter-kuvaajia. Näissä asetettiin x-akselille sykemenetelmän

keskimääräinen virhe jokaiselta koehenkilöltä ja y-akselille kunkin menetelmän vastaava %-parannus (muutos virheessä, positiivinen luku kun virhe pieneni, negatiivinen kun virhe suureni) verrattuna sykemenetelmään (ks. esim. tulokset kuva 17). Tarkastelu suoritettiin joka tilanteessa jokaisella menetelmällä. Kuhunkin kuvaajaan tehtiin lineaarinen regressiosuora, jolle määritettiin kulmakerroin, r^2 -arvo sekä r^2 -arvon merkitsevyytaso. Vertailussa olevan menetelmän pienentäessä virhettä kasvavasti suhteessa sykemenetelmän virheeseen (suuri positiivinen kulmakerroin), korjaa vertailumenetelmä sykemenetelmän tuottamaa virhettä samoin kasvavassa suhteessa. Eli mitä enemmän sykemenetelmä menee virheelliseksi, sitä enemmän vertailumenetelmä pystyy korjaamaan tätä kasvanutta virhearvioita.

Tulokset on esitetty keskiarvoina keskihajontoineen ($\bar{x} \pm s.d.$). Parittaisella t-testillä tarkasteltiin virheiden tilastollisia eroja eri menetelmien välillä. Merkitsevyytasoksi asetettiin $p < .05$.

7 TULOKSET

7.1 Syke, hengitysfrekvenssi ja hapenkulutus kuormituksessa

Kuvasta 10A voidaan nähdä, että tasatehoisissa kuormituksissa hapenkulutus saavutti nopeasti n. 3 min kuluessa steady-staten, jonka jälkeen suurempitehoisessa suorituksessa tapahtuu hieman hidasta nousua ylöspäin. Hapenkulutus oli merkitsevästi korkeampi kuormituksen lopussa yhdeksännellä minuutilla kuin alussa kolmannella minuutilla (VO_2 (ml/kg/min) $28.6\pm 6.0 \rightarrow 29.8\pm 6.4$, $p<0.0001$). 40 % VO_{2max} kuormituksessa ei tapahtunut hapenkulutuksessa merkitsevää nousua ($17.0\pm 3.7 \rightarrow 17.05\pm 3.7$). Taulukossa kuusi on esitetty keskimääräiset sykkeet koehenkiöiden keskiarvoina eri tilanteissa.

Kuvasta 10B voidaan nähdä, että sykkeessä havaittiin selkeä liukuma ylöspäin 10 minuutin tasatehoisen kuormitusjakson aikana. 70 % VO_{2max} kuormituksessa nousu kolmannelta yhdeksännelle minuutille oli huomattavasti suurempi (HR (krt/min) $135\pm 9 \rightarrow 144\pm 10$, $p<0.0001$) kuin 40% kuormituksessa ($104\pm 8 \rightarrow 106\pm 9$, $p<0.0001$).

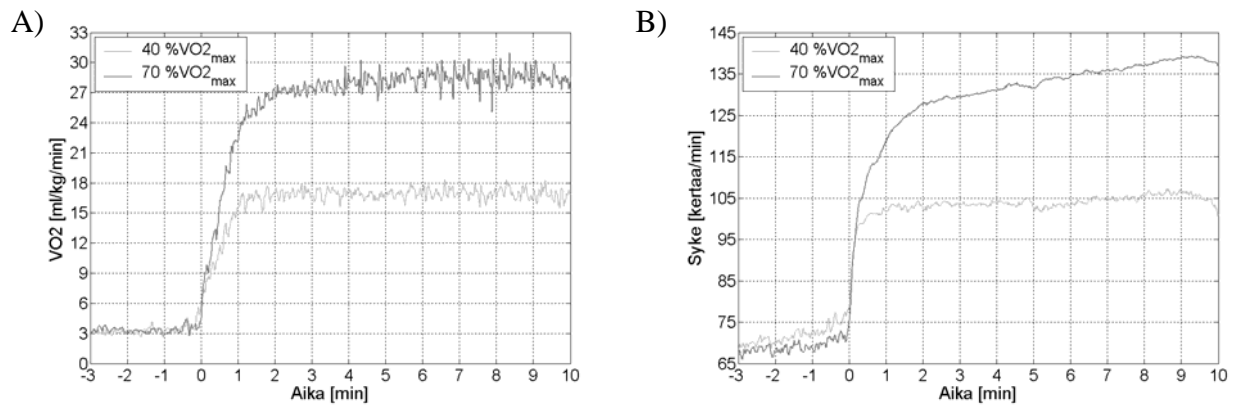
Hengitysfrekvenssissäkin tapahtui merkitsevää ajautumista korkeammalle tasolle 70 % VO_{2max} kuormituksessa kolmannelta yhdeksännelle minuutille, (RRate (krt/min) $23.4\pm 3.3 \rightarrow 26.0\pm 4.0$, $p<0.001$), mutta 40 % kuormituksessa merkitsevää muutosta ei tapahtunut ($20.2\pm 2.5 \rightarrow 20.7\pm 2.7$). Hapenkulutuksen, sykkeen tai hengitysfrekvenssin nousulla kuormituksen alusta kuormituksen loppuun ei ollut yhteyttä VO_{2max} :iin.

TAULUKKO 6. Keskimääräinen syke (\pm sd) eri tilanteissa.

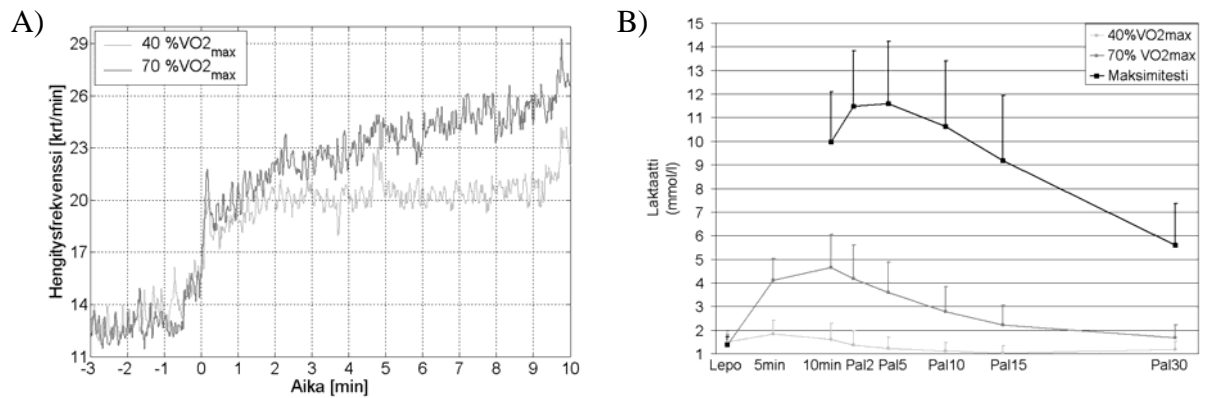
	PT ₁ n=31	40 % VO_{2max} n=23	Maksimitesti n=28	PT ₂ n=31	70 % VO_{2max} n=22	RLT ₁ n=19	RLT ₂ n=25
PT+KU+PA	71 \pm 11	83 \pm 9	119 \pm 8	72 \pm 10	102 \pm 9	92 \pm 11	99 \pm 10
PT+KU	-	92 \pm 8	125 \pm 7	-	115 \pm 8	-	-
KU+PA	-	86 \pm 9	127 \pm 9	-	108 \pm 9	-	-
KU	-	104 \pm 8	139 \pm 8	-	13 \pm 9	-	-
PA	-	73 \pm 10	111 \pm 13	-	88 \pm 10	-	-
On-response	-	101 \pm 8	-	-	125 \pm 8	-	-
Steady-state	-	105 \pm 9	-	-	143 \pm 10	-	-

PT=perustaso, KU= kuormitus, PA = palautuminen (off-response)

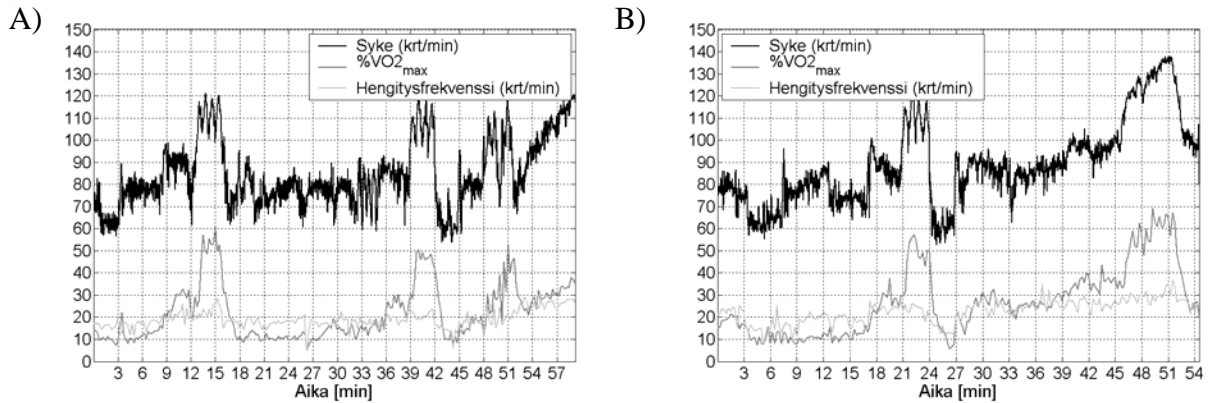
Kuvasta 11B voidaan havaita laktaattitason pysyvän 40 % VO_{2max} kuormituksessa 10 minuutin aikana alle 2 mmol/l, mutta 70 % VO_{2max} kuormituksessa laktaattitaso nousee yli 4 mmol/l. Maksimitestissä laktaatti saavutti keskimäärin yli 10 mmol/l lukeman ja nousi vielä palautumisen ensimmäisten minuuttien aikana. Laktaattitasot 40 % ja 70 % VO_{2max} kuormituksissa eivät korreloineet merkittävästi VO_{2max} :n kanssa. Kuvassa 12 A ja B on esitetty tyypillinen esimerkki sykkeestä, hapenkulutuksesta ja hengitysfrekvenssistä arkielämän askare –tehtäväjaksolta.



KUVA 10. Keskimääräiset hapenkulutukset (A) ja sykkeet (B) pp-ergometrikuormituksissa. Kuvassa 3min perustaso ja 10min kuormitus. 40 % VO_{2max} n = 23. 70 % VO_{2max} n = 19.

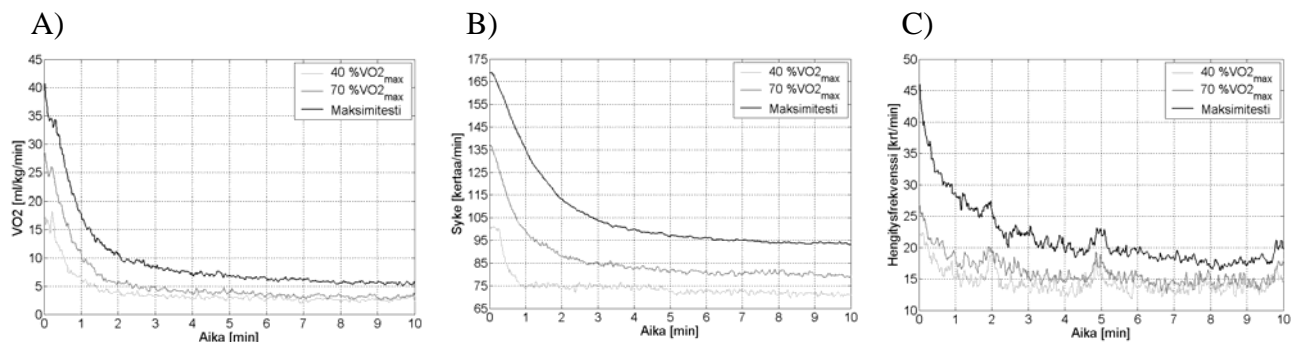


KUVA 11. A) Keskimääräiset hengitysfrekvenssit pp-ergometrikuormituksissa. Kuvassa 3min perustaso ja 10min kuormitus. 40 % VO_{2max} n=23. 70 % VO_{2max} n=19. B) Laktaattiarvot pp-ergometrikuormituksessa ja palautumisen aikana. Maksimitestistä on esitetty vain lepoarvo ja palautumisarvot mukaan lukien maksimiarvo. n=32.



KUVA 12. Tyypillinen esimerkki molemmista RLT-tehtävästä samalta koehenkilöltä. A) Ensimmäinen osio, B) toinen osio.

Kuvasta 13A voidaan havaita, että suoritusten jälkeen hapenkulutus laski nopeasti kohti alun perustasoa, joka saavutettiin palautumisen seuranta-ajan puitteissa kaikissa tilanteissa. Maksimitestissä hapenkulutuksen palautuminen oli hitaampaa kuin tasatehoisissa suorituksissa. Myös syke oli palautumisen aikana sitä korkeampi mitä intensiivisempi kuormitus oli ollut (kuva 13B). Hengitysfrekvenssissä ei havaittu selkeästi eroa palautumisen aikana tasatehoisten suoritusten välillä, vain maksimitestin jälkeen se oli selkeästi korkeampi (kuva 13C).



KUVA 13. A) Hapenkulutuksen, B) sykkeen ja C) hengitysfrekvenssin palautuminen (off-response) pp-ergometrikuormitusten jälkeen. 40 % VO_{2max} n=23. 70 % VO_{2max} n=19. Maksimitesti n=26.

Korrelaatio sykkeen ja hapenkulutuksen välillä oli 0.76 ja hengitysfrekvenssin ja hapenkulutuksen välillä 0.65 mukaan lukien kaikki koehenkilöt ja tilanteet. Taulukossa seitsemän on esitetty korrelaatiot sykkeen ja hapenkulutuksen välillä eri tilanteissa. Korrelaatiot on laskettu jokaiselle koehenkilölle tilanteittain yksilöllisesti. Taulukkojen seitsemän ja kahdeksan korrelaatiot ovat keskiarvoja näistä yksilöllisistä korrelaatiosta. Suurimmat korrelaatiot saavutettiin luonnollisesti tilanteissa, joissa suureiden varianssi oli

suuri, kuten maksimitestin kuormituksessa ($r=0.91$) tai kun tarkasteltiin tilannetta, johon oli otettu mukaan sekä perustaso että kuormitus tai kuormitus ja palautuminen (esim. 40 % VO_{2max} $r=0.91-0.92$, 70 % VO_{2max} $r=0.96-0.97$). Perustasojen aikana korrelaatiot eivät olleet merkitseviä. Arkielämän askare –tehtäväsarjan aikana korrelaatio oli suurempi jälkimmäisen osion aikana.

TAULUKKO 7. Yksilöllisten sykkeen ja hapenkulutuksen välisten korrelaatioiden keskiarvot ja keskihajonnat eri tilanteissa.

	PT ₁	40 % VO_{2max}	Maksimitesti	PT ₂	70 % VO_{2max}	RLT ₁	RLT ₂
	n=31	n=23	n=28	n=31	n=22	n=19	n=25
PT+KU+PA	0.16±0.12	0.92±0.03***	0.93±0.03***	0.13±0.1	0.96±0.02***	0.76±0.07***	0.84±0.08***
PT+KU	-	0.91±0.04***	0.97±0.01***	-	0.96±0.03***	-	-
KU+PA	-	0.92±0.03***	0.93±0.03***	-	0.97±0.02***	-	-
KU	-	0.19±0.21	0.91±0.05***	-	0.64±0.18***	-	-
PA	-	0.62±0.17**	0.94±0.03***	-	0.89±0.05***	-	-
On-response	-	0.52±0.25	-	-	0.88±0.06***	-	-
Steady-state	-	0.14±0.10	-	-	0.09±0.08	-	-

PT=perustaso, KU= kuormitus, PA = palautuminen (off-response),

Korrelaatiokertoimen merkitsevyytaso * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

Taulukosta kahdeksan havaitaan, että hapenkulutuksen ja hengitysfrekvenssin välinen korrelaatio oli suurin ($r=0.87$) tarkasteltaessa maksimitestiä perustasosta kuormitukseen. Korrelaatiot käyttäytyivät eri tilanteissa käytännössä identtisesti verrattuna sykkeen vastaaviin, eli suurimmat ja pienimmät korrelaatiot havaittiin samoissa tilanteissa. Hengitysfrekvenssin korrelaatiot hapenkulutukseen olivat tasoltaan merkittävästi alemmat verrattuna sykkeen korrelaatioihin ($p<0.001$) kaikissa muissa tilanteissa paitsi 40 % VO_{2max} kuormituksessa pelkän kuormituksen aikana ($p=0.0535$). Perustasoissa ja steady-state tilanteissa hengitysfrekvenssin korrelaatiot olivat jopa merkitsevästi korkeammat ($p<0.05$), mutta nämä korrelaatiotasot eivät olleet merkitseviä.

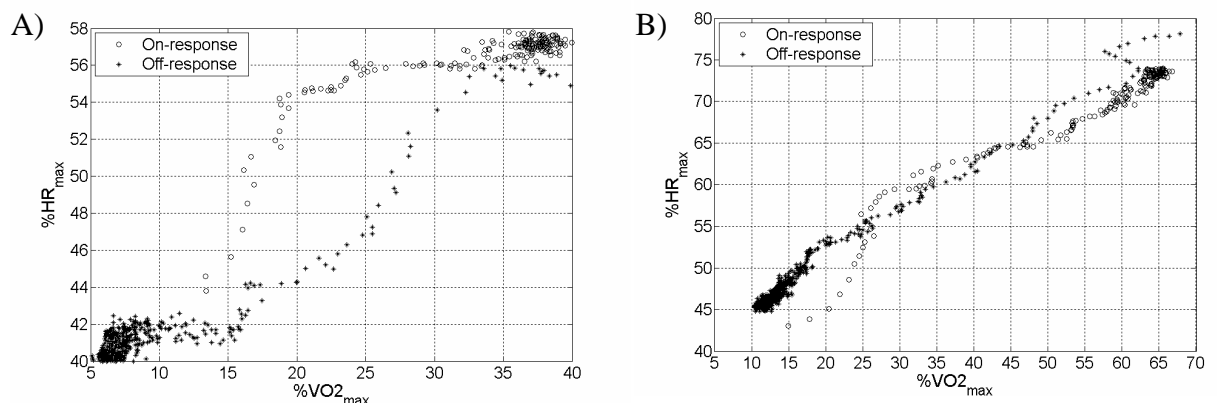
TAULUKKO 8. Yksilöllisten hengitysfrekvenssin ja hapenkulutuksen välisten korrelaatioiden keskiarvot ja keskihajonnat eri tilanteissa.

	PT ₁	40 % VO _{2max}	Maksimitesti	PT ₂	70 % VO _{2max}	RLT ₁	RLT ₂
	n=31	n=23	n=28	n=31	n=22	n=19	n=25
PT+KU+PA	0.23±0.14	0.65±0.14***	0.76±0.09***	0.18±0.14	0.76±0.13***	0.50±0.15***	0.68±0.14***
PT+KU	-	0.70±0.12***	0.87±0.04***	-	0.81±0.09***	-	-
KU+PA	-	0.65±0.15***	0.73±0.10***	-	0.75±0.15***	-	-
KU	-	0.10±0.11	0.67±0.10***	-	0.21±0.15**	-	-
PA	-	0.37±0.14***	0.75±0.14***	-	0.51±0.15***	-	-
On-response	-	0.32±0.22	-	-	0.41±0.16	-	-
Steady-state	-	0.28±0.17	-	-	0.32±0.24	-	-

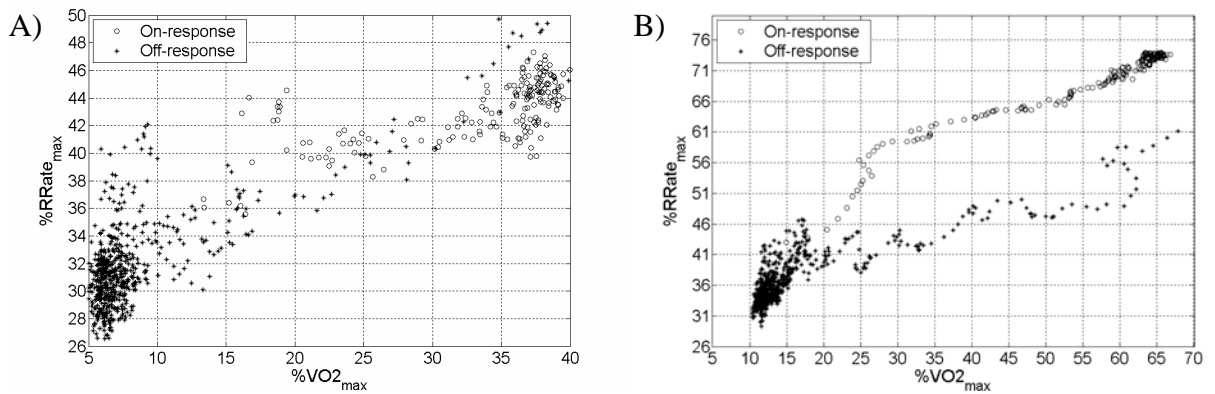
PT=perustaso, KU= kuormitus, PA = palautuminen (off-response),

Korrelaatiokertoimen merkitsevyytaso * p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001

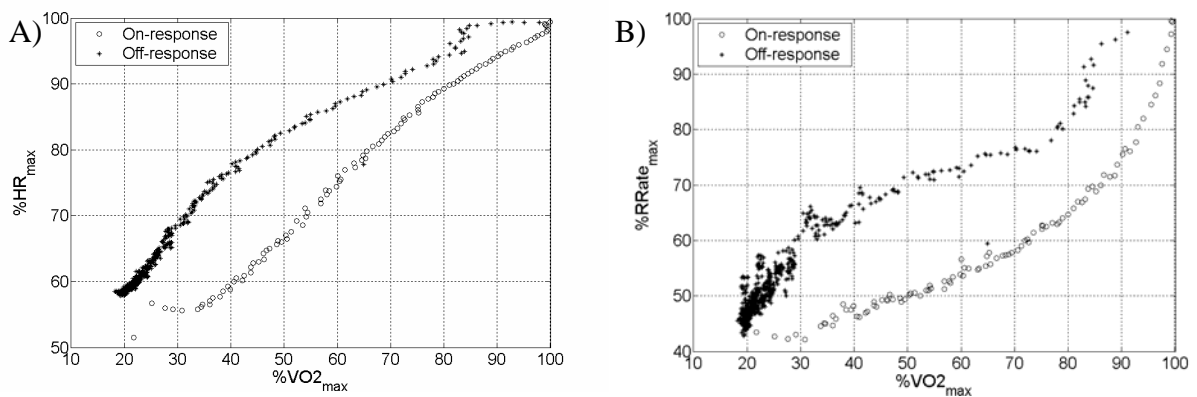
Kuvasta 14A nähdään, että 40 % VO_{2max} pp-ergometritehtävässä syke nousi on-responsen aikana nopeammin suhteessa hapenkulutukseen verrattuna off-respensen ja lisäksi off-responsen aikana palautuminen tapahtui lineaarisemmin. Syke oli kuitenkin alempi samalla % VO_{2max} -tasolla off-responsen aikana kuin on-responsen aikana. 70 % VO_{2max} pp-ergometritehtävässä ei havaittu eroa on- ja off-responsen aikana sykkeen ja hapenkulutuksen välillä (kuva 14B), mutta hengitysfrekvenssi oli korkeampi on-responsen aikana samalle % VO_{2max} -tasolle kuin off-responsen aikana. Maksimitestissä syke suhteessa hapenkulutukseen palaa kuormituksen päätyttyä eri rataa takaisin kohti lepotasoa (kuva 16A). Off-responsen aikana sekä syke että hengitysfrekvenssi olivat korkeammat verrattuna on-respensen (portaittain nouseva kuormitus) samalla % VO_{2max} -tasolla.



KUVA 14. Hapenkulutuksen ja sykkeen välinen yhteys on- ja off -responsen aikana. A) 40 % VO_{2max} pp-ergometrikuormitus. n = 23. B) 70% VO_{2max} pp-ergometrikuormitus. n = 19. Molemmissa kuormituksen ensimmäiset kolme minuuttia (on-response) ja palautuminen (off-response) 10 minuuttia.



KUVA 15. Hapenkulutuksen ja hengitysfrekvenssin välinen yhteys on- ja off –responsen aikana. A) 40 % VO_{2max} pp-ergometrikuormituksen ensimmäiset kolme minuuttia (on-response) ja palautuminen (off-response) 10 minuuttia. $n=23$. B) 70 % VO_{2max} pp-ergometrikuormituksen ensimmäiset kolme minuuttia (on-response) ja palautuminen 10 minuuttia. $n=19$.

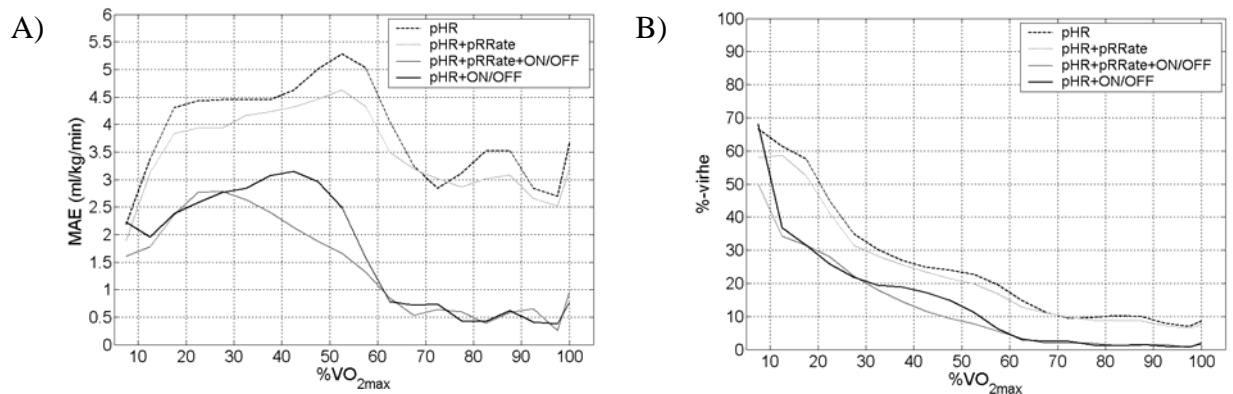


KUVA 16. Hapenkulutuksen ja sykkeen (A) ja hapenkulutuksen ja hengitysfrekvenssin (B) välinen suhde maksimitestin nousevaporitaisen kuormituksen (on-response) ja palautumisen (off-response) 10 minuuttia aikana. $n=26$.

7.2 Hapenkulutuksen arviointi koko aineistossa

Keskimääräinen absoluuttinen virhe (MAE) mukaan lukien kaikki koehenkilöt ja tilanteet oli 3.7 ml/kg/min pelkkää sykettä (pHR-menetelmä), 3.3 ml/kg/min sykettä ja hengitysfrekvenssiä (pHR+pRRate-menetelmä), 2.3 ml/kg/min sykettä ja on-/off -response -tietoa (pHR+ON/OFF-menetelmä) sekä 1.9 ml/kg/min sykettä, hengitysfrekvenssiä ja on-/off -response -tietoa (pHR+pRRate+ON/OFF-menetelmä) käytettäessä. Koko aineiston keskimääräinen hapenkulutustaso oli 12.1 ml/kg/min. Vastaavat virheet suhteessa keskimääräiseen mitattuun hapenkulutukseen olivat 31 %, 27 %, 19 % ja 16 % eli parannukset (virheen pienenemiset) pelkkään sykkeeseen verrattuna olivat 11 %, 38 % ja 48

%. Kuvassa 17A on esitetty koko aineiston MAE ja kuvassa 17B %-virhe suhteessa mitattuun hapenkulutukseen eri intensiteettialueilla. Vaikka matalalla kuormitustasolla hapenkulutuksen absoluuttinen virhe on pieni, se on suuri verrattuna mitattuun hapenkulutukseen. Suuremmilla intensiteettitasoilla absoluuttinen virhe on pieni kuten myös suhteellinenkin. Parhaimman arvion VO_2 :sta hyvinkin systemaattisesti eri intensiteettitasoilla antaa pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmä, toiseksi paras on pHR+ON/OFF –menetelmä. Pelkkä syke ja syke yhdistettynä hengitykseen ovat selkeästi heikompia menetelmiä, vaikkakin pHR+pRRate –menetelmä tuottaa tarkemman arvion verrattuna pHR+ON/OFF –menetelmään hyvin matalalla kuormitustasolla. Aineiston määrän jakaantuminen eri intensiteettitasoille on esitetty liitteessä 9.



KUVA 17. Hapenkulutuksen arviointimenetelmien keskimääräinen tarkkuus eri intensiteettialueilla. A) absoluuttinen virhe (MAE). B) %-virhe suhteessa mitattuun hapenkulutukseen.

7.3 Hapenkulutuksen arviointi pp-ergometritehtävissä

Pelkkään sykkeeseen verrattuna hengitys ei merkittävästi vähentänyt virhettä missään tilanteessa 40 % VO_{2max} ergometritehtävässä (taulukko 9). Sen sijaan on/off-response tiedon lisääminen lisäsi tarkkuutta merkittävästi joka tilanteessa, vähiten palautumisen ja eniten kuormituksen aikana steady-statessa (10.7 vs. 58.4 %). Lisättäessä vielä hengitysfrekvenssi on/off-response –tietoon, nousi arvioinnin tarkkuus jokaisessa tilanteessa, eniten steady-staten aikana (60.8 %).

TAULUKKO 9. MAE sekä %-parannus eri menetelmillä 40 % PP-ergometritehtävässä verrattuna pelkkään sykkeeseen (pHR) perustuvaan menetelmään.

40 % VO _{2max} n=23	VO ₂ (ml/kg/min)	pHR		pHR+pRRate		pHR+ON/OFF		pHR+pRRate +ON/OFF	
		MAE	MAE	%- parannus	MAE	%-parannus	MAE	%-parannus	
PT+KU+PA	7.7±1.5	2.8±1.0	2.6±0.7	0.9±24.5	2.2±0.9***	22.1±15.4	1.9±0.6***	28.8±20.2	
PT+KU	11.9±2.4	3.0±1.1	2.9±1.2	1.1±23.6	2.1±0.8***	26.5±26.4	1.8±0.7***	36.3±22.3	
KU+PA	8.6±1.7	3.0±1.0	2.8±0.7	0.1±23.7	2.1±0.9***	29.2±15.0	1.8±0.6***	35.6±19.5	
KU 1-10min	12.0±7.6	3.6±1.4	3.6±1.8	-1.3±25.8	1.8±0.6***	41.5±26.9	1.6±0.9***	53.0±20.5	
PA	3.4±0.8	2.6±1.4	2.3±0.8	0.5±32.7	2.3±1.2***	10.7±11.7	2.0±0.6**	15.1±24.0	
On-response	14.9±3.0	3.7±1.3	3.8±1.7	-1.6±21.4	2.7±1.1***	17.0±50.3	2.1±1.0***	37.9±26.7	
Steady-state	17.0±3.6	3.5±1.6	3.5±1.8	-4.0±42.8	1.3±0.7***	58.4±20.0	1.4±1.0***	60.8±21.6	

PT=perustaso, KU= kuormitus, PA = palautuminen (off-response),

* p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001 verrattuna pHR.

70 % VO_{2max} ergometritehtävässä hengitys lisäsi merkitsevästi tarkkuutta pelkkään sykkeeseen verrattuna, kun huomioitiin kaikki tilanteet perustasosta kuormitukseen ja palautumiseen (8.5 %) tai vain kuormitus 1-10 min ja palautuminen (9.1 %) (taulukko 10). Lisättäessä arviointiin vain on/off-response tieto tai hengitysfrekvenssi ja on/off-response –tieto, kasvoi tarkkuus jokaisessa tilanteessa (32-68 % ja 45-70 %). Pienin MAE (0.8 ml/kg/min) saavutettiin jälkimmäisellä menetelmässä, kun tarkasteltiin steady-state –tilannetta (ajanjakso kolmannelta minuutilta yhdeksännelle minuutille).

TAULUKKO 10. Keskimääräinen absoluuttinen virhe sekä %-parannus eri menetelmillä 70 % PP-ergometritehtävässä verrattuna pelkkään sykkeeseen (pHR) perustuvaan menetelmään.

70 % VO _{2max} n=22	VO ₂ (ml/kg/min)	pHR		pHR+pRRate		pHR+ON/OFF		pHR+pRRate +ON/OFF	
		MAE	MAE	%- parannus	MAE	%-parannus	MAE	%-parannus	
PT+KU+PA	12.4±2.3	3.7±1.3	3.2±1.1*	8.5±23.8	2.1±0.7***	39.5±15.6	1.7±0.6***	50.9±17.2	
PT+KU	19.9±4.0	2.8±1.1	2.5±1.0	6.6±25.2	1.6±0.5***	39.7±25.1	1.4±0.4***	47.4±19.1	
KU+PA	14.1±2.8	4.1±1.5	3.5±1.1*	9.1±22.9	2.1±0.6***	45.9±15.4	1.6±0.6***	57.1±16.3	
KU 1-10min	27.7±5.8	3.4±1.6	3.0±1.4	6.3±29.0	1.2±0.7***	59.6±26.0	1.0±0.3***	65.7±15.9	
PA	4.8±0.9	4.5±2.3	3.9±1.8	7.1±27.5	2.7±1.1***	32.1±32.7	2.0±0.8***	45.6±28.3	
On-response	23.5±4.8	3.8±1.6	3.4±1.5	4.6±30.5	2.0±0.7**	41.5±27.4	1.5±0.4***	53.1±19.4	
Steady-state	29.8±6.0	3.3±2.0	2.8±1.6	5.9±37.6	0.9±1.2***	68.2±29.6	0.8±0.6***	70.5±17.9	

PT=perustaso, KU= kuormitus, PA = palautuminen (off-response),

* p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001 verrattuna pHR.

Maksimitestin aikana hengitysfrekvenssin lisääminen lisäsi tarkkuutta joka tilanteessa (taulukko 11). Suurimmat parannukset (13.2 ja 11.5 %) havaittiin tarkasteltaessa tilannetta perustasosta ja kuormitukseen sekä pelkkää kuormitusjaksoa 1-10 min. On/off-response –tieto yksinään tai yhdistettynä hengitykseen lisäsi tarkkuutta jokaisessa tilanteessa. Ensimmäisessä tapauksessa suurin tarkennus (60.9 %) havaittiin tarkastelemalla kaikkia tilanteita (PT+KU+PA). Samassa tilanteessa jälkimmäinen menetelmä lisäsi tarkkuutta 70.7 %.

TAULUKKO 11. Keskimääräinen absoluuttinen virhe sekä %-parannus eri menetelmillä maksimitestissä PP-ergometrillä verrattuna pelkkään sykkeeseen (pHR) perustuvaan menetelmään.

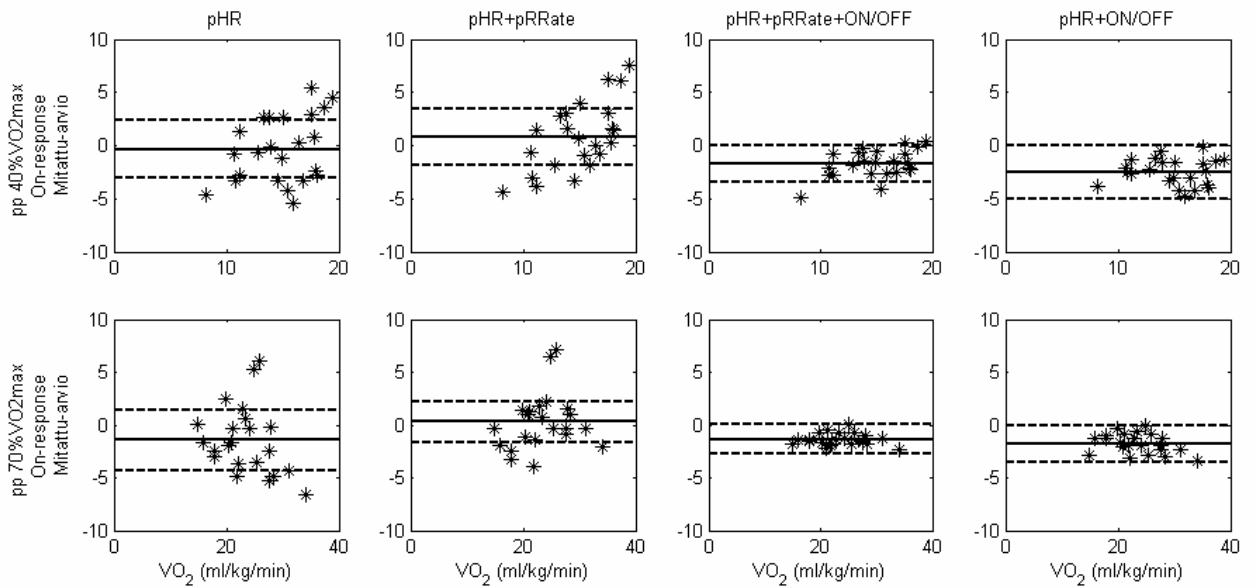
Maksimitesti n=28	VO ₂ (ml/kg/min)	pHR		pHR+pRRate		PHR+ON/OFF		pHR+pRRate +ON/OFF	
		MAE	MAE	%- parannus	MAE	%-parannus	MAE	%-parannus	
PT+KU+PA	17.5±3.8	4.9±1.8	4.4±1.3**	6.1±14.7	1.8±0.6***	60.9±15.5	1.3±0.3***	70.7±14.9	
PT+KU	22.3±4.5	2.8±1.0	2.4±0.8***	11.5±14.5	1.3±0.4***	48.9±13.1	1.0±0.3***	59.3±17.0	
KU+PA	19.4±4.0	5.4±2.0	4.9±1.4**	6.8±13.9	1.8±0.6***	64.2±14.4	1.2±0.3***	74.9±10.4	
KU	27.0±4.5	3.1±1.1	2.6±0.9***	13.2±12.9	1.3±0.4***	57.0±10.5	0.9±0.2***	68.4±10.6	
PA	9.0±2.3	9.0±3.8	8.3±2.8*	1.5±24.3	2.6±1.0***	64.1±35.7	1.7±0.5***	76.7±18.3	

PT=perustaso, KU= kuormitus, PA = palautuminen (off-response),

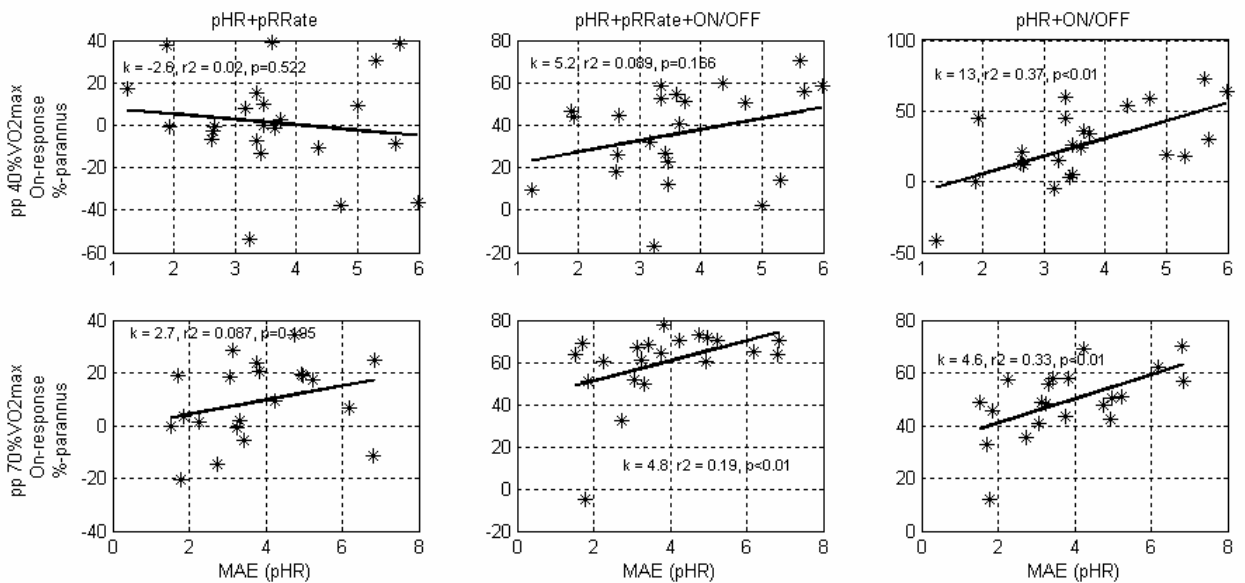
* p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001 verrattuna pHR.

Kuvasta 18 voidaan panna merkille, että ero mitatun ja arvioidun hapenkulutuksen välillä jakaantuu koehenkilöittäin melko tasaisesti nollan ympärille pHR ja pHR+pRRate –menetelmissä sekä 40 % että 70 % VO_{2max} tilanteissa kuormitukseen lähdeettäessä (on-response). Käytettäessä on/off-response –tietoa hajonta pienenee oleellisesti, mutta hapenkulutus hienoisesti yliarvioidaan. On-responsen aikana 40 % VO_{2max} kuormituksessa pHR ja pHR+pRRate –menetelmillä on taipumusta aliarvioida hapenkulutusta henkilöillä, joilla keskimääräinen hapenkulutus oli suuri.

Kuvasta 19 havaitaan, että kuormitukseen lähdeettäessä (on-response) hengitysfrekvenssin lisäämisellä oli positiivinen korrelaatio sykemenetelmän virheeseen 70 % VO_{2max} pp-ergometritehtävässä, mutta pienellä pHR-menetelmän virheellä hengitysfrekvenssi kasvatti virhearviointia. On/off –response tiedon lisääminen korjasi systemaattisesti sykemenetelmän virhettä. Yhdessä hengitysfrekvenssin kanssa on/off-response –tieto ei vähentänyt virhettä sykemenetelmän virheen ollessa pieni jo alun alkaenkin (40 % VO_{2max} -kuormitus).



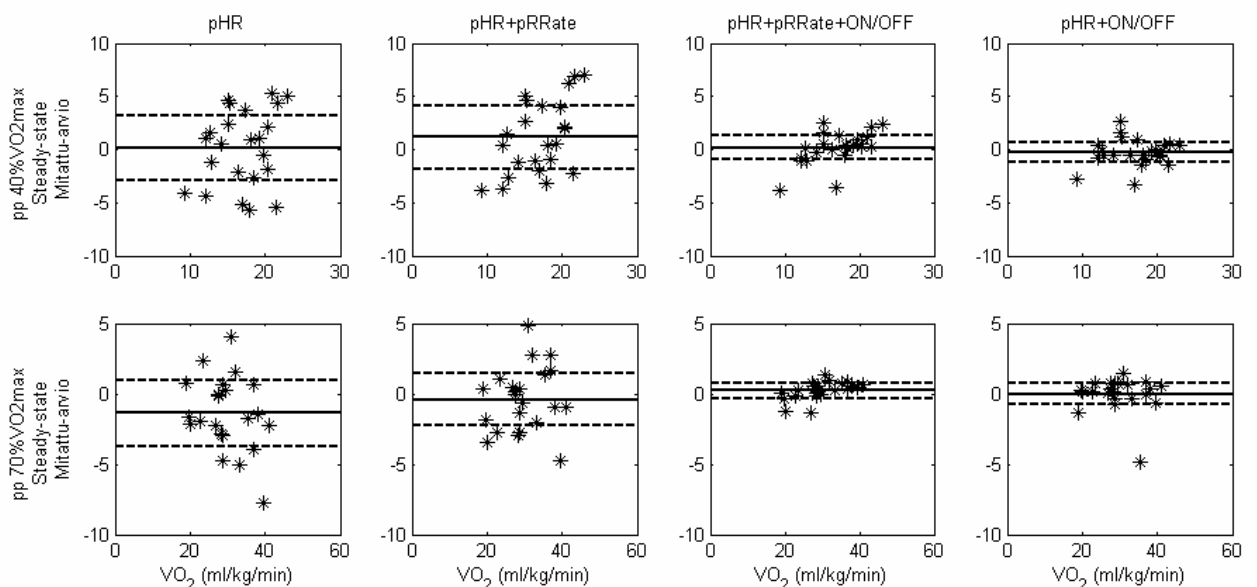
KUVA 18. Hapenkulutusvirheen jakaantuminen henkilöittäin on-responsen aikana 40 % ja 70 % VO_{2max} kuormituksessa. Keskiarvo (yhtenäinen viiva) \pm MAE (katkoviiva). X-akselilla mitattu hapenkulutus.



KUVA 19. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) MAE suhteessa eri menetelmien %-parannukseen pHR-menetelmästä kuormituksen alussa (on-response). Vaakariveillä eri ergometritehtävät, pystyriveillä eri menetelmät.

Kuvan 20 mukaan steady-state tilanteessa mitattu-arvioitu hapenkulutusvirhe asettuu menetelmästä ja kuormituksesta riippumatta keskiarvoisesti lähelle nollaa on/off-response – tiedon pienentäessä virhettä. Lisäksi merkittäviä yli tai aliarvioinnin lisäyksiä ei tapahdu eri hapenkulutustasoilla. Kuvasta 21 havaitaan, että steady-state kuormituksessa

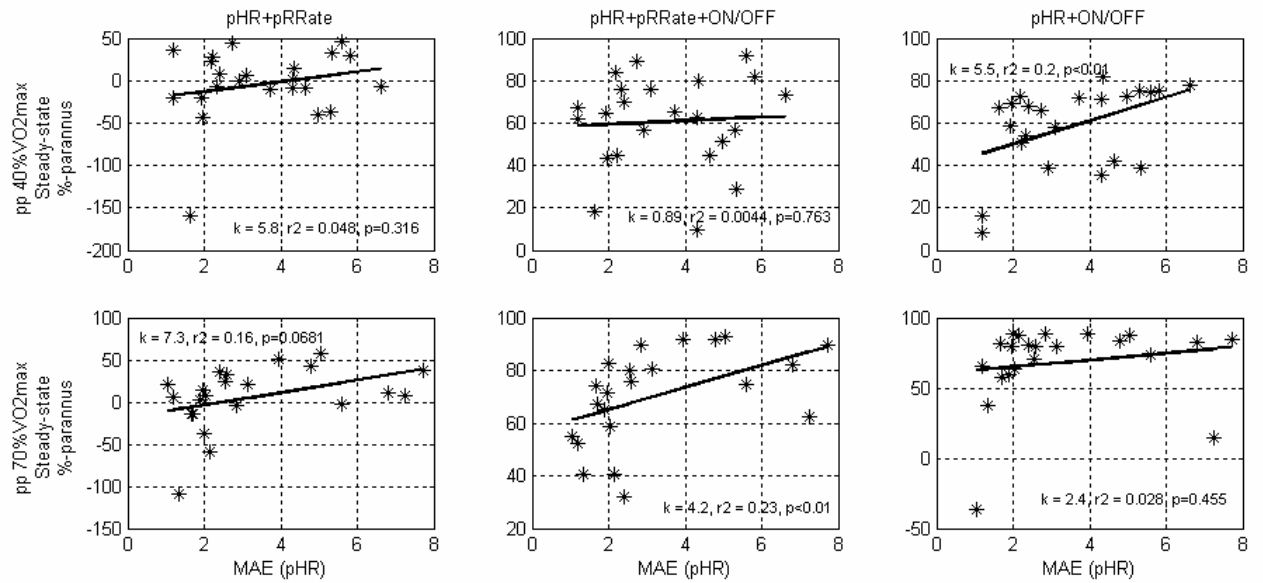
hengitysfrekvenssin lisääminen ei ollut yhteydessä sykemenetelmän virheen kasvamiseen 40 % tai 70 % VO_{2max} kuormituksessa. Merkittävä positiivinen korrelaatio havaittiin 40 % VO_{2max} kuormituksessa pHR+ON/OFF –menetelmällä sekä 70 % VO_{2max} kuormituksessa pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmällä. Muissa tapauksissa lisättäessä vain on/off-response –tieto tai on/off-response –tieto ja hengitysfrekvenssi, virhe pieneni tasaisesti riippumatta pHR-menetelmän virheestä. Molemmista kuvista voidaan havaita systemaattinen arvioinnin tarkentuminen, sillä vain yhdellä koehenkilöllä arviointi heikentyi pHR+ON/OFF –menetelmällä.



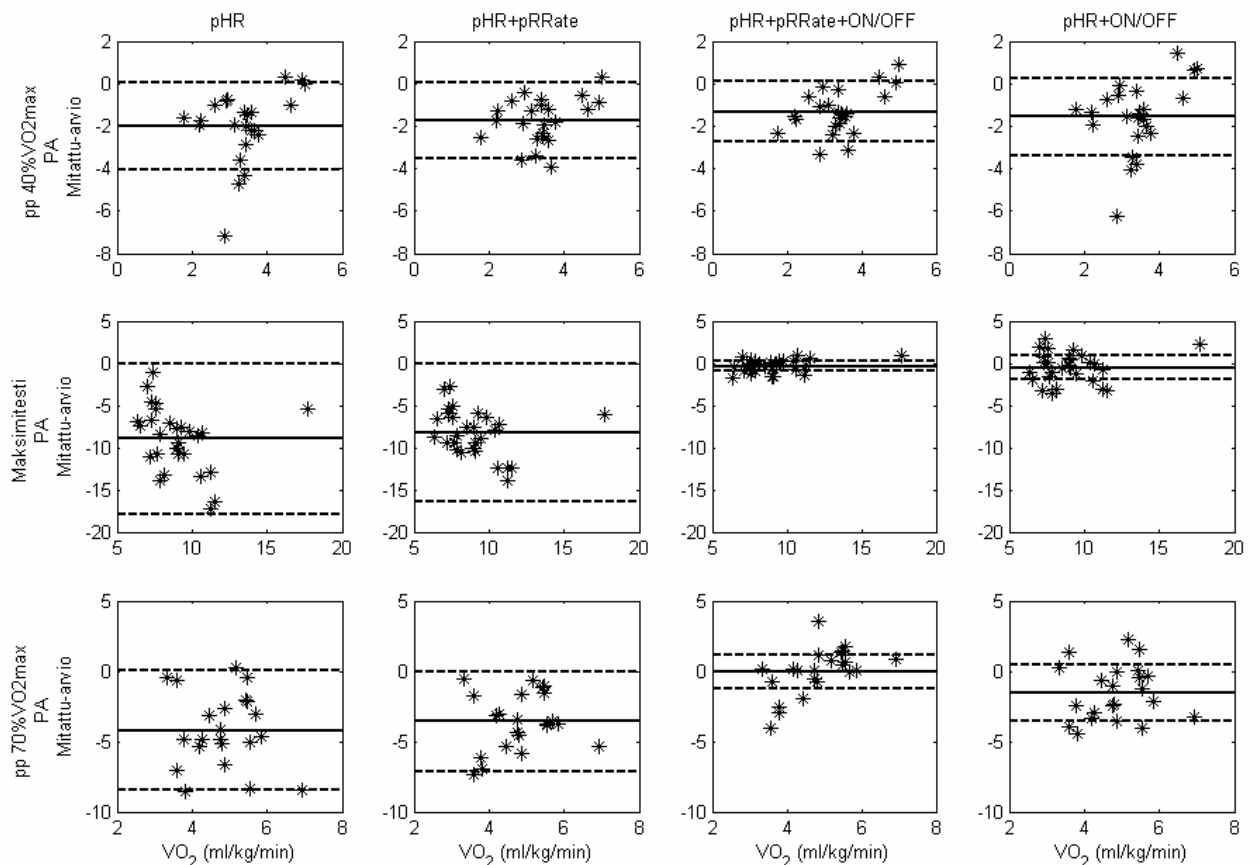
KUVA 20. Hapenkulutusvirheen jakaantuminen henkilöittäin steady-staten aikana 40 % ja 70 % VO_{2max} kuormituksessa. Keskiarvo (yhtenäinen viiva) \pm MAE (katkoviiva). X-akselilla mitattu hapenkulutus.

Kuvasta 22 voi selkeästi huomata kuinka pHR ja pHR+pRRate –menetelmillä hapenkulutus yliarvioidaan huomattavasti palautumisen aikana kaikissa pp-ergometritehtävissä. On/off-response –tietoa käytettäessä keskimääräinen virhe lähenee nollaa.

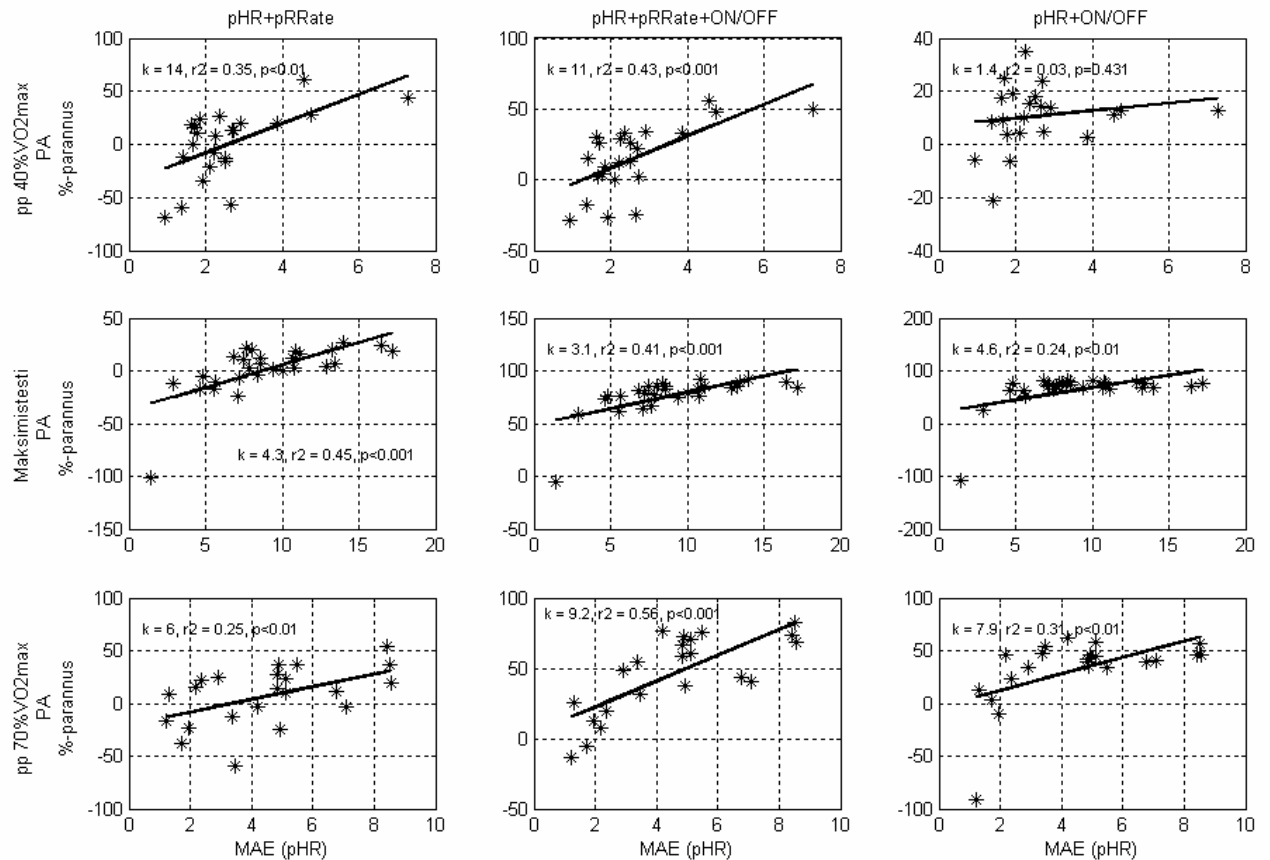
Kuvasta 23 havaitaan, että palautumisen aikana (off-response) kaikilla menetelmillä ja kaikissa tilanteissa sykemenetelmän virhe ja virheen muutos korreloivat positiivisesti lukuun ottamatta 40 % VO_{2max} kuormitusta ja pHR+ON/OFF –menetelmää. Hengitysfrekvenssin lisääminen vähensi virhettä vasta sykemenetelmän virheen ollessa suuri.



KUVA 21. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe suhteessa eri menetelmien %-parannukseen pHR-menetelmästä kuormituksen viimeisen kolmen minuutin aikana (steady-state). Vaakariveillä eri ergometritehtävät, pystyriveillä eri menetelmät.



KUVA 22. Hapenkulutusvirheen jakaantuminen henkilöittäin palautumisen (off-response) aikana 40 % ja 70 % VO₂max kuormituksessa sekä maksimitestissä. Keskiarvo (yhtenäinen viiva) ± MAE (katkoviiva). X-akselilla mitattu hapenkulutus.



KUVA 23. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe suhteessa eri menetelmien %-parannukseen pHR menetelmästä palautumisen (off-response) aikana. Vaakariveillä eri ergometritehtävät, pystyriveillä eri menetelmät.

7.4 Hapenkulutuksen arviointi lepotasolla sekä arkielämän askare –tehtäväsarjan aikana

Ensimmäisen päivän perustason mittauksessa (PT_1) tarkkuus nousi 12.7 % vain lisäämällä hengitysfrekvenssi (taulukko 12). Lisäämällä on/off-response –tieto tarkkuus laski (25.5 %). Toisen päivän perustasossa tarkkuutta hengitysfrekvenssin lisäksi nosti 7.0 % hengitysfrekvenssi yhdistettynä on/off-response –tietoon. Arkielämän askare –tehtäväsarjassa tarkkuus lisääntyi kaikissa muissa tapauksissa merkitsevästi paitsi ensimmäisessä osioissa (RLT_1) lisättäessä hengitysfrekvenssi.

Kuvasta 24 voi havaita, että kummassakin arkielämän askare –tehtäväsarjassa kaikilla menetelmillä hapenkulutus aliarvioidaan hieman. Tehtävien keskimääräisen hapenkulutuksen

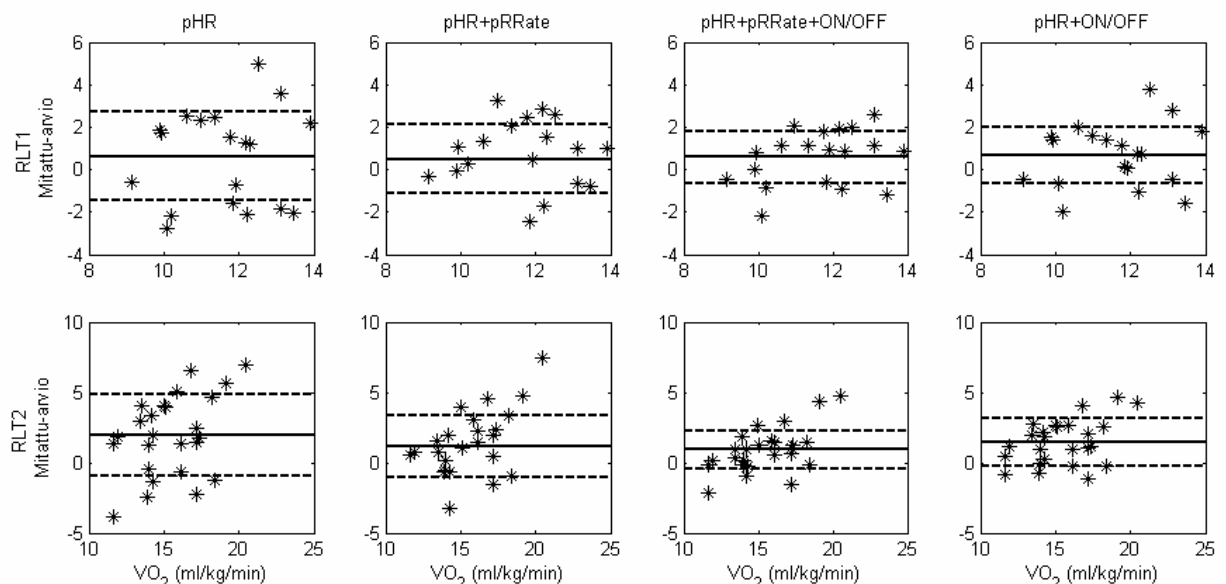
muuttuessa virhe ei muutu oleellisesti. Kuvasta 25 on merkillepantavaa, ettei arkielämän askare –tehtävien aikana sykemenetelmän virheen ja virheen muutoksen välillä ollut merkittävää yhteyttä. Kuvasta 26 voi selkeästi havaita pHR+pRRate –menetelmän arvioivan hapenkulutusta parhaiten perustasoissa, koska keskimääräinen virhe asettuu lähelle nolaa. Muilla menetelmillä hapenkulutus yliarvioidaan huomattavasti, eniten pHR+ON/OFF –menetelmällä. Lisäksi voidaan havaita kuvasta 27, että toisen päivän perustasossa pHR+pRRate –menetelmä pystyy varmimmin korjaamaan sykemenetelmän virhettä sen kasvaessa.

TAULUKKO 12. MAE sekä %-parannus verrattuna pelkkään sykkeeseen (pHR) perustuvaan menetelmään eri menetelmillä perustasoissa ja arkielämänaskare –tehtävissä.

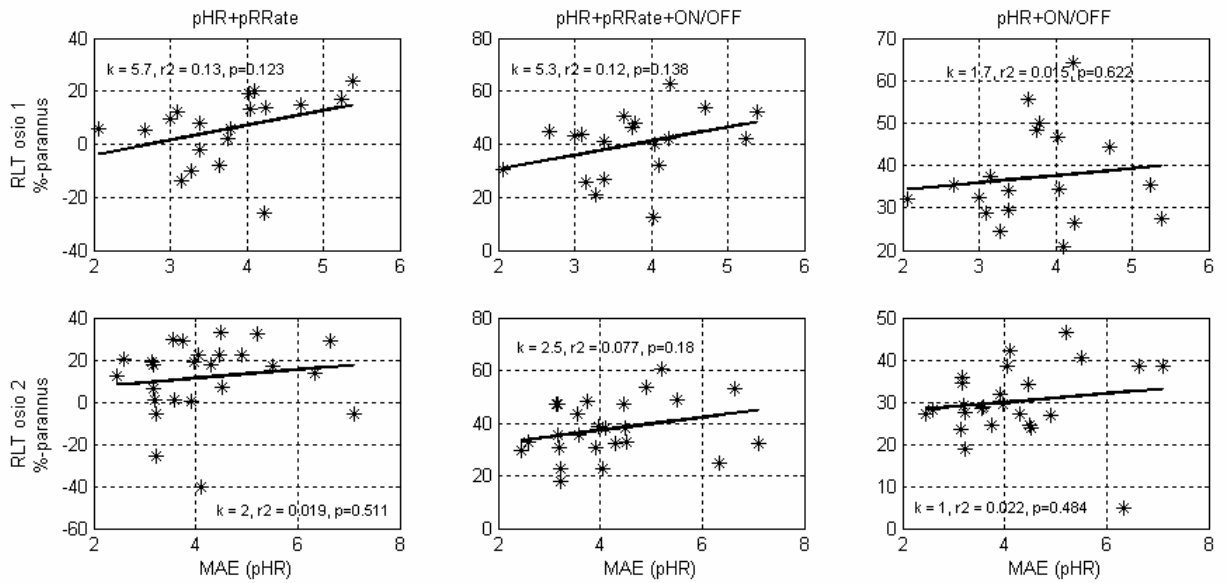
	n	VO ₂ (ml/kg/min)	pHR			pHR+pRRate		pHR+ON/OFF		pHR+pRRate +ON/OFF	
			MAE	MAE	%-parannus	MAE	%-parannus	MAE	%-parannus	MAE	%-parannus
PT ₁	31	3.7±0.9	1.8±1.5	1.5±1.2*	12.7±28.9	2.1±1.2*	-25.5±28.5	1.6±0.7	0.4±27.8		
PT ₂	31	3.8±0.7	1.7±1.0	1.5±0.9*	9.1±26.3	2.1±1.1***	-22.8±32.2	1.5±0.8*	7.0±28.8		
RLT ₁	19	11.6±1.4	3.7±0.8	3.5±0.7	5.8±12.9	2.3±0.7***	37.3±11.4	2.2±0.6***	40.0±12.4		
RLT ₂	25	15.5±2.3	4.2±1.2	3.7±1.2**	11.8±17.7	2.9±0.9***	30.2±8.6	2.6±0.8***	37.8±10.9		

PT=perustaso, RLT=arkielämänaskare tehtäväsarja (Real Life Tasks)

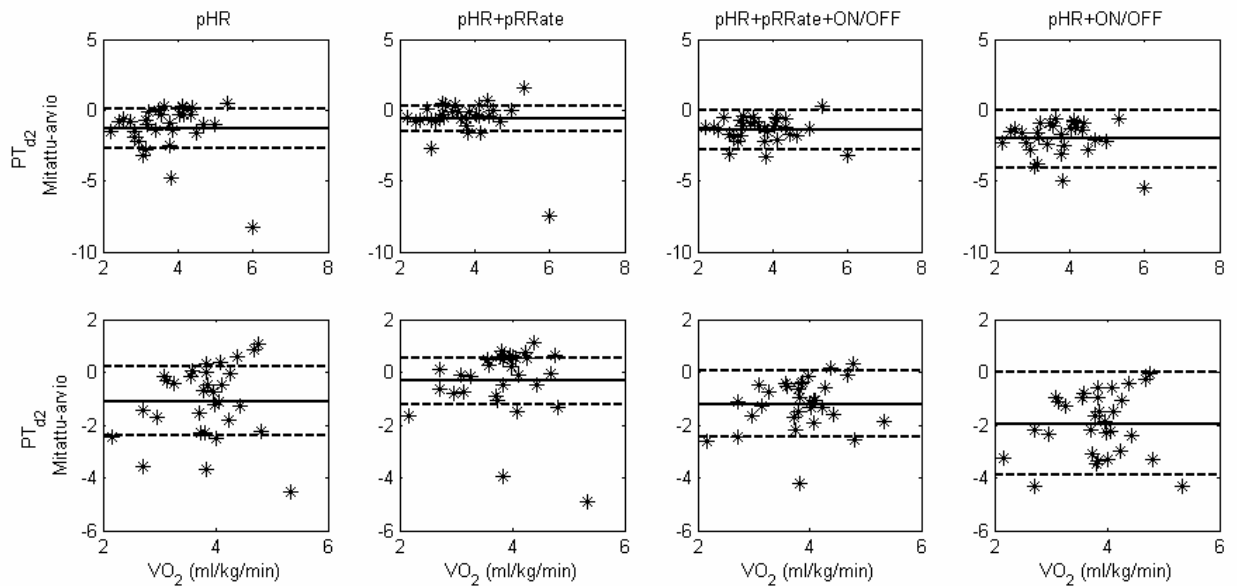
* p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001 verrattuna pHR.



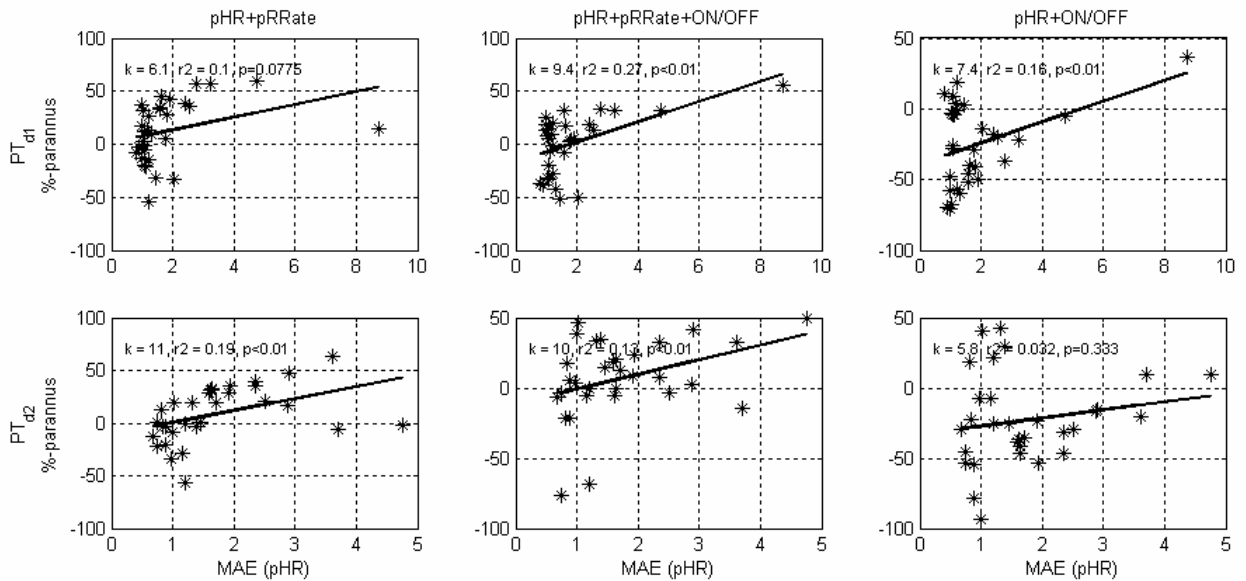
KUVA 24. Hapenkulutusvirheen jakaantuminen henkilöittäin arkielämän askare -tehtävissä. Keskiarvo (yhtenäinen viiva) ± MAE (katkoviiva). X-akselilla mitattu hapenkulutus.



KUVA 25. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe (MAE) suhteessa eri menetelmien %-parannukseen pHR menetelmästä arkielämän askare –tehtävissä (RLT 1-2). Pystyriveillä eri menetelmät. k =kulmakertoimen.

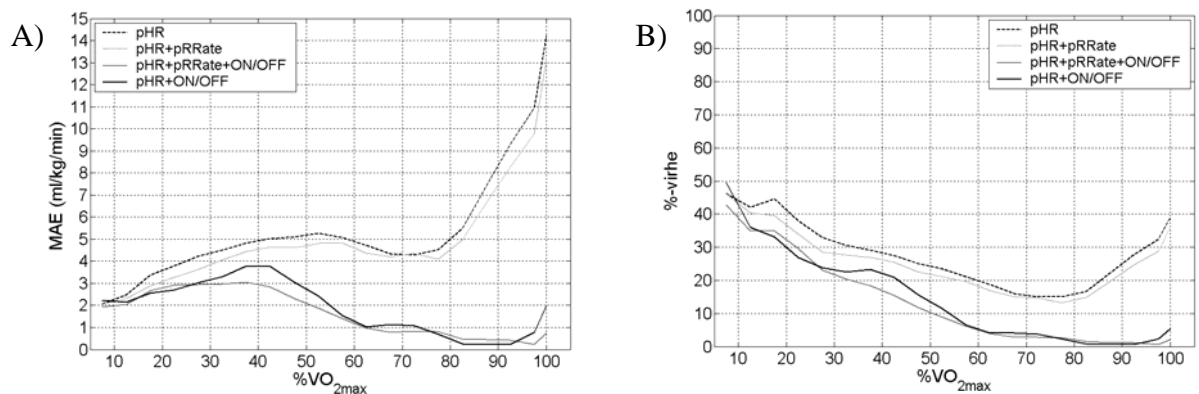


KUVA 26. Hapenkulutusvirheen jakaantuminen henkilöittäin perustasoissa. Keskiarvo (yhtenäinen viiva) \pm MAE (katkoviiva). X-akselilla mitattu hapenkulutus.



KUVA 27. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe (MAE) suhteessa eri menetelmien %-parannukseen pHR menetelmästä perustasoissa (PT_{1-d1}). Pystyriveillä eri menetelmät. k=kulmakertoimen.

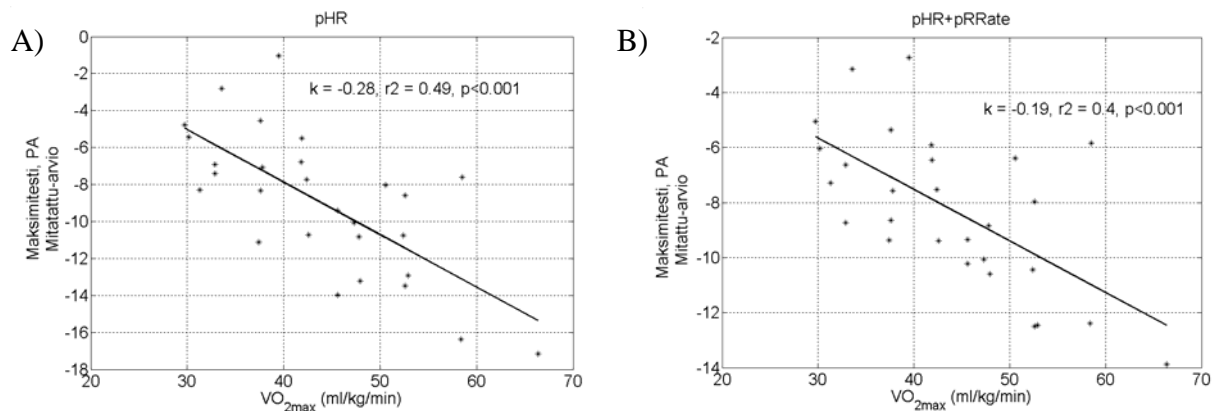
Kuvassa 28A ja 28B on esitetty MAE ja %-virhe arkielämänaskare –tehtäväsarjan aikana eri intensiteettitasoilla. Absoluuttinen virhe kasvaa noin 40-50 % VO_{2max} tasolle saakka suhteellisen virheen pienetessä, kun intensiteetti kasvaa. Yli 80 % VO_{2max} tasolla pHR ja pHR+pRRate –menetelmien virhe alkaa kasvaa, mutta tällä alueella ei ole kovinkaan paljon dataa. Menetelmien systemaattinen tarkkuusjärjestys on sama kuin koko aineistossa, eli tarkimmasta lukien pHR+pRRate+ON/OFF, pHR+ON/OFF, pHR+pRRate ja pHR. Liitteessä 9 on esitetty aineiston määrän jakaantuminen eri intensiteettialueille arkielämänaskaretehtävien aikana.



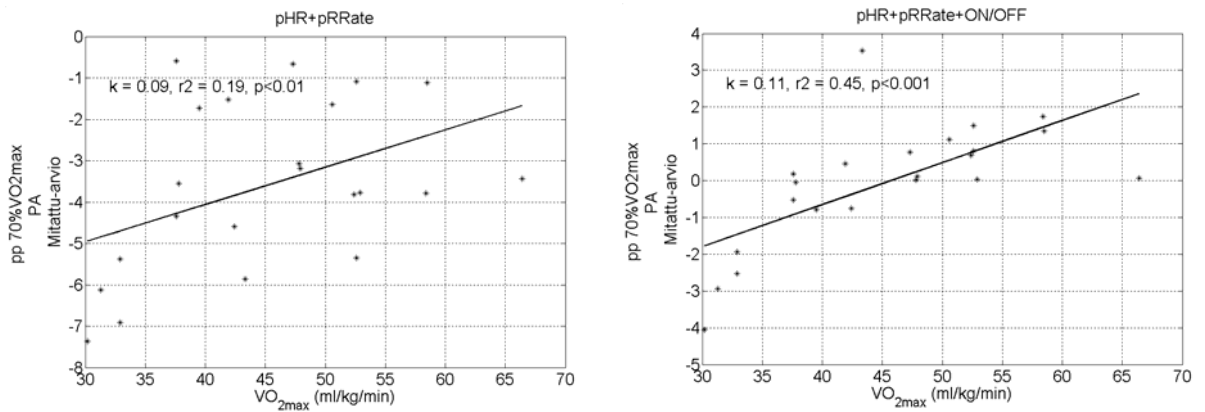
KUVA 28. Hapenkulutuksen arviointimenetelmien keskimääräinen tarkkuus eri intensiteettialueilla arkielämänaskare –tehtäväsarjojen aikana. A) absoluuttinen virhe (MAE). B) %-virhe suhteessa mitattuun hapenkulutukseen.

7.5 VO_{2max} :n vaikutus VO_2 –arvioinnin tarkkuuteen

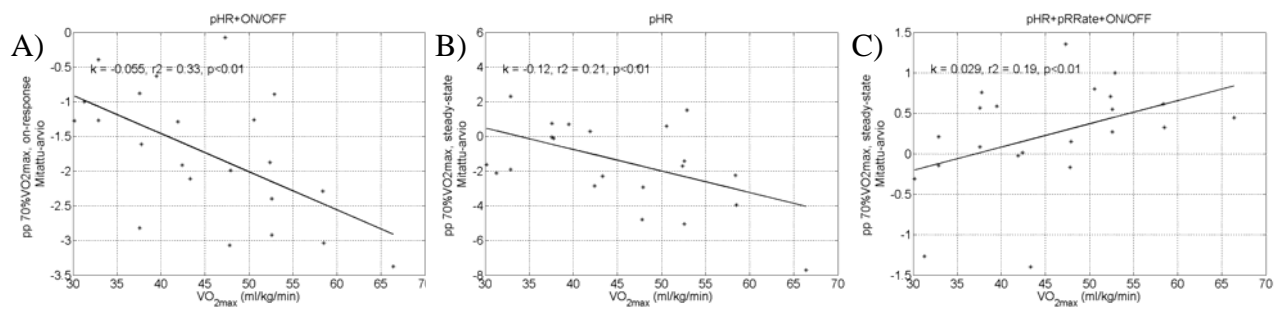
Maksimaalinen hapenotto-kyky oli yhteydessä VO_2 -arvioinnin tarkkuuteen pp-ergometrikuormituksissa, mutta ei arkielämänaskare –tehtäväsarjoissa. VO_{2max} vaikutti eniten maksimitestin ja 70% VO_{2max} pyöräilyn tuloksiin eri menetelmillä. Kuvasta 29A ja 29B voidaan havaita, että maksimitestistä palautumisen aikana pHR ja pHR+pRRate –menetelmillä VO_2 yliarvioitiin suurenevassa määrin VO_{2max} :n kasvaessa. 70 % VO_{2max} pyöräilyssä aliarviointi pieneni VO_{2max} :n kasvaessa ja samassa tilanteessa pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmällä siirryttiin yliarvioinnista aliarviointiin (kuva 30). On-responden aikana VO_{2max} :n havaittiin vaikuttavan ainoastaan pHR+ON/OFF –menetelmään 70 % VO_{2max} pyöräilyssä, jossa menetelmä alkoi kasvavasti yliarvioimaan VO_2 :ta. Steady-statessa 70 % VO_{2max} pyöräilyssä pHR-menetelmä alkoi yliarvioimaan ja pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmä aliarvioimaan lievästi VO_2 :ta VO_{2max} :n kasvaessa. Tarkasteltaessa pelkkää kuormitusjaksoa, maksimitestistä havaittiin parempikuntoisilla yliarviointia ($r=0.47$, $p<0.01$) VO_2 :ssa pHR –menetelmällä, kun huonompikuntoisilla menetelmä ei tuottanut juurikaan virhettä. Lisäksi 40 % VO_{2max} pyöräilyssä kuormitusjaksolla pHR+pRRate –menetelmällä havaittiin trendi aliarvioida ($r=0.36$, $p=0.09$) VO_2 :ta parempikuntoisilla ja lievästi yliarvioida huonompikuntoisilla.



KUVA 29. VO_{2max} :n yhteys VO_2 -arvioinnin virheeseen maksimitestin palautumisen (off-response) aikana A) pHR –menetelmällä B) pHR+pRRate –menetelmällä. k =kulmakerroin.



KUVA 30. VO_{2max} :n yhteys VO_2 -arvionnin virheeseen 70% VO_{2max} kuormituksesta palautumisen (off-response) aikana A) pHR+pRRate –menetelmällä B) pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmällä. k=kulmakerroin.



KUVA 31. VO_{2max} :n yhteys VO_2 -arvionnin virheeseen 70% VO_{2max} kuormituksessa A) on-responssin aikana pHR+ON/OFF –menetelmällä sekä steady-staten aikana B) pHR –menetelmällä ja C) pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmällä. k=kulmakerroin.

8 POHDINTA

8.1 Tutkimuksen päätulokset

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää uusien sykkeeseen perustuvien, päivittäiseen hapen- ja energiankulutuksen arviointiin soveltuvien menetelmien tarkkuutta. Tutkimuksessa tarkasteltiin, pystytäänkö tarkkuutta parantamaan levossa, matalalla kuormitustasolla, steady-staten, on/off-responsen tai dynaamisesti vaihtelevan kuormituksen aikana käytettäessä lisätietona hengitysfrekvenssiä tai on- ja off-response -tietoa

Hapenkulutuksen arviointia voitiin parantaa merkittävästi lisäämällä tietoa hengityksestä tai kuormitusvaiheesta. Mukaan lukien kaikki tilanteet levosta maksimikuormitukseen, sykkeeseen perustuvan hapenkulutuksen arvioinnin (pHR-menetelmä) keskimääräinen absoluuttinen virhe (MAE) 3.7 ml/kg/min pieneni 11 % (MAE 3.3 ml/kg/min) käytettäessä sykkeen lisäksi hengitysfrekvenssitietoa (pHR+pRRate -menetelmä). Lisättäessä sykkeeseen on/off-response -tieto (pHR+ON/OFF -menetelmä) arviointi tarkentui 38 % (MAE 2.3 ml/kg/min) ja lisättäessä edelleen hengitys ja on/off-response -tieto (pHR+pRRate+ON/OFF -menetelmä), tarkennus oli 48 % (MAE 1.9 ml/kg/min).

Käyttämällä hengitysfrekvenssiä saavutettiin systemaattisesti keskimääräisesti pienempi virhe kaikilla intensiteettitasoilla verrattuna sykkeeseen ja pHR+ON/OFF sekä pHR+pRRate+ON/OFF -menetelmillä saavutettiin edelleen kautta linjan pienempi virhe verrattuna pHR+pRRate -menetelmään. Menetelmien karkea tarkkuusjärjestys oli siis tarkimmasta lukien pHR+pRRate+ON/OFF, pHR+ON/OFF, pHR+pRRate ja pHR.

pHR+pRRate -menetelmällä, eli hengityksen avulla ei pystytty parantamaan hapenkulutuksen arviointia matalatehoisessa (40% VO_{2max}) pp-ergometrikuormituksessa, mutta perustasoissa (PT₁ ja PT₂) tarkentava vaikutus oli merkitsevä (9.1-12.7 %) kuten myös arkielämän askare -tehtäväsarjan aikana (3.7 %). Perustasoissa hengitysfrekvenssi korjasi huomattavasti pHR -menetelmän yliarviointia. Lisäksi hengitysfrekvenssillä saavutettu parannus korreloi kohtalaisen hyvin pHR-menetelmän virheen kanssa toisen päivän perustasossa korjaten näin sykkeestä aiheutuvia virhelähteitä.

pHR+ON/OFF ja pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmillä hapenkulutuksen arviointi tarkentui pHR –menetelmään verrattuna kaikissa tarkastelluissa kuormitustilanteissa. Suurimmat parannukset saavutettiin tilanteissa, joissa intensiteetimuutokset olivat suuria ja nopeita, kuten maksimitestin palautumisen (76.7 %) ja 70 % VO_{2max} –kuormituksen palautumisen (45.6 %) tai on-responsen aikana (53.1 %). Palautumisen aikana on/off-response –tieto korjasi sykkeen aiheuttamaa VO_2 -yliarviointia. Yllättävää oli, että myös steady-staten aikana (tasatehoisten kuormitusten 3:lta 9:lle minuutille) saavutettiin on/off-response –tiedon lisäämisellä erittäin merkittävä parannus. 40 % ja 70 % VO_{2max} kuormituksissa suhteelliset parannukset olivat 60.8 % ja 70.5 % ja lisäksi maksimitestin portaittain nousevan kuormituksen aikana saavutettiin 68.4 % parannus. Erityisesti kuormituksen alussa ja palautumisen aikana on/off-response –tiedon lisäämisellä saavutettu tarkennus oli yhteydessä pHR-menetelmän tuottamaan virheeseen, eli pHR –menetelmän virhearvion suurentuessa pystyttiin virhearviota korjaamaan kasvavassa suhteessa.

8.2 Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus eri intensiteettitasoilla

Hapenkulutuksen arviointi matalalla kuormitustasolla on ollut jo pitkään suuri ongelma sykkeeseen perustuvilla menetelmillä, sillä muusta kuin fyysisestä kuormituksesta johtuva syketaison nousu johtaa hapenkulutuksen yliarviointiin. Tässä tutkimuksessa lähdettiin tarkastelemaan, voitaisiinko hengitysfrekvenssin avulla parantaa hapenkulutuksen arviointia. Hengitysfrekvenssi on sykkeen lisäksi hyvä mitta käytettäväksi tässä yhteydessä, sillä se heijastelee kehon fysiologisia tapahtumia toisin kuin syke tai ulkoiset mittalaitteet kuten esimerkiksi liikeanturit. Hengitysfrekvenssin ajateltiin tuovan lisätietoa hapenkulutuksen arviointiin varsinkin matalilla kuormitustasoilla, jossa ympäristöstä johtuvat ärsykkeet aiheuttavat sykkeen ja hapenkulutuksen välisen suhteen muuttumista. Tarkoituksena oli arvioida lähinnä kenttäkäyttöön soveltuvia mittalaitteita, minkä vuoksi mitaksi ei valittu esimerkiksi ventilaatiota. Hengitysfrekvenssi on helpompi mitata esimerkiksi venymäliuska-anturitekniikkaan perustuvilla hengityspannoilla tai se voidaan jopa arvioida suoraan sykevaihTELusta (Kettunen & Saalasti 2002). Tietomme mukaan hengitysfrekvenssiä ei ole käytetty VO_2 –arvioinnissa lukuun ottamatta tutkimusryhmämme aikaisempia julkaisuja (Pulkinen ym. 2003).

Kaikilla menetelmillä MAE kasvoi noin 40-50 % VO_{2max} tasolle saakka, jonka jälkeen se pieneni n. 70 % VO_{2max} tasolle tasaantuakseen tämän jälkeen melko vakioksi. Tämä ei kuitenkaan kerro koko totuutta virheen käyttäytymisestä eri intensiteettitasoilla. Prosentuaalinen virhe mitattuun hapenkulutukseen verrattuna paljastaa, että virhe suhteessa mitattuun hapenkulutukseen pieneni systemaattisesti intensiteetin kasvaessa riippumatta käytetystä menetelmästä. Tämä tukee hyvin aikaisempia tutkimustuloksia, joissa VO_2 arviointi on ollut tarkempaa suuremmilla intensiteettitasoilla (Bernard ym. 1997). Pienillä intensiteeteillä prosenttivilhe oli suuri. Tämä johtuu siitä, että arvioitavan kohteen lukuvarvon ollessa pieni, n. 2-5 ml/kg/min, aiheuttaa absoluuttisessa mielessä pieni 2-3 ml/kg/min virhe suuren %-virheen. Suuremmalla intensiteetillä sama absoluuttinen virhe tuottaa luonnollisesti pienemmän prosentuaalisen virheen.

Hengitysfrekvenssi toi merkitsevästi lisätietoa hapenkulutuksen arviointiin perustasoissa. Hengitysfrekvenssin VO_2 -arviointia parantavalle vaikutukselle tässä tilanteessa on useita selityksiä. Ensinnäkin perustasojen aikana hengitysfrekvenssin korrelaatiot hapenkulutukseen olivat merkitsevästi sykeä suuremmat. Korrelaatiotasot eivät itsessään olleet kuitenkaan merkitseviä. Jos hengitysfrekvenssin selitysaste olisi ollut sykeä pienempi, ei olisi välttämättä havaittu merkittävää parannusta arvioinnissa, sillä sykkeestä saatavilla oleva informaatio olisi ollut hermoverkkomallille riittävä selittämään kaiken varianssin mitä hapenkulutuksessa on lepotasossa. Korrelaatioita tarkasteltaessa on kuitenkin muistettava, että tässä perustason mittaustilanteessa hapenkulutuksen vaihteluväli on hyvin pieni verrattuna esimerkiksi maksimitestiin, jolloin korrelaatio kertoo vain muuttujien hienorakenteen (muuttujien varianssit lepotasossa) samankaltaisuudesta.

Toiseksi, hengitysfrekvenssi heijastaa paremmin hapenkulutusta kuin syke perustason kolmessa eri asennossa: makuulla, istumassa ja seisomassa. Syketaso vaihtelee asennosta riippuen huomattavankin paljon, riippuen kuinka paljon sydämen tarvitsee tehdä töitä, jotta riittävä valtimopaine ylläpidetään (Guyton & Hall 2000, 189). Hapenkulutus ei vaihtelee kovinkaan paljon asennon vaikutuksesta levossa kuten ei myöskään hengitysfrekvenssi. Tästä johtuen hengitysfrekvenssi toimii juuri kuten oletettiin, eli korjasi hapenkulutuksen yliarviointia. Matalalla intensiteettitasolla hengitysfrekvenssin pysyessä edelleen matalana, mutta sykkeen noustessa esimerkiksi asennonmuutoksen vaikutuksesta, hapenkulutuksen arvio pysyy lähes samana. Tämä osoittaa useamman fysiologisen muuttujan käyttämisen vahvuuden, sillä nyt ratkaisupinta ei ole yksiulotteinen (sama syke → sama hapenkulutus),

vaan samalla sykelukemalla voidaan saada hengitysfrekvenssistä riippuen eri hapenkulutus. On/off –responsojen käyttämisellä ei luonnollisestikaan saavutettu parannuksia hapenkulutuksen arvioinnissa perustasoissa muuten kuin yhdistettynä hengitykseen, koska perustasoissa ei varsinaisia intensiteettitasojen muutoksia asennonmuutoksen lisäksi ollut.

Vaikka perustasoissa saavutettiin hengitystä käyttämällä merkittävä lisäys VO_2 -arvioinnissa, matalalla intensiteettitasolla pyöräiltäessä ei havaittu merkittävää parannusta. Arvio ennemminkin heikentyi arvioinnin varianssin kasvaessa yksilöiden välillä. pHR-menetelmän virheellä ei ollut yhteyttä pHR+pRRate-menetelmän tarkkuuden parantumiseen, mikä osoittaa, ettei hengitys ainakaan merkitsevästi heikennä arviointia (ks. liite 2). Toisaalta 40% VO_{2max} kuormituksessa havaittiin trendi VO_2 :n lievään yliarviointiin huonompikuntoisilla (VO_{2max} :n funktiona) ja aliarviointiin parempikuntoisilla. Näitä löydöksiä tukee se, että käytettäessä hengitystä hapenkulutus yliarvioitiin niillä henkilöillä, joilla VO_2 kehon painoon suhteutettuna (ml/kg/min) oli matala ja aliarvioitiin niillä henkilöillä, joilla VO_2 oli suuri (ks. liite 7). Kuormitustehon määräytyessä suhteellisenä osuutena VO_{2max} :sta, hapenkulutus yliarvioidaan huonompikuntoisilla ja aliarvioidaan parempikuntoisilla.

Hengityksen heikkoutena VO_2 -arvioinnissa matalatehoisessa kuormituksessa saattaakin olla hengityksen tahdonalainen säätely tai mahdollisuus saavuttaa sama ventilaatio hyvinkin suurella skaalalla hengitysfrekvenssejä (kertahengitystilavuuden suurentaminen). Yleensä maksimi kertahengitystilavuus (tidal volume, TV) tasaantuu noin 60% tasolle vitaalikapasiteetista kohtalaisessa rasituksessa (Grimby 1969), jolloin 40% VO_{2max} kuormituksessa ei olla vielä saavutettu tasannetta kertahengitystilavuudessa ja hengitysfrekvenssi ei siten kuvaa täysin kuormitustason vaativuutta. Lisäksi matalalla kuormitustasolla hengityksen syvyyttä ja tiheyttä on vielä mahdollista säädellä enemmän kuin kovatehoissa suorituksessa, jossa säätelyvara on pienempi. Tämä voidaan havaita esimerkiksi 10 min kuormitusten puolivälissä otettujen verinäytteiden vaikutuksesta hengitystiheyteen. 40% VO_{2max} kuormituksessa hengitysfrekvenssi kasvaa huomattavasti enemmän kuin 70% kuormituksessa (ks. kuva 11A). Hengitys ei siis välttämättä tuo matalalla kuormitustasolla kovinkaan paljon lisätietoa sykkeen lisäksi hapenkulutuksesta. Kaikki sykkeen merkitsevät korrelaatiot olivat korkeammat kuin hengitysfrekvenssin (0.9 vs. 0.65) 40% VO_{2max} kuormituksessa. Hengitysfrekvenssin pienentäessä absoluuttista virhettä sykkeeseen verrattuna eniten 20-60% VO_{2max} tasolla ja suhteellista virhettä alle 20% VO_{2max} tasolla, voidaan sanoa sen vahvuuksien olevan kuitenkin ko. alueilla.

Suuremmilla kuormitustasoilla sykkeen ja hapenkulutuksen tiukempi yhteys on tunnettu jo pitkään (esim. Swain & Leutholtz 1997; Åstrand & Rodahl 1986, 189). Epäsuorissa maksimitesteissä suositellaan tulkinnassa käytettävien pisteiden valintaa selkeästi vähintään kohtalaisesta kuormituksesta, syke $110 \text{ krt/min} - 85 \% \text{ HR}_{\text{max}}$ väliltä. Tällöin oletetaan kaikkein lineaarisin sykkeen ja hapenkulutuksen välinen yhteys. (ACSM 2001, 74.) Merkillepantavaa on, että on/off response -tietoa käyttämällä, joko yhdistämällä hengitysfrekvenssiin tai ilman hengitysfrekvenssiä, absoluuttisen virheen pieneneminen suhteessa pelkkään sykkeeseen oli suurimmillaan 50-70 % tasolla $\text{VO}_{2\text{max}}$:sta (n. 3 ml/kg/min), mutta erotus suhteellisessa %-virheessä ennemminkin pieneni intensiteettitaso kasvaessa (ks. kuva 17A & B). Sydämen iskutilavuuden muutokset ovat enää pieniä siirryttäessä kohtalaisesta kuormituksesta maksimaaliseen kuormitukseen (Åstrand & Rodahl 1986, 178-179, 187-188; Zhou ym. 2001), jolloin sydämen lyöntitiheyden ja hapenkulutuksen välinen yhteys on hyvä. Tästä huolimatta suurimmat tarkennukset suurilla intensiteettitasoilla saavutettiin on/off-response -tietoa käyttämällä verrattuna pelkkään sykemenetelmään. Osa tästä selittyy tarkastelutavasta johtuvista syistä, sillä korkeammalla intensiteettitasolla hapenkulutus on luonnollisesti korkeampi, jolloin on mahdollisuus suurempaan absoluuttiseen virheeseen vaihteluvälin ollessa isompi. Sykemenetelmän virheen ollessa korkea 50-70 % $\text{VO}_{2\text{max}}$ alueella, sitä on ylipäättänsä mahdollista tiputtaa absoluuttisesti paljon. Tasapuolisin kuva tästä saadaan tarkastelemalla prosentuaalisen virheen käyttäytymistä, mutta käytännön kannalta tärkeintä on absoluuttisen virheen pieneneminen. Erot absoluuttisessa virheessä on käsitelty seuraavissa kappaleissa, joissa tarkastelu suoritetaan muuttuvan kuormitusintensiteetin ja steady-staten viitekehyksessä.

Mielenkiintoista on, että sykemenetelmän absoluuttisessa virheessä havaitaan selkeä nousu n. 75-90 % $\text{VO}_{2\text{max}}$ tasolla, mikä ei ole niin selvä pHR+pRRate -menetelmän virheessä eikä esiinny ollenkaan menetelmissä, joissa on käytetty on/off-response -tietoa. %-virheessä erot eivät näy niin selkeästi. Suurella intensiteettitasolla havaitaan usein sykkeen hienoista tasaantumista (Brooke ym. 1968; Brooke & Hamley 1972), joka saattaa tässä viedä pHR -menetelmän hieman suuremmille virheluvuille. Vielä suurempi virhemahdollisuus voi tulla siitä, että kaikilla tätä ei tapahdu ja joillakin havaitaan jopa sykkeen epälineaarista nousua (Hoffman ym. 1997). Ilmiö tapahtuu yleensä hyvinkin tiukasti yhteydessä anaerobiseen kynnykseen (Conconi ym. 1982), mutta sen fysiologinen tausta on vielä epäselvä. Syiksi on esitetty esimerkiksi sydänlihaksen toiminnan muutoksia (Pokan ym. 1993) tai sydämen sykintätaajuuden hermostollista säätelyä (Pokan ym. 1998). On kuitenkin myöskin havaittu,

ettei hapenkulutukseen nouse samassa tahdissa työtehon kanssa anaerobisen kynnyksen yläpuolella (Pendergast ym. 1979). Joka tapauksessa on selvää, että sykkeen ja hapenkulutuksen välillä on epäjohdonmukaisuuksia näillä kuormitustasoilla. Tässä tilanteessa hengityksellä ja etenkin on/off-response -tiedolla on mahdollisuus korjata sykkeen virhettä, mikä onkin selkeästi havaittavissa liitteen 2 kuvista, joissa sykkeen virheellä ja muiden menetelmien %-parannuksilla on voimakas positiivinen korrelaatio maksimitestin kuormituksen aikana. Tosin virheen pieneneminen voi kuormitusjaksolla syntyä muistakin tekijöistä, mutta osana on mitä todennäköisimmin on hengityksen ja on/off-response -tiedon lisätietoa tuottava vaikutus.

8.3 Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus on- ja off-responsen sekä dynaamisesti vaihtelevan kuormitusintensiteetin aikana

On-responsen aikana syke nousee hapenkulutusta nopeammin, mikä on hyvin selkeästi havaittavissa varsinkin 40 % VO_{2max} kuormitukseen lähettäessä (kuva 14A). Verenkierröllisen vasteen nopeampi nousu suhteessa metabolian kulutukseen vastaa hyvin aikaisempia tutkimuksia (esim. Davis ym. 1972). 70 % VO_{2max} kuormitukseen lähettäessä sykkeen nopeampi vaste ei ole näin selkeä (kuva 14B). Voidaan kuitenkin havaita väliltä 20-25 % VO_{2max} selkeästi sykkeen nopeampi nousukohta, jonka jälkeen liikutaan suunnilleen samassa tahdissa kohti steady-statea. Off-responsen (palautumisen) alussa hapenkulutus laskee paljon nopeammin kuin syke, mikä voidaan havaita kuvista 13A & B sekä 15A vaakasuorana jaksena. Palautumisen myöhemmässäkin vaiheessa syke näyttäisi palautuvan hieman hitaammin kuin hapenkulutus, mikä on myöskin linjassa aikaisempien tutkimusten kanssa (Araújo 1985; Bearden & Moffatt 2001).

Vaikka jo aikaisemmin on tutkittu, että hapenkulutus menee hyvinkin samaa rataa on-responsen ja off-response aikana laajalla kuormitusintensiteettiskaalalla (Paterson & Whipp 1991), sykkeen erilainen käyttäytyminen on- ja off-responsen aikana aiheuttaa erilaisen radan HR- VO_2 -suhteelle kuormitukseen lähettäessä ja siitä palaututtaessa. Perinteisillä pelkkään sykkeeseen perustuvilla VO_2 -arviointimenetelmillä tästä aiheutuu huomattava virhearviointi, staattisten yhtälöiden tuottaessa tietyille sykelukemalle yhden ja saman hapenkulutuksen tilanteesta riippumatta. Kuvista 15A ja B voidaan edelleen havaita, että

hengitysfrekvenssinkin suhteen radat ovat erilaiset kuormitukseen lähettäessä ja siitä palaututtaessa. Tätä taustaa vasten ei ole ihme, ettei hengitysfrekvenssiä käyttämällä saavutettu merkittäviä parannuksia VO_2 -arviontiin on-responsen aikana. Palautumisen (off-response) aikana sen sijaan parannuksia tapahtui ja maksimitestistä palaututtaessa tarkentava vaikutus oli merkitsevä. Tasatehoisessa 70 % VO_{2max} kuormituksesta palaututtaessa %-parannus oli suurempi kuin maksimistestin palautumisen aikana, mutta parannus ei ollut merkitsevä. Vaikkakin pHR-menetelmän virheen ja hengityksen korjaavan vaikutuksen välillä oli positiivinen korrelaatio (kuva 23), hengitys suurensi virhettä sykemenetelmän virheen ollessa pieni. Palautumisen aikana hengityksellä voidaan siis parantaa VO_2 -arviontia, jos pelkkään sykkeeseen perustuvan arvion virhe on suuri. Tällaisia tilanteita ovat esimerkiksi sykkeen säilyminen pitkään korkealla, johtuen kuormituksen aikana kohonneista adrenaliini tai noradrenaliinitasoista sekä laktaattitasoista. Vaikka hengitysfrekvenssi ei parantanut hapenkulutuksen arviointia tasatehoisten kuormitusten on-responsen aikana, maksimitestin nousujohteisen kuormituksen aikana saavutettiin merkitsevä parannus. Tasatehoisten kuormitusten on-responsen aikana saavutettu trendi tarkentuneesta hapenkulutuksen arvioinnista saattaa kohota merkitseväksi useamman kuormitusportaan ansiosta. Lisäksi liitteen 2 kuvaajasta voidaan havaita merkitsevä korrelaatio %-parannuksen ja sykemenetelmän virheen välillä, jolloin hengitysfrekvenssillä pystytään nousujohteisesti korjaamaan sykkeen sisältämää virhettä.

Sykkeen ja hapenkulutuksen suhteen erilaisuuksia tasatehoisten kuormitusten on-responsen aikana pystyttiin korjaamaan on/off-response -tiedolla, vaikkakin Bernardin ym. (1997) mukaan hapenkulutus voidaan melko luotettavasti arvioida tässä tilanteessa pelkän sykkeenkin perusteella. Bernardin ym. (1997) tutkimuksessa sovite muodostettiin maksimitestin portaittain nousevien kuormien muutostiloihin, mikä on eri tilanne verrattuna tässä tutkimuksessa käytettyihin on-response -tilanteisiin, joissa kuormituksen muutos tapahtui lähtien levosta, ja oli suurempi kuin yksittäinen maksimitestin kuormitusporras. Sykkeen ja hapenkulutuksen suhde on melko samanlainen, kun kuormitustasoa nostetaan jo valmiiksi kohtalaisesta kuormituksesta korkeammalle tasolla (Davies ym. 1972). Off-responsen aikana sykkeen hitaampi palautuminen suhteessa hapenkulutukseen pystyttiin myös korjaamaan käyttämällä on/off-response -tietoa. On/off-response -tiedon lisäämisestä voidaan sanoa, että saavutettu hapenkulutuksen arvioinnin parannus pelkkään sykemenetelmään verrattuna on sitä suurempi mitä suurempi kuormituksen muutos on kyseessä. Tämä johtuu mahdollisesti siitä, että suuremmilla muutoksilla sykkeen ja

hapenkulutuksen välisessä suhteessa on enemmän korjattavaa. Tätä havaintoa vahvistaa se, että on/off-response –tiedolla aikaansaatu %-parannus korreloi voimakkaasti sykemenetelmän virheen kanssa etenkin suurempitehoisissa suorituksissa on- tai off-responsen aikana. Samalla tavalla myös arkelämänaskare tehtäväsarjan aikana saavutettiin on/off-responsen –tiedon lisäämisellä merkittäviä parannuksia tehtäväsarjan sisältäessä paljon muutoksia kuormitustasolta toiselle tai lepotasolle.

8.4 Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus steady-state kuormituksen aikana

VO₂-arviointi parantui huomattavasti ja systemaattisesti pelkkään sykkeeseen verrattuna steady-state –tilanteessa 40 % ja 70 % kuormituksissa pHR+ON/OFF ja pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmillä. Hengitysfrekvenssin lisäämisellä ei saavutettu merkittäviä parannuksia. Mielenkiintoiseksi tämän löydöksen tekee se, että yleensä sykkeen on oletettu olevan hyvinkin tarkka steady-state tilanteessa, johon suurin osa hapenkulutuksen arviointimenetelmistä perustuu (esim. Åstrand & Rodahl 1986, 372-378). pHR –menetelmän VO₂ yliarvioinnin korjaantuminen käyttämällä on/off-response tietoa yksin tai yhdistettynä sykkeeseen johtuu mahdollisesti menetelmän kyvystä huomioida epäsuhta, joka tulee hapenkulutuksen ja sykkeen hitaasta noususta kuormituksen kuluessa (VO₂ slow component & cardiovascular drift). Hapenkulutuksen hidas komponentti ja sykkeen ajautuma johtuvat eri mekanismeista. Tämä voi olla syynä siihen, ettei sykkeen ja hapenkulutuksen nousu tapahdu välttämättä samassa suhteessa toisiinsa. VO₂ nousee mahdollisesti siksi, että hitaiden lihassolujen väsyessä rekrytoidaan uusia nopeampia ja epätaloudellisempia motorisia yksiköitä (Whipp 1994), kun taas sykkeen nousu johtuu todennäköisimmin iskuutilavuuden muutoksista (Coyle 1998; Fritzsche ym. 1999). Molemmissa tutkituissa 10 min kuormitusjaksoissa havaittiin sykkeessä merkittävä ajautuma ylöspäin kolmannelta minuutilta yhdeksännelle, mutta hapenkulutuksessa vain suurempitehoisessa kuormituksessa. 4 % nousu hapenkulutuksessa 70 % VO_{2max} kuormituksessa on huomattavasti pienempi kuin 7 % nousu sykkeessä. 40 % VO_{2max} kuormituksessa vastaavat prosenttinosut olivat 0.5 % ja 3 %, joista siis vain sykkeen nousu merkitsevä. Sykkeen noustessa on/off-response –tietona käytetty indeksi kasvaa myöskin, jolloin se tässä tilanteessa korjasi VO₂-arviointia indeksin arvon myös noustessa. Koska sykkeen ja VO₂:n välillä tapahtuu erisuuruinen muutos, pelkällä

syketasolla ei pystytä ilmiötä selittämään. On/off-response –tiedolla pystytään arvioimaan kuinka paljon on tapahtunut epäsuhtaa sykkeen ja hapenkulutuksen välillä ja tämän perusteella korjaamaan vakiomuunnos $HR \rightarrow VO_2$ vastaamaan oikeampaa arvoa.

Parempikuntoisilla steady-statessa 70 % kuormituksessa pHR –menetelmällä oli taipumus yliarvioida hapenkulutusta ja pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmällä aliarvioida hapenkulutusta. Sykkeen tai hapenkulutuksen nousulla ei ollut yhteyttä maksimihapenkulutukseen eikä myöskään laktaattitasolla, joten kuormitukset olivat suhteellisesti yhtä rasittavia sekä huonompi että parempikuntoisille kuten oli suunniteltukin. Tämän vuoksi on vaikea arvioida näiden kahden menetelmän ali- ja yliarviointia kunnan vaikutuksesta, mutta esimerkiksi pHR+pRRate+ON/OFF –menetelmän aliarvioinnin suuruus on melko pieni, noin 1 ml/kg/min koko VO_{2max} skaalalla.

8.5 Hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus verrattuna aikaisempiin tutkimustuloksiin

Pelkään sykkeeseen perustuvassa arvioinnissa tämän tutkimuksen VO_2 -virheet ovat samaa luokkaa kuin mitä on aikaisemmissa tutkimuksissa saavutettu. Strathin ym. (2000) 95 % hapenkulutuksen arvioinnin luottamusväli oli n. ± 1.5 MET ja SEE 0.76 MET. Hiilloskorven ym. (1999) aineistossa energiankulutuksen virheen hajonta oli noin ± 3 kcal/min, joka vastaa hapenkulutuksena noin ± 600 ml ja tutkimuksen keskimääräisellä koehenkilöpainolla ± 8.3 ml/kg/min. Tämän tutkimuksen koko aineiston absoluuttinen virhe oli 3.7 ml/kg/min, joka vastaa kohtuullisen hyvin em. tutkimuksia, koska kummassakaan ei käytetty esim. mitattua VO_{2max} -arvoa. Tosin absoluuttisena virheenä em. tutkimusten ilmoitetut virheet olisivat vielä noin kaksinkertaiset.

Käyttämällä liiketunnistimia sykemittauksen yhteydessä ei ole saavutettu vastaavia parannuksia mihin tässä tutkimuksessa päästiin parhaimmilla menetelmillä. Strathin ym. (2001) tutkimuksessa liikkeen lisäämisellä saavutettiin n. 25 % parannus tarkkuuteen (95 % luottamusväli $\pm 2 \rightarrow \pm 1.5$ MET). Kyseisessä tutkimuksessa liiketieto korjasi sykkeen yliarviointia. Moonin & Butten (1996) tutkimuksessa liikkeen lisäämisellä saavutettiin n. 42 % parannus verrattuna sykemenetelmään. Sykemenetelmän 95 % luottamusvälit olivat n.

± 0.12 l/min vastaten 1.7 ml/kg/min. Liiketiedon perusteella erotettiin aktiiviset ja inaktiiviset ajanjaksot toisistaan, jolloin saavutettiin luottamusvälit n. ± 0.04 l/min (± 0.6 ml/kg/min). Absoluuttisen virheenä vastaavat luvut ovat noin kaksinkertaiset, eli sykemenetelmälle 3.4 ml/kg/min ja syke+liike –menetelmälle 1.2 ml/kg/min. Uusimmassa tutkimuksessaan Strath ym. (2002) havaitsivat syke + liike –menetelmän tarkemmaksi kuin flex-point –menetelmä (SEE 0.55 vs 0.76 METs) eli noin 27 % tarkempi. Tässä tutkimuksessa hengitystä käyttämällä pystyttiin parantamaan arviointia sykkeeseen verrattuna 11 %, pHR+ON/OFF-menetelmällä saavutettiin 38 % ja pHR+pRRate+ON/OFF-menetelmällä 48 % tarkennus. Aikaisempien tutkimusten virhelukujen perusteella voi päätellä, että hengitystä käyttämällä saavutetaan keskimäärin samantasoinen parannus pelkkään sykkeeseen verrattuna kuin mitä flex-point –menetelmällä, koska se näyttäisi oleva hieman epätarkempi kuin syke yhdistettynä liikkeeseen. Käyttämällä on/off-response –tietoa yksinään tai erityisesti yhdistettynä hengitykseen, tarkennus on suurempi kuin mitä edes liikeantureilla saavutetaan. Poikkeuksena on Moonin & Butten (1996) tutkimus, jossa arvot liikettä käytettäessä olivat hyvin lähellä tässä saatuja (42 % vs. 48 %).

Vaikka hengityksellä saavutettava virheen parannus on samaa tasoa kuin mitä flex-pointin käytöllä saavutetaan, on hengitysfrekvenssin käyttämisessä kiistattomia etuja. Flex-point –menetelmässä päästään periaatteessa vain pidemmän aikavälin keskimääräisen virheen pienentämiseen, sillä tietyn syketason alapuolella olevien ajanhetkien asettaminen perustasolle ei varsinaisesti ratkaise ongelmaa vaan vain kiertää sen menettäen samalla fyysisen aktiivisuuden hienorakenteen flex-pointia pienemmällä teholla. Lisäksi se vaikuttaa ainoastaan matalalle aktiivisuustasolle, hengityksellä on potentiaalia tarkentaa arviota muillakin tehoalueilla. Mittausjakson aktiivisuuden ollessa kokonaan alle määritellyn flex-pointin, tuloksena on tällä menetelmällä aikajakson perusaineenvaihdunnan kerrannainen. Jos esimerkiksi jakso olisi ollut lepotason ja flex-pointin puolella välissä olevaa aktiivisuutta, virhe olisi huomattava. Tässä tutkimuksessa ei kuitenkaan suoraan vertailtu flex-point –menetelmää ja pHR+pRRate -menetelmää, joten näiden keskinäisestä tarkkuusjärjestyksestä ei voida vetää kovin pitkälle meneviä johtopäätöksiä. Flex-point on kuitenkin vakiinnuttamassa tällä hetkellä jonkinasteisen standardin asemaan energiankulutuksen kenttä-arvioinnissa (esim. Leonard 2003), joten jatkotutkimuksissa olisi myöskin mielenkiintoista tutkia mahdollisuuksia hengityksen ja flex-pointin käyttämisestä yhdessä.

Liikeantureilla on arviointivirhettä pienennetty suoraan liikkeen tuoman lisätiedon perusteella, erottelemalla inaktiivisia ja aktiivisia ajanjaksoja ja tunnistamalla liikkeen perusteella eri lihastyötapoja (Haskell ym. 1993; Luke ym. 1997; Moon & Butte 1996). Koska pelkkää hengitystä käyttämällä pystyttiin parantamaan VO_2 -arviontia hyvinkin erilaisia työmuotoja sisältäneen arkielämänaskare tehtäväsarjan aikana, hengitys saattaa myöskin osittain tasoittaa virhettä, joka aiheutuu eri aktiivisuusmuodoissa olevasta eritasoisesta sykkeestä. Lisäksi tässä hyvin paljon dynaamisia kuormitusvaihteluita sisältäneessä mittausjaksossa saavutettiin erittäin merkittäviä parannuksia käyttämällä on/off-response -tietoa. Liikeantureilla on parhaimmillaan päästy vastaavanlaiseen parannukseen pelkkään sykkeeseen verrattuna (Moon & Butte 1996) mitä tässä tutkimuksessa olivat on/off-response -tiedon käyttämisen heikoimmat tulokset. Liikemittauksilla voidaan päätellä jotain kuormitustason vaihteluista tai palautumisesta, jolloin liikettä havaitaan vähemmän, mutta mitä ilmeisimmin fysiologiaan perustuva mitta on kuitenkin tässä tapauksessa vahvempi kuin ulkoinen mittalaite.

Vertailua aikaisempien tutkimusten virhelukuihin vaikeuttaa varsin kirjava käytäntö käytettyjen tarkastelutapojen suhteen. Erilaiset tilastolliset menetelmät saattavat hämärtää tarkastelua todellisen virheen kadotessa taustalle, jolloin myös vertailu tässä tutkimuksessa saatuihin tuloksiin voi hämärtyä. Käytännön kannalta tärkeintä on kuinka paljon virhettä on todellisuudessa pystytty pienentämään ja kuinka paljon virhettä on vielä absoluuttisesti jäljellä. Tämän tutkimuksen vahvuutena onkin suora vertailu siitä, kuinka paljon pystyttiin parantamaan pelkkää sykkeeseen perustuvaa arviointia. Lisäksi absoluuttisen virheen avulla pystyy suoraan arvioimaan tarkkuutta. Esimerkiksi SEE kertoo standardivälimatkan regressiosuoran ja datapisteiden välillä. Koska menetelmä perustuu korrelatiiviseen analyysiin, se ei ole paras mahdollinen käytettäväksi tämäntyyppisessä tarkastelussa, jossa verrataan mitattua ja arvioitua tulosta. Numerot 1-10 korreloivat täydellisesti numeroiden 11-20 kanssa, jolloin SEE on myöskin nolla, vaikka voi selvästi havaita, etteivät mitattu ja arvioitu vastaa toisiaan. Lisäksi keskimääräinen virhe saattaa antaa ylioptimistisen kuvan, koska summattaessa nollan ympärille molemmille puolille tasaisesti jakaantuvaa virhettä saadaan tulokseksi luonnollisesti nolla virheiden kumotessa toisensa. Yleensä näin tapahtuukin, koska useimmiten dataan tehdään lineaarinen sovite, joka tasaa virhejäännöksen tasaisesti koko datajakaumalle.

8.6 Muut VO₂ arviointiin vaikuttaneet tekijät

Tässä tutkimuksessa käytettiin kahta eri hengityskaasuanalysointilaitetta: Sensor Medics Vmax 229:ä polkupyöräergometri- ja perustason mittauksissa ja Cosmed K4:ää arkielämänaskareet tehtäväsarjana aikana. Mittausten aikana ei suoritettu vertailua näiden kahden mittalaitteen välillä. Laitteet saattavat tuottaa toisistaan eroavia hapenkulutuksen arvoja, joka saattoi vaikuttaa myös hapenkulutuksen mallinnukseen. Mallinnusta ei suoritettu vain toisella analysointilaitteella kerättyyn aineistoon, vaan yhdistetylle aineistolle, jossa oli mukana molemmilla mittalaitteilla tehtyjä mittauksia. Molempiin aineistoihin mallintamalla vältetään systemaattinen virhe toisessa aineistossa, koska virhe jakaantuu tasaisesti molempien aineistojen kesken. Lisäksi jälkikalibrointi suoritettiin Cosmed K4:n lisäksi myös Vmaxille, vaikkakin se on hengitys-hengitykseltä menetelmää käytettäessä periaatteessa tarpeeton.

Hapenkulutuksen arviointimenetelmille on eduksi, jos ne toimivat tarkasti iästä, kunnosta ja sukupuolesta riippumatta. Tässä tutkimuksessa käytettyjä hapenkulutuksen arviointimenetelmiä ei ole suunnattu pelkästään jollekin rajatulle homegeeniselle populaatiolle (esimerkiksi urheilijat), vaan kaikenlaisille ihmisille. Tästä johtuen koehenkilövalintaan kiinnitettiin erityistä huomiota. Koehenkilöjoukon haluttiin edustavan sekä ikä- että kuntojakaumaltaan laajaa vaihteluväliä. Myös molempia sukupuolia haluttiin tutkimukseen mukaan saman verran. Henkilöitä jouduttiin valitsemaan laajemmasta populaatiosta menetelmä-osioissa mainittuja kriteereitä käyttäen yleistettävyyden parantamiseksi, jotta voitiin muodostaa suunniteltu koehenkilöjakauma. Parhaassa mahdollisessa tilanteessa koehenkilöt olisi valittu satunnaisesti suuremmasta populaatiosta suunnatulla otannalla em. ominaisuuksien mukaan, mutta tämän tyyppiseen tutkimukseen on kohtuullisen vaikea saada koehenkilöitä ilman heidän omaa kiinnostusta aiheeseen.

Hapenkulutuksen arvioinnissa käytettiin hermoverkkomallinnusta. Liikuntafysiologiassa hermoverkkomallinnusta on käytetty vähän. Hapenkulutuksen mallinnuksesta ei ole olemassa tietojemme mukaan tieteellisiä julkaisuja. Hermoverkon yliopettaminen on ehkä suurin ongelma. Intensiivinen hermoverkon opettaminen johtaa kyllä pieneen virheeseen, mutta samalla laskee verkon tuottaman ratkaisun yleistettävyyttä, koska verkko alkaa yhä enemmän ja enemmän kuvaamaan vain opetusaineistoa. Tässä tutkimuksessa varmistettiin ylioppimisen välttäminen käyttämällä rajoituksia. Hermoverkkomallinnuksessa voidaan lukuisilla eri ku-

vaavilla muuttujilla opettaa verkkoa kuvaamaan aineiston ilmiöitä. Tässä onkin mallinnuksen haasteellisin osa: miten valita oikeat kuvaavat muuttujat? Tässä tutkimuksessa käytettiin enimmillään kolmea eri muuttujaa kuvaamaan hapenkulutuksen käyttäytymistä eri tilanteissa. Virhettä pystyttiin pienentämään huomattavasti kautta linjan, joten käytetyt muuttujat toivat todella lisätietoa hapenkulutuksesta ja sen käyttäytymisestä eri tilanteissa. Seuraavana haasteena hermoverkkomallintamiselle on miten arviointi toimii opetuksessa käytetyn aineiston ulkopuolella. Vaikka tässä tutkimuksessa oli mukana hyvin paljon erilaisia aktiivisuusmuotoja sekä kuormitustilanteita, on mahdotonta kattaa kaikki mahdolliset tilanteet. Hermoverkkomallin rajoittaminen tai pakottaminen toimimaan kirjallisuuden perusteella kuvatun ilmiön kaltaisesti ja useiden erilaisten hermoverkkomallien käyttäminen valinnaisesti eri tilanteissa ovat haasteita, joihin olisi hyvä panostaa jatkotutkimuksissa. Vaikka hermoverkkomallintamisessa saatetaankin ehkä paremmin pystyä kuvaamaan erilaisia fysiologisia ilmiöitä verrattuna esimerkiksi lineaariseen regressioon, on suhtauduttava varauksella tuloksiin, joita saadaan kuvattaessa matemaattisesti kehon fysiologiaa. Ihmiskeho on monimutkainen järjestelmä, jonka mallintaminen täydellisesti lienee mahdotonta.

Tässä tutkimuksessa ei otettu kantaa virhelähteisiin, joka tulevat arvioitaessa tärkeitä yksilöllisiä tausta-arvoja, kuten esimerkiksi maksimisykettä tai maksimaalista hapenottokykyä. Tutkimuksessa käytettiin tietoisesti suoraan mitattuja arvoja näistä muuttujista, koska tarkoituksena oli vertailla puhtaasti kuinka paljon pelkkään sykkeeseen perustuvaa arviointia pystytään parantamaan uusilla menetelmillä. Todellisuudessa tausta-arvot ovat hyvin merkitseviä varsinkin. Maksimisykkeen tai maksimaalisen hapenottokyvyn avulla tapahtuva ankkurointi on erittäin tärkeää ensinnäkin siksi, että pystytään paremmin arvioimaan millä suhteellisella intensiteetillä liikutaan. Absoluuttisen hapenkulutuksen saamiseksi kerrotaan laskennasta saatava suhteellinen intensiteetti maksimaalisella hapenottokyvyllä. Tällöin virheellinen VO_{2max} heijastuu suoraan arvioinnin tarkkuuteen siitä huolimatta kuinka hyvin suhteellinen intensiteetti on arvioitu.

8.7 Yhteenveto

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää uusien sykkeeseen perustuvien, päivittäiseen hapen- ja energiankulutuksen arviointiin soveltuvien menetelmien tarkkuutta, jotta voitaisiin edistää vuorokaudenaikaisen hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin tarkkuutta. Yhteenvetona tutkimuksesta voidaan todeta, että:

1. Käytettäessä sykkeen lisäksi hengitysfrekvenssiä saavutetaan merkittäviä parannuksia hapenkulutuksen arvioinnissa. Erityisesti lähellä lepotasoa sekä dynaamisesti vaihtelevan kuormitusintensiteetin ja kuormitusmuodon aikana parannukset tarkkuudessa pelkkään sykkeeseen verrattuna ovat merkittäviä. Lisäksi palautumisen (off-response) aikana hengitysfrekvenssillä voidaan parantaa VO_2 -arvioinnin tarkkuutta.
2. Käytettäessä sykkeen lisäksi on- ja off-response -tietoa tai hengitysfrekvenssiä sekä on- ja off-response -tietoa saavutetaan erittäin merkittäviä parannuksia hapenkulutuksen arvioinnissa. On- ja off-responson aikana saavutettiin systemaattisesti tarkempi tulos käytettäessä on/off-response -tietoa. Parannukset arvioinnin tarkkuudessa olivat sitä suurempia, mitä suurempi oli kuormitustason muutos. Erittäin merkittävä tarkennus VO_2 -arviointiin saavutettiin myös tasatehoisten kuormitusten steady-staten aikana, missä jo pelkän sykkeen on perinteisesti oletettu olevan riittävän tarkka.
3. Suurimmat parannukset arvioinnin tarkkuudessa saavutettiin käyttämällä hengitysfrekvenssiä ja on/off-response -tietoa yhdessä, mikä osoittaa kummallakin menetelmällä olevan omat vahvuusalueensa. Yhdessä käytettynä menetelmät tukevat toisiaan ja kattavat hyvin laajan joukon tilanteita, joissa perinteisellä pelkkään steady-state sykkeeseen perustuvilla menetelmällä tehdään virhearviointeja.

Näiden tutkimustulosten valossa voidaan päätellä hapenkulutuksen arvioinnin tarkentuneen huomattavasti verrattuna esimerkiksi flex-point tai liikeanturi -menetelmän käyttämiseen. Käytettyjä menetelmiä voidaan soveltaa siten, että ne vaativat pelkästään sykerekisteröinnin. Johtopäätöksenä voidaan todeta tässä tutkimuksessa esitettyjen menetelmien edistävän merkittävästi helppokäyttöisten vuorokaudenaikaisen hapen- ja energiakulutuksen arviointimenetelmien kehittämistä.

LÄHTEET

- ACSM – American College of Sports Medicine. 2001. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription. Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins.
- ACSM – American College of Sports Medicine. 1998. ACSM Position Stand on The Recommended Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardio-respiratory and Muscular Fitness, and Flexibility in Adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30(6):975-991.
- Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, F.A., Barger, A.C. & Choen R.J. 1981. Power spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control. *Science* 213:220-222.
- Amano, K., Kazuo, U. & Hitoshi, I. 2001. Device for measuring calorie expenditure and devise for measuring body temperature. U.S. patentti nro. 6,287,262.
- Amano, K., Kazuo, U. & Hitoshi, I. 2000. Exercise intensity measuring device and exercise quantity measuring device. U.S. patentti nro. 6,042,549.
- Araújo, C.G.S. 1985. Fast "ON" and "OFF" heart rate transients at different bicycle exercise levels. *International Journal of Sports Medicine* 22:265-274.
- Bahr, R., Inghes, I., Vaage, O., Sejersted, O.M. & Newsholme, E.A. 1987. Effect of duration of exercise on the excess postexercise O₂ consumption. *Journal of Applied Physiology* 62:485-490.
- Barstow, T.J. 1994. Characterization of VO₂ kinetics during heavy exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(11):1327-1334.
- Bearden, S.E. & Moffatt, R.J. 2001. VO₂ and heart rate kinetics in cycling: transitions from elevated baseline. *Journal of Applied Physiology* 90:2081-2087.
- Bernard, T., Gavarry, O., Bermon, S., Giacomoni, M., Marconnet, P. & Falgairette, G. 1997. Relationships between oxygen consumption and heart rate in transitory and steady states of exercise and during recovery: influence of type of exercise. *European Journal of Applied Physiology* 75:170-176.
- Berggren, G. & Christensen, E.H. 1950. Heart rate and body temperature as indices of metabolic rate during work. *Arbeitsphysiologie* 14:255-260.

- Borriani, F., Candau, R., Millet, G.Y., Perrey, S., Fuchslocher, J. & Rouillon, J.D. 2001. Is the VO₂ slow component dependent on progressive recruitment of fast-twitch fibers in trained runners? *Journal of Applied Physiology* 90:2212-2220.
- Bot, S.D.M. & Hollander, A.P. 2000. The relationship between heart rate and oxygen consumption during non-steady state exercise. *Ergonomics* 43(10):1578-1592.
- Brittain, C.J., Rossiter, H.B., Kowalchuk, J.M. & Whipp, B.J. 2001. Effect of prior metabolic rate on the kinetics of oxygen uptake during moderate-intensity exercise. *European Journal of Applied Physiology* 86:125-134.
- Brooke, J.D. & Hamley, E.J. 1972. The heart-rate-physical work curve analysis for the prediction of exhausting work ability. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 4:23-6.
- Brooke, J.D., Hamley, E.J. & Thomason, H. 1968. The relationship of heart rate to physical work. *Journal of Physiology* 197:61-3P.
- Carter, H., Pringle, J.S.M., Jones, A.M. & Doust, J.H. 2002. Oxygen uptake kinetics during treadmill running across intensity domains. *European Journal of Applied Physiology* 86:347-354.
- Carroll, D., Turner, R. & Hellawell, J.C. 1986. Heart Rate and Oxygen Consumption during Active Psychological Challenge: The Effects of Level Difficulty. *Psychophysiology* 23(2):174-181.
- Carroll, D., Turner, R. & Rogers, S. 1987. Heart Rate and Oxygen Consumption during Mental Arithmetic, a Video Game, and Graded Static Exercise. *Psychophysiology* 24(1):112-118.
- Chad, K.E. & Wenger, H.A. 1988. The effect of exercise duration on the exercise and post-exercise oxygen consumption. *Canadian Journal of Sport Sciences* 13:204-207.
- Chilibeck, P.D., Paterson, D.H., Petrella, R.J. & Cunningham, D.A. 1996. The influence of age and cardiovascular fitness on kinetics of oxygen uptake. *Canadian Journal of Applied Physiology* 21:185-196.
- Ceesay, S.M., Prentice, A.M., Day, K.C. 1989. The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure: a validation study using indirect calorimetry. *British Journal of Clinical Nutrition* 61:175-186.
- Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P.G., 1982. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *Journal of Applied Physiology* 52:869-873.

- 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.
- Coyle, E.F. 1998. Cardiovascular drift during prolonged exercise and the effects of dehydration. *International Journal of Sports Medicine*. 19 Suppl 2:S121-4.
- Coyle, E.F. & Gonzalez-Alonso, J. 2001. Cardiovascular drift during prolonged exercise: new perspectives. *Exercise and Sport Science Reviews*. 29(2):88-92.
- Davies, C.T.M, Di Prampero, P.E. & Cerretelli, P. 1972. Kinetics of cardiac output and respiratory gas exchange during exercise and recovery. *Journal of Applied Physiology* 32(5):618-625.
- Eldridge, F.L. 1994. central integration of mechanisms in exercise hyperpnea. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26:319.
- Emons, H.J.G., Groenenboom, D.C., Westertrep, K.R. & Saris, W.H.M. 1992. Comparison of heart rate monitoring combined with indirect calorimetry and the double labeled water (2H218O) method for the measurement of energy expenditure in children. *European Journal of Applied Physiology* 65:99-103.
- Feroldi, P., Belleri, M., Ferretti, G. & Veicsteinas, A. 1992. Heart rate overshoot at the beginning of muscle exercise. *European Journal of Applied Physiology* 65:8-12.
- Fogelholm, M., Hiilloskorpi, H., Laukkanen, R., Oja, P., Van Marken Lichtenbelt, W., Westertrep, K. 1998. Assessment of energy expenditure in overweight women. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30(8):1191-1197.
- Fritzsche, R.G., Switzer, T.W., Hodgkinson, B.J. & Coyle, E.F. 1999. Stroke volume decline during prolonged exercise is influenced by the increase in heart rate. *Journal of Applied Physiology* 86(3): 799–805.
- Gaesser, G.A. & Brooks, G.A. 1984. Metabolic bases of excess postexercise oxygen consumption: A review. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16:29-43.
- Goldsmith, R., Miller, D.S., Mumford, P. & Stock, M. 1967. The use of long-term measurements of heart rate to assess energy expenditure. *Journal of Physiology* 189.
- Gore, C.J. & Withers, R.T. 1990. Effect of exercise intensity and duration on postexercise metabolism. *Journal of Applied Physiology* 68:2362-2368.
- Guyton, A.C. & Hall, J.E. 2000. *Textbook of medical physiology*. 10. painos. Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- Grimby, G. 1969. Respiration in Exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1:9.

- 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.
- Hayashi, N., Tanaka, A., Ishihara, M. & Yoshida, T. 1998. Delayed vagal withdrawal slows circulatory but not oxygen uptake responses at work increase. *American Journal of Applied Physiology* 274(43):R1268-1273.
- Haykin, R. 1994. *Neural networks. A comprehensive foundation*. New Jersey: Prentice-Hall inc.
- Hebestreit, H., Kriemler, S., Hugson, R.L. & Bar-Or, O. 1998. Kinetics of oxygen uptake at the onset of exercise in boys and men. *Journal of Applied Physiology* 85(5):1833-1841.
- Helakorpi, S., Patja, K., Prättälä, R., Aro, A.R. & Uutela, A. 2002. Suomalaisen aikuisväestön terveystkäyttäytyminen ja terveys, kevät 2002. Kansanterveyslaitoksen julkaisuja B12: Helsinki.
- Hickson, R.C., Bomze, H.A. & Holloszy, J.O. 1978. Faster adjustment of O₂ uptake to the energy requirement of exercise in the trained state. *Journal of Applied Physiology* 44:877-881.
- Hiilloskorpi, H., Fogelholm, M., Laukkanen, R., Pasanen, M., Oja, P., Mänttari, A. & Natri, A. 1999. Factors affecting the relation between heart rate and energy expenditure during exercise. *International Journal Sports Medicine* 20:438-443.
- Hoffman, P., Pokan, R., von Duvillard, S.P. ym. 1997. The heart rate performance curve during incremental cycle ergometry in healthy young male subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29:762-768.
- Hugson, R.L. 1984. Alterations in the oxygen deficit-oxygen debt relationship with beta-adrenergic receptor blockade in man. *Journal of Physiology* 349:375-387.
- Hughson, R.L. & Morrissey, M.A. 1983. Delayed kinetics of VO₂ in the transition from prior exercising evidence for O₂ transporting limitation of VO₂. *International Journal of Sports Medicine* 4:31-39.
- Ishida, K., Sato, Y., Katayama, K. & Miyamura, M. 2000. Initial ventilatory and circulatory responses to dynamic exercise are slowed in the elderly. *Journal of Applied Physiology* 89:1771-1777.

- Jackson, A., Blair, S., Mahar, M., Weir, L., Ross, R. & Stuteville, J. 1990. Prediction of functional aerobic capacity without exercise testing. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22(6):863-870.
- Karvonen, J., Kertala, K. & Mustala, O. 1957. Effects of training heart rate: a longitudinal study. *Ann. Med. Exp. Biol. Fenn.* 35:307-315.
- Kettunen, J. & Saalasti, S. 2002. Menetelmä luotettavan hengitysaktiiviteetti-informaation saamiseksi sydämen sykemittauksesta. Patenttihakemus nro. 20025029.
- Kinnunen, H. & Nissilä, S. 2003. Method and equipment for human related measuring. U.S. patentti nro. 6,537,227.
- 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.
- Leonard, W.R. 2003. Measuring human energy expenditure: What have we learned from the flex-heart rate method?. *American Journal of Human Biology.* 15(4):479-89.
- Lubell ym. 1986. Health Fitness Monitor. US-patentti nro. 4,566,461.
- Luke, A., Maki, K.C., Barkley, N., Cooper, R. & McGee, D. 1997. Simultaneous monitoring of heart rate and motion to assess energy expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29(1):144-148.
- Livingstone, M., Prentice, A.M., Coward, W.A. ym. 1990. Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the double labeled water method and heart-rate monitoring. *American Journal of Clinical Nutrition* 52:59-65.
- MacDonald, M., Pedersen, P.K. & Hugson, R.L. 1997. Acceleration of VO₂ kinetics in heavy submaximal exercise by hyperoxia and prior high-intensity exercise. *Journal of Applied Physiology* 83(4):1318-1325.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 2000. *Exercise Physiology: energy, nutrition, and human performance.* 5. painos. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Miyamoto, Y. & Niizeki, K. 1992. Dynamics of ventilation, circulation, and gas exchange to incremental and decremental ramp exercise. *Journal of Applied Physiology* 72(6):2244-2254.
- Moon, J.K. & Butte, N.F. 1996. Combined heart rate and activity improve estimates of oxygen consumption and carbon dioxide production rates. *Journal of Applied Physiology* 81(4):1754-1761.
- Morton, R.H. & Billat, V. 2000. Maximal endurance time at VO₂max. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32(8):1496-1504.

- Melanson, E.L. & Freedson, P.S. 1995. Validity of Computer Science and Applications, Inc. (CSA) activity monitor. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27(6):934-940.
- Pate, R.R., Pratt, M., Blair, S.N., Haskell, W.L., Macera, C.A., Bouchard, C., Marcus, B.H., Morris, J., Pfaffenbarger, R.S., Patrick, K., Pollock, M.L., Rippe, J.M., Sallis, J. & Wilmore, J.H. 1995. Physical activity and public health. *Journal Of American Medical Association* 5:402-407.
- Paterson, D.H. & Whipp, B.J. 1991. Assymetries of oxygen uptake transients at the on and offset of heavy exercise in human. *Journal of Physiology* 443:575-586.
- 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.
- Pendergast, D., Cerretelli, P., Rennie, D.W. 1979. Aerobic and glycolytic metabolism in arm exercise. *Journal of Applied Physiology* 47:754-760.
- Petersen, E.S., Whipp, B.J., Davis, J.A., Huntsman, D.J., Brown, H.V. & Wasserman, K. 1983. Effects of beta-adrenergic blockade on ventilation and gas exchange during exercise in humans. *Journal of Applied Physiology* 54(5):1306-1313.
- Pokan, R., Hofman, P., Preider, K., ym. 1993. Correlation between inflection of heart rate /work performance curve and myocardial function in exhausting cycle ergometer exercise. *European Journal of Applied Physiology* 67:385-388.
- Pokan, R., Hofman, P., von Duvillard, S.P., ym. Parasympathetic receptor blockade and heart rate performance curve. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30:229-233.
- Poole, D.C. 1994. Role of exercising muscle in slow component of VO₂. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(11):1335-1340.
- Poole, D.C., Barstow, T.J., Gaesser, G.A., Willis, W.T. & Whipp, B.J. 1994. VO₂ slow component: physiological and functional significance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(11):1354-1358.
- Porges, S.W. 1992. Vagal tone: A Physiologic Marker of Stress Vulnerability. *Pediatrics* 90:498-504.
- Pulkkinen, A., Kettunen, J., Saalasti, S., Hynynen, E. & Rusko, H.K. 2002. New method for the monitoring of load, fatigue and recovery in exercise training. *Science for Success – Current Trends in Applied Research and Competitive Sports in Europe. Book of Abstracts*, pp. 94. Jyväskylä, Finland, 2-4.10. 2002.
- Pulkkinen, A., Kettunen, J., Saalasti, S. & Rusko, H.K. 2003. Accuracy of VO₂ estimation increases with heart period derived measure of respiration. *ACSM Congress*, San

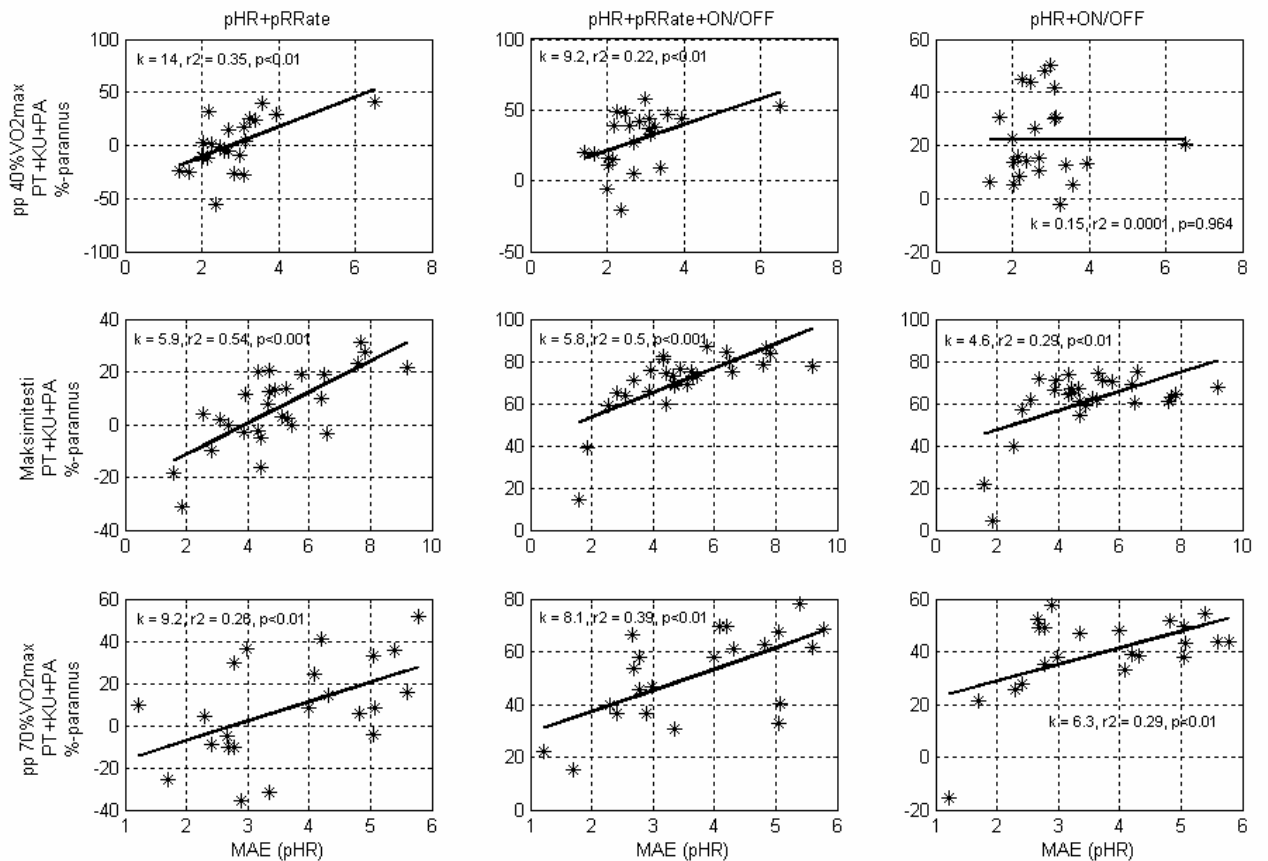
- Francisco, May 28-31, 2003. Abstract: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35(5): Suppl: S192.
- Racette, S.B., Schoeller, D.A. & Kushner, R.F. 1995. Comparison of heart rate and physical activity recall with doubly labeled water in obese women. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27(1):126-133.
- Rennie, K.L., Hennings, S.J., Mitchell, J. & Wareham, N.J. 2001. Estimating energy expenditure by heart-rate monitoring without using individual calibration. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33(6):939-945.
- Rojas, R. 1991. *Neural networks. A systematic introduction*. Berlin: Springer-Verlag.
- Rotstein, A. & Meckel, Y. 2000. Estimation of %VO₂ reserve from heart rate during arm exercise and running. *European Journal of Applied Physiology* 83:545-550.
- Rowell, L.B. 1992. Reflex control of the circulation during exercise. *International Journal of Sports Medicine* 13, Suppl 1:S25-S27.
- Rowell, L.B. & O'Leary, D.S. 1990. Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *Journal of Applied Physiology* 69(2):407-418.
- Rusko, H.K., Pulkkinen, A., Saalasti, S., Hynynen, E. & Kettunen, J. 2003. Pre-prediction of EPOC: A tool for monitoring fatigue accumulation during exercise? ACSM Congress, San Francisco, May 28-31, 2003. Abstract: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35(5): Suppl: S183.
- Saalasti, S. 2001. *Time Series Prediction and Analysis with Neural Networks*. Lisensiaattityö. Jyväskylän yliopisto, matematiikan ja tilastotieteen laitos.
- Saalasti, S. 2003. *Neural networks for heart rate time series analysis*. Väitöskirja. Jyväskylän yliopisto, matematiikan ja tilastotieteen laitos.
- Saalasti, S., Kettunen, J. & Pulkkinen, A. 2002. Menetelmä fysiologisen signaalin analysoimiseksi. Patentihakemus nro. 20025039.
- Speakman, J.R. 1998. The history and theory of double labeled water technique. *American Journal of Clinical Nutrition* 68:932S-938S.
- Spurr, G.B., Prentice, A.M., Murgatroyd, P.R., ym. 1988. Energy expenditure from minute-to-minute heart rate recording: comparison with indirect calorimetry. *American Journal of Clinical Nutrition* 48:552-559.
- Strath, S.J., Basset Jr, D.R., Swartz, A.M. & Thompson, D.L. 2001. Simultaneous heart rate-motion sensor technique to estimate energy expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33(12):2118-2123.

- Strath, S.J., Bassett, Jr, D.R., Thompson, D.L. & Swartz, A.M. 2002. Validity of the simultaneous heart rate-motion sensor technique for measuring energy expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34(5):888-894.
- Strath, S.J., Swartz, A.M., Bassett, D.R. Jr, O'Brien, W.L., King, G.A. & Ainsworth, B.E. 2000. Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32(9 Suppl):S465-S470.
- Swain, D.P. & Leutholtz, B.C. 1997. Heart rate reserve is equivalent to % VO₂Reserve, not to % VO₂max. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29(3):410-414.
- Swain, D.P., Leutholtz, B.C., King, M.E., Haas, L.A. & Branch, J.D. 1998. Relationship between % heart rate reserve and % VO₂Reserve in treadmill exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30(2):318-324.
- Tulppo, M., Mäkikallio, T., Seppänen, T. & Huikuri, H. 1996. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *American Journal of Physiology* 271:H244-H252.
- Turner, J.R., Carroll, D., Hanson, J. & Sims, J. 1988. A comparison of additional heart rates during active psychological challenge calculated from upper body and lower body dynamic exercise. *Psychophysiology*. 25(2):209-16.
- U.S. Department of Health and Human Services. 1996. Physical activity and health: A report of the Surgeon General. Atlanta, G.A. pp.29-33: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion. S/N 017-023-00196-5.
- Whipp, B.J. 1987. Dynamics of pulmonary gas exchange. *Circulation* 76 Suppl. 1-68.
- Whipp, B.J. 1994. Pheripheral chemoreceptor control of exercise hyperpnea in humans. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26:337.
- Whipp, B.J. 1994. The slow component of O₂ uptake kinetics during heavy exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(11):1319-1326.
- Whipp, B.J. & Casaburi, R. 1982. Characterizing O₂ uptake response during exercise. *International Journal of Sports Medicine* 3(2):97-99.
- Womack, C.J., Davis, S.E., Blumer, J.L., Narret, E., Weltman, A.L. & Gaesser, G.A. 1995. Slow component of O₂ uptake during heavy exercise: adaptation to endurance training. *Journal of Applied Physiology* 79(3):838-845.
- Zhou, B., Conlee, R.K., Jensen, R., Fellingham, G.W., George, J.D. & Fisher, A.G. 2001. Stroke volume does not plateau during graded exercise in elite male distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33(11):1849-1854.

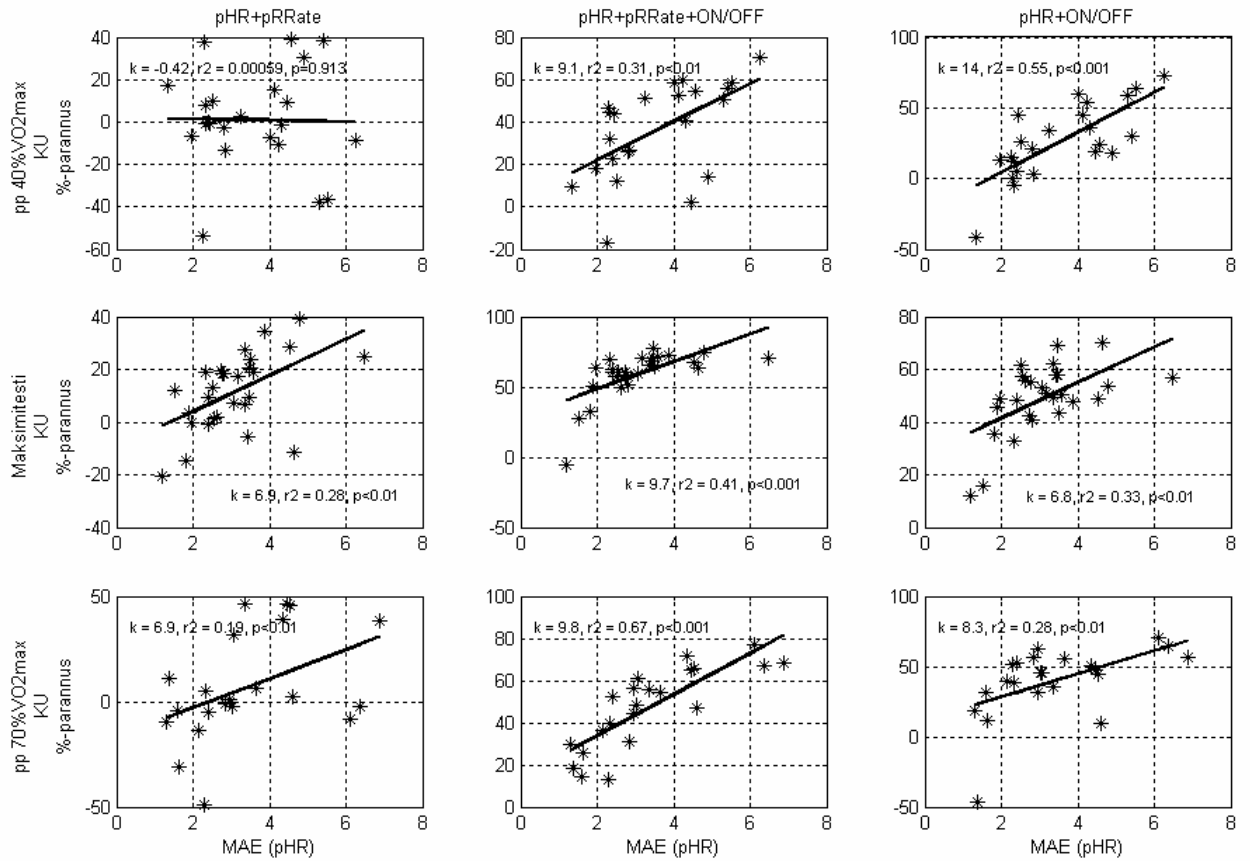
Åstrand, P-O. & Rodahl, K. 1986. Textbook of work physiology. 3. painos. New York: McGraw-Hill.

LIITTEET

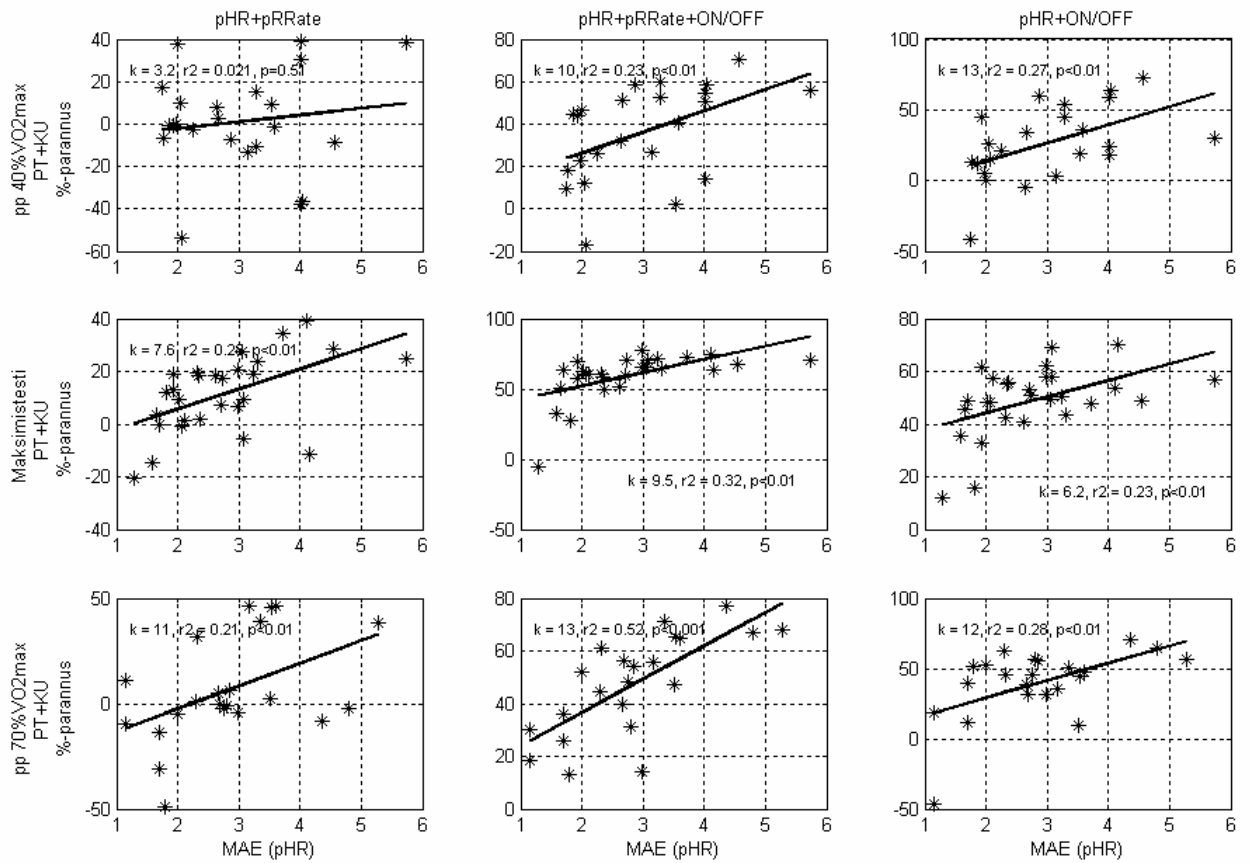
LIITE 1. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe (MAE) suhteessa eri %-parannukseen eri menetelmillä verrattuna pHR-menetelmään ottaen huomioon kaikki tilanteet (perustaso PT +kuormitus KU +palautuminen PA). Vaakariveillä eri ergometritehtävät, pystyryiveillä eri menetelmät. k=kulmakerroin.



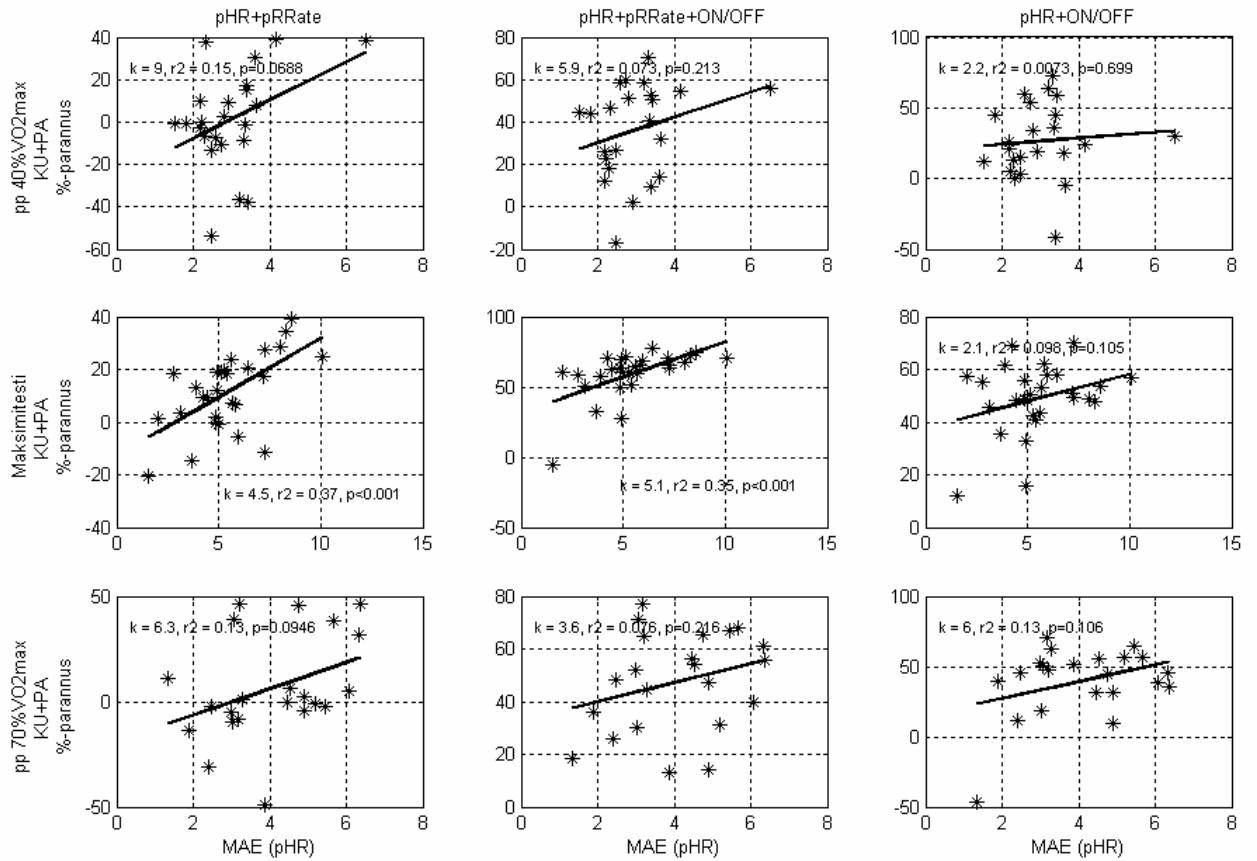
LIITE 2. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe suhteessa eri %-parannukseen eri menetelmillä verrattuna pHR-menetelmään ottaen huomioon vain kuormitusjakson. Vaakariveillä eri ergometritehtävät, pystyriveillä eri menetelmät.



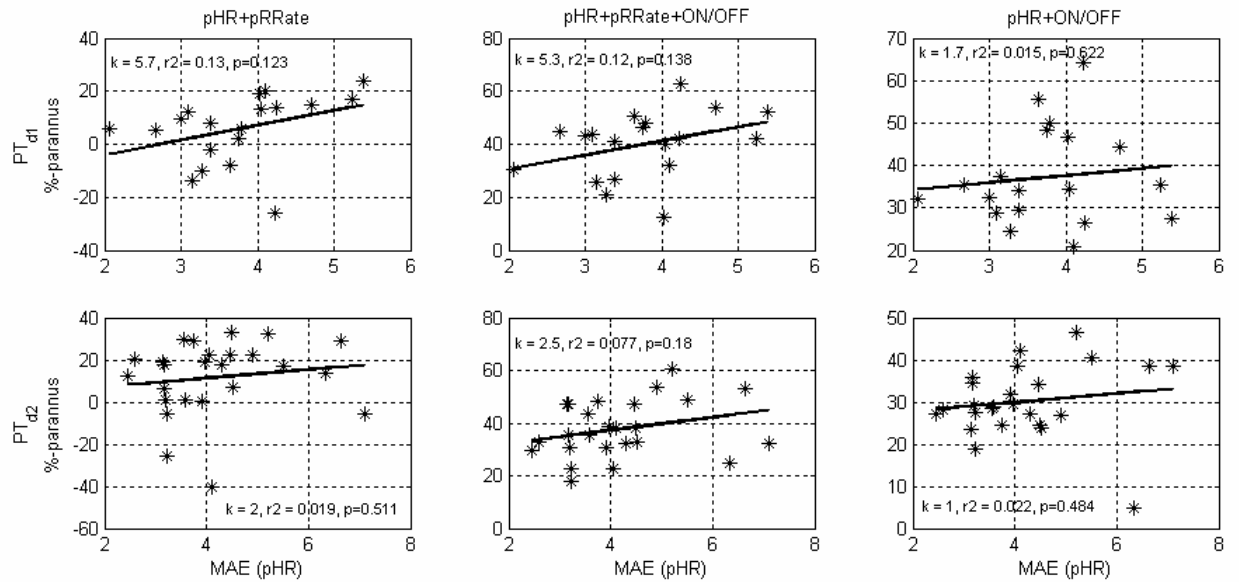
LIITE 3. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe suhteessa eri %-parannukseen eri menetelmillä verrattuna pHR-menetelmään perustason ja kuormituksen aikana. Vaakariveillä eri ergometritehtävät, pystyriiveillä eri menetelmät.



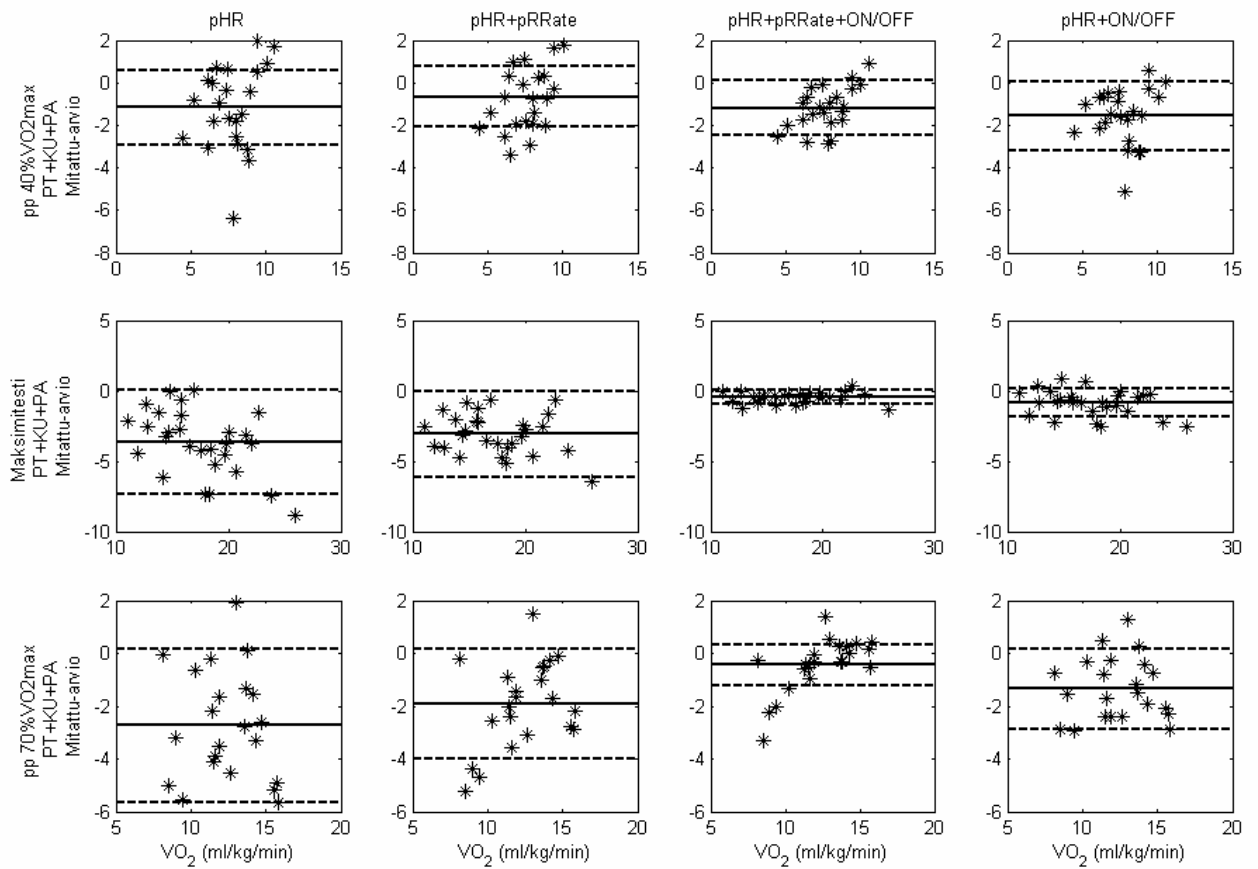
LIITE 4. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe suhteessa eri %-parannukseen eri menetelmillä verrattuna pHR-menetelmään kuormituksen ja palautumisen aikana. Vaakariveillä eri ergometritehtävät, pystyriveillä eri menetelmät.



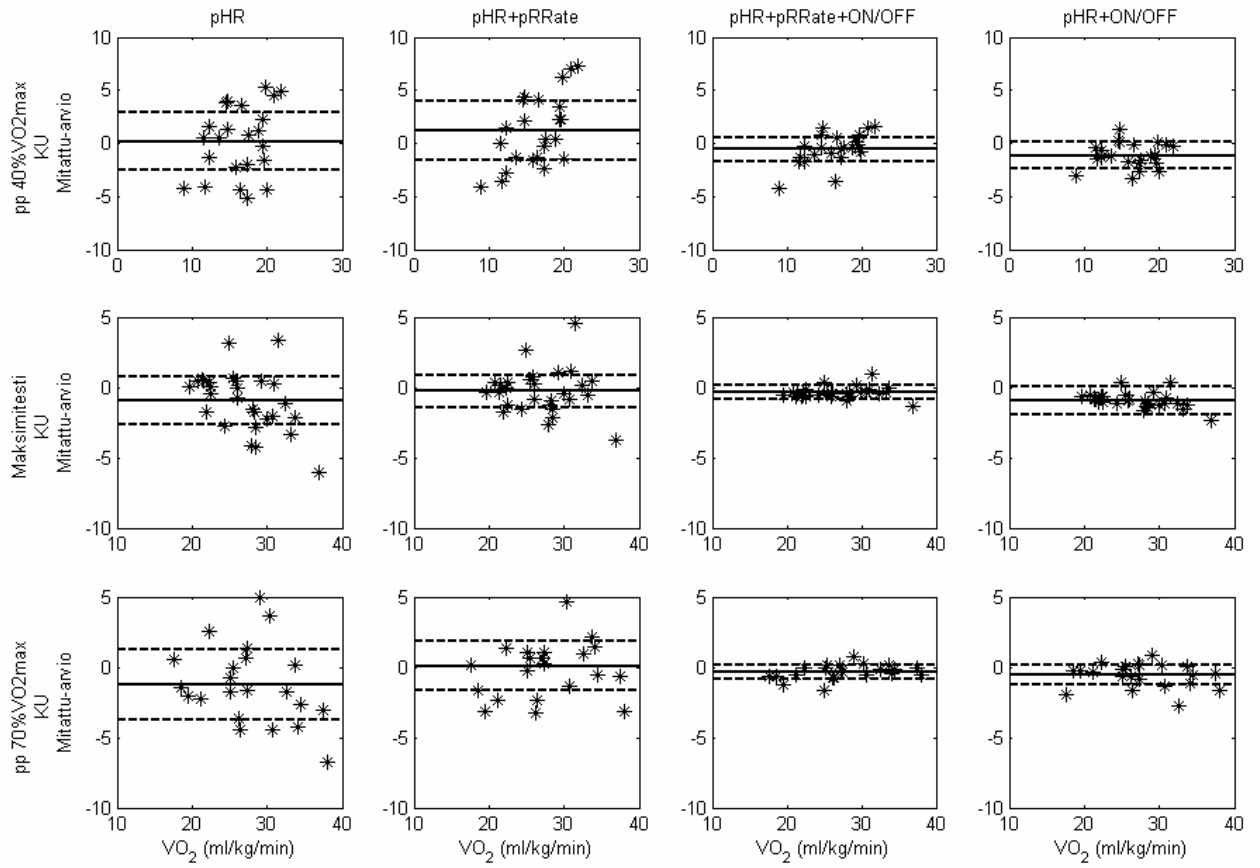
LIITE 5. Pelkkään sykkeeseen perustuvan menetelmän (pHR) keskimääräinen absoluuttinen virhe (MAE) suhteessa eri %-parannukseen eri menetelmillä verrattuna pHR-menetelmään perustason mitauksissa (PT_{d1-d2}). Pystyriveillä eri menetelmät. k=kulmakerroin.



LIITE 6. Mitattu – arvioitu hapenkulutusvirheen jakaantuminen henkilöittäin 40% ja 70% VO_{2max} kuormituksessa sekä maksimitestissä mukaan lukien perustason, kuormituksen ja palautumisen. Keskiarvo (yhtenäinen viiva) \pm MAE (katkoviiva). X-akselilla mitattu hapenkulutus.



LIITE 7. Mitattu – arvioitu hapenkulutusvirheen jakaantuminen henkilöittäin 40% ja 70% VO_{2max} kuormituksessa sekä maksimitestissä kuormituksen aikana. Keskiarvo (yhtenäinen viiva) \pm MAE (katkoviiva). X-akselilla mitattu hapenkulutus.



LIITE 8. Non-exercise –kyselylomake maksimaalisen hapenottokyvyn arvioimiseksi (Jackson ym. 1990).

Lue alla olevat kuvaukset ja vaihtoehdot huolellisesti, ja valitse **vain yksi vaihtoehto** (0-7), joka kuvaa parhaiten ylistä aktiivisuuden tasoasi **edellisen kuukauden aikana** merkitsemällä rasti numeron päälle.

En harrasta säännöllistä vapaa-ajan liikuntaa tai raskaita fyysisiä ponnisteluja

- 0 Vältän kävelyä ja ylimääräistä ponnistelua, esim. käytän aina liukuportaita ja kävelyn sijasta ajan autolla aina kun se on mahdollista.
- 1 Kävelen huvin vuoksi, käytän pääasiassa portaita, toisinaan harrastan liikuntaa niin, että hikoilen ja hengästyn.

Harrastan säännöllistä vapaa-ajan liikuntaa tai teen töitä, jotka vaativat kohtuullista fyysistä ponnistelua, esim. golf, ratsastus, voimistelu, pöytätennis, keilailu, kuntosali-harjoittelu tai puutarhatyöt.

- 2 10 – 60 minuuttia viikossa
- 3 Yli tunnin viikossa

Harrastan säännöllisesti raskasta vapaa-ajan liikuntaa, esim. juoksua tai hölkkää, uintia, pyöräilyä, soutuja, naruhyppelyä tai muuta raskasta aerobisesti kuormittavaa lajia, kuten tennis, kori- tai käsipallo

- 4 Juoksen vähemmän kuin 2 km viikossa tai harrastan vähemmän kuin 30 minuuttia viikossa rasitukseltaan vastaavanlaista lajia.
- 5 Juoksen 2 – 10 km viikossa tai harrastan 30 – 60 minuuttia viikossa rasitukseltaan vastaavanlaista lajia.
- 6 Juoksen 10 – 15 kilometriä viikossa tai harrastan 1 – 3 tuntia viikossa rasitukseltaan vastaavanlaista lajia.
- 7 Juoksen 15 kilometriä viikossa tai harrastan yli 3 tuntia viikossa rasitukseltaan vastaavanlaista lajia.

Liikuntalajeja joita harrastan:

LIITE 9. Datan määrän jakaantuminen tunteina eri intensiteettialueille koko aineistossa sekä erikseen arkielämänaskare-tehtäväsarjan aikana.

