

# **DIODILASERTEKNIIKAN SOVELTUVUUS HENGITYSKAASUANALYSAATTORIN KAASUMITTAUKSIIN**

**Petri Ingalsuo**

Pro gradu –tutkielma  
Biomekaniikka  
Liikuntabiologian laitos  
Jyväskylän yliopisto  
Kevät 2007  
Työn ohjaajat: Jukka Salmi  
Vesa Linnamo

---

---

## TIIVISTELMÄ

**Ingalsuo, Petri**

### **DIODILASERTEKNIIKAN SOVELTUVUUS HENGITYSKAASUANALYSAATTORIN KAASUMITTAUKSIIN, Pro gradu -tutkielma**

**Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, 2007.**

Hengityskaasuanalysointilaitteita käytetään kunto- ja kilpaurheilussa maksimaalisen hapenottokyvyn ( $VO_2\max$ ) määrittämiseen. Hengityskaasujen analysoinnissa tarvittavien suureiden perusmittaukset ovat hapen ( $O_2$ ) ja hiilidioksidin ( $CO_2$ ) pitoisuuksien sekä hengitystilavuuden (VE) mittaukset. Markkinoilla nykyisin olevissa hengityskaasuanalysointilaitteissa on käytössä useita erityyppisiä hapen (galvaaninen polttokenno, paramagneettinen anturi ja elektrokemiallinen kenno) ja hiilidioksidin (infrapuna anturi) mittausten menetelmiä. Hapen ja hiilidioksidin mittaukset ovat nykyisissä laitteistoissa tyypillisesti mitattu erikseen, eri mittauseräillä.

Diodilaseritekniikka tarjoaa mielenkiintoisen mahdollisuuden yhdistää hapen ( $O_2$ ) ja hiilidioksidin ( $CO_2$ ) mittaukset samaan mittauseräillään. Diodilaseritekniikalla voidaan laserin aallonpituus säätää elektronisesti mitattavan kaasun absorptioalueelle. Tämä yhdessä diodilaserin kapean emissioviivan kanssa mahdollistaa hyvin selektiiviset mittaukset. Teoriassa diodilaseritekniikalla on mahdollisuus päästä parempaan mittauseräkkyyteen, nopeampaan mittaukseen, pienempään fyysiseen laitekokoon, halvempaan hintaan, useampien kaasujen havaitsemiseen, parempaan stabiilisuuteen sekä ylläpidon ja kalibrointitarpeen vähentämiseen. Mittalaittekehityksen kannalta diodilaseriteiden etuja ovat myös hyvä hyötysuhde, pieni tehonkulutus, pieni koko ja mahdollisuus tehdä mittaus pienestä näytemäärästä.

Tämän Pro gradu –tutkielman tarkoituksena oli selvittää diodilaser –tekniikan soveltuvuus hengityskaasuanalysointilaitteen  $O_2$  –mittauksessa. Mittauksissa käytettiin kahta keskenään identtistä hengityskaasuanalysointilaitetta. Molemmat laitteet olivat Medikron valmistamia 919 Ergospirometria –laitteita. Toisessa analysointilaitteessa  $O_2$  –mittaus oli muutettu diodilaser –tekniikalla toteutetuksi. Referenssilaitteena käytettiin Vuokatin urheiluopiston testiaseman hengityskaasuanalysointilaitetta. Kaksi keskenään identtistä laitteistoa valittiin, jotta muista tekijöistä kuin  $O_2$  –mittauksesta aiheutuvat eroavaisuudet voitiin minimoida.

Mittaukset suoritettiin vertailumittauksena, jossa hengityskaasuanalysointilaitteet kytkettiin rinnakkain siten, että mittaukset oli mahdollista suorittaa yhtäaikaaisesti samankaltaisista hengityskaasunäytteistä. Koehenkilöiksi valittiin 11 hyväkuntoista tervettä henkilöä (ikä 27-52 vuotta). Mittaustuloksista analysoitiin yhteensä 560 (30s ajalta keskiarvoistettua) ja 470 (henkäys-henkäykseltä) mittauserästä. Mittausten tavoitteena oli selvittää diodilaseritekniikan soveltuvuus hengityskaasuanalyysissä vertailumittausten avulla. Lisäksi selvitettiin Diodilaser -mittausmoduulilla varustetun Medikron hengityskaasuanalysointilaitteen suorituskykyä, toistettavuutta ja tarkkuutta kalibrointikaasujen ja koehenkilömittausten avulla. Tulosten analysoinnissa käytettiin Pearsonin korrelaatiokerrointa ja parittaista t-testiä. Menetelmien välistä luotettavuutta tarkasteltiin Bland-Altman analyysillä.

---

---

Mittaukset osoittivat että true O<sub>2</sub>, true CO<sub>2</sub> ja VE korreloivat merkitsevästi analysaattoreiden välillä (true O<sub>2</sub>: R<sup>2</sup> = 0.995, p<0.001). Alhaiset Bland-Altman arvot kertovat, että vaihtelu kahden eri menetelmän välillä oli erittäin pientä (true O<sub>2</sub>: B-A = 0.21 (+0.35 – +0.08)). True CO<sub>2</sub> ja VE tulokset analysoitiin mittausmenetelmän toimivuuden varmistamiseksi. Analysoidut tulokset varmistivat menetelmän toimivuuden (true CO<sub>2</sub>: R<sup>2</sup> = 0.994, p<0.001) (true CO<sub>2</sub>: B-A = -0.05 (0.05 – -0.15)) ja vastaavasti (VE: R<sup>2</sup> = 0.997, p<0.001) (VE: B-A = 0.36 (+2.16 – -1.44)).

Diodilaser O<sub>2</sub> -mittaus korreloi suoritettujen testien perusteella erittäin hyvin referenssilaitteessa käytetyn paramagneettisen mittausperiaatteen kanssa. Myös mittaustarkkuuden, -nopeuden ja –toistettavuuden osalta mittaustulokset vaikuttivat lupaavilta. Mittaustulosten perusteella voidaan todeta diodilaser -mittausperiaatteen soveltuvan hyvin hengityskaasuanalysaattorin kaasumittausten mittausperiaatteeksi. Laitteiden vertailumittauksissa saatujen CO<sub>2</sub> ja VE mittaustulosten korrelaation perusteella voidaan varmistua mittausmenetelmänä käytetyn vertailumittauksen toimineen luotettavasti. Lisätutkimuksia tarvitaan happi- ja hiilidioksidimittausten yhdistämiseksi samaan laitteeseen, laitekokonaisuuden kehittämiseen sekä mahdollisten muiden kaasujen tunnistamiseen hengitysilma.

AVAINSANAT: hengityskaasuanalysaattori, diodilaser, hengityskaasumittaus, VO<sub>2</sub>max

---

---

**LYHENTEET**

O <sub>2</sub>	Happi
CO <sub>2</sub>	Hiilidioksidi
True O <sub>2</sub>	Happipitoisuus, jossa typen vaikutus on huomioitu
FiO <sub>2</sub>	Sisäänhengitysilman happipitoisuus
FeO <sub>2</sub>	Uloshengitysilman happipitoisuus
VO <sub>2</sub>	Hapenkulutus
VCO <sub>2</sub>	Hiilidioksidin tuotto
VO <sub>2max</sub>	Maksimaalinen hapenkulutus
VE	Ventilaatio, uloshengityksen tilavuus
VI	Ventilaatio, sisäänhengityksen tilavuus
N <sub>2</sub> O	Typpidioksidi
CO	Häkä
HR	Syke
HRmax	Maksimisyke
Q	Sydämen minuuttitilavuus (iskutilavuus x sykefrekvenssi)
avO <sub>2</sub> ero	Valtimon ja keuhkovaltimon välinen O <sub>2</sub> ero
%N <sub>2</sub> e	Uloshengitysilman typpipitoisuus
%N <sub>2</sub> i	Sisäänhengitysilman typpipitoisuus
AerK	Aerobinen kynnys
AnAerK	Anaerobinen kynnys
ACSM	Australian urheilukomissio
NSSQA	Australian urheilukomission laatuohjelma
T	Lämpötila
P	Paine
R	Kaasuvakio
n	Kaasumolekyylien lukumäärä
P <sub>H<sub>2</sub>O</sub>	Vesihöyryn paine
W	Teho
Rpm	Kierrosta minuutissa
FS	Täysi mittausalue
NDIR	Infrapunamittaus
VCSEL	Pinnalta emittoiva, vertikaalisen kaviteetin diodilaser

---

BTPS	Normaali ruumiinlämpö (37 °C), normaali merenpinnantason ilmanpaine (101.3 kPa tai 760 mmHg) ja täysin vesihöyryllä kyllästynyt kaasu.
ATPS	Todellinen mittauslämpötila, täysin vesihöyryllä kyllästynyt kaasu.
ATP	Kuten ATPS, mutta ei täysin vesihöyryllä kyllästynyt kaasu.
STPD	Standardi lämpötila (0 °C), normaali merenpinnantason ilmanpaine (101.3 kPa or 760 mmHg) ja täysin kuiva kaasu.
AH	Absoluuttinen kosteus
SH	Ominaiskosteus
RH	Suhteellinen kosteus

---

---

<b>DIODILASERTEKNIIKAN SOVELTUVUUS HENGITYSKAASUANALYSAATTORIN KAASUMITTAUKSIIN .....</b>	<b>1</b>
1. JOHDANTO .....	9
2. HENGITYSELIMISTÖ .....	10
2.1 Ihmisen hengitys .....	10
2.2 Hengityselimet .....	10
2.3 Hengityskeskus .....	10
2.4 Kaasujen kierto elimistössä .....	11
2.5 Maksimaalinen hapenkulutus .....	12
3. HENGITYSKAASUANALYYSI .....	13
3.1 Käyttö urheilussa .....	13
3.2 Käyttö terveydenhuollossa.....	13
3.3 Maksimaalisen hapenkulutuksen määrittäminen.....	14
3.4 true O <sub>2</sub> -määrittäminen .....	14
4. NYKYISET ANALYYSILAITTEISTOT .....	16
4.1 Hapen (O <sub>2</sub> ) mittaus .....	16
4.2 Hiilidioksidin (CO <sub>2</sub> ) mittaus.....	17
4.3 Ventilaation (V <sub>E</sub> ) mittaus .....	17
4.4 Muut mittaukset ja nykytaso.....	18
4.5 Jatkokehitystarpeet .....	18
5. KÄYTÖSSÄ OLEVAT MITTAUSMENETELMÄT .....	21
5.1 Mittausmenetelmät ja tarkkuuden arviointi.....	21
5.2 Validiteetin ja luotettavuuden arviointi .....	23
6. UUDEN HENGITYSKAASUANALYSAATTORIN VAATIMUKSET .....	26
6.1 Suorituskykyvaatimukset.....	26
6.1.1 Hapen O <sub>2</sub> mittaus.....	27

---

---

6.1.2 Hiilidioksidin CO <sub>2</sub> mittaus .....	27
6.1.3 Virtausmittaus.....	27
6.1.4 Lopputulokset .....	27
6.2 Testausvaatimukset.....	27
6.3 Tuotevaatimukset.....	28
6.4 Tuotekehitysvaatimukset .....	28
6.5 Mittaustekniikka .....	28
6.6 Muut kaasut .....	29
7. OLOSUHTEIDEN VAIKUTUS .....	30
7.1 Vesihöyry, kosteus ja lämpötila.....	30
7.2 ATPS, ATP, BTPS, STPD .....	31
8. TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	33
9. MENETELMÄT.....	35
9.1 Koehenkilöt .....	37
9.2 Laitteistoympäristö .....	38
9.3 Mittausjärjestelyt .....	39
9.3.1 Analysaattorien vertailutestaus .....	39
9.3.2 Analysaattorin toistettavuus ja tarkkuus .....	41
9.4 Mittausprotokolla.....	42
9.4.1 Analysaattorien vertailutestaus .....	42
9.4.2 Analysaattorin toistettavuus ja tarkkuus .....	43
9.5 Tilastolliset menetelmät.....	45
10. MITTAUSTULOKSET .....	46
10.1 Analysaattorien vertailutestaus .....	46
10.2 Analysaattorin toistettavuus ja tarkkuus .....	55
10.2.1 Mittaukset kalibrointikaasuilla .....	55

---

---

10.2.2 Mittaukset levossa .....	59
10.2.3 Mittaukset kevyellä kuormalla .....	62
11. POHDINTA.....	65
12. VIITTEET.....	68
13. LIITTEET .....	70

---



## **1. JOHDANTO**

Laser-avusteinen uloshengitysanalyysi ”LAUHA” on tutkimusprojekti, jonka tavoitteena on soveltaa diodilaserspektroskopiaan pohjautuvia menetelmiä uloshengityskaasujen mittauksessa ja analysoinnissa. Projektin aikana selvitetään diodilaserpohjaisen diagnostiikan mahdollisuudet uloshengitysanalyysissä. Tavoitteena on myös luoda teknologiapohja hengityskaasuanalysaattorin prototyypille.

Lauha -tutkimusprojekti suoritetaan Oulun yliopiston Mittalaitelaboratorion (MILA) ja Tampereen teknillisen yliopiston Optiikan laboratorion ryhmähankkeena. Projektin muita osapuolia ovat: Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitos, Medikro Oy, Vaisala Oy ja Exéns Development Oy.

Lauha -projektin yhteydessä toteutettavan Pro gradu –tutkielman tarkoituksena oli selvittää diodilaser -tekniikan soveltuvuus hengityskaasuanalysaattorin kaasumittauksissa. Lisäksi tavoitteena oli luoda katsaus nykyisin markkinoilla oleviin laitteisiin sekä uudelle laitteelle asetettaviin suorituskyky-, testaus- ja tuotevaatimuksiin.

Tutkielman teoriaosuus pitää sisällään Lauha –projektin osatehtäviin kuuluvien hengityskaasuanalysaattoreiden nykytason selvityksen sekä osia uloshengitysanalyysin vaatimusmäärittelystä. Tässä osiossa käsitellään nykyaikaisten kaupallisten hengityskaasuanalysaattoreiden tekniikkaa sekä hengityskaasujen mittausmenetelmiä ja niiden hyviä ja huonoja puolia. Osiossa käsiteltävät asiat on lähtökohtaisesti tarkasteltu urheilututkimuksen tarpeista ja näkökulmasta. Lääketieteen diagnostiikan, terveydenhoidon ja ympäristötekniikan tarpeita sivutaan osittain.

Teoriaosuudessa käsitellään myös hengityskaasuanalysaattoreiden kalibrointia, mittaustarkkuuden selvittämistä, testausjärjestelyjen vaatimuksia sekä analysaattoreiden keskinäisiä vertailuja. Lisäksi käsitellään osaltaan tämän tutkimuksen mittaosuosuuden lähtövaatimuksia, mutta pureudutaan samalla myös jatkossa kehitettävän prototyypin ja tuotannollisen analysaattorin vaatimuksiin. Teoriaosiossa on pyritty huomioimaan ja käsittelemään asioita siten, että niiden perusteella voidaan luoda menetelmät ja reunaehdot sekä tämän työn mittaosiosion että jatkokehityksen tarpeisiin. Mittausosiossa käydään läpi tässä työssä tehdyt mittaukset, käytetyt menetelmät, suoritettavat analyysit sekä saavutetut tulokset.

---

---

## 2. HENGITYSELMISTÖ

Hengityksellä eli respiraatiolla tarkoitetaan hapen siirtoa ilmasta soluihin ja hiilidioksidin siirtymistä soluista ulkoilmaan. Soluhengitys on suppeampi käsite; sillä tarkoitetaan solujen hapenottoa kudostenesteestä ja hiilidioksidin luovutusta kudostenesteeseen. Ilman virtaus keuhkorakkuloihin ja ulos niistä on keuhkotuuletusta.

Sisäänhengitysilma koostuu pääasiassa typestä (78,08 %), hapestä (20,94 %), argonista (0,93 %), hiilidioksidista (0,03 %) sekä muista kaasuista. Ilma sisältää myös vesihöyryä (0-5 %) ja kiinteitä hiukkasia. Ilman koostumus muuttuu mm. korkeuden, kosteuden ja lämpötilan mukana (<http://fi.wikipedia.org/wiki/Hengitys>), (Grabowski 2003, 821-842).

### 2.1 Ihmisen hengitys

Levossa hengitysilhaksista toimii pääasiassa pallea, joka supistuessaan vetäytyy alaspäin ja aiheuttaa rintakehän sisälle alipaineen. Ilma virtaa paine-eron suuntaan ja täyttää keuhkot. Uloshengitys tapahtuu passiivisesti eli keuhkot tyhjenevät kuin ilmapallo, jonka suu on auki. Fyysisessä rasituksessa, hengenahdistuksessa tms. tilanteessa mukaan tulevat apuhengitysilhakset: uloimmat kylkivälilihakset ja osa kaulan lihaksista sisäänhengityksessä ja sisemmät kylkivälilihakset ja vatsalihakset uloshengityksessä.

Kaasujen vaihto tapahtuu keuhkorakkuloissa eli alveoleissa. Happi siirtyy vereen ja kiinnittyy punasolun sisällä olevaan hemoglobiiniin. Aineenvaihdunnan lopputuotteena syntynyt ylimääräinen hiilidioksidi poistuu uloshengitysilman mukana.

Ihmisen hengittäessä normaalisti sisään ja ulos tulee noin 0,5 litraa ilmaa, mutta voimakkaassa rasituksessa jopa 7 litraa. Ihminen ei voi puhaltaa keuhkojaan täysin tyhjiksi, sillä keuhkoputkiin jää noin 0,15 litraa ilmaa (koska ne eivät painu kokoon). Normaali hengitystiheys ihmisellä on noin 8-12 kertaa minuutissa, rasituksessa huomattavasti enemmän (<http://fi.wikipedia.org/wiki/Hengitys>), (Grabowski 2003, 821-842).

### 2.2 Hengityselimet

Ihmisellä hengityselimiin kuuluvat hengitystiet sekä keuhkot. Hengitystiet jaetaan ylä- ja alahengitysteihin. Ylähengitysteihin kuuluvat nenäontelo sivuonteloinen, nielu ja kurkunpää. Alahengitysteihin kuuluvat henkitorvi ja keuhkoputket.

Hengitysteitä verhoaa hengitystie-epiteeli, joka on valekerrostunutta värekarvaepiteeliä. Värekarvat heiluvat jatkuvasti etenevinä aaltolina liikuttaen soluja peittävää limaa kohti nielua. Limaan tarttuu hengitysilma mikrobeja ja muita epäpuhtauksia, jotka hajoavat lähes täysin mahalaukussa. Hengitystiet puhdistavat, lämmittävät ja kostuttavat niiden läpi virtaavaa sisäänhengitysilmaa (<http://fi.wikipedia.org/wiki/Hengitys>), (Grabowski 2003, 821-842).

### 2.3 Hengityskeskus

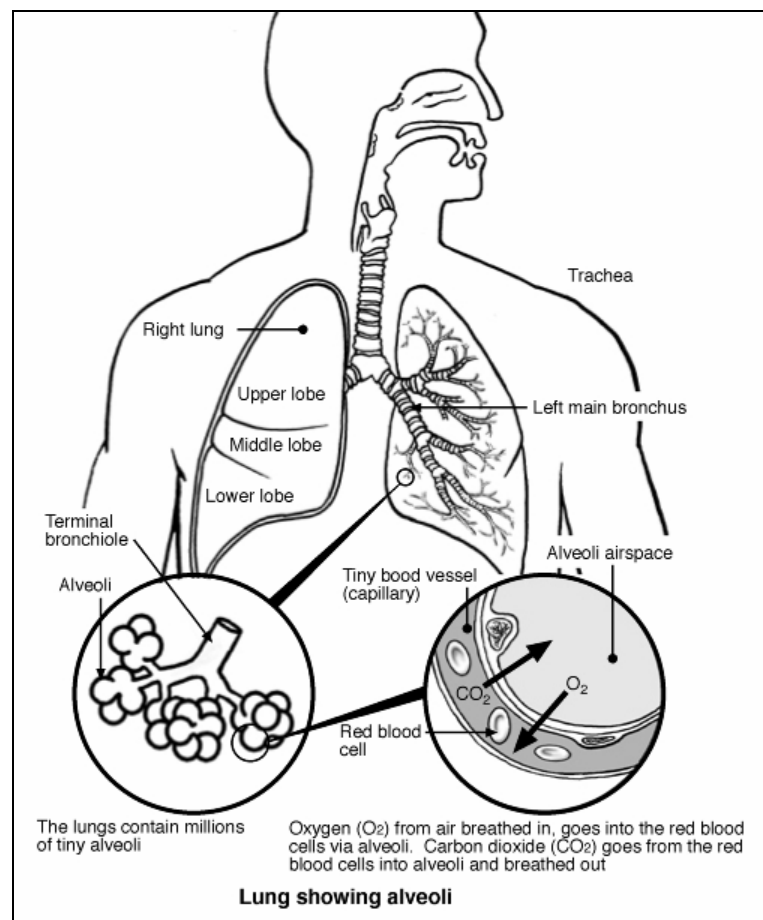
Hengityskeskus on ydinjatkeessa sijaitseva keuhkotuuletusta säätelevä osa. Keskukseen hermosoluista osa on aktiivisimmillaan sisäänhengityksen aikana ja osa uloshengityksen aikana.

---

Hengityskeskusten toiminnan säätelyyn kuuluvat sekä humoraalinen- että neuraalinen säätely. Humoraaliseen säätelyyn vaikuttavista tekijöistä tehokkain on hiilidioksidi, jonka liuetessa vereen muodostuvat vetyionit stimuloivat hengitystä (<http://fi.wikipedia.org/wiki/Hengitys>), (Grabowski 2003, 821-842).

## 2.4 Kaasujen kierto elimistössä

Happi siirtyy lyhyen matkan vuoksi hyvin nopeasti keuhkorakkuloista vereen, jossa se kulkee suurimmaksi osaksi hemoglobiiniin eli verenpunaan sitoutuneena. Osa hapesta kuitenkin liukenee plasmaan ja punasolujen nesteeseen. Esimerkiksi häkä (CO) sitoutuu hemoglobiiniin estäen hapen sitoutumisen, joka selittää sen myrkyllisyyden. Kudosten hiussuonista happi siirtyy happiosapaineen ansiosta kudospaineteeseen ja siitä edelleen soluihin. Samalla tavoin siirtyy hiilidioksidi soluista ensin kudospaineteeseen ja siitä vereen. Veressä hiilidioksidi reagoi veden kanssa muodostaen hiilihappoa, joka dissosioituu vetyioniksi ja vetykarbonaatti-ioniksi. Hiilidioksidista noin 90% on laskimoveressä vetykarbonaattina. Vetykarbonaatti ja vetyionit muodostavat jälleen hiilidioksidia keuhkokapillaareissa. Osa hiilidioksidista kulkee veressä hemoglobiinin tai muihin plasman proteiineihin sitoutuneena ja noin 5% hiilidioksidista on liuenneena vereen muuttumattomana hiilidioksidina (<http://fi.wikipedia.org/wiki/Hengitys>), (Grabowski 2003, 821-842). Hengityselimistöön kuuluvat osat ja kaasujen vaihto on esitetty seuraavassa kuvassa (Kuva 1).



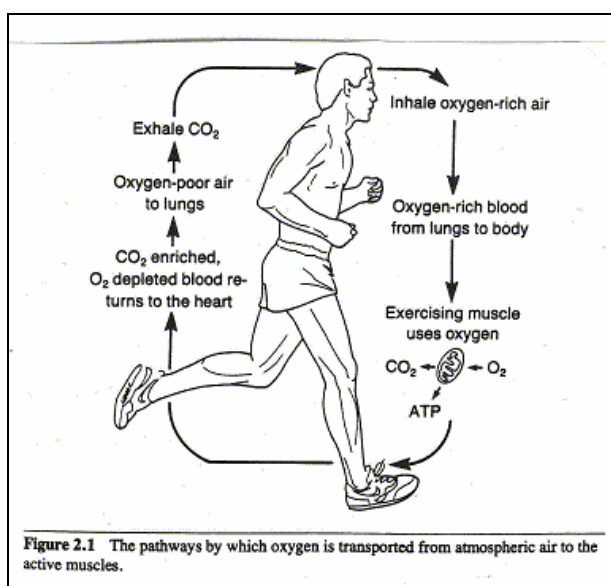
Kuva 1. Hengityselimistö ja kaasujen vaihto

## 2.5 Maksimaalinen hapenkulutus

Maksimaalinen hapenkulutus ( $VO_{2max}$ ) tarkoittaa suurinta mahdollista hapen määrää, jonka elimistö pystyy käyttämään hyödykseen ilmoitettuna l/min tai ml/kg/min -yksikköinä. Yksikkö l/min kertoo litroina happimäärän, jonka elimistö pystyy käyttämään yhdessä minuutissa. Tämä on elimistön yhden minuutin aikana kuluttama kokonaishappimäärä, ja se kertoo sydämen kapasiteetin. Yksikkö ml/kg/min kertoo kokonaishappimäärän suhteutettuna henkilön painoon. Koska hapenkulutus on suoraan verrannollinen energiankulutukseen, mitattaessa hapenkulutusta mitataan myös epäsuorasti aerobisen työkyvyn kapasiteettia (ACSM 2005, 66-76). Maksimaalisen hapenkulutuksen viitearvotaulukon (Taulukko 1) perusteella voidaan määrittää eri-ikäisten henkilöiden kuntotaso hapenottokyvyn mukaan. Taulukosta voidaan havaita hapenottokyvyn laskevan iän mukana. Alla olevassa kuvassa (Kuva 2) on esitetty hengitysilman kiertokulku kehossa urheilusuorituksen aikana.

Taulukko 1. Maksimaalisen hapenkulutuksen viitearvotaulukko. (Shvartz & Reinbold, 1990). Viitearvot on kerätty yli 60:sta eri tutkimuksesta USA:sta, Kanadasta sekä Euroopasta. Asteikko: 1 = hyvin heikko, 2 = heikko, 3 = välttävä, 4 = keskitaso, 5 = hyvä, 6 = hyvin hyvä, 7=erinomainen. Miehet/Maksimaalinen hapenkulutus –  $VO_{2max}$  (ml/kg/min)

Ikä	1	2	3	4	5	6	7
20-24	< 32	32-37	38-43	44-50	51-56	57-62	>62
25-29	<31	31-35	36-42	43-48	49-53	54-59	>59
30-34	<29	29-34	35-40	41-45	46-51	52-56	>56
35-39	<28	28-32	33-38	39-43	44-48	49-54	>54
40-44	<26	26-31	32-35	36-41	42-46	47-51	>51
45-49	<25	25-29	30-34	35-39	40-43	44-48	>48
50-54	<24	24-27	28-32	33-36	37-41	42-46	>46
55-59	<22	22-26	27-30	31-34	35-39	40-43	>43
60-65	<21	21-24	25-28	29-32	33-36	37-40	>40



Kuva 2. Hengitysilman kiertokulku

---

### 3. HENGITYSKAASUANALYYSI

#### 3.1 Käyttö urheilussa

Hengityskaasuanalysointia käytetään kunto- ja kilpaurheilussa maksimaalisen hapenottokyvyn ( $VO_2\max$ ) määrittämiseen. Maksimaalisen hapenottokyvyn mittaus on yksi urheilututkimuksen perusmittauksista.  $VO_2\max$ -arvon määrittäminen antaa etenkin kestävyysurheilussa tärkeää tietoa urheilijan suoritusasosta. Maksimaalista hapenottokykyä pidetään yhtenä tärkeimmistä muuttujista, joiden avulla voidaan ennustaa kilpailumenestystä kestävyyslajeissa. Se kuvastaa laajasti keuhkojen kykyä ottaa ilmaa sisään (ventilaatio), sydämen ja verenkierron kykyä toimittaa happi keuhkoista työskenteleville lihaksille sekä lihasten kykyä hyödyntää tarjolla oleva happi aerobisessa energiantuotossa.

Vaikka maksimaalinen hapenottokyky on suoraan verrannollinen kestävyysasteeseen, se ei kuitenkaan suoraan korreloi urheilijan tulosten kanssa ( muita vaikuttavia tekijöitä ovat mm. tekniikka, hyötysuhde, psyyke, olosuhteet). Tutkimuksissa on havaittu, että eräät muut ominaisuudet kuten juoksunopeus, kriittinen voima ja laktaattikynnys korreloivat maksimaalista hapenottokykyä paremmin urheilijan suorituskyvyn kanssa. Edellä mainituista seikoista ja mittaukseen liittyvistä rajoituksista huolimatta  $VO_2\max$ -määrityksestä on tullut urheilututkimuksen ”De Facto”-standardi.

Hengityskaasuanalysointia avulla voidaan myös määrittää valmennuksen kannalta tärkeät aerobisen ja anaerobisen kynnyksen rajat, käyttäen apuna  $O_2$  -kulutusta ja  $CO_2$  -tuottoa. Näitä raja-arvoja käytetään apuna henkilökohtaisen harjoitusohjelman laatimisessa ja kunnan seurannassa. Raja-arvojen määrittämiseen tarvitaan myös muita muuttujia, joita ovat hengitystilavuus, syke ja laktaattipitoisuus veressä.

#### 3.2 Käyttö terveydenhuollossa

Terveydenhuollossa sekä sairaaloiden tehohoidoissa ja leikkauksissa analysointia käytetään uloshengitysilman monitorointiin.  $O_2$ - ja  $CO_2$ -pitoisuuksien seurannalla varmistetaan hengityselinten toiminta sekä tarkkaillaan soluissa tapahtuvan hapen palamisreaktion tehokkuutta.

Anestesian valvonnassa tarkkailtavia kaasuja ovat  $O_2$ ,  $N_2O$  (typpidioksidi),  $CO_2$  sekä höyrystetyn nukutusaineen määrä (Anesthetic agent). Keuhkosairauksien parissa  $CO_2$  -pitoisuuksia tarvitaan mm. hyperventilaatiotesteissä, hengitysvaikeuksien tarkkailussa, tupakoitsijoiden ongelmia seurattaessa sekä sydän- ja verisuoniongelmiin tutkimisessa. Muita keuhkotuuletukseen liittyviä parametreja ovat hapen prosentuaalinen osuus uloshengityksessä, hengitysvaihe ja hengitystilavuus. Mittauksesta ulostulona saatava  $CO_2$ -profiili kertoo mm. hengityksen laadusta ja mahdollisista tukkeumista. Lääketieteen diagnostiikassa hengityskaasuanalysointia avulla voidaan diagnosoida sairauksia kuten astmaa (typpimonoksidi) ja munuaissairauksia (ammoniakki).

---

### 3.3 Maksimaalisen hapenkulutuksen määrittäminen

Maksimaalinen hapenkulutus ( $VO_2\max$ ) on ominaisuus, jossa yhdistyvät hapen sisäänottoon, kuljetukseen, välittämiseen ja käyttämiseen erikoistuneiden elinten toimintakyky.  $VO_2\max$  on enemmän kuin yksittäisten elintoimintojen summa, mutta myös yksittäisen elimen toimintakyky riippuu kaikkien yhteisvaikutuksesta. Hapenkulutuksen määrä riippuu keuhkotuuleuksesta, veren ominaisuuksista, veren virtauksesta, kaasujen vaihdosta kudosten kesken ja solujen kapasiteetista toimia aerobisesti (Mero et al. 2004, 333-344).

$VO_2\max$  määritetään suoralla mittauksella hengityskaasuanalysaattorin avulla.  $VO_2\max$  mittaus suoritetaan yleensä nousujohteisella kuormituksella juoksumatolla, polkupyöräergometrillä tai muulla lajinomaisella kuormituslaitteella. Eri urheilulajien tarpeisiin on kehitetty useita erilaisia mittausmenetelmiä ja kuormitustapoja, koska  $VO_2\max$  on voimakkaasti sekä laji- että mittausasetelmaspesifinen ominaisuus (Mero et al. 2004, 333-344).

Hapenkulutus kasvaa suorassa suhteessa kuormituksen lisäykseen, mutta maksimitestin lopussa saavutetaan kohta, jolloin hapenkulutus ei enää nouse, vaikka kuormitusteho kasvaisikin.  $VO_2\max$  on testin aikana mitattu suurin hapenkulutuksen arvo (l/min tai ml/kg/min) (Mero et al. 2004, 333-344).

Maksimaalisen hapenkulutuksen määrittämiselle asetetaan kuitenkin useita eri kriteereitä, jotka tulee täyttyä testin aikana. Käytössä olevat  $VO_2\max$  arvon määrittämisen kriteerit vaihtelevat jonkin verran. Seuraavassa on esitetty Australian urheilukomitean tärkeimmät vaatimukset (Gore 2000, 114-127):

1.  $VO_2$  arvo ei kasva, vaikka kuormitus kasvaa
2. R arvo  $> 1.10$  (respiratory exchange ratio)
3. 5min testin jälkeen mitattu laktaatti  $> 8.0$  mmol/l

Hapenkulutus  $VO_2$  voidaan laskea seuraavasti:

$$VO_2 = Q \times avO_2 \text{ ero}$$

Q = sydämen minuuttitilavuus = iskutilavuus x sykefrekvenssi

avO<sub>2</sub> ero = valtimon ja keuhkovaltimon välinen O<sub>2</sub> ero

Toisaalta

$$VO_2 = Ve \times (FiO_2 - FeO_2)$$

Ve = uloshengityksen minuuttitilavuus, ventilaatio

FiO<sub>2</sub> = sisäänhengitysilman happipitoisuus

FeO<sub>2</sub> = uloshengitysilman happipitoisuus

$$R = VCO_2 / VO_2 \text{ (STPD)}$$

### 3.4 true O<sub>2</sub> -määrittäminen

Hapenkulutuksen määrittämisessä vaikuttavia tekijöitä ovat elimistöön jäävä hapen määrä (sisään- ja uloshengityksen välinen ero) sekä hengitystilavuus. Sisäänhengitysilman

typpipitoisuus on vakio (79,04% argon mukaan lukien), mutta uloshengitysilman pitoisuus vaihtelee n. 79,04% – 79,60%:n välillä. Typen pitoisuus uloshengitysilmassa on riippumaton elimistön aineenvaihdunnasta, joten sen pitoisuuden vaihtelu kertoo, että elimistöön jäävät happimolekyylit eivät korvaudu vastaavalla määrällä aineenvaihdunnan tuottamilla hiilidioksidimolekyyleillä. Tämän vuoksi uloshengitysilman tilavuus ei ole täysin sama kuin sisäänhengitysilman, vaan tilavuuksien välinen ero on suoraan riippuvainen typpipitoisuuden muutoksista. Sisäänhengitysilman tilavuus voidaan määrittää uloshengitysilman pitoisuuden ja typen suhteellisen muutoksen avulla (Haldane muunnos) (McArdle et al. 2001, 1119-1120):

$$V_I (STPD) = V_e (STPD) \times (\%N_{2e} / \%N_{2i})$$

$V_e$  = uloshengityksen minuuttitilavuus

$V_i$  = sisäänhengityksen minuuttitilavuus

$$\%N_{2i} = 79,04$$

$$\%N_{2e} = \text{uloshengitysilman typpipitoisuus} = (100 - (\%O_{2e} + \%CO_{2e}))$$

Yllä olevasta kaavasta voidaan johtaa hapenkulutuksen laskukaava, jossa huomioidaan myös typpipitoisuuden vaihtelut uloshengitysilmassa:

$$VO_2 = V_e \times ((\%N_{2e} \times 0,265) - \%O_{2e})$$

Yllä olevassa yhtälössä olevaa happipitoisuutta kutsutaan **true O<sub>2</sub>** hapeksi, joka kuvaa kulutetun hapen määrää millä tahansa uloshengitystilavuudella (McArdle et al. 2001, 1119-1120). Tämän tutkimuksen mittausosiossa osa hapenmittaustuloksista käsitellään true O<sub>2</sub> -arvoina.

## 4. NYKYISET ANALYYSILAITTEISTOT

Hengityskaasujen analysoinnissa tarvittavien suureiden perusmittaukset ovat hapen ja hiilidioksidin pitoisuuksien mittaukset.  $O_2$  ja  $CO_2$  muodostavat hengitysilman koostumuksesta osan, loppupitoisuuksien muodostuessa lähinnä tpeystä ja vesihöyrystä. Maksimaalisen hapenkulutuksen  $VO_{2max}$  arvon määrittämiseksi tarvitaan lisäksi hengitystilavuuden  $V_E$ , sykkeen, laktaatin ja lämpötilan mittaukset. Laktaattipitoisuus verestä mitataan erillisellä laitteistolla, joten sen osuutta ei käsitellä tässä dokumentissa. Myöskään sykkeen, lämpötilan ja paineen mittauksen toteuttamiseen ei tässä dokumentissa tarkemmin puututa.

### 4.1 Hapen ( $O_2$ ) mittaus

Markkinoilla olevissa hengityskaasuanalysointilaitteissa on käytössä useita erityyppisiä  $O_2$  –mittausmenetelmiä. Kuitenkin kolme menetelmää (galvaaninen polttokenno, paramagneettinen anturi ja elektrokemiallinen kenno) ovat nykyisissä laitteissa yleisimmin käytössä (Macfarlane 2001):

1. Galvaaninen polttokenno. Sähkökemialliset järjestelmät käyttävät joko polarograafista elektrodia (polaograph/Clark elektrode) tai galvaanista polttokennoa (galvanic fuel cell). Näissä mittausmenetelmissä mitataan virtaa, joka on suhteessa hapen osapaineeseen. Perinteisesti tätä mittausmenetelmää on käytetty järjestelmissä, joissa välitön mittausvaste ei ole ollut kriittinen osatekijä. Nykyisin mittausjärjestelmän nopeutta on saatu parannettua ja päästään jopa alle 200ms (90% askelvaste) vasteaikoihin. Tämän ansiosta menetelmä soveltuu myös henkäys-henkäykseltä (BxB) tapahtuviin mittauksiin. Tämän mittausmenetelmän etuihin kuuluu pieni koko ja yksinkertainen rakenne, joiden ansiosta se soveltuu hyvin erityisesti kannettavaan laitteisiin. Mittausmenetelmän huonoja puolia ovat suhteellisen lyhyt elinikä (6-12 kk) sekä stabiilisuuteen ja hystereesiin liittyvät ongelmat.

2. Paramagneettinen anturi. Paramagneettiseen mittausmenetelmään perustuvat analysointilaitteet ovat yleisin markkinoilla oleva laitetyyppi. Mittausmenetelmä perustuu hapen paramagneettisiin ominaisuuksiin. Menetelmässä kaasunäyte ja referenssikaasu (huoneilma) viedään erillisiin kammioihin, joita erottaa herkkä paineanturi. Sähkömagneetin avulla näytekaasukammioon luodaan muuttuva magneettikenttä, joka saa happimolekyylit liikkeelle. Tämä aiheuttaa paineen muutoksen, joka on verrannollinen hapen osapaineen erotukseen kaasunäytteiden välillä. Mittausmenetelmän etuna on stabiilisuus ja vähäinen huoltotarve. Myös tämän mittausmenetelmän vasteajat olivat vanhemmissa analysointilaitteissa pitkiä, mutta nykyisin tälläkin menetelmällä päästään henkäys-henkäykseltä suoritettavan mittauksen vaatimiin vasteaikoihin (<200ms, 90% askelvaste). Haittapuolena on kallis hinta sekä herkkyyden näytteen epäpuhtauksille.

3. Elektrokemiallinen kenno. Zirconia-polttokenno on elektrokemiallinen galvaaninen kenno, joka koostuu zirconium -elektrolyytistä ja platinaelektrodeista. Elektrolyytti toimii puoliläpäisevän kalvon tavoin happi-ioneille. Mittausmenetelmässä saadaan hapen osapaineeseen verrannollinen jännite. Menetelmän etuina ovat vähäinen huoltotarve, tarkkuus, stabiilisuus sekä nopea vaste (<100ms). Menetelmän heikkoutena voidaan pitää herkkyyttä rakennetta, sekä pitkää esilämmitysaikaa. Myös näytteen (hengityskaasun) virtausnopeuden tulisi olla suhteellisen nopea.

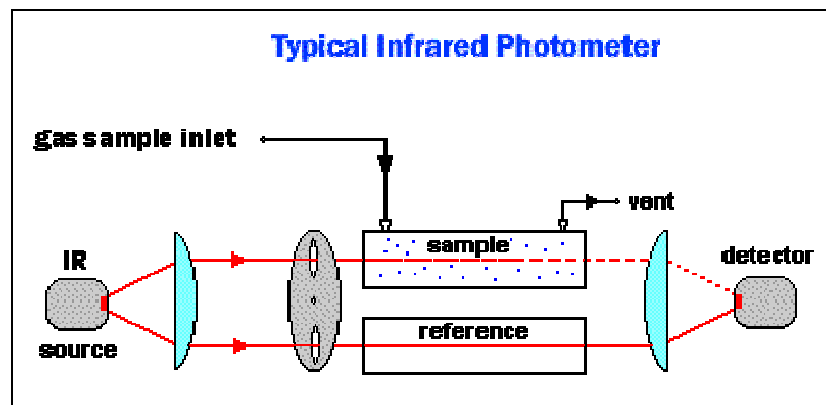


4. Muut. Muita käytössä olevia hapen mittausmenetelmiä ovat magnetoakustinen anturi, flueresenssi, oksitometri sekä laser/diodilaser. Näitä menetelmiä käytetään nykyisissä hengityskaasuanalysaattoreissa harvoin.

#### 4.2 Hiilidioksidin (CO<sub>2</sub>) mittaus

Lähes kaikki markkinoilla olevat hengityskaasuanalysaattorit nojautuvat CO<sub>2</sub> –pitoisuuden mittauksessa infrapunatekniikkaan. Hiilidioksidi absorboi voimakkaasti infrapuna-alueella olevaa valoa. Mittausjärjestelmässä valolähteenä käytettävän infrapunälähttimen säde jaetaan kahteen erilliseen signaalitiehen. Toinen säde johdetaan näytekaasun lävitse ja toinen referenssikaasun läpi. Detektorin edessä olevan pyörivän chopper kiekon avulla valonsäteet katkaistaan määrävälein, jolloin saadaan aikaiseksi oskilloiva signaali. Oskilloivan signaalin suuruus on suhteessa näytekaasun ja referenssikaasun väliseen eroon. Mittausmenetelmää kutsutaan nondispersiiviseksi infrapunamittaukseksi (NDIR). Mittausmenetelmän etuina ovat tarkkuus ja luja rakenne. Haittapuolena pidetään sen herkkyyttä mittauskammioon tiivistyvälle kosteudelle.

Seuraavassa kuvassa (Kuva 3) on esitetty NDIR (non-dispersive infrared) menetelmän toimintaperiaate. Toisessa kammiossa on analysoitava kaasunäyte ja toisessa referenssikaasu (esim. huoneilma). Sensorille saapuvien säteiden energioilla on ero, joka on verrannollinen analysoitavan kaasun pitoisuuksien eroon näytteen ja referenssin välillä ([http://www.k2bw.com/5\\_c\\_18.htm](http://www.k2bw.com/5_c_18.htm)).



Kuva 3. NDIR mittauksen periaatekuva [http://www.k2bw.com/5\\_c\\_18.htm](http://www.k2bw.com/5_c_18.htm))

#### 4.3 Ventilaation (V<sub>E</sub>) mittaus

Mittaustekniikan perussääntöjen mukaan tulisi mitata sitä suuretta joka halutaan selvittää eikä mitään muuta. Kaasun tilavuus mittareilla on kuitenkin useita epäedullisia ominaisuuksia (suuri koko, massa joka aiheuttaa kitkaa, vuodot, resistanssi), jonka vuoksi niitä ei käytetä hengityskaasuanalysaattoreissa. Hengityskaasuanalysaattoreissa käytetään ventilaation mittaamiseen virtausmittausta ”Flow sensing devices”; virtausmittauksessa anturi generoi signaalin, joka on suhteellinen kaasun virtaukseen. Kaasun tilavuus saadaan integroitua ajan suhteen. Virtausmittareita (pneumotakometrejä) on käytössä useita erilaisia malleja:

1. Paine-ero

2. Turbiini
3. Pitot-putki
4. Massavirtaus (kuumalanka)
5. Pneumotakometri
6. Massavirtausanturi
7. Jaegerin digitaalinen tilavuusanturi (TripleV)

#### 4.4 Muut mittaukset ja nykytaso

Hengityskaasuanalysointilaitteiden muut perusmittaukset muodostuvat seuraavista mittauksista:

- Lämpötila
- Kosteus
- Ilmanpaine
- Syke

Yleisimmin käytössä olevien hengityskaasuanalysointilaitteiden mittaustarkkuuden nykytasosta tehty vertailututkimus on tämän dokumentin liitteenä (Liite 1).

#### 4.5 Jatkokehitystarpeet

Finn-Medi Research Oy on vuonna 2005 tehnyt selvitystutkimuksen hengityskaasuanalyysistä Suomessa (Kailanto & Loimi 2005). Tutkimuksessa tehtyjen kyselytutkimusten pohjalta on määritetty hengityskaasuanalysointilaitteiden jatkokehitystarpeita ja käyttäjien toiveita. Seuraavassa suora viite kyseisen tutkimuksen arvioista jatkokehitystarpeiksi:

”Tutkimusten pohjalta voidaan havaita, että suurimmat kehitystoiveet hengityskaasuanalysointilaitteiden osalla kohdistuvat kokoon ja langattomuuteen. Keveys ja pienikokoisuus korostuvat erityisesti urheilupuolella, koska mittauksia haluttaisiin tehdä eri lajeja harjoitettaessa. Tämän hetkiset laitteet ovat myös kohtuullisen hintavia, joten käyttäjäkunta on pieni. Tässä tapauksessa uudelle laitteelle siis olisi selvää kysyntää. Esim. urheiluseurat voisivat olla yksi potentiaalinen segmentti edullisemmalle hengityskaasuanalysointilaitteelle.

Lääketieteellisellä puolella laitteistot ovat monimutkaisempia kokonaisuuksia ja yhden osa-alueen (hengityskaasuanalysointilaitteen) muutoksille ei osattu esittää yhtä selkeitä toiveita kuin liikuntapuolella. Hoito- ja tutkimuslaitteistot hankitaan pääosin suurempina kokonaisuuksina, joten yhteistyö jonkin laitteistoja valmistavan yrityksen kanssa saattaisi olla järkevää. Kuitenkin pienikokoisuutta ja langattomuutta kaivattiin lääketieteen puolellakin samoin kuin laitteiden määrän vähentämistä minimiin. Mitä vähemmän potilaan ympärillä on laitteita ja johtoja sen parempi.

Nopeutta ja tarkkuutta pidettiin nykyisissä laitteissa pääosin riittävinä. Kuitenkin, erityisesti anestesiahoitossa kaivattiin reaaliaikaisuutta, mikä nykylaitteilla ei täysin toteutunut. Lisäksi esille tuli joitain ideoita, erityisesti liikuntasektorilla, joihin entistä nopeampana analysaattoria voitaisiin käyttää. Jos laite halutaan kannettavaksi, siinä ei saa olla mitään liikkuvia osia, jotka voisivat vahingoittaa kenttäkäytössä.

Toiveita kohdistui myös muiden kaasujen kuin hapen ja hiilidioksidin mittaamiseen. Mm. typpioksidi, typpidioksidi ja häkä olivat kaasuja, jotka tulivat keskusteluissa esille. Näiden ja mahdollisesti muiden molekyylien etsiminen hengityskaasuista avaisi uusia mahdollisuuksia sairauksien tutkintaan ja mahdollisesti jopa diagnosointiin. Diabetesta sairastavan uloshengitysilmaan erittyy asetonia ja astmapotilailla typpioksidia. Tässä tapauksessa laitteen erottelukyvyn tulisi olla erittäin hyvä, jotta pienet ainemäärät saataisiin esille. Seuraavassa taulukossa (Taulukko 2) on esitetty haastatteluissa esiintulleita toiveita.

Taulukko 2. Hengityskaasuanalyssaattoriin liittyviä toiveita eri tutkimusalueilla.

Aihealue	Parannustoiveita	Nopeus	Tarkkuus	Akun kesto	Mitattavat kaasut	Kannettavuus
<b>Liikunta</b>	Kannettavuus, pienikokoisuus, halvempi hinta	Nykyinen nopeus on riittävä	Nykyinen tarkkuus on riittävä	Min. 2 tuntia. Joissakin testeissä pidempikin.	O <sub>2</sub> ja CO <sub>2</sub>	Mahdollistaa kenttäkokeet ja lajikohtaiset testit
<b>Anestesia</b>	Langattomuus, viiveettömyys, näyteilman palautus hengityskierto	Nykyinen nopeus on riittävä.	Nykyinen tarkkuus on riittävä	2 - 3 tuntia potilassiirroissa, normaalihoitoon aikana jopa päiviä.	O <sub>2</sub> , CO <sub>2</sub> , N <sub>2</sub> O ja höyrystetty nukutusaine	Ei juuri hyötyä, potilas on kuitenkin paikallaan
<b>Keuhkosairaudet ja unitutkimus</b>	Langattomuus	Nykyinen nopeus on riittävä.	Nykyinen tarkkuus on riittävä	Yön yli, eli reilu kahdeksan tuntia	O <sub>2</sub> ja CO <sub>2</sub>	Parantaisi kotihoidon mahdollisuutta ja voisi olla hyödyksi ambulansseissa

Haastatteluiden perusteella eniten kiinnostusta uudelle analysaattorille löytyi liikuntasektorilta (jolta tosin oli myös suurin otanta). Pienikokoisten ja kannettavien laitteiden nähtiin tuovan selviä lisämahdollisuuksia tehtäville testeille. Pienikokoisen analysaattorin voisi ajatella liitettävän suoraan maskiin. Maskin paikallaan pysymisen ja käytettävyyden kannalta on oleellista, että analysaattori virtalähde ja radiolähetin/muisti eivät paina liikaa. Jos virtalähdettä ja lähetintä/muistia ei saada riittävän kevyeksi, ne on sijoitettava maskin ulkopuolelle. Nykyiset laitteet painavat yli 0,5kg, josta merkittävä osa tulee akun painosta.

Hinnan puolesta todettiin, että nykyisiä laitteita halvempi hinta todennäköisesti lisäisi kysyntää laajemminkin. Esimerkiksi keuhkotutkimuspuolella tarvetta nähtiin olevan nykyistä käyttöä enemmän ja edullinen laite voisi mahdollistaa käytön myös kotihoidossa. Liikuntapuolella

nähtiin mahdollisuus siihen, että jos laite saataisiin todella halvaksi, sitä voisi jopa markkinoida yksityisille kuntoilijoille.

Mikäli fotoakustisella menetelmällä saadaan näytteestä esille CO<sub>2</sub>- ja O<sub>2</sub>-pitoisuuksia voitaisiin käytössä olevien analysaattoreiden sensorit korvata yhdellä ainoalla sensorilla. Tässä tapauksessa sensorin olisi oltava yksinkertainen ja edullinen, jotta laite olisi kilpailukykyinen.

Valon lähteenä fotoakustisessa menetelmässä käytetään diodilaseria. Tavallinen diodilaser on kuitenkin kustannuksiltaan sen verran korkea, että se pitäisi korvata toisenlaisella valonlähteellä. Vertical Cavity Surface Emitting Laser (VCSEL) voi tarjota yhden vaihtoehdon, jos vain sen lähettämän säteen teho on riittävä.

Tiedossa on, että Oxigraf:n valmistama laser spektroskopiaan perustuva laite pystyy havaitsemaan O<sub>2</sub> molekyyliä näytteestä nopeasti ja riittäväällä tarkkuudella. Edullisempaa laseria käyttämällä voitaisiin valmistuskustannuksia laskea. Jos VCSEL yhdessä akustisen sensorin kanssa pystyy tarjoamaan tarpeeksi tehokkaan O<sub>2</sub>-molekyylien havainnointi menetelmän edullisesti, on mahdollista, että kyseiselle kokoonpanolle olisi tarvetta lääketieteen ja urheilun saralla.”

---

## 5. KÄYTÖSSÄ OLEVAT MITTAUSMENETELMÄT

### 5.1 Mittausmenetelmät ja tarkkuuden arviointi

Hengityskaasuanalysointien mittaustarkkuuden arvioinnista ja mittausten järjestämisestä on tietoa saatavilla lähinnä yksittäisissä tutkimuksissa hyväksi havaituista järjestelyistä. Lisäksi kokemusperäistä testilaboratorioissa kerättyä aineistoa käytetään hyväksi. Maailmanlaajuisista organisaatioista tai standardoimisjärjestelmästä ei ole alalle luotu. Pisimmällä mittausten tarkkuuden ja mittaustarkkuuden arvioinnin standardisoinnissa on Australian urheilukomission laatuohjelma ”AIS National Sport Science Quality Assurance Program (NSSQA)”. Onkin suositeltu että sekä hengityskaasuanalysointien valmistajat että tutkimuslaboratoriot tarkistaisivat ohjeidensa ja laitteistonsa täyttävän em. organisaation asettamat laatuvaatimukset (Macfarlane 2001).

Automaattiset hengityskaasuanalysointilaitteet ovat nykyisin yleistyneet laajalti ja niitä käytetään yleisesti terveydenhuollossa, sairaanhoidossa, urheilijoiden ja kuntoilijoiden testauksessa sekä erilaisissa tutkimuksissa. Hengityskaasuanalysointilaitteiden mittaustarkkuus ja laatu vaihtelee jonkin verran (Macfarlane 2001), mutta mikäli niiden huollosta ja kalibroinnista huolehditaan säännöllisesti, tuottavat ne pääsääntöisesti riittävän tarkkoja tuloksia (Prieur et al. 2003).

Viime vuosien aikana kannettavia, langattomia, henkäys-henkäykseltä mittaavia hengityskaasuanalysointilaitteita on ilmestynyt markkinoille yhä enemmän (esim. Jaeger, Cosmed ja Cortex). Kannettavat ja langattomat laitteet tuovat paljon etuja ja uusia sovelluskohteita verrattuna laboratoriolaitteisiin. Etenkin urheilutestauksessa ja tutkimuksissa voidaan testaus suorittaa kenttäolosuhteissa, lajinomaisen harjoituksen yhteydessä. Toisaalta kannettavat laitteet tuovat uusia epävarmuustekijöitä, joista suurimpina ovat vaativan mittaustekniikan miniaturisointi, liikkumisen aiheuttamat räsäykset sekä langaton kommunikointi.

Hengityskaasuanalysointilaitteen validiteettia selvittäessä, voidaan tutkimus jakaa kolmeen erilliseen toisistaan riippumattomaan vaiheeseen:

1. Laitteen taustatietojen ja spesifikaatioiden selvitys. Mittausmenetelmien ja –tarkkuuksien selvittäminen laitteesta saatavien dokumenttien sekä mahdollisten tutkimusten perusteella. Spesifikaatioiden vertailu markkinoilla oleviin vastaaviin laitteisiin.
2. Mittaukset laboratorio-olosuhteissa. Tutkittavaa hengityskaasuanalysointilaitetta testataan esimerkiksi tekokeuhkojen tai hengityskaasusimulaattorin avulla. Nykyisin käytössä olevista menetelmistä yleisin on sisään- ja uloshengitystä simuloivien hengityskaasusimulaattoreiden käyttö. Uusimpien simulaattoreiden tuottaman vakioidun virtauskaasun parametrit ovat säädettävissä (virtausnopeus, kaasun koostumus, hengitysfrekvenssi). Simulaattoreiden avulla voidaan tutkia tarkasti hengityskaasuanalysointilaitteen ominaisuuksia ja tarkkuutta vakioiduissa olosuhteissa. Simulaattorit ottavat huoneilmaa ja sekoittavat siihen kalibrointikaasua, jolla pyritään saamaan aikaiseksi hengityskaasua vastaava seos.. Simulaattorit eivät kuitenkaan täysin korvaa todellisella koehenkilöllä, todellisissa olosuhteissa suoritettuja mittauksia, koska hengityksen ja hengitysilman vaihtelevuutta ei voida huomioida. Jotkut simulaattorit kykenevät tuottamaan vain kuivaa tai täysin saturoitunutta kaasua, jolloin hengitysilman kosteuden ja lämpötilan muutosten vaikutusta ei voida täysin huomioida. Esimerkki

uusimmista simulaattoreista on GESS (Prieur et al. 1998). GESS:n avulla voidaan hapenkulutusta  $VO_2$  simuloida levosta maksimiin, muuttamalla ventilaatiota VE (0-150L/min), hengitystilavuutta ja –frekvenssiä. GESS tuottaa lämmintä, vesihöyrystä täysin saturoitunutta uloshengitysilmaa. Sen tarkkuus on <2% ( $VO_2$  ja  $VCO_2$ ) (Prieur et al. 1998). Muita esimerkkejä simulaattoreista ovat mm. Vacumed, Jaeger ja MaxII (Gore et al. 1997), (<http://www.ais.org.au/las/indirect.asp>). Simulaattorilla saatuja mittaustuloksia voidaan tarkastella sellaisenaan simulaattorin antamien säätöparametrien perusteella. Usein mittaustuloksia kuitenkin verrataan referenssilaitteistolla saatuihin tuloksiin. Simulaattoreita käytetään nykyisin myös hengityskaasuanalysaattorien kalibrointirutiineissa.

3. Vertailumittaukset todellisissa olosuhteissa. Mittaukset suoritetaan todellisissa käyttöolosuhteissa esimerkiksi urheilijoilla. Mittaustuloksia verrataan referenssilaitteistolla saatuihin tuloksiin. Tällä menettelyllä voidaan taata analysaattoreiden testaus todellisissa käyttöolosuhteissa. Parhaat urheilijat voivat saada aikaiseksi 250L/min ventilaation, jota ei nykyisten simulaattoreiden avulla saada aikaiseksi. Korkeilla virtausnopeuksilla on havaittu ongelmia mittaustarkkuuden kanssa, johtuen mahdollisista vuodoista sekä virtausmittareiden suorituskyvystä. Tutkimustulosten perusteella ventilaation mittauksen epätarkkuudesta aiheutuu suurimmat vaihtelut  $VO_2$  ja  $VCO_2$  tuloksissa analysaattoreiden välillä. Ongelmallista tässä menetelmässä on koehenkilöiden päivittäisen suorituskyvyn vaihtelevuus.

Saatujen mittaustulosten vertaileminen referenssilaitteiston kanssa:

1. Perinteinen standardoitu menetelmä on ollut Douglas Bag metodin (DBM) käyttö vertailumittauksena. DBM menetelmässä näytekaasu kerätään standardoituun ”pussiin” mittauksen aikana ja analysoidaan myöhemmin laboratoriolaitteilla. DBM-menetelmä on kuitenkin monimutkainen, hidas ja kallis tutkimusmenetelmä. Siinä on myös muutamia teknisiä ongelmia kuten näytekaasun kontaminoituminen näytepussin läpi. Lisäksi näytekaasun kerääminen samanaikaisesti rinnakkain testattavan laitteiston kanssa on vaikeaa. Myöskään henkäys-henkäykseltä suoritettavat analyysit eivät onnistu (Carter & Jeukendrup 2002). DBM- menetelmän käyttö on jäänyt nykyisin vähemmälle ja tilalle on kehitetty uusia menetelmiä.
2. Toinen perinteinen standardoitu menetelmä on kemiallisen Scholander metodin käyttäminen hengityskaasujen analysoinnissa. Menetelmä on hyvin tarkka ja luotettava, joten sitä käytetään mm. laitteistojen mittaustarkkuuksien selvittämiseen. Menetelmän käyttäminen vaatii kuitenkin paljon aikaa, koulutetut käyttäjät sekä kalliit laitteistot (McArdle et al. 2001. 178-180).
3. Mikäli simulaattoria ei ole käytettävissä tai ei täysin luoteta sen ilmoittamiin säätöarvoihin tai halutaan muuten verrata eri laitteita keskenään, käytetään vertailumittausta. Vertailumittauksessa kaksi tai useampi hengityskaasuanalysaattori kytketään mittaamaan joko rinnan tai sarjaan. Sama hengityskaasu virtaa kaikkien laitteiden lävitse ja mittaustuloksia verrataan laitteiden välillä. Mikäli laitteita ei voida kytkeä käyttöön samanaikaisesti, joudutaan mittaukset suorittamaan vaiheittain

vuorotellen. Tästä aiheutuu kuitenkin suuria virhelähteitä ja epävarmuustekijöitä varsinkin käytettäessä todellisia koehenkilöitä.

## 5.2 Validiteetin ja luotettavuuden arviointi

Lähes kaikki hengityskaasuanalysaattorien valmistajat lupaavat erittäin tarkkoja mittaustuloksia ja laskennallisia analyyskejä. Kuitenkin laitteiden välisissä vertailutesteissä havaitaan hyvinkin suuria eroja eri laitteiden välillä (Mänttari et al. 2006), (Hiilloskorpi et al. 2000). Vertailtaessa hengityskaasuanalysaattoreiden keskinäistä mittaustarkkuutta ei riitä pelkästään lasketun hapenkulutuksen  $VO_2$  ja tuotetun hiilidioksidin  $VCO_2$  välinen vertailu. Tällöin jätetään eroavaisuuksien aiheuttajat huomioimatta. Tämän vuoksi on tärkeää verrata mitattavan kaasun osakomponenttien ( $FeO_2$  ja  $FeCO_2$ ) sekä ventilaation välisiä eroja. Vertailututkimusraporteissa nämä on ilmoitettu usein puutteellisesti, mutta niissä raporteissa joissa kaasun osakomponentit on ilmoitettu, on eri laitteiden välillä havaittu suuria eroja. Esimerkiksi Babineau ym. raportoivat 10-17% suuruisia eroja  $VO_{2max}$  arvoissa verratessaan kolmea erilaista hengityskaasuanalysaattoria keskenään (Babineau et al. 1999). Toisaalta eräissä muissa tutkimuksissa on raportoitu yksittäisillä laitteilla hyviä toistettavuuksia (<5%) mittaustuloksissa, vaikka laitteiden väliset keskinäiset erot mittaustuloksissa olivat n. 20%:n luokkaa (Hodges et al. 2005). Keskinäisten erojen suuruusluokka on erityisen hankala urheilijoiden tutkimuksessa, jossa laitteista aiheutuvat tulosten vaihtelut voivat hämmentää sekä urheilijoita että valmentajia. Seurantamittaukset tulisikin suorittaa aina samassa laboratoriossa, samalla laitteistolla, mikäli se on mahdollista.

Eri tutkimuksista saatuja raportteja verrattaessa voidaan päätellä, että systemaattiset virheet tai erot mittaustuloksissa voivat olla hyvin yleisiä. Mikäli laboratoriot kuitenkin huolehtivat säännöllisistä huolloista ja kalibroinneista voidaan niiden mittaustulosten luotettavuutta ja toistettavuutta pitää hyvänä. Ongelmia mittaustulosten vertailukelpoisuuden kanssa saattaa aiheutua hengityskaasuanalysaattorin vaihtuessa toiseen.

Hengityskaasuanalysaattorien vertailumittauksista tehtyjen raporttien perusteella voidaan päätellä, että alle 5%:n virhemarginaali eri laitteiden tai laboratorioden välillä on vaikeaa saavuttaa. Mahdotonta se ei kuitenkaan ole, sillä esim. Skinner on tutkinut neljän eri laboratorion välisiä mittaustuloksia samanlaisella analysaattorilla (Sensor Medics) ja raportoi 4.1%:n marginaalin  $VO_{2max}$  arvojen välillä.

Validoinnissa huomioitavia seikkoja:

Hengityskaasuanalysaattoreiden validoinnissa ja mittaustarkkuudessa on raportoitu eri tutkimusten mukaan huomattavia eroja. Merkittävimmät erot ovat johtuneet (Hodges et al. 2005):

1. Erilaisista mittausmenetelmistä ja ohjelmistoista näytteenotossa ja analysoinnissa aiheutuvat eroavaisuudet ja virheet
2. Analysaattorissa olevasta vesihöyrystä ja tiivistyneestä kosteudesta. Vesihöyryn paineen ( $PH_2O$ ) huomioitta jättäminen voi aiheuttaa jopa 25%:n mittausvirheen hapen mittaustulokseen ( $FeO_2$ ) ja siten vaikuttaa merkittävästi lasketun hapenkulutuksen  $VO_2$  tulokseen (Withers & Gore 2000, 114-127).

3. Analysaattorin viiveistä ja mittaushetken ajoituksesta eri virtausnopeuksilla. Tästä aiheutuvat todennäköisesti suurimmat virheet mittaustuloksissa. Erityisesti henkäys-henkäyksellä suoritettavissa mittauksissa virheellinen ajoitus näytekaasun virtauksen ja näytteenottohetken välillä voi aiheuttaa jopa 30%:n virheen  $VO_2$  tuloksissa korkeilla hengitysfrekvensseillä (Hodges et al. 2005).
4. Hengityskaasun virtausnopeuden vaihtelusta ja virtausmittarin epätarkkuudesta/vuodosta etenkin korkeilla virtausnopeuksilla
5. Hapen  $O_2$  mittauksen epätarkkuudesta. 0.1%:n virhe hapen mittauksessa aiheuttaa 3%:n virheen hapenkulutuksen  $VO_2$  arvioinnissa (<http://www.ais.org.au/las/indirect.asp>).
6. Langattoman lähetyksen viiveistä/virheistä
7. Ulkoisista häiriöistä ja mittauksen keskiarvoistuksen eroista
8. Lämpötilamittauksen virheistä. 2 °C mittausvirhe tai virhearvio voi aiheuttaa yli 3%:n virheen  $VO_2$  tuloksiin (Maud & Foster 2006, 9-37).

Hengityskaasuanalysointilaitteiden valmistajien tulisi yksiselitteisesti kuvata menetelmät, joiden avulla mitatuista  $O_2$  ja  $CO_2$  -arvoista sekä ventilaatiosta lasketaan  $VO_2$ ,  $VCO_2$  ja  $V_E$ . (Miles et al. 1994) mukaan menetelmien epätarkka kuvaus tai niiden puuttuminen vaikeuttaa eri laitteiden keskinäistä vertailua ja saattaa aiheuttaa virheitä.  $VO_2$  laskennan virheet voivat johtua virheistä ventilaation,  $O_2$ ,  $CO_2$ , lämpötilan tai paineen mittauksissa. Edellä mainitusta ventilaation mittaus on kriittisin (Macfarlane 2001).

Hengityskaasuanalysointilaitteilla suoritettujen mittausten luotettavuus ja tarkkuus riippuu jokaisesta yksittäisestä mittauksesta. Lopputuloksen oikeellisuuteen vaikuttavat sekä yksittäisten mittaustulosten tarkkuus että käytetyt laskentamenetelmät.

Mittaustulosten vaihtelevuuden osalta vaikuttavia tekijöitä ovat sekä mittaustarkkuuteen liittyvät tekijät että koehenkilön biologiset vaihtelut. On esitetty että samalla koehenkilöllä suoritettujen peräkkäisten mittaustulosten vaihtelusta 90% aiheutuu biologisista päivittäisistä vaihteluista ja 10% mittausteknisistä vaihteluista (Macfarlane 2001). Tutkimusten mukaan  $VO_2$  ja  $V_E$  tulosten päivittäinen heilahtelu sisältäen sekä biologiset että tekniset vaihtelut voivat olla n. 4% (Hodges et al. 2005).

Hengityskaasuanalysointilaitteiden keskinäisistä vertailuista niiden validoimiseksi sekä luotettavuuden ja mittaustarkkuuden varmistamiseksi ei ole olemassa yhtenäistä standardia eikä harmonisoituja menetelmiä. Yksittäisissä raporteissa on kuitenkin esitetty menettelytapoja ja annettu esityksiä testimenetelmien yhtenäistämistä. Englantilainen tutkijaryhmä on esittänyt raportissaan päähuolenaiheet sekä ehdotukset ongelmien ratkaisemiseksi (Hodges et al. 2005):

1. Validointimenettelyssä ei ole olemassa yhtenäistä linjaa testiprotokollasta (esim. Mittausasetusten muutos askelvasteena vs. rampina). Koska hengityksen steady-state –tilan saavuttaminen kestää n. 3-4 minuuttia, **suositellaan että laitteiden keskinäisissä vertailututkimuksissa käytetään askelmuutoksia joiden kesto on 4 minuuttia.**
2. Testaustilanteen järjestämisessä on käytössä erilaisia menettelytapoja (esim. pyöräergometri vs. juoksumatto). **Suosittellaan käytettävän juoksumattoa**, koska suuremman lihasaktiivisuuden vuoksi matolla saavutetaan suuremmat  $VO_2$  ja  $V_E$  tulokset.
3. Testausjärjestelyissä on eroavaisuuksia. Laitteiden välisiä vertailumittauksia suoritetaan yhtäaikaaisesti kytkemällä laitteet sarjaan tai rinnakkain. Myös peräkkäisiä mittauksia



---

suoritetaan. **Suosittelaaan että vertailevat mittaukset suoritetaan yhtäaikaaisesti kytkemällä tutkittavat laitteet rinnakkain.** Tällä menettelyllä voidaan verrata kahta tai useampaa laitetta keskenään ja varmistaa että sama näytekaasu ja virtaus saadaan kaikkiin testattaviin laitteisiin samanaikaisesti.

4. Tutkimuksissa ei aina kerrota mittausten ajoitusta (esim. Kunkin tason viimeinen minuutti) eikä myöskään mittauksen kestoja tai keskiarvoistusta. **Suosittelaaan että mittaus suoritetaan kunkin 4 minuuttia kestävän tason viimeisen minuutin ajan keskiarvoistettuna.**
  5. Mittaustulosten hyväksyttävästä tarkkuudesta on olemassa vaihtelevia käsityksiä. **Suosittelaaan että matalammilla hengitystilavuuksilla (<100L/min)  $V_E$ :n mittaustarkkuuden tulee olla  $\pm 2\%$  rajoissa ja korkeammilla (>100L/min)  $\pm 1\%$  rajoissa. Suositellaan että mitattujen hapen ja hiilidioksidin osien  $FeO_2$  ja  $FeCO_2$  mittaustulosten tulee olla  $\pm 1\%$  rajoissa. Mittaustuloksista laskettujen hapen ja hiilidioksidin kulutuksen  $VO_2$  ja  $VCO_2$  tulee olla  $\pm 3\%$  rajoissa. Suositellaan että hengityskaasuanalysointorilla saatujen  $VO_2$  ja  $VCO_2$  tulosten tulee pysyä  $\pm 2\%$  rajoissa toistettavasti.**
  6. Tulosten tilastollisissa käsittelytavoissa on eroavaisuuksia. Suositellaan että käytetään suoraviivaista menettelyä aina kuin mahdollista. **Kahden laitteen keskinäisessä vertailussa ehdotetaan käytettäväksi t-testiä ja ANOVA:a mikäli verrattavia laitteita on useampia. Luotettavuuden arvioinnissa suositellaan käytettävän Bland-Altman analyysiä, CV:tä ja intraclass korrelaatiokertoimia.**
-

## 6. UUDEN HENGITYSKAASUANALYSAATTORIN VAATIMUKSET

Hengityskaasuanalysointilaitteen kehittämisen ja testaamisen osalle voidaan asettaa seuraavanlaisia vaatimuksia ja tavoitteita:

1. Laboratorioprotolaitteen valmistaminen
2. O<sub>2</sub> ja CO<sub>2</sub> pitoisuuksien mittaaminen hengityskaasusta vähintään samalla tarkkuudella kuin nykyiset parhaat analysointilaitteet
3. O<sub>2</sub> ja CO<sub>2</sub> mittaus samalla diodilaser -menetelmällä
4. Tutkia onko mahdollista saavuttaa mittaustarkkuus nykyistä vähäisemmällä kalibrointi- ja huoltotarpeella?
5. Tutkia onko mahdollista päästä nykyistä parempaan toistettavuuteen laitteiden välillä?
6. Tutkia onko mittausjärjestelmä mahdollista toteuttaa nykyistä pienempänä konstruktiona?
7. Onko tavoitteena selvittää laboratorioproton mittaustarkkuus ja toistettavuus vai onko tavoitteena selvittää onko kyseisellä menetelmällä ylipäänsä mahdollista/kannattavaa toteuttaa prototyyppilaitteisto, jolla selvitetään mittaustarkkuus ym. parametrit?
8. Selvittää muiden kaasujen mittaus ja analysointi mahdollisuudet?
9. Miettiä virtausmittauksen toteutus?
10. Miettiä näytteenoton toteutus, perinteinen maski vai jokin vaihtoehtoinen ratkaisu?

Lauha - tutkimushankkeen puitteissa edellä mainittujen tavoitteiden toteuttamisessa saattaa eteentulevia mahdollisia ongelmakohtia:

1. Kalibraattorin hankinta
2. Näytteenottohetken määrittäminen, sisään-/uloshengitys
3. Laitteiden rinnankytkentä / yhteisen maskin käyttö
4. Vaikka O<sub>2</sub> ja CO<sub>2</sub> mittaukset olisivat kuinka tarkkoja hyvänsä, hyvinkin suuria virheitä VO<sub>2</sub> ja VCO<sub>2</sub> tulosten arvioinneissa voidaan tehdä, mikäli ventilaation mittauksessa on epätarkkuutta. Ventilaation mittausanturit ovat usein myös epälineaarisia ja niissä esiintyy hystereesistä, jolloin linearisointiin on kiinnitettävä erityistä huomiota. Myös vuotoja/ohivirtausta saattaa esiintyä suurilla virtausnopeuksilla.
5. Näytteenottohetken ajoittaminen
6. Lämpötilan, paineen ja vesihöyryn vaikutusten huomioiminen.
7. Yleinen ongelmakohta etenkin urheilututkimuksen puolella on analysointilaitteiden väliset eroavaisuudet, jolloin tulokset voivat vaihdella enemmän kuin urheilijan tulokunto.

### 6.1 Suorituskykyvaatimukset

Hengityskaasuanalysointilaitteen suorituskyvyn vaatimuksina voidaan pitää vähintään nykyisin markkinoilla olevien laitteiden tasoa. Seuraavassa esitetyt laitteiston suorituskykyvaatimukset on määritetty liitteenä olevan (Liite 1) hengityskaasuanalysointilaitteiden vertailutaulukon perusteella. Huomioon on otettu myös tutkimusraporteissa (Gore et al. 1997), (Macfarlane 2001), (Hodges et al. 2005), (<http://www.ais.org.au/las/indirect.asp>) ja kirjallisuudessa (Gore 2000, 114-127) esitetyt suositukset analysointilaitteiden mittaustarkkuuksista.

### 6.1.1 Hapen O<sub>2</sub> mittaus

Hapen mittausvaatimuksena tulee olla:

- Mittausalue: 0-25%
- Tarkkuus: 0.05%
- Resoluutio: 0.01%
- Vasteaika: <100ms (90% FS)

### 6.1.2 Hiilidioksidin CO<sub>2</sub> mittaus

Hiilidioksidin mittausvaatimuksena tulee olla:

- Mittausalue: 0-13%
- Tarkkuus: 0.05%
- Resoluutio: 0.01%
- Vasteaika: <100ms (90% FS)

### 6.1.3 Virtausmittaus

Virtausmittauksen vaatimuksena tulee olla:

- Mittausalue: 0-300L/min
- Tarkkuus:  $\pm 2\%$  (0-100L/min),  $\pm 1\%$  (>100L/min)
- Resoluutio: 5mL
- Vasteaika: <100ms (90% FS)

### 6.1.4 Lopputulokset

Hapenkulutuksen VO<sub>2</sub> ja hiilidioksidin tuoton VCO<sub>2</sub> laskennallisina tarkkuusvaatimuksina tulee olla:

- Mittausalue 0-7L/min
- Tarkkuus:  $\pm 3\%$
- Toistettavuus  $\pm 2\%$

## 6.2 Testausvaatimukset

Laboratorio protolaitteen mittaustarkkuuden arvioinnissa käytettävät menetelmät:

1. Suoritetaan alustavia mittauksia tunnetuilla kalibrintikaasuilla ? Verrataan mittaustuloksia (O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>) kalibrintikaasun oletettuihin arvoihin ? Alustavat karkeat mittaustulokset
2. Suoritetaan alustavia mittauksia koehenkilön hengityksestä ilman kuormitusta ? Verrataan mittaustuloksia (O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>) hengitysilman oletettuihin arvoihin ? Alustavat karkeat mittaustulokset

3. Suoritetaan tarkempia mittauksia erillisen kalibraattorin (Vacumed, GESS, MaxII, tekokeuhkot) avulla ? Verrataan mittaustuloksia ( $O_2$ ,  $CO_2$ ,  $V_E$ , T) kalibraattorin säätöarvoihin ? Tarkemmat, monipuolisemmat mittaustulokset
4. Suoritetaan vertailumittauksia muiden laitteiden kanssa kalibraattorin avulla ? Laitteet kytketään rinnakkain mikäli mahdollista, muuten peräkkäiset mittaukset samoilla säädöillä ? Verrataan mittaustuloksia ( $O_2$ ,  $CO_2$ ,  $V_E$ , T) toisen laitteen antamiin tuloksiin ? Vertailevat mittaustulokset
5. Suoritetaan vertailumittauksia muiden laitteiden kanssa koehenkilöillä ? Laitteet kytketään rinnakkain mikäli mahdollista, muuten peräkkäiset mittaukset samoilla kuormilla (biologiset muuttujat!) ? Verrataan mittaustuloksia ( $O_2$ ,  $CO_2$ ,  $V_E$ , T) toisen laitteen antamiin tuloksiin ? Vertailevat maksimaaliset mittaustulokset oikeilla koehenkilöillä, oikeassa ympäristössä

### 6.3 Tuotevaatimukset

Uuden analysaattorin / mittausmenetelmän keskeisimpiä ominaisuuksia tulisi olla:

1. Tarkkuus
2. Toistettavuus
3. Henkäys-henkäykseltä (BxB) mittaus
4. Langattomuus
5. Kannettavuus (pieni koko)
6. Vähäinen huolto ja kalibrointitarve
7. Monipuolisuus, eri kaasujen analysointi
8. Edullisuus
9. Nopeus

### 6.4 Tuotekehitysvaatimukset

Uuden analysaattorin tuotekehityksessä on huomioitava terveydenhuollon laitteita koskevat säännöt ja määräykset. Tuotekehityksessä on noudatettava asetettuja standardeja ja huomioitava niiden asettamat erityisvaatimukset. Hengityskaasuanalysaattoria koskevia standardeja ovat mm:

1. Safety standards: IEC 60601-1, BS 5724 Part 1 , CE (EMC) marked
2. Medical Electrical Equipment: IEC 60601-1-4
3. Lääkinnällisiä laitteita koskeva direktiivi MDD 93/42/ECC
4. Langatonta lähetintä koskevat direktiivit esim. EN 300 328

### 6.5 Mittaustekniikka

Uuden hengityskaasuanalysaattorin mittaustekniikkana on tarkoitus käyttää diodilaser – tekniikkaa (VCSEL), jonka avulla on mahdollisuus mitata sekä hapen  $O_2$  että hiilidioksidin  $CO_2$  –pitoisuudet samalla mittausperiaatteella. Diodilasertekniikka tarjoaa mielenkiintoisen mahdollisuuden yhdistää hapen ( $O_2$ ) ja hiilidioksidin ( $CO_2$ ) mittaukset samaan mittausmenetelmään. Diodilasertekniikalla voidaan laserin aallonpituus säätää elektronisesti mitattavan kaasun absorptioalueelle. Tämä yhdessä diodilaserin kapean emissioviivan kanssa mahdollistaa hyvin selektiiviset mittaukset. Teoriassa diodilasertekniikalla on mahdollisuus päästä parempaan mittaustarkkuuteen, nopeampaan mittaukseen, pienempään fyysiseen laitekokoon, halvempaan hintaan, useampien kaasujen havaitsemiseen, parempaan

stabiilisuuteen sekä ylläpidon ja kalibrointitarpeen vähentämiseen. Mittalaittekehityksen kannalta diodilasereiden etuja ovat myös hyvä hyötysuhde, pieni tehonkulutus, pieni koko ja mahdollisuus tehdä mittaus pienestä näytemäärästä. Tässä Pro gradu –tutkimuksessa ei käsitellä diodilaser –tekniikkaa syvällisemmin. Lisätietoja kyseistä mittaustekniikasta löytyy mm. lauha –projektin osana syntyneestä diodilasertekniikkaan keskittyneestä Tuomas Siekkisen diplomityöstä (Siekkinen 2007).

## 6.6 Muut kaasut

Oklahoman Yliopiston tutkijat ovat kehittäneet diodilaserspektroskopiaan perustuvan mittausjärjestelmän nimeltä Breathmeter, jonka avulla voidaan monitoroida hengitysilman koostumusta. Tutkijat ovat löytäneet ihmisen hengitysilmaasta lähes 400 erilaista komponenttia. Tutkimuksissa on todettu, että poikkeavien elementtien esiintymisen perusteella voidaan monitoroida useita eri sairauksia, kuten astmaa, syöpää, diabetesta, skitsofreniaa, munuaissairauksia yms. ([http://www.breathmeter.com/pages/news\\_6-11-02/index.xml](http://www.breathmeter.com/pages/news_6-11-02/index.xml)).

Lääketieteen diagnostiikassa nykyisin tunnettuja yhteyksiä hengitysilman komponenttien ja sairauksien välillä ovat ainakin typpioksidin NO esiintyminen astmapotilailla (Roller et al. 2002) ja asetoinin diabeteksessa. Muita teollisuutta kiinnostavia kaasuja ovat ainakin typpioksidi (NO<sub>2</sub>) ja häkä (CO).

---

## 7. OLOSUHTEIDEN VAIKUTUS

Hengitysanalysointilaitteiden vaadittavien mittaustarkkuuksien ja toistettavuuden saavuttaminen vaatii myös olosuhteiden huomioimista. Useimmat laitteet mittaavat tarkasti ja luotettavasti laboratorio-olosuhteissa vakio ilmanpaineessa, lämpötilassa ja kosteudessa. Laitteiden kalibrointikin saatetaan suorittaa kuivalla kalibrointikaasulla. Muuttuvat ulkoiset ja sisäiset olosuhteet vaikuttavat huomattavasti mittaustuloksiin ja ne on otettava tarkasti huomioon sekä laite- että testaussuunnittelussa.

### 7.1 Vesihöyry, kosteus ja lämpötila

Kosteus on vesihöyryn pitoisuus ilmassa. Kosteus voidaan ilmaista suhteellisena-, ominais- tai absoluuttisena kosteutena. Vesihöyryn osapaine muuttuu lämpötilan mukana. Tästä johtuen vesipitoisuus voi kasvaa ilmassa n. 3%:iin 30°C lämpötilassa ja pudota 0.5%:iin 0°C lämpötilassa (<http://en.wikipedia.org/wiki/Humidity>).

Absoluuttinen kosteus  $AH$  ilmaisee vesihöyryn  $m_w$  määrän ilmatilavuudessa  $v_a$  ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ).

$$AH = \frac{m_w}{v_a}$$

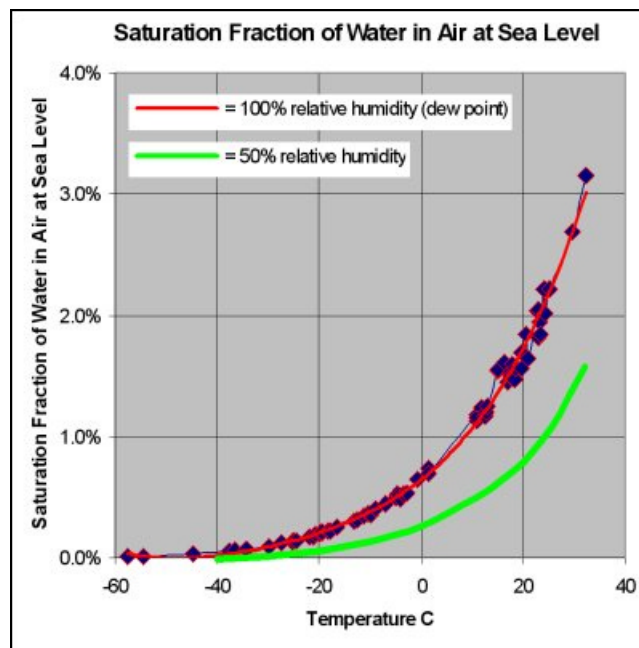
Ominaiskosteus  $SH$  (tai sekoitussuhde) kuvaa vesihöyryn määrää ilmassa vesihöyryn  $m_w$  ja kuivan ilman  $m_a$  suhteena ( $\text{kg}/\text{kg}$ ).

$$SH = \frac{m_w}{m_a}$$

Suhteellinen kosteus  $RH$  kuvaa prosentteina vesihöyryn absoluuttista painetta ( $AVP$ ) suhteessa saturoituneen vesihöyryn paineeseen ( $SVP$ ). Se kuvaa myös ilmatilavuudessa olevan veden massaa suhteessa saturoituneessa kaasussa olevaan veden massaan.

$$RH = \frac{AVP}{SVP}$$

Uloshengitysilman suhteellinen kosteus on n. 6,2% 37°C lämpötilassa ja vesihöyryn osapaine n. 47mmHg (täysin saturoitunut vesihöyry ja normaali ilmanpaine). Uloshengitysilman lämpötila on keuhkoissa n. 37°C, ylähengitysteissä n. 34°C ja suusta uloshengitettäessä n. 32°C, jolloin myös suhteellinen kosteuspitoisuus uloshengitysilmassa on pienempi. Uloshengitysilman tutkimuksissa suoritettujen mittaustulosten mukaan mittauskammion absoluuttinen kosteus nousi uloshengityksen aikana lähes 6%:iin ja laski sisäänhengityksen aikana n. 1%:iin (Spänel & Smith 2001). Vastaavaa vaihtelua esiintyy todennäköisesti myös hengityskaasuanalysointilaitteiden mittaustuloksissa. Seuraavassa kuvassa (Kuva 4) on esitetty ilman vesipitoisuuden muuttuminen lämpötilan ja kosteuden vaihdellessa.



Kuva 4. Ilman vesipitoisuus suhteellisen kosteuden ja lämpötilan funktiona

Esimerkiksi Nafionputken (PermaPure) käytöstä kuivaimena on syytä huomioida, että se ei toimi ilmankuivaimen tavoin vaan sen avulla saavutetaan nopeasti tasapaino hengitysilman ja huoneilman välisessä kosteudessa. Mikäli huoneilman kosteus on suurempi kuin hengitysilman, Nafionputken läpi johdetun hengitysilman kosteuspitoisuus kasvaa. Mikäli Nafionputken halutaan poistavan kosteuden hengitysilma kokonaan, on putki ympäröitävä kuivaavalla aineella tai puhallettava kuivaa ilmaan jatkuvasti putken päälle (Macfarlane 2001).

## 7.2 ATPS, ATP, BTPS, STPD

Kaasun tilavuus riippuu kaasumolekyylien määrästä ( $n$ ), lämpötilasta ( $T$ ) ja paineesta ( $P$ ). Kuivan kaasun tilavuus voidaan laskea yhtälöllä:

$$V = (n \times R \times T) / P$$

Missä  $R$  = kaasuvakio ja lämpötila  $T$  Kelvineinä ( $K = 273.2 + ^\circ C$ ).

Ilma ja uloshengityskaasu koostuvat kaasumolekyyleistä ja vesihöyrystä. Vesihöyrystä saturoituneen kaasuseoksen (esim. Keuhkoissa) vesimolekyylien määrä riippuu paineesta ja lämpötilasta. Näin ollen yllä oleva kaava pätee vain täysin kuivalle ilmalle. Koska uloshengitysilma viilenee matkalla keuhkoista ulos, myös sen tilavuus muuttuu. Tästä syystä ulkoiset olosuhteet (lämpötila, paine, kosteus) on mitattava ja otettava laskennoissa huomioon. Seuraavassa taulukossa (Taulukko 3) on esitetty eri mittausolosuhteiden määrittämiä (<http://www.spirxpert.com>).

Taulukko 3. Mittausolosuhteiden määrittämiä

<b>BTPS</b>	”Body Temperature, Pressure Saturated”. Normaali ruumiinlämpö (37 °C), normaali merenpinnantason ilmanpaine (101.3 kPa tai 760 mmHg) ja täysin vesihöyryllä kyllästynyt kaasu. Hengityskaasuanalyyseissä keuhkojen tilavuus- ja virtausarvot vakioidaan useimmiten näihin olosuhteisiin. Vesihöyryn paine 37 °C lämpötilassa on 47mmHg ja vastaavasti veden osuus samassa lämpötilassa on 47mmHg/P <sub>B</sub> .
<b>ATPS</b>	”Ambient Temperature, Pressure Saturated”. Todellinen mittauslämpötila, täysin vesihöyryllä kyllästynyt kaasu (esimerkiksi jäähtynyt uloshengitysilma).
<b>ATP</b>	Kuten ATPS, mutta ei täysin vesihöyryllä kyllästynyt kaasu (esimerkiksi huoneilma).
<b>STPD</b>	”Standard Temperature, Pressure Dry”. Standardi lämpötila (0 °C), normaali merenpinnantason ilmanpaine (101.3 kPa or 760 mmHg) ja täysin kuiva kaasu. Hapen kulutus ja hiilidioksidin tuotto vakioidaan useimmiten näihin olosuhteisiin.

Alla olevassa taulukossa (Taulukko 4) on esitetty muuntokertoimet ATPS ja BTPS olosuhteiden välillä. Esimerkiksi 1 L ATPS 20 °C = 1.102 L BTPS.

Taulukko 4. Mittausolosuhteiden ATPS vs. BTPS muuntokertoimet

Olosuhteiden väliset muuntokertoimet: ATPS -> BTPS							
Lämpötila °C	Muunto-kerroin	Lämpötila °C	Muunto-kerroin	Lämpötila °C	Muunto-kerroin	Lämpötila °C	Muunto-kerroin
16	1.123	21	1.097	26	1.069	31	1.039
17	1.118	22	1.091	27	1.063	32	1.033
18	1.113	23	1.086	28	1.057	33	1.026
19	1.107	24	1.080	29	1.051	34	1.020
20	1.102	25	1.074	30	1.045	35	1.013

VO<sub>2</sub> -lukumat ilmoitetaan yleisesti STPD –olosuhteissa, kun esimerkiksi ventilaatio mitataan tyypillisesti ATPS –olosuhteissa. STPD –muuntokerroin (STPD<sub>CF</sub>) voidaan laskea kaavasta (Maud & Foster 2006, 9-37):

$$STPD_{CF} = (273^{\circ}K / (273^{\circ}K + T_A)) \times ((P_B - P_{H2O}) / 760)$$

°K = Kelvin astetta

T<sub>A</sub> = Mitattavan kaasun lämpötila

P<sub>B</sub> = Ilmanpaine

P<sub>H2O</sub> = Vesihöyryn paine

Vastaavasti STPD ja BTPS olosuhteiden välinen suhde voidaan laskea kaavasta (Voigt & Pelikan 2000):

$$STPD/BTPS = (273/310) \times (P_B/760) \times ((P_B - 47) / P_B) = (P_B - 47) / 363 = 0.81$$



## 8. TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Uudenlaisen hengityskaasuanalysointilaitteen kehittäminen tulee olemaan haastava projekti monella tasolla, eikä sellaiseen kannata ryhtyä kevein perustein. Nykyisin markkinoilla olevat analysointilaitteet tarjoavat kohtuullisen luotettavuuden ja mittaustarkkuuden. Yhä useamman valmistajan mallistosta löytyy myös kannettava, langattomasti toimiva ja henkäys-henkäykseltä mittaava laite.

Toisaalta hengityskaasuanalysointilaitteiden kehityksessä on vielä paljon tehtävää. Laitteiden välinen hajonta on suurta ja mittausten toistettavuudessa on isoja eroja. Nykyiset analysointilaitteet vaativat myös kohtuullisen paljon huoltoa sekä jatkuvan kalibrointitarpeen. Kalibrointi on suoritettava vähintään kerran päivässä, mielellään kuitenkin ennen jokaista mittausta. Kannettavien laitteiden koon pienentämisessä ja painon pudottamisessa on myös vielä paljon tehtävää. Nykyisten laitteiden korkea hintataso rajaa käyttäjäkuntaa ja sovelluskohteita.

Hengityskaasujen analysoinnissa tarvittavien suureiden perusmittaukset ovat hapen ( $O_2$ ) ja hiilidioksidin ( $CO_2$ ) pitoisuuksien mittaukset.  $O_2$  ja  $CO_2$  muodostavat hengitysilman koostumuksesta osan, loppupitoisuuksien muodostuessa lähinnä tyypeistä ja vesihöyrystä. Hengityskaasuanalysointilaitteissa tarvitaan lisäksi hengitystilavuuden (-virtauksen), paineen ja lämpötilan mittaukset.

Nykyisten analysointilaitteiden mittaustarkkuutta pidetään riittävänä. Toisaalta 0.1%:n virhe hapen  $O_2$  mittaauksessa aiheuttaa 3%:n virheen hapenkulutuksen  $VO_2$  arvioinnissa. Mikäli hapen ja hiilidioksidin mittaustarkkuutta voidaan parantaa nykyisten analysointilaitteiden tasosta, voidaan hapenkulutuksen laskentatarkkuutta ja toistettavuutta parantaa sekä pienentää laitteiden välistä hajontaa.

Diodilasertekniikka tarjoaa mielenkiintoisen mahdollisuuden yhdistää hapen  $O_2$  ja hiilidioksidin  $CO_2$  mittaukset samaan mittaumenetelmään. Lisäksi diodilasertekniikalla on mahdollista havaita ilmasta myös muita kaasuja, kuten typpioksidin  $NO$ , typpidioksidin  $NO_2$ , häkä  $CO$  ja asetoni. Muiden kaasujen havaitseminen kasvattaa laitteen markkinointipotentiaalia esimerkiksi lääketieteeseen (sairauksien diagnostiikka, terveydenhoito), ympäristötekniikkaan (ilmansaasteet, pakokaasut), puolustusvoimien (taistelukaasut) ym. saralla.

Diodilasertekniikalla on mahdollisuus päästä parempaan mittaustarkkuuteen, pienempään fyysiseen laitekokoon, halvempaan hintaan, useampien kaasujen havaitsemiseen, parempaan stabiilisuuteen sekä ylläpidon ja kalibrointitarpeen vähentämiseen. Mikäli Lauha –projektin aikana laboratorioprotolaitteella saadut tulokset osoittavat, että ainakin osa edellä mainituista tavoitteista on mahdollista saavuttaa, kannattaa varsinaisen prototyypilaitteen kehittämisprojekti käynnistää.

Hengityskaasuanalysointilaitteiden keskinäisistä vertailuista niiden validoimiseksi sekä luotettavuuden ja mittaustarkkuuden varmistamiseksi ei ole olemassa yhtenäistä standardia eikä harmonisoituja menetelmiä. Yksittäisissä raporteissa on kuitenkin esitetty menettelytapaohjeita ja annettu esityksiä testimenetelmien yhtenäistämistä. Englantilainen tutkijaryhmä on esittänyt raportissaan suositukset mittaumenetelmistä ja –protokollasta (Hodges et al. 2005). Tämän tutkimuksen mittausjärjestelyissä ja mittausprotokollassa pyrittiin huomioimaan kyseisessä raportissa esitetyt suositukset mahdollisuuksien mukaan.

Lauha -projektin yhteydessä toteutettavan Pro gradu –tutkielman tarkoituksena oli selvittää diodilaser -tekniikan soveltuvuus hengityskaasuanalysointilaitteiden kaasumittauksissa. Lisäksi tavoitteena oli luoda katsaus nykyisin markkinoilla oleviin laitteisiin sekä uudelle laitteelle asetettaviin suorituskyky-, testaus- ja tuotevaatimuksiin

---

## 9. MENETELMÄT

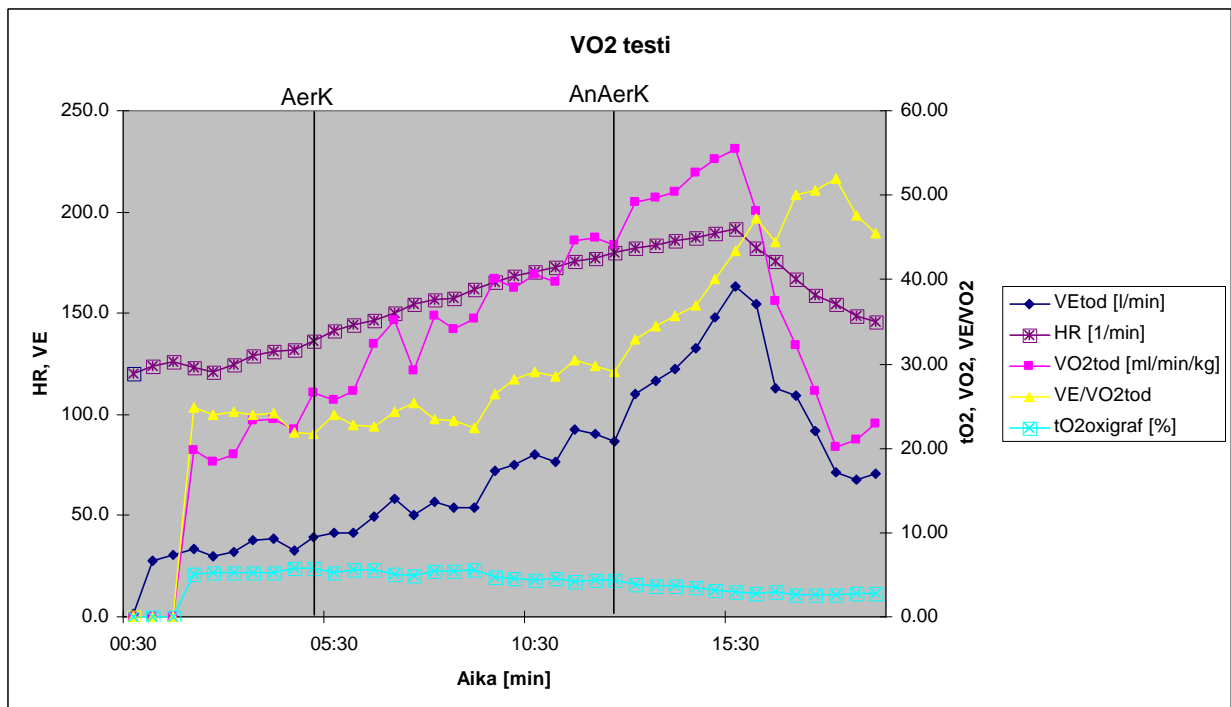
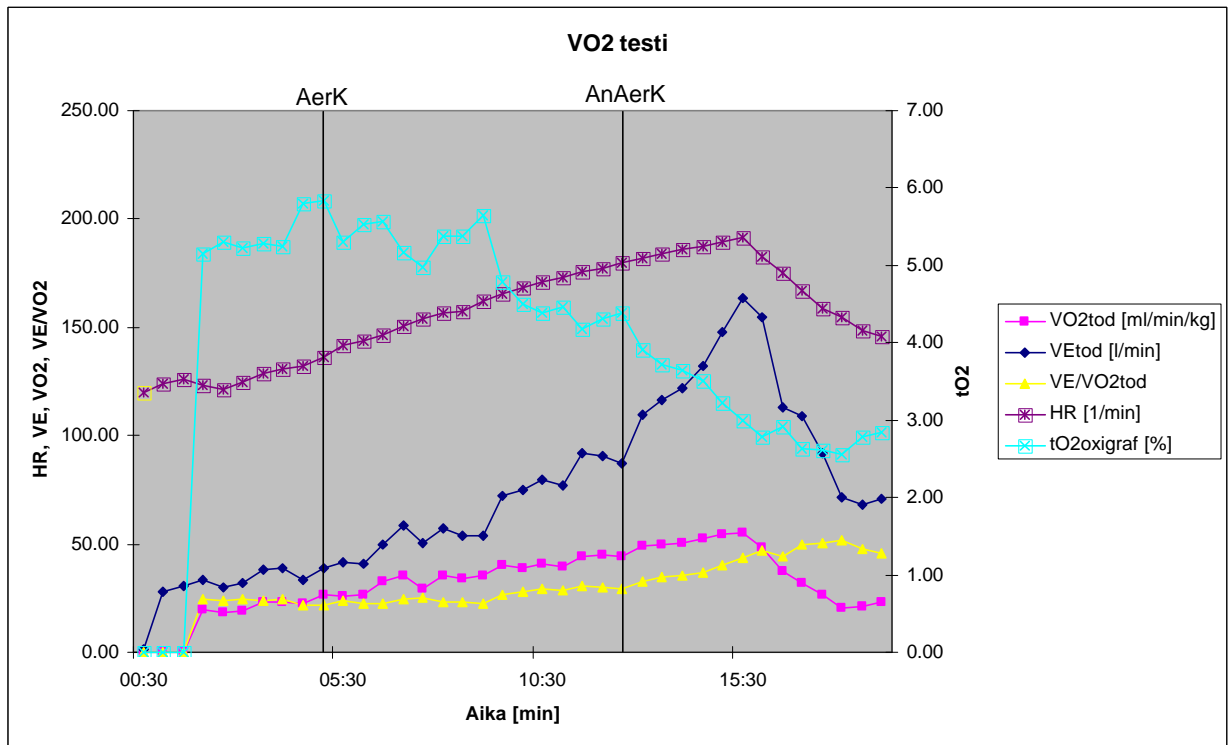
Mittauksissa käytettiin kahta keskenään identtistä hengityskaasuanalysointilaitetta. Molemmat laitteet olivat Medikron valmistamia 919 Ergospirometria –laitteita. Toisen analysointilaitteen  $O_2$  –mittaus muutettiin diodilaser –tekniikalla toteutetuksi. Diodilaser –mittauksena käytettiin Oxigrafिन kaupallista X2014 modulia. Referenssilaitteena käytettiin Vuokatin urheiluopiston testiaseman hengityskaasuanalysointilaitetta. Kaksi keskenään identtistä laitteistoa valittiin, jotta muista tekijöistä kuin  $O_2$  –mittauksesta aiheutuvat eroavaisuudet voitiin minimoida.

Mittaukset suoritettiin vertailumittauksena, jossa hengityskaasuanalysointilaitteet kytkettiin rinnakkain siten, että mittaukset oli mahdollista suorittaa yhtäaikaaisesti samankaltaisista hengityskaasunäytteistä. Mittausten tavoitteena oli selvittää diodilaser –tekniikan soveltuvuus hengityskaasuanalyysissä vertailumittausten avulla. Tavoitteena ei ollut selvittää diodilaser –mittauksen absoluuttista tarkkuutta tai muita spesifisiä ominaisuuksia. Lauha –tutkimusprojektin yhteydessä syntyneessä diplomityössä on diodilasermittauksen ominaisuuksia tutkittu tarkemmin (Siekinen 2007). Tässä tutkimuksessa käytetystä kaupallisesta Oxigrafिन modulista on myös olemassa valmistajan ilmoittamat tarvittavat spesifikaatiotiedot (liite 5), eikä modulia ole tarkoitus käyttää jatkossa mahdollisesti kehitettävässä prototyypissä, joten tarkemmat tutkimukset modulin suorituskyvystä eivät olleet tässä työssä oleellisia.

Oxigrafिन diodilaser -mittausmoduulilla varustetun Medikron hengityskaasuanalysointilaitteen suorituskykyä, toistettavuutta ja tarkkuutta testattiin kuitenkin eri tavoin sekä kalibrointikaasujen että koehenkilömittausten avulla, jotta saataisiin yleiskuva diodilasermittauksen ominaisuuksista ja käyttäytymisestä hengityskaasumittauksissa.

Koehenkilöiksi valittiin 11 hyväkuntoista tervettä henkilöä. Mittaustuloksista analysoitiin yhteensä 560 (30s ajalta keskiarvoistettua) ja 470 (henkäys-henkäykseltä) mittauspistettä. Medikron analysointilaitteiden toimintaperiaate perustuu sekoituskammiotekniikkaan, joten ne eivät ole ”aitoja” henkäys-henkäykseltä mittaavia laitteita. Kyseisten analysointilaitteiden mittausaika on kuitenkin mahdollista asettaa yhteen sekuntiin, jolloin mittaus käytännössä tapahtuu aina uloshengityksen aikana. Tässä tutkimuksessa henkäys-henkäykseltä termiä käytettäessä tarkoitetaan em. mittaustilannetta. Mittausten tavoitteena oli selvittää diodilaseritekniikan soveltuvuus hengityskaasuanalyysissä vertailumittausten avulla. Tulosten analysoinnissa käytettiin Pearsonin korrelaatiokerrointa ja parittaista t-testiä. Menetelmien välistä luotettavuutta tarkasteltiin Bland-Altman analyysillä (Bland & Altman 1986).

Jokainen koehenkilö suoritti maksimaalisen hapenottokyvyn mittaamiseen käytettävän  $VO_{2max}$  –testin. Mittaustulosten perusteella jokaiselle koehenkilölle määritettiin maksimaalisen hapenottokyvyn  $VO_{2max}$  –arvo sekä lisäksi aerobinen ja anaerobinen kynnyks. Jokaiselle koehenkilölle laadittiin testitulosten perusteella testausraportti, josta malli liitteenä (Liite 2). Alla olevassa kuvassa (Kuva 5) on esimerkki erään testausraportin palautekuvasta, josta ilmenevät testiraportissa ilmoitettavat mittausparametrit. Mittaustulosten analysoinnin ja testausraportin avulla voitiin myös varmistua jokaisen koehenkilömittauksen onnistuneen odotusten mukaisesti.



Kuva 5. Erään koehenkilön analysoidut mittaustulokset

Yllä olevassa kuvassa olevat selitteet:

- VEtod = Ventilaatio (ulohengitetty ilmamäärä)
- HR = Syke
- VO2tod = hapenkulutus (VE x tO<sub>2</sub>)
- tO<sub>2</sub> = true O<sub>2</sub> = Happiprosentti (sisään- ja ulohengitetyn hapen erotus)

- AerK = Aerobinen kynnys
- AnAerK = Anaerobinen kynnys

**Aerobinen kynnys** on se syke, jolla maitohappoa alkaa muodostua elimistöön. Tällä vauhdilla se kuitenkin poistuu elimistöstä eli ihminen käyttää sen energiana. Tätä tasoa on myös kutsuttu stedy-stateksi - siis vakaaksi tasoksi. Aerobista vauhtia ihminen pystyy periaatteessa jatkamaan niin kauan kuin energiaa riittää. Yleensä aerobinen kynnys on n. 55-75% maksimisykkeestä. Kynnyksen sykeraja ei ole absoluuttinen vaan jonkin verran liukuva (vaihdellen päivittäisen kunnon, ravinnon, rasituksen yms. mukaisesti) (Mero et al. 2004, 333-344), (ACSM 2005, 66-76).

**Anaerobinen kynnys** on se piste sykkeessä, jolloin maitohappoa alkaa muodostua elimistöön nopeammin kuin elimistö kykenee sitä poistamaan. Liikkuminen tämän sykerajan yläpuolella johtaa muutamassa minuutissa uupumiseen. Yleensä aerobinen kynnys on n. 70-90% maksimisykkeestä. Kynnyksen sykeraja ei ole absoluuttinen vaan jonkin verran liukuva (vaihdellen päivittäisen kunnon, ravinnon, rasituksen yms. mukaisesti), (Mero et al. 2004, 333-344) (ACSM 2005, 66-76).

**Maksimaalinen hapenkulutus** (VO<sub>2</sub>max) tarkoittaa suurinta mahdollista hapen määrää, jonka elimistö pystyy käyttämään hyödykseen ilmoitettuna l/min tai ml/kg/min -yksikköinä. Yksikkö l/min kertoo litroina happimäärän, jonka elimistö pystyy käyttämään yhdessä minuutissa. Tämä on elimistön yhden minuutin aikana kuluttama kokonaishappimäärä, ja se kertoo sydämen kapasiteetin. Yksikkö ml/kg/min kertoo kokonaishappimäärän suhteutettuna henkilön painoon (Mero et al. 2004, 333-344), (ACSM 2005, 66-76).

## 9.1 Koehenkilöt

Koehenkilöiksi valittiin 11 hyväkuntoista tervettä henkilöä. Koehenkilöiden strategisten mittojen ja fyysisen suorituskyvyn jakauma selviää alla olevasta taulukosta (Taulukko 5).

Taulukko 5. Koehenkilöt

	Keskiarvo	Keskihajonta	Minimi	Maksimi
<b>Ikä [v]</b>	36.5	8.6	27	52
<b>Paino [kg]</b>	74.6	12.4	56	91
<b>Pituus [cm]</b>	178	8.6	165	190
<b>BMI</b>	23.4	2.8	19.6	27.5
<b>VO<sub>2</sub>max [ml/kg/min]</b>	44.9	4.8	37.9	55.5
<b>VO<sub>2</sub>max [l/min]</b>	3.38	0.6	2.5	4.2
<b>HRmax</b>	186	11	163	199

---

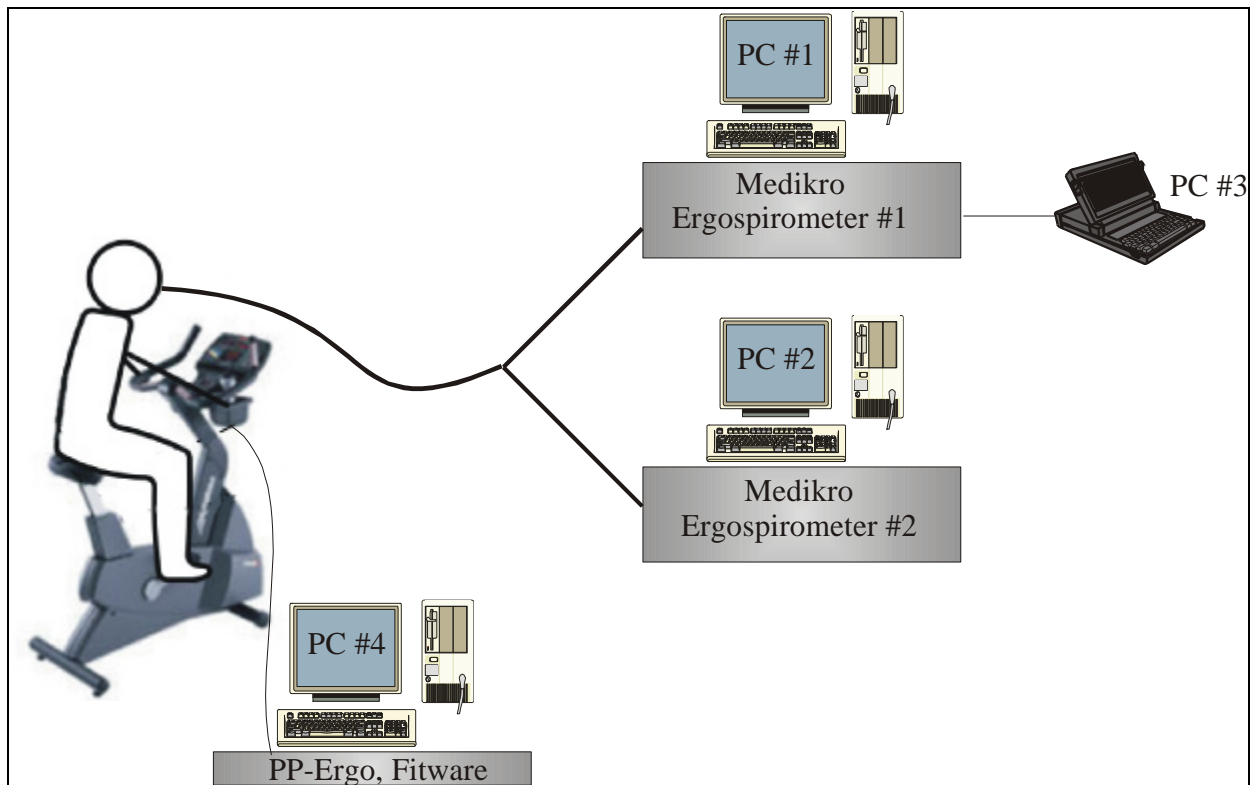
## 9.2 Laitteistoympäristö

- Hengityskaasuanalysointilaitteisto Medikro 919 Ergospirometer #1 (Modifioitu laite)
    - O<sub>2</sub> -mittaus Diodilaser (Oxigraf X2014 oxygen sensor)
    - CO<sub>2</sub> -mittaus Infrapuna (Medikro, Kuopio, Suomi)
    - PC #1 (Medikron analysointiohjelmisto)
    - PC #3 (Oxigrafin mittausohjelmisto)
  - Hengityskaasuanalysointilaitteisto Medikro 919 Ergospirometer #2 (Referenssilaitteisto)
    - O<sub>2</sub> -mittaus Paramagneettinen (Medikro, Kuopio, Suomi)
    - CO<sub>2</sub> -mittaus Infrapuna (Medikro, Kuopio, Suomi)
    - PC #2 (Medikron analysointiohjelmisto)
  - Polkupyöräergometri
    - Polkupyöräergometri Monark 839E
    - PC #4 (Ergometrin ohjelmisto, Tamro FitWare)
  - Sykemittari
    - Polar S-810i (Polar, Oulu, Suomi)
  - Kehonkoostumus / bioimpedanssi
    - InBody 720 Body Composition Analysis
-

## 9.3 Mittausjärjestelyt

### 9.3.1 Analysaattorien vertailutestaus

Analysaattorien vertailutestin koejärjestelyt toteutettiin alla olevan kaaviokuvan mukaisesti (Kuva 6). Käytännön järjestelyt ja mittaustilanteet on nähtävissä seuraavista kuvista (Kuva 7 ja Kuva 8).



Kuva 6. Analysaattorien vertailutestin mittausjärjestelmän periaatekuva



Kuva 7. Vertailutestin mittausjärjestelyt



Kuva 8. Kuva ”tyypillisestä” testaustilanteesta (kuntotestauspäivät 2007)

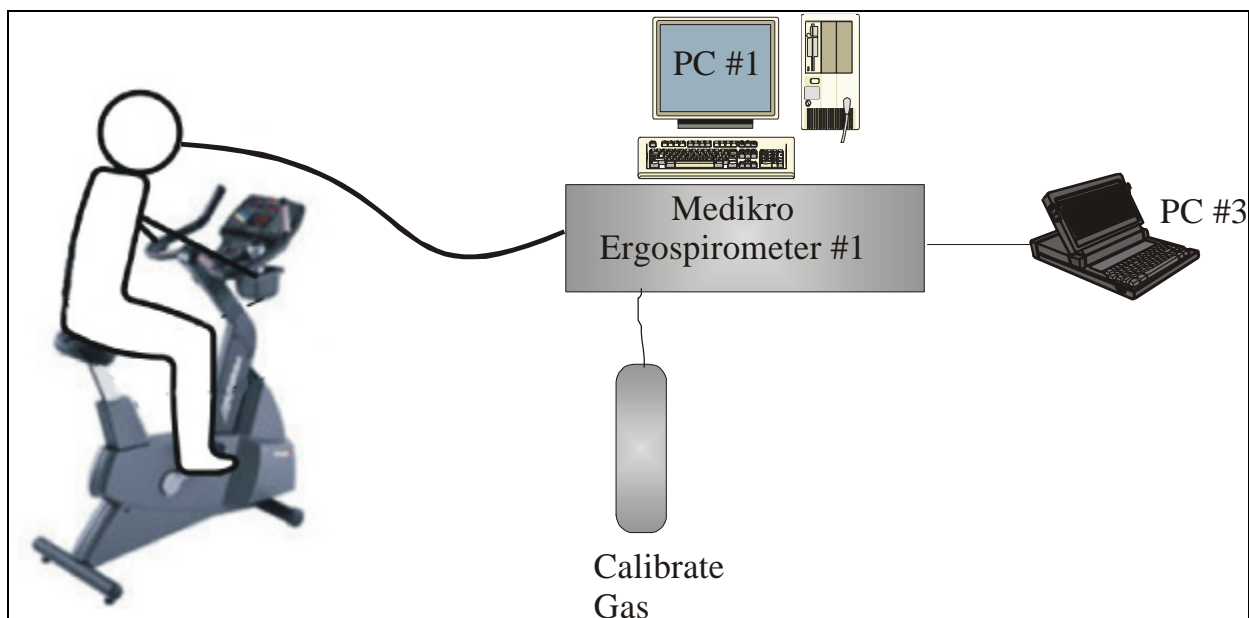


Molemmat Medikron hengityskaasuanalysaattorit #1 ja #2 kytkettiin y-haaralla rinnakkain siten, että koehenkilön hengityskaasut jakautuvat tasaisesti molempiin laitteistoihin. Analysaattorien välisessä vertailututkimuksessa yhtäaikainen mittaus ja laitteiden rinnankytkentä on suositeltava kytkentätapa (Hodges et al. 2005). Mittaustulokset talletettiin molempien analysaattoreiden tietokoneilla (PC #1 ja PC #2). Diodilaser –moduuliin oli lisäksi kytketty PC #3, jolla voitiin mitata suoraan modulin  $O_2$  –arvot (optio).

Koehenkilöt suorittivat  $VO_2$ max –testin polkupyöraergometrillä. Ergometrillä ohjaus toteutettiin Fitware ohjelmiston ja PC #4:n avulla. Koehenkilöiden syke mitattiin erillisen sykemittarin avulla.  $VO_2$ max –testin suoritustavaksi valittiin juoksumaton sijasta polkupyöraergometri, vaikka juoksumatolla onkin raportoitu keskimäärin n. 10% suurempia  $VO_2$ max –arvoja (Maud & Foster 2006, 9-37). Juoksumattoa suositellaankin käytettäväksi ensisijaisesti vertailutestien testimenetelmänä (Hodges et al. 2005). Polkupyöraergometri valittiin, koska testausjärjestelyt ja –aikataulut oli helpompi toteuttaa. Tällä menettelyllä testaajalle jäi myös enemmän aikaa testin etenemisen ja mittausten seurantaan, kun juoksumaton ohjaukseen ei tarvinnut kiinnittää huomiota.

### 9.3.2 Analysaattorin toistettavuus ja tarkkuus

Oxigrafian diodilaser -mittausmoduulilla varustetun Medikron toistettavuuden ja tarkkuuden koejärjestelyt toteutettiin alla olevan kaaviokuvan mukaisesti (Kuva 9).



Kuva 9. Analysaattorin toistettavuustestin mittausjärjestelmän periaatekuva

---

Oxigrafin diodilaser -mittausmoduulilla varustetun Medikron hengityskaasuanalysointilaitteen (Medikro\_#1) kytkettiin siten, että koehenkilön hengityskaasut tulivat kokonaisuudessaan tähän laitteeseen. Mittaustulokset talletettiin analysointilaitteeseen kytketyllä pc:llä (PC #1). Diodilaser – moduliin oli lisäksi kytketty PC #3, jolla mitattiin modulin O<sub>2</sub> –arvot.

Koehenkilö polki polkupyöräergometrillä kevyellä kuormalla tai oli kokonaan levossa. Kalibrointikaasut oli kytketty analysointilaitteeseen siten, että kaasun syöttö voitiin kytkeä päälle tarvittaessa myös ergometritestin aikana. Ventilaatiota voitiin simuloida tarvittaessa myös kalibrointipumpun avulla. Mittauksia suoritettiin kalibrointikaasuilla myös ilman ventilaatiota.

## 9.4 Mittausprotokolla

### 9.4.1 Analysointilaitteiden vertailutestaus

Analysointilaitteiden vertailutestauksen mittausprotokolla oli seuraavanlainen:

- Koehenkilöille toimitettiin etukäteen ennakkokysely, kuntotestaukseen saapuvan terveydentilan ja liikuntatottumusten selvittämiseksi (Liite 3).
  - Koehenkilöille toimitettiin etukäteen koehenkilön suostumuslomake, jossa kerrottiin tutkimuksen taustat ja testien sisältö. Lomakkeessa pyydettiin koehenkilön suostumus testiin (Liite 4).
  - Mittauslaitteet laitettiin päälle n. tuntia ennen testien aloittamista.
  - Hengityskaasuanalysointilaitteiden tilavuuskalibrointi suoritettiin kerran päivässä ennen mittauksen aloittamista. Kalibrointi suoritettiin Medikron ohjelmistoprotokollan mukaisesti.
  - Hengityskaasuanalysointilaitteiden kaasukalibrointi suoritettiin ennen jokaista mittausta. Kalibrointi suoritettiin Medikron ohjelmistoprotokollan mukaisesti. Diodilasermodulia ei kalibroitu erikseen.
  - Ennen varsinaisen kuntotestin aloittamista koehenkilöiltä vastaanotettiin esitietolomake sekä suostumuslomake.
  - Ennen testin aloittamista koehenkilöille suoritettiin bioimpedanssimittaus.
  - Koehenkilöiden tiedot syötettiin molempien hengityskaasuanalysointilaitteiden ja pp-ergometrin tietokantoihin. Maksimisykkeen arviointi suoritettiin esitietolomakkeen tietojen pohjalta ikä ja kuntotaso huomioiden.
  - Koehenkilö suoritti polkupyörän säädön ennen testausta
-

- 
- Testimenetelmänä käytettiin Tamron Fitware VO<sub>2</sub>max -testiä
  - Lähtötason ja portaiden valinta suoritettiin koehenkilön kuntotason mukaan (esim. lähtötaso 50W, portaat 25W/3min). Kuormituksen kasvattaminen portaittain 3-4 minuutin välein steady-state tilan saavuttamiseksi on suositeltu menetelmä (Hodges et al. 2005).
  - Hengityskaasuanalysointilaitteiden ja sykkeiden mittaus laitettiin päälle lämmittelyn alkaessa.
  - Testi aloitettiin 3 min lämmittelyllä, kevyellä kuormalla polkien
  - RPE kysely suoritettiin kunkin kuorman viimeisen minuutin aikana
  - Hengityskaasujen mittaus suoritettiin 1 sekunnin välein (käytännössä mittaus suoritettiin henkäys-henkäykseltä n. 1-3 sekunnin näytteenottovälein). Tulokset keskiarvoistettiin 30 sekunnin ajalta koko testin ajan.
  - Testiä jatkettiin 85%:iin HRmax arvosta (n. 70%:iin arvioidusta teoreettisesta VO<sub>2</sub>max arvosta).
  - Testi lopetettiin 85%:n kynnyksen saavuttamisen jälkeen, mikäli koehenkilö niin halusi. Käytännössä lähes kaikki koehenkilöt jatkoivat testiä uupumukseen saakka.
  - Loppuverryttely suoritettiin pienellä kuormalla polkien 3 minuuttia.
  - Mittaustulosten rekisteröintiä jatkettiin loppuverryttelyn ajan.

#### 9.4.2 Analysointilaitteen toistettavuus ja tarkkuus

Oxigrafin diodilaser -mittausmoduulilla varustetun Medikron hengityskaasuanalysointilaitteen (Medikro\_#1) suorituskykyä, toistettavuutta ja tarkkuutta testattiin eri tavoin. Laitteen tarkkuutta selvitettiin lähinnä kalibrointikaasujen avulla. Laitteen mittaustulosten toistettavuutta testattiin kolmella eri tavalla:

- Kahdella eri kalibrointikaasulla sekä huoneilmalla (ventilaation kanssa sekä ilman)
  - Neljällä peräkkäisellä hengityskaasumittauksella levossa
  - Neljällä peräkkäisellä hengityskaasumittauksella kevyen kuormituksen aikana
-

#### 9.4.2.1 Mittaukset kalibrointikaasuilla

Kahdella eri kalibrointikaasulla sekä huoneilmalla suoritettiin testejä kolmena eri päivänä, hieman eri variaatioin. Kalibrointikaasujen ilmoitetut O<sub>2</sub> –pitoisuudet olivat 15% ja 15.8%. Kalibrointikaasuilla suoritettujen testien mittausprotokolla oli seuraavanlainen:

- Mittauslaitteet laitettiin päälle n. tuntia ennen testien aloittamista.
- Tilavuuskalibrointi suoritettiin ennen ensimmäistä testiä
- Kaasukalibrointi suoritettiin ennen ensimmäistä testiä.
- Huoneilmaa mitattiin 10 minuutin jaksoina.
- Kalibrointikaasua mitattiin kahdesti 4minuutin ja kahdesti 10 minuutin jaksoina.
- Kaasuja mitattiin sekä ilman ulkoista ventilaatiota että kalibrointipumpulla generoidulla ventilaatiolla. Lisäksi suoritettiin testi koehenkilön hengityksen aikana.

#### 9.4.2.2 Mittaukset levossa

Levossa suoritettujen testien mittausprotokolla oli seuraavanlainen:

- Mittauslaitteet laitettiin päälle n. tuntia ennen testien aloittamista.
- Tilavuuskalibrointi suoritettiin ennen ensimmäistä testiajtoa
- Kaasukalibrointi suoritettiin ensimmäisen kerran ennen ensimmäistä ja toisen kerran ennen kolmatta testiajtoa.
- Mittausten aikana koehenkilö istui tuolilla.
- Testiajot suoritettiin neljä kertaa peräkkäin yhdellä koehenkilöllä. Yksi testiajo kesti 10 minuuttia. Testiajojen välissä pidettiin 10 minuutin palautus.
- Ensimmäisen ja toisen testiajon aikana hengityskaasuanalysointiin syötettiin 15% O<sub>2</sub> –kalibrointikaasua 1 minuutin ajan (5 minuutin kohdalla). Kolmannen ja neljännen testiajon aikana hengityskaasuanalysointiin syötettiin 15% O<sub>2</sub> –kalibrointikaasua 2 minuutin ajan (5 minuutin kohdalla).
- Mittaustulokset kerättiin sekä hengityskaasuanalysointilaitteelta että Oxigrafian moduulilta.

### 9.4.2.3 Mittaukset kevyellä kuormalla

Keveyen kuormituksen mittausprotokolla oli seuraavanlainen:

- Mittauslaitteet laitettiin päälle n. tuntia ennen testien aloittamista.
- Tilavuuskalibrointi suoritettiin ennen ensimmäistä testiajoa
- Kaasukalibrointi suoritettiin ensimmäisen kerran ennen ensimmäistä ja toisen kerran ennen kolmatta testiajoa.
- Testiajo suoritettiin polkupyöräergometrillä. Kuorma oli säädetty 50W:iin ja polkemisnopeus pyrittiin pitämään 70rpm:ssä. Testien aikana keskisyke oli n. 100bpm.
- Testiajot suoritettiin neljä kertaa peräkkäin yhdellä koehenkilöllä. Yksi testiajo kesti 10 minuuttia. Testiajojen välissä pidettiin 30 minuutin palautus.
- Kolmannen ja neljännen testiajon aikana hengityskaasuanalyssaattoriin syötettiin 15% O<sub>2</sub> –kalibrointikaasua 1 minuutin ajan (5 minuutin kohdalla).
- Mittaustulokset kerättiin sekä hengityskaasuanalyssaattorilta että Oxigrafian moduulilta.

## 9.5 Tilastolliset menetelmät

Analyysointien välisen vertailutestin tulosten analysoinnissa käytettiin Pearsonin korrelaatiokerrointa ja parittaista t-testiä. Menetelmien välistä luotettavuutta tarkasteltiin Bland-Altman analyysillä. Tulosten tilastollisen merkittävyyden rajaksi asetettiin  $p < 0.001$ . Diodilasermittauksen tarkkuuden ja toistettavuuden tutkimuksessa määritettiin keskiarvo, keskihajonta, tulosten minimi ja maksimi sekä absoluuttinen ja suhteellinen virhe. Lisäksi määritettiin maksimi- ja minimiarvon erotuksen suhde keskiarvoon.

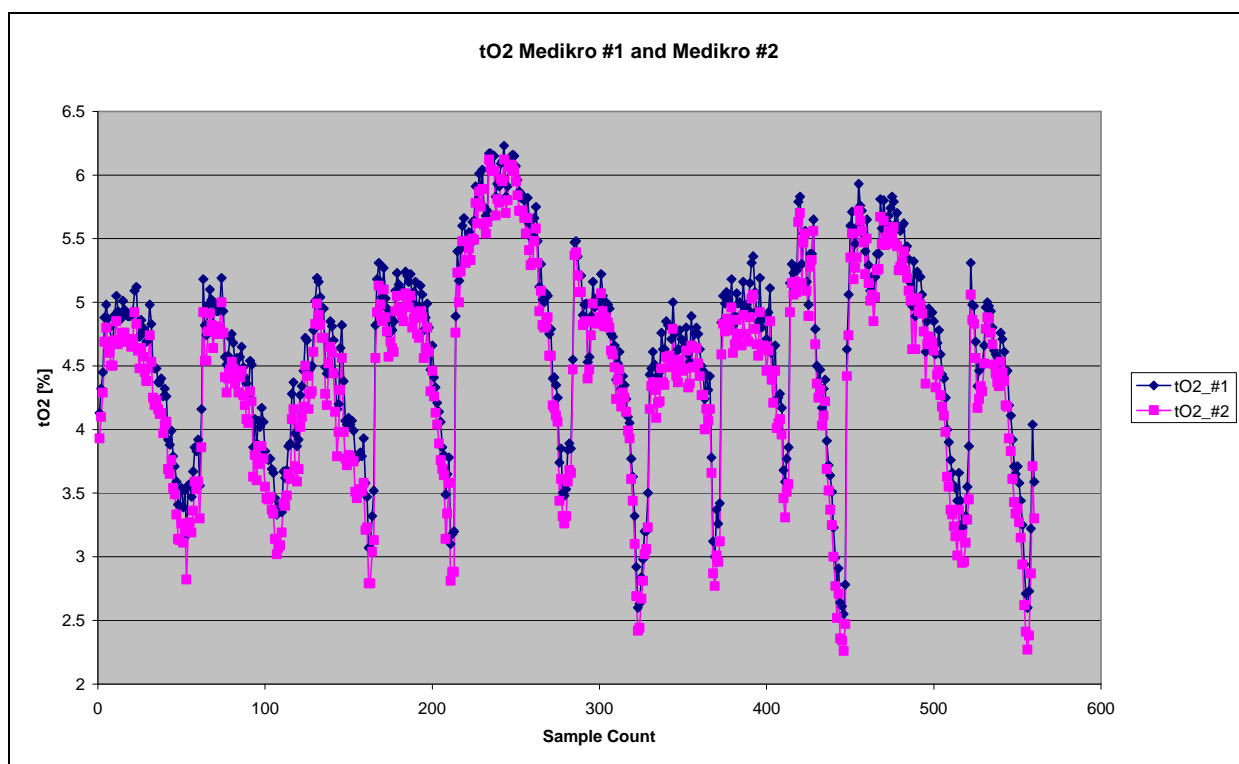
## 10. MITTAUSTULOKSET

### 10.1 Analysaattorien vertailutestaus

Alla olevassa kuvassa (Kuva 10) näkyy kaikkien koehenkilöiden true O<sub>2</sub> (tO<sub>2</sub>) tulokset molemmilla analysaattoreilla mitattuna. Kuvasta voidaan havaita koehenkilöiden ottaman hapen määrän kasvavan testisession alussa ja laskevan jyrkästi testin loppuvaiheessa. Kuvasta voidaan myös nähdä molempien laitteiden havaitsevan muutokset samansuuntaisesti, vaikka Oxigrafian diodilaser –moduulilla varustetun analysaattorin (Medikro #1) O<sub>2</sub> –tulokset ovat hieman vertailulaitetta (Medikro #2) suuremmat. Alla olevassa taulukossa (Taulukko 6) näkyy kaikkien koehenkilöiden VO<sub>2</sub>max –tulokset ja tulosten väliset erot eri laitteilla. Myös taulukossa esitetyistä tuloksista voidaan havaita laitteiden välinen tasoero.

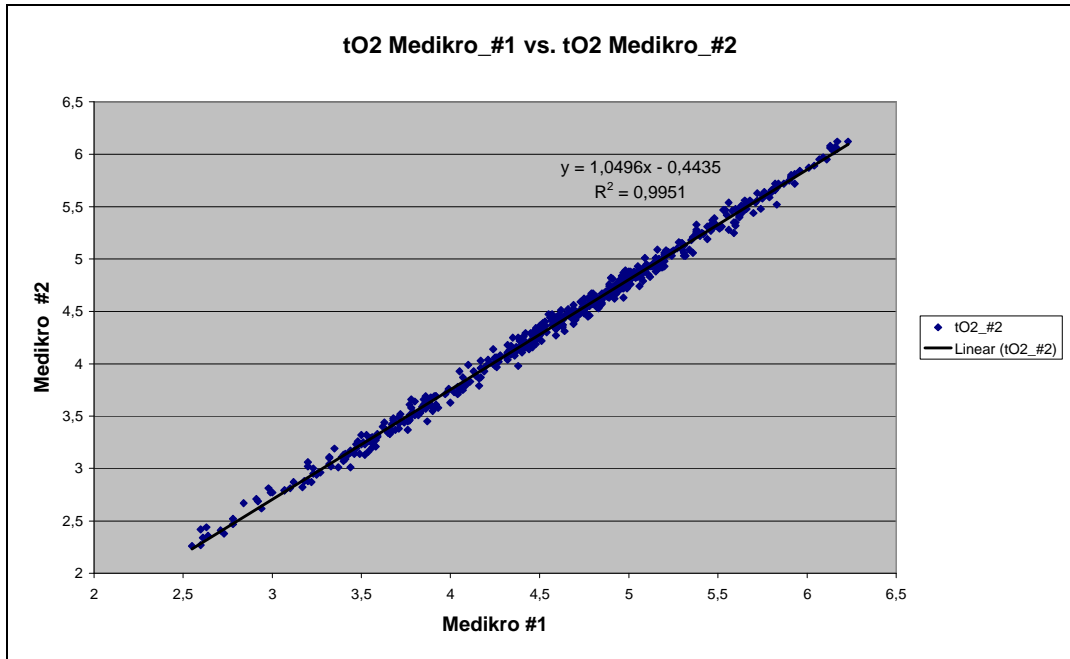
Taulukko 6. Molempien analysaattoreiden VO<sub>2</sub>max –tulokset

	Keskiarvo	Keskihajonta	Minimi	Maksimi
Medikro #1 VO <sub>2</sub> max [ml/kg/min]	46.5	5.1	39.7	57.5
Medikro #2 VO <sub>2</sub> max [ml/kg/min]	43.1	4.6	36.0	53.3
Delta VO <sub>2</sub> max [%]	7.9	10.9	10.3	7.9

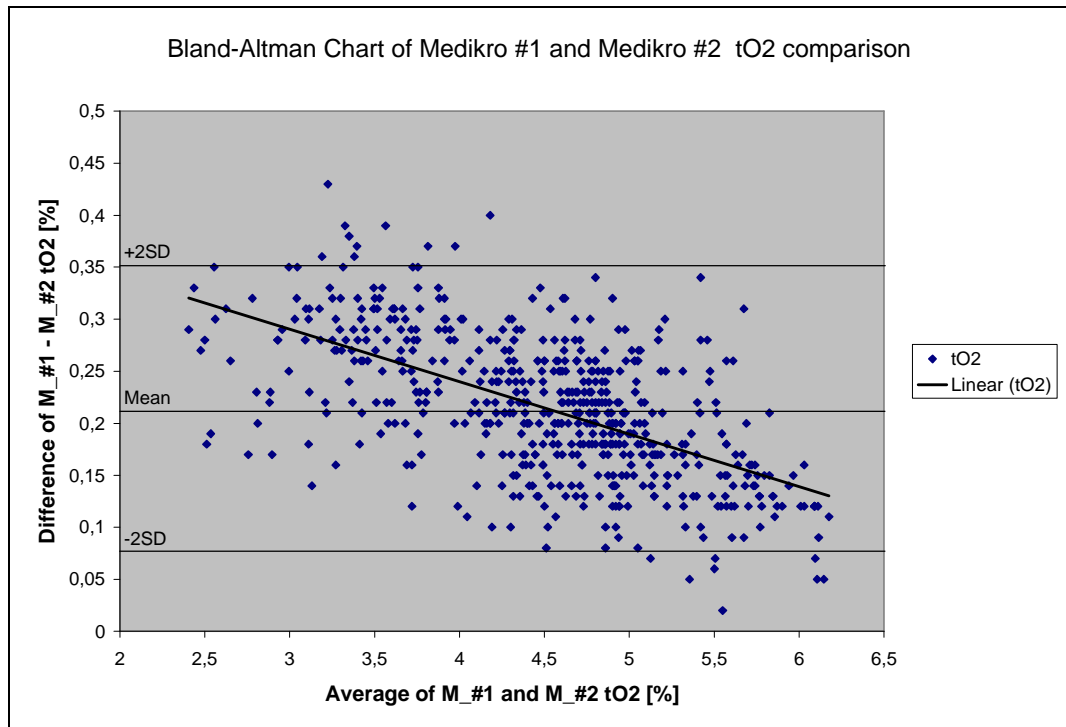


Kuva 10. Kaikkien testien mitatut true O<sub>2</sub> tulokset

Myös seuraavissa kuvissa on esitetty molempien analysaattoreiden true O<sub>2</sub> –mittaustulokset. Kuvassa (Kuva 11) Medikron #2 analysaattorin tulokset on esitetty Medikron #1 analysaattorin suhteen ja määritetty regressiosuora. Kuvassa (Kuva 12) vastaavat tulokset on esitetty Bland-Altman analyysin muodossa. Em. kuvissa laskentaan on otettu kaikkien koehenkilöiden (11) hapen mittaustulokset 30 sekunnin ajan keskiarvoistettuna (560 mittauspistettä).

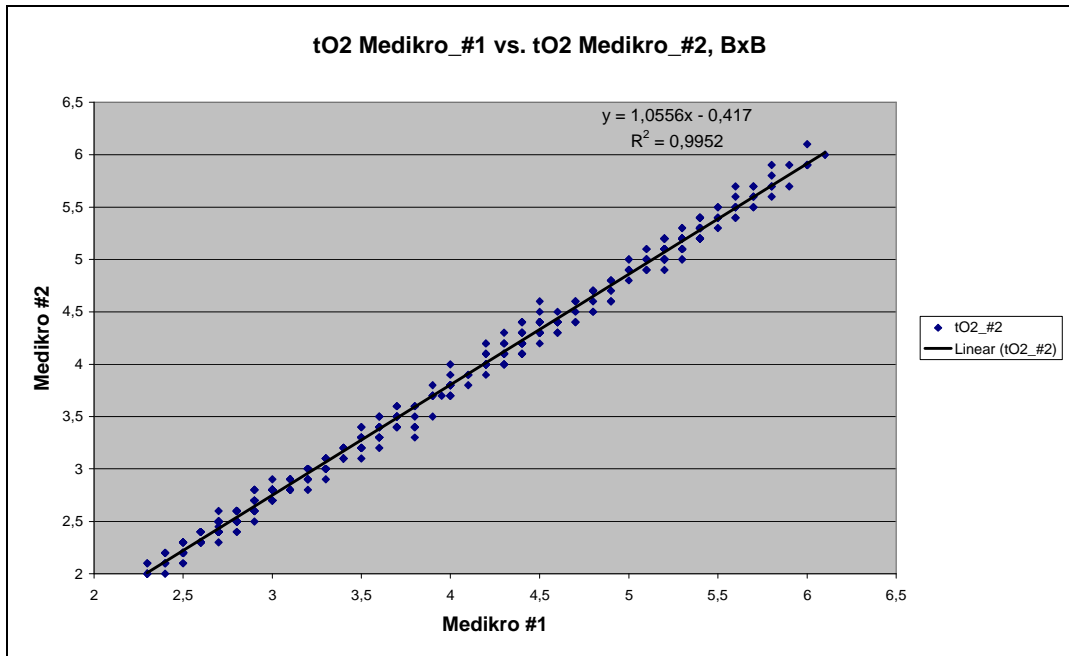


Kuva 11. true O<sub>2</sub> Medikro #1 vs. Medikro #2

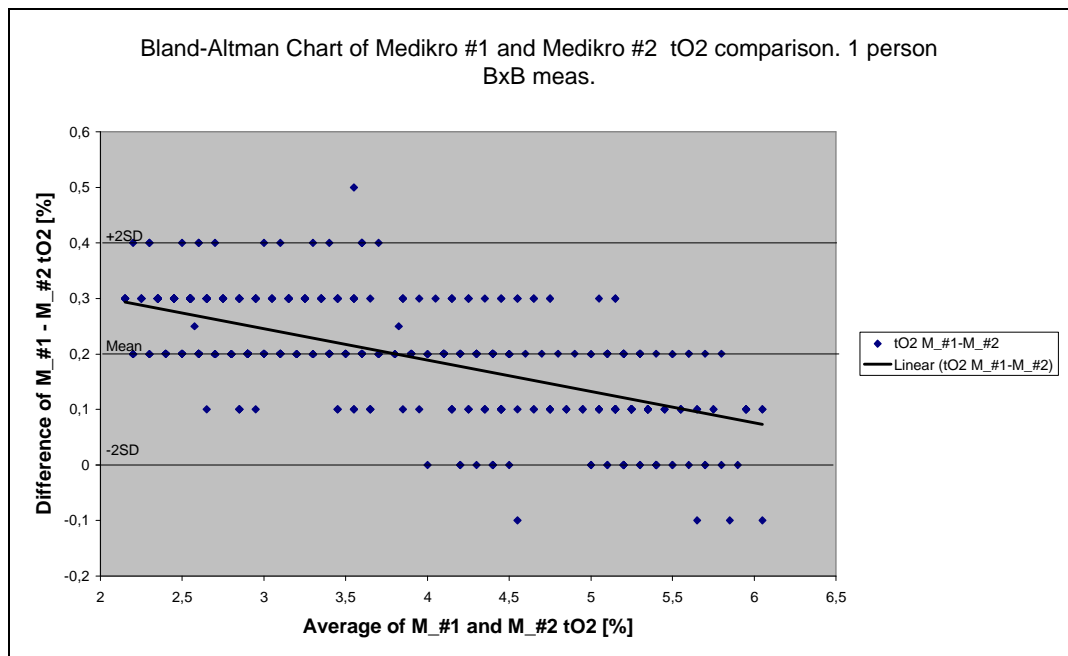


Kuva 12. Medikro true O<sub>2</sub> tulosten Bland-Altman analyysi

Kuvissa (Kuva 13 ja Kuva 14) vastaavat analyysit kuin edellisellä sivulla on tehty yhden koehenkilön henkäys-henkäykseltä suoritettujen hapen mittaustulosten perusteella (470 mittauspistettä).



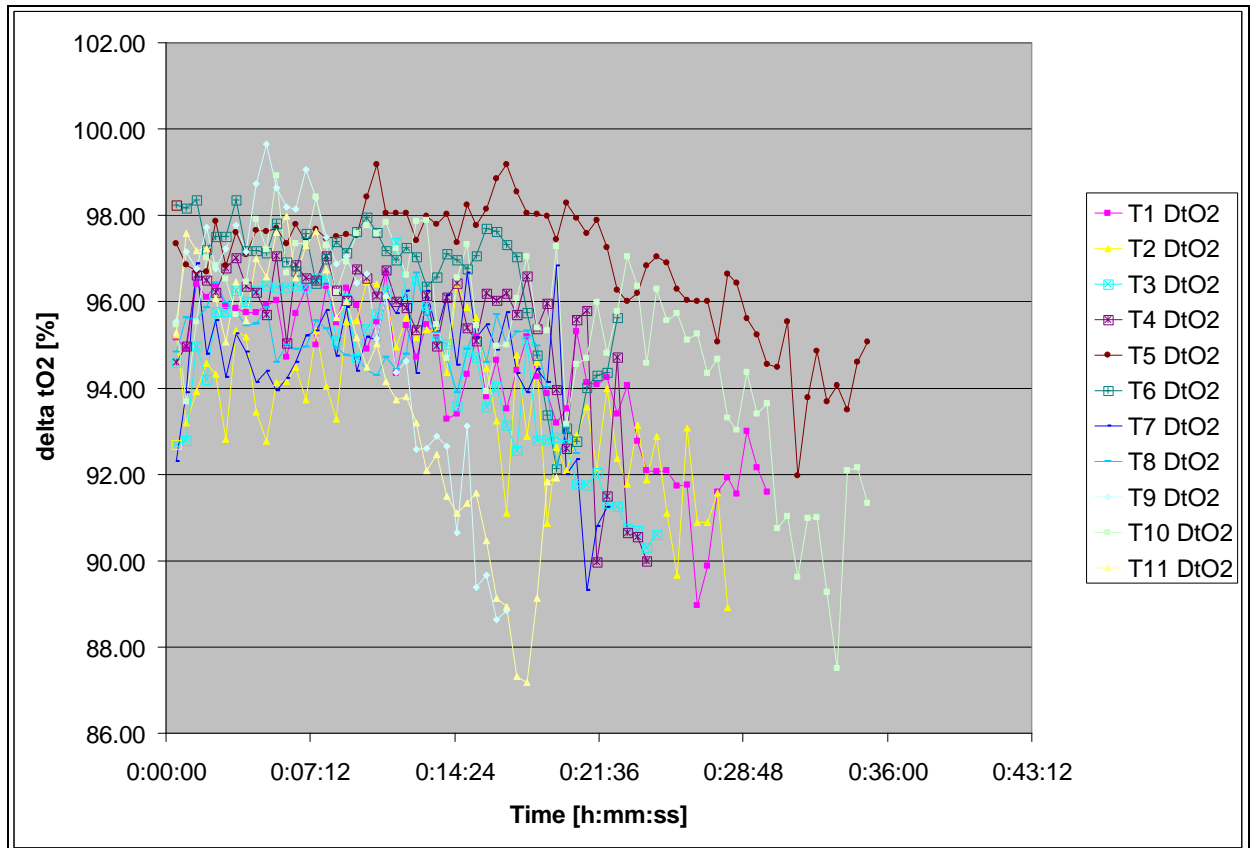
Kuva 13. true O<sub>2</sub> Medikro #1 vs. Medikro #2, henkäys-henkäykseltä mittaus.



Kuva 14. Medikron true O<sub>2</sub> tulosten Bland-Altman analyysi, henkäys-henkäykseltä mittaus.

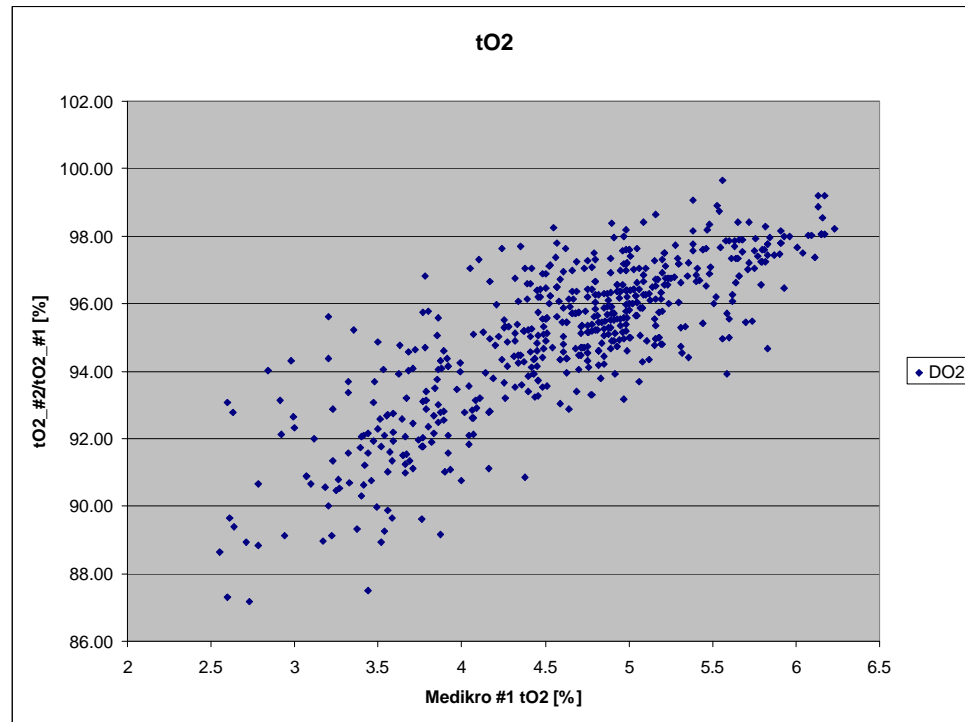


Seuraavassa kuvassa (Kuva 15) on #1 ja #2 laitteiden välisten true O<sub>2</sub> -tulosten välinen suhteellinen ero jokaisen koehenkilön (T1-T11) osalta esitetty ajan suhteen. Laitteiden välinen ero näyttäisi kasvavan testin edetessä, mutta testin kestoajalla ei näytä olevan vaikutusta eron suuruuteen.

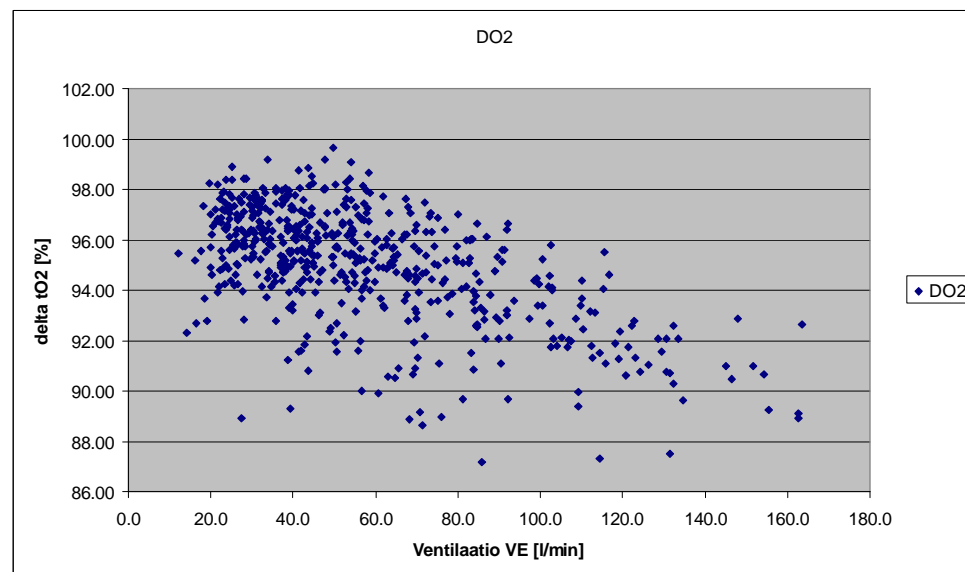


Kuva 15. Analysaattoreiden väliset true O<sub>2</sub> muutokset ajan suhteen koehenkilöittäin

Kuvassa (Kuva 16) on verrattu hengityskaasuanalysaattoreiden true O<sub>2</sub> (Medikro\_#2 / Medikro\_#1) suhdetta Medikron #1 laitteen true O<sub>2</sub> tuloksiin. Kuvasta voidaan havaita, että analysaattoreiden mittaustulokset ovat lähempänä toisiaan true O<sub>2</sub> arvon kasvaessa ja eron kasvaessa true O<sub>2</sub> arvon pienentyessä. Seuraavassa kuvassa (Kuva 17) sama ilmiö näkyy ventilaation kasvaessa. Tämä voi johtua esimerkiksi laitteiden hieman erilaisista letkuviiveistä, mittaushetken ajoituksesta, näytevirtauksen jakautumisesta, kosteudesta tai erilaisten mittaustapojen eroista. Eroavaisuudet korostuvat testin loppuvaiheessa ventilaation ollessa suurimmillaan ja true O<sub>2</sub> arvon ollessa pienimmillään.

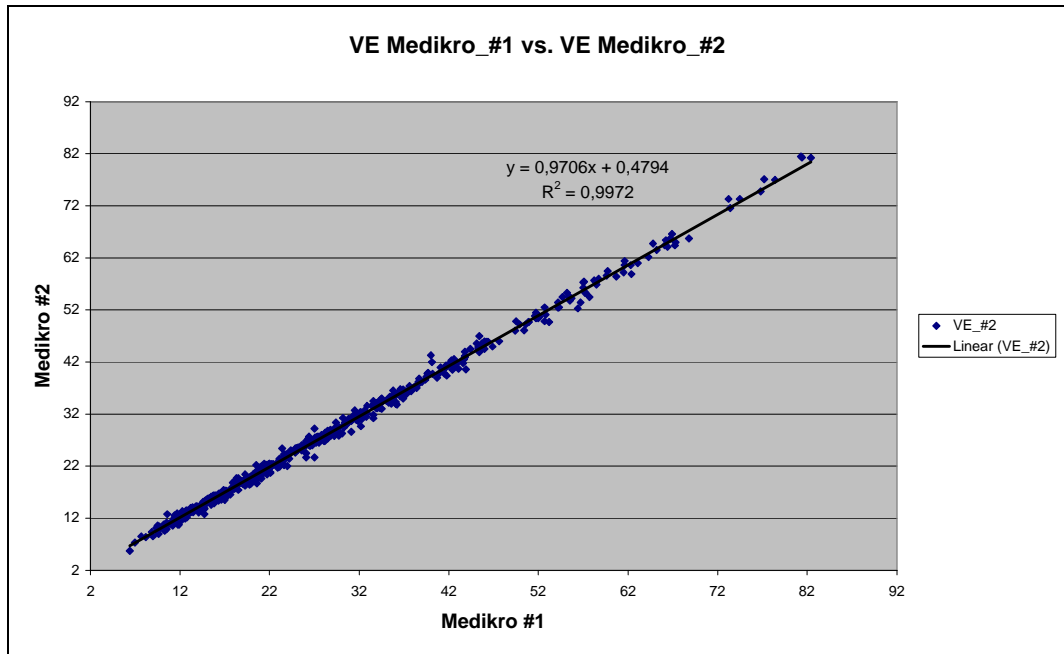


Kuva 16. Laitteiden väliset true O<sub>2</sub> suhteet Medikron #1 laitteen tulosten suhteen

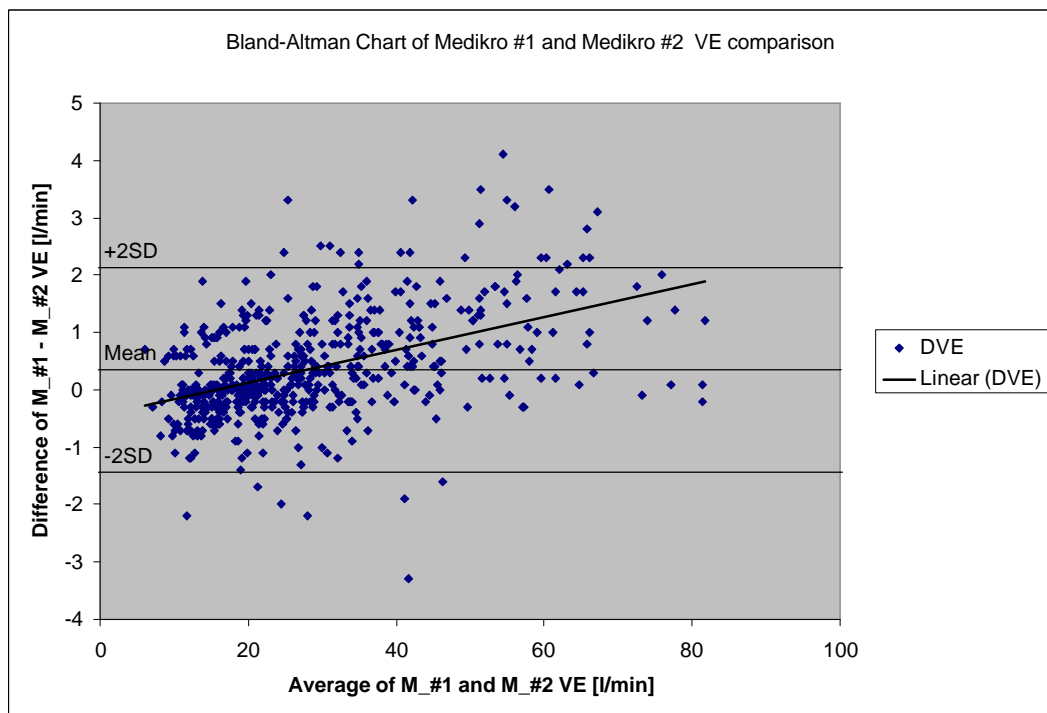


Kuva 17. Laitteiden väliset true O<sub>2</sub> suhteet ventilaation suhteen

Seuraavissa kuvissa on esitetty molempien analysaattoreiden ventilaation mittaustulokset. Kuvassa (Kuva 18) Medikron #2 analysaattorin tulokset on esitetty Medikron #1 analysaattorin suhteen ja määritetty regressiosuora. Kuvassa (Kuva 19) vastaavat tulokset on esitetty Bland-Altman analyysin muodossa.

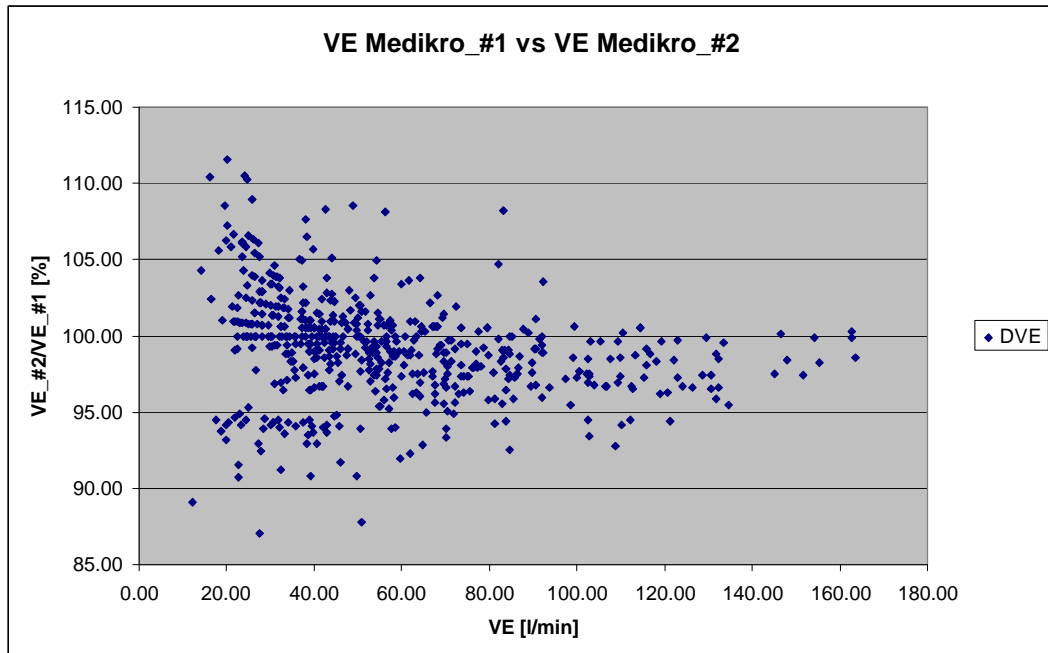


Kuva 18. VE Medikro #1 vs. Medikro #2



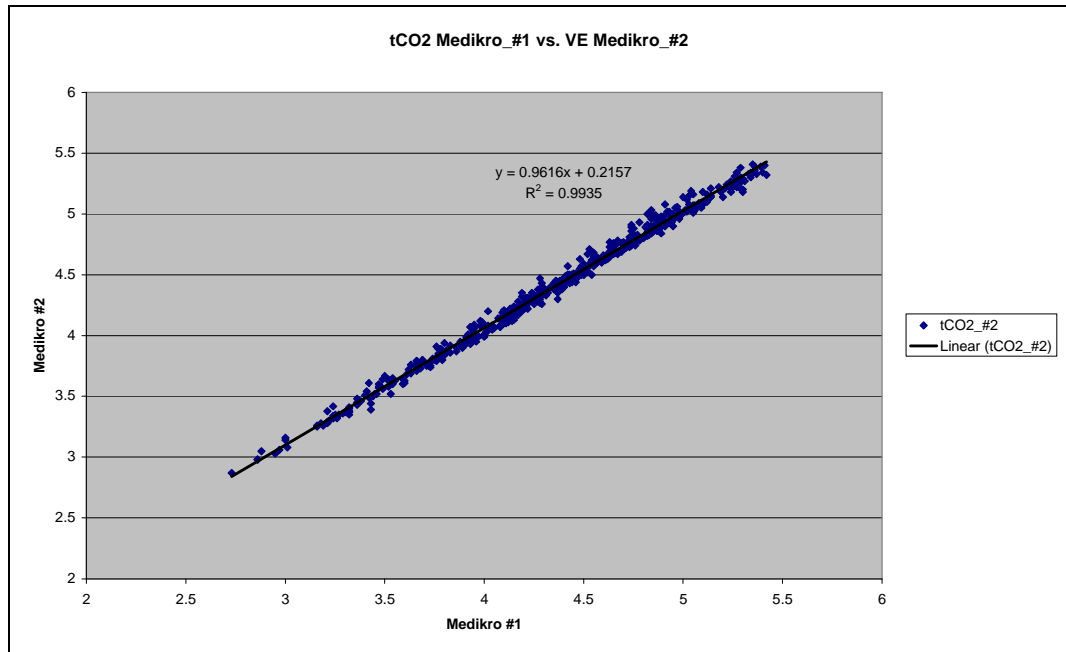
Kuva 19. Medikron VE tulosten Bland-Altman analyysi

Kuvassa (Kuva 20) on verrattu hengityskaasuanalysaattoreiden ventilaatioiden (Medikro\_#2 / Medikro\_#1) suhdetta kokonaisventilaatioon. Kuvasta voidaan havaita ventilaation jakautuvan suhteellisen tasaisesti analysaattoreiden välillä koko mittausalueella. Hajonta on hieman suurempaa pienillä ventilaatioilla ja tasoittuvan ventilaation kasvaessa.

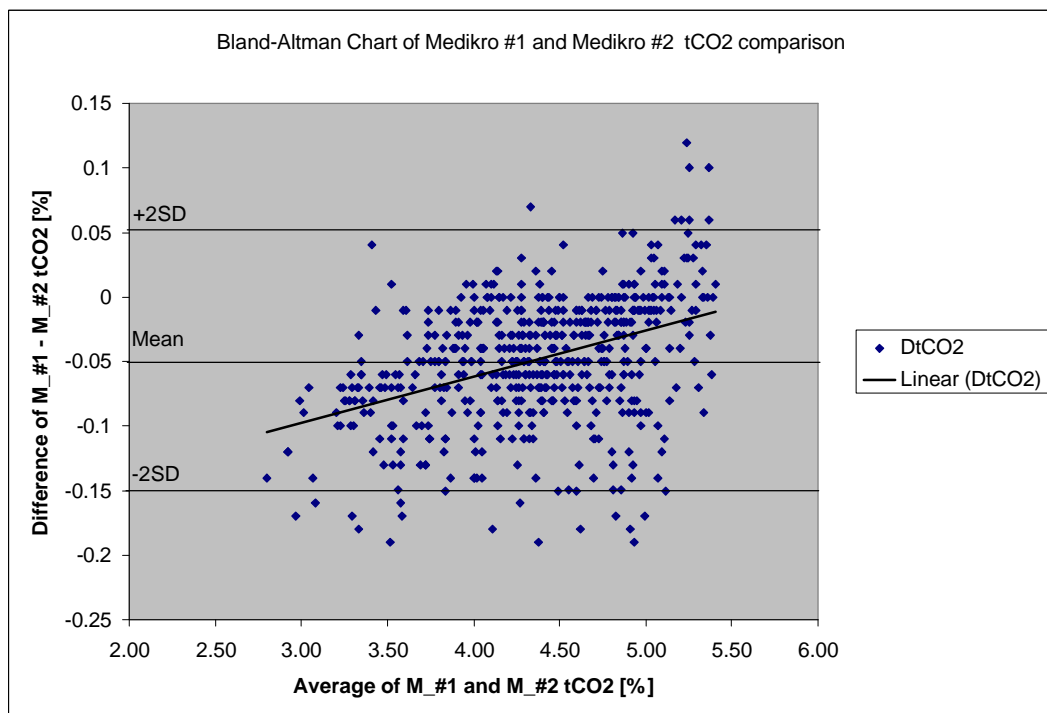


Kuva 20. Laitteiden välinen ventilaatio suhteessa kokonaisventilaatioon

Seuraavissa kuvissa on esitetty molempien analysaattoreiden true CO<sub>2</sub> mittaustulokset. Kuvassa (Kuva 21) Medikron #2 analysaattorin tulokset on esitetty Medikron #1 analysaattorin suhteen ja määritetty regressiosuora. Kuvassa (Kuva 22) vastaavat tulokset on esitetty Bland-Altman analyysin muodossa.

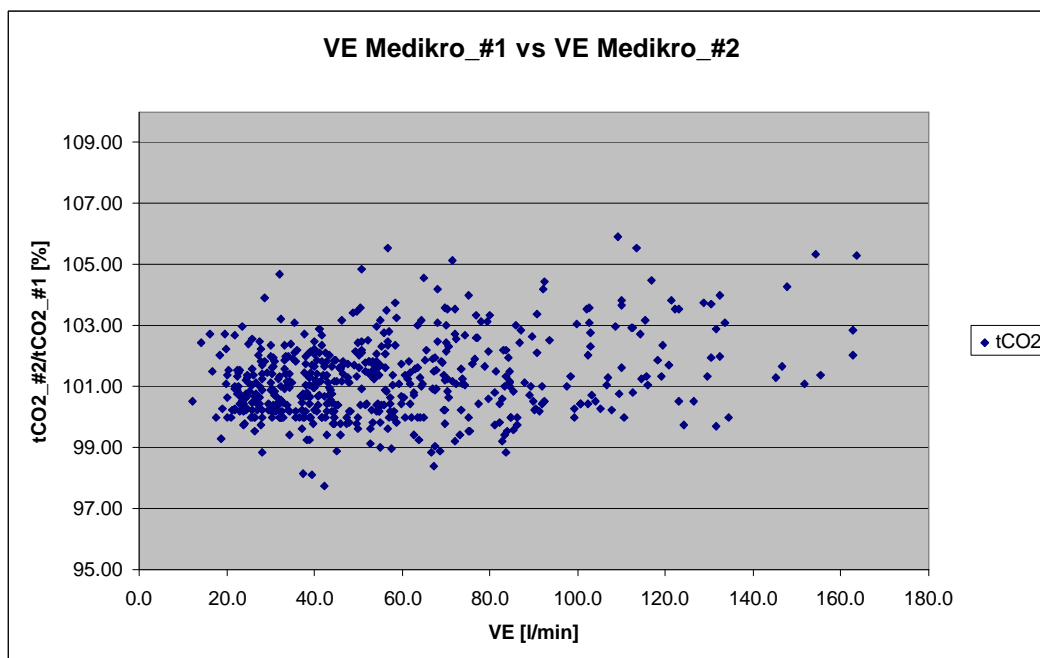


Kuva 21. tCO<sub>2</sub> Medikro #1 vs. Medikro #2



Kuva 22. Medikron true CO<sub>2</sub> tulosten Bland-Altman analyysi

Kuvassa (Kuva 23) on verrattu hengityskaasuanalysointilaitteiden tCO<sub>2</sub> (Medikro\_#2 / Medikro\_#1) suhdetta kokonaisventilaatioon. CO<sub>2</sub> mittaustulosten kuvissa ei ole nähtävissä samanlaista ilmiötä kuin tO<sub>2</sub> -mittauksessa, vaan jakauma on hyvin tasainen koko mittausalueella.



Kuva 23. Laitteiden välinen tCO<sub>2</sub> kokonaisventilaation suhteen

Analysoidut mittaustulokset osoittivat että true O<sub>2</sub>, true CO<sub>2</sub> ja VE korreloivat merkittävästi analysaattoreiden välillä (Taulukko 7). Alhaiset Bland-Altman arvot kertovat, että vaihtelu kahden eri menetelmän välillä oli erittäin pientä (Taulukko 7). Päätuloksena voidaan esittää vertailumittauksen analysoidut true O<sub>2</sub> tulokset. Taulukossa näkyvät true CO<sub>2</sub> ja VE tulokset on analysoitu mittausmenetelmän toimivuuden varmistamiseksi.

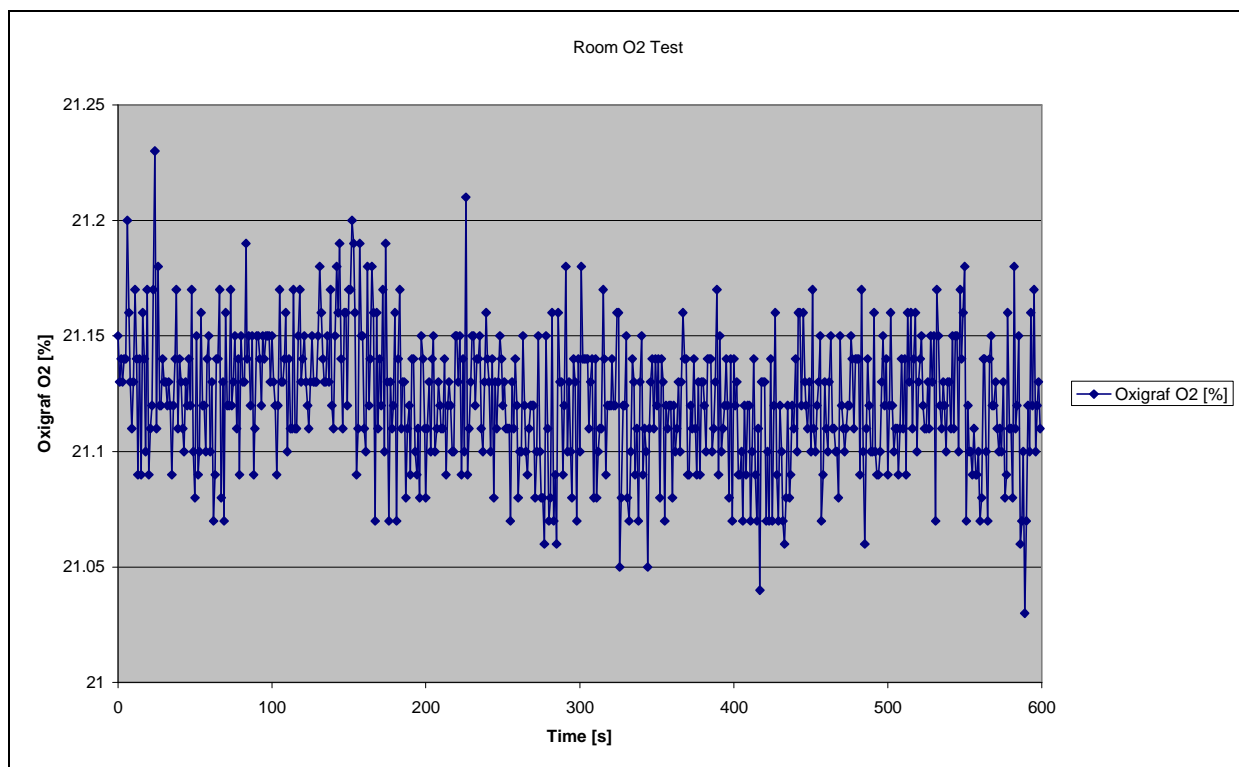
Taulukko 7. Vertailutestin analysoidut tulokset (n=560)

	True O <sub>2</sub>	True CO <sub>2</sub>	VE
Korrelaatio	0.995 P<0.001	0.994 P<0.001	0.997 P<0.001
Bland-Altman	0.21 (0.35 – 0.08)	-0.05 (0.05 – -0.15)	0.36 (2.16 – -1.44)

## 10.2 Analysointin toistettavuus ja tarkkuus

### 10.2.1 Mittaukset kalibrointikaasuilla

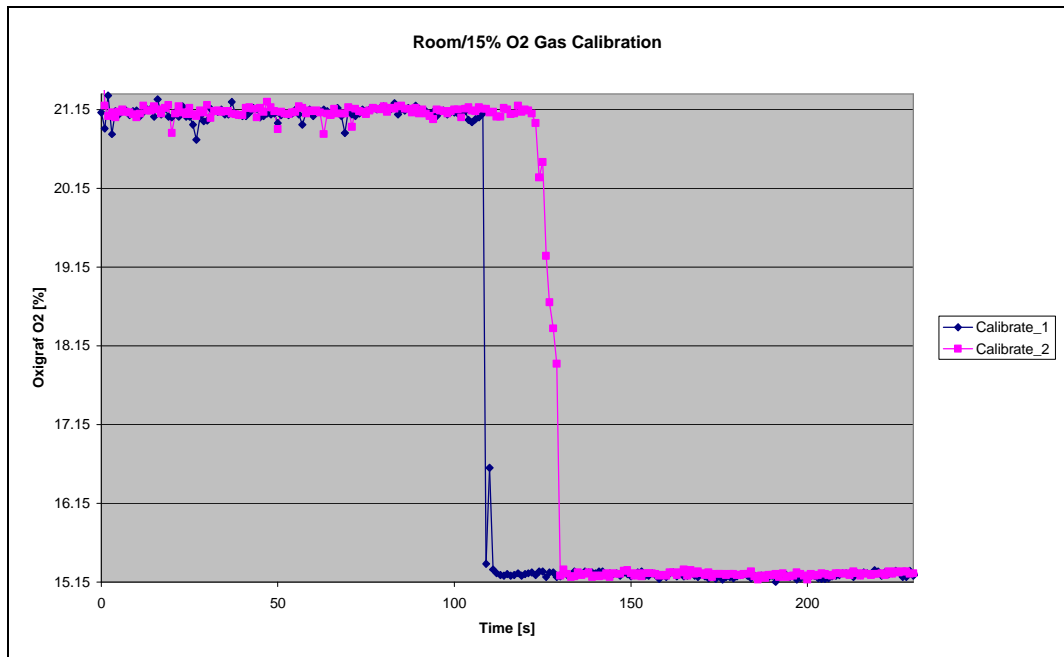
Alla olevissa kuvissa on esitetty Oxigrafin mittaustulokset huoneilmasta (Kuva 24) sekä kahden erillisen kalibrointikerran (huoneilma / 15% O<sub>2</sub>) tulokset (Kuva 25). Mittausmodulin O<sub>2</sub> –mittauksen perustaso oli tulosten mukaan hieman (n. 1%) normaalin huoneilman O<sub>2</sub> –pitoisuutta (n. 20.9%) korkeammalla. Mittauksen keskihajonta oli n. 0.03 ja tulosten vaihteluväli suhteessa keskiarvoon n. 1%.



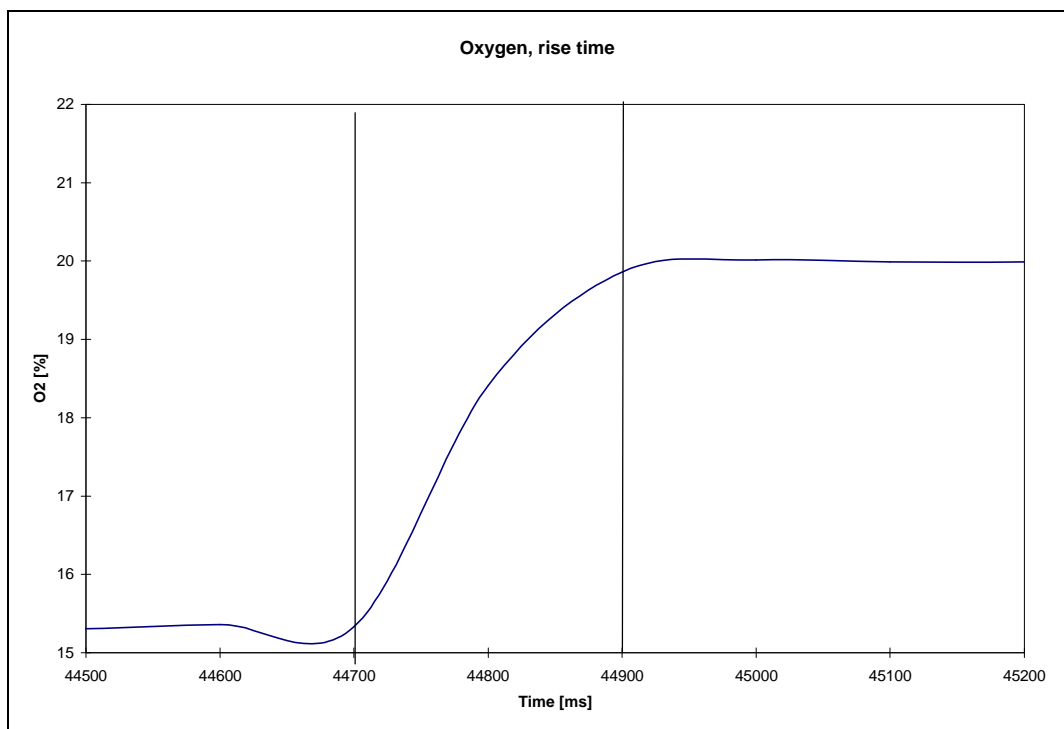
Keskiarvo	Minimi	Maksimi	Keskihajonta	$\Delta O_2/K.A.$ %
21.12	21.03	21.23	0.029	0.95

Kuva 24. Oxigrafin mittaustulokset huoneilman O<sub>2</sub> –pitoisuudesta.

Seuraavissa kuvista (Kuva 25 ja Kuva 26) näkyy Oxigrafin mittauksen muutosnopeus näytekaasun muuttuessa (n.200ms, T90). Käytännössä nousuaika testeissä vaihteli 200-400ms:n välillä riippuen näytekaasujen pitoisuuksista sekä virtausnopeudesta. Valmistaja spesifikaatioiden mukaan modulin vasteaika on n. 100-300ms riippuen näytekaasun virtausnopeudesta (Liite 5). Käytännössä tämä on riittävä nopeus henkäys-henkäykseltä suoritettaviin mittauksiin.



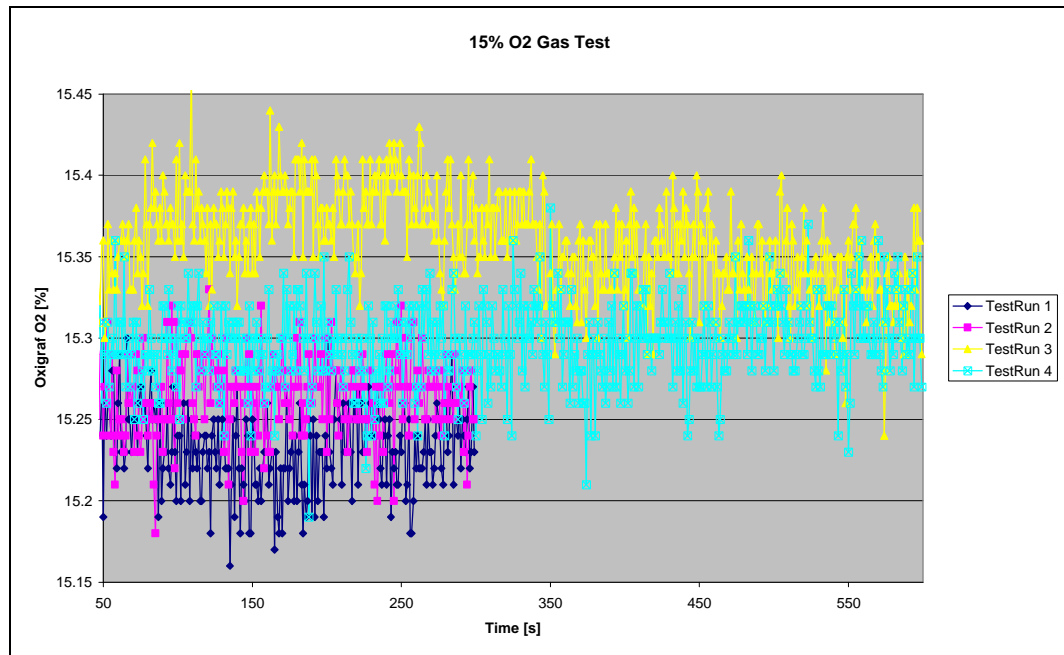
Kuva 25. Oxigrafin mittaustulokset näytekaasun muuttuessa huoneilmasta - 15% O<sub>2</sub> -kaasuun.



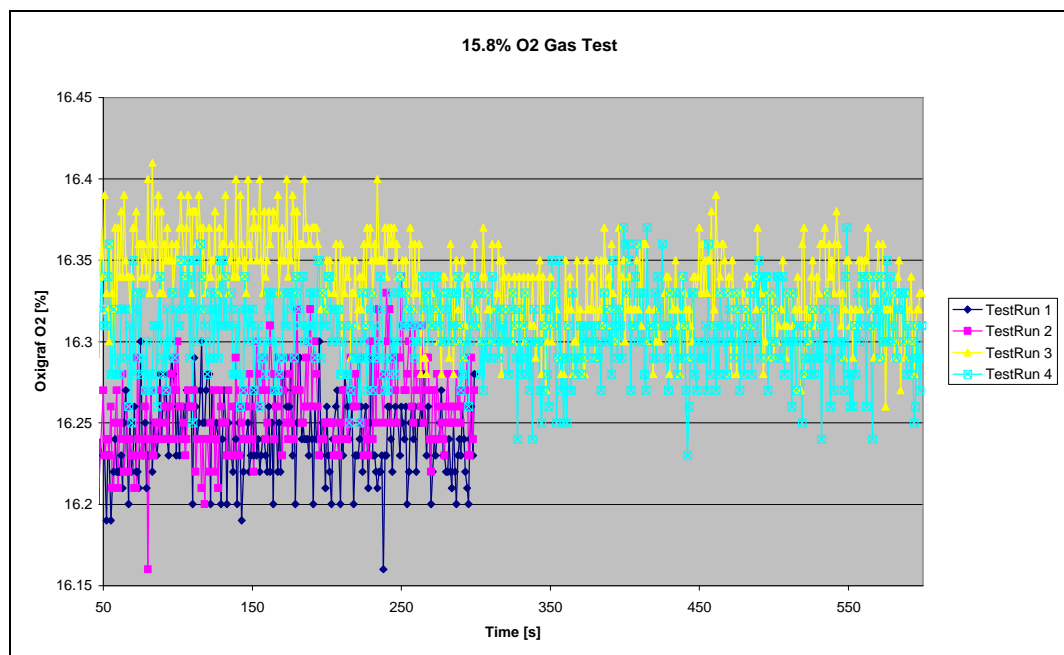
Kuva 26. Oxigrafin mittauksen nousuaika näytekaasun muuttuessa.



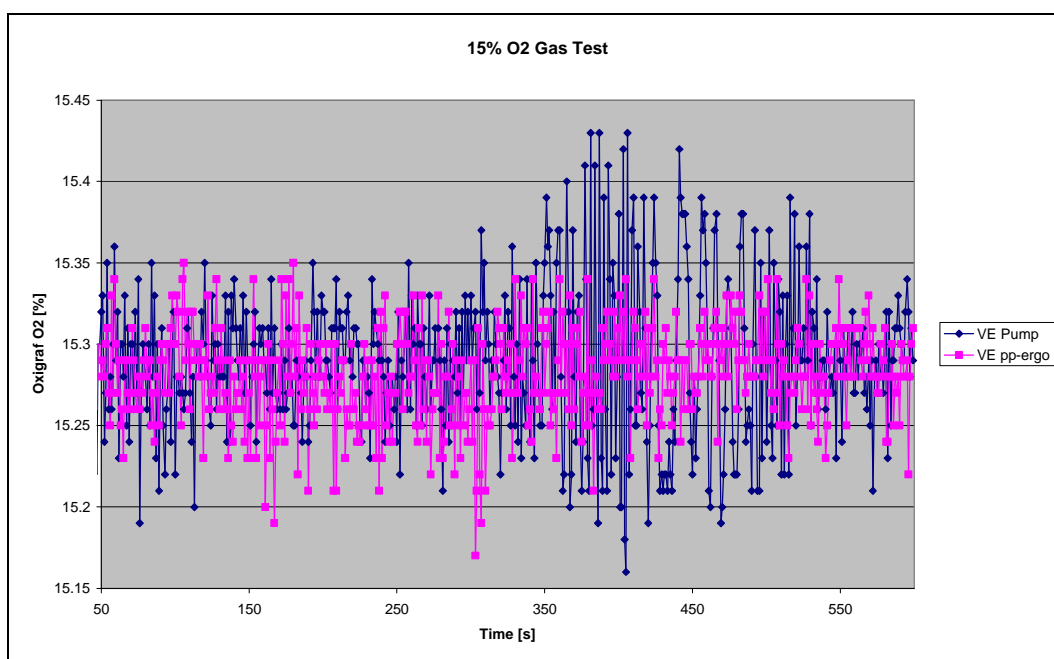
Alla olevissa kuvissa (Kuva 27 ja Kuva 28) on esitetty kalibrointikaasuilla (15% ja 15.8% O<sub>2</sub>) suoritettut testiajot ilman ulkoista ventilaatiota. Kuva 29 esittää tilannetta, jossa kalibrointikaasun mittauksen aikana on tuotettu vaihteleva ulkoinen ventilaatio kalibrointipumpun ja koehenkilön avulla. Yksittäisten mittauskertojen tulosten hajonta on hyvin pientä ja valmistajan ilmoittamien virhemarginaalien rajoissa (Liite 5).



Kuva 27. Oxigrafin mittaustulokset 15% O<sub>2</sub> –kalibrointikaasulla.



Kuva 28. Oxigrafin mittaustulokset 15.8% O<sub>2</sub> –kalibrointikaasulla.



Kuva 29. Oxigrafin mittaustulokset 15% O<sub>2</sub> –kalibrointikaasulla. Ulkoinen ventilaatio tuotettu kalibrointipumpulla ja koehenkilön avulla.

Mittausmodulin O<sub>2</sub> –mittauksen keskitaso oli tulosten mukaan n. 2% korkeampi 15%:n ja n. 3% korkeampi 15.8%:n kalibrointikaasujen ilmoitettuja pitoisuuksia. Mittausten keskihajonta oli keskimäärin n. 0.025 ja tulosten vaihteluväli suhteessa keskiarvoon n. 1%. Kalibrointipumpulla tuotettu ventilaatio kasvatti keskihajonnan 0.046:een ja vaihteluvälin 1.77%:iin (Taulukko 8). **Mittaustulosten absoluuttinen virhe oli ±0.03 15%:n ja ±0.02 15.8%:n kalibrointikaasulla. Vastaavat suhteelliset virheet olivat 0.17% ja 0.13%.**

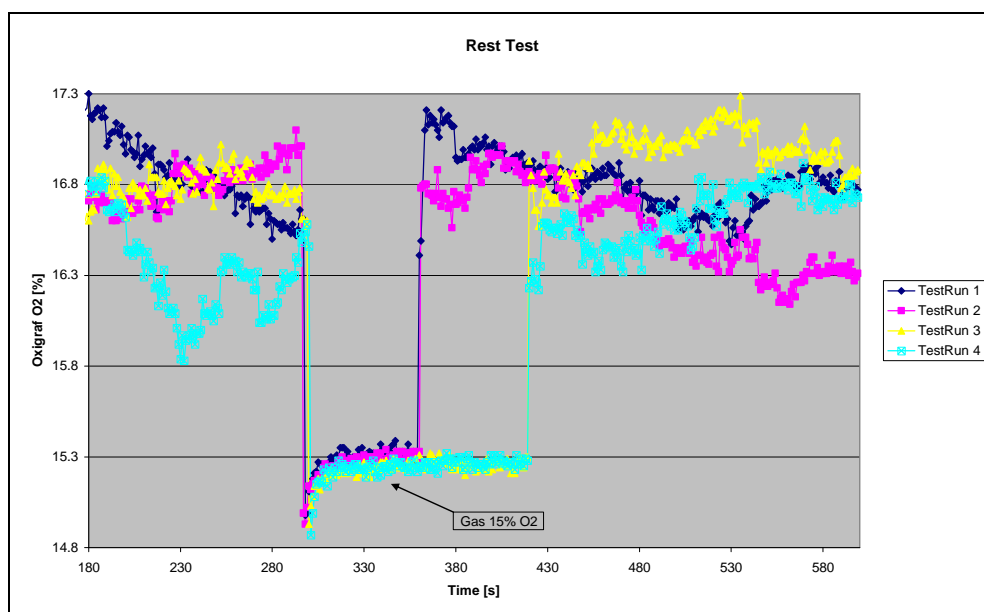
Taulukko 8. Oxigrafin O<sub>2</sub> –mittaustulokset kalibrointikaasuilla

	Keskiarvo	Minimi	Maksimi	Keskihajonta	ΔO <sub>2</sub> /K.A.
15% TestRun 1	15.23	15.16	15.30	0.025	0.92
15% TestRun 2	15.27	15.18	15.33	0.025	0.98
15% TestRun 3	15.36	15.24	15.47	0.030	1.50
15% TestRun 4	15.30	15.19	15.38	0.026	1.24
15% Summary	15.30 ±0.03	15.16	15.47	0.05	2.03
15% VE Pump	15.29	15.16	15.43	0.046	1.77
15% VE pp-ergo	15.28	15.17	15.35	0.029	1.18
15.8% TestRun 1	16.24	16.16	16.30	0.024	0.86
15.8% TestRun 2	16.26	16.16	16.34	0.026	1.11
15.8% TestRun 3	16.34	16.26	16.41	0.028	0.92
15.8% TestRun 4	16.31	16.23	16.37	0.025	0.86
15.8% Summary	16.30 ±0.02	16.16	16.41	0.04	1.53

### 10.2.2 Mittaukset levossa

Alla olevissa kuvissa näkyy neljän peräkkäisen levossa suoritettujen testiajojen mittaustulokset. Kuva 30 esittää Oxigrafin –moduulilla mitatun uloshengitysilman O<sub>2</sub> –pitoisuudet. Testien 1 ja 2 aikana analysaattorille syötettiin kalibrointikaasua 1 minuutin sekä testien 3 ja 4 aikana 2 minuutin ajan.

Mittausmodulin O<sub>2</sub> –mittausten keskihajonta lepotestissä oli keskimäärin n. 0.015 ja tulosten vaihteluväli suhteessa keskiarvoon n. 3-5%. Kalibrointikaasun syöttökohdan tulokset vastasivat edellisessä testissä saatuja tuloksia, tulosten vaihteluväli suhteessa keskiarvoon oli tässä testissä jopa hieman pienempi (Taulukko 9). **Mittaustulosten absoluuttinen virhe oli  $\pm 0.12$  lepotestin ja  $\pm 0.02$  15%:n kalibrointikaasun syötön aikana. Vastaavat suhteelliset virheet olivat 0.70% ja 0.14%.**

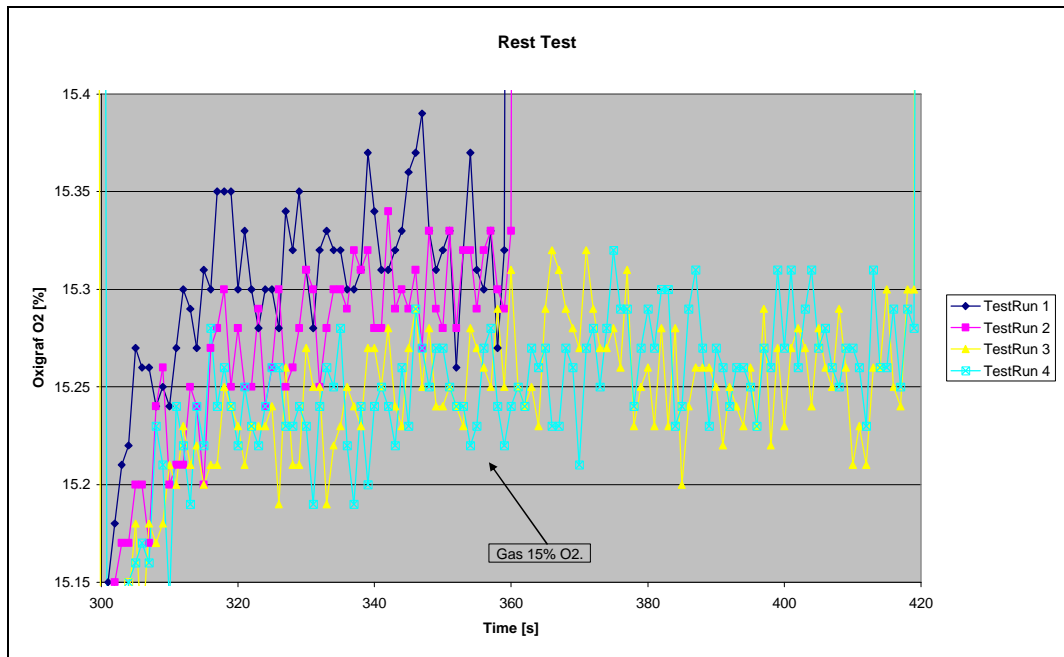


Kuva 30. Lepotesti, neljä peräkkäistä testiä. Oxigrafin mittaustulokset uloshengitysilman O<sub>2</sub> pitoisuudesta.

Taulukko 9. Oxigrafin O<sub>2</sub> -mittaustulokset lepotestissä kalibrointikaasun syötön jälkeen viimeisen 3 minuutin ajalta sekä kalibrointikaasun syöttöhetkellä

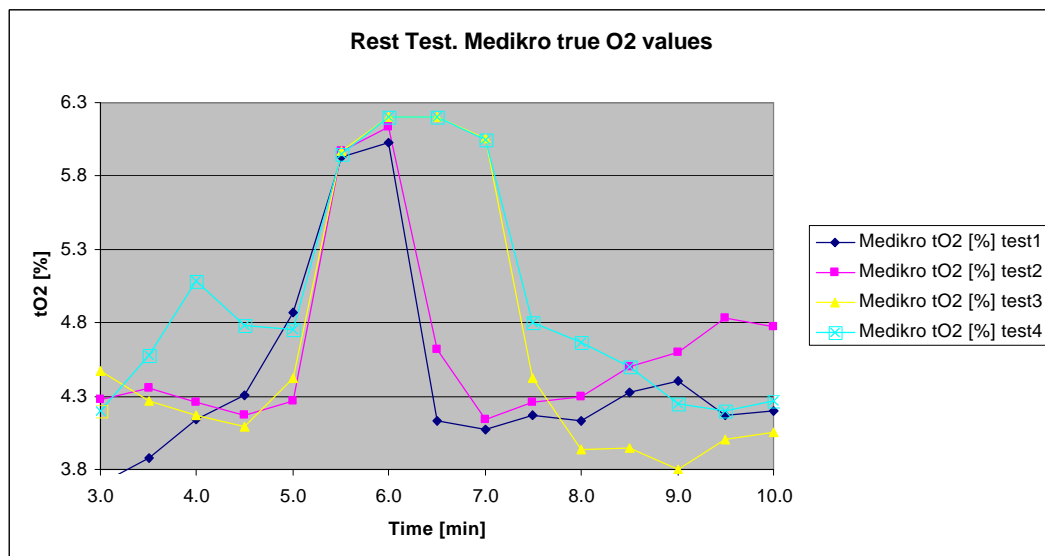
	Keskiarvo	Minimi	Maksimi	Keskihajonta	$\Delta O_2/K.A. \%$
3min TestRun 1	16.75	16.47	16.92	0.110	2.69
3min TestRun 2	16.49	16.14	16.96	0.198	4.97
3min TestRun 3	17.00	16.70	17.29	0.118	3.47
3min TestRun 4	16.63	16.32	16.92	0.145	3.61
3min Summary	16.72 $\pm 0.12$	16.14	17.29	0.237	6.88
15% TestRun 1	15.33	15.26	15.39	0.027	0.85
15% TestRun 2	15.30	15.25	15.34	0.024	0.59
15% TestRun 3	15.25	15.19	15.29	0.023	0.66
15% TestRun 4	15.24	15.19	15.29	0.025	0.66
15% Summary	15.28 $\pm 0.02$	15.19	15.39	0.042	1.31

Seuraavassa kuvassa (Kuva 31) näkyy tarkemmin kalibroitikaasun syöttökohta testin aikana. Kuvasta voidaan huomata, että testin aikana syötetyn kalibroitikaasun oikean tason saavuttaminen kestää 30-50 sekuntia. Osittain tämä viive johtuu letkuviiveistä mutta todennäköisesti vaikuttavampi tekijä on mitattavan kaasun kosteuden muuttuminen kosteasta hengityskaasusta kuivaan kalibroitikaasuun.



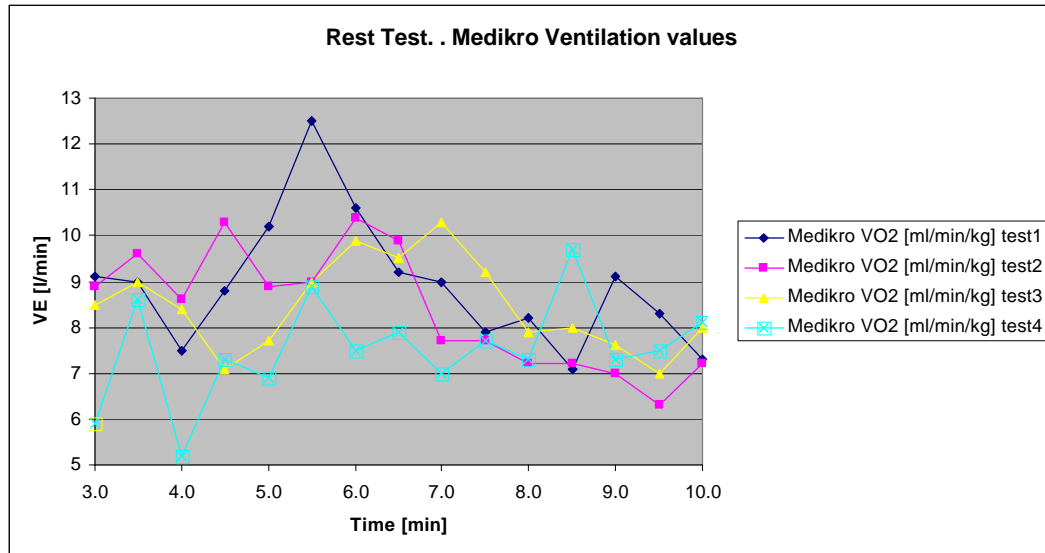
Kuva 31. Kalibroitikaasun syöttökohta.

Kuva 32 esittää lepotestin aikana Medikron hengityskaasuanalysaattorilla mitattuja true O<sub>2</sub> tuloksia.

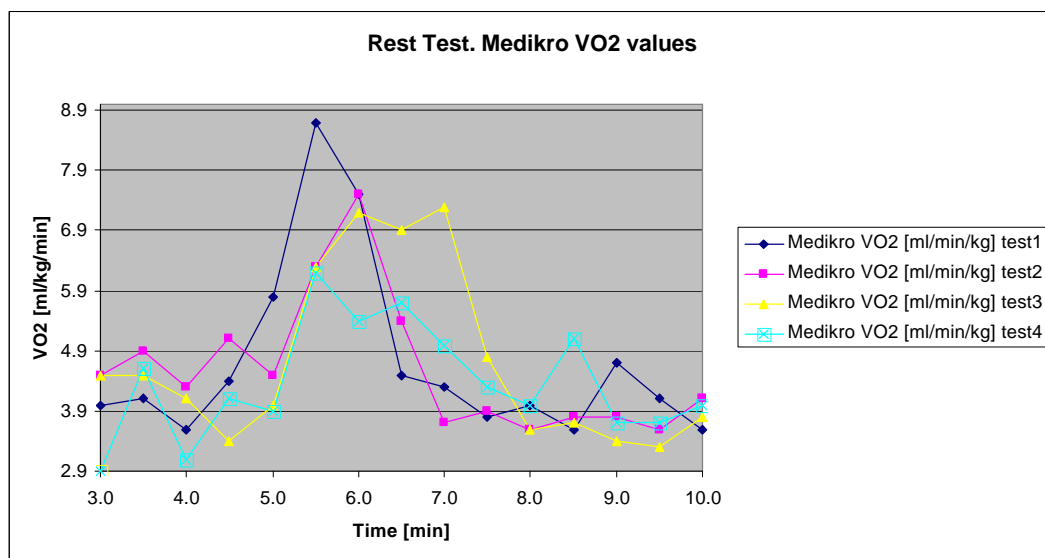


Kuva 32. Lepotesti, neljä peräkkäistä mittausta. True O<sub>2</sub> -tulokset Medikron #1 analysaattorilta 30s ajalta keskiarvoistettuna.

Kuva 33 esittää saman lepotestin VE ja Kuva 34 VO<sub>2</sub> tuloksia. Mittaustulokset ovat keskiarvoistettu 30 sekunnin ajalta. Tuloksissa on havaittavissa Oxigrafin tuloksia vastaavat vaihtelut.



Kuva 33. Lepotesti, neljä peräkkäistä mittausta. Ventilaation tulokset Medikron #1 analysaattorilta 30s ajalta keskiarvoistettuna.

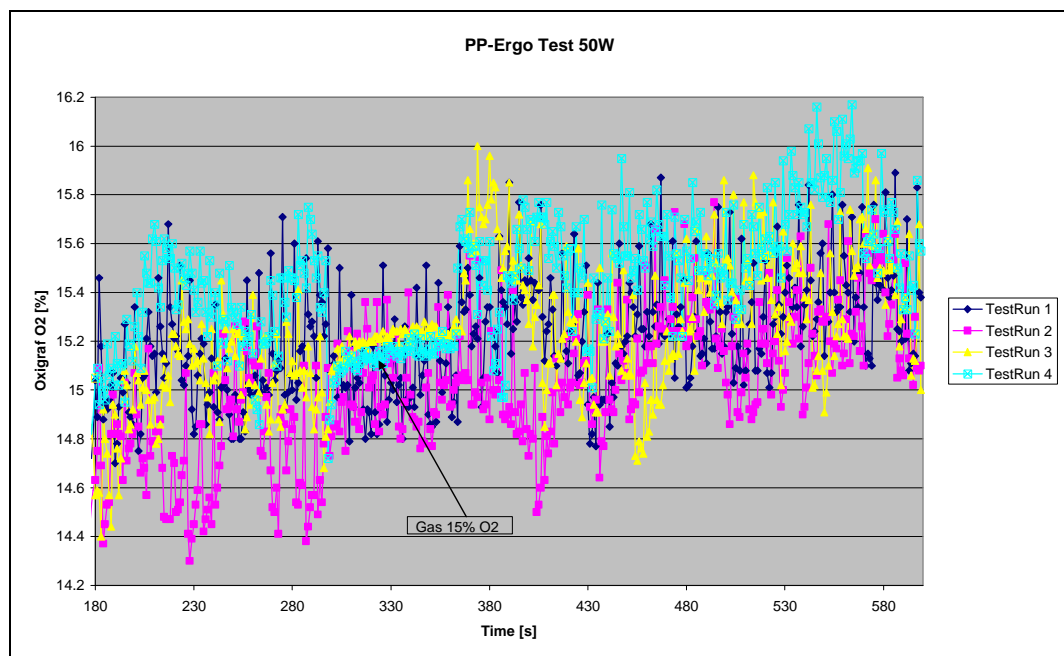


Kuva 34. Lepotesti, neljä peräkkäistä ajoa. VO<sub>2</sub> mittaustulokset Medikron #1 analysaattorilta 30s ajalta keskiarvoistettuna.

### 10.2.3 Mittaukset kevyellä kuormalla

Alla olevissa kuvissa näkyy neljän peräkkäisen kevyellä kuormalla suoritetun testiajon mittaustulokset. Kuva 35 esittää Oxigrafin –moduulilla mitatun uloshengitysilman O<sub>2</sub> –pitoisuudet. Testien 3 ja 4 aikana analysaattorille syötettiin kalibrointikaasua 1 minuutin ajan.

Kuvasta voidaan havaita uloshengitysilman O<sub>2</sub> –pitoisuuden kasvavan testin aikana. Tämä johtuu ventilaation kasvamisesta testin aikana kuorman keveydestä huolimatta. Elimistön hapentarve ei kuitenkaan lisääntynyt kevyen kuormituksen johdosta (hapenkulutus pysyy vakiona), joten uloshengitysilman lisääntynyt hapen määrä eli elimistöön jäävä vähäisempi O<sub>2</sub> –pitoisuus kompensoi kasvaneen ventilaation, katso kuvat (Kuva 36, Kuva 37 ja Kuva 38).



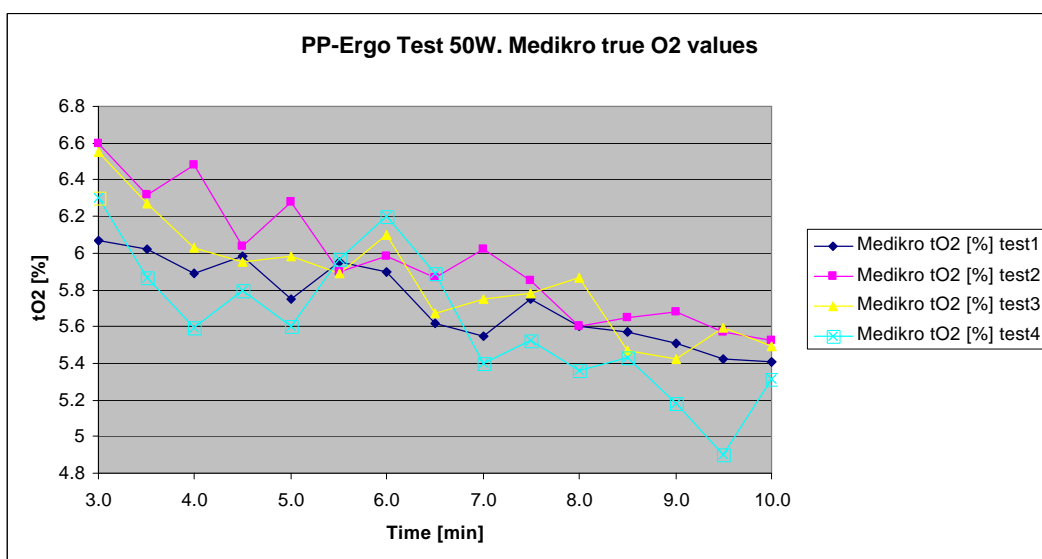
Kuva 35. PP-Ergo testi 50W, neljä peräkkäistä ajoa. Oxigrafin mittaustulokset uloshengitysilman O<sub>2</sub> pitoisuudesta.

Mittausmodulin O<sub>2</sub> –mittausten keskihajonta kevyellä kuormituksella oli keskimäärin n. 0.25 ja tulosten vaihteluväli suhteessa keskiarvoon n. 7-8%. Kalibroitikaasun syöttökohdan tulokset vastasivat edellisissä testeissä saatuja tuloksia (Taulukko 10). Testien välinen vaihtelu selittyyne elimistön hapentarpeen luonnollisella vaihtelulla. **Mittaustulosten absoluuttinen virhe oli 0.14 ja suhteellinen virhe 0.91%.**

Taulukko 10. Oxigrafin O<sub>2</sub> -mittaustulokset lepotestissä kalibroitikaasun syötön jälkeen viimeisen 3 minuutin ajalta sekä kalibroitikaasun syöttöhetkellä.

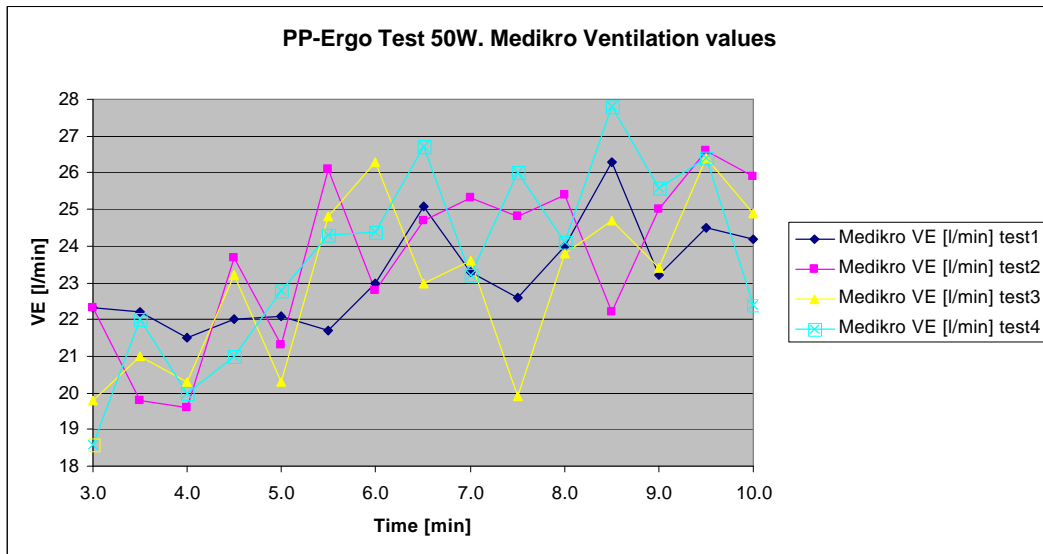
	Keskiarvo	Minimi	Maksimi	Keskihajonta	ΔO <sub>2</sub> /K.A. %
3min TestRun 1	15.30	14.77	15.89	0.224	7.32
3min TestRun 2	15.22	14.64	15.77	0.218	7.43
3min TestRun 3	15.33	14.71	15.91	0.265	7.83
3min TestRun 4	15.62	15.01	16.17	0.221	7.42
3min Summary	15.37 ±0.14	14.64	16.17	0.279	9.96
15% TestRun 3	15.24	15.19	15.28	0.021	0.59
15% TestRun 4	15.17	15.13	15.24	0.029	0.73

Kuva 36 esittää Kevyellä kuormalla suoritetun testin Medikron hengityskaasuanalysaattorilla mitattuja true O<sub>2</sub> tuloksia.

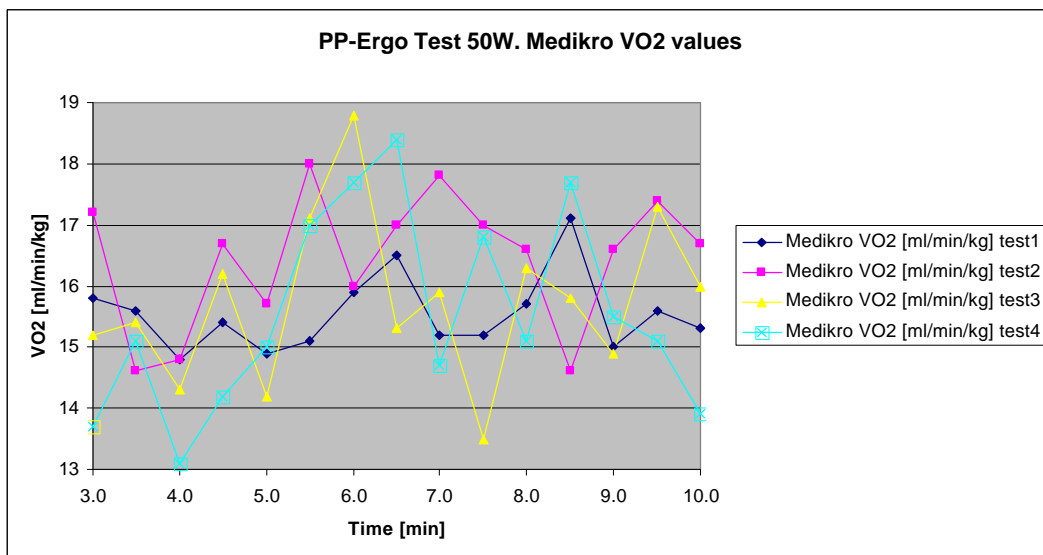


Kuva 36. PP-Ergo testi 50W, neljä peräkkäistä ajoa. True O<sub>2</sub> -tulokset Medikron #1 analysaattorilta 30s ajalta keskiarvoistettuna.

Kuva 37 esittää saman testin VE ja Kuva 38 VO<sub>2</sub> tuloksia. Mittaustulokset ovat keskiarvoistettu 30 sekunnin ajalta. Tuloksissa on havaittavissa Oxigrafin tuloksia vastaavat vaihtelut.



Kuva 37. PP-Ergo testi 50W, neljä peräkkäistä ajoa. Ventilaation mittaustulokset Medikron #1 analysaattorilta 30s ajalta keskiarvoistettuna.



Kuva 38. PP-Ergo testi 50W, neljä peräkkäistä ajoa. VO<sub>2</sub> mittaustulokset Medikron #1 analysaattorilta 30s ajalta keskiarvoistettuna.



## 11. POHDINTA

Tämän tutkimusprojektin tavoitteena oli selvittää diodilaser –mittauksen soveltuvuus hengityskaasuanalysaattorin  $O_2$  –mittauksessa. Tutkimuksessa käytetyt mittausmenetelmät ja –protokollat perustuivat soveltuvin osin teoriaosuudessa selvitettyihin periaatteisiin ja suosituksiin. Esimerkiksi laitteiden välinen rinnankytkentä ja testausprotokolla valittiin pääosin esitettyjen suositusten mukaisesti (Hodges et al. 2005). Mittausten pääpaino oli kahden analysaattorin välisissä vertailumittauksissa. Vertailumittaukset suoritettiin 11 koehenkilön avulla, jokaisen suoritettua  $VO_2\max$  –testi. Vertailumittauksissa saatiin analysoitavaksi 560 puolen minuutin ajalta keskiarvoistettua mittaustulosta. Lisäksi analysoitiin 470 henkäys-henkäykseltä mitattua tulosta. Vertailumittausten lisäksi diodilasermittauksen suorituskykyä ja ominaisuuksia testattiin huoneilmalla, kalibroitikaasuilla ja yhden koehenkilön suorittamilla toistettavuustesteillä.

Diodilaser  $O_2$  -mittaus korreloi suoritettujen testien perusteella erittäin hyvin referenssilaitteessa käytetyn paramagneettisen mittausperiaatteen kanssa. Myös mittaustarkkuuden, -nopeuden ja –toistettavuuden osalta mittaustulokset vaikuttivat lupaavilta. Mittaustulosten perusteella voidaan todeta diodilaser -mittausperiaatteen soveltuvan hyvin hengityskaasuanalysaattorin kaasumittausten mittausperiaatteeksi. Laitteiden vertailumittauksissa saatujen  $CO_2$  ja VE mittaustulosten korrelaation perusteella voidaan varmistua mittausmenetelmänä käytetyn vertailumittauksen toimineen luotettavasti.

Vertailumittauksissa havaittiin  $O_2$  –mittauksessa diodilasermittauksella varustetun analysaattorin ja paramagneettiseen mittaukseen perustuvan referenssilaitteen välillä tasoero. Diodilasermittauksella varustetun analysaattorin true  $O_2$  mittaustulokset olivat hieman suurempia kuin referenssilaitteen. Ventilaation kasvaessa tasoero näytti hieman kasvavan. Tämä voi johtua esimerkiksi laitteiden hieman erilaisista letkuviihteistä, mittaushetken ajoituksesta, kosteudesta tai erilaisten mittaustapojen eroista (Hodges et al. 2005). Eroavaisuudet korostuvat testin loppuvaiheessa ventilaation ollessa suurimmillaan ja true  $O_2$  arvon ollessa pienimmillään.

Samanlaista ilmiötä ei havaittu  $CO_2$  –mittauksen osalta, jossa molempien analysaattoreiden infrapunamittausperiaatteella toimivat mittaukset näyttivät samansuuruisia tuloksia ventilaation muutoksista huolimatta. Y-haaralla toteutettu hengityskaasujen jakaminen ja laitteiden rinnankytketty samanaikainen mittaus toimi hyvin. Ventilaatio jakautui laitteiden välillä tasaisesti kaikkien testien aikana ja ventilaation kasvaessa hajonta jopa pieneni.

Diodilasermodulin suorituskyvyn ja ominaisuuksien mittauksissa havaittiin modulin näyttävän hieman liian isoja tuloksia huoneilman  $O_2$  –pitoisuutta mitattaessa. Samoin kalibroitikaasujen mittaustulokset olivat suurempia kuin kalibroitipullossa ilmoitettu  $O_2$  –pitoisuus. Em. eroavaisuudet olisivat voineet poistua tai muuttua, mikäli diodilasermoduli olisi kalibroitu erikseen Oxigrafín kalibrointiohjeen mukaisesti. Tätä ei kuitenkaan haluttu tehdä, koska analysaattorien välisessä vertailutestissä haluttiin pitäytyä samanlaisessa mittausprotokollassa molemmille laitteille. Niinpä kalibrointi suoritettiin Medikron kalibrointiohjeiden mukaisesti. Medikron kalibrointi vaikuttaa kuitenkin vain Medikron analysaattoriohjelmiston antamiin mittaustuloksiin. Näin ollen suoraan diodilasermodulista mitattuihin  $O_2$  –tuloksiin kalibrointi ei vaikuttanut. Mittaustuloksista voidaan myös havaita hajonnan kasvavan ulkoisen kalibroitipumpun avulla tuotetun voimakkaan ventilaation vaikutuksesta. Sen sijaan koehenkilön tuottamalla kevyellä ja suhteellisen tasaisella ventilaatiolla ei näytä olevan

vaikutusta mittaustuloksien verrattuna ilman ventilaatiota suoritettuihin mittauksiin. Mittaustulosten tasoero suhteessa ilmoitettuihin kalibrointikaasujen  $O_2$  –pitoisuuksiin voi johtua joko Oxigrafin modulin kalibroimattomuudesta tai kalibrointikaasujen ilmoitetusta poikkeavista  $O_2$  –pitoisuuksista.

Lepotestissä saatujen mittaustulosten vaihtelu sekä peräkkäisten testien välillä että yksittäisten testien aikana on yllättävän suurta. Todennäköisesti tämä kuvastaa hapentarpeen vaihtelua myös levossa. Hienoiset tasoerot kalibrointikaasun syöttökohdan mittaustuloksissa voivat selittyä eri päivinä suoritettujen mittausten olosuhteiden välisistä eroista tai mahdollisesti mittausmodulin ryöminnästä. Erot olisivat voineet tasoittua myös tässä testissä, mikäli Oxigrafin moduli olisi erikseen kalibroitu ennen jokaista mittauskertaa.

Vertailumittauksen suurimpana heikkoutena voidaan pitää sitä, ettei voida varmuudella sanoa kumpi laitteista mittaa oikein vai mittaako kumpikaan. Se ei kuitenkaan ollut tässä tutkimuksessa kovin oleellista. Ennakolta tiedettiin (Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskuksen KIHU:n tekemien kalibrointimittausten perusteella), että referenssilaitteena käytetty Vuokatin urheiluopiston testiaseman hengityskaasuanalysaattori on luotettava ja riittävän tarkka mittalaite tähän tutkimukseen. Tämän tutkimuksen päätarkoituksena oli selvittää, voiko diodilasertekniikkaa käyttää luotettavasti hengityskaasuanalysaattorin mittaustekniikkana. Vertailumittausten tulosten perusteella voidaan todeta diodilasertekniikan soveltuvan hyvin hengityskaasuanalysaattorien kaasumittausten perustaksi.

Lisätutkimuksia kuitenkin tarvitaan mm. happi- ja hiilidioksidimittausten yhdistämiseksi samaan laitteeseen, laitekokonaisuuden kehittämiseen sekä mahdollisten muiden kaasujen tunnistamiseen hengitysilma-asta. Myös kalibrointi- ja huoltotarpeen todellinen selvitys jää jatkossa suoritettavien tutkimusten aiheeksi. Lisätutkimuksia varten kannattaa hankkia teoriaosuudessa mainittu kalibraattorilaitteisto, jonka avulla voidaan ventilaatiota, kaasupitoisuuksia ja kosteutta säädellä halutusti ja riittävän suurella skaalalla. Näin saadaan kiinteä referenssi, johon kehitettävän laitteen mittauksia voidaan verrata.

Diodilasertekniikan tuomia suurimpia etuja lienee mahdollisuus yhdistää hapen ( $O_2$ ) ja hiilidioksidin ( $CO_2$ ) mittaukset samaan mittausmenetelmään. Diodilasertekniikalla voidaan laserin aallonpituus säätää elektronisesti mitattavan kaasun absorptioalueelle. Tämä yhdessä diodilaserin kapean emissioviivan kanssa mahdollistaa hyvin selektiiviset mittaukset (Siekinen 2007). Teoriassa diodilasertekniikalla on mahdollisuus päästä parempaan mittaustarkkuuteen, nopeampaan mittaukseen, pienempään fyysiseen laitekokoon, halvempaan hintaan, useampien kaasujen havaitsemiseen, parempaan stabiilisuuteen sekä ylläpidon ja kalibrointitarpeen vähentämiseen. Mittalaitekehityksen kannalta diodilasereiden etuja ovat myös hyvä hyötysuhde, pieni tehonkulutus, pieni koko ja mahdollisuus tehdä mittaus pienestä näytemäärästä.

Diodilasermittaus vaikutti koko tutkimuksen ajan toimivan erittäin luotettavasti, stabiilisti, nopeasti ja tarkasti. Tämän pro gradu –tutkimuksen aikana tai tuloksena ei ilmennyt mitään seikkoja, jotka estäisivät diodilaser –tekniikan käyttämisen hengityskaasuanalysaattorin mittaustekniikkana. Myöskään ei ilmennyt mitään sellaisia seikkoja, jonka vuoksi jokin edellä mainituista mahdollisista eduista jäisi varmuudella toteutumatta. Oxigrafin moduulille suoritettujen toistettavuustestien antoivat hyvän kuvan mittauksen toiminnasta. Testien tuloksena saadut absoluuttiset ja suhteelliset virhelukemat jäivät pieniksi.

Jatkokehityksen kannalta suurimmat haasteet tulevat todennäköisesti olemaan O<sub>2</sub> –mittaustekniikan kehittämisessä kannettavan laitteen tarvitsemaan kompaktiin muotoon. Oxigrafian modulissa käytettävä n. 20cm suora mittaustie on mahdollisesti kuitenkin lyhennettävissä tai ainakin saatettavissa pienempään pakettiin. Toinen suuri haaste lienee hapen ja hiilidioksidin mittausten yhdistämisessä.

Lauhan tutkimusprojekti on ollut osoitus yritysten ja yliopistojen välisestä onnistuneesta yhteistyöstä. Jokainen projektiin osallistunut taho on tuonut tärkeän panoksen omalta osaamisalueeltaan; Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella on pitkä kokemus ja vankka asiantuntemus ihmisen mittaamisesta ja koehenkilöillä suoritettavista tutkimuksista. Oulun yliopiston mittalaitelaboratoriolla on laaja mittaustekniikan asiantuntemus erityisesti optisten mittausten alueelta. Tampereen yliopiston optiikan laboratoriossa taas on erityistä osaamista juuri diodilaserien toiminnasta ja ominaisuuksista. Yritysosapuolista Medikro Oy:llä on pitkä kokemus hengityskaasuanalysointilaitteista, Vaisala Oy:llä ympäristömittauksista ja mittalaitteista (mm. Diodilaser –tekniikalla toteutettuna) ja Exéns Development Oy:llä on pitkäaikainen osaaminen mittaustekniikan ja mittalaitteiden tuotekehityksestä.

Mikäli jatkossa saadaan kootuksi tutkimus- ja kehitystyön ympärille samanlainen tai vastaavanlaisella asiantuntemuksella varustettu yhteistyöryhmä, on diodilasermittauksella varustetun hengityskaasuanalysointilaitteen prototyypin kehittämiseksi olemassa hyvät lähtökohdat. Toivottavaa kuitenkin olisi, että jatkossa kehitystyön vetovastuu olisi yritystaholla, jolloin kehitettävän prototyypin kehitystyö voitaisiin alusta alkaen ohjata kohti kaupallisen laitteen lähtökohtia ja ominaisuuksia.

---

---

## 12. VIITTEET

- ACSM. 2005. Guidelines for exercise testing and prescription. American college of sports medicine. Seventh Edition: 66-76.
- AIS NSSQA - Calibration of Indirect calorimetry systems. Viitattu 15.3.2006. <http://www.ais.org.au/las/indirect.asp>
- ATPS, ATP, BTPS, STPD. Viitattu 7.5.2006. <http://www.spirxpert.com/technical7.htm>
- Babineau C, Leger L, Long A. 1999. Variability of maximum oxygen measurement in various metabolic systems. J Strength Conditioning Res 13(4): 318-324.
- Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1:307-3. 1986.
- Carter, J., and A. E. Jeukendrup. 2002. Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. Eur. J. Appl. Physiol. 86: 435–441.
- Gore, C.J. 2000. Australian Sports Commission. Physiological tests for elite athletes. Human Kinetics: 114-127
- Gore, C. J., P. G. Catcheside, S. N. French, J. M. Bennett, and J. Laforgia. 1997. Automated VO<sub>2max</sub> calibrator for open-circuit indirect calorimetry systems. Med. Sci. Sports Exerc. 29: 1095–1103.
- Grabowski T. 2003. Principles of anatomy and physiology. Wiley. Tenth Edition: 821-842.
- Hengitys. Viitattu 12.5.2006. <http://fi.wikipedia.org/wiki/Hengitys>
- Hiilloskorpi H, Mänttari A, Pasanen M, Fogelholm M, Laukkanen R, Parkkari J. 2000 The comparison between three different respiratory gas-analysers. Med Sci Sport Exerc 31(5):354
- Hodges L, Brodie D, Bromley P. 2005. Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. Scand J Med Sci Sports 15:271-279.
- Humidity. Viitattu 4.5.2006. <http://en.wikipedia.org/wiki/Humidity>
- K2BW Environmental Equipment Co. Viitattu 28.5.2006. [http://www.k2bw.com/5\\_c\\_18.htm](http://www.k2bw.com/5_c_18.htm)
- Kailanto H, Loimi H. 2005. Selvitys hiilidioksidin ja hapen mittausten menetelmistä urheilun ja lääketieteen saralla. Ragnar Granit Institute, Tampere University of Technology.
- Laser-based breath analyzer diagnoses asthma, schizophrenia. Viitattu 14.4.2006. [http://www.breathmeter.com/pages/news\\_6-11-02/index.xml](http://www.breathmeter.com/pages/news_6-11-02/index.xml)
- Macfarlane D. 2001. Automated Metabolic Gas Analysis System. Sport Med 31(12): 841-861.
-

- 
- Maud P, Foster C. 2006. Physiological assessment of human fitness. *Human Kinetics*: 9-37.
- McArdle W, Katch F, Katch V. 2001. *Exercise Physiology*. Fifth Edition. Lippincott Williams & Wilkins: 178-180, 1119-1120.
- Mero A, Nummela A, Keskinen K, Häkkinen K. 2004. *Urheiluvalmennus*. Gummerus: 333-344.
- Mänttari A, Laitinen J, Parkkari J. 2006. Comparison of Flow- and Volume measurements of Two Different Spiroergometers.
- Prieur F, Castells J, Denis C. 2003. a Methodology to assess the accuracy of a portable metabolic system (VmaxST). *Med Sci Sports Exerc* 35:879-885.
- Prieur F, Busso T, Castells J, Bonnefoy R, Benoit H, Geysant A, Denis C. 1998. a System to simulate gas exchange in humans to control quality of metabolic measurements. *Eur J Appl Physiol* 78:549-554.
- Roller C et al. 2002. Nitric oxide breath testing by tunable-diode laser absorption spectroscopy: application in monitoring respiratory inflammation. *Applied Optics* 41(28): 6018-6029.
- Siekinen T. 2007. Hapen ja hiilidioksidin pitoisuuksien mittaaminen diodilaserspektroskopiolla. Diplomityö. Tampereen teknillinen yliopisto:1-82
- Spanel P, Smith D. 2001. On-line measurement of the absolute humidity of air, breath and liquid headspace samples by selected ion flow tube mass spectrometry. *Rapid Commun Mass Spectrom* 15: 563-569.
- Voigt E, Pelikan J. CO<sub>2</sub> –measurement during ventilation. 2000. Dräger Medical.
- Withers R, Gore C. 2000. Determination of oxygen consumption (VO<sub>2</sub>max) or maximal aerobic power. *Physiological testing for elite athletes*, *Human Kinetics*:114-127.
-

### **13. LIITTEET**

1. Gas Analyzers Specifications
  2. Testausraportit
  3. Ennakkokysely koehenkilöille
  4. Koehenkilön suostumuslomake
  5. Oxigraf X2004 Specifications
-

### Automated Metabolic Gas Analyzers

Manufacturer - Model		O2 Analyzer					CO2 Analyzer				
Device	Site	Transducer	Range	Accuracy	Resolution	Response	Transducer	Range	Accuracy	Resolution	Response
Cortex - Metamax 3B	<a href="http://www.cortex-medical.de/index.php">http://www.cortex-medical.de/index.php</a>	ECC	0-60%	0.1%		<100ms (90% FS)	NDIR	0-13%	0.1%		<100ms (90% FS)
Cosmed - K4b2	<a href="http://www.cosmed.it/products.cfm">http://www.cosmed.it/products.cfm</a>	FC	7-24%		0.02%	<120ms (90% FS)	NDIR	0-8%		0.01%	<120ms (90% FS)
Medical Graphics - VO2000	<a href="http://www.medgraph.com/datasheet">http://www.medgraph.com/datasheet</a>	FC	0-96%	± 0.1%			NDIR	0-10%	± 0.2%		
Jaeger - Oxygon Mobile	<a href="http://www.jaeger-toennies.com/en">http://www.jaeger-toennies.com/en</a>	ECC	0-25%	0.05%		80ms (90% FS)	TC	0-10%	0.05%		80ms (90% FS)
SensorMedics - Vmax Encore	<a href="http://www.sensormedics.com/products">http://www.sensormedics.com/products</a>	ECC	0-100%	± 0.02%	0.01%		NDIR	0-16%	± 0.02%	0.01%	
Jaeger - Oxygon Pro	<a href="http://www.jaeger-toennies.com/en">http://www.jaeger-toennies.com/en</a>	Para	0-25% / 0-100%	0.05%	0.01%	40ms (90% FS)	NDIR	0-15%	0.05%	0.01%	40ms (90% FS)
Medikro - 919	<a href="http://www.medikro.com">http://www.medikro.com</a>	Para	10-25%	0.05%	0.004%		NDIR	0-10%	0.05%	0.003%	
Cortex - Metalyzer 3B	<a href="http://www.cortex-medical.de/index.php">http://www.cortex-medical.de/index.php</a>	ECC	0-35%	0.1%		<100ms (90% FS)	NDIR	0-13%	0.1%		<100ms (90% FS)
Cortex - Metalyzer II	<a href="http://www.cortex-medical.de/index.php">http://www.cortex-medical.de/index.php</a>	ECC	0-35%	0.1%		<3s (90% FS)	NDIR	0-13%	0.1%		<3s (90% FS)
Oxigraf - Orca	<a href="http://www.groupferraris.com/ferraris">http://www.groupferraris.com/ferraris</a>	Para / Laser					NDIR				
Parvomedics - TrueMax 2400	<a href="http://www.parvo.com/Product.htm">http://www.parvo.com/Product.htm</a>	Para	0-25% / 0-100%	0.1%		<500ms	NDIR	0-10%	0.1%		<90ms

Flow / Volume Measurement				Environment				Features		
Transducer	Range	Accuracy	Resolution	Temperature	Humidity	Warm-up	Calibration	Pulse Oximeter	Uptake	Type
Turbine	6-720L/min	2%	7mL	0-40C	0-99%			Option	BxB	Portable
Turbine	0-300L/Min	± 2%	± 1%					Option	BxB	Portable
Pneumotachometer	2-200L/min	± 3%		0-35C	0-98%			No	BxB	Portable
TripleV	0-300L/Min	2% / 0.05L/min	3mL	0-50C	15-95%			Yes	BxB	Portable
Mass Flow Sensor	0-960L/min	± 3% / 15L/min	1.5% / 0.18L/min	5-40C	15-95%		Automatic	No	BxB	Labra
TripleV	0-300L/Min	2% / 0.05L/min	3mL					Yes	BxB	Labra
	0-900L/min	2%	10ml/s						BxB	Labra
TripleV	3-1200L/min	2%	7mL	10-35C	0-99%			Option	BxB	Labra
TripleV	3-1200L/min	2%	7mL	10-35C	0-99%			Option	MC	Labra
Turbine	6-720L/min	2%	7mL					Integrated	BxB	Labra
Pneumotachometer	0-800L/min	± 2%		14-30C	20-80%	30min		Yes	BxB / MC	Labra

FC = Disposable galvanic fuel cell  
 ECC = Electro Chemical cell  
 Para = Paramagnetic  
 Laser = Laser diode  
 NDIR = Nondispersive infrared  
 BxB = Breath by Breath  
 TC = Thermal Conductivity

## **Jyväskylän Yliopisto – Vuotech**

VO<sub>2</sub>max -testi

12.2.2007

Koehenkilö:  
X.X

Testaaja:  
Petri Ingalsuo

---



Tämä raportti liittyy Jyväskylän yliopiston liikuntatieteellisen tiedekunnan liikuntateknologian opintoihin. Raportti sisältää osana gradumittauksia suoritetun VO2max –testin tulokset. Mittaukset suoritettiin Vuokatissa 1.2.2007, koehenkilönä toimi ”mister X”.

## 1. JOHDANTO

**Maksimaalinen hapenkulutus** (VO2max) tarkoittaa suurinta mahdollista hapen määrää, jonka elimistö pystyy käyttämään hyödykseen ilmoitettuna l/min tai ml/kg/min -yksikköinä. Yksikkö l/min kertoo litroina happimäärän, jonka elimistö pystyy käyttämään yhdessä minuutissa. Tämä on elimistön yhden minuutin aikana kuluttama kokonaishappimäärä, ja se kertoo sydämen kapasiteetin. Yksikkö ml/kg/min kertoo kokonaishappimäärän suhteutettuna henkilön painoon.

Taulukko 1. – Maksimaalisen hapenkulutuksen viitearvotaulukko. (Shvartz & Reinbold, 1990). Viitearvot on kerätty yli 60:sta eri tutkimuksesta USA:sta, Kanadasta sekä Euroopasta.

Ikä	1	2	3	4	5	6	7
20-24	< 32	32-37	38-43	44-50	51-56	57-62	>62
25-29	<31	31-35	36-42	43-48	49-53	54-59	>59
30-34	<29	29-34	35-40	41-45	46-51	52-56	>56
35-39	<28	28-32	33-38	39-43	44-48	49-54	>54
40-44	<26	26-31	32-35	36-41	42-46	47-51	>51
45-49	<25	25-29	30-34	35-39	40-43	44-48	>48
50-54	<24	24-27	28-32	33-36	37-41	42-46	>46
55-59	<22	22-26	27-30	31-34	35-39	40-43	>43
60-65	<21	21-24	25-28	29-32	33-36	37-40	>40

Miehet / Maksimaalinen hapenkulutus – VO<sub>2max</sub> (ml/kg/min)

Asteikko: 1 = hyvin heikko, 2 = heikko, 3 = välttävä, 4 = keskitaso, 5 = hyvä, 6 = hyvin hyvä, 7 = erinomainen

**Aerobinen kynnys** on se syke, jolla maitohappoa alkaa muodostua elimistöön. Tällä vauhdilla se kuitenkin poistuu elimistöstä eli ihminen käyttää sen energiana. Tätä tasoa on myös kutsuttu stedy stateksi - siis vakaaksi tasoksi. Aerobista vauhtia ihminen pystyy periaatteessa jatkamaan niin kauan kuin energiaa riittää. Yleensä aerobinen kynnys on n. 55-75% maksimisykkeestä. Kynnyksen sykeraja ei ole absoluuttinen vaan jonkin verran liukuva (vaihdellen päivittäisen kunnon, ravinnon, rasituksen yms. Mukaisesti).

**Anaerobinen kynnys** on se piste sykkeessä, jolloin maitohappoa alkaa muodostua elimistöön nopeammin kuin elimistö kykenee sitä poistamaan. Liikkuminen tämän sykerajan yläpuolella johtaa uupumiseen. Yleensä aerobinen kynnys on n. 70-90% maksimisykkeestä. Kynnyksen sykeraja ei ole absoluuttinen vaan jonkin verran liukuva (vaihdellen päivittäisen kunnon, ravinnon, rasituksen yms. Mukaisesti).

## 2. TULOKSET

<b>Vuotech TESTITULOKSET</b>	
Testausaika	1.2.2007
Pituus (cm)	180
Paino (kg)	68
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	21.0
Rasvaprosentti (%)	
Rasvaton paino (kg)	
<b>VO2 testi</b>	
<b>Maksimi hapenotto (l/min)</b>	3.77
(ml/kg/min)	55
Syke (krt/min)	193
<b>Anaerobinen kynnys (l/min)</b>	3.00
(ml/kg/min)	44
% :a maksimista	78
Syke (krt/min)	180
% :a maksimista	93
<b>Aerobinen kynnys (l/min)</b>	1.80
(ml/kg/min)	26
% :a maksimista	44
Syke (krt/min)	136
% :a maksimista	70

<b>Vuotech TESTITULOSTEN TULKINTA</b>
---

VO2 testi	
NIMI:	
PVM	1.2.2007

### 1. PITKÄAIKAINEN AEROBINEN KESTÄVYYS

**Peruskestävyyden (PK)** tavoitteena harjoitusohjan luominen, lihasten verenkierron ja hapen käytön parantaminen ja rasva-aineenvaihdunnan kehittäminen.

Ohjelliset harjoitusyhteisöt: 101 - 136

Rasva-aineenvaihduntaa kehittävä ja huoltavat / palauttavat:	101 - 126
PK1 Tasatehoinen ja pitkäkestoinen peruskestävyys harjoitus alussa	111 - 121
PK2 Tasatehoinen ja pitkäkestoinen peruskestävyys harjoitus lopussa	121 - 136
PK-VK Aerobista kynnystä kehittävät:	131 - 141

**Vauhtikestävyyden (VK)** tavoitteena hengitys- ja verenkiertoelimistön ja maitohapon poistokyvyn kehittäminen

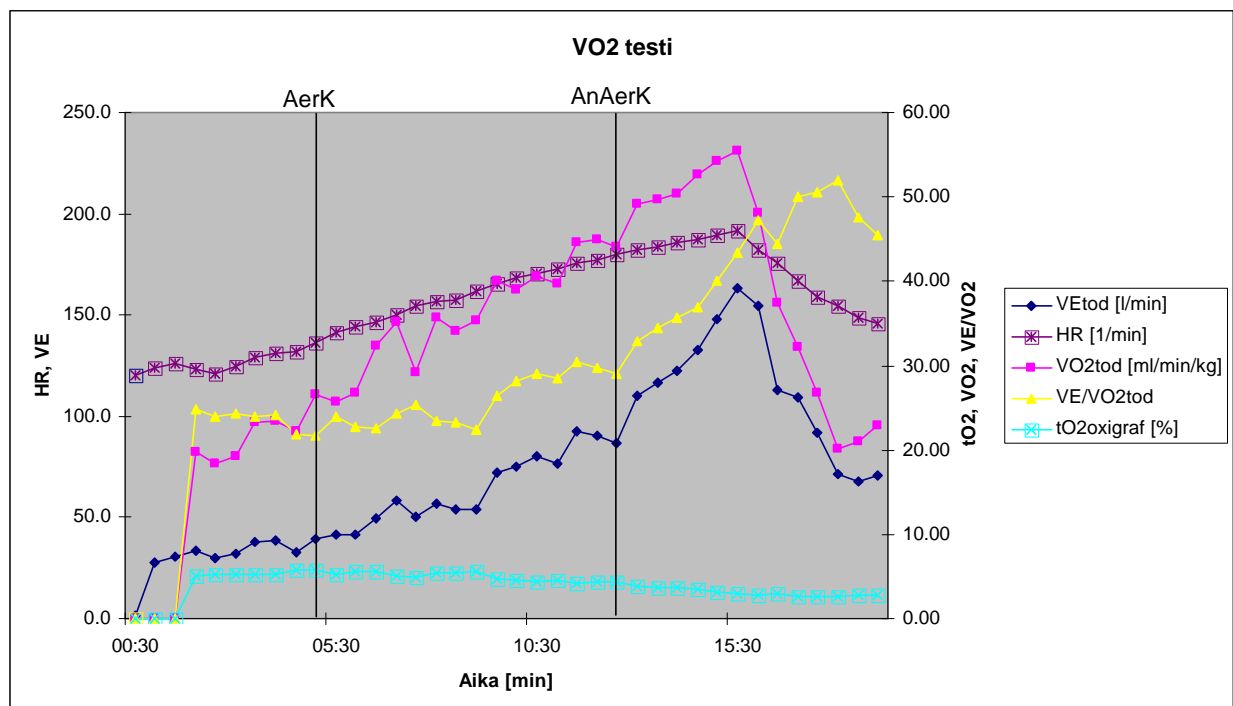
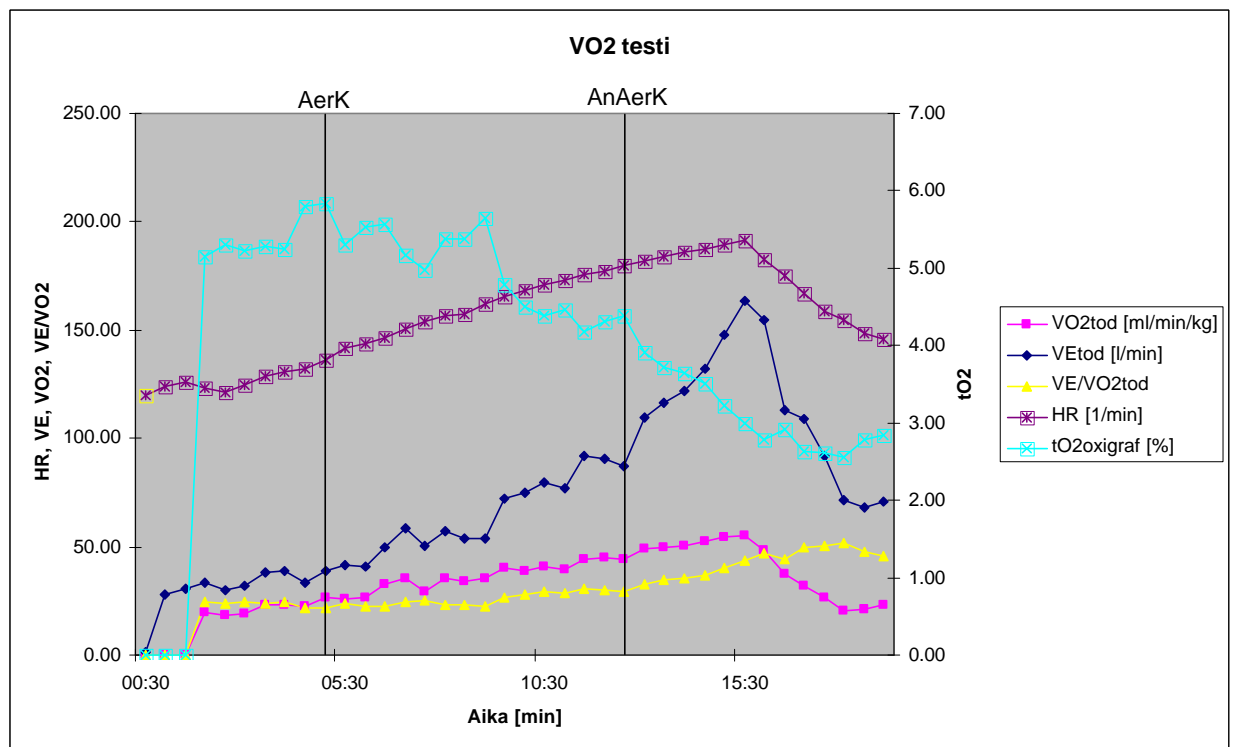
Vauhtikestävyyden harjoittaminen: 136 - 180

VK 1 Tasatehoisilla harjoituksilla pitkäkestoinen harjoituksen alussa	136 - 170
VK 2 Tasatehoisilla harjoituksilla pitkäkestoinen harjoituksen lopussa	170 - 180
Vauhtileikkely/intervallityyppiset 2 - 15 minuutin vedot:	175 - 180
VK-MK Anaerobista kynnystä kehittävät:	175 - 185

### 2. MAKSIMAALINEN AEROBINEN KESTÄVYYS

Hengitys- ja verenkiertoelimistön maksimaalinen teho ja sen parantaminen

Tasavauhtiset tai intervallityyppiset harjoitukset:	180 - 188
---	-----------



Selitteet:

VEtod = Ventilaatio (uloshengitetty ilmamäärä)

HR = Syke

VO2tod = hapenkulutus ( $VE \cdot O_2$ )

tO2 = Happiprosentti (sisään- ja uloshengitetyn hapen erotus).

### **3. LITTEET**

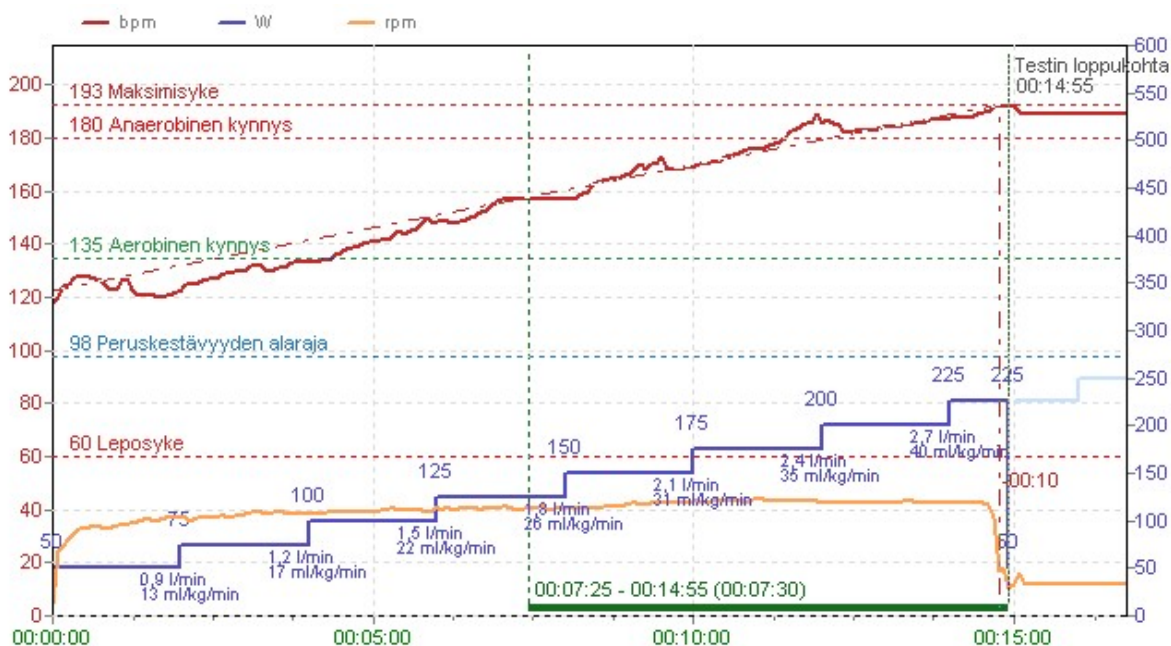
- Fitware Raportti

## Asiakastiedot

Nimi: **PI** Syntymäaika: **27.4.1969**  
 Sukupuoli: **Mies** Ikä: **37**

## Maksimaalisen hapenkulutuksen (VO2max) arviointi

Testi: **Polkupyöraergometritesti** Testiprotokolla: **Miehet (aktiivi)**  
 Pvm/aika: **1.2.2007 15:10:33** Ensimmäinen kuorma: **50 W**  
 Ikä testissä: **37** Porras ja korotusväli: **25W / 120 sekuntia**  
 Paino: **68,0 kg**  
 Pituus: **180,0 cm** BMI: **21,0**



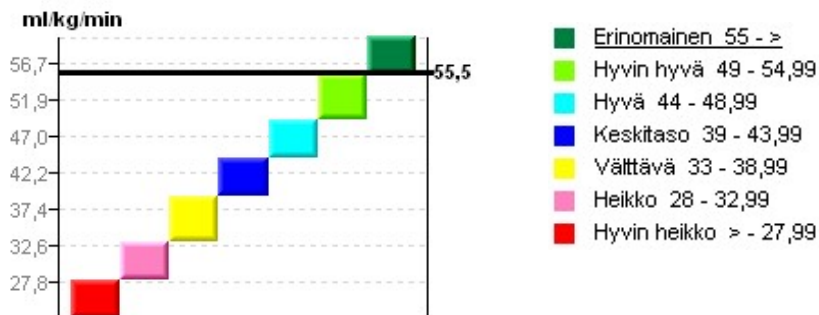
## Tulokset

Maksimaalinen hapenkulutus: **55,5 ml/kg/min** **15,8 METs** (Erinomainen)  
**3,77 l/min** (Hyvin hyvä)  
 Maksimaalinen energiankulutus: **14,1 kcal/min** **59,1 kJ/min**  
 Maksimiteho: **209 W** Maks. teho/paino: **3,1 W/kg**

Maksimaalinen hapenkulutus (VO2max) tarkoittaa suurinta mahdollista hapen määrää, jonka elimistö pystyy käyttämään hyödykseen ilmoitettuna l/min, ml/kg/min tai METs yksikköinä. Yksikkö l/min kertoo litroina happimäärän, jonka elimistö pystyy käyttämään yhdessä minuutissa. Tämä on elimistön yhden minuutin aikana kuluttama kokonaishappimäärä, ja se kertoo sydämen kapasiteetin. Yksiköt ml/kg/min ja METs kertovat kokonaishappimäärän suhteutettuna henkilön painoon. Maksimaalinen energiankulutus on maksimi energiamäärä, jonka kehosi pystyy kuluttamaan minuutissa.

## Status

VO2max (ml/kg/min) normi (Shvartz&Reinbold)



Viitearvot ovat tutkijaryhmän Shvartz E. ja Reinbold R. vuonna 1990 laatimat. Viitearvot ovat kerätty yli 60:stä tutkimuksesta USA:sta, Kanadasta ja seitsämästä eri Euroopan maasta.

## METs ja ml/kg/min raja-arvot

Statussessa on suorituskyky verrattuna omaan sukupuoleesi ja ikäryhmääsi. Seuraavassa on terveyden kannalta perusraajat suorituskyvylle ilmaistuna ml/kg/min ja METs yksikössä:

13 METs (45 ml/kg/min) = Hyvä suoja verenkiertoelimistön sairauksia vastaan riippumatta riskitekijöistä, kuten ylipaino, tupakointi, kohonnut verenpaine jne.

10 METs (35 ml/kg/min) = Terveyden kannalta riittävä suorituskyky (aerobinen kapasiteetti).

7-8 METs (25-28 ml/kg/min) = Alentunut aerobinen kestävyys rajoittaa kuormittavasta työstä selviytymistä.

6-7 METs (21-25 ml/kg/min) = Lisääntynyt sydänoireiden riski!

Alle 6 METs (alle 21 ml/kg/min) = Jatkotutkimukset suositeltavia!

## Sykerajat

Maksimisyke:	<b>193 bpm</b>	Anaerobinen kynnyks:	<b>180 bpm</b>
Leposyke:	<b>60 bpm</b>	Aerobinen kynnyks:	<b>136 bpm</b>
		Peruskestävyyden alaraja:	<b>100 bpm</b>

## Liikuntaohje (kaikki kestävyysalueet)

	Peruskestävyys- alueen alapuolella	Peruskestävyys- alue	Vauhtikestävyys- alue	Maksimikestävyys- alue
Syke (bpm)	60 - 100	100 - 136	136 - 180	180 - 193
Teho (wattia)	0 - 73	73 - 117	117 - 163	163 - 209
Nopeus (km/h)	0,0 - 5,1	5,1 - 7,1	7,1 - 9,2	9,2 - 11,3
Vauhti (min/km)	- 11:42	11:42 - 08:26	08:26 - 06:32	06:32 - 05:20
Harjoituksen suositeltavuus	Hyvin suositeltavaa	Hyvin suositeltavaa	Hyvin suositeltavaa	Suosittelavaa
Harjoituskertojen määrä	päivittäin	3-5 kertaa viikossa	2-4 kertaa viikossa	1-3 kertaa viikossa
Harjoituksen kestoaika	30 - 60 min	30 - 60 min	15 - 60 min	5 - 10 min
Suosittelavat liikunta- / urheilulajit	Kodin aktiviteetit - -	Kävely Pyöräily Uinti	Reipas kävely Pyöräily Uinti	Intervalli -harjoitus - -



## Liikuntaohje

### Peruskestävyysharjoitus

Sykealue: **100 - 136 bpm**  
Energiankulutus: **6,3 - 8,9 kcal/min (26 - 37 kJ/min)**  
Tehoalue (polkupyöräergometrillä): **73 - 117 W**  
Nopeus/vauhti: **5,1 - 7,1 km/h**  
**11:42 - 08:26 min/km**  
Harjoituskertojen määrä: **3-5 kertaa viikossa**  
Harjoituksen kesto aika: **30 - 60 min**  
Suositeltavat liikunta- / urheilulajit: **Kävely, Pyöräily, Uinti**

Sinun peruskestävyysalueitasi on kuormitus, joka voidaan esittää seuraavanlaisina muuttujina. Arvot perustuvat sinulle suoritettuun maksimaalisen hapenkulutuksen mittaukseen.

puhe: onnistuu hyvin  
hengästyminen: lievä hengästyminen  
hiki: alimmainen paita kastuu hieman  
lihaskärsä: ei merkittävää

#### Terveysvaikutuksia

- Useimmat liikunnan aikaansaamat positiiviset terveysvaikutukset saavutetaan juuri tällä kuormituksen tasolla
- Heikkokuntoisten maksimaalinen hapenkulutus nousee
- Parantaa rasva- ja hiilihydraattiaineenvaihduntaa
- Pienentää riskiä sairastua mm.sepeltäimotautiin, ja sydän tai aivoinfarktiin sekä diabetekseen
- Ennaltaehkäisee osteoporoosia
- Auttaa myös niska- ja hartia sekä mekaanisten alaselän vaivojen ehkäisyssä
- Alentaa verenpainetta
- Vahvistaa lihaksia, luita ja jänteitä
- Parantaa keuhkojen toimintaa
- Tärkeä kuormitusalue painonhallinnassa
- Positiiviset psyykkiset vaikutukset (mm.depression ennaltaehkäisyssä)

#### Harjoitusvaikutuksia

- Pääasiassa hitaat lihassolut vastaavat lihastyöstä
- Energia tuotetaan aerobisesti (hapen kanssa)
- Maitohapon muodostus ei kohoa merkittävästi lepotasosta
- Energiasta muodostetaan noin 1 % anaerobisesti (hapettomasti)
- Lihastyön pääasiallisena energianlähteenä toimivat rasvat (50-60%)
- Peruskestävyyden ylärajoilla lisääntyy nopeiden lihassolujen käyttöönotto lisäten anaerobisten (hapettomien) energiantuottomekanismien osuutta; maitohappopitoisuus alkaa nousta lepotasosta ja saavutetaan ns. aerobinen kynnys.

#### Muuta huomioitavaa

- Tämän alueen harjoittamisessa on sydänkomplikaatioiden ja rasitusvammojen riski hyvin pieni.
- Kuormituksen pituus 60 minuutista useisiin tunteihin.
- Sopivia liikuntamuotoja ovat mm. kävely, pyöräily, uinti, soutu, rauhallinen hiihto.

#### Käytännön vinkkejä

- Kotitöistä useat toiminnot palvelevat tämän kestävyysalueen kehittämistä, tällaisia ovat mm. lumityöt, pihatyöt, metsätyöt, mattojen pesu, marjastus, metsästys ja kalastus, kaikki tietenkin sillä edellytyksellä että kuormitus nousee henkilön omalle peruskestävyysalueelle.
- Kävelyn kuormitus saadaan helposti peruskestävyysalueelle, ja ylikin, kun kävelysauvat otetaan käyttöön. Sauvojen käytön etuna on kasvaneen hapen/energiantuotuksen (10-25%) lisäksi myös parantunut tasapaino, rasitusvammojen väheneminen ja turvallisuus etenkin ikääntyneillä.
- Pitkäkestoisissa suorituksissa, jollaisia peruskestävyysharjoitukset usein ovat, on erinomaisen tärkeää huolehtia oikeasta "tankkauksesta". Suolojen poistuminen hien mukana aiheuttaa ongelmia, jotka ovat ennaltaehkäistävissä esim. seuraavalla vinkillä.
- Vinkki tankkausjuomaksi: sekoita ½ teelusikallista PAN-suolaa 1 litraan sokeripitoista mehua ja nauti noin 1 dl 3-4 kertaa tunnissa. Täten ennaltaehkäiset krampit ja ennenaikaisen uupumisen sekä nopeutat palautumista

## Liikuntaohje

### Vauhtikestävyysharjoitus

Sykealue: **136 - 180 bpm**  
Energiankulutus: **8,9 - 11,5 kcal/min (37 - 48 kJ/min)**  
Tehoalue (polkupyöräergometrillä): **117 - 163 W**  
Nopeus/vauhti: **7,1 - 9,2 km/h**  
**08:26 - 06:32 min/km**  
Harjoituskertojen määrä: **2-4 kertaa viikossa**  
Harjoituksen kestoaika: **15 - 60 min**  
Suositeltavat liikunta- / urheilulajit: **Reipas kävely, Pyöräily, Uinti**

Sinun vauhtikestävyysaluettasi on kuormitus, joka voidaan esittää seuraavanlaisina muuttujina. Arvot perustuvat sinulle suoritettuun maksimaalisen hapenkulutuksen mittaukseen.

puhe: vaikeaa, mutta onnistuu  
hengästyminen: lievää läähätystä  
hiki: hiki alkaa valua kunnolla  
lihasväsymys: selvä lihasväsymys

#### Terveysvaikutuksia

- Tämän kuormitusalueen terveysvaikutukset ovat hyvin samanlaisia kuin peruskestävyysalueella (kts.edellä). Useimmat vaikutukset ovat kuitenkin merkittävästi tehokkaampia ja selvemmin havaittavia.
- Suorituskyvyn nostaminen oman ikäluokan kuntoluokasta heikko kuntoluokkaan hyvä vähentää riskiä saada ennenaikainen infarkti noin 50%:lla.
- Maksimaalinen hapenkulutus (VO<sub>2</sub>max) kehittyy hyvin tehokkaasti.
- Ehkäisee aineenvaihduntasairauksien syntyä esim. diabetes ja ylipaino, sekä verenpaine normalisoituu.
- Vähentää ylimääräisen rasvakudoksen määrää, veren kolesterolipitoisuus alenee. Hyvän kolesterolin (HDL) osuus kasvaa.
- Saattaa vähentää tai peräti poistaa lääkityksen tarpeen eräissä sairauksissa, esim. verenpainetauti.
- Vähentää eräiden pitkäaikaissairauksien oireilua, ja ylläpitää hoitotasapainoa, esim. astma ja diabetes.
- Keskittymiskyky ja stressinsietokyky paranevat.

#### Harjoitusvaikutuksia

- Rasvojen ja hiilihydraattien käyttö lihasten energialähteenä tehostuu.
- Hapen luovutus kudoksille tehostuu; hiussuonten määrä lihaksistossa lisääntyy.
- Veritilavuus kasvaa ja hemoglobiinin määrä veressä kasvaa, sekä sydämen koko, iskutilavuus sekä keuhkojen kapasiteetti kasvavat sekä leposyke alenee
- Ennenkaikkea maksimaalinen hapenkulutus (VO<sub>2</sub>max) kehittyy hyvin tehokkaasti.
- Hitaat lihassolut vastaavat pääasiassa lihastyöstä, mutta tehon kasvaessa nopeiden lihassolujen osuus lihastyössä kasvaa.
- Hiilihydraatit lihastyön energialähteenä 50-80 %:sti, 2-10 % energiasta tuotetaan anaerobisesti.
- Maitohapon muodostus kasvaa huomattavasti verrattuna lepotasoon, mutta elimistö pystyy estämään maitohaposta johtuvan happamuuden nousun. Vauhdin ylläpito onnistuu kunhan energialähteitä on riittävästi saatavilla.
- Vauhtikestävyuden ylärajoilla nopeiden lihassolujen käyttöönotto lisääntyy ja veren maitohappopitoisuus nousee voimakkaasti; elimistö ei enää pysty estämään happamuuden lisääntymistä. Saavutetaan anaerobinen kynnyks. Lihakset väsyvät lopullisesti, mikäli kuormitusta jatketaan.

#### Muuta huomioitavaa

- Lihasten ja maksan täydet hiilihydraattivarastot riittävät noin tunninpituisen kuormituksen.
- Hiilihydraattivarastojen "tankkaus" tärkeää kestävyysurheilijoille sekä ennen kuormitusta että sen aikana.
- Rasvojen käyttö lihasten energialähteenä on absoluuttisesti mitattuna korkeimmillaan tällä kuormitusalueella. Lisäksi varastorasvat eivät ehdy pitkissäkään liikuntasuorituksissa.
- Sydänkomplikaatioiden riski on edelleen pieni, vaikkakin suurentunut verrattuna peruskestävyysalueen kuormitukseen. Samoin liikuntavammojen riski kasvaa suorassa suhteessa kuormituksen kasvuun.

#### Käytännön vinkkejä

- Muista huolellinen alku- ja loppuverryttely aina kun kuormitat itseäsi, täten ehkäiset rasisusvammojen syntyä.
- Nestetankkauksen merkitys korostuu aina kuormitusajan kasvaessa yli 15 min pituiseksi.

## Liikuntaohje

### Maksimikestävyysharjoitus

Sykealue: **180 - 193 bpm**  
Energiankulutus: **11,5 - 14,1 kcal/min (48 - 59 kJ/min)**  
Tehoalue (polkupyöräergometrillä): **163 - 209 W**  
Nopeus/vauhti: **9,2 - 11,3 km/h**  
**06:32 - 05:20 min/km**

Harjoituskertojen määrä: **1-3 kertaa viikossa**  
Harjoituksen kestoaika: **5 - 10 min**  
Suositeltavat liikunta- / urheilulajit: **Intervalli -harjoitus**

Sinun maksimikestävyysalueesi on kuormitus, joka voidaan esittää seuraavanlaisina muuttujina. Arvot perustuvat sinulle suoritettuun maksimaalisen hapenkulutuksen mittaukseen.

puhe: ei pysty kunnolla puhumaan  
hengästyminen: hyvin voimakas hengästyminen  
hiki: voimakas hikoilu  
lihaskrämpä: pikainen uupuminen

#### Terveysvaikutuksia

- Tehokas maksimaalisen hapenkulutuksen nostaja.
- Terveysvaikutusten määrä ei käytännössä enää lisääntynyt eikä terveydentilan laatu parane. Liian kovat harjoitukset suhteessa riittämättömään lepoon kääntyvät suorittajansa vastaan.

#### Harjoitusvaikutuksia

- Parantaa tehokkaasti maksimaalista hapenkulutusta
- Parantaa tehokkaasti anaerobista (hapetonta) kestävyyttä ja lihasten maitohaponkestävyyttä
- Nostaa anaerobista kynnyksen lähemmäs henkilön maksimisykkeä
- Henkilö pystyy tekemään aerobista "työtä" korkeammilla sykkeillä, teholla ja nopeudella ylittämättä anaerobista kynnyksen
- Lihastyöhön otettu käyttöön sekä nopeat että hitaat lihassolut
- Energia muodostetaan 80-90 %:sti hiilihydraateista

#### Muuta huomioitavaa

- Harjoitukset intervallityyppisiä tai kovatehoisia tasavauhtisia kuormituksia. Harjoituskerta kestoltaan 5-30 min.
- Maksimialueen kuormituksessa on aina akuutti vammautumisen riski ja suurentunut sydänperäisten komplikaatioiden (infarkti) riski.
- Tämän alueen kuormitusta suositellaan itseasiassa vain terveille kilpaurheilijoille ja urheilijoille
- Tarkkaile oman elimistösi "statusta", ja varo joutumasta liikunnan kanssa ylikuormitustilaan. Muista oikea levon ja kuormituksen suhde. Terve keho tehdään liikunnan oikealla määrällä teholla yhdistettynä mieluisaan liikuntamuotoon sekä riittävällä levon määrällä.
- Harjoittelematon henkilö uupuu 1-2 minuutissa kuormittaessaan itseään anaerobisen kynnyksen yläpuolella. Pisimmillään puhtaasti anaerobista työtä pystytään ylläpitämään n. 7 minuutin ajan.

#### Käytännön vinkkejä

- Ylikuormitusoireet: mikäli löydät seuraavasta listasta 5 oiretta, jotka sopivat sinuun, on sinun syytä vakavasti miettiä onko harjoitusohjelmasi liian kova! Mikäli näin käy, ensimmäinen ja tärkein toimenpide on pitää 2 viikon ehdoton tauko liikunnan suhteen. Mikäli oireet edelleen jatkuvat on sinun syytä keskustella asiasta asiantuntevan lääkärin tai liikuntafysiologin kanssa.
- Heikentynyt suorituskyky, vaikka tilanne pitäisi olla toisinpäin
- Kohonnut leposyke
- Kohonnut diastolinen verenpaine
- Lihas- tai nivelkipuja ja "raskasjalkaisuutta"
- Hidastunut reaktioaika ja koordinaatiokyvyn heikkeneminen, väsymystä, uneliaisuutta ja unihäiriöitä
- Ruokahaluttomuutta ja painon alenemista, ruuansulatusvaikeuksia (esim. ripulia)
- Lisääntynyt janontunne, varsinkin öisin
- Ärtymystä, masentuneisuutta tai apatiaa, "riutunut" ulkonäkö
- Liiallinen harjoittelu saa aikaan samanlaisia oireita kuin liian vähäinen harjoittelu

## Liikuntaohje

## Terveysliikuntaohje

Sykealue: **128 - 154 bpm**Fyysinen kuormittavuus (% VO<sub>2</sub>max:sta): **50 - 70 %**Energiankulutus: **7,6 - 10,2 kcal/min (32 - 43 kJ/min)**Tehoalue (polkupyöräergometrillä): **94 - 140 W**Nopeus/vauhti: **6,1 - 8,2 km/h****09:50 - 07:19 min/km**Harjoituskertojen määrä: **2-3 kertaa viikossa**Harjoituksen kesto aika: **30-60 min**Suositeltavat liikunta- / urheilulajit: **kävely, pyöräily, uinti**

## ENNAKKOKYSELY KUNTOMITTAUKSEEN SAAPUVALLE

### Henkilötiedot

Sukunimi: \_\_\_\_\_ Etunimi: \_\_\_\_\_  
Syntymäaika: \_\_\_\_\_ Henkilötunnus: \_\_\_\_\_  
Työpaikka: \_\_\_\_\_ Ammatti: \_\_\_\_\_  
Koulutus: \_\_\_\_\_  
Osoite: \_\_\_\_\_  
Puhelin (koti): \_\_\_\_\_ Puhelin (työ): \_\_\_\_\_  
Puhelin (matka): \_\_\_\_\_ Sähköposti: \_\_\_\_\_

Paino: \_\_\_\_\_ kg Pituus: \_\_\_\_\_ cm

Verenpaine Systolinen: \_\_\_\_\_ Diastolinen: \_\_\_\_\_

Maksimisyke: \_\_\_\_\_ o Mitattu o Arvio

### Kuntoliikunnan harrastus

Ei lainkaan  Satunnaisesti  1-2 krt/vko  3-4 krt/vko  yli 4 krt/vko

### Todetut sairaudet ja lääkitys

- |  |  |
|--|--|
| <input type="radio"/> Sepelvaltimotauti              | <input type="radio"/> Sydäninfarkti                |
| <input type="radio"/> Kohonnut verenpaine            | <input type="radio"/> Sydämen läppävika            |
| <input type="radio"/> Aivohalvaus                    | <input type="radio"/> Aivoverenkierron häiriöitä   |
| <input type="radio"/> Sydämen rytmihäiriö            | <input type="radio"/> Sydämentahdistin             |
| <input type="radio"/> Kävelykipua pohkeissa          | <input type="radio"/> Sydänlihassairaus            |
| <input type="radio"/> Syvä laskimotukos              | <input type="radio"/> Astma                        |
| <input type="radio"/> Allergia                       | <input type="radio"/> Keuhkolaajentuma             |
| <input type="radio"/> Krooninen keuhkoputkentulehdus | <input type="radio"/> Keuhkohtaumatauti            |
| <input type="radio"/> Diabetes                       | <input type="radio"/> Kilpirauhasen toimintahäiriö |
| <input type="radio"/> Anemia                         | <input type="radio"/> Korkea veren kolesteroli     |
| <input type="radio"/> Korkea verensokeri             | <input type="radio"/> Nivelrikko, -kuluma          |
| <input type="radio"/> Krooninen selkäsairaus         | <input type="radio"/> Pallea-, nivus- tai napatyrä |
| <input type="radio"/> Nivelreuma                     | <input type="radio"/> Mielenterveyden ongelma      |
| <input type="radio"/> Uniapnea                       | <input type="radio"/> Mahahaava                    |
| <input type="radio"/> Ruokatorven tulehdus           | <input type="radio"/> Leikkaus äskettäin           |
| <input type="radio"/> Kasvain tai syöpä              | <input type="radio"/> Kohonnut silmänpaine         |
| <input type="radio"/> Näön tai kuulon heikkous       | <input type="radio"/> Huomattava ylipaino          |
| <input type="radio"/> Tapaturma äskettäin            |  |

### Käytätkö säännöllisesti tai usein jotain lääkitystä ?

En  Kyllä, mitä: \_\_\_\_\_

### Onko Sinulla muita sairauksia ?

Ei  Kyllä, mitä: \_\_\_\_\_

### Lisätietoja sairauksista ja lääkityksestä

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

## Oireet viimeisen 6kk:n aikana

- Rintakipu, jotka ilmaantuvat rasituksessa
- Rintakipu, jotka tuntuvat tavallisimmin rintalastan seudussa
- Rintakipu, jotka helpottuvat nitroglyseriinilääkkeillä
- Rasitukseen liittyvä hengenahdistus
- Huimausoireita
- Rytmihäiriötuntemuksia
- Toistuvia, liikkumista haittaavia selkäkipuja
- Toistuvia niska-hartiaseudun kipuja
- Toistuvia, liikkumista haittaavia nivelkipuja, missä nivelissä: \_\_\_\_\_
- Poikkeavan voimakasta uupumusta liikkuesssa
- Fyysinen rasitus aiheuttanut usein päänsärkyä
- Ollut kuumetta, flunssaista oloa tai muuten poikkeavaa väsymystä viimeisen 2 viikon aikana

## Liikunta

Tavallisimmat liikuntalajit: \_\_\_\_\_  
Kilpaurheiluharrastus (aikaisempikin): \_\_\_\_\_

## Työn fyysinen kuormittavuus

- toimisto     kevyt fyysinen     raskas fyysinen

## Työmatkat

Päivässä yhteensä \_\_\_\_\_ km, josta autolla \_\_\_\_\_ km, pyörällä \_\_\_\_\_ km ja kävellen \_\_\_\_\_ km

## Tupakointi

- en koskaan                       en säännöllisesti  
 tupakoin, \_\_\_\_\_ savuketta / pv \_\_\_\_\_ sikaria / pv \_\_\_\_\_ piipullista / pv  
 olen lopettanut, \_\_\_\_\_ vuotta sitten

## Oma arvio kunnostasi verrattuna samanikäiseen suomalaisväestöön

### Kestävyyskunto

- erinomainen
- hyvin hyvä
- hyvä
- keskitaso
- välttävä
- heikko
- hyvin heikko

### Lihaskunto

- erinomainen
- hyvä
- keskitaso
- välttävä
- heikko

## Kuntotestiin valmistautuminen

1. Vältä voimakasta fyysistä rasitusta ja alkoholin käyttöä testiä edeltävänä päivänä sekä testipäivänä.
2. Vältä tupakointia, kahvia, teetä, kolajuomia tai ateriointia vähintään 2 tuntia ennen testiä.
3. Testissä hikoilet ja hengästyit, joten varaa mukaan liikuntavaatetus ja peseytymisvälineet.

**Olen ymmärtänyt kuntotestauksen tarkoituksen ja sisällön henkilökunnalta saamastani informaatiosta ja osallistun kuntotesteihin vapaaehtoisesti. Olen täyttänyt kuntotestien terveys- ja oirekyselyn huolellisesti ja totuudenmukaisesti.**

**Paikka, aika ja allekirjoitus:** \_\_\_\_\_

**Jyväskylän yliopisto**  
**Liikuntabiologian laitos**  
**Koehenkilötiedote ja suostumuslomake**

**Tutkimuksen nimi**

**TIEDOTE TUTKITTAVILLE JA SUOSTUMUS TUTKIMUKSEEN OSALLISTUMISESTA**

**1 Tutkijoiden yhteystiedot**

**Vastuullinen tutkija:**

Petri Ingalsuo, Liikuntateknologian opiskelija, ingalsuo@cc.jyu.fi

**Tutkimuksen ohjaaja:**

Jukka Salmi, MSc (Exercise Medicine) MPH, jukka.salmi@sport.jyu.fi

**2 Tutkimuksen taustatiedot**

Tämä tutkimus liittyy laajempaan tutkimusprojektiin, jossa selvitetään diodilasertekniikan soveltuvuutta uloshengitysanalyysissä.

Tutkimus suoritetaan Jyväskylän Yliopiston liikuntabiologian laitokselle.

Tutkimus suoritetaan liikuntateknologian kolutusohjelman opinnäytetyönä (Gradu), tammi-helmikuun 2007 aikana.

**3 Tutkimusaineiston säilyttäminen**

Tutkimuksen vastuullinen tutkija vastaa tutkimusaineiston turvallisesta säilyttämisestä.

**4 Tutkimuksen tarkoitus, tavoite ja merkitys**

Tutkimuksen tarkoituksena on selvittää diodilasermittauksen soveltuvuus uloshengitysanalyysissä.

**5 Menettelyt, joiden kohteeksi tutkittavat joutuvat**

Tutkimuksessa suoritetaan koehenkilöille sub-maksimaalinen polkupyöraergometritesti. Testiä jatketaan kunnes 85% maksimisykkeestä on saavutettu tai kunnes koehenkilö haluaa lopettaa.

Uloshengityskaasut analysoidaan kahdella erillisellä analysaattorilla.

Koehenkilöiltä mitataan hengityskaasujen lisäksi sydämen sykettä testin aikana.

**6 Tutkimuksen hyödyt ja haitat tutkittaville**

Mitä tutkittavat hyötyvät osallistumisestaan tutkimukseen.

Tutkittavien uloshengityskaasujen analysointitulosten perusteella selvitetään uudentyyppisen analysaattorin kehittämismahdollisuuksia.

Tutkittavat saavat tutkimuksen jälkeen palautteen tutkimustuloksista.

Palautteessa kerrotaan mm. tutkittavan suorituskyky ja annetaan harjoitteluohjeita.

Tutkimukseen liittyvät riskit ja mahdolliset haitat.

Terveelle, oireettomalle koehenkilölle ei pitäisi olla tutkimuksesta mitään vaaraa tai haittaa.

Tutkimuksen jälkeen saattaa esiintyä rasituksesta aiheutuvia lihaskipuja muutaman päivän ajan.

**7 Miten ja mihin tutkimustuloksia aiotaan käyttää**

Kansainväliset julkaisut

Kansalliset julkaisut

Kongressi- ja seminaariesitykset

Opinnäytetyöt

Opetus

## 8 Tutkittavien oikeudet

Osallistuminen tutkimukseen on täysin vapaaehtoista. Tutkittavilla on tutkimuksen aikana oikeus kieltäytyä mittauksista ja keskeyttää testit ilman, että siitä aiheutuu mitään seuraamuksia. Tutkimuksen järjestelyt ja tulosten raportointi ovat luottamuksellisia. Tutkimuksesta saatavat tiedot tulevat ainoastaan tutkittavan ja tutkijaryhmän käyttöön ja tulokset julkaistaan tutkimusraporteissa siten, ettei yksittäistä tutkittavaa voi tunnistaa. Tutkittavilla on oikeus saada lisätietoa tutkimuksesta tutkijaryhmän jäseniltä missä vaiheessa tahansa.

## 9 Vakuutukset

Tutkittavat on vakuutettu tutkimuksen ajan ulkoisen syyn aiheuttamien tapaturmien, vahinkojen ja vammojen varalta. Tapaturmavakuutus on voimassa mittauksissa. Vakuutusyhtiöt eivät kuitenkaan korvaa äkillisen ponnistuksen aiheuttamaa lihas- tai jännerevähdystä, ellei siihen liity ulkoista syytä. Tapaturmien ja sairastapausten välittömään ensiapuun mittauksissa on varauduttu tutkimusyksikössä. Laboratoriossa on ensiapuvälineet ja varusteet, joiden käyttöön henkilökunta on perehtynyt. Tutkittavalla olisi hyvä olla oma henkilökohtainen tapaturma/sairaus- ja henkivakuutus, koska tutkimusprojekteja varten vakuutusyhtiöt eivät myönnä täysin kattavaa vakuutusturvaa esim. sairauskohtauksien varalta.

## 10 Tutkittavan suostumus

**Olen perehtynyt tämän tutkimuksen tarkoitukseen ja sisältöön, tutkittaville aiheutuviin mahdollisiin haittoihin sekä tutkittavien oikeuksiin ja vakuutusturvaan. Suostun osallistumaan mittauksiin ja toimenpiteisiin annettujen ohjeiden mukaisesti. En osallistu mittauksiin flunssaisena, kuumeisena, toipilaana tai muuten huonovointisena. Voin halutessani peruuttaa tai keskeyttää osallistumiseni tai kieltäytyä mittauksista missä vaiheessa tahansa. Tutkimustuloksiani saa käyttää tieteelliseen raportointiin (esim. julkaisuihin) sellaisessa muodossa, jossa yksittäistä tutkittavaa ei voi tunnistaa.**

---

Päiväys

Tutkittavan allekirjoitus

---

Päiväys

Tutkijan allekirjoitus



# Specifications, Oxigraf X2004

## 0.1 Measuring Range, Accuracy, Cross Sensitivity

	LN Low Noise Air Mixtures only Mode	XC Cross Corrected Any Foreign Gas Mode	Range
Measuring Range			5 ... 100 Vol.% O2
Resolution	0.01 Vol.%	0.01 Vol.%	5 ... 100 Vol.% O2
Noise (80 ms average)	± 0.1 %	± 0.3 %	5 ... 100 Vol.% O2
Linearity <sup>1</sup>	± 0.2 Vol.%	± 0.2 Vol.%	5 ... 100 Vol.% O2
Pressure-Dependence	± 0.2 Vol.%	± 0.2 Vol.%	25 ... 115 kPa, 5 ... 100 Vol.% O2
Drift (2 hrs.)	± 0.1 Vol.%	± 0.3 Vol.%	5 ... 100 Vol.% O2
Cross-Sensitivity (O2-balance)	±0.2 %	± 0.2 Vol.%	100 ppm NO <b>and</b> 70 Vol.% N2
	+5%	± 0.2 Vol.%	50 Vol.% Xe
	+5%	± 0.2 Vol.%	50 Vol.% He
	- 5%	± 0.2 Vol.%	50 Vol.% N2O
	- 5%	± 0.2 Vol.%	50 Vol.% N2O <b>and</b>
	-0.2%	± 0.2 Vol.%	5 Vol.% CO2 <b>and</b>
	NA	± 0.2 Vol.%	4 Vol.% Halothane <sup>2</sup> <b>or</b>
	NA	± 0.2 Vol.%	5 Vol.% Enflurane <sup>2</sup> /Isoflurane/Sevoflurane <sup>2</sup> <b>or</b>
NA	± 0.2 Vol.%	15 Vol.% Desflurane <sup>2</sup>	

## 0.2 Response-Times T90 (10% to 90%)

Flow at inlet (ml/min)	T90 (ms)
200	130
150	150
50	300

<sup>1</sup> 1-point calibration with 20,9 Vol% O2 (ambient air)

<sup>2</sup> At least one of these quarternary mixtures must be tested. The corresponding anesthesia agent shall be defined by Oxigraf

# Specifications, Oxigraf X2004

## 0.3 Power Supply Requirements

	<b>+ 5 V Input</b>	<b>+ 12 V Input</b>
Output Voltage (V)	+ 5.0 ± 0.25	+ 11.4 ... + 15.8
Min. Load Current (mA)	0	25
Max. Load Current (mA)	2500	750
Typical Load Current (mA)	200	200
Ripple Noise (mV)	50	100

## 0.4 Operating/storage conditions

	<b>Measuring Gas</b>	<b>Ambient Operating Conditions</b>	<b>Ambient Storage / Transport Conditions</b>
Temperature (°C)	+ 45	0 ... + 50	- 40 ... + 70
Relative Humidity (%)	5 ... 95	5 ... 95	5 ... 95
Pressure (kPa)	25 ... 115	57 ... 110	11,5 ... 110

Initialization time at a start temperature of 20°C:

- ❖ 40 sec to operation
- ❖ 3 min to meet ISO spec.<sup>3</sup>
- ❖ 5 min. to meet accuracy spec.

Calibration: Calibration-interval 2 hrs (1-point calibration with 20,9 Vol% O<sub>2</sub>).

Operating laser diode median lifetime > 100,000 hrs.

Limited warranty: 1 year repair/replace at factory

Electronic sampling (rate/period): 108.7 Hz / 9.2 ms  
(to prevent any interference with pneumatic noise at 50 Hz)

Interface: RS 232 serial, 9600 baud

---

<sup>3</sup> Iso spec.: Specification according to ISO 7767 / EN 12598