

**OPTISEEN SENSORITEKNOLOGIAAN POHJAUTUVAN PULSSIMITTARIN
HYÖDYNTÄMINEN MAKSIMAALISEN HAPENOTTOKYVYN JA
ENERGIANKULUTUKSEN ARVIOINNISSA**

Maria Uuskoski

Liikuntafysiologian pro gradu -tutkielma

Kesä 2015

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

TIIVISTELMÄ

Maria Uuskoski (2015). Optiseen sensoriteknologiaan pohjautuvan pulssimittarin hyödyntäminen maksimaalisen hapenottokyvyn ja energiankulutuksen arvioinnissa. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, pro gradu –tutkielma, 68 s., 2 liitettä.

Ihmisten kiinnostus oman hyvinvoinnin ja terveyden mittaamiseen on viime aikoina lisääntynyt. Erityisesti Suomessa on perustettu uusia innovatiivisia hyvinvointi- ja terveysteknologian alan yrityksiä. PulseOn – yksi näistä startupeista – on kehittänyt optiseen sensoriteknologiaan pohjautuvan rannekkeen, jonka avulla voidaan mitata pulssia analysoimalla veren liikettä suonissa. Rannekkeen kautta kerätty data lähetetään älypuhelimeseen, jossa se jalostetaan edelleen käyttäjäpalautteeksi.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, miten tarkasti maksimaalista hapenottokykyä (VO_{2max}) ja energiankulutusta voidaan arvioida optisen sensoriteknologian avulla kerätyn pulssi- sekä matkapuhelimella mitatun GPS-datan pohjalta. Yhteensä 24 tervettä miestä ($n=13$, ikä $36,8 \pm 9,1$) ja naista ($n=11$, ikä $35,4 \pm 7,2$) osallistui kokeelliseen tutkimukseen, jonka tarkoituksena oli simuloida tutkittavan sovelluksen luonnollista käyttötilannetta. Tutkimuksessa oli kaksi osaa: 1) submaksimaalinen tasavauhtinen kenttätesti ulkona sekä 2) maksimaalinen laboratoriotesti sisällä. Kenttätetissä kerättiin pulssi- ja GPS-dattaa vähintään 20 minuutin pituisen juoksulenkin aikana, jonka pohjalta määritettiin VO_{2max} -arvio. Laboratoriossa suoritettiin juoksumatolla uupumukseen johtava nousevan kuormituksen testi, jonka aikana mitattiin pulssidataa, hengityskaasuja sekä veren laktaattipitoisuuksia. Pulssidatasta jalostettiin energiankulutuksen arvio, jota vertailtiin stoikiometrisesti hengityskaasuista määritettyihin vastaaviin arvoihin. Hengityskaasumittauksista määritettiin myös todellinen maksimaalinen hapenottokyky, jota käytettiin referenssimenetelmänä kenttätestin VO_{2max} -arvion tarkkuuden tutkimisessa.

Mitä tarkempaa yksilöllistä tietoa käyttäjästä oli saatavilla, sitä tarkempi oli myös VO_{2max} -arvio. Absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe oli alhaisempi, kun arviointialgoritmissa hyödynnettiin tietoa mitatusta maksimisykkeestä (5,2 %, $p=0.059$ menetelmien välillä) iän perusteella ennustetun vastaavan arvon sijaan (5,9 %, $p=0.028$ menetelmien välillä). Energiankulutuksen osalta absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe oli selkeästi alhaisempi keskiraskaalla intensiteetillä aerobisen ja anaerobisen kynnyksen välisellä tehoalueella (6,7 %, $p=0.004$ menetelmien välillä) kuin kevyellä intensiteetillä ennen aerobisen kynnyksen saavuttamista (16,5 %, $p<0.001$ menetelmien välillä). Tämän tutkimuksen tulosten perusteella voidaan todeta, että optiseen sensoriteknologiaan pohjautuvaa pulssimittaria voidaan hyödyntää maksimaalisen hapenottokyvyn ja energiankulutuksen arvioinnissa samaan tapaan kuin sykevyön käyttöön perustuvia mittareita.

Avainsanat: pulssi, pulssimittari, maksimaalinen hapenottokyky (VO_{2max}), energiankulutus, optinen sensoriteknologia, fotopletysmografia

ABSTRACT

Maria Uuskoski (2015). Utilizing a pulse rate monitor based on optical sensor technology in estimating VO_{2max} and energy expenditure. Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Master's thesis, 68 pp., 2 appendices.

Quantifying and monitoring well-being and health has become an area of interest recently. In Finland, new innovative companies have been established focusing on developing new wellness and health technologies. PulseOn – one of these startup companies – has developed a pulse rate monitor based on optical sensor technology, which enables measurement of pulse waves from blood flow in capillary vessels. PulseOn wrist band sends pulse data to smartphone, where data is processed and transformed into user feedback.

The purpose of this study was to investigate how accurately it is possible to estimate VO_{2max} and energy expenditure based on pulse data collected via optical sensor technology and GPS data via smartphone. In total, 24 healthy men ($n=13$, age $36,8 \pm 9,1$) and women ($n=11$, age $35,4 \pm 7,2$) participated in an experimental study aiming to simulate natural user experience of the PulseOn device. The study was divided into two parts: 1) the submaximal constant speed field test outdoors and 2) the maximal laboratory test indoors. VO_{2max} estimation was established based on pulse and GPS data collected from the field test lasting a minimum duration of 20 minutes. The laboratory test was performed on the treadmill with incremental loads until exhaustion while collecting pulse data, respiratory gases and blood samples in order to define lactate concentration. Energy expenditure estimation was established based on pulse data and compared against stoichiometric reference values calculated from gas exchange measurements. True maximal oxygen consumption was determined from respiratory gases and used as a reference method in evaluating accuracy of VO_{2max} estimation.

The more personal user information was available, the more accurate was the VO_{2max} estimation. Mean absolute percentage error was lower, when measured maximal heart rate was included in estimation algorithm (5,2 %, $p=0.059$ between methods) than using age based estimation of maximal heart rate (5,9 %, $p=0.028$ between methods). Regarding energy expenditure, mean absolute percentage error was noticeably lower during medium heavy intensity level between aerobic and anaerobic thresholds (6,7 %, $p=0.004$ between methods) compared to light intensity level before reaching the aerobic threshold (16,5 %, $p<0.001$ between methods). The results suggest that pulse rate monitors based on optical technology can be utilized in estimating VO_{2max} and energy expenditure in the same way as traditional chest strap based heart rate monitors.

Key words: pulse, pulse rate monitor, maximal oxygen consumption (VO_{2max}), energy expenditure, optical sensor technology, photoplethysmography

KESKEISET KÄSITTEET

| | |
|------------------------|--|
| Autonominen hermosto | Autonominen hermosto (<i>engl. ANS, autonomous nervous system</i>) koostuu sympaattisesta (<i>engl. SNS, sympathetic nervous system</i>) ja parasympaattisesta (<i>engl. PNS, parasympathetic nervous system</i>) hermostosta, jotka toimivat yhteistyössä. Sympaattinen hermosto on aktiivisempi ihmisen käyttäessä energiaa ja parasympaattinen hermosto taas palautumisen ja levon aikana. |
| Bland-Altmanin piirros | Bland-Altmanin piirrosta (<i>engl. Bland-Altman plot</i>) käytetään kahden eri menetelmän väliseen vertailuun. Piirroksessa x-akselilla on tarkasteltavien menetelmien keskiarvo ja y-akselilla niiden välinen erotus. Lisäksi piirroksessa esitetään menetelmien välinen keskiarvoviiva sekä normaalijakaumaan perustuvat 95 % yhtäpitävyysrajat (<i>engl. limits of agreement</i>), jotka määritellään laskemalla menetelmien erotuksen keskiarvo $\pm 1,96 * \text{keskihajonta}$. |
| Epäsuora kalorimetria | Epäsuora kalorimetria (<i>engl. indirect calorimetry</i>) on menetelmä, jolla voidaan tutkia energiasubstraattien aineenvaihduntaa mittaamalla hengityskaasuita hapenkulutusta ja hiilidioksidin tuottoa. |
| Fotopletysmografia | Fotopletysmografia (<i>engl. PPG, photoplethysmography</i>) on noninvasiivinen optinen menetelmä, jonka avulla voidaan tutkia kudoksiin kohdistetun valon absorptiota eli imeytymistä. Menetelmän avulla voidaan tutkia esimerkiksi happisaturaatiota sekä pulssiaallon taajuutta ja muotoa. |
| EKG | Elektrokardiografia (<i>engl. ECG, electrocardiography</i>) on sydämen sähköistä toimintaa kuvaava teknologia, jota käytetään yleisesti lääketieteellisessä diagnostiikassa. Sydänsähkökäyrän avulla voidaan tarkastella sydämen eteisten ja kammioiden toimintaa eri vaiheissa. |
| Kardiovagaalinen | Sydämeen vagushermon kautta välittyvä parasympaattisen hermoston vaikutus. |

| | |
|---------------------------------|--|
| Pulssi | Pulssi (<i>engl. PR, pulse rate</i>) tarkoittaa verisuonissa etenevää paineaaltoa. Pulssia voidaan mitata esimerkiksi ranteesta verisuonen paineen muutoksia tunnustelemalla tai optisesti valon voimakkuuden vaihtelun perusteella. |
| Pulssivälivaihtelu | Pulssivälivaihtelu (<i>engl. PRV, pulse rate variability</i>) tarkoittaa kahden peräkkäisen pulssiaallon välistä ajan vaihtelua, joka määritetään fotopletysmografian avulla. |
| RR-intervalli | Kahden peräkkäisen EKG-käyrällä sijaitsevan korkeimman R-piikin välinen ajanjakso. |
| Stoikiometrinen energiankulutus | Energiankulutuksen määrittäminen biokemiaan perustuvien yhtälöiden avulla, joissa hyödynnetään tietoa hengityskaasuista mitatuista hiilidioksidin tuotosta ja hapenkulutuksesta. |
| Syke | Syke (<i>engl. HR, heart rate</i>) tarkoittaa sydämen supistumistiheyttä eli lyöntien lukumäärää aikayksikössä. Sykettä mitataan sydämen sähköisen aktiivisuuden perusteella (EKG- tai sykevyömittareilla). |
| Sykevälivaihtelu | Sykevälivaihtelu (<i>engl. HRV, heart rate variability</i>) kuvaa peräkkäisten sydämen lyöntien välistä ajan vaihtelua, joka määritetään EKG-menetelmällä. |
| Vagaalinen | Vagushermon kautta välittyvä parasympaattisen hermoston vaikutus. |
| VO _{2max} | Maksimaalinen hapenottokyky (<i>engl. Maximal Oxygen Consumption/Uptake</i>) tarkoittaa elimistön maksimaalista kykyä kuljettaa ja hyödyntää happea kuormituksessa. VO _{2max} voidaan ilmaista absoluuttisesti (l*min ⁻¹) tai suhteutettuna ruumiinpainoon (ml*min ⁻¹ *kg ⁻¹). |

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

| | |
|---|----|
| 1 JOHDANTO..... | 1 |
| 2 SYDÄMEN SUPISTUMISTIHEYDEN SÄÄTELY JA MITTAAMINEN..... | 3 |
| 2.1 Sisäinen säätely – sydämen fysiologiaa..... | 3 |
| 2.2 Ulkoinen säätely – autonominen hermosto ja siihen vaikuttavat mekanismit..... | 5 |
| 2.3 Mittaaminen..... | 10 |
| 2.3.1 Muuttujien määrittely | 10 |
| 2.3.2 Muuttujien tulkinta | 13 |
| 2.3.3 Mittausteknologiat..... | 16 |
| 3 FYSIOLOGISTEN ILMIÖIDEN ARVIOINTI SYDÄMEN SUPISTUMISTIHEYDEN PERUSTEELLA..... | 20 |
| 3.1 Hapen- ja energiankulutus | 20 |
| 3.2 Kestävyys suorituskyky | 22 |
| 3.3 Laktaatti- ja ventilaatiokynnykset | 23 |
| 3.4 Stressi..... | 27 |
| 3.5 Uni | 30 |
| 3.6 Sairaudet | 32 |
| 3.7 Sydämen supistumistiheyteen liittyvän tiedon hyödyntämisen haasteet ja mahdollisuudet..... | 34 |
| 4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS..... | 38 |
| 5 TUTKIMUSMENETELMÄT | 40 |
| 5.1 Koehenkilöt | 40 |
| 5.2 Tutkimusasetelma ja –protokolla..... | 41 |
| 5.3 Hapen- ja energiankulutuksen määrittäminen | 44 |

| | | |
|-----|---|----|
| 5.4 | Pulssidatan käsittely | 45 |
| 5.5 | Tilastolliset analyysit..... | 47 |
| 6 | TULOKSET..... | 48 |
| 6.1 | Maksimaalisen hapenottokyvyn arviointi..... | 48 |
| 6.2 | Energiankulutuksen arviointi..... | 51 |
| 7 | POHDINTA..... | 54 |
| 7.1 | Maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnin tarkkuus..... | 54 |
| 7.2 | Energiankulutuksen arvioinnin tarkkuus..... | 56 |
| 7.3 | Tutkimuksen heikkoudet ja vahvuudet..... | 57 |
| 7.4 | Pulssidatan hyödyntäminen tulevaisuudessa..... | 59 |
| | LÄHTEET | 61 |
| | LIITE 1: SUOSTUMUSLOMAKE | |
| | LIITE 2: KENTTÄTESTISSÄ KERÄTYN GPS-DATAN VIRHETARKASTELU | |

1 JOHDANTO

Hyvinvointi- ja terveysteknologiat ovat olleet nosteessa viime vuosina sekä Suomessa että maailmalla. Markkinoilla käy kuhina: digiterveysteknologian asiantuntijan Don Jonesin mukaan maailmassa oli syyskuussa 2014 noin 5000 alan startupia ja näistä 300 oli Suomesta. Kun digiterveysteknologian startupien lukumäärä suhteutetaan väkilukuun, Suomi nousee ykköspaikalle koko maailmassa. Maailman digiterveysmarkkinoiden arvioidaan olevan 47 miljardin euron arvoinen vuonna 2018, ja alalle sijoitetaankin yhä enemmän riskirahaa. (Larsen 2014.)

Markkinoiden kasvusta voidaan päätellä, että ihmiset ovat yhä kiinnostuneempia hyvinvoinnistaan ja terveydestään. Monet uusista startupeista ovat kehitelleet erilaisia laitteita ja sovelluksia ihmiseen liittyvien fysiologisten ilmiöiden mittaamiseen. Uudet teknologiat tarjoavat ihmisille tietoa, jota varten aikaisemmin on pitänyt käydä lääkärin vastaanotolla tai vähintäänkin laboratoriossa. Onkin alettu puhua oman elämänsä biohakkereista, henkilöistä, jotka suhtautuvat kehoonsa monimutkaisena systeeminä, jonka puitteissa tehdään omakohtaisia hypoteeseihin perustuvia systeemisiä interventioita (Biohakkerointi 2014). Biohakkerointi voidaan käsittää yksinkertaisemmin ilmaistuna elintapojen mittaamisena ja sen kautta saatavan tiedon hyödyntämisenä oman hyvinvoinnin parantamiseksi. Biohackerilla ei välttämättä ole terveytensä kanssa mitään ongelmaa, vaan mittaamisen motivaattorina voi toimia pelkkä mielenkiinto. (Huhtala 2013.)

PulseOn on yksi edellä mainituista suomalaisista startupeista. Yritys on kehittänyt optiseen sensoriteknologiaan pohjautuvan rannekkeen, jonka avulla voidaan mitata pulssia analysoimalla veren liikettä suonissa. Optisen teknologian sekä sitä tukevien algoritmien avulla voidaan mitata useita valon aallonpituuksia ja voimakkuuden vaihtelua erityyppisissä olosuhteissa. Rannekkeen avulla kerätyt tiedot voidaan synkronoida älypuhelimien. Mobiilisovellus analysoi rannekkeen kautta kerätyt tiedot ja tarjoaa palautetta harjoituksen vaikutuksesta ja intensiteetistä, käyttäjän kuntotasosta ja palautumisajasta sekä antaa yksilöityjä ohjeita käyttäjän kuntotason edistämiseksi. (PulseOn 2015.)

PulseOnin kehittämä teknologia mahdollistaa pulssidatan keräämisen ilman perinteisten sykemittareiden kanssa käytettävää sykevyötä. Tämä ominaisuus lisää käyttömukavuutta ja luo uusia mahdollisuuksia sydämen supistumiseen liittyvän tiedon keräämiseen. Ranneketta on helppo käyttää urheilusuoritusten lisäksi esimerkiksi yön ja työpäivän aikana, jolloin on mahdollista kerätä yhä monipuolisempaa dataa.

PulseOn-ranneketta on validoitu vertaamalla pulssidataa sykevyön avulla kerättyyn vastaavaan dataan. Menetelmä on osoittautunut kuormituksen aikana mitattuna yhtä tarkaksi kuin perinteiset sykevyöhön perustuvat teknologiat (Delgado-Gonzalo ym. 2015). Seuraava vaihe on tutkia, kuinka tarkasti pulssidataan pohjautuvilla algoritmeilla voidaan arvioida fysiologisia muuttujia, joihin liittyvää palautetta jaetaan käyttäjille mobiilisovelluksessa. Tämän tutkimuksen tarkoituksena on kartoittaa kirjallisuuteen tutustumalla, mitä fysiologisia ilmiöitä on mahdollista arvioida sydämen supistumistiheyden perusteella sekä tutkia kokeellisesti optisen sensoriteknologian avulla kerättyyn pulssidataan pohjautuvaa hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin tarkkuutta. Tutkimuksesta kerättyä dataa ja tuloksia tullaan hyödyntämään PulseOn Oy:n tuotekehityksessä. Lisäksi tutkimus on kiinnostava tieteellisestä näkökulmasta, sillä optiseen sensoriteknologiaan pohjautuvan menetelmän hyödyntäminen pulssidatan analysoinnissa ja jalostamisessa on tutkimusaiheena vielä lapsenkengissä.

2 SYDÄMEN SUPISTUMISTIHEYDEN SÄÄTELY JA MITTAAMINEN

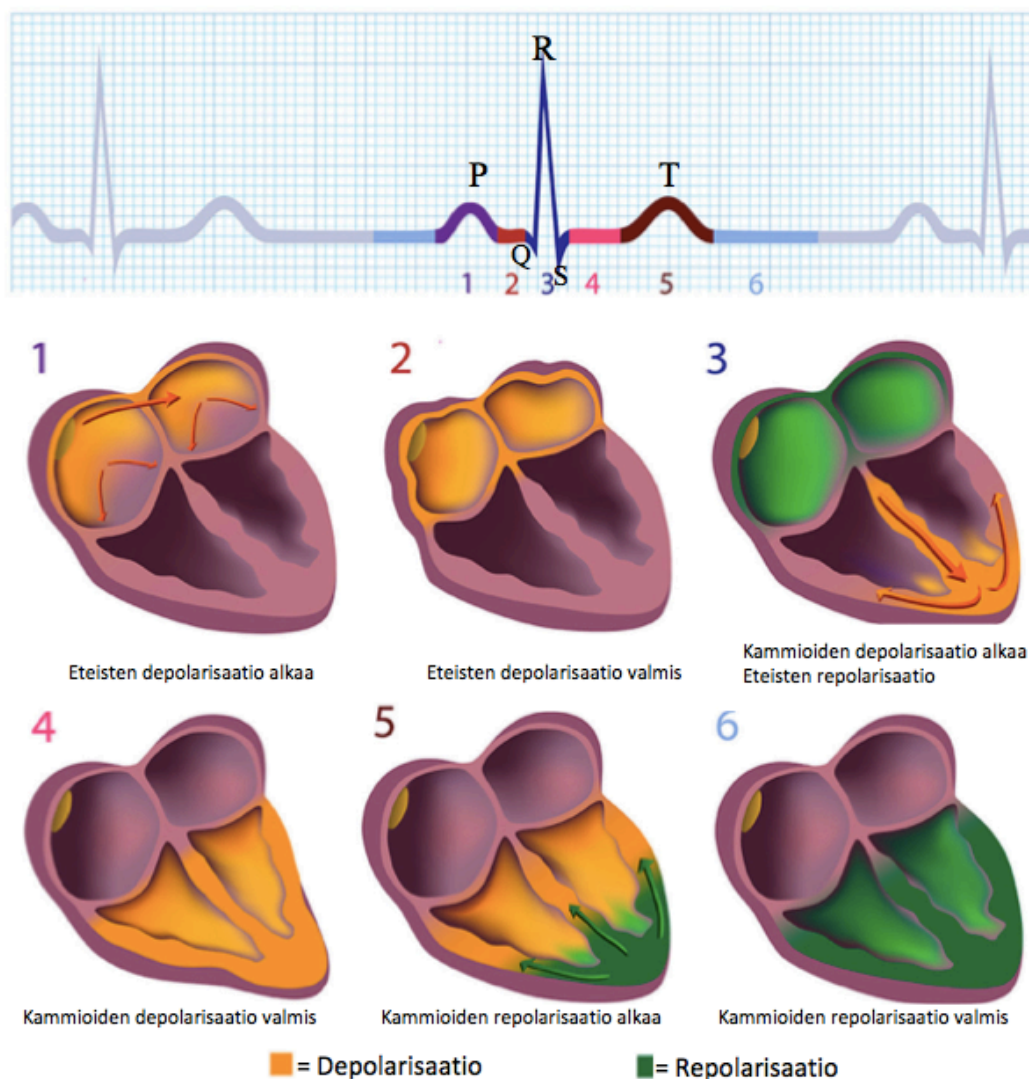
2.1 Sisäinen säätely – sydämen fysiologiaa

Sydämen supistumistiheyteen eli sykkeeseen (*engl. heart rate*) vaikuttavia tekijöitä on paljon, joista osaan on mahdollista vaikuttaa ja osaan taas ei. Esimerkiksi geeniperimän ja ihonvärin on todettu selittävän syke-eroja ihmisten välillä. Nuorilla syke on korkeampi kuin ikääntyneillä. Vastaaventyypinen havainto on tehty naisten ja miesten välillä. Vuorokausirytmäisyys vaikuttaa myös sydämen supistumistiheyteen muuttuen matalammaksi yön tunteina. Fyysisen aktiivisuuden lisäämisellä on todettu olevan laskeva vaikutus sykkeeseen levossa sekä submaksimaalisessa kuormituksessa. Stressi, tupakointi, alkoholin käyttö ja ylipaino ovat taas yhteydessä keskimääräistä korkeampaan supistumistiheyteen. (Valentini & Parati 2009.) Edellä mainitut tekijät ovat yhteydessä sydämen supistumistiheyden sisäisiin ja ulkoisiin säätelymekanismeihin.

Sydän sykkii keskimäärin 100000 kertaa päivässä ja 2,5 miljardia kertaa eliniän aikana. Sydän koostuu kahdesta eteisestä, joihin laskimoveri palaa sekä kahdesta kammioista, jotka taas pumpaavat verta valtimoihin. Vähähappinen veri saapuu kudoksista oikeaan eteiseen, josta sydän pumpkaa sen keuhkovaltimoita pitkin keuhkoihin. Runsashappinen veri taas palaa keuhkolaskimoita pitkin vasemman eteisen kautta vasempaan kammioon, josta se pumpataan ympäri kehoa aortan välityksellä. Sydämen kammioiden supistusvaihetta kutsutaan systoleksi ja veltostumisvaihetta diastoleksi. Systolen aikana verenpaine on korkeimmillaan ja diastolen aikana matalimmillaan. (Shaffer ym. 2014.)

Sydämen toiminnan kuvaamista elektrokardiografian (*engl. ECG, electrocardiography*) avulla esitellään kuvassa 1. Terveen sydämen toimintakierron aloittaa oikean eteisen yläosassa sijaitseva sinussolmuke (*engl. SA node*), joka depolarisoituu spontaanisti aiheuttaen sydämen impulssinjohtoratajärjestelmää pitkin etenevän aktiopotentialin. Sinussolmukkeesta impulssi kulkeutuu eteiskammiosolmukkeeseen (*engl. AV node*), jonka aikana eteisten sydänlihassolut depolarisoituvat. Vaihe 1 eli P-aalto EKG-käyrällä kuvaa siis eteisten depolarisaatiota. Vaiheen 2 aikana eteisten supistuminen loppuu. Seuraavaksi signaali siirtyy eteiskammiokimppua (*engl. AV bundle*) pitkin kammioiden puolelle. Kammioiden depolarisaatio

sekä eteisten repolarisaatio tapahtuvat vaiheen 3 aikana, mikä näkyy QRS-kompleksina EKG-käyrällä. Vaihetta 4 kutsutaan ST-väliksi, jonka aikana kammioden supistuminen vielä jatkuu. Kammioden repolarisaatio taas tapahtuu vaiheessa 5, jossa nähdään EKG-käyrällä T-aalto. Vaiheessa 6 kammiot veltostuvat, jonka jälkeen toimintakierto alkaa alusta. (Shaffer ym. 2014.)



KUVA 1. Sydämen toimintakierron eri vaiheet (mukailtu Shaffer ym. 2014).

Sydämen sisäisen säätelyn eli impulssinjohtoratajärjestelmän lisäksi supistumistiheyteen vaikuttavat ulkoiset säätelymekanismit. Merkittävin vaikutus on autonomisen hermoston säätelyllä, joka voi olla joko sentraalista eli keskushermostoperäistä tai refleksireaktioiden kautta tapahtuvaa (Valentini & Parati 2009).

2.2 Ulkoinen säätely – autonominen hermosto ja siihen vaikuttavat mekanismit

Autonominen hermosto (*engl. ANS, autonomous nervous system*) koostuu sympaattisesta (*engl. SNS, sympathetic nervous system*) ja parasympaattisesta (*engl. PNS, parasympathetic nervous system*) hermostosta, jotka eroavat toisistaan anatomisesti ja toiminnallisesti. Sekä parasympaattisessa että sympaattisessa hermostossa on kaksi peräkkäistä hermosolua: pre-ganglionaarinen neuron, jonka solurunko sijaitsee selkäytimessä tai aivokuoressa aksonien päättyessä hermosolmuun sekä postganglionaarinen neuron, jonka solurunko sijaitsee hermosolmussa aksonien päättyessä sileisiin lihaskudos- tai rauhasoluihin. Ihminen ei ole tietoinen autonomisen hermoston säätelyn alla olevista prosesseista. Parasympaattinen hermosto säätelee prosesseja, jotka ovat ylläpitäviä. Sen toiminta liittyy esimerkiksi ruuansulatukseen, ylijäämien poistoon, silmien suojeluun kirkkaalta valolta, hengitysteiden läpimitan pienentämiseen, keuhkoputkien eritystoiminnan edistämiseen sekä sydämen supistumistaajuuden laskemiseen. Sympaattinen hermosto taas toimii aktiivisesti, kun on tarve mobilisoida resursseja, jolloin verenpaine ja sydämen syke nousevat ja pupillit laajenevat. Sympaattinen hermosto aktivoituu myös silloin, kun ihminen tuntee esimerkiksi pelkoa tai vihaa. Sympaattisen hermoston toiminta liittyy niin sanottuihin pakene tai taistele (*engl. flight-or-fight*) tilanteisiin. (Brodal 2010, 411 & 425.)

Yleensä sympaattinen ja parasympaattinen hermosto säätelevät elimistön toimintaa ollen dynaamisessa tasapainotilassa. Esimerkiksi ihmisen noustessa seisomaan, sympaattinen hermosto aktivoituu parasympaattisen hermoston vetäytyessä, jolloin sydämen sykkeessä, verenpaineessa ja veren virtauksessa tapahtuu muutoksia. Ilman edellä mainittua tärkeää säätelymekanismia, ihminen saattaisi pyörtyä, sillä aivojen verenkierto häiriintyisi. Joskus dynaamisen tasapainotilan sijaan autonomisessa hermostossa vallitseekin staattinen tila, jossa sympaattinen hermosto on dominoivassa roolissa. Edellä mainittu ilmiö voidaan liittää useisiin elimistön patologisiin tiloihin. (Chapleau & Sabharwal 2011; Charkoudian & Rabbitts 2009; Shaffer ym. 2014; Thayer & Sternberg 2006.)

Autonominen hermosto vaikuttaa sydämeen eri välittäjäaineiden sitoutuessa sopiviin reseptoreihin. Sympaattisen hermoston postganglionaarinen päävälittäjäaine on noradrenaliini. Sen lisäksi sekundaarisia toimintoja välittävät adrenaliini sekä muutamat muut välittäjäaineet.

Noradrenaliini ja adrenaliini sitoutuvat sydänlihaksen beeta-adrenergisiin (β_1) reseptoreihin kiihdyttäen sinus- ja eteiskammiosolmukkeiden depolarisaatiota ja samalla kohottaen sykettä sekä kasvattaen eteisten ja kammioiden supistumisvoimaa. Parasympaattisen hermoston postganglionaarisen välittäjäaineena toimii taas asetyylikoliini, joka sitoutuu sydänlihaksen muskariinireseptoreihin vähentäen sinus- ja eteiskammiosolmukkeiden depolarisaatiota ja samalla laskien sykettä. Parasympaattinen hermosto ulottuu eteislihaksen ohella kammio-
lihakseen, mutta sen vaikutusalue on siellä niin harva, ettei sillä ole vaikutusta sydämen supistusvoimaan. (Charkoudian & Rabbitts 2009; Shaffer ym. 2014.)

Suoran hermotuksen lisäksi sympaattinen hermosto säätelee sydämen supistumistiheyttä epäsuorasti lisämunuaisyttimeen kohdistuvan säätelyn kautta. Sympaattisen hermoston aktivoituessa lisämunuaisytimestä erittyy verenkiertoon adrenaliinia ja noradrenaliinia, joiden sitoutuessa beeta-adrenergisiin reseptoreihin sykkeeseen kohdistuva vaikutus tehostuu. Lisämunuaisytimen erittämät hormonit stimuloivat myös energiavarojen mobilisointia eli glykogeenivarastojen pilkkomista glukoosiksi sekä vapaiden rasvahappojen vapautumista rasvakudoksesta. (Brodal 2010, 429.)

Autonominen hermosto on merkittävin sydämen supistumistaajuuden säätelijä. Jos sekä parasympaattisen että sympaattisen hermoston palautejärjestelmä tukitaan farmakologisesti, sydämen sisäinen syke (*engl. intrinsic heart rate*) on korkeampi kuin leposyke. Sisäinen syke ilman autonomisen hermoston vaikutusta on iästä riippuen keskimäärin 90-107 lyöntiä minuutissa. Tämän ilmiön selittää se, että sydän on lepotilassa parasympaattisen hermoston toonisen inhihoivan eli estävän säätelyn alla. Terveen ihmisen sykkeen voidaan ajatella kuvastavan autonomisen hermoston nettovaikutusta, jossa sympaattinen aktiivisuus kiihdyttää sykettä ja parasympaattinen taas vastaavasti laskee sitä. (Thayer & Sternberg 2006; Shaffer ym. 2014.)

Kun tarkastellaan yksittäisiä sydämen lyöntejä parasympaattisen aktiivisuuden pääasiallisen välittäjän eli vagushermon dominanssin aikana, huomataan ettei sydän syki metronomin tapaan, vaan lyöntien välillä havaitaan sykevälivaihtelua (*engl. HRV, heart rate variability*). Sympaattisen aktiivisuuden lisääntyessä sykevälivaihtelu häviää, sillä sen vaikutusmekanismit ovat liian hitaita tuottamaan nopeita peräkkäisten sydämen lyöntien välillä tapahtuvia

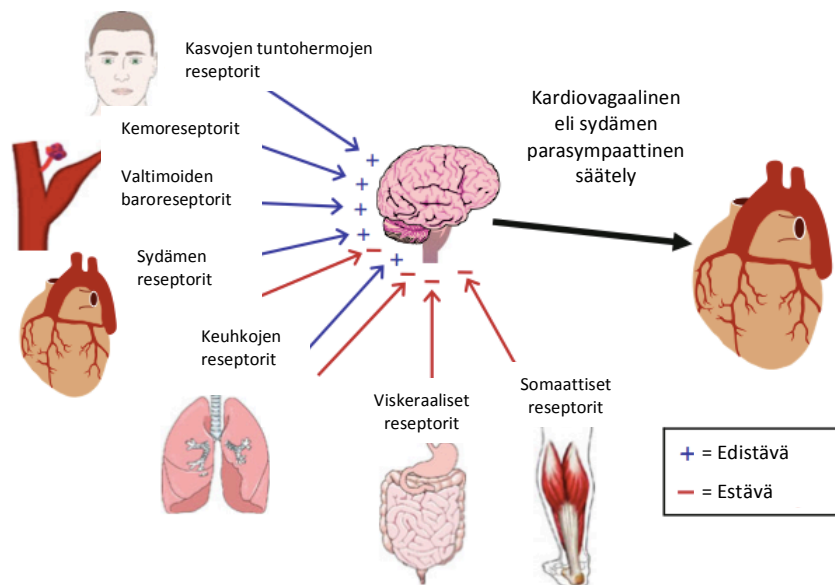
muutoksia. Itse asiassa nopeat muutokset sykkeessä ovat aina parasympaattisen hermoston välittämiä: vagaalisen eli parasympaattisen aktiivisuuden vähentyessä syke nousee ja lisääntyessä taas laskee. Sympaattisen hermoston vaikutus on taas pitkäkestoisempaa, sillä pienikin stimulus voi vaikuttaa sydämen supistumistiheyteen jo 5-10 sekunnin ajan. (Chapleau & Sabharwal 2011; Thayer & Sternberg 2006; Shaffer ym. 2014.)

Edellä kuvattu autonomisen hermoston vievä eli efferentti sydämeen kohdistuva säätely on melko hyvin tunnettu mekanismi. Uuden tutkimustiedon perusteella on ehdotettu, että sydäntä säätelee sen lisäksi monimutkaisempi itsenäinen sydämen sisäinen hermojärjestelmä (*engl. intrinsic cardiac nervous system*), jota voisi luonnehtia sydämen omiksi pieniksi aivoiksi. Sillä on sekä lyhyen että pitkän aikavälin vaikutuksia esimerkiksi sykevälivaihteluun. Autonomisen hermoston toiminta integroituu tällöin osaksi sydämen sisäistä hermojärjestelmää, jota säätelevät lisäksi mekaanista ja hormonaalista tietoa vastaanottavat hermosolut. Lisäksi aivokuori, aivokuorenalaiset alueet sekä ydinjatke osallistuvat sydämen toiminnan säätelyyn autonomisen ja sydämen sisäisen hermoston välityksellä. (Shaffer ym. 2014.)

Keskushermostoperäisestä ja erityisesti aivokuoresta peräisin olevasta säätelystä käytetään termiä *central command*, jonka roolia on tutkittu kuormituksen aikana. *Central command* vaikuttaa sydämen toimintaan vasomotorisen keskuksen (*engl. cardiovascular center*) eli verenkierron hermostollisen säätelyjärjestelmän kautta erityisesti kuormituksen alkuvaiheessa, ja se liittyy kognitiiviseen prosessiin, jonka ponnistelu saa aikaan. Esimerkiksi lähestyttäessä mäkeä, sydämen supistumistiheys, hengitys sekä lihasten aktiivisuus lisääntyvät keskushermoston vaikutuksesta jo ennen nousua. *Central command* pyrkii siis vastaamaan motorisiin vaatimuksiin etukäteen sekä korjaamaan niitä erilaisten perifeeristen palautemekanismin kuten somatosensoristen eli kehosta tulevien kemiallisten ja mekaanisten tuntoärsykkeiden kautta. *Central commandin* toimintaan voivat vaikuttaa kuormitustilanteen lisäksi myös muut kognitiiviset tunnetilat kuten esimerkiksi motivaatio ja masennus. (Williamson 2010.)

Keskushermoston lisäksi erilaiset perifeeriset refleksireaktiot säätelevät autonomisen hermoston toimintaa. Tuovat eli afferentit hermosolut välittävät aistiperäistä tietoa keskusher-

mostolle, jonka perusteella autonominen hermosto säätelee kohdesolujaan efferentin eli vievän hermotuksen kautta (Brodal 2010, 432). Kuvassa 2 esitellään useita sydämen parasympaattiseen säätelyyn vaikuttavia refleksiä, joilla on joko edistäviä (+) tai estäviä (-) vaikutuksia. Kun valtimon baroreseptoreja (*engl. arterial baroreceptor*), elimistössä kemiallisiin aineisiin reagoivia kemoreseptoreita (*engl. chemoreceptor*), kasvojen tuntohermon eli kolmoishermon reseptoreita (*engl. trigeminal receptor*) tai tiettyjä sydämen ja keuhkojen reseptoreita (*engl. cardiopulmonary receptors*) stimuloidaan, kardiovagaalinen eli sydämen parasympaattisen säätelyyn vaikuttava aktiivisuus kasvaa ja syke laskee. Kun taas keuhkojen venytysreseptoreita (*engl. pulmonary stretch receptor*), tiettyjä sisäelinten viskeraalisia (*engl. visceral receptor*) ja liikkumiseen liittyviä somaattisia reseptoreita (*engl. somatic receptor*) stimuloidaan, kardiovagaalinen aktiivisuus vähenee ja samalla syke kasvaa. (Chapleau & Sabharwal 2011.)



KUVA 2. Kardiovagaaliseen eli sydämen parasympaattiseen säätelyyn vaikuttavat refleksit (mukailtu Chapleau & Sabharwal 2011).

Baroreseptorit ovat sensorisia afferentteja eli tuovia hermopäätteitä, jotka sijaitsevat kaulavaltimon poukamassa ja aortankaaressa. Kun verisuonen seinämä venyy verenpaineen kasvaessa, baroreseptorit aktivoituvat lisäten parasympaattisen ja laskien sympaattisen

hermoston vaikutusta vähentäen vasokonstriktiota eli verisuonien supistumista, sydämen supistusvoimaa ja laskien sykettä. Barorefleksi toimii molempiin suuntiin eli jos baroreseptorit aistivat liian alhaisen verenpaineen, alkaa päinvastainen toimintoketju. Valtimoissa sijaitsevien baroreseptorien lisäksi sydämen eteisten ja kammioiden seinämissä on myös mekanoreseptoreita, jotka reagoivat enemmän tilavuuden kuin paineen muutoksiin. Kaikki edellä mainitut reseptorit toimivat yhteistyössä tarkoituksenaan eliminoida verenpaineen dramaattisia muutoksia, jotka voisivat aiheuttaa vahinkoa elimistössä. (Charkoudian & Rabbitts 2009.) Barorefleksi liittyy läheisesti sykevälivaihteluun, sillä sitä on ehdotettu selittäväksi mekanismiksi sydämen supistumistiheyden muutoksille. Barorefleksiä (ja sykevälivaihtelua) on mahdollista stimuloida hengitysharjoituksilla, ja sillä on osoitettu olevan neuroplastista eli hermoratoja ja -yhteyksiä uudistavaa luonnetta. (Lehrer & Gevartz 2014.)

Kemoreseptorit taas aktivoituvat hypoksian eli hapen niukkuuden, hyperkapnian eli hiilidioksidin kerääntymisen ja/tai asidoosin eli happamien aineenvaihduntatuotteiden lisääntymisen seurauksena. Kemoreseptorirefleksit heikkenevät hyperventiloinnin ja voimistuvat hengittämättömyyden johdosta. Kemoreseptorirefleksi voi vaikuttaa sekä parasympaattisen että sympaattisen hermoston aktiivisuuteen. (Chapleau & Sabharwal 2011.) Metaboreseptorit ovat lihaksissa sijaitsevia kemoreseptoreja, jotka lisäävät sympaattisen hermoston aktiivisuutta hitaasti kuormituksen edetessä. Lihaksissa on myös mekanoreseptoreja, jotka toimivat *central commandin* kanssa vähentäen parasympaattista aktiivisuutta, mikä voidaan nähdä nopeana sykkeen nousuna heti kuormituksen alkuvaiheessa. (Chapleau & Sabharwal 2011.)

Fysiologisilla olosuhteilla voi olla myös vaikutusta sydämen supistumistiheyteen. Dehydraatio eli elimistön kuivuminen voi aiheutua esimerkiksi fyysisen kuormituksen tai hypertermian seurauksena. Dehydraatio vähentää ortostaattista toleranssia eli verenpaineen tasaantumista seisomaan noustaessa sekä aiheuttaa huimausta. Sympaattisen hermoston aktivoituminen ja sen kautta sydämen supistumistiheyden kasvu toimii suojelumekanismina liian alhaisen verenpaineen estämiseksi. (Charkoudian & Rabbitts 2009.) On myös huomattu, että vakio- teholla suoritettussa kuormituksessa sydämen supistumistiheys kasvaa asteittain iskutilavuuden pienentyessä. Tästä ilmiöstä käytetään nimitystä *cardiovascular drift*, jonka todennäköisesti aiheuttavat ainakin dehydraatio sekä kehon ydinlämpötilan kasvu. (Achten & Jeukendrup 2003.)

2.3 Mittaaminen

2.3.1 Muuttujien määrittely

Sydämen supistumistiheyttä mitataan yleensä lyönteinä minuutissa. EKG-menetelmässä yksittäinen sydämen sykähdys määritellään yleensä RR-intervallina eli kahden peräkkäisen EKG-käyrällä sijaitsevan korkeimman R-piikin välisenä ajanjaksona. Sydämen supistumistiheys voidaan määrittää RR-intervallien perusteella seuraavasti: $1/RR\text{-intervalli (s)} * 60$. (Lemay ym. 2014.) Esimerkiksi leposykkeen muutoksia seuraamalla voidaan arvioida väsymystä sekä palautumista ja harjoitusrytymisen perusteella taas tehdä johtopäätöksiä kestävyysuusiokyvyn kehittymisestä (Buchheit 2014).

Tiettyjen ajanjaksojen supistumistiheyksien analysoinnin lisäksi voidaan tutkia kuinka nopeasti syke palautuu lähtötasolleen. Tällöin puhutaan sykkeen palautumisesta (*engl. HRR, heart rate recovery*), jolla tarkoitetaan kuormituksen jälkeistä sykkeen palautumista, joka johtuu parasympaattisen aktiivisuuden lisääntymisestä, sympaattisen aktiivisuuden vetäytymisestä sekä hormonaalisista tekijöistä. Sykkeen palautumista voidaan analysoida useiden mallien perusteella, joista esimerkkejä ovat tietyn määritetyn ajan (esimerkiksi 60 sekuntia) sisällä tapahtunut palautuminen verrattuna lähtötasoon, palautumisnopeuden määrittäminen regressiokulmakertoimen avulla, parasympaattisen aktiivisuuden lisääntymistä kuvaavan logaritmisin aikavakion määrittäminen ensimmäiseltä 30 sekunnilta sekä erilaisten monoeksponentiaalisten ja toisen asteen funktioiden kautta. Sykkeen palautumisen avulla voidaan mitata epäsuorasti sydän- ja verenkiertoelimistön kuntoa, sillä se adaptoituu harjoitteluun ja harjoittelemattomuuteen sekä soveltuu mittariksi sekä terveille että sydänsairaille. (Arduini ym. 2011.)

Kun taas halutaan tutkia tarkemmin sykevälivaihtelua, voidaan hyödyntää useita eri menetelmiä, jotka voidaan jakaa aikataso- (*engl. time-domain*), taajuustaso- (*engl. frequency-domain*) sekä epälineaarisiin menetelmiin. Useiden aika- ja taajuustasomuuttujien on havaittu korreloivan toistensa kanssa. Aika- ja taajuustasomenetelmät vaativat vakaita (*engl. stationary*) olosuhteita, jotka tulisi huomioida erityisesti pitkäkestoisessa datankeruussa vakioimalla ympäristötekijät. Epälineaarisia sykevälivaihtelumuuttujia voidaan kerätä moni-

mutkaisilla useaa eri vuorovaikutusta tarkastelevilla menetelmillä, joissa yhdistetään hemodynaamiset, elektrofysiologiset sekä humoraaliset muuttujat sekä huomioidaan autonomisen ja keskushermoston säätelymekanismit. (Task Force 1996.)

Aikatasomenetelmillä ja niihin perustuvilla taulukossa 1 esitellyillä muuttujilla tutkitaan sydämen supistumistiheyttä ajan funktiona. Usein tarkastellaan normaalien QRS-kompleksien välisiä intervaleja, joita kutsutaan myös NN-intervalleiksi (*engl. normal-to-normal*). SDNN kuvaa pitkän aikavälin sykevälivaihtelua huomioiden vuorokausirytmien sekä fyysisen aktiivisuuden. SDANN on herkkä matalille taajuuksille, joita esiintyy fyysisen aktiivisuuden, asennon vaihdon sekä vuorokausirytmien aikana. SDNN ja SDANN kuvastavat sekä sympaattista että parasympaattista säätelyä. RMSSD, NN50 ja PNN50 kuvastavat kaikki lyhytaikaista vaihtelua ja korkeataajuuksisia oskillaatioita, joita parasympaattinen aktiivisuus aiheuttaa. Aikatasoanalyysiä voidaan tehdä myös geometrisesti esimerkiksi histogrammien avulla. Esimerkiksi kolmikulmainen indeksi (*engl. triangular index*) määritetään kaikkien NN-intervallien muodostaman histogrammin integraalina jaettuna sen korkeudella. (Task Force 1996; Xhyheri ym. 2012.)

TAULUKKO 1. Aikatasomuuttujat (mukailtu Task Force 1996).

| Aikatasomuuttuja | Yksikkö | Kuvaus |
|--|-----------|--|
| SDNN (<i>engl. standard deviation of all NN intervals</i>) | ms | NN-intervallien keskihajonta, joka kuvaa sekä sympaattista että vagaalista aktiivisuutta |
| SDANN (<i>engl. standard deviation of the average NN intervals</i>) | ms | NN-intervallien 5 minuutin segmenttien keskiarvon keskihajonta, joka kuvaa sekä sympaattista että vagaalista aktiivisuutta |
| RMSSD (<i>engl. root mean square of successive NN interval differences</i>) | ms | Peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri, joka kuvaa vagaalista aktiivisuutta |
| SDNN index (<i>engl. mean of the standard deviations of all NN intervals for all 5 min segments</i>) | ms | NN-intervallien 5 minuutin segmenttien keskihajonnan keskiarvo |
| SDSD (<i>engl. standard deviation of differences between adjacent NN intervals</i>) | ms | Peräkkäisten NN-intervallien välisten erotusten keskihajonta |
| NN50 (<i>engl. number of pairs of adjacent NN intervals differing by more than 50 ms</i>) | lukumäärä | Peräkkäisten yli 50 ms eroavien NN-intervalliparien lukumäärä, joka kuvaa vagaalista aktiivisuutta |
| PNN50 (<i>engl. ratio between NN50 and the total number of NN intervals</i>) | % | NN50 lukumäärä jaettuna kaikkien NN-intervallien lukumäärällä, joka kuvaa vagaalista aktiivisuutta |

Taajuustasomenetelmällä eli spektrianalyysillä tarkoitetaan varianssin jakautumisen tarkastelua taajuuden funktiona. Taajuustasomenetelmät voivat olla parametrittomia tai parametrisia. Parametrittomissa menetelmissä voidaan hyödyntää parametrisiin menetelmiin verrattuna yksinkertaisempia algoritmeja kuten nopeaa Fourier'n muunnosta. Taulukossa 2 esitellään lyhytkestoisen (5 minuuttia) datankeruun olennaisimpia spektraalisia komponentteja, joita ovat VLF (*engl. very low frequency*), LF (*engl. low frequency*) ja HF (*engl. high frequency*). HF kuvaa vagaalista aktiivisuutta ja LF joko sympaattista tai sekä sympaattista että vagaalista aktiivisuutta. Taajuustasomuuttujat voidaan ilmoittaa absoluuttisina tai normalisoituina arvoina. Usein tarkastellaan myös LF/HF suhdetta. (Task Force 1996; Xhyheri ym. 2012.)

TAULUKKO 2. Taajuustasomuuttujat (mukailtu Task Force 1996).

| Taajuustasomuuttuja | Yksikkö | Kuvaus | Taajuusalue |
|-------------------------------|-----------------|--|--------------|
| 5-min kokonaisvariassi | ms ² | Segmentin NN-intervallien variassi | ≈ ≤ 0.4 Hz |
| VLF | ms ² | VLF taajuusalueen variassi, jonka fysiologisesta merkityksestä ei ole varmuutta | ≤ 0.04 Hz |
| LF | ms ² | LF taajuusalueen variassi, joka kuvaa sympaattista tai sympaattista sekä vagaalista aktiivisuutta | 0.04–0.15 Hz |
| LF norm | normalisoitu | LF taajuusalueen variassi normalisoituna: LF/(kokonaisvariassi-VLF)×100, joka mahdollisesti kuvaa sympaattista aktiivisuutta | - |
| HF | ms ² | HF taajuusalueen variassi, joka kuvaa vagaalista aktiivisuutta | 0.15–0.4 Hz |
| HF norm | normalisoitu | HF taajuusalueen variassi normalisoituna HF/(kokonaisvariassi-VLF)×100, joka kuvaa vagaalista aktiivisuutta | - |
| LF/HF | | LF/HF suhde, joka kuvaa sympatovagaalista balanssia | - |

Ihmisen noustessa istuma-asennosta seisomaan, syke kasvaa ja samalla havaitaan HF-taajuusalueen variaation jyrkkä väheneminen ja LF-taajuusalueen variaation asteittainen kasvu. Jotta tämän tyyppisiä muuttuvia olosuhteita voidaan analysoida, tarvitaan aikataajuusmenetelmiä (*engl. time-frequency methods*), sillä edellä esiteltyjen aika- ja taajuustasomenetelmien käyttäminen vaatii vakaita olosuhteita. Esimerkkinä aikataajuusmenetelmästä voidaan mainita Tarvaisen ym. (2006) kehittämä aikavariaatiospektri (*engl. time-varying spectrum*), jossa algoritmien avulla arvioidaan hetkelliset muuttujien arvot. Lopputuloksena saadaan esimerkiksi graafit eri taajuustasomuuttujille ajan funktiona. (Tarvainen ym. 2006.)

Epälineaariset menetelmät mahdollistavat sydämen kontrollijärjestelmän kompleksisuuden mallintamisen, jota ei ole mahdollista tehdä aika- ja taajuustasomenetelmillä (Tarvainen ym. 2014). Eräs paljon käytetty epälineaarinen menetelmä on Poincaré-hajontakuvio, jossa muodostetaan geometrinen esitys peräkkäisten RR-intervallien korrelaatioista. Poincaré ei myöskään vaadi vakaita olosuhteita tulosten laadun varmistamiseksi. Geometrisen esityksen perusteella voidaan muodostaa kvantitatiiviset muuttujat SD1 (peräkkäisten RR-intervallien keskihajonta) ja SD2 (pidempiaikainen keskihajonta) sovittamalla ellipsi mittauspisteiden päälle. SD1 määritetään ellipsin leveytenä ja SD2 taas pituutena. SD1 kuvaa nopeita parasympaattisia vaikutuksia ja SD2 autonomisen hermoston toimintaa kokonaisuutena. (Hoshi ym. 2013.) Muita epälineaarisia menetelmiä ovat muun muassa approksimatiivinen entropia (*engl. ApEn, approximate entropy*), otosentropia (*engl. SampEn, sample entropy*), korrelaatioidimensio (*engl. correlation dimension*), DFA-menetelmä (*engl. detrended fluctuation analysis*) sekä RP-menetelmä (*engl. recurrence plot*). Entropiamenetelmä, korrelaatioidimensio ja RP-menetelmä kuvaavat sykevälivaihtelun kompleksisuutta ja epäsäännöllisyyttä. DFA-menetelmä tutkii datan sisäisiä korrelaatioita logaritmisin hajontakuvion avulla. (Tarvainen ym. 2014.)

Yleensä on suositeltu lyhytkestoisen (5 minuuttia) datan analysointiin taajuustasomuuttujia ja taas vastaavasti pitäkestoista (24 tuntia) dataa tulisi käsitellä aikatasomuuttujilla (Task Force 1996; Xhyheri ym. 2012). Tosin tästä asiasta eivät kaikki tutkijat ole samaa mieltä, sillä esimerkiksi Buccheit (2014) ehdottaa, että aikatasomuuttujaa RMSSD ja epälineaarista Poincaré-muuttujaa SD1 tulisi käyttää taajuustasomuuttujien sijasta lyhytkestoisen datan analysointiin, sillä niitä voidaan kerätä lyhyeltä aikaväliltä, muuttujien herkkyys eri hengitysvaiheista johtuville muutoksille on pieni sekä niiden päivittäinen vaihtelu on taajuustasomuuttujia alhaisempaa.

2.3.2 Muuttujien tulkinta

Sydämen supistumistiheyttä voidaan mitata nukkuessa, hereillä, levossa ja kuormituksessa. Mitattavat muuttujat voivat olla yksinkertaisia (esimerkiksi sykkeen keskiarvo) tai monimutkaisia (esimerkiksi sykevälivaihteluun liittyvät muuttujat). Taulukossa 3 esitellään eri

tilanteissa kerättäviä sykemuuttujia sekä niihin vaikuttavia tekijöitä, mitattavia ilmiöitä, tyypillistä virhemarginaalia sekä kyseisen muuttujan herkkyyttä (Buchheit 2014).

TAULUKKO 3. Eri sykemuuttujat sekä niihin vaikuttavat tekijät, mitattavat fysiologiset ilmiöt, tyypillinen virhemarginaali sekä pienin havaittava muutos (mukailtu Buchheit 2014).

| Sykemuuttujat | Vaikuttavat tekijät | Mitattavat fysiologiset ilmiöt | Tyypillinen virhemarginaali/ variaatiokerroin | Pienin havaittava muutos |
|--|--|---|--|--------------------------|
| Leposyke | Sydämen rakenne, plasmavolyymi, autonominen hermosto ja barorefleksi | Hyvinvointi, fyysinen kunto, palautuminen | ~10 % | ~ -2 % |
| Sykevälivaihtelu levossa | Geeniperimä, plasmavolyymi, autonominen hermosto ja barorefleksi | Hyvinvointi, fyysinen kunto, palautuminen | Riippuu käytettävästä muuttujasta, esim. ~12 (Ln rMSSD) ja ~80 (LF/HF) % | ~+3 % |
| Kuormitusyke | Fyysinen kunto, plasmavolyymi | Aerobinen kunto | ~3 % | ~ -1 % |
| Kuormitusykevälivaihtelu | Riippuu intensiteetistä: autonominen hermosto <VT1, hengitys >VT2 | Aerobinen kunto (teoriassa) | Riippuu käytettävästä muuttujasta, esim. ~60 (Ln RMSSD) ja ~150 (LF/HF) % | N/A |
| Kuormituksen jälkeinen sykkeen palautuminen | Autonominen hermosto ja geeniperimä (teoriassa), metaborefleksi (korostunut) | Hyvinvointi ja palautuminen (teoriassa) & fyysinen kunto (käytännössä), koska on yhteydessä suhteelliseen intensiteettiin | Riippuu käytettävästä muuttujasta, esim. ~25 (HRR60s) ja ~35 (HRR τ) % | ~ +7 % |
| Kuormituksen jälkeinen sykevälivaihtelu | Autonominen hermosto ja barorefleksi, metaborefleksi (korostunut) | Hyvinvointi ja palautuminen (teoriassa) & fyysinen kunto (käytännössä), koska on yhteydessä suhteelliseen intensiteettiin | Riippuu käytettävästä muuttujasta, esim. ~16 (Ln RMSSD) ja ~65 (LF/HF) % | ~ +4 % |

HRR60s, sykkeen palautuminen 60s aikana; HRR τ , sykkeen palautumisen monoeksponentiaalinen aikavakio; Ln RMSSD, logaritminen RMSSD; VT1, ensimmäinen ventilaatiokynnys; VT2, toinen ventilaatiokynnys

Leposykkeeseen vaikuttavat useat fysiologiset muuttujat kuten sydämen rakenne, plasmavolyymi, autonomisen hermoston aktiivisuus sekä siihen vaikuttava barorefleksi (Buchheit 2014). Barorefleksi tapahtuu hyvin herkästi eli sitä esiintyy esimerkiksi normaalin hengitysrytmin aiheuttaman verenpaineen vaihtelun aikana sekä asentoa vaihdettaessa (Charkoudian & Rabbitts 2009). Levon aikaiseen sykevälivaihteluun vaikuttavat plasmavolyymien ja autonomisen hermoston toiminnan lisäksi geneettiset tekijät. Leposykkeeseen ja -sykevälivaihtelun avulla voidaan tehdä johtopäätöksiä yleisestä hyvinvoinnista, fyysisestä kunnosta ja palautumisesta. (Buchheit 2014.) Sykevälivaihtelua voidaan käyttää indikaattorina kuvaamaan sydämen tilaa (*engl. state of the heart*). Sykevälivaihtelu muuttuu vähemmän

kaoottiseksi ikääntyessä. Korkean sykevälivaihtelun on taas osoitettu olevan yhteydessä muun muassa korkeaan hapenottokykyyn. Alhainen vaihtelu on taas liitetty esimerkiksi korkeampaan kuolleisuuteen. (Acharya ym. 2004; Achten & Jeukendrup 2003.) Vaikka parasympaattisen aktiivisuuden sykevälivaihtelua lisäävän vaikutuksen on todettu olevan yhteydessä hyvään terveyteen, voi kuitenkin liiallisella vagaalisella aktiivisuudella olla haitallisia seurauksia kuten ohimenevää tajuttomuutta, keuhkoputkien supistumista sekä mahahapon liikaeritystä (Chapleau & Sabharwal 2011).

Kuormitusrytmiin vaikuttavat fyysinen kunto ja plasmavolyymi. Koska kuormitusrytmi ja hapenkulutuksella on yhteys, voidaan kuormitusrytmiä perusteella tehdä johtopäätöksiä myös harjoituksen suhteellisesta intensiteetistä. Kuormitusrytmiä lasku on tutkimustiedon perusteella yhteydessä parantuneeseen suorituskykyyn, jolloin sen avulla voidaan seurata aerobisen harjoittelun adaptaatiota. Kuormitusrytmiä taas on yhteydessä autonomisen hermoston aktiivisuuden lisäksi intensiteettiä. Alhaisemmalla intensiteetillä vagaalinen eli parasympaattinen aktiivisuus säätelee suurimmaksi osaksi sykevälivaihtelua, kun taas korkealla intensiteetillä hengityksen vaikutukset alkavat korostua. (Buchheit 2014.)

Kuormituksen jälkeiseen sykkeen palautumiseen ja sykevälivaihteluun vaikuttavat genetiikan ohella sympaattisen hermoston vetäytyminen ja parasympaattisen hermoston aktivoituminen, mutta erityisesti aineenvaihduntatuotteisiin reagoiva metaborefleksi, joka korostuu korkean intensiteetin kuormituksen seurauksena. Jos kuormituksen jälkeisten sykemuuttujien pohjalta halutaan tehdä johtopäätöksiä autonomisen hermoston toiminnasta, tulisi kuormitusintensiteetin olla suhteellisen matala. Koska intensiteetti vaikuttaa niin vahvasti muuttujien käyttäytymiseen, yleisen hyvinvoinnin ja palautumisen mittaaminen saattaa on haastavaa. Kuormituksen jälkeen mitattujen sykemuuttujien perusteella voidaan mahdollisesti tehdä johtopäätöksiä fyysisestä kunnosta sekä siihen vaikuttavista tekijöistä kuten palautumisesta, ylikunnosta ja väsymyksestä. (Buchheit 2014.)

2.3.3 Mittausteknologiat

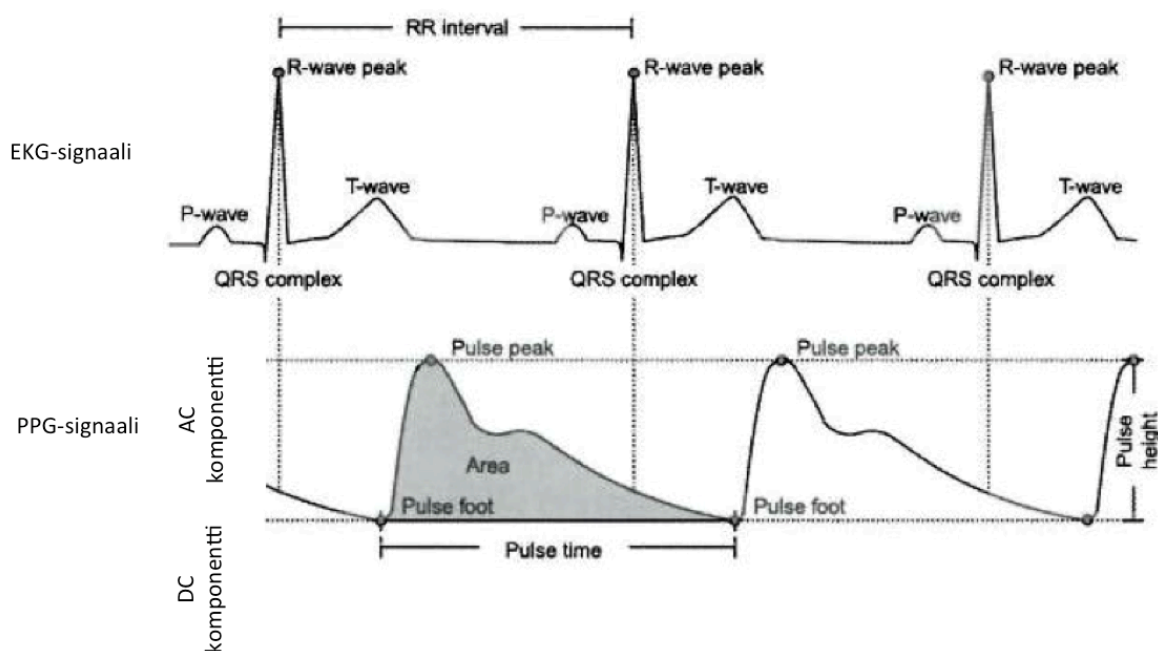
Sydämen supistumistiheyttä voidaan mitata useilla noninvasiivisilla teknologioilla, joista tunnetuimpia ovat elektrokardiografia (*engl. ECG, electrocardiography*), fonokardiografia (*engl. PCG, phonocardiography*), kaikukardiografia (*engl. echocardiography*), impedanssikardiografia (*engl. ICG, impedance cardiography*) sekä fotopletysmografia (*engl. PPG, photoplethysmography*). Elektrokardiografia (EKG) on biopotentiaalinen menetelmä, jota pidetään sydämen supistumistiheyden mittaamisen kultaisena standardina. Sen avulla voidaan tutkia sydämen sähköistä toimintaa eteisten ja kammioden supistuessa ja veltostuessa potentiaalimuutoksia havaitsevien dipolien avulla. EKG-teknologiaan perustuvia sovelluksia on paljon kliinisessä ympäristössä käytettävistä Holter-järjestelmistä kaupallisiin sykepanta-elektrodeihin perustuviin mittareihin. Fonokardiografialla voidaan mitata sydämen supistumistiheyttä eteiskammio- ja ventrikulien sulkeutumisesta johtuvien sydänäänien perusteella. Kaikukardiografia perustuu taas ultraääneen, jonka avulla voidaan havaita sydämen supistumisesta aiheutuvaa liikettä kudoksessa ja veren virtauksessa. Impedanssikardiografialla tutkitaan pääasiassa sydämen iskutilavuutta tarkastelemalla rintakehän alueen sähköisen impedanssin muutoksia. (Lemay ym. 2014.)

Fotopletysmografia (*engl. PPG, photoplethysmography*) eli volyymien muutosten mittaaminen (*engl. plethysmography*) optisesti (*engl. photo*) kehitettiin jo 1930-luvulla. Ensin kyseistä teknologiaa sovellettiin ainoastaan fysiologisissa laboratoriotutkimuksissa, kunnes valonlähteenä hyödynnettävän LED-teknologian (*engl. light-emitting diode*) yleistymisen myötä sen hyödyntäminen laboratorion ulkopuolella muuttui huomattavasti helpommaksi. Ensimmäinen ja vielä nykyäänkin tunnetuin laajaan kliiniseen käyttöön otettu fotopletysmografian sovellus on pulssioksimetri, jonka avulla voidaan arvioida noninvasiivisesti valtimon happipitoisuutta sormenpäähän asetettavan anturin avulla. Alun perin fotopletysmografian sovelluksissa tutkittiin kahta eri aallonpituutta, mutta viime vuosina on kehitelty sovelluksia, joiden avulla voidaan tutkia samanaikaisesti useita eri aallonpituuksia sekä arvioida happisaturaation lisäksi muun muassa sydämen supistumistiheyttä, verenpainetta sekä verisuonien endoteeliin liittyviä toimintahäiriöitä. (Lemay ym. 2014.)

Fotopletysmografialla voidaan tutkia optisesti kudoksiin kohdistetun valon absorptio eli imeytymisen muutoksia sydämen toimintakierron eri vaiheiden aikana. Kudokseen kohdistetaan valoa, jonka heijastumista ja kulkeutumista voidaan analysoida tunnistimesta saatavan PPG-signaalin avulla. Valo voidaan kohdistaa kudoksen läpi, jolloin tunnistin on kudoksen toisella puolella tai vaihtoehtoisesti tutkia valon sirontaa sijoittamalla valonlähde ja tunnistin kudoksen samalle puolelle. Ihmisen kudoksen voidaan ajatella koostuvan useasta päällekkäisestä väliaineesta, joilla on oma absorptiokerroin sekä etäisyys suhteessa siihen kohdistettuun valoon. Tällöin sydämen supistumisesta lähtöisin oleva verisuonistossa etenevä pulssiaalto muokkaa verisuonta edustavan väliaineen optisia ominaisuuksia. (Lemay ym. 2014.)

PPG-signaalista määritetään tyypillisesti kaksi eri komponenttia, joista AC edustaa pulssiaallon aikana muuttuvaa valtimoveren absorptiosta aiheutuvaa signaalia ja DC taas kudosten, laskimoveren ja valtimoveren diastolista volyyymia kuvaavaa signaalin stabiilimpaa osaa. Kuvassa 3 esitellään synkronoidut EKG- ja PPG-signaalit komponentteineen. DC-komponentti määrittää pulssiaallon lähtökohdan eli alhaisimman pulssiaallon amplitudin (*engl. pulse foot*), joka voi muuttua hitaasti esimerkiksi hengityksen, verenkierron hermostollisen säätelyn ja elimistön lämmönsäätelyn seurauksena. AC-komponentin muutosten perusteella voidaan taas tehdä päätelmiä esimerkiksi määrittämällä pulssiaallon muodosta määrittämällä korkein amplitudi (*engl. pulse peak*) ja taajuudesta mittaamalla kahden pulssiaallon välinen aika (*engl. pulse time*). (Lemay ym. 2014.)

Pulssiaallon kulkeutumisaika (*engl. PTT, pulse transit time*) erottaa sykevälivaihtelun (*engl. HRV, heart rate variability*) ja pulssivälivaihtelun (*engl. PRV, pulse rate variability*) toisistaan. Pulssiaallon kulkeutumisaikaan vaikuttavat verisuonien volyymin muutokset sekä verenpaine. Pulssiaallon kulkeutumisajassa on osoitettu olevan vaihtelua, mitä voidaan mahdollisesti selittää hengityksen aiheuttaman rintakehän sisäisen paineen muutosten vaikutuksella verenkiertoon. (Gil ym. 2010; Schäfer & Vagedes 2013.)



KUVA 3. Tyypilliset synkronoidut EKG- ja PPG-signaalit (mukailtu Lemay ym. 2014).

Parak ja Korhonen (2014) tutkivat kahden fotopletysmografiaan perustuvan sydämen supistumistiheyttä arvioivan kaupallisen sovelluksen mittaustarkkuutta suhteessa EKG-menetelmään. Tutkimusprotokolla koostui istumisesta, makuulla olost, juoksusta, pyöräilystä sekä päivittäisistä aktiviteeteista. Fotopletysmografiaan perustuvat sovellukset arvioivat sydämen supistumistiheyttä tarkimmin kuormituksen aikana. Keskimäärin poikkeama oli 86-87 prosenttia ajasta 10 lyönnin sisällä, mitä voidaan luonnehtia tyydyttäväksi tarkkuustasoksi. Hetkelliset virheet saattoivat kuitenkin kasvaa suuriksi. (Parak & Korhonen 2014.)

PulseOn-rannekkeen tarkkuutta mallintaa sydämen supistumistiheyttä laboratorio-olosuhteissa ja ulkona liikkuen on myös arvioitu vertaamalla sitä sykevyön kautta kerättyyn vastaavaan dataan. Keskimäärin poikkeama oli 94,5 % ajasta 10 lyönnin sisällä absoluuttisen prosentuaalisen keskivirheen ollessa 3,4 % laboratoriossa mitattuna. Ulkona mitatut poikkeamat ja keskivirheet olivat vielä matalammat. (Delgado-Gonzalo ym. 2015.)

Gil ym. (2010) vertasivat fotopletysmografian kautta kerättyä pulssivälivaihtelua EKG-menetelmällä mitattuun sykevälivaihteluun muuttuvissa olosuhteissa. Aikataajuusmuuttujien korrelaatio oli hyvin korkea. Menetelmien väliltä löytyi kuitenkin pieniä eroja erityisesti HF-

taajuuskomponentin osalta. Fotopletysmografian avulla määritettyä pulssivälivaihtelua voidaan tutkimuksen tulosten perusteella käyttää mahdollisena korvaavana menetelmänä ainakin kallistuskoetta (istuma-asennosta pään alaspäin kallistaminen) vastaavissa muuttuvissa olosuhteissa.

Koska fotopletysmografiassa on kyse kompleksisesta valon etenemisen ja kudosten ominaisuuksien vuorovaikutuksesta, liittyy siihen myös paljon tekijöitä, jotka vaikuttavat signaalin laatuun. Signaalin havaisemiseen vaikuttavat sensorin geometria, kudokseen kohdistettu ja ympäristön valo, tunnistimen herkkyys sekä sensorin siirtyminen esimerkiksi liikkeessä. Lisäksi PPG-signaalin vaikuttavat biologiset tekijät kuten veren ominaisuudet ja ihon pigmentti sekä sydän- ja verenkiertoelimistön ominaisuudet kuten laskimoiden, valtimoiden sekä hiussuonien volyymi. (Lemay ym. 2014.)

Schäfer ja Vagedes (2013) tarkastelivat kokooma-artikkelissaan pulssivälivaihtelun tarkkuutta suhteessa EKG-menetelmällä mitattuun sykevälivaihteluun. Tarkkuustaso vaikuttaa olevan riittävä lepotilassa ja unen aikana mitattuna, mutta esimerkiksi hetkellisessä stressitilanteessa ja fyysisessä kuormituksessa epätarkkuus lisääntyy. Hetkellisen stressitilanteen ja fyysisen aktiivisuuden on havaittu vähentävän pulssiaallon kulkeutumisaikaa, joka taas voi johtua valtimoiden jäykkyyden lisääntymisestä. Pulssivälivaihtelun perusteella muodostetut parasympaattista aktiivisuutta kuvaavat muuttujat vaikuttavat olevan kaikista herkimpiä epätarkkuuksille. Pulssivälivaihtelun hyödyntämisessä tulee kiinnittää erityistä huomiota liikkeestä aiheutuvien virheiden korjaamiseen. (Schäfer & Vagedes 2013.)

3 FYSIOLOGISTEN ILMIOIDEN ARVIOINTI SYDÄMEN SUPISTUMISTIHEYDEN PERUSTEELLA

3.1 Hapen- ja energiankulutus

Sykkeen ja hapenkulutuksen väliltä on löydetty yhteyksiä jo reilusti yli vuosisata sitten. Fick'n yhtälön ($VO_2 = HR * V_s * (C_aO_2 - C_vO_2)$) mukaan hapenkulutus (VO_2) määräytyy sykkeen (HR), sydämen iskutilavuuden (V_s) sekä kudoksille päätyneen hapen eli valtimo-laskimo happieron ($C_aO_2 - C_vO_2$) tulona. Sykkeen ja hapenkulutuksen välillä on siis selkeä yhteys, joka ei ole kuitenkaan täysin suoraviivainen, sillä sydämen iskutilavuus sekä kudosten hapenkäyttökyky muokkaavat sitä. Jos iskutilavuuden ja valtimo-laskimo happieron käyttäytyminen on ennustettavissa ja toistuvaa, on mahdollista määrittää sykkeen ja hapen- ja energiankulutuksen välinen yhteys. (Green 2011.)

Hapen- ja energiankulutuksella on selkeä yhteys olosuhteissa, joissa happea on riittävästi saatavilla. Epäsuora kalorimetria (*engl. indirect calorimetry*) on menetelmä, jolla voidaan tutkia energiasubstraattien (hiilihydraatit, rasvat ja proteiinit) hapettumista ja niihin liittyvää energiankulutusta mittaamalla hengityskaasuista hapenkulutusta ja hiilidioksidin tuottoa. Epäsuora kalorimetria on yksi tärkeimmistä ja käytetyimmistä menetelmistä tutkia energiasubstraattien aineenvaihduntaa levossa ja kuormituksessa. Sen avulla voidaan laskea hengitysosamäärä (*engl. RER, respiratory exchange ratio*), joka määritetään hiilidioksidin tuoton ja hapenkulutuksen suhteena edustaen arviota kudostason tapahtumista. Energiasubstraattien suhteelliset osuudet ja niihin liittyvä energiankulutus voidaan päätellä hengitysosamäärän perusteella biokemiaan perustuvien stoikiometristen yhtälöiden avulla, joita on kehitelty useiden tutkijoiden toimesta (mm. Frayn 1983; Jeukendrup & Wallis 2005; Peronnet & Massicotte 1991; Weir 1949). Energiasubstraattien käyttöön vaikuttavat useat tekijät kuten ruokavalio, sukupuoli ja kehonkoostumus sekä kuormituksessa intensiteetti ja kesto. Energiankulutus voidaan määrittää epäsuoran kalorimetrian avulla luotettavimmin alhaisen ja kohtuullisen intensiteetin kuormituksen aikana. Korkealla intensiteetillä (yli 75 % maksimaalisesta hapenottokyvystä) menetelmän validiteetti on kyseenalainen, sillä elimistön happo-emästasapainon muutokset vaikuttavat hengityskaasuihin ja vääristävät energiankulutuksen arviota. (Jeukendrup & Wallis 2005.)

Sydämen supistumistiheyden perusteella on ennustettu submaksimaalista ja maksimaalista hapenkulutusta sekä niihin pohjautuvaa energiankulutusta. Sykkeen ja hapenkulutuksen välinen suhde ei ole kuitenkaan lineaarinen tarkasteltaessa hyvin matalia tai korkeita intensiteettitasoja. Esimerkiksi pienet liikkeet voivat nostaa sykettä, mutta hapenkulutus pysyy kuitenkin suurinpiirtein samana. Maksimaalisen syketiedon puuttuminen ja sykkeen päiväkohtainen vaihtelu tuovat omat haasteensa hapen- ja energiankulutuksen ennustamiseen. Hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin on osoitettu olevan tyydyttävällä tasolla tarkasteltaessa ryhmiä – yksittäiset tulokset voivat kuitenkin heittää todellisista arvoista. (Achten & Jeukendrup 2003.)

Sykedataan pohjautuvista menetelmistä on tehty erilaisia arviointitutkimuksia, joissa on verrattu sydämen supistumistiheyden perusteella määritettyjä hapen- ja energiankulutuksia referenssimittareihin, joita ovat usein olleet hengityskaasuihin perustuva suoran hapenottokyvyn määrittäminen sekä energiankulutuksen määrittäminen epäsuoran kalorimetrian avulla. Montgomery ym. (2009) tutkivat Suunnon sykemittarin ennustamaa hapen- ja energiankulutusta juoksumattotestillä käyttäen referenssinä laboratoriossa mitattuja hengityskaasumuuttujia. Suunnon mittarin laskentamenetelmä perustuu muun muassa RR-intervallidataan sekä sen perusteella määritettyyn hengitysnopeuteen. Mittari arvioi tutkimuksessa hapenkulutuksen alakanttiin variaatiokerroimen (*engl. coefficient of variation*) ollessa noin 6 %. Energiankulutuksen variaatiokerroin oli vastaavasti 13 %. Keytel ym. (2005) taas kehittivät sykedataan pohjautuvan energiankulutusta ennustavan laskentamallin, jossa huomioidaan sukupuoli, ikä, paino sekä maksimaalinen hapenottokyky. Kyseisen mallin korrelaatiokerroin (*engl. correlation coefficient*) oli 0.913 ja ilman tietoa maksimaalisesta hapenottokyvystä vastaavasti 0.857. Keskihajonnat ja luottamusvälit olivat kuitenkin suuret. Mallia ehdotetaan käytettäväksi suurilla populaatioilla käsittelevissä tutkimuksissa. (Keytel ym. 2005.)

Hapenkulutuksella ja juoksunopeudella on myös havaittu olevan lineaarinen yhteys (Bassett & Howley 1997; Londree 1986). Esimerkiksi erään eliittijuoksijoilla tehdyn tutkimuksen perusteella sydämen supistumistaajuuden, juoksunopeuden sekä hapenkulutuksen välillä havaittiin erittäin vahva yhteys korrelaatiokerroimen ollessa yli 0.99 (Reis ym. 2011). Kun kerätään tietoa sydämen supistumistiheyden lisäksi juoksunopeudesta esimerkiksi GPS-

teknologian avulla, hapen- ja energiankulutuksen arviointi muuttuu entistä tarkemmaksi (Charlot ym. 2014).

3.2 Kestävyyssuorituskyky

Kestävyyssuorituskyky voidaan määritellä elimistön kykynä vastustaa väsymystä fyysisen kuormituksen aikana, jota määrittävät maksimaalinen hapenottokyky, pitkäaikainen aerobinen kestävyys, suorituksen taloudellisuus sekä hermolihasjärjestelmän suorituskykyisyys (Nummela 2007b). Kestävyyssuorituskyvyn mittarina on perinteisesti käytetty maksimaalista hapenottokykyä, joka kuvaa elimistön maksimaalista kykyä kuljettaa ja hyödyntää happea kuormituksessa. Maksimaalista hapenottokykyä rajoittavat mahdollisesti keuhkojen hapen diffuusiokapasiteetti, maksimaalinen sydämen minuuttitilavuus, perifeerinen verenkierto sekä työskentelevien lihasten metabolinen kapasiteetti. Kestävyyssuorituskykyä voidaan arvioida myös määrittämällä juoksuvauhti veren laktaattipitoisuuden eksponentiaalisessa nousukohdassa, joka huomioi myös suorituskyvyn taloudellisuuden. Edellä mainitun menetelmän on todettu ennustavan suorituskykyä kestävyysjuoksussa tarkemmin kuin maksimaalisen hapenottokyvyn. (Bassett & Howley 1997.)

Sydämen supistumistiheyteen liittyvää tietoa on hyödynnetty myös kestäväyysuorituskyvyn arvioinnissa ja ennustamisessa. Suorituksen aikaisen sydämen supistumistiheyden on havaittu laskevan kestävyysharjoittelun myötä submaksimaalisessa kuormituksessa. Lisäksi sykeväli-vaihtelumuuttujien on havaittu kuvastavan lisääntyntä parasymptaattista aktiivisuutta kestävyyskyvyn parantuessa. (Buchheit ym. 2010.)

Kuntojuoksijoiden useiden sykemuuttujien (mm. leposyke, kuormitusyke, aikatasomuuttujat ja sykkeen palautuminen) yhteyttä verrattiin kestäväyysuorituskyvyn muutoksiin, joita mitattiin maksimaalisella juoksunopeudella sekä 10 kilometrin juoksuun käytetyllä ajalla 8 viikon interventiotutkimuksessa. Tutkimuksessa löydettiin korrelaatioita ($r > 0.60$) sykeväli-vaihtelun aikatasomuuttujien (logaritminen RMSSD) sekä maksimaalisen juoksunopeuden ja 10 kilometrin juoksuajan välillä. Lisäksi submaksimaalinen kuormitusyke laski sekä sykkeen palautumiseen kulunut aika väheni. (Buchheit ym. 2010.)

Vesterinen ym. (2013) puolestaan tutkivat 28 viikon mittaisessa interventiotutkimuksessa kuntojuoksijoiden yön aikana mitatun sykevälivaihtelun aika- ja taajuustasomuuttujien sekä kestävyysuorituskyvyn muutosten yhteyttä. Ensimmäiset 14 viikkoa käytettiin perusharjoitteluun, jonka aikana sykemuuttujissa ei havaittu merkittäviä muutoksia. Jälkimmäinen 14 viikkoa harjoiteltiin intensiivisesti, mikä näkyi myös useiden sykevälivaihtelumuuttujien yhteytenä maksimaaliseen juoksunopeuden parantumiseen ($r=0.48-0.75$). Tutkimuksessa havaittiin myös lähtötason sykevälivaihtelun ennustavan hyvää adaptaatiokykyä, jota voidaan mahdollisesti selittää paremmalla kyvykkyydellä selviytyä harjoituskuormasta ja sen aiheuttamasta väsymyksestä.

Kestävyysuorituskyvyn kehitystä voidaan arvioida keräämällä dataa harjoituksen aikaisesta kuormitusyykkeestä ja juoksunopeudesta sekä sykkeen palautumisesta. Vesterinen ym. (2014) kehittivät sykkeeseen ja juoksunopeuteen perustuvan indeksin, joka korreloi merkitsevästi suhteessa kestävyysuorituskyvyn muutoksiin, joita mitattiin maksimaalisena ja submaksimaalisena juoksunopeutena sekä maksimaalisena hapenottokykynä. Kilpapyöräilijöille tehdyssä tutkimuksessa puolestaan havaittiin, että kestävyysuorituskyky, jota mitattiin 40 kilometrin testiajolla, parantui 4 viikon ajanjakson aikana enemmän koehenkilöjoukolla, jolla sykkeen palautuminen harjoituksen jälkeisen minuutin aikana laski alhaisemmalle tasolle. (Lamberts ym. 2010.)

3.3 Laktaatti- ja ventilaatiokynnykset

Aerobista kestävyyttä voidaan kuvata määrittämällä laktaatti- ja ventilaatiokynnyksiä, jotka perustuvat kuormituksen aikaisen energia-aineenvaihdunnan muutoksiin. Kynnyksiä hyödynnetään kestävyysharjoittelun tehon kontrolloinnissa. Aineenvaihdunnan muutoksia voidaan seurata mittaamalla veren laktaattipitoisuutta ja hengityskaasuja. Suoritustehon kasvaessa anaerobinen energiantuotto lisääntyy, jolloin syntyy lopputuotteena maitohappoa, joka taas hajoaa laktaatti- ja vetyioneiksi. Lisääntynyt vetyionien määrä lisää elimistön happamuutta heikentäen lihasten suorituskykyä, jota pyritään estämään bikarbonaatin puskurointimekanismeilla sekä poistamalla hiilidioksidia hengitys- ja verenkiertoelimistön tehostuneen toiminnan avulla. Laktaattikynnys määritetään yleensä kohtaan, jossa suoritus-
tehon lisäys ensimmäistä kertaa nostaa laktaattipitoisuuden perustason yläpuolelle. Samaan

aikaan saavutetaan yleensä ensimmäinen ventilaatiokynnys uloshengitysilman tilavuuden kasvaessa epälineaarisesti suhteessa hapenkulutukseen, jonka selitetään aiheutuvan maitohapon puskuroinnin kautta tapahtuvasta hiilidioksidin tuoton kasvusta. Jossain vaiheessa vedyn puskurointi ja laktaatin eliminaatio eivät enää tapahdu yhtä nopeasti kuin anaerobinen energiantuotto niitä kerryttää elimistöön, jolloin veren laktaattipitoisuus alkaa nousta melko jyrkästi. Useimmiten samaan aikaan ventilaatio lisääntyy suhteessa hapenkulutukseen ja hiilidioksidin tuottoon, jolloin puhutaan respiratorisesta kompensaatiokynnyksestä. (Nummela 2007b.)

Kynnysten tarkan määrittelyn sekä niiden fysiologisen taustan osalta ei olla päästy yhteisymmärrykseen tiedemaailmassa (Peinado ym. 2014). Esimerkiksi Faude ym. (2009) löysivät 25 erilaista laktaattikynnyksen määritelmää. Laktaattikynnykset voidaan luokitella kuuluvan aerobisen tai anaerobisen kategorian alle. Aerobiseen kategoriaan kuuluva määritelmä on esimerkiksi joku tietty kohta suhteessa laktaatin nousuun perustasosta, mikä joissakin julkaisuissa on määritelty absoluuttisena arvona (esimerkiksi 0,5 mmol/l). Anaerobiseen kategoriaan kuuluvia määritelmiä ovat esimerkiksi laktaatin toinen jyrkkä nousukohta tai käyrän tangentin kulman absoluuttinen arvo. (Faude ym. 2009.) Toinen ventilaatiokynnys asettuu todennäköisesti samaan kohtaan anaerobisen laktaattikynnyksen kanssa. Ventilaation säätelymekanismit kuormituksen aikana eivät ole vielä täysin selvillä, joten olisi suositeltavaa käyttää hengityskaasujen lisäksi myös muita mitattavia muuttujia kuten plasman katekoliamiinipitoisuuksia, lihasten sähköistä aktiivisuutta sekä eräitä entsyymipitoisuuksia anaerobisen kynnyksen määrittämisen tukena. (Peinado ym. 2014.) Suomessa aerobinen kynnys määritetään aerobisen laktaattikynnyksen ja ensimmäisen ventilaatiokynnyksen yhdistelmänä. Anaerobiseksi kynnykseksi kutsutaan taas laktaattipitoisuuden toista jyrkkenaluetta sekä hengityskaasujen perusteella määritettyä respiratorista kompensaatiokynnystä. (Nummela 2007a; 2007b.)

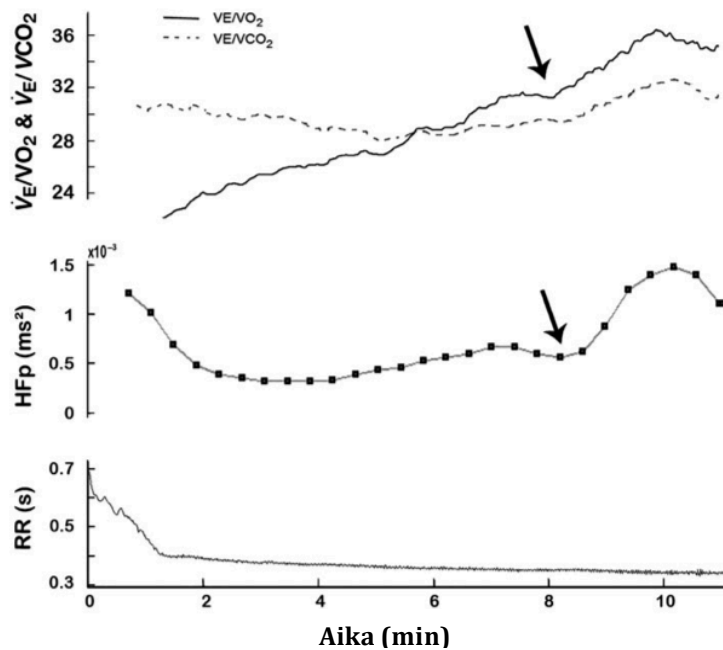
Anaerobista kynnystä on myös arvioitu kuormitusintensiteetin ja -sykkeen välisen nousukohdan perusteella. Kuormitussykkeen hyödyntämisestä anaerobisen kynnyksen määrittämisessä on kuitenkin kiistelty, eivätkä useat tutkijat suosittelle sen käyttöä. (Peinado ym. 2014.) Viime vuosina on löydetty yhteyksiä myös sykevälivaihtelumuuttujien ja eri kynnysten väliltä (Cassirame ym. 2014; Cottin ym. 2006; Garcia-Tabar ym. 2013; Karapetian ym. 2008;

Mourot ym. 2014). Taulukossa 4 esitellään tutkimuksia, joissa on tarkasteltu, voidaanko laktaatti- ja ventilaatiokynnyksiä tunnistaa sykevälivaihteludatan pohjalta.

TAULUKKO 4. Laktaatti- ja ventilaatiokynnysten tunnistaminen sykevälivaihteludatasta.

| Sykevälivaihteludata | Tutkimuskohde | Kuvaus | Lähde |
|---|--|--|-----------------------|
| Aikataajuusmenetelmä: HF ajan funktiona | Tarkasteltiin molempia ventilaatiokynnyksiä, mutta ainoastaan VT2 pystyttiin tunnistamaan ($r=0.91$) | Kenttätesti hiihtoalppinisteilla ($n=9$) | Cassirame ym. 2014 |
| Aikataajuusmenetelmä: HF * HF huippuarvo ajan funktiona | Tunnistettiin molemmat ventilaatiokynnykset ($r=0.92-0.97$) | Laboratoriotesti polkupyöraergometrilla kokeneilla triathlonisteilla/pyöräilijöillä ($n=11$) | Cottin ym. 2006 |
| Poincaré-hajontakuvio: SD1 | Tunnistettiin aerobiset ja anaerobiset laktaattikynnykset ($r=0.65-0.88$) | Laboratoriotesti polkupyöraergometrilla kansainvälisen tason pyöräilijöillä ($n=12$) | Garcia-Tabar ym. 2013 |
| Aikatasomenetelmä: SDNN ja MSD (<i>engl. mean successive difference</i>) | Tunnistettiin ensimmäinen ventilaatio- ja aerobinen laktaattikynnys ($r=0.82-0.89$) | Laboratoriotesti polkupyöraergometrilla aikuisilla ($n=24$) | Karapetian ym. 2008 |
| Useita aikataajuusmenetelmiä (esim. HF * HF huippuarvo ajan funktiona, HF jaettuna hengityksen ja liikkeen komponentteihin) | Tunnistettiin toinen ventilaatiokynnys ($r=0.472-0.903$) | Laboratoriotesti rullahiihtäen juoksumatolla hiihtoalppinisteilla ($n=16$) | Mourot ym. 2014 |

Kuvassa 4 esitellään esimerkki aikataajuusmenetelmän avulla määritetystä toisesta ventilaatiokynnyksestä. Anaerobinen laktaattikynnys ja toinen ventilaatiokynnys ovat olleet tutkimuksissa parhaiten ennustettavissa. Sitä voidaan selittää kynnysten sijoittumisella korkeammalle intensiteettitasolle, jolloin autonomiset vasteet ovat myös helpommin havaittavissa (Cassirame ym. 2014). Aerobisen laktaattikynnyksen ja Poincaré- sekä aikatasosykevälivaihtelumuuttujien väliltä on löytynyt myös yhteyksiä. Aerobinen laktaattikynnys sekä ensimmäinen ventilaatiokynnys sijoittuvat kohtuullisen tason intensiteetille (50-60 % maksimaalisesta hapenotto kyvystä), jonka ehdotetaan kuvaavan autonomisen hermoston vagaalisen säätelyn vetäytymistä. (Garcia-Tabar ym. 2013; Karapetian ym. 2008.)



KUVA 4. Erään hiihtoalppinistin ventilatoriset ekvivalentit ($\dot{V}_E/\dot{V}O_2$ ja $\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$ eli ventilaation suhde hapenkulutukseen ja hiilidioksidin tuottoon), sykevälivaihtelun HF-taajuuskomponentti sekä RR-intervallien kesto kuvattuna samanaikaisesti ajan funktiona uupumukseen asti suoritettussa nousevan kuormituksen testissä. Nuolet kuvaavat hengityskaasu- ja sykevälivaihtelumuuttujien perusteella määritettyä toista ventilaatiokynnystä. (Mukailtu Cassirame ym. 2014.)

Kokonaissykevälivaihtelu taajuustasomuuttujilla mitattuna vähenee kuormituksessa, kun intensiteettiä nostetaan. Kun kuormitusintensiteetti on kohtalainen, sykevälivaihtelun spektraalisista komponenteista LF on yleisempi kuin HF. Kun kuormitusintensiteettiä nostetaan kovaksi, HF komponentti on yleisempi kuin LF. Ilmiötä selitetään kertahengitystilavuuden ja hengitysfrekvenssin kasvusta johtuvalla mekaanisella palautemekanismilla, joka vaikuttaa sinussolmukkeeseen lisäämällä sydänlihassolujen spontaania depolarisaatiota. (Cottin ym. 2006; Karapetian ym. 2008.) Taajuustasokomponenttien muutokset ovat siis ennemminkin riippuvaisia ventilaatiosta kuin laktaatista, jolloin laktaattikynnysten ja sykevälivaihtelumuuttujien taajuuskomponenttien vertaamisessa on omat rajoitteensa (Mourot ym. 2014).

3.4 Stressi

Stressillä tarkoitetaan tilannetta, jossa yksi tai useampi stressiärsyke aiheuttaa yksilössä vastustus- ja sietokyvyn ylittävän reaktion (Mattila 2010). Stressitekijät voidaan jakaa kahteen eri osa-alueeseen: psykososiaalisiin ja biogeenisiin. Psykososiaaliset stressitekijät liittyvät yksilön kognitiivisiin kokemuksiin. Autonominen hermosto onkin vahvasti yhteydessä tunteisiin: kardiovaskulaarisia vasteita havaitaan muun muassa negatiivisten, positiivisten sekä yllättymiseen ja motivaatioon liittyvien tunteiden osalta. Esimerkiksi sydämen sykintätaajuus kasvaa vihan, ahdistuneisuuden, nolostumisen, itkun, ilahtumisen ja yllättymisen yhteydessä, kun se taas laskee passiivisten tunteiden kuten surun ja kiintymyksen aikana. (Everly & Lating 2013, 7; Kreibig 2010.) Biogeeniset stressitekijät liittyvät taas sympaattista hermostoa stimuloiviin aineisiin eli sympatomiteetteihin, joita erittyy esimerkiksi hyvin korkeissa ja matalissa lämpötiloissa, raskaassa fyysisessä kuormituksessa ja lisäksi niitä löytyy myös muun muassa kahvista ja teestä. Biogeeniset stressitekijät voivat siis aiheuttaa stressiin liittyviä fysiologisia oireita ilman psykologista kokemusta. (Everly & Lating 2013, 7.)

Stressiä voidaan arvioida psykologisilla arviointitutkimuksilla sekä fysiologisiin vaikutuksiin perustuvilla mittareilla. Yleisimpiä fysiologisiin vaikutuksiin perustuvia mittareita ovat (Everly & Lating 2013, 107-112):

- elektrodermaaliset (*engl. electrodermal*): perustuvat ihon sähkönjohtavuuden ja pienten hikirauhasten toimintaan
- elektromyografiset (*engl. electromyographic*): perustuvat lihasten sähköiseen toimintaan (stressin yhteydessä tutkitaan erityisesti otsalihaksia ja epäkäslihasta)
- kardiovaskulaariset (*engl. cardiovascular*): perustuvat sydämen ja verisuonien toimintaan (syke, verenpaine, ääreisverenkierto)
- neuroendokriiniset (*engl. neuroendocrine*): stressin seurauksena erittyvien katekoliamiinien eli nonadrenaliinin ja adrenaliinin pitoisuuksien määrittäminen
- endokriiniset (*engl. endocrine*): stressin seurauksena erittyvän kortisolin pitoisuuden määrittäminen

Stressin ja sykevälivaihtelun väliltä on löydetty yhteyksiä, joiden ehdotetaan johtuvan autonomisen hermoston toimintaan liittyvistä muutoksista. Stressin tunnistaminen on tärkeää, sillä esimerkiksi huono unen laatu ja siihen liittyvä heikko palautuminen edellisen päivän

stressitekijöistä voivat ennustaa sydän- ja verisuonitautien puhkeamista. (Hynynen ym. 2011; Uusitalo ym. 2011.) Jos sykevälivaihtelu laskee merkittävästi, kannattaa pysähtyä miettimään, mitä tilanteelle voisi tehdä. Esimerkiksi ajan järjestäminen rentoutumista tai fyysistä harjoittelua varten, stressin syiden tunnistaminen tai osallistuminen stressinhallintakoulutukseen voisivat olla toimivia vaihtoehtoja. (Uusitalo ym. 2011.)

Sykevälivaihtelua voidaan hyödyntää sekä hetkelliseen että krooniseen stressiin liittyvän rasituksen mittaamisessa. Stressin analysoimiseen sykevälivaihtelun avulla on hyödynnetty taajuustasomuuttujia HF ja LF sekä niiden välistä suhdetta. (Sharma & Gedeon 2012). Niiden lisäksi tutkimuksissa on myös käytetty aikatasomuuttujia (Hynynen ym. 2011) sekä epälineaarisia muuttujia (Melillo ym. 2011). Sykevälivaihtelun ohella muun stressiin liittyvän tiedon hyödyntäminen lisää ymmärrystä ihmisen stressitilanteesta ja siihen vaikuttavista tekijöistä. Eri mittaustietojen yhdistäminen (esimerkiksi fysiologiset mittarit ja arkipäivän tapahtumat) voi auttaa ihmisiä tekemään tulkintoja omista stressin ja siitä palautumiseen liittyvistä toimintamalleista (Kocielnik ym. 2013).

Hynynen ym. (2011) tutkimuksessa tarkasteltiin itseraportoidun stressin, stressihormonien (adrenaliini, noradrenaliini ja kortisoli) ja sykevälivaihtelun aika- ja taajuustasomuuttujien yhteyttä unen ja ortostaattisen testin aikana. Ortosaattinen testi suoritettiin aamulla heräämisen jälkeen ensin istumalla 5 minuutin ajan ja sen jälkeen nousemalla seisontasentoon 3 minuutin ajaksi. Koehenkilöt jaettiin itseraportoidun stressikyselyn perusteella kahteen ryhmään alhaisen ja korkean stressitason mukaan. Ryhmien väliltä ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä eroja unen aikana mitatuissa sykevälivaihtelumuuttujissa, mutta selkeitä eroja havaittiin useissa muuttujissa ortostaattisen testin aikana: stressioireita kokevan ryhmän sykevälivaihtelu oli alhaisempaa iästä tai sukupuolesta riippumatta (taulukko 5). Lisäksi stressioireita kokevalla ryhmällä sykevälivaihtelu laski selkeästi enemmän unen ja ortostaattisen testin välisenä aikana. Hormonipitoisuuksissa ei löydetty eroja ryhmien välillä. Akuutissa psyykkisessä stressissä hormonipitoisuudet vaikuttavat nousevan, mutta ne saattavat kääntyä laskusuuntaan kroonisessa tilassa. (Hynynen ym. 2011.)

TAULUKKO 5. Alhainen ja korkean itseraportoidun stressitason omaavien henkilöiden sykevälivaihtelumuuttujat ortostaattisen testin seisomisvaiheen aikana (mukailtu Hynynen ym. 2011).

| | Alhainen stressitaso (N = 40) | Korkea stressitaso (N = 59) | P-arvo |
|------------------------|-------------------------------|-----------------------------|--------|
| HR (bpm) | 83 ± 14 (78–87) | 88 ± 13 (85–92) | 0.132 |
| SDNN (ms) | 64 ± 25 (57–71) | 42 ± 19 (36–48) | <0.001 |
| RMSSD (ms) | 25 ± 17 (21–29) | 14 ± 9 (11–17) | 0.001 |
| TP (ms ²) | 2,030 ± 2,155 (1,534–2,526) | 855 ± 1,013 (443–1,267) | 0.005 |
| LFP (ms ²) | 1,846 ± 1,895 (1,398–2,294) | 797 ± 954 (430–1,164) | 0.007 |
| HFP (ms ²) | 236 ± 573 (119–354) | 58 ± 91 (–38–154) | 0.017 |
| CVRRI (%) | 8.6 ± 3.1 (7.8–9.5) | 6.0 ± 2.6 (5.3–6.8) | <0.001 |

HR sykkeen keskiarvo, SDNN RR-intervallien keskihajonta, RMSSD peräkkäisten RR-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri, TP taajuusalueiden kokonaisvariassi, LFP LF-taajuusalueen variassi, HFP HF-taajuusalueen variassi, CVRRI RR-intervallien variaatiokerroin.

Uusitalo ym. (2011) taas tutkivat stressireaktioita työympäristössä vertaamalla kroonista työstressiä sekä tunteita arvioivia itseraportoituja kyselytuloksia useisiin sykevälivaihtelumuuttujiin, jotka perustuivat aika-, taajuustaso- sekä epälineaarisiin menetelmiin. Tutkimustulosten perusteella itseraportoitujen kyselytulosten kautta mitattu krooninen stressi oli yhteydessä alhaiseen vagaaliseen sekä mahdollisesti myös kohonneeseen sympaattiseen aktiivisuuteen päivällä ja työaikana.

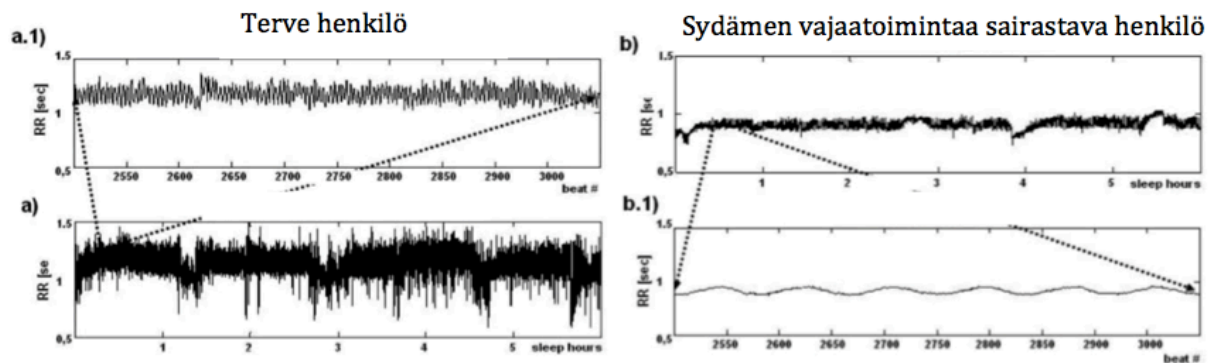
Kognitiivisten kokemusten lisäksi fyysinen kuormitus voi kasvattaa elimistön stressikuormaa. Jos elimistön kuormitusta jatketaan ilman riittävää lepoa, mikä on riskinä erityisesti urheilijoilla, voi keho päätyä ylläsiirustilaan (*engl. overreaching*). Kun tilanne jatkuu useita kuukausia, puhutaan ylikunnosta (*engl. overtraining syndrome*). Autonominen hermosto on tärkeässä roolissa ylikunnon ja siihen liittyvien oireiden kehittymisessä. Viikottaisen ja päivittäisen voimakkaan fyysisen kuormituksen on todettu vähentävän autonomisen hermoston vagaalista ja lisäävän sympaattista aktiivisuutta. Yleensä lyhytaikaisesta voimakkaasta fyysisestä kuormituksesta palautuu, jonka jälkeen vagaalinen aktiivisuus lisääntyy ja suorituskyky kasvaa, jolloin puhutaan funktionaalista ylläsiirustesta. Ylikunnon merkkejä ovat pitkäaikainen suorituskyvyn lasku, huono palautumiskyky sekä sydämen toimintaan liittyvät poikkeavuudet. Koska ylikunnolla on selkeä yhteys autonomisen hermoston toimintaan, on sen kehittymistä pyritty tutkimaan sydämen supistumistiheyden avulla. (Kiviniemi ym. 2014.)

Ylirasitus ja ylikunto on yhdistetty sydämen supistumistiheydessä tapahtuviin muutoksiin. Esimerkiksi leposykkeen ja submaksimaalisen kuormitusyökköön nousun, maksimisyökköön laskun, sykköön palautumisen hidastumisen sekä sykevälivaihtelun vähenemisen on ehdotettu olevan yhteydessä elimistön kuormitustilaan. Edellä mainittujen muuttujien osalta ei tutkimuksissa ole kuitenkaan löytynyt kuin melko pieniä muutoksia, mikä rajoittaa niiden kliinisiä käyttömahdollisuuksia. (Bosquet ym. 2008.) Esimerkiksi Kiviniemen ym. (2014) tutkimuksessa päädyttiin alkuperäisen hypoteesin vastaisiin lopputuloksiin. Sykevälivaihtelun aika- ja taajuustasomuuttujien eroja tutkittiin urheilijoilla, joilla oli diagnosoitu ylikuntotila verrattuna terveeseen kontrolliryhmään. Tutkimuksessa ei löytynyt merkitseviä eroja ryhmien välillä. Kun verrattiin henkilötasolla kokonaissykevälivaihtelua ja vagaalista aktiivisuutta kuvaavia sykevälivaihtelumuuttujia, huomattiin itse asiassa parasympaattisen aktiivisuuden olevan suhteellisesti voimakkaampaa ylikuntoryhmään kuuluvilla koehenkilöillä. Funktionaalisen ja ei-funktionaalisen ylirasituksen sekä ylikunnon ymmärtäminen vaatiikin sydämen supistumistiheyden muutosten lisäksi muiden objektiivisten mittareiden käyttöä sekä oireiden tunnistamista (Bosquet ym. 2008).

3.5 Uni

Autonominen hermosto säätelee myös unta, jota voidaan tutkia leposykkeen, aika- ja taajuustaso- sekä epälineaaristen sykevälivaihtelumuuttujien avulla. Uni voidaan jakaa REM (*engl. rapid eye movement*) ja NREM (*engl. non-rapid eye movement*) -vaiheisiin. NREM-uni taas jaetaan usein vielä kevyeen (NREM1 ja NREM2) ja syvään uneen (NREM3). REM-unen aikana on havaittu sykevälivaihtelumittauksissa sympaattisen aktiivisuuden hallitsevuutta ja vagaalisen aktiivisuuden vetäytymistä, kun taas NREM-unen aikana tapahtuu päinvastainen etenevä ilmiö. Lisäksi sydämen supistumistiheys on korkeampi (jopa korkeampi kuin hereillä) REM-unen aikana verrattuna NREM-uneen. Unen ja autonomisen hermoston välinen yhteys on kaksisuuntainen: autonomisen hermoston toiminnan muutokset heijastuvat unen säätelyssä sekä unihäiriöt taas vastaavasti voivat muuttaa merkittävästi sydämen kautta välittyvää autonomisen hermoston säätelyä. Sykevälivaihtelua voidaan siis hyödyntää unihäiriöiden arvioinnissa. Esimerkiksi uniapneaa ja unettomuutta potevilla on havaittu sekä päivä- että yöaikaan kokonaisvaihtelun laskua sekä korkeampaa sympaattista ja matalampaa vagaalista aktiivisuutta verrattuna kontrolliryhmiin. (Tobaldini ym. 2013; Stein & Pu 2012.)

Yön aikana mitatun sykevälivaihtelun avulla voidaan myös tutkia autonomisen hermoston ja eri sairauksien välistä yhteyttä. Kuvassa 5 esitellään unen aikana mitattuja RR-intervalleja terveellä ja sydämen vajaatoimintaa sairastavalla. Sekä pitkän että lyhyen aikavälin sykevälivaihtelun dynamiikka poikkeavat toisistaan huomattavasti. (Bianchi ym. 2010.)



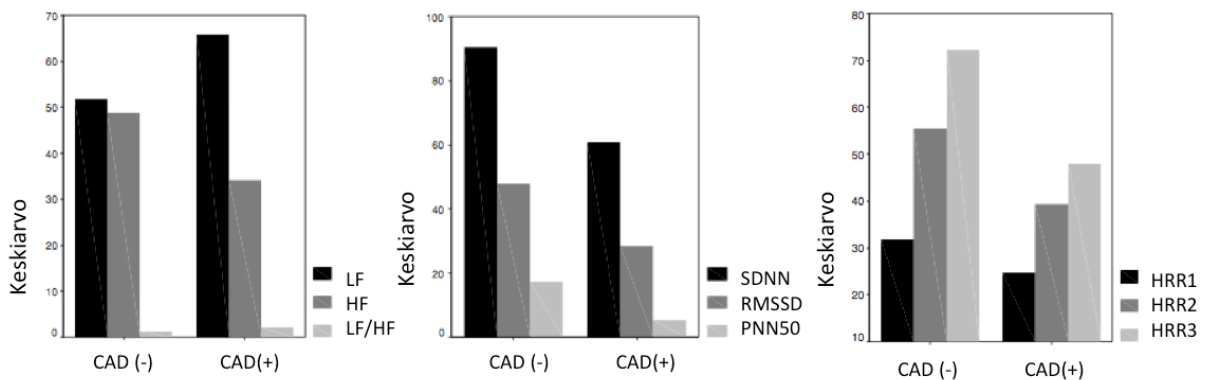
KUVA 5. Unen aikana mitatut RR-intervallit a) terveellä ja b) sydämen vajaatoimintaa sairastavalla henkilöllä. a) ja b) kuvaavat 6 tunnin nauhoitusta sekä a.1) ja b.1) lyhyempikestoista 500 lyönnin aineistoa. (Mukailtu Bianchi ym. 2010.)

Sykevälivaihtelun käyttämisessä fysiologisen ja patologisen unen arvioinnissa on kuitenkin omat rajoitteensa. Esimerkiksi uniapneaa tutkittaessa kannattaa huomioida, että hengityskatkokset, jalan liikkeet sekä heräämiset vaikuttavat keinotekoisesti sykevälivaihteluanalyysiin ja tulosten luotettavuuteen. (Tobaldini ym. 2013.) Yleinen ongelma sykevälivaihtelun käytössä on myös muuttujien hyväksyminen autonomisen hermoston toiminnan mittareiksi ilman tarkempia sydämen supistumistiheyteen liittyvien mallien tutkimista (Stein & Pu 2012). Uusien epälineaaristen menetelmien käyttö perinteisten analyysimenetelmien ohella voisi auttaa lisäämään ymmärrystä pitkän aikavälin kompleksisuuden dynamiikasta (Bianchi ym. 2010). Sykevälivaihtelun käyttö uneen liittyvissä kliinisissä sovelluksissa onkin vielä lapsenkengissä, mutta sen hyödyntämisessä olisi valtavasti potentiaalia (Stein & Pu 2012).

3.6 Sairaudet

Sydämen supistumistiheyden autonomisen hermoston aktiivisuutta kuvaavien muuttujien on havaittu stressin ja unihäiriöiden lisäksi olevan yhteydessä useisiin sairauksiin kuten sydän- ja verisuonitauteihin (Akyuz ym. 2014; Carnethon ym. 2012; Evrengul ym. 2006; Thayer ym. 2010), immuunijärjestelmän toimintahäiriöihin (Hellard ym. 2011; Thayer & Sternberg 2006) sekä mielenterveyshäiriöihin (Kemp ym. 2012). Sairauksien ja sykemuuttujien yhteyden selitetään johtuvan autonomisen hermoston epätasapainotilasta, jolloin se ei voi enää toimia joustavasti. Tyypillisesti epätasapainotilassa sympaattinen hermosto on hyperaktiivinen ja parasympaattinen vastaavasti hypoaktiivinen. Erityisesti vagaalista aktiivisuutta kuvaavien sykemuuttujien onkin todettu ennustavan kuolleisuutta useissa eri tutkimuksissa. Useissa sykevälivaihtelun ja kuolleisuuden yhteyttä tarkastelevissa tutkimuksissa on kontrolloitu muita tunnettuja riskitekijöitä kuten diabetesta ja korkeaa verenpainetta. Kuitenkin näyttöä löytyy myös siitä, että alhainen vagaalinen aktiivisuus olisikin edellä mainittujen riskitekijöiden syy eikä seuraus. (Thayer ym. 2010.)

Useissa tutkimuksissa on löytynyt viitteitä heikentyneen kuormituksen jälkeisen sykkeen palautumisen sekä sepelvaltimotaudin ja siihen liittyvien riskitekijöiden väliltä (Akyuz ym. 2014; Carnethon ym. 2012; Evrengul ym. 2006). Sepelvaltimotaudin vaikeusasteesta ei olla kuitenkaan yleensä pystytty tekemään johtopäätöksiä (Akyuz ym. 2014). Sykkeen palautumisen lisäksi sepelvaltimotautia on tutkittu aika- ja taajuusomuuksien avulla. Kuvassa 6 esitellään Evrengulin ym. (2006) sepelvaltimotaudin ja sykemuuttujien yhteyttä tarkastelevan tutkimuksen tuloksia. Sekä sykevälivaihtelun aika- (SDNN, RMSSD, PNN50) ja taajuusomuuksien (HF, LF, LF/HF) että sykkeen palautumisessa yhden, kahden ja kolmen minuutin aikana havaittiin merkitsevät erot sepelvaltimotautia sairastavilla verrattuna kontrolliryhmään. Sykkeen palautumisen ja LF- ja LF/HF-taajuuskomponenttien välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä negatiivinen korrelaatio sekä HF-taajuuskomponentin sekä aikatasomuuttujien SDNN, RMSSD ja PNN50 välillä vastaavasti positiivinen korrelaatio. (Evrengul ym. 2006.)



KUVA 6. Taajuus- (LF, HF, LF/HF) ja aikatasomuuttujat (SDNN, RMSSD, PNN50) sekä sykkeen palautuminen (HRR1, HRR2, HRR3; 1-3 kuvaavat minuutteja) keskiarvoina sepelvaltimotautia sairastavilla (CAD (+)) ja konrolliryhmällä (CAD (-)) (mukailtu Evrengul ym. 2006).

Autonomisen hermoston vagaalisen toiminnan on ehdotettu olevan myös yhteydessä ihmisen immuunijärjestelmän toimintahäiriöihin ja erilaisiin tulehdusprosesseihin. Selittävinä mekanismina on mahdollisesti eräiden tulehdusta edistävien sytokiinien vapautumisen inhibitio parasympaattisen aktiivisuuden ja sen pääasiallisen välittäjäaineen asetyylikoliinin lisääntymisen johdosta sekä vastaavasti sytokiinien vapautumisen lisääntyminen sympaattisen aktiivisuuden kasvaessa. Vagaalisen aktiivisuuden vähenemisen on osoitettu olevan yhteydessä tulehduksen lisääntymiseen, jota esiintyy esimerkiksi sydän- ja verisuonitautien, syövän, diabeteksen sekä Alzheimerin taudin yhteydessä. (Thayer & Sternberg 2006.)

Sykevälivaihtelua onkin ehdotettu pitkän aikavälin mittariksi kuvaamaan tulehdusta erilaisten sytokiinivälitteisten sairauksien osalta. Lisäksi sitä voisi olla mahdollista hyödyntää esimerkiksi diabetesta ja verenpainetautia sairastavilla tulehdusriskin seurantaan. (Huston & Tracey 2011.) Tulehduksen ja sykevälivaihtelun yhteyden tutkimisessa kannattaa kuitenkin kiinnittää huomiota käytettäviin muuttujiin. Esimerkiksi Haenselin ym. (2008) mukaan perinteisesti käytetyn vagaalista aktiivisuutta kuvaavan HF-muuttujan sijaan tulisi käyttää myös sympaattisen aktiivisuuden huomioivaa LF-muuttujaa sekä selvittää myös epälineaaristen menetelmien käytettävyyttä.

Hellard ym. (2011) tarkastelivat voidaanko eliittiuimareiden (n=18) sairastumisten kuten ylempien hengitysteiden ja keuhkojen infektioiden, lihaskiputilojen sekä erityyppisten muiden patologioiden ja sykevälivaihtelumuuttujien väliltä löytää yhteyksiä. Istuma-asennossa viikkoa edeltävältä ajankohdalta mitattujen parasympaattisten sykevälimuuttujien (HF-taajuuskomponentti ja Poincarén SD1) yhtäkkisen kasvun havaittiin olevan yhteydessä kohonneeseen riskiin sairastua ylempien hengitysteiden ja keuhkojen infektioidiin. Kyseinen ilmiö voidaan mahdollisesti selittää vagaalisen aktiivisuuden kautta välittyvällä suojelumekanismilla autonomisen hermoston tunnistaessa ensimmäisiä immuunivasteita liittyen tulehdus-ärsykkeisiin. Sairastumisten edetessä tutkimuksessa havaittiin istuma- ja seisoma-asennoissa mitattujen muuttujien perusteella sympaattisen aktiivisuuden lisääntymistä.

Kemp ym. (2012) selvittivät onko masennuksella ja siihen liittyvällä ahdistuneisuudella sekä traumaperäisellä stressillä yhteyttä sykevälivaihtelun aika-, taajuustaso- ja epälineaarisiin muuttujiin. Tutkimuksessa saatiin vahvaa näyttöä, että fyysisesti terveiden ja lääkkeitä käyttämättömien masennuspotilaiden sykevälivaihtelu oli alhaisempaa verrattuna kontrolliryhmään. Koehenkilöillä, joilla oli diagnosoitu sekä masennus että ahdistuneisuushäiriö, havaittiin suurimmat erot verrattuna kontrolliryhmään.

3.7 Sydämen supistumistiheyteen liittyvän tiedon hyödyntämisen haasteet ja mahdollisuudet

Sydämen supistumistiheyteen liittyvän tiedon avulla on arvioitu monia fysiologisia ilmiöitä. Hapen- ja energiankulutus, kestävyys- ja suorituskyky ja laktaatti- ja ventilaatiokynnykset ovat keskeisiä ilmiöitä fyysisessä kuormituksessa, kun taas stressi, uni ja sairaudet vaikuttavat ihmisen kokonaisvaltaiseen hyvinvointiin. Taulukkoon 6 on koottu edellä mainittujen fysiologisten ilmiöiden mittaamiseen käytettyjä sykemuuttujia sekä tarkasteltu sydämen supistumistiheyteen liittyvän tiedon hyödyntämisen haasteita ja mahdollisuuksia.

TAULUKKO 6. Fysiologisten ilmiöiden arviointi sydämen supistumistiheyden perusteella.

| Fysiologinen ilmiö | Sykemuuttujat | Haasteet | Mahdollisuudet |
|---|---|---|--|
| Hapen- ja energiankulutus | Lepo-, kuormitus- ja maksimisyke, juoksuvauhti | Epätarkkuus | Harjoitusintensiteetin seuranta, testaamisen helppous (ei tarvetta tehdä laboratoriossa) |
| Kestävyys suorituskyky | Lepo-, kuormitus- ja maksimisyke, sykkeen palautuminen, aika- ja taajuustasomuuttujat | Epätarkkuus, sopivan muuttujan valinta | Suorituskyvyn ennustaminen ja optimointi, kehityksen seuranta, testaamisen helppous (ei tarvetta tehdä laboratoriossa) |
| Laktaatti- ja ventilaatiokynnykset | (Kuormitusyke), aikatasomuuttujat, aikataajuusmuuttujat, SD1 | Epätarkkuus, kynnyksen määritelmistä ei konsensusta, laktaattikynnyksen fysiologinen perusta voi poiketa taajuusmuuttujien taustalla olevista mekanismeista | Harjoitusintensiteetin ohjelmointi kynnyksen perusteella, kehityksen seuranta, testaamisen helppous (ei tarvetta tehdä laboratoriossa) |
| Stressi | Lepo-, kuormitus- ja maksimisyke, aika- ja taajuustasomuuttujat, epälineaariset muuttujat | Epätarkkuus, muuttujien tulkinta (esim. ylirasituksen ja -kunnan tunnistaminen) | Hetkellisen ja kroonisen stressin tunnistaminen, liiallisen fyysisen ja psyykkisen kuormituksen sekä niihin liittyvien sairastumisten ennaltaehkäisy |
| Uni | Leposyke, aika- ja taajuustasomuuttujat, epälineaariset muuttujat | Epätarkkuus, muuttujien tulkinta, sydämen supistumistiheyden kompleksinen dynamiikka erityisesti unisairauksissa | Unen eri vaiheiden kuten syvän unen tunnistaminen, unisairauksien tutkiminen |
| Sairaudet | Sykkeen palautuminen, aika- ja taajuustasomuuttujat, epälineaariset muuttujat | Epätarkkuus, muuttujien tulkinta | Ennaltaehkäisy, elintapamuutosten seuranta, biopalaute hoitomuotona |

Sykemuuttujien mittaamiseen ja niiden pohjalta tehtyihin tulkintoihin liittyy monia epätarkkuutta aiheuttavia tekijöitä. Sydämen supistumistiheydessä on jo itsessään havaittu päivittäistä vaihtelua, joka on korkeimmillaan levossa ja matalilla intensiteeteillä ja taas vastaavasti matalimmillaan korkeilla intensiteeteillä (Lamberts & Lambert 2009). Sykkeen palautumista mitattaessa taas tulisi huomioida sitä edeltävän kuormituksen intensiteetti, sillä liian alhaisella

kuormitusintensiteetillä mittausten toistettavuus heikkenee (Arduini ym. 2011). Myös sykevälivaihtelun taajuusmuuttujien toistettavuudessa on havaittu lyhytkestoisissa mittauksissa variaatiota (Cipryan & Litschmannova 2013). RR-intervallidatan erilaiset editointi- ja virheenkorjauskäytännöt vaikeuttavat taas eri tutkimustulosten vertailua ja yhteisten viitearvojen luomista (Nunan ym. 2010). Sykevälivaihtelumuuttujien tulkinnassa tulisi ylipääntään huomioida niihin liittyvä kompleksisuus. Esimerkiksi hengityksen syvyys ja tiheys sekä verenpaineen muutokset voivat vaikuttaa merkittävästi muuttujiin, mikä pitäisi huomioida tehdessä tulkintoja autonomisen hermoston toiminnasta. (Quintana & Heathers 2014.) Mittaamiseen ja tulkintaan liittyvät haasteet selittänevät, miksi suuresta potentiaalista huolimatta sykevälivaihtelua ei olla otettu vielä kliiniseen käyttöön (Xhyheri ym. 2012).

Vaikka sydämen supistumistiheyden pohjalta voidaan tehdä monia tulkintoja esimerkiksi suorituskyvystä ja hyvinvoinnista, sykemuuttujat eivät kuitenkaan voi aina tarjota riittävän monipuolista kuvaa fysiologisista ilmiöistä. Sen takia esimerkiksi päivittäisten treenipäiväkirjojen, psykologisten kyselyiden sekä esimerkiksi helppojen suorituskykytestien yhdistäminen syke-seurantaan voi tarjota kokonaisvaltaisemman ratkaisun kestävyys-suorituskyvyn kehitystä tavoittelevan urheilijan tai kuntoilijan harjoitustilanteen tarkkailuun. (Buchheit 2014.) Voi olla hyvin haastavaa selvittää pelkkien sykemuuttujien avulla, mistä muutokset autonomisen hermoston toimintaa heijastelevissa arvoissa johtuvat – onko kyseessä esimerkiksi stressi, liiallisen treenaamisen aiheuttama ylikuormitus-tila vai alkava sydänsairaus? Muutosten syiden ymmärtämiseen tarvitaan myös muita täydentäviä mittareita ja työkaluja.

Sydämen supistumistiheyteen liittyvän tiedon hyödyntämisessä on kuitenkin myös valtavasti erilaisia mahdollisuuksia. Sen avulla on esimerkiksi onnistuttu optimoimaan kestävyys-suorituskykyä (Kiviniemi ym. 2007), ennustamaan ylempien hengitysteiden ja keuhkojen infektioiden puhkeamista (Hellard ym. 2011) sekä hoidettu korkea verenpainetta hengitysharjoituksia tekemällä (Lehrer & Gevirtz 2014). Lisäksi sykevälivaihtelua on myös mahdollista hyödyntää elintapainterventioiden etenemisen seurannassa. Esimerkiksi tupakoinnin lopettaminen, fyysisen aktiivisuuden lisääminen, painonpudotus, ruokavaliomuutokset, meditaatio ja positiiviset tunteet on yhdistetty sykevälivaihtelun lisääntymiseen. (Thayer ym. 2010.)

Sykevälivaihtelun biopalauteella (*engl. biofeedback*) tarkoitetaan psykologista itsesäätelyn kautta tapahtuvaa terapiamenetelmää, jonka avulla ihminen voi oppia optimoimaan autonomiseen hermostoon vaikuttavia toimintoja (Climov ym. 2014). Esimerkiksi yhdistämällä hengitysharjoitukset sykevälivaihtelun biopalauteeseen on mahdollista vaikuttaa sydämen ja verenkiertoelimistön refleksireaktioihin ja parantaa autonomisen hermoston joustavuutta ja palautumista stressireaktioista. Alustavaa näyttöä löytyy jo siitä, että sykevälivaihtelun kautta saatu biopalaute vähentäisi esimerkiksi astmaan, maha- ja suolistosairauksiin, sydän- ja verisuonitauteihin, fibromyalgiaan, korkeaan verenpaineeseen sekä krooniseen lihaskipuun liittyviä oireita. (Gevirtz 2013.)

4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, miten tarkasti maksimaalista hapenottoa ja energiankulutusta voidaan arvioida optisen sensoriteknologian avulla kerätyn pulssi- sekä matkapuhelimella mitatun GPS-datan pohjalta.

Tutkimuskysymys 1: Kuinka tarkasti optisen sensoriteknologian avulla kerätyn pulssidatan sekä matkapuhelimella mitatun juoksuvauhdin pohjalta voidaan arvioida maksimaalista hapenottoa ($V_{O_{2max}}$) yhden yli 20 minuutin pituisen suorituksen perusteella?

Tutkimuskysymys 2: Kuinka tarkasti optisen sensoriteknologian avulla kerätyn pulssidatan pohjalta voidaan arvioida energiankulutusta juoksumatolla suoritettavan nousevan kuormituksen testin aikana?

Firstbeat on havainnut omissa tutkimuksissaan sykedatan ja juoksuvauhdin perusteella arvioidun maksimaalisen hapenottoa absoluuttisen prosentuaalisen keskivirheen (*engl. MAPE, mean absolute percentage error*) olevan noin 5 % (Firstbeat Technologies Ltd 2014). Firstbeatin menetelmää on tarkasteltu muun muassa Brennerin ym. (2011) ja Paanasen ym. (2011) opinnäytetöissä, joissa havaittiin keskivirheen olevan 4 ja 8 prosentin välillä juoksuradalla ja maastossa suoritetuissa testeissä. Tarkin arvio (keskivirhe -4,3 %) saavutettiin Brennerin ym. (2011) tutkimuksessa radalla juostessa ja käyttämällä maksimaalisen hapenottoa arvioinnissa tietoa koehenkilöiden todellisista maksimisykkeistä.

Sydämen supistumistiheyden perusteella arvioidun energiankulutuksen tarkkuus on maksimaalista hapenottoa heikompi. Esimerkiksi Montgomery ym. (2009) tutkivat Suunnan sykemittarilla arvioidun hapen- ja energiankulutuksen tarkkuutta nousevan kuormituksen juoksumattotestissä. Tutkimuksessa hapenkulutuksen arvion variaatiokerroin (*engl. CV, coefficient of variation*) oli noin 6 % ja energiankulutuksen vastaavasti 13 %. Firstbeatin sykevälivaihteluun ja sen perusteella muun muassa hengitystiheyden määrittämiseen perustavalla menetelmällä arvioidun energiankulutuksen absoluuttisen keskivirheen tarkkuustaso

asettuu 7 ja 11 prosentin välille (Firstbeat Technologies Ltd 2012). Tutkimuksissa on raportoitu myös epätarkempia tuloksia sykepohjaisten menetelmien energiankulutuksen arvioinnin virheen ollessa jopa 20 prosenttia (Achten & Jeukendrup 2003).

Aiheeseen liittyvät aikaisemmat tutkimukset perustuvat sykevyön kautta kerättyyn dataan, eikä optisen sensoriteknologian hyödyntämisestä hapen- ja energiankulutuksen arvioinnissa löydy aikaisempaa tutkimustietoa. Tämän tutkimuksen hypoteesit määritettiin edellä käsiteltyihin sykevyön käyttöön perustuviin tutkimustuloksiin peilaten seuraavasti:

***Hypoteesi 1:** Optisen sensoriteknologian avulla kerätyn pulssidatan sekä matkapuhelimella mitatun juoksuvauhdin pohjalta voidaan arvioida maksimaalista hapenottokykyä melko tarkasti absoluuttisen prosentuaalisen keskivirheen ollessa noin 5 %.*

***Hypoteesi 2:** Optisen sensoriteknologian avulla kerätyn pulssidatan pohjalta voidaan arvioida energiankulutusta kohtuullisen tarkasti absoluuttisen prosentuaalisen keskivirheen ollessa noin 7-15 %.*

Ensimmäiseen hypoteesiin sisältyvänä oletuksena maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnin osalta oli saavuttaa vastaava tarkkuustaso, joka sykevöihin perustuvilla teknologioilla on raportoitu. Koska pulssidataa kerättiin tässä tutkimuksessa keskiarvoistettuna, määritettiin toisen hypoteesin oletukseksi hieman suurempi virhemarginaali kuin Firstbeatin sykeväilvaihteluun perustuvan menetelmän osalta on vastaavasti raportoitu. Tutkimuskysymysten selvittämiseksi toteutettiin kokeellinen tutkimus, jossa mitattiin hapen- ja energiankulutusta PulseOn-rannekkeella ja siihen liittyvällä matkapuhelinsovelluksella ja verrattiin niitä hengityskaasumittauksista määritettyihin referenssiarvoihin.

5 TUTKIMUSMENETELMÄT

5.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen rekrytoitiin terveitä täysi-ikäisiä kuntoilijoita (n=24), joilla oli aikaisempaa kokemusta juoksuharjoittelusta sekä maastossa että juoksumatolla. Koehenkilöiden tuli lisäksi olla kykeneviä suorittamaan maksimaalisen hapenottokyvyn testin, jossa kuormitusta nostettiin uupumukseen saakka. Henkilöiden terveydentila arvioitiin etukäteen täytetyn kyselyn pohjalta sekä kyvykkyys maksimaaliseen suoritukseen ennen testiä toteutetun suullisen haastattelun perusteella. Koehenkilöiden taustatietoja esitellään taulukossa 7.

TAULUKKO 7. Koehenkilöiden taustatiedot. Ikä, pituus, paino ja painoindeksi on esitetty muodossa keskiarvo \pm keskihajonta.

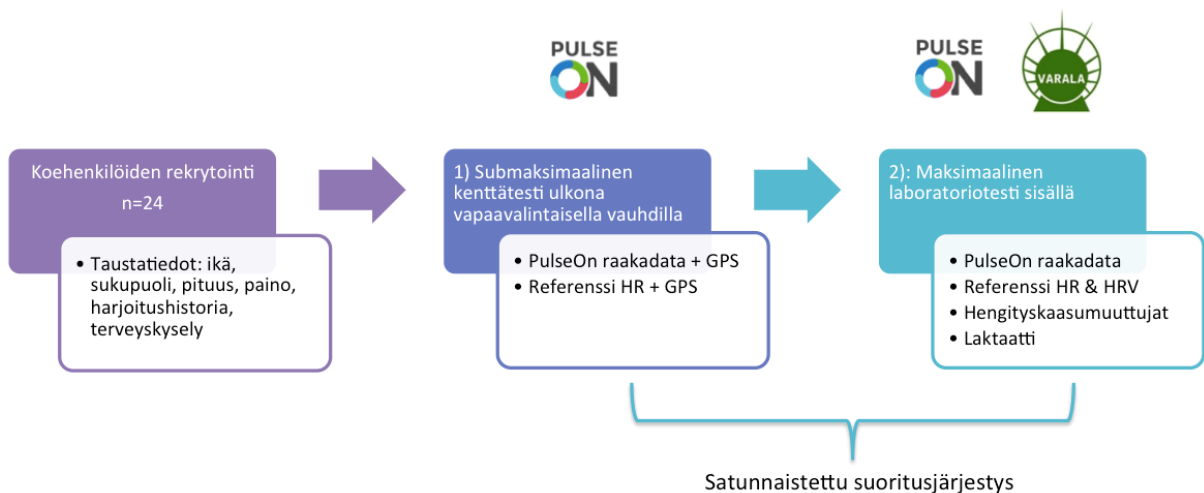
| | Kaikki | Miehet | Naiset |
|-----------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Lukumäärä | 24 | 13 | 11 |
| Ikä | 36,2 \pm 8,2 | 36,8 \pm 9,1 | 35,4 \pm 7,2 |
| Pituus (cm) | 174,1 \pm 8,0 | 180,0 \pm 5,6 | 167,2 \pm 3,5 |
| Paino (kg) | 69,2 \pm 10,6 | 76,1 \pm 9,0 | 61,1 \pm 5,2 |
| Painoindeksi (kg/m ²) | 22,7 \pm 1,9 | 23,4 \pm 1,8 | 21,8 \pm 1,7 |

Koehenkilöitä rekrytoitiin paikallisen kuntosalin, PulseOn Oy:n sekä Varalan Urheiluopiston kontaktiverkoston kautta. Koehenkilöiden valinta perustui vapaaehtoisuuteen ja heillä oli halutessaan oikeus keskeyttää tutkimukseen osallistuminen. Koehenkilöille lähetettiin ennen testien suorittamista sähköpostilla tietoa tutkimuksen kulusta, testeihin liittyvistä mahdollisista riskeistä sekä ohjeet valmistautumista varten. He myös allekirjoittivat ennen testien suorittamista suostumuslomakkeen (liite 1), jossa he antoivat luvan testituloksiensa käyttämiseen tutkimustarkoituksessa anonymisti. Koehenkilöt myös sitoutuivat suorittamaan testit sen hetkisen kunto- ja terveystilansa mukaisesti. Ennen jokaista testiä kerrattiin vielä suullisesti sen sisältö. Maksimaalisen hapenottokyvyn testin osalta painotettiin, että koehenkilöt saivat halutessaan keskeyttää testin milloin tahansa käsimerkkiä näyttämällä. Koehenkilöt kuuluivat Varalan Urheiluopiston vakuutuksen piiriin laboratoriotestin aikana ja vastaavasti PulseOn

Oy:n vakuutuksen piiriin kenttätestin aikana. Koehenkilöt saivat testien suorittamisen jälkeen sähköpostitse palautetta kuntotasostaan sekä heille määritettiin aerobiset ja anaerobiset kynnykset sekä niihin liittyvät sykerajat juoksuharjoittelun tueksi.

5.2 Tutkimusasetelma ja –protokolla

Kokeellinen tutkimus toteutettiin poikkileikkausasetelmana, jossa mittaukset tehtiin kertaluonteisesti koko koehenkilöjoukolla (n=24) kahdessa osassa: 1) submaksimaalisena kenttätestinä ulkona sekä 2) maksimaalisena laboratoriotestinä sisällä. Kenttä- ja laboratoriotestien välinen aika oli maksimissaan 7 päivää ja niiden suoritusjärjestys satunnaistettiin. Tutkimusasetelma esitellään kuvassa 7.

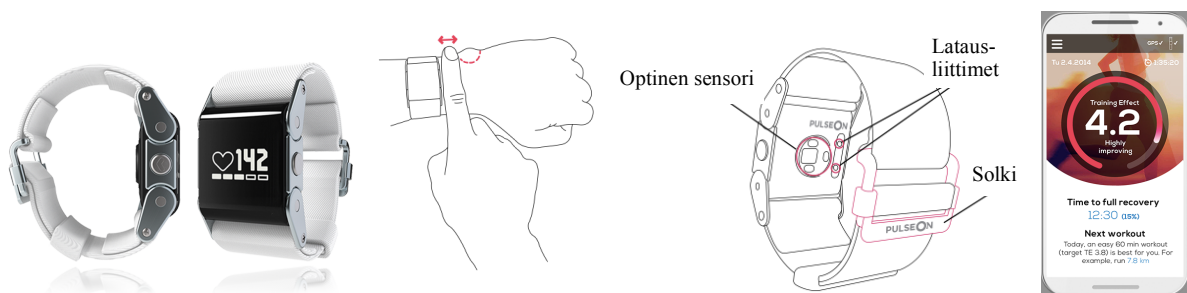


KUVA 7. Tutkimusasetelma.

Ennen varsinaisia mittauksia toteutettiin kenttä- ja laboratoriotestien pilottimittaukset, joiden tarkoituksena oli varmistaa tutkimuksessa käytettyjen laitteistojen toiminta sekä testiprotokollan sujuvuus. Kenttätesteissä oli mukana yksi testaja ja laboratoriotesteissä kaksi, joista toisen tehtävänä oli huolehtia testitapahtumasta kokonaisuudessaan ja toinen keskittyi verinäytteenottoon. Laboratoriotestit toteutettiin yhteistyössä Varalan Urheiluopiston kanssa Tampereella.

Mittaukset suoritettiin marraskuun 2014 ja tammikuun 2015 välisenä aikana. Submaksimaalisessa vähintään 20 minuutin kestoisessa kenttätestissä kerättiin pulssidataa PulseOn-rannekkeella (PulseOn Oy, Espoo, Suomi) ja mitattiin juoksuvauhtia matkapuhelimeen (Galaxy S3, Samsung, Soul, Etelä-Korea) asennetulla PulseOn-sovelluksella sekä referenssimittarilla (V800, Polar Electro Oy, Kempele, Suomi). Koehenkilöitä ohjeistettiin juoksemaan keskiraskaalla intensiteetillä mahdollisimman tasaista vapaavalintaista vauhtia. Kenttätestit toteutettiin Tampereen keskustassa (n=21) ja Espoon Otaniemessä (n=3) tasaisella alustalla edustaen mahdollisimman luonnollista PulseOn-sovelluksen käyttötilannetta.

PulseOn-rannekkeessa (kuva 8) on säädettävä hihna sekä näyttö, jonka takapuolella on optinen sensori ja latausliittimet. Ranneke kiinnitetään tiukasti noin sormen leveyden etäisyydelle kyynärluun distaalisesta päästä kämmenselän puolelle näyttöpuoli ylöspäin. Ranneke lähettää Bluetooth-yhteyden kautta pulssidataa langattomasti matkapuhelimeen, jossa se jalostetaan edelleen käyttäjäpalautteeksi ja jaetaan mobiilisovelluksessa. (PulseOn 2015.)



KUVA 8. PulseOn-ranneke, sen kiinnityskohta sekä PulseOn-mobiilisovellus (mukailtu PulseOn 2015).

Laboratoriotestit toteutettiin suorana maksimaalisen hapenottokyvyn nousevan kuormituksen testinä Varalan Urheiluopiston testausasemalla. Juoksumaton (0JK-2, Telineyhtymä, Kotka, Suomi) vakiokulmaksi asetettiin 0,6 astetta ja kuormien kesto oli 3 minuuttia. Matto pysäytettiin verinäytteenottoa varten kuormien välissä ja vauhtia lisättiin 1 km/h uupumukseen asti. Laboratoriotestin aikana mitattiin PulseOn-rannekkeella (PulseOn Oy, Espoo, Suomi) pulssidataa ja referenssimittarilla (RS800CX, Polar Electro Oy, Kempele, Suomi) sykedataa sekä niiden lisäksi hengityskaasuja (Metalyzer 3B, Metasoft Studio 4.8, Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Saksa) ja verinäytteiden laktaattipitoisuutta (Biosen C_Line, EKF Diagnostic,

Barleben/Magdeburg, Saksa). Laboratoriotestin protokolla eri vaiheineen, tehtävineen ja kuvauksineen esitellään taulukossa 8.

TAULUKKO 8. Laboratoriotestin protokolla.

| Vaihe | Tehtävä | Kesto (min) | Kuvaus |
|---------------------------|--|-------------|--|
| Valmistelu | Hengityskaasu- ja laktaattianalysaattorin valmistelu | 30 | Käynnistys, kalibrointi jne. |
| Valmistelu | Taustatietojen keräys ja koehenkilön haastattelu | 15 | Terveyskysely, taustatiedot jne. |
| Valmistelu | PulseOn-sovellus ja referenssimittari päälle | 2-3 | Lepomittaus ennen testin aloitusta |
| Valmistelu | Juoksumattoon totuttelu | 2 | Vauhti 8 km/h |
| Valmistelu | Hengityskaasumaskin ja turvavaljaiden kiinnitys | 5-10 | Varmistettiin, että maskista ei tapahdu ohivuotoa |
| Valmistelu | Lepolaktaatinäyte | 0,3 | Näytteenotto ennen lämmittelyn aloittamista |
| Lämmittely | Hengityskaasujen mittaus lämmittelyn aikana | 6 | Vauhti 8 km/h |
| Tauko | Seisominen paikallaan | 6 | Lopussa laktaatinäyte ennen testin aloitusta |
| VO _{2max} -testi | 3 minuutin kuormia (X), jonka jälkeen vauhtia lisätään +1 km/h | 3 * X | Aloituspauhti koehenkilön kuntotason mukaan, X = 8-10 |
| VO _{2max} -testi | Laktaatinäytteet | 0,3 * X | Laktaatinäyte jokaisen kuorman välissä sekä heti testin päättymisen jälkeen |
| VO _{2max} -testi | Testin päättymisen uupumukseen | - | Lopetuskriteerit: koehenkilö tuntee saavuttaneensa maksimin ja haluaa lopettaa, syke maksimaalinen, VO ₂ tasaantuu/kääntyy laskusuuntaan, laktaatti riittävän korkea, RER > 1,1 |
| Jäähdyttely | Hengityskaasumittauksen lopettaminen ja seisominen paikallaan | 3 | Sykkeeseen palautumisen tallentaminen |
| Jäähdyttely | Maksimisuorituksen jälkeinen jäähdyttely | 7 | Vauhti 8 km/h |
| Jäähdyttely | Viimeinen laktaatinäyte | 0,3 | Laktaatin palautumisen selvittäminen |
| Lopetus | PulseOn-sovelluksen ja referenssimittarin pysäyttäminen | - | Testitilaisuuden päättymisen |

Tutkimuksen testiprotokollan valintaan vaikuttivat erityisesti laboratorio-olosuhteiden turvallisuus ja toteutuksen helppous. Koehenkilöiden oli turvallisempaa saavuttaa maksimikuormitus juoksumatolla valjaissa. Hengityskaasujen mittaaminen oli myös käytännön kannalta helpompaa järjestää sisätiloissa, jolloin esimerkiksi sääolosuhteiden vaikutus mittaustuloksiin

pystyttiin eliminoimaan. Kenttätestien osalta sääolosuhteet pyrittiin vakiomaan siten, että ne järjestettiin ajankohtana, jolloin ei satanut vettä tai lunta, suorituspaikalla ei ollut liukasta, eikä lämpötila laskenut missään vaiheessa alle -10 celsiusasteen.

5.3 Hapen- ja energiankulutuksen määrittäminen

Kenttätestissä kerättiin PulseOn-rannekkeella pulssi- ja matkapuhelimella GPS-dataa, jonka perusteella PulseOn-sovelluksella määritettiin arvio maksimaalisesta hapenottokyvystä. Referenssimenetelmänä käytettiin laboratoriotestin aikana hengistyskaasuista mitattuja todellisia arvoja, jotka määritettiin yhden minuutin keskiarvoina. Maksimaalisen hapenoton saavuttamisen todentamiseksi käytettiin Liikuntatieteellisen Seuran määrittelemiä kriteerejä (Nummela 2007b). Kaikilla koehenkilöillä ei kuitenkaan havaittu tasannevaihetta hapenkulutuksessa juoksuvauhtia lisättäessä. Näin välillä tapahtuu, sillä vain osa testattavista saavuttaa tasannevaiheen hapenkulutuksessa tehon lisäyksestä huolimatta, mikä voi johtua useista erilaisista suoritusta rajoittavista tekijöistä (Nummela 2007b). Suoran menetelmän eli hengityskaasumittausten perusteella määritetyn maksimaalisen hapenkulutuksen lisäksi määritettiin teoreettinen arvo epäsuoralla menetelmällä, joka perustuu laboratoriotestin viimeisen kuorman juoksuvauhtiin. Teoreettisen arvon määrittämisessä käytettiin Londereen (1986) kehittämää kaavaa:

$$\text{VO}_2 (\text{ml} * \text{kg}^{-1} * \text{min}^{-1}) = 0,205 * v (\text{m} * \text{min}^{-1}) + 0,109 * (v / 60)^2 + E - 6,1$$

Londereen (1986) kaavassa v ($\text{m} * \text{min}^{-1}$) edustaa juoksuvauhtia ja E -arvo (6=kuntoilija, 4=kansallisen tason juoksija, 2=hyvä keskimatkojen juoksija, 0=hyvä maratoonari, -2=kansainvälisen tason maratoonari) juoksijan kuntotaso. E -arvoksi määritettiin kaikkien koehenkilöiden osalta 6, sillä he ilmoittivat harrastavansa juoksua kuntoilijan roolissa, eikä kukaan esimerkiksi kilpaillut kansallisella tai sitä korkeammalla tasolla. Jos viimeinen kuorma jäi laboratoriotestissä kesken, juoksuvauhti määritettiin edeltävän ja kesken jääneen kuorman keston perusteella painotetulla keskiarvolla, jossa huomioitiin 30 sekunnin laskennallinen näytteenottoaika.

Energiankulutuksen referenssiarvo laskettiin hapenkulutuksen sekä hiilidioksidin tuoton perusteella stoikiometrisella yhtälöllä (Weir 1949):

$$EE \text{ (kcal * min}^{-1}\text{)} = 3,9 * O_2 \text{ (l * min}^{-1}\text{)} + 1,1 * CO_2 \text{ (l * min}^{-1}\text{)}$$

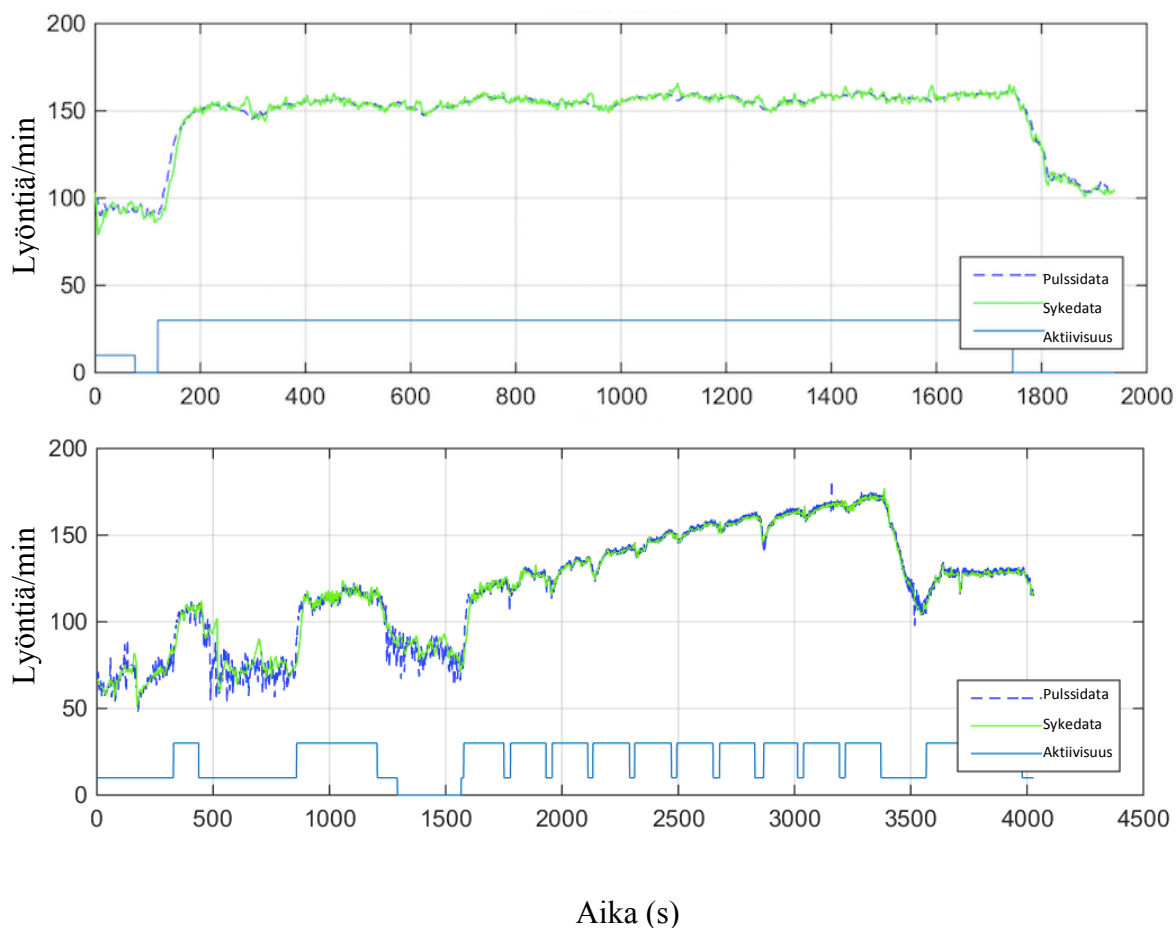
Koska elimistön happo-emästasapainon muutokset voivat vääristää epäsuoran kalorimetrian luotettavuutta korkeilla intensiteeteillä (Jeukendrup & Wallis 2005), energiankulutuksen tarkkuutta arvioitiin tässä tutkimuksessa anaerobista kynnystä matalammilla tehoalueilla. Jokaiselle koehenkilölle määritettiin aerobinen ja anaerobinen kynnyksen Liikuntatieteellisen Seuran määrittelemien ohjeiden mukaisesti (Nummela 2007a; 2007b). Kynnysten määrittäminen mahdollisti energiankulutuksen tarkkuuden tutkimisen kahdella eri intensiteettialueella: peruskestävyysalueella eli ennen aerobisen kynnyksen saavuttamista sekä vauhtikestävyysalueella, joka sijoittuu aerobisen ja anaerobisen kynnysten väliin.

5.4 Pulssidatan käsittely

Pulssidata kerättiin kenttä- ja laboratoriotesteissä keskiarvoistettuna raakadatan. Pulssidata käsiteltiin offline-tilassa testien suorittamisen jälkeen, jotta saatiin käyttöön tuoreimmat versiot signaalinkäsittelyalgoritmeista. Pulssidatan algoritmikäsittelyn jälkeen ajettiin vielä Firstbeatin pulssidatan analysointia varten räätälöidyt algoritmit maksimaalisen hapenotto-kyvyn ja energiankulutuksen määrittämiseksi. Samalla varmistettiin algoritmien hyödyntämien taustatietojen (ikä, sukupuoli, pituus, paino ja maksimisyke) oikeellisuus.

Maksimaalinen hapenotto-kyky arvioitiin kahdella eri taustamuuttujalla: 1) hyödyntämällä tietoa koehenkilön laboratoriotestin aikana mitatusta maksimaalisesta sykkeestä sekä 2) iän perusteella arvioidun maksimisykkeen pohjalta. Energiankulutus taas laskettiin intensiteettitasoihin jaettuina aikajaksoina, jotka olivat koehenkilöillä eri pituisia riippuen heidän kuntoprofiilistaan. Taustamuuttujina käytettiin iän perusteella arvioitua maksimisykettä sekä kenttätestin perusteella arvioitua maksimaalista hapenotto-kykyä. Algoritmien offline-ajot suoritettiin siten, ettei niiden käsittelijällä ollut vielä tietoa vastaavista referenssiarvoista.

Kuvassa 9 esitellään esimerkit kenttä- ja laboratoriotestin aikana kerätystä pulssi- ja syke-
datasta ajan funktiona.



KUVA 9. Esimerkit kenttä- (ylhällä) ja laboratoriotestien (alhaalla) pulssi- ja syke-
datasta. Pulssidata (PulseOn) merkitty sinisellä katkoviivalla, referenssisyke-
data (Polar V800 kenttä- ja Polar RS800CX laboratoriotestissä) vihreällä viivalla sekä aktiivisuusjaksot sinisellä
viivalla. X-akselilla on aika (s) ja Y-akselilla sydämen supistumistiheys (lyöntiä/min).

Poissulkuriteeriksi määritettiin datan tallennuksen epäonnistuminen testitilanteen aikana. Yhden miespuolisen koehenkilön kohdalla pulssimittaus oli keskeytynyt laboratoriotestin aikana, joten energiankulutuksen arvioinnissa huomioitiin 23 muun koehenkilön mittaus-
tulokset.

5.5 Tilastolliset analyysit

Tutkimusaineistolle tehtiin ensin Shapiro-Wilkinin testi, jolla tutkittiin normaalijakautuneisuutta. Osa aineistosta oli normaalisti jakautunut ja osaa taas ei saatu normalisoitua muuttujamuunnosten kokeilusta huolimatta. Täten menetelmiä vertailtiin keskenään sekä parametrisilla t-testeillä että ei-parametrisilla Wilcoxonin testeillä. Lisäksi määritettiin menetelmien väliset Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokertoimet normaalisti jakautuneelle ja Spearmanin järjestyskorrelaatiokertoimet normaalijakaumaa noudattamattomalle aineistolle. Kaikki tilastolliset testit tehtiin kaksipuolisina ja merkitsevyystasoksi asetettiin $p < 0.05$. Aineiston analyysissä käytettiin IBM SPSS Statistics -ohjelmaa (versio 22).

Perinteisten tilastomuuttujien määrittämisen ohella tarkasteltiin tutkittavan ja referenssimenetelmän välisiä eroja Bland-Altmanin piirrosten kautta, joita juuri suositellaan kahden eri mittausmenetelmän väliseen vertailuun. Esimerkiksi korrelaatiokertoimien avulla ei ole mahdollista tunnistaa menetelmien välistä todellista virhettä, sillä se kertoo ainoastaan menetelmien välisestä lineaarisesta yhteydestä. T-testin perusteella ei voida myöskään tarkastella kahden menetelmän välistä eroa yksityiskohtaisesti. Bland-Altmanin piirroksessa x-akselilla on vertailtavien menetelmien keskiarvo sekä y-akselilla niiden välinen erotus. Lisäksi esitellään menetelmien välinen keskiarvoviiva sekä normaalijakaumaan perustuvat 95 prosentin yhtäpitävyysrajat (*engl. limits of agreement*) laskemalla menetelmien erotuksen keskiarvo $\pm 1,96 * \text{keskihajonta}$. (Bland & Altman 1986; Schäfer & Vagedes 2013.)

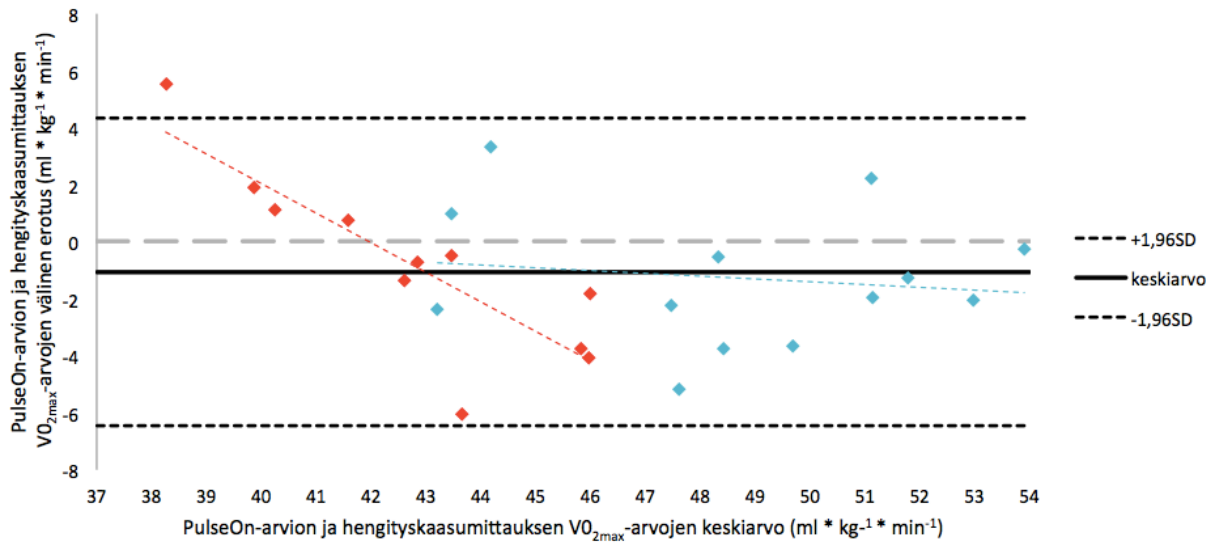
Tutkimusaineistolle tehtiin lisäksi erilaisia virhetarkasteluita määrittämällä tutkittavan ja referenssimenetelmän välisen erotuksen keskiarvo (*engl. bias*), keskihajonta (*engl. SD, standard deviation*), keskiarvon keskivirhe (*engl. SEM, standard error of the mean*), absoluuttinen keskivirhe (*engl. MAE, mean absolute error*), absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe (*engl. MAPE, mean absolute percentage error*) sekä variaatiokerroin (*engl. CV, coefficient of variation*). Bland-Altman piirroksot ja virhetarkastelut toteutettiin Microsoft Excel For Mac 2011 -ohjelmistolla (versio 14.5.0).

6 TULOKSET

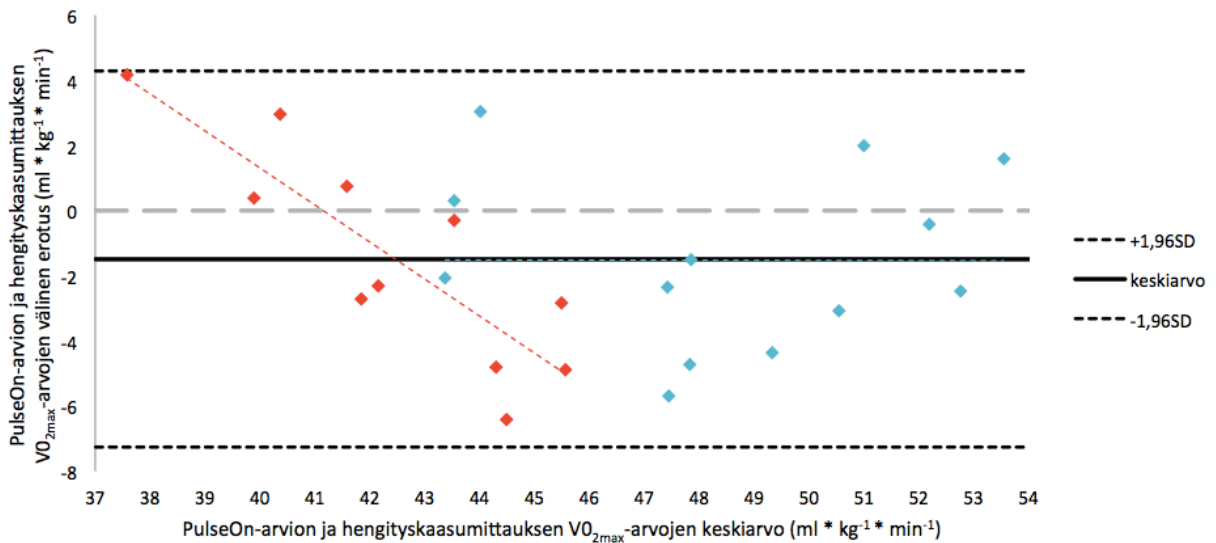
6.1 Maksimaalisen hapenottokyvyn arviointi

Maksimaalista hapenottokykyä tarkasteltiin kahdesta eri näkökulmasta: kuvassa 10 esitellään arvioinnin tarkkuutta käyttäen mitattua maksimaalista sykettä sekä kuvassa 11 iän perusteella arvioitua maksimaalista sykettä algoritmiajon parametrina. Bland-Altman piirrokset näyttävät molemmissa tapauksissa melko samanlaisilta vertailtavien mittausmenetelmien välisen erotuksen sijoittuessa hieman nollan alapuolelle. Optisen sensoriteknologian pohjalta määritetty maksimaalinen hapenottokyky siis hieman aliarvioi molemmissa tilanteissa hengityskaasuis- ta mitattua todellista maksimaalista hapenkulutusta. Hyödynnettäessä tietoa käyttäjän todellisesta maksimisykkeestä, menetelmien erotus on vähän lähempänä nollaa (erotuksen keskiarvo $-1,07 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) kuin käytettäessä iän perusteella arvioitua maksimisykettä (erotuksen keskiarvo $-1,49 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$). Yhtäpitävyysvälit ovat vastaavasti hieman pienemmät kuvan 10 Bland-Altman piirroksessa ($-6,46 - +4,32 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) verrattuna kuvan 11 alueeseen ($-7,27 - +4,28 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$).

Sekä kuvan 10 ja 11 piirroksissa havaitaan naispuolisten koehenkilöiden tulosten muodostavan negatiivisen kulmakertoimen omaavan regressiosuoran (kuva 10: $r=-0.845$, $p<0.01$; kuva 11: $r=-0.853$, $p<0.01$), jolloin menetelmien välisen erotuksen arvo pienenee maksimaalisen hapenottokyvyn kasvaessa. Miehillä vastaavaa tilastollisesti merkitsevää trendiä ei ole havaittavissa kuvien 10 ja 11 Bland-Altman piirroksissa.



KUVA 10. Bland-Altmanin piirros PulseOn arvion ja hengityskaasumittausten VO_{2max} -arvoista ($n=24$), kun pulssidatan algoritmiajossa on käytetty mitattua maksimaalista sykettä parametrina. Naisten tulokset ja menetelmien välisen erotuksen ja keskiarvon regressiosuora on merkitty punaisella ja miesten vastaavat arvot sinisellä. SD, keskihajonta.



KUVA 11. Bland-Altmanin piirros PulseOn arvion ja hengityskaasumittausten VO_{2max} -arvoista ($n=24$), kun pulssidatan algoritmiajossa on käytetty iän perusteella arvioitua maksimaalista sykettä parametrina. Naisten tulokset ja menetelmien välisen erotuksen ja keskiarvon regressiosuora on merkitty punaisella ja miesten vastaavat arvot sinisellä. SD, keskihajonta.

Taulukossa 9 esitellään maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnin virhettä suhteessa todellisiin hengityskaasuista mitattuihin arvoihin kahdella eri tavalla optisen sensoriteknologian pohjalta sekä juoksuvauhtiin perustuvalla Londereen (1986) kaavalla määritettynä.

TAULUKKO 9. Maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnin virhetarkastelu.

| Mitattu maksimaalinen syke parameterina | Kaikki (n=24) | Miehet (n=13) | Naiset (n=11) |
|--|--------------------|--------------------|--------------------|
| Erotuksen keskiarvo (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | -1,07 | -1,28 | -0,82 |
| Keskihajonta (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 2,75 | 2,42 | 3,19 |
| Keskiarvon keskivirhe (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 0,56 | 0,67 | 0,96 |
| Absoluuttinen keskivirhe (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 2,39 | 2,29 | 2,51 |
| Absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe | 5,2 % | 4,7 % | 5,8 % |
| Variaatiokerroin | 5,9 % | 4,9 % | 7,5 % |
| Tilastolliset testit (menetelmien välillä) | p=0.059 (W) | p=0.082 (T) | p=0.416 (T) |
| Korrelaatiokerroin | 0.86** (S) | 0.77** (P) | 0.69* (P) |
| län perusteella arvioitu maksimaalinen syke parametrina | Kaikki (n=24) | Miehet (n=13) | Naiset (n=11) |
| Erotuksen keskiarvo (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | -1,49 | -1,52 | -1,46 |
| Keskihajonta (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 2,95 | 2,70 | 3,35 |
| Keskiarvon keskivirhe (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 0,60 | 0,75 | 1,01 |
| Absoluuttinen keskivirhe (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 2,76 | 2,58 | 2,96 |
| Absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe | 5,9 % | 5,2 % | 6,8 % |
| Variaatiokerroin | 6,4 % | 5,5 % | 7,9 % |
| Tilastolliset testit (menetelmien välillä) | p=0.028* (W) | p=0.065 (T) | p=0.180 (T) |
| Korrelaatiokerroin | 0.87** (S) | 0.73** (P) | 0.63* (P) |
| Teoreettinen (Londeree 1986) | Kaikki (n=24) | Miehet (n=13) | Naiset (n=11) |
| Erotuksen keskiarvo (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 7,19 | 6,58 | 7,91 |
| Keskihajonta (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 3,42 | 3,90 | 2,74 |
| Keskiarvon keskivirhe (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 0,70 | 1,08 | 0,83 |
| Absoluuttinen keskivirhe (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹) | 7,19 | 6,58 | 7,91 |
| Absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe | 15,8 % | 13,1 % | 18,9 % |
| Variaatiokerroin | 6,8 % | 7,3 % | 5,8 % |
| Tilastolliset testit (menetelmien välillä) | p<0.001*** (W) | p<0.001*** (T) | p=0.003** (W) |
| Korrelaatiokerroin | 0.82** (S) | 0.73** (P) | 0.84** (S) |

* merkitsevyytaso 0.05

** merkitsevyytaso 0.01

*** merkitsevyytaso 0.001

(W) Wilcoxonin testi

(T) parittainen t-testi

(S) Spearmanin järjestyskorrelaatiokerroin

(P) Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokerroin

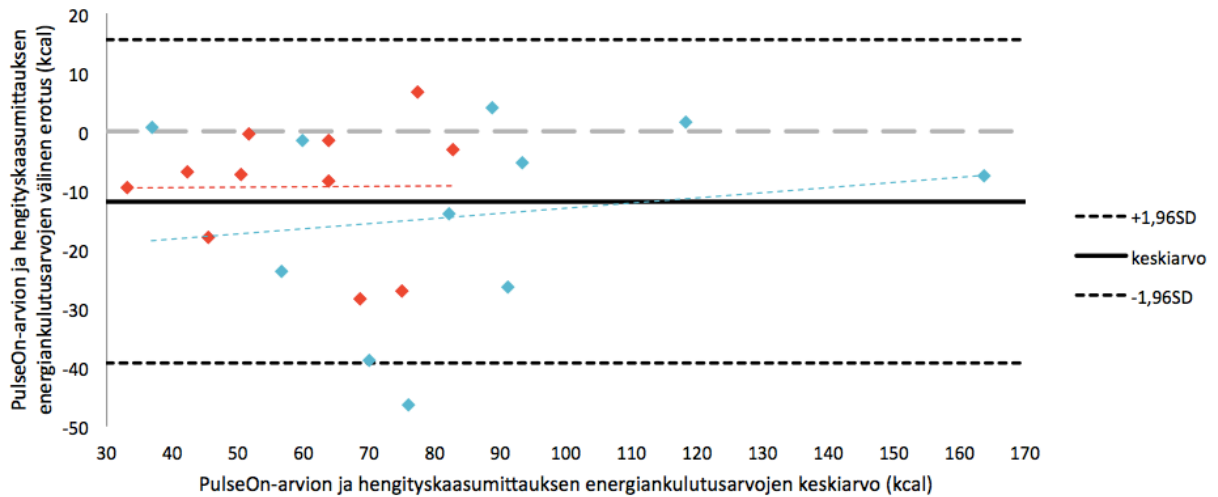
Tässä tutkimusasetelmassa optisen sensoriteknologian kautta kerätyn pulssidatan sekä matkapuhelimella mitatun juoksuvauhdin pohjalta muodostettu VO_{2max} -arvio oli keskimäärin hiukan pienempi verrattuna hengityskaasuista mitattuihin vastaaviin arvoihin. Kun algoritmiajossa käytettiin mitattua maksimaalista sykettä parametrina, absoluuttinen prosentuaalinen keski-

virhe oli kaikilla koehenkilöillä 5,2 % ja iän perusteella arvioitua maksimaalista sykettä käytettäessä vastaavasti 5,9 %. Optisen sensoriteknologian pohjalta jalostettu $\dot{V}O_{2\max}$ -arvio erosi tilastollisesti merkitsevästi hengityskaasuista mitatuista todellista arvoista ainoastaan käytettäessä iän perusteella arvioitua maksimisykettä ja tarkasteltaessa koko koehenkilöjoukkoa. Muutoin optisen sensoriteknologian kautta määritetty $\dot{V}O_{2\max}$ -arvio ei eronnut hengityskaasuista mitatuista vastaavista arvoista tilastollisten testien perusteella. Teoreettinen Londereen (1986) kaavalla määritetty $\dot{V}O_{2\max}$ yliarvioi todellista hapenkulutusta reilusti menetelmien erotessa tilastollisesti merkitsevästi koko koehenkilöjoukolla sekä erikseen tarkasteltuna miesten ja naisten osalta.

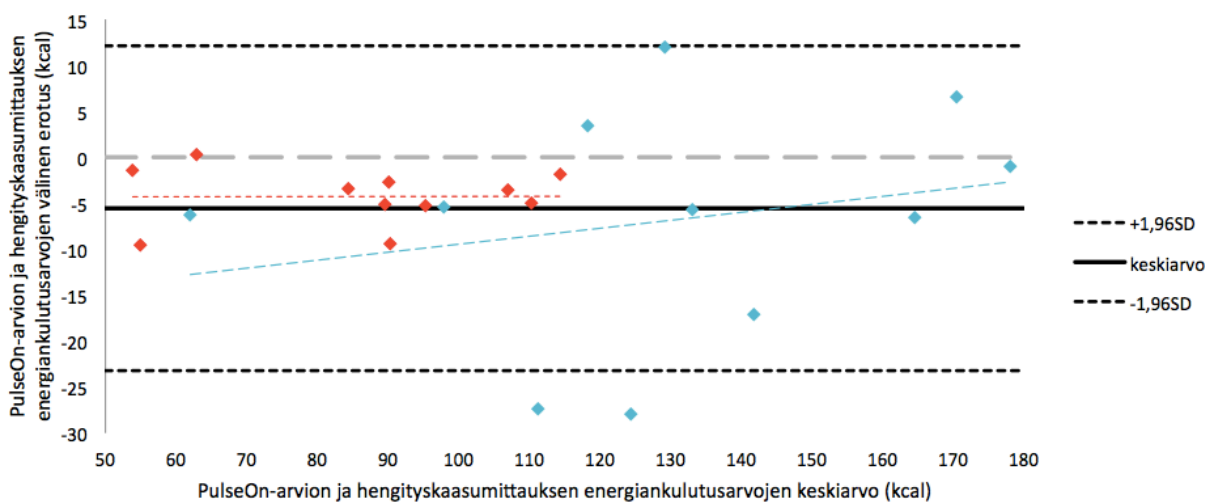
6.2 Energiankulutuksen arviointi

Kuvassa 12 esitellään energiankulutuksen arvioinnin tarkkuutta peruskestävyysalueella ennen aerobisen kynnyksen saavuttamista. Kuvassa 13 taas tarkastellaan vastaavia muuttujia vauhtikestävyysalueella aerobisen ja anaerobisen kynnysten välissä. Sekä kuvan 12 kevyttä että kuvan 13 keskiraskasta intensiteettitasoa tarkasteltaessa huomataan, että optisen sensoriteknologian pohjalta määritetty energiankulutus aliarvioi hengityskaasuista stoikiometrisesti määritettyä todellista energiankulutusta. Kevyen intensiteetin osalta menetelmien väliset erot ovat suuremmat (erotuksen keskiarvo -11,93 kcal) verrattuna keskiraskaaseen intensiteettiin (erotuksen keskiarvo -5,58 kcal). Yhtäpitävyysvälien muodostama alue on myös kuvassa 12 suurempi (-39,36 - +15,50 kcal) verrattuna kuvan 13 alueeseen (-23,22 - +12,05 kcal).

Molemmissa kuvien 12 ja 13 Bland-Altman piirroksissa havaitaan lisäksi miesten osalta positiivisen kulmakertoimen omaava loiva tilastollisesti ei merkitsevä regressiosuora, jolloin menetelmien välisen erotuksen arvo pienenee hieman energiankulutuksen kasvaessa. Naisten osalta vastaavaa regressiosuoraa ei ole havaittavissa. Erityisesti kuvassa 13 naisten pisteet sijoittuvat lähemmäksi nollaviivaa ja miesten osalta on havaittavissa enemmän hajontaa.



KUVA 12. Bland-Altmanin piirros PulseOn arvion ja hengityskaasumittausten perusteella lasketun energiankulutuksen arvoista (n=23) kevyellä intensiteetillä. Naisten tulokset ja menetelmien välisen erotuksen ja keskiarvon regressiosuora on merkitty punaisella ja miesten vastaavat arvot sinisellä. SD, keskihajonta.



KUVA 13. Bland-Altmanin piirros PulseOn arvion ja hengityskaasumittausten perusteella lasketun energiankulutuksen arvoista (n=23) keskiraskaalla intensiteetillä. Naisten tulokset ja menetelmien välisen erotuksen ja keskiarvon regressiosuora on merkitty punaisella ja miesten vastaavat arvot sinisellä. SD, keskihajonta.

Taulukossa 10 esitellään energiankulutuksen arvioinnin virhettä suhteessa todellisiin hengityskaasuista stoikiometrisesti määritettyihin arvoihin kahdella eri intensiteettitasolla.

TAULUKKO 10. Energiankulutuksen arvioinnin virhetarkastelu.

| Kevyt intensiteetti | Kaikki (n=23) | Miehet (n=12) | Naiset (n=11) |
|--|----------------------|----------------------|----------------------|
| Erotuksen keskiarvo (kcal) | -11,93 | -14,24 | -9,41 |
| Keskihajonta (kcal) | 13,99 | 16,45 | 10,95 |
| Keskiarvon keskivirhe (kcal) | 2,92 | 4,75 | 3,30 |
| Absoluuttinen keskivirhe (kcal) | 13,05 | 15,28 | 10,62 |
| Absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe | 16,5 % | 16,6 % | 16,3 % |
| Variaatiokerroin | 19,1 % | 19,1 % | 18,4 % |
| Tilastolliset testit (menetelmien välillä) | p<0.001*** (W) | p=0.012** (T) | p=0.017** (T) |
| Korrelaatiokerroin | 0.77** (S) | 0.88** (P) | 0.79** (P) |
| Keskiraskas intensiteetti | Kaikki (n=23) | Miehet (n=12) | Naiset (n=11) |
| Erotuksen keskiarvo (kcal) | -5,58 | -6,78 | -4,28 |
| Keskihajonta (kcal) | 9,00 | 12,24 | 3,10 |
| Keskiarvon keskivirhe (kcal) | 1,88 | 3,53 | 0,93 |
| Absoluuttinen keskivirhe (kcal) | 7,52 | 10,43 | 4,34 |
| Absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe | 6,7 % | 8,2 % | 5,1 % |
| Variaatiokerroin | 8,2 % | 9,4 % | 3,6 % |
| Tilastolliset testit (menetelmien välillä) | p=0.007** (T) | p=0.081 (T) | p=0.001** (T) |
| Korrelaatiokerroin | 0.97** (P) | 0.93** (P) | 0.99** (P) |

* merkitsevyystaso 0.05

** merkitsevyystaso 0.01

*** merkitsevyystaso 0.001

(W) Wilcoxonin testi

(T) parittainen t-testi

(S) Spearmanin järjestyskorrelaatiokerroin

(P) Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokerroin

Optisen sensoriteknologian kautta kerätyn pulssidatan pohjalta arvioitu energiankulutus oli jonkin verran alhaisempi verrattuna hengityskaasujen perusteella stoikiometrisesti määritettyihin vastaaviin arvoihin. Absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe oli selkeästi alhaisempi keskiraskaalla kuin kevyellä intensiteetillä (kaikilla koehenkilöillä 6,7 % vs. 16,5 %). Keskiraskaalla intensiteetillä myös korrelaatiokertoimet olivat vahvat koko koehenkilöjoukolla. Miesten osalta vertailtavat menetelmät olivat tilastollisesti yhtäpitäviä keskiraskaalla intensiteetillä. Kevyellä sekä keskiraskaalla intensiteetillä tarkasteltaessa naisia ja koko koehenkilöjoukkoa menetelmät kuitenkin erosivat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan.

7 POHDINTA

7.1 Maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnin tarkkuus

Tutkittavien joukossa optisen sensoriteknologian pohjalta arvioidun maksimaalisen hapenottokyvyn absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe oli keskimäärin 5,2 % (miehillä 4,7 % ja naisilla 5,8 %), kun parametrina käytettiin mitattua maksimaalista sykettä ja 5,9 % (miehillä 5,2 % ja naisilla 6,8 %), kun maksimisyke arvioitiin iän perusteella. Virhetarkastelun perusteella voidaan todeta, että tulokset olivat hyvin lähellä hypoteesia, jossa absoluuttisen prosentuaalisen keskivirheen tavoitteeksi asetettiin noin 5 % edustaen sykevöihin perustuvien teknologioiden osalta raportoitua tarkkuustasoa. Variaatiokertoimet olivat myös samaa suuruusluokkaa (4,9-7,9 %) kuin esimerkiksi Suunnon sykevö pohjaisella mittarilla on raportoitu (noin 6 %) hapenkulutuksen osalta (Montgomery ym. 2009).

Tässä tutkimusasetelmassa optisen sensoriteknologian kautta kerätyn pulssidatan pohjalta jalostettu maksimaalisen hapenottokyvyn arvio oli siis tarkimmillaan, kun algoritmiajossa käytettiin parametrina mitattua maksimaalista sykettä. Ikäryhmien sisäinen maksimisykkeiden keskihajonta oli esimerkiksi Tanakan ym. (2001) tutkimuksessa 7-11 lyöntiä minuutissa. Henkilökohtaiset maksimisykkeet saattavat siis poiketa melko paljon saman ikäryhmän sisällä. Tässä tutkimuksessa saavutettiin sitä tarkempi lopputulos maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnissa, mitä tarkempaa yksilöllistä tietoa koehenkilöistä oli saatavilla.

Tässä tutkimusasetelmassa optisen sensoriteknologian sovelluksen pohjalta määritetty maksimaalinen hapenottokyky oli selkeästi tarkempi kuin pelkkään juoksuvauhtiin pohjautuva Londereen (1986) kaavalla määritetty teoreettinen arvio. Teoreettinen VO_{2max} -arvio yliarvioi reippaasti hengityskaasuista mitattua vastaavaa arvoa absoluuttisen prosentuaalisen virheen ollessa koko koehenkilöjoukolla 15,8 % (miehillä 13,1 % ja naisilla 18,9 %). Ero oli suurempi naisten kuin miesten osalta, mikä voi mahdollisesti johtua siitä, ettei kaavassa huomioida ollenkaan sukupuolta. Lisäksi laboratoriotestissä käytettiin 3 minuutin pituisia kuormia, eikä kaikkien koehenkilöiden osalta havaittu hapenkulutuksen tasannevaihetta. Laboratoriotestissä käytettiin myös juoksumaton kulmana 0,6 astetta ilmentämään ilmanvastusta, kun taas Londereen (1986) kaavassa vastaava kulma on määritetty yhden asteen suuruiseksi. Edellä

mainitut seikat voivat osaltaan selittää tutkimuksessa havaittuja korkeita teoreettisesti määritettyjä hapenkulutuksen arvoja.

GPS-datan virhetarkastelusta (liite 2) havaitaan, että PulseOn-sovelluksen hyödyntämä matkapuhelimen kautta kenttätestissä mitattu etäisyys jäi keskimäärin noin 5 % vastaavia referenssiarvoja lyhyemmäksi. Etäisyyden aliarviointi vaikuttaa suoraan PulseOn-sovelluksessa määritettyyn juoksuvauhtiin, jota käytetään maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnissa. Tämä ero voisi mahdollisesti osittain selittää, miksi tutkittavan sovelluksen arvioima maksimaalinen hapenottokyky oli keskimäärin hieman alhaisempi kuin hengityskaasujen perusteella mitattu todellinen hapenkulutus.

Maksimaaliseen hapenottokykyyn vaikuttaa myös muita tekijöitä, joita ei ole mahdollista mitata tässä tutkimuksessa käytetyllä optiseen sensoriteknologiaan pohjautuvalla sovelluksella. Näitä tekijöitä ovat esimerkiksi keuhkojen diffuusiokapasiteetti, sydämen iskutilavuus, perifeerinen verenkierto sekä lihasten metaboliset ominaisuudet (Bassett & Howley 1997). PulseOn-sovellusta käytettäessä ei myöskään ole tietoa käyttäjän juoksusuorituksen taloudellisuudesta, jolla tarkoitetaan hapenkulutusta tietyllä juoksuvauhdilla mitattuna. Juoksun taloudellisuuteen vaikuttaa useita tekijöitä. Erityisesti juoksuharrastuksen vasta aloittaneilla on havaittu Mooren ym. (2012) tutkimuksessa juoksutekniikkaan liittyvien biomekaanisten tekijöiden selittävän muutokset parantuneessa suorituksen taloudellisuudessa lyhytkestoisen harjoitusjakson (10 viikkoa) aikana. Biomekaanisten tekijöiden ohella fysiologiset muutokset esimerkiksi hengityslihasten hapenkulutuksessa, lihasjäykkyydessä tai lihassolutyypeissä voivat vaikuttaa pidemmällä aikavälillä suorituksen taloudellisuuteen. (Moore ym. 2012.) On siis mahdollista, että juoksuharrastusta aloitteleva henkilö voi parantaa juoksutekniikkaansa, mikä vaikuttaisi osaltaan juoksun taloudellisuuteen sekä suorituskykyyn. Tällöin sydämen supistumistiheyden ja juoksuvauhdin perusteella arvioitu maksimaalinen hapenottokyky voisi teoriassa parantua, vaikka kyse olisikin lähinnä juoksun taloudellisuuteen liittyvistä muutoksista.

7.2 Energiankulutuksen arvioinnin tarkkuus

Optisen sensoriteknologian avulla kerätyn pulssidatan pohjalta arvioitu energiankulutus oli tämän tutkimuksen tulosten perusteella tarkimmillaan keskiraskaalla intensiteetillä absoluuttisen prosentuaalisen keskivirheen ollessa koko koehenkilöjoukolla 6,7 % (miehillä 8,2 % ja naisilla 5,1 %). Kevyellä intensiteetillä vastaava virhe kasvoi selkeästi suuremmaksi ollen koko koehenkilöjoukolla 16,5 % (miehillä 16,6 % ja naisilla 16,3 %). Molemmilla intensiteeteillä PulseOn-sovelluksella arvioitu energiankulutus aliarvioi hengityskaasuista stoikiometrisesti määritettyjä vastaavia arvoja. Energiankulutuksen arvioinnin osalta saavutettiin keskiraskaalla intensiteetillä selvästi alle hypoteesin tarkkuustaso 10-15 %. Kevyellä intensiteetillä lukemat olivat kuitenkin hieman hypoteesin ylärajan ulkopuolella. Variaatiokertoimet olivat keskiraskaalla intensiteetillä matalampia (3,6-9,4 %) ja kevyellä korkeampia (18,4-19,1 %) kuin Suunnon sykevyöpohjaisella mittarilla on raportoitu (noin 13 %) hapenkulutuksen osalta (Montgomery ym. 2009).

Tässä tutkimuksessa havaittujen kevyen ja keskiraskaan intensiteetin energiankulutuksen arvioinnin tarkkuustasojen eroja voidaan osaltaan selittää sillä, että sydämen supistumistiheyden ja hapenkulutuksen välinen suhde ei ole lineaarinen tarkasteltaessa matalahkoja intensiteettitasoja, eivätkä sydämen supistumistiheyden muutokset tällöin aina kuvaa todellista hapenkulutusta (Achten & Jeukendrup 2003). Erityisesti iskuvolyymien muutokset sekoittavat sydämen supistumistiheyden ja energiankulutuksen välistä yhteyttä. Ihmisten välillä voi olla myös suuria henkilökohtaisia eroja edellä mainitun yhteyden ilmenemistavoissa. (Levine 2005.)

Smolanderin ym. (2011) tutkimuksessa vertailtiin EKG-menetelmällä mitatun sydämen supistumistiheyden ja Firstbeatin sykevälivaihteluun perustuvien algoritmien avulla arvioitua hapenkulutusta suhteessa hengityskaasumuuttujiin. Kun hapenkulutus oli 3 ja 6 MET-yksikön välillä ($10,5\text{--}21 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$), havaittiin suurimmat poikkeamat tutkitun menetelmän aliarvoidessa todellista hapenkulutusta. Hapenkulutuksen 3-6 MET-yksikköä on lähellä samaa intensiteettitasoa kuin tässä tutkimuksessa kevyeksi intensiteetiksi määritelty aerobisen kynnyksen alapuolelle jäävä tehoalue naispuolisilla koehenkilöillä, joten havaittu epätarkkuus on tutkimustuloksena samansuuntainen.

Koska hapen- ja energiankulutuksella on läheinen ja suora yhteys, energiankulutukseen vaikuttaa samoja edellisessä luvussa käsiteltyjä tekijöitä, joita ei ole mahdollista havaita tässä tutkimuksessa käytetyllä optiseen sensoriteknologiaan pohjautuvalla sovelluksella. Eroja ihmisten kokonaisenergiankulutuksessa selittävät esimerkiksi erilainen perusaineenvaihdunta sekä ruokavaliosta johtuvat termogeeniset eli aineenvaihdunnalliset vaikutukset, joihin molempiin vaikuttaa kehon rasvattoman massan osuus (Donahoo ym. 2004). Ruokavalion termogeeninen vaikutus riippuu lisäksi ravinnon energiamäärästä sekä erityisesti proteiinin osuudesta. Fyysisen kuormituksen aikaisen energiankulutuksen eroja eri ihmisten välillä voidaan taas selittää erityisesti suorituksen taloudellisuudella (Donahoo ym. 2004).

7.3 Tutkimuksen heikkoudet ja vahvuudet

Sekä optiseen sensoriteknologiaan että hengityskaasumittauksiin liittyy tekijöitä, jotka voivat aiheuttaa erilaisia mittausvirheitä. Optisessa sensoriteknologiassa virhelähteitä aiheuttavat erityisesti sensorin liikkuminen suorituksen aikana, ihokudoksen ominaisuudet kuten sen paksuus ja melaniinin määrä sekä ihon lämmönsäätelyjärjestelmän reagoiminen esimerkiksi suorituksen aikaiseen lämmöntuottoon tai ympäristön kylmyyteen pintaverisuonien laajetessa tai supistuessa (Delgado-Gonzalo ym. 2015). Hengityskaasulaitteistojen virhelähteitä ovat esimerkiksi kalibrointiin ja algoritmeihin liittyvät epätarkkuudet. Hyväksyttävän virheen rajaksi on ehdotettu hengityskaasulaitteistojen osalta 3 prosenttia referenssimenetelmän suhteen. Tutkimuksissa on kuitenkin raportoitu myös tuon rajan ylittäviä tuloksia. Hengityskaasumittauksiin perustuvassa epäsuorassa kalorimetriassa käytetyissä stoikiometrisissa yhtälöissä tehdään myös oletuksia, jotka lisäävät edelleen epätarkkuutta. Esimerkiksi hengityskaasumittausten perusteella ei voida päätellä missä suhteessa energiantuotossa hyödynnetään plasman glukoosia sekä maksaan ja lihaksiin varastoitua glykogeenia. Usein - kuten tässäkin tutkimuksessa - epäsuoraa kalorimetriaa hyödynnettäessä jätetään myös proteiinimetabolia huomiotta, sillä se on mahdollista määrittää tarkasti vain virtsan ureapitoisuudesta, eikä sen rooli suorituksen aikaisessa energiantuotossa ole yleensä merkittävä. (Hodges ym. 2005; Jeukendrup & Wallis 2005.) Kuitenkin, jos esimerkiksi osa koehenkilöistä on ennen tutkimukseen osallistumista noudattanut hyvin proteiinipitoista ruokavaliota, hengityskaasumittausten perusteella lasketut energiankulutuksen referenssiarvot eivät ole välttämättä täysin edustaneet aineenvaihdunnan solutason tapahtumia.

Kenttätesti suoritettiin talviolosuhteissa lämpötilan vaihdella muutamasta plus-asteesta -10 pakkasasteeseen. On mahdollista, että talviolosuhteet aiheuttivat ihon pintaverisuonten supistumista ja verenkierron heikkenemistä, mikä on voinut vaikuttaa fotopletysmografian signaalin laatuun. Lisäksi signaalin laatuun heikentävästi ovat saattaneet vaikuttaa liian löysästi kiinnitetty ranneke sekä koehenkilöiden ihokudosten erilaiset ominaisuudet. Kylmät olosuhteet ovat myös saattaneet lisätä hapen- ja energiankulutusta suhteessa juoksuvauhtiin, mikä on voinut heijastua sydämen supistumistiheydessä. Kylmyyden onkin todettu lisäävän hapenkulutusta, mutta se ilmeisesti heijastuu ennemminkin sydämen iskutilavuuden kuin supistumistiheyden kasvuna (Achten & Jeukendrup 2003).

Tässä tutkimuksessa vertailtiin maksimaalista hapenottokykyä määrittämällä se ulkona kenttätestissä sekä sisällä laboratoriotestissä kahdella eri menetelmällä. Erilaiset olosuhteet ovat saattaneet vaikuttaa vertailtavuuteen. Toisaalta juoksuradalla ja juoksumatolla määritetyn maksimaalisen hapenottokyvyn on osoitettu olevan vertailukelpoisia. Esimerkiksi Meyerin ym. (2003) tutkimuksessa ei havaittu eroja maksimaalisessa hapenottokyvyssä ulkona juostun kenttätestin ja juoksumatolla suoritettun laboratoriotestin välillä.

Tutkimuksen otoskoko oli pienehkö ($n=24$), jolloin otantavirheen rooli tulee huomioida tehtäessä johtopäätöksiä tuloksista. Sattuman vaikutus tutkimustuloksiin on voinut ilmetä esimerkiksi sydämen supistumistiheyden päiväkohtaisen vaihtelun (Lamberts & Lambert 2009) tai koehenkilöiden nesteytystilanteen (Charkoudian & Rabbitts 2009) muodossa. Pulssitiedon jalostamisen epävarmuutta lisää itse pulssisignaalin rekisteröimisen ja sydämen supistumistiheyden päivä- ja olosuhdevaihteluiden lisäksi maksimaalisen hapenottokyvyn ja energiankulutuksen kompleksisuus, johon liittyviä erilaisia biomekaanisia, fysiologisia ja metabolisia tekijöitä ei ole mahdollista mallintaa tarkasti pelkästään sydämen supistumistiheyteen liittyvän tiedon perusteella.

Tutkimuksen vahvuutena voidaan pitää luonnollista tutkittavan sovelluksen käyttötilannetta vastaavaa koeasetelmaa maksimaalisen hapenottokyvyn arvioinnissa. Tutkimustulokset antavat realistisen kuvan tutkittavan teknologian hyödyntämisestä, sillä jokaisen kenttätestin pulssidata sekä vastaavat referenssiarvot saatiin onnistuneesti kerättyä ja määritettyä. Energiankulutuksen osalta jouduttiin jättämään ainoastaan yhden tutkittavan laboratoriomittaus

analyysien ulkopuolelle pulssimittauksen keskeytyessä laboratoriotestin aikana. Vahvuutena voidaan pitää myös tutkittavan sovelluksen potentiaalisia käyttäjiä edustavaa kuntoilijoista koostuvaa koehenkilöjoukkoa, johon kuului sekä miehiä että naisia. Tulosten käsittely erikseen miesten ja naisten osalta tuo myös lisäarvoa analyysiin, sillä sen perusteella on mahdollista löytää sukupuoleen liittyviä eroja ja trendejä. Tutkimuksella on myös uutuusarvoa, sillä vastaavanlaisia tuloksia optisen sensoriteknologian hyödyntämisestä fysiologisten parametrien arvioinnissa ei ole julkaistu.

7.4 Pulssidatan hyödyntäminen tulevaisuudessa

Optisen sensoriteknologian kautta kerätyn signaalin laatu on ensimmäinen edellytys pulssidatan onnistuneelle jalostamiselle. PulseOnin pulssi- ja pulssivälivaihtelusignaalin tarkkuudesta ja luotettavuudesta onkin raportoitu jo lupaavia tuloksia (Delgado-Gonzalo ym. 2015; Parak ym. 2015). Kun signaalin tarkkuus, luotettavuus ja sovelluksen käytettävyys saadaan viritettyä huippuunsa, on pulssidatan hyödyntämisessä lukuisia mahdollisuuksia muun muassa erilaisten fysiologisten ilmiöiden arvioinnissa, ymmärtämisessä, hoitamisessa sekä optimoinnissa. PulseOn-sovelluksessa on potentiaalia perinteisen urheilumittarin lisäksi kokonaisvaltaiseksi hyvinvointimittariksi.

Kun pulssidata on saatu tarkasti kerättyä, seuraava kriittinen vaihe on sen jalostaminen käyttäjäpalautteeksi. VO_{2max} -arviointia voisi kehittää PulseOn-sovelluksessa huomioimalla suorituksen taloudellisuuden esimerkiksi määrittämällä erilaisia käyttäjäprofiileja. Maksimaalisen hapenottokyvyn arvioimisen ja seuraamisen lisäksi kestävyys suorituskyvyn mittarina voisi hyödyntää muitakin malleja kuten sydämen supistumistiheyteen ja juoksuvauhtiin perustuvaa indeksiä (Vesterinen ym. 2014). Energiankulutusta taas voisi arvioida jatkuvasti koko päivän ajalta sekä kiinnittää myös huomiota suorituksen jälkeisen hapenkulutuksen (*engl. EPOC, excess post-exercise oxygen consumption*) mallintamiseen. Pulssidatan jalostamiseen tuo haasteensa myös yksilöllisyys, sillä tietyille sydämen supistumistiheyteen liittyville muuttujille ei välttämättä ole edes mahdollista määrittää yleisiä viitearvoja. Tällöin voisi tutkia mahdollisuutta kehittää erilaisia älykkäitä algoritmeja määrittämään henkilökohtaisia viitearvoja seurannan tueksi.

Optisen sensoriteknologian hyödyntämistä pulssidatan analysoinnissa on tutkittu vähän, joten jatkotutkimusaiheita riittää vielä pitkäksi aikaa. Olisi mielenkiintoista nähdä, kuinka paljon talviolosuhteet vaikuttavat mittaustuloksiin, joten maksimaalisen hapenottokyvyn tarkkuutta voisi arvioida uudelleen kesällä. Lisäksi jatkossa voisi tutkia sekä pulssi- ja pulssiväli-vaihteludatan yhteyttä kestävyysuorituskykyyn, laktaatti- ja ventilaatiokynnyksiin, stressiin, uneen ja sairauksiin. Pulssidatasta muodostetun biopalautteen hyödyntäminen hoitomuotona olisi myös mielenkiintoinen tutkimusinterventio, jolla voisi olla mahdollisesti kliinistä käyttö-potentiaalia.

Tulevaisuudessa olisi myös mielenkiintoista nähdä integroituja mittareita, joissa yhdisteltäisiin useiden eri lähteiden kautta kerättyä dataa. Yhdistämällä esimerkiksi pulssi-, kiihtyvyyssanturi-, verimuuttuja- sekä geneettistä dataa ja analysoimalla niitä yhdessä erilaisten päiväkirjamerkintöjen kanssa olisi mahdollista lisätä ymmärrystä kokonaisvaltaisesta hyvinvoinnista aivan uudella tasolla. Integroidut mittarit mahdollistaisivat myös yksilökohtaisten räätälöityjen ohjeiden rakentamisen erilaisten fyysiseen suorituskäyttöön tai terveyteen liittyvien tavoitteiden saavuttamiseksi.

LÄHTEET

- Acharya, U. R., N, K., Sing, O. W., Ping, L. Y. & Chua, T. 2004. Heart rate analysis in normal subjects of various age groups. *BioMedical Engineering Online* 3 (24).
- Achten, J. & Jeukendrup, A. E. 2003. Heart rate monitoring. *Sports Medicine* 33 (7), 517-538.
- Akyuz, A., Alpsoy, S., Akkoyun, D. C., Degirmenci, H. & Guler, N. 2014. Heart rate recovery may predict the presence of coronary artery disease. *The Anatolian Journal of Cardiology* 14, 351-356.
- Arduini, A., Gomez-Cabrera, M. C. & Romagnoli, M. 2011. Reliability of different models to assess heart rate recovery after submaximal bicycle exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport* 14 (4), 352-357.
- Bassett, D. R., Jr & Howley, E. T. 1997. Maximal oxygen uptake: "classical" versus "contemporary" viewpoints. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29 (5), 591-603.
- Bianchi, A. M., Mendez, M. O., Ferrario, M., Ferini-Strambi, L. & Cerutti, S. 2010. Long-term correlations and complexity analysis of the heart rate variability signal during sleep: Comparing normal and pathologic subjects. *Methods of Information in Medicine* 49 (5), 479-483.
- Biohakkerointi. 2014. Wikipedia. Viitattu 4.11.2014. fi.wikipedia.org/wiki/Biohakkerointi.
- Bland, J. M. & Altman, D. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 327 (8476), 307-310.
- Bosquet, L., Merkari, S., Arvisais, D. & Aubert, A. E. 2008. Is heart rate a convenient tool to monitor overreaching? A systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine* 42 (9), 709-714.
- Brenner, K., Korhonen, A. & Laakso, N. 2011. Sykettä elämään: sykevälivaihteluun perustuvan kuntotestin luotettavuuden arviointi. Turun Ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.
- Brodal, P. 2010. *Central Nervous System: Structure and Function*. Neljäs painos. USA: Oxford University Press.
- Buchheit, M. 2014. Monitoring training status with HR measures: do all roads lead to Rome? *Frontiers in Physiology* 5, 1-19.

- Buchheit, M., Chivot, A., Parouty, J., Mercier, D., Al Haddad, H., Laursen, P. B. & Ahmaidi, S. 2010. Monitoring endurance running performance using cardiac parasympathetic function. *European Journal of Applied Physiology* 108 (6), 1153-1167.
- Carnethon, M. R., Sternfeld, B., Liu, K., Jacobs Jr., D. R., Schreiner, P. J., Williams, O. D., Lewis, C. E. & Sidney, S. 2012. Correlates of Heart Rate Recovery over 20 Years in a Healthy Population Sample. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 44 (2), 273-279.
- Cassirame, J., Tordi, N., Fabre, N., Duc, S., Durand, F. & Mourot, L. 2014. Heart rate variability to assess ventilatory threshold in ski-mountaineering. *European Journal of Sport Science*.
- Chapleau, M. W. & Sabharwal, R. 2011. Methods of assessing vagus nerve activity and reflexes. *Heart Failure Reviews* 16 (2), 109-127.
- Charkoudian, N. & Rabbitts, J. A. 2009. Sympathetic neural mechanisms in human cardiovascular health and disease. *Mayo Clinic Proceedings* 84 (9), 822-830.
- Charlot, K., Cornolo, J., Borne, R., Brugniaux, J. V., Richalet, J., Chapelot, D. & Pichon, A. 2014. Improvement of energy expenditure prediction from heart rate during running. *Physiological Measurement* 35 (2), 253-266.
- Cipryan, L. & Litschmannova, M. 2013. Intra-day and inter-day reliability of heart rate variability measurement. *Journal of Sports Sciences* 31 (2), 150-158.
- Climov, D., Lysy, C., Berteau, S., Dutrançois, J., Dereppe, H., Brohet, C. & Melin, J. 2014. Biofeedback on heart rate variability in cardiac rehabilitation: practical feasibility and psycho-physiological effects. *Acta Cardiologica* 69 (3), 299-307.
- Cottin, F., Leprêtre, P. M., Lopes, P., Papelier, Y., Médigue, C. & Billat, V. 2006. Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *International Journal of Sports Medicine* 27 (12), 959-967.
- Delgado-Gonzalo, R., Parak, J., Tarniceriu, A., Renevey, P., Bertschi, M., Korhonen, I. 2015. Evaluation of accuracy and reliability of PulseOn optical heart rate monitoring device. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 37th Annual International Conference of the IEEE*. Submitted.
- Donahoo, W. T., Levine, J. A. & Melanson, E. L. 2004. Variability in energy expenditure and its components. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care* 7 (6), 599-605.
- Everly, J. G. S. & Lating, J. M. 2013. *Kolmas painos. A clinical guide to the treatment of the human stress response*. New York, USA: Springer.

- Evrengul, H., Tanriverdi, H., Kose, S., Amasyali, B., Kilic, A., Celik, T. & Turhan, H. 2006. The relationship between heart rate recovery and heart rate variability in coronary artery disease. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* 11 (2), 154-162.
- Faude, O., Kindermann, W. & Meyer, T. 2009. Lactate threshold concepts. *Sports Medicine* 39 (6), 469-490.
- Frayn, K. 1983. Calculation of substrate oxidation rates in vivo from gaseous exchange. *Journal of Applied Physiology* 55 (2), 628-634.
- Firstbeat Technologies Ltd. 2014. Automated Fitness Level (VO₂max) Estimation with Heart Rate and Speed Data. White paper. 7.11.2014.
- Firstbeat Technologies Ltd. 2012. An Energy Expenditure Estimation Method Based on Heart Rate Measurement. White paper.
- Garcia-Tabar, I., Sánchez-Medina, L., Aramendi, J. F., Ruesta, M., Ibañez, J. & Gorostiaga, E. M. 2013. Heart Rate Variability Thresholds Predict Lactate Thresholds in Professional World-Class Road Cyclists. *Official Research Journal of the American Society of Exercise Physiologists* 16 (5), 38-50.
- Gevirtz, R. 2013. The Promise of Heart Rate Variability Biofeedback: Evidence-Based Applications. *Biofeedback* 41 (3), 110-120.
- Gil, E., Orini, M., Bailón, R., Vergara, J. M., Mainardi, L. & Laguna, P. 2010. Time-varying spectral analysis for comparison of HRV and PPG variability during tilt table test. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 32nd Annual International Conference of the IEEE*.
- Green, J. A. 2011. The heart rate method for estimating metabolic rate: review and recommendations. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology* 158 (3), 287-304.
- Haensel, A., Mills, P. J., Nelesen, R. A., Ziegler, M. G. & Dimsdale, J. E. 2008. The relationship between heart rate variability and inflammatory markers in cardiovascular diseases. *Psychoneuroendocrinology* 33 (10), 1305-1312.
- Hellard, P., Guimaraes, F., Avalos, M., Houel, N., Hausswirth, C. & Toussaint, J. F. 2011. Modeling the association between HR variability and illness in Elite Swimmers. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 43 (6), 1063-1070.
- Hodges, L., Brodie, D. & Bromley, P. 2005. Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 15 (5), 271-279.

- Hoshi, R. A., Pastre, C. M., Vanderlei, L. C. M. & Godoy, M. F. 2013. Poincaré plot indexes of heart rate variability: Relationships with other nonlinear variables. *Autonomic Neuroscience* 177 (2), 271-274.
- Huhtala, T. 2013. Näkökulma: Biohakkerointi enteilee terveysteknologian läpimurtoa. YLE Tiede, Prisma Studio. Viitattu 4.11.2014. yle.fi.
- Huston, J. & Tracey, K. 2011. The pulse of inflammation: heart rate variability, the cholinergic anti-inflammatory pathway and implications for therapy. *Journal of Internal Medicine* 269 (1), 45-53.
- Hynynen, E., Konttinen, N., Kinnunen, U., Kyröläinen, H. & Rusko, H. 2011. The incidence of stress symptoms and heart rate variability during sleep and orthostatic test. *European Journal of Applied Physiology* 111 (5), 733-741.
- Jeukendrup, A. E. & Wallis, G. A. 2005. Measurement of substrate oxidation during exercise by means of gas exchange measurements. *International Journal of Sports Medicine* 26, S28-S37.
- Karapetian, G. K., Engels, H. J. & Gretebeck, R. J. 2008. Use of heart rate variability to estimate LT and VT. *International Journal of Sports Medicine* 29 (8), 652-657.
- Kemp, A. H., Quintana, D. S., Felmingham, K. L., Matthews, S. & Jelinek, H. F. 2012. Depression, comorbid anxiety disorders, and heart rate variability in physically healthy, unmedicated patients: implications for cardiovascular risk. *PLoS One* 7 (2).
- Keytel, L. R., Goedecke, J. H., Noakes, T. D., Hiiloskorpi, H., Laukkanen, R., Van der Merwe, L. & Lambert, E. V. 2005. Prediction of energy expenditure from heart rate monitoring during submaximal exercise. *Journal of Sports Sciences* 23 (3), 289-297.
- Kiviniemi, A. M., Hautala, A. J., Kinnunen, H. & Tulppo, M. P. 2007. Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *European Journal of Applied Physiology* 101 (6), 743-751.
- Kiviniemi, A., Tulppo, M., Hautala, A., Vanninen, E. & Uusitalo, A. 2014. Altered relationship between R-R interval and R-R interval variability in endurance athletes with overtraining syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 24 (2), e77-e85.
- Kocielnik, R., Sidorova, N., Maggi, F., Westerink, J. & Ouwerkerk, M. 2013. Smart technologies for long-term stress monitoring at work. *Proceedings of the 26th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems*.

- Kreibig, S. D. 2010. Autonomic nervous system activity in emotion: A review. *Biological Psychology* 84 (3), 394-421.
- Lamberts, R. P. & Lambert, M. I. 2009. Day-to-day variation in heart rate at different levels of submaximal exertion: Implications for monitoring training. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23 (3), 1005-1010.
- Lamberts, R. P., Swart, J., Capostagno, B., Noakes, T. D. & Lambert, M. I. 2010. Heart rate recovery as a guide to monitor fatigue and predict changes in performance parameters. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 20 (3), 449-457.
- Larsen, S. 2014. Terveysteknologia: ”Suomessa on tekemisen meininki”. Viitattu 4.11.2014. www.kauppalehti.fi.
- Lehrer, P. M. & Gevirtz, R. 2014. Heart rate variability biofeedback: how and why does it work? *Frontiers in Psychology* 5 (756).
- Lemay, M., Bertschi, M., Sola, J., Renevey, P., Parak, J. & Korhonen, I. 2014. Chapter 2.3 - Application of Optical Heart Rate Monitoring. Teoksessa E. Sazonov & M. R. Neuman (toim.) *Wearable Sensors*. Oxford, Iso-Britannia: Academic Press, 105-129.
- Levine, J. A. 2005. Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutrition* 8 (7a), 1123-1132.
- Londeree, B. R. 1986. The use of laboratory test results with long distance runners. *Sports Medicine* 3 (3), 201-213.
- Mattila A. 2010. Stressi. Lääkärikirja Duodecim. Viitattu 7.1.2015. www.terveyskirjasto.fi.
- Melillo, P., Bracale, M. & Pecchia, L. 2011. Nonlinear Heart Rate Variability features for real-life stress detection. Case study: Students under stress due to university examination. *BioMedical Engineering Online* 10 (96).
- Meyer, T., Welter, J., Scharhag, J. & Kindermann, W. 2003. Maximal oxygen uptake during field running does not exceed that measured during treadmill exercise. *European Journal of Applied Physiology* 88 (4-5), 387-389.
- Montgomery, P. G., Green, D. J., Etxebarria, N., Pyne, D. B., Saunders, P. U. & Minahan, C. L. 2009. Validation of heart rate monitor-based predictions of oxygen uptake and energy expenditure. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23 (5), 1489-1495.
- Moore, I. S., Jones, A. M. & Dixon, S. J. 2012. Mechanisms for improved running economy in beginner runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1756-1763.

- Mourot, L., Fabre, N., Savoldelli, A. & Schena, F. 2014. Second ventilatory threshold from heart-rate variability: valid when the upper body is involved? *International Journal of Sports Physiology and Performance* 9 (4), 695-701.
- Nummela, A. 2007a. Aerobisen kestävyuden suorat mittausmenetelmät. Teoksessa Keskinen, K., Häkkinen, K. & Kallinen, M. (toim) *Kuntotestauksen käsikirja*. Toinen painos. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura ry, 64-78.
- Nummela, A. 2007b. Kestävyysuorituskykyä selittävät tekijät. Teoksessa Keskinen, K., Häkkinen, K. & Kallinen, M. (toim) *Kuntotestauksen käsikirja*. Toinen painos. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura ry, 51-59.
- Nunan, D., Sandercock, G. R. & Brodie, D. A. 2010. A Quantitative Systematic Review of Normal Values for Short-Term Heart Rate Variability in Healthy Adults. *Pacing and Clinical Electrophysiology* 33 (11), 1407-1417.
- Paananen, A., Pura, A. & Reppanen, K. 2011. Hapenottokyvyn arviointimenetelmien vertailu: uuden sykevälivaihteluun perustuvan testin ja UKK-kävelytestin validiteetti. Turun Ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.
- Parak, J. & Korhonen, I. 2014. Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 36th Annual International Conference of the IEEE*.
- Parak, J., Tarniceriu, A., Renevey, P., Bertschi, M., Delgado-Gonzalo, R., Korhonen, I. 2015. Evaluation of the Beat-to-Beat Detection Accuracy of PulseOn Wearable Optical Heart Rate Monitor. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 37th Annual International Conference of the IEEE*. Submitted.
- Peinado, A. B., Rojo, J. J., Calderón, F. J. & Maffulli, N. 2014. Responses to increasing exercise upon reaching the anaerobic threshold, and their control by the central nervous system. *Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 6 (17).
- Peronnet, F. & Massicotte, D. 1991. Table of nonprotein respiratory quotient: an update. *Canadian Journal of Sport Sciences* 16 (1), 23-29.
- PulseOn. 2015. Viitattu 11.6.2015. <http://www.pulseon.com/>.
- Quintana, D. S. & Heathers, J. A. 2014. Considerations in the assessment of heart rate variability in biobehavioral research. *Frontiers in Psychology* 5 (805).
- Reis, V. M., Van den Tillaar, R. & Marques, M. C. 2011. Higher precision of heart rate compared with VO₂ to predict exercise intensity in endurance-trained runners. *Journal of Sports Science and Medicine* 10 (1), 164-168.

- Schäfer, A. & Vagedes, J. 2013. How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability? A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram. *International Journal of Cardiology* 166 (1), 15-29.
- Shaffer, F., McCraty, R. & Zerr, C. L. 2014. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in Psychology* 5 (1040).
- Sharma, N. & Gedeon, T. 2012. Objective measures, sensors and computational techniques for stress recognition and classification: A survey. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 108 (3), 1287-1301.
- Smolander, J., Ajoviita, M., Juuti, T., Nummela, A. & Rusko, H. 2011. Estimating oxygen consumption from heart rate and heart rate variability without individual calibration. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 31 (4), 266-271.
- Stein, P. K. & Pu, Y. 2012. Heart rate variability, sleep and sleep disorders. *Sleep Medicine Reviews* 16 (1), 47-66.
- Tanaka, H., Monahan, K. D. & Seals, D. R. 2001. Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology* 37 (1), 153-156.
- Tarvainen, M. P., Georgiadis, S. D., Ranta-aho, P. O. & Karjalainen, P. A. 2006. Time-varying analysis of heart rate variability signals with a Kalman smoother algorithm. *Physiological Measurement* 27 (3), 225-239.
- Tarvainen, M. P., Niskanen, J. P., Lipponen, J. A., Ranta-Aho, P. O. & Karjalainen, P. A. 2014. Kubios HRV-heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 113, 210-220.
- Task Force 1996. The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation* 93 (5), 1043-1065.
- Thayer, J. F. & Sternberg, E. 2006. Beyond heart rate variability. *Annals of the New York Academy of Sciences* 1088 (1), 361-372.
- Thayer, J. F., Yamamoto, S. S. & Brosschot, J. F. 2010. The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *International Journal of Cardiology* 141 (2), 122-131.
- Tobaldini, E., Nobili, L., Strada, S., Casali, K. R., Braghiroli, A. & Montano, N. 2013. Heart rate variability in normal and pathological sleep. *Frontiers in Physiology* 4 (294).

- Uusitalo, A., Mets, T., Martinmäki, K., Mauno, S., Kinnunen, U. & Rusko, H. 2011. Heart rate variability related to effort at work. *Applied Ergonomics* 42 (6), 830-838.
- Valentini, M. & Parati, G. 2009. Variables influencing heart rate. *Progress in Cardiovascular Diseases* 52 (1), 11-19.
- Vesterinen, V., Hokka, L., Hynynen, E., Mikkola, J., Häkkinen, K. & Nummela, A. 2014. Heart rate-running speed index may be an efficient method of monitoring endurance training adaptation. *Journal of Strength and Conditioning Research* 28 (4), 902-908.
- Vesterinen, V., Häkkinen, K., Hynynen, E., Mikkola, J., Hokka, L. & Nummela, A. 2013. Heart rate variability in prediction of individual adaptation to endurance training in recreational endurance runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 23 (2), 171-180.
- Weir, J. B. 1949. New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *The Journal of Physiology* 109 (1-2), 1-9.
- Williamson, J. W. 2010. The relevance of central command for the neural cardiovascular control of exercise. *Experimental Physiology* 95 (11), 1043-1048.
- Xhyheri, B., Manfrini, O., Mazzolini, M., Pizzi, C. & Bugiardini, R. 2012. Heart rate variability today. *Progress in Cardiovascular Diseases* 55 (3), 321-331.

LIITE 1: SUOSTUMUSLOMAKE

OPTISEEN SENSORITEKNOLOGIAAN POHJAUTUVAN SOVELLUKSEN HYÖDYNTÄMINEN PULSSIDATAN ANALYSOINNISSA

PulseOn Oy on kehittänyt optiseen sensoriteknoologiaan pohjautuvan rannekkeen, jonka avulla voidaan mitata pulssia analysoimalla veren liikettä suonissa. PulseOnin kehittämä teknologia mahdollistaa pulssidatan keräämisen ilman perinteisten sykemittareiden kanssa käytettävää sykevyötä. Optisen teknologian sekä sitä tukevien algoritmien avulla voidaan mitata useita aallonpituuksia ja valon voimakkuuden vaihtelua erityyppisissä olosuhteissa. Rannekkeen avulla kerätyt tiedot voidaan synkronoida älypuhelimeen iOS ja Android –sovellusten avulla. Mobiilisovellus analysoi rannekkeen kautta kerätyt tiedot tarjoamalla palautetta harjoituksen vaikutuksesta ja intensiteetistä, käyttäjän kuntotasosta ja palautumisajasta sekä antamalla personoituja ohjeita käyttäjän kuntotason edistämiseksi.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää optisen sensoriteknoologian avulla kerättyyn pulssidataan pohjautuvaa hapen- ja energiankulutuksen arvioinnin tarkkuutta sekä kehittää uusia tapoja analysoida pulssidataa merkityksellisen käyttäjäpalautteen perustaksi. Tutkimuksesta saatavaa tietoa tullaan hyödyntämään PulseOn Oy:n tuotekehityksessä.

KOEHENKILÖIKSI SOPIVAT:

- 18-60 vuotiaat terveet kuntoilijat, joilla on kokemusta juoksuharjoittelusta (maastossa & juoksumatolla)
- ovat kykeneviä suorittamaan maksimaalisen hapenottokyvyn testin, jossa kuormitusta nostetaan uupumukseen saakka

ALUSTAVA MITTAUSAIKATAULU:

- Varalan Urheiluopiston tiloissa suoritettava laboratoriotesti ja ulkona Tampereen keskustassa suoritettava kenttätesti talven 2014-2015 aikana (testien järjestys randomisoidaan ja niiden väliin jää maksimissaan viikko)

MITTAUSTEN SISÄLTÖ:

Laboratoriotesti

- Esitietojen keräys (harjoitushistoria, terveystarkastus, muut tiedot)
- Antropometria (pituus, paino)
- Maksimaalinen suoran hapenottokyvyn nousevan kuormituksen testi juoksumatolla, jossa mitataan hengityskaasuja, veren laktaattipitoisuutta sekä sykettä (PulseOn -ranneke ja referenssimittari)

Kenttätesti

- Tampereen keskustassa toteutettava n. 30 minuutin submaksimaalinen tasavauhtinen lenkki, jonka aikana mitataan sykettä (PulseOn -ranneke ja referenssimittari)

Testipäivinä koehenkilöiden tulisi olla palautuneita (ei raskasta fyysistä rasitusta edeltävänä päivänä) ja terveitä (ei flunssaa tai kuumetta). Ennen testiä on tärkeää, että koehenkilö on huolehtinut nesteytyksestä juomalla riittävästi vettä, ei ole nauttinut alkoholia edeltävänä tai testipäivänä, ei ole nauttinut raskasta ateriaa ja kahvia/teetä/colajuomia tai tupakoinut 3 tuntia ennen testin aloittamista.

Koehenkilö saa molempien testien suorittamiseen jälkeen sähköpostitse palautetta kuntotasostaan sekä hänelle määritetään aerobiset ja anaerobiset kynnykset sekä niihin liittyvät sykerajat juoksuharjoittelun tueksi. Tutkimukseen osallistuminen on koehenkilölle maksutonta.

Koehenkilöt kuuluvat Varalan vakuutuksen piiriin laboratoriotestin aikana ja vastaavasti PulseOn Oy:n vakuutuksen piiriin kenttätestin aikana. Kuten normaalissa juoksuharjoittelussa, on tutkimuksenkin aikana vaarana urheiluvammat ja loukkaantumiset. Huolellinen alkuverryttely on välttämätöntä. Haittavaikutuksena on erityisesti maksimaalissa hapenottokyvyn testissä lihasten kipeytyminen suorituksen jälkeen.

Olen ymmärtänyt tutkimuksen kulun ja siihen liittyvät mahdolliset haittatekijät. Testituloksiani saa käyttää tutkimustarkoituksessa anonymisti. Minulla on oikeus keskeyttää tutkimus niin halutessani. Laboratorio- ja kenttätetit pyrin suorittamaan sen hetkisen kunto- ja terveystilani mukaisesti. Olen velvollinen ilmoittamaan tutkijalle vammat ja muut mahdolliset mittausten onnistumiseen vaikuttavat tekijät. Suostun vapaaehtoiseksi koehenkilöksi allekirjoittamalla tämän lomakkeen.

Aika ja paikka: _____

Allekirjoitus: _____

Nimen selvennys: _____

LIITE 2: KENTTÄTESTISSÄ KERÄTYN GPS-DATAN VIRHETARKASTELU

| Koehenkilöt (n=22*) | PulseOn-sovelluksella mitattu etäisyys (m) | Referenssimittarin etäisyys (m) | Erotus (m) | Erotus (%) |
|---------------------|--|---------------------------------|----------------|---------------|
| 1 | 5990,55 | 6220,30 | -229,75 | -3,7 % |
| 2 | 5085,74 | 5014,46 | 71,28 | 1,4 % |
| 3 | 5450,01 | 5390,36 | 59,65 | 1,1 % |
| 4 | 5035,43 | 4963,36 | 72,07 | 1,5 % |
| 5 | 5842,22 | 6020,40 | -178,18 | -3,0 % |
| 6 | 5808,36 | 5999,40 | -191,04 | -3,2 % |
| 7 | 4336,20 | 4885,40 | -549,20 | -11,2 % |
| 8 | 4520,85 | 4883,20 | -362,35 | -7,4 % |
| 9 | 4523,46 | 4904,10 | -380,65 | -7,8 % |
| 10 | 4462,74 | 4915,80 | -453,06 | -9,2 % |
| 11 | 4653,29 | 4912,50 | -259,21 | -5,3 % |
| 12 | 4652,35 | 4990,70 | -338,35 | -6,8 % |
| 13 | 4509,67 | 4961,10 | -451,43 | -9,1 % |
| 14 | 5828,73 | 6171,90 | -343,17 | -5,6 % |
| 15 | 5963,16 | 6243,50 | -280,34 | -4,5 % |
| 16 | 4110,97 | 4651,60 | -540,63 | -11,6 % |
| 17 | 5801,14 | 6193,00 | -391,86 | -6,3 % |
| 18 | 4764,27 | 4929,40 | -165,13 | -3,3 % |
| 19 | 5778,08 | 6222,90 | -444,82 | -7,1 % |
| 20 | 5469,14 | 5837,40 | -368,26 | -6,3 % |
| 21 | 7386,95 | 7613,30 | -226,35 | -3,0 % |
| 22 | 6001,05 | 5990,50 | 10,55 | 0,2 % |
| Keskiarvo | 5271,56 | 5541,57 | -270,01 | -5,0 % |

*) Kahden koehenkilön osalta referenssidataa ei ole saatavilla