

Marjaana Nurmo

**AIKASARJA-ANALYYSI
SYKEVÄLIVAIHTELUISTA URHEILUN
KYNNYSTEISSÄ**

Kandidaatintyö

Tekniikan ja luonnontieteiden tiedekunta

Tarkastajat: Prof. Esa Räsänen, M.Sc. Matias Kanninen

Toukokuu 2024

TIIVISTELMÄ

Marjaana Nurmo: Aikasarja-analyysi sykevälivaihteluista urheilun kynnyksenteissä

Kandidaatintyö

Tampereen yliopisto

Teknis-luonnontieteellinen

Toukokuu 2024

Aerobinen ja anaerobinen kynnyks ovat keskeisiä käsitteitä kestävyysurheilussa, kun harjoitella suunnitellaan ja toteutetaan. Nämä rasiustasosta kertovat kynnykset ovat sykealueiden jakajia. Jotta harjoittelu olisi optimaalista, tulee eri sykealueilla harjoitella sopivassa suhteessa. Kynnykset määritetään tavallisesti testillä, jossa kuormitusta kasvatetaan portaittain uupumiseen asti. Testin aikana mitataan joko maitohapon määrää veressä sormenpäältä otettavilla verinäytteillä tai hengityskaasujen koostumusta. Myös molempia voidaan mitata samanaikaisesti. Testi on kallis ja invasiivinen, joten vaihtoehtoiselle menetelmälle on kysyntää.

Tässä tutkielmassa perehdytään laskennalliseen menetelmään kynnyksarvojen määrittämiseksi ja vertaillaan sitä jo käytössä oleviin menetelmiin. Laskennallinen menetelmä tarkastelee sykevälivaihtelua ajasta riippuvan trendit poistavan fluktuatioanalyysin avulla (dynamic detrended fluctuation analysis, DDFA). DDFA tutkii aikasarjan sisäisiä korrelaatio-ominaisuuksia ajan ja skaalan suhteen. Sykevälien korrelaatio-ominaisuudet vähenevät rasituksen kasvaessa. Sykevälivaihtelun korrelaatioiden muutoksia tarkastelemalla saadaan määritettyä aerobinen ja anaerobinen kynnyks.

Aineistona oli yhdeksän juoksumatolla suoritettua suoran maksimaalisen hapenottokyvyn testiä, joissa koehenkilöille määritettiin laktaattiin eli maitohappoon ja hengityskaasujen koostumukseen perustuen kynnyksykearvot. Testissä mitattiin myös sykevälidata, jota käytettiin kynnyksen määrittämiseen laskennallisella menetelmällä.

Laskennallinen menetelmä onnistui määrittämään aerobisen ja anaerobisen kynnyksen lähelle laktaattimittauksissa saatuja kynnyksiä ja paremmin kuin muut vertailut menetelmät. Tulevaisuudessa menetelmä voisi tarjota reaaliaikaista tietoa kynnyksykeistä sykeväistä ja urheilukelloista saatavan sykevälidatan avulla. Tutkimuksia pitää kuitenkin vielä jatkaa suuremmalla koehenkilöiden määrällä ja erilaisissa tilanteissa, jotta voidaan varmistua sen toimivuudesta.

Avainsanat: ajasta riippuva trendit poistava fluktuatioanalyysi, sykevälivaihtelu, aerobinen kynnyks, anaerobinen kynnyks

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck -ohjelmalla.

ABSTRACT

Marjaana Nurmo: Time series analysis of heart rate variability in threshold tests in sports
Bachelor's thesis
Tampere University
Engineering and Natural Sciences
May 2024

Aerobic and anaerobic thresholds are key concepts in endurance sports when planning and executing training. These thresholds, indicating levels of exertion, divide heart rate zones. To ensure optimal training, different heart rate zones should be trained in appropriate proportions. Thresholds are typically determined through a test where the workload is incrementally increased until exhaustion. During the test, either the amount of lactate in the blood is measured through fingertip blood samples or the composition of respiratory gases is analyzed. Both methods can also be measured simultaneously. The test is expensive and invasive, hence the demand for alternative methods.

This thesis explores a computational method for determining threshold values and compares it to existing methods. The computational method examines heart rate variability through dynamic detrended fluctuation analysis (DDFA), which investigates internal correlation properties of the time series in relation to time and scale. Heart rate variability correlation properties decrease as exertion increases. By examining changes in heart rate variability correlations, aerobic and anaerobic thresholds can be determined.

The dataset consisted of nine treadmill-based maximal oxygen uptake tests, where threshold heart rate values were determined for participants based on lactate and respiratory gas composition. Heart rate variability data collected during the tests was used for threshold determination using the computational method.

The computational method succeeded in determining aerobic and anaerobic thresholds close to those obtained from lactate measurements and better than other compared methods. In the future, the method could provide real-time information about threshold heart rates using heart rate variability data from heart rate monitors and sports watches. However, further research with a larger number of participants and in different situations is needed to ensure its effectiveness.

Keywords: dynamic detrended fluctuational analysis, heart rate variability, aerobic threshold, anaerobic threshold

The originality of this thesis has been checked using the Turnitin OriginalityCheck service.

SISÄLLYSLUETTELO

1.	Johdanto	1
2.	Teoria	2
2.1	Sydänsähkökäyrä	3
2.2	Sykevälivaihtelu	4
2.3	Trendit poistava flukтуаatioanalyysi	5
2.4	Ajasta riippuva trendit poistava flukтуаatioanalyysi.	6
3.	Aineisto	9
4.	Menetelmät	11
4.1	Tavanomaiset menetelmät	11
4.2	Kynnysten määrittäminen	12
5.	Tulokset	14
6.	Yhteenveto ja keskustelu	19
	Lähteet	20
	Liite A: DDFA-kuvaajat	22

1. JOHDANTO

Kestävyysurheilussa tärkeä osatekijä on harjoittelun optimoiminen niin, että se ei kuormita kehoa liikaa, mutta kuitenkin riittävästi. Kehoa täytyy kuormittaa erilaisilla intensiteeteillä, jotta kehittyminen on optimaalista. Usein kuormituksen yhteydessä puhutaan sykealueista, joille harjoittelu jaetaan sopivasti. Näitä sykealueita ovat jakamassa aerobinen ja anaerobinen kynnys. Aerobinen ja anaerobinen kynnys selvitetään tavallisesti mittaamalla veren laktaattipitoisuutta tai seuraamalla hengityskaasujen pitoisuuksia laboratorioolosuhteissa tapahtuvassa kokeessa, jossa fyysistä räsitusta kasvatetaan, kunnes uutta räsitustasoa ei pystytä enää pitämään yllä. Nämä testit ovat kalliita ja aikaavieviä eivätkä siksi aina ole tavallisen kuntoilijan saavutettavissa.

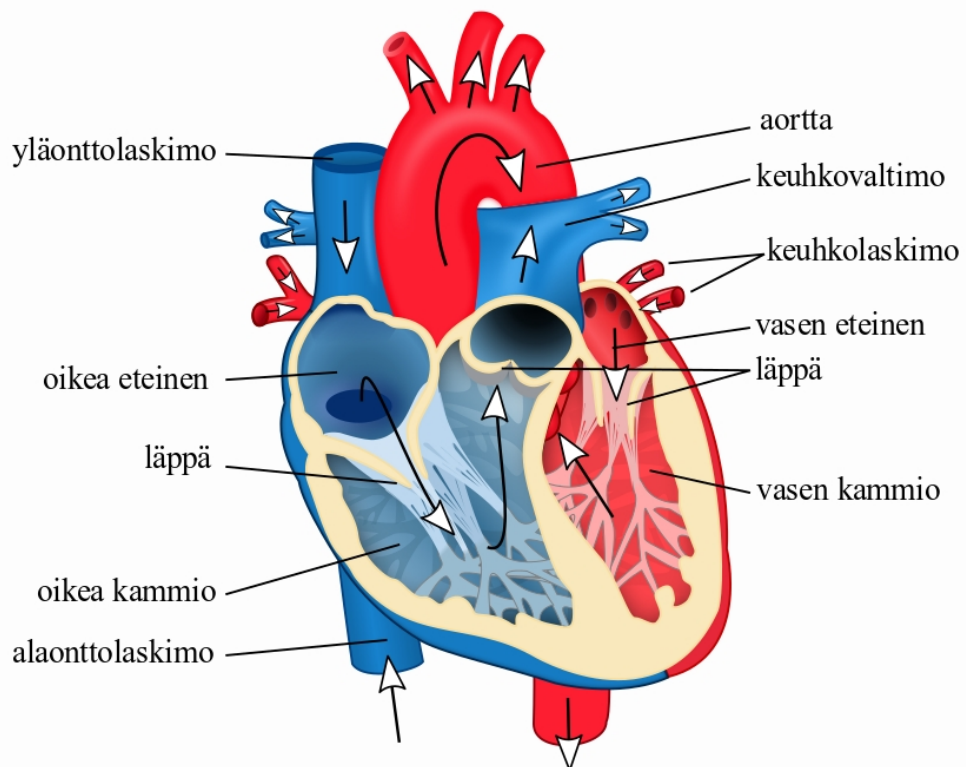
Urheilukellojen ja sykevöiden käyttö on lisääntynyt paljon, ja niistä saatavat tiedot ovat myös muuttuneet yhä tarkemmiksi. Siksi onkin kiinnostavaa pohtia, minkälaisia mahdollisuuksia niistä saatava data antaa kynnysten määrittämiselle. Tässä työssä tutkitaan, miten sydämen sykevälivaihtelusta määritetyt kynnysrykkeet vertautuvat tavanomaisilla menetelmillä määritettyihin kynnysryksiin. Sykevälivaihtelusta selvitetään ajasta riippuvan trendin poistavan fluktuaatioanalyysin (dynamic detrended fluctuation analysis, DDFA) avulla anaerobinen ja anaerobinen kynnysrykke, joita verrataan laktaatin, hengityskaasuanalyysin ja maksimisykkeen perusteella laskettuihin kynnysryksiin.

Työn aineistona on yhdeksän juoksumatolla laboratorio-olosuhteissa tehtyä maksimaalisen hapenottokyvyn testiä. Testeissä mitattiin koehenkilöiden veren laktattipitoisuutta, hengityskaasuja sekä sykevälilejää.

Työ alkaa luvussa 2 esiteltävällä teoriolla, joka sisältää sydämen anatomiaan, sydänsähkökäyrään ja sykevälivaihteluun tutustumisen. Luvun loppuosissa esitellään laskennassa käytettäviä menetelmiä. Luvussa kolme esitellään tutkimusaineisto. Luvussa 4 käsitellään kynnysrykkeiden määrittämisessä käytettäviä menetelmiä, jonka jälkeen luvussa 5 esitellään työn tulokset.

2. TEORIA

Sydän on hieman omistajansa nyrkkiä suurempi neljästä lokerosta koostuva elin. Sydämen tehtävänä on pumpata verta elimistössä. Sydän koostuu oikeasta puolesta, jonka tehtävänä on pumpata verta keuhkoverenkiertoon sekä vasemmasta puolesta, joka pumpaa verta systeemiverenkiertoon ns. suureen verenkiertoon. Vasen ja oikea puoli koostuvat eteisestä, kammion ja erilaisista läpistä. Sydämen oikealla puolella eteisen ja kammion välillä on kolmiliuskaläppä ja kammion ja keuhkovaltimon välillä on keuhkovaltimoläppä. Sydämen vasemmalla puolella sijaitseva eteis-kammioläppä on hiippaläppä ja kammion ja aortan välissä on aorttaläppä. Läppien tehtävänä on estää veren virtaus väärään suuntaan. [1]



Kuva 2.1. Havainnekuva sydämen anatomiasta. [2]

Veri virtaa sydämässä tiettyä reittiä pitkin. Vähähappinen veri saapuu suuresta verenkierrosta sydämen oikeaan eteiseen ontolaskimoa pitkin. Oikeasta eteisestä veri pumpptuu oikeaan kammioon kolmiliuskaläpän lävitse. Kun oikea kammio on täyttynyt, kammio

supistuu ja veri virtaa keuhkovaltimoon. Hapekas veri palaa keuhkoverenkierrosta sydämen vasempaan eteiseen, jonka supistuessa veri virtaa hiippaläpän lävitse vasempaan kammioon. Sen supistuessa veri pumppautuu aorttaläpän läpi suureen verenkiertoon. [1]

Sydämen supistumista ohjaavat sydämen tahdistinsolut. Nämä solut ovat soluja, jotka depolarisoituvat ja repolarisoituvat itsekseen tietyssä rytmissä. Tärkeimmät tahdistinsolut sijaitsevat sydämen oikean eteisen yläosassa. Tätä tahdistinsolujen rypästä kutsutaan sinussolmukkeeksi. Sinussolmukkeen tuottama rytmi on tavallisesti 60-100 lyöntiä minuutissa, mutta lyöntitiheys voi vaihdella paljon riippuen esimerkiksi fyysisestä aktiivisuudesta. Sinussolmuke huolehtii sydämen rytmin ylläpitämisestä, mutta kaikki muutkin sydänsolut pystyvät toimimaan tahdistinsoluina. [3]

Sinussolmukkeesta lähtevä sähköinen viesti kulkeutuu nopeasti eri puolille sydäntä sähköä hyvin johtavia johtoratoja pitkin [4]. Johtoradat mahdollistavat sydämen solujen mahdollisimman yhtäaikaisen supistumisen [3]. Sydämen eteisten ja kammioiden välillä on eristävä kerros, jonka läpi sähköinen ärsyke pääsee vain eteis-kammiosolmukkeen kautta [4]. Sinussolmukkeesta lähtenyt ärsyke aiheuttaa ensin eteisten supistumisen, jonka jälkeen ärsyke viipyy hetken eteis-kammiosolmukkeessa ennen kuin kammiot vastaanottavat sen ja supistuvat. Sähköisen ärsyksen viipyminen on tärkeää, jotta kammioihin ehtisi virrata verta ennen kuin ne supistuvat.[3]

2.1 Sydänsähkökäyrä

Sydänsähkökäyrä on kuvaus sydämen sähköisestä toiminnasta. Sydämen supistuminen ja takaisin lepotilaan palautuminen ovat tapahtumia, jotka voidaan havaita sähkökentän muutoksina koko kehossa. Siksi sydämen toimintaa tutkitaankin usein sydänsähkökäyrän avulla. [5] Sydänsähkökäyrä mitataan usein kahdentoista eripuolille kehoa asetettavan elektrodin avulla, jotta saadaan kuva sydämen sähköisestä aktiivisuudesta eri suunnissa[3].

Sydänsähkökäyrästä nähdään sydämen toimintaan liittyviä tapahtumat kuten eteisten ja kammioiden supistuminen sekä takaisin lepotilaan palautuminen. Sydänsähkökäyrä esittää jännitteen muutoksen ajan funktiona. Koska jännitteen muutokset ovat samanlaisia aina kullekin sydämen pumppaukselle, voidaan sydänsähkökäyrästä havainnoida siinä tyypillisesti esiintyviä eri pumppausvaiheita vastaavia sähköisiä signaaleja. [3]

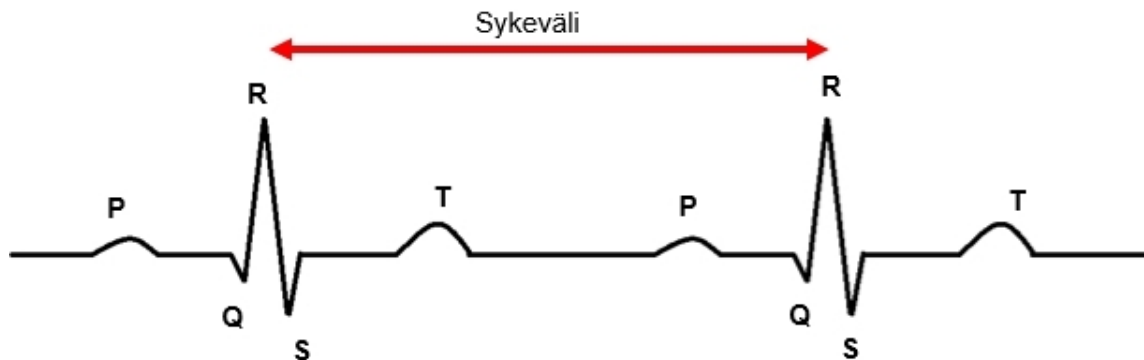
Normaalista sydänsähkökäyrästä voidaan havaita viisi selkeästi tyypillistä vaihetta. Näillä tyypillisillä poikkeamilla tai aalloilla on omat nimensä ja aiheuttajansa. Ensimmäisenä on P-aalto, joka aiheutuu eteisten aktivaatiosta. P-aalto on perustasosta poikkeava heilahdus, jonka ajallinen pituus kertoo, kuinka kauan eteisten supistuminen kestää. P-aallon jälkeen jännite pysyy hetken aikaa perustasolla. Tämä tasainen jakso johtuu sähköisen

signaalin viipymisestä eteis-kammiosolmukkeesta.

Sähköisen signaalin siirryttyä eteisistä kammioihin sydänsähkökäyrästä erottuu QRS-kompleksi, joka on kolmen aallon sarja. Näistä Q- ja S- aallot ovat eri suuntaan tapahtuvia sähköisen signaalin selkeitä muutoksia perustasosta kuin R-aalto. Q-aallon aiheuttaa kammioden väliseinän supistuminen. R-aalto taas kuvaa kammioden supistumista, mutta suurin osa R-aallosta kuvaa vasemman kammion supistumista, koska siinä on paljon enemmän sydänlihassoluja kuin oikeassa kammiossa. QRS-kompleksi kuvaa siis kammioden supistumista. Viimeisenä havaitaan T-aalto, joka kuvaa kammioden sydänlihassolujen repolarisaatiota eli palautumista takaisin rentoutuneeseen tilaan. T-aallon tulisi olla kestoltaan pidempi kuin QRS-kompleksin, koska lihaksen rentoutuminen vie enemmän aikaa kuin sen supistuminen. [3]

2.2 Sykevälivaihtelu

Sykevälivaihtelu (heart rate variability, HRV) kuvaa sydämen lyöntivälien pituuksien eroja. Sydämen lullaan monesti lyövänsä tasaisella tahdilla niin, että jokaisen lyönnin välissä on sama aika. Tämä ei ole kuitenkaan totta. Terveen ihmisellä sydämen sykeväli vaihtelevat voimakkaasti, vaikka syketaso olisi keskiarvoistettuna vakio esimerkiksi 5-10 sekunnin ajanjakson aikana.[6] Sykevälivaihtelun avulla voidaan tutkia sydämen terveyttä. On esimerkiksi havaittu, että merkittävästi vähentynyt sykevälivaihtelu lisää sydänperäisen kuoleman riskiä.[7]



Kuva 2.2. Sydänsähkökäyrä ja sykeväli R-piikkien välissä.

Sykevälin pituus selvitetään usein sydänsähkökäyrästä. Yksi sykeväli vastaa kahden R-aallon maksimikohdan välistä aikaa. Havainnointiin käytetään R-aaltoja, koska ne ovat selkeimmin erotettavissa sydänsähkökäyrästä. [6] Sykevälejä voidaan selvittää myös fotopletysmografeilla (PPG), jotka mittaavat valonlähteen- ja ilmaisimen avulla veren tilavuuden muutoksia. Useat urheilu- ja älykellot käyttävät PPG-tekniikkaan perustuvaa mittaria sykkeen määrittämiseen. [8] Sydänsähkökäyrästä saadaan kuitenkin määritettyä sykeväliä tarkemmin kuin PPG-mittauksesta, koska sydänsähkökäyrä kuvaa suoraan

sydämessä tapahtuvaa sähköistä toimintaa, kun taas PPG-mittaus saa tiedon välillisesti verenvirtauksen muutoksien kautta. [6]

Sykevälivaihtelun analyysiin on kehitetty monenlaisia menetelmiä, joista useimmat liittyvät sykevälien tarkasteluun aika- tai taajuustasossa. Aikatason tarkastelu tarkoittaa sykevälien pituuksien muutoksien tutkimista ja taajuustason tarkastelu keskittyy tunnistamaan tietyin aikaväleihin eli jollain taajuudella tapahtuvaa toimintaa. Yleisin menetelmä sykevälivaihtelun tarkasteluun on sykevälien keskijajonta eli SDNN. Tässä NN viittaa normaalista sinuslyönnistä seuraavaan normaaliin lyöntiin kuluva aika. SDNN lasketaan usein 24 tunnin mittaiselle jaksolle. [7]

Muita aikataso- menetelmiä ovat RMSSD, SDANN, NN50, pNN50 ja SDRR. RMSSD on peräkkäisten normaali- sydämenlyöntien aikaero millisekun- teina, joka korotetaan toiseen potenssiin ja keskiarvoistetaan ennen kuin kokonaissummasta otetaan neliöjuuri. Vähimmäismittausaika- na RMSSD mittauksissa pidetään viittä minuuttia. SDANN on SDNN- menetelmää vastaava, mutta siinä keskijajonta lasketaan viiden minuutin jaksolle vuorokauden ajan. NN50 on sellaisten normaali- lyöntien lukumäärä, jotka eroavat toisistaan yli 50 ms ja pNN50 on kyseisten lyöntien prosenttiosuus. NN50- ja pNN50- mittaukset suoritetaan kahden minuutin aikajaksolla. SDRR on kaikkien sinuslyöntien ei vain normaali- keskijajonta. [7]

Taajuustason sykeväli- analyysi perustuu sykevälivaihtelun erottelukseen sen eri taajuus- komponentteihin. Taajuuskomponentteihin hajottaminen tehdään yleensä nopealla Fourier- muunnoksella (Fast Fourier Transform, FFT). Taajuuskomponentit luokitellaan luokkiin ULF, VLF, LF ja HF, joiden taajuusalueet ovat vastaavasti ≤ 0.003 Hz, 0.0033–0.04 Hz, 0.04–0.15 Hz ja 0.15–0.40 Hz. Eri taajuusalueilla näkyvät eri keho- toiminnot kuten hengitys tai univalverytmi. Myös parasym- paattisen- ja sympaattisen hermoston aktiivisuuksien suhdetta voidaan tarkastella tarkastel- malla LF/HF- suhdetta, mutta on huomattava, että LF ja HF eivät suoraan edusta hermojärjestelmiä, koska toisen järjestelmän aktiivisuus vaikuttaa molempiin taajuuskomponentteihin. [7]

Sykevälivaihtelua analysoidaan aika- ja taajuustason lisäksi myös epälineaarisilla menetelmillä. Tällaisia ovat esimerkiksi Poincaré- kuvaaja ja trendit poistava fluktuatioanalyysi (detrended fluctuation analysis, DFA). [7] DFA:ta ja siitä johdettua ajasta riippuvaa trendit poistavaa fluktuatioanalyysiä (dynamic detrended fluctuation analysis, DDFA) käsitellään tarkemmin luvuissa 2.3 ja 2.4.

2.3 Trendit poistava fluktuatioanalyysi

Trendit poistava fluktuatioanalyysi (DFA) on menetelmä, jolla voidaan tutkia aikasarjan korrelaatio- ominaisuuksia. Laskeminen aloitetaan suorittamalla aikasarjan integrointi. Aikasarjan integroinnissa aikasarjan $B(i)$ keskiarvo vähennetään kustakin sarjan pisteestä,

ja näistä lasketaan kumulatiivinen summa kaavalla

$$y(k) = \sum_{n=i}^k (B(i) - \langle B \rangle). \quad (2.1)$$

Kuvassa 2.3A on alkuperäinen aikasarja ja kuvassa 2.3B aikasarja on integroitu. Seuraavaksi jaetaan saatu funktio $y(k)$ saman kokoisiin aikaikkunoihin, joihin tehdään sovitteet pienimmän neliösumman menetelmällä. Sovitteet ovat usein lineaarisia, mutta ne voivat olla myös korkeamman asteen polynomeja. Sovitteet tehdään usealla eri skaalalla, eli eri kokoisilla aikaikkunoilla. Kuvassa 2.3B on havainnollistettu sovitteiden tekemistä. Aikasarja on jaettu samankokoisiin ikkunoihin ja niihin on tehty lineaariset sovitteet punaisella värillä. Kuvaan on tehty myös siniset sovitteet eri skaalalla kuin punaiset. Seuraavaksi lasketaan funktion ja siihen tehtyjien sovitteiden välinen neliöllinen keskiarvopoikkeama. Tyypillisesti suuremmilla ikkunakoilla poikkeamat ovat suurempia. Poikkeamat piirretään ikkunakoon funktiona kuvaajaan, jonka molemmat akselit ovat logaritmisia. [9]

Jos aikasarjassa esiintyy skaalautuvuutta, muodostuu lineaarinen suhde logaritmisten poikkeamien ja ikkunakokojen välille. Poikkeamien piirto skaalan funktiona ja muodostuva suora on havainnollistettu kuvassa 2.3C. Muodostuneen suoran kulmakerroin α kertoo aikasarjan korrelaatiosta. Kulmakerroin $\alpha = 0.5$ tarkoittaa sarjaa ilman korrelaatioita ja $\alpha = 1,5$ vastaa Brownin kohinaa. Terveellä aikuisella sykevälivaihtelusta laskettu DFA antaa α :n arvoksi noin 1. [9]

DFA:ta on aiemmin käytetty aerobisen kynnyksen [10] ja ensimmäisen ventilaatiokynnyksen [11][12] estimointiin.

2.4 Ajasta riippuva trendit poistava fluktuatioanalyysi

Ajasta riippuva trendit poistava fluktuatioanalyysi (DDFA) pohjautuu trendit poistavaan fluktuatioanalyysiin (DFA). DFA:ssa aikasarjaa tarkastellaan vain skaalan funktiona, mutta DDFA:ssa muuttujia on kaksi, joista toinen on skaala ja toinen tässä tapauksessa aika. Kahden muuttujan avulla tarkastelu mahdollistaa aikasarjan sisäisen korrelaatio-ominaisuuksien muutosten tarkastelun.

DDFA:n laskeminen aloitetaan dynaamisella segmentoinnilla, jossa segmentin pituus l muuttuu skaalan s funktiona kaavan

$$l(s) = as \quad (2.2)$$

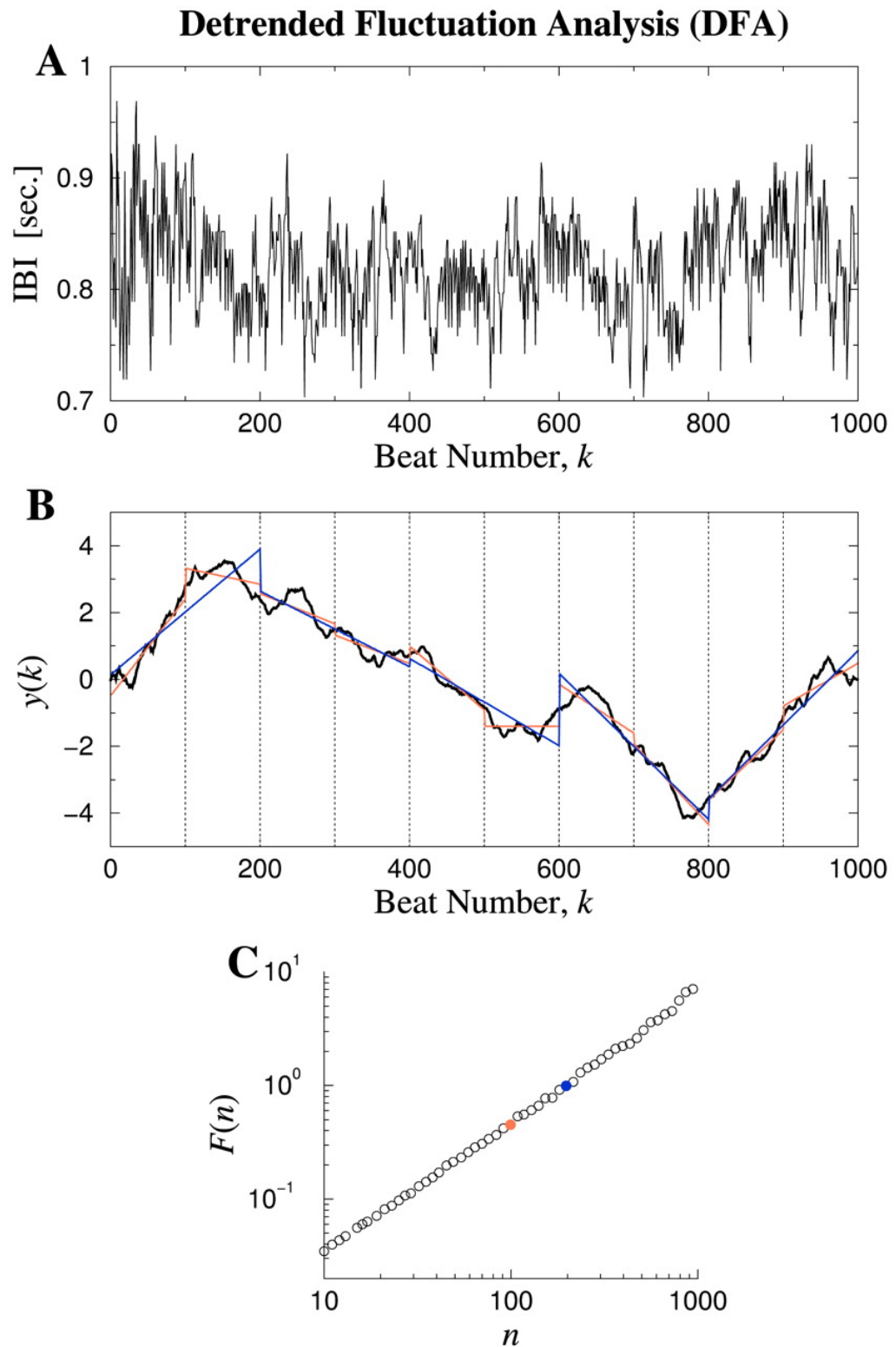
mukaisesti. Vakio a määräytyy sen perusteella kuinka tarkasti aikasarjaa halutaan tarkastella. Pienempi vakion arvo johtaa yksityiskohtaisempaan analyysiin, mutta se aiheuttaa enemmän häiriötä. Sopivaksi a :n arvoksi HRV-analyysiin on löydetty $a = 5$, jota käytetään

tässäkin työssä. [13]

Jokaiselle segmentille lasketaan toisen asteen DFA-flukтуаatiofunktio skaaloilla $s-1, s, s+1$. Näin saatuja flukтуаatiofunktioita merkitään vastaavasti $\tilde{F}_t(s-1), \tilde{F}_t(s), \tilde{F}_t(s+1)$. Kullekin segmentille saadaan laskettua ajasta ja skaalasta riippuva skaalauseksponentti α käyttämällä differenssimenetelmällä saatavaa approksimaatiota

$$\alpha(t, s) \approx \frac{(h_-)^2 \tilde{F}_t(s+1) \tilde{F}_t(s) - (h_+)^2 \tilde{F}_t(s-1)}{h_- h_+ (h_+ + h_-)}, \quad (2.3)$$

jossa $h_- = \log(s) - \log(s-1)$ ja $h_+ = \log(s+1) - \log(s)$ ovat logaritmiset erot taakse ja eteen. [14]



Kuva 2.3. Havainnekuva DFA:n algoritmista. **A** alkuperäinen aikasarja. **B** integroitu aikasarja (musta) ja punaisella lineaariset sovitteet skaalalla 100 ja sinisellä lineaariset sovitteet skaalalla 200. **C** sovittiden virheet skaalan funktiona logaritmisella asteikolla muodostavat suoran, jonka kulmakerroin on skaalautuvuuseksponentti α . [9]

3. AINEISTO

Tutkimuksen aineistona käytettiin yhdeksää maksimaalisen hapenottokyvyn juoksumattotestiä. Testiin osallistuneet vapaaehtoiset olivat iältään 25–40-vuotiaita terveitä aikuisia. Osallistujat antoivat tutkimukseen kirjallisen suostumuksen. Tutkimus sai hyväksynnän Tampereen yliopistollisen sairaalan eettiseltä toimikunnalta, ja siinä noudatettiin Helsingin julistuksen periaatteita. Koehenkilöistä saatiin taustatietona sukupuoli, ikä, paino, pituus ja painoindeksi. Taustatiedot on esitetty taulukossa 3.1.

Taulukko 3.1. Koehenkilöiden taustatiedot: sukupuoli, ikä, paino, pituus ja painoindeksi (BMI).

Koehenkilö	Sukupuoli	ikä	paino (kg)	pituus (cm)	BMI (kg/m ²)
1	Mies	28	78,5	190	21,7
2	Nainen	40	59,2	165	21,7
3	Nainen	25	66,5	169	23,3
4	Mies	26	80,3	180	24,8
5	Nainen	40	66,4	172	22,4
6	Mies	39	83,2	178	26,3
7	Mies	36	75,5	177	24,1
8	Mies	28	71,9	180	22,2
9	Mies	38	79,9	185	23,3

Juoksumattotestissä juostavaa nopeutta kasvatettiin kolmen minuutin välein 1 km/h, kunnes koehenkilö ei enää jaksanut juosta kyseisellä nopeudella. Testin aikana osallistujilta mitattiin veren laktaattipitoisuus kolmen minuutin välein ja hengityskaasujen pitoisuudet noin kymmenen sekunnin välein. Lisäksi koehenkilöiden sykevälien mittaamiseen käytettiin sykesensoria. [15]

Sykesensorista saatu sykeväldata esikäsiteltiin, jotta huonolaatuinen data ei aiheuta häiriötä laskentaan. Ensin data rajattiin, jotta se vastaisi aikaa, jolta on myös hengityskaasumittauksia. Tämä tarkoitti lyhyen osuuden poistamista sekä alusta, että lopusta. Jäljellejäänestä osuudesta poistettiin sellaiset sykevälit, jotka olivat joko liian lyhyitä tai pitkiä. Ensin poistettiin sykevälit, joiden RR-intervallin pituus oli lyhyempi tai pidempi kuin 200-2000 ms tai vastaavasti 30-300 BPM (beats per minute). Seuraavaksi jäljelle jäänyt data suoda-

tettiin käyttämällä ikkunallista keskiarvosuodatinta. Keskiarvoistus tehtiin 7 RR-intervallin pituisissa ikkunoissa ja data sai poiketa näin saadusta trendikäyrästä 10 %. [15]

Automaattisen suodatuksen jälkeen data käytiin läpi vielä silmämääräisesti ja siihen tehtiin tarvittaessa korjauksia. Korjaukset kohdistuivat lähinnä väärin tunnistettuihin R-piikkeihin, joiden seurauksena sykevälit olivat epänormaaleja. On myös mahdollista, että epänormaalit sykevälit eivät johtuneet väärin tunnistetuista R-piikeistä vaan kyse oli rytmihäiriöistä. Automaattinen suodatus poisti myös virheellisesti joitain RR-intervalleja, joten ne sisällytettiin takaisin dataan. Tarvittujen korjauksien määrä oli vähäinen. Myös automaattisen suodatuksen tekemät korjaukset olivat kaikissa tapauksissa alle 0,73 %. [15]

4. MENETELMÄT

4.1 Tavanomaiset menetelmät

Tavanomaisesti urheilun kynnyssykkeet määritetään tutkimalla veren laktaattipitoisuutta tai hengityskaasujen koostumusta ja tilavuutta laboratoriolosuhteissa tapahtuvassa testissä. Testi suoritetaan tarkan protokollan mukaan. Testit voidaan suorittaa monella eri urheilumuodolla, kuten juoksemalla, pyöräilemällä, sauvakävelemällä tai soutamalla. Testi antaa parempia tuloksia, kun laji valitaan niin että se vastaa parhaiten testattavan urheilulajia. [16] Tämän työn tutkimusaineisto on peräisin juoksumattotesteistä, joten niitä käsitellään vielä hieman tarkemmin.

Kynnysten määrittämisessä käytetään useimmiten suoraa maksimitestiä. Suomalaisen testauskäytännön mukaan juoksumatolla suoritettavassa testissä testattava juoksee määrättyä vauhtia kolmen minuutin ajan, jonka jälkeen nopeutta kasvatetaan 1 km/h. Nopeuden kasvattamista jatketaan aina kolmen minuutin välein testattavan uupumiseen saakka. Juoksumaton kulma on koko mittauksen ajan 1 %, jotta hapenkulutus saataisiin vastamaan tasaisella tiellä juoksua. Aina nopeuden vaihtuessa testattavan veren laktaattipitoisuus mitataan useimmiten sormenpäästä. Jotta mittauspisteitä olisi riittävästi kynnysten määrittämiseen laktaattipitoisuuden avulla, pyritään niitä saamaan 8–12 kappaletta, joten testin lähtönopeutta valittaessa tulee arvioida, mitä nopeutta testattava pystyy vielä ylläpitämään, jotta mittauspisteitä saadaan riittävästi. Hengityskaasuja mitatetaan jatkuvasti niin, että jokainen hengityssykli saadaan analysoitua. [16]

Laktaattikynnykset

Laktaattipitoisuuden avulla määritettäessä aerobinen kynnyks määritetään kohtaan, jossa laktaatin pitoisuus veressä on noussut 0,3 mmol/l sen matalimmasta arvosta. Laktaattipitoisuuden nousua tutkitaan piirtämällä laktaattipitoisuus intensiteetin funktiona. Anaerobinen kynnyks määritetään kohtaan, jossa aerobisen kynnyksen ja sitä seuraavan mitatun laktaattipiteen avulla piirretty suora ja mittauksen kahden viimeisen pisteen kautta kulkeva suora leikkaavat. [16]

Ventilaatiokynnykset

Hengityksen eli ventilaation avulla määritettävät kynnykset poikkeavat laktaatin avulla määritetyistä aerobisesta ja anerobisesta kynnyksestä, joten niitä kutsutaan ventilaatiokynnyksiksi. Ensimmäinen ventilaatiokynnys (VT1) määritetään kohtaan, jossa ventilaatiossa eli sisään ja ulos hengitettävän ilman tilavuudessa sekä hiilidioksidin tuotossa havaitaan muutoskohta. VT1:n jälkeen ventilaatio ja hiilidioksidin tuotto kasvavat yhtä nopeasti. Tätä aluetta kutsutaan isokapniseksi alueeksi. Toinen ventilaatiokynnys (VT2) määritetään kohtaan, jossa isokapninen alue loppuu ja ventilaation kasvu kiihtyy suhteessa hiilidioksidin tuottoon. [16]

Maksimisykkeestä määritetyt kynnykset

Kynnykset voidaan myös määrittää yksinkertaisesti laskemalla maksimisykkeen perusteella, mutta näin saadut tulokset ovat vain suuntaa antavia. Tällä tavalla aerobinen kynnys määritetään niin, että se on 60 % – 70 % maksimisykkeestä ja anaerobinen kynnys on 85 % – 90 % maksimisykkeestä [14]. Tavallisesti myös maksimisykke voidaan arvioida laskemalla 220-ikä, mikä ei kuitenkaan aina anna kovin luotettavia tuloksia. Tässä työssä maksimisykkeen laskemiseen käytettiin 25 lyhyimmän sykevälän keskiarvoa. Aerobisen kynnyksen on laskettu olevan 70 % ja anaerobisen kynnyksen 85 % maksimisykkeestä.

4.2 Kynnysten määrittäminen

Kynnyssykeiden määrittämiseksi lasketaan toisen asteen DDFA tutkittavalle sykevälien aikasarjalle. DDFA lasketaan 20 skaalalla, jotka ovat logaritmisesti väliltä 5-64 määritettyjä kokonaislukuja. Jokaiselle segmentille lasketaan skaalauseksponentti $\alpha(\text{HR}, s)$ sykkeen (heart rate, HR) ja skaalan funktiona. Sykkeenä käytetään kunkin segmentin sykkeen keskiarvoa. Sykkeet ja niitä vastaavat skaalauseksponentit lajitellaan sykettä lähinnä olevaa kokonaislukua vastaaviin lokeroihin. Jokaiselle skaalle lasketaan keskiarvo yhtä sykettä vastaavassa lokerossa, jolloin saadaan $\alpha(\text{HR}_{\text{bin}}, s)$. [14]

Aikasarjasta lasketaan yksilöllinen perustaso, jotta erilaisista fysiologisista lähtökohdista johtuva vaihtelu vähenisi. Perustaso määritetään 25 matalimman sykelokeron $\alpha(\text{HR}_{\text{bin}}, s)$ arvojen keskiarvosta kullekin skaalalle s . Kunkin skaalan perustason arvo vähennetään koko aikasarjan kyseistä skaalaa vastaavista $\alpha(\text{HR}_{\text{bin}}, s)$ arvoista. Kun tämä on tehty, lasketaan yhden sykelokeron kaikkia skaaloja vastaavien $\alpha(\text{HR}_{\text{bin}}, s)$ keskiarvo, jolloin saadaan $\alpha(\text{HR}_{\text{bin}})$. Saatu $\alpha(\text{HR}_{\text{bin}})$ -käyrä tasoitetaan keskiarvosuodattimella, jossa sykelokeroita keskiarvoistetaan 10 lokeron ikkunoissa, jotta käyrän trendi erottuisi heilahtelujen joukosta. Merkitään saatua suodatettua käyrää $\tilde{\alpha}(\text{HR}_{\text{bin}})$. [14]

Aerobinen ja anaerobinen kynnys määritetään tutkimalla $\tilde{\alpha}(\text{HR}_{\text{bin}})$ arvoa määritettyyn perustasaan nähden. Kun $\tilde{\alpha}(\text{HR}_{\text{bin}})$ alittaa perustason pysyvästi, määritetään kyseiseen

kohtaan aerobinen kynnys. Perustason katsotaan alittuneen pysyvästi, jos $\tilde{\alpha}(\text{HR}_{\text{bin}})$ pysyy sen alapuolella vähintään kymmenen peräkkäisen sykkeen arvon ajan. Anaerobinen kynnys määritetään vastaavasti, mutta perustason sijaan tulee $\tilde{\alpha}(\text{HR}_{\text{bin}})$ saavuttaa pysyvä leikkauskohta arvossa -0,5. [14]

5. TULOKSET

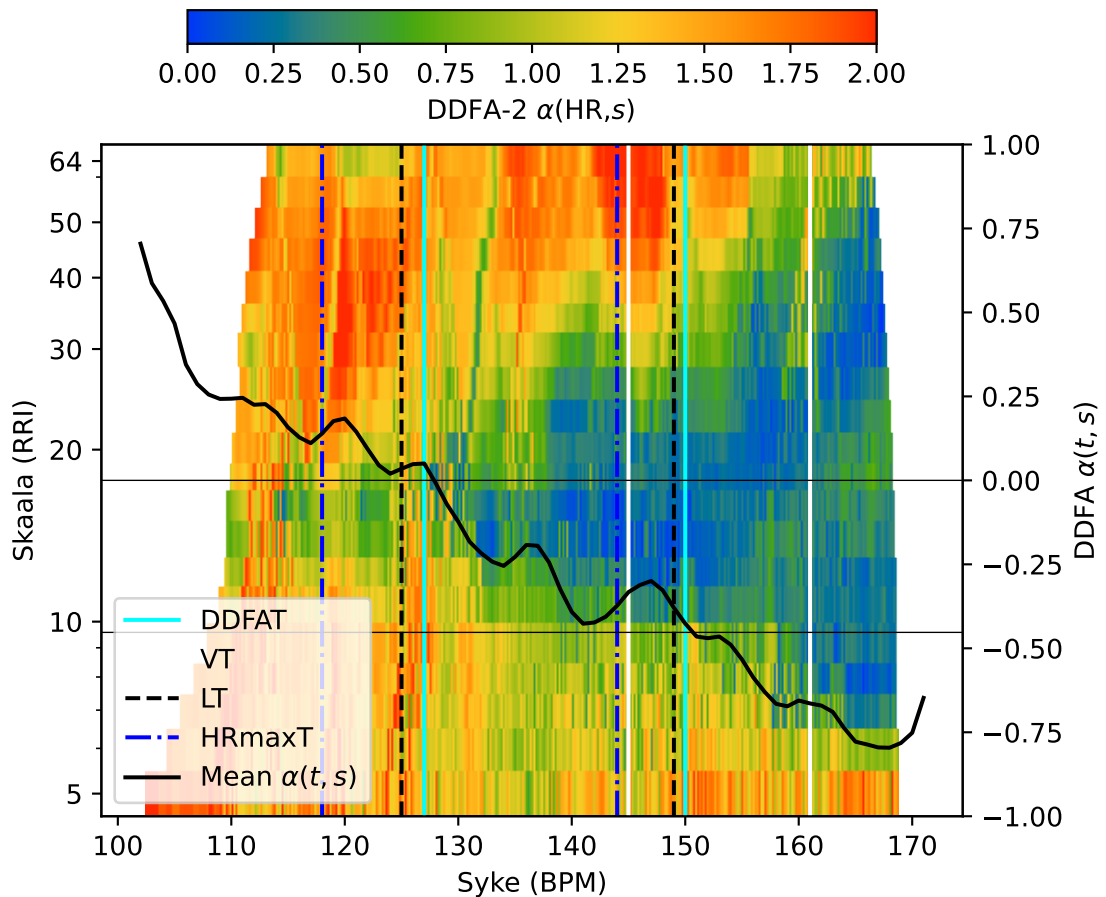
Tulokset on laskettu luvuissa 2.4 ja 4.2 esitettyjen menetelmien avulla. Kynnykset on määritetty tutkimalla sykevälien korrelaatiota DDFA:n avulla. Kuvassa 5.1 on esitetty kynnyksenmäärityksessä käytetty menetelmä koehenkilölle 6. Kuvan värit esittävät arvoja, jotka DDFA:n skaalauseksponentti saa. Skaalauseksponentti on esitetty sekä sykkeen että skaalan funktiona. Sykkeen arvot ovat x-akselilla ja skaalan y-akselilla. Musta yhtenäinen viiva on $\tilde{\alpha}(\text{HR}_{\text{bin}})$, jonka käytöksen perusteella kynnykset määritettiin. Koehenkilölle DDFA-menetelmällä määritetyt aerobinen ja anaerobinen kynnykset on merkitty kuvaan pystysuorilla turkooseilla viivoilla. Vertailua varten kuviin on myös piirretty laktaatti-, ventilaatio- ja maksimisykemeneelmillä määritetyt kynnykset. laktaattikynnykset on piirretty mustilla katkoviivoilla ja ventilaatiokynnykset valkoisilla yhtenäisillä viivoilla. Maksimisykemeneelmällä saadut tulokset on piirretty katkonaisella sinisellä viivalla.

Kuvasta nähdään, että pienemmillä sykkeillä on enemmän punaista ja keltaista väriä ja suuremmilla enemmän sinistä ja vihreää. Voidaan siis sanoa, että skaalauseksponentin arvot pienenevät sykkeen kasvaessa eli toisin sanoen sykevälien korrelaatiot vähenevät rasituksen kasvaessa. Menetelmän toimivuutta voidaan arvioida tutkimalla laktaattikynnysten ja DDFA:lla määritettyjen kynnysten erotusta, jolloin huomataan, että kyseisellä koehenkilöllä ne ovat hyvin lähellä toisiaan. Aerobinen kynnykset eroaa vain kahdella BPM:llä ja anaerobinen vain yhdellä. Pitää kuitenkin muistaa, että kyseessä on yksittäinen koehenkilö eikä määrittäminen välttämättä onnistu yhtä tarkasti muille henkilöille. Kaikille koehenkilöille on suoritettu samanlainen laskenta, ja kuvat löytyvät liitteistä.

Seuraavaksi vertaillaan eri kynnyksenmääritysmenetelmiä laatikkodiagrammien ja Bland-Altman-kuvaajien avulla. Eri menetelmillä määritetyistä kynnyksistä käytetään kuvissa 5.2, 5.3 ja 5.4 seuraavia lyhenteitä: aerobinen ja anaerobinen kynnykset laktaattimenetelmällä LT_1 ja LT_2 , ensimmäinen ja toinen kynnykset ventilaatiomenetelmällä VT_1 ja VT_2 , aerobinen ja anaerobinen kynnykset maksimisykemeneelmällä $HR_{\text{max}T_1}$ ja $HR_{\text{max}T_2}$ sekä aerobinen ja anaerobinen kynnykset DDFA-menetelmällä $DDFAT_1$ ja $DDFAT_2$.

Kuvassa 5.2 on laatikkodiagrammi, joka kuvaa eri menetelmien absoluuttista virhettä suhteessa laktaattimenetelmään. Y-akselilla on summattu absoluuttinen virhe laktaattikynnyksiin, eli vertailtavan menetelmän ja laktaattimenetelmän ensimmäisen ja toisen kynnyksen väliset absoluuttiset erot on laskettu yhteen. Oranssi viiva laatikoiden keskellä

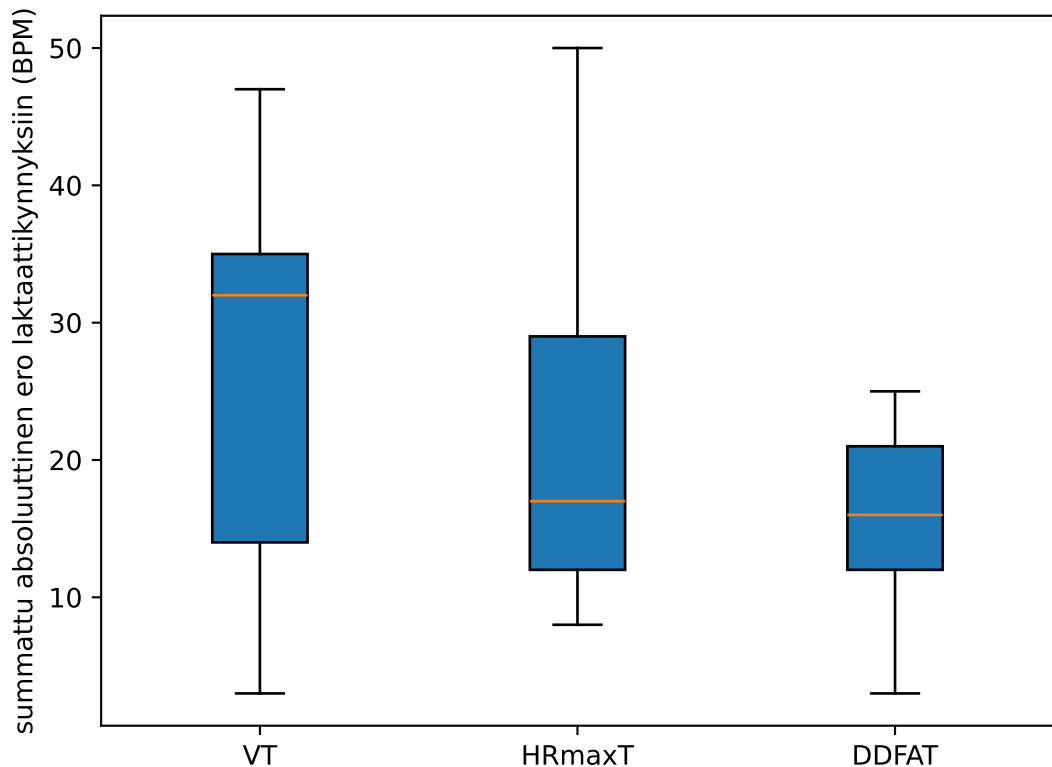
kuvaa eron mediaania ja mustilla viivoilla on kuvattu sekä pienimmät että suurimmat 25 % eroista. Diagrammista voidaan todeta, että DDFA-menetelmä antaa pienimmän eron verrattessa laktaattimenetelmään ja summattu absoluuttinen ero vaihtelee n. 3:sta 25:een. Nähdään myös, että ventilaatiomenetelmällä vaihtelu on suurta ja se näyttäisi vastaavan huonoiten laktaattikynnyksiä. Maksimisykemenetelmällä eron mediaani on liki sama kuin DDFA-menetelmällä, mutta sillä on saatu myös joukon suurimmat poikkeamat laktaattimenetelmään nähden.



Kuva 5.1. Koehenkilön 6 sykevälivaihteludatasta laskettu DDFA ja sen avulla määritetyt kynnykset. Myös muilla menetelmillä määritetyt kynnykset on piirretty kuvaan.

Kuvassa 5.3 on vastaavat laatikkodiagrammit, kuin kuvassa 5.2 mutta absoluuttista eroa on tarkasteltu erikseen toisiaan vastaaville kynnyksille. Vasemmalla puolella on verrattu eri menetelmillä määritettyjä aerobisia kynnyksiä laktaattimenetelmällä määritettyyn aerobiseen kynnykseen ja oikealla puolella on verrattu samoin anaerobisia kynnyksiä. Kuvasta huomataan, että kaikki käytetyt menetelmät eroavat laktaattimenetelmästä enemmän aerobista kynnystä vertailtaessa. DDFA-menetelmällä vaihtelu on vähäisempää kuin toisilla menetelmillä. Maksimisykemenetelmän eron mediaani on pieni, mutta vain hieman alhaisempi kuin DDFA-menetelmällä. Ventilaatiomenetelmällä määritetty aerobinen kynnys vastaa huonosti laktaattimenetelmää. Anaerobisen kynnyksen kohdalla vaihtelu on huo-

mattavasti vähäisempää. DDFA-menetelmällä määritetty anaerobinen kynnys eroaa laktaattimenetelmällä määritetystä kaikilla paitsi yhdellä koehenkilöllä 8 BPM tai vähemmän. Ventilaatiomenetelmä ja laktaattimenetelmä antoivat neljälle koehenkilölle täysin saman anaerobisen kynnyksen, minkä vuoksi VT_2 :n ja LT_2 :n välistä eroa kuvaava laatikko alkaa nolasta.

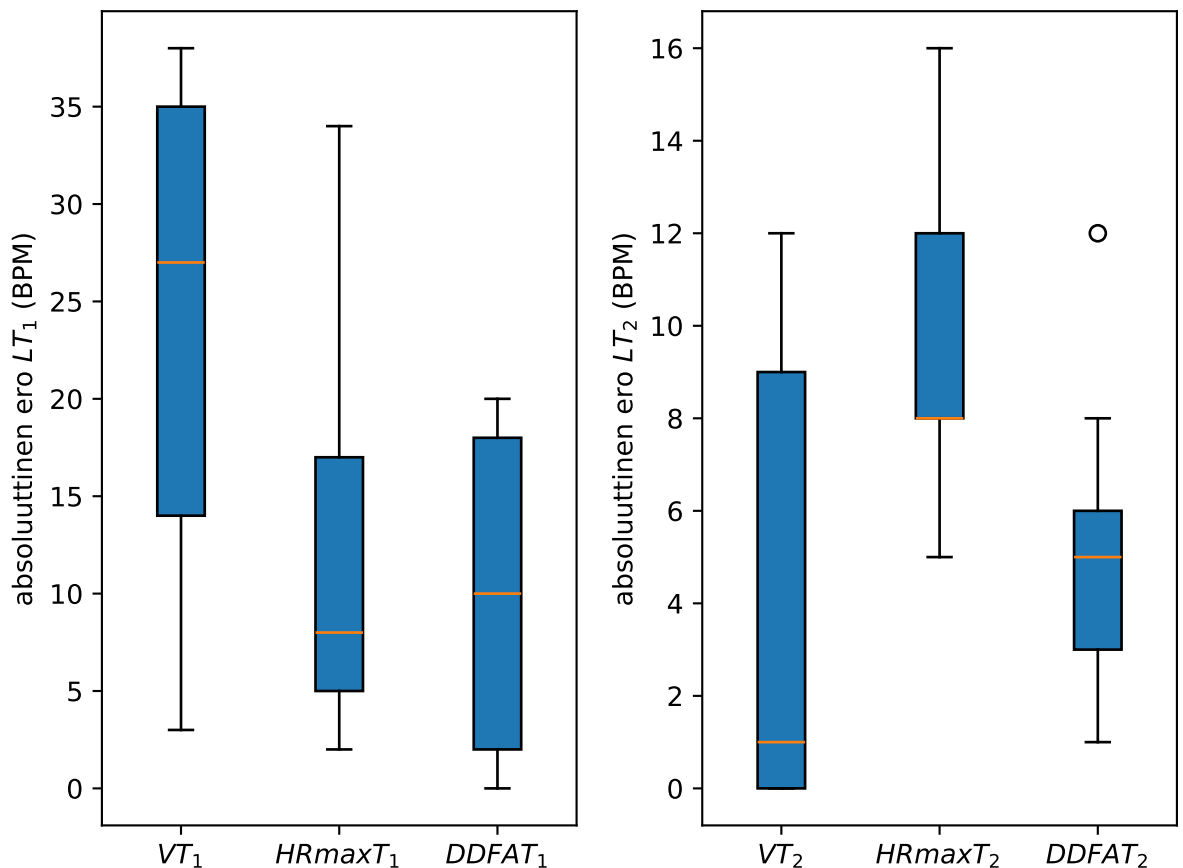


Kuva 5.2. Eri kynnysmäärittämenetelmillä saatujen kynnyksen summattu absoluuttinen ero suhteessa laktaattimenetelmällä määritettyihin kynnyksiin.

Kuvassa 5.4 on Bland-Altman-kuvaajat, joissa verrataan kutakin eri menetelmällä määritettyä kynnystä vastaavaan laktaattimenetelmällä määritettyyn kynnukseen. Kuvaajissa kynnyksen sykearvojen erotus on piirretty kynnyksen keskiarvon funktiona. Laktaattikynnyksen ja verrattavalla menetelmällä määritettyjen kynnyksen erotusten keskiarvoa eli keskimääräistä virhettä kuvataan mustalla katkoviivalla ja 95 % luottamusväli on piirretty harmailla katkoviivoilla. Kaksi menetelmää ovat silloin yhteisymmärryksessä toistensa kanssa, kun keskimääräinen virhe on mahdollisimman lähellä nollaa ja luottamusväli on pieni. Nollataso on piirretty kuvaajiin yhtenäisellä vaaleanharmaalla viivalla.

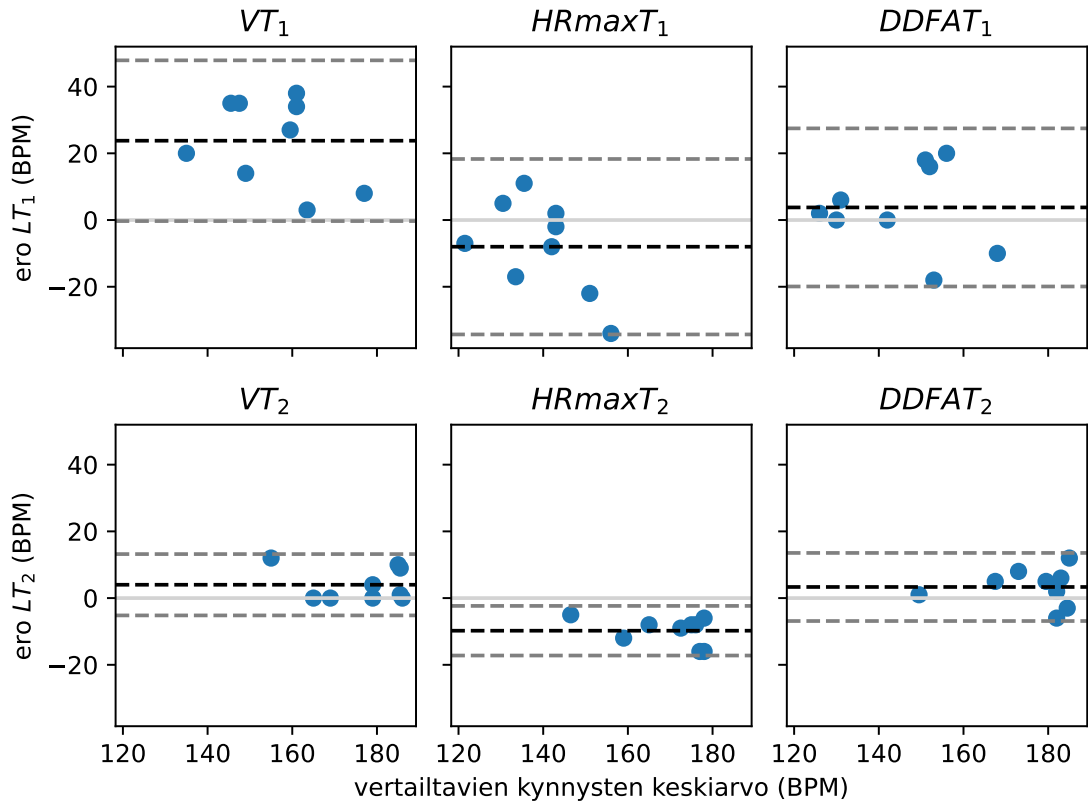
Kun tarkastellaan aerobisia kynnyksiä, huomataan, että keskimääräinen virhe on lähimpänä nollaa DDFA-menetelmällä, joka antaa myös pienimmän luottamusvälin. Ventilaatiomenetelmällä saatava ensimmäinen kynnys on huomattavasti korkeampi kuin laktaat-

timenetelmällä keskimääräinen ero on n. 25 BPM. Maksimisyke- ja DDFA-menetelmällä keskimääräinen virhe on huomattavasti pienempi. Maksimisykemenetelmä arvioi aerobiset kynnykset keskimäärin n. 10 BPM alhaisemmiksi kuin laktaattimenetelmä. DDFA-menetelmällä kynnykset ovat keskimäärin hieman korkeampia, mutta kuitenkin alle 5 BPM. Kuvaajista nähdään, että luottamusvälit ovat aerobisilla kynnyksillä suuret. Kaikilla menetelmillä luottamusvälin pituus on noin 50 BPM. Vaihtelu on siis suurta, kuten havaittiin myös kuvasta 5.2.



Kuva 5.3. Vasemmalla puolella eri kynnysmääritysmenetelmien antaman aerobisen kynnyksen absoluuttinen ero laktaattimenetelmällä määritettyyn aerobiseen kynnykseen. Oikealla eri kynnysmääritysmenetelmien antaman anaerobisen kynnyksen absoluuttinen ero laktaattimenetelmällä määritettyyn anaerobiseen kynnykseen.

Anaerobisilla kynnyksillä 95 %:n luottamusvälit ovat huomattavasti pienempiä, joten lopputuloksissa ei ole niin suurta vaihtelua. Ventilaatiomenetelmällä ja DDFA-menetelmällä keskimääräinen virhe on sunnilleen sama alle 5 BPM. Molemmat menetelmät arvioivat tilastollisesti kynnykset hieman korkeammaksi kuin laktaattimenetelmällä. Maksimisykemenetelmän antama arvio anaerobisesta kynnyksestä on keskimäärin liian alhainen.



Kuva 5.4. Bland-Altman-kuvaajat, joissa verrataan kullakin menetelmällä määritettyjä aerobisia ja anaerobisia kynnyksiä vastaaviin laktaattimenetelmällä määritettyihin kynnyksiin. Musta katkoviiva on menetelmien välisen erotuksen keskiarvo ja harmaat katkoviivat edustavat 95 %:n luottamusväliä.

Tuloksia tarkastellessa tulee huomioida, että yhdeksän koehenkilön aineisto on melko suppea ja yksittäisten tulosten vaikutus tilastollisiin analyysiin on merkittävä. Tarkempien tulosten saamiseksi koehenkilöiden määrää tulisi kasvattaa. Jatkotutkimuksen Jyväskylän yliopiston sekä Suomen kilpa- ja huippu-urheilun keskuksen suurilla tietokannoilla ovat jo käynnissä.

6. YHTEENVETO JA KESKUSTELU

Kestävyysurheilulussa harjoittelun optimoinnin kannalta urheilijan on olennaista tuntea aerobinen- ja anaerobinen kynnyksensä. Kynnysten mittaaminen tavanomaisilla menetelmillä kuten laktaatti- tai ventilaatiotestillä on kallista, joten uusille ei-invasiivisille menetelmille on kysyntää.

Tässä tutkielmassa tutkittiin hiljattain julkaistua [14] laskennallinen menetelmä kynnysten arvioimiseksi. Aiemmasta tutkimuksesta poiketen käytettiin juoksudataa pyöräilydatan sijaan. Menetelmä pohjautuu sykevälivaihtelun analyysiin ajasta riippuvan trendit poistavan flukтуаatioanalyysin (dynamic detrended fluctuation analysis, DDFA) avulla. DDFA pohjautuu trendit poistavaan flukтуаatioanalyysiin (detrended fluctuation analysis, DFA), jota on jo aiemmin käytetty etenkin aerobisten kynnysyyskykeiden estimointiin [10][11][12]. DDFA mahdollistaa aikasarjan dynaamisen tarkastelun toisin kuin DFA. DDFA:sta saadun tiedon pohjalta yhdeksälle koehenkilölle määritettiin aerobinen ja anaerobinen kynnykset, joita verrattiin muihin yleisesti käytössä olevien kynnysten määrittämenetelmien pohjalta määritettyihin kynnysyyskykeisiin. Vertailukohteeksi valittiin laktaattimittauksiin perustuva menetelmä.

Laskennallisesti DDFA:n pohjalta määritetyt kynnykset vertautuivat melko hyvin laktaattimenetelmällä määritettyihin aerobiseen ja anaerobiseen kynnykseen. Kaikista tarkastelluista menetelmistä DDFA-menetelmällä saatiin parhaita tuloksia laktaattimenetelmään verrattaessa.

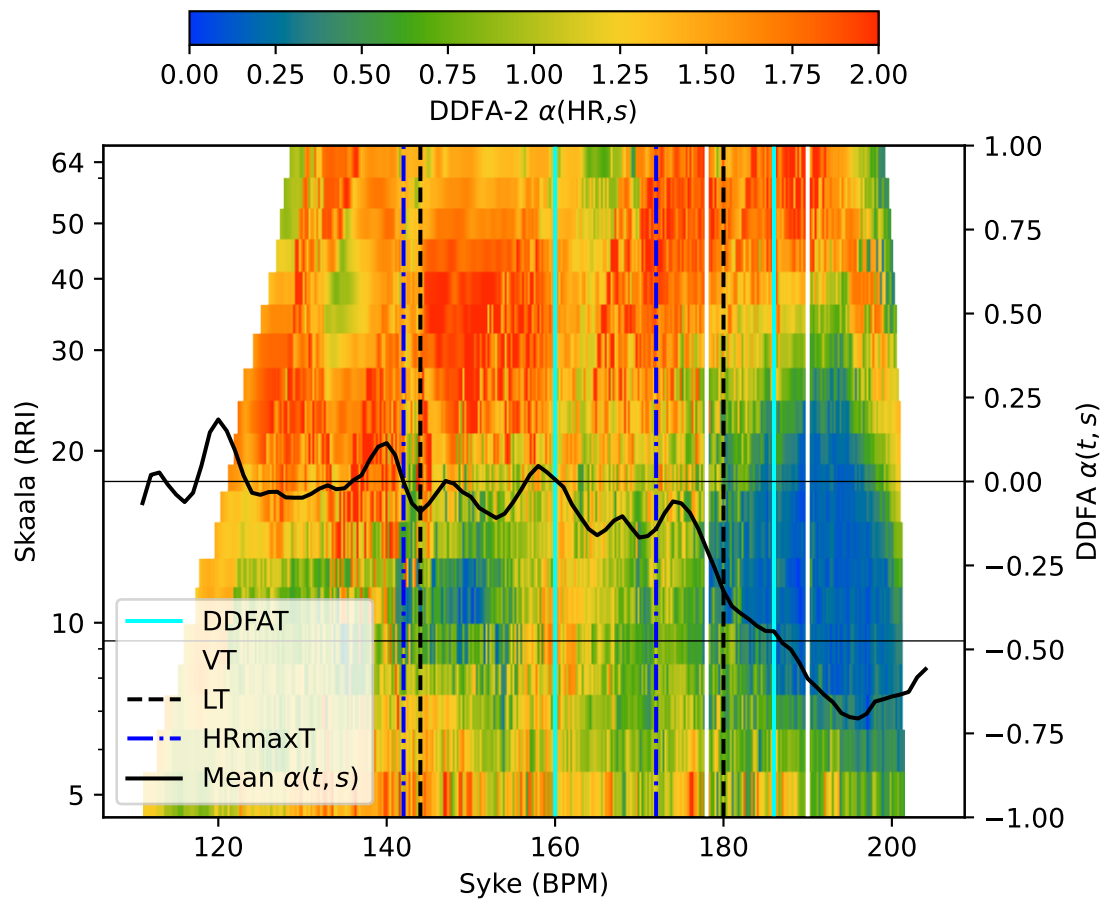
DDFA on lupaava menetelmä urheilun kynnysyyskykeiden määrittämiseen sykkeen perusteella. Menetelmää pitää kuitenkin vielä tutkia lisää, koska yhdeksän koehenkilön otos on hyvin pieni. Täytyy myös selvittää, toimiiko menetelmä erilaisissa urheilutilanteissa, sillä nyt syke data oli peräisin samoista laboratorio-olosuhteissa suoritetuista maksimitesteistä kuin mitä nykyisin käytetään kynnysten määrittämiseen. Menetelmä voisi olla mahdollisesti tulevaisuudessa käytössä erilaisissa puettavissa laitteissa kuten urheilukelloissa ja sykevöissä. Nyt syke data oli peräisin sykevyydestä saaduista sykeväleistä. Monissa urheilukelloissa syke data saadaan veren virtauksen muutoksia tarkastelemalla, joten on myös mielenkiintoinen tutkimuskohde kuinka hyvin menetelmä toimii tällaisella datalla.

LÄHTEET

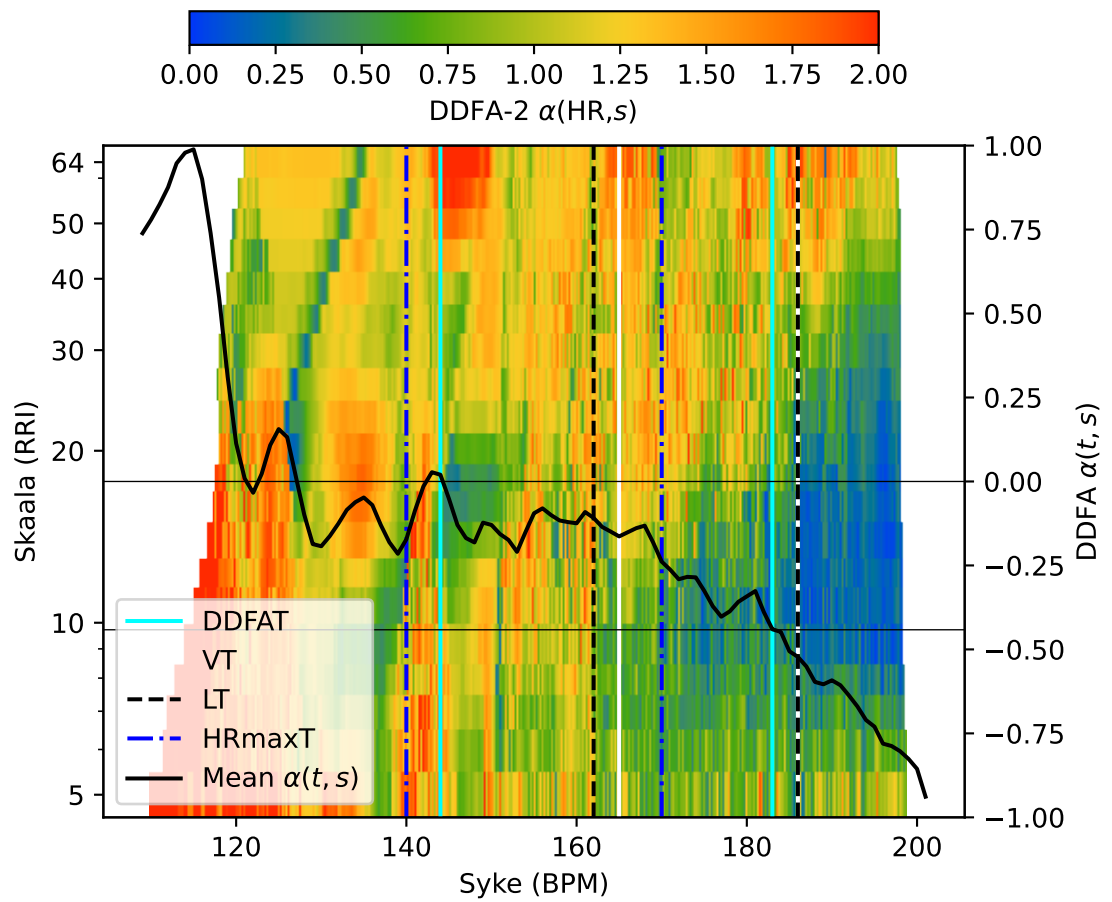
- [1] Katz, A. M. *Physiology of the heart*. eng. Fifth edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams Wilkins Health, 2011 - 2011. ISBN: 1-4511-4912-3.
- [2] Commons, W. *File:Ihmisen sydän poikkileikkaus.svg* — *Wikimedia Commons, the free media repository*. [Viitattu 25.4.2024]. 2020. URL: https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Ihmisen_syd%C3%A4n_poikkileikkaus.svg&oldid=487541635.
- [3] Thaler, M. S. *The Only EKG Book You'll Ever Need*. eng. 10. painos. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2022. ISBN: 1975185838.
- [4] Airaksinen, J., Aalto-Setälä, K., Hartikainen, J., Juntila, J., Laine, M., Lommi, J., Raatikainen, M. J. P. ja Saraste, A. *Kardiologia*. fin. [4., uudistettu painos]. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 2023. ISBN: 978-951-656-749-8.
- [5] Mäkijärvi, M., Nikus, K., Raatikainen, M. J. P., Parikka, H. ja Aro, A. *EKG*. fin. Tarkistettu ja päivitetty versio. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 2019. ISBN: 978-952-360-057-7.
- [6] Shaffer, F., McCraty, R. ja Zerr, C. L. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in Psychology* 5 (2014). ISSN: 1664-1078. DOI: 10.3389/fpsyg.2014.01040. URL: <https://www.frontiersin.org/journals/psychology/articles/10.3389/fpsyg.2014.01040>.
- [7] Shaffer, F. ja Ginsberg, J. P. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. eng. *Frontiers in public health* 5 (2017), s. 258–258. ISSN: 2296-2565. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00258.
- [8] Castaneda, D., Esparza, A., Ghamari, M., Soltanpur, C. ja Nazeran, H. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *Int J Biosens Bioelectron* 4.4 (elokuu 2018). PMC6426305, s. 195–202. ISSN: 2573-2838. DOI: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125. URL: <https://doi.org/10.15406/ijbsbe.2018.04.00125>.
- [9] Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Peng, C.-K. ja Stanley, H. E. Fractal dynamics in physiology: Alterations with disease and aging. eng. *Proceedings of the National Academy of Sciences - PNAS* 99.Suppl 1 (2002), s. 2466–2472. ISSN: 0027-8424. DOI: 10.1073/pnas.012579499.
- [10] Gronwald, T., Berk, S., Altini, M., Mourot, L., Hoos, O. ja Rogers, B. Real-Time Estimation of Aerobic Threshold and Exercise Intensity Distribution Using Fractal Correlation Properties of Heart Rate Variability: A Single-Case Field Applica-

- tion in a Former Olympic Triathlete. *Frontiers in Sports and Active Living* 3 (2021). ISSN: 2624-9367. DOI: 10.3389/fspor.2021.668812. URL: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2021.668812>.
- [11] Rogers, B., Giles, D., Draper, N., Hoos, O. ja Gronwald, T. A New Detection Method Defining the Aerobic Threshold for Endurance Exercise and Training Prescription Based on Fractal Correlation Properties of Heart Rate Variability. eng. *Frontiers in physiology* 11 (2021), s. 596567–596567. ISSN: 1664-042X. DOI: 10.3389/fphys.2020.596567.
- [12] Van Hooren, B., Mennen, B., Gronwald, T., Bongers, B. C. ja Rogers, B. Correlation properties of heart rate variability to assess the first ventilatory threshold and fatigue in runners. eng. *Journal of sports sciences* (2023), s. 1–10. ISSN: 0264-0414. DOI: 10.1080/02640414.2023.2277034.
- [13] Molkkari, M., Angelotti, G., Emig, T. ja Räsänen, E. Dynamical heart beat correlations during running. eng (2020). DOI: 10.1038/s41598-020-70358-7.
- [14] Kannianen, M., Pukkila, T., Kuisma, J., Molkkari, M., Lajunen, K. ja Räsänen, E. Estimation of physiological exercise thresholds based on dynamical correlation properties of heart rate variability. eng (2023). DOI: 10.3389/fphys.2023.1299104.
- [15] Kuisma, J. *Scaling properties of heart rate variability in assessment of athletic performance*. eng. Tekniikan ja luonnontieteiden tiedekunta - Faculty of Engineering ja Natural Sciences, 2023.
- [16] Keskinen, K. L., Häkkinen, K., Kallinen, M., Kuivalainen, J. ja Aartolahti, E. *Fyysisen kunnan mittaaminen : käsi- ja oppikirja kuntotestaaajille*. fin. Liikuntatieteellisen Seuran julkaisu, nro 174. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura, 2018. ISBN: 978-952-5762-07-5.

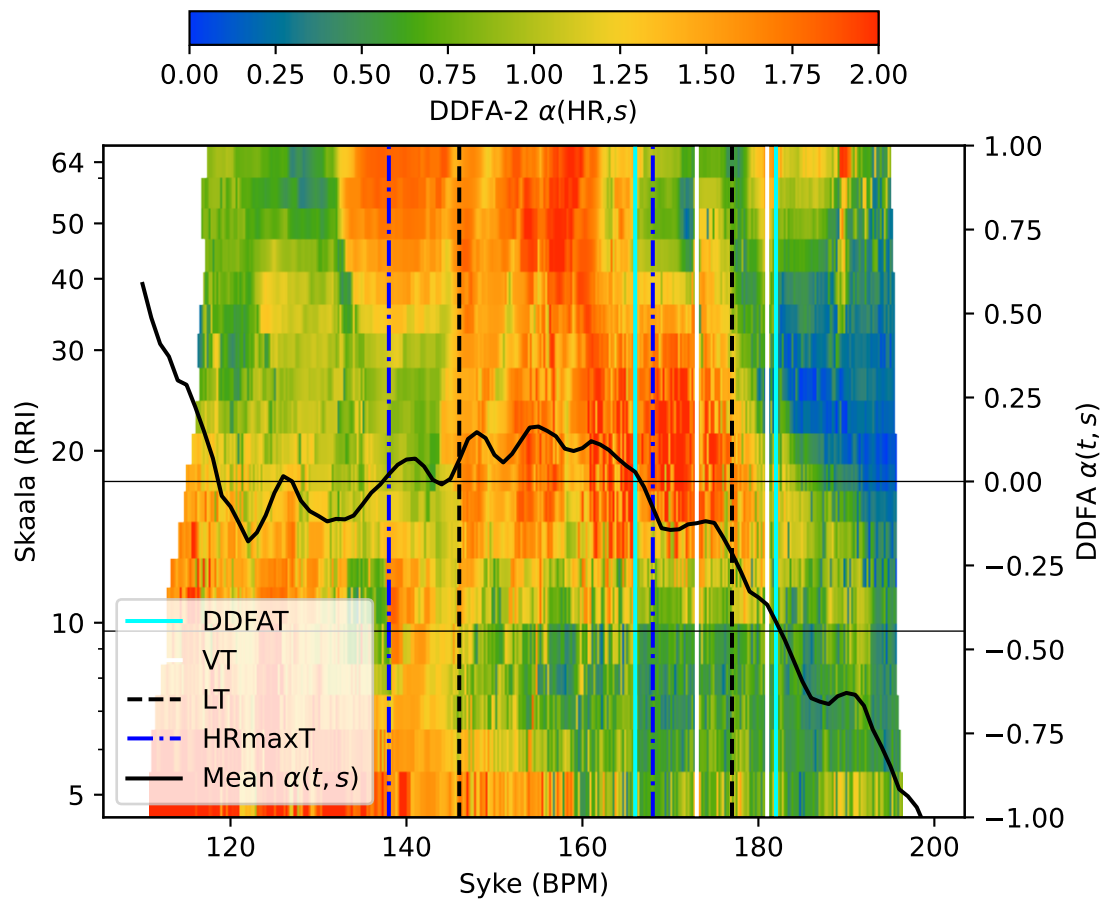
LIITE A: DDFA-KUVAAJAT



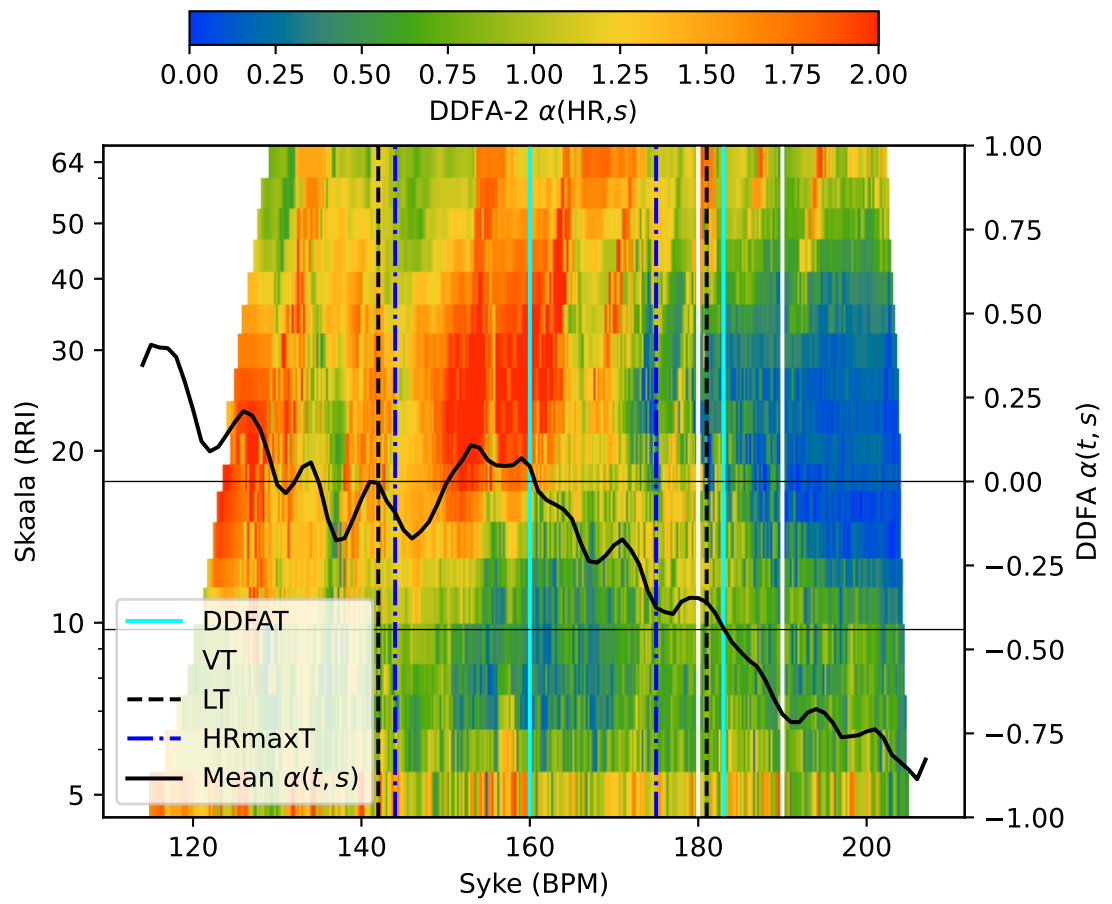
Kuva A.1. Koehenkilö 1



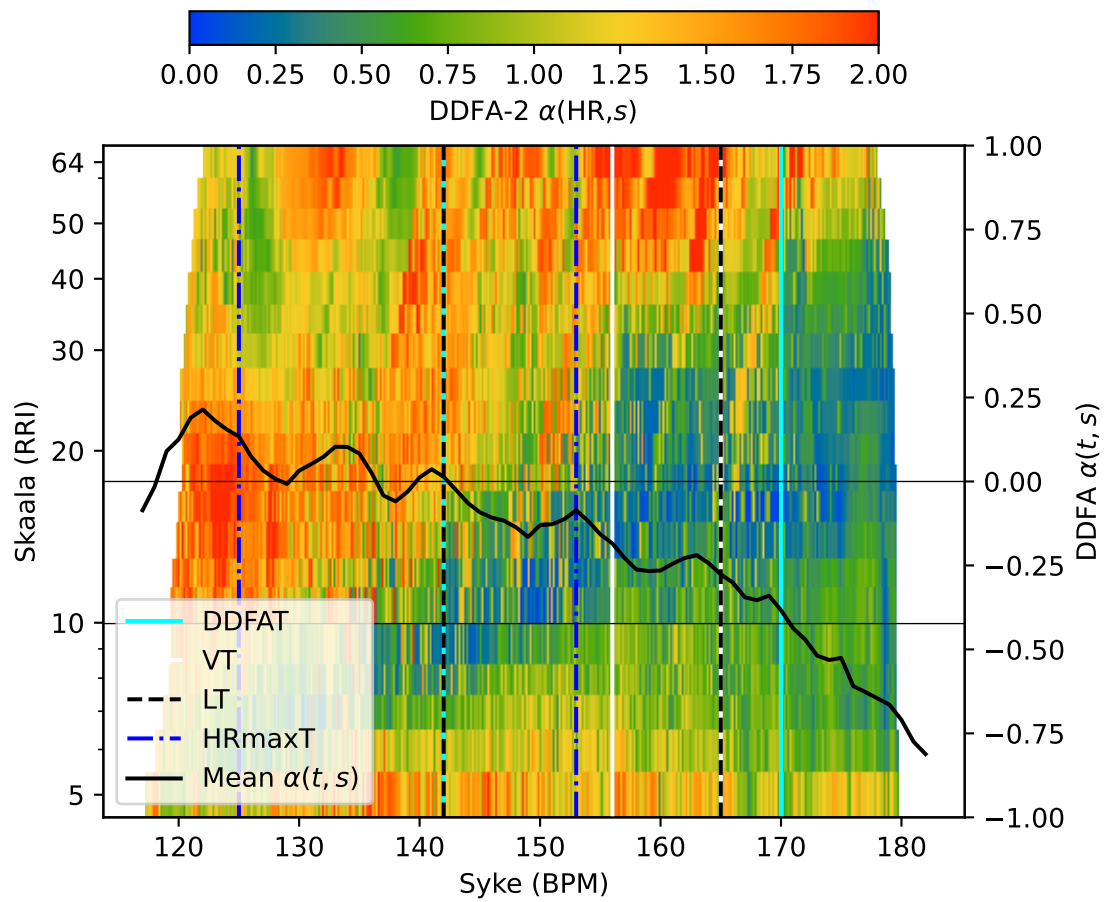
Kuva A.2. Koehenkilö 2



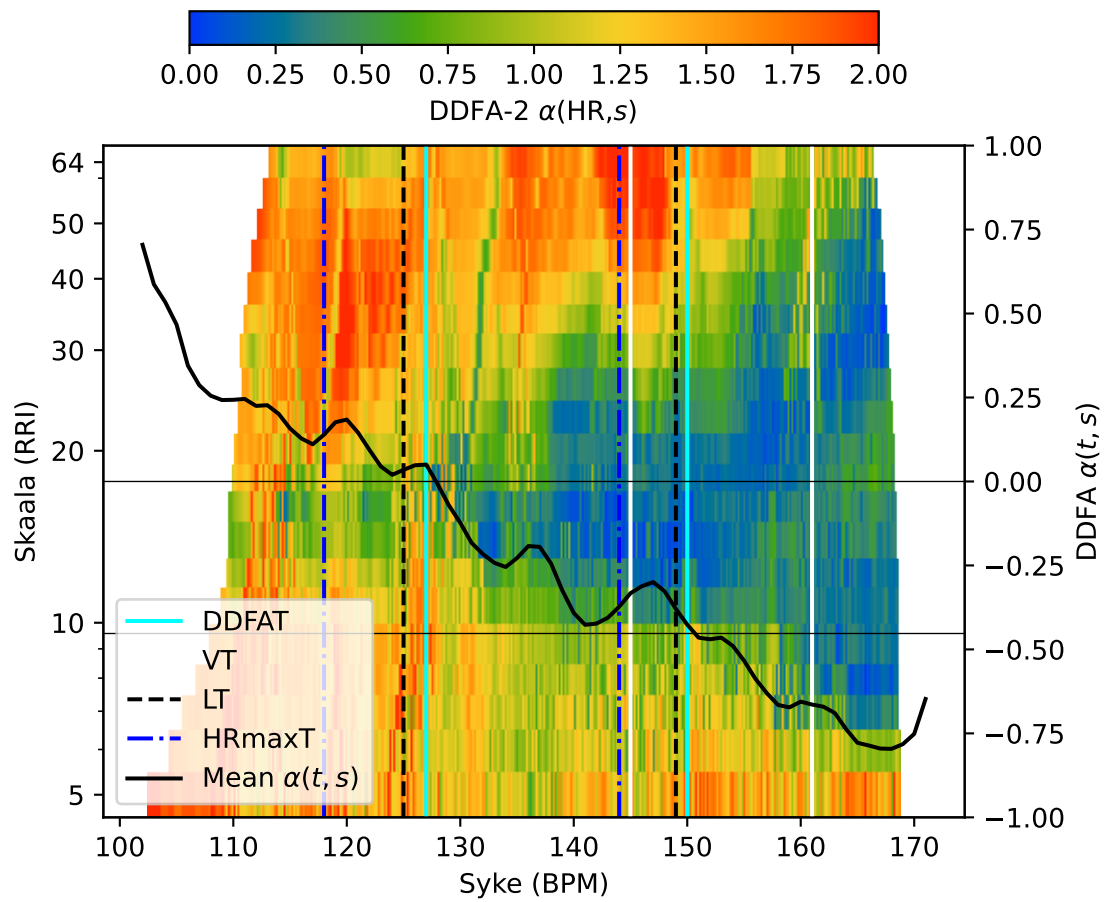
Kuva A.3. Koehenkilö 3



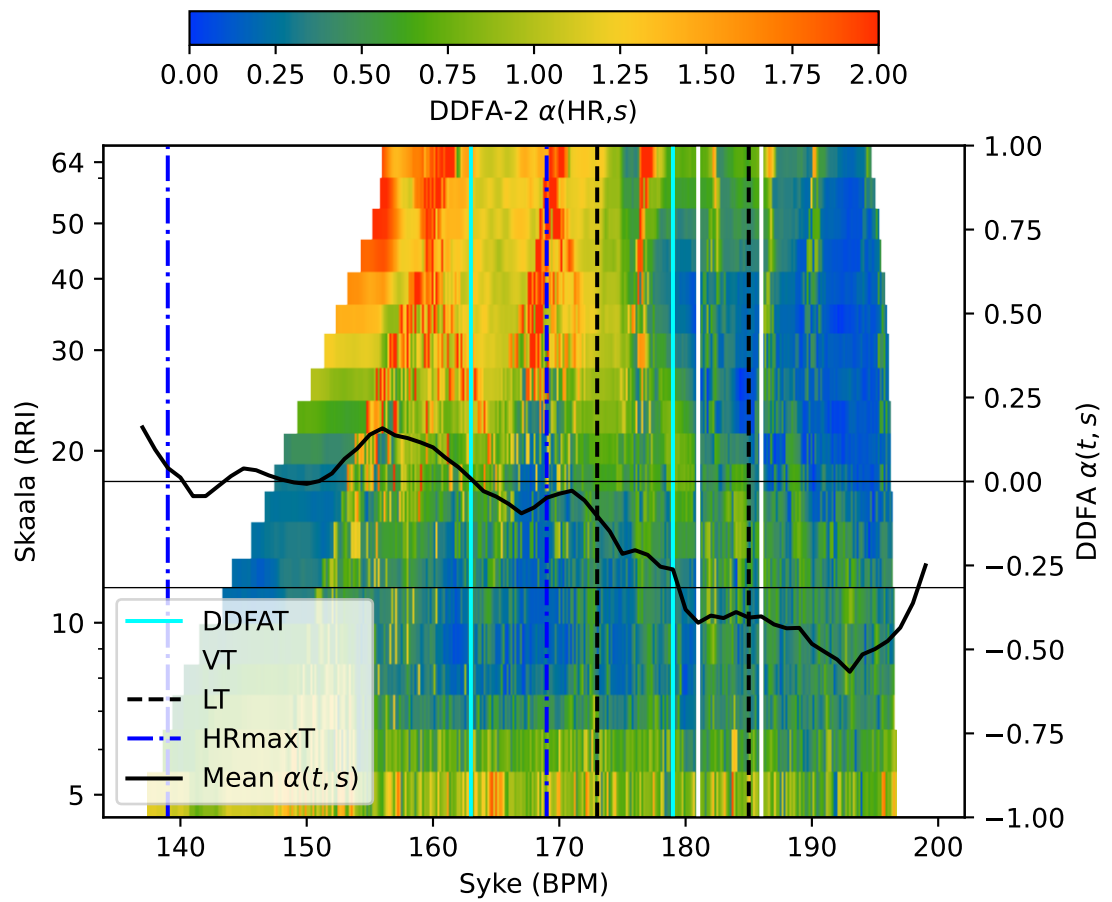
Kuva A.4. Koehenkilö 4



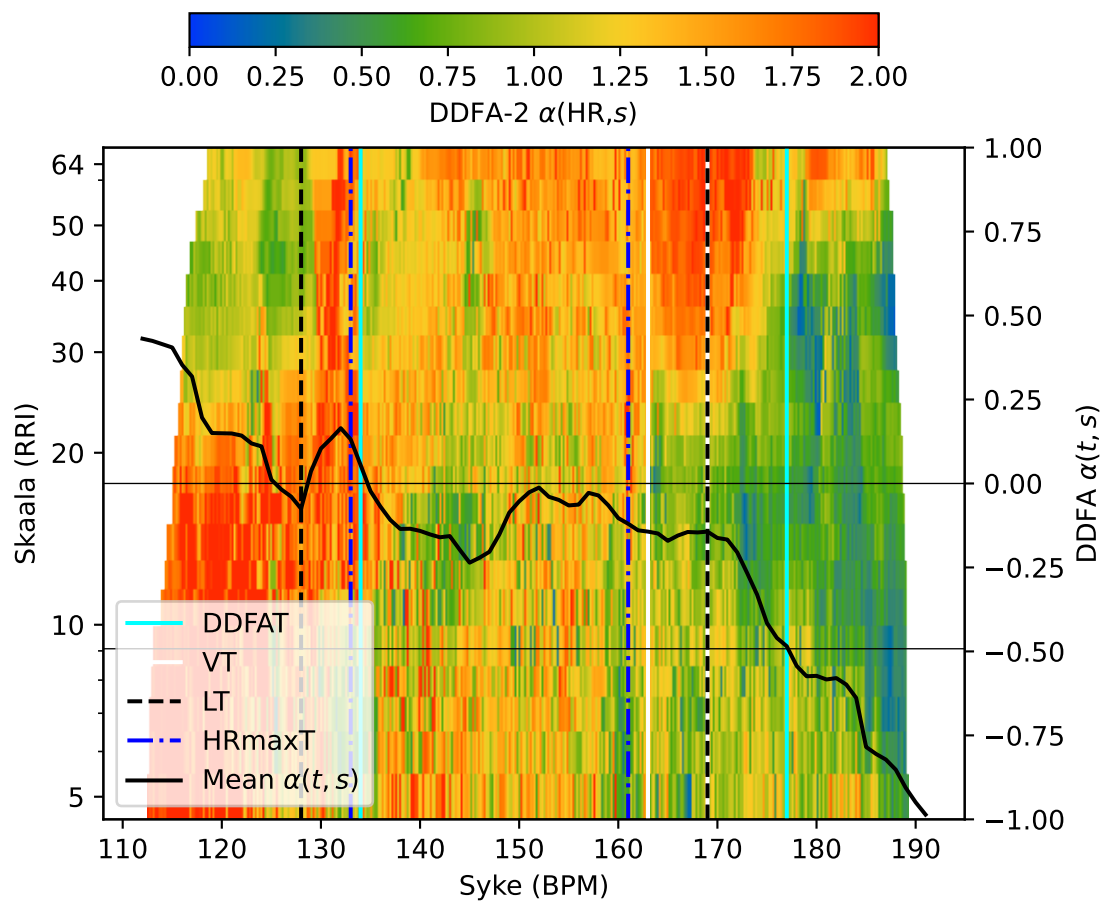
Kuva A.5. Koehenkilö 5



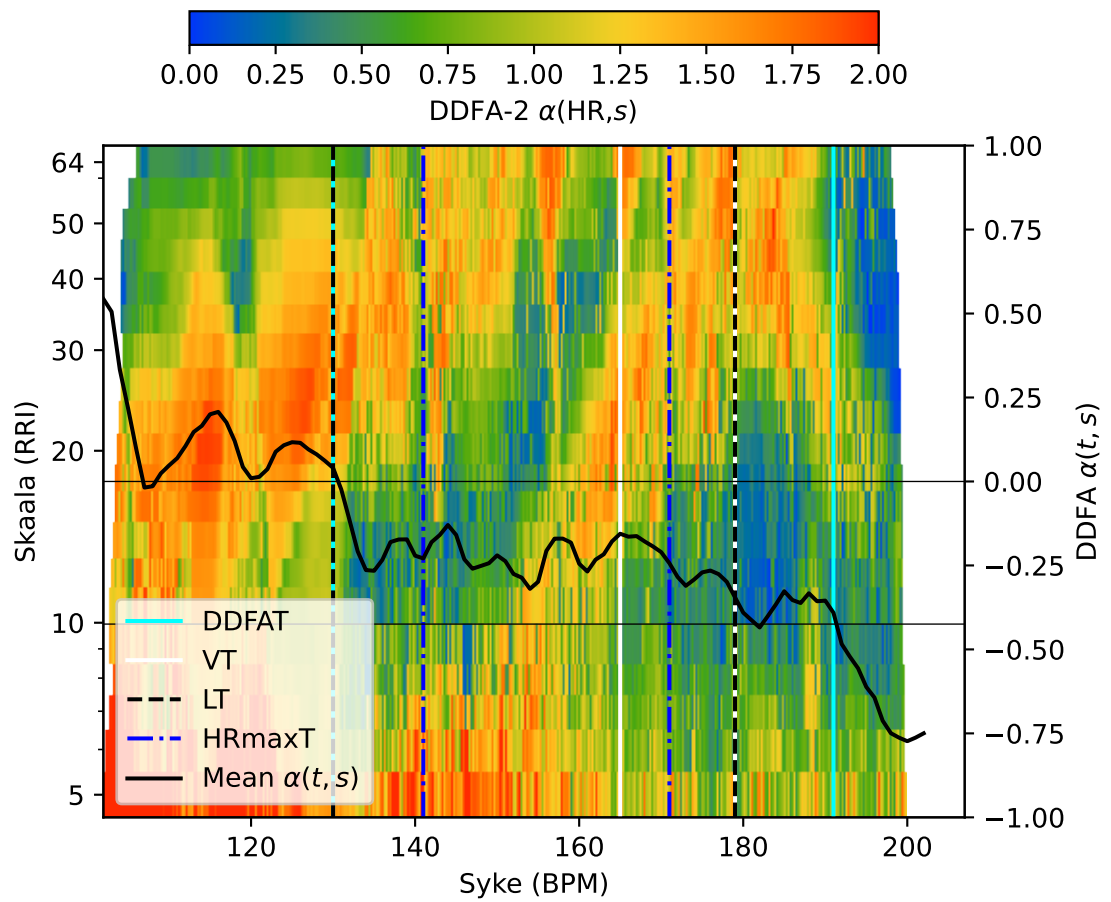
Kuva A.6. Koehenkilö 6



Kuva A.7. Koehenkilö 7



Kuva A.8. Koehenkilö 8



Kuva A.9. Koehenkilö 9