

Fotopletysmogrammisignaalin tyyppipiirteiden algoritmipohjainen kvantitointi

Jutta Nurminen

Luonnontieteiden kandidaatin tutkielma

Sovelletun fysiikan koulutusohjelma

Itä-Suomen yliopisto, Sovelletun fysiikan laitos

24. toukokuuta 2022

ITÄ-SUOMEN YLIOPISTO, Luonnontieteiden ja metsätieteiden tiedekunta

Sovelletun fysiikan koulutusohjelma

Jutta Nurminen: Fotopletysmogrammisignaalin tyyppiirteiden algoritmipohjainen kvantitointi

Luonnontieteiden kandidaatin tutkielma, 32 sivua, 21 viitettä

Tutkielman ohjaajat: Samu Kainulainen, FT, Sovelletun Fysiikan laitos, Itä-Suomen yliopisto ja Timo Leppänen, FT, Sovelletun fysiikan laitos, Itä-Suomen yliopisto

Toukokuu 2022

Avainsanat: fotopletysmografia, kiihtyvyyseptysmografia, aallokemuunnos, autoregressiivinen mallintaminen

Fotopletysmografia (PPG) on yksi kliinisesti mitatuimmista signaaleista ja yksi sen tunnetuimpia sovelluskohteita on happisaturaatiota ja sykettä mittaava pulssioksimetri. PPG:n yksinkertainen mittaustekniikka, suhteellisen edullinen mittauslaitteisto ja kajoamattomuus mahdollistavat sen useat sovelluskohteet. PPG perustuu valon erilaiseen absorboitumiseen ja heijastumiseen kudostyypistä riippuen.

Tässä työssä tutkittiin kirjallisuuskatsauksen avulla PPG:n kvantitointimenetelmiä. Kirjallisuuden perusteella PPG:n kvantitoinnissa kannattaa hyödyntää PPG:n toista aikaderivaattaa (APG), jonka avulla voidaan määrittää esimerkiksi syke ja diroottisen notkon paikka. PPG:n kvantitointiin voidaan hyödyntää myös signaalianalyttisiä menetelmiä, kuten aallokemuunnosta ja autoregressiivistä mallintamista esimerkiksi hengitystaaajuuden määrittämiseksi.

Algoritmipohjainen kvantitointi mahdollistaa tiedonkeruun useista mittauksista nopeasti ja tarkasti. Kvantitointimenetelmänä APG on erittäin lupaava, sillä se korostaa signaalissa tapahtuvia muutoksia, jolloin PPG:n ominaispiirteet, kuten systolinen ja diastolinen huippu sekä diroottinen notko, ovat tarkemmin määritettävissä. Signaalianalyttiset menetelmät osoittautuivat tehokkaiksi keinoiksi erottamaan toisistaan PPG-signaalin sisältämät, muun muassa hengityksen mukaan vaihtelevan DC-komponentin ja sydämenlyöntisyklistä aiheutuvien verenvirtauspulssien mukaan vaihtelevan AC-komponentin.

Sisällys

1 Johdanto	4
2 Fotopletysmografia	6
2.1 Toimintaperiaate	6
2.2 Käyttötarkoitus	8
3 Kvantitointimenetelmät	10
3.1 Toinen derivaatta	10
3.1.1 Aaltojen määrittäminen toisesta aikaderivaatasta ja diroottinen notko	12
3.1.2 Syke ja sykevälivaihtelu	21
3.2 Signaalianalyttiset menetelmät hengitystaajuuden määrittämisessä .	23
3.2.1 Aallokemuunnos	23
3.2.2 Autoregressiivinen mallintaminen	24
4 Pohdinta	27
Viitteet	30

1 Johdanto

Fotopletysmografia (engl. photoplethysmography, PPG) on optinen menetelmä, jota käytetään lääketieteessä esimerkiksi arvioitaessa hiussuoniston veritilavuuden muutoksia [1]. Pletysmografia tulee kreikan kielen sanoista 'plethysmos', joka tarkoittaa kasvua tai täyteläisyyttä, ja 'graph', joka viittaa kirjoittamiseen [1, 2].

PPG on mittaustekniikkana iäkäs keksintö, sillä Alrick Hertzman kuvaili sen ensimmäisen kerran jo vuonna 1937 [2, 3]. Tällä hetkellä PPG-signaali on yksi kliinisesti mitatuimmista signaaleista [2]. PPG:llä on laajat kliiniset sovelluskohteet lääketieteellisissä laitteissa, sillä se on käytössä muun muassa pulssioksimetreissä päämittaustekniikkana [2, 3]. Lisäksi PPG on kaupallisessa käytössä muun muassa urheilukelloissa [4]. Mittaustekniikkana sen etuina ovat edullisuus ja kajoamattomuus, sillä mittaukset suoritetaan yleensä ihon pinnalta, esimerkiksi sormesta tai varpaasta [1, 3]. Näkyvä aaltomuoto on merkittävästi esikäsitelty signaali valon absorptiosta paikallisesta kudoksesta ajan suhteen [2]. PPG:ssä käytetään yleensä infrapunavaloa tai valoa lähellä infrapunavalon aallonpituutta [3]. Yleisimmissä lääketieteellisissä laitteissa tarvitaan kaksi valonlähdettä happisaturaation mittaamiseen. Näissä mittalaitteissa on käytössä yleensä punainen ja infrapunainen valonlähde [3]. PPG:ssä käytetään joko absorboivaa tai heijastavaa mittaustekniikkaa [5]. Selkeyden vuoksi tässä tutkielmassa keskitytään absorboivaan laitteistoon, joka käyttää vain yhtä valonlähdettä.

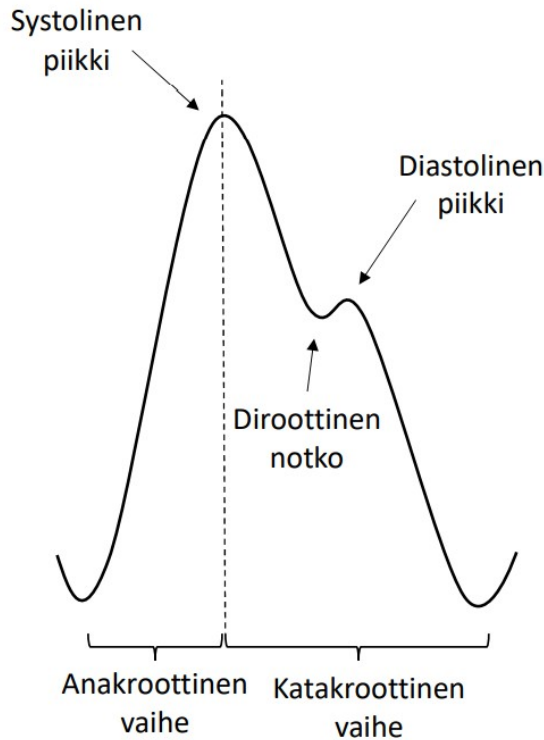
PPG:n tunnetuin aaltomuoto-ominaisuus on jokaiseen sydämenlyöntiin synkronoitu perifeerinen pulssi, joka havaitaan signaalissa selkeänä toistuvana aaltomuotona [3]. PPG:n yksinkertaisesta aaltomuodosta huolimatta fysiologisesta näkökulmasta se muodostuu monimutkaisesta yhdistelmästä sydän- ja verenkiertojärjestelmän toimintaa, antaen niistä arvokasta tietoa [2, 3]. PPG:n avulla voidaan mitata valon absorption muuttumista ajan suhteen erilaisten fysiologisten järjestelmien vaikutuksen alaisena tai valon eri aallonpitoisuuksien avulla aineiden välisiä suhteita, esimerkiksi hapettuneen ja ei hapettuneen hemoglobiinin suhdetta [2]. Iästään huolimatta PPG on siis edelleen kiinnostava tutkimuksen ja keskustelun aihe tutkijoille [2].

PPG:n tyypillisiä ominaispiirteitä ovat esimerkiksi aallon korkeus sekä diroottisen notkon sijainti. Näiden avulla pystytään arvioimaan esimerkiksi sykettä ja verisuonten kuntoa [2]. Algoritmipohjaisesti kvantitointi pystytään suorittamaan suurellekin määrälle mittauksia nopeasti ja näin parantamaan edelleen PPG:n käyttömahdollisuuksia. PPG:llä on siis paljon potentiaalia lääketieteellisissä sovelluksissa, minkä seurauksena tämän kandidaatintutkimuksen tarkoituksena on tutustua PPG:hen mitaustekniikkana, sen käyttötarkoituksiin sekä laskennallisiin kvantitointimenetelmiin. Tutkielmassa on keskitytty erityisesti PPG:n toisen aikaderivaatan aaltojen määrittämiseen ja sitä kautta saataviin fysiologisiin parametreihin, kuten sykkeeseen sekä signaalianalyttisiin menetelmiin hengitystaajuuden määrittämiseksi.

2 Fotopletysmografia

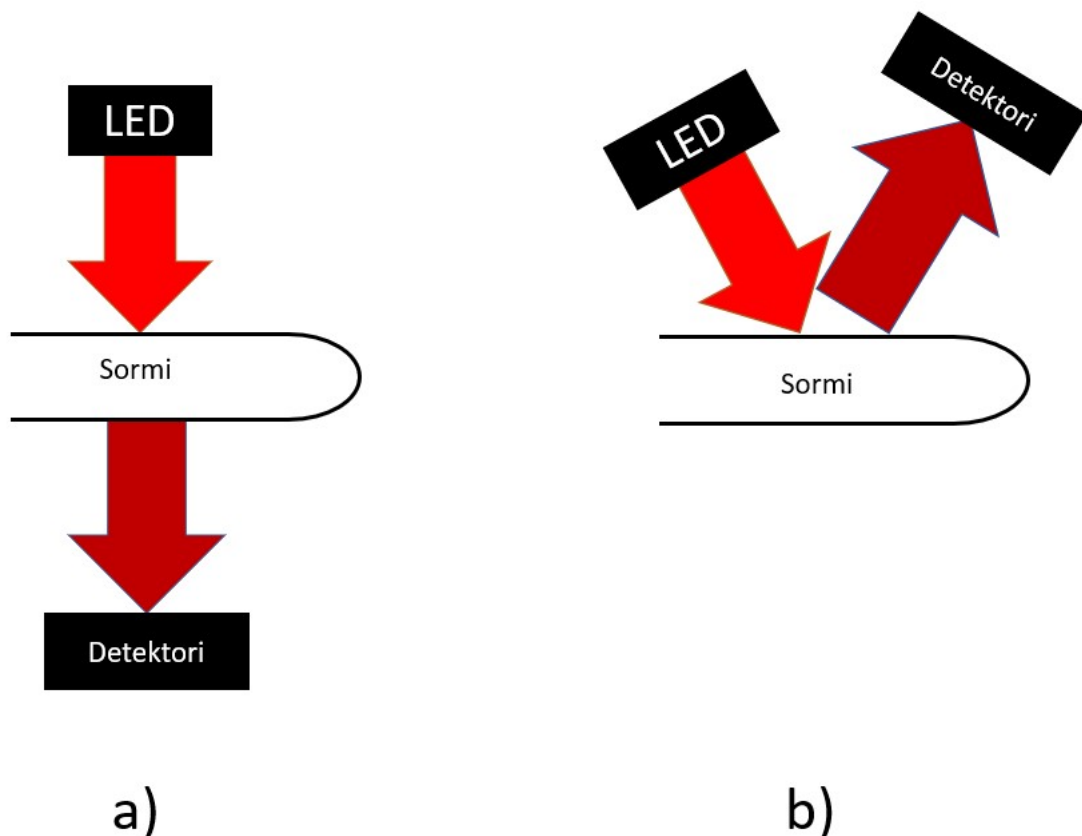
2.1 Toimintaperiaate

Fotopletysmografian (engl. photoplethysmography, PPG) etuina ovat kajoamattomuus, edullisuus sekä PPG-tekniikan yksinkertaisuus [1, 2, 6]. PPG:n aaltomuoto on monimutkainen kokonaisuus [2]. Se muodostuu valtimo- ja laskimoveren vuorovaikutuksesta erilaisten kehon järjestelmien, kuten sydän-, hengityselin- ja autonomisten järjestelmien, kanssa [2]. Aaltomuoto muodostuu nousevasta anakroottisesta vaiheesta ja laskevasta katakroottisesta vaiheesta (kuva 1) [1]. Sydämen systolinen vaihe aiheuttaa PPG-signaalin anakroottisen vaiheen ja katakroottinen vaihe koostuu sydämen diastolisesta vaiheesta sekä aaltoheijastuksista verisuonten reunalta [3]. Diroottinen notko on havaittavissa terveillä henkilöillä katakroottisessa vaiheessa (kuva 1) [1, 3].



Kuva 1: Fotopletysmografian (PPG) aaltomuoto koostuu nousevasta anakroottisesta vaiheesta ja laskevasta katakroottisesta vaiheesta. PPG-aalto on vahvasti linkittynyt sydämenlyöntisykliin. Sydämen systolinen vaihe aiheuttaa PPG-aallon anakroottisen vaiheen ja diastolinen vaihe yhdessä verisuonten reunalta tapahtuvien aaltoheijastusten kanssa PPG-aallon katakroottisen vaiheen. Diroottinen notko havaitaan terveillä henkilöillä katakroottisesta vaiheesta. Kuva muokattu lähteestä [1].

PPG-sensori koostuu valoa lähettävästä valonlähettimestä (engl. light-emitting diode, LED) ja valoa vastaanottavasta detektorista [5]. PPG-signaalia voidaan mitata useista paikoista, esimerkiksi sormesta, varpaasta, korvasta, otsalta tai ranteesta, edellytyksenä, että sensorin on helppo kiinnittää ja paikassa on hyvä valtimoverenkierto [5]. PPG-sensoreita on kahdella erilaisella toimintaperiaatteella: läpäisevä ja heijastava (kuva 2). Läpäisevä PPG-sensori lähettää valon kohdekudosten läpi eli LED ja detektori sijaitsevat kohdekudoksen vastakkaisilla puolilla (kuva 2a). Heijastava PPG-sensori sen sijaan lähettää valon kohdekudoksiin ja mittaa takaisin heijastuneen valon intensiteettiä detektorilla, joka sijaitsee kohdekudosten samalla puolella LED:n kanssa (kuva 2b) [5]. Heijastavaa toimintaperiaatetta käytetään pääasiassa silloin, kun PPG:tä mitataan ruumiinosista, jotka ovat liian paksuja läpäisevälle tekniikalle [5]. Tällaisia ovat esimerkiksi ranne ja otsa.



Kuva 2: Fotopletysmografian (PPG) sensorien toimintaperiaatteet. a) sensori toimii läpäisevällä periaatteella, eli valonlähde (LED) ja detektori sijaitsevat toisiaan vasten kohdekudosten vastakkaisilla puolilla. b) sensori toimii heijastavalla periaatteella eli LED ja detektori sijaitsevat samalla puolen mitattavaa kohdetta. Kuva muokattu lähteestä [5].

PPG-signaalista voidaan havaita hitaasti vaihteleva tasavirran (engl. direct current, DC) osaksi kutsuttava peruselementti, joka on seurausta absorptiosta laskimovereen ja pehmytkudokseen [6]. Tämän hitaasti, muun muassa hengityksen mukaan, vaihtelevan DC-elementin päällä on vaihtovirta (engl. alternating current, AC) elementiksi kutsuttavia pieniä 1-5 prosentin intensiteettivaihteluita DC-tasosta [3, 6]. AC-elementin perustaaajuus on tyypillisesti noin 1 Hz vaihdellen sykkeen mukaan [3]. AC-elementti heijastaa sydämenlyöntien mukaan valtimoista havaittavia verenvirtauspulsseja tilavuuden muutoksina [5, 6]. AC- ja DC-elementit voidaan erottaa toisistaan kvantitointia varten sopivalla elektronisella suodatuksella ja vahvistuksella [3].

PPG perustuu valon absorptoitumiseen kudoksessa, joka noudattaa Beer-Lambertin lakia, jonka mukaan valon kulkiessa absorboivassa väliaineessa sen intensiteetti laskee eksponentiaalisesti, ja absorptio riippuu aallonpituudesta [4, 5]. Ei-absorboitunut valo havaitaan detektorilla ja voidaan esittää pletysmogrammin avulla [4, 6]. Johtuen veren korkeammasta absorptiokertoimesta muuhun kudokseen verrattuna, kudosten veripitoisuutta on helppo seurata PPG:llä, ja havaittu ei-absorboitunut valo korreloi veritilavuuden vaihtelun kanssa [1, 4, 6]. Systolen aikana havaitsemalle päässeen valon määrä on pienempi kuin diastolen aikana [2]. PPG-signaali siis ilmaisee veren aaltomuotoista liikettä kehon läpi [1].

2.2 Käyttötarkoitus

PPG:tä voidaan hyödyntää useissa kliinisissä ympäristöissä, kuten kliinisessä fysiologisessa seurannassa (esimerkiksi happisaturaatio, syke ja hengitys), verisuonisairauksien tutkimisessa (esimerkiksi valtimotauti, mikrovaskulaarinen verenvirtaus sekä valtimoiden joustavuus ja ikääntyminen) sekä autonomisten toimintojen seuranssa (esimerkiksi verenpaine ja sykevälivaihtelu) [3]. Yksi tunnetuimmista kliinisistä PPG:n sovelluskohteista on pulssioksimetri, jolla voidaan mitata veren happisaturaatiota ja sykettä [3]. Sitä käytetään laaja-alaisesti niin sairaaloissa, avohoidossa, liikuntalääketieteessä kuin eläinlääkäriklinikoillakin [3].

Sydämen syke on tärkeä fysiologinen parametri, jota mitataan monissa kliinisissä tilanteissa niin sairaalassa kuin avohoitopotilaiden voinnin seurannassa. Syke havaitaan PPG-signaalin AC-komponentissa [3]. Pulssioksimetrissä syke näytetään yleensä happisaturaation rinnalla. Haasteena sykkeen määrittämisessä PPG-signaalista ovat liikeartefaktat ja sydämen rytmihäiriöt [3]. Signaalin filteröinnillä sekä sykkeen ja hengityskomponenttien erottamisella PPG-signaalista saadaan parannettua sykkeen mittaustuloksen luotettavuutta [3]. Automaattisia sykkeen mittaussysteemejä on kehitetty muun muassa unitutkimuksia varten.

Hengitystaajuus ja verenkierto ovat yhteydessä toisiinsa, mikä mahdollistaa hengityksen monitoroinnin PPG-menetelmällä [3, 6]. Hengitystaajuutta seurataan myös useissa kliinisissä ympäristöissä, esimerkiksi tehohoidossa, vastasyntyneiden hoidossa, anestesiassa ja unitutkimuksissa [3]. PPG-signaalissa havaitaan matalataajuisia hengityksen aiheuttamia intensiteetin vaihteluita, joihin hengitystaajuuden määrittäminen perustuu [3, 6]. Verenkiertojärjestelmän toimintaa voidaan tutkia ikäriippuvaisien parametrien avulla [3]. Eräs tällainen parametri on diroottinen notko ja erityisesti sen sijainti [3]. Diroottinen notko havaitaan yleensä selvästi potilailla, joilla on terve sydän- ja verisuonijärjestelmä [8]. Diroottisen notkon paikka vaihtelee aorttaläpän sulkeutumisen keston mukaan [7]. Diroottinen notko heikkenee muun muassa ikääntymisen, diabeteksen ja ateroskleroosin aiheuttaman verisuonten jäykistymisen vuoksi [8]. Näissä tilanteissa notkon paikantamisessa on haasteita, mutta notkon sijainnista ja näkyvyydestä saadaan tietoa verenkiertojärjestelmän tilasta [3, 8]. Diroottinen notko on olennainen osa diagnostisia testejä muun muassa skleroosin, tukkeumien ja ahtaumien tutkimuksissa [7].

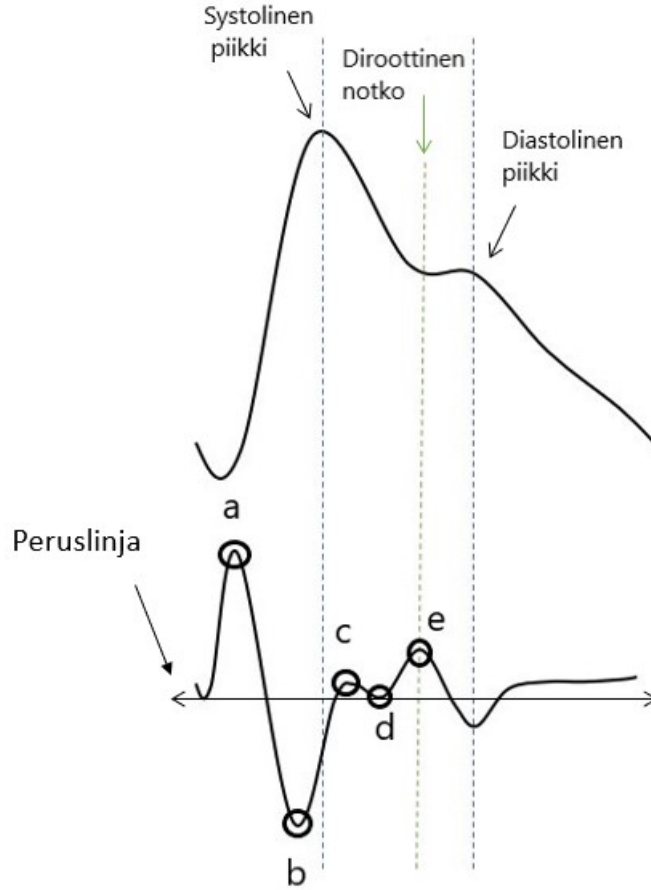
3 Kvantitointimenetelmät

PPG-signaalin algoritmipohjainen kvantitointi mahdollistaa suuremmankin signaalijoukon analysoinnin nopeasti ja tarkasti. Ennen analysoinnin aloittamista PPG-signaali käsitellään häiriöiden poistamiseksi. Yleisin tapa on käyttää kaistanpäästösuodatinta, joka vaimentaa signaalista kohinan ja artefaktat huomioiden peruslinjan poikkeamat sekä matala- ja korkeataajuiset vaihtelut [9]. Suodattamiseen voidaan käyttää esimerkiksi nollavaiheen toisen asteen Butterworth-filtteriä valitulla kaistanleveydellä [10, 11]. Kaistanleveys valitaan sen mukaan, mitä PPG-signaalista halutaan määrittää [10].

3.1 Toinen derivaatta

PPG-signaalin toinen aikaderivaatta eli kiihtyvyysspletysmografia (engl. acceleration plethysmogram, APG) on veren kiihtyvyyden indikaattori verisuonissa [1]. APG-signaalissa havaitaan yhden sydämenlyöntisyklin aikana neljä systolista aaltoa: a-aalto eli aikainen systolinen positiivinen aalto, b-aalto eli aikainen systolinen negatiivinen aalto, c-aalto eli myöhäinen systolinen uudelleen nouseva aalto ja d-aalto eli myöhäinen systolinen uudelleen laskeva aalto. Lisäksi APG-signaalissa näkyy yksi diastolinen aalto, e-aalto, eli aikainen diastolinen positiivinen aalto (kuva 3) [1, 9].

APG-signaalin aaltomuodosta on helpommin määritettävissä esimerkiksi diroottisen notkon paikka kuin PPG-signaalista. APG-signaalista laskettavat aaltoanalyysissa käytettävät ominaisuudet ovat jokaisen aallon korkeuden suhde a-aallon korkeuteen [1, 9]. Aaltojen korkeudet lasketaan suhteessa peruslinjaan (kuva 3).



Kuva 3: Ylempänä alkuperäinen fotopletysmogrammisignaali (PPG) sormenpäältä. Alempana PPG-signaalin toinen aikaderivaatta (APG), missä on näkyvissä yhden sydämenlyöntisyklin aikaiset 4 systolista aaltoa (a-d) ja yksi diastolinen aalto (e). Mustat katkoviivat näyttävät systolisen ja diastolisen piikin sijoittumisen ja vihreä katkoviiva diroottisen notkon sijoittumisen PPG- ja APG-signaaleihin. Kuva muokattu lähteestä [1].

APG voidaan laskea alkuperäisestä PPG signaalista kolmen pisteen keskusderivaatan avulla siten, että

$$PPG'(i) = \frac{dPPG}{dt} \Big|_{t=nT} = \frac{1}{2T} [PPG(i+1) - PPG(i-1)] \quad (1)$$

$$APG(i) = PPG''(i) = \frac{dPPG'}{dt} \Big|_{t=nT} = \frac{1}{2T} [PPG'(i+1) - PPG'(i-1)], \quad (2)$$

missä T on näytteenottoväli eli mittaustaaajuuden f_s käänteisluku, n on datapisteiden lukumäärä ja $i=1,2,\dots,n$ [10, 11].

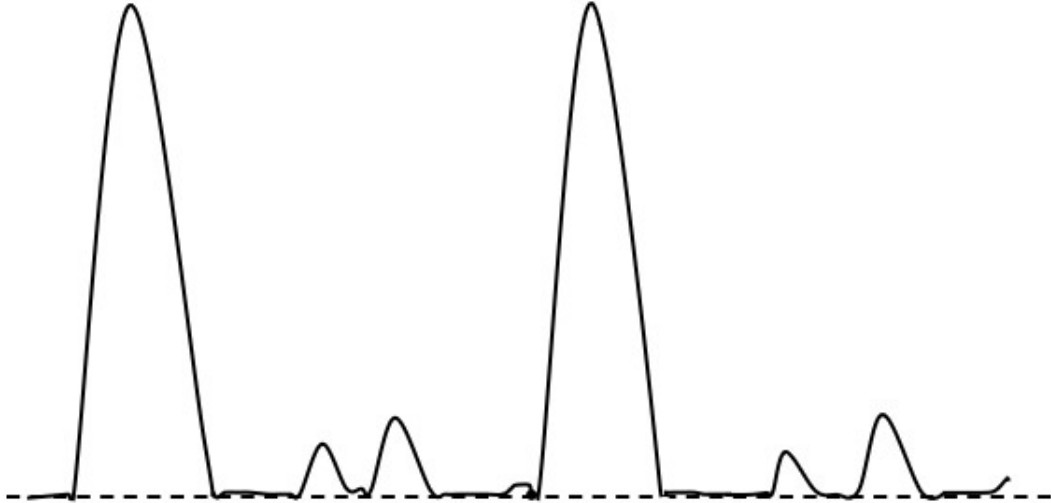
3.1.1 Aaltojen määrittäminen toisesta aikaderivaatasta ja diroottinen notko

Korostamalla APG-signaalin a-aaltoa poistamalla negatiivinen signaalin osuus ja neliöimällä signaali, se voidaan havaita selvästi (kuva 4) [10]. Tällöin

$$APG(i) = 0 \text{ jos } APG(i) < 0 \quad (3)$$

$$APG_2(i) = APG(i)^2. \quad (4)$$

APG_2 on neliöity APG-signaali, josta on asetettu nolaksi negatiiviset arvot. Neliöinti yleisesti korostaa signaalin suuria eroja [10].



Kuva 4: Fotopletysmogrammisignaalin toinen aikaderivaatta (APG) käsiteltynä a-aallon määrittämistä varten. APG :sta on a-aallon korostamiseksi asetettu nolaksi negatiiviset arvot, ja sen jälkeen se on neliöity, jolloin on saatu kuvassa oleva APG_2 -signaali. Kuva muokattu lähteestä [10].

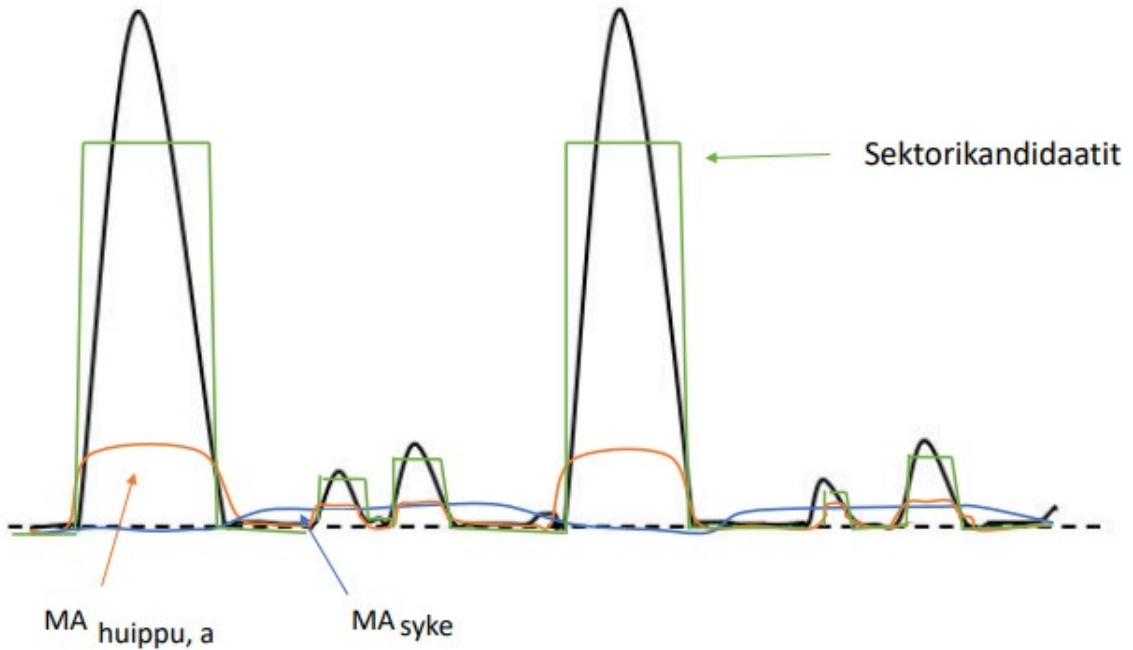
A-aallon paikka määritetään luomalla sektorikandidaatit kiinnostuksen kohteena oleville alueille eli alueille, josta a-aallon pitäisi löytyä [10]. Sektorikandidaatit luodaan käyttämällä kahta muuttuvaa keskiarvoa: $MA_{huippu,a}$ ja MA_{syke} , jotka molemmat ovat laskettu hyödyntäen havaintopistettä edeltäviä ja seuraavia arvoja. Täten ne rajaavat signaalista pääaallon ja sykealueen (kuva 5). $MA_{huippu,a}$ korostaa signaalista a-aallon aluetta, siten että

$$MA_{huippu,a}(i) = \frac{1}{V_1} \sum_{j=0}^{V_1} APG_2(i - \frac{V_1-1}{2} + j), \quad (5)$$

missä V_1 on systolisen piikin rajaaman alueen sisältämien näytepisteiden lukumäärä, joka saadaan $V_1 = W_1 \cdot f_s$ pyöristettynä lähimpään parittomaan lukuun, missä W_1 on systolisen piikin rajaaman alueen koko sekunneissa, ja $i = \frac{V_1-1}{2}, \frac{V_1-1}{2}+1, \dots, n - \frac{V_1-1}{2}$ sekä $j = 0, 1, 2, \dots, V_1$ [10]. MA_{syke} taas korostaa sykealuetta, siten että

$$MA_{syke}(i) = \frac{1}{V_2} \sum_{j=0}^{V_2} APG_2(i - \frac{V_2-1}{2} + j), \quad (6)$$

missä V_2 on yhden sydämenlyöntisyklin rajaaman alueen sisältämien näytepisteiden lukumäärä, joka saadaan $V_2 = W_2 \cdot f_s$ pyöristettynä lähimpään parittomaan lukuun, missä W_2 on yhden sydämenlyöntisyklin rajaaman alueen koko sekunneissa, ja $i = \frac{V_2-1}{2}, \frac{V_2-1}{2}+1, \dots, n - \frac{V_2-1}{2}$ sekä $j = 0, 1, 2, \dots, V_2$ [10]. MA_{syke} :ttä käytetään myös ensimmäisen keskiarvon $MA_{huippu,a}$ kynnyksiarvona [10]. Vakiot W_1 ja W_2 saadaan signaalista arvioimalla.



Kuva 5: Fotopletysmogrammisignaalin toinen aikaderivaatta (APG) muokattuna a-aallon määrittämistä varten mustalla. APG:sta on a-aallon korostamiseksi asetettu nolaksi negatiiviset arvot, ja sen jälkeen se on neliöity, jolloin on saatu kuvassa oleva APG₂-signaali. Sektorikandidaattien (kuvassa vihreällä) luomiseksi on käytetty kahta muuttuvaa keskiarvoa. A-aaltoa korostava keskiarvo $MA_{huippu,a}$ on merkitty kuvaan oranssilla, ja sykealuetta korostava keskiarvo MA_{syke} on merkitty sinisellä. Kuva muokattu lähteestä [10].

Keskiarvojen määrittämisen jälkeen alustavat sektorikandidaatit muodostetaan arvioimalla dynaamisia kynnsarvoja. Ensimmäinen dynaaminen kynnsarvo KA_1 määritellään siten, että

$$KA_1(i) = MA_{syke}(i) + \alpha, \quad (7)$$

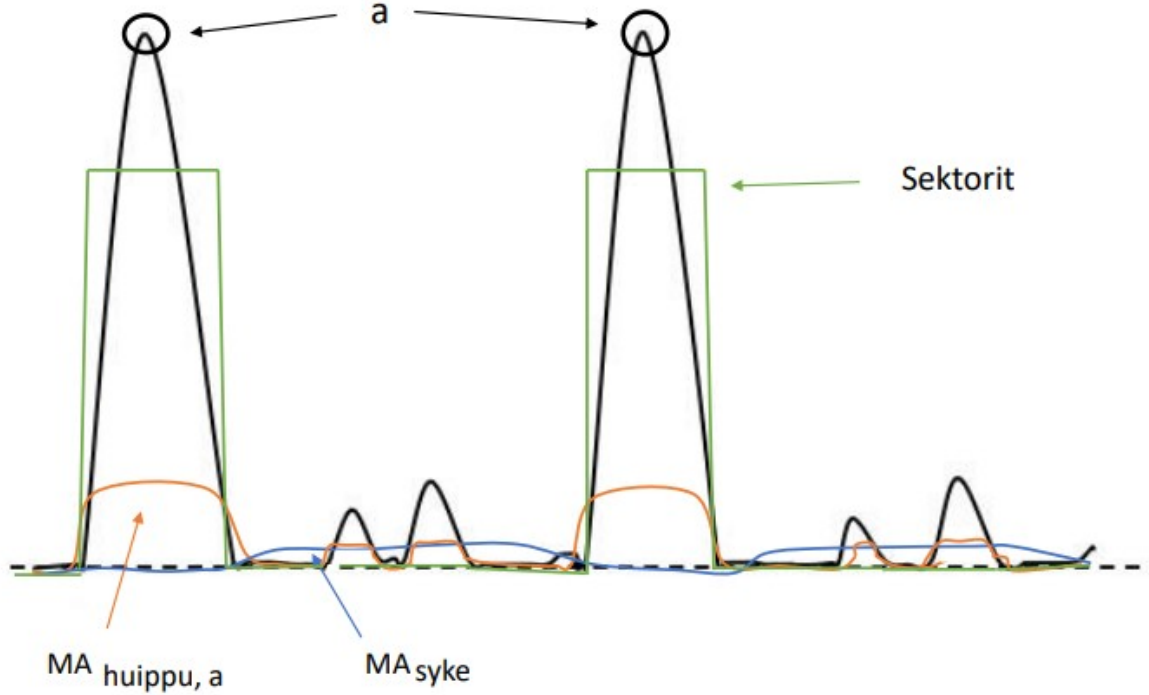
missä MA_{syke} on ensimmäinen muuttuva keskiarvo ja α on siirtymätaso, joka määritellään yhtälön $\alpha\bar{z}$ avulla, missä \bar{z} on statistinen keskiarvo APG_2 -signaalista [10]. Vertaamalla ensimmäistä kynnsarvoa ja ensimmäistä muuttuvaa keskiarvoa $MA_{huippu,a}$ saadaan luotua hahmotelmat sektorikandidaateille (kuva 5). Jos pätee

$$MA_{huippu,a}(i) > KA_1(i), \quad (8)$$

niin luodaan sektorikandidaatti [10]. Näin luoduista sektorikandidaateista osa sisältää halutun a-aallon ja osa koostuu vain diastolisesta aallosta ja häiriöstä (kuva 5). Toisen kynnsarvon KA_2 avulla luoduista sektorikandidaateista hylätään ei-toivotut sektorit [10]. KA_2 vastaa arvioitua a-aallon kestoa

$$KA_2 = W_1. \quad (9)$$

Jos sektorikandidaatti on kapeampi kuin KA_2 , sektorikandidaatti luokitellaan häiriöksi ja poistetaan, muuten se luokitellaan a-aallon sisältäväksi. Tämän jälkeen aaalto paikannetaan kunkin sektorin suurimmaksi absoluuttiseksi arvoksi (kuva 6) [10].



Kuva 6: Fotopletysmogrammisignaalin toinen aikaderivaatta (APG) muokattuna a-aallon määrittämistä varten mustalla. Kuvan APG₂-signaali on saatu neliöimällä APG-signaali, jonka negatiiviset arvot on asetettu nolliksi. Sektorien luomiseksi (kuvassa vihreällä) luomiseksi on käytetty kahta muuttuvaa keskiarvoa ja kynnsarvoja. A-aallon korostava keskiarvo $MA_{huippu,a}$ merkitty kuvaan oranssilla ja sykealueen korostava keskiarvo MA_{syke} merkitty sinisellä. A-aallot saadaan lopulta paikannettua sektorien maksimiarvoina, kuvassa mustilla ympyröillä. Kuva muokattu lähteestä [10].

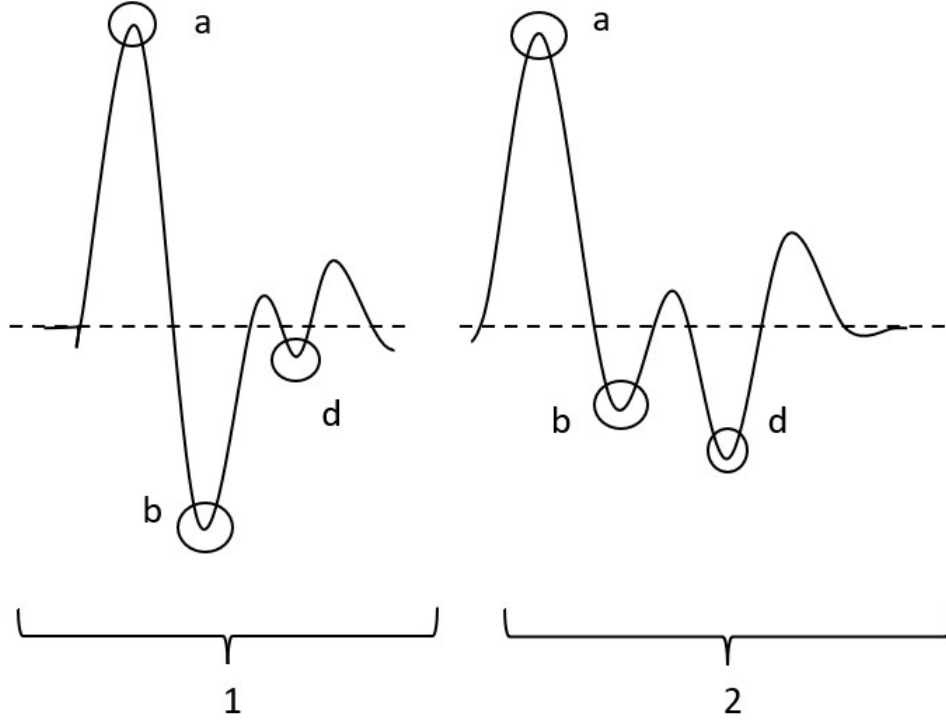
Parametrien optimoinnissa on havaittu, että siirtymätasoa α ei tarvita tulosten tarkkuuden parantamiseksi, sillä a-aalto erottuu pienemmistä c- ja e-aalloista selvästi esikäsitellyssä APG₂-signaalissa [10]. Lisäksi optimaalisimmat parametrien W_1 ja W_2 eli arvioitujen a-aallon ja sydämenlyöntisyklin keston ikkunoiden koot on havaittu olevan 175 ja 1000 ms [10].

Globaalin minimin sijainti b- tai d-aaltona riippuu verenkierrosta [10]. Hyvällä verenkierrolla b-aalto on globaali minimi ja huonolla verenkierrolla d-aallosta tulee globaali minimi (kuva 7). Verenkierron tasosta huolimatta, b-aalto on ajallisesti ensimmäinen minimi a-aallon jälkeen (kuva 7) [10]. B-aalto voidaan paikantaa paikallisena miniminä a-aaltojen avulla alkuperäisestä APG-signaalista siten, että

$$[|APG(a_{aallot}(i) + k)| > |APG(a_{aallot}(i) + k - 1)|] \wedge \quad (10)$$

$$[|APG(a_{aallot}(i) + k)| > |APG(a_{aallot}(i) + k + 1)|], \quad (11)$$

missä a_{aallot} sisältää a-aaltojen arvot (kuva 3), i on indeksi, joka käy läpi a_{aallot} vektoria, k on b-aallon etsintäintervalli, joka vaihtelee laskennan helpottamiseksi 8 ms ja 136 ms välillä sekä \wedge on looginen ja-operaattori [10].

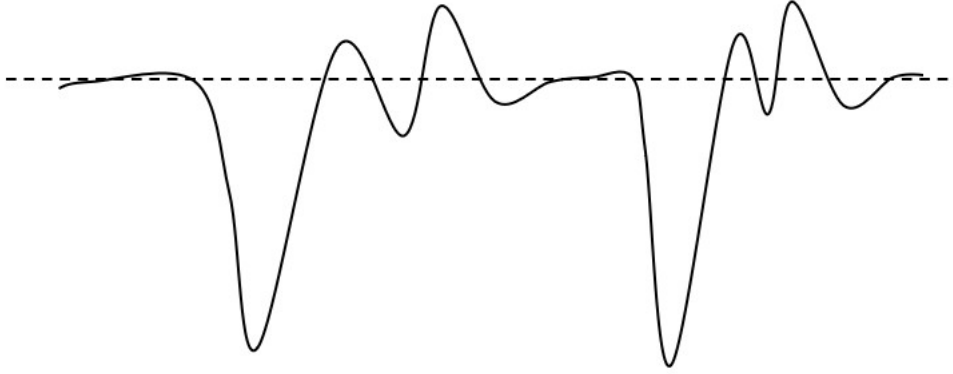


Kuva 7: Fotopletysmogrammisignaalin toinen aikaderivaatta (APG). APG-signaaliissa havaitaan aaltomuodossa 1 b-aalto globaalina miniminä ja aaltomuodossa 2 d-aalto globaalina miniminä. B-aalto voidaan kummassakin tapauksessa paikantaa a-aallon jälkeisenä ajallisesti ensimmäisenä miniminä. Kuva muokattu lähteestä [10].

C-, d- ja e-aaltojen paikantamiseksi APG-signaalista poistetaan jo löydetty a-aallot pienempien aaltomuotojen erottumiseksi [11]. APG-signaalista asetetaan nolllaksi a-aaltojen ympäriltä cutoff:n määrämä alue siten, että

$$APG_3 := APG(a_{aallot}(i) - cutoff : a_{aallot}(i) + cutoff) = 0,$$

missä APG_3 on APG-signaali, josta on poistettu a-aallon aiheuttama iso aaltomuoto, a_{aallot} sisältää a-aaltojen huippujen sijainnit ja cutoff on signaalista arvioitu vakio, jonka avulla rajataan nolllaksi asetettava alue a-aallon ympäristöstä (kuva 8). Parametrien optimoinnissa on havaittu, että optimaalinen arvo cutoff:lle on 30 ms [11].



Kuva 8: Fotopletysmogrammisignaalin toinen aikaderivaatta (APG) normaaliolosuhteissa (normaali syke ja hengitystaajuus) muokattuna c-, d- ja e-aaltojen määrittämistä varten. APG:sta on pienempien aaltojen korostamiseksi poistettu löydettyjen a-aaltojen ympäriltä cutoff:n määräämä alue, jolloin on saatu kuvan APG₃-signaali. Parametrien optimoinnissa on havaittu, että cutoff:n optimoitu arvo on 30 ms [11]. Kuva muokattu lähteestä [11].

Nämäkin aallot etsitään rajaamalla alue sektorikandidaatteihin, joissa halutut aallot esiintyvät (kuva 9). [11]. Hengityksestä ja verenkierrosta riippuen APG-signaalin voi olla pieniä eroja. Normaaliolosuhteissa (normaali syke ja hengitystaajuus) c- ja e-aalto saadaan rajattua omiin sektoreihinsa, jolloin aallot c, d ja e voidaan määrittää erikseen (kuva 9) [11]. On myös tilanteita, esimerkiksi sykkeen ollessa korkea, jolloin aallot c, d ja e eivät ole erotettavissa toisistaan (kuva 9). Sektorikandidaatit luodaan käyttämällä kahta muuttuvaa keskiarvoa: $MA_{huippu,ce}$ ja MA_{cde} , jotka rajaavat c- ja e-aallot sekä cde-segmenttien alueet. Ensimmäinen muuttuva keskiarvo $MA_{huippu,ce}$ korostaa APG-signaalin c- ja e-aallot siten, että

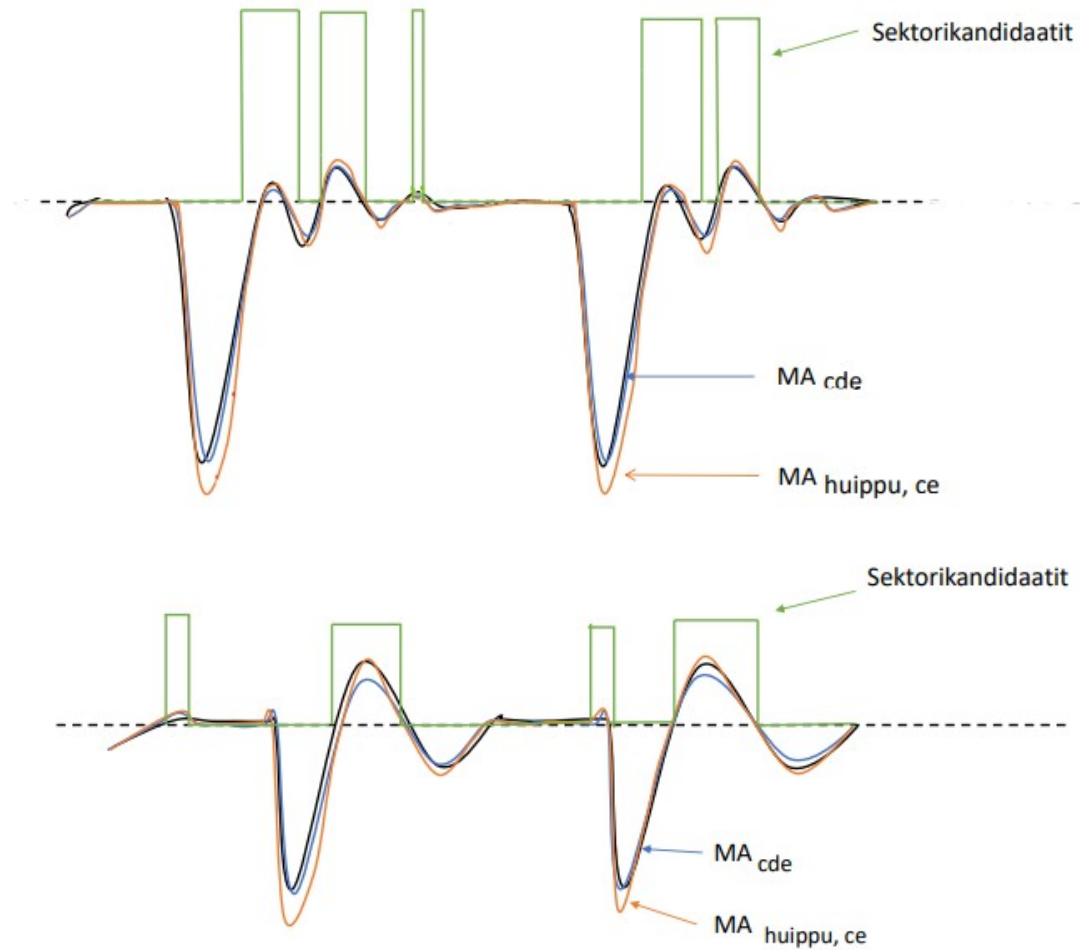
$$MA_{huippu,ce}(i) = \frac{1}{V_3} \sum_{j=0}^{V_3} APG_3(i - \frac{V_3 - 1}{2} + j), \quad (12)$$

missä V_3 on c- tai e-aallon rajaaman alueen sisältämien näytepisteiden lukumäärä, joka saadaan $V_3 = W_3 \cdot f_s$ pyöristettynä lähimpään parittomaan lukuun, missä W_3 on c- tai e-aallon rajaaman alueen koko sekunneissa, ja $i = \frac{V_3-1}{2}, \frac{V_3-1}{2}+1, \dots, n - \frac{V_3-1}{2}$ sekä $j = 0, 1, 2, \dots, V_3$ [11]. Toinen muuttuva keskiarvo MA_{cde} korostaa sykesykliä siten, että

$$MA_{cde}(i) = \frac{1}{V_4} \sum_{j=0}^{V_4} APG_3(i - \frac{V_4 - 1}{2} + j), \quad (13)$$

missä V_4 on näytepisteiden lukumäärä c-, d- ja e-aallot sisältävästä segmentistä, joka saadaan $V_4 = W_4 \cdot f_s$ pyöristettynä lähimpään parittomaan lukuun, missä W_4 on c-,

d- ja e-aallot sisältävän alueen koko sekunneissa ja $i = \frac{V_4-1}{2}, \frac{V_4-1}{2}+1, \dots, n-\frac{V_4-1}{2}$ sekä $j = 0, 1, 2, \dots, V_4$. Lisäksi MA_{cde} :tä käytetään ensimmäisen muuttuvan keskiarvon $MA_{huippu,ce}$ kynnyсарvona. Parametrien optimoinnissa on havaittu, että optimaaliset arvot W_3 :lle ja W_4 :lle ovat 5 ms ja 15 ms [11].



Kuva 9: Fotopletysmogrammisignaalin toisen aikaderivaatan (APG) aaltojen c-e määrittämiseksi lasketut muuttuvat keskiarvot $MA_{huippu,ce}$ ja MA_{cde} merkitty kuvaan sinisellä ja oranssilla. Keskiarvot on laskettu muokatusta APG-signaalista, josta on asetettu aiemmin paikannetun a-aallon ympäristö nolaksi pienempien aaltojen erottumiseksi (musta). Ensimmäinen muuttuva keskiarvo (sininen) korostaa APG-signaalista c- ja e-aallot, ja toinen muuttuva keskiarvo (oranssi) korostaa sykesykliä signaalista. Vihreällä viivalla kuvaan on merkitty muuttuvien keskiarvojen avulla muodostetut sektorikandidaatit, joiden avulla aallot c-e määritetään. Ylemmässä kuvassa normaali verenkierto (syke) ja hengitys, jolloin c- ja e- aallot ovat erikseen omissa sektoreissaan. Alemmassa kuvassa, esimerkiksi korkeasta sykkeestä johtuva c- ja e-aaltojen yhdistyminen, jolloin c-, d- ja e-aaltoja ei voida erottaa toisistaan. Kuva muokattu lähteestä [11].

Tässäkin tapauksessa luotujen sektorikandidaattien joukossa on ei-toivottuja sektoreita, jotka sisältävät vain häiriötä [11]. Ei-toivotut sektorit karsitaan pois kynnyksarvojen KA_3 , AC_{min} ja AE_{max} avulla, jotka perustuvat aaltojen c tai e ikkunan leveyteen W_3 sekä aaltojen etäisyyteen a-aallosta. Ensimmäinen kynnyksarvo KA_3 määritellään siten, että

$$KA_3 = W_3. \quad (14)$$

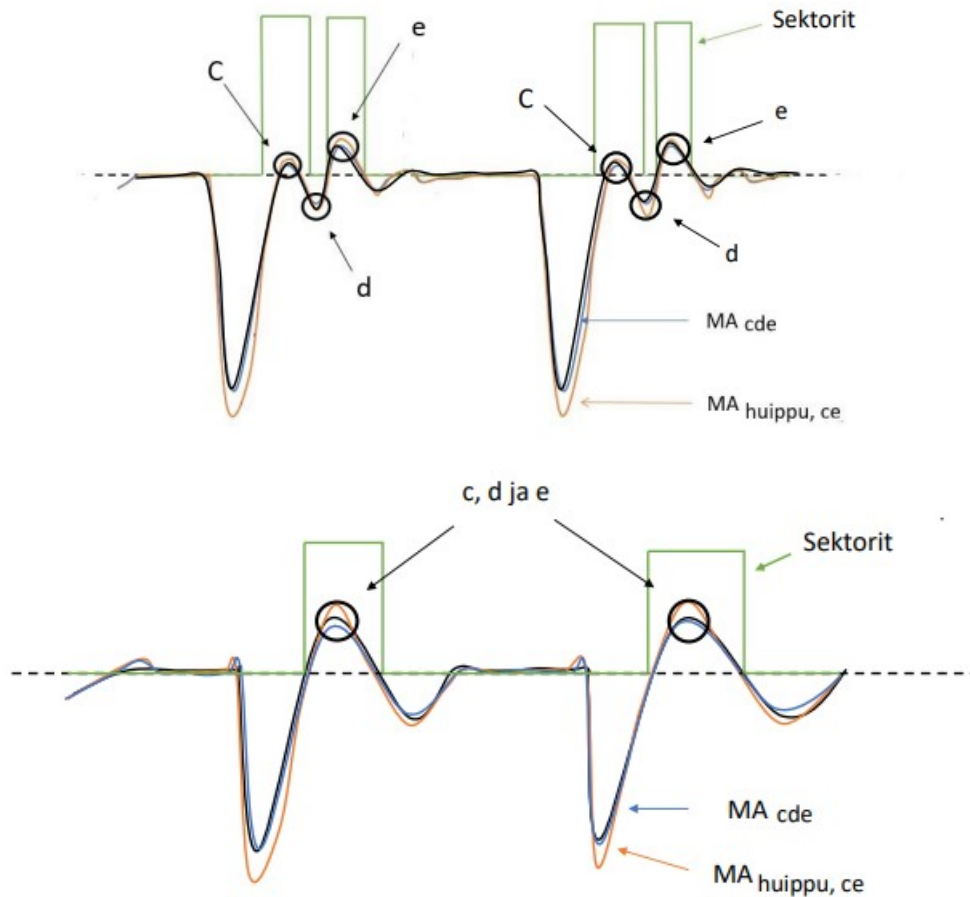
Toinen kynnyksarvo AC_{min} on c-aallon minimietäisyys a-aallosta, ja se on määritelty siten, että

$$AC_{min} = \frac{aa}{f_s} ac_{min}, \quad (15)$$

missä aa on kahden peräkkäisen a-aallon välinen aikaintervalli, f_s on näytteenottotaajuus ja ac_{min} on arvioitu a- ja c-aallon minimietäisyys [11]. AC_{min} siis poistaa sektorikandidaateista ne, jotka sijaitsevat liian lähellä a-aaltoa sisältääkseen sitä vastaavan oikean c-aallon. Parametrien optimoinnissa on havaittu, että optimaalinen arvo vakiolle ac_{min} on 10 ms [11]. Kolmas kynnyksarvo AE_{max} on e-aallon maksimietäisyys a-aallosta, joka on määritelty siten, että

$$AE_{max} = \frac{aa}{f_s} ae_{max}, \quad (16)$$

missä ae_{max} on arvioitu a- ja e-aaltojen maksimietäisyys. AE_{max} siis poistaa sektorikandidaattien joukosta ne, jotka sijaitsevat liian kaukana a-aallosta sisältääkseen sitä vastaavan e-aallon. Parametrien optimoinnissa on havaittu, että optimaalinen arvo vakiolle ae_{max} on 500 ms [11]. Kynnyksarvojen soveltamisen jälkeen aa-intervallin väliltä havaittujen sektoreiden lukumäärälle on kaksi vaihtoehtoa. Jos väliltä löytyy kaksi sektoria (kuva 10), c-aalto löytyy ensimmäisen sektorin maksimi arvona ja e-aalto toisen sektorin maksimi arvona (kuva 10). Tässä tapauksessa d-aalto löydetään c- ja e-aaltojen välisenä miniminä (kuva 10). Yhden sektorin tapauksessa kaikki kolme etsittävää aaltoa c, d ja e löytyvät tältä yhdeltä sektorilta (kuva 10) [11]. Tällöin aallot yleensä yhdistetään yhteen pisteeseen, sillä vain yhden sektorin löytyminen viittaa siihen, että syke on korkea ja APG-signaalissa ei ole havaittavissa erikseen c- ja e-aaltoja (kuva 10) [11].

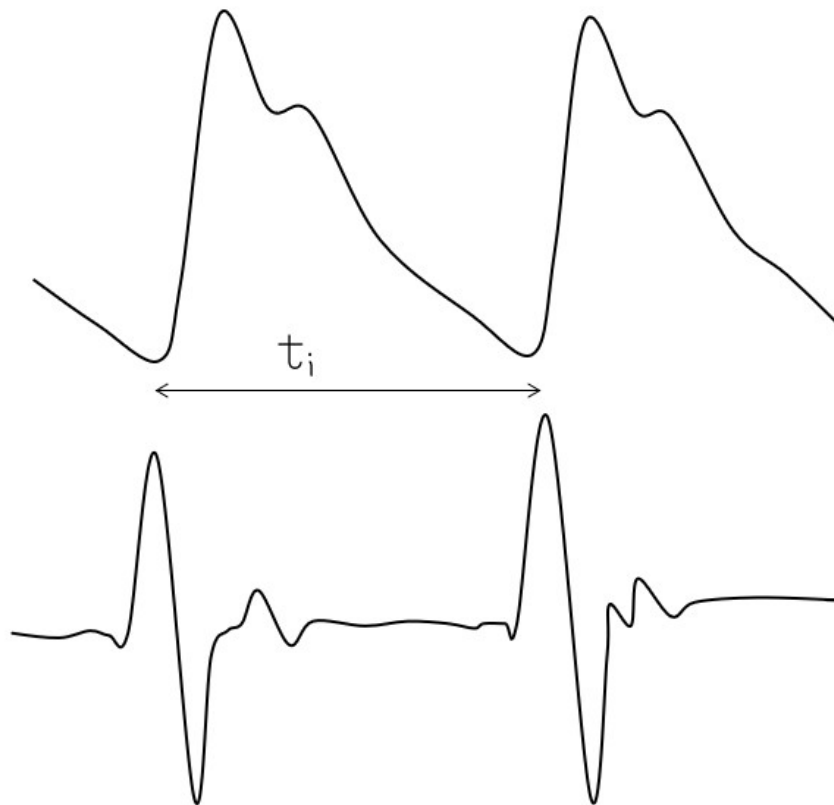


Kuva 10: Fotopletysmogrammisignaalin toisen aikaderivaatan (APG) aaltojen c-e määrittämiseksi lasketut muuttuvat keskiarvot $MA_{huippu,ce}$ ja MA_{cde} merkitty kuvaan sinisellä ja oranssilla viivoilla. Keskiarvot on laskettu muokatusta APG-signaalista, josta on asetettu aiemmin paikannettujen a-aaltojen ympäristö nolaksi pienempien aaltojen erottumiseksi (mustalla). Ensimmäinen muuttuva keskiarvo (sininen) korostaa APG-signaalista c- ja e-aallot ja toinen muuttuva keskiarvo (oranssi) korostaa sykesykliä signaalista. Vihreällä viivalla kuvaan on merkitty muuttuvien keskiarvojen ja kynnyсарvojen avulla muodostetut sektorit, joiden avulla aallot c-e määritetään. Ylemmässä kuvassa normaali hengitystaaajuus ja syke, jolloin c- ja e-aalloilla on omat sektorit, joiden avulla saadaan paikannettua c- ja e-aallot sektoreiden maksimeina sekä d-aalto niiden välisenä miniminä. Alemmassa kuvassa, esimerkiksi korkeasta sykkeestä johtuen, c- ja e-aalto ovat yhdistyneet, jolloin c-, d- ja e-aallot paikannetaan samaan pisteeseen sektorin maksimiarvoksi. Paikannetut c-e -aallot on merkitty kuviin mustilla ympyröillä. Kuva muokattu lähteestä [11].

APG-signaalista kvanttoiminen perustuu aaltojen a-e sijainteihin, joten APG:n käytämisen edellytys on aaltojen onnistunut ja tarkka paikantaminen [1]. Esimerkiksi syke määritetään APG:sta vain a-aaltojen sijaintien avulla. APG-signaalin e-aalto kuvaa diroottisen notkon paikan [1]. Fysiologisesti diroottisen notkon paikalla on tärkeä merkitys, sillä se kuvaa hetkeä jolloin aorttaläppä sulkeutuu sydämessä [8]. Lisäksi systolisen huipun eli a-aallon ja diroottisen notkon eli e-aallon avulla voidaan määrittää muun muassa pulssin muotoa [8].

3.1.2 Syke ja sykevälivaihtelu

Sykkeen ja sykevälivaihtelun (engl. heart rate variability, HRV) määrittämiseen PPG:n avulla käytetään yleensä APG:tä. APG:ssa a-aallot ovat selvemmin erotettavissa PPG:hen verrattuna (kuva 11), jolloin tuloksista saadaan tarkempia [9]. HRV kuvaa sykkeen vaihtelua keskisykkeen ympärillä, ja se antaa informaatiota autonomisen hermoston sympaattis-parasympaattisesta stabiiliudesta. Syke ja HRV korreloivat negatiivisesti keskenään [9]. Sykkeen ja HRV:n tarkka määrittäminen APG-signaalista vaatii a-aallon tarkkaa määrittämistä [9].



Kuva 11: Ylempänä fotopletysmogrammisignaali (PPG) ja alempana PPG:n toinen aikaderivaatta. Aikaväli t_i kuvaa yhteen kokonaiseen sydämenlyöntisykliin kuluvaan aikaan. Kuva muokattu lähteestä [9].

Syke ja HRV saadaan määritettyä kahden peräkkäisen a-aallon välin pituuden t_i avulla (kuva 11) [9]. Siis hetkellinen syke (engl. instant heart rate, HR_{inst}) saadaan

$$HR_{inst} = \frac{60}{t_i}, \quad (17)$$

missä t_i kuvaa kahden peräkkäisen a-aallon välin pituutta sekunneissa, jolloin hetkellinen syke saadaan yksikössä lyöntiä minuutissa [5, 12].

Keskisyke (engl. mean heart rate, HR_{mean}) saadaan hetkellisten sykkeiden keskiarvona

$$HR_{mean} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N HR_{inst}(i) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{60}{t_i}, \quad (18)$$

missä N on a-aaltointervallien eli sykevälien lukumäärä [5, 12].

HRV:tä kuvaavat indeksit ovat sykevälien, t_i , $i=1\dots N$, keskihajonta (engl. the standard deviation of the duration of heart beats, SDNN) ja peräkkäisten sydämenlyöntien erotuksen neliön neliöjuuri (engl. the root-mean square of the difference of successive heart beats, rMSSD) [9]. SDNN:n laskemista varten tarvitaan sykevälien keskiarvo \bar{t}

$$\bar{t} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N t_i \quad [12]. \quad (19)$$

Edelleen SDNN saadaan siten, että

$$SDNN = std(t) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (t_i - \bar{t})^2}, \quad (20)$$

missä std tarkoittaa keskihajonnan laskemista ja $t = [t_1, t_2, \dots, t_N]$ [9, 12]. rMSSD:ssä lasketaan kahden peräkkäisen a-aallon etäisyyksien neliön keskiarvon neliöjuuri, siten että

$$rMSSD = \sqrt{mean(t^2)} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (t_{i+1} - t_i)^2}. \quad (21)$$

APG-signaalin aa-aaltointervalli on verrattavissa elektrokardiogrammin (EKG) QRS-kompleksin RR-intervalliin [1]. Molemmat kuvaavat yhteen täydelliseen sydämenlyöntisykliin kuluvaan aikaan. Tästä syystä HRV-indeksien laskemisessa voidaan käyttää

EKG:n RR-intervallin sijaan myös APG:n aa-intervalleja [1].

3.2 Signaalianalyttiset menetelmät hengitystaaajuuden määrittämisessä

Hengitystaaajuuden määrittäminen PPG-signaalista voidaan suorittaa erityyppisillä signaalianalyttisillä menetelmillä. Signaalinkäsittelytapoja on erilaisia, joista käytetyimpiä ovat aallokemuunnos ja autoregressiivisen mallintaminen [13].

3.2.1 Aallokemuunnos

Aallokemuunnos on erittäin käytetty menetelmä lääketieteellisten laitteiden tuottamien signaalien analysoinnissa, sillä se mahdollistaa signaalin hajottamisen siten, että samanaikaisesti nähdään sekä taajuusominaisuudet että aikariippuvat pääpiirteet [14]. Aika-taajuusanalyysissä käytetään aallokemuunnosta siten, että

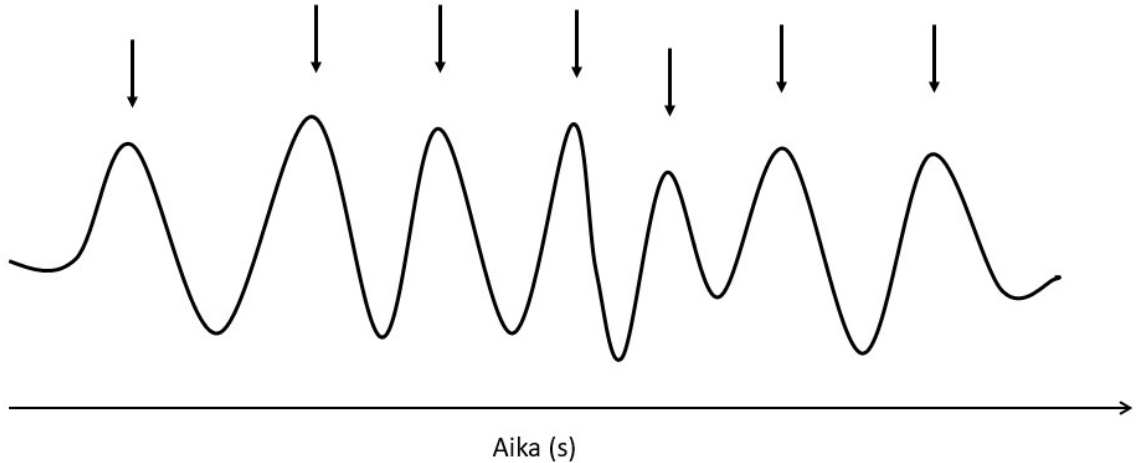
$$T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (22)$$

missä a on laajennusparametri, b on aallokkeen sijaintiparametri, $x(t)$ on muunnettava signaali eli tässä tapauksessa PPG-signaali ja ψ^* on aallokefunktion ψ kompleksikonjugaatti sekä t on aika [15, 16, 17, 18].

Hengitystaaajuus määritetään aallokemuunnoksen energiafunktion, skalogrammin $|T(a, b)|^2$, avulla, missä $| \cdot |$ on moduulioperaattori [18]. Yleisin skalogrammin uudelleenskaalaus on

$$\frac{|T(a, b)|^2}{a}, \quad (23)$$

ja sen avulla määritetään aallokemuunnoksen maksimit (kuva 12) [18]. Maksimien etäisyyksien avulla saadaan hengitystaaajuus.



Kuva 12: Fotopletysmogrammisignaalille (PPG) on tehty aikariipuvainen aallokemuunnos ja aallokemuunnos on uudelleen skaalattu laajennusparametrin avulla, jolloin on saatu kuvassa oleva PPG-signaalista erotettu hengitystaajuussignaali, jossa havaitut hengitykset on merkattu nuolilla. Kuva muokattu lähteestä [15].

Aallokemuunnoksesta saadaan hetkellinen hengitystaajuus [17]. Tärkein ja usein unohdettu osa hengitystaajuuden määrittämiseen käytettävää algoritmia on muuntaa aallokemuunnoksella saatu hetkellinen taajuus monitorilla näytettäväksi hengitystaajuudeksi. Hyväksi havaittu tapa on määrittää hengitystaajuus viiden sekunnin välein perustuen edellisen 45 sekunnin jakson mittaustuloksiin. Tämä 45 sekunnin määrittäjäjakso on osoitettu tutkimuksissa optimaaliseksi pituudeksi [17]. Uudet hetkelliset taajuudet muunnetaan keskiarvoiksi edellisten mittausten kanssa. Keskiarvoistamiseen käytetään painotettuja keskiarvoja, ja painokertoimet johdetaan PPG-signaalista sekä signaalin aallokemuunnoksesta. Tällöin esimerkiksi signaalissa havaittu artefakta pienentää sen hetkisen taajuuden painokerrointa, jolloin painokertoimet korreloivat datan laadun kanssa. [17].

3.2.2 Autoregressiivinen mallintaminen

Autoregressiivinen mallintaminen on signaalianalyysitekniikka, joka on laajasti käytössä fysiologisten signaalien, kuten aivosähkökäyrän, analysoinnissa [13, 19]. Autoregressiivinen malli on lineaarinen ennusteongelma, jossa nykyinen arvo $x(n)$ voidaan mallintaa edeltävien arvojen (p -kappaletta) lineaarisena painotettuna summana siten, että

$$x(n) = - \sum_{i=1}^p a_i x(n-i) + e(n), \quad (24)$$

missä a_i on regressiokerroin ja $e(n)$ on normaalijakautunut virhe [13, 19]. Parametri p kuvaa mallin astetta, ja se on yleensä paljon pienempi kuin sekvenssi [13, 19].

Ongelma voidaan visualisoida myös siirtofunktion avulla, jonka määrittelyjoukkona on $e(n)$ ja maalijoukkona $x(n)$ siten, että

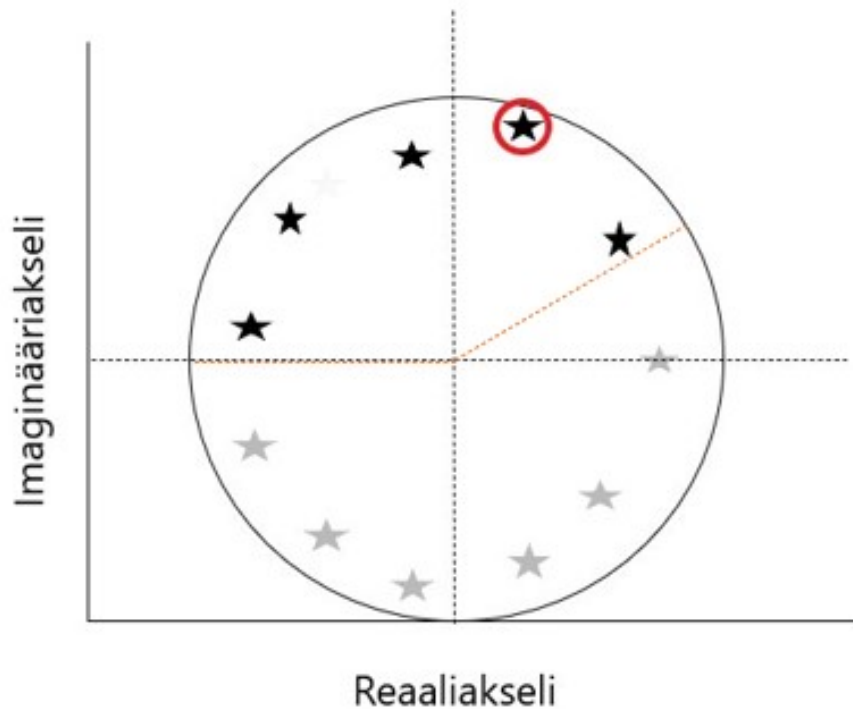
$$H(z) = \frac{1}{\sum_{i=0}^p a_i z^{-i}} = \frac{z^p}{(z - z_1)(z - z_2)\dots(z - z_p)}, \quad (25)$$

missä nimittäjä voidaan jakaa termeihin, joissa jokainen z_i , $i=1,2,\dots,p$ on nimittäjän tekijä, vastaten funktion $H(z)$ navasta ja z viittaa edelliselle yhtälölle (yhtälö 24) tehtyyn z -muunnokseen [13, 19]. Navat esiintyvät kompleksikonjugaattipareina ja määrittävät spektrihuiput signaalin tehospektrissä eli korkeimpia voimakkuuspiikkejä vastaa voimakkaimmat navat. Napojen vaihekulmien θ_i avulla voidaan määrittää jokaisen spektrihuipun resonanssitaajuus f_i siten, että

$$\theta_i = 2\pi f_i \Delta t_i \quad (26)$$

$$\Leftrightarrow f_i = \frac{\theta_i}{2\pi \Delta t_i}, \quad (27)$$

missä Δt_i on ajan muutos [13, 19]. Hengitysnavaksi määritetään ajanjakson voimakkain napa (lähimpänä yksikköympyrän kaarta) (kuva 13), ja sen kulman perusteella määritetään hengitystaaajuus yllä olevan yhtälön avulla (yhtälö 27). Hengitystaaajuus saadaan esitettyä yksikössä hengitystä minuutissa kertomalla saatu taajuus 60 sekunnilla. Ihmisen hengitystaaajuuden rajallisuuden mukaan jakso, jolta voimakkainta napaa etsitään on 0,08 - 0,7 Hz, joka vastaa 4,8 - 42 hengitystä minuutissa [13, 19]. Valitussa välissä voi olla vaihtelua käytetystä lähteestä riippuen, mutta se ei suuremmin vaikuta hengitystaaajuuden määrittämiseen.



Kuva 13: Kuvassa esitetty autoregressiivisen mallin avulla saadut navat, merkitty tähdillä. Näistä hengitysnavaiksi valitaan väliltä 0,08 Hz-0,7 Hz, oranssi katkoviiva, löytyvä suurimman voimakkuuden omaava napa, eli se mikä sijaitsee lähimpänä yksikköympyrän kaarta, ympäröity punaisella. Väli on rajoitettu ihmisen hengitystaajuuden rajallisuuden mukaan [13, 19]. 0,08 Hz-0,7 Hz vastaa 4,8-42 hengitystä minuutissa [13, 19]. Valitussa välissä voi olla vaihtelua käytetystä lähteestä riippuen, mutta se ei suuremmin vaikuta hengitystaajuuden määrittämiseen. Kuva muokattu lähteistä [13, 19].

Hengitystaajuussignaali pystyttäisiin määrittämään alkuperäisestä PPG-signaalista myös pulssileveyden vaihtelun (engl. pulse width variability, PWV), pulssivälin vaihtelun (engl. pulse rate variability, PRV) tai pulssiamplitudin vaihtelun (engl. pulse amplitude variability, PAV) avulla [20]. PWV:n avulla hengitystaajuussignaali saadaan määrittämällä alipäästösuodatetun PPG-signaalin derivaatasta jokaisen aaltomuodon alku- ja loppupaikka [20]. PRV:n avulla hengitystaajuussignaali saadaan PPG:n aaltomuotojen huippujen välimatkojen avulla. PAV:sta hengitystaajuussignaali saadaan PPG-signaalin jokaisen aaltomuodon huipun ja perustason avulla [20]. Tässä työssä kuitenkin keskityttiin tarkemmin vain signaalianalyttisiin menetelmiin.

4 Pohdinta

Tämän kandidaatintutkielman tavoitteena oli perehtyä kirjallisuuskatsauksen avulla fotoplethysmogrammisignaaliin (engl. photoplethysmography, PPG) ja sen kvantitointimenetelmiin. PPG on optinen mittaustekniikka, joka perustuu kudosten erilaiseen absorptioon tai heijastukseen käytettävän mittaustekniikan mukaan. Tutkielmassa tutustuttiin kahteen kvantitointimenetelmään, joiden tarkoituksena on helpottaa ja nopeuttaa tiedonkeruuta signaaleista. Käytetyt menetelmät olivat PPG:n toinen aikaderivaatta (engl. acceleration photoplethysmography, APG) ja sen aaltojen määrittäminen sykkeen, sykevälivaihtelun ja diroottisen notkon paikan määrittämiseen sekä signaalianalyttiset menetelmät hengitystaajuuden määrittämiseen.

APG-signaalin muodostamisen tarkoitus on korostaa PPG:ssä havaittuja vaihteluita, joka helpottaa PPG:lle ominaisten muotojen, kuten huippujen ja notkojen, määrittämistä. Myös PPG:n ensimmäistä aikaderivaattaa voidaan käyttää PPG:n ominaisten muotojen määrittämiseen, mutta APG korostaa vaihteluita enemmän, joten tässä tutkielmassa keskityttiin vain APG:hen [21]. APG:sta fysiologisten parametrien kvantitointi vaatii tarkan ja onnistuneen aaltojen määrittämisen. APG- ja EKG-signaalit ovat joiltain osin yhteneväisiä, mistä johtuen APG:n aaltojen määrittämistä on kokeiltu EKG-algoritmeilla kynnyksarvoja muokkaamalla [10]. Tuoreessa tutkimuksessa on kuitenkin kehitetty APG:lle oma algoritmi, jolla pystytään APG-signaalia ja kynnyksarvoja muokkaamalla määrittämään kaikkien a-e -aaltojen sijainnit [10]. Esimerkiksi korkeasta sykkeestä johtuva aa-intervallin lyhentymisen aiheuttama c-, d- ja e-aaltojen yhdistymisen ja yhdistyneen aallon havaitseminen on helpompaa kuin erillisten aaltojen [11]. APG:sta kvantitoinnin haasteina voidaankin pitää kynnyksarvojen sopivuutta erilaisiin signaaleihin ja aaltomuotojen yhdistymistä, jolloin tärkeitä fysiologisia parametreja, kuten APG:n e-aaltoa eli diroottista notkoa ei voida luotettavasti paikantaa. Diroottinen notko kuvaa aorttaläpän sulkeutumisen eli sydämenlyöntisyklin systolisen vaiheen vaihtumisen diastoliseksi ja sen sijainnin määrittämisellä pystytään seuraamaan sydämen toimintaa [7]. Myös notkon suuruudella on merkitystä, sillä notko heikkenee verisuonten elastisuuden heikentyessä. Suonien jäykistyminen voi olla normaalia iän tuomaa elastisuuden vähenemistä, mutta se voi olla myös merkki esimerkiksi nestehukasta tai valtimotaudista eli ateroskleroosista. Diroottisen notkon paikantamisessa

yhtenä haasteena onkin myös iäkkäät potilaat.

Signaalianalyttiset menetelmät ovat tehokkaita erottelemaan PPG-signaalista AC- ja DC-komponentit, jolloin AC-komponentin ilmiöt eivät peity DC-komponentin taakse. Tässä tutkielmassa tutustuttiin hengitystaaajuuden määrittämiseen kahdella eri signaalianalyttisellä keinolla, mutta myös esimerkiksi diroottinen notko pystyttiin paikantamaan signaalianalyttisin keinoin aallokemuunnoksella [7]. Hengitystaaajuuden määrittämiseen on kirjallisuudessa käytetty useita erilaisia signaalianalyttisiä menetelmiä, kuten digitaalista suodattamista ja aallon erottamista, mutta tehokkaimmaksi on osoittautunut autoregressiivinen mallintaminen [13], mikä todennäköisesti johtuu mallin ennustusperiaatteesta. Malli ottaa huomioon aikaisemmat tulokset seuraavaa laskiessaan, joten se huomioi signaalissa tapahtuvia vaihteluita paremmin kuin esimerkiksi digitaalinen suodattaminen, jossa koko signaali käsitellään aikariippumattomasti. Tutkielmassa tutustuttiin myös aallokemuunnoksen käyttämiseen hengitystaaajuuden määrittämiseksi, sillä sitä on käytetty yleisesti lääketieteellisten laitteiden tuottamien signaalien analysointiin. Aallokemuunnoksella mahdollistetaan nopeiden muutosten havainnointi samalla kun artefaktat saadaan häivytettyä [17]. Tämä on aallokemuunnoksen etu verrattuna autoregressiiviseen mallintamiseen.

PPG:stä pystytään kvantitoimaan useita biologisia ja lääketieteellisesti merkittäviä parametrejä mittauspaikasta riippuvalla tarkkuudella, vaikkakin se on herkkä artefaktoille. PPG-signaaliin tulee herkästi häiriöitä esimerkiksi liikkeestä, ihon kosteudesta tai ympäristön valaistuksesta [3, 4]. Lisäksi muun muassa haukotteleminen tai yskeminen vaikuttaa aaltomuotoon muuttamalla sen epänormaaliksi [3]. Suodattamalla pystytään poistamaan jonkun verran artefaktoja ennen kvantitointia, mutta signaaliin jäävät artefaktat voivat häiritä kvantitointialgoritmeja ja näin ollen heikentää tulosten luotettavuutta. Esimerkiksi APG:n tapauksessa, kun sykkeen kvantitointi perustuu APG:n aaltomuodon sisältämien a-aaltojen välimatkoihin, on erittäin tärkeää saada jokaisen aaltomuodon a-aalto paikannettua. A-aallon paikantaminen perustuu määrättyihin kynnyksarvoihin ja jos aaltomuoto on artefaktasta johtuen hieman normaalista poikkeava, voi aalto helposti jäädä paikantamatta ja näin ollen sykkeen kvantitoinnin epäluotettavuus kasvaa. Myös liiallisessa suodattamisessa on riskinä menettää tärkeitä aika-alueita signaalista, jos ne peittyvät artefaktan alle.

PPG-signaalin käyttö on perustunut subjektiiviseen näkemykseen säännöllisestä aaltomuodosta, jonka perusteella on arvioitu pulssioksimetrin antaman happisaturaatiolukeman luotettavuutta [2]. Erilaiset laskennalliset kvantitointimenetelmät ovat nostaneet PPG:n käytettävyyden uudelle tasolle. Laskennalliset menetelmät ovat suhteellisen helppoja suorittaa, mutta yhtenä haasteena on PPG-tekniikan herkkyys, esimerkiksi liikkeestä tai ihon kosteudesta aiheutuville artefaktoille. Tulevaisuudessa tutkimusta tullaankin tekemään signaalin tarkkuuden parantamiseksi sekä artefaktien vaikutuksen vähentämiseksi, esimerkiksi mittauslaitteistoa, signaalin esikäsittelyä ja kvantitointimenetelmiä edelleen kehittämällä.

Viitteet

- [1] Elgendi M
On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals
Current Cardiology Reviews, 8:14-25, 2012
- [2] Alian A ja Shelley K
Photoplethysmography
Best practice research. Clinical anaesthesiology, 28(4):395-406, 2014
- [3] Allen J
Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement
Physiological Measurement, 28(3):R1-R39, 2007
- [4] 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
International journal of biosensors bioelectronics, 4(4):195, 2018
- [5] Moraes J, Rocha M, Vasconcelos G, Vasconcelos Filho J, De Albuquerque V ja Alaxandria A
Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications
Sensors, 18(6):1894, 2018
- [6] Nilsson L
Respiration Signals from Photoplethysmography
Anesthesia and analgesia, 117(4):859-865, 2013
- [7] Bethanney Janney J, Umashankar, Krishnakumar S, Chandana H ja Caroline Chriselda L
Recognition of dicrotic notch in arterial blood pressure pulses using signal processing techniques
Journal of physics. Conference series, 1937(1):12034, 2021

- [8] Soundararajan M, Arunagiri S ja Alagala S
An adaptive delineator for photoplethysmography waveforms
Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik, 61(6):645-655, 2016
- [9] Elgendi M, Jonkman M ja De Boer F
Applying the APG to measure Heart Rate Variability
The 2nd International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE), 3:514-517, 2010
- [10] Elgendi M, Norton I, Brearley M, Abbott D ja Schuurmans D
Detection of a and b waves in the acceleration photoplethysmogram
Biomedical engineering online, 13(1):139, 2014
- [11] Elgendi M
Detection of c, d, and e waves in the acceleration photoplethysmogram
Computer methods and programs in biomedicine, 117(2):125-136, 2014
- [12] Laine P
Sovellus sydämen sykevälivaihtelun mittaamiseen
Diplomityö, Oulun yliopisto, Tietotekniikan osasto, 2013
- [13] Fleming S ja Tarassenko L
A Comparison of Signal Processing Techniques for the Extraction of Breathing Rate from the Photoplethysmogram
World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering, 1:366-370, 2007
- [14] Leonard P, Beattie T, Addison A ja Watson J
Standard pulse oximeters can be used to monitor respiratory rate
Emergency medicine journal, 20(6):524-525, 2003
- [15] Clifton D, Douglas J, Addison P ja Watson J
Measurement of respiratory rate from the photoplethysmogram in chest clinic patients
Journal of Clinical Monitoring and Computing, 21(1):55-61, 2007

- [16] Leonard P, Grubb N, Addison P, Clifton D ja Watson J
An algorithm for the detection of individual breaths from the pulse oximeter waveform
Journal of Clinical Monitoring and Computing, 18(5):309-312, 2004
- [17] Addison P, Watson J, Mestek M ja Mecca R
Developing an algorithm for pulse oximetry derived respiratory rate (RR_{oxi}): a healthy volunteer study
Journal of clinical monitoring and computing, 26(1):45-51, 2012
- [18] Addison P ja Watson J
Secondary Wavelet Feature Decoupling (SWFD) and its use in Detecting Patient Respiration from the Photoplethysmogram
Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439), 3:2602-2605, 2003
- [19] Fleming S, Tarassenko L, Thompson M ja Mant D
Non-invasive Measurement of Respiratory Rate in Children Using the Photoplethysmogram
30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, 2008:1886-1889, 2008
- [20] Lazaro J, Gil E, Bailon R, Minchola A ja Laguna P
Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width
Medical biological engineering computing, 51(1-2):233-242, 2012
- [21] Nara S, Kaur M ja Lal Verma K
Novel Notch Detection Algorithm for Detection of Dicrotic Notch in PPG Signals
International Journal of Computer Applications, 86(17):36-39, 2014