

PPG-sensorin sykevälivaihtelun mittaus

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos
TkK-tutkielma
Tietotekniikka
Maaliskuu 2026
Konsta Korsu

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos

KONSTA KORSU: PPG-sensorin sykevälivaihtelun mittaus

TkK-tutkielma, 26 s.
Tietotekniikka
Maaliskuu 2026

Oma terveys ja siihen liittyvä data ovat ihmisten kiinnostuksessa. Terveysdataa tarjoaa nykyään moni yritys puettavilla laitteilla, kuten älykelloilla. Sykevälivaihtelua pidetään erinomaisena terveyden mittarina. Sykevälivaihtelun avulla voidaan arvioida mm. palautumista ja stressiä. Tässä kirjallisuuskatsauksessa tutkitaan, miten sykevälivaihtelua voidaan mitata puettavilla laitteilla, miten tarkasti sykevälivaihtelu kyetään mittaamaan ja mitkä ovat sensorin virhelähteet.

Puettavat laitteet mittaavat sykevälivaihtelun pääasiallisesti fotopletysmografia-sensoreilla (PPG-sensori). Näiden sensorien toiminta periaate perustuu LED-PD-pareihin. LED lähettää valoa, joka kulkee ja heijastuu kudoksesta takaisin PD:lle. Tämän avulla muodostuu signaali. Signaalista voidaan laskea sykevälivaihtelu eri parametrien avulla.

Kirjallisuuskatsauksessa käsitellään sykevälivaihtelun yleisimpiä parametreja ja niiden eroa. Tarkimmat parametrit ovat aikakentän parametrejä. SDNN osoittautui tarkemmaksi kuin RMSSD. Eri puettavat laitteet käyttävät omissa sykevälivaihtelumittauksissaan eri parametreja.

Sykevälivaihteluun liittyy useita häirintätekijöitä. Näitä ovat muun muassa laitteen kireys, akunkesto sekä liikunta. Näistä liikunta on merkittävin häiriötekijä. Pienikin määrä liikuntaa voi valheellistaa tuloksia erittäin paljon. Tämä voi olla tärkeä huomioida esimerkiksi tärkeissä urheilusuorituksissa. Luotettavin tieto sykevälivaihtelusta fotopletysmografialla saadaan, kun tutkittava on kokonaan levossa maaten. Vielä tarkemmin, kun tutkittava nukkuu.

Asiasanat: fotopletysmografia, PPG, sykevälivaihtelu, HRV

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Sykevälivaihtelun mittaus ja merkitys	4
2.1	HRV ja sen merkitys terveydessä	4
2.2	Kliininen HRV-mittaus	6
3	Puettavien PPG-sensorien toiminta sykevälivaihtelun mittauksessa	9
3.1	Erikoisanturit HRV-mittaukseen puettavissa teknologioissa	9
3.2	PPG:n mittaustekniikka ja käyttö	11
4	PPG-sensorin tarkkuus sykevälivaihtelussa	16
4.1	PPG-sensorien virhelähteet	16
4.2	HRV-mittausdatan tarkkuuden arvioinnin keskeiset menetelmät . . .	18
4.3	PPG-sensorin tarkkuus eri olosuhteissa	19
4.4	Pohdinta	23
5	Yhteenveto	25
	Lähdeluettelo	27

Kuvat

2.1	EKG © 2020 The Author(s). Published by Elsevier B.V.	5
3.1	PPG signaalin derivaatat 2018 International Journal of Biosensors & Bioelectronics, The PMC Open Access Subset, CC BY-NC, Denisse Castaneda et. al.	12

1 Johdanto

Puettavien teknologioiden kasvanut suosio on lisännyt sekä ihmisten kiinnostusta omaan terveysdataansa että yritysten kiinnostusta kasvaviin markkinoihin [1]. Puettavia teknologisia laitteita tarjoaa nykyään moni yritys ympäri maailmaa. Näitä puettavia laitteita ovat muun muassa älysormukset, sykevyöt ja älykellot, joita tarjoavat esimerkiksi Apple ja Oura Health.

Puettavissa laitteissa on olemassa useita erilaisia sensoreita ja antureita. Nykyään monet puettavista laitteista mittaavat jatkuvia fysiologisia arvoja, kuten sykettä ja unta. Yksi mitattava fysiologinen arvo on sykevälivaihtelu (engl. *heart rate variability*, HRV). HRV on hyvä keino ennustaa ihmisen terveyden tilaa, sillä HRV:hen vaikuttavat monet fysiologiset prosessit [2]. HRV:n avulla voidaan arvioida esimerkiksi palautumista, unta, mielenterveyttä ja jopa verenpainetautiä [2]. Eri sensorit mittaavat eri arvoja. HRV:n mittaamiseen on olemassa erilaisia sensoreita, kuten seismokardiografia (engl. *seismocardiogram*, SCG), elektrokardiografia (EKG) ja fotoplethysmogrammi (engl. *photoplethysmogram*, PPG). Teknologian kehityksen myötä fysiologista tilaa mittaavia sensoreita voidaan hyödyntää puettavien laitteiden avulla ilman, että laitteet häiritsevät käyttäjiä. Täten laitteiden avulla voidaan saada jatkuvaa fysiologista dataa [3]. Tunnetuimpia sensoreita, jotka mittaavat sykevälivaihtelua, ovat EKG ja PPG [4]. EKG:n mittaamista voidaan pitää erittäin tarkkana menetelmänä. Tämän vuoksi EKG soveltuu hyvin tarkkoihin kliinisiin mittauksiin sairaaloissa [4].

Puettavien laitteiden käyttämien sensorien HRV-datan tarkkuus vaikuttaa HRV:n käyttökelpoisuuteen terveyden ja hyvinvoinnin seurannassa. Tämän vuoksi on tärkeää verrata näiden sensorien antamaa dataa kliinisiin "hyväksytyihin" mittauksiin, jotta voidaan arvioida datan luotettavuutta ja käyttökelpoisuutta.

Yleisesti käytetyillä puettavien laitteiden kehittyneillä sensoreilla on olemassa HRV-mittaukseen vaikuttavia tekijöitä. Näitä tekijöitä ovat muun muassa käyttäjän liikehdintä ja sensorin sijoitus ihmisen keholla [5]. Puettavat laitteet voidaan sijoittaa eri kohtiin kehoa, esimerkiksi rinnalle, sormeen tai ranteeseen. Ranne on yksi yleisimmistä laitesijainneista älykellojen helppouden ja yleisyyden vuoksi. Yksilöiden väliset erot voivat vaikuttaa sensorien luomaan dataan. Tällaisia yksilöllisiä eroja ovat esimerkiksi painoindeksi (engl. *body mass index*, BMI) ja ihonväri [6]. Tässä kirjallisuuskatsauksessa tarkastellaan puettavien laitteiden HRV:tä mittaavia sensoreita, erityisesti PPG:tä ja PPG-datan luotettavuutta alla olevien tutkimuskysymysten avulla.

Tutkielma käsittelee seuraavat tutkimuskysymykset:

TK 1. Millainen on PPG-sensorin toimintaperiaate HRV-mittauksessa?

TK 2. Onko PPG-sensorien data tarkkaa ja luotettavaa?

Kirjallisuuskatsauksen tiedonhaku suoritettiin syksyllä 2025. Aluksi aiheesta tehtiin kartoittava Google-haku, jotta saatiin yleiskäsitys aiheen laajuudesta. Aluksi haettiin aiheesta suomeksi, minkä kautta löytyi paljon suomalaisissa yliopistoissa tehtyjä artikkeleita. Oleellisten tietojen perusteella alettiin muodostaa hakulausekeita englanniksi. Tutkimuksessa käytettiin seuraavia tietokantoja: IEEE, PubMed ja ScienceDirect. Volter tarjosi osaan ilmaisen pääsyn. Volterissa olevan Keenious-tekoälyn avulla tehtiin tarkentavia artikkelihakuja. Tämän lisäksi osa artikkeleista löytyi toisen hyväksi todetun artikkelin lähdeluettelosta.

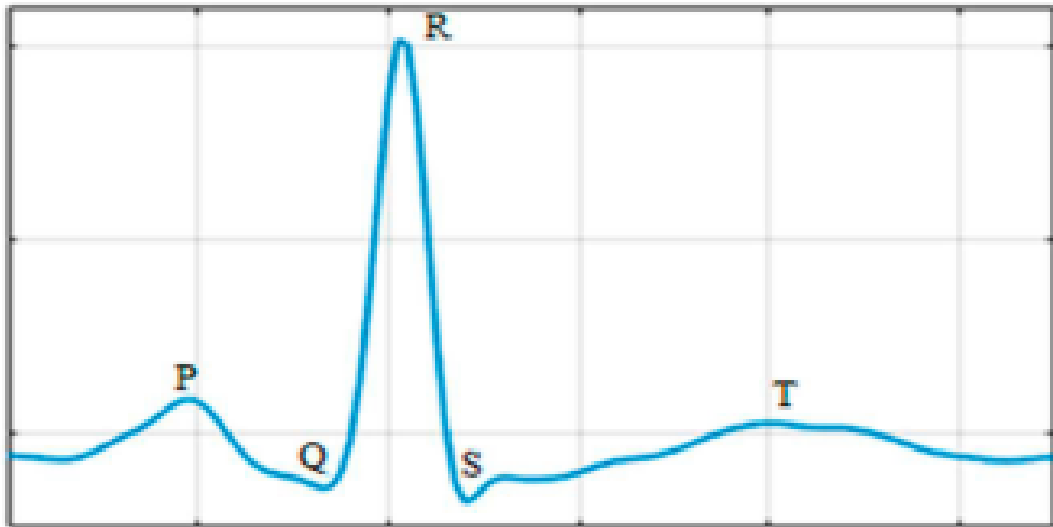
Tutkimuksia varten alettiin luoda hakulausekkeitä. Hakulausekkeet koostuivat tutkimukselle oleellisesta termistöstä, kuten "heart rate variability", "wearable electronic", "photoplethysmogram", "digital health" ja "data accuracy". Näitä lausekkeitä yhdistettiin toisiinsa eri operaattoreilla "OR", "AND" ja loppuun voitiin lisätä jokerimerkki "*" laajentamaan hakua. Esimerkki PubMed-tietokantahausta: ("Heart Rate*" [Mesh]) AND ("Wearable Electronic Devices" [Mesh]). Hauilla löytyi useita hakutuloksia. Hakutuloksissa esiintyi enimmäkseen PPG-sensorin käyttöä, minkä vuoksi kirjallisuuskatsaus rajoittuu PPG-tekniikkaan ja sen tarkkuuteen. Laajojen hakutulosten jälkeen hakuja tarkennettiin, jolloin tulokset rajoittuivat 50-100 artikkeliin.

Kirjallisuuskatsauksen toisessa luvussa käydään läpi HRV:n perusteita ihmisen fysiologiassa. Lisäksi toisessa luvussa käsitellään HRV:n merkitystä terveyden tilan arvioinnissa. Luvussa syvennytään siihen, mitä HRV:n avulla voidaan päätellä esimerkiksi autonomisen hermoston toiminnasta. Luvussa kolme perehdytään tutkimuskysymykseen yksi, missä kartoitetaan puettavien laitteiden käyttämien sensoreiden tekniikoita HRV:n mittaamiseen. Luvussa neljä tutkitaan puolestaan tutkimuskysymyksen kaksi aihetta eli sitä, kuinka luotettavasti PPG-sensori mittaa HRV:tä. Tämän lisäksi luvussa neljä pohditaan puettavien laitteiden soveltuvuutta HRV:n mittaamiseen. Viidennessä luvussa päätetään tutkielma yhteenvedolla, jossa käydään kirjallisuuskatsaus lyhyesti läpi.

2 Sykevälivaihtelun mittaus ja merkitys

2.1 HRV ja sen merkitys terveydessä

Sydän on yksi ihmisen tärkeimmistä elimistä. Sydämen syke kertoo, montako kertaa sydän lyö minuutin aikana. HRV mittaa peräkkäisten sydämenlyöntien aikavälien vaihtelua. HRV kuvaa sitä, kuinka paljon lyöntien väliset ajat muuttuvat tietyn mittausjakson aikana. Tarkemmin ottaen elektrokardiografisessa mittauksessa HRV määritellään QRS-kompleksissa olevien RR-huippujen välisten aikojen vaihteluna millisekunteina (ms). HRV:tä voidaan tarkastella lyhyissä ajanjaksoissa, kuten 5 minuuttia [7] tai pidemmissä ajanjaksoissa, kuten 24 tuntia. Pidempi seuranta tuottaa tarkempaa tietoa HRV:stä [8]. Puettavien laitteiden hyötynä onkin jatkuva mittaus, jolloin HRV:tä voidaan seurata useita päiviä akun keston mukaan.



Kuva 2.1: EKG © 2020 The Author(s). Published by Elsevier B.V.

HRV:n arvo vaihtelee yksilöittäin, ja HRV:hen vaikuttavat vahvasti autonomisen hermoston vuorovaikutus ja aktiivisuus [9], [7]. Autonominen hermosto (engl. *autonomic nervous system*, ANS) koostuu parasympaattisesta hermostosta (engl. *parasympathetic nervous system*, PNS) ja sympaattisesta hermostosta (engl. *sympathetic nervous system*, SNS) [8]. PNS tunnetusti rauhoittaa kehoa, kun taas SNS tunnetaankin paremmin "taistele ja pakene" -reaktiostaan. Näiden kahden tasapaino ja vuorovaikutus vaikuttavat HRV-arvoon. HRV ja syke korreloivat keskenään negatiivisesti, jolloin SNS saa ihmisen sykkeen kohoamaan ja siten pienentää HRV-arvoa. PNS-hermosto toimii tähän vastavaikuttajana [8]. Nämä hermostot mahdollistavat sydämen toiminnan vaihtelevissa ympäristöissä. Yleisesti ottaen korkeaa HRV-arvoa pidetään terveellisenä. Hyvä HRV-arvo korreloi kehon valmiuteen, ANS:n joustavan säätelyn vuoksi. HRV:tä pidetäänkin nykyään eräänlaisena terveyden mittarina [8].

Normaalin aikuisen syke on noin 60-100 [10]. Sydämen lyöntien ajoitus ei ole vakio. Syke 60 ei lyö tasaisesti joka sekunti, vaan sydän voi lyödä esimerkiksi 1.2 s, 0.9 s tai 1.1 s välein vaihtelevasti. Terveellä aikuisella HRV on noin 42 ms, mutta se

voi hyvinkin vaihdella 19-75 ms välillä. Urheilijoilla HRV voi olla jopa 120 ms. On tärkeää muistaa, että HRV-arvo on yksilöllinen, eikä omaa tulosta kannata verrata muiden HRV-arvoihin. HRV:hen vaikuttaa monta erilaista tekijää. Tämän vuoksi HRV ei ole vakio, vaan HRV voi muuttua ajan myötä. HRV:tä kyetään aktiivisesti parantaa monilla keinoilla. [8]

HRV:hen vaikuttaa useita erilaisia tekijöitä. Elämäntapatekijöistä tupakointi, korkea BMI ja alkoholin käyttö ovat yhdistetty alentuneeseen HRV:hen [8], [11]. Ympäristötekijöistä sosiaalinen stressi ja melu voivat laskea HRV:tä. Psykologiset tekijät, kuten henkinen stressi ja ahdistus heikentävät HRV:tä. Yksilölliseen HRV-tasoon vaikuttavat myös geneettiset tekijät, joihin ei voi vaikuttaa. [8]

Fysiologisia HRV:hen vaikuttavia tekijöitä ovat muun muassa ikä, hengitys, sukupuoli, vuorokausirytmä, liikunta ja tulehdusreaktiot [8], [11]. HRV-arvo on korkealla noin 15 ikävuoteen asti, jonka jälkeen se alkaa laskea. Sukupuolten välinen HRV-arvo eroaa 50-vuotiaaksi asti, jonka jälkeen erot alkavat kaventua. [8]

Liikunnan on todettu nostavan HRV-arvoa pitkällä aikavälillä [8]. Liikunnan aikana SNS aktivoituu. Tällöin yksittäinen raskas liikuntasuoritus hetkellisesti laskee HRV:tä ja nostaa sykettä. Kehon palautumisessa aktivoituu PNS, joka puolestaan nostaa HRV:tä. Yöllä HRV-arvo on yleensä korkeampi kuin päivällä [8]. Esimerkiksi Oura-älysoormus mittaa HRV:tä öisin unen aikana, milloin käyttäjälle saadaan parempi HRV-arvo, kuin päivällä. Tulehdusreaktiot saavat HRV-arvon laskuun [8].

2.2 Kliininen HRV-mittaus

Minkä tahansa arvon mittauksessa on tärkeää, että tulos on tarkka ja luotettava. HRV:tä mitattaessa tutkimusta tai kliinistä työtä varten sairaaloissa käytetään yleensä elektrokardiografiaa, EKG:tä [4]. EKG:tä kutsutaan tämän vuoksi kultaiseksi standardiksi [12]. Perinteisen EKG:n kiinnittäminen kehoon on yleensä vaivalloisempaa kuin puettavan laitteen asettaminen esimerkiksi sormeen. EKG-

mittauksessa henkilöön asennetaan johtimilla kiinnitetyt elektrodit. Nämä elektrodit kiinnitetään geelillä eri puolille rintaa, jotta sydämen sähköistä toimintaa voidaan tarkkailla. [4]

EKG on luotettava ja tarkka menetelmä, joka mittaa ja tallentaa sydämenlyönneistä aiheutuvia sähköisiä signaaleja [4]. EKG:tä voidaan mitata kahdella tavalla: lineaarisilla ja epälineaarilla menetelmillä. Lineaarisia menetelmiä ovat aika- ja taajuuskenttämittaukset [7], [13], [14]. Epälineaarisia menetelmiä on useita, mutta ne eivät ole yleisessä käytössä. Lineaariset mittaustavat ovat puolestaan yleisiä kliinisessä työssä ja tutkimustyössä [7].

Aikakenttämenetelmässä käytetään useita muuttujia, joista tunnetuimpia ovat RMSSD ja SDNN [13], [14]. RMSSD:ssä mitataan QRS-kompleksissa olevien peräkkäisten RR-välien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri [14]. RMSSD on helppo laskea, ja sen avulla voidaan arvioida PNS-hermoston toimintaa [14]. SDNN (engl. *standard deviation of NN intervals*) mittaa normaalien RR-välien keskihajontaa. SDNN-muuttujaa käytetään yleensä mittaamaan lyhyitä (5 minuuttia) HRV-mittauksia. Näissä lyhyissä mittauksissa mitataan lähinnä PNS:n toimintaa, ja pidemmissä (24 h) mittauksissa mitataan sekä PNS että SNS-toimintaa. [14] SDNN kuvaa hyvin kokonais-HRV:tä, kun taas RMSSD kuvaa hyvin lyhyitä HRV-jaksoja ja hengityksen vaikutusta HRV:hen (Duodecim, 2023).

Taajuuskenttämittauksessa signaalit ryhmitellään eri taajuuksien mukaan. Taajuudet ovat yleensä neljässä taajuuskentässä: ULF (engl. *ultra low frequency*), VLF (engl. *very low frequency*), LF (engl. *low frequency*) ja HF (engl. *high frequency*), joka mittaa PNS aktiivisuutta [7], [14]. Taajuuskenttämenetelmä on yleisesti käytössä, kun mitataan lyhyitä HRV-mittauksia [7].

Epälineaariset menetelmät sisältävät monimutkaisia matemaattisia malleja. Mallien avulla voidaan kuvata esimerkiksi entropiamittauksia. Nämä tekniikat ovat osoittautuneet olevan lupaavia ANS:n säätelyn ymmärtämisessä. Menetelmillä on

potentiaalisia sovelluksia tulevaisuudessa. [7]

3 Puettavien PPG-sensorien toiminta sykevälivaihtelun mittauksessa

3.1 Erikoisanturit HRV-mittaukseen puettavissa tek- nologioissa

Teknologian kehityksen myötä HRV-mittaukseen voidaan käyttää erilaisia sensoreita. Puettavien laitteiden sensoreita kehitetään jatkuvasti paremmiksi. Kirjallisuuskatsauksessa käydään lävitse PPG:tä. PPG-sensorin lisäksi on olemassa muitakin sensoreita, joilla voidaan mitata HRV:tä. Näitä ovat seismokardiografia (engl. *seismocardiogram*, SCG), ballistokardiografia (engl. *ballistocardiogram*, BCG) ja impedanssikardiografia (engl. *impedance cardiography*, ICG). Näiden sensorien mittaustekniikat eroavat toisistaan.

BCG:n käyttö on yleistä laitteissa, jotka eivät ole suorassa kosketuksessa ihon kanssa ja ovat täten integroituneena jokapäiväisiin esineisiin, kuten tuoleihin tai sänkyihin. [12] BCG-mittaus perustuu kehon liikkeisiin, jotka muodostuvat sydämen lyöntien aikana olevista verenvirtauksista [12], [16]. BCG-teknologia käyttää yleensä pietsosähköisiä antureita ja kiihtyvyyssantureita [16]. Pietsosähköisessä ilmiössä mekaaninen paine, kuten sydämen lyönnin aiheuttama verenpaine, saa aikaan antu-

rissa olevan aineen sähköisen polarisoitumisen [17]. BCG-mittaus, jossa käytetään kiihtyvyyssanturia, voi vaatia erikseen jokaiselle käyttäjälle oman kalibroinnin, jotta saadaan optimoitua dataa [18].

Rintalastan on todettu olevan yksi parhaista paikoista asentaa puettava BCG-sensori [18]. Rintalastan lisäksi BCG voidaan mitata korvan takaa [3]. Puettavan BCG:n haasteena on, kun sensori asennetaan puettavasti, se mittaa paikallisia liikkeitä eikä koko kehon liikettä [3]. Tulevaisuudessa BCG-integrointia voitaisiin toteuttaa esimerkiksi kuulokkeisiin.

SCG:n käyttö puettavasti muistuttaa suuresti BCG:n ominaisuuksia. Tämän vuoksi ne välillä sekoitetaan keskenään. SCG kiinnitetään geelillä rintaan lähelle sydäntä [3]. SCG:n HRV-mittaus perustuu SCG-tekniikassa olevaan kiihtyvyyssanturiin, joka mittaa sydämen tuottamia värähtelyjä rinnasta [19].

ICG muistuttaa EKG:n toimintaa. Perinteisessä ICG-tekniikassa rintakehän ympärille asennetaan sisä- ja ulkoelektrodeja, joiden läpi kuljetetaan korkeataajuinen ja matala-amplitudinen virta. Tämän avulla mitataan jännitehäviöitä, jotka syntyvät elektrodien välillä. [20]

ICG-tekniikkaa käytetään erityisesti hemodynaamisten toimintojen, kuten sydämen minuuttitilavuuden mittaamiseen. Tämän lisäksi voidaan myös mitata HRV:tä [20], [21]. ICG-mittaukseen liittyy heikkouksia, kuten ihon kosteus tai kehon koostumus [22].

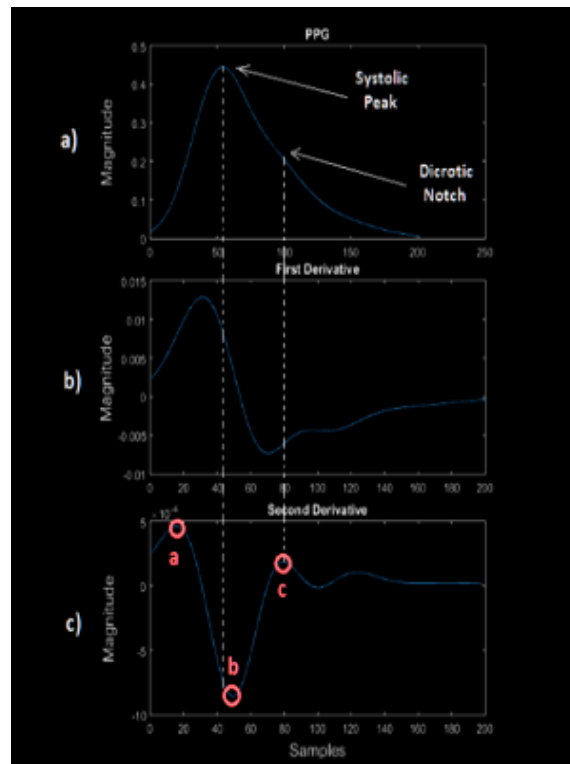
EKG:tä voidaan hyödyntää mukavammin puettavalla tavalla. Normaalissa kliinisessä EKG:ssä on 12 elektrodia, mutta puettavissa tämä määrä on yleensä yksi, kolme tai kuusi elektrodia [23]. Puettavat EKG-tekniikat kiinnitetään yleensä keskivartaloon, päähän tai raajoihin, kuten nilkkaan tai ranteeseen [23]. Keskivartalon EKG-mittaus tapahtuu yleensä rinnan kohdalta rintavyöllä, mikä on yksi urheilijoiden suosimista tavoista [24]. Näiden lisäksi on olemassa integroituja tekniikoita EKG:lle muun muassa vaakoja, vaatteita, kengänpohjia ja jopa sykelaastareita [23].

3.2 PPG:n mittaustekniikka ja käyttö

PPG-mittauksen taustalla on ihmisen perusfysiologia. Sydämen lyödessä eli systolen aikana sekä veren virtaus että veren tilavuus verisuonissa kasvavat. Tämän jälkeen diastoleessa virtaus ja tilavuus puolestaan pienenevät. Tätä ilmiötä PPG-tekniikka hyödyntää. Sensori lähettää valoa, joka voi absorboitua kudokseen. Systolen aikana valoa absorboituu enemmän kuin diastolen aikana suurentuneen verimäärän vuoksi. Absorboituneen valon havaittavasta vaihtelusta muodostuu pulssimainen aalto, jonka avulla voidaan arvioida sykettä ja siten HRV:tä. Tätä pulssimaista aaltoa kutsutaan pulssivälivaihteluksi (engl. *pulse rate variability*, PRV). PRV:tä pidetään pätevänä vaihtoehtona tunnetummalle HRV:lle, minkä vuoksi voidaan puhua PPG:n mittaamasta HRV:stä. Todellisuudessa PPG mittaa PRV:tä. [25]

PPG-tekniikka on puettavien laitteiden yleisin käyttämä sykkeen ja HRV:n mitaussensori [24]. Sykkeen ja HRV:n lisäksi PPG:tä voidaan käyttää arvioimaan happisaturaatiota, verenpainetta, glukoosipitoisuuksia ja unen laatua [25]. PPG:n käyttö on yleistynyt sen laajan mittausspektrin, helpon tekniikan ja käytännöllisyyden ansioista. Tämän lisäksi PPG-tekniikka on edullinen vaihtoehto verrattuna muun muassa puettavaan EKG:hen [5]. Teknologiaa käyttävät monet tunnetut yritykset. Sitä esiintyy esimerkiksi Applen tarjoamissa Apple Watcheissa, Oura Healthin älysoemuksissa ja urheilijoiden suosimissa Garminin urheilukelloissa. PPG:n käyttö ei rajoitu ainoastaan tunnetuimpaan sijaintiinsa ranteeseen [5]. Ranteen lisäksi teknologia voidaan kiinnittää ympäri kehoa, kuten nilkkaan, keskivartaloon, otsaan, sormenpäähän ja korvan taakse [5]. PPG:n käytöstä aiheutuneita fyysisiä vammoja on raportoitu hieman. Käyttäjät ovat raportoineet iho-oireistaan, kuten ärsytyksestä, lievistä palovammoista ja epämukavuudesta sensorin kohdalla. PPG:ssä olevat valoa lähettävät LED:it voivat lämmittää tiukassa kontaktissa olevaa ihoa. Tätä voi tapahtua varsinkin tilanteissa, joissa ollaan aktiivisia, eikä lämpö ei pääse haihtumaan ympäristöönsä. [25]

PPG:n muodostama signaali koostuu kahdesta pääkomponentista: AC (engl. *alternating current*) ja DC (engl. *direct current*). AC on pulssimainen komponentti, joka muodostuu systolen ja diastolen vaihtelusta. DC on puolestaan päällekkäinen komponentti, jonka voidaan kuvitella olevan tasaista jatkuva taustatasoa, joka muodostuu "perusabsorptiosta". Signaali voidaan jakaa lisäksi kahteen vaiheelliseen jakoon: nousevaan reunaan, joka kuvaa systolea sekä laskevaan reunaan, joka puolestaan kuvaa diastolea. HRV:tä laskettaessa signaali yleensä derivoidaan kahdesti, eli saadaan niin sanottu kiihtyvyyserivaatta, joka tunnetaan APG:nä (engl. *acceleration photoplethysmogram*). APG:sta saadaan tarvittavat välit HRV:n laskemiseen. [5]



Kuva 3.1: PPG signaalin derivaatat 2018 International Journal of Biosensors & Bioelectronics, The PMC Open Access Subset, CC BY-NC, Denisse Castaneda et. al.

PPG:n anturi koostuu valonlähteestä ja valoa vastaanottavasta valodetektorista

(engl. *photodiode*, PD). Valonlähde on yleensä valodiode (engl. *light emitting diode*, LED). LED lähettää valoa eli fotoneita kudokseen, missä niillä on monia mahdollisia reittejä. Fotonit voivat kulkea kudoksen läpi transmissiivisesti tai heijastua eli reflektiivisesti. [25] Reflektiivistä tekniikkaa käytetään laajasti älykelloissa, kun taas transmissiivista tekniikkaa hyödynnetään hyvin esimerkiksi sormessa tai korvanlehdessä [26]. Tämän lisäksi osa fotoneista voi absorboitua. Näistä vaihtoehtoista heijastuneet ja kudoksen läpi kulkeneet fotonit voidaan havaita PD:llä riippuen PD:n sijoittelusta. Osaa valosta ei voida havaita, vaikka se olisi heijastunut, sillä se ei osu PD:lle. Tätä kutsutaan valon menetykseksi. Tavanomaisessa PPG-tekniikassa LED ja PD ovat erillään esimerkiksi ranteen eri puolilla. Tällöin laitteet ovat suurempia, kuluttavat enemmän energiaa, ja fotonit joutuvat kulkemaan kudoksen läpi. [25]

PPG-tekniikan kehityksen myötä LED ja PD ovat usein yhdessä paketissa, mikä tekee tekniikasta pienemmän ja helpomman integroida puettavaan teknologiaan. Tässä paketissa on LED:in ja PD:n lisäksi on analoginen etupää (engl. *analog front-end*, AFE). AFE:n tarkoitus on käsitellä LED-PD-parin muodostamaa signaalia. AFE muun muassa vahvistaa signaalia, ja poistaa signaalia häiritsevää kohinaa ja häiriötä. PPG-teknologian kehittyminen on ollut pääsääntöisesti AFE:n kehittymistä, jossa pyritään tekemään AFE:sta tarkempia, pienempiä ja energiaa säästävempiä. AFE:n lisäksi PPG-sensoreissa on optinen este. Optisen esteen tarkoituksena on estää LED:istä syntyneen valon suora kulku PD:lle, mikä voi antaa virheellistä dataa. [25]

Integroiduissa LED-PD-pareissa on omat haasteensa verrattuna erillisiin LED-PD-pareihin. Parillisia LED-PD-pareja on haastavampaa personalisoida, mikä voi luoda rajoitteita. Integroidun laitteen asentamisessa voi muodostua rako laitteen ja ihmisen ihokontaktin kanssa. Tällöin osa fotoneista voi suoraan heijastua ihosta PD:lle ilman, että fotonit käyvät kudoksessa. Fotonit, jotka eivät käy kudoksessa, aiheuttavat nousua DC-komponenttiin. [25]

PPG-anturit voivat erota toisistaan käyttämänsä aallonpituuden tai LED-PD-parien määrän mukaan. LED:ejä voi olla yksi tai useampi. PD:itä voi olla yksi tai useampia, mutta myös eri kokoisia pinta-alaltaan. Esimerkiksi 2 LED ja 4 PD tai 4 LED ja yksi suuri PD. LED-PD-pareissa on järkevämpää nostaa PD:n määrää suhteessa LED:iin. PD:t kuluttavat vähemmän energiaa ja tuottavat vähemmän lämpöä. Määrän lisäksi LED-PD-parien sijoittelu toisiinsa vaihtelevat. Keskellä voi olla esimerkiksi yksi LED ja PD:t sijaitsevat neliön muotoisesti LED:in reunoilla, tai ne voivat muodostaa jonon: PD-LED-PD. [25]

PPG-sensoreissa käytetään yleisimmin infrapunavaloa/punaista valoa (engl. *infrared light*, IR) tai vihreää valoa. Näitä aallonpituuksia käytetään eri tarkoituksiin. Vihreä valo, joka on matala-aallonpituista valoa (520 nm) tunkeutuu kudoksiin heikoin. Heikon tunkeutumisen vuoksi vihreä valo ei ole yhtä altis liikehäiriöille. Veressä hemoglobiini on ensisijainen valoa absorpoiva molekyyli. Vihreä valo absorpoiduu hyvin hemoglobiiniin ja absorptio on suhteellisen vakio laajalla happisaturaatiotasojen alueella. Hyvän absorptio ja liikehäiriöiden vähäinen herkkyys tekevät vihreästä valosta usein käytetyn aallonpituuden. Ranteisiin puettavissa PPG-sensoreissa vihreä valo on suosituin [5], [25]. Matalan aallonpituutensa takia vihreä valo kuluttaa paljon akkua. Infrapunavaloa käytetään puolestaan pääasiallisesti mittaamaan syvien kudosten mittauksia. Infrapuna-aallonpituudet soveltuvat erityisen hyvin veren happisaturaation mittaamiseen, koska hapettuneen ja hapettoman hemoglobiinin absorptioissa on selkeä ja hyödynnettävissä oleva ero. [25] Esimerkiksi Apple hyödyntää molempia valoja: vihreää ja infrapuna. Apple hyödyntää vihreää valoa vain tietyissä tilanteissa, kuten urheilusuorituksissa. Infrapuna hyödynnetään puolestaan HRV:n mittaamiseen muun toiminnan taustalla. Tällä tavalla vihreän valon suurempi akun kulutus saadaan rajattua vain silloin, kun käyttäjä itse haluaa sitä käyttää. (Apple, 2025)

Matalan aallonpituuden valojen, kuten vihreän valon ongelma on niiden heik-

ko kudoksen läpäiseminen. Tämän ongelman ratkaisemiseksi on kehitelty PPG-sensoreita, jotka hyödyntävät useita aallonpituuksia. Useiden eri valon lähteiden käyttö mahdollistaa laajemman datan saamisen sydän- ja verisuonijärjestelmästä sekä muista fysiologisista prosesseista. [25]

4 PPG-sensorin tarkkuus sykevälivaihtelussa

4.1 PPG-sensorien virhelähteet

Sensorien antama sykevälivaihtelun data voi olla mielenkiintoista ammattiurheilijoille ja tavallisille käyttäjille. Ammattiurheilijoille HRV tarjoaa tärkeää tietoa palautumisen tilasta ja harjoittelun kuormituksesta. Tavallisille käyttäjille HRV voi toimia hyödyllisenä välineenä oman terveydentilan arviointiin – joko itsenäisesti tai terveydenhuollon ammattilaisen tukemana. PPG-sensorien tuottaman datan käytökelpoisuus riippuu kuitenkin sen luotettavuudesta ja tarkkuudesta. Virhelähteitä, jotka voivat vaikuttaa sensorien antamaan dataan, on useita. Näitä ovat muun muassa se kuinka tiukasta sensori on kiinnitettynä, ulkoisen valon määrä, akunkesto, lihavuus tai liikkeiden aiheuttamat häiriöt.

Ihonväri voi vääristää PPG-sensorin dataa. Ihonväri muodostuu siitä, kuinka paljon iholla on melaniini nimistä polymeeriä. Mitä enemmän melaniinia on sitä tumempi väri. Melaniinin suuri määrä absorpoi enemmän PPG:n tuottamaa vihreää valoa. Tämä saa aikaan signaalin heikentymistä ja datan menetystä, sillä absorboitunut valo ei palaudu PD:lle. Tämä voi johtaa virheelliseen dataan. [28] Absorption lisäksi melaniinin määrä vaikuttaa myös ihon heijastavuuteen. Tällöin fotonit kulkeutuvat suoraan LED:iltä PD:lle ilman, että käyvät kudoksessa, mikä johtaa

virheelliseen dataan. [25], [28], [29].

Lihavuuden takia valon on kuljettava pidempi matka verisuoniin, jolloin valoa absorpoituu ympäröivään kudokseen enemmän. Raajojen verenkierto voi lihavuuden vuoksi olla heikompaa ja iho paksumpaa. Näiden vuoksi PPG-signaali heikkenee, ja saadaan heikompia tuloksia. [29]

Käyttäjät pitävät puettavia laitteita usein heille mukavalla tavalla, mikä voi tarkoittaa esimerkiksi sitä, että ranteessa oleva älykello on liian löysällä. Kun sensori on löysästi ihoa vasten, ihon ja sensorin välinen kontakti heikkenee, ja raaista pääsee ulkopuolista valoa PD:lle, mikä ei ole peräisin laitteen omista LED-valoista. Löysästi kiinni oleva PPG-sensori on myös erityisen altis liikehäiriöille. Liikeartefakteissa sensori heiluu, jolloin valon kulkureitti muuttuu, ympäristön valaistusolosuhteet vaihtelevat ja valo voi heijastua ihosta eri tavoin. Tutkimuksessa on havaittu, että tällainen valaistusolosuhteiden vaihtelu muodostaa suuremman virhelähteen kuin pelkkä sensorin ja ihon välisen etäisyyden piteneminen, mikä vastaa löysästi puettua sensoria. Liikkuessa 5 mm välimatka sensorin ja ihon välillä voi aiheuttaa keskimäärin noin 20 lyöntiä minuutissa (engl. *beats per minute*, bpm) virheen sykemittaukseen, mikä vaikuttaa suoraan HRV:n mittaamiseen. [4]

Ihmisen HRV-arvo vaihtelee vuorokaudenajan mukaan. HRV on keskimäärin korkeampi yöllä kuin päivällä. Osa puettavista laitteista mittaa HRV:tä ensisijaisesti yöaikaan, mikä voi johtaa siihen, että käyttäjä tulkitsee oman HRV-arvonsa todellisuutta korkeammaksi [8]. HRV-mittauksissa pitkittäinen data on tärkeää luotettavuuden varmistamiseksi. Tämän vuoksi laitteiden akunkestolla on oma roolinsa HRV:n seurannassa, sillä riittävän pitkien mittausjaksojen kerääminen edellyttää, että laite toimii keskeytyksettä.

4.2 HRV-mittausdatan tarkkuuden arvioinnin keskeiset menetelmät

Missä kulkee raja mittauksen tarkkuudelle, jotta data voidaan hyväksyä tarkaksi. Hyväksyttävää HRV-virherajaa pidetään alle 5 % ESC:n (engl *European Society of Cardiology*) mukaan. Tämä koskee aikakentän muuttujia: SDNN ja RMSSD:tä. [30] Tarkkuuden arvioinnille on olemassa useita menetelmiä. Tarkkuuden arvioinnissa käytetyistä menetelmistä yleisimmin raportoituja ovat Bland–Altman-analyysi, Pearsonin korrelaatiokerroin ja Spearmanin järjestyskorrelaatiokerroin. Pearsonin ja Spearmanin menetelmät ovat korrelaatioanalyysimenetelmiä. Näitä menetelmiä esiintyy laajasti alan kirjallisuudessa, erityisesti HRV-mittareiden PPG-sensoreiden validointitutkimuksissa.

Bland-Altmanin-kuvaajaa käytetään laajalti, kun tarkoitus on tarkastella kahden eri mittausmenetelmän määrällisten tulosten yhtäpitävyyttä. HRV-mittauksessa PPG:llä nämä ovat yleensä PPG:stä saatujen arvojen vertaaminen "kultaiseen standardiin" EKG:hen. Bland-Altman menetelmä ei itsessään kerro, onko mittausmenetelmä tarpeeksi hyvä, jotta se voitaisiin korvata toisella menetelmällä, esimerkiksi EKG PPG:llä. Yhtäpitävyyttä tarkastellaan yhtäpitävyysrajoilla, jotka ovat keskihajonta ja keskiarvo. [31]

Bland-Altman-analyysin tuloksena on kuvaaja, jossa x-akselille sijoittuu mittaus-ten keskiarvo ja y-akseli edustaa mittaus-ten erotusta. Kuvaajasta voidaan havaita vain systemaattinen virhe ja mittaus-ten vaihteluväli. Systemaattinen virhe johtuu käytetystä mittausmenetelmästä tai laitteesta. Kliiniset tavoitteet voivat määrittää sen, onko sopimusväli (engl. *Limits of Agreement*) liian laaja tai kapea. Tämän vuoksi Bland-Altmania käytettäessä olisi hyvä luoda ennakkoon hyväksyttävät maksimi- ja minimirajat. [31]

Korrelaatioanalyysi kuvaa sitä, kuinka kaksi määrällistä muuttujaa ovat tilastol-

lisesti riippuvaisia. Korrelaatiokertoimet saavat arvoja $-1:n$ ja $1:n$ väliltä. Nämä arvot kuvaavat riippuvuuden yhteyttä: suuntaa ja suuruutta. Arvo 0 viittaa siihen, että muuttujien välillä ei ole minkäänlaista korrelaatiota. Tunnetuin ja yleisin käytetty korrelaatiokerroinmenetelmä on Pearsonin korrelaatiokerroin. [32]

Pearsonin korrelaatiokerroin kuvaa kahden muuttujan välisen lineaarisen yhteyden suunnan ja voimakkuuden. Korrelaatiokerroin lasketaan kovarianssin ja keskihajontojen tulon suhteena. Kovarianssi kuvaa sitä, kuinka muuttujat vaihtelevat yhdessä. Positiivinen arvo tarkoittaa, että muuttujat poikkeavat keskiarvoistaan samaan suuntaan. Negatiivinen arvo tarkoittaa, että ne poikkeavat vastakkaisiin suuntiin. [32]

HRV-mittaukset eivät ole yleensä normaalijakauman muotoisia. Tämän vuoksi Pearsonia käytettäessä p-arvoa ei voida käyttää. Spearmanin järjestyskorrelaatiokerroin ei ole riippuvainen siitä, onko data normaalijakautunut, vaan se mittaa monotonista yhteyttä. Spearman on myös oleellinen, kun muuttujien yhteys ei ole lineaarinen. Oleellista on, että muuttujien arvot lajitellaan järjestysarvoillaan. Laskenta tehdään muuten samalla tavalla kuin Pearsonin korrelaatiokertoimessa. [32]

Korrelaatioanalyysien käytöstä HRV-mittauksissa on ollut keskustelua. Silti sen katsotaan olevan hyvä lisä täydentämään laajasti käytettyä Bland-Altman-analyysia. [32]

Yhteenvetona voidaan todeta, että korrelaatioanalyysi kuvaa mittausten samansuuntaisuutta. Bland–Altman paljastaa systemaattisen virheen ja vaihteluvälin. Kliininen hyväksyttävyyys määräytyy kuitenkin suhteessa ennalta asetettuihin toleranssirajoihin, kuten ESC:n virhemarginaaliin $\pm 5\%$.

4.3 PPG-sensorin tarkkuus eri olosuhteissa

PPG-sensorin tarkkuuteen vaikuttaa moni tekijä, sillä mittaus perustuu herkkään valon ja kudoksen vuorovaikutukseen. Mittaustulokset vaihtelevat sen mukaan, mis-

sä kohtaa kehoa sensori sijaitsee, millaisessa asennossa mittaus tehdään ja kuinka paljon liikettä ympäristössä esiintyy. Esimerkiksi levossa, istuen tai maaten, signaali pysyy tasaisempana kuin tilanteissa, joissa käsivarsi liikkuu tai kuormitus nousee. HRV-arvon laskennassa tietyt parametrit soveltuvat PPG-datasta laskettavaksi muita paremmin, sillä osa muuttujista ovat herkempiä liikeartefakteille. Näiden tekijöiden ymmärtäminen on keskeistä, kun arvioidaan PPG-sensorin luotettavuutta eri olosuhteissa ja valitaan tarkoitukseen parhaiten soveltuvat mittausmenetelmät.

HRV:tä voidaan mitata milloin tahansa ajankohdasta riippumatta. Useat tutkimukset kertovat, että HRV saadaan täsmällisimmin mitattua PPG:llä, kun mitattava henkilö on levossa tai nukkuu. Tutkimuksessa mitattiin HRV:n tarkkuutta yöllä nukkuessa sekä päivällä lyhyissä jaksoissa (5 minuuttia) ranteesta. Päivän mittaukset tehtiin laboratorio-olosuhteissa, eli hallitussa tilanteessa. Molemmissa tapauksissa HRV:tä yliarvoitiin enimmäkseen: yöllä n. 0.17 ms ja päivällä n. 0.2 ms. HRV mitattiin LnRMSSD-parametria käyttäen, joka on RMSSD-arvosta otettu luonnollinen logaritmi. Päivä- ja yömittausten tulokset olivat siis hyvin samansuuntaisia. PPG-menetelmä tuotti erittäin vahvan korrelaation 0.963 referenssimittauksiin (EKG) yöolosuhteissa. Systemaattinen virhe oli molemmissa olosuhteissa pieni ja rakenteeltaan samankaltainen. Kyseiset tulokset on korjattu artefaktoilta, jotta ne edustaisivat sitä tietoa, mitä kyseinen älykello antaisi käyttäjilleen. [33]

Liikkuessa syntyy liikehäiriöitä, jotka vaikuttavat HRV-arvon tarkkuuteen. Kuitenkin moni puettavaa teknologiaa käyttävä haluaa mitata sykettään ja sykeväli-vaihteluaan juuri liikkuessa, minkä vuoksi olisi tärkeää saada luotettavaa dataa juuri tällöin. Liikunnan tyypillä on merkitystä saatuun HRV-arvoon. Tutkimuksessa koehenkilöt pyöräilivät, ja samalla heiltä mitattiin HRV sormesta kahta parametria käyttäen: SDNN ja RMSSD. SDNN-parametrilla saatiin levossa n. 2.25 ms yliarviointi PPG:llä. Urheillessa tämä arvo nousi n. 78 ms:iin, ja joillain yli 200 ms:n yliarvioihin. RMSSD:llä mitatut arvot olivat puolestaan levossa 3,46 ms yliarvioitu-

ja ja urheillessa 114,26 ms. Molemmissa mittauksissa tuloksia oli suodatettu ja korjattu. Ilman korjausta SDNN:n yliarviointi olisi ollut levossa 21,98 ms ja liikkeessä jopa 272,73 ms. Mittaustulosten korjaaminen algoritmeilla on siis erittäin kriittistä HRV-datan luotettavuuden kannalta. LnRMSSD-arvo levossa olisi sormesta mitattuna n. 1.24 ms. Samassa tutkimuksessa verrattiin HRV-arvoa lievän henkisen stressin aikana. Tämän ei havaittu olevan merkittävästi suurempi kuin normaalisti levossa olevan HRV-virheen. Päinvastoin HRV-arvon virhe saattoi jopa laskea. Henkinen stressi luotiin tutkittaville siten, että heidän piti pelata videopeliä aikaa vastaan. [34]

Eri puettavat laitteet käyttävät eri parametreja, joilla ne mittaavat HRV:n. [35] Taajuuskenttämittaustekniikat ovat aikakenttämittauksia yleisesti heikompia sekä liikkeessä että paikallaan levossa. Taajuuskentistä LF-arvon havaittiin olevan tarkka parametri. Aikakentistä puolestaan SDNN:n havaittiin olevan RMSSD:tä tarkempi. [36] Kuluttajille tehdyt puettavat laitteet käyttävät eri HRV-parametrejä, mutta pääsääntöisesti aikakentän parametrejä. Muun muassa Oura Health käyttää älysormuksissaan RMSSD:tä, Garminin urheilukello käyttää RMSSD:tä ja Applen tarjoamat älykellot käyttävät SDNN-parametria. Yritykset yleensä tarjoavat oman tulkintansa HRV:stä omilla sovelluksissaan. Näiden sovellusten lisäksi on olemassa sovelluksia, jotka saavat raa'an PPG-datan sensorilta ja laskevat datasta itse eri aikakenttäparametrejä tai taajuuskenttiä. Tällaisia sovelluksia on esimerkiksi Elite HRV. Osa näistä sovelluksista tarjoaa mahdollisuuden mitata HRV:n puhelimen taskulampun avulla. Tässä menetelmässä mitattava henkilö asettaa sormensa puhelimen taskulampun eteen ja pitää sormeaan paikallaan muutamia minuutteja, jonka jälkeen sovellus kertoo käyttäjälle HRV-tuloksensa. Tämä on helppo keino laskea oma HRV ilman, että tarvitsee ostaa omaa laitetta. [35]

Puettavissa teknologioissa on tärkeää tarkkuuden lisäksi niiden helppous ja ulkonäkö. Osasta laitteista on tullut muotia, minkä vuoksi sensorin sijainnilla on mer-

kitystä. Yleisiä paikkoja ovat ranne, sormi ja otsa. Tutkimuksessa havaittiin sormen olevan parempi sijainti HRV:n mittaukselle kuin ranteen [37]. Toisessa tutkimuksessa otsaa voidaan pitää hieman parempana sijaintina HRV:n mittaamiselle kuin sormea. Sormessa esiintyi enemmän artefakteja kuin otsassa asennosta riippumatta. Esimerkiksi selällään 11.9 % otsan ja 16.33 % sormen signaaleista jouduttiin hylkäämään artefaktien vuoksi. RMSSD- ja SDNN-mittausten välillä sormen ja otsan välillä ei ollut merkittävää eroa. [38] HRV-mittauksessa saadaan hieman tarkempaa dataa, kun sensori asetetaan hallitsevaan käteen. Ero ei ole silti merkittävä. [39]

PPG-sensorit voivat mitata HRV:tä joko reflektiivisellä tai transmissiivisellä tekniikalla. Transmissiivisen tekniikan on havaittu antavan selvempää ja paremmin eroteltavaa dataa. Transmissiivisessä tekniikassa käyttäjä voi itse kalibroida LED-PD-parin sopivaksi. Reflektiivisessä tekniikassa on mukana enemmän artefakteja. [25], [26]

PPG-sensoreiden käytetyimmät valonlähteet ovat vihreä, IR ja punainen. IR-valon havaittiin olevan punaista valoa tarkempi tutkimuksessa. Suhteellisen virheen RMSSD-mittauksessa IR-valolle 6.26 % ja punaiselle valolle puolestaan 53.88 %. [38] Moni puettavista teknologioista käyttää molempia valon aallonpituuksia: punaista ja IR. Vihreän valon ja IR-valon välillä ei ole suurta eroa. Molemmat korreloivat Pearsonin korrelaatiokertoimeslla hyvin EKG:stä saadun HRV:n kanssa: vihreä 0.994, IR 0.992 sekä Bland-Altmanista saadut tulokset olivat yhtä suuria. [40] Käytettiin valolähteenä IR, punaista tai yleisintä vihreää, n. 4-7 % heijastuu takaisin PD:lle suoraan ihosta riippumatta valon aallonpituudesta. [25]

HRV:n tarkkuuteen vaikuttaa lisäksi signaalin käsittely. Se, mistä kohtaa signaalia lasketaan HRV-välejä vaikuttaa datan tarkkuuteen. Heikoimmat HRV-tarkkuudet saadaan signaalin pohjalta. Paras HRV-arvio saadaan signaalin kaltevimmasta kohdasta. Eri kohdista signaalia voidaan saada jopa RMSSD-mittauksella pohjalta 27.56, mikä olisi jyrkästä kohdasta 3.46. Tulokset ovat MAD-arvoja (engl. *median absolute*

deviation). Riippumatta parametrin valinasta käytetäänkö aikakenttä vai taajuuskenttää, kaltevin kohta on silti tarkempi. Signaalia pitää myös korjata ja hylätä selviä virheitä. Tämä on välttämätöntä, jotta laitteita voidaan käyttää järkevästi. Ilman artefaktien korjausta voidaan saada RMSSD:llä kaltevimmaasta kohdasta yli 100 ms:n ero. [34]

PPG-sensorin mittaamaan dataan ei ainoastaan vaikuta sensori itse. Mitattavien henkilöiden sukupuoli vaikuttaa sensorin antaman datan tarkkuuteen. Keskimääräisesti naisilla oli hieman epätarkempi HRV-arvo kuin miehillä. Tämän taustalla voi olla verisuonten hieman erilainen keskimääräinen joustavuus. [24]

4.4 Pohdinta

Puettavat laitteet mahdollistavat HRV:n yksilöllisen ja pitkäaikaisen seurannan. Käyttäjät voivat laitteiden avulla seurata esimerkiksi omaa palautumistaan urheilu suorituksesta, stressitasojensa vaihtelua tai arvioida sairastumisriskiään. HRV:n seurannan avulla voidaan tukea tasapainoista ja ennakoivaa elämäntapaa, jossa kehon fysiologiset muutokset tunnistetaan ajoissa ja niihin voidaan reagoida tarkoituksenmukaisesti toimenpitein, kuten levolla. Näiden vuoksi on kiinnostavaa, ja tärkeää seurata omaa jaksamistaan helposti puettavilla laitteilla.

PPG-sensoreilla on lukuisia häiriötekijöitä HRV:n laskemisessa. Sensorit toimivat hyvin, kun niitä osataan käyttää oikein. Tarkimman datan saavuttamiseksi vaaditaan totaalinen lepo. Tämä voi olla osalle käyttäjistä ongelma. HRV:n laskeminen heti siinä asennossa ja paikassa, missä henkilö sijaitsee, voi tuottaa virheellistä tietoa. Riippuen omasta kiinnostuksesta ja halusta saada tarkkaa HRV-dataa, tämä voi olla suurikin ongelma. Tällöin HRV-arvon laskeminen voi olla turhaa sen epätarkkuuden vuoksi. Toisaalta sensoritekniikka on halpa, ja se on helppo integroida helposti puettaviin laitteisiin, joita on mukava käyttää pitkiäkin aikoja.

Tarkan HRV-datan saamiseksi on sensoritekniikkaa vielä kehitettävä. Esimerkik-

si urheilijat hyötyisivät tarkasta menetelmästä, jossa he voisivat tarkemmin arvioida valmentajiensa kanssa omaa jaksamistaan eri suorituksissa. Yöllä mitattu HRV on riittävä monelle keskivertokäyttäjälle. Aamulla saadun tiedon avulla voidaan arvioida edellisiä harjoituksia tai kuormittavaa työpäivää. Jotta käyttäjät saavat tarkkaa dataa HRV:stä, on käyttäjän oltava riippumaton kyseisestä asennosta tai aktiivisuudesta ja nähdä oma HRV-tulkintansa vasta aamulla.

5 Yhteenveto

Tämän kirjallisuuskatsauksen tarkoituksena oli selvittää, miten HRV:tä mitataan puettavilla laitteilla. Läpi käytiin sensoriin liittyviä virhelähteitä ja sensorin tarkkuutta eri sijainneista.

Kirjallisuuskatsauksessa havaittiin, että PPG-sensori on yleisesti käytössä. PPG-sensorissa on käytössä LED-PD-pari, jonka tarkoituksena on lähettää ja vastaanottaa valoa. Tämä valo käy ensin kudoksen läpi absorboituen ja joko heijastuen takaisin tai kulkemalla kudoksen läpi. LED-PD-parien yleisin käyttämä valo on vihreä, sillä vihreään valoon ei vaikuta niin vahvasti liikeartefaktit. LED-PD-parien lisäksi on myös AFE, joka suodattaa signaalin ja parantaa signaalin laatua. Signaalikäsittely on erittäin tärkeää datan luotettavuudelle.

PPG-sensorilla on omat heikkoutensa, joita kirjallisuuskatsauksessa havaittiin useita. Nämä heikkoukset heikentävät sensorin käyttöä ja tekevät siitä epäluotettavan. Vaikuttavia heikkouksia ovat mm. liikeartefaktit, asento sekä kireys, mutta myös fysiologisia ominaisuudet, kuten BMI.

Huolimatta useista heikkouksista, PPG-sensori kykeni antamaan tarkkaa HRV-dataa tietyin ehdoin. Kirjallisuuskatsauksessa havaittiin, että sensorin asennetun henkilön ollessa levossa maaten HRV-data oli ylivoimaisesti tarkinta. Nukkuessa oli maaten makaamiseen verrattuna vielä vähemmän häiriöitä. Tarkinta dataa saatiin käyttämällä aikakentän SDNN-parametria.

Liikkeen aikana mitattu HRV-arvo oli erittäin epäluotettavaa, vaikka dataa käsi-

teltiin. Tämä voi olla tärkeä huomioida heille, jotka esimerkiksi aktiivisesti liikkuvat ja pyrkivät seuraamaan omia tuloksiaan.

Tämän kirjallisuuskatsauksen rajoitteena ja haasteena oli eri tutkimusten erilaiset ympäristöt. HRV-datan tarkkuus voi vaihdella erilaisten "standardiympäristöjen" välillä. Tutkimuksia aihepiiristä on tehty paljon ja laajasti sekä mittaustarkkuudesta että -tekniikoista.

Lähdeluettelo

- [1] R. Bokde ja P. Dongare, ”Evolution of Wearable Healthcare Technology: Opportunities, Challenges and Applications”, teoksessa *2025 4th International Conference on Sentiment Analysis and Deep Learning (ICSADL)*, Bhimdat-ta, Nepal: IEEE, 2025, s. 1752–1755. DOI: 10.1109/ICSADL65848.2025.10933459.
- [2] O. Faust et al., ”Heart rate variability for medical decision support systems: A review”, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 145, s. 105407, 2022. DOI: 10.1016/j.combiomed.2022.105407.
- [3] M. Etemadi ja O. T. Inan, ”Wearable ballistocardiogram and seismocardiogram systems for health and performance”, *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, vol. 124, s. 452–461, 2018. DOI: 10.1152/jappphysiol.00298.2017.
- [4] J. Ahn, H.-K. Ra, H. J. Yoon, S. H. Son ja J. Ko, ”On-Device Filter Design for Self-Identifying Inaccurate Heart Rate Readings on Wrist-Worn PPG Sensors”, *IEEE Access*, vol. 8, s. 184774–184784, 2020. DOI: 10.1109/ACCESS.2020.3025776.
- [5] D. Castaneda, A. Esparza, M. Ghamari, C. Soltanpur ja H. Nazeran, ”A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care”, *International Journal of Biosensors Bioelectronics*, vol. 4, s. 195–202, 2018. DOI: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.

- [6] E. Majoinen, *HAPPISATURAATION MITTAAMINEN PUETTAVILLA LAITTEILLA*, 2023.
- [7] X. Li et al., "Evaluation of measurement accuracy of wearable devices for heart rate variability", *iScience*, vol. 26, s. 108 128, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.isci.2023.108128>.
- [8] R. Tiwari, R. Kumar, S. Malik, T. Raj ja P. Kumar, "Analysis of Heart Rate Variability and Implication of Different Factors on Heart Rate Variability", *Current Cardiology Reviews*, vol. 17, e160721189770, 2021. DOI: [10.2174/1573403X16999201231203854](https://doi.org/10.2174/1573403X16999201231203854).
- [9] N. Morresi, S. Casaccia, M. Sorcinelli, M. Arnesano ja G. M. Revel, "Analysing performances of Heart Rate Variability measurement through a smartwatch", teoksessa *2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Bari, Italy: IEEE, 2020, s. 1–6. DOI: [10.1109/MeMeA49120.2020.9137211](https://doi.org/10.1109/MeMeA49120.2020.9137211).
- [10] M. Metshein, A. Krivošei, A. Abdullayev, P. Annus ja O. Märtens, "Non-Standard Electrode Placement Strategies for ECG Signal Acquisition", *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 22, s. 9351, joulukuu 2022. DOI: [10.3390/s22239351](https://doi.org/10.3390/s22239351).
- [11] N. Damoun, Y. Amekran, N. Taiek ja A. J. E. Hangouche, "Heart rate variability measurement and influencing factors: Towards the standardization of methodology", *Global Cardiology Science & Practice*, vol. 2024, e202435, elokuu 2024. DOI: [10.21542/gcsp.2024.35](https://doi.org/10.21542/gcsp.2024.35).
- [12] C. Wu, J. Qiu ja G. Shen, "Improving ballistocardiogram-based continuous heart rate variability monitoring: A self-supervised learning approach", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 89, s. 105 774, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.105774>.

- [13] P. Kumar, A. K. Das, Prachita ja S. Halder, "Time-domain HRV analysis of ECG signal under different body postures", *Procedia Computer Science*, vol. 167, s. 1705–1710, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2020.03.435>.
- [14] N. Gullett, Z. Zajkowska, A. Walsh, R. Harper ja V. Mondelli, "Heart rate variability (HRV) as a way to understand associations between the autonomic nervous system (ANS) and affective states: A critical review of the literature", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 192, s. 35–42, 2023, ISSN: 0167-8760. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2023.08.001>. url: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167876023004853>.
- [15] J. J. j. M. P. T. Heikki V. Huikuri. "Sykevälivaihtelun kliininen merkitys". url: <https://www.duodecimlehti.fi/duo17781>.
- [16] D. Geng et al., "Heart rate detection method based on Ballistocardiogram signal of wearable deviceAlgorithm development and validation", *Heliyon*, vol. 10, e27369, maaliskuu 2024. DOI: [10.1016/j.heliyon.2024.e27369](https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e27369).
- [17] R. Xu, X. Zou, B. Liu ja H.-M. Cheng, "Computational design and property predictions for two-dimensional nanostructures", *Materials Today*, vol. 21, s. 391–418, toukokuu 2018. DOI: [10.1016/j.mattod.2018.03.003](https://doi.org/10.1016/j.mattod.2018.03.003).
- [18] A. D. Wiens, M. Etemadi, S. Roy, L. Klein ja O. T. Inan, "Toward continuous, noninvasive assessment of ventricular function and hemodynamics: wearable ballistocardiography", *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 19, s. 1435–1442, heinäkuu 2015. DOI: [10.1109/JBHI.2014.2359937](https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2359937).
- [19] S. Siecinski, E. J. Tkacz ja P. S. Kostka, "Comparison of HRV indices obtained from ECG and SCG signals from CEBS database", *Biomedical Engineering Online*, vol. 18, s. 69, kesäkuu 2019. DOI: [10.1186/s12938-019-0687-5](https://doi.org/10.1186/s12938-019-0687-5).

- [20] S. Murali, F. Rincon ja D. Atienza, ”A wearable device for physical and emotional health monitoring”, teoksessa *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, Nice, France: IEEE, syyskuu 2015, s. 121–124. DOI: 10.1109/CIC.2015.7408601.
- [21] M. Metshein et al., ”Study of Electrode Locations for Joint Acquisition of the Impedance- and Electro-cardiography Signals”, 2021. DOI: 10.1109/EMBC46164.2021.9629504.
- [22] S. M. Al Younis, L. J. Hadjileontiadis, C. Stefanini ja A. H. Khandoker, ”Non-invasive technologies for heart failure, systolic and diastolic dysfunction modeling: a scoping review”, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 11, s. 1261022, 2023. DOI: 10.3389/fbioe.2023.1261022.
- [23] J. Medina-Avelino, R. Silva-Bustillos ja J. A. Holgado-Terriza, ”Are Wearable ECG Devices Ready for Hospital at Home Application?”, *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 25, s. 2982, toukokuu 2025. DOI: 10.3390/s25102982.
- [24] A. Coste, G. Millour ja C. Hausswirth, ”A Comparative Study Between ECG- and PPG-Based Heart Rate Sensors for Heart Rate Variability Measurements: Influence of Body Position, Duration, Sex, and Age”, *Sensors*, vol. 25, s. 5745, syyskuu 2025. DOI: 10.3390/s25185745.
- [25] K. B. Kim ja H. J. Baek, ”Photoplethysmography in Wearable Devices: A Comprehensive Review of Technological Advances, Current Challenges, and Future Directions”, *Electronics*, vol. 12, s. 2923, heinäkuu 2023. DOI: 10.3390/electronics12132923.
- [26] S. R. M, R. B. Hegde ja S. C. Bangera, ”A comparative analysis of reflective and transmissive PPG sensor in pulse acquisition system”, teoksessa *2023 International Conference on Computer, Electronics Electrical Engineering*

- their Applications (IC2E3)*, 2023, s. 1–4. DOI: 10.1109/IC2E357697.2023.10262473.
- [27] Apple. ”Sykkeesi valvominen Apple Watchin avulla”. Apple Support. url: <https://support.apple.com/fi-fi/120277>.
- [28] S. Asif et al., ”Photoplethysmography in Diverse Skin Tones: Evaluating Bias in Smartwatch Health Monitoring”, *Cureus*, lokakuu 2025. DOI: 10.7759/cureus.94074.
- [29] T. Boonya-ananta et al., ”Synthetic photoplethysmography (PPG) of the radial artery through parallelized Monte Carlo and its correlation to body mass index (BMI)”, *Scientific Reports*, vol. 11, s. 2570, tammikuu 2021. DOI: 10.1038/s41598-021-82124-4.
- [30] Y. Luo et al., ”Enhancing Road Safety: Fast and Accurate Noncontact Driver HRV Detection Based on Huber–Kalman and Autocorrelation Algorithms”, *Biomimetics*, vol. 9, nro 8, 2024, ISSN: 2313-7673. DOI: 10.3390/biomimetics9080481. url: <https://www.mdpi.com/2313-7673/9/8/481>.
- [31] D. Giavarina, ”Understanding Bland Altman analysis”, *Biochemia Medica*, vol. 25, s. 141–151, 2015. DOI: 10.11613/BM.2015.015.
- [32] M. Umair, N. Chalabianloo, C. Sas ja C. Ersoy, ”HRV and Stress: A Mixed-Methods Approach for Comparison of Wearable Heart Rate Sensors for Bio-feedback”, *IEEE Access*, vol. 9, s. 14 005–14 024, 2021. DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3052131.
- [33] O.-P. Nuuttila, E. Korhonen, J. Laukkanen ja H. Kyröläinen, ”Validity of the Wrist-Worn Polar Vantage V2 to Measure Heart Rate and Heart Rate Variability at Rest”, *Sensors*, vol. 22, s. 137, joulukuu 2021. DOI: 10.3390/s22010137.

- [34] B.-J. Singstad et al., "Estimation of heart rate variability from finger photoplethysmography during rest, mild exercise and mild mental stress", *Journal of Electrical Bioimpedance*, vol. 12, s. 89–102, joulukuu 2021. DOI: 10.2478/joeb-2021-0012.
- [35] K. Li, C. Cardoso, A. Moctezuma-Ramirez, A. Elgalad ja E. Perin, "Heart Rate Variability Measurement through a Smart Wearable Device: Another Breakthrough for Personal Health Monitoring?", *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 20, s. 7146, joulukuu 2023. DOI: 10.3390/ijerph20247146.
- [36] F. Theurl et al., "Smartwatch-derived heart rate variability: a head-to-head comparison with the gold standard in cardiovascular disease", *European Heart Journal - Digital Health*, vol. 4, s. 155–164, kesäkuu 2023. DOI: 10.1093/ehjdh/ztad022.
- [37] M. Nardelli, N. Vanello, G. Galperti, A. Greco ja E. P. Scilingo, "Assessing the Quality of Heart Rate Variability Estimated from Wrist and Finger PPG: A Novel Approach Based on Cross-Mapping Method", *Sensors*, vol. 20, s. 3156, kesäkuu 2020. DOI: 10.3390/s20113156.
- [38] E. Peralta, J. Lazaro, R. Bailon, V. Marozas ja E. Gil, "Optimal fiducial points for pulse rate variability analysis from forehead and finger photoplethysmographic signals", *Physiological Measurement*, vol. 40, s. 025 007, helmikuu 2019. DOI: 10.1088/1361-6579/ab009b.
- [39] R. Z. U. Rehman et al., "Assessment of Physiological Signals from Photoplethysmography Sensors Compared to an Electrocardiogram Sensor: A Validation Study in Daily Life", *Sensors*, vol. 24, s. 6826, lokakuu 2024. DOI: 10.3390/s24216826.

-
- [40] Y. Maeda, M. Sekine, T. Tamura ja K. Mizutani, ”Green Light Photoplethysmography as a Substitute for Heart Rate Variability Monitoring”, *Advanced Biomedical Engineering*, vol. 13, s. 301–306, 2024. DOI: 10.14326/abe.13.301.