

Essi Majoinen

# HAPPISATURAATION MITTAAMINEN PUETTAVILLA LAITTEILLA

Kandidaatintyö  
Lääketieteen ja terveysteknologian tiedekunta  
Tarkastaja: Mikko Peltokangas  
Huhtikuu 2023

# TIIVISTELMÄ

Essi Majoinen: Happisaturaation mittaaminen puettavilla laitteilla  
Kandidaatintyö  
Tampereen yliopisto  
Bioteknologian ja biolääketieteen tekniikan tutkinto-ohjelma  
Huhtikuu 2023

---

Veren happisaturaatio on tärkeä fysiologinen parametri, joka kuvaa veressä olevan hapen määrää ja antaa tärkeää tietoa kudosten hapensaannista. Happisaturaatio voidaan määrittää fotopletysmografiomittauksen (engl. photoplethysmography, PPG) avulla. Usein happisaturaatio mitataan sormenpäähän kiinnitettävällä pulssioksimetrilla, joka rajoittaa käyttäjän normaaleja toimintoja. Käyttäjää häiritsemättömät puettavat laitteet, kuten älykellot ja -sormukset, tarjoavat uusia mahdollisuuksia happisaturaation mittaamiseen. Tämän työn tavoitteena on esitellä puettavilla laitteilla toteutettavien happisaturaatiomittauksien mahdollisia anturiratkaisuja, mittauksiin liittyviä haasteita ja tulevaisuudennäkymiä.

Happisaturaatiota mittaavissa puettavissa laitteissa voidaan hyödyntää erilaisia anturiratkaisuja. Erilaisilla anturiratkaisuille pyritään mittaamaan mahdollisimman hyvälaatuista PPG-signaalia sovelluskohteeseen parhaiten soveltuvalla tavalla. PPG-mittauksessa voidaan vaikuttaa esimerkiksi mittauspaikan valintaan tai PPG-anturissa käytettäviin ratkaisuihin, kuten valonlähteen ja valoanturin sijoitteluun toisiinsa nähden.

Tällä hetkellä happisaturaatiota on mahdollista mitata vain harvoilla puettavilla laitteilla, sillä mittauksiin liittyy useita ratkaisemattomia haasteita. PPG-signaaliin aiheutuu esimerkiksi helposti liikeartefaktia eli mittausanturin liikkumisesta aiheutuvaa kohinaa. Lisäksi anturin mittauspaikkaan kohdistaman voiman tulee olla sopiva, jotta mitattava signaali olisi hyvälaatuista. Yksilöiden väliset erot esimerkiksi ihonvärissä tai painoindeksissä aiheuttavat myös vaihtelevuutta mittaus tuloksiin.

Jos nämä haasteet onnistutaan ratkaisemaan, tulevaisuudessa puettavilla laitteilla toteutettava happisaturaatiomittaus voitaisiin käyttää useissa sovelluskohteissa. Puettavilla laitteilla toteutettava happisaturaatiomittaus mahdollistaa ajasta ja paikasta riippumattoman jatkuva-aikaisen monitoroinnin. Ajasta ja paikasta riippumattoman monitoroinnin ansiosta joitakin kliinisessä ympäristössä aikaa vieviä tutkimuksia, kuten unen seurantaa, voitaisiin tulevaisuudessa toteuttaa mahdollisesti myös kotioloissa. Erityisesti keuhkosairauksia sairastavat potilaat voisivat hyötyä jatkuva-aikaisesta happisaturaation mittaamisesta kotioloissa, sillä keuhkosairauksia sairastavilla potilailla happisaturaatiolukemat voivat olla sairauden vuoksi normaalia matalampia.

Avainsanat: Fotopletysmografia, Happisaturaatio, Puettava laite, Fotopletysmografianturi

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck –ohjelmalla.

# SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO .....	1
2. TEOREETTINEN TAUSTA .....	3
2.1 Fotopletysmografia .....	3
2.1.1 Veren happisaturaatio .....	6
2.1.2 Muut sovellukset .....	9
2.2 Puettavan happisaturaatiomittauksen sovelluskohteita .....	10
3. KIRJALLISUUSSELVITYKSEN MENETELMÄT .....	12
4. ERILAISET ANTURIRATKAISUT .....	13
4.1 Puettavien laitteiden mittauspaiikat .....	13
4.2 Fotopletysmografia-anturi .....	15
4.3 Analog Front-End -piirit .....	18
5. PUETTAVAN HAPPISTURAATIOMITTAUKSEN HAASTEET JA TULEVAISUUDENNÄKYMÄT .....	22
5.1 Haasteet .....	22
5.2 Tulevaisuudennäkymät .....	26
6. YHTEENVETO .....	29
LÄHTEET .....	31

# LYHENTEET JA MERKINNÄT

AFE	engl. analog front-end
AC	engl. alternating current, vaihtovirta
AD	engl. analog-to-digital, analogia-digitaali
BIA	engl. bioelectrical impedance analysis, biosähköinen impedanssi-analyysi
BMI	engl. body mass index, painoindeksi
DA	engl. digital-to-analog, digitaali-analogi
DC	engl. direct current, tasavirta
FDA	engl. Food and Drug Administration, Yhdysvaltain elintarvike ja lääkevirasto
Hb	deoksihemoglobiini
HbO <sub>2</sub>	oksihemoglobiini
ICA	engl. independent component analysis, riippumattomien komponenttien analyysi
IPPG	engl. imaging photoplethysmography, kuvantamisfotopletysmografia
LED	engl. light-emitting diode, valoa emittoiva diodi
MetHb	engl. methemoglobin, methemoglobiini
PD	engl. photodiode, fotodiodi
PPG	engl. photoplethysmography, fotopletysmografia
SPI	engl. serial peripheral interface, sarjamuotoinen oheislaiteliitäntä
SpO <sub>2</sub>	veren happisaturaatio
SulfHb	engl. sulfhemoglobin, sulfhemoglobiini
TIA	engl. transimpedance amplifier, virtaohjattu jännitevahvistin
<i>A</i>	absorboidun valon määrä
<i>c</i>	materiaalin molaarinen konsentraatio [mol/dm <sup>3</sup> ]
<i>l</i>	matka, jonka valo kulkee materiaalin läpi [cm]
<i>ε</i>	materiaalin molaarinen absorptiokerroin [mol <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> dm <sup>3</sup> ]
<i>I</i>	väliaineen läpäisevän valon intensiteetti [W/m <sup>2</sup> ]
<i>I</i> <sub>0</sub>	valonlähteen lähettämän valon intensiteetti [W/m <sup>2</sup> ]
<i>W</i>	valon intensiteetin muutossuhde
<i>I</i> <sub>AC</sub>	valon intensiteetin vaihtokomponentti
<i>I</i> <sub>DC</sub>	valon intensiteetin tasakomponentti
<i>W</i> <sub>λ1</sub>	valon intensiteetin muutossuhde ensimmäisellä aallonpituudella
<i>W</i> <sub>λ2</sub>	valon intensiteetin muutossuhde toisella aallonpituudella
<i>R</i>	<i>R</i> -luku eli modulaatioindeksi
<i>α, β</i>	kokeellisesti määritettävät parametrit happisaturaation määrittämisessä

# 1. JOHDANTO

Viime vuosina puettavien mittauslaitteiden suosio on kasvanut merkittävästi, ja on arvioitu, että tulevaisuudessa puettavien laitteiden käyttö on entistä yleisempää (Charlton et al. 2022, s. 356). Puettavien mittauslaitteiden suosion kasvu perustuu sekä kasvaneeseen mielenkiintoon mitata kehon toimintoja jatkuvasti ja reaaliaikaisesti sekä antureiden ja langattoman teknologian kehittymiseen. Tämä kehitys on mahdollistanut puettavien laitteiden mittausten laajenemisen myös tärkeiden fysiologisen ominaisuuksien, kuten verenpaineen, seurantaan. (Castaneda et al. 2018, s. 195)

Eräs tärkeä fysiologinen parametri on veren happisaturaatio. Happisaturaatio kuvaa kudosten hapensaantia ja antaa tärkeää tietoa hengityselimistön toiminnasta. Kliinisessä ympäristössä happisaturaatio mitataan yleensä sormenpäästä pulssioksimetrimittauksella. (Nitzan et al. 2014) Sormeeseen kiinnitettävä pulssioksimetri rajoittaa käyttäjän normaaleja toimintoja, minkä vuoksi kiinnostus puettavilla laitteilla toteutettavaa happisaturaatiomittauksia kohtaan on kasvanut (Sun & Thakor 2016; Charlton et al. 2022).

Kajoamaton happisaturaatiomittaus perustuu fotopletysmografiaan (engl. *photoplethysmography*, PPG), joka on optinen mittausmenetelmä. Kudokseen lähetetään kahdella eri aallonpituudella olevaa valoa, ja fotopletysmografianturi mittaa joko kudoksen läpäisseen tai kudoksesta heijastuvan valon intensiteettiä. Fotopletysmografia on kajoamaton mittausmenetelmä, minkä lisäksi edullisuus on toinen PPG-mittauksen tärkeä etu. Toisaalta puettavilla laitteilla toteutettavaan fotopletysmografiomittaukseen liittyy vielä useita ratkaisemattomia haasteita, kuten liikeartefaktujen merkittävä vaikutus mittaukseen, minkä vuoksi puettavilla laitteilla toteutettavaa happisaturaatiomittauksia ei juurikaan hyödynnetä kliinisessä käytössä. (Tamura et al. 2014) Näiden ongelmien ratkaiseminen voisi mahdollistaa esimerkiksi puettavien mittauslaitteiden hyödyntämisen diagnoosien tukena. Lisäksi joidenkin kalliiden ja aikaa vievien tutkimuksien, kuten unilaboratoriossa tehtävän uniseurannan, toteuttaminen voisi olla mahdollista kotioloissa sairaalaympäristön sijaan. (Charlton et al. 2022)

Tässä työssä perehdytään fotopletysmografiaan perustuvan puettavan happisaturaatiomittauksen erilaisiin mittaus- ja anturiratkaisuihin sekä haasteisiin ja tulevaisuudennäkymiin. Toisessa luvussa esitellään fotopletysmografian perusperiaate, perehdytään

happisaturaatioon ja esitellään sekä fotopletysmografian että puettavilla laitteilla toteutettavan happisaturaatiomittauksen sovelluskohteita. Tämän jälkeen kolmannessa luvussa kuvataan kirjallisuusselvityksessä käytetyt tiedonhankintamenetelmät. Neljännessä luvussa esitellään mahdollisia mittausanturin sijoittamispaikkoja sekä puettavan laitteen suunnittelussa huomioitavia erilaisia anturi- ja piiriratkaisuja. Puettavilla laitteilla toteutettavaan happisaturaatiomittaukseen liittyviä haasteita sekä mahdollisia tulevaisuudennäkymiä käsitellään viidennessä luvussa.

## 2. TEOREETTINEN TAUSTA

### 2.1 Fotopletysmografia

Fotopletysmografia (engl. *photoplethysmography*, PPG) on optinen, kajoamaton mitausmenetelmä, jonka avulla voidaan seurata muutoksia veren tilavuudessa. PPG-anturi sisältää valonlähteen ja valoanturin. Valonlähde lähettää eri aallonpituuksilla olevaa valoa kudoksiin ja valoanturi havaitsee muutoksia joko kudoksen läpäisseen tai kudoksesta heijastuvan valon intensiteetistä. (Allen 2007, s. 2) Kudokset ja kudoksien osat, kuten luut, ihon pigmentti sekä valtimo- ja laskimoveri, absorboivat valonlähteen lähettämää valoa. Osa lähetetystä valosta läpäisee kudoksen ja osa heijastuu kudoksesta takaisin. Valoanturi mittaa tämän absorboitumattoman valon intensiteettiä. (Tamura et al. 2014, s. 283–285)

Usein PPG-mittauksessa käytetään suuria aallonpituuksia, kuten punaista valoa ja infrapunavaloa, sillä ihon melaniini absorboi voimakkaasti valon pienempiä aallonpituuksia. Lisäksi vesi, josta kudokset pääasiassa koostuvat, absorboi voimakkaasti suurimpia aallonpituuksia. Näiden aallonpituuksien väliin jäävät näkyvän valon aallonpituudet sekä infrapunavalon pienimmät aallonpituudet eivät kuitenkaan absorboidukaan vedessä yhtä voimakkaasti, minkä vuoksi nämä aallonpituudet soveltuvat PPG-mittaukseen. (Allen 2007, s. 2–3) Usein käytettävä punaisen valon aallonpituus on noin 630 nm ja infrapunavalon aallonpituus noin 880 nm (Pang & Ma 2014, s. 1562).

Materiaalin absorboiman valon määrä riippuu Beerin ja Lambertin lain mukaan matkasta, jonka valo kulkee materiaalin läpi sekä valoa absorboivan materiaalin ominaisuuksista. Tiettyssä materiaalissa absorboidun valon määrä,  $A$ , voidaan esittää kaavamuodossa

$$A = \epsilon lc, \quad (1)$$

jossa  $\epsilon$  on materiaalista riippuva molaarinen absorptiokerroin,  $l$  on matka, jonka valo kulkee materiaalin läpi ja  $c$  on materiaalin molaarinen konsentraatio. Valon absorbanssi voidaan esittää myös valonlähteestä lähtevän valon intensiteetin ja materiaalin läpäisseen valon intensiteetin suhteen avulla, jolloin absorboitu valo voidaan esittää kaavamuodossa

$$A = \log_{10} \frac{I_0}{I}, \quad (2)$$

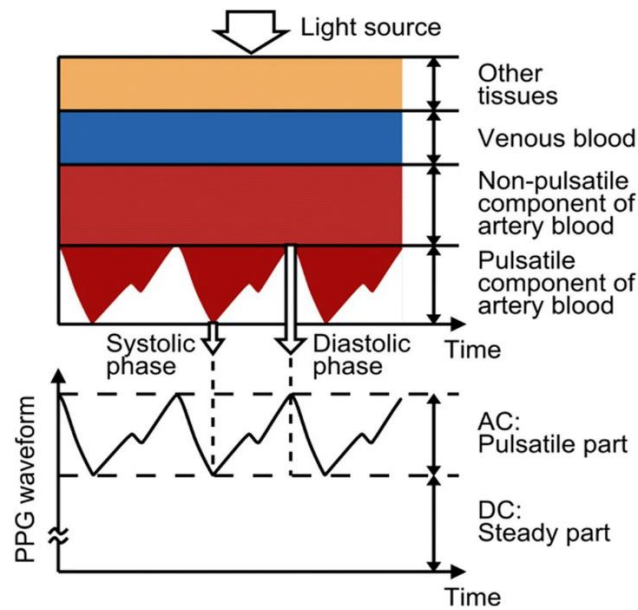
jossa  $I_0$  on valonlähteestä lähtevän valon intensiteetti ja  $I$  on väliaineen läpäisevän valon intensiteetti. (Yoon 2016, s. 128–129) Yhdistämällä kaavat (1) ja (2), voidaan Beerin ja Lambertin laki esittää muodossa

$$A = \log_{10} \frac{I_0}{I} = \epsilon l c. \quad (3)$$

PPG-mittaus perustuu valon absorptioon kudoksissa. Veren tilavuus verisuonissa vaihtelee sydämen sykkeen mukaan. Tämä aiheuttaa vaihtelua PPG-anturin lähettämän valon absorptiossa, sillä punaisen ja infrapunavalon aallonpituuksilla veren sisältämä hemoglobiini vastaa pääasiassa valon absorboimisesta kudoksissa. (Nitzan et al. 2014, s. 232) Systolisessa vaiheessa veren määrä verisuonissa lisääntyy, sillä sydän pumppaa verta kehoon. Tällöin myös valon absorptio lisääntyy, sillä veren tilavuuden kasvaessa valoa absorboivan hemoglobiinin määrä kasvaa. Kun verisuonissa olevan veren määrä vähenee, valoa absorboituu vähemmän pienemmän hemoglobiinimäärän vuoksi. (Nitzan et al. 2014, s. 232; Sun & Thakor 2016, s. 3) Koska kudosten solunsisäisten ja solunulkoisten nesteiden sekä soluelinten ja solunesteen taitekertoimet eroavat toisistaan, valo ei pääse etenemään kudoksessa pelkästään suoraviivaisesti vaan osa valosta siroaa eri suuntiin. Muiden kudosten lisäksi sirontaa tapahtuu myös veressä, jossa punasolujen ja plasman toisistaan eroavat taitekertoimet aiheuttavat sirontaa. (Nitzan et al. 2014, s. 233)

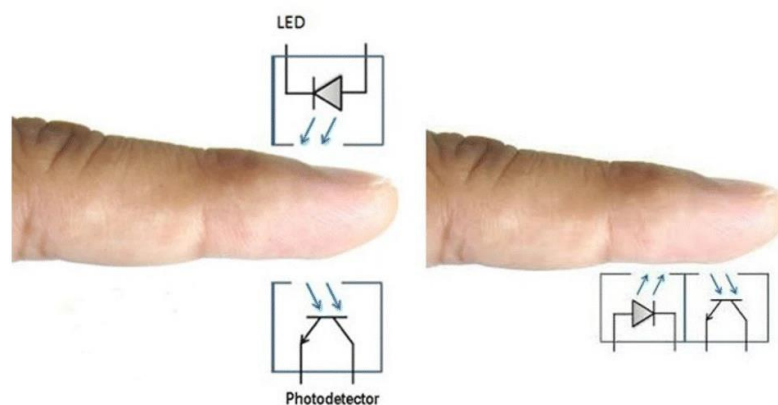
PPG-signaalissa on sekä tasa- (DC) että vaihtokomponentti (AC). AC-komponentti kuvaa valon absorptiota mittauskohdassa olevaan vereen, jonka tilavuus mittauskohdassa vaihtelee sydämen sykkeen mukana. Veren tilavuuden vaihtelu mittauskohdassa vaikuttaa absorboituvan valon määrään, minkä vuoksi AC-komponentissa nähdään pulssi- maista vaihtelua. Signaalin amplitudia kuvaava AC-komponentti on summutunut signaalin lähtötasoa kuvaavaan DC-komponenttiin. (Tamura et al. 2014, s. 283) Mittauksissa on havaittu, että AC-komponentin amplitudi on vain noin 1 % DC-komponentin arvosta (Sun & Thakor 2016, s. 6–7). DC-komponentti kuvaa valon absorptiota vakiona pysyviin tekijöihin kuten muihin kudoksiin ja laskimovereen (Tamura et al. 2014, s. 283). Nämä AC- ja DC-komponentteihin vaikuttavat tekijät ja PPG-signaalin muoto voidaan nähdä kuvassa 1. Lisäksi DC-komponenttiin vaikuttavat hengitys, lämmönsäätely ja sympaattisen hermoston toiminta (Castaneda et al. 2018, s. 197).





**Kuva 1.** PPG-signaalin muoto ja signaalin AC- ja DC-komponenttiin vaikuttavat tekijät (Tamura 2019, s. 22)

Fotopletysmografia voidaan jakaa transmittiiviseen ja reflektiiviseen mittaukseen valonlähteen ja valoanturin sijaintien mukaan. Transmittiivisessa PPG-mittauksessa kudoks jää valonlähteen ja valoanturin väliin niin, että valoanturi mittaa kudoksen läpäisevän valon määrää. Reflektiivisessä fotopletysmografiassa valonlähde ja valoanturi ovat rinnakkain samalla puolella mittauspaikkaa. Toisin kuin transmittiivisessä fotopletysmografiassa, reflektiivisessä fotopletysmografiassa valoanturi mittaa kudoksen läpäisevän valon sijaan kudoksista takaisin heijastuvaa valoa. (Sun & Thakor 2016, s. 3–4) Valonlähteen ja valoanturin sijainti toisiinsa ja mittauspaikkaan nähden on esitetty kuvassa 2.



**Kuva 2.** Valonlähteen ja valoanturin sijainnit mitattavaan kudokseen ja toisiinsa nähden transmittiivisessä (vasen) ja reflektiivisessä (oikea) fotopletysmografiassa (Tamura 2019, s. 23)

Kudoksen sijoittaminen valonlähteen ja valoanturin väliin rajoittaa mittauspaikan valintaa transmittiivisessä mittauksessa, sillä anturi tulee sijoittaa niin, että kudoksen läpäisevän

valon intensiteetin mittaaminen on mahdollista. Yleinen transmittiivisen fotopletysmografian mittauspaiikka on sormenpää. Reflektiivinen mittaus mahdollistaa fotopletysmografianturin sijoittamisen monipuolisemmin erilaisiin mittauspaiikkoihin, sillä valonlähdettä ja valoanturia ei tarvitse sijoittaa kudoksen vastakkaisille puolille. (Sun & Thakor 2016, s. 3–4)

### 2.1.1 Veren happisaturaatio

Veren happisaturaatio kuvaa veren käytössä olevaa hapenkuljetuskapasiteettia. Happi kulkeutuu kehossa veren mukana sekä sitoutuneena hemoglobiiniin että liuenneena plasmaan. Plasmaan liunneen hapen osuus on vain 1-3 %, ja loput 97-99 % hapesta sitoutuu hemoglobiiniin muodostaen oksihemoglobiinia ( $\text{HbO}_2$ ). (Marshall et al. 2017, s. 326) Veren punasolujen sisältämä hemoglobiini on molekyyli, jonka alayksikkö sisältää globiiniosan ja hemiosan. Yhdessä hemoglobiinimolekyylissä on yhteensä neljä globiini- ja hemiosan sisältävää alayksikköä. Happimolekyylit sitoutuvat hemoglobiinin hemiosiin, joista jokainen kykenee sitomaan itseensä yhden happimolekyylin. Näin ollen yhteen hemoglobiinimolekyyliin voi sitoutua enintään neljä happimolekyyliä. (Leppäluoto 2019, s. 118–119) Kun happimolekyyli sitoutuu hemoglobiinin rautaioneihin, muodostuu oksihemoglobiinia. Oksihemoglobiini vapauttaa happea kudosten käyttöön niiden tarpeen mukaan, jolloin oksihemoglobiinista tulee deoksihemoglobiinia (Hb). (J Gordon Betts et al. 2013, kappale 18.3)

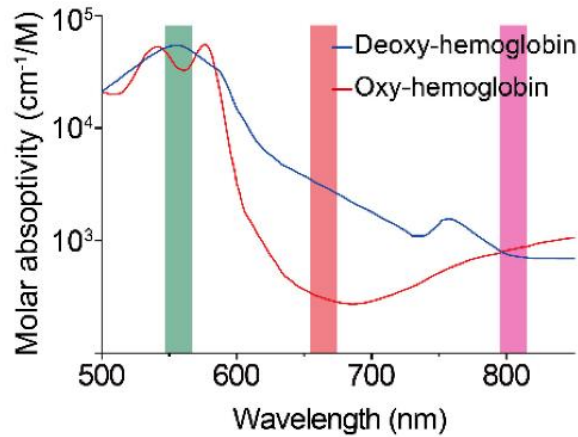
Hemoglobiiniin sitoutuneiden happimolekyylien osuus ilmoitetaan happisaturaation avulla. Happisaturaatio kuvaa, kuinka suuri prosenttiosuus hemoglobiinin happea sitovista kohdista on sitonut itseensä happimolekyylin. (J Gordon Betts et al. 2013, kappale 18.3) Happisaturaatiolukema  $\% \text{SpO}_2$  voidaan ilmaista kaavamuodossa

$$\% \text{SpO}_2 = \frac{[\text{HbO}_2]}{[\text{HbO}_2] + [\text{Hb}]} * 100 \%, \quad (4)$$

jossa  $[\text{HbO}_2]$  on oksihemoglobiinin konsentraatio ja  $[\text{Hb}]$  on deoksihemoglobiinin konsentraatio (Lee et al. 2021, s. 4) Normaali happisaturaatiolukema vaihtelee 95-100 %:n välillä. Jos happisaturaatio on normaalia matalampi, kutsutaan tilaa hypoksiaksi eli hap-pivajaukseksi. (J Gordon Betts et al. 2013 kappale 18.3)

Happisaturaation määrittäminen fotopletysmografian avulla perustuu oksihemoglobiinin ja deoksihemoglobiinin erilaisiin absorptiospektreihin eli niiden kykyyn absorboida valoa eri aallonpituuksilla. Yleisesti PPG-mittauksissa käytetyn punaisen valon aallonpituuk-

silla oksihemoglobiini absorboi selkeästi vähemmän valoa kuin deoksihemoglobiini. Infrapunavalon aallonpituuksilla ero absorptiospektreissä on pienempi, mutta oksihemoglobiinin voidaan havaita absorboivan infrapunavaloa hiukan enemmän kuin deoksihemoglobiini. (Lee et al. 2021, s. 4) Nämä erotoksi- ja deoksihemoglobiinin absorptiospektreissä on esitetty kuvassa 3.



**Kuva 3.** Oksi- ja deoksihemoglobiinin absorptiospektrit eri aallonpituuksilla (Lee et al. 2021, s. 4)

Määrittäessä happisaturaatiota PPG-mittauksesta verrataan kahden eri aallonpituutta olevan valon absorptiota veressä toisiinsa. Kun verrataan valoanturin havaitseman valon intensiteettejä toisiinsa, saadaan valon intensiteetin muutossuhde  $W$ . Tämä voidaan esittää kaavamuodossa

$$W = \frac{I_{AC}}{I_{DC}}, \quad (5)$$

jossa  $I_{AC}$  on valon intensiteetin AC-komponentti ja  $I_{DC}$  on valon intensiteetin DC-komponentti. (Pang & Ma 2014, s. 1563)

Vertaamalla kahden eri aallonpituuden valon intensiteetin muutossuhteita saadaan  $R$ -luku.  $R$ -luku voidaan esittää kaavamuodossa

$$R = \frac{W_{\lambda_1}}{W_{\lambda_2}}, \quad (6)$$

jossa  $W_{\lambda_1}$  on valon intensiteetin muutossuhde ensimmäisellä mittauksessa käytettävällä aallonpituudella ja  $W_{\lambda_2}$  on valon intensiteetin muutossuhde toisella mittauksessa käytet-

tävällä aallonpituudella. (Pang & Ma 2014, s. 1563)  $R$ -luku eli modulaatioindeksi vaihtelee yleensä arvojen 0,5–2 välillä (He et al. 2015, s. 17077). Yhdistämällä kaavat (5) ja (6) saadaan  $R$ -luku kaavamuotoon

$$R = \frac{\frac{I_{AC}^{\lambda 1}}{I_{DC}^{\lambda 1}}}{\frac{I_{AC}^{\lambda 2}}{I_{DC}^{\lambda 2}}}. \quad (7)$$

Happisaturaation arvo voidaan määrittää modulaatioindeksin ja kokeellisesti määritettävien parametrien avulla. Jos happisaturaation ja parametrin  $R$  välisen riippuvuuden oletetaan olevan lineaarinen, voidaan tämä riippuvuus esittää kaavamuodossa

$$\text{SpO}_2 = \alpha - \beta R, \quad (8)$$

jossa  $\alpha$  ja  $\beta$  ovat kokeellisesti määritettäviä parametrejä. Happisaturaation ja  $R$ -luvun välinen riippuvuus on mahdollista esittää myös muita epälineaarisia malleja käyttäen. (Pang & Ma 2014, s. 1563) Parametrit happisaturaation ja  $R$ -luvun suhteen määrittämiseksi määritellään jokaiselle kaupalliselle happisaturaatiomittarille terveiden vapaaehtoisten avulla. Vapaaehtoisilta otetaan valtimoverinäyte sekä mitataan  $R$ -luku määritettävällä laitteella. Valtimoverinäyte analysoidaan ja saatua happisaturaatiolukemaa verrataan mitattuun  $R$ -lukuun. Näin  $R$ -luvun ja mitatun happisaturaation välille voidaan muodostaa matemaattinen yhteys, josta parametrien arvot nähdään. (Nitzan et al. 2014, s. 233) Usein käytettyjä suuntaa antavia arvoja parametreille ovat  $\alpha = 110$  ja  $\beta = 25$  (Balaji et al. 2020, s. 2).

Oksi- ja deoksihemoglobiinin lisäksi hemoglobiini voi esiintyä myös methemoglobiinin (engl. *methemoglobin*, MetHb) tai sulfhemoglobiinin (engl. *sulfhemoglobin*, SulfHb) muodoissa. Normaalialueen korkeammat MetHb- ja SulfHb-arvot voivat vääristää happisaturaatiomittauksen tuloksia. Methemoglobiini on hemoglobiinin muoto, jossa hemoglobiinin sisältämät rautaionit oksidoituvat  $\text{Fe}^{2+}$ -ioneista  $\text{Fe}^{3+}$ -ioneiksi. On havaittu, että methemoglobiini absorboi yhtä paljon punaista valoa kuin infrapunavaloa, ja tämä absorboidun valon määrä on suurempi kuinoksi- ja deoksihemoglobiinin absorboiman infrapunavalon määrä. Jos methemoglobiinipitoisuudet ovat suuria, methemoglobiinin kyky absorboida yhtä paljon punaista valoa ja infrapunavaloa johtaa  $R$ -lukuun, jonka arvo on noin yksi. Tämän vuoksi mittauksesta voidaan saada liian suuri tai pieni happisaturaatiolukema riippuen mittaus henkilön todellisesta happisaturaatiosta. Myös sulfhemoglobiinissa rautaioni on hapettunut  $\text{Fe}^{2+}$ -ionista  $\text{Fe}^{3+}$ -ioniksi hemoglobiinin porfyriinirenkaassa, johon on

myös liittynyt ylimääräinen rikkiatomi. Sulfhemoglobiini absorboi enemmän punaista valoa kuin deoksihemoglobiini. Lisäksi on epäilty, että myös sulfhemoglobiini absorboisi yhtä paljon punaista valoa ja infrapunavaloa, mikä selittäisi sulfhemoglobiinin aiheuttaman virheen happisaturaatiomittauksissa. Normaalialue korkeammat methemoglobiinin ja sulfhemoglobiinin pitoisuudet voivat johtua hapettavista lääkkeistä. (Chan et al. 2013, s. 796–797)

### 2.1.2 Muut sovellukset

Happisaturaation mittaamisen lisäksi fotopletysmografialla on useita kliinisiä sovelluskohteita. Kliinisessä monitoroinnissa voidaan esimerkiksi seurata sydämen sykettä PPG-mittauksen avulla. Sydämen syke ja PPG-mittauksen AC-komponentti ovat samanaikaisia, minkä vuoksi AC-komponentin perustajuuden avulla voidaan arvioida sydämen sykettä. Sydämen sykkeen seuraamisen lisäksi PPG-mittauksesta voidaan johtaa myös muita analyysimenetelmiä, joiden avulla voidaan arvioida myös muita sydämen toimintaan liittyviä tunnuslukuja. Esimerkiksi PPG:stä johdetun pulssin muotoanalyysin avulla voidaan arvioida lyöntikohtaisesti sydämen iskutilavuutta. (Allen 2007, s. 12–15)

Hengityksen monitorointi PPG-mittauksen avulla perustuu hengityksen aiheuttamiin vaihteluihin ääreisverenkierrossa. (Allen 2007, s. 16) PPG-signaalissa hengitys voi aiheuttaa muutoksia AC-komponentin amplitudiin, DC-tasoon ja sykkeen taajuuteen. Näihin kolmeen signaalin ominaisuuteen perustuen PPG-signaalista pyritään erottamaan hengityksestä riippuva komponentti, jonka perusteella voidaan arvioida esimerkiksi hengitystiheyttä. (Charlton et al. 2022, s. 363)

Kliinisen monitoroinnin lisäksi toinen merkittävä fotopletysmografian sovelluskohde on verisuoniston kunnan arviointi. Potilailla, joilla on jokin verisuonisairaus, perifeerinen pulssi on usein heikentynyt ja viivästynyt, mikä voidaan havaita PPG-mittauksessa. Myös ikääntyminen aiheuttaa muutoksia pulssimuodossa, sillä valtimoiden seinämät jäykistyvät ikääntymisen myötä. Valtimon seinien jäykistyminen vaikuttaa veripulssien kulkuun verisuonistossa ja näin ollen myös PPG-signaalin muotoon. Lisäksi PPG-signaalin DC-komponentin avulla voidaan esimerkiksi arvioida alaraajojen kroonista laskimoiden vajaatoimintaa, sillä muutokset raajan veritilavuudessa aiheuttavat muutoksia valon absorptiossa, mikä voidaan havaita PPG-signaalissa. (Allen 2007, s. 16–23)

Kolmas fotopletysmografian sovellusalue on autonomisen hermoston toiminnan, kuten lämmönsäätelyn, tarkkailu. Fotopletysmografiaa on sovellettu esimerkiksi migreenipoti-

laiden autonomisen toiminnan tarkkailuun ja ortostaattisesta rasituksesta aiheutuvien sydämen sykkeen muutoksien arvioimiseen. (Allen 2007, s. 25–29) Lisäksi fotopletysmografia voitaisiin mahdollisesti hyödyntää stressin tarkkailuun arjessa. Stressi nostaa sykettä, mikä voi aiheuttaa muutoksia PPG-signaalin aaltomuotoon ja mahdollisesti kasvattaa pulssivälivaihtelua. Stressin mittaaminen puettavilla laitteilla päivittäisessä toiminnassa vaatii kuitenkin lisää tutkimusta esimerkiksi mittauksen luotettavuudesta ja stressin vaikutuksesta PPG-signaaliin. (Charlton et al. 2022, s. 366)

Lisäksi fotopletysmografialla on useita mahdollisia sovellusalueita, jotka vaativat vielä lisää tutkimusta. Useat terveydelle haitalliset tilat, kuten verenmyrkytys tai raskausmyrkytys, aiheuttavat muutoksia esimerkiksi sydämen sykkeeseen ja verenpaineeseen, mikä vaikuttaa myös PPG-signaalin muotoon. Fotopletysmografiaa voitaisiin mahdollisesti hyödyntää tulevaisuudessa kliinisessä ympäristössä, jossa resurssirajoitteiden vuoksi PPG-mittaus olisi järkevin tapa todeta näitä terveydelle haitallisia tiloja. (Charlton et al. 2022, s. 367)

## **2.2 Puettavan happisaturaatiomittauksen sovelluskohteita**

Puettavaa happisaturaatiomittaukseen voidaan hyödyntää sekä kuluttajasovelluksissa että terveydenhuollossa. Terveystieteiden tutkimuksissa puettavia happisaturaatiomittauslaitteita voidaan mahdollisesti tulevaisuudessa käyttää diagnoosien tukena esimerkiksi uniapnean mahdollisuutta selvittäessä. Uniapnea on sairaus, jossa hengitys katkeaa hetkellisesti unen aikana. On arvioitu, että uniapnea on hyvin alidiagnosoitu, sillä sairauden toteaminen vaatii yön yli kestävästä koetta unilaboratoriossa. (Charlton et al. 2022, s. 365) Uniapneaa ei varsinaisesti diagnosoida matalan happisaturaation perusteella, mutta tutkimukset ovat löytäneet yhteyksiä happisaturaatioindeksiin ja uniapneaa kuvaavan apnea-hypopneaindeksiin välillä (Kim et al. 2022, s. 156). Myös muutoksia PPG:n aaltomuodossa voidaan hyödyntää hengityskatkoksien toteamisessa. (Charlton et al. 2022, s. 365) Näin ollen yön aikaisesta happisaturaatiomittauksesta voidaan saada tärkeää tukea uniapneadiagnoosin tueksi ja taudin vakavuuden arvioimiseksi (Kim et al. 2022, s. 156). Puettavat PPG-mittaukseen perustuvat laitteet tarjoaisivat käyttäjäturvallisempaa, edullisempaa ja vähemmän aikaa vievää tavan mitata unta unilaboratoriossa toteutettavan ja useita antureita vaativan polysomnografian sijaan. (Charlton et al. 2022, s. 366)

Kotioloissa jatkuva-aikaisesta happisaturaatiomittauksesta voisi olla erityisesti hyötyä keuhkosairauksia sairastaville potilaille. Esimerkiksi mobiililaitteesta tai muualta helposti

saatavilla olevat happisaturaatiolukemat voisivat auttaa potilaita suunnittelemaan päivittäisiä aktiviteetteja sekä arvioimaan niiden kuormittavuutta ja vaikutuksia happisaturaatioon jälkikäteen. Lisäksi lisähappea käyttävät potilaat voisivat hyödyntää happisaturaatiomittauksen lukemia arvioidessaan lisähapen tarvetta. (Pipek et al. 2021, s. 5–6)

Koko väestön tasolla puettavia laitteita voisi olla mahdollista tulevaisuudessa hyödyntää laajemman ihmisjoukon terveydentilan selvittämiseen muiden testaus- ja mittausjärjestelmien ohella. Esimerkiksi pandemiatilanteessa puettavien laitteiden happisaturaatiotiedon perusteella voisi olla mahdollista arvioida taudin levinneisyyttä väestön keskuudessa. Tämä mahdollistaisi nopean reagoimisen tautiaaltojen muutoksiin. Väestötason seurannan lisäksi myös yksilötason terveysneuvonta ja päätöksenteko voisivat olla mahdollisia puettavien laitteiden mittausdatan perusteella. Yksilötason seurannassa potilaille voitaisiin pandemiatilanteessa antaa mittausdatan perusteella terveydentilaan liittyviä ohjeita, kuten kehoitus eristäytyä kotiin. Lisäksi potilaita voitaisiin ohjata hakeutumaan hoitoon, jos heidän vointinsa kotioiloissa havaitaan heikkenevän mittaustulosten perusteella. Esimerkiksi COVID-19-viruksen aiheuttamaan tautiin liittyvä madaltunut happisaturaatio voisi olla mahdollista havaita kuluttajamarkkinoille suunnattujen puettavien laitteiden happisaturaatiomittausten avulla. (Seshadri et al. 2020)

Jatkuva happisaturaatiomittaus voi olla hyödyllistä myös urheilussa. Liikunnan aikaisesta happisaturaatiomittauksesta voisivat hyötyä esimerkiksi sydän- tai keuhkosairauksia sairastavat henkilöt, joille happisaturaation seuraaminen myös muissa arjen toiminnoissa on tarpeellista. Myös korkeassa ilmanalassa liikkuvien kiipeilijöiden voi olla hyvä tarkkailla happisaturaatiota. Lisäksi lentäjille voi olla tarpeellista tarkkailla happisaturaatiota, sillä erityisesti paineistamattomilla lentokoneilla lentäessä he voivat tarvita lisähappea, jos happisaturaatio laskee liian alhaiseksi. (Pang & Ma 2014, s. 1562)

### 3. KIRJALLISUUSSELVITYKSEN MENETELMÄT

Tämän kandidaatintyö toteutettiin kirjallisuusselvityksenä. Työn tavoitteena on koota yhteen tietoa fotoplethysmografiaan perustuvasta happisaturaation mittaamisesta puettavilla laitteilla. Työn lähdemateriaaleina käytettiin kirjoja, kirjallisuuskatsauksia ja tutkimusartikkeleita.

Aineistoa haettiin ensisijaisesti Andor-palvelusta (Andor s.a.), joka on Tampereen yliopiston kirjaston hakupalvelu. Lisäksi haussa hyödynnettiin IEEE Xplore- (IEEE Xplore s.a.) ja PubMed (PubMed s.a.) -tietokantoja sekä Google Scholar -hakua (Google Scholar s.a.). Lähdemateriaalin hakeminen toteutettiin pääasiassa englanniksi. Ennen haku-prosessia laadittiin kattava lista mahdollisista käytettävistä hakusanoista, joita yhdisteltiin Boolean operaattoreilla AND ja OR. Löydettyjä lähteitä hyödynnettiin myös uusien hakusanojen löytämiseen, ja hakusanojen listaan päivitettiin näitä uusia hakusanoja. Löydettyjen lähteiden kohdalla sovellettiin myös Helmenkasvatus-strategiaa (Miettinen s.a.), jossa uusia aineistoja etsittiin aiemmin löydetyn aineiston lähdeluettelosta tai listasta artikkeleita, joissa on viitattu käsittelyssä olevaan aineistoon.

Työn teoreettisessa osiossa lähdemateriaalina hyödynnettiin sekä kirjoja, kirjallisuuskatsauksia että tutkimusartikkeleita. Käytettyjä hakusanoja olivat esimerkiksi "photoplethysmography", "oxygen saturation", "wearable", "wearable device" ja "application". Mittauspaikkoja käsittelevässä luvussa edellä esiteltäisiin hakusanoihin yhdistettiin Boolean operaattorilla AND mittauspaikkoina käytettäviä kehonosia, kuten "wrist". Luvuissa, joissa käsitellään erilaisia anturi- ja piiriratkaisuja, hakusanoina käytettiin edellä mainittujen hakusanojen lisäksi esimerkiksi hakusanoja "LED", "AFE", "photoplethysmography sensor", "photodiode" ja "configuration". Viidennessä luvussa hyödynnetyt aineistoja etsittiin myös hakusanoilla "challenges", "motion artefacts", "contact force", "future" ja "telemedicine".

Aineiston valinnassa huomiota kiinnitettiin aineiston luotettavuuteen, relevanssiin ja ajankohtaisuuteen. Työhön pyrittiin valitsemaan vertaisarvioituja aineistoja, jotka ovat pääasiassa aikaväliltä 2016–2023. Aineiston valinnassa huomioitiin myös ennen tätä ajanjaksoa julkaistut artikkelit, jos arvioitiin, että lähteen tieto on edelleen ajantasaista. Aineiston relevanssin arviointi perustui otsikon, tiivistelmän, johdannon ja yhteenvedon muodostamaan kokonaisuuteen, jonka perusteella päätettiin, voidaanko aineistoa mahdollisesti hyödyntää lähdemateriaalina.



## 4. ERILAISET ANTURIRATKAISUT

Puettavien laitteiden suunnittelussa on huomioitava useita näkökulmia sekä käytettävyyteen että signaalin laatuun liittyen. Laitteen käytettävyyteen vaikuttaa käyttömukavuus, johon voidaan vaikuttaa erityisesti mittauspaikan valinnalla. Lisäksi puettavien laitteiden suunnittelussa on huomioitava myös laitteen tehonkulutus sekä anturin kontakti ihoon. Näistä tekijöistä anturikontakti vaikuttaa merkittävästi myös signaalin laatuun. Signaalin laatua voidaan pyrkiä parantamaan esimerkiksi erilaisten anturi- ja piirratkaisujen, kuten valonlähteen ja valoanturin asettelun sekä mittauspiirin suodinlohkojen, avulla. (Charlton et al. 2022) Tässä luvussa käsitellään näistä mittaukseen vaikuttavista tekijöistä erityisesti puettavien laitteiden mittauspaikkoja sekä erilaisia anturi- ja piirratkaisuja.

### 4.1 Puettavien laitteiden mittauspaikat

Puettavien laitteiden mittauspaikan valinnassa täytyy huomioida signaalin mitattavuuden lisäksi käyttäjämukavuus ja käytettävyys. Laitteen tulee olla mukava, arkisia toimintoja rajoittamaton ja kevyt, mutta pysyä myös hyvin paikallaan (Poh et al. 2010). Puettavat happisaturaatiota mittaavat laitteet hyödyntävät pääsääntöisesti reflektiivistä fotopletysmografiaa, jotta laite olisi käyttäjälle mahdollisimman miellyttävä ja arkisia toimintoja rajoittamaton. (Charlton et al. 2022)

Tällä hetkellä puettavien laitteiden pääasiallinen mittauspaikka on ranne, sillä ranteeseen kiinnitettävät laitteet ovat mukavia pitää yllä ja ne mahdollistavat jatkuva-aikaisen mittauksen (Kim et al. 2022, s. 161). Yleensä ranteesta happisaturaatiota mittaavat laitteet ovat kelloja tai ranteeseen kiinnitettäviä pantoja (Lee et al. 2016, s. 195). Ranteeseen kiinnitettävän pannan fotopletysmografianturi voi sijaita myös ranteen sisäpuolella, jolloin anturin ranteenmukainen kovera muoto voi auttaa sensoria pysymään paikallaan (Pang & Ma 2014). Ranteen sisäpuolella on suurehko värttinävaltimo, jonka ansiosta ranteen sisäpuolelta on mahdollista mitata hyvälaatuista signaalia verrattuna esimerkiksi sormen pieniin verisuoniin. Tämä edellyttää kuitenkin suurella aallonpituudella olevan valon, kuten infrapunavalon käyttämistä, sillä lyhyemmät aallonpituudet eivät pääse tunkeutumaan värttinävaltioon vaan heijastuvat takaisin jo pikkualtimoista ja hiussuonista, mikä vaikuttaa signaalin aaltomuotoon ja amplitudiin. (Kao et al. 2019) Toisaalta ranteen dorsaaliosalla puolella, johon esimerkiksi kellon anturi sijoitetaan, on luita ja jänneitä, joiden liike tekee ranteesta alttiin liikeartefaktoille (Kirszenblat & Edouard 2021, s. 3).

Vaikka sormesta transmittiivisesti PPG-signaalia mittaavat laitteet eivät ole arkikäytössä käytännöllisiä, sormi on mahdollinen mittauspaikka myös puettaville laitteille. Sormesta voidaan mitata happisaturaatiota sormuksen avulla. Sormuksen etuna on sen mukavuus jatkuvassa käytössä, minkä mahdollistaa sormuksen keveys ja pieni koko. Sormen verisuonet ovat lähellä ihon pintaa, joten sormesta saadaan mitattua hyvälaatuista PPG-signaalia. Sormuksen avulla voidaan mitata happisaturaatiota joko transmittiivisesti tai reflektiivisesti riippuen valonlähteen ja valoanturin asettelusta sormukseen. (Asada et al. 2003, s. 30) Sormus on mittalaitteena hyvin pieni, minkä vuoksi elektroniikkaratkaisut täytyy saada pieneen tilaan. PPG-mittaukseen tarvittava elektroniikka on saatu esimerkiksi sormukseen, joka on 10 mm leveä, 2 mm paksu ja 11 g painava. (Zhou et al. 2021, s. 14365)

Lisäksi mittauspaikkana on mahdollista hyödyntää rustoa sisältämätöntä korvanlehteä, johon virtaa paljon verta. Yhdistettynä vähäiseen alltiuteen liikeartefaktoille tämä tekee korvanlehdestä hyvän mittauspaikan puettaville PPG-antureille. (Castaneda et al. 2018, s. 197) Mittalaitteen sensori voi olla esimerkiksi korvakoromainen, ja se voidaan kiinnittää korvanlehteen esimerkiksi magneetin avulla, jolloin se pysyy hyvin paikallaan. Korvakoruanturin lisäksi mittalaitteeseen voi kuulua kuulokemainen osa, joka sisältää muun mittauspiirin. Kuulokeosan istuvuutta voidaan parantaa eri kokoisilla korvan taakse tulevilla koukuilla. (Poh et al. 2010) Korvanlehteen kiinnitettävä anturi voi kuitenkin olla käyttäjälle epämiellyttävän tuntuinen tai estää verenkierron korvanlehteen transmittiivisen mittauslaitteen vaatiman puristusvoiman vuoksi (Pang & Ma 2014, s. 1562). Lisäksi haasteita aiheuttaa korvaan kiinnitettävän anturin koko, sillä pieneen laitteeseen voi olla haastavaa saada mahtumaan kaikkia tarvittavia komponentteja (Poh et al. 2010, s. 787). Myös korvakäytävää voidaan hyödyntää mittauspaikkana. Korvakäytävän on lähellä valtimoita, jotka kuljettavat verta aivoihin. Näiden suurten valtimoiden ansiosta pulssimaiset muutokset erottuvat selkeästi PPG-signaalista. Korvakäytävä on myös lähellä sydäntä, minkä on arvioitu aiheuttavan mittauksissa havaitun pienen vaihe-eron sormesta mitattavaan PPG-signaalin verrattuna. Vaihe-ero aiheutuu ajasta, joka veren kulkeutumisessa sydämen ja mittauspaikan välillä kuluu. (Budidha & Kyriacou 2018)

Eräs mahdollinen mittauspaikka on otsa. Otsassa verisuonia on tiheästi, mikä mahdollistaa vahvan PPG-signaalin. Lisäksi mittaukseen vaikuttava otsan iho on ohut, mikä parantaa mittauksista. (Castaneda et al. 2018, s. 196) Otsa on mittauspaikkana myös vakaa, sillä on havaittu, että alltius liikeartefaktoille fyysisessä rasituksessa on melko pientä verrattuna muihin mittauspaikkoihin. Tätä selittävät mahdollisesti ohut ihokerros ja otsaluu, josta valo pääsee heijastumaan. (Tamura et al. 2014, s. 287)

Lisäksi PPG-signaalia on mahdollista mitata useista muista vähemmän käytetyistä mitauspaikoista, kuten olkavarresta tai rintakehästä. PPG-anturi on esimerkiksi mahdollista asettaa käsivarteen tai rintakehään nauhan tai pannan avulla. Mittausanturin voi kiinnittää rintakehään myös ihoon tarroilla kiinnittyvällä sensorilla. (Seshadri et al. 2020) Olkavartta on pidetty haasteellisena mittauspaikkana, sillä ihmisten olkavarsien lihasten määrä vaihtelee suuresti yksilöiden välillä, ja olkavarteen kohdistuu paljon liikettä, joka aiheuttaa mittauksia häiritseviä liikeartefakteja. (Huang et al. 2022, s. 4306) Näistä haasteista huolimatta olkavarresta on kuitenkin saatu mitattua luotettavaa PPG-signaalia (Huang et al. 2022), ja eräässä tutkimuksessa (Maeda et al. 2011) liikeartefaktien vaikutus mitattuun signaaliin oli vähäisintä olkavarresta verrattuna kyynärvarteeseen, ranteeseen ja sormeen vihreää valoa käytettäessä. Sen sijaan infrapunavaloa käytettäessä liikeartefaktien vaikutus signaaliin oli selvästi suurempaa. Liikeartefaktin vaikutus signaaliin määriteltiin välittömästi liikeartefaktin jälkeen mitatun signaalin suuruuden suhteena PPG-signaalin suuruuteen levossa. Näin ollen liikeartefaktien vaikutus olkavarresta mitattuun signaaliin riippuu olennaisesti mittauksessa käytettävän valon aallonpituudesta. (Maeda et al. 2011)

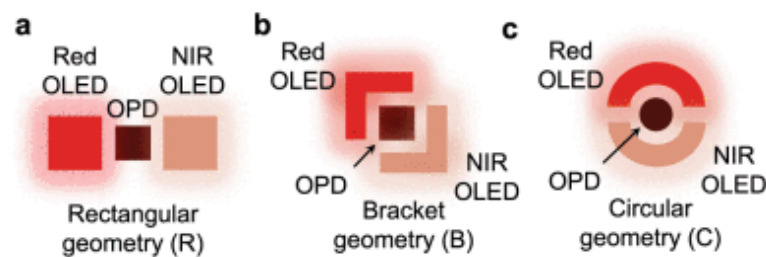
## 4.2 Fotopletysmografia-anturi

Yleisin fotopletysmografianturin valonlähde on valodiodi (engl. *light-emitting diode*, LED) ja yleisin valoanturi on fotodiodi (engl. *photodiode*, PD). Valoanturi voi olla myös valovastus tai -transistori. (Přibil et al. 2022, s. 4) Valonlähde ja valoanturi voidaan asettaa toisiinsa nähden erilaisiin konfiguraatioihin, jotka vaikuttavat mitatun signaalin laatuun ja voimakkuuteen. Khan et al. (2019) tutkivat erilaisten valonlähteen ja valoanturin asettelujen vaikutusta mitattuun signaaliin. Nämä konfiguraatiot on esitetty kuvassa 4. Suorakaiteen muotoisessa asettelussa komponentit sijoitettiin rivimuotoon niin, että fotodiodi oli LEDien välissä, kuten kuvassa 4a. Tämä konfiguraatio osoittautui kaikista heikoimmaksi PPG-signaalin voimakkuuden kannalta verrattuna konfiguraatioihin, joissa LEDit ympäröivät fotodiodia. Kun LEDit eivät ympäröi fotodiodia joka puolelta, ympäristön valo pääsee enemmän fotodiodille. Ympäristön valo aiheuttaa signaaliin kohinaa, minkä vuoksi parempi signaalin laatu saavutetaan asetteluissa, joissa LEDit ympäröivät fotodiodia joka puolelta. (Khan et al. 2019)

Mittauksissa tutkittiin kahta konfiguraatiota, jossa LEDit ympäröivät fotodiodia joka puolelta. Toisessa konfiguraatiossa tiettyä aallonpituutta lähettävät LEDit aseteltiin suorakulman muotoon, ja kahta eri aallonpituutta lähettävien LEDien muodostamista suorakulmista muodostettiin nelikulmio. Fotodiodi asetettiin tämän suorakulmion keskelle kuvan

4b mukaisesti. Kolmannessa, pyöreään muotoon asetellussa anturissa kaarevassa muodossa olevat LEDit ympäröivät keskellä olevaa fotodiodia kuten kuvassa 4c. Pyöreällä konfiguraatiolla saavutettiin kaikista suurin PPG-signaalin voimakkuus punaisella valolla, mutta infrapunavalolla toisena esitetty konfiguraatio tuotti hiukan voimakkaamman signaalin kuin pyöreä konfiguraatio. Kahdessa asettelussa, jossa LEDit ympäröivät fotodiodia joka puolelta, erot mittaustuloksissa eivät kuitenkaan olleet merkittäviä. (Khan et al. 2019)

Mittauksissa havaittiin myös, että optisen esteen käyttö sekä LEDin ja fotodiodin lyhyt etäisyys toisistaan kasvattavat signaalin amplitudia. Optisen esteen tarkoituksena on estää kohinaa aiheuttavan, ihon pinnalta sironneen valon päätyminen fotodiodille, joten optinen este sijoitetaan valonlähteen ja valoanturin väliin. Näin voidaan parantaa signaali-kohinasuhdetta. (Khan et al. 2019)



**Kuva 4.** Valonlähteen ja valoanturin konfiguraatiot, joiden vaikutusta mittaussignaaliin on tutkittu (Khan et al. 2019, s. 128116)

Valitun valonlähteen aallonpituus vaikuttaa myös valonlähteen ja valoanturin etäisyyteen, jolla saadaan optimoitua signaalin laatu. Kao et al. (2019) tutkivat eri aallonpituuksilla LEDin ja fotodiodin optimaalista etäisyyttä, kun tavoitteena oli maksimoida AC-komponentin suuruus ranteesta toteutettavassa PPG-mittauksessa. Tutkimuksessa havaittiin, että mitä suurempi valon aallonpituus oli, sitä suurempi LEDin ja fotodiodin etäisyyden tuli olla AC-komponentin maksimoimiseksi. Infrapunavalon pääsee tunkeutumaan syvemmälle kudokseen ja absorboituu vähemmän suuremman aallonpituuden vuoksi kuin esimerkiksi vihreä valo. Tällöin infrapunavalon saavuttaa värähtäjävaltimon toisin kuin pienemmät aallonpituudet, jotka saavuttavat vain hiussuonet ja pikkuvaltimot. Näin ollen suurempien aallonpituuksien optinen polku on pidempi. Infrapunavalon aallonpituuksilla 850 nm ja 940 nm optimaalinen etäisyys oli noin 2,75 mm. Sen sijaan vihreän valon aallonpituudella 530 nm optimaalinen etäisyys oli noin 1,85 mm ja aallonpituudella 660 nm optimaalinen etäisyys oli noin 2,25 mm. (Kao et al. 2019)

Vaikka infrapunavalon pääsee tunkeutumaan syväälle kudokseen ja näin ollen sen avulla voidaan saavuttaa suurempi AC-komponentin amplitudi (Kao et al. 2019), PPG-mittauksessa on mahdollista hyödyntää myös vihreää valoa. Puettavissa laitteissa hyödynnetään usein vihreää valoa, sillä punainen valo ja infrapunavalon ovat alttiimpia kohinalle ja liikeartefaktoille. Vihreän valon avulla saavutetaan vähemmän kohinaa ja parempi signaali-kohinasuhde, sillä se ei läpäise kudosta yhtä syväälle kuin punainen valo ja infrapunavalon. Toisaalta vihreää valoa on pidetty myös punaista valoa ja infrapunavaloa huominnon sopivana vaihtoehtona happisaturaatiomittauksiin, sillä sen absorptiospektrit oksihemoglobiinille ja deoksihemoglobiinille eivät eroa yhtä paljon kuin punaisella valolla ja infrapunavalolla. (Huang et al. 2022) Tämä voidaan havaita myös kuvasta 3. Vihreän valon aallonpituudella ja lähellä punaisen valon aallonpituutta olevalla oranssin valon aallonpituudella on kuitenkin havaittu olevan riittävän suuri ero absorptiospektreissä happisaturaation määrittämiseksi näillä kahdella aallonpituudella. Verrattuna punaista valoa ja infrapunavaloa hyödyntävään pulssioksimetriin vihreää ja oranssia valoa käyttävän PPG-anturin havaittiin olevan vähemmän herkkä mittaustaikojen liikkeille. Tämän vuoksi vihreä ja oranssi valo voisivat sopia hyvin jatkuva-aikaisiin puettavilla laitteilla toteutettaviin happisaturaatiomittauksiin. (Alharbi et al. 2018)

PPG-anturin suunnittelussa ja valmistuksessa on huomioitava myös materiaalivalintojen vaikutukset laitteen käytettävyyteen. Anturimateriaalien valinnassa käyttömukavuuteen ja signaalin laatuun vaikuttavia tekijöitä ovat materiaalin aiheuttama ihoärsytys laitteen ja ihon hankauksessa sekä materiaalin jäykkyyden vaikutus anturin kiinnittymiseen ja kontaktipintaan iholla. Lisäksi materiaalien valinnalla voidaan vaikuttaa laitteen käyttöaikaan ja -ikään, sillä valittavien materiaalien tulisi kestää mekaanista rasitusta, ja laitteen virrankulutuksen tulisi olla pientä. Edellä mainitut tekijät ovat edelleen haasteita anturitekniikassa, mutta ihon kanssa yhteensopivia anturimateriaaleja on tutkittu laajasti. Ihoyhteensopivat fotodiodimateriaalit voidaan jakaa kolmeen ryhmään: piipohjaiset fotodiodit, muista epäorgaanisista materiaaleista valmistetut fotodiodit ja orgaaniset fotodiodit. Piifotodiodit ovat pienikokoisia ja vasteajaltaan nopeita, minkä vuoksi ne soveltuvat vaativiin käyttökohteisiin. Toisaalta myrkyttömiä piipohjaisia fotodiodeja on saatavilla edullisesti ja helposti, minkä vuoksi ne ovat suosittuja myös yksinkertaisemmissä käyttökohteissa. Sen sijaan piifotodiodien haasteena ovat materiaalin jäykkyys ja hauraus. Suosituimpia antureiden epäorgaanisia materiaaleja ovat galliumarsenidi ja grafeeni. Myös nämä materiaalit tarjoavat nopean vasteen ja ovat hyödynnettävissä erilaisiin sovelluksiin. Piifotodiodien lisäksi myös orgaanisia fotodiodeja on mahdollista valmistaa suuria määriä helposti, nopeasti ja edullisesti. Orgaanisten fotodiodien etuina muista ma-

teriaaleista valmistettuihin fotodiodeihin verrattuna ovat joustavuus ja mukautuvuus. Näiden etujen vuoksi kiinnostus orgaanisia fotodiodeja kohtaan on kasvanut. Ihoyhteensopivien materiaalien lisäksi antureita on mahdollista pinnoittaa erilaisilla kalvoilla, jotka myös suojelevat komponentteja jännityksiltä ja rasitukselta. (Lee et al. 2021, s. 6–12)

Myös optisia kuituja on hyödynnetty PPG-anturin materiaaleina. Ballaji et al. (2020) mittasivat happisaturaatiota ranteeseen kiinnitettävän hihan avulla. Hihan sisäpinnalla oli rinnakkain neljä optista kuitua, joita käytettiin punaisen valon ja infrapunavalon lähettämiseen ja havaitsemiseen. Tutkimuksessa happisaturaatio onnistuttiin mittaamaan kaikissa mittaustilanteissa vähintään yhdellä anturin kanavista, vaikka mittauksissa esiintyi haasteita anturikanavien toiminnassa. Toimiessaan optisten kuitujen integroiminen kankasiin tarjoaisi käyttäjälle miellyttävän tuntuiseen ja huomaamattoman tavan mitata happisaturaatiota. (Ballaji et al. 2020)

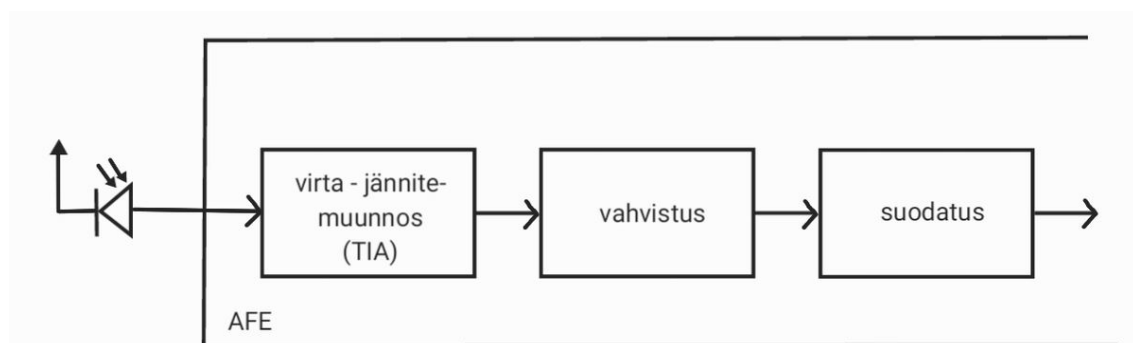
Kuvantamisfotopletysmografiassa (*engl. imaging fotopletysmography*, IPPG) hyödynnetään vaihtoehtoista anturiratkaisua. Yleisesti IPPG-mittauksessa valoanturina käytetään fotodiodin sijaan kameraa, joka kerää ihon läpäiseviä tai ihon pinnalta heijastuvia fotoneita. Kameran ominaisuudet, kuten valotusaika ja kameran herkkyys tietyille spektrialueelle, vaikuttavat IPPG-mittauksen käyttökohteisiin. Riippuen sovelluksesta, valoanturina on mahdollista käyttää joko teräväpiirtokameraa, kuluttajatason digikameraa tai matkapuhelimen kameraa. (Sun & Thakor 2016, s. 6–7) Happisaturaation IPPG-mittauksessa vastaanotinanturina käytetään kahta erilaisilla suotimilla varustettua kameraa, jotta on mahdollista havaita kahdella eri aallonpituudella olevien valojen muutokset. (Ren et al. 2017, s. 3523). Valonlähteiden valinnassa on huomioitava myös kameran vastekäyrä, joten esimerkiksi perinteisessä PPG-mittauksessa käytettävän infrapunavalon käyttäminen ei välttämättä ole mahdollista. Sen sijaan valonlähteenä voidaan käyttää ympäristön valaistusta erillisen valonlähteen sijaan, jos valaistuksen kirkkaus on riittävä. (Kong et al. 2013)

### 4.3 Analog Front-End -piirit

Valonlähteen ja valoanturin lisäksi mittauslaitteen anturimoduuli sisältää muita signaalin muokkaamiseen suunniteltuja lohkoja, jotka voidaan toteuttaa eri tavoin. Toteutustavasta riippumatta anturimoduulin perustoimintaperiaatteet ovat yleensä samat: valoanturin havaitsema signaali muunnetaan elektroniseksi signaaliksi, joka muunnetaan edelleen digitaaliseksi signaaliksi signaalinkäsittelyn jälkeen. (Kim et al. 2016; Jincheng et al. 2021; Lin et al. 2021) PPG-mittaukseen suunnitellussa piirissä toiminnallisia lohkoja

voivat olla esimerkiksi lähetin- ja vastaanotinkanavat sekä mikroprosessori tai digitaalinen lohko. Usein osa näistä toiminnallisista lohkoista toteutetaan analog front-end -ratkaisuina (engl. *analog front-end*, AFE). (Zhang & Li 2019; Lin et al. 2021) AFE on integroitu komponentti, joka voidaan liittää erilaisiin antureihin signaalin muokkaamiseksi. AFE sisältää signaalin muokkaamiseen tarkoitettuja komponentteja, kuten operaatiovahvistimia ja suotimia. (Integrated Circuits (ICs) | Data Acquisition | Analog Front End (AFE) s.a.)

PPG-anturissa käytettävässä AFE:ssä halutaan usein olevan suuri vahvistus ja mahdollisimman pienet kohinaominaisuudet, sillä PPG-signaalin AC-komponentilla on hyvin pieni amplitudi. Lisäksi valoanturin tuottama virta tulee muuttua jännitteeksi signaalin jatkokäsittelyä varten. Usein tämä virta-jännitemuunnos ja ensimmäinen signaalin vahvistaminen toteutetaan AFE-piirissä transimpedanssivahvistimen eli virtaohjatun jännitevahvistimen (engl. *transimpedance amplifier*, TIA) avulla. Lisäksi AFE:ssä on useimmiten myös toinen vahvistinlohko ja suotimia. (Lin et al. 2021) Nämä useista AFE-piireistä löytyvät lohkot on esitetty lohkokaaviona kuvassa 5. AFE voi sisältää myös LED-ajurin, jonka avulla voidaan säätää LEDien virtaa ja näin vakioida PPG-signaalin amplitudi halutulle vaihteluvälille (Zhang & Li 2019). Lisäksi AFE-piiri voi sisältää analogia-digitaalimuuntimia (engl. *analog-to-digital converter*, AD-muunnin) ja digitaali-analogimuuntimia (engl. *digital-to-analog converter*, DA-muunnin) (Kim et al. 2016; Zhang & Li 2019).



**Kuva 5.** Useimmista PPG-AFE -piireistä löytyvät toiminnalliset lohkot

Lin et al. (2021) ovat suunnitelleet ja toteuttaneet yhden sirun PPG-anturin, joka sisältää AFE:n. AFE sisältää viisi lohkoa, joista ensimmäinen on virtaohjattu jännitevahvistin. Toinen lohko piirissä on verhoikäyräilmäisin, joka etsii signaalista jatkuvan PPG-signaalin käsittelyä varten. Seuraavissa lohkoissa signaalista suodatetaan pois kohinaa ja signaalia vahvistetaan. Viidentenä lohkona AFE-piirissä on puskurivahvistin, jonka kautta signaali ajetaan piirin seuraavaan, AFE:n ulkopuoliseen lohkoon. Tässä sensoripiirissä AFE on osa vastaanotinlohkoa, joka sisältää AFE:n lisäksi AD-muuntimen. Digitaalista signaali-

lia käsitellään digitaalisessa lohkoissa, joka sisältää esimerkiksi sarjamuotoisen oheislaiteliitännän (engl. *serial peripheral interface*, SPI) ja mikroprosessorin, joka voi laskea mitausdatan perusteella fysiologisten parametrien, kuten happisaturaation arvoja. Digitaalinen signaali ajetaan edelleen AFEn ulkopuoliseen lähetinlohkoon, jossa LED-ajuri säätelee LEDien virrankulutusta. (Lin et al. 2021)

Kim et al. (2016) ovat suunnitelleet multimodaalisen integroidun piirin, jossa samalle siirulle on yhdistetty PPG-anturin, biopotentialianturin ja biosähköisen impedanssianalyysin (engl. *bioelectrical impedance analysis*, BIA) AFE-piirit. Nämä AFE-piirit jakavat yhteisiä piirikomponentteja, kuten ulostuloportteja ja SPI:n, minkä ansiosta piiri on monikäyttöisempi, ja sen koko ja tehonkulutus ovat pieniä. PPG-AFEn staattinen tehonkulutus on 0,34 mW ja dynaaminen tehonkulutus 0,82 mW. Koko integroidun piirin tehonkulutus on enintään 2 mW, kun syöttöjännitteen arvo on 1,2 V. Samoin kuin Lin et al. (2021) toteuttamassa AFE-piirissä, myös tässä AFE-piirissä ensimmäinen lohko sisältää virtajännitemuunnoksen ja signaalin vahvistamisen. Lisäksi AFE-piirissä on suotimia, AD-muunnin ja LED-ajuri. (Kim et. 2016)

Zhangin ja Lin (2019) AFE-piiri sisältää vastaanotin- ja lähetinlohkot. AFE-piiri sisältää TIA-vahvistimen, jonka jälkeen signaalia suodatetaan ali- ja ylipäästösuotimilla. Lopuksi signaali vahvistetaan uudelleen ja vahvistettu signaali ohjataan AFEn ulkopuoliseen mikroprosessoriin. Mikroprosessorissa signaali muunnetaan analogisesta digitaaliseksi ja siitä lasketaan happisaturaation arvo. Digitaalinen signaali syötetään takaisin AFE-piirin lähetinosaan, joka sisältää LED-ajurin samoin kuten Kim et al. (2016) AFE-piirissä. LED-ajuria ohjataan mikroprosessorin ja AFEn lähetinosan 8-bittisen DA-muuntimen avulla. AFEn tehonkulutus on 180  $\mu$ W syöttöjännitteellä 2,5V.

Yhteistä edellä esitellyille AFE-piireille on virtajännitemuunnos ja signaalin vahvistaminen. Lisäksi kaikki AFE-piirit sisälsivät analogisia suotimia, ja anturipiireissä oli AFEn ulkopuolinen mikroprosessori. Sen sijaan vain Kim et al. (2016) olivat sisällyttäneet AFE-piirinsä AD-muunnoksen ja muissa anturipiireissä AD-muunnos oli toteutettu AFE-piirin ulkopuolella. Lin et al. (2021) olivat jättäneet myös LED-ajurin AFE-piirin ulkopuolelle, minkä vuoksi anturipiiri sisälsi AFEn lisäksi useampia toiminnallisia lohkoja kuin muut kaksi anturipiiriä. Nämä keskeisimmät yhtäläisyydet ja erot AFE- ja anturipiirien välillä on koottu taulukkoon 1.



Taulukko 1. *Esiteltyjen AFE- ja anturipiirien yhtäläisyydet ja erot*

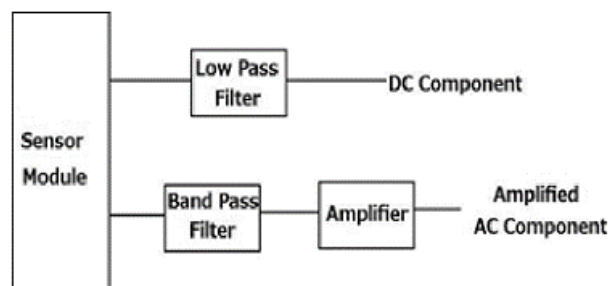
	Kim et al. (2016)	Zhang & Li (2019)	Lin et al. (2021)
AFEn tehonkulutus	0,34 mW / 0,82 mW	180 $\mu$ W	50,75 $\mu$ W
suodin osana AFE-piiriä	kyllä	kyllä	kyllä
AD-muunnos osana AFE-piiriä	kyllä	ei	ei
LED-ajuri osana AFE-piiriä	kyllä	kyllä	ei
ulkoinen mikroprosessori	kyllä	kyllä	kyllä

## 5. PUETTAVAN HAPPISTURAATIOMITTAUKSEN HAASTEET JA TULEVAISUUDENNÄKYMÄT

### 5.1 Haasteet

Puettavilla laitteilla toteutettavien happisaturaatiomittauksien tarkkuuteen liittyy useita haasteita, kuten liikeartefaktat, anturin kontaktivoima ja puettavien laitteiden viive mittauksen aloittamisen ja mittaustuloksen ilmoittamisen välillä. (Liu et al. 2018; Lauterbach et al. 2021; Huang et al. 2022). Kovinkaan moni puettava laite ei tällä hetkellä sisällä mahdollisuutta happisaturaatiomittaukseen (Seshadri et al. 2020, s. 3), mikä johtuu oletettavasti näistä haasteista. Tässä luvussa esitellään keskeisimpiä puettavilla laitteilla toteutettaviin happisaturaatiomittauksiin liittyviä haasteita ja mahdollisia ratkaisuja näihin haasteisiin.

PPG-signaalin aaltomuotoon ja mittaukseen liittyvä haaste on merkittävä ero signaalin AC- ja DC-komponenttien suuruuksissa. On arvioitu, että AC-komponentin arvo on vain noin 1 %:n DC-komponentin arvosta. (Sun & Thakor 2016, s. 6–7) Mitatun signaalin AC- ja DC-komponentteja voidaan yrittää erottaa toisistaan suotimilla. DC-komponentista voidaan suodattaa kohinaa ja AC-komponentti alipäästösuotimella. AC-komponentti sen sijaan voidaan erottaa kaistanpäästösuotimella, jolloin päästään eroon sekä DC-komponentista että korkeataajuisesta kohinasta. Lisäksi pieniampitudista AC-komponenttia voidaan vahvistaa suodattamisen jälkeen erillään DC-komponentista, jolloin ei vahvisteta suurta DC-komponenttia entisestään. Periaatekuva edellä kuvatusta menetelmästä on esitetty kuvassa 6. (Pang & Ma 2014, s. 1565)



**Kuva 6.** AC- ja DC-komponentin erottaminen PPG-signaalista (Pang & Ma 2014, s. 1565, muokattu)

Tällä hetkellä yksi suurimmista haasteista, jotka rajoittavat puettavia happisaturaatiomittauksia arkikäytössä, on PPG-mittauksen herkkyyden liikeartefaktoille eli anturin liikkeestä

aiheutuville häiriöille. Pienikin liike voi aiheuttaa merkittävästi liikeartefaktia mittaukseen, joten luotettava reflektiivinen happisaturaatiomittaus voidaan toteuttaa vain paikallaan ollessa. (Huang et al. 2022, s. 4306) Liikeartefaktoja voidaan yrittää poistaa mittausjärjestelyjen, signaalinkäsittelyn ja erilaisten algoritmien avulla. Mittauksen aikana liikeartefaktoja voidaan yrittää vähentää esimerkiksi käyttämällä liikeartefaktoille vähemmän altista vihreää valoa syvälle kudokseen tunkeutuvan infrapunavalon sijaan (Huang et al. 2022). Lisäksi mittauspaikan valinnalla ja anturin napakalla kiinnityksellä voidaan vaikuttaa liikeartefaktojen syntyyn.

Mitatusta signaalista liikeartefaktojen poistamiseen voidaan hyödyntää kiihtyvyyssanturia tai gyroskooppeja, jotka mittaavat liikkeestä aiheutuvaa referenssisignaalia. Liikeartefaktoja sisältävää PPG-signaalia ja referenssisignaalia voidaan käsitellä erilaisilla algoritmeilla, jotka pyrkivät poistamaan PPG-signaalista liikeartefaktat referenssisignaalin perusteella. On arvioitu, että gyroskoopin avulla saavutetaan parempi referenssisignaali, sillä kiihtyvyyssanturi ei pysty erottamaan liikkeestä aiheutuvaa kiihtyvyyttä ja putoamiskiihtyvyyttä toisistaan. Toisaalta gyroskoopin tehonkulutus on kiihtyvyyssanturia suurempaa, mikä voi olla haasteellista puettavissa laitteissa. (Casson et al. 2016) Liikeartefaktojen tunnistamisessa ja suodattamisessa voidaan hyödyntää myös riippumattomien komponenttien analyysiä (engl. *independent component analysis*, ICA), jonka tarkoituksena on löytää signaalista tilastollisesti toisistaan riippumattomat komponentit. ICA-menetelmän hyödyntämisessä voidaan mitata signaalia monikanavaisesti, jolloin saadaan useita riippumattomia signaaleja menetelmää varten. PPG-mittauksessa menetelmää voidaan hyödyntää liikeartefaktojen erottamisessa varsinaisesta PPG-signaalista, sillä nämä komponentit ovat toisistaan riippumattomia. Erotelluista komponenteista voidaan valita sykkivät signaalit, jotka ovat puhtaita PPG-signaaleja. (Lee et al. 2020) Lisäksi on useita muita mahdollisia signaalinkäsittelyn menetelmiä, kuten liikkuvan keskiarvoistavan suotimen käyttäminen, joiden avulla voidaan poistaa liikeartefaktoja signaalista (Tamura et al. 2014).

Verrattuna perinteiseen pulssioksimetriin puettavien laitteiden haasteena on viive mittauksen aloittamisen ja mittaustuloksen välillä. Esimerkiksi kuluttajakäyttöön suunnatulla kaupallisella Garmin fēnix® 5X Plus -kellolla tämä viive on noin minuutin, mutta simuloituissa olosuhteissa yli 3000 metrin korkeudella merenpinnasta viiveaika kasvoi jopa kolmeen minuuttiin. Viiveen on arvioitu mahdollisesti johtuvan kellon mekanismista, joka pyrkii vähentämään käyttäjän virhettä. Kun kello havaitsee eroavaisuuksia mitatuissa arvoissa ja aiemmin kerätyssä datassa, se mahdollisesti pidentää mittaustuloksen ilmoittamiseen kuluvaa aikaa, jotta voitaisiin varmistua, että poikkeava mittaustulos ei johdu

esimerkiksi käyttäjän virheestä. Näin voidaan välttää virheellisten mittaustulosten ilmoittamista, mutta samalla viiveaika poikkeavissa olosuhteissa kasvaa. Lisäksi kyseistä kelloa on suositeltu käytettäväksi levossa, sillä liikeartefaktoiden vaikutus heikentää mittaustuloksen luotettavuutta. Liikeartefaktat urheilun aikana, pitkä viiveaika ja viiveajan ennakoinnattomuus rajoittavat luotettavaa laitteen käyttöä reaaliaikaiseen mittaukseen, mikä kaventaa laitteen käyttömahdollisuuksia happisaturaation mittaamiseen huomattavasti. Lisäksi kellon mitaamat happisaturaatiolukemat olivat systemaattisesti liian suuria verrattuna lääkinälliseen käyttöön suunnitellun pulssioksimetrin mittaamiin lukemiin. (Lauterbach et al. 2021, s. 555)

Pipek et al. (2021) havaitsivat samankaltaisia tuloksia tutkiessaan Apple Watch Series 6 -laitteen happisaturaatiomittauksen luotettavuutta verrattuna kaupalliseen pulssioksimetriin. Myös Apple Watch mittasi keskimäärin hiukan korkeampia happisaturaatiolukemia kuin referenssilaitte. Tulosten perusteella kellon arvioitiin kuitenkin olevan melko luotettava tapa arvioida happisaturaatiolukemia. (Pipek et al. 2021) Myös Spaccarotella et al. (2022) arvioivat Apple Watch 6 -kellon olevan luotettava mittaustilaite verrattuna pulssioksimetriin. Tutkimuksessa havaittiin kuitenkin, että muutamalta koehenkilöltä ei saatu mitattua dataa, minkä arvioitiin johtuvan koehenkilöiden pienistä ranteista. (Spaccarotella et al. 2022) Eräs mahdollinen puuttaviin laitteisiin liittyvä haaste voikin olla mittaustilanteen istuvuus eri kokoisille kuluttajille.

Mittaustilanteen istuvuus voi vaikuttaa merkittävästi anturin ihoon kohdistamaan kontaktivoimaan. Tutkimuksissa on havaittu, että kontaktivoiman vaihtelu vaikuttaa mitatun signaalin aaltomuotoon ja amplitudiin, minkä vuoksi sopivan kontaktivoiman valinta on tärkeää (Lee et al. 2018; Liu et al. 2018). Tutkimuksissa on havaittu, että kontaktivoiman kasvaessa PPG-signaalin AC-komponentti heikkenee (Lee et al. 2018; Liu et al. 2018) ja DC-komponentti kasvaa. Kasvaneen kontaktivoiman myötä anturin kudokseen kohdistama paine kasvaa, jolloin verenkierto alueella heikkenee. (Liu et al. 2018) Heikentyneen verenkierron myötä veren pulssimaista muutosta kuvaava AC-komponentti heikkenee ja pääasiassa kudoksen ominaisuuksista riippuvainen DC-komponentti kasvaa. Mittaustuloksen on havaittu mahdollisesti olevan optimaalinen, kun kontaktivoima säädetään niin, että verisuonten sisäisen ja ulkoisen paineen paine-ero on lähellä nollaa. Samalla kontaktivoimalla voidaan kuitenkin saavuttaa erilaisia paine-eroja, sillä tulokseen vaikuttavat myös koehenkilöiden yksilölliset mitat, jotka vaikuttavat mittaustilanteen istuvuuteen. (Lee et al. 2018) Eräs ratkaisu parhaimman istuvuuden ja kontaktivoiman löytämiseen yksilöille voisi olla paineanturin yhdistäminen PPG-anturiin. Paineanturin avulla voitaisiin rajoittaa laitetta tallentamaan mittaukset vain kontaktivoiman ollessa sopiva.

Näin paineanturin avulla voitaisiin löytää optimaalinen kontaktivoima laitteen ja mittauspaikan välillä, jolloin mittauksen luotettavuus kasvaisi, ja laite olisi myös käyttäjälle mahdollisimman mukava päällä. (Liu et al. 2018, s. 10)

Ihonvärillä on arvioitu olevan vaikutusta PPG-mittauksen tuloksiin, sillä ihon melaniini absorboi voimakkaasti valoa, ja melaniinin määrä ihossa vaihtelee ihonvärin mukaan. Ihonväriä ja melaniinin määrää ihossa voidaan arvioida Fitzpatrickin asteikon avulla. Asteikko jakautuu kuuteen osioon, jossa ensimmäinen ihotyyppi on vaalein ja kuudes tummin. (Ajmal et al. 2021, s. 7448–7449) Ajmal et al. (2021) havaitsivat, että PPG-mittauksessa ihon absorboiman valon määrä kasvaa edetessä Fitzpatrickin asteikolla vaaleimmasta ihonväristä tummempaan päin. Tällöin takaisin anturille heijastuvan valon määrä on pienempi tummilla ihonsävyillä, mikä johtaa merkittävästi heikompaan signaaliin kuin vaalean ihonvärin tapauksessa. Muutokset ihonvärissä aiheuttavat keskimäärin alle 10 %:n vaihtelun PPG-signaaliin. Tutkimuksessa mitattiin PPG-signaalia kolmella kaupallisella mittalaitteella ja havaittiin, että laitteiden mittaustulosten vaihtelu eri ihonvärien välillä riippuu merkittävästi käytettävästä laitteesta. Erot laitteiden välillä voivat mahdollisesti johtua laitteiden erilaisista valonlähteen ja valoanturin etäisyyksistä sekä signaalikohinasuhteista. (Ajmal et al. 2021) Lisäksi iholla olevan tatuoinnin muste voi vaikuttaa valon absorboitumiseen ja jopa estää valon pääsyn kudokseen (Spaccarotella et al. 2022, s. 6).

Myös liikalihavuus ja korkea painoindeksi (engl. *Body Mass Index*, BMI) voivat aiheuttaa virheitä fotopletysmografiomittauksiin. Liikalihavuuden myötä verenkierto raajoihin voi vähentyä ja ihokerros voi olla paksumpi kuin normaalipainoisella yksilöllä. (Ajmal et al. 2021, s. 7449) Tällöin valon on läpäistävä paksumpi kerros absorboivaa materiaalia, jolloin valoanturille päätyvän valon määrä on pienempi (Boonya-ananta et al. 2021, s. 9). Ajmal et al. (2021) ja Boonya-ananta et al. (2021) havaitsivat, että PPG-signaalin AC- ja DC-komponentin suhde eroaa merkittävästi normaalipainoisen ja liikalihavan välillä mittaustilanteita matemaattisella mallilla simuloitaessa. Tutkimuksissa havaittiin liikalihavuuden heikentävän PPG-signaalin AC- ja DC-komponentin suhdetta jopa 60 % (Ajmal et al. 2021) tai 40 % (Boonya-ananta et al. 2021) verrattuna normaalipainoon. Näin suuret erot signaalin laadussa vaikuttavat merkittävästi mittaustulosten oikeellisuuteen ja aiheuttavat haasteita puettavien laitteiden suunnittelussa. Ajmal et al. (2021) havaitsivat, että ylipainon aiheuttamaa virhettä voitaisiin mahdollisesti vähentää kasvattamalla mittalaitteen valonlähteen ja valoanturin välistä etäisyyttä. Tällöin valo pääsee tunkeutumaan syvemmälle kudokseen, mikä parantaa anturin kykyä havaita muutoksia veren tilavuudessa (Ajmal et al. 2021).

## 5.2 Tulevaisuudennäkymät

Puettavilla happisaturaatiota mittaavilla laitteilla on useita mahdollisia tulevaisuuden sovelluskohteita, joita on esitelty luvussa 2. Tällä hetkellä happisaturaation mittaaminen ei kuitenkaan kuulu useimpien puettavien laitteiden mittaustaloihin (Seshadri et al. 2020, s. 3), sillä edellisessä luvussa esitettyjen haasteiden vuoksi laitteilla ei toistaiseksi saavuteta luotettavaa mittaustulosta. Puettavia laitteita käytetään kuitenkin laajasti kuntoilu- ja hyvinvointitarkoituksessa muiden fysiologisten parametrien mittaamiseen. Tällä hetkellä puettavien laitteiden suosio näyttää kasvavan entisestään tulevaisuudessa. (Charlton et al. 2022, s. 356) Koska puettavien laitteiden suosio kuluttajamarkkinoilla kasvaa, myös kiinnostus tarkempia, kliiniseen käyttöön suunnattuja laitteita voisi mahdollisesti seurata samankaltaista kehitystä.

Koska puettavat, hyvinvointiin ja kuntoiluun suunnitellut laitteet ovat jo tällä hetkellä suosittuja ja arkipäiväisessä käytössä, käyttäjät omaksuvat luultavasti puettavat laitteet helposti ja nopeasti myös muuhun käyttöön kuten sairauksien diagnosoimiseksi. Tästä saatiin viitteitä myös tutkimuksessa (Prinable et al. 2017), jossa selvitettiin kuluttajien kiinnostusta ja vaatimuksia puettavilla laitteilla toteutettavaan hengityksen seurantaan. Lähes kaksi kolmasosaa vastaajista kertoi olevansa kiinnostunut seuraamaan hengitystään puettavien laitteiden avulla. Vain 7,4 % prosenttia vastaajista ei olisi ollut halukas mittaamaan hengitystään puettavilla laitteilla, ja loppujen vastaajien kiinnostus mittaamiseen riippui mittauksen yksityiskohdista. Tärkeimmiksi motivaation lähteiksi hengityksen mittaamiseen mainittiin uteliaisuus ja mahdollisuus mitata hengitystä liikunnan tai stressaavan ajanjakson aikana sekä astmapotilailla astman seuraaminen. Hengityksen monitoroinnin tarpeellisuus korostui selkeästi astmaa sairastavien potilaiden kohdalla, sillä noin neljäsosa vastaajista, joilla ei ollut astmaa, eivät nähneet syytä, miksi hengityksen seuraaminen olisi erityisen tarpeellista. Tästä huolimatta suurin osa vastaajista olisi valmis pitämään mittalaitteita viitenä päivänä viikossa päivin ja öin. (Prinable et al. 2017) Tästä voidaan päätellä, että kuluttajat voisivat olla valmiita hyödyntämään puettavia laitteita tulevaisuudessa entistä laajemmin ja sitoutumaan niiden käyttöön useana vuorokautena viikossa, jos laitteen käytölle olisi perustellut syyt terveydentilan seuraamisen kannalta.

Prinable et al. (2017) toteuttamassa tutkimuksessa selvitettiin myös keskeisimpiä puettavien laitteiden ominaisuuksia, jotka vaikuttaisivat vastaajien halukkuuteen käyttää puettavaa mittaustaitetta. Mittauspaikoista selkeästi suosituin oli ranne, johon kiinnitettävää mittaustaitetta lähes kaikki vastaajat olisivat valmiita käyttämään sekä päivällä että yöllä.

Tämän arvioitiin mahdollisesti johtuvan jo olemassa olevasta laajasta valikoimasta älykelloja, minkä vuoksi laitetyyppi oli mahdollisesti vastaajille tuttu. Lisäksi suurin osa vastaajista toivoi, että laite ilmoittaisi käyttäjälle, jos hengityksessä havaittaisiin poikkeavuuksia. Enemmistö toivoi myös, että laitteen tallentama data olisi mahdollista synkronoida puhelimeen, mutta samanlaista kiinnostusta tietokoneeseen synkronoituihin tietoihin ei ollut. (Prinable et al. 2017) Tämän tutkimuksen perusteella käyttäjät toivovat puettavalta laitteelta mukavuutta, informatiivisuutta ja mahdollisuutta tutkia mittaustuloksia helposti ja nopeasti puhelimen välityksellä. Näitä näkökulmia ja kuluttajien mielipiteitä tärkeimmistä puettavien laitteiden ominaisuuksista voisi olla hyödyllistä tutkia enemmän, jos puettavilla laitteilla toteutettavaa happisaturaatiomittausta pyritään hyödyntämään tulevaisuudessa laajemmin.

Tällä hetkellä kuluttajakäyttöön suunnatut puettavat happisaturaatiota mittaavat laitteet ovat suurimmaksi osaksi älykelloja. Älykelloja, joiden ominaisuuksissa on happisaturaatiomittaus ovat esimerkiksi Garmin fenix® 5X Plus (Lauterbach et al. 2021), Apple Watch Series 6 (Pipek et al. 2021), Apple watch7 ja Galaxy watch4 (Kim et al. 2022). Sen sijaan Yhdysvaltain elintarvike- ja lääkeviraston (engl. *Food and Drug Administration*, FDA) lääkinnällisiksi laitteiksi hyväksymiä happisaturaatiota mittaavia puettavia laitteita ei ole kuin muutamia: Biobeatin rannemonitori ja rintakehään tarroilla kiinnittyvä monitori sekä Equivalin liivin tapaan käytettävä LifeMonitor. (Seshadri et al. 2020, s. 4) Tulevaisuudessa tarve näiden laitteiden tarkkuuden parantamiseen mahdollisesti kasvaa, sillä puettavien laitteiden avulla on mahdollista toteuttaa mittauksia kotioloissa. Tällöin puettavilta laitteilta saatavaa dataa voitaisiin hyödyntää sairauksien ennaltaehkäisyssä, diagnoosien tukena ja potilaan seurannassa. (Kim et al. 2022, s. 156)

Puettavat laitteet voivat tulevaisuudessa mahdollistaa ajasta ja paikasta riippumattoman jatkuva-aikaisen potilaan monitoroinnin. Tällöin potilaan olisi mahdollista seurata happisaturaatiolukeman vaihtelua ja tarvittaessa reagoida muutoksiin. Potilaan itsensä lisäksi puettavien laitteiden kehittyessä myös laite itsessään ja terveydenhuollon henkilökunta voisivat mahdollisesti kommunikoida potilaan kanssa, jos happisaturaatiolukemissa havaittaisiin poikkeavuuksia. Jos laite havaitsisi poikkeavan alhaisen happisaturaatiolukeman, se voisi ohjeistaa potilasta asettumaan paikoilleen, jotta matala happisaturaatiolukema olisi mahdollista vahvistaa uudella mittauksella. Lisäksi laitteen voisi tulevaisuudessa kytkeä esimerkiksi lisähappea annosteleviin laitteisiin, jolloin lisähapen annostelu perustuisi puettavan mittalaitteen dataan. Tulevaisuudessa mittausdata voitaisiin lähettää myös suoraan terveydenhuollon yksiköihin, joista voitaisiin tarvittaessa ohjeistaa potilas terveydenhuoltoon lisätutkimuksiin. (Pipek et al. 2021, s. 5–6)

Jotta puettavien laitteiden hyödyntäminen laajemmassa mittakaavassa esimerkiksi kliinisessä käytössä oli mahdollista tulevaisuudessa, täytyy useisiin mittauksiin liittyviin haasteisiin löytää ratkaisut. Esimerkiksi potilaiden etäseurantaan liittyy useita tietoturvaan ja -suojaan liittyviä näkökulmia, jotka täytyy ottaa huomioon. On tärkeää, että puettavista laitteista kerätään terveystietoa vain henkilöiltä, jotka ovat antaneet siihen suostumuksensa. Lisäksi väestötason terveydentilan muutoksista tietoa kerätessä tietojen tulisi olla anonyymejä. (Seshadri et al. 2020, s. 9) Lisäksi aiemmin esitellyt mittauksen tarkkuuteen liittyvät haasteet, kuten mittauksen liikeartefaktat ja optimaalinen kontaktivoiman suuruus, on ratkaistava, jotta puettavia laitteita olisi mahdollista hyödyntää muuhunkin kuin vain kuntoilutarkoituksiin.



## 6. YHTEENVETO

Happisaturaatio kuvaa veren hemoglobiiniin sitoutuneen hapen määrä ja antaa tärkeää tietoa kehon hapensaannista. Perinteisesti happisaturaatiota mitataan sormenpäästä fotopletysmografiaan perustuvalla pulssioksimetrilla. Jatkuva-aikaisessa seurannassa sormenpäästä happisaturaatiota mittaava pulssioksimetri kuitenkin rajoittaa käyttäjän arkisia toimintoja, minkä vuoksi kiinnostus puettavia happisaturaatiota mittaavia laitteita kohtaan on kasvanut. Tämän kandidaatintyön tarkoituksena oli selvittää happisaturaatiota mittaavien puettavien laitteiden vaihtoehtoisia anturiratkaisuja, mittaukseen liittyviä haasteita ja mahdollisia tulevaisuudennäkymiä.

Happisaturaation määrittämiseksi fotopletysmografian avulla kudokseen lähetetään kahdella eri aallonpituudella olevaa valoa, ja mitataan joko kudoksen läpäisseen tai kudoksesta heijastuvan valon intensiteettiä. Näiden mitattujen intensiteettien avulla voidaan laskea happisaturaatioarvo. Yksi yleisimmistä mittauspaikoista puettavilla laitteilla toteutettavalle PPG-mittaukselle on ranne, sillä esimerkiksi ranteeseen kiinnitettävät älykellot ovat mukava ja käyttäjää häiritsemätön tapa mitata happisaturaatiota. Happisaturaatiota voidaan mitata myös esimerkiksi rintakehästä, sormesta sormuksen avulla, olkavarresta tai korvanlehdeltä.

Mittauspaikan lisäksi mitattavan signaaliin laatuun vaikuttavat myös erilaiset anturiratkaisut. Valonlähteen ja valoanturin etäisyys ja sijainti toisiinsa nähden sekä käytettävän valon aallonpituus tulisi optimoida parhaimman mittaustuloksen saavuttamiseksi. Valonlähteen ja valoanturin lisäksi mitattua signaalia täytyy muokata happisaturaation määrittämiseksi. Usein signaalin käsittely toteutetaan analog-front-end-piirissä, joka on anturiin liitettävä integroitu komponentti. AFEn toiminnallisuuksia voivat olla esimerkiksi valoanturin havaitseman signaalin muuntaminen jännitteeksi sekä signaalin vahvistaminen ja suodattaminen. Lisäksi elektroniikkapiirit sisältävät usein analogia-digitaalimuunnoksen, LEDien virranohjauksen ja mikroprosessorin, joka laskee mittausdatan perusteella happisaturaation arvon.

Tällä hetkellä vain harva puettava laite tarjoaa käyttäjälle mahdollisuuden mitata happisaturaatiota, sillä mittaukset ovat epätarkkoja useiden fotopletysmografiaan liittyvien haasteiden vuoksi. Yksi PPG-mittauksen suurimmista haasteista on anturin liikkeestä aiheutuvien liikeartefaktojen syntyminen. Myös PPG-anturiin kohdistuva kontaktivoima vaikuttaa mittaukseen, minkä vuoksi mittauslaitteen sopiva istuvuus on tärkeää luotetta-

van mittaustuloksen varmistamiseksi. Markkinoilla olevien kaupallisten laitteiden mittaauksissa on havaittu olevan viiveitä mittauksen aloittamisen ja mittaustuloksen ilmoittamisen välillä, ja laitteiden on havaittu ilmoittavan systemaattisesti liian suuria happisaturaatiolukemia. Nämä viiveet mittauksessa aiheuttavat haasteita, jos happisaturaatiotiedata halutaan hyödyntää reaaliaikaisesti. Lisäksi esimerkiksi ihonväri, tatuoinnit ja korkea painoindeksi aiheuttavat virheitä PPG-mittaukseen, sillä ne vaikuttavat kudosten kykyyn absorboida valoa.

Näiden haasteiden ratkaiseminen on keskeisessä roolissa, jotta jatkuva-aikaista happisaturaatiomittauksista on mahdollista hyödyntää laajemmin tulevaisuudessa. Tulevaisuudessa kotiooloissa tapahtuvaa happisaturaatiomittauksista voidaan hyödyntää sekä yksilön että väestön terveydentilan seurannassa. Kotiooloissa happisaturaatiomittauksista voitaisiin hyödyntää esimerkiksi uniapneadiagnoosin tukena unilaboratoriossa toteutettavien mittausten sijaan tai keuhkosairautta sairastavien potilaiden terveydentilan seurantaan. Väestötasolla happisaturaatiomittauksista saatavaa dataa voidaan mahdollisesti tulevaisuudessa hyödyntää tartuntatautipandemioiden leviämisen seuraamisessa. Mittausdatan avulla mittauslaite ja terveydenhuollon henkilöstö voisivat antaa potilaalle kotihoito-ohjeita ja ohjata potilaan tarvittaessa terveydenhuoltoon jatkotutkimuksiin. Kuluttajakäytössä jatkuva-aikaisesta happisaturaatiomittauksesta voi olla hyötyä esimerkiksi kiipeilijöille, jotka liikkuvat korkeassa ilmanalassa. Terveystietojen keräämiseen potilailta liittyy kuitenkin tietosuojaj- ja tietoturvanäkökuksia, jotka tulee ottaa huomioon. Puettavien laitteiden käyttö kuntoilutarkoituksissa on jo nyt yleistä, ja ihmisten suhtautuminen puettavilla laitteilla toteutettaviin mittauksiin on myönteistä, joten mahdollisuudet laajentaa happisaturaatiomittauksia kliinisestä ympäristöstä kotioloihin ovat hyvät, jos mittausten tarkkuus saadaan riittävän hyvälle tasolle.

# LÄHTEET

Ajmal, Boonya-Ananta, T., Rodriguez, A.J., Du Le, V.N. & Ramella-Roman, J.C. (2021). Monte Carlo analysis of optical heart rate sensors in commercial wearables: the effect of skin tone and obesity on the photoplethysmography (PPG) signal. *Biomedical Optics Express*, 12, 12, s. 7445. URL: <https://doi.org/10.1364/BOE.439893>.

Alharbi, S., Hu, S., Mulvaney, D., Barrett, L., Yan, L., Blanos, P., Elshahar, Y. & Adema, S. (2018). Oxygen Saturation Measurements from Green and Orange Illuminations of Multi-Wavelength Optoelectronic Patch Sensors. *Sensors*, 19, 1, s. 118. URL: <https://doi.org/10.3390/s19010118>.

Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28, 3, s. R1–R39. URL: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>.

Andor s.a. URL: <https://andor.tuni.fi>. Luettu: 21.4.2023.

Asada, H.H., Shaltis, P., Reisner, A., Rhee, S. & Hutchinson, R.C. (2003). Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22, 3, s. 28–40. URL: <https://doi.org/10.1109/MEMB.2003.1213624>.

Ballaji, H.K., Correia, R., Korposh, S., Hayes-Gill, B.R., Hernandez, F.U., Salisbury, B. & Morgan, S.P. (2020). A Textile Sleeve for Monitoring Oxygen Saturation Using Multichannel Optical Fibre Photoplethysmography. *Sensors*, 20, 22, s. 6568. URL: <https://doi.org/10.3390/s20226568>.

Boonya-ananta, T., Rodriguez, A.J., Ajmal, A., Du Le, V.N., Hansen, A.K., Hutcheson, J.D. & Ramella-Roman, J.C. (2021). Synthetic photoplethysmography (PPG) of the radial artery through parallelized Monte Carlo and its correlation to body mass index (BMI). *Scientific Reports*, 11, 1, s. 2570. URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-82124-4>.

Budidha, K. & Kyriacou, P.A. (2018). In vivo investigation of ear canal pulse oximetry during hypothermia. *Journal of clinical monitoring and computing*, 32, 1, s. 97–107. URL: <https://doi.org/10.1007/s10877-017-9975-4>.

Casson, A.J., Vazquez Galvez, A. & Jarchi, D. (2016). Gyroscope vs. accelerometer measurements of motion from wrist PPG during physical exercise. *ICT express*, 2, 4, s. 175–179. URL: <https://doi.org/10.1016/j.icte.2016.11.003>.

Castaneda, D., Esparza, A., Ghamari, M., Soltanpur, C. & Nazeran, H. (2018). A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International journal of biosensors & bioelectronics*, 4, 4, s. 195–202. URL: <https://doi.org/10.15406/ijbsbe.2018.04.00125>.

Chan, E.D., Chan, M.M. & Chan, M.M. (2013). Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory Medicine*, 107, 6, s. 789–799. URL: <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2013.02.004>.

Charlton, P.H., Kyriacou, P.A., Mant, J., Marozas, V., Chowienczyk, P. & Alastruey, J. (2022). Wearable Photoplethysmography for Cardiovascular Monitoring. *Proceedings of the IEEE*, 110, 3, s. 355–381. URL: <https://doi.org/10.1109/JPROC.2022.3149785>.

Google Scholar s.a. URL: <https://scholar.google.com/>. Luettu: 21.4.2023.

He, D., Morgan, S.P., Trachanis, D., Van Hese, J., Drogoudis, D., Fummi, F., Stefanni, F., Guarnieri, V. & Hayes-Gill, B.R. (2015). A Single-Chip CMOS Pulse Oximeter with On-Chip Lock-In Detection. *Sensors*, 15, 7, s. 17076–17088. URL: <https://doi.org/10.3390/s150717076>.

Huang, N., Bian, D., Zhou, M., Mehta, P., Shah, M., Rajput, K.S., Majmudar, M. & Selvaraj, N. (2022). Pulse Rate Guided Oxygen Saturation Monitoring Using a Wearable Armband Sensor. IEEE. Glasgow, Scotland, United Kingdom. URL: <https://doi.org/10.1109/EMBC48229.2022.9871461>. Luettu: 29.1.2023.

IEEE Xplore s.a. URL: <https://ieeexplore-ieee-org.libproxy.tuni.fi/Xplore/home.jsp>. Luettu: 21.4.2023.

Integrated Circuits (ICs) | Data Acquisition | Analog Front End (AFE) s.a. URL: <https://www.digi-key.fi/en/products/filter/data-acquisition/analog-front-end-afe/724>. Luettu: 12.4.2023.

J Gordon Betts, Peter DeSaix, Eddie Johnson, Jody E Johnson, Oksana Korol, Dean H Kruse, Brandon Poe, James A Wise, Mark Womble, & Kelly A Young (2013). Anatomy and Physiology. Openstax. URL: <https://openstax.org/details/books/anatomy-and-physiology>. Luettu: 9.2.2023.

Jincheng, Z., Yanfei, L., Boyuan, Z. & Kai, W. (2021). Design and implementation of wearable oxygen saturation monitoring system. URL: <https://doi.org/10.1109/ICEEMT52412.2021.9601533>.

Kao, Y.-H., Chao, P.C.-P. & Wey, C.-L. (2019). Design and Validation of a New PPG Module to Acquire High-Quality Physiological Signals for High-Accuracy Biomedical Sensing. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 25, 1, s. 1–10. URL: <https://doi.org/10.1109/JSTQE.2018.2871604>.

Khan, Y., Han, D., Ting, J., Ahmed, M., Nagisetty, R. & Arias, A.C. (2019). Organic Multi-Channel Optoelectronic Sensors for Wearable Health Monitoring. IEEE Access, 7, s. 128114–128124. URL: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2939798>.

Kim, I., Bhagat, Y.A., Homer, J. & Lobo, R. (2016). Multimodal Analog Front End for Wearable Bio-Sensors. IEEE Sensors Journal, 16, 24, s. 8784–8791. URL: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2016.2564942>.

Kim, M.W., Park, S.H. & Choi, M.S. (2022). Diagnostic Performance of Photoplethysmography-Based Smartwatch for Obstructive Sleep Apnea. Journal of Rhinology, 29, 3, s. 155–162. URL: <https://doi.org/10.18787/jr.2022.00424>.

Kirszenblat, R. & Edouard, P. (2021). Validation of the Withings ScanWatch as a Wrist-Worn Reflective Pulse Oximeter: Prospective Interventional Clinical Study. Journal of Medical Internet Research, 23, 4, s. e27503. URL: <https://doi.org/10.2196/27503>.

Kong, L., Zhao, Y., Dong, L., Jian, Y., Jin, X., Li, B., Feng, Y., Liu, M., Liu, X. & Wu, H. (2013). Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light. Optics Express, 21, 15, s. 17464. URL: <https://doi.org/10.1364/OE.21.017464>.

Lauterbach, C.J., Romano, P.A., Greisler, L.A., Brindle, R.A., Ford, K.R. & Kuennen, M.R. (2021). Accuracy and Reliability of Commercial Wrist-Worn Pulse Oximeter During Normobaric Hypoxia Exposure Under Resting Conditions. Research quarterly for exercise and sport, 92, 3, s. 549–558. URL: <https://doi.org/10.1080/02701367.2020.1759768>.

Lee, H., Ko, H. & Lee, J. (2016). Reflectance pulse oximetry: Practical issues and limitations. ICT Express, 2, 4, s. 195–198. URL: <https://doi.org/10.1016/j.ict.2016.10.004>.

Lee, I., Park, N., Lee, H., Hwang, C., Kim, J.H. & Park, S. (2021). Systematic Review on Human Skin-Compatible Wearable Photoplethysmography Sensors. Applied Sciences, 11, 5, s. 2313. URL: <https://doi.org/10.3390/app11052313>.

Lee, J., Kim, M., Park, H.-K. & Kim, I.Y. (2020). Motion Artifact Reduction in Wearable Photoplethysmography Based on Multi-Channel Sensors with Multiple Wavelengths. Sensors, 20, 5, s. 1493. URL: <https://doi.org/10.3390/s20051493>.

- Lee, J.-H., Yang, S., Park, J., Kim, H.C., Kim, E.-H., Jang, Y.-E., Kim, J.-T. & Kim, H.-S. (2018). Time to consider the contact force during photoplethysmography measurement during pediatric anesthesia: A prospective, nonrandomized interventional study. *Pediatric Anesthesia*, 28, 7, s. 660–667. URL: <https://doi.org/10.1111/pan.13415>.
- Leppäluoto, J. (2019). *Anatomia ja fysiologia: rakenteesta toimintaan*. Sanoma Pro Oy. Helsinki.
- Lin, B., Ma, Z., Atef, M., Ying, L. & Wang, G. (2021). Low-Power High-Sensitivity Photoplethysmography Sensor for Wearable Health Monitoring System. *IEEE Sensors Journal*, 21, 14, s. 16141–16151. URL: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2021.3062189>.
- Liu, C., Correia, R., Ballaji, H., Korposh, S., Hayes-Gill, B. & Morgan, S. (2018). Optical Fibre-Based Pulse Oximetry Sensor with Contact Force Detection. *Sensors*, 18, 11, s. 3632. URL: <https://doi.org/10.3390/s18113632>.
- Maeda, Y., Sekine, M. & Tamura, T. (2011). Relationship Between Measurement Site and Motion Artifacts in Wearable Reflected Photoplethysmography. *Journal of medical systems*, 35, 5, s. 969–976. URL: <https://doi.org/10.1007/s10916-010-9505-0>.
- Marshall, P., Gallacher, B., Jolly, J. & Rinomhota, S. (2017). *Anatomy and Physiology in Healthcare*. Scion Publishing. Banbury.
- Miettinen, M. s.a. Oppaat | Guides: Tiedonhaun opas: Tiedonhaun suunnittelu. URL: <https://libguides.tuni.fi/tiedonhaun-opas/haun-suunnittelu>. Luettu: 21.4.2023.
- Nitzan, M., Romem, A. & Koppel, R. (2014). Pulse oximetry: fundamentals and technology update. *Medical Devices: Evidence and Research*, s. 231. URL: <https://doi.org/10.2147/MDER.S47319>.
- Pang, G. & Ma, C. (2014). A Neo-Reflective Wrist Pulse Oximeter. *IEEE Access*, 2, s. 1562–1567. URL: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2014.2382179>.
- Pipek, L.Z., Nascimento, R.F.V., Acencio, M.M.P. & Teixeira, L.R. (2021). Comparison of SpO<sub>2</sub> and heart rate values on Apple Watch and conventional commercial oximeters devices in patients with lung disease. *Scientific Reports*, 11, 1, s. 18901. URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-98453-3>.
- Poh, M.-Z., Swenson, N.C. & Picard, R.W. (2010). Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14, 3, s. 786–794. URL: <https://doi.org/10.1109/TITB.2010.2042607>.
- Přibíl, J., Přibílová, A. & Frollo, I. (2022). Comparison of Three Prototypes of PPG Sensors for Continual Real-Time Measurement in Weak Magnetic Field. *Sensors*, 22, 10, s. 3769. URL: <https://doi.org/10.3390/s22103769>.
- Prinable, J.B., Foster, J.M., McEwan, A.L., Young, P.M., Tovey, E. & Thamrin, C. (2017). Motivations and Key Features for a Wearable Device for Continuous Monitoring of Breathing: A Web-Based Survey. *JMIR Biomedical Engineering*, 2, 1, s. e1. URL: <https://doi.org/10.2196/biomedeng.7143>.
- PubMed s.a. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>. Luettu: 21.4.2023.
- Ren, L., Kong, L., Foroughian, F., Wang, H., Theilmann, P. & Fathy, A.E. (2017). Comparison Study of Noncontact Vital Signs Detection Using a Doppler Stepped-Frequency Continuous-Wave Radar and Camera-Based Imaging Photoplethysmography. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 65, 9, s. 3519–3529. URL: <https://doi.org/10.1109/TMTT.2017.2658567>.
- Seshadri, D.R., Davies, E.V., Harlow, E.R., Hsu, J.J., Knighton, S.C., Walker, T.A., Voos, J.E. & Drummond, C.K. (2020). *Wearable Sensors for COVID-19: A Call to Action to Harness Our Digital*

Infrastructure for Remote Patient Monitoring and Virtual Assessments. *Frontiers in digital health*, 2, s. 8–8. URL: <https://doi.org/10.3389/fdgth.2020.00008>.

Spaccarotella, C., Polimeni, A., Mancuso, C., Pelaia, G., Esposito, G. & Indolfi, C. (2022). Assessment of Non-Invasive Measurements of Oxygen Saturation and Heart Rate with an Apple Smartwatch: Comparison with a Standard Pulse Oximeter. *Journal of Clinical Medicine*, 11, 6, s. 1467. URL: <https://doi.org/10.3390/jcm11061467>.

Sun, Y. & Thakor, N. (2016). Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, From Point to Imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63, 3, s. 463–477. URL: <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2476337>.

Tamura, T. (2019). Current progress of photoplethysmography and SPO2 for health monitoring. *Biomedical engineering letters*, 9, 1, s. 21–36. URL: <https://doi.org/10.1007/s13534-019-00097-w>.

Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M. & Yoshida, M. (2014). Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. *Electronics*, 3, 2, s. 282–302. URL: <https://doi.org/10.3390/electronics3020282>.

Yoon, J.-Y. (2016). *Spectrophotometry*. Springer International Publishing. Cham. URL: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-27413-3\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-319-27413-3_8). Luettu: 23.2.2023.

Zhang, H. & Li, Y. (2019). A Low-Power Dynamic-Range Relaxed Analog Front End for Wearable Heart Rate and Blood Oximetry Sensor. *IEEE Sensors Journal*, 19, 19, s. 8387–8392. URL: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2872083>.

Zhou, C., Wang, H., Zhang, Y. & Ye, X. (2021). Study of a Ring-Type Surgical Pleth Index Monitoring System Based on Flexible PPG Sensor. *IEEE Sensors Journal*, 21, 13, s. 14360–14368. URL: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3041072>.