



**JATKUVA-AIKAINEN VITAALITOIMINTOJEN  
MONITOROINTI PIENILLÄ LAPSILLA KÄYTTÄEN  
RINNALLE ASETETTAVAA SENSORIA**

Eveliina Seppälä

Pro Gradu -tutkielma

Lääketieteen tekniikan maisteriohjelma

Lääketieteellisen kuvantamisen, fysiikan ja teknologian tutkimusyksikkö

Oulun Yliopisto

2020

**Seppälä Eveliina (2020), Jatkuva-aikainen vitaalielintoimintojen monitorointi pienillä lapsilla käyttäen rinnalle asetettavaa sensoria, Lääketieteellisen kuvantamisen, fysiikan ja tekniikan tutkimusyksikkö, Lääketieteellinen tiedekunta, Oulun yliopisto, Pro gradu -tutkielma, 62 sivua.**

## **Tiivistelmä**

**Tausta:** Hengitystaajuus, sydämen syketaajuus ja happisaturaatio (SpO<sub>2</sub>) ovat verenpaineen lisäksi kliinisesti tärkeitä indikaattoreita vastasyntyneiden ja kriittisesti sairaiden potilaiden tilan arvioimisessa ja ennustamisessa. Kliinisessä käytössä ei kuitenkaan ole yhdellä sensorilla toteutettavaa jatkuva-aikaista monitorointimenetelmää, joka avulla samanaikainen vitaalielintoimintojen seuranta olisi helposti ja nopeasti aloitettavissa.

**Työn tarkoitus:** Tutkimuksen tavoitteena oli testata ja validoida mittausmenetelmää, jolla mitataan rintakehältä ei-invasiivisesti hengitys- ja syketaajuutta sekä happisaturaatiota. Tässä työssä rintakehälle asetettiin kiihtyvyyssanturin lisäksi optinen happisaturaatioanturi sekä testattiin mittausmenetelmän soveltuvuutta erityisesti pienten lasten monitorointiin. Toisen kaulalle sijoitettavan kolmiaksisiaalisen kiihtyvyyssanturin avulla voidaan estimoida myöhemmin pulssin kulkuajakaiksignaalia. Tutkimuksen avulla myös pilotoidaan osa laajemman kliinisen tutkimuksen mittausasetelmasta.

**Menetelmät:** Tutkimuksen aineisto kerättiin kotioloissa tehdyillä mittauksilla. Tutkimusjoukko koostui seitsemästä perusterveestä pienestä lapsesta (keskiarvo 2,7 v ja keskihajonta 2,1 v). Mittauksissa kerättiin signaalia rintakehältä sekä optisella anturilla että kiihtyvyyssanturilla. Lisäksi kiihtyvyyssignaalia mitattiin kaulalle sijoitettavalla kiihtyvyyssanturilla. Raakasignaalin laatua ja mittausasetelman käytettävyyttä arvioitiin eri mittaustilanteissa ja signaalinkäsittelyllä mittaussignaaleista estimoitiin hengitys- ja syketaajuus. Pilotoitavaa tutkimusta varten rakennettiin myös käyttöliittymä, johon yhdistettiin videokuvan tallennus synkronoidusti mittaussignaalien kanssa sekä suunniteltiin mittausasetelma.

**Tulokset:** Mittausmenetelmän todettiin soveltuvan pienten lasten monitorointiin ja mittaukset suoritettiin onnistuneesti eri ikäisiltä lapsilta. Signaalien laatu eri mittaustilanteissa oli hyvää signaalinkäsittelyä varten lähes kaikissa mittauksissa, jolloin niistä voitiin laskea hengitys- ja syketaajuus sekä happisaturaatio. Signaalinkäsittely

vaatii kuitenkin lisää kehittämistä, jotta vitaalielintoiminnoista kertovat parametrit ovat tarkkoja ja suodattavat liikehinnästä aiheutuvat artefaktat riittävän hyvin. Tässä tutkimuksessa saadut happisaturaatioarvot eivät myöskään olleet uskottavia. Mittausasetelma kokonaisuudessaan oli käytännöllisesti toteutettavissa pienten lasten jatkuva-aikaiseen monitorointiin kotioloissa.

**Johtopäätökset:** Käytettyä menetelmää on aiemmin testattu onnistuneesti mitattaessa vitaalielintoimintoja aikuisilta (Myllylä et al., 2017). Tähän tutkimukseen perustuen hengitystä, sydämen sykettä ja happisaturaatiota on mahdollista mitata helposti myös pieniltä lapsilta, mutta mittausmenetelmän validoinnille on vielä tarvetta. Jatkotutkimuksessa mittausmenetelmää soveltuvuutta tutkitaan keskosten monitoroinnissa sekä tutkitaan vastasyntyneiden kotimonitoroinnin mahdollisuuksia sähköisiin terveydenhuoltopalveluihin yhdistettynä.

**Avainsanat:** ei-invasiivinen, jatkuva-aikainen, hengitystaajuus, syke, happisaturaatio, hapetus, lapset, vastasyntyneet, kiihtyvyyssanturi, lähi-infrapunaspektroskopia, nirs, photoplethysmografia, ppg, anturit

**Seppälä Eveliina (2020), Continuous monitoring of vital functions in small children using wearable sensor on the chest, Research Unit of Medical Imaging, Physics and Technology, Faculty of Medicine, University of Oulu, Master's thesis, 62 pages.**

## **Abstract**

**Background:** Respiratory rate, heart rate, and oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) are important parameters for vital functions providing important information to identify a critically ill patient. However, neither in clinical nor in home use, there is a single sensor available that can monitor all these vital signals simultaneously and reliable.

**Objective:** The aim of the study was to test and validate a measurement method for measuring respiratory rate, heart rate and oxygen saturation non-invasively on the chest. In this work, in addition to the accelerometer, an optical oxygen saturation sensor was placed on the chest and the applicability of the measurement method was tested, especially for monitoring of small children. The second tri-axial accelerometer located on the neck can be used to estimate the pulse transit time signal. The study also piloted part of a broader clinical trial measurement setup.

**Methods:** The research material was collected by home measurements. The study group consisted of seven healthy small children (mean age 2,7 y and standard deviation 2,1 y). Measurements were taken from the chest using both an optical sensor and an accelerometer. In addition, the accelerometer was placed on the neck. The quality of the raw signal and the usability of the measurement setup were evaluated in different measurement situations, and the respiratory rate, heart rate and oxygen saturation were estimated from the measurement signals by signal processing. The user interface was also designed for a pilot study, which will combine video recording in synchronization with measurement signals.

**Results:** The measurement method was found to be suitable for monitoring small children and measurements were successfully performed on children of different ages. The raw signal quality in various measurement situations was acceptable in almost all cases so that respiratory and heart rates as well as SpO<sub>2</sub> could be calculated. However, signal processing requires further development in order to ensure sufficiently accurate data also during movements of children which seemed to cause great deal of artefacts. Also, the

oxygen saturation values were not credible. The whole measurement setup was practically feasible for continuous monitoring of small children at home.

**Conclusion:** Based on this study, respiration, heart rate, and SpO<sub>2</sub> can be easily measured, even from small children, but there is still a need for further validation. In the follow-up study, the measurement method will be used also to monitor premature infants in hospital, as well as to explore the potential of home monitoring of small children and newborns in combination with eHealth services.

**Keywords:** non-invasive, continuous, respiratory rate, heart rate, oxygen saturation, oxygenation, children, infants, accelerometer, near-infrared spectroscopy, NIRS, photoplethysmography, ppg, sensors

## Esipuhe

Pitkään kestänyt opiskelijastatus alkaa olla viimein lopussa. Vajaan kymmenen vuoden varrella olen saanut tutustua moniin uusiin ihmisiin, inspiroivaan opiskelu- ja työympäristöön, yli 300 opintopistettä ja neljä ihanaa lasta. Ilman perhettäni en olisi tässä eikä elämäni olisi näin tasapainoinen kuin se nyt on. Kiitos aviomiehelleni Teemulle loputtomasta tuesta sekä ammatillisista näkemyksistä näiden vuosien ja etenkin pro gradu -tutkielmani aikana. Kiitos myös muille läheisille, etenkin niille pienille, jotka antoivat osansa tähän tutkimukseen toimiessaan koehenkilöinä mittauksissa.

Haluan kiittää ohjaajiani dosentti, TkT, Teemu Myllylää sekä FT Maarit Kangasta hyvistä neuvoista tutkimuksen edetessä, Fab Lab Oulun ja Buutin henkilökuntaa 3d-mallien tulostuksen mahdollistamisesta sekä muita työkavereita, jotka ovat olleet auttamassa tämän tutkimuksen loppuun saattamisessa. Pro gradu -tutkielma on tehty yhteistyössä Oulun yliopiston Lääketieteellisen tiedekunnan Lääketieteellisen kuvantamisen, fysiikan ja teknologian tutkimusyksikön ja Tieto- ja sähkötekniikan tiedekunnan Optoelektroniikan ja Mittaustekniikan yksikön kanssa. Tutkimuksen rahoittivat Oulun yliopisto sekä Novo Nordisk -säätiö.

Liminka, 09.03.2020



Eveliina Seppälä

## Käytetyt lyhenteet

ACC	<i>Acceleration.</i> Kiihtyvyys.
AFE	<i>Active Front End,</i> aktiivinen verkkosilta
DAQ	<i>Data Acquisition.</i> Tiedonkeruu.
DOI	<i>Diffusive Optical Imaging.</i> Diffuusi optinen kuvantaminen.
DOS	<i>Diffusive Optical Spectroscopy.</i> Diffuusi optinen spektroskopia.
EKG	<i>Elektrokardiografia.</i> Sydänsähkökäyrä.
FKG	<i>Fonokardiografia.</i> Sydänäänikäyrä.
H <sub>2</sub> O	<i>Divetyoksidi.</i> Vesi.
Hb	Hemoglobiini (usein myös deoksihemoglobiini)
HbR	Hemoglobiini, johon ei ole sitoutunut happimolekyylejä (deoksihemoglobiini).
HbO	Hemoglobiini, johon on sitoutunut happimolekyylejä (oksihemoglobiini).
HPLED	<i>High-Power Light-Emitting Diode.</i> Suuritehoinen hohtodiodi, ledi.
IC-piiri	<i>Integrated circuit.</i> Integroitu piiri.
LabVIEW	<i>Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench.</i> Graafinen ohjelmointiympäristö.
MA	<i>Motion Artefact.</i> Liikeartefakta.
MEMS	<i>Micro Electro Mechanical Systems.</i> Mikrokokoisten Elektronisten laitteiden valmistuksessa käytettävä tekniikka.
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging.</i> Magneettikuvantaminen.

NI	National Instruments
NIRS	<i>Near-Infrared Spectroscopy</i> . Lähi-infrapunaspektroskopia.
OYS	Oulun yliopistollinen sairaala
PEA	<i>Pulseless electrical activity</i> . Pulssiton sähköinen aktiviteetti sydämessä.
PPG	<i>Photoplethysmografia</i> .
PPT	<i>Pulse passage time</i> . Pulssinkulku-aika.
RRI	<i>R-R-intervalli</i> . R-piikkien välinen aika.
RSA	<i>Respiratorinen sinusarytmia</i> . Fysiologinen sykevälivaihtelu sisään- ja uloshengityksen aikana.
RF	<i>Radio Frequency</i> . Radiotaajuus.
RoHS-lainsäädäntö	<i>Restriction of Hazardous Substances</i> . Vaarallisten aineiden rajoittaminen.
SpO <sub>2</sub>	<i>Happisaturaatio</i> . Ilmoittaa, kuinka suuri osa valtimoveren hemoglobiinin hapensitomiskohdista on liittänyt itseensä happea.
StO <sub>2</sub>	<i>Happisaturaatio</i> . Kudoksen happipitoisuuden suhde sen maksimaaliseen happipitoisuuteen.
SSG	<i>Seismosomnografia</i> .
USB	<i>Universal Serial Bus</i> . Sarjaväyläarkkitehtuuri oheislaitteiden liittämiseksi tietokoneeseen.
VI	<i>Virtual Instrument</i> . LabVIEW-ohjelmiston virtuaali-instrumentti.



# Sisällysluettelo

Tiivistelmä .....	2
Abstract .....	4
Esipuhe.....	6
Käytetyt lyhenteet .....	7
Sisällysluettelo .....	9
1 Johdanto .....	11
2 Vitaalifunktioiden monitorointi .....	13
2.1    Hengitystaajuus.....	13
2.1.1    Ilmavirtaan perustuvat sensorit .....	14
2.1.2    Sydämen sähköiseen toimintaan perustuvat sensorit .....	15
2.1.3    Liikkeen havaitsemiseen perustuvat sensorit .....	15
2.1.4    Sähkömagneettiseen säteilyyn perustuvat hengityssensorit.....	16
2.2    Syketaajuus .....	18
2.2.1    Sähkönjohtavuuteen ja vastussuureisiin perustuvat sensorit .....	18
2.2.2    Optiset mittausmenetelmät.....	19
2.2.3    Doppler-ultraääni .....	20
2.2.4    Liikkeen tunnistamiseen perustuvat sensorit .....	20
2.3    Happisaturaatio .....	21
2.3.1    Pulssioksimetria .....	21
2.3.2    Lähi-infrapunaspektroskopia.....	22
2.3.3    NIRS vastasyntyneiden monitoroinnissa .....	24
3 Tutkimuksen tavoitteet.....	27
4 Materiaalit ja menetelmät.....	28

4.1	Koehenkilöt ja datan kerääminen .....	28
4.2	Mittausasetelma .....	28
4.2.1	Optinen happisaturaatioanturi .....	30
4.2.2	Kolmiaksaalinen kiihtyvyyssanturi .....	31
4.2.3	Päähän sijoitettava NIRS-anturi .....	31
4.2.4	Sensorien turvallisuusnäkökannat .....	32
4.3	Mittausohjelmisto .....	33
4.3.1	Graafinen käyttöliittymä .....	33
4.3.2	Ohjelman rakenne .....	35
4.4	Signaalinkäsittely .....	37
5	Tulokset .....	40
5.1	Mittausasetelman käytettävyys .....	40
5.2	Raakasignaalin laatu .....	40
5.2.1	Kiihtyvyyssanturisignaali .....	42
5.2.2	Optisen anturin signaali .....	45
6	Pohdinta .....	47
7	Johtopäätökset .....	49
	Lähteet .....	50
	Liitteet .....	61

# 1 Johdanto

Hengitystaajuus, sydämen syketaajuus ja happisaturaatio (SpO<sub>2</sub>) ovat verenpaineen lisäksi tärkeitä vitaalitoimintoja kuvaavia parametrejä, jotka antavat hoitohenkilökunnalle tärkeää informaatiota kriittisesti sairaan potilaan tunnistamiseksi. Ne ovat myös osa määritellyistä Medical Emergency Team (MET)-kriteereistä sairaalan ensihoitoryhmän hälyttämiseksi sairaalan sisäisissä hälytystilanteissa. (Alanen, Karjalainen, & Suoninen, 2017) Muutoksia näissä parametreissa esiintyy epänormaaleissa tiloissa, kuten vakavissa sairauksissa, obstruktiivisessa uniapneassa, sydän- ja verisuonitaudeissa sekä sydämen vajaatoiminnassa (Woollard & Greaves, 2004). Ensiaputiimin hälytyskriteerit määritellään National Early Warning Score (NEWS) -pisteystaulukon avulla (Martikainen Matti & Ala-Kokko Tero, 2018). Tämä aikaisen varoituksen pisteytysjärjestelmä huomioi potilaan hengitystaajuuden, happisaturaation, verenpaineen, syketaajuuden, tajunnan tason, lämpötilan ja lisähapen käytön. Kuitenkaan jatkuva-aikaista mittausmenetelmää tai -anturia, jonka avulla voitaisiin helposti ja nopeasti seurata vitaaleja signaaleja samanaikaisesti, ei ole olemassa kliinisessä käytössä.

Tässä tutkimuksessa esitetty mittausmenetelmä perustuu yksittäiseen rintakehälle asetettavaan kiihtyvyyssanturiin, minkä lisäksi rintakehälle asetetaan optinen happisaturaatiomittaus. Menetelmän tarkoituksena on tarjota ei-invasiivinen jatkuva-aikainen syke- ja hengitystaajuuden sekä SpO<sub>2</sub> yhtäaikainen mittaaminen kriittisessä tilassa oleville potilaille. Myöhemmin eri parametrien mittaus voitaisiin yhdistää samaan anturiin. Tutkimuksen päätavoitteena on tarkastella rintakehämonitorointiin käytettävien mittauslaitteiden käytettävyyttä vitaalitoimintojen estimointiin pienillä lapsilla sekä toimia pilottina laajalle kliiniselle tutkimukselle, joka toteutetaan Oulun yliopistollisessa sairaalassa (OYS) vastasyntyneiden teho-osastolla. Pilotoitavaa tutkimusta varten suunniteltiin mittausasetelma kokonaisuudessaan. Lisäksi luodaan katsaus siihen, kuinka edellä mainittuja vitaaleja signaaleita voidaan mitata ihmiseltä erilaisia sensoreita käyttäen ja mitkä ovat eri menetelmien hyödyt ja haitat.

Kiihtyvyyssantureita on käytetty hengitystaajuuden ja sykkeen estimointiin aikaisemminkin eri tutkimuksissa (Reinvuo, Hannula, Sorvoja, Alasaarela, & Myllyla,

2006). Happisaturaatiota on myös mitattu eri puolilta kehoa aiemmissä tutkimuksissa, mutta ei rintakehältä (Cope & Delpy, 1988).

## 2 Vitaalifunktioiden monitorointi

Kirjallisuuskatsauksessa käsitellään hengitystaajuuden, sydämen syketaajuuden ja happisaturaation (SpO<sub>2</sub>) mittaukseen kehitettyjä jatkuva-aikaisia mittaamenetelmiä mittaustekniikan näkökulmasta sekä tarkastellaan niiden hyötyjä ja puutteita.

### 2.1 Hengitystaajuus

Hengitystaajuus on käytännöllinen ihmisen terveyden mittari. Sitä voidaan käyttää ennustamaan sydänpysähdystä ja erilaisia hengityselinten toimintahäiriöitä, kuten uniapneaa. Keuhkoihin ja sydämeen liittyvät häiriötilat kuten keuhkokuume ja sydämen vajaatoiminta heijastuvat hengitystaajuuteen, mutta sen poikkeavuutta on vaikea ennustaa. (Woollard & Greaves, 2004) Tästä syystä hengitystaajuuden jatkuva-aikainen monitorointi olisi tärkeää diagnostiikan ja potilaan hoidon kannalta. Sen mittaamiseen ei kuitenkaan ole vielä kaikkien saatavilla olevaa yksinkertaista ja edullista lääketieteellistä laitetta vaan hengitystiheyden tarkkailu tapahtuu lähinnä sydänsähkökäyrästä eli *elektrokardiografiasta* (EKG) laskettavan impedanssin avulla. Usein terveydenhuollossa hengitystaajuutta seurataan manuaalisesti laskemalla, mikä on altis tarkkailijan virheille sekä tehoton menetelmänä. Tehohoitokäytössä hengitystaajuuden mittaamiseen tarkoitettuja ei-invasiivisia menetelmiä pidetään epäluotettavina, joten hengityksen monitorointi vaatii kaasujenvaihdon seuraamista jatkuvalla pulssioksimetrialla sekä toistuvilla valtimosta otettavilla verikaasuanalyyseillä (Niemi-Murola, 2016).

Hengitystaajuuden monitorointimenetelmät voidaan jakaa ihmisen kehon kanssa kosketuksissa oleviin järjestelmiin ja kontaktivapaisiin järjestelmiin, jotka sijoittuvat ihmisen ympäristöön, mutta eivät ole suorassa kosketuksessa mitattavaan henkilöön. Keskeisimmät ei-invasiiviset lähestymistavat hengitystaajuuden mittaamenetelmissä pohjautuvat hengitysilma- ja/tai vatsan alueen liikkeen mittaamiseen, rintakehän impedanssiin ja/tai kaasujen pitoisuuksiin veressä tai uloshengitysilmassa. Myös kamera- ja videopohjaisia menetelmiä on tutkittu (Al-Naji & Chahl, 2016; Bartula, Tigges, & Muehlsteff, 2013). Lisäksi on kehitetty useaa tekniikkaa yhdistäviä mittaamenetelmiä kuten Sonomat-monitorointilaitte (Sonomedical Pty Ltd), joka käyttää värin- ja äänisensoreita havainnoimaan hengitysliikettä ja ilmavirtausta hengitysäänistä (Norman et al., 2014) sekä yleisesti tunnettu pletysmografia, joka

perustuu hengitysvolyymien muutoksen ja rintakehän laajenemisen mittaamiseen (Cook et al., 1957).

### *2.1.1 Ilmavirtaan perustuvat sensorit*

Nenän tai suun ilmavirtaukseen perustuvat mittausmenetelmät käyttävät perinteisesti kapnografiaa havaitakseen hiilidioksidin (CO<sub>2</sub>) virtauksen muutokset infrapunavalon avulla. Tämä on tarkka, mutta kallis ja hyvin epämiellyttävä menetelmä etenkin pediatrialle potilaille, sillä se vaatii tiiviin maskin käyttöä (Gaucher, Frasca, Mimos, & Debaene, 2011). Se ei myöskään ole käytännöllistä osastoilla, sillä usein potilaat tarvitsevat myös happihoitoa, mikä voi häiritä mittausta (Bates, Ling, Mann, & Arvind, 2010).

Erilaiset kosteusanturit, jotka sijoitetaan potilaan sierainten tai suun eteen, havaitsevat muutokset ilmavirran kosteudessa. Tällaisia ovat kapasitiivinen kosteusanturi (Tatara & Tsuzaki, 1997) ja painettu grafiittielektrodi-kosteusanturi (Guder et al., 2016), joka hyödyntää paperin veden absorptiokykyä havaitakseen hengitysilma-ilmavirran kosteudenmuutokset hengityssyklin aikana. Kosteusmittareilla on saatu potentiaalisia tuloksia nopean vasteen hengitysmittauksissa ja aikaisessa apnean havaitsemisessa. Uloshengitysilma on usein lämpimämpää kuin hengitettävä ilma, joten myös termistoriantureita on käytetty tutkimuksissa hengitystaajuuden havaitsemiseen, mutta niistä on saatu ristiriitaisia tuloksia menetelmän tarkkuuden suhteen (Arnson, Rau, & Dixon, 1981; Marks, South, & Carter, 1995).

Hengitystä voidaan monitoroida hengitysilma-ilmasta yksinkertaisella kenttäionisaatiosensorilla, joka koostuu neula- ja levyelektrodista. Uloshengitysilman atomisoitu vesi aiheuttaa muutoksen ionisaatioprosessissa, minkä seurauksena saadaan laskettua Trichel pulssitaajuus ja monitoroitua hengitystaajuutta (Deng, Ye, & Song, 2014). Myös muita ilmavirtaa hyödyntäviä teknologioita on kehitetty, kuten hiilinanoputkiin perustuva anturi (H. - Liu et al., 2013) ja porfyriinillä modifioitu kvartsikideanturi (Selyanchyn, Korposh, Wakamatsu, & Lee, 2011).

Hengitystaajuuden monitoroinnista akustisilla sensoreilla kuten mikrofoneilla on saatu hyviä tuloksia postkirurgisilla pediatrialla potilailla, kun menetelmää on verrattu nenän kapnografiaan. Akustinen sensori voidaan sijoittaa potilaan kaulalle, josta sensori havaitsee hengitysilma-ilmavirran aiheuttaman värinän suurien hengitysteiden seinistä. Äänet

muunnetaan sähköiseksi signaaliksi esimerkiksi piezoelektisen mikrofonin avulla, kuten NUKUTE-yrityksen valmistamassa uniapnean hoidossa käytettävässä kaula-anturissa. (Patino et al., 2013) Tämä menetelmä on kuitenkin hyvin herkkä ympäristön ja potilaasta aiheutuville äänille kuten yskimiselle, kuorsaukselle tai itkulle.

Matalaan ultraäänilähteeseen ja vastaanottimeen perustuva mittausmenetelmä tarjoaa kontaktivapaan hengitysaktiivisuuden monitoroinnin. Menetelmä perustuu uloshengitysilman virtauksen ja ympäröivän ympäristön väliseen eroavaisuuteen ja hyödyntää Doppler-efektiä. (Arlotto, Grimaldi, Naeck, & Ginoux, 2014)

### *2.1.2 Sydämen sähköiseen toimintaan perustuvat sensorit*

Hengitystaajuutta voidaan estimoida EKG:stä monitoroimalla sydämen sähköisen akselin muutoksia sekä hyödyntämällä QRS-amplitudimodulaatiota ja respiratorista sinusarytmiaa (RSA) hengityssyklin aikana rintakehän impedanssipneumografiaan perustuen (de Geus, Willemsen, Klaver, & van Doornen, 1995; Felblinger & Boesch, 1997). Hengityksestä johtuva RSA aiheuttaa sydänsähkökäyrän R-piikkien välisen ajan vaihtelua sisään- ja uloshengityksen mukaan. EKG-perusteisia hengitystaajuuden mittausmenetelmiä käytetään teho-osastolla osana laaja-alaista monitorointia, mutta niissä on osoitettu olevan hengitystaajuuden havaitsemisen tarkkuudessa ongelmia (Nassi et al., 2008). RSA:han perustuvassa laskentamallissa esiintyy rajoituksia eri potilasryhmissä, sillä RSA riippuu autonomisen hermoston toiminnasta, mikä heikentyy iän myötä tai tiettyjen sairauksien vuoksi. Hengitysliikkeeseen perustuvien menetelmien tapaan impedanssipneumografiaan perustuvat menetelmät eivät kuitenkaan ole herkkiä potilaan liikkumiselle. (Chan, Ferdosi, & Narasimhan, 2013)

### *2.1.3 Liikkeen havaitsemiseen perustuvat sensorit*

Hengitystaajuutta voidaan mitata hengityksen aiheuttaman rintakehän liikkeen avulla. Kiihtyvyyssanturit mittaavat rintakehän kaltevuusmuutoksia, mutta ne ovat hyvin herkkiä kehon muulle liikehdinnälle (Bates et al., 2010; Reinvoio et al., 2006). Kiihtyvyyssanturi perustuu yleensä kolmen akselin kiihtyvyyssnopeuden keskiarvoistukseen. Kiihtyvyyssanturiperusteinen hengitystaajuuden laskeminen ei EKG:n tapaan ole rajoittunut hengitystaajuuden ollessa enemmän kuin puolet syketaajuudesta ja se on potentiaalinen tapa monitoroida hengitystaajuutta mahdollisimman miellyttävästi (Chan et al., 2013). Yksi- ja kaksiakseliset kiihtyvyyssanturit kykenevät saavuttamaan

optimaalisen hengityssignaalin vain, kun ne ovat oikeassa asennossa suurimpaan pyörimisakseliin nähden. Kolmiakksiaalista laitetta käytettäessä anturin asennon ei tarvitse olla tarkka. (Bates et al., 2010)

Painesensorit havaitsevat liikehdintää paineen vaihtelun avulla, kun sensoriyksikkö sijoitetaan tyynyn tai patjan alle. Ballistokardiogrammi, joka perustuu seismosomnografiaan (SSG), tallentaa värähtelevän kehon liikkeen sydämen lyönnin kanssa (Brink, Müller, & Schierz, 2006). Patjan alle sijoitettava pietsosähköinen anturi havaitsee hengitystaajuuden hengitysliikkeistä aiheutuvan sähköisen signaalin perusteella. Sen on todettu olevan hengitystaajuuden mittaukseen jopa rutiinisti tehohoitoikässä olevaa standardoitua EKG:hen perustuvaa impedanssitekniikkaa parempi menetelmä. (Ben-Ari, Zimlichman, Adi, & Sorkine, 2010) Hengitystaajuutta kuten myös sydämen sykettä ja muita kehon liikkeitä voidaan pitkäaikaisesti monitoroida unen aikana myös neste-paineanturiyksikköllä, joka koostuu nestetäytteisistä (air-free water) polyvinyyliputkista (Zhu, Chen, Nemoto, Kitamura, & Wei, 2010). Järjestelmällä on tutkittu olevan potentiaalia edulliseksi vaihtoehdoksi pitkän aikavälin monitorointiin kotona tapahtuvassa terveydenhuollossa.

Rintakehän liikkeeseen perustuvista sensoreista venymäanturit ovat vakiinnuttaneet paikkansa fyysisen terveyden seurannassa. Tavallisesti venymäanturit koostuvat metalli- ja puolijohdemateriaalista, mutta on myös kehitetty erittäin joustavia antureita, jotka perustuvat johtavan kumin (Perri, Marani, & Gelao, 2010), ionisten nesteiden (Zhang et al., 2017), elastisen polymeerin (Jin, Huynh, & Haick, 2016), hydrogeelien (Xia, Song, & Gao, 2018) tai hankaussähkön (Cai et al., 2016) hyödyntämiseen. Kaikkien joustavien sensoreiden toiminta perustuu niiden sensitiivisyyteen rintakehän laajentumiselle tai liikkeelle, mikä aiheuttaa venymää ja painetta sensorissa. Hankaussähköön perustuvilla sensoreilla etuina ovat edullisuus, keveys, käytettävyys ja sähköturvallisuus (Cai et al., 2016).

#### *2.1.4 Sähkömagneettiseen säteilyyn perustuvat hengityssensorit*

Optiset menetelmät käyttävät hengitysliikkeen tunnistamiseen näkyvän ja infrapunavalon aallonpituuksia. Monokromaattiseen kameraan perustuva hengitysmonitorointijärjestelmä hyödyntää lisäksi kuvankäsittelyalgoritmeja (Bartula et al., 2013). Multimodaalisessa sängylle sijoitettavassa anturijärjestelmässä on sängylle



sijoitettava värinäanturi ja pyroelektrinen infrapunakamera (Erden, Alkar, & Cetin, 2015). Terminen infrapunakamera havaitsee sisään- ja uloshengitysilman lämpötilaerot, mutta menetelmä toimii vain, kun potilaan kasvot ovat näkyvissä, ja lisäksi laitteisto on kallis. Rintakehän liikettä ja hengitystaajuutta voidaan monitoroida videokuvista myös hengitysliikettä vahvistamalla ja aikaparametrien havainnoimisella videokehysskekkensseistä (Al-Naji & Chahl, 2016). Järjestelmä on laskennallisesti yksinkertainen ja pystyy seuraamaan hengitystä 99 %:n tarkkuudella.

Hengityksen monitorointiin ja rintakehän ja vatsan alueen liikekuvioanalyysiin käytettävät Fiber Bragg Grating (FBG) -anturit perustuvat spesifisiin Bragg-aallonpituuksien heijastuksiin, joita vaikuttava jännitys tai lämpötila poikkeuttavat (Deng et al., 2014). FBG-antureihin perustuvasta hengityksen ja sydämen monitoroinnista, kuten osana ballistokardiografiaa (Dziuda, Lewandowski, Skibniewski, & Nowicki, 2012) ja älyvaatteita (Lo Presti et al., 2017; Massaroni et al., 2018), on saatu lupaavia tutkimustuloksia. Lisäksi on kehitetty myös edullisempia menetelmiä, jotka perustuvat optisen tehovaimennuksen voimakkuuden vaihteluun kuten polymeeroptinen kuitu (POF, *Polymer Optical Fibre*) (Leal-Junior et al., 2019). Optisten kuituantureiden etuina on niiden yhteensopivuus magneettikuvantamisen (MRI, *Magnetic Resonance Imaging*) kanssa. Myös kiihtyvyyssantureissa voidaan käyttää optista kuituteknologiaa. (T. S. Myllylä et al., 2011)

Sähkömagneettiseen säteilyyn perustuvat myös WiFiä käyttävä radiotaajuusliikeanturi, joka tunnistaa hengityksen lyhyen kantaman radiotaajuuden avulla (Madsen et al., 2016) sekä tutkapohjaiset mikroaaltotekniikkaa hyödyntävät hengityssensorit (Kebe et al., 2020). Magneettikelan (MMC, *Magnetic microwire coil*) käyttö puolestaan perustuu sähkömagneettiseen induktioon. MMC magneetto-LC sensori koostuu rintakehällä sijaitsevasta kestromagneetista ja MMC-tunnistinelementistä, joka rekisteröi magneettisen anturin liikkeen. Menetelmä tarvitsee kuitenkin lisää tutkimuksia käytettävyydestä ja tarkkuudesta hengitystaajuuden mittaamiseen kliinisessä käytössä. (Thiabgoh, Eggers, & Phan, 2017)

Jatkuva-aikainen hengitystaajuuden ja sykkeen seuranta optisesti perustuu valolähteen (yleensä lighth emitting diode, LED) lähettämän valon siroamiseen ja absorboitumiseen kudoksessa. Osa takaisin sironneesta valosta havaitaan valodetektorilla, joka sijaitsee

lähettävän ledin vieressä tai sitä vastapäätä (Nilsson, Goscinski, Johansson, Lindberg, & Kalman, 2006). Iholla havaittu valon voimakkuus tietyillä aallonpituuksilla vaihtelee veren määrän ja happipitoisuuden mukaan ja valon lähteen ja detektorin etäisyys määrittää kuinka syvältä kudoksen verenvirtauksen pulsaatio voidaan havaita. (Del Bianco, Martelli, & Zaccanti, 2002a; Korhonen et al., 2014). Koska epäsuoran hengitystaajuuden mittaaminen perustuu veren happipitoisuuteen, se reagoi hitaasti hengityksessä oleviin häiriöihin ja sen tarkkuus on rajoittunutta ääreisverenkierron heikentyessä (Bates et al., 2010). Menetelmä korreloi tutkimuksissa kohtuullisen hyvin rintakehän impedanssiin perustuvien mittausten kanssa, mutta myös huomattavasti korreloivia tuloksia on saatu (Folke, Cernerud, Ekström, & Hök, 2003; McGrath, Pyke, & Taenzer, 2017).

## 2.2 Syketaajuus

Syketaajuus on kliinisesti tärkeä indikaattori myös vastasyntyneen tilan arvioimisessa ja se on myös yksi Apgar-pistemäärityksen viidestä kriteeristä, joilla arvioidaan vastasyntyneen kuntoa ja reaktioita ensimmäisten elinminuuttien aikana (Apgar, 2015). Kliinisessä käytössä vastasyntyneiden sydämen syketaajuuden seuranta toteutetaan EKG-monitorilla (Katheria, Rich, & Finer, 2012) tai pulssioksimetrilla (Kamlin et al., 2008). Elvytystilanteissa ja perusterveydenhuollossa käytetään auskultointia stetoskoopilla tai palpaatiota napanuoran tyvestä, mitkä molemmat ovat epäluotettavampia kuin jatkuva monitorointi (Kamlin, O'Donnell, Everest, Davis, & Morley, 2006).

### 2.2.1 Sähköjohtavuuteen ja vastussuureisiin perustuvat sensorit

Elektrokardiogrammi on standardikäytössä sydämen sähköisen aktiivisuuden mittaamiseen. Se jäljittää eteis- ja kammiopolarisaatiot ja repolarisaatiot ja havaitsee R piikit QRS-kompleksista. EKG-monitori löytää sykkeen nopeammin kuin pulssioksimetri ja antaa myös luotettavampia tuloksia. EKG-monitorin syketaajuuteen vaikuttavat kuitenkin häiriötekijät kuten epäsäännöllinen rytmi ja liike, minkä vuoksi syketaajuuden luotettavuus tulee tarkistaa visuaalisesti monitorilta ja näin ollen vaatii kliinikolta taitoa. EKG:n perusteella on myös mahdollista sekoittaa sykkiväksi sydämeksi sydämen sykkeetön sähköinen toiminta, joka ei saa aikaan tuntuvaa valtimopulssia eikä sykettä kuulu auskultoidessa (PEA, *pulseless electrical activity*) ja näin elvytys voi viivästyä. (Katheria et al., 2012)

Elektrodikiinnitys tarvitsee aina ihon puhdistamisen, mikä viivästyttää signaalin saamista ja lisäksi tiukasti ihoon kiinnitettävänä EKG-elektrodit saattavat vahingoittaa vastasyntyneiden haurasta ihoa. On ehdotettu, että liimaelektrodien sijaan voitaisiin käyttää kapasitiivisia sensoreita, joiden kiinnittäminen rintakehän ympärille laitettavaan vyöhön ja jopa vaatteeseen olisi mahdollista, mutta niiden kehityksessä on vielä haasteita (Atallah et al., 2014; Billeci et al., 2015). Sydämen sykemonitorointimenetelmänä on esitetty myös transkutaaninen myografia, joka mittaa lihasten sähkötoimintaa ihoon kiinnitettävillä rintaelektrodeilla (Kraaijenga, Hutten, de Jongh, & van Kaam, 2015).

### 2.2.2 Optiset mittausmenetelmät

Syketaajuutta voidaan monitoroida epäsuorasti myös photoplethysmografiaa (PPG) eli pulssiaaltokäyrää hyödyntäen. PPG:n avulla arvioidaan veren kapillaarikierron riittävyttä ääreisverenkierrosta ajan funktiona. PPG-signaali on alimmillaan, kun veritilavuus mittauspisteen kohdalla on suurimmillaan, sillä veri absorboi voimakkaasti valoa (Allen, 2007). PPG mahdollistaa jatkuva-aikaisen sykkeen monitoroinnin yhdessä happisaturaation kanssa, mutta perifeerisen verenkierron ollessa heikentynyt, pulssioksimetri saattaa antaa todellisesta syketaajuudesta poiketen liian alhaisia syketaajuuden arvoja. Myös alle 60 % happikyllästeisyys ja ihon tumma pigmentti aiheuttavat virheitä pulssioksimetrissa. (Hanning & Alexander-Williams, 1995; Sinex, 1999) Sykemittauksen yhteydessä käytetään korvalehdestä tai sormenpästä mitattuna usein infrapunavaloa (aallonpituusalue  $\lambda = 700 \text{ nm}-1 \text{ mm}$ ), mutta ranteesta, jossa ei ole yhtä paljon hiussuonia, on vihreän alueella ( $\lambda = 520-565 \text{ nm}$ ) olevat valonlähteet todettu tehokkaammaksi. Useat tutkimukset ovat kuitenkin osoittaneet, että EKG rekisteröi vastasyntyneiltä luotettavan sykkeen nopeammin kuin pulssioksimetri. (Phillipos et al., 2016)

Kamerapohjaisen pletysmografian (FPG, *fotopletysmografia*) käyttöä syketaajuuden monitorointiin on tutkittu sekä aikuisilla ja vastasyntyneillä. Se käyttää samaa periaatetta kuin ihokontaktissa oleva FPG. Veri absorboi valoa ympäröivää kudosta enemmän ja veritilavuuden vaihdellessa sen pulsoivan luonteen seurauksena, se aiheuttaa vaihtelua valon absorboitumiseen ja heijastumiseen. Kontaktivapaan FPG:n on todettu olevan vahva mahdollisuus syketaajuuden monitorointimenetelmänä, mutta suurena haasteena

on tehohoitoympäristön riittämätön valaistus ja vastasyntyneiden liikehdintä. (Aarts et al., 2013)

### *2.2.3 Doppler-ultraääni*

Doppler-ultraääni on rutiinikäytössä raskauden aikaisessa sikiöseurannassa, mutta on esitetty, että syketaajuutta voitaisiin mitata jatkuvalla Doppler-ultraäänellä myös synnytyksen jälkeen. Doppleria voidaan käyttää myös vastasyntyneen lämpimänä pitävän polyeteenipussin läpi. (Goenka, 2013; Hutchon, 2014)

Doppler perustuu ääniaaltojen heijastumiseen punasoluista. Emittoituneen ja heijastuneen ääniaallon taajuussiirtymästä voidaan laskea veren virtausnopeus ja suunta. Dopplerin rajoitteena on sen verenvirtauksen havaitseminen myös tilanteissa, jolloin todellisuudessa sydämessä on sykkeetön rytmi (PEA). Dopplerilla on hyviä mahdollisuuksia kliiniseen käyttöön sydämen syke seurannassa, mutta sitä ennen tarvitaan enemmän tutkimuksia menetelmän tarkkuudesta. (Phillipos et al., 2016)

### *2.2.4 Liikkeen tunnistamiseen perustuvat sensorit*

Rinnalle, sydämen ympäristöön sijoitetulla kiihtyvyyssanturilla voidaan määrittää syketaajuus sydämen mekaanisen liikkeen aiheuttamasta rintakehän ja ihon liikehdinnästä (Myllylä et al., 2012; Phan, Bonnet, Guillemaud, Castelli, & Thi, 2008). Kuten mitattaessa hengitystaajuutta, kolmiaksisiaalisella kiihtyvyyssanturilla mitattu syketaajuus on yksi- ja kaksiaksisiaalista kiihtyvyyssanturia tarkempi (Bates et al., 2010).

Patjan alle sijoitettavilla painesensoreilla kuten pneumaattisella biomittausmenetelmällä voidaan mitata potilaan sydämen sykettä, hengitystaajuutta ja kehon liikkeitä ilman, että potilaalle aiheutuu mittaustilanteesta ylimääräistä stressiä, mikä on mahdollista kosketuksissa olevien antureiden kanssa (Watanabe et al., 2005). Sänkyyn sijoitettavia muita mittausten menetelmiä ovat fonokardiografiaa (FKG) eli sydänäänikäyrää käyttävä menetelmä vesi- tai ilmatäytteisen patjan kanssa (Tanaka, Matsumoto, & Wakimoto, 2002) sekä kardiopulmonaarinen monitorointi sänkyyn sijoitetuilla tekstiielektrodeilla (Ishijima, 1997). Tekstiielektrodien käytössä on kuitenkin rajoitteensa, sillä niiden täytyy sijoittua potilaan kehon kohdalle. Patjan alle sijoitettava pietsosähköinen anturi havaitsee sykkeen kardioballistisesta efektistä ja muuttaa sen sähköiseksi signaaliksi (Ben-Ari et al., 2010).

## 2.3 Happisaturaatio

Happisaturaatiolla ( $SpO_2$ ) tarkoitetaan yleensä valtimoveren hemoglobiiniin (Hb) sitoutuneen hapen määrää suhteessa sen maksimiarvoon, mutta sillä voidaan tarkoittaa myös kudoksen kokonaisvaltaista happipitoisuuden suhdetta sen maksimaaliseen happipitoisuuteen ( $StO_2$ ).  $SpO_2$  lähestyy 100 %:a kun valtimoveren happiosapaine kasvaa. Hypoksian ja hyperoksian ehkäisemiseksi kriittisesti sairaiden potilaiden hiilidioksidi- ja happiosapaineita arvioidaan verikaasuanalyysillä, joka tehdään valtimo- ja laskimoverinäytteistä. Verikaasuanalyysi ei kuitenkaan invasiivisena toimenpiteenä sovellu hyvin jatkuva-aikaiseksi seurantamenetelmäksi eikä se lääkärin läsnäolon vaatiessaan ole käytännöllisesti toteutettavissa. (Allen, 2007; Cope & Delpy, 1988)

### 2.3.1 Pulssioksimetria

Verenkierron happikyllästeisyyttä voidaan arvioida pulssioksimetrilla, jolla saadaan happisaturaatioarvo spektrofotometriaa hyödyntäen. Anturi käyttää näkyvän valon punaisen (660-780 nm) ja infrapuna-alueen (830-940 nm) aallonpituuksia havaitakseen veren oksihemoglobiinin kylläisyyttä. Valoaallonpituuksien absorptiota hyödyntävä periaate on selitetty tarkemmin kohdassa 2.3.2 *Lähi-infrapunaspektroskopia*. Käytettävillä aallonpituuksilla valon absorptiota aiheuttavat hemoglobiinin lisäksi merkittävästi myös lihassolujen myoglobiini, mistä johtuen mittauspaikka tulee valita siten että lihaskudos ei merkittävästi absorboi valoa (Reisner, Shaltis, McCombie, & Asada, 2008). Lisäksi karboksihemoglobinemian eli häkämyrkytyksen ja methemoglobinemian yhteydessä se ei ole luotettava menetelmä, sillä nämä dyshemoglobiinit absorboivat valoa samoilla aallonpituuksilla. Yleisemmin nitriitti- tai klooraattimyrkytyksen aiheuttamassa methemoglobinemiasa hemoglobiinin hemin sisältämä rauta-ioni on hapettunut kolmiarvoiseksi ( $Fe^{2+} \rightarrow Fe^{3+}$ ), eikä se voi kuljettaa happea. Oksimetri havaitsee nämä oksihemoglobiiniksi ja yliarvioi hemoglobiinin todellisen pitoisuuden. Lisäksi kehon asennon on todettu vaikuttavan merkittävästi happisaturaation arvoon terveillä aikuisilla (Ceylan, Khorshid, Gunes, & Zaybak, 2016) kun puolestaan keskosilla happisaturaatioon vaikuttavat asentoa enemmän hengityssairaudet tai unitila (Elder, Campbell, & Galletly, 2011).

Pulssioksimetriasta voidaan käyttää nimitystä transmissiopulssioksimetria tai läpäisy-pulssioksimetria, kun valo kulkee kudoksen läpi vastaanottavaan ilmaisimeen.

Tällöin anturi on yleensä kiinnitettynä sormen päähän, korvalehteen tai varpaaseen, joissa ääreisverenkierto on voimakasta ja pulsoivaa. Vastasyntyneillä läpäisymittaus voidaan suorittaa myös kämmenestä, ranteesta, jalkapöydästä tai nilkasta (Phattraprayoon, Sardesai, Durand, & Ramanathan, 2012). Bilanin ym. tutkimuksen perusteella läpäisy-pulssioksimetriaa käytettäessä varpaasta mitattuna happisaturaatiolla oli alhaisin yhteneväisyys valtimoverikaasuanalyysitulosten kanssa sekä vastasyntyneillä että lapsilla verrattuna korvasta ja peukalosta mitattuihin saturaatioarvoihin. Korvasta ja peukalosta mitattuna tulokset olivat luotettavia hypoksemian poissulkemiseksi. (Bilan, Behbahan, Abdinia, & Mahallei, 2010)

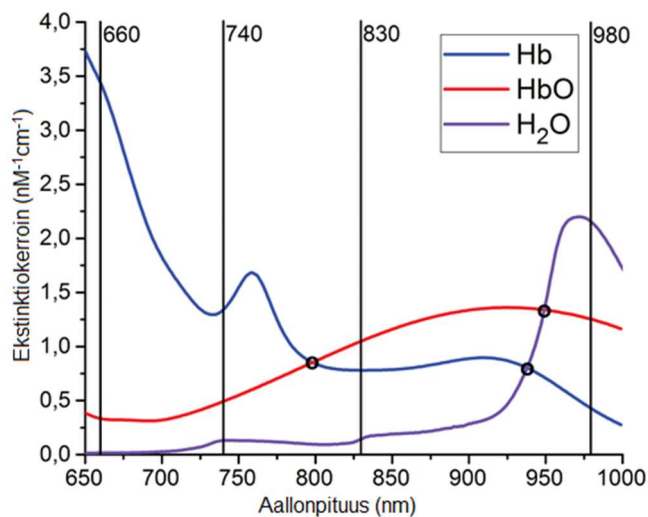
Vastaavasti reflektanssipulssioksimetria nimitystä voidaan käyttää, kun mitataan valon heijastumista, jolloin valonlähden ja vastaanotin ovat vierekkäin. Menetelmä mahdollistaa transmissiotekniikkaan verrattuna useampia mittaustaikkoja, kuten otsan, ruokatorven tai rinnan, jolloin myöskään perifeerisen verenkierron heikentyminen ei aiheuta rajoitteita. (Wax, Rubin, & Neustein, 2009) Heijastavaa pulssioksimetria käytettäessä anturin asennolla ja paikalla pään eri kohdissa oli merkitystä happisaturaatioon keskosilta mitattaessa (Dassel, Graaff, Aardema, Zijlstra, & Aarnoudse, 1997). Hypoksisilla potilailla kertakäyttöiset sormeen tarkoitetut heijastavat pulssioksimetrit olivat epätarkkoja otsamittauksissa (Smithline, Rudnitzky, Macomber, & Blank, 2010).

### 2.3.2 Lähi-infrapunaspektroskopia

Lähi-infrapunaspektroskopia (*NIRS, Near Infrared Spectroscopy*) tai diffuusi optinen kuvantaminen (*DOS, Diffuse Optical Spectroscopy*) nimitystä käytetään yleensä, kun käytetään useampaa aallonpituutta tai laajaa spektriä kudoksen hapellisen ja hapettoman hemoglobiinin konsentraatiosuhteiden määrittämisessä. Mahdollisesti sen avulla voidaan määrittää myös esimerkiksi veden tai rasva-aineiden konsentraatioita (Chung et al., 2008; T. Myllylä et al., 2018). NIRS tekniikassa hyödynnetään yleisesti aallonpituusalueita 650 – 950 nm, jota kudoksessa oleva vesi vaimentaa heikommin.

NIRS perustuu valoa absorboivien molekyylien, kromoforien, absorptiospektrien eroavaisuuksiin. Koska hapeton Hb ja happeen sitoutunut HbO<sub>2</sub> absorboivat valoallonpituuksia eri tavoin, voidaan nämä kromoforit erottaa toisistaan eri aallonpituuksia käyttämällä. Beer-Lambertin lain,  $A = \epsilon b c$ , mukaan sähkömagneettisen

säteilyn absorboituminen riippuu eksponentiaalisesti absorboivan aineen määrästä, missä  $A$  on absorbanssi,  $\epsilon$  molaarinen absorptiokerroin,  $b$  näytteen paksuus ja  $c$  absorboivan aineen konsentraatio. Absorbanssi on  $A = -\lg T$ , missä transmittanssi  $T$  on näytteestä läpi päässeän säteilyn intensiteetti  $I$  jaettuna säteilyn alkuperäisellä intensiteetillä  $I_0$ . Absorptiokäyrien pistettä, jossa Hb ja HbO absorptiokäyrät leikkaavat toisensa, kutsutaan isobestiseksi pisteeksi (Kuva 1). Sen avulla voidaan laskea kudoksen kokonaishemoglobiinin konsentraatio. Muutokset hemoglobiinin hapetuksessa voidaan määrittää yleisesti käyttämällä kahta tai useampaa eri valoaallonpituutta, jotka sijaitsevat molemmiin puolin Hb:n ja HbO:n isobestista pistettä.



**Kuva 1.** Veden ja hemoglobiinin absorptiospektrit aallonpituusalueella 650-1000 nm. Absorptiokäyrät leikkaavat toisensa isobestisessä pisteessä, jonka avulla voidaan määrittää kudoksen hemodynaamiikka. (T. Myllylä et al., 2018)

Valon sironta ja absorptio kudoksessa aiheuttaa fotoneille ellipsin muotoisen diffuusiopolun, jota kutsutaan yleisesti banaani-ikäyräksi sen muodon vuoksi (Tuchin, 2015). Valonlähteen ja detektorin etäisyys anturissa vaikuttavat fotonien diffuusiopolun kudossyvyyteen käytettävän aallonpituuden lisäksi (Del Bianco, Martelli, & Zaccanti, 2002b). Mitä kauempana ne sijaitsevat toisistaan, sitä syvemmältä saadaan informaatiota (Korhonen et al., 2014). Etäisyyden kasvaessa ilmaisimelle tulee vähemmän fotoneita, jolloin signaali-kohinasuhde huononee. Tätä voidaan parantaa erilaisilla modulaatiotekniikoilla (Sorvoja et al., 2010).

NIRS-mittaus on jatkuvaa ja antaa informaatiota koko kudosalueelta erottamatta toisistaan valtimo-, laskimo- ja kapillaarivirta. NIRS:llä kudoksesta mitatut StO<sub>2</sub>-arvot poikkeavat merkittävästi suonissa virtaavan veren happisaturaatioarvoista, sillä StO<sub>2</sub>-arvojen normaalitason on raportoitu olevan noin 87 % kämmenen thenar-lihaksesta (Epstein & Hagheneck, 2014). Tämän vuoksi tekniikalla ei voida vielä antaa helposti hoitohenkilökunnan tulkittavissa olevia arvoja kudosten happeutumuksesta. Lisäksi eri laitteet käyttävät vielä toisistaan poikkeavia tekniikoita ja algoritmeja kudoksen happipitoisuuden määrittämiseen. (Kallioinen, 2012)

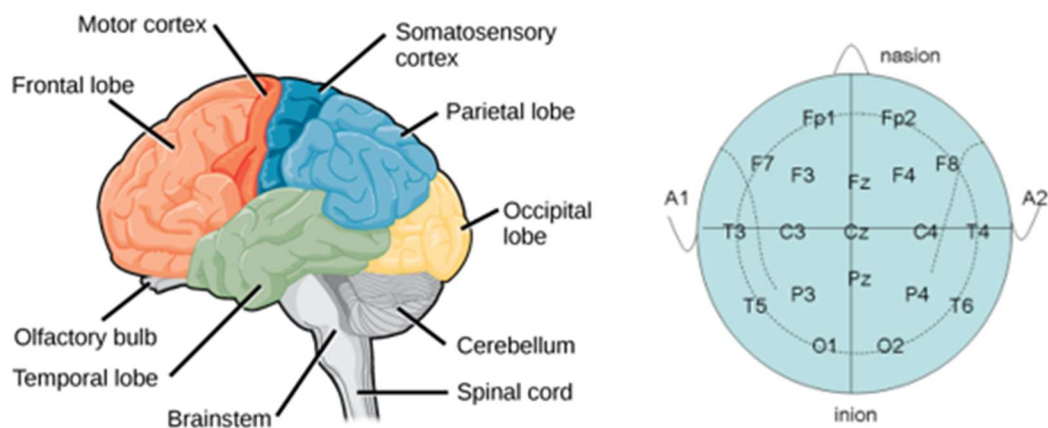
### *2.3.3 NIRS vastasyntyneiden monitoroinnissa*

Häiriöt veren happimäärässä ja hapen metaboliassa voivat aiheuttaa vastasyntyneille vakavia aivovammoja kuten aivojen iskemian, aivohalvauksen ja metabolisia häiriöitä, jotka kaikki voivat aiheuttaa pitkäaikaisia neurologisia ongelmia. NIRS tarjoaa menetelmän, jolla voidaan seurata aivokuoren hemodynaamisia vasteita, arvioida aivotoimintaa, aivojen kehitystä (P. Liu, Chalak, & Lu, 2014; Minagawa-Kawai, Mori, Hebden, & Dupoux, 2008) ja aivopuoliskoeroavaisuuksia (Homae, 2014). NIRS-monitorointi on parantanut myös leikkausten onnistumista, koska anestesian aikana sen avulla on kyetty saamaan ensimmäinen hälytys uhkaavista kliinisistä ongelmista (Sood, McLaughlin, & Cortez, 2015). Sitä on käytetty vastasyntyneillä aivojen lisäksi hypoperfuusion havaitsemiseen myös sisäelimissä kuten munuaisten alueella (Cerbo et al., 2013) ja perifeerisissä lihaksissa (Hoeller et al., 2015). NIRS on myös lupaava kuvantamismenetelmä keskosten nekrotisoivaan suolitulehdukseen (Robinson et al., 2017), koska sillä voidaan tutkia vatsan sisäisten elinten perfuusiota. Nekrotisoiva suolitulehdus on keskosilla ensiviikkoina esiintyvä harvinaistauti, jossa ohutsuolen ja paksusuolen haavaumat ja kuoliot voivat johtaa suolen puhkeamiseen. NIRS:llä on todettu olevan mahdollisuuksia myös avoimen ductus arteriosuksen seulonnassa sekä sydänvikojen korjauksen monitoroinnissa. (Gumulak, Lucanova, & Zibolen, 2017)

Keskosten aivojen hermostollinen kehitys on vielä kesken, sillä se ajoittuu raskausviikoille 28. - 40. Valkean aivoaineen iskeemiset vauriot ovat suurin tekijä keskosten neurologisissa häiriöissä, minkä lisäksi altistavina tekijöinä on aivojen itsesäätelyn häiriintyminen sekä valkean aivoaineen vaurioherkkyys. Itsesäätelyn häiriintyminen vaikuttaa aivoverisuoniston kykenemättömyyteen vastata muuttuviin



paineolosuhteisiin (Olsén & Vainionpää, 2000). On todettu, että voimakkaat ärsykkeet voivat vaurioittaa keskushermoston normaalia kehitystä keskosella, minkä vuoksi keskosten kivunhoito on erityisen tärkeää. Kudoksen happipitoisuuden kasvun oletetaan johtuvan ärsykkeestä aiheutuvan hermosolujen aktivoitumisen seurauksena, jolloin verenvirtaus kyseisellä aivoalueella lisääntyy. NIRS:ä on käytetty akuutin kivun arviointimenetelmänä (Bartocci, Bergqvist, Lagercrantz, & Anand, 2006; Benoit, Martin-Misener, Newman, Latimer, & Campbell-Yeo, 2017; Ozawa, Kanda, Hirata, Kusakawa, & Suzuki, 2011; Ranger, Johnston, Limperopoulos, Rennick, & du Plessis, 2011; Ranger et al., 2013; Slater et al., 2006; Slater, Cantarella, Franck, Meek, & Fitzgerald, 2008) sekä eri kivunlievitysmenetelmien vaikuttavuuden (Beken et al., 2014; Bembich et al., 2013; Bucher, Von Siebenthal, Keel, Wolf, & Duc, 1995; Olsson, Ahlsén, & Eriksson, 2016) arvioinnissa täysiaikaisilla vastasyntyneillä ja keskosilla sekä pienillä lapsilla. Kivun arviointia toteuttavissa seurantatutkimuksissa käytettiin kaksikanavaista NIRS:ä, lähettimen ja vastaanottimen välinen etäisyys oli 3-4cm ja anturit oli sijoitettu prefrontaalikorteksille (etuotsalohko) tai somatosensoriselle aivokuorialueelle, johon välitetään viesti aistireseptorien toiminnasta (Kuva 2). Tutkimuksissa, jotka vertailivat eri kivunlievitysmenetelmiä, oli mittausten toteuttamisessa enemmän vaihtelua. Näissäkin tutkimuksissa oli NIRS-mittaustulosten ja kroonisen biokäyttämisen välillä suora yhteys. NIRS:n käytettävyydestä on kuitenkin saatu myös ristiriitaisia tuloksia ja suurten satunnaistettujen prospektiivisten tutkimusten puuttuessa tarvitaan paljon lisätutkimuksia, jotta NIRS voidaan ottaa kliiniseen rutiinikäyttöön. (Park et al., 2016; Van Bel, Lemmers, & Naulaers, 2008)



**Kuva 2.** Aivokuori jaettuna eri lohkoihin. Aistiärsykkeet havaitaan somatosensorisella aivokuorialueella, joka on kansainvälisen EEG 10-20 järjestelmässä hieman aseman

C3/C4 takana. Haettu osoitteista:

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Figure35\\_03\\_03.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Figure35_03_03.png) ja

<https://nl.m.wikipedia.org/wiki/Bestand:10-20.PNG>

### 3 Tutkimuksen tavoitteet

Tutkimuksen päätavoitteena oli arvioida rintakehämonitorointiin käytettävän mittausasetelman käytettävyyttä hengitys- ja syketaajuuden sekä happisaturaation mittaamiseen pienillä lapsilla. Täsmällisinä tavoitteina olivat:

1. Mittausmenetelmän kehittäminen vitaalielintoimintojen ei-invasiiviseen monitorointiin pienillä lapsilla.
2. Rintakehämonitorointiin käytettävän mittausasetelman käytettävyyden tarkastelu hengitys- ja syketaajuuden sekä happisaturaation mittaamiseen pienillä lapsilla.
3. Mittausantureiden käytännöllisyyden arviointi pienten lasten ja vastasyntyneiden kanssa.
4. Laajemman kliinisen tutkimuksen mittausasetelman osittainen pilotointi videokuvatallennuksen kanssa.

## 4 Materiaalit ja menetelmät

Tässä työssä toteutetussa mittausasetelmassa tutkittiin rintakehälle asetettavan sensorin toimivuutta pienillä lapsilla osana Oulun yliopistollisessa sairaalassa (OYS) myöhemmin alkavaa keskosten kipututkimusta. Mittausasetelman suunnittelussa otettiin huomioon myös kliinisessä tutkimuksessa mukana oleva NIRS-monitori, mutta sillä ei tehty mittauksia tässä tutkimuksessa. Lisäksi mittauksia varten kehitettiin käyttöliittymä, johon liitettiin videokuvan tallennusmahdollisuus keskostutkimusta varten. Tässä työssä tehdyt mittaukset suoritettiin kotiooloissa yhden henkilön toimesta.

### 4.1 Koehenkilöt ja datan kerääminen

Tutkimusjoukko koostui mittaustilanteissa seitsemästä 0-6 vuotiaasta (keskiarvo 2,7v ja keskihajonta 2,1v) perusterveestä lapsesta, joista kolme oli poikia ja neljä tyttöjä. Koehenkilöt rekrytoitiin tutkijan lähipiiristä. Koehenkilöiden ikä määritettiin täysien kuukausien perusteella. Tutkimus toteutettiin kotiooloissa yöaikaan. Mittausdataa tallennettiin tutkimusta varten vähintään 20 minuuttia kultakin koehenkilöltä heidän nukkuessaan alkuyön unta omassa sängyssään pääasiassa selinmakuulla. Ympäristön häiriötekijät minimoitiin huolehtimalla, että hereillä oli mittaustilanteessa vain perheen aikuisia ja koehenkilöiden kanssa samassa sängyssä ei nukkunut muita. Signaalinkäsittelyvaiheessa yhden koehenkilön kiihtyvyyssanturidata jouduttiin poistamaan datan vaurioitumisen vuoksi (ka 2,4 vuotta ja sd 1,9 vuotta). Mittauksille oli vanhempien suostumus ja Oulun yliopiston myöntämä eettinen lupa osana OYS:ssa myöhemmin alkavan kliinisen tutkimuksen lupaa.

### 4.2 Mittausasetelma

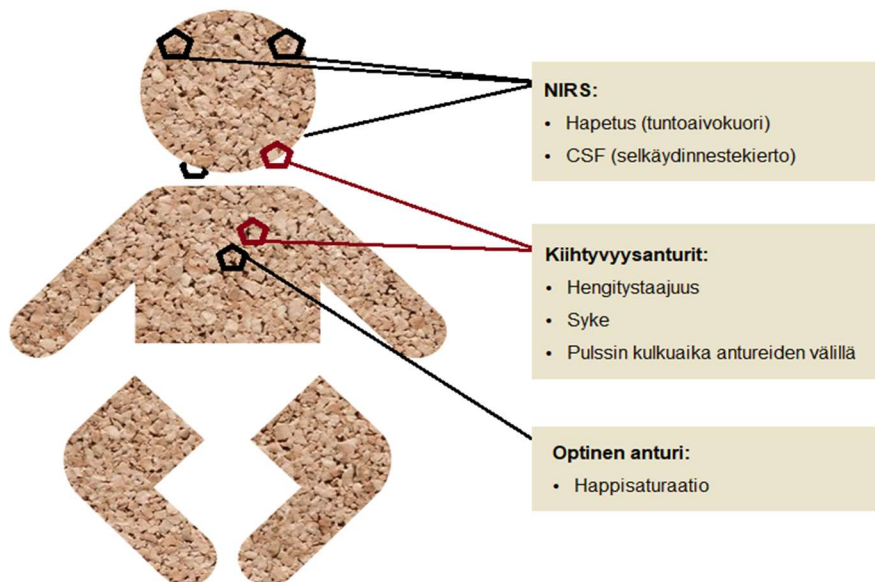
Rintasensoreilla kerättiin yhtäaikaaisesti sekä kiihtyvyyssdataa että valon absorptiota. Kiihtyvyyssanturin antamasta informaatiosta saatiin estimoitua syke- ja hengitystaajuus ja SpO<sub>2</sub>:n laskemista varten saatiin optisella MAX30110 Evaluation Kit -anturilla IR ja punaisen valon absorptiokäyrät. Pienikokoiset anturit kiinnitettiin suoraan potilaan rintakehälle ihoystävällisellä Mepitac-teipillä (Kuva 3). Lisäksi kaulalle sijoitettavalla kolmiaksaalisella kiihtyvyyssanturilla kerättiin kiihtyvyyssignaalia pulssin kulkuajan myöhempää laskemista varten. Anturi kiinnitettiin kaulalle Mepitac-teipillä. Antureiden paikat ja mittausasetelma sairaalassa toteutetusta testimittauksesta on esitetty kuvissa 4 ja

5. Tutkimuksessa käytettävät mittalaitteet on kehitetty Oulun yliopiston Optoelektroniikan ja Mittaustekniikan yksikössä.

Tutkimusta varten koottiin ohjelmisto olemassa olevista osaohjelmista National Instrumentsin (NI) kehittämässä LabVIEW 18.0.1 –ohjelmointiympäristössä (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench). Pilotoitavaa tutkimusta varten lisättiin mahdollisuus videokuvan tallentamiseen synkronoidusti signaalidatan kanssa.



**Kuva 3.** Anturit kiinnitettynä nukkuvan koehenkilön rintakehälle ja kaulalle.



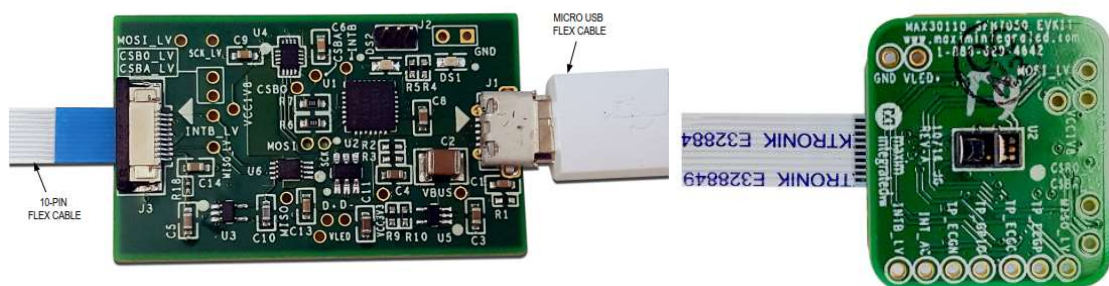
**Kuva 4.** Antureiden paikat mittausasetelmassa ylhäältä päin kuvattuna.



**Kuva 5.** Mittausasetelma testimittauksesta OYS:n keskosastolla.

#### 4.2.1 Optinen happisaturaatioanturi

Happisaturaation mittaamiseen rinnalta käytettiin optista MAX30110\_SF7050\_EVKIT -anturia (Maxim Integrated™, USA), joka mahdollistaa nopean reaaliaikaisen happisaturaatioseurannan eri puolelta kehoa. Anturi koostui kahdesta piirilevystä (Kuva 6) sisältäen aktiivisen verkkosillan (AFE, *Active Front End*) ja kaksi erilaista valodiodin ja ledien yhdistelmää. Anturiin oli integroitu kolme valodiodia ja kolme lediä, joiden aallonpituusalueet olivat punaisen ( $\lambda = 625 - 740 \text{ nm}$ ), vihreän ( $\lambda = 520 - 565 \text{ nm}$ ) ja infrapunan ( $\lambda = 700 \text{ nm} - 1 \text{ mm}$ ) alueilla. Näytteenottotaajuudeksi mittauksissa valittiin 400 Hz. Mittaustulokset tallennettiin raakadatana taulukkomuodossa. Happisaturaatioanturin käytöstä laadittiin selkeä suomenkielinen käyttöohje (Liite 1).



**Kuva 6.** MAX30110 EV Kit – anturin piirilevyt 1 (alapuolelta) ja 2 (yläpuolelta). (Maxim Integrated™, 2017)

#### 4.2.2 Kolmiaksaalinen kiihtyvyyssanturi

Kompaktin kolmiaksaalisen mikrokokoisen MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems*) -kiihtyvyyssanturin käyttöalue oli valittavissa  $\pm 2 \text{ g} / \pm 6 \text{ g}$  joka akselilla ja resoluutio oli  $0.0078 \text{g}$  (jossa  $g = 9.81 \text{ m/s}^2$ ) ja näytteenottotaajuus  $5000 \text{ Hz}$ . Kiihtyvyyssanturin IC (*Integrated Circuit*, Integroitu piiri) -liitännän herkkyys ja nolla-g taso oli kalibroitu tehtaalla ja raja-arvot tallennettiin vakaalla rakenteella anturin sisällä ja ladattiin joka kerta kun laite kytkettiin päälle (STMicroelectronics, 2008). Pienetkin rintakehän liikkeet hengityksen aikana voitiin havaita yksikkövektorin  $\vec{u}$  ja gravitaatiovektorin  $\vec{g}$  välisestä kulmamutoksesta  $\theta$  kaavalla  $\left( \vec{u} + \frac{\Delta \vec{u}}{\Delta t} \right) \times \frac{\vec{g}}{\vec{u} + \frac{\Delta \vec{u}}{\Delta t}} = \sin \Delta \theta \approx \Delta \theta$ . (Chan et al., 2013)

Kiihtyvyyssanturiin käytettiin  $3,7 \text{ m}$  pituista RoHS (*Restriction of Hazardous Substances*) -hyväksyttyä kevyttä multi-paired kaapelia ja kiihtyvyyssanturin piirilevy suojattiin kutistesukalla.

#### 4.2.3 Pään sijoitettava NIRS-anturi

Mittausasetelman suunnittelussa mukana olleen ja tämän tutkimuksen ulkopuolella testatun NIRS-mittalaitteen valokuituantureiden valonlähteenä olevat suuritehoiset ledit (*high-power light-emitting diode*, HPLED) lähettivät valoa aallonpituuksilla  $590 \text{ nm}$ ,  $600 \text{ nm}$ ,  $850 \text{ nm}$  ja  $970 \text{ nm}$ , joiden tehotasot oli määritelty lääketieteellisten mittausten standardirajojen mukaisesti (Myllylä et al., 2014). Käytettävien aallonpituuksien avulla saatiin kiinnityskohdan alueelta eroteltua eri absorptioprofilien mukaisesti toisistaan deoksihemoglobiini (HbR) ja oksihemoglobiini (HbO), näytteenottotaajuudella  $1 \text{ kHz}$ . Kuitujen rajapinnan pään kanssa tuli olla mahdollisimman tummapintainen ja valokuitujen kohtisuorassa pintaa kohden. Kuitujen etäisyydeksi toisistaan määriteltiin  $3 \text{ cm}$  aikaisemmissa tutkimuksissa käytettyjen etäisyyksien ja yleisesti aikuisilla käytetyn etäisyyden perusteella (Benoit et al., 2017). Kuitujen asento stabiloitiin tulostamalla kuituihin sopivat pannat 3D-tulostimella (Kuva 7). 3D-mallit suunniteltiin Fusion 360 –ohjelmalla ja tulostettiin Oulun yliopiston tiloissa toimivassa Fab Labissa, digitaalisen pienvalmistuksen työskentelytilassa.



**Kuva 7.** Pään kiinnitettävä panta, johon NIRS-kuidut kiinnitettiin. Pannan pituus on 7cm.

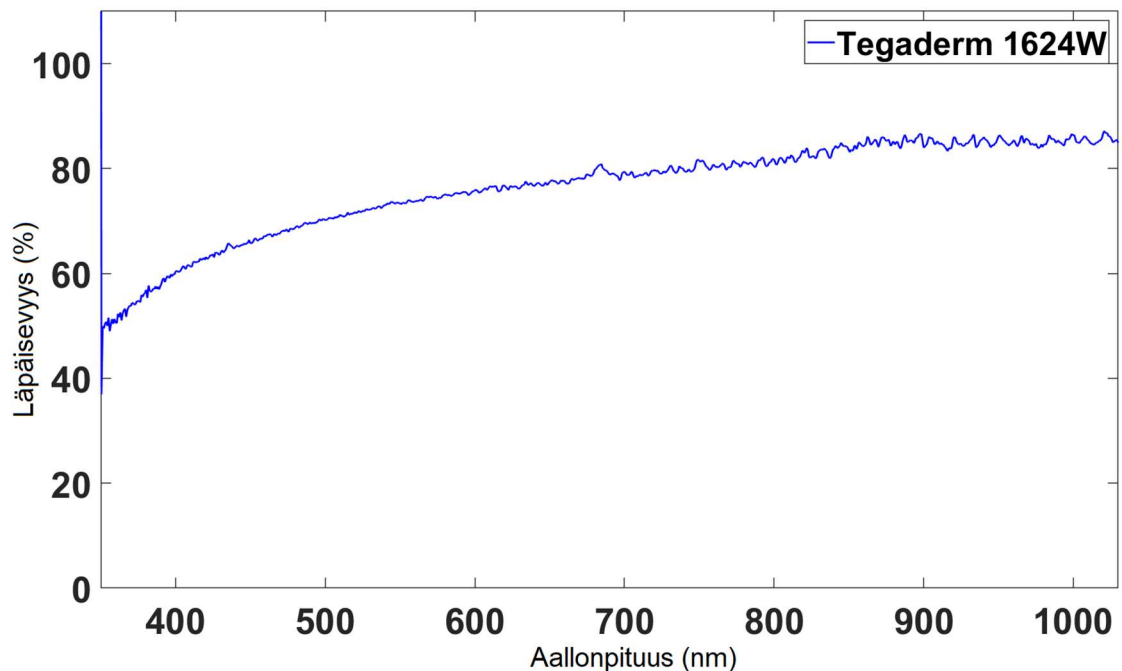
#### *4.2.4 Sensorien turvallisuusnäkökannat*

Anturit päällystettiin Tegaderm Film -haavakalvolla (3M™ Tegaderm™), joka vaihdettiin jokaisen koehenkilön välissä. Haavakalvon vähäinen vaimennusvaikutus valoon todettiin spektrometrillä ennen mittauksia (Kuva 8). Haavakalvo irtosi venyttämällä eikä siitä jäänyt viiden tunnin paikallaolon jälkeen liimaa anturiin. Galvaanisen kosketuksen välttäminen happisaturaatio- ja kiihtyvyyssantureiden käytön yhteydessä varmistettiin yleismittarilla anturin valmistuksen yhteydessä.

Anturissa kiinni oleva johto puhdistettiin infektio- ja kemikaalitorjuntayksikön ohjeiden mukaisesti alkoholittomalla pesevällä pintadesinfektiopyyhkeellä (Wet Wibe A/S).

Anturien kiinnitykseen käytettiin Mepitac®-silikoniteippiä, joka on yleisesti kiinnitykseen käytössä keskosastolla. Teipit irtosivat hellävaraisesti myös keskosten hauraalta iholta. NIRS-anturit kiinnitettiin pään joustavalla itseensä kiinnittyvällä kiinnityssidoksella (Elastomull®) silikoniteipin lisäksi.





**Kuva 8.** Tegadermin vaimennusprofiili. Läpäisevyyden oletetaan olevan todellisuudessa 90-100%, sillä ilmaisimen saturoituessa kuituja pidettiin käsin. QE Pro spektrometri antoi tuloksen, jolla läpäisevyys oli hyvä koko mittausalueella 350-1030nm. Kuva: Lucasz Surazynski. Muokattu luvalla.

### 4.3 Mittausohjelmisto

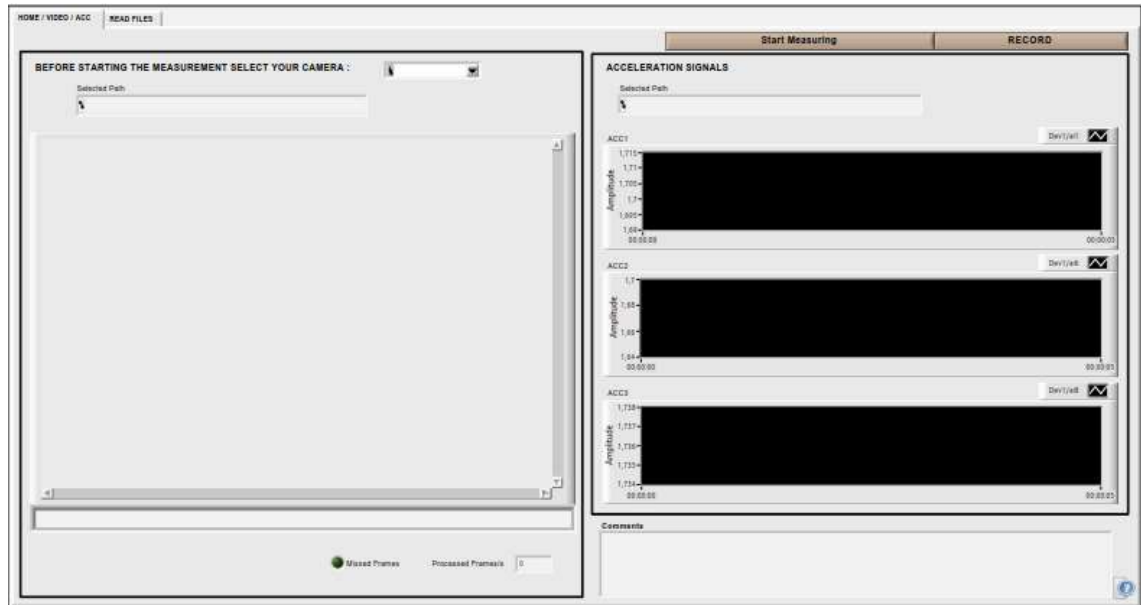
Tutkimuksen yhtenä tavoitteena oli saada rakennettua käyttöliittymä, jota pilotoitavassa tutkimuksessa voidaan käyttää itsenäisesti ilman ohjausta ja jossa kaikki tarvittava data voitaisiin kerätä synkronoidusti yhden käyttäjän toimesta.

LabView-mittausohjelmisto luotiin hyödyntämällä aiemmin tehtyä ohjelmaa, jota muokattiin helppokäyttöisemmäksi karsimalla pois ylimääräiset toiminnot. Ohjelmaan lisättiin ACC-datankeruun lisäksi videokuvan tallennusmahdollisuus ja toiminto, jolla voidaan lukea ja tarkastella aiemmin tallennettuja mittaussignaaleja. NIRS-signaalin keruu tapahtuu omalla ohjelmallaan toisella tietokoneella ja signaalin aikaulottuvuuden yhteneväisyys varmistetaan erillisellä synkronointisignaalilla.

#### 4.3.1 Graafinen käyttöliittymä

Mittausohjelman graafisen käyttöliittymän etusivuksi asetettiin välilehdistä ensimmäinen. Tällä välilehdellä, Home/Video/Acc, käyttäjä näkee tallennettavan tiedoston nimen, mitattavan kiihtyvyyssignaalin reaaliajassa, kommentti- ja videokuvaikkunan sekä siihen liittyvät valinnat; kameran valinnan, prosessoitujen kehysten lukumäärän sekunnissa ja kehysten menetyksestä kertovan valomerkin.

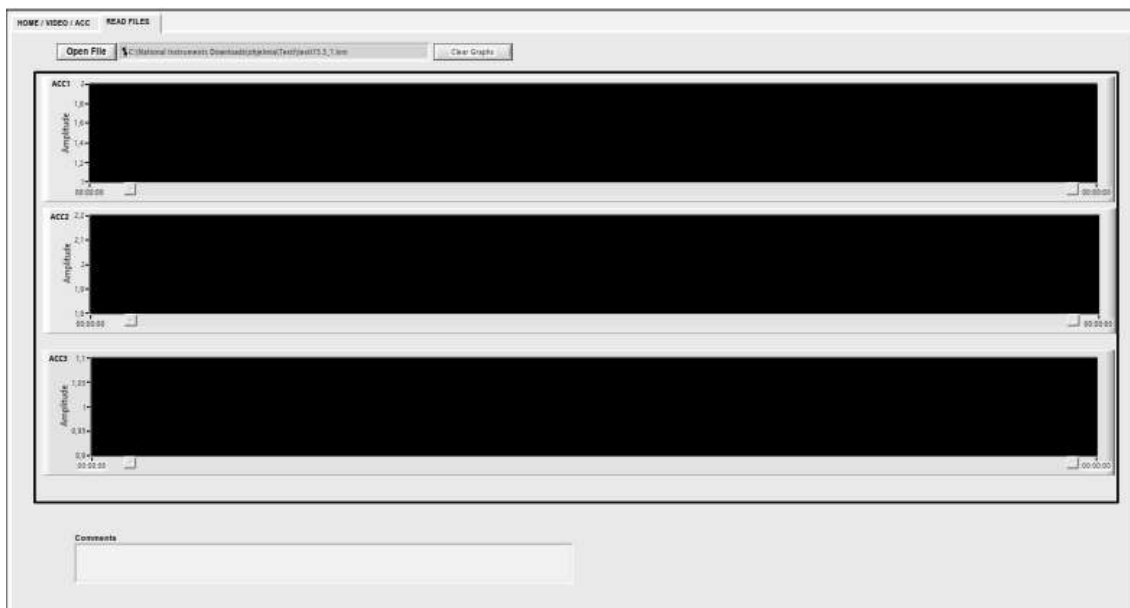
Kommentointi-ikkunaan on mahdollista kirjoittaa muistiinpanoja mittauksen käynnistämisen jälkeen. Ennen tallennusta kirjoitetut kommentit tallentuvat tiedoston ensimmäiselle riville, myöhemmin kirjoitetut kyseessä olevaan ajankohtaan aikaisempien kommenttien perään. (Kuva 9)



**Kuva 9.** Käyttöliittymän perusnäky (LabVIEW Front Panel).

Käyttäjä voi aloittaa ja lopettaa mittauksen start/stop measuring painikkeella sekä aloittaa tallennuksen record-painikkeella, jotka muuttuvat punaisiksi mittauksen tai tallennuksen ollessa käynnissä. Mikäli kameraa ei ole valittu mittausta aloitettaessa, kysytään ponnahdusikkunalla halusta aloittaa mittaus ilman videokuva. Kysymysmerkkipainikkeesta avautuu lisäinformaatiota kommentoinnista.

Read Files -välilehdellä käyttäjä voi avata ja tarkastella aiemmin tallennettuja kiihtyvyyssignaalitiedostoja. Käyttäjälle avautuu tiedostonvalintaikkuna Open File -nappia painamalla, ja valinnan jälkeen numeerinen data luetaan ja näytetään graafeissa. Kuvaajien x- ja y-akselit skaalatutuvat tiedoston sisällön mukaan ja dataa voi selaila x-akselin suunnassa liukupalkin avulla. Ikkunat voidaan tyhjentää Clear Graphs -painikkeella. Välilehden käyttö on estetty mittauksen ollessa käynnissä. (Kuva 10)

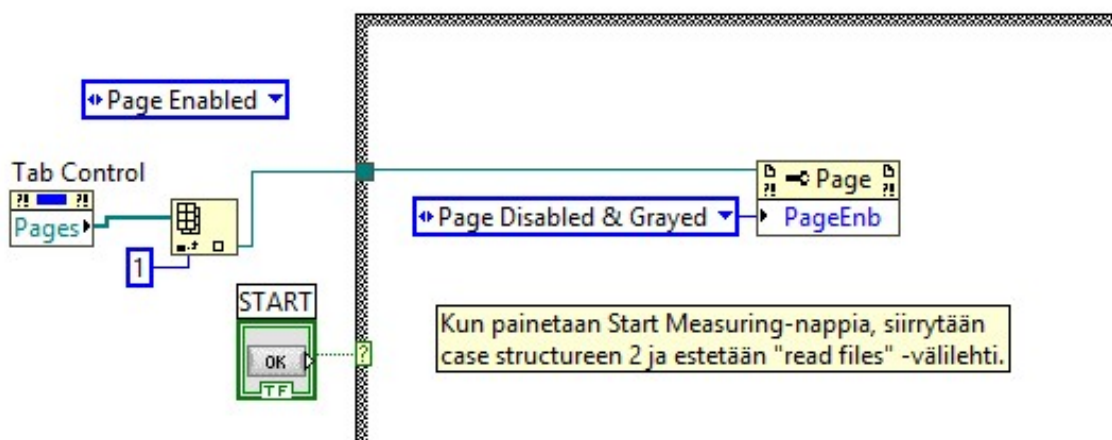


**Kuva 10.** Read Files –välilehti (LabVIEW Front Panel).

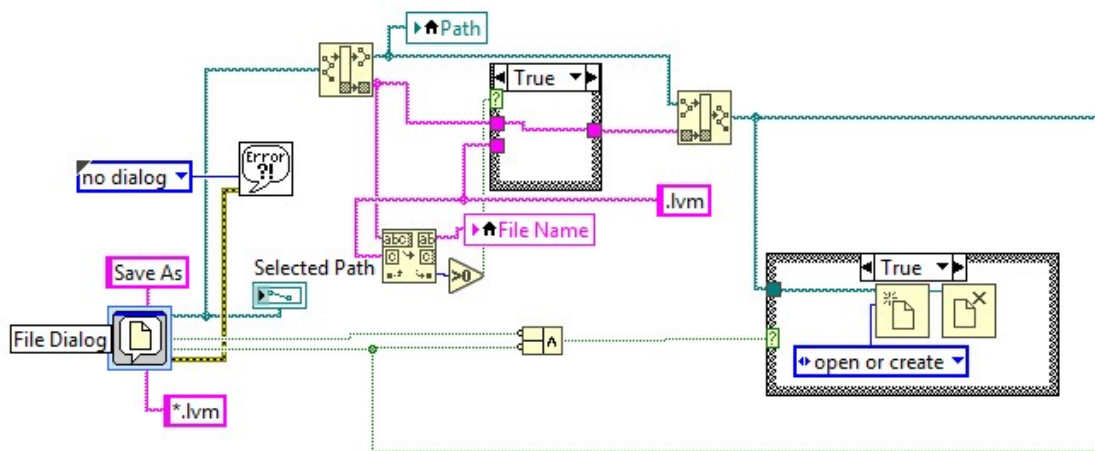
#### 4.3.2 Ohjelman rakenne

Mittalaitteen kanssa kommunikointiin National Instrumentsin tekemien laiteajureiden välityksellä. Ohjelma asettaa oletusarvot ja ohjaa käyttäjälle näkymän ensimmäiselle välilehdelle. Käyttäjän aloittaessa mittauksen, siirrytään case-funktiossa seuraavalle sivulle, jossa mittaus suoritetaan ja samalla estetään tiedostojen avaaminen (Kuva 11).

Kun mittaus aloitetaan, käyttäjältä kysytään tiedosto, johon mittaus tullaan tallentamaan. Record-nappi käynnistää tallennuksen. Jos käyttäjä antaa tiedoston nimen ilman päätettä, se lisätään siihen. Mitatut signaalit tallennetaan suoraan tiedostoon taulukkomuodossa, jos Recording = 1. (Kuva 12)

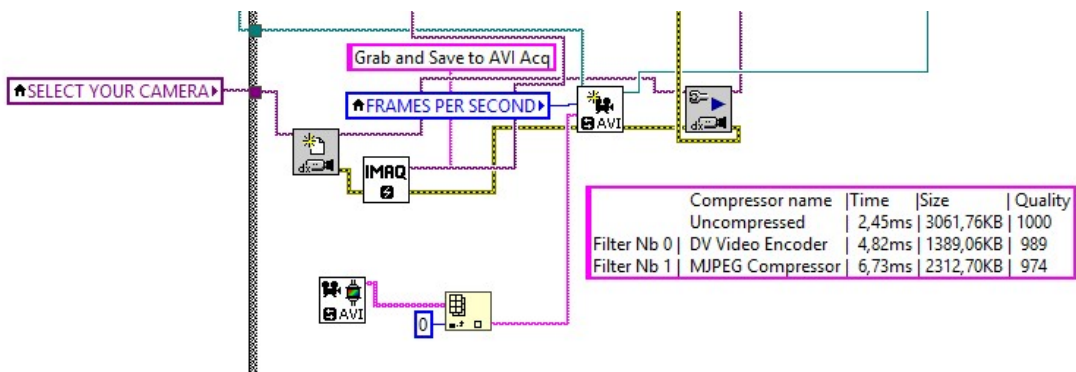


**Kuva 11.** Välilehden estäminen, kun case -rakenteen arvo on 1. (LabVIEW Block Diagram)



**Kuva 12.** Tiedoston tallennus. (LabVIEW Block Diagram)

Videokuvan kaappaukseen ja tallentamiseen käytettiin National Instrumentsin Vision Aquisition Software -työkalupakkia, joka sisältää VI:t kameran valitsemiselle sekä avi-tiedoston luomiselle ja tallentamiselle. Koska AVI-tiedostomuoto on todella suuri, kaapattu videokuva kompressoidaan ennen tallentamista tiedostokoon pienentämiseksi. Kompessorina käytetään DV Video Encoder-suodatinta, joka pienentää tiedostokoon lähes kolmasosaan alkuperäisestä. Videotallennusta pakataan lisää mittausten jälkeen manuaalisesti. (Kuva 13)

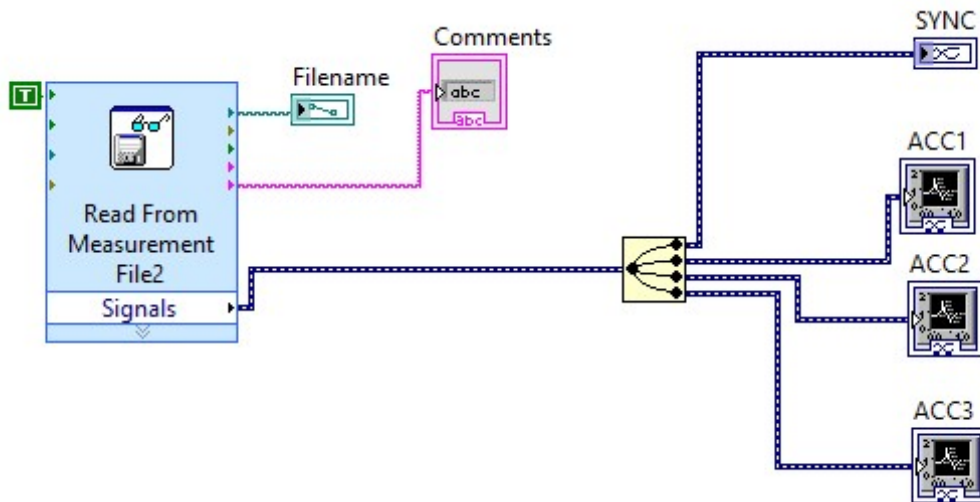


**Kuva 13.** Kameran valinta, videokuvan kaappaus ja kompressointi. (LabVIEW Block Diagram)

Tiedonkeruu (DAQ, *Data Aquisition*) tapahtuu National Instrumentsin dataloggerin välityksellä. Kanavat määritellään DAQ-moduulin ohjelmointiin liittyvillä VI:illä, data luetaan ja näytetään graafisen käyttöliittymän etupaneelin puolella olevissa ikkunoissa.

Käyttöliittymän toisella välilehdellä tallennetut tiedostot luetaan Read from Measurement File -virtuaali-instrumentilla (VI) ja näytetään omista ikkunoistaan (Kuva 14).

Asennusohjelma, jossa on mukana kaikki ohjelmistoon liittyvät tiedostot, ajurit ja apuohjelmat, rakennetaan LabVIEWin Installer-toiminnon avulla.



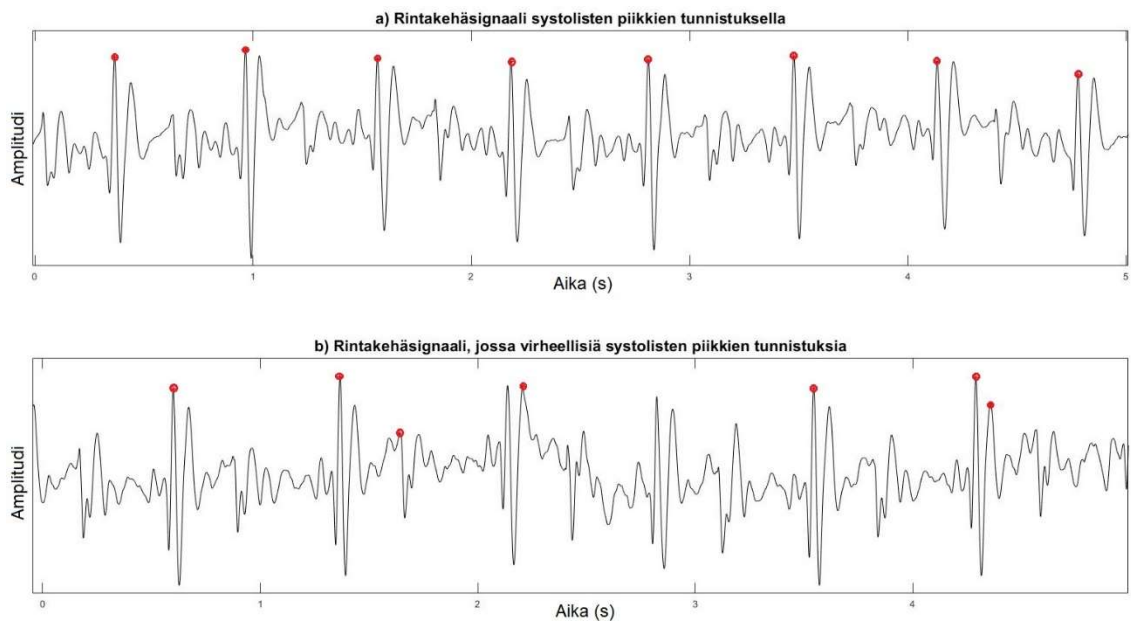
**Kuva 14.** Mittaustiedoston lukeminen. (LabVIEW Block Diagram)

#### 4.4 Signaalinkäsittely

Signaalinkäsittely ja vitaalien signaalien estimointi tehtiin Matlab r2018a -ohjelmistolla (MathWorks®). Kiihtyvyyssanturisignaalit yhdistettiin datankeruuohjelmiston luomista useista pienemmistä tiedostoista yhdeksi isoksi tiedostoksi ja signaalista poistettiin subjektiivisen arvioinnin perusteella ne osat, joissa liikeartefaktan määrä tekee analysoinnista mahdottoman. Tämän jälkeen signaali suodatettiin digitaalisesti käyttämällä diskreettiä aallokemuunnosta (DWT, *Diskrete, Wavelength Transform*). Jotta käsittely nopeutui, käytettiin manuaalisen piikkien tunnistamisen sijaan koehenkilön ikään perustuvaa menetelmää, jossa alkutietoina määriteltiin signaalin lisäksi vain koehenkilön ikä ja poistettiin alussa esiintyvät häiriösignaalit ennen varsinaista noin 20 minuutin tallennuksen aloittamista. Tunnistettujen piikkien avulla estimoitin koehenkilön syketaajuuden keskiarvo. Rinta-anturin kiihtyvyyssignaalista laskettiin hengitystaajuuden keskimääräinen arvo koko mittauksen aikana sykevälivaihtelua aiheuttavaan hengitysrytmiaan (RSA) perustuen.

Signaalinkäsittelyn riittävä tarkkuus mittausasetelman käytettävyyden arvioimiseen määritettiin yhdestä mittaustilanteen havainnoinnin perusteella oletettavasti onnistuneesta ja mahdollisimman häiriöttömästä mittauksesta. Iän määrittämiseen perustuvalla menetelmällä systolisten pulssien aiheuttamien piikkien tunnistamisen virhe rintakehästä mitatussa 20,55 minuutin mittauksessa oli 14,58 %. Manuaalisesti arvoja

muuttamalla ja kokeilemalla muodostetulla algoritmilla virhe saatiin 3,18 % samasta mittauksesta. Virheiksi määriteltiin kaikki pisteet, jotka eivät sijainneet systolisen pulssin aiheuttaman värähdyksen kohdalla, kuten ennen tai jälkeen tämän esiintyvät havainnot, ylimääräiset havainnot tai kokonaan havainnotta jääneet pulssit (Kuva 15). Kaulalta mitatussa signaalissa syke samasta mittaustilanteesta oli +4,0 % verrattuna rintakehältä mitattuun arvoon. Signaalinkäsittelyn tarkkuutta arvioitiin myös sykkeen ja hengitystaajuuden sijoittumisella tavanomaisten fysiologisten arvojen suhteen.



**Kuva 15.** Signaalia rintakehältä systolisten piikkien tunnistuksella \*. a) Kuvan sisältämässä kohdassa systoliset piikit löydetään signaalista täydellisesti. b) Algoritmi ei tunnista kaikkia systolisia värähdyksiä täydellisesti, jättää pulssin huomioimatta tai tunnistaa diastolisen piikin.

Signaalin laatua voitiin arvioida laskemalla R-piikkien välisestä ajasta (RRI, *R-R -intervalli*) keskimääräinen absoluuttinen poikkeama (*MAD, Median Absolute Deviation*) ja mediaani (Kaava 1). Jos laskettu MAD oli alle 10% koko signaalista lasketusta RRIn mediaanista, signaalin laatu oli riittävän hyvä.

$$1 - \frac{1,4826 * mad(RRI)}{median(RRI)} = 0 < x < 1 \quad (1)$$

, missä mediaani RRI:stä on vahva arvio RR-piikkien keskiarvioisesta aikavälistä koko signaalissa ja 1,4826-kertaista RRI:n MAD-arvoa käytettiin RR-piikkien aikavälien keskihajonnan estimoimiseen ja se kertoi, miten yhdenmukainen signaali oli. Mitä

lähempänä arvoa yksi x oli, sitä korkeammat laatupisteet signaali sai. (Lanata, Guidi, Baragli, Valenza, & Scilingo, 2015)

Kompaktin yhdistelmäanturin tallentamat csv-tiedostot muutettiin Matlab r2018a -ohjelmistolla helpommin käsiteltäviksi mat -taulukoiksi. SpO<sub>2</sub> voitiin määrittää anturin antamasta raakadatasta punaisen (660 nm) ja infrapunavalon (940 nm) absorptioista veren pulsaation aikana. Happisaturaation laskeminen tapahtuu infrapuna- ja punaisen valon intensiteettien suhteesta DC- ja AC- osuuksien avulla (Kaavat 2 ja 3). Kalibraatiokertoimina voitiin käyttää valmistajan antamia kertoimia a=1.5958422, b=-34.6596622 ja c=112.6898759. Vertailun vuoksi happisaturaatio laskettiin myös kaavalla, jossa  $SpO_2 = aR + b$  (a = -25 ja b = 110) (Zheng, Leung, Sy, Zhang, & Poon, 2012).

$$R = \frac{\frac{A_{redAC}}{A_{redDC}}}{\frac{A_{IRAC}}{A_{IRDC}}} \quad (2)$$

$$SpO_2 = aR^2 + bR + c \quad (3)$$

## 5 Tulokset

Tässä luvussa esitetään tulokset subjektiiviseen havainnointiin perustuvasta mittausasetelman ja -antureiden käytettävyydestä hengitys- ja syketaajuuden sekä happisaturaation mittaamiseen pienillä lapsilla. Lisäksi raakasignaalin laadusta esitetään sekä laskennallisia että visuaalisia tuloksia.

### 5.1 Mittausasetelman käytettävyys

Mittaustilanne kokonaisuudessaan oli helposti toteutettavissa kotiooloissa ja anturien kiinnitystavat ja koot todettiin käytännöllisiksi kaikilla koehenkilöillä. Silikoniteippi ei irrottaessa häirinnyt nukkuvaa lasta, joten sen käyttämisen anturin kiinnittämiseksi voitiin todeta olevan täysin kivutonta.

Mittaustilanteessa vain kaksi seitsemästä koehenkilöstä nukkui rauhallisesti koko mittauksen ajan. Muut koehenkilöt kääntelivät päätään, potkivat ja pyrkivät kääntämään kylkeään. Herkkäunisten lasten kanssa oli haasteita mittauksessa, sillä jokainen häiriötekijä kuten anturin asennon korjaaminen havahduttivat ja aiheuttivat pyrkimystä vaihtaa asentoa. Pään kääntäminen puolelta toiselle vaikutti kaula-anturin kiinnitykseen ja näin ollen myös signaalin laatuun huonontavasti. Kaula-anturiin kohdistui liikettä myös hartian tai käden liikkeestä. Taulukkoon 1 on kirjattu suurimmat häiriötekijät kunkin mittauksen aikana.

Käyttöliittymän suhteen videokuvan tallentaminen kannettavan tietokoneen sisäisellä kameralla aiheutti ongelmia, sillä valaistusolosuhteiden muuttuessa videon tallennus- ja toistonopeus eivät vastanneet toisiaan eikä videokuvaa voitaisi sellaisenaan käyttää analysointiin.

### 5.2 Raakasignaalin laatu

Kiihtyvyyssantureiden ja optisen anturin käytettävyyttä arvioitiin myös raakasignaalin laadun kautta. Raakasignaalin laatua arvioitiin sekä subjektiivisen havainnoinnin että laskennallisen laatuparametrin avulla.

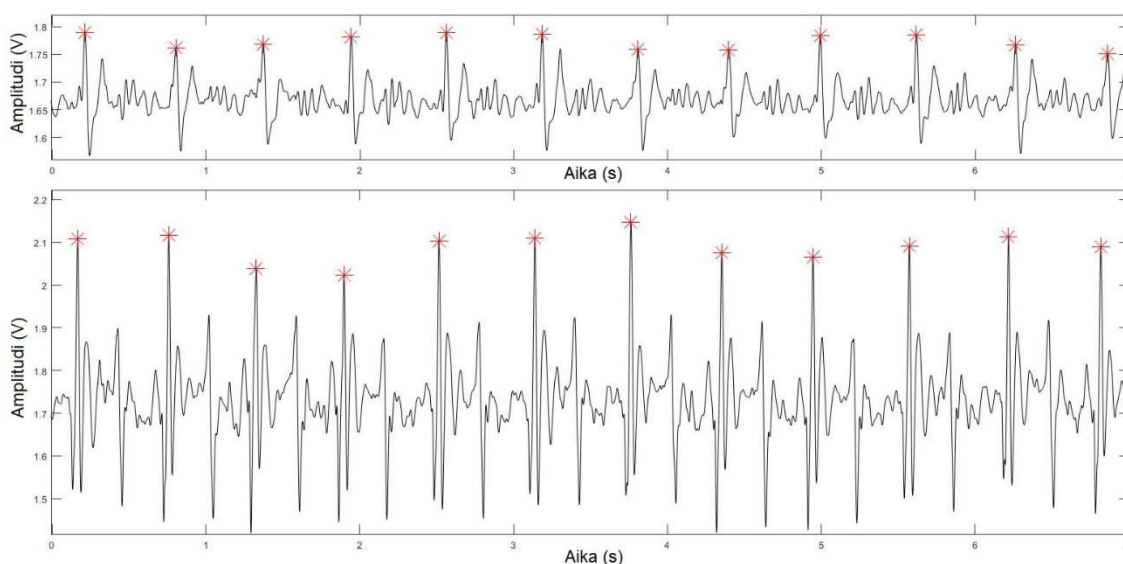


**Taulukko 1.** Mittaustilanteissa kirjattuja huomioita.

<b>Koehenkilö</b>	<b>Ikä</b>	<b>Huomioita mittausasetelmasta</b>	<b>Huomioita liikehinnästä</b>	<b>Huomioita asennosta</b>
1	5 kk	Valaistus muuttui kesken mittaustilanteen → video tallentui virheellisesti.	Paljon liikeartefaktoja. Anturin asennon korjaaminen aiheutti liikehinnää.	Selällään.
2	8 kk		Koehenkilö potki jaloillaan mittauksen aikana aika ajoin.	Selällään.
3	26 kk		Hengitys rohisi äänekkäästi, muutoin koehenkilö nukkui rauhallisesti lähes liikkumatta.	Selällään. Pää kallellaan anturiin päin (vasemmalle).
4	26 kk		Koehenkilö kääntyi vatsalleen kesken mittauksen. Analysoidaan kääntymisen jälkeinen mittausjakso.	Alkuosan selälleen. Loppuosan vatsalleen.
5	32 kk	Kaula-anturi jäi leukakulman ja hartian väliin.	Koehenkilö nukkui rauhallisesti liikkumatta selällään koko mittauksen ajan.	Pää kallellaan anturin puolelle (vasemmalle).
6	53 kk	Valaistuksena lukuvalo pimennysverholla pimennetyssä huoneessa.	Mittauksen aikana erittäin paljon liikehinnää. Koehenkilö pyrki raapimaan kaula-anturin sijoituskohtaa jatkuvasti, kääntämään päätä ja pyrki kyljelleen. Käsien ja jalkojen päällä tuli pitää painoa mittauksen ajan.	Koehenkilö nukkui selällään mittauksen ajan. Pää kallellaan poispäin kaula-anturista (oikealle).
7	76 kk		Koehenkilö nukkui rauhallisesti, vain muutamia liikeartefaktoja havaittiin silmämääräisesti.	

### 5.2.1 Kiihtyvyyssignaali

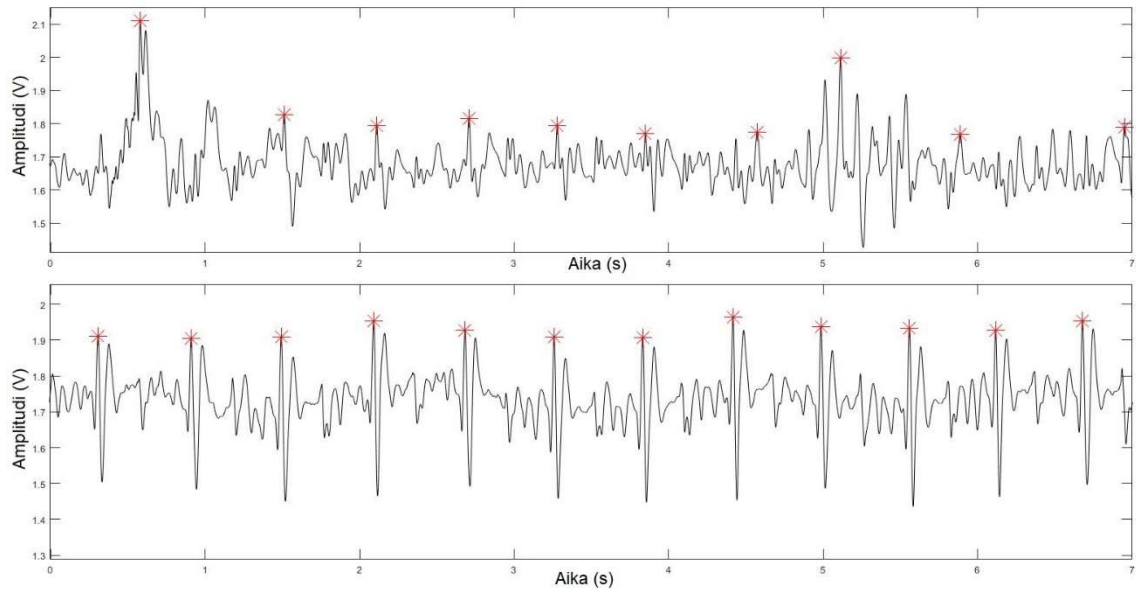
Raakasignaalin laatu oli riittävän hyvä signaalinkäsittelyä varten sekä rinta- että kaula-anturilla tallennettuna lähes kaikissa mittauksissa, joten niistä voitiin laskea sekä hengitys- että syketaajuus. Rinta-anturilla mitatun signaalin laatuparametri Q asettui välille 0,6 - 0,85 kaikissa mittauksissa. Kontrollina toimineessa koehenkilön 5 mittauksessa (Kuva 16), laatuparametri oli 0,83. Kaula-anturisignaaleissa laatu oli huonompaa laatuparametrin arvojen asettuessa välille 0,46 – 0,79, jossa korkein arvo saatiin koehenkilöltä 5. Kaula-anturin signaaliin vaikuttava liikehdintä näkyy huonona kaulasignaalin laatussa kuvassa 17. Kuvasta myös nähdään, että liikehdintä, mahdollisesti imeskely, ei ole vaikuttanut rintasignaalin laatuun. Taulukkoon 2 on kirjattu yksityiskohtaisia havaintoja signaalinkäsittelyn onnistumisesta kiihtyvyyssignaalien yhteydessä.



**Kuva 16.** Kaula- ja rinta-anturin kiihtyvyyssignaalit koehenkilöltä 5, jota pidettiin kontrollina signaalin laatua arvioidessa.

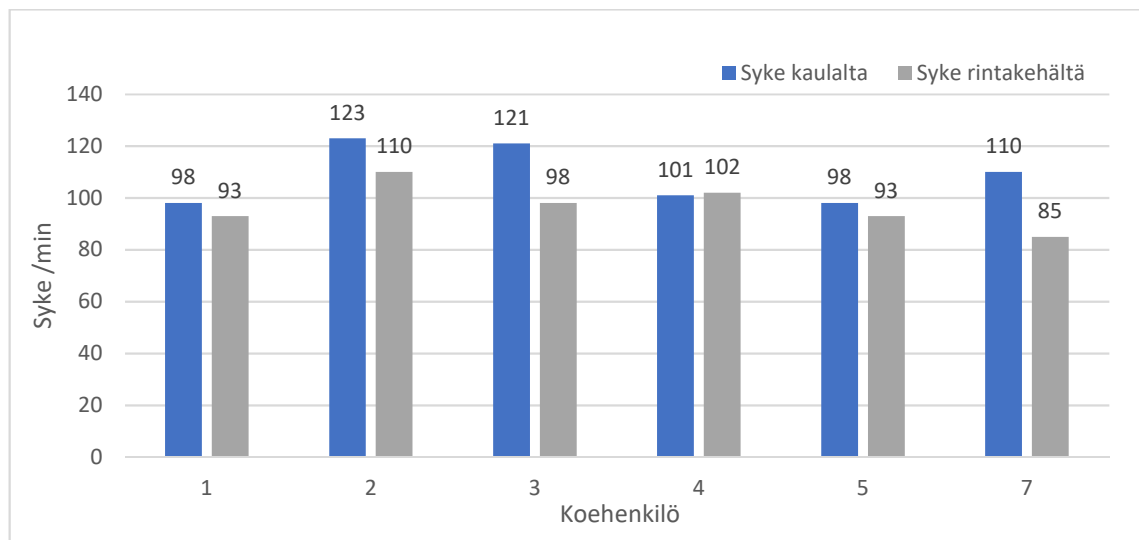
**Taulukko 2.** Signaalin laadun arviointi sekä rinta- että kaula-anturilla mitattuna.

<b>Koe- henkilö</b>	<b>Rinta-anturi</b>	<b>Laatu (Q)</b>	<b>Kaula-anturi</b>	<b>Laatu (Q)</b>
1	Liik ehdintä ei vaikuttanut signaalin laatuun tai signaalinkäsittelyn tarkkuuteen kuin hetkellisesti. Mahdollisesti suodatettavissa pois.	0,85	Systoliset piikit tunnistetaan paremmin kuin rinta-anturilta. Toisinaan tunnistetaan ylimääräisiä piikkejä ja laatu kärsii mahdollisesti imeskelyn vuoksi.	0,71
2	Signaali katkonaista potkiskelun vuoksi. Laatu kauttaaltaan huonompaa kuin toisen vauvan kanssa. Signaali kuitenkin analysoitavissa ja systoliset pulssit havaittavissa.	0,75	Signaalin laatu erittäin huono, pulssin aiheuttamia piikkejä ei havaita silmin suodatuksenkaan jälkeen.	0,46
3	Piikkien tunnistamisen huonompaa kuin verrokissa 5. Syke katkonaisempaa: säännöllisesti muutaman lyönnin välein pitempi RRI.	0,67	Onko säännöllinen nollatason vaihtelu RF vai rohinaa?	0,46
4	Koehenkilö vatsallaan. Rintasignaalista pulssi vaikeammin nähtävissä. Löytää paljon ylimääräisiä systolisia piikkejä.	0,60	Kaula-anturin signaali hyvää. Löytää enemmän virheellisiä systolisia piikkejä kuin muilta koehenkilöiltä.	0,63
5	Signaalin laatu hyvä. Kontrollina piikkien tunnistamisessa.	0,83	Signaalin laatu hyvä.	0,79
7	Systolisen ja diastolisen pulssin aiheuttamat värähdykset paikoitellen hyvin samankaltaisia, mistä syystä piikkien tunnistuksessa ongelmaa.	0,72	Ensimmäinen ja toinen piikki erottuvat paremmin, kuin rintasignaaliassa. Systolisen pulssin aiheuttama värähdys tunnistetaan usein kahdesti saman pulssin aikana.	0,61



**Kuva 17.** Ylempänä olevassa kaulalta mitatussa signaalissa nähdään liikkeen aiheuttamia artefaktoja, jotka eivät vaikuta rintasyntään (alempi kuva) laatuun.

Kuvassa 18 esitetyt kaikilta koehenkilöiltä käytetyillä antureilla mitatut sydämen sykearvot asettuivat normaaleihin viiterajoihin sekä rinta- että kaula-antureilla mitattuna (Jalanko Hannu, 2019). Samalta koehenkilöltä yhtäaikaista rinnalta ja kaulalta mitatuissa sykearvoissa oli kuitenkin eroja.



**Kuva 18.** Rinta- ja kaulasensorilla mitattujen syketäajuuksien arvot koehenkilöittäin.

Respiratorista arytmiata hyödyntäen ikään perustuvalla algoritmilla lasketut hengitystaajuuden arvot asettuivat viitearvoihin kaikilla koehenkilöillä (Elenius & Jarti, 2016). Arvot kuitenkin poikkesivat niistä arvoista, jotka saatiin, kun hengitystaajuus

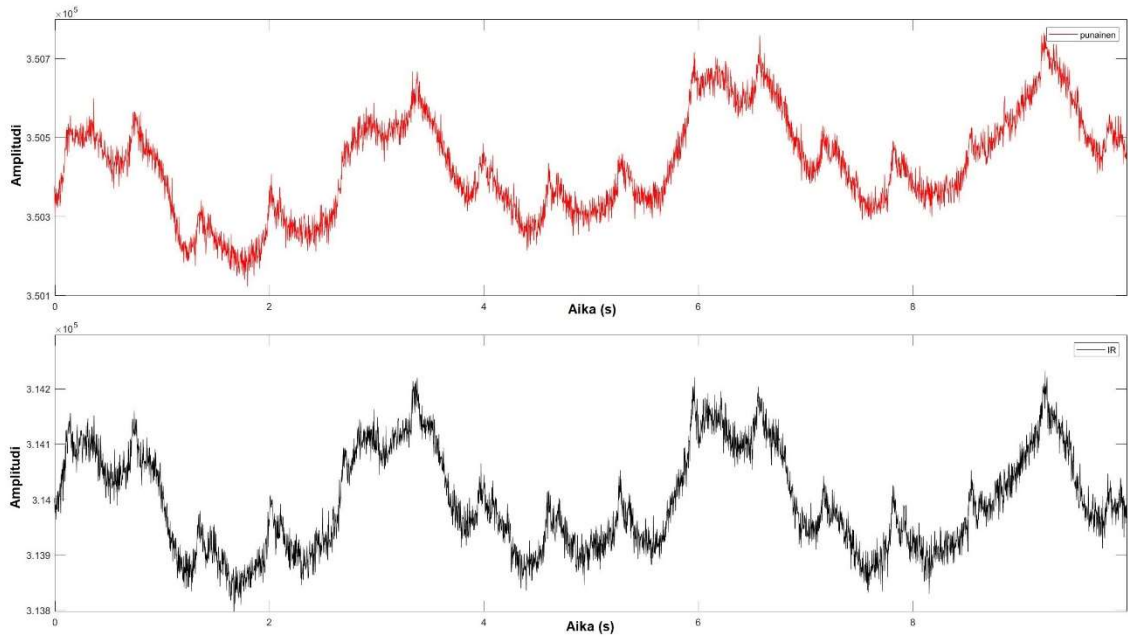
laskettiin manuaalisesti havainnoimalla signaalin rintakehän liikkeestä aiheutunutta amplitudimodulaatiota. (Taulukko 3)

**Taulukko 3.** Hengitystaajuudet rintakehäsensorilla mitattuna ikään perustuvalla algoritmilla sekä manuaalisesti laskettuna amplitudikäyrässä näkyvästä rintakehän impedanssimuutoksesta.

<b>Koehenkilö</b>	<b>Hengitystaajuus (RF)</b>	<b>RF manuaalisesti laskemalla rintakehän impedanssimuutoksesta</b>
<b>1</b>	26	28
<b>2</b>	33	29
<b>3</b>	28	16
<b>4</b>	29	19
<b>5</b>	24	-
<b>7</b>	25	-

### *5.2.2 Optisen anturin signaali*

Optisella anturilla mitatuista punaisen ja infrapunavalon absorptiosignaaleista oli löydettävissä pulssi jokaiselta koehenkilöltä. Pulssin tunnistamisen anturin signaalista pitäisi mahdollistaa happisaturaation laskemisen. Tässä tutkimuksessa käytetyt algoritmit eivät kuitenkaan tuottaneet valideja happisaturaatioarvoja sillä lapsen normaalirajoissa oleva happisaturaatio on yli 95 % (Taulukko 4). Happisaturaation laskemiseen käytetyt menetelmät on esitetty luvussa 4.4 *Signaalinkäsittely*.



**Kuva 19.** Infrapuna- ja punaisen valon absorptiokäyrät. Signaalista voidaan nähdä hengityksen aiheuttamaa matalataajuisia amplitudimodulaatiota ja pienempitaajuisen syke.

**Taulukko 4.** Sydämen syke ja happysaturaatio optisella rintakehäsensorilla mitattuna sekä sensorin manuaalin antamalla, että yleisesti käytetyillä vakioilla.

Koehenkilö	Sydämen syke	SpO <sub>2</sub> – sensorin vakioilla	SpO <sub>2</sub> – yleisillä vakioilla
1	101	82	87
2	104	72	78
3	92	84	89
4	92	71	78
5	91	83	88
6	94	84	89
7	88	81	86

## 6 Pohdinta

Tutkimuksessa testattiin ja validoitiin ei-invasiivisia vitaalitoimintojen monitorointimenetelmiä erityisesti pienten lasten elintoimintojen seuraamista varten. Mittausasetelmassa käytettiin kiihtyvyyssantureiden lisäksi optista anturia.

Kiihtyvyyssantureiden raakasignaalin laatu eri mittaustilanteissa oli hyvää signaalinkäsittelyä varten lähes kaikissa mittauksissa, jolloin niistä voitiin yksinkertaisilla menetelmillä laskea sekä hengitys- että syketaajuus. Mittausasetelman toistettavuus eri ikäisten lasten kotimittauksissa oli hyvä. Samalta koehenkilöltä yhtäaikaaisesti rinnalta ja kaulalta mitatuissa sykearvoissa oli kuitenkin myös eroja, mikä johtuu mahdollisesti liian tiukasta tai huonosta kiinnityksestä tai algoritmin epätarkkuudesta liikehdinnän kanssa. Signaalinkäsittelyssä käytettyä ikään perustuvaa menetelmää voidaan edelleen parantaa, jotta vitaalielintoiminnoista kertovat parametrit saadaan tarkemmiksi ja luotettavimmiksi. Kaula- ja rintakehäsignaaleja on mahdollisuus hyödyntää pulssinkulkuajan laskemiseen ja arvioida sen avulla verenpainetta ei-invasiivisesti. Kiihtyvyyssanturiin perustuvaa menetelmää on aikaisemmin mitattu onnistuneesti aikuisilta mitattaessa rintakehäältä hengitys- ja syketaajuutta (Morillo, Ojeda, Foix, Rendón, & Leon, 2007; Myllylä et al., 2017). Hengitys- ja syketaajuutta mittaava kiihtyvyyssanturi on tarkoitus korvata myöhemmin optisella anturilla ja yhdistää samaan sensorikoteloon optisen happisaturaatioanturin kanssa, jolloin mittausasetelma yksinkertaistuu entisestään.

Happisaturaation laskeminen suunnitelluilla algoritmeilla ei tuottanut todenmukaisia arvoja tässä tutkimuksessa. Koska pulssi infrapuna- ja punaisen valon absorptiokäyristä oli löydettävissä, happisaturaation laskemisen niiden avulla pitäisi olla mahdollista, kun algoritmeja parannellaan lisää. On myös mahdollista, että liian matalat saturaatioarvot johtuvat huonosta kontaktista rintakehällä tai epäsovivasta mittaustaikasta. Happisaturaation mittaamisen rintalastan yläosan alueelta on kuitenkin osoitettu olevan mahdollista, mutta vaativan muun muassa voimakasta valaistusta, vahvistimen dynaamisen alueen lisäämistä ja korkean asteen suodatusta, jotta PPG-aaltomuodot voidaan havaita riittävän hyvin (Schreiner, Catherwood, Anderson, & McLaughlin, 2010). Rintakehäältä mitattuna happisaturaation laskeminen voi olla monimutkaisempaa hengitystaajuuden mukaan vaihtelevasta ja laskentakaavassa tarvittavasta DC-komponentista johtuen. Signaalin DC-komponentti sisältää kudoksesta aiheutuvan

absorption. Lisäksi on mahdollista, että kapillaarisuonten vähäisyyden vuoksi rintakehältä mitattaessa happisaturaation mittaamiseen käytettävä punaisen valon aallonpituus ei ole riittävän tehokas, kuten syketaajuutta mitattaessa on todettu (Phillipos et al., 2016).

Tutkimusjoukko oli haasteellinen, sillä koehenkilöinä oli kotioloissa nukkuvia terveitä pieniä lapsia ja vauvoja. Heidän käyttäytymisensä tutkimustilanteessa oli arvaamatonta ja näin ollen myös häiriötekijöitä mittaustilanteessa oli enemmän kuin samankaltaisessa mittausasetelmassa aikuisten kanssa. Vaikka mittaukset tehtiin lapsilta heidän nukkuessaan, liikeartefaktoja (*MAs, motion artefacts*) esiintyi runsaasti myös unen aikana. Lisäksi sensorien liian kireän kiinnitystavan aiheuttamat voimat saivat signaalissa aikaan muutoksia.



## 7 Johtopäätökset

Tutkimuksen päätavoitteena oli kehittää ja arvioida rintakehämonitorointiin käytettävää mittausasetelmaa erityisesti pienten lasten vitaalielintoimintojen mittaamiseen. Mittausmenetelmän todettiin soveltuvan tähän käyttötarkoitukseen ja mittaukset suoritettiin onnistuneesti eri ikäisiltä lapsilta. Myös testatut anturit soveltuivat pienten lasten ja vauvojen käyttöön. Tähän tutkimukseen perustuen, ei-invasiivinen monitorointi testattavilla sensoreilla voisi mahdollistaa jatkuva-aikaisen vitalitoimintojen seurannan (hengitys, syke sekä happisaturaatio), joka on helposti ja nopeasti aloitettavissa iholle teipattavan sensorin avulla pieniltä lapsilta sairaalaympäristön lisäksi myös kotioloissa. Mittausmenetelmän validoinnille on kuitenkin vielä tarvetta.

Tutkimuksen yhtenä tavoitteena oli myös toteuttaa mittausasetelman pilotointi Oulun yliopistollisessa sairaalassa aloitettavaa keskosten kipututkimusta varten. Pilotoinnissa huomattiin videokuvatallennuksessa olevan vielä puutteita. Jatkotutkimuksessa mittausmenetelmää on tarkoitus kehittää ja validoida myös keskosten monitorointiin keskosten kipututkimuksen yhteydessä, jolloin saadaan tietoa keskosten kokeman kivun mahdollisesti aiheuttamasta vitaalielintoimintojen muutoksesta toimenpiteiden, kuten kantapäipistoksen aikana ja sen jälkeen. Lisäksi mittausmenetelmää on tarkoitus kehittää kannettavaksi sekä tutkia pienten lasten ja vauvojen kotimonitoroinnin mahdollisuuksia sähköisiin terveydenhuoltopalveluihin yhdistettynä.

## Lähteet

- Aarts, L. A. M., Jeanne, V., Cleary, J. P., Lieber, C., Nelson, J. S., Bambang Oetomo, S., & Verkruyse, W. (2013). Non-contact heart rate monitoring utilizing camera photoplethysmography in the neonatal intensive care unit - A pilot study. *Early Human Development*, 89(12), 943-948. doi:10.1016/j.earlhumdev.2013.09.016
- Alanen, P., Karjalainen, M., & Suoninen, E. (2017). Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen. In M. Ritmala-Castrén, M. Lönn, H. Lundgrén-Laine, M. Meriläinen & M. Peltomaa (Eds.), *Teho- ja valvontahoitotyön opas*. Kustannus Oy Duodecim.
- Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3), R1.
- Al-Naji, A., & Chahl, J. (2016). Remote respiratory monitoring system based on developing motion magnification technique. *Biomedical Signal Processing and Control*, 29, 1-10.
- Apgar, V. (2015). A proposal for a new method of evaluation of the newborn infant. *Anesthesia & Analgesia*, 120(5), 1056-1059.
- Arlotto, P., Grimaldi, M., Naeck, R., & Ginoux, J. (2014). An ultrasonic contactless sensor for breathing monitoring. *Sensors*, 14(8), 15371-15386. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med8&AN=25140632>
- Arnson, L. A., Rau, J. J., & Dixon, R. J. (1981). Evaluation of two electronic respiratory rate monitoring systems. *Respiratory Care*, 26(3), 221-227.
- Atallah, L., Serteyn, A., Meftah, M., Schellekens, M., Vullings, R., Bergmans, J. W. M., . . . Oetomo, S. B. (2014). Unobtrusive ECG monitoring in the NICU using a capacitive sensing array. *Physiological Measurement*, 35(5), 895-913. doi:10.1088/0967-3334/35/5/895
- Bartocci, M., Bergqvist, L. L., Lagercrantz, H., & Anand, K. (2006). Pain activates cortical areas in the preterm newborn brain. *Pain*, 122(1-2), 109-117.
- Bartula, M., Tigges, T., & Muehlsteff, J. (2013). Camera-based system for contactless monitoring of respiration. *Conference Proceedings: ...Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 2013*, 2672-2675. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med7&AN=24110277>
- Bates, A., Ling, M. J., Mann, J., & Arvind, D. K. (2010). Respiratory rate and flow waveform estimation from tri-axial accelerometer data. Paper presented at the *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, 144-150.

- Beken, S., Hirfanoğlu, İ M., Gücüyener, K., Ergenekon, E., Turan, Ö, Ünal, S., . . . Türkyılmaz, C. (2014). Cerebral hemodynamic changes and pain perception during venipuncture: Is glucose really effective? *Journal of Child Neurology*, 29(5), 617-622.
- Bembich, S., Davanzo, R., Brovedani, P., Clarici, A., Massaccesi, S., & Demarini, S. (2013). Functional neuroimaging of breastfeeding analgesia by multichannel near-infrared spectroscopy. *Neonatology*, 104(4), 255-259.
- Ben-Ari, J., Zimlichman, E., Adi, N., & Sorkine, P. (2010). Contactless respiratory and heart rate monitoring: Validation of an innovative tool. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 34(7-8), 393-398.  
doi:10.3109/03091902.2010.503308
- Benoit, B., Martin-Misener, R., Newman, A., Latimer, M., & Campbell-Yeo, M. (2017). Neurophysiological assessment of acute pain in infants: A scoping review of research methods. *Acta Paediatrica*, 106(7), 1053-1066.
- Bilan, N., Behbahan, A. G., Abdinia, B., & Mahallei, M. (2010). Validity of pulse oximetry in detection of hypoxaemia in children: Comparison of ear, thumb and toe probe placements. *Eastern Mediterranean Health Journal*, 16(2), 218-222. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med6&AN=20799578>
- Billeci, L., Tartarisco, G., Brunori, E., Crifaci, G., Scardigli, S., Balocchi, R., . . . Morales, M. A. (2015). The role of wearable sensors and wireless technologies for the assessment of heart rate variability in anorexia nervosa. *Eating and Weight Disorders*, 20(1), 23-31. doi:10.1007/s40519-014-0135-2
- Brink, M., Müller, C. H., & Schierz, C. (2006). Contact-free measurement of heart rate, respiration rate, and body movements during sleep. *Behavior Research Methods*, 38(3), 511-521.
- Bucher, H., Von Siebenthal, K., Keel, M., Wolf, M., & Duc, G. (1995). Sucrose reduces pain reaction to heel lancing in preterm infants: A placebo-controlled, randomized and masked study. *Pediatric Research*, 38(3), 332.
- Cai, F., Yi, C., Liu, S., Wang, Y., Liu, L., Liu, X., . . . Wang, L. (2016). Ultrasensitive, passive and wearable sensors for monitoring human muscle motion and physiological signals. *Biosensors & Bioelectronics*, 77, 907-913. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med8&AN=26520253>
- Cerbo, R. M., Maragliano, R., Pozzi, M., Strocchio, L., Mostert, M., Manzoni, P., & Stronati, M. (2013). Global perfusion assessment and tissue oxygen saturation in preterm infants: Where are we? *Early Human Development*, 89, S44-S46.

- Ceylan, B., Khorshid, L., Gunes, U. Y., & Zaybak, A. (2016). Evaluation of oxygen saturation values in different body positions in healthy individuals. *Journal of Clinical Nursing*, 25(7-8), 1095-1100. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med8&AN=26879626>
- Chan, A. M., Ferdosi, N., & Narasimhan, R. (2013). Ambulatory respiratory rate detection using ECG and a triaxial accelerometer. Paper presented at the *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, 4058-4061.
- Chung, S. H., Cerussi, A. E., Klifa, C., Baek, H. M., Birgul, O., Gulsen, G., . . . Tromberg, B. J. (2008). In vivo water state measurements in breast cancer using broadband diffuse optical spectroscopy. *Physics in Medicine & Biology*, 53(23), 6713-6727. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med6&AN=18997265>
- Cook, C. D., Sutherland, J. M., Segal, S., Cherry, R. B., Mead, J., McIlroy, M. B., & Smith, C. A. (1957). Studies of respiratory physiology in the newborn infant. III. measurements of mechanics of respiration. *The Journal of Clinical Investigation*, 36(3), 440-448.
- Cope, M., & Delpy, D. T. (1988). System for long-term measurement of cerebral blood and tissue oxygenation on newborn infants by near infra-red transillumination. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 26(3), 289-294.
- Dassel, A. C., Graaff, R., Aardema, M., Zijlstra, W. G., & Aarnoudse, J. G. (1997). Effect of location of the sensor on reflectance pulse oximetry. *British Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 104(8), 910-916. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med4&AN=9255082>
- de Geus, E. J., Willemsen, G. H., Klaver, C. H., & van Doornen, L. J. (1995). Ambulatory measurement of respiratory sinus arrhythmia and respiration rate. *Biological Psychology*, 41(3), 205-227.
- Del Bianco, S., Martelli, F., & Zaccanti, G. (2002a). Penetration depth of light re-emitted by a diffusive medium: Theoretical and experimental investigation. *Physics in Medicine & Biology*, 47(23), 4131.
- Del Bianco, S., Martelli, F., & Zaccanti, G. (2002b). Penetration depth of light re-emitted by a diffusive medium: Theoretical and experimental investigation. *Physics in Medicine & Biology*, 47(23), 4131.
- Deng, F., Ye, L., & Song, K. (2014). Respiratory monitoring by a field ionization sensor based on trichel pulses. *Sensors*, 14(6), 10381-10394. Haettu osoitteesta

<http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med8&AN=24926694>

- Dziuda, L., Lewandowski, J., Skibniewski, F., & Nowicki, G. (2012). *Fibre-optic sensor for respiration and heart rate monitoring in the MRI environment*  
doi:10.1016/j.proeng.2012.09.391
- Elder, D. E., Campbell, A. J., & Galletly, D. (2011). Effect of position on oxygen saturation and requirement in convalescent preterm infants. *Acta Paediatrica*, 100(5), 661-665. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med7&AN=21251057>
- Elenius, V., & Jartti, T. (2016). Lapsen vaikeutunut hengitys. *Suomen Lääkärilehti*, 23, 2016.
- Epstein, C. D., & Hagenbeck, K. T. (2014). Bedside assessment of tissue oxygen saturation monitoring in critically ill adults: An integrative review of the literature. *Critical Care Research and Practice*, 2014
- Erden, F., Alkar, A. Z., & Cetin, A. E. (2015). Contact-free measurement of respiratory rate using infrared and vibration sensors. *Infrared Physics & Technology*, 73, 88-94.
- Felblinger, J., & Boesch, C. (1997). Amplitude demodulation of the electrocardiogram signal (ECG) for respiration monitoring and compensation during MR examinations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38(1), 129-136. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med4&AN=9211388>
- Folke, M., Cernerud, L., Ekström, M., & Hök, B. (2003). Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 41(4), 377-383.
- Gaucher, A., Frasca, D., Mimos, O., & Debaene, B. (2011). Accuracy of respiratory rate monitoring by capnometry using the capnomask® in extubated patients receiving supplemental oxygen after surgery. *British Journal of Anaesthesia*, 108(2), 316-320.
- Goenka, S. (2013). (2013). Precordial doppler ultrasound achieves earlier and more accurate newborn heart rates in the delivery room. Paper presented at the 2013 AAP National Conference and Exhibition,
- Guder, F., Ainla, A., Redston, J., Mosadegh, B., Glavan, A., Martin, T. J., & Whitesides, G. M. (2016). Paper-based electrical respiration sensor. *Angewandte Chemie International Edition in English*, 55(19), 5727-5732. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med1&AN=27059088>

- Gumulak, R., Lucanova, L. C., & Zibolen, M. (2017). Use of near-infrared spectroscopy (NIRS) in cerebral tissue oxygenation monitoring in neonates. *Biomedical Papers*, *161*(2), 128-133.
- Hanning, C. D., & Alexander-Williams, J. M. (1995). Pulse oximetry: A practical review. *BMJ: British Medical Journal*, *311*(7001), 367.
- Hoeller, N., Urlesberger, B., Mileder, L., Baik, N., Schwabegger, B., & Pichler, G. (2015). Peripheral muscle near-infrared spectroscopy in neonates: Ready for clinical use? A systematic qualitative review of the literature. *Neonatology*, *108*(4), 233-245.
- Homae, F. (2014). A brain of two halves: Insights into interhemispheric organization provided by near-infrared spectroscopy. *NeuroImage*, *85*, 354-362.
- Hutchon, D. (2014). Technological developments in neonatal care at birth. *J Nurs Care*, *3*(218), 2167-1168.1000218.
- Ishijima, M. (1997). Cardiopulmonary monitoring by textile electrodes without subject-awareness of being monitored. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *35*(6), 685-690.
- Jalanko Hannu. (2019). *Lääkärikirja duodecim, sydämen rytmihäiriöt lapsella, dlk00503 (022.056)* Kustannus Oy Duodecim.
- Jin, H., Huynh, T., & Haick, H. (2016). Self-healable sensors based nanoparticles for detecting physiological markers via skin and breath: Toward disease prevention via wearable devices. *Nano Letters*, *16*(7), 4194-4202. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=mesx&AN=27328179>
- Kallioinen, M. (2012). Lähi-infrapunaspektroskopia (NIRS) aivokudoksen happautumisen seurannassa. Haettu osoitteesta [www.finnanest.fi/files/Kallioinen\\_spektro.pdf](http://www.finnanest.fi/files/Kallioinen_spektro.pdf).
- Kamlin, C. O. F., O'Donnell, C. P., Everest, N. J., Davis, P. G., & Morley, C. J. (2006). Accuracy of clinical assessment of infant heart rate in the delivery room. *Resuscitation*, *71*(3), 319-321.
- Kamlin, C. O. F., Dawson, J. A., O'Donnell, C. P. F., Morley, C. J., Donath, S. M., Sekhon, J., & Davis, P. G. (2008). Accuracy of pulse oximetry measurement of heart rate of newborn infants in the delivery room. *Journal of Pediatrics*, *152*(6), 756-760. doi:10.1016/j.jpeds.2008.01.002
- Katheria, A., Rich, W., & Finer, N. (2012). Electrocardiogram provides a continuous heart rate faster than oximetry during neonatal resuscitation. *Pediatrics*, *130*(5), e1177-e1181. doi:10.1542/peds.2012-0784

- Kebe, M., Gadhafi, R., Mohammad, B., Sanduleanu, M., Saleh, H., & Al-Qutayri, M. (2020). Human vital signs detection methods and potential using radars: A review. *Sensors*, *20*, 1454. doi:10.3390/s20051454
- Korhonen, V. O., Myllyla, T. S., Kirillin, M. Y., Popov, A. P., Bykov, A. V., Gorshkov, A. V., . . . Kiviniemi, V. (2014). Light propagation in NIR spectroscopy of the human brain. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, *20*(2), 289-298.
- Kraaijenga, J. V., Hutten, G. J., de Jongh, F. H., & van Kaam, A. H. (2015). Transcutaneous electromyography of the diaphragm: A cardio-respiratory monitor for preterm infants. *Pediatric Pulmonology*, *50*(9), 889-895.
- Lanata, A., Guidi, A., Baragli, P., Valenza, G., & Scilingo, E. P. (2015). A novel algorithm for movement artifact removal in ecg signals acquired from wearable systems applied to horses. *PloS One*, *10*(10), e0140783.
- Leal-Junior, A. G., Díaz, C. R., Leitão, C., Pontes, M. J., Marques, C., & Frizera, A. (2019). Polymer optical fiber-based sensor for simultaneous measurement of breath and heart rate under dynamic movements. *Optics & Laser Technology*, *109*, 429-436.
- Liu, H. -, Chen, Y. -, Lu, Y. -, Wu, C. -, Huang, W. -, & Huang, J. -. (2013). Monitoring apnea in the elderly by an electromechanical system with a carbon nanotube-based sensor. *International Journal of Gerontology*, *7*(3), 147-151. doi:10.1016/j.ijge.2013.01.004
- Liu, P., Chalak, L. F., & Lu, H. (2014). Non-invasive assessment of neonatal brain oxygen metabolism: A review of newly available techniques. *Early Human Development*, *90*(10), 695-701.
- Lo Presti, D., Massaroni, C., Saccomandi, P., Caponero, M. A., Formica, D., & Schena, E. (2017). A wearable textile for respiratory monitoring: Feasibility assessment and analysis of sensors position on system response. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 2017*, 4423-4426. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=medc&AN=29060878>
- Madsen, S., Baczuk, J., Thorup, K., Barton, R., Patwari, N., & Langell, J. T. (2016). A noncontact RF-based respiratory sensor: Results of a clinical trial. *Journal of Surgical Research*, *203*(1), 1-5. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=medc&AN=27338527>
- Marks, M. K., South, M., & Carter, B. G. (1995). Measurement of respiratory rate and timing using a nasal thermocouple. *Journal of Clinical Monitoring*, *11*(3), 159-164.

- Martikainen Matti, & Ala-Kokko Tero. (2018). *Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen ja hoitoperiaatteet*. Artikkelin tunnus: aho01812. Viitattu 31.1.2020. <https://oula.finna.fi/>, Terveysportti, Akuuttihoito-opas. Kustannus Oy Duodecim.
- Massaroni, C., Venanzi, C., Silvatti, A. P., Lo Presti, D., Saccomandi, P., Formica, D., . . . Schena, E. (2018). Smart textile for respiratory monitoring and thoraco-abdominal motion pattern evaluation. *Journal of Biophotonics*, 11(5), e201700263.
- Maxim Integrated™, U. (2017). MAX30110 evaluation kit data sheet. Haettu osoitteesta <https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/data-converters/analog-front-end-ics/MAX30110ACCEVKIT.html>
- McGrath, S. P., Pyke, J., & Taenzer, A. H. (2017). Assessment of continuous acoustic respiratory rate monitoring as an addition to a pulse oximetry-based patient surveillance system. *Journal of Clinical Monitoring & Computing*, 31(3), 561-569. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=medc&AN=27142098>
- Minagawa-Kawai, Y., Mori, K., Hebden, J. C., & Dupoux, E. (2008). Optical imaging of infants' neurocognitive development: Recent advances and perspectives. *Developmental Neurobiology*, 68(6), 712-728.
- Morillo, D. S., Ojeda, J. R., Foix, L. C., Rendón, D. B., & Leon, A. (2007). Monitoring and analysis of cardio respiratory and snoring signals by using an accelerometer. Paper presented at the 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 3942-3945.
- Myllylä, T. S., Elseoud, A. A., Sorvoja, H. S. S., Myllylä, R. A., Harja, J. M., Nikkinen, J., . . . Kiviniemi, V. (2011). Fibre optic sensor for non-invasive monitoring of blood pressure during MRI scanning. *Journal of Biophotonics*, 4(1-2), 98-107. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med7&AN=20401906>
- Myllylä, T., Harju, M., Korhonen, V., Bykov, A., Kiviniemi, V., & Meglinski, I. (2018). Assessment of the dynamics of human glymphatic system by near-infrared spectroscopy. *Journal of Biophotonics*, 11(8), e201700123. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=prem2&AN=28802090>
- Myllylä, T., Korhonen, V., Surażyński, Ł, Zienkiewicz, A., Sorvoja, H., & Myllylä, R. (2014). Measurement of cerebral blood flow and metabolism using high power light-emitting diodes. *Measurement*, 58, 387-393.
- Myllylä, T., Korhonen, V., Vihriälä, E., Sorvoja, H., Hiltunen, T., Tervonen, O., & Kiviniemi, V. (2012). Human heart pulse wave responses measured simultaneously



at several sensor placements by two MR-compatible fibre optic methods. *Journal of Sensors*, 2012

- Myllylä, T., Zacharias, N., Korhonen, V., Zienkiewicz, A., Hinrichs, H., Kiviniemi, V., & Walter, M. (2017). Multimodal brain imaging with magnetoencephalography: A method for measuring blood pressure and cardiorespiratory oscillations. *Scientific Reports*, 7(1), 1-9.
- Nassi, N., Piumelli, R., Lombardi, E., Landini, L., Donzelli, G., & de Martino, M. (2008). Comparison between pulse oximetry and transthoracic impedance alarm traces during home monitoring. *Archives of Disease in Childhood*, 93(2), 126-132.
- Niemi-Murola, L. (2016). Monitorointi. In L. Niemi-Murola, K. Metsävainio, T. Saari, A. Vahtera & M. Vakkala (Eds.), *Anestesiologian ja tehohoidon perusteet*. Kustannus Oy Duodecim.
- Nilsson, L., Goscinski, T., Johansson, A., Lindberg, L., & Kalman, S. (2006). Age and gender do not influence the ability to detect respiration by photoplethysmography. *Journal of Clinical Monitoring & Computing*, 20(6), 431-436. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med5&AN=17033878>
- Norman, M. B., Middleton, S., Erskine, O., Middleton, P. G., Wheatley, J. R., & Sullivan, C. E. (2014). Validation of the sonomat: A contactless monitoring system used for the diagnosis of sleep disordered breathing. *Sleep*, 37(9), 1477-1487. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med8&AN=25142565>
- Olsén, P., & Vainionpää, L. (2000). Keskosien neurologinen ennuste. *Duodecim*, 116(18), 2032-2037.
- Olsson, E., Ahlsén, G., & Eriksson, M. (2016). Skin-to-skin contact reduces near-infrared spectroscopy pain responses in premature infants during blood sampling. *Acta Paediatrica*, 105(4), 376-380.
- Ozawa, M., Kanda, K., Hirata, M., Kusakawa, I., & Suzuki, C. (2011). Effect of gender and hand laterality on pain processing in human neonates. *Early Human Development*, 87(1), 45-48.
- Park, J. M., Kim, M. J., Yim, H. W., Lee, W., Jeong, H., & Kim, N. J. (2016). Utility of near-infrared light devices for pediatric peripheral intravenous cannulation: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Pediatrics*, 175(12), 1975-1988.
- Patino, M., Redford, D. T., Quigley, T. W., Mahmoud, M., Kurth, C. D., & Szmuk, P. (2013). Accuracy of acoustic respiration rate monitoring in pediatric patients. *Paediatric Anaesthesia*, 23(12), 1166-1173. Haettu osoitteesta

<http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med7&AN=24033591>

- Perri, A. G., Marani, R., & Gelao, G. (2010). A new system for continuous monitoring of breathing and kinetic activity. *Journal of Sensors, 2010*  
doi:10.1155/2010/434863
- Phan, D. H., Bonnet, S., Guillemaud, R., Castelli, E., & Thi, N. P. (2008). Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer. Paper presented at the *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, 4916-4919.
- Phattraprayoon, N., Sardesai, S., Durand, M., & Ramanathan, R. (2012). Accuracy of pulse oximeter readings from probe placement on newborn wrist and ankle. *Journal of Perinatology, 32*(4), 276.
- Phillipos, E., Solevåg, A. L., Pichler, G., Aziz, K., Van Os, S., O'Reilly, M., . . . Schmölder, G. M. (2016). Heart rate assessment immediately after birth. *Neonatology, 109*(2), 130-138. doi:10.1159/000441940
- Ranger, M., Johnston, C. C., Rennick, J. E., Limperopoulos, C., Heldt, T., & Du Plessis, A. J. (2013). A multidimensional approach to pain assessment in critically ill infants during a painful procedure. *The Clinical Journal of Pain, 29*(7), 613.
- Ranger, M., Johnston, C. C., Limperopoulos, C., Rennick, J. E., & du Plessis, A. J. (2011). Cerebral near-infrared spectroscopy as a measure of nociceptive evoked activity in critically III infants. *Pain Research and Management, 16*(5), 331-336.
- Reinvuo, T., Hannula, M., Sorvoja, H., Alasaarela, E., & Myllyla, R. (2006). Measurement of respiratory rate with high-resolution accelerometer and EMFit pressure sensor. Paper presented at the *Sensors Applications Symposium, 2006. Proceedings of the 2006 IEEE*, 192-195.
- Reisner, A., Shaltis, P. A., McCombie, D., & Asada, H. H. (2008). Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists, 108*(5), 950-958.
- Robinson, J. R., Rellinger, E. J., Hatch, L. D., Weitkamp, J., Speck, K. E., Danko, M., & Blakely, M. L. (2017). Surgical necrotizing enterocolitis. Paper presented at the *Seminars in Perinatology, , 41*(1) 70-79.
- Schreiner, C., Catherwood, P., Anderson, J., & McLaughlin, J. (2010). Blood oxygen level measurement with a chest-based pulse oximetry prototype system. Paper presented at the *2010 Computing in Cardiology*, 537-540.
- Selyanchyn, R., Korposh, S., Wakamatsu, S., & Lee, S. (2011). Respiratory monitoring by porphyrin modified quartz crystal microbalance sensors. *Sensors, 11*(1), 1177-1191. Haettu osoitteesta

<http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med7&AN=22346621>

- Sinex, J. E. (1999). Pulse oximetry: Principles and limitations. *The American Journal of Emergency Medicine*, 17(1), 59-66.
- Slater, R., Cantarella, A., Franck, L., Meek, J., & Fitzgerald, M. (2008). How well do clinical pain assessment tools reflect pain in infants? *PLoS Medicine*, 5(6), e129.
- Slater, R., Cantarella, A., Gallella, S., Worley, A., Boyd, S., Meek, J., & Fitzgerald, M. (2006). Cortical pain responses in human infants. *Journal of Neuroscience*, 26(14), 3662-3666.
- Smithline, H. A., Rudnitzky, N., Macomber, S., & Blank, F. S. J. (2010). Pulse oximetry using a disposable finger sensor placed on the forehead in hypoxic patients. *Journal of Emergency Medicine*, 39(1), 121-125. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med6&AN=19406607>
- Sood, B. G., McLaughlin, K., & Cortez, J. (2015). (2015). Near-infrared spectroscopy: Applications in neonates. Paper presented at the *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine*, 20(3) 164-172.
- Sorvoja, H., Myllylä, T. S., Kirillin, M. Y., Sergeeva, E. A., Myllylä, R. A., Elseoud, A. A., . . . Kiviniemi, V. (2010). Non-invasive, MRI-compatible fiberoptic device for functional near-IR reflectometry of human brain. *Quantum Electronics*, 40(12), 1067-1073.
- STMicroelectronics. (2008). LIS344ALH; MEMS inertial sensor high performance 3-axis  $\pm 2/\pm 6g$  ultracompact linear accelerometer. Haettu osoitteesta <https://docs.rs-online.com/178a/0900766b814caae0.pdf>
- Tanaka, S., Matsumoto, Y., & Wakimoto, K. (2002). Unconstrained and non-invasive measurement of heart-beat and respiration periods using a phonocardiographic sensor. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 40(2), 246-252.
- Tatara, T., & Tsuzaki, K. (1997). An apnea monitor using a rapid-response hygrometer. *Journal of Clinical Monitoring*, 13(1), 5-9. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med4&AN=9058247>
- Thiabgoh, O., Eggers, T., & Phan, M. (2017). A new contactless magneto-LC resonance technology for real-time respiratory motion monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical*, 265, 120-126.
- Tuchin, V. (2015). *Tissue optics: Light scattering methods and instruments for medical diagnosis, Third Edition*. SPIE digital library. doi:10.1117/3.1003040

- Van Bel, F., Lemmers, P., & Naulaers, G. (2008). Monitoring neonatal regional cerebral oxygen saturation in clinical practice: Value and pitfalls. *Neonatology*, 94(4), 237-244.
- Watanabe, K., Watanabe, T., Watanabe, H., Ando, H., Ishikawa, T., & Kobayashi, K. (2005). Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(12), 2100-2107. doi:10.1109/TBME.2005.857637
- Wax, D. B., Rubin, P., & Neustein, S. (2009). A comparison of transmittance and reflectance pulse oximetry during vascular surgery. *Anesthesia & Analgesia*, 109(6), 1847-1849.
- Woollard, M., & Greaves, I. (2004). 4 shortness of breath. *Emergency Medicine Journal*, 21(3), 341-350.
- Xia, S., Song, S., & Gao, G. (2018). Robust and flexible strain sensors based on dual physically cross-linked double network hydrogels for monitoring human-motion. *Chemical Engineering Journal*, 354, 817-824.
- Zhang, S., Wang, F., Li, J., Peng, H., Yan, J., & Pan, G. (2017). Wearable wide-range strain sensors based on ionic liquids and monitoring of human activities. *Sensors (Switzerland)*, 17(11) doi:10.3390/s17112621
- Zheng, Y., Leung, B., Sy, S., Zhang, Y., & Poon, C. C. (2012). A clip-free eyeglasses-based wearable monitoring device for measuring photoplethysmographic signals. Paper presented at the 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 5022-5025.
- Zhu, X., Chen, W., Nemoto, T., Kitamura, K., & Wei, D. (2010). Long-term monitoring of heart rate, respiration rhythm, and body movement during sleep based upon a network. *Telemedicine Journal & E-Health*, 16(2), 244-253. Haettu osoitteesta <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=med6&AN=20184454>

## **Liitteet**

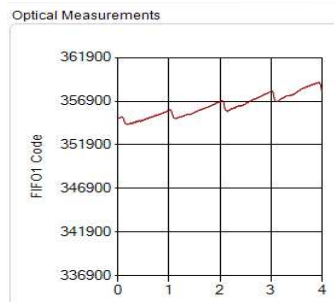
Liite 1: Happisaturaatioanturin käyttöohje

## Happisaturaatioanturin käyttö

Käynnistä MAX30110 Evaluation Kit -ohjelma. Vaihda viereisen kuvan mukaisesti näytteenottotaajuus (Sample Rate) 400Hz:iin sekä LED1 kanavalle FIFO1 ja LED2 kanavalle FIFO2.

Kiinnitä anturi rintakehälle LEDit alaspäin ja aloita testimittaus painamalla

Katso, että happisaturaatio signaalin muoto on pulsoiva. Pysäytä mittaus painamalla



Kasvata mittausaluetta (maksimi 48  $\mu\text{A}$ ), jos signaali näyttää saturoituvan:

ADC Full Scale Range   $\mu\text{A}$

**Aseta ennen varsinaista mittausta tiedostolle nimi:** File > Log File.

Mikäli tiedostonimeä ei ole asetettu, ohjelma ei tallenna dataa. Siinä tapauksessa, että tiedoston nimi on asetettu, mutta mittauksen keskeyttää 'Stop Monitor'-nappia painamalla, minkä jälkeen taas jatkaa mittausta tiedostonimeä muuttamatta, tallentuu data aiempaan tiedostoon kasvattamalla sen kokoa. Myös ohjelman sulkeminen mittauksen välissä estää tämän.

MAX30110 Heart Rate AFE for Wearable He

File Options Help

Settings

Sample Rate  Hz

Low Power Mode

Sample Average

Integration Time   $\mu\text{s}$

ADC Full Scale Range   $\mu\text{A}$

Feedback DAC

Add Offset

AFE Supply Current: 693  $\mu\text{A}$

LED Currents

LED Driver	Range (mA)	LED Currents Peak (mA)	Avg ( $\mu\text{A}$ )
1	<input type="button" value="50"/>	<input type="button" value="3,0"/>	538
2	<input type="button" value="50"/>	<input type="button" value="3,0"/>	538

LED Settling Time   $\mu\text{s}$

LED Mode: Timing Slots

FIFO1

FIFO2

FIFO3

FIFO4

Proximity

Enable

LED Current  mA

Threshold