

AALTO-YLIOPISTO  
Sähkötekniikan korkeakoulu  
Elektroniikan laitos

Mikko Paukkunen

MITTAUSASEMA  
BALLISTOKARDIOGRAFISIIN MITTAUKSIIN

Diplomityö, joka on jätetty opinnäytteenä tarkastettavaksi diplomi-  
insinöörin tutkintoa varten Espoossa 8.8.2011

Valvoja:  
Prof. Raimo Sepponen

Ohjaaja:  
Matti Linnavuo

Tekijä: Mikko Paukkunen

Työn nimi: Mittausasema ballistokardiografisiin tutkimuksiin

Päivämäärä: 8.8.2011

Kieli: Suomi

Sivumäärä: 7 + 53

Sähkötekniikan korkeakoulu

Elektroniikan laitos

Professuuri: Sovellettu elektroniikka

Koodi: S-66

Työn valvoja: Prof. Raimo Sepponen

Työn ohjaaja: Matti Linnavuo

Ballistokardiografiassa (BKG) mitataan sydämen ja verenkiertoelimistön mekaanisen toiminnan kehoon aiheuttamia liikkeitä. BKG-signaali havaittiin ensimmäisen kerran jo 1800-luvun puolivälissä. Ballistokardiografia ei ole kuitenkaan vielääkään yleistynyt kliiniseen käyttöön muun muassa käytännöllisten laitteiden puuttumisen ja toisaalta myös tulkinta-algoritmien vähäisyyden vuoksi.

Tässä työssä toteutetaan mittausasema, jonka tavoitteena on BKG-signaalin mittaamisen lisäksi mitata sellaiset signaalit, joiden avulla voidaan arvioida hengitystä, verenpainetta ja sykettä. Lisäksi mittausjärjestelmän on mahdollistettava BKG-signaalin keskiarvoistuksen tahdistaminen.

Mittausasema mittaa BKG-signaalin sekä kiihtyvyyssanturilla että erityisellä BKG-tuolilla. BKG:n lisäksi mittausasema mittaa elektrokardiogrammin (EKG), sormipletysmogrammin ja hengityksen. Mittausasema visualisoi mittaustulokset mittauksen aikana LabView-sovelluksella, ja tallentaa mittaustulokset tiedostoihin.

Laitteiston toimivuuden testaamiseksi tehtiin mittaussarja, jossa mitattiin kymmentä koehenkilöä. Mittaussarjan tulokset osoittavat, että mittausasema täyttää sille asetetut vaatimukset.

Avainsanat: Ballistokardiografia, BKG, EKG, hengitys, verenpaine

Author: Mikko Paukkunen

Title: Measurement station for ballistocardiographic measurements

Date: 8.8.2011

Language: Finnish

Number of pages: 7 + 53

School of Electrical Engineering

Department of Electronics

Professorship: Applied Electronics

Code: S-66

Supervisor: Prof. Raimo Sepponen

Instructor: Matti Linnavuo

In ballistocardiography (BCG), the movements of human body due to the mechanical action of the heart and vasculature are studied. BCG signal was discovered in the middle of the 19<sup>th</sup> century. Ballistocardiography has not reached status as a clinical method due to the lack of practical devices and analysis algorithms.

The aim of this work is to implement a measurement station which measures both BCG and additional signals whose purpose is to provide means to approximate breath, blood pressure and heart rate. The station must also provide a triggering for averaging of the BCG signal.

The measurement station measures BCG with both an accelerometer and a custom made BCG chair. Electrocardiogram (ECG), finger plethysmogram (PPG) and breathing are also measured. The measurement station visualizes the results with a LabView application and stores them to files.

To verify the functionality of the measurement station, a series of measurements with ten participants was made. The results of these measurements show that the measurement station fulfills the requirements that were set in this work.

Keywords: Ballistocardiography, BCG, ECG, respiration, blood pressure

## **Esipuhe**

Tämä työ tehtiin Sähkötekniikan korkeakoulun Elektroniikan laitokselle Sovelletun elektroniikan tutkimusryhmässä.

Haluan kiittää professori Raimo Sepposta kiinnostavasta aiheesta ja mahdollisuudesta tehdä diplomityö Sovelletun elektroniikan yksikössä. Matti Linnavuota haluan kiittää työni ohjaamisesta ja lukuisista neuvoista työn eri osa-alueisiin liittyen. Lisäksi haluan kiittää professori Pekka Eskelistä teknisiin yksityiskohtiin liittyvistä neuvoista.

Otaniemi, 14.7.2011

Mikko Paukkunen

# Sisällysluettelo

Tiivistelmä	i
Tiivistelmä (englanniksi)	ii
Esipuhe	iii
Sisällysluettelo	iv
Lyhenteiden ja merkkien selitykset	vi
1. Johdanto.....	1
1.1 Ballistokardiografia .....	1
1.2 Miksi mitata BKG:ta? .....	2
1.3 Diplomityön sisältö .....	3
1.3.1 Mittausongelma .....	3
1.3.2 Tavoitteet ja vaatimukset.....	3
2. Verenkierron ja verenkiertoelimistön mittaukset .....	4
2.1 Mittaukset keskiarvoistamisessa .....	4
2.2 Mittausten laatu .....	5
2.3 Verenpaine.....	5
2.4 Hengitys.....	6
2.5 Sydämen toimintasykli .....	7
2.5.1 Syke .....	7
3. Mittauslaitteiston toteutus .....	9
3.1 Kiihtyvyyssanturilla mitattu BKG ja hengitysmittaus .....	9
3.2 BKG-tuoli .....	14
3.3 Elektrokardiografia ja sormiplotysmografia.....	17
3.4 Mittausten yhdistäminen .....	17
3.4.1 Tiedonsiirto ja laitteiston kotelointi .....	17
3.4.2 Mittaus- ja datankeräysohjelmisto.....	18
4. Laitteistolla tehty mittaussarja.....	21
4.1 Mittausten kulku.....	21
4.2 Mittalaitteiden kiinnitys .....	22
5. Tulokset .....	23
6. Johtopäätökset .....	29
6.1 Tavoitteiden saavuttaminen.....	29

6.2 Laitteiston jatkokehitys .....	29
7. Yhteenveto.....	32
8. Viitteet .....	33
9. Liitteet .....	36

## Lyhenteiden ja merkkien selitykset

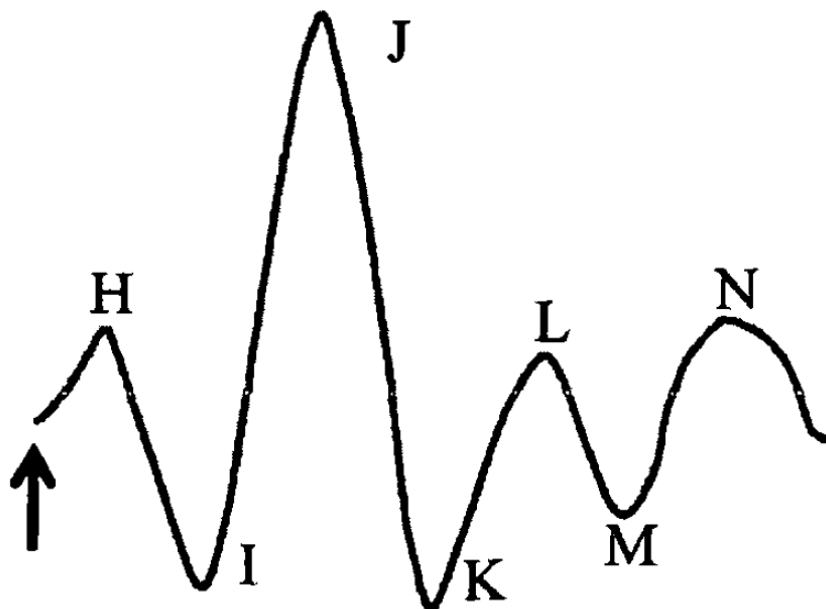
Lyhenne	Selitys
A-D	Analog to digital
AVR	Atmelin mikrokontrolleriperhe
BKG	Ballistokardiografia
bpm	Iskua minuutissa (beats per minute)
EKG	Elektrokardiografia
EMFi	Elektromekaaninen kalvo
g	Maapallon vetovoiman aiheuttama kiihtyvyys maapallon pinnalla (n. 9,81 m/s <sup>2</sup> )
IKG	Impedanssikardiografia
PAT	Pulssin saapumisaika (pulse arrival time)
PKG	Fonokardiografia (phonocardiography)
SNR	Signaali-kohinasuhde (signal to noise ratio)
TTL	Transistor-transistor logic
USB	Universal Serial Bus
VKG	Vektorikardiografia

# 1. Johdanto

## 1.1 Ballistokardiografia

Ballistokardiografiassa (BKG) mitataan sydämen ja verisuoniston mekaanisen toiminnan kehoon aiheuttamia liikkeitä. Sydänkammioiden supistuessa sydäimestä virtaava veri aiheuttaa voiman, joka voidaan havaita kehon liikkeinä (1). Ensimmäisenä verenkierrosta aiheutuvat kehon liikkeet havaitsi J.W. Gordon vuonna 1877 huomauttaessaan, että vaa'alla seistessä vaa'an viisari värähteli sydämen tahdissa (2). BKG-signaalia on mitattu myöhemmin esimerkiksi kiihtyvyyssanturilla, elektromekaanisella kalvolla (EMFi), sähkömagneetin ja kelan yhdistelmällä ja mekaanisesti (3,4,5). Antureita on kiinnitetty esimerkiksi tuoliin, sänkyyn, muokattuihin vaakoihin, koehenkilöön ja katosta roikkuvaan pöytään (4,5,6,7,8). Ballistokardiografia ei vielä ole yleistynyt kliiniseen käyttöön (1). Syitä tähän ovat esimerkiksi tulkinta-algoritmien vähyys ja käytännöllisten laitteiden puuttuminen (9).

Amplitudiltaan mitatut kiihtyvyydet ovat suuruusluokkaa 0,001 g (10) taajuuden ollessa 0-40 Hz (1). BKG-signaalista saatava ballistokardiogrammi koostuu H-, I-, J-, K-, L ja M-aalloista (11,12) sekä F-, G- ja N-aalloista (12). Kuvassa 1 on esitetty tyypillinen BKG-signaali. Aallot voidaan jakaa kuuluviksi kolmeen pääryhmään: esisystolen aikaiseen, systolen aikaiseen ja diastolen aikaiseen (12). F- ja G-aallot kuuluvat esisystoleen (12). H-, I-, J- ja K-aallot kuuluvat systoleen (12). L-, M- ja N-kuuluvat diastoleen (12).

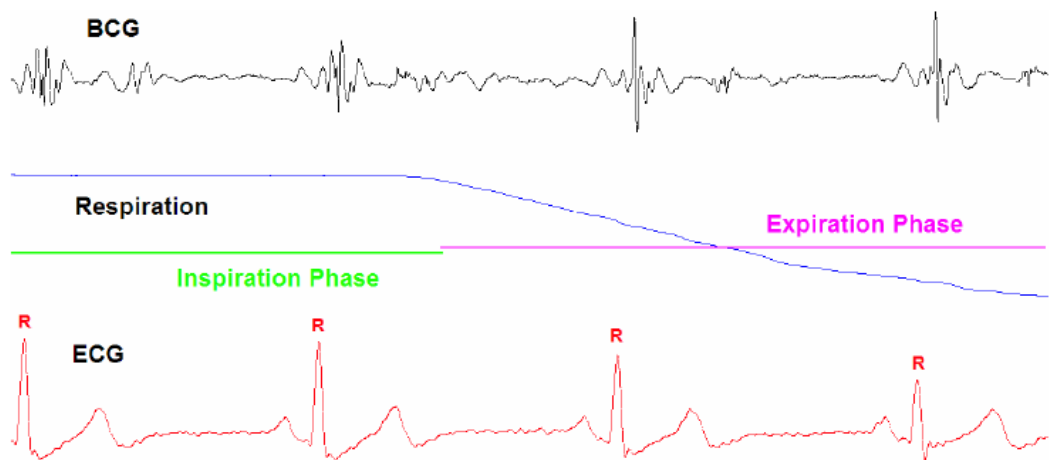


Kuva 1. BKG-signaali. Nuoli osoittaa EKG-signaalin R-aallon paikkaa. (5)

## 1.2 Miksi mitata BKG:ta?

Kirjallisuudessa on esitetty oletuksia, joiden mukaan ballistokardiogrammista voitaisiin nähdä monia sydämen ja verisuoniston vajaatoimintoja, kuten sydänlihaksen heikkous, sepelvaltimotauti, aortan kaventuminen, hypertensio, noussut laskimopaine, sydämen puoliskojen epätasainen voimakkuus, sydämen eteisvärinä ja sydämen eteisen poikkeumia (5,8,11,13). Ballistokardiogrammista voisi lisäksi nähdä erilaisten lääkeaineiden kuten adrenaliinin, nitroglyseriinin, nikotiinin ja kinidiinin aiheuttamia muutoksia (12). Ballistokardiografian etuja esimerkiksi elektrokardiografiaan (EKG) verrattuna on, että mittaus voidaan tehdä kiinnittämättä mittapäitä koehenkilöön (12). Mittaustapa mahdollistaa myös mitausten tekemisen ilman lääketieteellistä henkilökuntaa (12).

Erilaisten sydämen vajaatoimintojen lisäksi ballistokardiogrammista on mahdollista arvioida myös hengitystä (9,14,15) ja sydämen lyöntitiheyttä ja sen vaihtelua (14,15,16). Yhdistettynä sormesta otettuun fotopletysmogrammiin, voidaan ballistokardiogrammista arvioida myös pulssin saapumisaikaa, ja saapumisajan avulla edelleen systolista verenpainetta ja verenpaineen vaihtelua (16). Ballistokardiogrammista voidaan nähdä myös mitattavan henkilön liikehdinnän vaikutuksia, ja tätä tietoa voidaan käyttää esimerkiksi mittauksen laadun arviointiin. Kuvassa 2 näkyy hengityksen vaikutus BKG-signaalin amplitudiin sekä EKG-signaali.



Kuva 2. Hengityksen vaikutus BKG-signaaliin ja EKG-signaali. (9)

Ballistokardiografialla ei saada vielä absoluuttisia mitaustuloksia, mikä johtuu luultavasti ihmiskehojen erilaisesta keskinäisestä rakenteesta. Yhden ihmisen ballistokardiogrammit eivät ajan kuluessa kuitenkaan muutu suuresti, joten ballistokardiografiaa voisi käyttää yksilön sydämen toiminnan suhteellisten muutosten tarkassa arvioinnissa. (5)

## **1.3 Diplomityön sisältö**

### **1.3.1 Mittausongelma**

Jotta BKG-signaalista analysoidut tiedot voidaan verifioida, tulee samat suureet mitata myös jollain tunnetulla BKG:sta riippumattomalla menetelmällä, ja verrata näitä tuloksia BKG:sta analysoituihin tuloksiin. Näin signaalista saadaan luotettavampaa tietoa, ja vältetään tekemästä johtopäätöksiä signaalin sisältämästä tiedosta pelkästään sen itsensä avulla. Myöskään BKG:n keskiarvoistamisen tahdistusta ei tule tehdä BKG-signaalista, vaan tahdistukseen pitää käyttää erillistä signaalia.

### **1.3.2 Tavoitteet ja vaatimukset**

BKG-signaalin mittaamisen lisäksi mittausaseman tavoitteena on mitata verenkierrosta ja verenkiertoelimistöstä sellaisia ilmiöitä, joiden avulla voidaan tuottaa tietoa koehenkilön verenpaineesta ja sen vaihtelusta, hengityksen vaiheesta ja taajuudesta, sykkeestä ja sen vaihtelusta sekä sydämen toimintasyklistä siten, että näitä tietoja voidaan käyttää BKG-signaalin keskiarvoistamiseen tai referenssinä ballistokardiogrammissa nähdylle ilmiöille. Mittausmenetelmien tulisi olla sellaisia, että ne eivät vaadi kalibrointia jokaiselle koehenkilölle erikseen.

Kaikkien mittausmenetelmien on mitattava haluttua suuretta riittävän suoraan välttämättä halutun suureen johtamista muista suureista. Jotta mittauksiin ei tarvittaisi lääketieteellistä henkilöstöä, on kaikkien mittauksien oltava kehon ulkopuolella tapahtuvia. Jotta koehenkilöille ei aiheutuisi tarpeetonta henkistä rasitusta, pyritään tarkkuuden ja käytettävyyden salliessa vähentämään mittausmenetelmän koehenkilölle aiheuttamaa epämukavuutta. Mittauksiin käytettävän laitteiston tulee olla yleisesti saatavilla, joten esimerkiksi uusimpia vielä tutkimuskäytössä olevia menetelmiä ei voida käyttää. Koska mittauksia käytetään myös referenssinä BKG:ssa nähdylle ilmiöille, tulee niiden olla luotettavia ja mieluiten myös vakiintuneita menetelmiä, joiden ominaisuudet tunnetaan hyvin.

Koska kaikki tässä työssä tehtävät mittaukset tehdään koehenkilön ollessa levossa, voidaan mittausmenetelmien vaatimukset asettaa mitattavien suureiden normaalien lepoarvojen mukaan. Normaali hengitystaajuus levossa on noin 10-20 kertaa minuutissa. Sydämen tiheälyöntisyys todetaan kun leposyke ylittää 100 bpm. Bradykardia taas todetaan kun leposyke alittaa 60 bpm. Normaalikin ihminen voi poiketa näistä arvoista hieman, joten vaadituksi sykealueeksi asetetaan 40-120 bpm.

## 2. Verenkierron ja verenkiertoelimistön mittaukset

### 2.1 Mittaukset keskiarvoistamisessa

Koska sydämen toiminta on jaksollista, myös BKG-signaali on jaksollinen signaali. Sydämen toimintajaksot eivät kuitenkaan ole keskenään täysin samanlaisia, joten ballistokardiogrammin analysointia voidaan parantaa keskiarvoistamalla mitattu BKG-signaali. Keskiarvoistaminen voidaan tahdistaa sydämen toimintajaksioon esimerkiksi EKG:n avulla. Tahdistuksen liipaisuajankohdan valinnan lisäksi keskiarvoistamisessa tulee valita haluttu aikaikkuna. Sydämen toiminnan pienten vaihteluiden vuoksi keskiarvoistuksen tahdistus on sitä tarkempi mitä lähempänä liipaisuajankohtaa ollaan. Liipaisu ja aikaikkuna kannattaakin valita tutkittavan aaltomuodon perusteella, joten yleisesti käytetty tahdistuksen liipaisu EKG:n QRS-kompleksista ei välttämättä ole aina paras vaihtoehto.

Samalla taajuudella sydämen toiminnan kanssa olevien signaalien kuten hengittämisen suodattaminen voi olla hyvin vaikeaa. Kun häiriöt ovat tutkittavan signaalin kanssa samalla taajuusalueella, voidaan signaali-kohinasuhdetta parantaa keskiarvoistamalla (17). Mikäli oletetaan, että mitattava signaali on vakio toistuvissa mittauksissa, häiriö on satunnaista odotusarvonaan nolla ja varianssina  $\sigma^2$  ja häiriö ja signaali ovat toisistaan riippumattomia, saadaan signaali-kohinasuhteelle seuraava lauseke:

$$SNR = \frac{S}{N} = \frac{S}{\sqrt{\sigma^2}} = \frac{S}{\sigma} \quad (1)$$

missä S on signaalin amplitudi, N on häiriön amplitudi ja  $\sigma^2$  on häiriön varianssi.

Keskiarvoistusta käyttämällä signaali-kohinasuhteeksi saadaan

$$SNR_{ave} = \frac{S}{\frac{\sqrt{n\sigma^2}}{n}} = \sqrt{n} \frac{S}{\sigma} \quad (2)$$

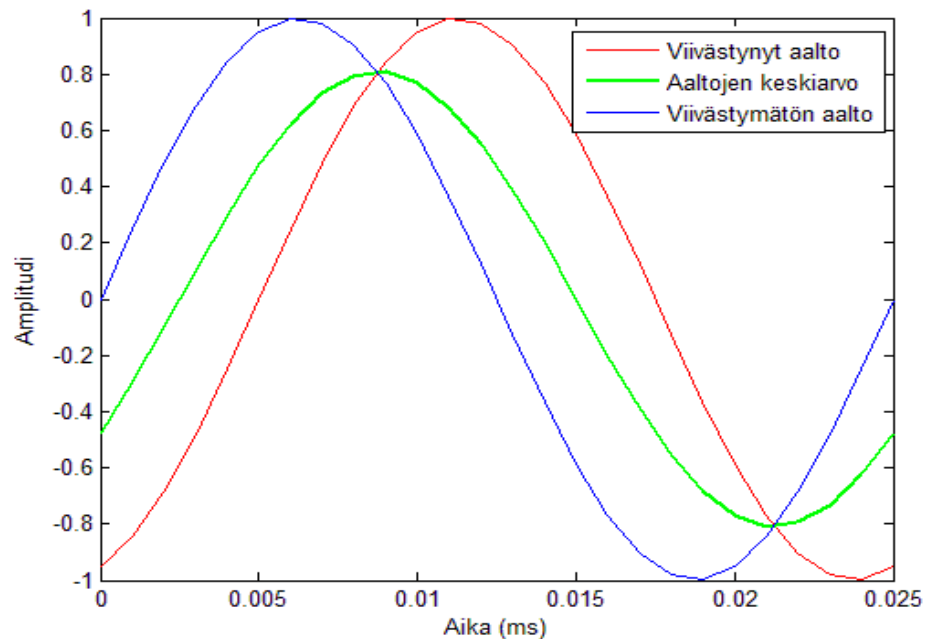
missä n on keskiarvoistukseen käytettyjen näytteiden määrä.

Vertaamalla lausekkeita (1) ja (2) nähdään, että keskiarvoistamalla signaali-kohinasuhde parantuu kertoimella  $\sqrt{n}$ . Keskiarvoistusta voidaan edelleen parantaa käyttämällä keskiarvoistuksessa vain niitä BKG-signaalin arvoja, jotka on saatu uloshengitysvaiheessa (9).

Keskiarvoistamisessa virhettä voi aiheuttaa esimerkiksi tahdistuksen liipaisuajankohdan aaltoilu. Kuvassa 3 on kaksi 40 Hz:n siniaaltoja, joista toinen on viivästynyt viisi millisekuntia suhteessa toiseen ja aaltojen keskiarvo. Kuvasta 3 nähdään myös, että aaltoilu voi pienentää keskiarvoa.

Keskiarvoistamisessa myös käytetyn aikaikkunan pituudella on myös merkitystä keskiarvon muodostumisessa. Mikäli aikaikkuna on liian pitkä, voi keskiarvoon tulla

mukaan myös osa seuraavaa sydämenlyöntiä, jolloin keskiarvon taajuusspektri vääristyy.



Kuva 3. Aaltoilun vaikutus keskiarvoistukseen.

## 2.2 Mittausten laatu

BKG-signaaliin vaikuttaa haluttujen ilmiöiden lisäksi myös monia häiriötekijöitä. Esimerkiksi mittauselektronikka ja sen mekaaninen toteutus vaikuttavat merkittävästi BKG-signaaliin. Koehenkilön jalkojen ja pään tuenta voi vaikuttaa siihen kuinka paljon koehenkilö liikkuu ja sitä kautta siihen kuinka paljon BKG-signaalissa nähdään liikeartefaktoja. Lisäksi koetilan mekaaninen värinä aiheuttaa muutoksia BKG-signaaliin. Myös potilaan henkinen ja fyysinen tila vaikuttaa verenkiertoon ja verenkiertoelimistön toimintaan ja sitä kautta BKG-signaaliin.

Muun muassa yllä mainituista häiriötekijöistä johtuen BKG:ta mitattaessa tarvitaan menetelmä, jolla voitaisiin tarvittaessa hylätä huonoja mittauksia, jolloin ne eivät pääsisi vaikuttamaan keskiarvoistamiseen ja sitä kautta heikentämään ballistokardiogrammin luotettavuutta. Signaalin hyvyyden arvioimista voidaan lähestyä sekä signaalinkäsittelyalgoritmeilla että lisämittausten avulla.

## 2.3 Verenpaine

Suorat menetelmät ovat luotettavampia kuin epäsuorat menetelmät ja ne mahdollistavat myös verenpaineen jatkuvan seuraamisen (18). Mittausaseman vaatimusten vuoksi suoria menetelmiä ei kuitenkaan voida tässä työssä käyttää. Monet epäsuorat menetelmät perustuvat Riva-Roccin menetelmään ja erona näissä mittaustavoissa on valtimon aukeamisen ja täysin auki olemisen ajankohtien

määritykseen käytetty menetelmä (1). Verenpaineen määrittämiseen on käytetty myös sormenpäästä mitattua fotopletysmogrammia (19).

Riva-Roccin menetelmään perustuvien mittaustapojen ongelma on se, että mittausta ei ole mahdollista tehdä jatkuvana ja diastolista ja systolista verenpainetta ei saada samasta sydämen syklistä (18). Myös suuret mittausrvirheet ovat yleisiä ja useissa menetelmissä diastolinen verenpaine on huomattavasti epäluotettavampi kuin systolinen (18). Suorien mittaustapojen etuna on mittauksen jatkuvuus ja luotettavuus, mutta ongelmana on toisaalta välineistön monimutkaisuus ja koehenkilön häiriintyminen (18). Fotopletysmografiassa Finapres-laitteella saadaan jatkuva mittaus verenpaineesta ei-invasiivisesti, ja ideaalisissa olosuhteissa yhtä tarkasti kuin suorilla menetelmillä (20). Toisaalta on esitetty väitteitä siitä, että kyseisellä menetelmällä mitattu systolinen verenpaine ei olisi tarkka (19,21). Finapres-laitteen parannettu versio Finometer näyttäisi kuitenkin ratkaisevan epätarkan systolisen verenpaineen ongelman (21). Sormimansettia käyttävällä CNAP-laitteella anestesian aikana mitatun verenpaineen on myös näytetty olevan suorien menetelmien tasoinen (22).

Pulssin saapumisaika voidaan määrittellä esimerkiksi EKG:n R-aallon ja sormesta mitatun pletysmogrammin pulssin huipun väliseksi ajaksi. EKG:n R-aallon sijasta voidaan kuitenkin käyttää myös BKG:n I-aaltoa. (16)

Absoluuttista systolista verenpainetta voidaan arvioida pulssin saapumisajasta käyttämällä seuraavaa kaavaa:

$$SPB = A \frac{L}{PAT} + B \quad (3)$$

missä L on koehenkilön käden pituus, A on terveille koehenkilöille yhteinen herkkyyskerroin, B on koehenkilökohtainen erikseen kalibroitava vakio ja PAT on pulssin saapumisaika (23).

Verenpaineen vaihtelun mittauksessa absoluuttiset arvot eivät ole olennaisia, mutta suhteellisten muutosten näkyminen on tärkeää. Verenpaineen vaihtelu tapahtuu yleensä alle 1 Hz:n taajuudella.

## 2.4 Hengitys

Hengitystä voidaan mitata esimerkiksi rintakehän ympärysmittan muutoksia mittaamalla, hengitetyn ilman lämpötilaa tai hiilidioksidipitoisuutta mittaamalla, impedanssipneumografialla sekä käyttäen maskeja tai spirometrejä (1). Hengitetyn ilman lämpötilaa ja hiilidioksidipitoisuutta voidaan mitata antureilla, jotka on kiinnitetty koehenkilöön siten, että hengitysilma kulkee niiden kautta (1). Lämpötilan ja hiilidioksidipitoisuuden mittausten tarkkuus riippuu käytetyn anturin tarkkuudesta. Impedanssipneumografiassa mitattavan henkilön rintakehän iholle kiinnitetään elektrodeja, joista hengitys mitataan (1). Oikein kiinnitetyistä elektrodeista saa noin 150-200  $\Omega$  impedanssin, johon hengitysiikkeet aiheuttavat noin yhden prosentin

muutoksen (1). Rintakehän ympärysmittan muutoksia voidaan mitata esimerkiksi rinnan ympäri kiinnitetyn venyvän nauhan impedanssin muutoksia mittaamalla (1). Kuten hengitysilman lämpötilaa ja hiilidioksidipitoisuutta mitatessa, myös tässä menetelmässä tarkkuus riippuu käytetystä mittauselektroniikasta.

Maskien ja spirometrioiden ongelma on niiden käytön vaikutus mitattavan henkilön henkiseen vointiin ja se, että ne häiritsevät hengitystä (1). Koehenkilön mukavuuteen vaikuttavat negatiivisesti myös lämpötila- tai hiilidioksidipitoisuusanturien vaatimat kiinnitysmekanismit. Impedanssipneumografiassa käytetyt elektrodit vaikuttavat myös negatiivisesti koehenkilön mukavuuteen. Rintakehän ympärysmittan muutosten mittaaminen rintakehän ympäri kiinnitetyn venyvän nauhan impedanssia mittaamalla saattaisi olla koehenkilön kannalta edellä esitetyistä vaihtoehdoista miellyttävien sillä tätä menetelmää käytettäessä mitattavaan henkilöön ei suoraan kiinnitetä mitään. Impedanssin mittaamisessa voidaan myös vaikuttaa mittauksen tarkkuuteen mittauselektroniikan valinnalla. Hengityksen aiheuttamia rintakehän liikkeitä voidaan tarkkailla myös kiihtyvyyssanturilla. Kiihtyvyyssantureita on saatavilla erittäin pienikokoisina, joten tällä menetelmällä hengityksen mittaamisesta voisi saada melko huomaamattoman.

## **2.5 Sydämen toimintasykli**

Sydämen toimintasykliä voidaan mitata muun muassa elektrokardiografialla, vektorikardiografialla (VKG) ja fonokardiografialla (PKG). EKG mittaa sydämen toiminnan aiheuttamia sähköisiä muutoksia koehenkilön iholle kiinnitettyjen elektrodien välillä. VKG:ssa mitataan EKG-signaalia kahdessa toisinaan vasten kohtisuorassa suunnassa. PKG:ssa mitataan sydämen pumppauksen aiheuttamia ääniä.

EKG on vakiintunut monitorointimenetelmä, jonka yhteyteen on kehitetty paljon diagnostisia analyysimenetelmiä. EKG:ta on käytetty referenssinä tai ajoituksen apuna myös monessa BKG-tutkimuksessa (4,9,24). EKG:n haittapuoliin lukeutuu elektrodien käyttämisen potilaalle aiheuttama häiriö. Esimerkiksi elektrokardiogrammin R-aalto on luotettavasti tunnistettavissa ja näin ollen tarjoaisi hyvän liipaisumerkin keskiarvoistamisen tahdistukselle. PKG:ssa vastaava merkki olisi ensimmäinen ääni (1). Kuten EKG:ssa, täytyy myös PKG:ssa kiinnittää koehenkilöön mittauslaitteistoa. VKG:n on todettu olevan joissain tilanteissa parempi tunnistamaan erilaisia sydämen vajaatoimintoja kuin EKG (1), mutta mahdollisesta paremmasta diagnosointikyvystä ei tässä työssä ole hyötyä.

### **2.5.1 Syke**

Syke saadaan analysoitua sydämen toimintaa kuvaavista signaaleista, mutta lisäksi se voidaan mitata myös erillisenä mittauksena. Syke voidaan mitata mistä tahansa kehonosasta, jossa valtimo saadaan painettua luuta vasten tai se on riittävän pinnassa sekä mistä tahansa biologisesta signaalista, joka on riippuvainen sydämen toimintajaksosta. Menetelmiä sykkeen mittaamiseen ovat esimerkiksi kahden

koehenkilöön kiinnitetyn elektrodin välisen impedanssin muutosten mittaaminen, raajan tai sormen ympärille laitetun venyvän nauhan impedanssin muutosten mittaaminen ja sykkeen aiheuttamien optisten muutosten mittaaminen fotoelektrisesti (1). Näistä yleisimmin käytetty on fotoelektroninen menetelmä, jossa optisia muutoksia mitataan sormenpäästä joko läpäisseen tai heijastuneen valon perusteella (1).

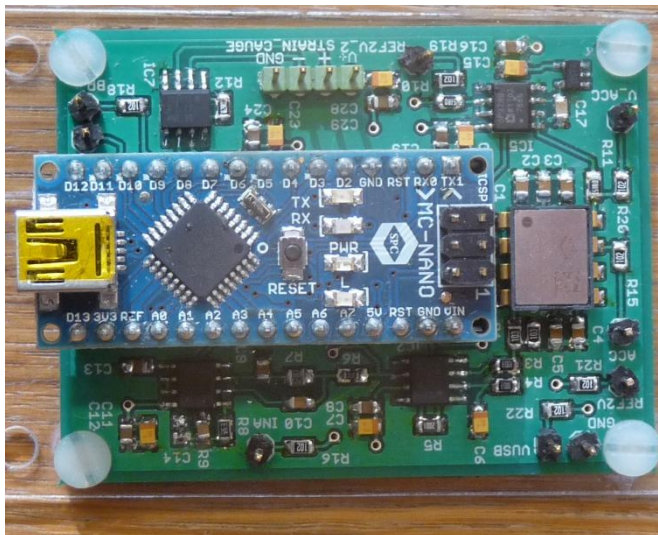
EKG mittaa sydämen toimintaa, joten syke saadaan suoraan sydämen toimintaa kuvaavasta signaalista. Esimerkiksi sormesta mitattu syke ei niinkään mittaa sydämen toimintaa kuin sen seurauksia verisuonistossa, jolloin mitattuun sykkeen arvoon vaikuttaa enemmän häiriötekijöitä. Sykkeen saapumisaikaan ja sitä kautta myös sykkeen absoluuttiseen arvoon voi vaikuttaa esimerkiksi mitattavan henkilön verenpaine, asento ja lihasten jännitystilat. Kaulavaltimosta mitattaessa saadaan syke lähempää sydäntä kuin sormesta mitattaessa, joten on mahdollista, että myös häiriötekijöiden vaikutus pienenee. Esimerkiksi EKG:ssa käytettävät elektrodit voivat häiritä potilasta, joten sormesta otettu pletysmogrammi voisi tässä mielessä olla parempi menetelmä kuin elektrodeja käyttävät menetelmät.

### 3. Mittauslaitteiston toteutus

Mittauslaitteistoon kuuluvat aiemmin Sovelletun elektroniikan tutkimusryhmässä kehitetty BKG-tuoli (25), tässä työssä kehitetty kiihtyvyyssanturiin perustuva BKG-mittauselektroniikka, hengitysmittauselektroniikka sekä kaupalliset EKG- ja sormipletysmografiamoduulit, jotka otettiin käyttöön tässä työssä. Tuoli-BKG-mittauksen rinnalle kehitettiin toinen BKG-mittausmenetelmä, koska mittauslaitteistoa suunniteltaessa heräsi epäilyksiä BKG-tuolin käyttökelpoisuudesta.

#### 3.1 Kiihtyvyyssanturilla mitattu BKG ja hengitysmittaus

Toinen BKG-mittaus päätettiin tehdä kiihtyvyyssanturilla, koska mittauksen voi tehdä eri asennoissa tekemättä muutoksia elektroniikkaan. Kiihtyvyyssanturin voi haluttaessa kiinnittää koehenkilöön siten, että se mittaa pystysuuntaisten kiihtyvyyksien sijasta vaakatasoisia kiihtyvyyksiä. Kiihtyvyyssanturia käytettäessä myös kotelo on mahdollista tehdä pieneksi ja näin saada anturin sijoittelu joustavammaksi. Kuvassa 4 on BKG- ja hengitysmittauselektroniikan toteutus piirilevyllä.



Kuva 4. BKG- ja hengitysmittauselektroniikan toteutus piirilevyllä.

#### Kiihtyvyyssanturin valinta

Suuri osa markkinoilla olevista kiihtyvyyssantureista on tehty mittaamaan kiihtyvyyksiä vähintään alueella  $\pm 1g$ . Sydämen ja verenkiertoelimistön aiheuttamat kiihtyvyydet ovat kuitenkin luokkaa 1 mg, joten riittävän herkän kiihtyvyyssanturin löytäminen oli vaikeaa. Suuressa osassa antureita jo pelkkä kohina oli samaa suuruusluokkaa BKG-signaalin kanssa. Toisaalta pienemmille kiihtyvyyksille tarkoitettujen antureiden kaistanleveys oli monesti liian pieni. Anturin taajuuskaistan alarajan täytyy olla lähellä nollaa, koska suuri osa BKG-signaalin komponenteista on hyvin matalilla taajuuksilla. Kompromissina kohina-, herkkyyys- ja kaistanleveysvaatimuksiin valittiin tässä työssä käytettäväksi VTI:n SCA610-

C21H1A-kiihtyvyyssanturi. Anturi mittaa kiihtyvyyksiä 0-50±30 Hz:n taajuuksilla herkkyydellä 2V/g. Anturin kohina on 100 Hz:n kaistalla 0,1 mg:n luokkaa. Haasteellisinta anturin käyttöönotossa on käyttöjännitehäiriöiden kytkeytyminen vaimentumattomana lähtösignaaliin. Anturin taajuuskaista voi pienimmillään olla 20 Hz vaadittua pienempi, mutta suurimmillaan 40 Hz suurempi, joten mittauksissa tulee kiinnittää huomiota anturin taajuuskaistan riittävyteen. Ennen päätymistä SCA610-C21H1A-anturiin, kokeiltiin myös MMA7361LCR1- ja LIS3L02AL-antureita. Taulukossa 1 on esitelty kokeiltujen antureiden tämän työn kannalta tärkeimmät parametrit.

Taulukko 1. Testatut kiihtyvyyssanturit.

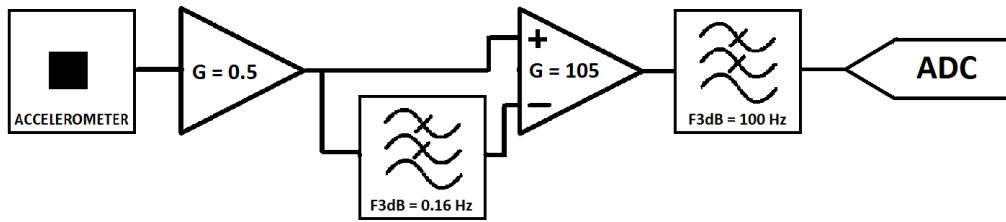
Anturi	MMA7361LCR1	LIS3L02AL	SCA610-C21H1A
Valmistaja	Freescale Semiconductor	STMicroelectronics	VTI
Herkkyys (V/g)	0,8 (VDD = 3.3V)	0,66 (VDD = 3.3V)	2 (VDD = 4.1V)
Mittausalue (g)	1,5	2	1
Kohina 100 Hz kaistalla (mg)	5	0,7	0,1
Kaistanleveys (Hz)	400	1500	50 + 30

### Kiihtyvyyssanturin signaalin vahvistus ja suodattaminen

Koska BKG-signaalissa on merkittäviä komponentteja matalilla taajuuksilla, ei signaalille voitu tehdä tasajännite-erotusta ylipäästösuoittamalla ilman, että matalat taajuudet häiriintyisivät. Tasajännitekomponentin vuoksi signaalia ei voitu myöskään vahvistaa suoraan operaatiovahvistimella ilman, että vahvistin olisi satureitunut. Signaalia ei voinut myöskään vahvistaa differentiaalivahvistimella vertaamalla sitä vakiojännitteeseen, koska anturin tasajännitetaso vaihtelee hieman koehenkilön asennon ja anturin kiinnitykseen mukaan. Signaali saadaan vahvistettua alipäästösuoittamalla siitä esiin tasajännitetaso ja vahvistamalla sen ero signaaliin instrumentointivahvistimella. Tätä menetelmää käytettäessä anturin signaali voidaan vahvistaa samalla tavalla kaikissa asennoissa ilman kalibrointia eri asentojen välillä.

Yhteismuotoisen jännitteen pienentämiseksi signaalin amplitudi pienennetään ennen vahvistusta puoleen jännitteenjaolla. Signaalille tehdään vahvistuksen jälkeen häiriöiden vaimentamiseksi kaksiasteinen alipäästösuoitus 100 Hz:n ylärajataajuudella. Alipäästösuoitatin suunniteltiin käyttäen Texas Instrumentsin FilterPro-ohjelmistoa. Ohjelmiston tuottama suunnitelma on esitetty liitteessä F.

Kuvassa 5 on esitetty kiihtyvyyssanturin mittauselektroniikan toteutus lohkokaaviona.



Kuva 5. Mittauselektroniikan lohkokaavio.

## Anturi hengityksen mittaamiseen ja anturin lähtösignaalin vahvistaminen

Hengityssignaali voidaan mitata kiihtyvyyssanturilla, mutta normaalista hengityksestä aiheutuvat kiihtyvyydet ovat luokkaa 1 mg taajuuden ollessa alle 1 Hz. Signaalin amplitudi on siis samaa luokkaa BKG-signaalin kanssa ja taajuuskaista menee päällekkäin BKG:n 40 Hz taajuuskaistan kanssa. Signaali voidaan kuitenkin saada esiin voimakkaalla alipäästösuodatuksella, mutta tällöin ongelmaksi tulee suodatuksen aiheuttama viive. Toisaalta kapeakaistainen suodatin on myös herkkä oskilloimaan. Lisäksi kiihtyvyyssmittaus mittaa muutoksia eikä pysyvää tilaa. Hengityksen mittauksessa onkin parempi mitata joko rintakehän liikkeen nopeutta tai rintakehän tietyn kohdan paikan muutoksia, koska tällöin signaali on suoraan verrannollinen hengitykseen, ja hengityksen vaihe pystytään näkemään jo käsittelemättömästä signaalista.

Tässä työssä hengityssignaali mitataan käyttämällä venymäliuska-anturia, joka reagoi rintakehän ympäri kiinnitetyn hihnan vetoon. Venymäliuska-anturi valittiin, koska tavoitteena on mitata hengityksen vaihe ja taajuus, ja venymäliuska-anturi mahdollistaa tämän toteuttamisen yksinkertaisesti ilman mittausdatan jatkokäsittelyn tarvetta. Koska venymäliuska-antureita ei ollut helposti saatavilla, päätettiin venymäliuska-anturi irrottaa kaupallisesta vaa'asta.

Sopiva anturi löytyi EKS:n Electronic Postal Scale -pakettivaa'asta. Vaa'asta irrotetussa anturissa on venymäliuskat molemmin puolin metallitankoa, jonka taipumista mitataan. Liuskat oli kytketty valmiiksi kokosiltakytkentään, joten signaali pystytään vahvistamaan suoraan instrumentointivahvistimella. Rintakehän ympäri kiinnitettävän hihnan toinen pää kiinnitettiin kiinteästi koteloon, ja hihnan toinen pää kiinnitettiin venymäliuska-anturiin. Näin rintakehän laajentuessa anturiin saadaan välitettyä hihnaan kohdistuvaa vetoa.

## Käyttöjännitteet ja referenssjännitteet

Mittauselektroniikan käyttöjännitteiden lähteenä käytettiin aluksi pelkästään USB-väylän käyttöjännitettä. USB-väylän käyttöjännite häiriintyi kuitenkin datan lähettämisestä, joten sitä ei voinut sellaisenaan käyttää kiihtyvyyssanturin käyttöjännitteenä. Muille piireille, joissa käyttöjännitehäiriöt eivät kytkeytyneet

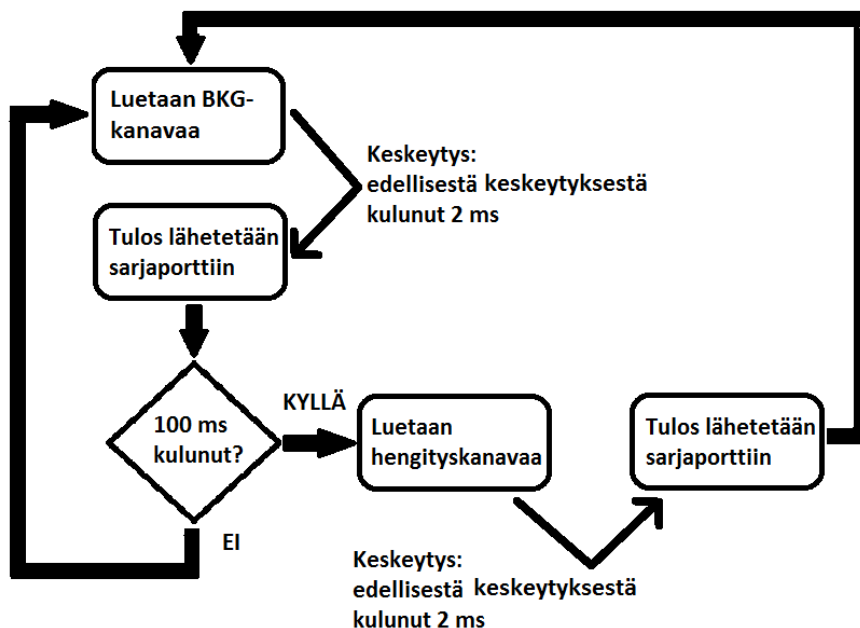
vaimentumattomana lähtösignaaliin, USB-väylän käyttöjännite on riittävän laadukas. Kiihtyvyyssanturille saadaan riittävän hyvä käyttöjännite syöttämällä sitä jännitereferenssillä, joka on puskuroitu operaatiovahvistimella. Instrumentointivahvistimien referenssijännitteet sekä A-D-muunnoksen referenssijännite tehdään myös referenssijännitelähteillä. Hengitysmittauksen referenssijännite lasketaan sopivalle tasolle vastuksilla toteutetulla jännitteenjaolla.

### **Mikro-ohjain ja sulautettu ohjelmisto**

Mikro-ohjaimeksi valittiin 8-bittinen Atmelin ATMEGA328-mikro-ohjain, koska siinä on riittävän hyvä A-D-muunnin sekä siihen oli valmiiksi saatavilla kehityskortti. Valitsemalla käytettäväksi valmis kehityskortti säästettiin huomattavasti aikaa. Kehityskorttina toimii Arduino Nano.

Arduinoa Nano -kehityskorttia on mahdollista ohjelmoida Arduinoa varten kehitetyllä kielellä, mutta dokumentoinnin puutteiden vuoksi on huomattavasti helpompaa käyttää C-kieltä. Ohjelmisto vuorottelee A-D-muuntimen kanavien käyttöä siten, että sekä BKG- että hengityssignaali mitataan kumpikin omalta kanavaltaan. A-D-muuntimen kellon taajuus on 1 MHz, ja se on saatu jakamalla mikro-ohjaimen 16 MHz:n kelloa. Yhteen muunnokseen kuuluu 13 A-D-muuntimen kellojaksoa.

Kiihtyvyyssanturin signaalista otetaan näytteitä jatkuvasti aloittaen uuden näytteen ottaminen heti kun edellinen tulos on valmistunut. Mikro-ohjain keskeyttää näytteenoton kahden millisekunnin välein ja laskee näytteistä keskiarvon ja lähettää sen sarjaporttiin. Keskiarvo ilmoitetaan lähimpään 8-bittiseen kokonaislukuun pyöristettynä. Sadan millisekunnin välein otetaan yksi näyte hengityssignaalista, ja lähetetään se sarjaporttiin. BKG-signaalin näytteistystaajuus on siis 500 Hz sillä poikkeuksella, että sadan millisekunnin välein otetaan näyte hengityssignaalista, ja lähetetään se sarjaporttiin. Hengityssignaalin näytteistystaajuus on 10 Hz. Hengityssignaalin ja BKG-signaalin arvot erotetaan toisistaan rajoittamalla arvot välille 0-254, ja käyttämällä numero 255 merkitsemään sitä, että seuraava ilmoitettava arvo on hengityssignaalia. Kuvassa 6 on esitetty BKG- ja hengitysmittauksen sulautetun ohjelmiston toiminta vuokaaviona. Sulautetun ohjelmiston lähdekoodi on kokonaisuudessaan liitteessä D.



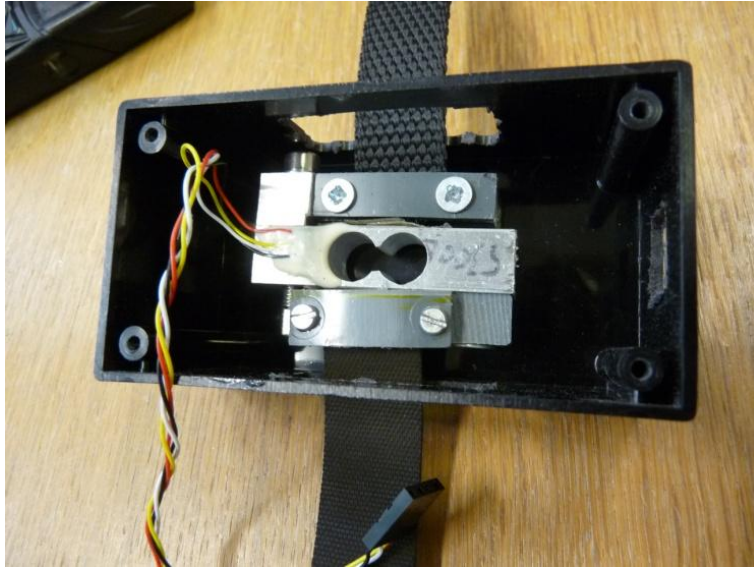
Kuva 6. BKG- ja hengitysmittauksen sulautetun ohjelmiston vuokaavio.

## Kotelointi

Kotelon tuli olla kevyt, jotta se ei häiritsisi BKG-mittausta, ja toisaalta kotelon tuli olla riittävän jäykkä, jotta koehenkilön rintakehän ympärille kiinnitetyn hihnan voima välittyisi venymäliuska-anturiin. Jotta koehenkilön hengitys ei häiriintyisi, ei hihna voinut olla täysin venymätöntä. Ratkaisuksi tähän ongelmaan hihnaan liitettiin noin kymmenen senttimetrin pituinen pala venyvää kumihihnaa. Kotelon materiaaliksi valittiin muovi sen keveyden ja riittävän jäykkyyden vuoksi. Kuvassa 7 on kotelo koottuna. Kuvassa 8 kotelo on avattu ja näkyvissä on venymäliuska-anturi ja sen kiinnitys.



Kuva 7. BKG- ja hengitysmittauselektronikan kotelo koottuna.



Kuva 8. Venymäliuska-anturin kiinnitys.

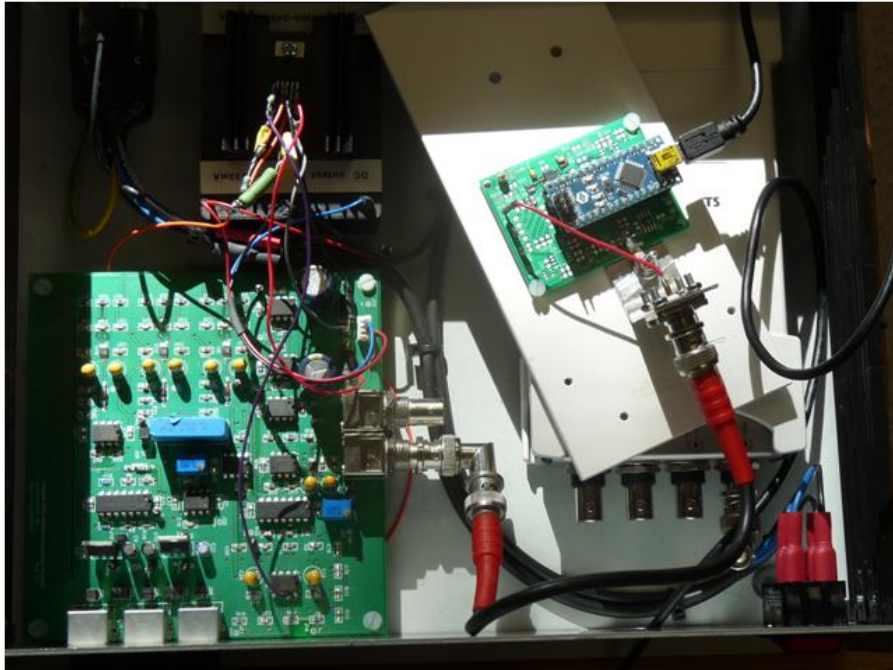
### 3.2 BKG-tuoli

Toisena BKG-signaalin mittausmenetelmänä käytettiin aiemmin Sovelletun elektroniikan tutkimusryhmässä kehitettyä BKG-tuolia (25). Istuma-asennon todettiin olevan kallistunut liikaa taaksepäin, joten asentoa pyrittiin korjaamaan kuvan 9 mukaisella järjestelyllä. Tuolista leikattiin istuinpehmuste ja sen tilalle tuotiin istuin, jossa koehenkilö pystyy helpommin olemaan selkä suorassa ja liikkumatta. Lisätuolia tuettiin vielä selästä ja tuolin alta, jotta se ei heiluisi ja olisi samalla riittävän suorassa.



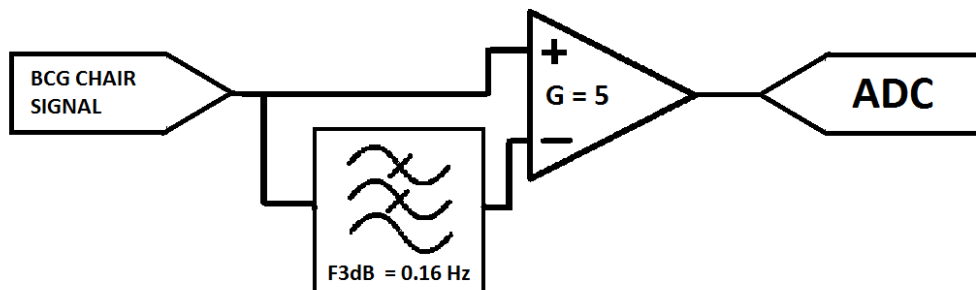
Kuva 9. BKG-tuolin muokkaukset.

Tuolissa oli aiemmin käytetty A-D-muunnokseen National Instrumentsin 24-bittistä WLS-9234 moduulia (25). Moduuli osoittautui kuitenkin hankalaksi integroida LabView-sovellukseen halutulla tavalla. Tämän lisäksi lähtösignaalin tasajännitetaso vaihteli liikaa, joten signaali A-D-muunnettiin käyttäen tässä työssä kehitettyä mittauselektroniikkaa, mutta vain osittain koottuna. Mittauselektroniikasta koottiin instrumentointivahvistinosa sekä A-D-muunnososa. Kuvassa 10 on tuolin anturivahvistin sekä A-D-muunnokseen käytetty elektroniikka.



Kuva 10. BKG-tuolin anturivahvistin ja A-D-muunnoselektronikka.

Tuolin anturivahvistimen analogisesta lähtösignaalista erotetaan tasajännitekomponentti, joka vähennetään varsinaisesta signaalista ja vahvistetaan instrumentointivahvistimessa. Tämän jälkeen signaali muunnetaan digitaaliseen muotoon. Alla olevassa kuvassa on esitetty A-D-muunnoselektroniikan lohkokaavio.



Kuva 11. BKG-tuolin A-D-muunnoselektroniikan lohkokaavio.

Mikro-ohjain ohjelmoitiin, kuten kappaleessa 4.1.1 on esitetty, mutta signaalia luettiin vain yhdeltä kanavalta, joten vuorottelua ei toteutettu. Kuvassa 12 on esitetty BKG-tuolin A-D-muunnoselektroniikan sulautetun ohjelmiston vuokaavio. Sulautetun ohjelmiston lähdekoodi on kokonaisuudessaan liitteessä F.



Kuva 12. Tuoli-BKG:n A-D-muunnoselektroniiikan sulautetun ohjelmiston vuokaavio.

### 3.3 Elektrokardiografia ja sormipletysmografia

Elektrokardiografian ja sormipletysmografian tavoitteena on mahdollistaa pulssin saapumisajan mittaaminen sekä toisaalta sykkeen mittaaminen. Laitteilta ei siis vaadita diagnosointitasoista signaalia, vaan riittävän tarkka signaali huippujen tunnistamiseen. Yksinkertaisinta oli siis käyttää kaupallisia moduuleita. Sydämen toimintajakso mitataan Medlab GmbH:n EG01000-nimisellä EKG-moduulilla. Sormesta saatava pletysmografiasignaali mitataan käyttäen Medlab GmbH:n EG00352 pulssioksimetria. EKG-moduulin käyttöjännite otetaan suoraan USB-väylän käyttöjännitteestä. Pulssioksimetrin käyttöjännite reguloidaan USB-väylän käyttöjännitteestä LM317-regulaattorilla 3.3 volttiin. Kuvassa 13 on näkyvissä EKG- ja pulssioksimetrimoduulit sekä pulssioksimetrin regulaattori. EKG-moduulin näytteistystaajuus on 300 Hz. Pulssioksimetrimoduulin näytteistystaajuus on 50 Hz.



Kuva 13. EKG- ja pulssioksimetrimoduuli sekä USB-hubi.

### 3.4 Mittausten yhdistäminen

#### 3.4.1 Tiedonsiirto ja laitteiston kotelointi

Kaikki mittauslaitteet käyttävät tiedonsiirtoon USB 2.0 –väylää. Arduino Nano –kehityskortissa on muunnin, joka siirtää TTL-tasoisesta sarjamuotoisesta datasta USB-

väylälle, joten hengitysmittaus ja kumpikaan BKG-mittaus eivät tarvitse lisämuuntimia. EKG-moduulin lähdössä oleva sarjamuotoinen TTL-tasoinen data siirretään USB-väylälle käyttäen FTDI:n TTL-232R-5V-WE-kaapelia. Pulssioksimetrin lähdössä oleva sarjamuotoinen TTL-tasoinen data siirretään USB-väylälle käyttäen FTDI:n TTL-232E-3V3-WE-kaapelia. Kaikki neljä USB-kaapelia yhdistetään tietokoneeseen neljäporttisen USB-hubin kautta. Kuvassa 13 näkyy USB-hubi mittauslaitteiden vieressä. Kuvassa 14 on näkyvissä tuolianturivahvistimen sekä EKG- ja pulssioksimetrimoduulien ja USB-hubin koteloiden etupaneelit.

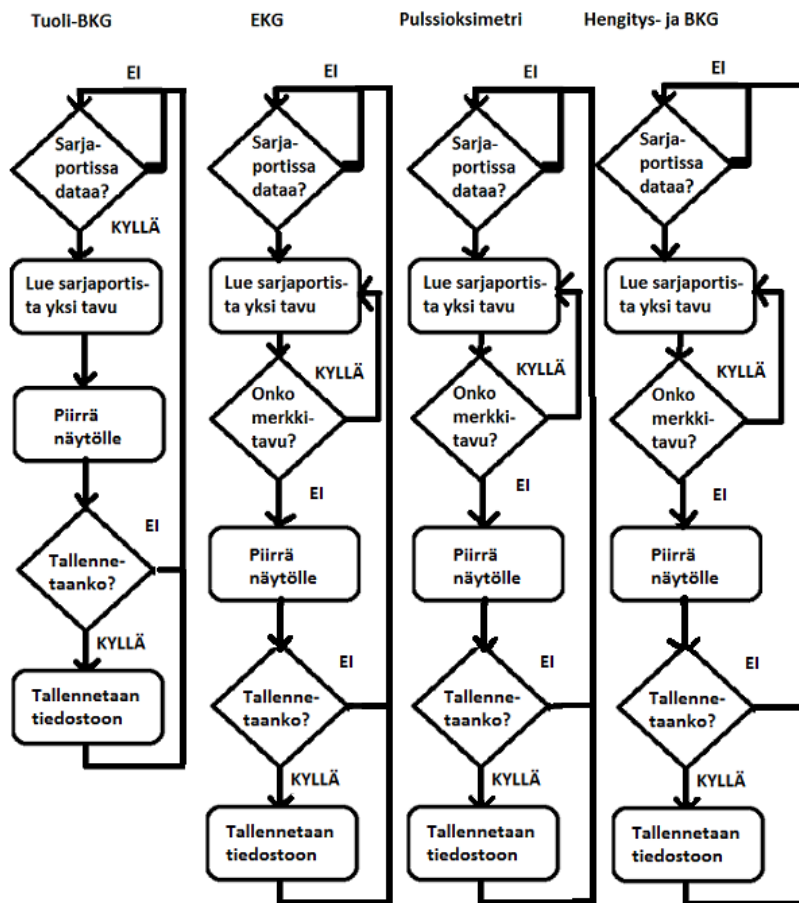


Kuva 14. Mittauslaitteiston koteloiden etupaneelit.

### 3.4.2 Mittaus- ja datankeräysohjelmisto

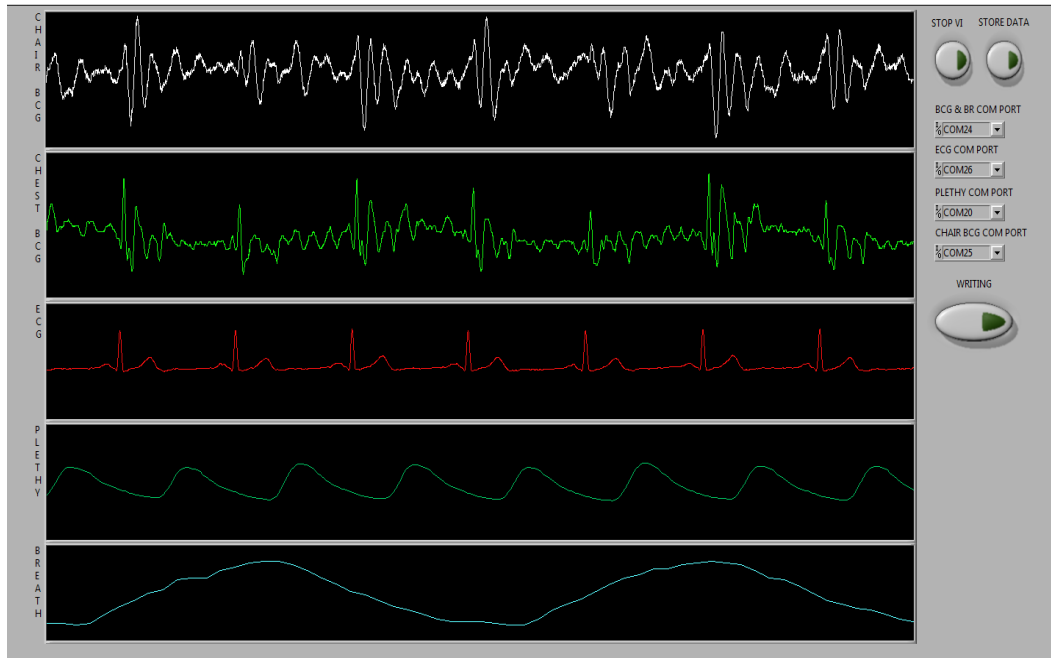
Mittaus- ja datankeräysohjelmisto toteutettiin käyttäen LabView-sovelluksen versiota 2009. Ohjelmisto lukee virtuaalisista sarjaportteista kaikkien mittauksen tulokset ja näyttää ne kuvaruudulla. Tämän lisäksi ohjelmisto tallentaa mittausdatan erillisiin tiedostoihin. Mittausohjelmisto on jaettu neljään erilliseen silmukkaan, joista jokainen lukee yhden laitteiston tuottamaa mittausdataa. Datan lukeminen on toteutettu kiertokyselynä, jossa odotetaan kunnes sarjaporttipuskurissa on dataa, jonka jälkeen data luetaan ja piirretään kuvaruudulle. Ohjelmiston koodi ei ota kantaa eri laitteiden lukemisen prioriteetteihin eikä vuorotteluun, vaan nämä ongelmat jäävät LabView:n ja käyttöjärjestelmän ratkaistaviksi.

Kaikissa datavirroissa paitsi tuoli-BKG-laitteiston datavirrassa on varsinaisten datatavujen lisäksi niin kutsuttuja merkkitavuja. EKG- ja pulssioksimetrimoduuleissa merkkitavulla erotettiin mitattu signaali muusta moduulin lähettämästä tiedosta. BKG- ja hengitysmittauslaitteisto käytti merkkitavua erottamaan BKG- ja hengitysmittauskanavien mittaus tulokset toisistaan. Kuvassa 15 on esitetty ohjelmiston tärkeimmät toiminnot vuokaaviona.



Kuva 15. Labview-sovelluksen vuokaavio.

Käyttöliittymän tarkoituksena on visualisoida mitatut signaalit, ja antaa käyttäjän valita oikeat tallennustiedostot ja virtuaaliset sarjaportit sekä mahdollistaa mittausten visualisoinnin ja tallennuksen aloittaminen ja lopettaminen. Käyttöliittymässä on kuvaaja jokaisella signaalille erikseen. Kuvaajat näkyvät käyttöliittymässä seuraavassa järjestyksessä ylhäältä alaspäin: tuoli-BKG-signaali, kiihtyvyyksianturilla mitattu BKG-signaali, hengityssignaali, EKG-signaali ja sormipletysmografiasignaali. Kuvaajien lisäksi käyttöliittymässä on painikkeet visualisoinnin ja tallennuksen aloittamista ja lopettamista varten sekä ilmaisimet, jotka kertovat onko tallennus käynnissä. Tallennuksen aloitus ja signaalien näyttäminen kuvaruudulla voidaan aloittaa eriaikaisesti, joten ohjelmisto mahdollistaa signaalien kaikkien mittauskanavien visualisoinnin jo ennen tallennuksen aloittamista. Tallennusajan pituus on valittava lähdekoodissa. Tallennus katkeaa automaattisesti valitun ajan tullessa täyteen tai kun käyttäjä keskeyttää tallennuksen itse. Kuvassa 16 on näkyvissä ohjelmiston käyttöliittymä erään koemittauksen aikana. LabView-sovelluksen lähdekoodi on esitetty liitteessä G.



Kuva 16. LabView-sovelluksen käyttöliittymä. Signaalit ylhäältä alaspäin: BKG-tuoli, kiihtyvyyssanturilla mitattu BKG, EKG, sormiplotysmogrammi ja hengitys.

## 4. Laitteistolla tehty mittaussarja

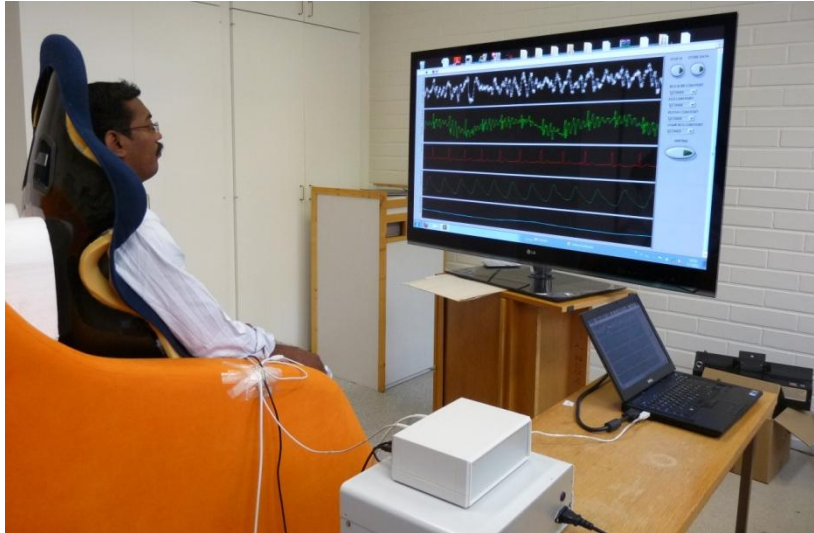
Laitteiston toimivuuden testaamiseksi sillä tehtiin mittaussarja. Koesarjan mittaukset tehtiin Espoon Otaniemessä 21-22.6.2011 välisenä aikana. Koehenkilöitä oli yhteensä kymmenen, joista neljä oli naisia ja kuusi oli miehiä. Iältään koehenkilöt olivat 20-67 -vuotiaita. Koehenkilöiden painot vaihtelivat välillä 49-93 kg. Kaikilta koehenkilöiltä mitattiin ballistokardiogrammi sekä BKG-tuolilla että kiihtyvyyssanturilla, elektrokardiogrammi, sormiplotysmogrammi ja hengitys. Koehenkilöiden tiedot on esitetty taulukossa 2.

Taulukko 2. Koehenkilöiden tiedot.

Koehenkilö	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Sukupuoli	N	M	N	N	M	M	M	M	N	M
Ikä	20	22	20	21	21	23	67	24	60	57
Paino (kg)	52	69	49	49	92	80	87	74	71	93

### 4.1 Mittausten kulku

Ennen mittalaitteiden kiinnitystä ja varsinaisia mittauksia koehenkilöt odottivat mittaushuoneessa sohvalta istuen noin viisitoista minuuttia, jotta kävelyn aiheuttama hengästyminen ei vaikuttaisi mittauksiin ja että koehenkilöt olisivat rentoutuneita. Lepohetken jälkeen potilaan paino mitattiin mekaanisella vaa'alla. Punnitsemisen jälkeen koehenkilöön kiinnitettiin BKG- ja hengitysmittauslaitteisto, ja koehenkilö istuutui BKG-tuoliin. Tuoliin istuttaessa koehenkilöitä kehoitettiin istumaan tuoliin siten, että koehenkilön ristiselkä olisi mahdollisimman lähellä tuolin selkänojaa, jotta asento olisi mittausten kannalta hyvä. EKG-elektrodit ja pulssioksimetri kiinnitettiin koehenkilöön tämän istuessa. Mittauslaitteiston kiinnityksen jälkeen käynnistettiin LabView-sovellus, ja siitä tarkistettiin, että jokaiselta mittauskanavalta saadaan sille ominaista signaalia. Tarkastuksen jälkeen koehenkilöstä mitattuja signaaleja tallennettiin yhtäjaksoisesti 110 sekuntia. Koehenkilöitä ohjeistettiin olemaan liikkumatta ja hengittämään normaalisti mittauksen aikana. Kuvassa 17 koehenkilö istuu BKG-tuolissa valmiina mittausta varten.



Kuva 17. Koehenkilö istuu tuolissa valmiina mitattavaksi.

#### 4.2 Mittalaitteiden kiinnitys

BKG- ja hengitysmittauslaitteisto kiinnitettiin koehenkilön seistessä. Hihna kiristettiin koehenkilön rintakehän ympärille kuvan 18 mukaisesti siten, että mittauselektronikan kotelon keskiosa asettui pallean kohdalle. EKG-elektrodit ja pulssioksimetri kiinnitettiin kun koehenkilö oli istunut BKG-tuoliin kuvan 18 mukaisesti. EKG-elektrodit kiinnitettiin siten, että kumpaankin käsivarteen ranteen kohdalle kiinnitettiin yksi elektrodi ja oikeaan jalkaan kiinnitettiin myös yksi elektrodi. Pulssioksimetri kiinnitettiin oikean käden etusormeen.



Kuva 18. EKG-elektrodien, pulssioksimetrin ja BKG- ja hengitysmittauselektronikan kiinnitys.

## 5. Tulokset

EKG-, sormiplotysmografia-, tuoli-BKG- ja kiihtyvyyssanturilla mitatut signaalit ylipäästösuodatettiin ohjelmallisesti 10 Hz:n rajataajuudella, jotta huippuarvojen laskeminen voitaisiin tehdä yksinkertaisemmin. Tuloksissa yksiköttömät luvut tarkoittavat 8-bittisen A-D-muunnoksen tulosta.

Kiihtyvyyssanturilla mitatusta BKG-signaalista etsittiin ohjelmallisesti ylöspäin suuntautuneiden kiihtyvyyksien maksimi ja alaspäin suuntautuvien kiihtyvyyksien maksimi. Kiihtyvyyssanturilla mitatun BKG-signaalin suurimmat amplitudit olivat välillä 1,9-11 mg. Kiihtyvyyssanturilla mitatun BKG-signaalin rajataajuudeksi määritellään tässä se taajuus, jolla signaalin amplitudi on vielä yli 0,5 mg. Koehenkilöiden kiihtyvyyssanturilla mitattujen BKG-signaalien rajataajuudet vaihtelivat välillä 39-55 Hz.

Hengityssignaalin perustaso on tässä määritelty pienimmäksi signaalista löydetyn arvoksi. Hengityssignaalin huiput tunnistettiin manuaalisesti käsittelemättömästä signaalista, ja suurimman ja pienimmän huipun erotus perustasoon laskettiin. Hengityssignaalin suurimpien huippujen erotukset perustasoon vaihtelivat välillä 21-114 ja pienimpien huippujen erotukset perustasoon vaihtelivat välillä 8-32.

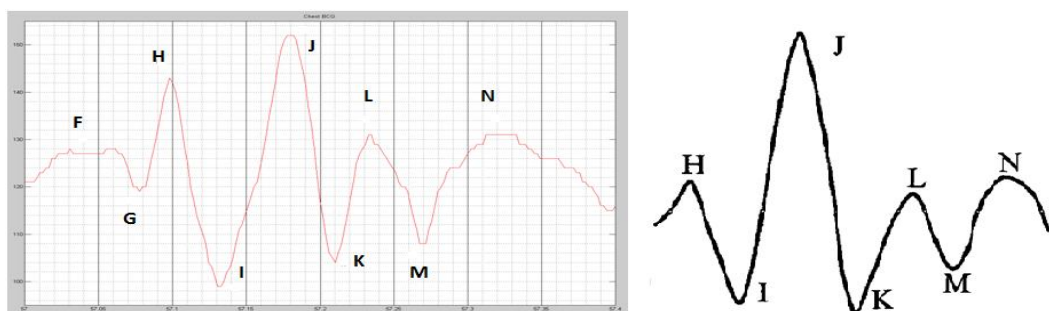
EKG- ja sormiplotysmografiasignaalista etsittiin ohjelmallisesti pulssien huiput, joiden joukosta etsittiin minimi- ja maksimiamplitudit. Sormiplotysmografiasignaalin suurimmat huiput olivat välillä 46-107 ja pienimmät huiput olivat välillä 20-43. EKG-signaalin huippujen maksimit olivat välillä 48-76 ja minimi olivat välillä 20-56.

Syke saatiin ohjelmallisesti tunnistamalla ylipäästösuodatetusta EKG-signaalista pulssit, jonka jälkeen laskettiin pulssien välinen aika. Suurin hetkellinen sykearvo oli 103 ja pienin 47. Sykkeiden keskiarvot vaihtelivat välillä 85-52 bpm.

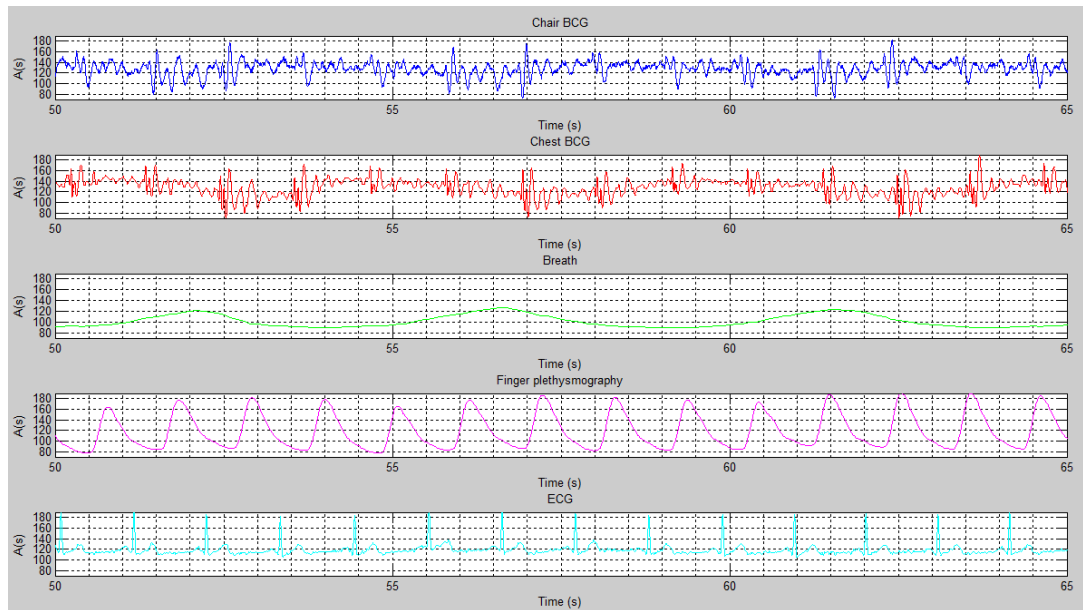
Kaikkien koehenkilöiden mittaustulokset on esitelty taulukossa 3. Kuvassa 19 on esimerkkinä koehenkilön 1 yksi pulssi sekä vertailukohteena tyypillinen BKG-pulssi. Kuvassa 20 on koehenkilön 10 kaikki signaalit muokkaamattomana viidentoista sekunnin ajalta sekä ylipäästösuodatettuna kuvassa 21. Kuvissa 22-26 ovat kaikkien koehenkilöiden signaalien spektrit. Kuvassa 27 on koehenkilöiden EKG-signaaleista saadut sykkeet.

Taulukko 3. Mittaustulokset

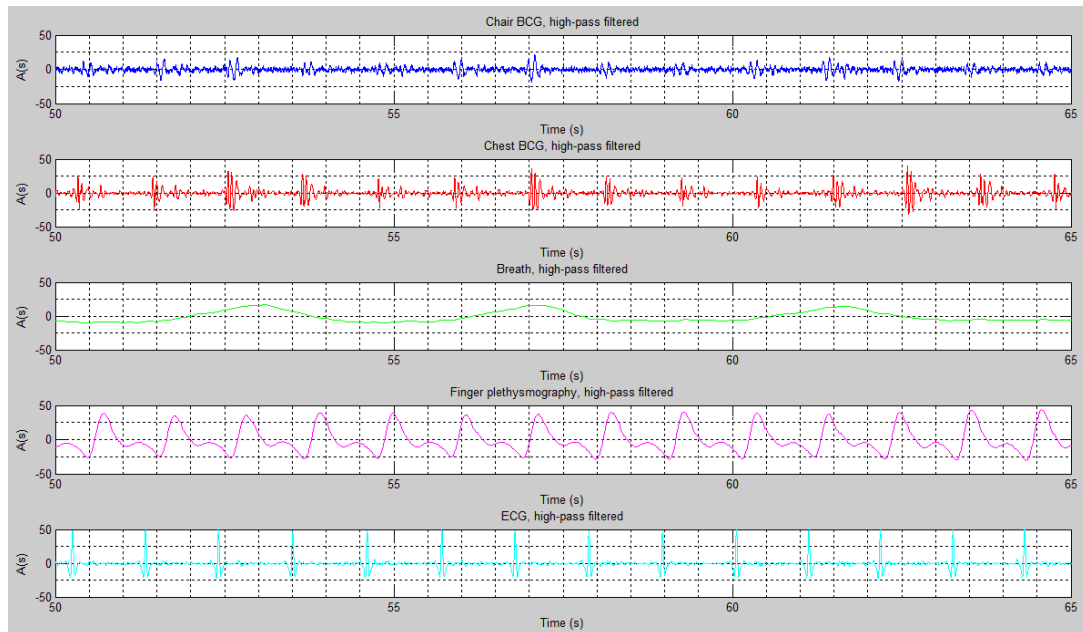
Koehenkilö	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Tuoli-BKG maksimi	48	7	42	12	44	41	13	50	8	56
Tuoli-BKG minimi	-42	-12	-40	-15	-41	-43	-12	-47	-9	-45
Rinta-BKG ylös (mg)	3	3,3	1,9	2,1	4,5	6,1	9,1	5,9	2,9	3,7
Rinta-BKG alas (mg)	3,2	4,8	2,2	2,7	5,6	5	11,1	5,4	4,5	3,2
Rinta-BKG rajataajuus (Hz)	39	36	41	41	42	44	42	42	55	46
Hengitys perustaso	121	99	129	111	124	112	116	72	146	88
Hengitys minimi	8	30	19	15	28	25	32	22	15	15
Hengitys maksimi	38	41	34	26	114	40	56	35	21	46
Sormipletysmogrammi minimi	20	23	22	20	22	28	33	37	43	29
Sormipletysmogrammi maksimi	99	76	64	73	107	83	53	77	85	46
EKG minimi	20	20	28	56	31	26	56	53	49	46
EKG maksimi	55	59	48	56	54	61	66	76	57	56
Syke maksimi (bpm)	103	66	65	79	73	73	58	62	83	61
Syke minimi (bpm)	62	53	55	61	57	57	50	47	58	54
Syke keskiarvo (bpm)	85	57	60	69	64	64	56	52	76	56



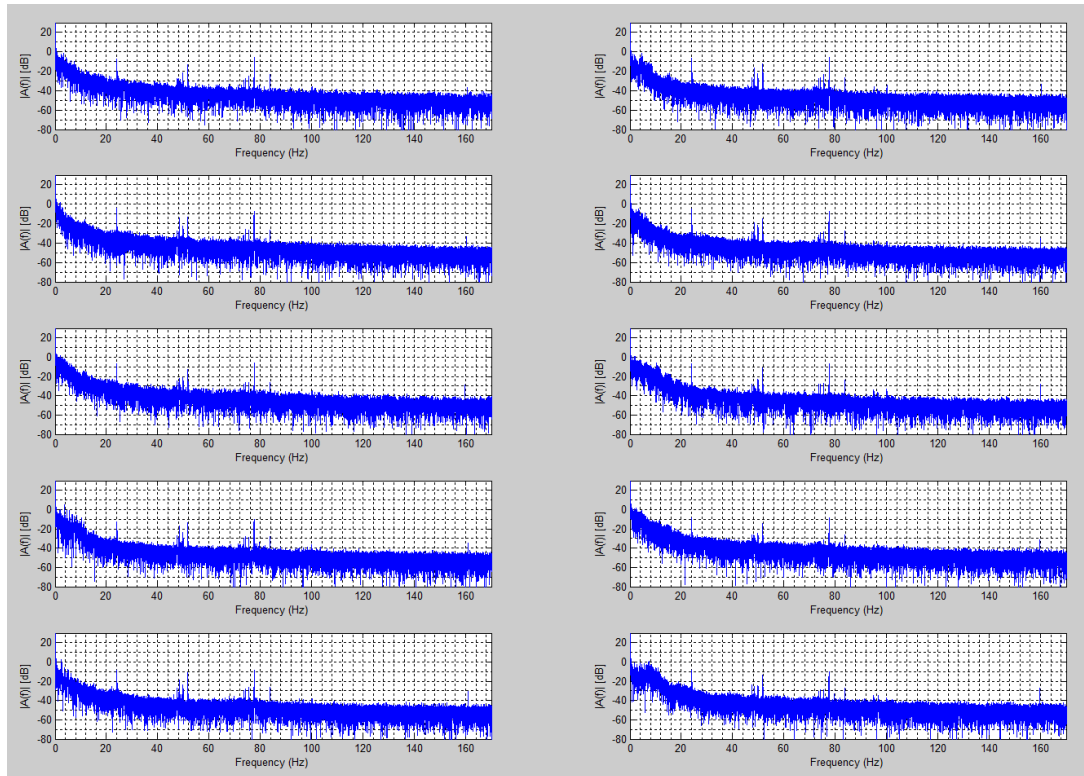
Kuva 19. Vasemmalla koehenkilön 1 yksi pulssi. Oikealla tyypillinen BKG-pulssi (5).



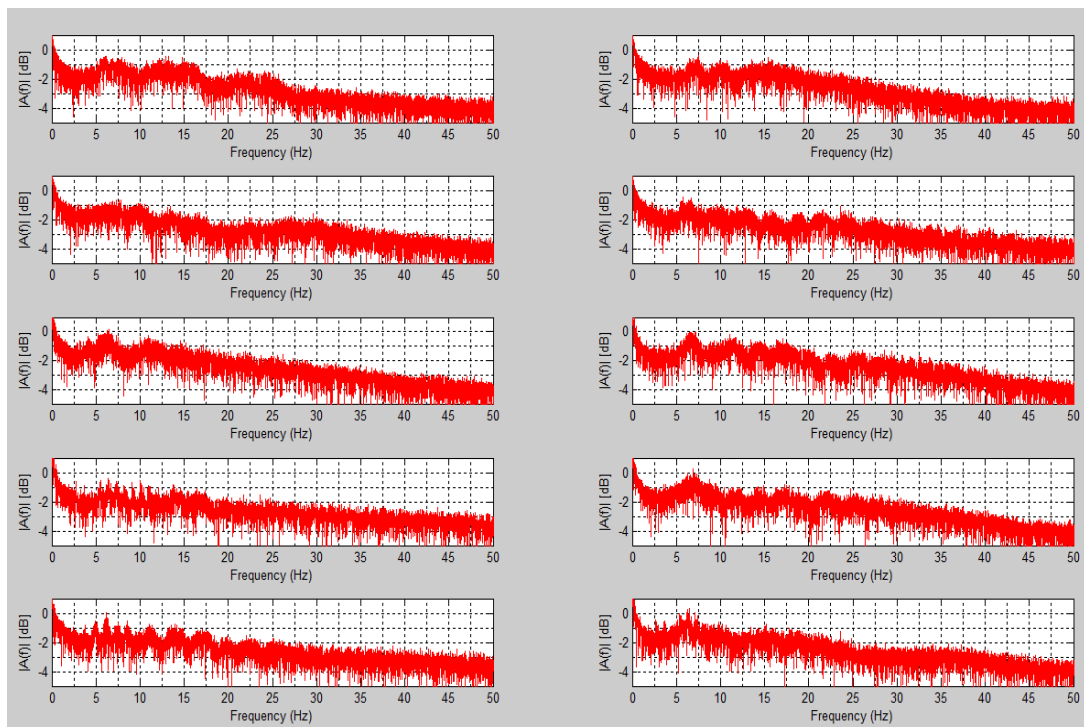
Kuva 20. Koehenkilön 10 signaalit muokkaamattomina.



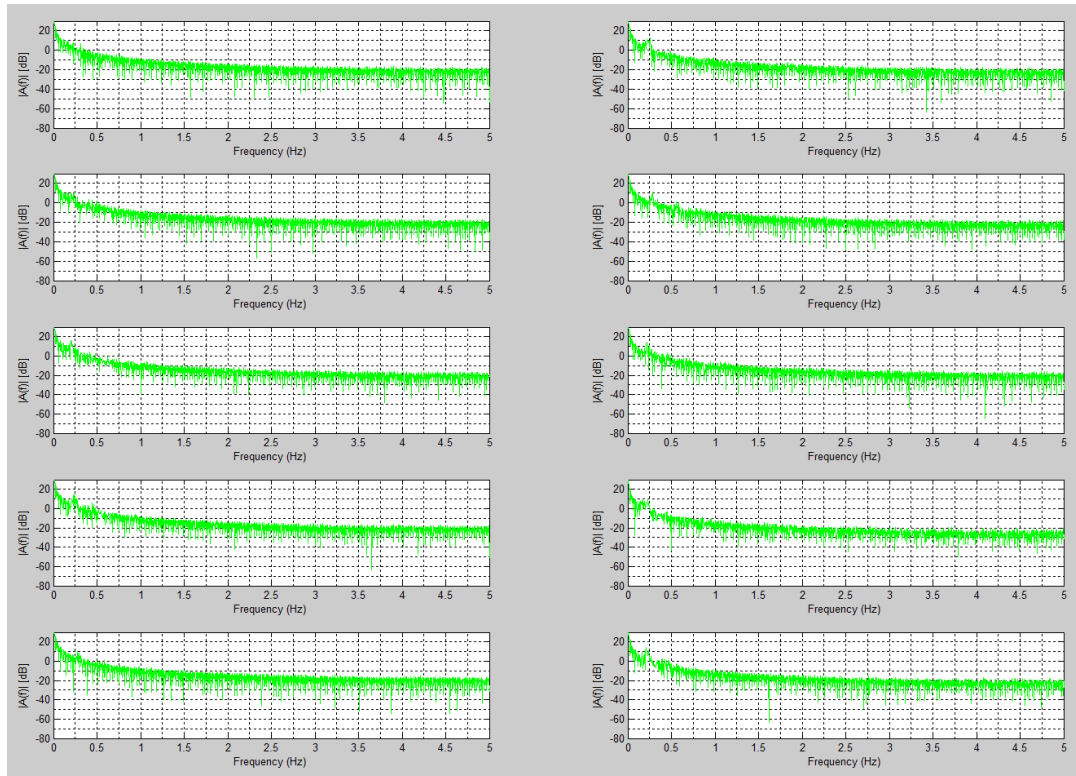
Kuva 21. Koehenkilön 10 signaalit ylipäästösuodatettuna.



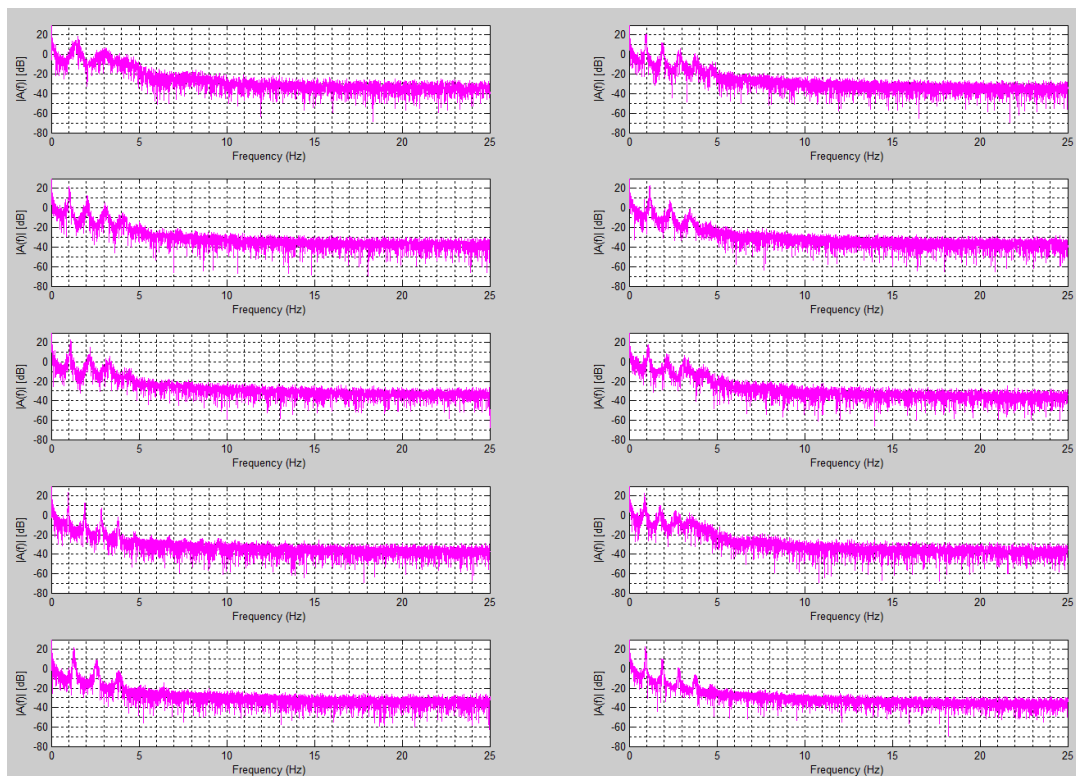
Kuva 22. Tuoli-BKG:n spektri kaikilta koehenkilöiltä järjestyksessä ylhäältä alaspäin ja vasemmalta oikealle.



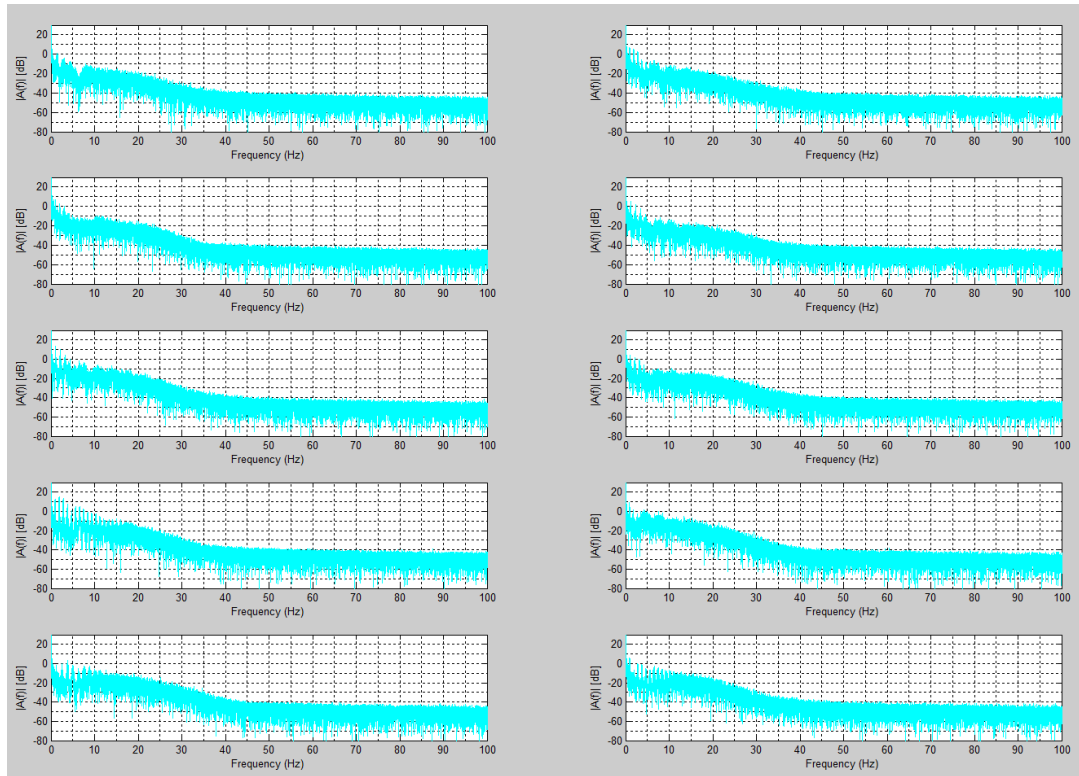
Kuva 23. Kiihtyvyyssanturilla mitatun BKG:n spektri kaikilta koehenkilöiltä järjestyksessä ylhäältä alaspäin ja vasemmalta oikealle.



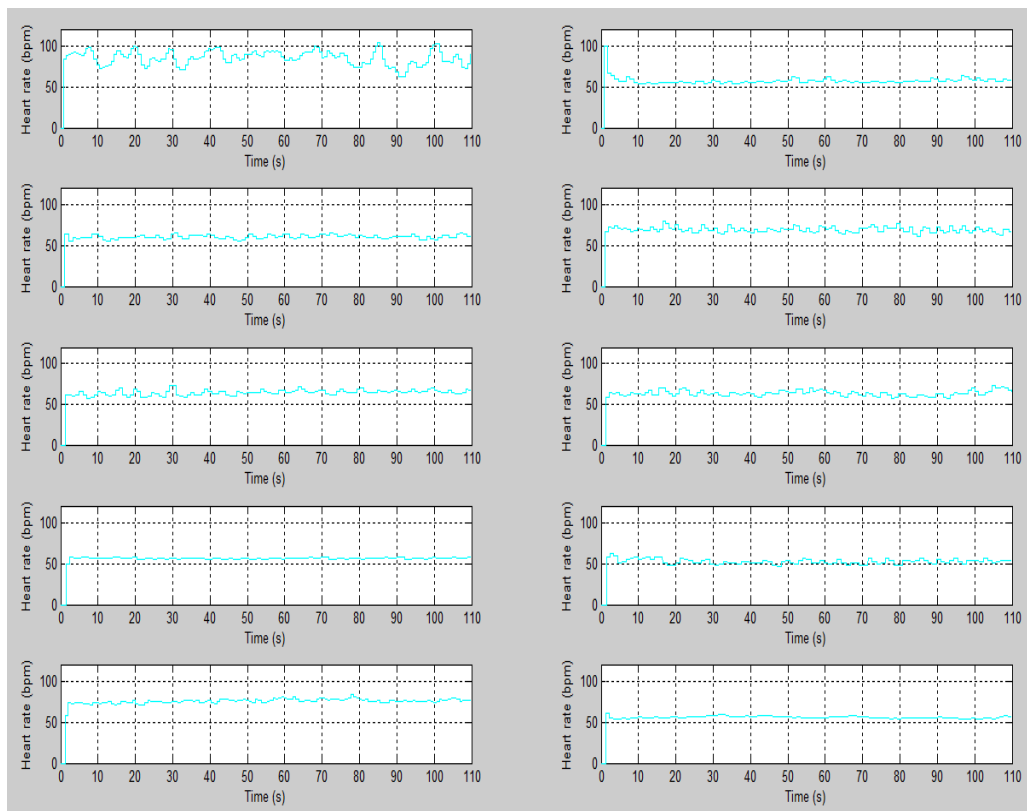
Kuva 24. Hengityssignaalin spektri kaikilta koehenkilöiltä järjestyksessä ylhäältä alaspäin ja vasemmalta oikealle.



Kuva 25. Sormipletysmografian spektri kaikilta koehenkilöiltä järjestyksessä ylhäältä alaspäin ja vasemmalta oikealle.



Kuva 26. EKG:n spektri kaikilta koehenkilöiltä järjestyksessä ylhäältä alaspäin ja vasemmalta oikealle.



Kuva 27. EKG:sta saatu syke kaikilta koehenkilöiltä järjestyksessä ylhäältä alaspäin ja vasemmalta oikealle.

## **6. Johtopäätökset**

### **6.1 Tavoitteiden saavuttaminen**

Tuoli-BKG:n spektreissä ei suurimmalla osalla koehenkilöistä ole selvästi erottuvia taajuuskomponentteja alueella 0-40 Hz, vaan spektrit muistuttavat enemmän kohinaa kuin hyötysignaalia. Vain koehenkilöillä 7 ja 10 on selvästi havaittava hyötysignaali, jonka taajuuskaista on noin 10 Hz. Näiden koehenkilöiden signaalit ovatkin ainoat, joista BKG:ta muistuttava signaali on löydettävissä ilman datan jälkikäsitteilyä. Signaaliin vaikutti heikentävästi ainakin koehenkilön asento. Koehenkilön 10 hyvän signaalin selittää ainakin osittain se, että hän oli jo aiemmin istunut tuolissa useita kertoja, joten hän osasi istua tuoliin sopivalla tavalla. BKG-tuolia ei voi siis tällaisenaan käyttää luotettavana BKG-signaalin kerääjänä, koska sen taajuuskaista on liian kapea ja koehenkilön asemointi on vaikea vakioida.

Mitattujen signaalien taajuuskäyttäytyminen ja mitatut amplitudit olivat jokaisella koehenkilöllä sellaisia, että ne vastaavat tyypillistä BKG-signaalia. Kaikkien koehenkilöiden signaalit olivat myös muodoltaan BKG-signaalia vastaavia. Kehitettyä laitteistoa voidaan siis käyttää BKG-signaalin arvioinnissa. Koehenkilön asennonvaihdokset tai muut vastaavat liikkeet näkyivät selvästi signaalissa, joten signaalia voi käyttää myös mittauksen laadun arvioinnissa.

Hengitysmittauksessa perustason eli uloshengityksen loppuvaiheen ja pienimmän sisäänhengitystä vastaavan amplitudin erotus oli kaikilla koehenkilöillä riittävä, jotta signaalista voitiin erottaa eri hengitysvaiheet. Koska signaalista voidaan nähdä hengityksen vaihe, saadaan siitä myös analysoitua hengitystaajuus.

Sekä sormipletysmografiassa että EKG:ssa kaikkien pulssien amplitudi oli kaikilla koehenkilöillä sellainen, että pulssit pystyttiin tunnistamaan koneellisesti. EKG- ja sormipletysmografiamuoduleita voidaan siis käyttää pulssin saapumisajan laskemiseen, sykkeen laskemiseen sekä BKG-signaalin keskiarvoistamisen tahdistamiseen.

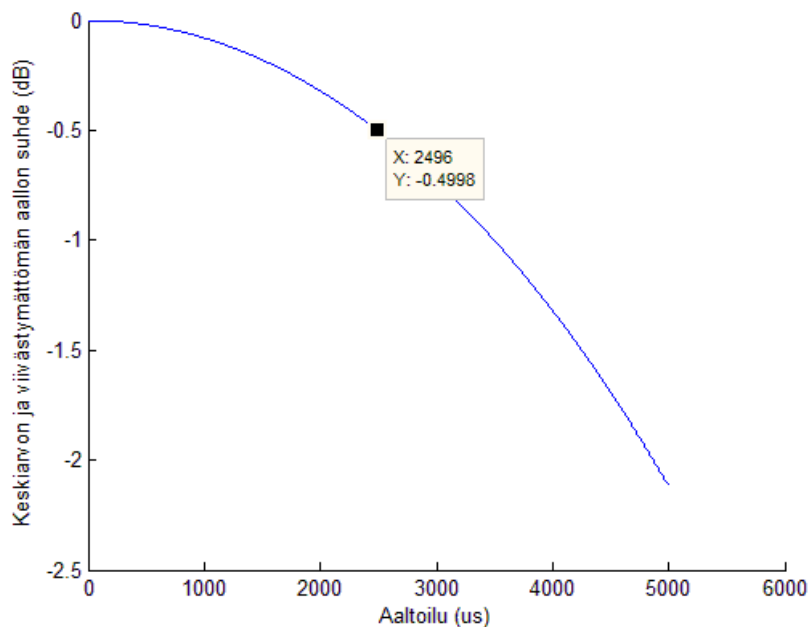
### **6.2 Laitteiston jatkokehitys**

Laitteiston jatkokehityksessä seuraava askel on tehdä hypoteesi, jossa oletetaan, että sydämen ja verenkiertoelimistön muutoksen ja BKG:n muutoksen välillä on korrelaatio. Kun hypoteesi on tehty, pyritään seuraavaksi todistamaan se joko vääräksi tai oikeaksi. Jotta tämä tavoite saavutetaan, on valittava jokin mitattavissa ja hallittavissa oleva sydämen ominaisuus, ja mallinnettava sen vaikutus BKG-signaaliin. Mallinnuksen jälkeen BKG-signaali mitataan ja pyritään tekemään johtopäätös hypoteesin paikkansapitävyydestä.

Ennen kuin edellä kuvatut toimenpiteet voidaan tehdä, on kuitenkin vielä tutkittava muutamia asioita. Laitteiston mittausteknisessä kehityksessä tulee ensinnäkin kiinnittää huomiota koehenkilön asemointiin. Asemoinnin tutkimisessa tulee

kiinnittää huomiota erityisesti mittausasennon aiheuttamiin lihasjännityksiin ja asennon tukemiseen. Asemoinnin tutkimisen yhteydessä on myös päätettävä mihin BKG:ta mittaava anturi sijoitetaan ja miten se koteloidaan.

On myös tutkittava riittääkö tässä työssä toteutetun mittauslaitteiston kaikkien mittausten tarkkuus. Keskiarvoistusta ajatellen on kiinnitettävä erityistä huomiota mittauslaitteistossa oleviin viiveisiin. Keskiarvoistusta sydämen toimintajaksoon tahdistettaessa on olennaista, että viive sydämen toimintajakson tapahtumien ja niiden ilmaisemisen välillä on vakio. Käytännössä viivettä ei kuitenkaan voida vakioda täydellisesti vaan siinä esiintyy aaltoilua. Kuvassa 28 on kuvattu keskiarvon huippuarvon ja viivästymättömän aallon huippuarvon suhteen käyttäytymistä aaltoilun kasvaessa (40 Hz siniaalto), ja siitä nähdään, että esimerkiksi 0,5 dB:n vaimennukseen riittää jo 2,5 millisekunnin aaltoilu.



Kuva 28. Aaltoilun vaikutus keskiarvon ja viivästymättömän aallon huippuarvojen suhteeseen.

Jotta BKG-signaalin analysointia voidaan tehostaa, tulee signaalinkäsittelyä automatisoida. Automaattisesti voidaan tehdä muun muassa signaalin keskiarvoistaminen hengitysvaiheiden mukaan ja huonojen sykkeiden hylkääminen. Analysoinnin tehostamiseksi tulisi myös mittausprotokollaa kehittää, jotta mittauksista saataisiin toistettavampia. Esimerkiksi koehenkilöiden juomista, syömistä, rentoutumista ja muita mittaukseen vaikuttavia tekijöitä tulisi tarkkailla ja vakioda. Analyysin tehostamista voidaan myös lähestyä tekemällä lisämittauksia kuten esimerkiksi kaulavaltimopulssin mittaus.

On erityisen tärkeää, että jatkossa tätä laitteistoa ja BKG-signaalin analyysia eivät kehitä pelkästään mittaustekniset asiantuntijat, vaan mukana tulee olla myös

lääketieteen asiantuntijoita. Lääketieteellinen asiantuntemus on olennaista varsinkin kun valitaan, mallinnetaan ja analysoidaan valittua sydämen ominaisuutta tutkimuksessa asetetun hypoteesin testaamiseksi. Lääketieteellistä asiantuntemusta tarvitaan lisäksi lähes kaikessa muussakin tämän laitteiston jatkokehityksessä, koska signaalien lähteenä on ihminen.

## **7. Yhteenveto**

Tässä työssä toteutettiin mittausasema BKG-signaalin ja tiettyjen apusuureiden mittaamiseen. Mittausaseman tavoitteena oli mitata BKG-signaali sekä mahdollistaa lisäksi hengityksen vaiheen ja taajuuden arvioiminen, sykkeen arvioiminen, verenpaineen arvioiminen sekä BKG-signaalin keskiarvoistaminen.

Laitteiston toimivuuden testaamiseksi tehtiin mittausarja kymmenellä koehenkilöllä. Mittausarjan tulokset osoittavat, että tässä työssä toteutettu laitteisto täyttää sille asetetut vaatimukset. BKG-signaalin keskiarvoistus voidaan tämän laitteiston tuottaman datan avulla tehdä EKG:n tai sormiplotysmogrammin tahdistamana, ja keskiarvoistusta voidaan myös jaksottaa hengityksen vaiheen mukaisesti. Sykettä voidaan tällä mittausjärjestelmällä arvioida sekä EKG:sta että sormiplotysmogrammista. Myös verenpaineen arvioimiseen tarvittava pulssin saapumisaika on laskettavissa EKG:n ja sormiplotysmogrammin avulla.

Tämän työn tulokset ovat lupaavia, ja laitteiston jatkokehityksen suunnittelu on jo aloitettu. Jotta laitteiston kehitystä saadaan vietyä tehokkaasti eteenpäin, tulee jatkossa laitteistoa olla kehittämässä mittausteknisten asiantuntijoiden lisäksi myös lääketieteellisiä asiantuntijoita.

## 8. Viitteet

1. Khandpur RS. Biomedical Instrumentation Technology and Applications: Tata McGraw-Hill Publishing Company Limited; 2005.
2. Gordon JW. On Certain Molar Movements of the Human Body Produced by the Circulation of Blood. *Journal of Anatomy and Physiology*. 1877; 11(3).
3. Elliott RV, Packard GR, Kyrazis DT. Acceleration Ballistocardiography: Design, Construction, and Application of a New Instrument. *Circulation*. 1954; 9(2).
4. Koivistoinen T, Junnila S, Värri A, Kööbi T. A New Method for Measuring the Ballistocardiogram using EMFi Sensors in a Normal Chair. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE ; 2004 1.-5 Syyskuu; San Francisco, CA: Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. p. 2026-2029.
5. Inan OT. *Novel Technologies for Cardiovascular Monitoring Using Ballistocardiography and Electrocardiography*. 2009. Väitöskirja, Stanford University.
6. Jansen BH, Larson HB, Shankar K. Monitoring of the Ballistocardiogram with the Static Charge Sensitive Bed. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1991; 38(8).
7. Inan OT, Etemadi M, Wiard RM, Giovangrandi L. Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring. *Physiological Measurement*. 2009; 30(2).
8. Nickerson JL, Humphreys GH, Deterling RA, Fleming TC, Mathers JAL. Diagnosis of Coarctation of the Aorta with the Aid of the Low Frequency, Critically Damped Ballistocardiograph. *Circulation*. 1950; 6(1).
9. Tavakolian K, Vaseghi A, Kaminska B. Improvement of ballistocardiogram processing by inclusion of respiration information. *Physiological Measurement*. 2008; 29(7).
10. Lewis HW. Ballistocardiographic Instrumentation. *Review of Scientific Instruments*. 1956; 27(10).
11. Gubner RS, Rodstein M, Ungerleider HE. Ballistocardiography: An appraisal of Technic, Physiologic Principles, and Clinical Value. *Circulation*. 1953; 7(2).
12. Pinheiro E, Postolache O, Girao P. Theory and Developments in an Unobtrusive Cardiovascular System Representation: Ballistocardiography. *The Open*

Biomedical Engineering Journal. 2010; 4(pp. 201-216 ).

13. Starr I, Schroeder HA. Ballistocardiogram. II. Normal Standards, Abnormalities, Commonly Found in Diseases of the Heart and Circulation, and Their Significance. *Journal of Clinical Investigation*. 1939; 19(3).
14. Mack DC, Patrie JT, Suratt PM, Felder RA, Alwan M. Development and Preliminary Validation of Heart Rate and Breathing Rate Detection Using a Passive, Ballistocardiography-Based Sleep Monitoring System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2009; 13(1).
15. Brink M, Muller CM, Schierz C. Contact-free measurement of heart rate, respiration rate, and body movements during sleep. *Behavior Research Methods*. 2006; 38(3).
16. Pinheiro E, Postolache O, Girao P. Blood Pressure and Heart Rate Variabilities Estimation Using Ballistocardiography. In *Proceedings of the 7th Conference on telecommunication*; 2009; Santa Maria da Feira, Portugal: 7th Conference on telecommunications 3-5.3.2009. p. 125-128.
17. Bronzino JD. *The Biomedical Engineering Handbook*: CRC PRESS & IEEE PRESS; 1995.
18. Shirer WH. Blood Pressure Measuring Methods. *IRE Transactions on Bio-Medical Electronics*. 2008; 9(2).
19. De Mey C, Schroeter V, Butzer R, Roll S, Belz GG. Method specificity of non-invasive blood pressure measurement: oscillometry and finger pulse pressure vs acoustic methods. *British Journal of Clinical Pharmacology*. 1995; 40(4).
20. Birch AA, Morris SL. Do the Finapres and Colin radial artery tonometer measure the same blood pressure changes following deflation of thigh cuffs? *Physiological Measurement*. 2003; 24(3).
21. Schutte A, Huisman H, van Rooyen J, Malan N, Schutte R. Validation of the Finometer device for measurement of blood pressure in black women. *Journal of Human Hypertension*. 2004; 18(pp. 79–84).
22. Jeleazcov C, Krajinovic L, Munster T, Birkholz T, Fried R, Schuttler J, et al. Precision and accuracy of a new device (CNAP) for continuous non-invasive arterial pressure monitoring: assessment during general anaesthesia. *British Journal of Anaesthesia*. 2010; 105(3).
23. Muehlsteff J, Aubert XL, Schuett M. Cuffless Estimation of Systolic Blood Pressure for Short Effort Bicycle Tests: The Prominent Role of the Pre-Ejection

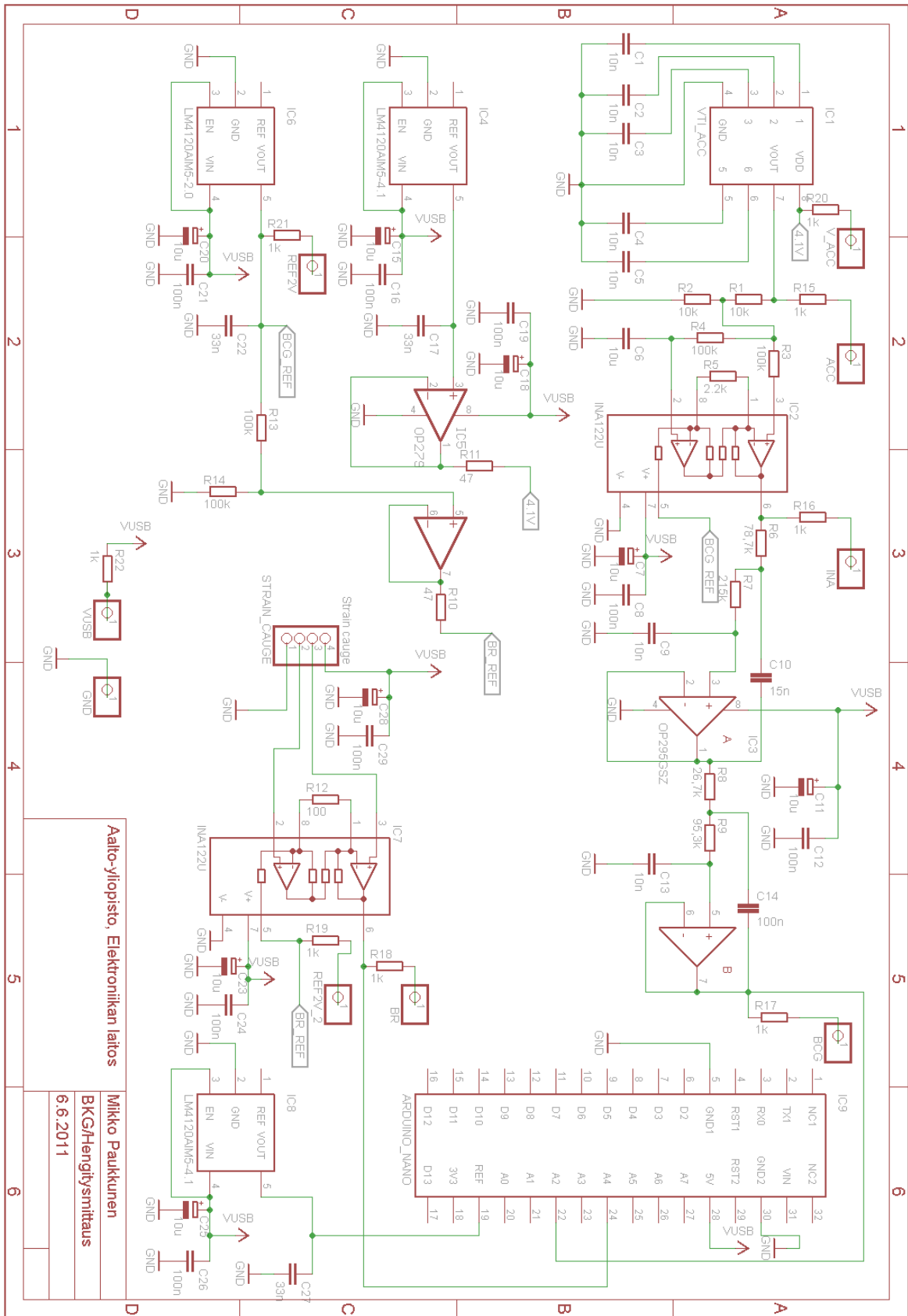
Period. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE; 2006; New York, NY: Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, Aug 30-Sept 3, 2006. p. 5088-5092.

24. Alametsä J, Viik J, Alakare J, Värri A, Palomäki A. Ballistocardiography in sitting and horizontal positions. *Physiological Measurement*. 2008; 29(9).
25. Toivanen T. Ballistokardiografisen Mittaustuolin Anturivahvistimen kehitys ja toteutus. 2009. Diplomityö, TKK.

## **9. Liitteet**

- Liite A. BKG- ja hengitysmittauselektroniiikan piirikaavio
- Liite B. BKG- ja hengitysmittauselektroniiikan komponenttisijoittelukaavio
- Liite C. BKG- ja hengitysmittauselektroniiikan johdotuskaavio
- Liite D. BKG- ja hengitysmittauselektroniiikan sulautettu ohjelmisto
- Liite E. BKG- tuolin A-D-muunnoselektroniiikan sulautettu ohjelmisto
- Liite F. FilterPro-ohjelmiston tuottama suunnitelma
- Liite G. LabView-sovelluksen lähdekoodi

LIITE A. BKG- ja hengitysmittauselektroniikan piirikaavio



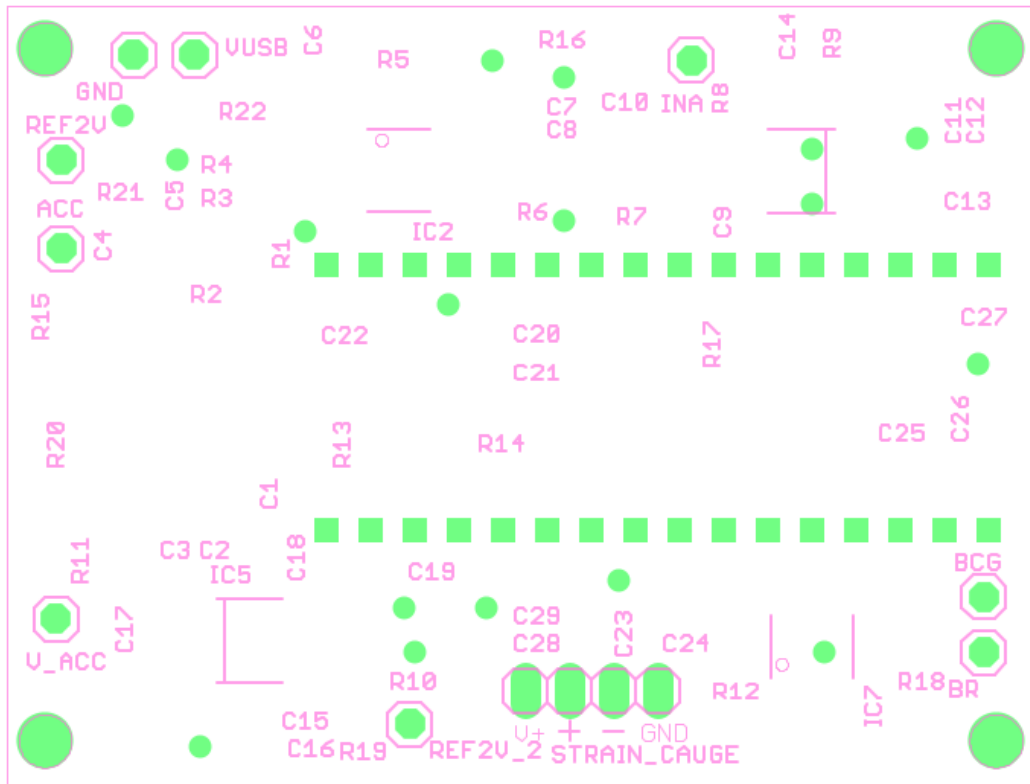
Aalto-yliopisto, Elektronikan laitos

Mikko Paukkunen

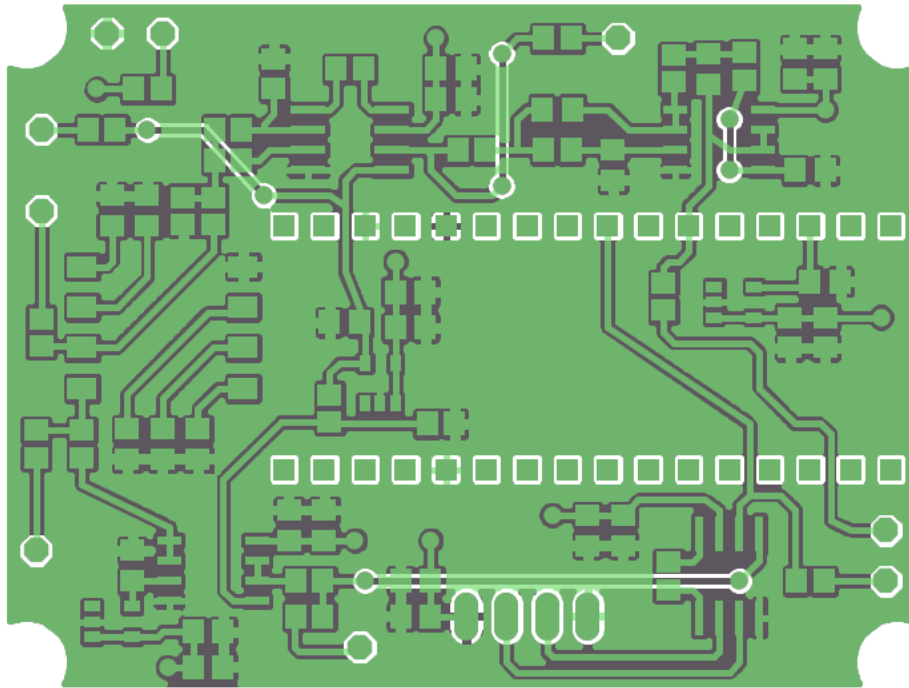
BKG/Hengitysmittaus

6.6.2011

LIITE B. BKG- ja hengitysmittauselektroniikan komponenttisijoittelukaavio



LIITE C. BKG- ja hengitysmittauselektroniikan johdotuskaavio



## LIITE D. BKG- ja hengitysmittauselektroniikan sulautettu ohjelmisto

```
#include <avr\io.h>
#include <avr\interrupt.h>

#define ACC_PIN A2 // Accelerometer pin
#define MAX_BKG 254 // Reserve 255 to serve as BR marker
byte
#define BR_MARKER 255

volatile unsigned short adc; // ADC result
volatile float sum; // Sum of A-D conversions in one cycle
volatile unsigned /*int*/ short avg; // Average of A-D
conversions
volatile unsigned short counter; // Number od A-D conversions
in one cycle
volatile unsigned short br_counter;
volatile unsigned short br_counter2;
volatile boolean measure_br;
volatile boolean br_measurement_ok;
unsigned volatile short br_value;

/*Clear registers to avoid Arduino's preset bits*/
void clearRegisters() {

    //Timers
    TCCR1A = 0x00;
    TCCR1B = 0x00;
    TIMSK1 = 0x00;
    OCR1AH = 0x00;
    OCR1AL = 0x00;

    //ADC
    ADMUX = 0x00;
    ADCSRA = 0x00;
    ADCSRB = 0x00;
    PRR = 0x00;
    SMCR = 0x00;

    //UART
    UCSROB = 0x00;
```

```

UCSR0B = 0x00;

}

void setup() {

  adc = 0;
  sum = 0;
  avg = 0;
  counter = 0;
  br_counter = 0;
  br_counter2 = 0;
  measure_br = false;
  br_measurement_ok = false;
  br_value = 0;

  pinMode(ACC_PIN, INPUT);

  cli();

  clearRegisters();

  UBRR0H = 0x00;
  UBRR0L = 0x08; // Baud 115200 @ F_CPU 16 MHz
  UCSRC |= (1 << UCSZ00) | (1 << UCSZ01); // Set frame format:
8data, 2stop bit

  OCR1AH = 0x7D; // Timer1 compare register adc_high. 0x7D00
= 32000, 1 / (16000 / F_CPU) = 500 Hz
  OCR1AL = 0x00; // Timer1 compare register adc_low

  TCCR1B |= (1 << WGM12); // CTC mode
  TIMSK1 |= (1 << OCIE1A); // Enable CTC interrupt
  TCCR1B |= (1 << CS10); // Start timer, no prescaler

  ADMUX |= (1 << MUX1) | (1 << ADLAR); // Reference: AREF,
Channel: 2, ADC result left adjust
  ADCSRA |= (1 << ADSC) | (1 << ADEN) | (1 << ADIF) | (1 <<
ADPS1) | (1 << ADPS0); // Auto triggering enable, ADC enable,

```

ADC complete interrupt enable, ADC clock prescale factor: 8 ->  
adc clock  $F_{CPU}/8 = 2$  MHz

ADCSRB = 0x00; // Free running mode, Analog comparator  
multiplexer disabled

ADCSRA |= (1 << ADSC); // Start first conversion

sei(); // Global interrupt enable

}

ISR(TIMER1\_COMPA\_vect)

{

br\_counter++;

if (counter > 0) { // Send bcg signal value

avg = (short)(sum / counter + 0.5);

UCSR0B |= (1 << TXEN0); // Enable UART transmitter

if (avg > 254)

avg = 254;

UDR0 = avg;

while (!(UCSR0A & (1 << TXC0)))

;

UCSR0B &= ~(1 << TXEN0); // Disable UART transmitter

UCSR0A |= (1 << TXC0); // Clear transmit complete flag

avg = 0;

sum = 0;

counter = 0;

sei();

}

if (br\_counter == 50) { // Measure and send breath signal value

br\_counter = 0;

measure\_br = true;

```

}

if (br_measurement_ok) {

    cli();
    UCSROB |= (1<<TXEN0); // Enable UART transmitter
    UDRO = BR_MARKER;
    while (!(UCSR0A & (1 << TXC0)))
        ;
    UDRO = br_value;
    while (!(UCSR0A & (1 << TXC0)))
        ;
    UCSROB &= ~(1<<TXEN0); // Disable UART transmitter
    UCSROA |= (1 << TXC0); // Clear transmit complete flag
    sei();

    br_measurement_ok = false;

}

}

ISR(ADC_vect) {

    if (!measure_br) {
        counter++;
        sum += ADCH;
    } else {

        br_counter2++;
        if (br_counter2 == 1) {
            ADMUX &= ~(1 << MUX1);
            ADMUX |= (1 << MUX2);
        }
        if (br_counter2 == 4) {
            br_value = ADCH;
            if (br_value > 254)
                br_value = 254;
            br_counter2 = 0;
            measure_br = false;
        }
    }
}

```

```
br_measurement_ok = true;
ADMUX &= ~(1 << MUX2);
ADMUX |= (1 << MUX1);

}
}
}
void loop() { }
```

## LIITE E. BKG-tuolin A-D-muunnoselektroniiikan sulautettu ohjelmisto

```
#include <avr\io.h>
#include <avr\interrupt.h>

#define ACC_PIN A2 // Accelerometer pin
#define MAX_BKG 254 // Reserve 255 to serve as BR marker
byte
#define BR_MARKER 255

volatile unsigned short adc; // ADC result
volatile float sum; // Sum of A-D conversions in one cycle
volatile unsigned /*int*/ short avg; // Average of A-D
conversions
volatile unsigned short counter; // Number od A-D conversions
in one cycle
volatile unsigned short br_counter;
volatile unsigned short br_counter2;
volatile boolean measure_br;
volatile boolean br_measurement_ok;
unsigned volatile short br_value;

/*Clear registers to avoid Arduino's preset bits*/
void clearRegisters() {

    //Timers
    TCCR1A = 0x00;
    TCCR1B = 0x00;
    TIMSK1 = 0x00;
    OCR1AH = 0x00;
    OCR1AL = 0x00;

    //ADC
    ADMUX = 0x00;
    ADCSRA = 0x00;
    ADCSRB = 0x00;
    PRR = 0x00;
    SMCR = 0x00;

    //UART
    UCSROB = 0x00;
```

```

UCSR0B = 0x00;

}

void setup() {

  adc = 0;
  sum = 0;
  avg = 0;
  counter = 0;
  br_counter = 0;
  br_counter2 = 0;
  measure_br = false;
  br_measurement_ok = false;
  br_value = 0;

  pinMode(ACC_PIN, INPUT);

  cli();

  clearRegisters();

  UBRR0H = 0x00;
  UBRR0L = 0x08; // Baud 115200 @ F_CPU 16 MHz
  UCSR0C |= (1 << UCSZ00) | (1 << UCSZ01); // Set frame format:
8data, 2stop bit

  OCR1AH = 0x7D; // Timer1 compare register adc_high. 0x7D00
= 32000, 1 / (16000 / F_CPU) = 500 Hz
  OCR1AL = 0x00; // Timer1 compare register adc_low

  TCCR1B |= (1 << WGM12); // CTC mode
  TIMSK1 |= (1 << OCIE1A); // Enable CTC interrupt
  TCCR1B |= (1 << CS10); // Start timer, no prescaler

  ADMUX |= (1 << MUX1) | (1 << ADLAR); // Reference: AREF,
Channel: 2, ADC result left adjust
  ADCSRA |= (1 << ADSC) | (1 << ADEN) | (1 << ADIF) | (1 <<
ADPS1) | (1 << ADPS0); // Auto triggering enable, ADC enable,

```

```

ADC complete interrupt enable, ADC clock prescale factor: 8 ->
adc clock F_CPU/8 = 2 MHz
  ADCSRB = 0x00; // Free running mode, Analog comparator
multiplexer disabled
  ADCSRA |= (1 << ADSC); // Start first conversion

sei(); // Global interrupt enable

}

ISR(TIMER1_COMPA_vect)
{

  br_counter++;

  if (counter > 0) { // Send bcg signal value
    avg = (short)(sum / counter + 0.5);
    UCSROB |= (1<<TXEN0); // Enable UART transmitter

    if (avg > 254)
      avg = 254;

    UDRO = avg;
    while (!(UCSROA & (1 << TXC0)))
      ;

    UCSROB &= ~(1<<TXEN0); // Disable UART transmitter
    UCSROA |= (1 << TXC0); // Clear trasmit complete flag

    avg = 0;
    sum = 0;
    counter = 0;
    sei();
  }

  /*
  if (br_counter == 50) { // Measure and send breath signal vakuie

    br_counter = 0;
    measure_br = true;

```

```

}
*/

if (br_measurement_ok) {

    cli();
    UCSROB |= (1<<TXEN0); // Enable UART transmitter
    UDR0 = BR_MARKER;
    while (!(UCSR0A & (1 << TXC0)))
        ;
    UDR0 = br_value;
    while (!(UCSR0A & (1 << TXC0)))
        ;
    UCSROB &= ~(1<<TXEN0); // Disable UART transmitter
    UCSROA |= (1 << TXC0); // Clear transmit complete flag
    sei();

    br_measurement_ok = false;

}

}

ISR(ADC_vect) {

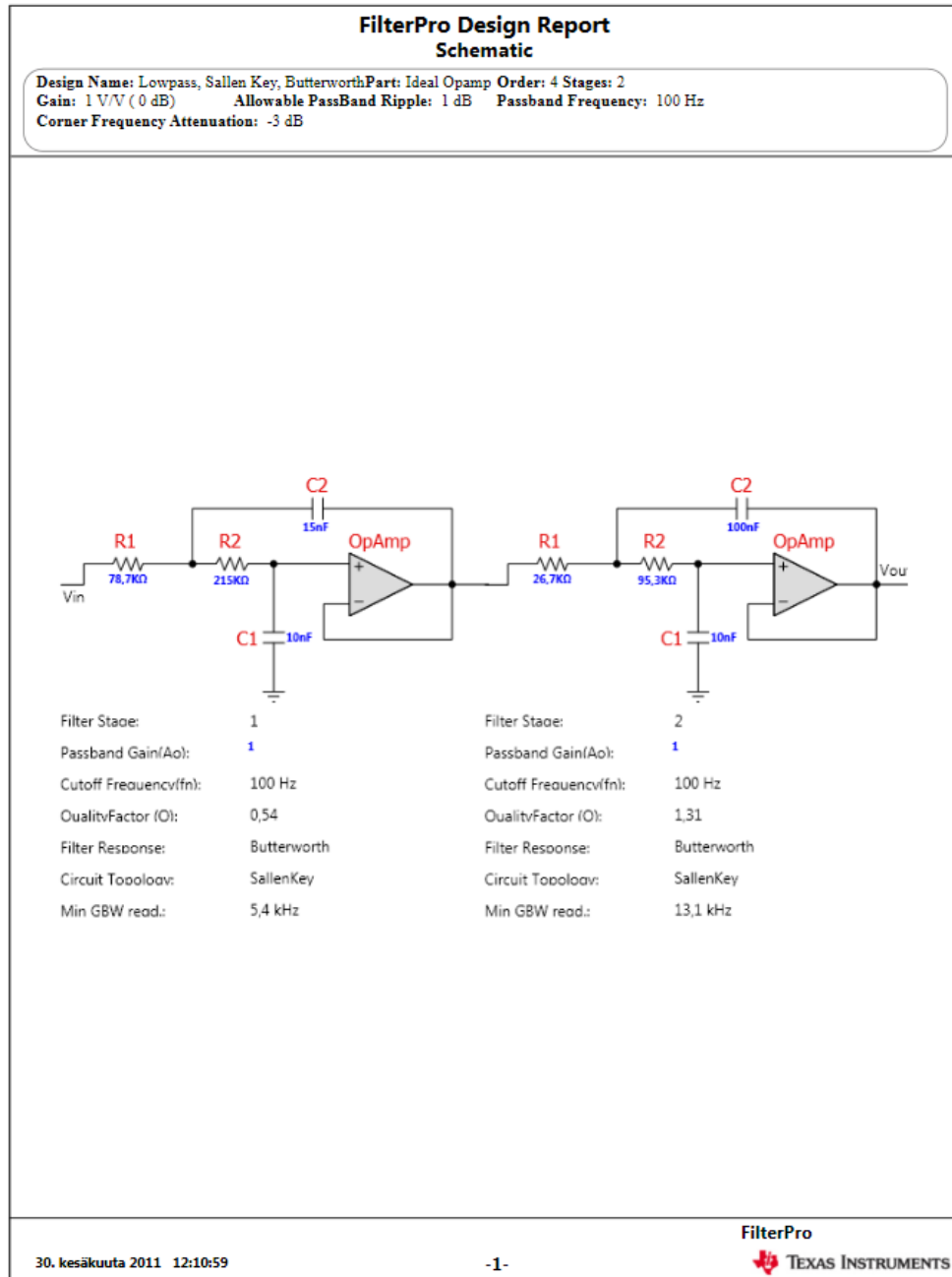
if (!measure_br) {
    counter++;
    sum += ADCH;
} else {

    br_counter2++;
    if (br_counter2 == 1) {
        ADMUX &= ~(1 << MUX1);
        ADMUX |= (1 << MUX2);
    }
    if (br_counter2 == 4) {
        br_value = ADCH;
        if (br_value > 254)
            br_value = 254;
    }
}
}
}

```

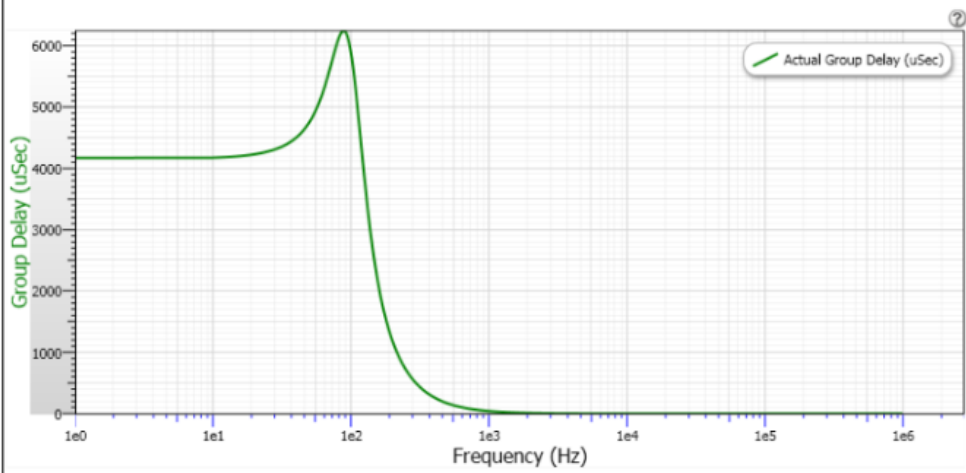
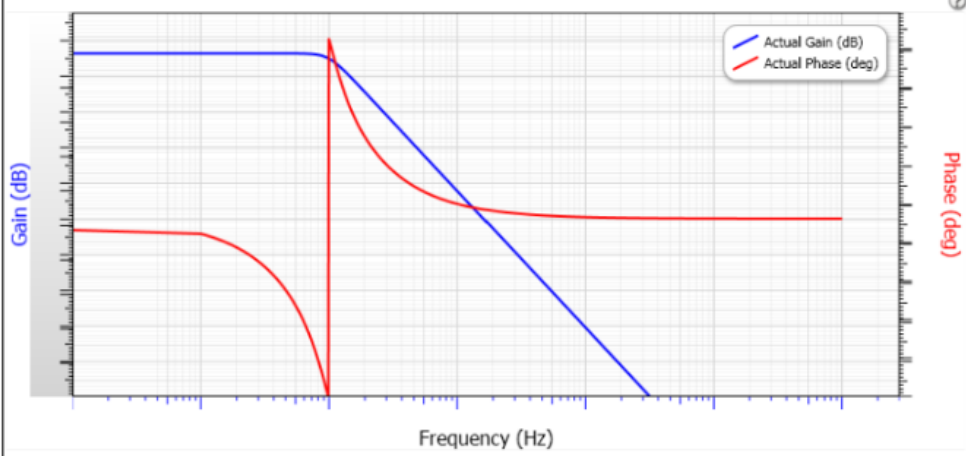
```
br_counter2 = 0;
measure_br = false;
br_measurement_ok = true;
ADMUX &= ~(1 << MUX2);
ADMUX |= (1 << MUX1);
}
}
} void loop() { }
```

# LIITE F. FilterPro-ohjelmiston tuottama suunnitelma



### FilterPro Design Report Frequency and Phase Responses

Design Name: Lowpass, Sallen Key, Butterworth Part: Ideal Opamp Order: 4 Stages: 2  
Gain: 1 V/V (0 dB) Allowable PassBand Ripple: 1 dB Passband Frequency: 100 Hz  
Corner Frequency Attenuation: -3 dB



## FilterPro Design Report Bill of Materials

**Design Name:** Lowpass, Sallen Key, Butterworth **Part:** Ideal Opamp **Order:** 4 Stages: 2  
**Gain:** 1 V/V (0 dB) **Allowable PassBand Ripple:** 1 dB **Passband Frequency:** 100 Hz  
**Corner Frequency Attenuation:** -3 dB

Element ID	Quantity	Part Number	Value	Tolerance	Description	Manufacturer
R1 (Stage 1)	1	Standard	78.7K $\Omega$	E96: 1%	Resistor	
R2 (Stage 1)	1	Standard	215K $\Omega$	E96: 1%	Resistor	
C1 (Stage 1)	1	Standard	10nF	E6: 20%	Capacitor	
C2 (Stage 1)	1	Standard	15nF	E6: 20%	Capacitor	
OpAmp (Stage 1)	1	Standard			Ideal OpAmp	
R1 (Stage 2)	1	Standard	26.7K $\Omega$	E96: 1%	Resistor	
R2 (Stage 2)	1	Standard	95.3K $\Omega$	E96: 1%	Resistor	
C1 (Stage 2)	1	Standard	10nF	E6: 20%	Capacitor	
C2 (Stage 2)	1	Standard	100nF	E6: 20%	Capacitor	
OpAmp (Stage 2)	1	Standard			Ideal OpAmp	

# Liite G. LabView-sovelluksen lähdekoodi

