

TEKNILLINEN KORKEAKOULU
Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta

Kaisu Lankinen

BALLISTOKARDIOGRAFINEN MITTAUSJÄRJESTELMÄ VUODE-
MONITOROINTIIN

Diplomityö, joka on jätetty opinnäytteenä tarkastettavaksi diplomi-insinöörin
tutkintoa varten Espoossa 16.12.2009

Työn valvoja:

Prof. Raimo Sepponen

Työn ohjaaja:

TkL Matti Linnavuo

Tekijä: Kaisu Lankinen

Työn nimi: Ballistokardiografinen mittausjärjestelmä vuodemonitorointiin

Päivämäärä: 16.12.2009

Kieli: Suomi

Sivumäärä: 8+79

Tiedekunta: Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta

Professuuri: Sovellettu Elektroniikka

Koodi: S-66

Valvoja: Prof. Raimo Sepponen

Ohjaaja: TkL Matti Linnavuo

Terveysteknologian kehitys tarjoaa uusia ratkaisuja ihmisten terveydentilan seuraamiseen. Terveydenhuollon kannalta erityisesti väestön ikääntyminen tulee olemaan yhteiskunnassamme merkittävä haaste. Teknologian avulla voidaan tarjota uusia ratkaisuja seurantaan tarvitsevien ihmisten ja heidän hoitajiensa avuksi. Tässä diplomityössä on kehitetty vuodeanturijärjestelmä, jonka avulla voidaan seurata vuoteessa makaavan henkilön tilaa.

Vuodeanturijärjestelmä perustuu pietsosähköisiin antureihin, joiden avulla mitataan ihmisen liikkeen aiheuttamia voimia. Sydämen toiminnan seuraaminen perustuu ballistokardiografiaan (BKG), jossa mitataan sydämen toiminnan synnyttämiä voimia. Antureilta ja analogiselta mittauspiiriltä saatuja signaaleja käsitellään digitaalisesti mikrokontrollerilla, ja algoritmien avulla saadaan tietoa henkilön tilasta. Järjestelmä on pienikokoinen ja langaton, joten se on helppo asentaa.

Laboratoriossa testatuilla koehenkilöillä tehdyt testit osoittivat laitteen pystyvän havainnoimaan tavoitteiden mukaisesti henkilön paikallaoloa, sydämenlyöntejä, kääntymistä ja hengitystä.

Avainsanat: Ballistokardiografia (BKG), pietsosähköinen anturi, vuodeanturi, vuodemonitorointijärjestelmä

Author: Kaisu Lankinen

Title: Thesis title

Date: 16.12.2009

Language: Finnish

Number of pages: 8+79

Faculty: Faculty of Electronics, Communications and Automation

Professorship: Applied Electronics

Code: S-66

Supervisor: Prof. Raimo Sepponen

Instructor: TkL Matti Linnavuo

Development of health technology provides new solutions for monitoring the health of people. Concerning health care, especially the growing amount of elderly people will be a huge challenge in Finnish society. Technology can help people who need monitoring of their condition. Also nurses can take advantage of the new technology. In this Master's thesis, there have been developed a bed-monitoring system that can be used for monitoring the condition of the person lying on a bed.

The monitoring system is based on piezoelectric sensors, which are used to measure the forces caused by a person lying on a bed. The monitoring of the heart is based on the ballistocardiographic (BCG) method, which measures the forces caused by the heart function. The biosignals obtained from sensors are processed in a microcontroller, and with digital algorithms it is possible to get information of the condition of a person. The measuring system is small in size and wireless, so it is easy to install.

The system was tested with test persons in a laboratory, and the results show, that the system reached its goal to monitor the presence of the person in bed, his heart beats, turning in bed and respiration.

Keywords: Ballistocardiography (BCG), piezoelectric sensor, bed-sensor, bed-monitoring system

Esipuhe

Tämä diplomityö tehtiin Teknillisen korkeakoulun Sovelletun elektroniikan yksikössä. Aihe oli alusta alkaen hyvin mielenkiintoinen. Se oli samalla kuitenkin haasteellinen, sillä järjestelmän suunnittelussa ja rakentelussa tuli vastaan paljon asioita, jotka eivät olleet ennalta tuttuja tai vaativat uusien ratkaisujen etsimistä. Tämän vuoksi työ oli kuitenkin äärimmäisen opettavainen ja antoisa.

Haluan kiittää professori Raimo Sepposta mielenkiintoisesta aiheesta ja monista ideoista työhöni liittyen, sekä mahdollisuudesta tehdä työni Sovelletun elektroniikan yksikössä.

Kiitos Matti Linnavuolle työni ohjauksesta sekä kaikista saamistani neuvoista ja avusta työni aikana.

Haluan kiittää kaikkia työtovereitani kannustuksesta ja neuvoista. Erityisen suuret kiitokset Antti Paukkuselle kaikesta avusta ja tuesta lukemattomiin eri ongelmiin liittyen. Erityiskiitokset myös Antti Ropposelle digitaalitekniikkaan ja ohjelmointiin liittyvästä avusta. Kiitos Aleks Walleniukselle kaikesta avusta. Lisäksi haluan kiittää Heikki Ruotoistenmäkeä laitteen käytännön toteutukseen liittyvissä asioissa.

Haluan kiittää vanhempiani jatkuvasta kannustuksesta ja tuesta läpi koko opiskeluaikani. Kiitos myös erityisesti Willelle ja Tuulikille kaikesta kannustuksesta.

Otaniemi, 16.12.2009

Kaisu Lankinen

Sisältö

Tiivistelmä	ii
Tiivistelmä (englanniksi)	iii
Esipuhe	iv
Sisällysluettelo	v
Symbolit ja lyhenteet	viii
1 Johdanto	1
1.1 Taustaa	1
1.2 Tutkimuksen tavoitteet	2
2 Tutkimuskohteet ja menetelmät	3
2.1 Menetelmiä vuodemonitorointiin	3
2.2 Ballistokardiografia	6
2.2.1 Ballistokardiografisia mittausmenetelmiä	6
2.3 Sydämen toimintakierto	8
2.4 Ballistokardiogrammi	9
2.5 Ihmisen ja sängyn mekaaniset mallit	12
2.6 Ongelmat ja häiriöt	13
2.6.1 Mekaaniset häiriöt: Mitattava henkilö	13
2.6.2 Mekaaniset häiriöt: Ympäristö	13
2.6.3 Sähköiset häiriöt	14
2.7 Vaatimukset kehitettävälle järjestelmälle	14
3 Toteutettu laitteisto	15
3.1 Mittausjärjestelmän esittely	15
3.2 Anturit	18
3.3 Pietsosähköinen ilmiö	19
3.4 Anturin säätäminen painoilla	20
3.5 Analogiapiiri	21
3.5.1 Varausvahvistin	21

3.5.2	Suodatus ja vahvistus	23
3.6	Digitaaliosa	24
3.6.1	BKG-signaali	25
3.6.2	Liike	29
3.6.3	Paikallaolo vuoteessa	29
3.6.4	Tila	32
3.6.5	Hengitys	33
3.6.6	Yhteenveto järjestelmän digitaalisesta osasta	35
4	Testaus ja järjestelmän toimivuus	37
4.1	Liiketilän tunnistaminen	37
4.2	Sydämenlyöntien tunnistaminen	38
4.3	Paikallaolon tunnistaminen	41
4.4	Hengityssignaali	44
5	Pohdinnat	45
5.1	Tavoitteiden saavuttaminen	45
5.2	Jatkokehitys	45
6	Yhteenveto	47
	Viitteet	48
	Liite A: BKG-mittauspiiri: analoginen osa 1	55
	Liite B: BKG-mittauspiiri: analoginen osa 2	56
	Liite C: BKG-mittauspiiri: digitaalinen osa	57
	Liite D: Testeissä mukana olleet koehenkilöt	58
	Liite E: Tilan tunnistamisen testeistä saadut kuvaajat	59
	Liite F: Tulokset sydämenlyöntien tunnistamisen testeistä	62
	Liite G: Tulokset paikallaolon tunnistamisen testeistä	67
	Liite H: Mitatut hengityssignaalit	70

Symbolit ja lyhenteet

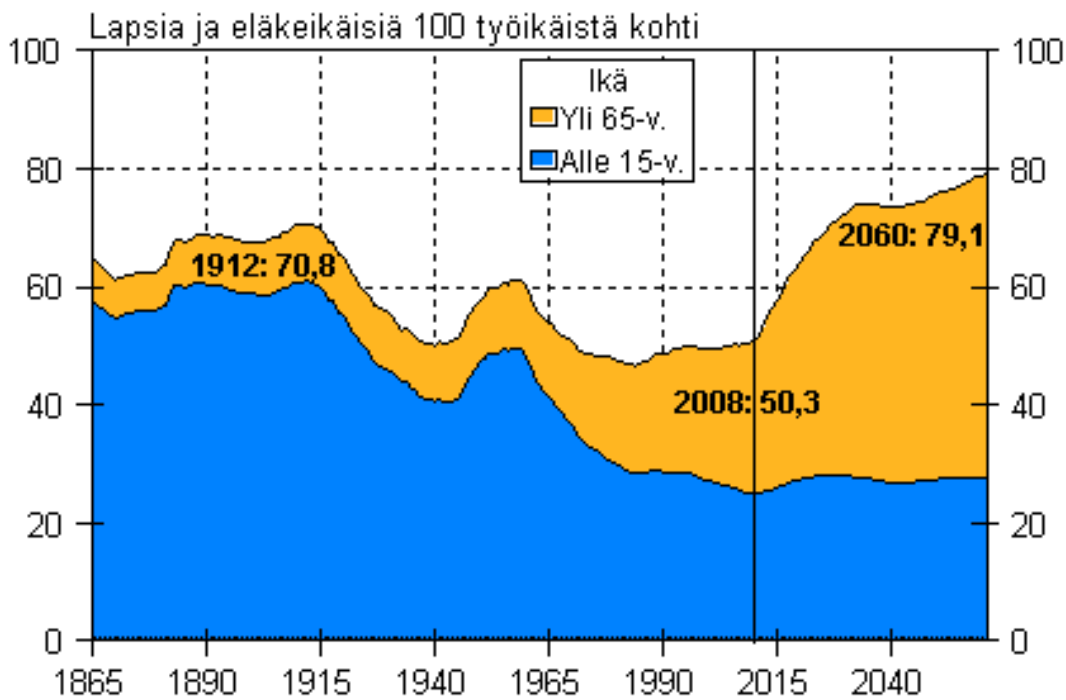
ω	ominaistaajuus
τ	aikavakio
a	kiihtyvyys
$a_{\text{Hpaikalla}}$	anturiin kohdistuva horisontaalinen kiihtyvyys, kun sängyssä on ihminen
a_{Hpoissa}	anturiin kohdistuva horisontaalinen kiihtyvyys, kun sänky on tyhjä
$a_{\text{Vpaikalla}}$	anturiin kohdistuva vertikaalinen kiihtyvyys, kun sängyssä on ihminen
a_{Vpoissa}	anturiin kohdistuva vertikaalinen kiihtyvyys, kun sänky on tyhjä
a_{V}	horisontaalinen kiihtyvyys
a_{V}	vertikaalinen kiihtyvyys
BKG	ballistokardiografia
BCG_{h}	ballistokardiografiasignaalin horisontaalinen komponentti
BCG_{v}	ballistokardiografiasignaalin vertikaalinen komponentti
C	piirikomponentin kapasitanssi
C_{p}	pietsokiteen ominaiskapasitanssi
EKG	elektrokardiografia
F	voima
F_{h}	horisontaalinen voima
F_{v}	vertikaalinen voima
G	varausvahvistimen vahvistus
G_{alip}	alipäästösuodattimen vahvistus
HF	high-frequency
k_{p}	pietsoelektrinen vakio
k	jousivakio
LF	low-frequency
m	massa
q	varaus
R, r	resistanssi
s_{h}	signaalin horisontaalinen komponentti
s_{v}	signaalin vertikaalinen komponentti
ULF	ultra-low-frequency
V	pietsokiteen yli oleva jännite
x	mittausarvo virhetarkastelussa
x_0	referenssiarvo virhetarkastelussa
Z	varausvahvistimen vastuksen ja kondensaattorin impedanssi
Z_{p}	anturin lähtöimpedanssi

1 Johdanto

Tämän diplomityön tekemisen motivaationa on ollut suunnitella ja rakentaa uudenlainen järjestelmä, joka monitoroi vuoteessa makaavan henkilön tilaa. Sen avulla voidaan helpottaa terveydenhuoltoa ja ihmisten terveyden seurantaa sekä yksilön että yhteiskunnan kannalta.

1.1 Taustaa

Väestön ikääntyminen tulee olemaan lähitulevaisuudessa merkittävä haaste yhteiskunnalle. Tilastokeskuksen väestöennusteen [1] mukaan väkiluku jatkaa kasvuaan melko voimakkaasti, jos kehitys jatkuu nykyisen kaltaisena. Suomen väkiluvun kasvaessa myös ikääntyvän väestön osuus kasvaa voimakkaasti. Vuoden 2008 aikana 65-vuotta täyttäneiden määrä ylitti alle 15-vuotiaiden määrän. Samalla väestöllinen huoltosuhde eli alle 15-vuotiaiden ja 65 vuotta täyttäneiden määrä 100 työkäistä kohden oli vuoden 2008 lopussa 50,3. [2] Kuvassa 1 on esitetty väestöllinen huoltosuhde ja sen arvioitu kasvaminen. Uusimman ennusteen mukaan vuonna 2016 huoltosuhde olisi 60,4 ja nousisi 70,5:een vuoteen 2026 mennessä. Vuonna 2060 väestöllinen huoltosuhde olisi 79,1. Lisäksi eläkeikäisten eli 65 vuotta täyttäneiden ja tätä vanhempien määrä lähes kaksinkertaistuu nykyisestä 905 000:sta 1,79 miljoonaan vuoteen 2060 mennessä. [1]



Kuva 1: Suomen väestöllinen huoltosuhde 1865-2060. [1]

Väestön ikääntymisen luonnollinen seuraus on terveydenhuollon tarpeen lisääntyminen. Koska samalla kuitenkin työvoiman määrän kasvu ehtyy, tarvitaan lisää hoitohenkilökuntaa sekä taloudellisia resursseja terveydenhuollon turvaamiseksi tarvitseville. Osaa hoitohenkilökunnan työstä voidaan helpottaa hoitoa tukevan tekniikan avulla, mikä vastaa työvoimapulan tarpeisiin. Kustannussäästöjä voidaan myös saavuttaa sillä, että potilas pystyy asumaan pidempään kotona. Kotona asuminen on paitsi taloudellisesti edullisempaa kuin sairaalassa tai hoitolaitoksessa asuminen, myös usein potilaan elämänlaatuun ja mielialaan positiivisesti vaikuttava asia.

Erityisesti sydänsairaudet ovat lisääntyneet Suomessa merkittävästi. Vuonna 2004 sydän- ja verisuonitaudit olivat ylivoimaisesti tavallisin kuolemansyy maassamme, muodostaen miehillä 40 % ja naisilla 43 % kokonaiskuolleisuudesta. Sydänsairauksien yleistymistä selittää osaltaan väestön ikääntyminen. Ikääntyminen näkyy tietysti monien sairauksien ja niistä aiheutuvan hoidon tarpeen lisääntymisenä, mutta sydän- ja verisuonisairauksia potevien määrä väestössä tulee kuitenkin lisääntymään erityisen selvästi. [3] Sydämen toiminnan mittaaminen ja monitorointi on tärkeää yleisen terveydentilan seurannassa, sillä sydämen toiminta on edellytys koko kehon hyvinvoinnille.

Väestön omaehtoisella terveyden seuraamisella, ennaltaehkäisevällä toiminnalla sekä uutta teknologiaa hyödyntämällä voidaan vaikuttaa merkittävästi kuntien pahe-neviin ongelmiin sosiaali- ja terveysalalla. Teknillisen korkeakoulun Sovelletun elektronikan yksikkö on osana kansallisessa ITKU-projektissa (Itsenäisen tervehtymisen ja kuntoutumisen palvelualusta), joka tähtää ennaltaehkäisevän ja omaehtoisen terveyden seurannan kehittämiseen. Tämä diplomityö on osa kyseistä projektia.

Tässä diplomityössä on suunniteltu ja rakennettu sänkyanturisysteemi, jonka avulla voidaan saada tietoja sängyssä olevan ihmisen voinnista. Järjestelmän avulla voidaan seurata henkilön tärkeimpiä elintoimintoja; sykettä ja hengitystä, sekä liikkumista ja paikallaoloa vuoteessa. Näiden tietojen avulla voidaan havaita potilaan tai riskiryhmässä olevan henkilön toiminnassa poikkeavuuksia. Esimerkiksi syketaajuus on helppo ja nopea parametri, joka antaa tietoa potilaan tilasta.

1.2 Tutkimuksen tavoitteet

Tämän diplomityön tavoitteena oli suunnitella ja toteuttaa uudentyyppinen vuodeanturijärjestelmä, jonka avulla voidaan monitoroida vuoteessa olevan henkilön liikkumista, sydämen toimintaa sekä hengitystä.

Anturijärjestelmän suunnittelun lähtökohtana oli laitteen mekaaninen yksinkertaisuus ja helppo asennettavuus; potilaaseen ei tarvitsisi kiinnittää yhtäkään anturia, eikä tarvittaisi erikoisvalmisteita patjoja tai antureita patjan alle. Sen sijaan laite voitaisiin kiinnittää seurattavan henkilön omaan sänkyyn, eikä se häiritse potilaan normaalia toimintaa. Myös laitteen edullisuus tukisi laitteen käyttöönottoa sairaaloissa ja laitoksissa, sekä ennaltaehkäisevän terveydenhuollon seurannan kehittämistä.

2 Tutkimuskohteet ja menetelmät

Vuoteessa makaavaan ihmisen monitorointiin ja terveydentilan seurantaan on kehitetty monenlaisia ratkaisuja. Seuraavaksi esitellään yleisimpiä ratkaisuja sekä perehdytään tämän työn tutkimuskohteisiin ja menetelmiin.

2.1 Menetelmiä vuodemonitorointiin

Vanhustenhoidossa ehkä yleisimmin käytettyjä valvontamenetelmiä ovat hälytysrannekkeet, erilaiset painonapit ja kameravalvonta. Hälytysrannekkeen tai painonapin avulla vanhus voi tarvittaessa kutsua luokseen apua. Näiden ratkaisujen teknologia on helppokäyttöistä ja helppo asentaa. Laitteiden käyttö edellyttää käyttäjältä kuitenkin aktiivista toimintaa, eli hän joutuu itse painamaan nappia. Äkillisissä sairauksikohtauksissa nappia ei välttämättä ehditä painaa, ja esimerkiksi dementikoille laitteen käyttö voi tuottaa muutenkin vaikeuksia. Esimerkiksi Vivago Oy markkinoi kehittyneempää hälytysrannekejärjestelmää, joka monitoroi henkilön aktiivisuutta ja lähettää hälytyksen aktiivisuuden heiketessä [4]. Järjestelmällä ei saada kuitenkaan tarkkaa tietoa käyttäjän elintoiminnoista. Myöskään kameravalvonnalla ei pystytä seuraamaan elintoimintoja, ja lisäksi kameravalvonta vaatii jatkuvaa tarkkailua, mikä sitoo henkilöstön resursseja. Kamera- tai muu suora valvonta heikentää lisäksi henkilön intimitettisuojaa.

Automaattiseen vuodemonitorointiin on kehitetty lukuisia järjestelmiä, ja niitä patentoidaan ja myydään laajalti. Useat järjestelmät perustuvat erikoisvalmisteisiin patjoihin tai patjan alle asennettavaan teknologiaan.

Kehon liikkeiden muutoksia mittaavia paine- ja kiihtyvyysantureita on käytetty paljon vuodemonitoroinnissa. Esimerkkejä näistä ovat muun muassa tyynyn ja patjan alle sijoitettavat paineanturijärjestelmät [5][6], sängyn pohjaan kiinnitettävä voimaanturi [7], sängyn jalkojen alle kiinnitettävät voimaanturit [8], sänkyyn kiinnitettävä venymäliuska-anturi [9], painetta mittaava ilmapatjajärjestelmä [10][11] ja patjan alle asennettavaan PVDF-kalvoon (PolyVinyliDeneFluoride) perustuva järjestelmä [12].

Teknillisessä korkeakoulussa on aikaisemmin kehitetty kapasitiivisiin antureihin perustuva vuodeanturijärjestelmä. Se perustuu ELSI-järjestelmään, jossa lattiassa on kapasitiivisia anturiruutuja ja jonka avulla pystytään monitoroimaan huoneessa liikkuvaa ihmistä. Kuvassa 2 on eräs asennettu ELSI-vuodeanturijärjestelmä. Siinä patjan ja sängyn rungon väliin on asetettu anturiruutuja, joiden välistä kapasitanssia mitataan. Kun ihminen makaa sängyssä, anturiruutujen kapasitanssi on erilainen kuin tyhjässä sängyssä. Myös henkilön liikkuminen ja eri asennot aiheuttavat tunnistettavan kapasitanssimuutoksen ruutuihin. Järjestelmä havaitsee myös hengityksen ja sykkeen aiheuttamia muutoksia, joten sen avulla voidaan tehdä päätelmiä henkilön voinnista. [13] [14]

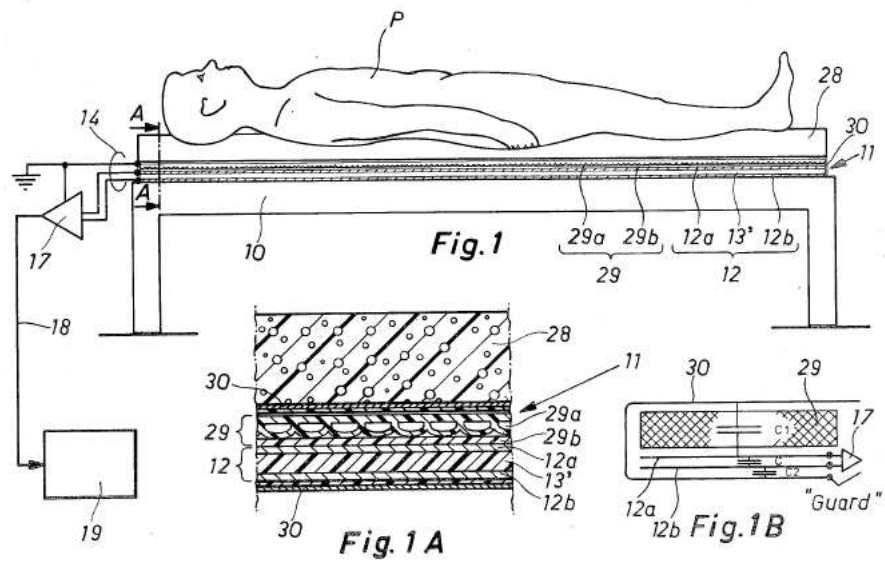


Kuva 2: Kapasitiivisiin antureihin perustuva vuodeanturijärjestelmä. [13]

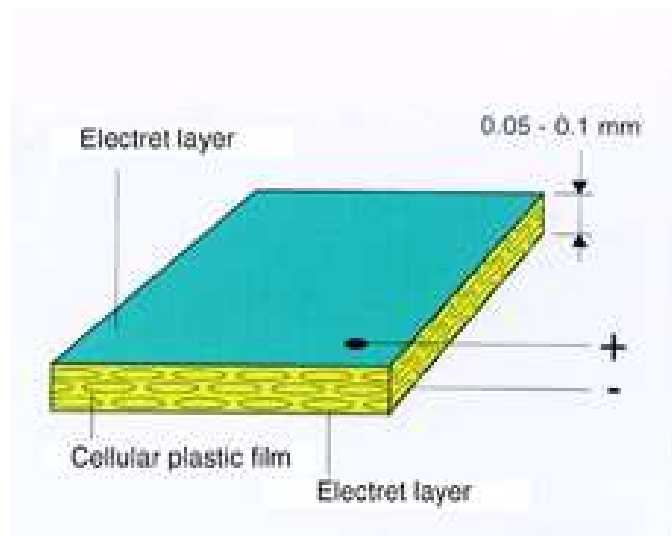
Kuvassa 3 on Jukka Alihangan tutkimusryhmän kehittämä SCSB-vuode (static charge sensitive bed), jonka avulla pystytään mittaamaan elintoimintoja vuoteessa. SCSB-järjestelmässä on erikoisvalmisteinen patja, joka koostuu monista eri kerroksista. Toiminta perustuu siihen, että kehon liikkeiden myötä kerrokset liikkuvat suhteessa toisiinsa, ja samalla niiden sähköiset ominaisuudet muuttuvat. Mittaamalla näitä muutoksia saadaan tietoa patjalla makaavan henkilön liikkeistä. [15] Vuode on nykyään markkinoilla Biomatt-nimisenä [16]. SCSB-sänkyjä on käytetty paljon unitutkimuksissa.

Markkinoilla on myös Emfit Oy:n valmistama Emfit SafeBed -tuote, jossa vuodemonitorointi perustuu patjan alle sijoitettuihin erikoisvalmisteisiin anturikalvoihin [18]. Kuvassa 4 esitetty Emfi-anturikalvo on hyvin ohutta ja elastista pysyvän varauksen sisältävää kalvoa. Kuten SCSB-vuoteessa, henkilön liikkeiden monitorointi perustuu liikkeiden aiheuttamien sähköisten muutosten mittaamiseen. [19] [20]

Suomessa vuodeanturijärjestelmiä suunnittelee myös Finsor Oy, jonka Bedsense®-vuodeanturijärjestelmä monitoroi vuoteessa makaavan henkilön tärkeimpiä elintoimintoja. Järjestelmä perustuu kuvan 5 antureihin, jotka asennetaan sängyn jalkojen alle. [22]



Kuva 3: SCSB-sänky vuodemonitorointiin. [17]



Kuva 4: Emfi-kalvon rakenne. [21]



Kuva 5: Finsor Oy:n voima-anturi. [23]

Yhteistä useimmille vuodemonitorointijärjestelmille on se, että niissä tarvitaan erikoisvalmisteinen patja tai levy, joka asennetaan patjan tai sängyn alle. Tällaiset erikoismateriaaleista tehdyt ratkaisut ovat usein kalliita, jolloin esimerkiksi koko hoidokodin varustaminen järjestelmillä on suuri investointi. Lisäksi useat ratkaisut ovat suurikokoisia, ja niissä on johtimia, jotka rajoittavat potilaan liikkumista. Useissa ratkaisuissa asetetaan myös ehtoja käytetylle sängylle, jolloin järjestelmää ei voi asentaa monitoroitavan henkilön omaan sänkyyn. Tämän diplomityön tavoitteena oli kehittää järjestelmä, joka olisi muihin menetelmiin nähden edullinen ja yksinkertainen, mutta kuitenkin yhtä monipuolinen kuin aiemmat menetelmät.

2.2 Ballistokardiografia

Tässä työssä kehitetty menetelmä perustuu ballistokardiografiaan. Ballistokardiografia (BKG) on sydämen toiminnan mittaamiseen käytetty ei-invasiivinen menetelmä, jonka avulla havainnoidaan sydämen toiminnan aiheuttamia voimia kehoon. Se perustuu Newtonin kolmanteen lakiin, jonka mukaan jokaisella voimalla on yhtä suuri, mutta vastakkainen voima. Sydämen toimintakierron eri vaiheissa sydämen supistuminen ja veren liikkuminen suonissa aiheuttaa kehoon tietyn voiman, jonka vastavoima voidaan havaita kehon liikkeenä. [24]

Ensimmäiset tutkimukset ballistokardiografiasta ilmiönä teki Gordon jo 1800-luvun loppupuolella [25]. 1900-luvun puoliväliin mennessä BKG:n parissa tehtiin paljon tutkimustyötä, mutta se väheni muun muassa elektrokardiografian ja ultraäänien tullessa yleiseksi kliinisessä käytössä sekä nykyaikaisten signaalinkäsittelymenetelmien puuttuttua [26]. Ballistokardiografian tarkaan mittaamiseen tarvitaan herkkiä antureita ja mittauskytkentöjä, sillä mittaukseen liittyy paljon häiriötekijöitä (ks. luku 2.6 Ongelmat ja häiriöt). Nykyaikaisten tietokoneiden ja digitaalisen signaalinkäsittelyn avulla ballistokardiografian tutkimiseen on syntynyt uutta kiinnostusta, ja uusia mittaustapoja sekä niiden analyysimenetelmiä on alettu taas kehittää.

2.2.1 Ballistokardiografisia mittausmenetelmiä

Ballistokardiografisia mittausmenetelmiä ja laitteistoja on useanlaisia. Laitteistoja voidaan ryhmitellä muun muassa potilaan asennon ja mittaussuunnan, mitattavan suureen sekä laitteiston ominaistuuksien perusteella.

Ensimmäisenä ballistokardiografiaa tutkinut Gordon tutki punnituslaitteella seisovaa koehenkilöä, ja havaitsi pulssin kanssa synkroniset muutokset signaalissa [25]. Nykyisin punnitusvaakatyyppejä BKG-laitteita on kehitetty eteenpäin, ja niillä pystytään helposti ja luotettavasti mittaamaan syketaajuus henkilön seistessä vaakalla [27] [28] [29]. Yleisimpiä ovat kuitenkin sänky- tai pöytätyyppiset järjestelmät, joiden päällä henkilö makaa. Aiemmin makuutyypiset järjestelmät olivat katosta roikkuvia ja vapaasti liikkuvia heilurimaisia tasojä [25] [30] [31] tai suuria pöytiä [32], joiden avulla mittiin kehon siirtymää. Nykyaikaiset järjestelmät taas ovat sänkytyyppejä [33] [15] [34]. Seisoma- ja makuuasentoihin perustuvien menetelmien lisäksi on kehitetty myös istuma-asennossa BKG:tä mittaavia istuimia [35] [36]. Kuvassa 6 on eri asennoissa BKG-signaalia mittaavia laitteita.



Kuva 6: Erilaisia ballistokardiografisia mittauslaitteita. [37] [38] [39]

Ihmisen anatomian ja fysiologian vuoksi suurin BKG:n komponentti on ihmisen pituussuunnassa, ja useimmiten BKG-mittauksissa ollaan kiinnostuneita lähinnä tästä komponentista. On kuitenkin suunniteltu myös menetelmiä, joissa mitataan useampia suuntia [40] [41] [42]. Näin on pyritty saamaan erityisen tarkkaa tietoa sydämen toiminnasta.

Ballistokardiografisen signaalin mittauksessa voidaan tarkastella henkilön absoluuttista siirtymää, kehon siirtymän nopeutta tai kiihtyvyyttä. Vastaavasti saadaan paikka-, nopeus- tai kiihtyvyyballistokardiografista signaalia. Mittauksessa käytetty anturivalinta ratkaisee, minkälaista signaalia mittauksesta saadaan. Antureina voidaan käyttää esimerkiksi kiihtyvyyssantureita [43], pietsosähköisiä antureita [44], punnituskennoja [45], venymäliuska-antureita [42] tai sähkömagneettisia sylintereitä [46].

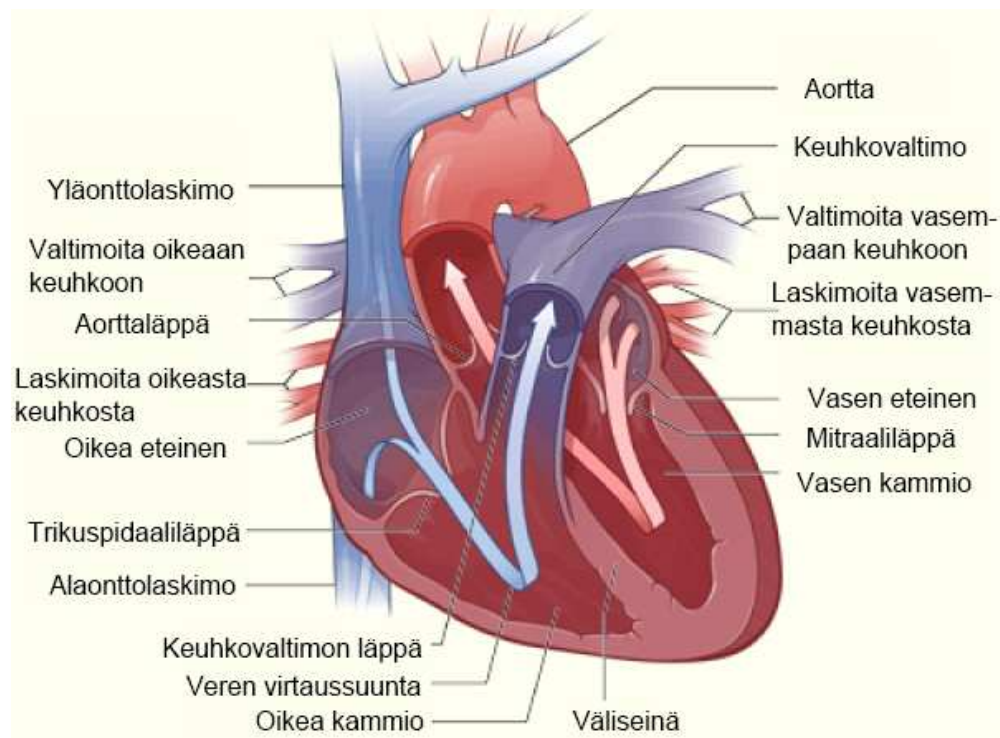
BKG-laitteita voidaan luokitella myös niiden ominaistajuuden mukaan. BKG:n alkuvaiheessa usein käytettyjen heiluritasojen ominaistajuudet olivat matalia, noin 1-3 Hz, ja niitä kutsuttiin matalataajuisiksi laitteiksi (low-frequency, LF). Matalataajuisien mittalaitteiden ongelmana oli hengityksen aiheuttaman suuri amplitudi verrattuna varsinaisen BKG-signaalin amplitudiin. Tämän vuoksi alettiin kehittää

mittauslaitteistoja, joiden ominaistajuus oli korkeampi (kymmeniä hertsejä). Korkeataajuisilla (HF, high frequency) laitteilla hengityksen aiheuttamasta häiriöstä päästiin, mutta ongelmia muodostui ominaistajuuden ollessa lähellä BKG:n taajuusaluetta tai ympäristön aiheuttamien häiriöiden sattuessa lähelle ominaistajuutta. Samanaikaisesti kehitettiin erittäin matalataajuisia pöytiä (ULF), joiden taajuus oli 0.3 Hz tai vähemmän. Näissä pyrittiin mahdollisimman hyvään kiinnitykseen potilaan ja alustan välillä, jolloin niiden voitiin ajatella toimivan yhtenä kappaleena. Mitattava suure näissä oli kiihtyvyyden. Ongelmina ULF-mittalaitteissa oli suuri koko ja herkkyys. [35] [47]

2.3 Sydämen toimintakierto

Ballistokardiogrammi on graafinen esitys ballistokardiografiasignaalista. Se kuvaa sydämenlyönnistä aiheutuvien voimien vaikutusta kehoon. Ballistokardiogrammilla on tyypillinen kuvaaja, josta on teoriassa nähtävissä sydämen toimintakierron eri vaiheet.

Yhden toimintakierron aikana sydämessä vuorottelevat säännöllisesti samat vaiheet. Sydämen olennaisimmat anatomiset osat ovat eteiset, kammiot ja läpät, jotka on esitetty kuvassa 7. Eteisiä ja kammioita on sydämessä kumpiakin kaksi kappaletta (oikea ja vasen), läppiä on sen sijaan neljä. Sydämen toimintakierto perustuu kammioiden supistumisen ja veltostumisen aiheuttamiin paine-eroihin sekä läppiin, jotka ohjaavat veren kulkeutumista oikeaan suuntaan.



Kuva 7: Sydämen osat ja veren virtaussuunnat. [48]

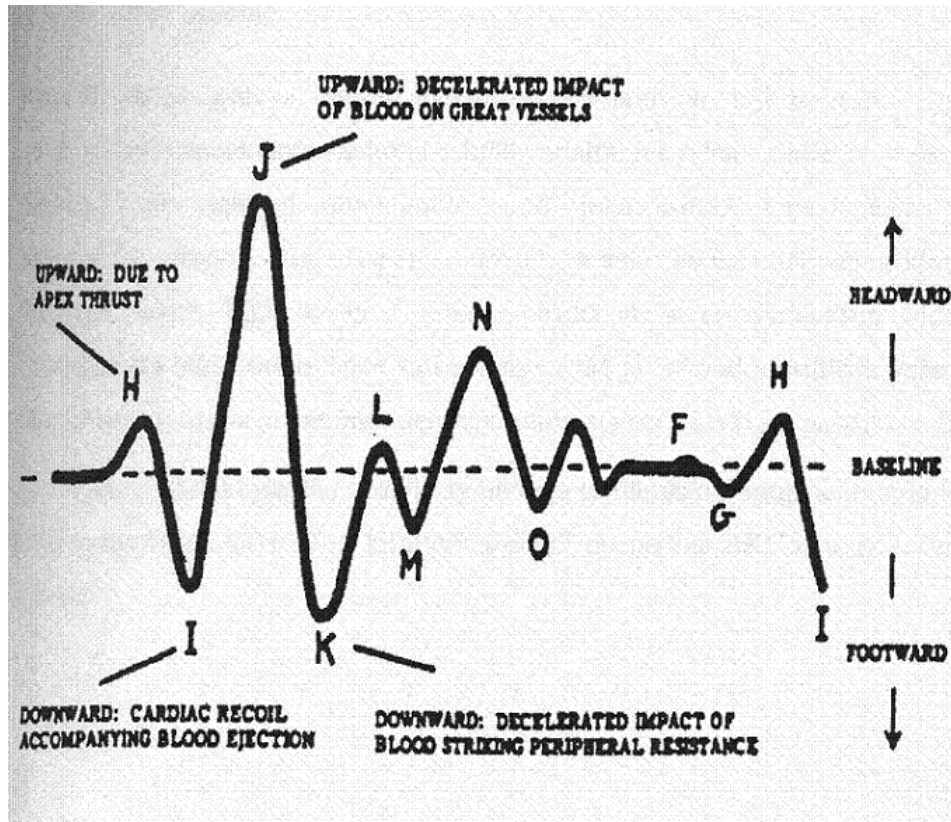
Elimistöstä sydämeen tuleva veri saapuu ensin oikeaan eteiseen ja siitä edelleen oikeaan kammioon. Samalla hapekasta verta saapuu keuhkoista keuhkoverenkierrosta vasempaan eteiseen, josta se virtaa vasempaan kammioon. Tämän jälkeen kammiot supistuvat voimakkaasti, jolloin trikuspidaaliläppä (oikean eteisen ja kammion välissä) ja mitraaliläppä (vasemman eteisen ja kammion välissä) sulkeutuvat estääkseen veren takaisinvirtauksen eteisiin. Kun paine kammioissa kasvaa supistumisen seurauksena, keuhkovaltimoläppä (oikean kammion ja keuhkovaltimon välissä) ja aorttaläppä (vasemman kammion ja aortan välissä) avautuvat, ja veri syöksyy suurella paineella keuhkovaltimoihin ja aorttaan. Keuhkovaltimoihin menevä veri kulkeutuu keuhkoihin, jossa se saa mukaansa happea. Aortasta lähtevä veri on hapekasta, ja se kulkeutuu kaikkialle elimistöön. Sydämen supistumisen jälkeen kammioiden paine laskee, ja kammioiden ja eteisten väliset läpät avautuvat päästäten uutta verta valumaan eteisiin. Tämän jälkeen edellä kuvatut tapahtumat toistuvat terveellä ihmisellä säännöllisesti tyypillisesti 75 kertaa minuutissa. [49]

2.4 Ballistokardiogrammi

Edellä kuvatun sydämen toimintakierron vaiheet on nähtävissä BKG-mittauksessa saatavasta signaalista eli ballistokardiogrammista. BKG-käyriä tarkasteltaessa on otettava huomioon, että sydämessä tapahtuu samanaikaisesti useita toimintoja, joten ballistokardiogrammista ei voida nähdä sydämen yksittäisten osien tapahtumia. Ballistokardiogrammin kuvaama signaali on summa sydämen senhetkisistä toimintoista. Suurin signaalin muotoon vaikuttava tekijä on veren kiihtyvyys vasemmassa kammiossa, joka pumppaa veren elimistöön. Keuhkoverenkierroksen osuus ei ole niin suuri, sillä veren kiihtyvyys on pienempi, verisuonet lyhyempiä ja veri jakautuu nopeasti symmetrisesti. [50]

Vaikka BKG-signaaliin vaikuttavat monet sydämen toiminnot samanaikaisesti, voidaan tyypillisen kuvaajan huiput yhdistää tiettyihin sydämen toimintajakson vaiheisiin. Signaalin huiput merkitään yleensä kirjaimin G-N(O), joiden avulla voidaan tarkastella sydämen toiminnan eri vaiheita. Kuvaan 8 on merkitty jaksoihin liittyvät tapahtumat. Ballistokardiogrammi jaetaan usein kolmeen osaan: [51]

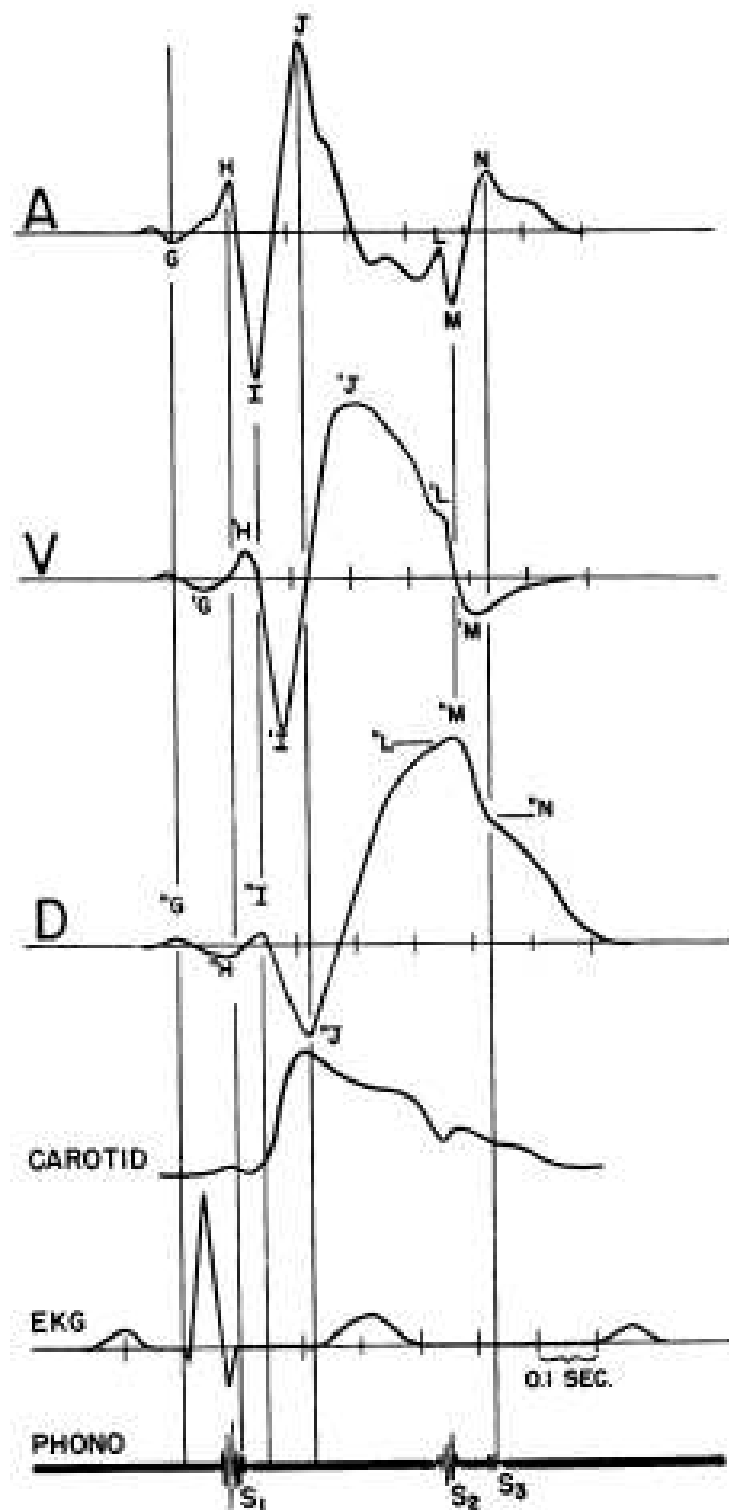
- GH-jakson aikana eteiset täyttyvät ja supistuvat
- IJK-jakson aikana sydämen kammiot supistuvat ja veri syöksyy ulos sydäimestä
- LMN-jakso kuvaa sydämen diastolista vaihetta, jolloin sydän veltostuu ja veri hidastuu



Kuva 8: BKG-signaalin nimetyt huiput G-O ja niihin liittyvät tapahtumat sydämen toimintakierrossa. Kuvan BKG-signaali on mitattu HF-systeemillä (high-frequency). [52]

Kuvassa 9 on esitetty BKG-käyriä yhdessä muiden tavallisten sydämen toimintaa kuvaavien esitysten kanssa ajallisesti kohdistettuina. Nähdään, että BKG-signaalin suurimmat huiput tulevat hiukan jäljessä yleisesti tunnetun EKG-signaalin suurinta huippua.

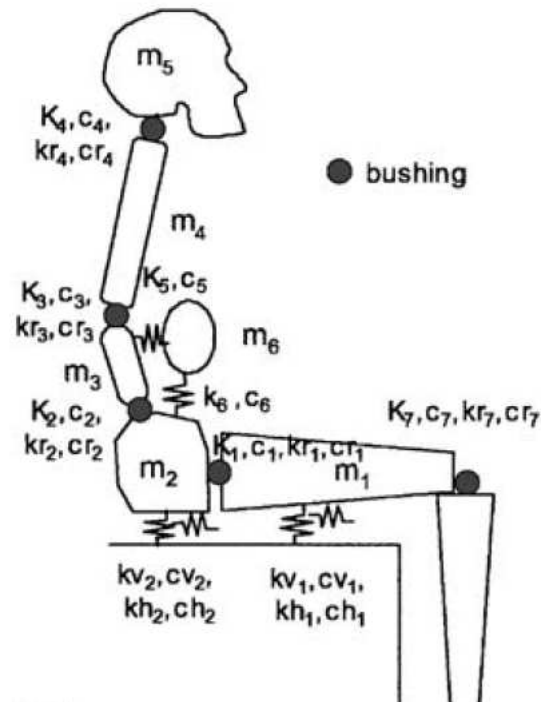
Jokaisella ihmisellä on yksilöllinen ballistokardiogrammi, sillä ihmisen yksilöllinen anatomia, fysiologia ja kunto vaikuttavat signaalin muotoon. Lisäksi sen on havaittu muuttuvan iän myötä sekä luonnollisesti sydänsairauksien vaikutuksesta. Starrin tutkimuksen [54] mukaan nuorilla ihmisillä I ja K-jakson pituudet ovat lähes samoja, kun taas vanhemmilla I-jakso on merkittävästi lyhyempi kuin K-jakso. Lisäksi I- ja J- jaksojen amplitudit pienenevät iän myötä. Saman tutkimuksen mukaan terveillä ihmisillä ballistokardiogrammi muuttuu hitaasti, mutta sairastuneilla ihmisillä siinä tapahtuu nopeita muutoksia. Sairailla ihmisillä BKG-signaalissa voi tapahtua monenlaisia muutoksia, riippuen sairauden laadusta. Kaikki nämä muutokset on selitettävissä fysiologisesti sydämen toimintakierron perusteella, ja siten ballistokardiogrammin avulla on mahdollista diagnosoida erilaisia sydänsairauksia, muun muassa sepelvaltimokovettumia tai sydänlihastulehduksia. [55] [56] [57] [58]



Kuva 9: Kiihtyvyyttä (A), nopeutta (V) ja siirtymää (D) kuvaavat tyypilliset ballistokardiogrammit sekä kaulavaltimopulssi (carotid), elektrokardiogrammi (EKG) ja sydänäänikäyrä (phono) ajallisesti kohdistettuina. Kuvan mittauksissa on käytetty ULF-systeemiä (ultra low frequency). [53]

2.5 Ihmisen ja sängyn mekaaniset mallit

Ihmiskeho koostuu kovista ja pehmeistä osista. Sydän ja verenkiertoelimistö tukeutuvat luiden muodostamaan kovaan kehikkoon. Luiden ympärillä on monenlaisia elimiä ja kudoksia, joilla on erilaisia elastisia ja fysikaalisia ominaisuuksia. Ihmiskehoa voidaan kuvata biomekaanisella mallilla, jossa kehon eri osat kuvautuvat massoina ja jousina. Kuvassa 10 on esitys istuvasta ihmisestä näiden osien avulla.



Kuva 10: Ihmisen biomekaaninen malli. [59]

Kuten muillakin fysikaalisilla systeemeillä, myös keholla on tyypillinen taajuusvaste tiettyyn herätteeseen, joka on tässä tapauksessa sydämen toiminnasta aiheutuva voima. Kehon ominaistajuuudet ovat alhaisia, pääosin alle 10 Hz [35]. Kehon eri kerrokset vaimentavat mekaanista signaalia ja voivat aiheuttaa oskillaatiota. Onkin ilmeistä, ettei suoria sydämen toiminnasta aiheutuvia voimia pystytä mittaamaan kehon pinnalta [24].

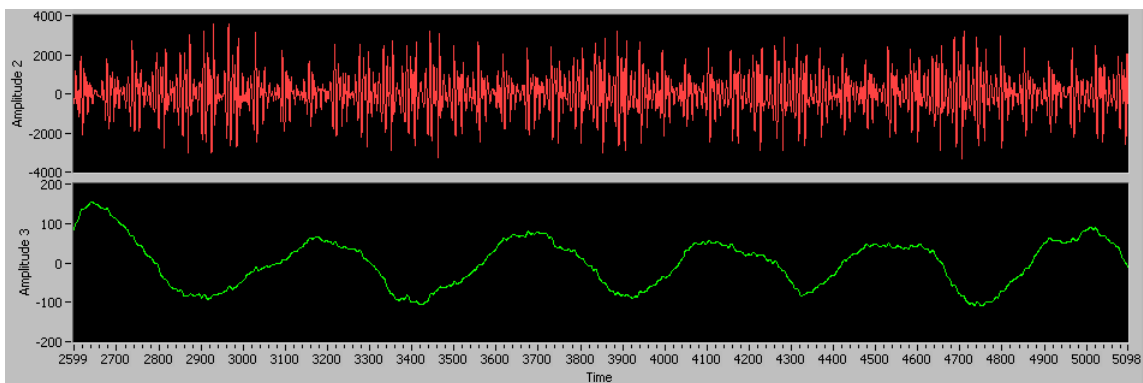
Sänky tuo systeemiin lisäksi oman siirtofunktionsa. Sängyn resonanssitaajuuudet voitaisiin määrittää ja kompensoida niiden aiheuttamat häiriöt, jolloin signaali ilmentäisi enemmän sydämen toiminnan aiheuttamia voimia. Koska järjestelmän tavoitteena on kuitenkin olla helposti asennettavissa erilaisiin sänkyihin, tällainen järjestely ei ole mahdollista jokaisen eri sängyn kohdalla. Sen sijaan järjestelmässä on pyritty saamaan mahdollisimman hyvälaatuista signaalia, josta digitaalisella signaalinkäsittelyllä pyritään saamaan esiin sydämen ilmentävää aktiivisuutta. Aiempien tutkimusten ja kehitettyjen menetelmien perusteella järjestelmä voidaan luokitella HF-systeemiksi, jonka resonanssitaajuus on BKG-signaalin päätaajuuksia korkeampi.

2.6 Ongelmat ja häiriöt

Koska ballistokardiografiasignaali on tässä käytetyssä menetelmässä hyvin pieni (vahvistamattomana millivolttien luokkaa), sen esiin saamiseksi häiriöiden seasta on mittauksessa otettava huomioon tyypilliset häiriötekijät.

2.6.1 Mekaaniset häiriöt: Mitattava henkilö

Koska ballistokardiografiassa mitataan kehon erittäin pieniä liikkeitä, on luonnollista että paras mittaustulos saadaan, kun mitattava henkilö pysyy mahdollisimman paikallaan. Tämä ei useinkaan toteudu, paitsi ihmisen ollessa syvässä unessa tai hyvin rentoutunut. Jo mitattavan henkilön hengitys muuttaa signaalia, kuten nähdään kuvasta 11. BKG-signaalin amplitudi vaihtelee kuvassa sisään- ja uloshengityksen mukaan.



Kuva 11: Hengityksen (alempi) vaikutus ballistokardiografiasignaaliin (ylempi).

Tämän vuoksi signaalin käsittelyyn tarvitaan sellaista suodatusta sekä algoritmeja, joilla pystytään erottamaan olennainen signaali muista henkilön liikkeistä. Luonnollisesti suurten ja epäsäännöllisten liikkeiden aikana, kuten henkilön kääntyessä vuoteessaan tai noustessaan istumaan, BKG-signaalia on mahdotonta saada, ellei anturi ole kiinnitetty suoraan henkilön rintakehään.

2.6.2 Mekaaniset häiriöt: Ympäristö

Tässä diplomityössä käytettävässä menetelmässä liikkeitä mittaava anturi on kiinnitetty sängyn runkoon. Tällöin mittaus on herkempi ympäristöstä kytkeytyville mekaanisille häiriöille kuin suoraan henkilön rintakehään tai muualle kehoon kiinnitettävällä anturilla tehtävä mittaus. Signaaliin aiheuttavat häiriöitä sängyn kautta kytkeytymällä muun muassa rakennusten värinä, ilmastointi, ohiajavat ajoneuvot, sekä rakennuksessa tapahtuva muu toiminta ja liikkeet, kuten ovien paiskominen tai huoneessa liikkuvat ihmiset.

Näitä häiriöitä on pyritty tässä työssä vähentämään signaalin suodattamisella ja vahvistamisella BKG:n tyypilliselle taajuuksalueelle, sekä jatkuvalla signaalin tarkkai-

lulla algoritmien avulla. Satunnaiset ympäristön aiheuttamat häiriöt onneksi yleensä vähenevät yön aikana suoritettavan mittauksen aikana.

Vuoteessa pehmusteena käytettävä patja luonnollisesti vaimentaa BKG-signaalia. Sängyn rakenne ja materiaalit tuovat lisäksi omat resonanssinsa ja siirtofunktionsa signaaliin. Patjan ja sängyn voisi rakentaa sellaisiksi, että ne olisivat optimaalisia mittauksen kannalta, mutta koska tässä työssä on pyritty mahdollisimman helppokäyttöiseen ja edulliseen tekniikkaan, ei tämä ole tarkoituksenmukaista.

2.6.3 Sähköiset häiriöt

Sähköisiä häiriöitä mittaussignaaliin aiheuttaa sähköverkon 50 Hz:n signaali. Tästä päästään helposti eroon alipäästösuodattamalla signaalia vahvasti. Suodatus ei vaikuta BKG-signaaliin, sillä sen tarkasteltavat taajuudet ovat huomattavasti alle 50 Hz alueella. Lisäksi mittauselektronikassa käytetyt komponentit tulee valita siten, että ne aiheuttaisivat signaaliin mahdollisimman vähän kohinaa ja häiriöitä.

2.7 Vaatimukset kehitettävälle järjestelmälle

Edellä kuvailut tekijät vaikuttavat järjestelmälle asetettaviin vaatimuksiin, jotka täytyy ottaa huomioon suunnittelussa. Rakenteellisesti järjestelmän on oltava sellainen, ettei sängyn rakenteisiin tarvitse tehdä muutoksia. Anturiosan tulisi olla yksinkertainen ja pienikokoinen, jotta sen voi helposti asentaa erilaisiin sänkyihin.

Mittauselektoniikan suunnittelussa on otettava huomioon mitattavan ilmiön luonne ja suunnitella toiminnan edellyttämät osat, sekä valita vaatimukset täyttävät komponentit. Häiriötekijöiden eliminointiin on myös kiinnitettävä huomiota.

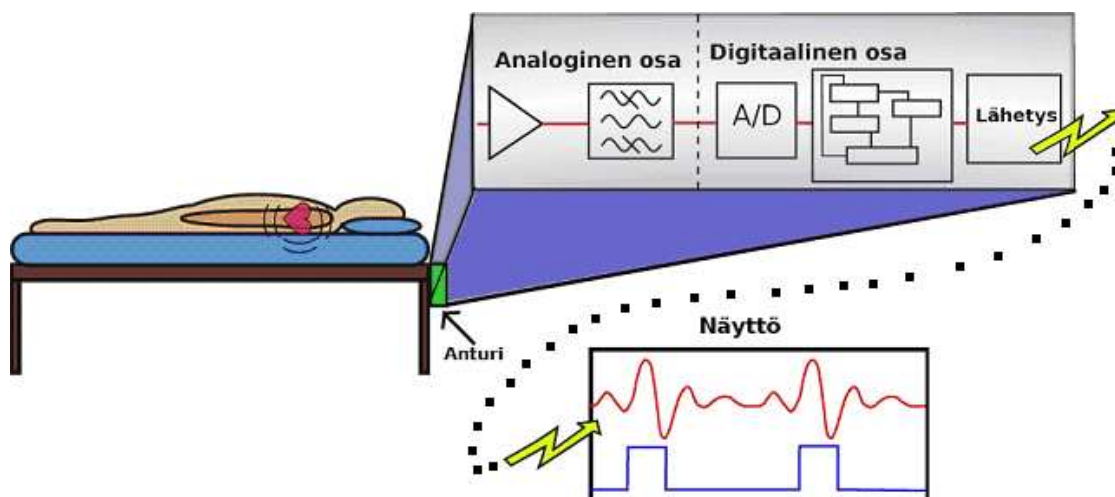
Digitaalisen osan suunnittelussa tarvitaan tutustumista mittauksesta saatavan signaalin ominaispiirteiden hyödyntämiseen sekä algoritmien kehittämistä informaation esiin saamiseksi ja muokkaamiseksi käyttökelpoiseen muotoon. Järjestelmän vaatimuksena on saada tietoa henkilön paikallaolosta sängyssä, liikkumisesta sekä syke- ja taajuudesta. Langaton yhteys on myös olennainen laitteen helpon liikuteltavuuden vuoksi.

3 Toteutettu laitteisto

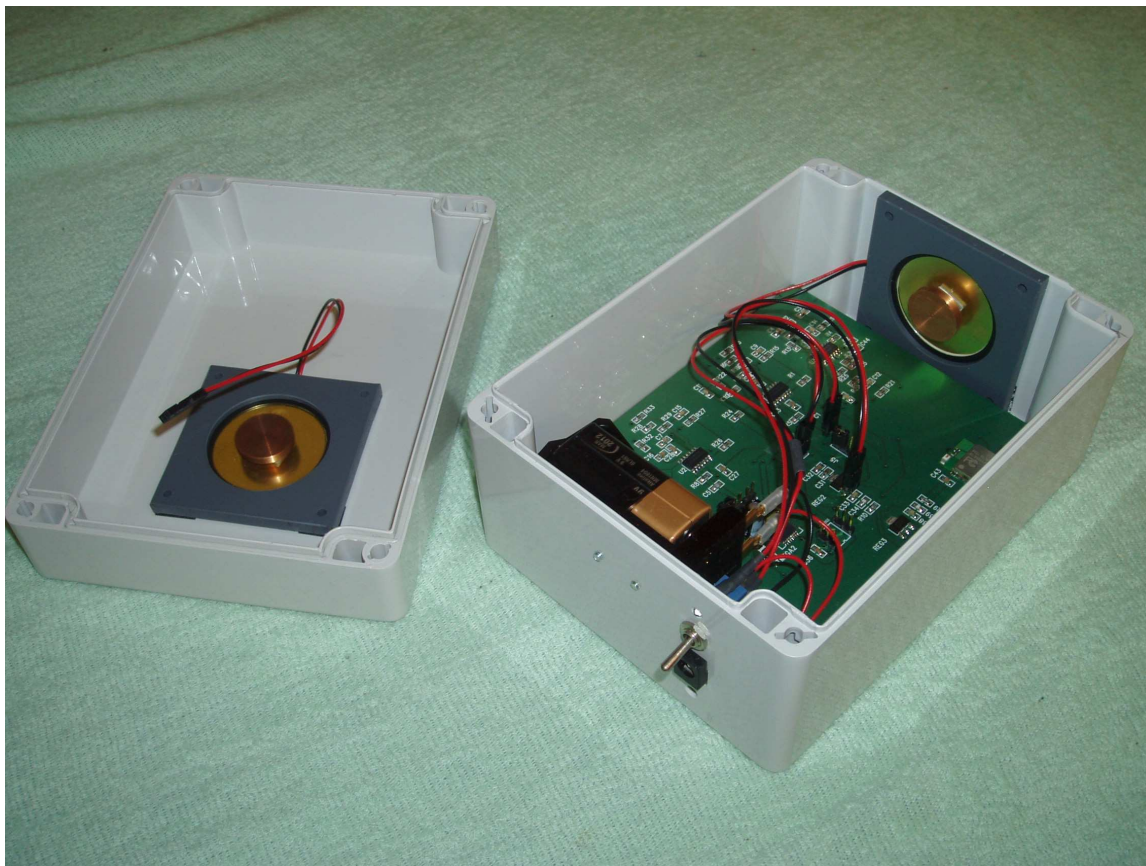
Tässä luvussa kuvataan suunniteltu ja toteutettu laitteisto. Se koostuu antureista, mittauselektronikasta sekä signaaleja vastaanottavasta tietokoneesta ohjelmistoinen.

3.1 Mittausjärjestelmän esittely

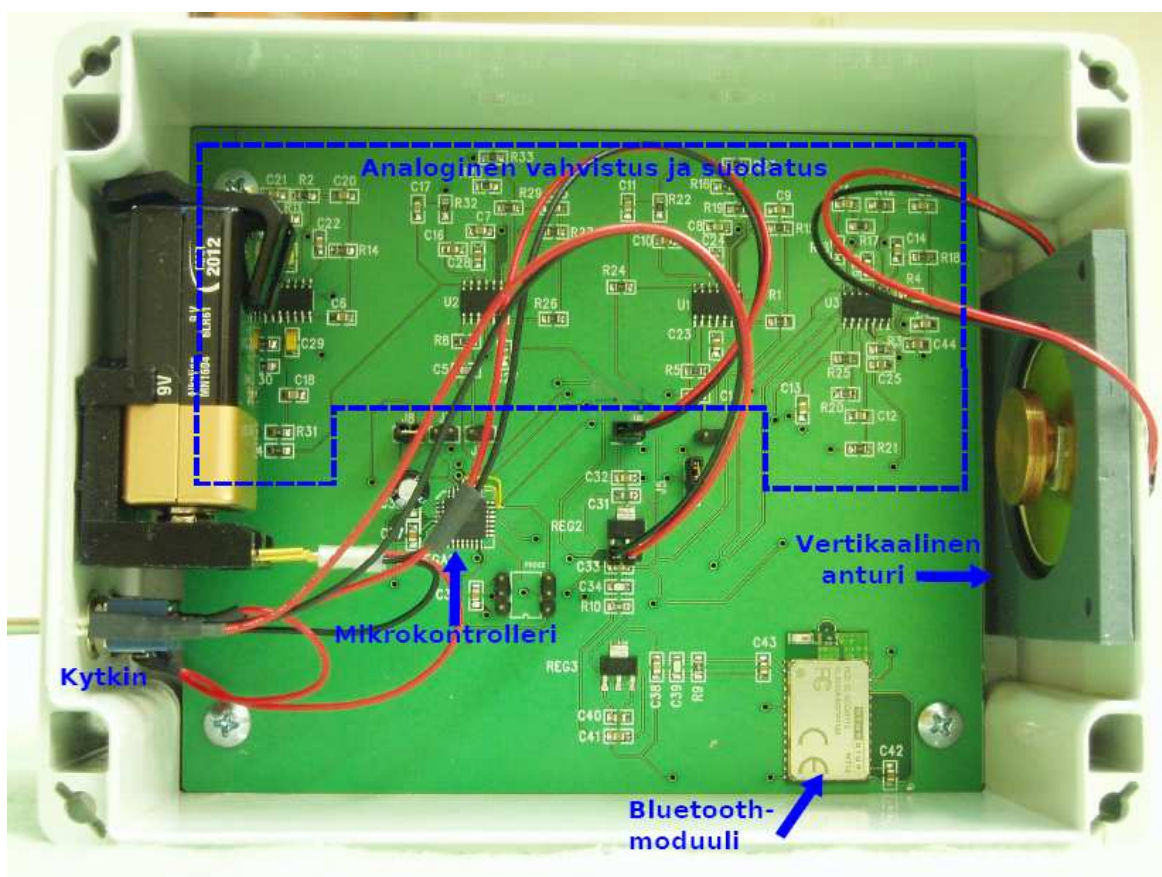
Henkilön liikkeiden, ballistokardiografiasignaalin sekä hengityksen mittaaminen toteutettiin käytännössä kuvan 12 esittämällä mittausjärjestelyllä. Tutkittava signaali saatiin kahdesta vuoteeseen kiinnitetystä anturista henkilön maatessa vuoteessa. Sydämen toiminnan ja hengityksen aiheuttama liike siirtyvät sydäimestä, rintakehästä ja koko kehosta mekaanisesti vuoteen rakenteisiin. Anturit kiinnitettiin tiukasti sängyn runkoon kotelon sisälle. Mittauselektronikka sisältää ensin analogiapiirin, jossa anturista tulevaa signaalia vahvistetaan ja suodatetaan ennen digitaalisiksi muuttamista. Analogia-digitaalimuunnos tehtiin mikrokontrollerilla, jossa signaalia käsiteltiin digitaalisilla algoritmeilla. Mikrokontrollerilta signaali siirrettiin tietokoneelle langattomasti Bluetooth-lähettimellä. Tietokoneella informaatio esitettiin graafisesti National Instrumentsin graafisella Labview-ohjelmointiympäristöllä. Tämän toteuttamiseksi ohjelmoitiin Labview-ohjelma, joka käsittelee Bluetooth-vastaanottimelta saatavaa dataa. Ohjelma myös tallentaa informaatiota tiedostoon jatkotarkastelua varten. Kuvassa 13 on valmis laite kotelossaan, ja kuvassa 14 lähempi kuva piirilevystä laitteen sisällä.



Kuva 12: Mittausjärjestelmä.



Kuva 13: Valmis laite avattuna kotelossaan.



Kuva 14: Laitekotelon sisäpuoli ja piirilevyn tärkeimmät osat.

Mittauksissa käytetty sänky on esitetty kuvassa 15. Sängyn koko rakenne on puinen, pohja vanerilevyä. Sängyn jalat ovat 30 cm korkeat ja vaahtomuovipatja 8 cm paksu.



Kuva 15: Mittauksissa käytetty sänky.

3.2 Anturit

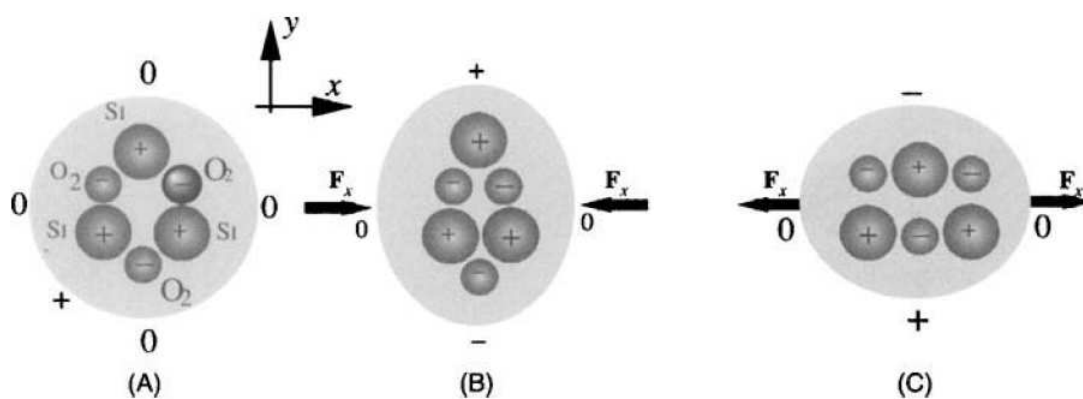
Mittauksessa käytettiin kuvassa 16 esitettyjä pietsosähköiseen ilmiöön perustuvia antureita. Pyöreän metallilevyn keskelle on kiinnitetty litteä pietsokide. Metallilevy siirtää mekaanisen värähtelyn pietsokiteeseen ja toimii samalla maatasona. Varsinainen signaali saadaan pietsokiteeseen kiinnitetystä johtimesta (punainen).



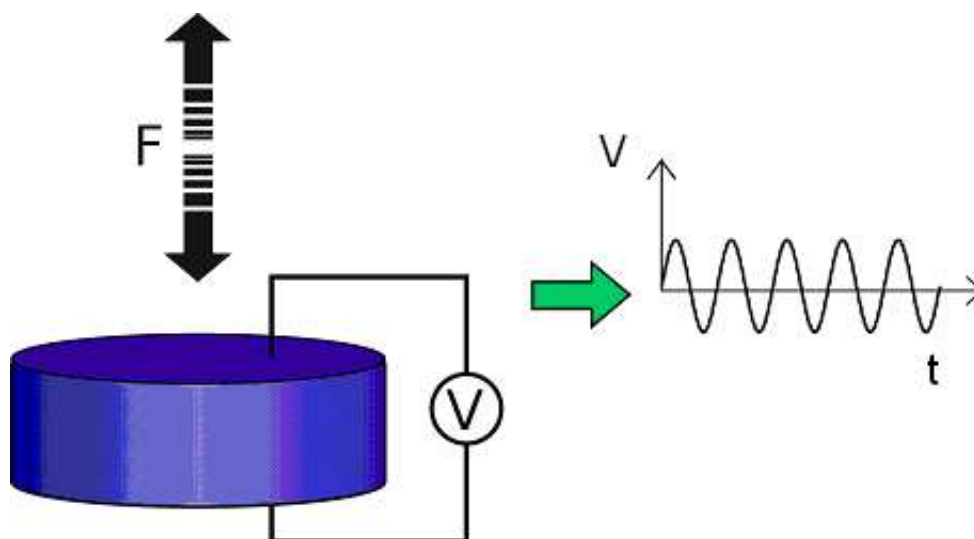
Kuva 16: Mittauksissa käytetty anturi. [60]

3.3 Pietzosähköinen ilmiö

Pietzosähköinen anturi muuttaa mekaanisen liikkeen sähköiseksi energiaksi. Pietzosähköinen ilmiö perustuu tiettyjen aineiden kiderakenteen epäsymmetrisyyteen ja ionien jakaumaan. Kun kiteeseen vaikuttaa mekaaninen jännitys, esimerkiksi puristus, kiderakenne ja suhteellinen varausjakauma muuttuvat. Tämän seurauksena kite polarisoituu sähköisesti niin, että sen yli oleva kokonaisvaraus muuttuu kuvan 17 mukaisesti [61]. Kiteen vastakkaisien pintojen yli saadaan mitattua kokonaisvarauksen muodostama jännite kuvan 18 esittämällä tavalla. Pietzosähköistä ilmiötä esiintyy vain tietyillä aineilla. Ne voivat olla luonnossa esiintyviä, kuten kvartsi (SiO_2), tai keinotekoisesti valmistettuja keraameja tai polymeerejä, kuten polyvinyylifluoridi (PVFD) [62].



Kuva 17: Pietzosähköisen ilmiön perusta. Voiman F vaikutuksesta aineen kiderakenne muuttuu aiheuttaen erilaisen varausjakauman vastakkaisille puolille kiteä. [62]



Kuva 18: Pietsokiteestä saadaan jännite mittaamalla sen vastakkaisia puolia.

Kiteen yli muodostuva kokonaisvaraus on suoraan verrannollinen voimaan, joka kiteeseen kohdistuu:

$$q = k_p \mathbf{F}, \quad (1)$$

missä q on varaus, \mathbf{F} voima ja k_p pietsosähköiselle aineelle ominainen pietsoelektrinen vakio $\left[\frac{C}{N}\right]$. Pietsosähköisen kiteen voidaan ajatella toimivan kuten kondensaattorin, jolloin jännitteelle V saadaan

$$V = \frac{k_p \mathbf{F}}{C_p}, \quad (2)$$

missä C_p on kiteen ominaiskapasitanssi. Koska voima $\mathbf{F} = m\mathbf{a}$ (m = massa, \mathbf{a} = kiihtyvyys), nähdään muodostuvan jännitteen olevan suoraan verrannollinen kiihtyvyyteen:

$$V = \frac{k_p m}{C_p} \mathbf{a}. \quad (3)$$

[61]

Pietsosähköinen anturi sopii hyvin ballistokardiografisiin mittauksiin, sillä se muuttaa tutkittavan mekaanisen liikkeen ja värähtelyn jännitteeksi. Se on myös tarpeeksi herkkä BKG:n synnyttämien erittäin pienten liikkeiden mittaamiseen. Edellä kuvatujen yhtälöiden perusteella mittausjärjestelmästä saadaan kiihtyvyyballistokardiografista signaalia.

3.4 Anturin säätäminen painoilla

Mittauksessa käytettiin kahta anturia, toista mittaamaan vaakasuoraa kiihtyvyyttä ja toista pystysuoran kiihtyvyyden mittaukseen. Anturin ollessa vertikaalisessa asennossa anturi on herkempi horisontaaliselle liikkeelle. Tällä sängyn pintaa vasten kohtisuoralla anturilla mitattiin BKG-signaalia, sillä ihmisen anatomiasta johtuen BKG-signaalin aiheuttava veren kiihtyvyys on suurinta ihmisen pituussuunnassa (ks. luku 2.2 Sydämen toimintakierto). Anturin ollessa horisontaalisessa asennossa sängyn pinnan suunnan myötäisesti saatiin vertikaalisen liikkeen signaali voimakkaammin. Horisontaalista anturia käytettiin hengitys- ja liikesignaalin mittaamiseen, sillä ne olivat suurempia tässä suunnassa. Molempia antureita yhdessä käytettiin henkilön paikallaolon tunnistamiseen.

Käytetty anturi oli sellaisenaan hyvin herkkä värähtelyille, joten se oli tarkoitukseen sopiva. Se oli sellaisenaan kuitenkin herkempi huomattavasti korkeammille taajuuksille (satoja hertsejä), kuin BKG:n mittaamisessa tarvitaan, joten siitä ei saatu BKG- tai hengityssignaalia ennen säätämistä herkemäksi matalammille taajuuksille. BKG:n suurimmat taajuudet ovat alle 25 Hz. Hengitysjakson pituus puoles-

taan on ihmisellä noin kahdesta sekunnista muutamaan sekuntiin. Tämä tarkoittaa taajuusalueessa noin 0,1...0,5 Hz.

Anturin taajuusherkkyyttä säädettiin kiinnittämällä sen pintaan massa. Anturia ja massaa voidaan tarkastella yksinkertaistetusti värähtelevänä systeeminä, jossa anturikalvo toimii jousen tavoin. Tällöin systeemin ominaistajuus ω on

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}}, \quad [63] \quad (4)$$

missä k on jousivakio. Kaavasta 4 nähdään, että massaa lisättäessä systeemin ominaistajuus pienenee. Massa siis tuo hitautta anturin pinnan liikkeeseen, eikä pinta liiku herkästi korkeilla taajuuksilla.

Massan lisäämisen myös kasvattaa anturista saatavan signaalin amplitudia. Tämä nähdään kaavasta 3, sillä anturin yli oleva jännite kasvaa suoraan verrannollisesti massan lisäykseen.

Paino sorvattiin kuparista ja kiinnitettiin teipillä anturin pintaan. Paino mitoitettiin niin, että BKG:n taajuusalueella saatiin kasvatettua amplitudia riittävästi painon lisäämisen avulla. Painon ylärajalle asetti rajoituksen anturin pinnan kestävyys, sillä se ei kestänyt liian suurta painoa taipumatta tai pietsokiteen pinnan murtumatta, sekä toisaalta anturin resonanssitaajuuden laskeminen liian lähelle BKG-taajuuksia.

3.5 Analogiapiiri

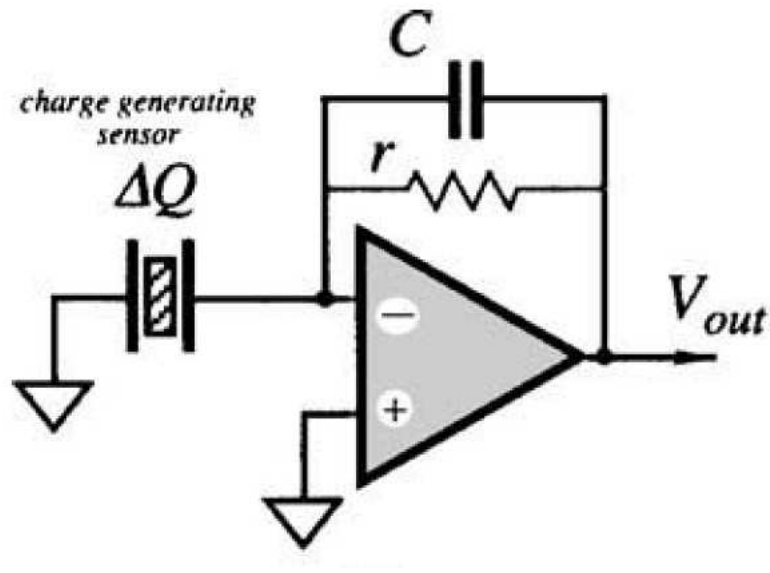
Mittauselektroniikan analoginen osa koostui varausvahvistimesta ja maatasen säädöstä, vahvistimista sekä suodattimista.

3.5.1 Varausvahvistin

Pietsosähköisen anturin kanssa käytettiin varausvahvistinta. Anturia painettaessa ionien varauksien liikkumisesta johtuen anturin napoihin syntyy liikkeen mukaan muuttuva kokonaisvaraus. Varausvahvistimessa anturin synnyttämä varauspulssi muuttuu jännitepulssiksi.

Varausvahvistimen kytkentä on kuvan 19 mukainen. Vahvistinkytkennän muodostavat operaatiovahvistin sekä takaisinkytketyt kondensaattori C ja vastus r . Operaatiovahvistimen miinusnavan ja maan väliin liitetään varauksia tuottava anturi.

Kondensaattori integroi anturista vahvistimeen tulevaa varauspulssia. Rinnalle kytketty vastus puolestaan purkaa varausta kondensaattorin ja vastuksen määrittelemän aikavakion mukaan. Vahvistin toimii samalla siis ylipäästösuolettimena, jonka rajataajuus riippuu vastuksen (R) ja kondensaattorin (C) aikavakiosta $\tau = \frac{1}{RC}$.



Kuva 19: Varausvahvistinkytkentä. [62]

Vastuksen ja kondensaattorin muodostama impedanssi Z on

$$Z = \frac{R}{RCj\omega + 1}. \quad (5)$$

Anturin lähtöimpedanssi Z_p on

$$Z_p = \frac{1}{j\omega C_p}. \quad (6)$$

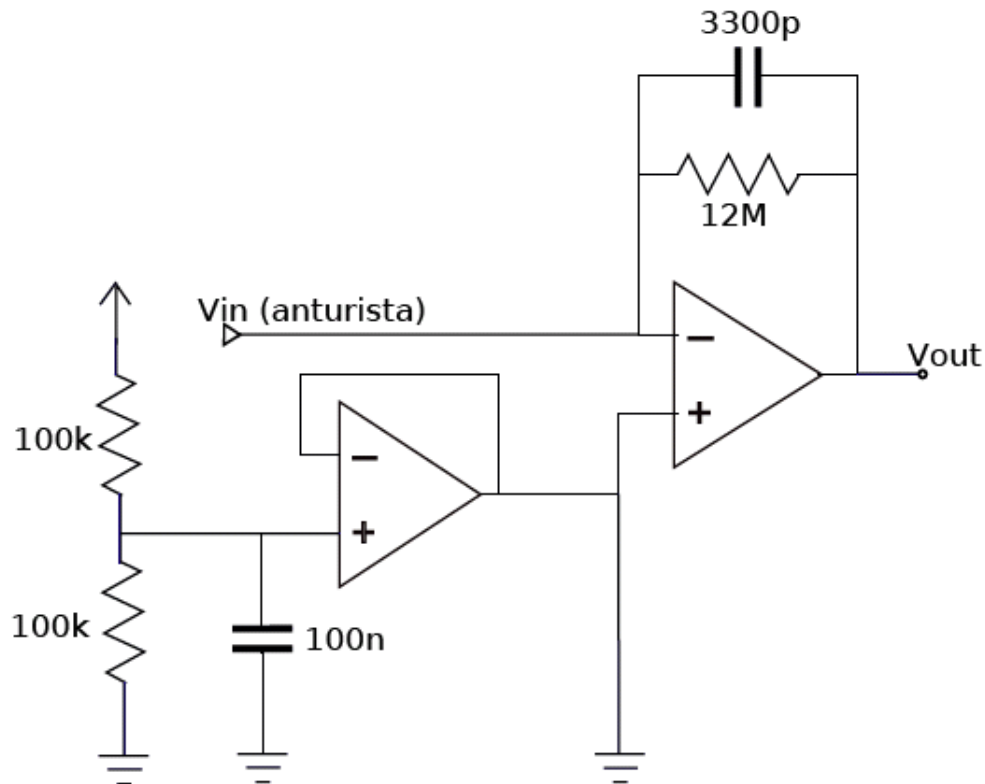
Vahvistukseksi G saadaan

$$G = \frac{Z}{Z_p} = \frac{RC_p j\omega}{RCj\omega + 1}. \quad (7)$$

BKG-anturiin liitettävä varausvahvistin mitoitettiin niin, että sen ylipäästön raja-taajuus oli 4 Hz. Riittävä vahvistus signaalille oli $G = 18$ taajuudella 10 Hz. Nämä vaatimukset asettivat komponenteille C ja R arvot $C = 3300\text{pF}$ ja $R = 12\text{M}\Omega$, sillä anturin lähtöimpedanssi $C_p = 83\text{nF}$.

Koska laitteessa käytetään yksipuoleista käyttöjännitettä, varausvahvistimen plus-napaan luotiin maapiste käyttöjännitteiden välissä olevien samansuuruisten vastusten avulla. Tämä maapiste vielä puskuroitiin jännitteenseurajalla, jotta se pysyy mahdollisimman stabiilina.

Kuvassa 20 on esitetty maapisteen luominen ja varausvahvistin mitoitettuine komponentteineen.



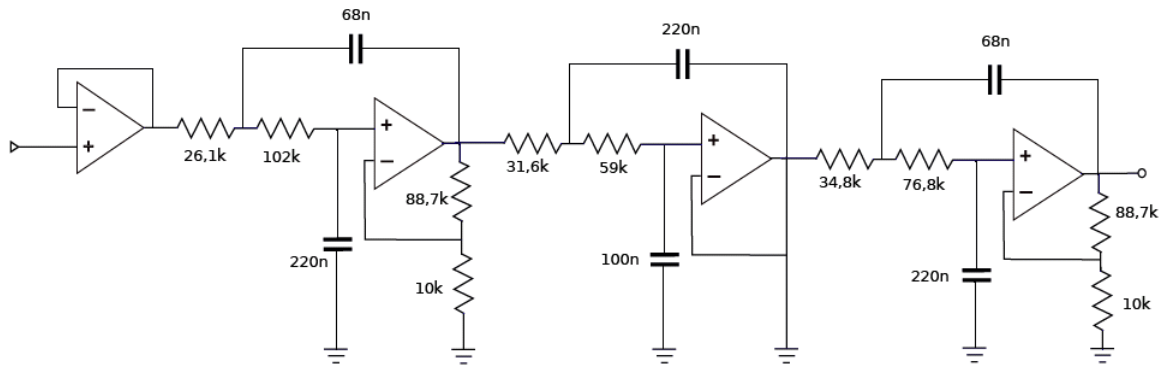
Kuva 20: Maapisteen luominen sekä varausvahvistimen piirikaavio ja mitoitus.

Varausvahvistimeksi piiriin valittiin Microchipin MCP609-I/SL, sillä siinä on FET-sisääntulo, se on herkkä erityisesti matalille taajuuksille ja se on suunniteltu soveltuvaksi varausvahvistimeksi piezoelektrisiin sovelluksiin. Lisäksi se soveltuu tässä käytettäville yksisuuntaisille käyttöjännitteille. Komponentissa on neljä operaatiovahvistinta, joita käytettiin myös suodattimien ja vahvistimien operaatiovahvistimena.

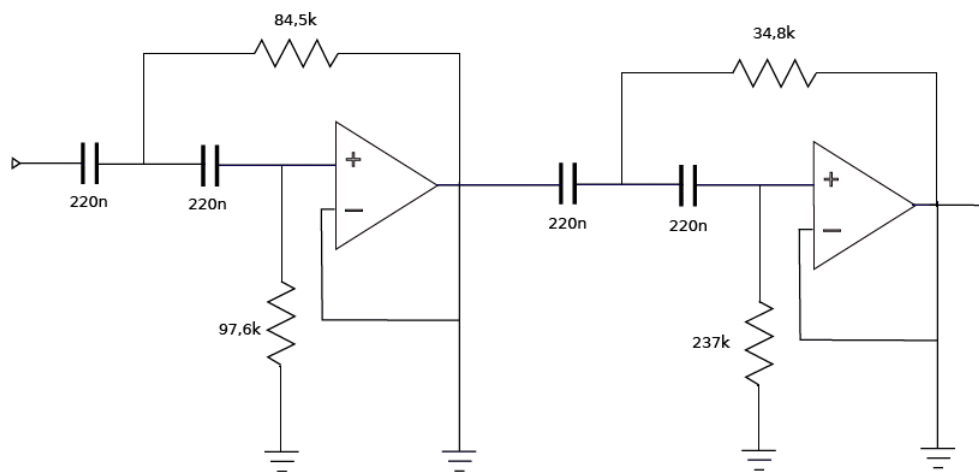
3.5.2 Suodatus ja vahvistus

Häiriöiden vuoksi tarvittiin alipäästösuodatusta. Spektrianalysointorilla mitattiin BKG-signaalin taajuusaluetta, ja havaittiin sen olevan pääosin alle 25 Hz. Spektrin suurimmat huiput sijaitsivat noin välillä 5-15 Hz. Sopiva valinta alipäästösuodattimen alarajataajuudelle on 25 Hz. Suodatettuja taajuuksia vahvistettiin kertoimella $G_{\text{alip}} = 100$. Suodatus tehtiin Sallen-Key-tyyppisellä toteutuksella 6-asteisena, ja suodatuksen piirikaavio on esitetty kuvassa 21.

Analogisella piirillä toteutettiin myös Sallen-Key-tyyppinen ylipäästösuodatus, jonka rajataajuus oli 8 Hz ja asteluku 4. Ylipäästösuodatin on esitetty kuvassa 22.



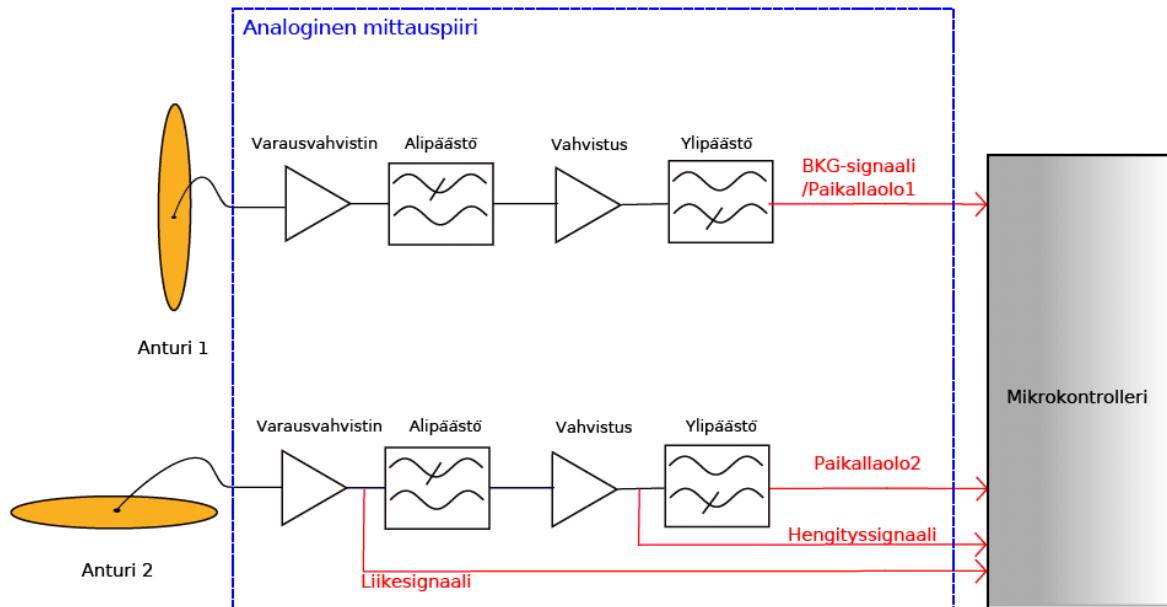
Kuva 21: Alipäästösuodatuksen piirikaavio.



Kuva 22: Ylipäästösuodatuksen piirikaavio.

3.6 Digitaaliosa

Analogisesti suodatetut ja vahvistetut signaalit ohjattiin piirin digitaaliosaan Atmega88-mikrokontrollerille. Mikrokontrolleri suoritti 10-bittisen A/D-muunnoksen näytteenottotaajuudella $F_s = 80$. Edelleen mikrokontrollerilla kutakin signaalia suodatettiin ja vahvistettiin vielä digitaalisesti, jolloin niiden ominaispiirteet saatiin selville. Kuvasa 23 on yleiskuva analogisen ja digitaalisen osan liittymästä.



Kuva 23: Analogisen ja digitaalisen piirin yhteydet.

Digitaalisten algoritmien avulla kustakin mikrokontrollerille tulevasta signaalista etsittiin haluttua informaatiota ja yhdisteltiin näitä tietoja mahdollisimman hyvän ja luotettavan kuvan saamiseksi mitattavan henkilön tilasta. Signaaleista tutkittiin seuraavanlaista informaatiota:

- *BKG-signaali*: pulssin olemassaolo ja muutokset, syketaajuus
- *Liike*: liikkuminen tai liikkumattomuus sängyssä
- *Hengitys*: hengityssignaalin olemassaolo, muutokset hengityksessä
- *Signaaleja yhdistämällä*: potilaan paikallaolo ja tila (on/ei ole paikalla, hengittää, sydän toimii normaalisti, liikkuu)

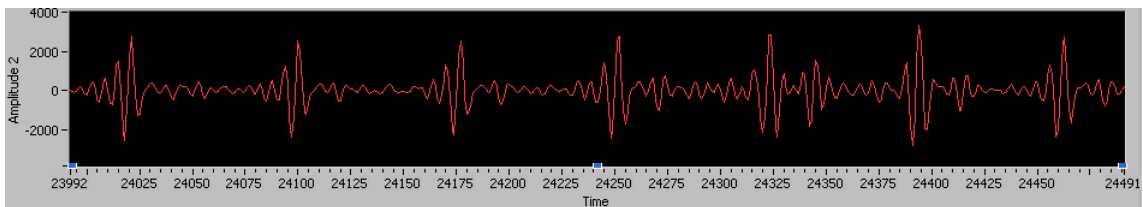
Seuraavaksi tarkastellaan tarkemmin eri signaaleihin käytettyjen algoritmien kuvauksia:

3.6.1 BKG-signaali

BKG-signaali otettiin pystysuorasta anturista, joka oli kohtisuorassa sängyn ta-soa vastaan. Näin saatiin kehon pituussuunnan mukainen signaali, joka on ballistokardiografiassa vahvin. Signaali suodatettiin ensin digitaalisesti kaistanpäästösuodattimella, jonka rajataajuudet olivat 5-15 Hz. Kaistanpäästösuodatus koostui

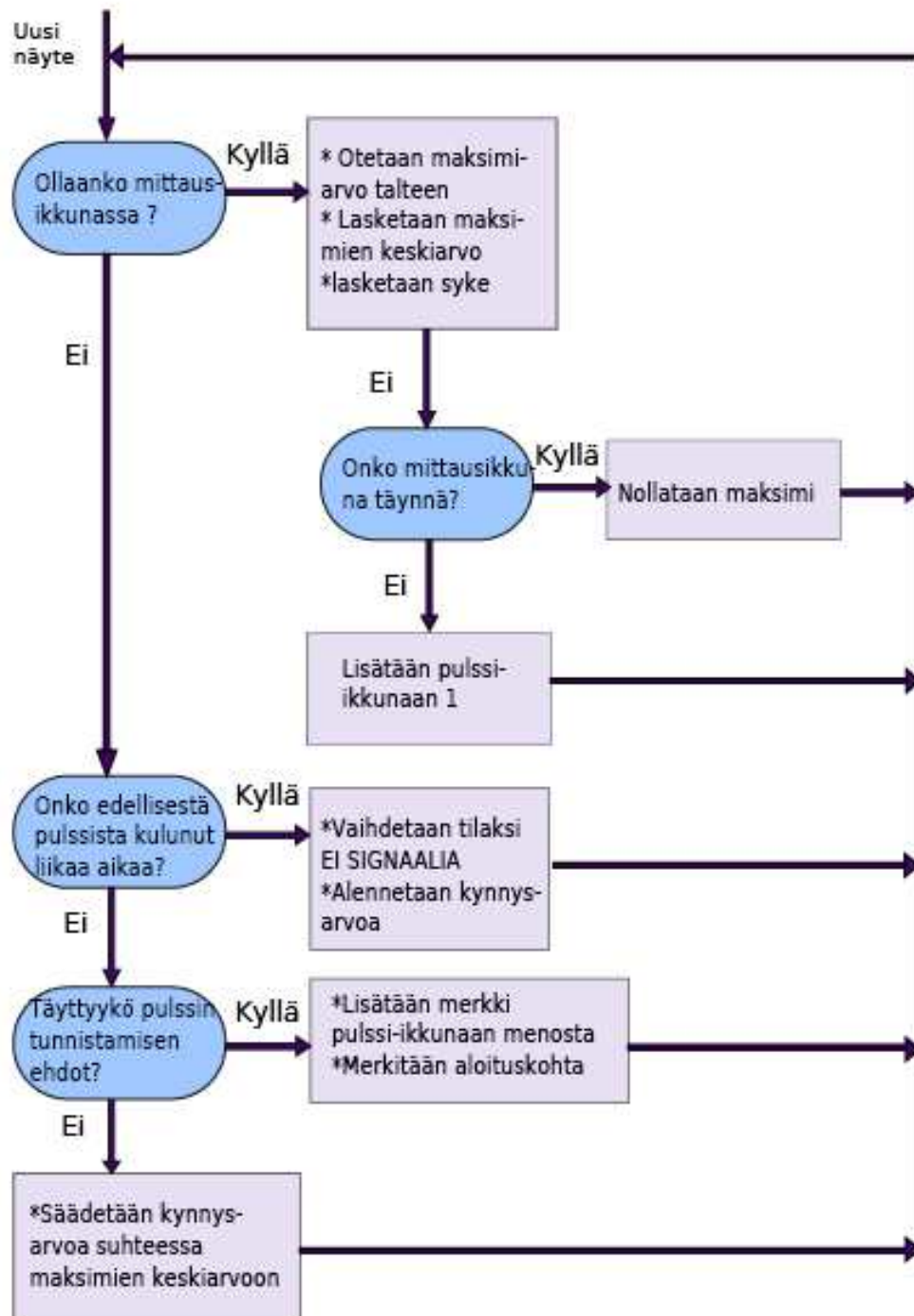
IIR-tyyppisistä ali- ja ylipäästösuodattimista. Alipäästösuodatuksen rajataajuudeksi asetettiin 15 Hz, ja tarvittavaksi asteluvuksi saatiin 8. Tämän jälkeen signaalia suodatettiin 4-asteisella ylipäästösuodattimella, jonka rajataajuus oli 4 Hz.

Suodatuksen jälkeen saatiin esiin ballistokardiografinen signaali, josta voitiin tarkastella haluttuja ominaisuuksia, kuten huippuja tai signaalin muotoa. Kuvassa 24 on pätkä erään koehenkilön BKG-signaalia. Signaalin hyvyyteen vaikuttaa luonnollisesti muun muassa henkilön etäisyys anturista, henkilön asento sekä patjan ja sängyn ominaisuudet (ks. luku 2.5 Ongelmat ja häiriöt). Tämän vuoksi järjestelmää ei olekaan sellaisenaan mahdollista eikä tarkoituksenmukaista käyttää diagnostisena työkaluna, vaikka signaali olisikin hyvä. Tarkoituksena onkin BKG-signaalin avulla tunnistaa henkilön sykkeen olemassaolo ja syketaajuus.



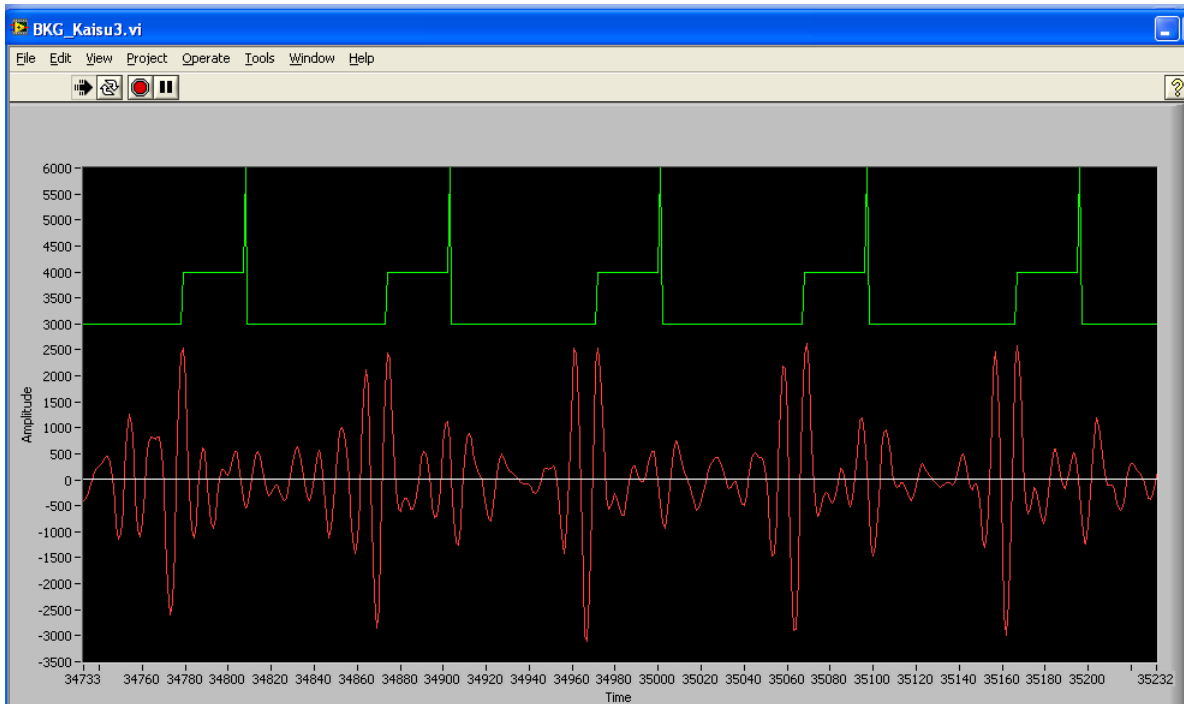
Kuva 24: Koehenkilön BKG-signaali.

Sykkeen tunnistamiseksi käytettiin kaaviossa 25 kuvattua algoritmia. Signaalista etsittiin kohtia, joissa näyte ylittää raja-arvon, jolloin pääteltiin sykepulssin alkavan. Raja-arvoa säädettiin jokaisella kerralla silmukasta lähdetessä. Rajan ylityksen jälkeen mentiin 0,3 s pituiseen mittausikkunaan, jonka aikana etsittiin ikkunan maksimiarvo. Peräkkäisten ikkunoiden maksimiarvoista laskettiin keskiarvo, johon raja-arvoa verrattiin. Uudeksi raja-arvoksi säädettiin $0,5 \times$ maksimiarvojen keskiarvo. Lopuksi laskettiin myös syketaajuus näytteenottotaajuuden avulla.



Kuva 25: Algoritmikaavio sykkeen mittaukselle.

Mittausikkunaan mentäessä tutkittiin paitsi signaalin amplitudia, myös aikaa, joka on kulunut edellisestä mittausikkunasta. Tämä ikkunoi signaalin sopivan pituisiin pätkiin, mikä mahdollistaa jaksollisen signaalin löytymisen. Mittausikkunoiden väli ja pituus määräytyvät signaalin fysikaalisesta luonteesta. Kuvassa 26 on erään koehenkilön BKG-signaali ja sykkeentunnistusalgoritmi Labview-ohjelman avulla esitettyinä.

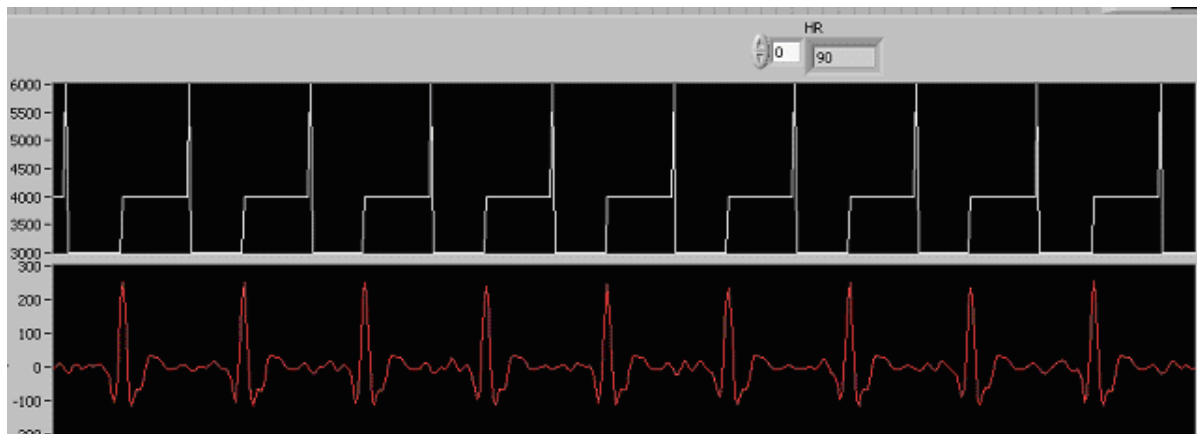


Kuva 26: Erään koehenkilön BKG-signaali (punainen, alhaalla) ja sykkeentunnistusalgoritmi (vihreä, ylhäällä). Ylemmän vihreän signaalin arvo 3000 ilmaisee sykepulssin etsimistilaa, 4000 sykepulssin löytymisen sekä mittausikkunaan siirtymisen ja 6000 mittausikkunan päättymisen.

Syketaajuus laskettiin viiden tunnistetun pulssin jaksoissa. Hetkellisen sykkeen laskeminen ei ole järkevää, koska sydämenlyöntien välit voivat vaihdella signaalin mitataavassa paljonkin. Tällöin hetkellisen sykkeen vaihtelu on runsasta eikä kerro kokonaiskuvaa henkilön tilasta. Sen sijaan viiden pulssin jaksoissa laskettuna saadaan tasaisempi sykelukema, mutta kuitenkin huomataan sykkeen muutos jo viimeistään muutaman pulssin jälkeen.

Syketaajuuden antamien lukemien todenmukaisuus on varmistettu signaaligeneraattorin avulla. Signaaligeneraattorilla syötettiin pulsseja tiedetyllä taajuudella ja verrattiin taajuutta algoritmin avulla laskettuun arvoon kuvassa 27 näkyvällä tavalla. Arvo oli oikea ± 1 lukeman tarkkuudella viimeistään 5 pulssin syöttämisen jälkeen, kuten pitikin. Samalla menetelmällä saatiin ikkunoinnin sallimaksi ylärajaksi sykkeentunnistukselle 130 lyöntiä/min. Tätä suuremmilla taajuuksilla signaali laskeutuu. Jotta vältettäisiin laskostumisen aiheuttama väärä tulkinta liian alhaisesta pulssista, ilmaistaan käyttöliittymässä punaisella hälytysvalolla jo 120 lyönnin/min

ylitys, sillä jo sekin ylittää normaalin leposykkeen. Tällöin henkilö voidaan ottaa erityistarkkailuun.



Kuva 27: Sykkeentunnistuksen todentaminen signaaligeneraattorin avulla, $f = 1,5$ Hz. Alempi signaali on signaaligeneraattorin tuottama testisignaali, ylempi signaali ilmaisee sykkeentunnistusalgoritmin.

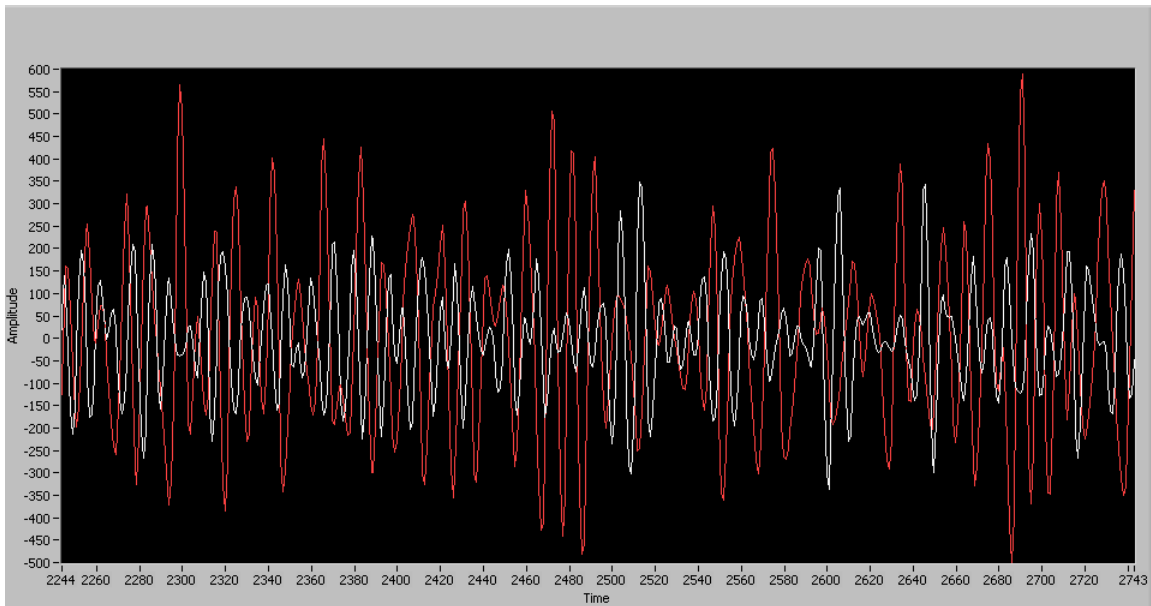
3.6.2 Liike

Henkilön liikkumista tutkittiin suoraan vaakasuoran anturin varausvahvistimesta saadusta signaalista, sillä liikkeiden taajuusalue on laaja ja amplitudit voimakkaita, jolloin signaalia ei ole tarpeen rajata tiukasti. Liike havaitaan, kun signaalin amplitudi ylittää määritellyn raja-arvon. Liikkeen havaitsemisessa tunnistetaan henkilön kääntyminen tai voimakas liike ja lähetetään siitä tieto eteenpäin. Pienten liikkeiden havaitseminen huomattiin haasteelliseksi sykkeentunnistusalgoritmin kannalta, sillä ne saattavat olla samantaajuisia BKG-signaalin kanssa, jolloin liikkeitä on vaikea erottaa BKG-signaalista.

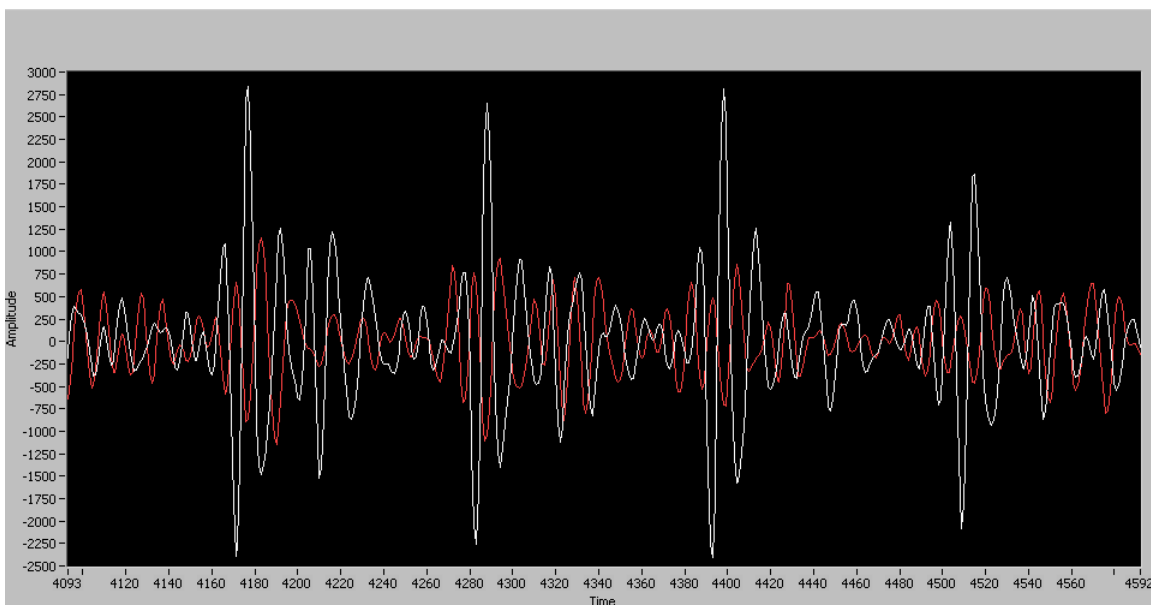
Liikkeen havaitseminen yhteydessä nollataan BKG:n ja hengityksen mittaus, sillä liikkeen aikana näiden mittaaminen ei ole mahdollista. Voimakas liike myös täryttää antureita, minkä jälkeen signaalien asettuminen normaalille tasolle saattaa viedä aikaa. Tämän vuoksi liikkeen havaitsemisen jälkeen otetaan uusi näyte BKG- tai hengityssignaalista vasta puolen sekunnin jälkeen.

3.6.3 Paikallaolo vuoteessa

Henkilön sängyssäolon tunnistamiseksi tarkasteltiin molempia antureita ja niistä saatavien signaalien välisiä suhteita. Signaalit otettiin mikrokontrollerille sisään analogisen piirin viimeisten lohkojen jälkeen, jolloin ne on suodatettu BKG:n taajuusalueelle. Niitä edelleen suodatettiin samoilla digitaalisilla suodattimilla kuin BKG-signaalinakin. Kuvissa 28 ja 29 on esimerkit antureiden antamista signaaleista.

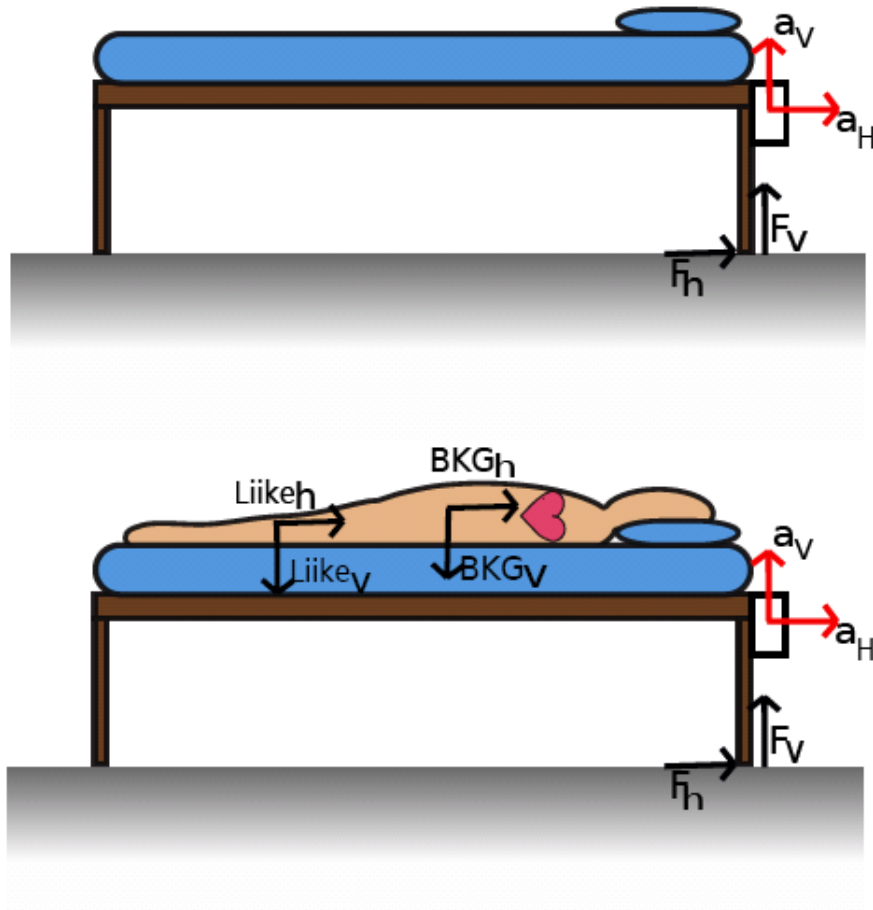


Kuva 28: Anturien BKG-signaalit (valkoinen = horisontaalinen signaali, punainen = vertikaalinen signaali), kun sängyssä ei ole ketään makaamassa.



Kuva 29: Anturien BKG-signaalit (valkoinen = horisontaalinen signaali, punainen = vertikaalinen signaali), kun sängyssä on henkilö makaamassa.

Sänkyyn kytkeytyy voimia, jotka syntyvät siinä makaavan henkilön liikeistä sekä ympäristöstä, kuten rakennusten värinästä ja ympäristössä liikkuvista ihmisistä. Kytkeytyviä signaaleita havainnollistaa kuva 30, johon on merkitty eri lähteistä antureihin vaikuttavat voimat.



Kuva 30: Antureihin vaikuttavat voimat, kun sänky on tyhjä (ylempi kuva) ja henkilön maatessa sängyssä (alempi kuva).

Kun sänky on tyhjänä, voidaan olettaa siihen kytkeytyvän yhdestä lähteestä tulevia voimia. Vaakasuoraan anturiin kohdistuva kiihtyvyys on

$$a_{H\text{poissa}} = F_h(a_H) . \quad (8)$$

Pystysuoraan anturiin kohdistuva kiihtyvyys puolestaan on

$$a_{V\text{poissa}} = F_v(a_v) . \quad (9)$$

Henkilön maatessa sängyssä antureihin kohdistuu enemmän voimia kuin tyhjään sänkyyn. Edellisten voimien lisäksi voimia aiheutuu muun muassa sydämenlyönneistä ja muista elintoiminnoista. Tällöin vaakasuuntainen kiihtyvyys on

$$a_{\text{Hpaikalla}} = BCG_h + F_h(a_H) + \text{liike}_h \quad (10)$$

ja pystysuuntainen

$$a_{\text{Vpaikalla}} = BCG_v + F_v(a_V) + \text{liike}_v \quad (11)$$

Henkilön poissa ollessa voimia kytkeytyy suurimmaksi osaksi vain yhdestä suunnasta ja tilanne on näin ollen yksinkertaisempi. Voidaan olettaa että tällöin antureiden antamat signaalit korreloivat hyvin keskenään verrattuna tilanteeseen, jossa henkilö makaa sängyssä.

Näiden oletusten pohjalta havainnoitiin henkilön paikallaoloa tutkimalla signaalien keskinäistä korrelaatiota. Korrelaation tutkimiseksi havaittiin riittäväksi ja laskentakapasiteettia säästäväksi muuttujaksi kovarianssin yksinkertaistettu muunnos, jossa kerrottiin signaalien itseisarvot keskenään:

$$\text{korrelaatio} = |s_h||s_v|, \quad (12)$$

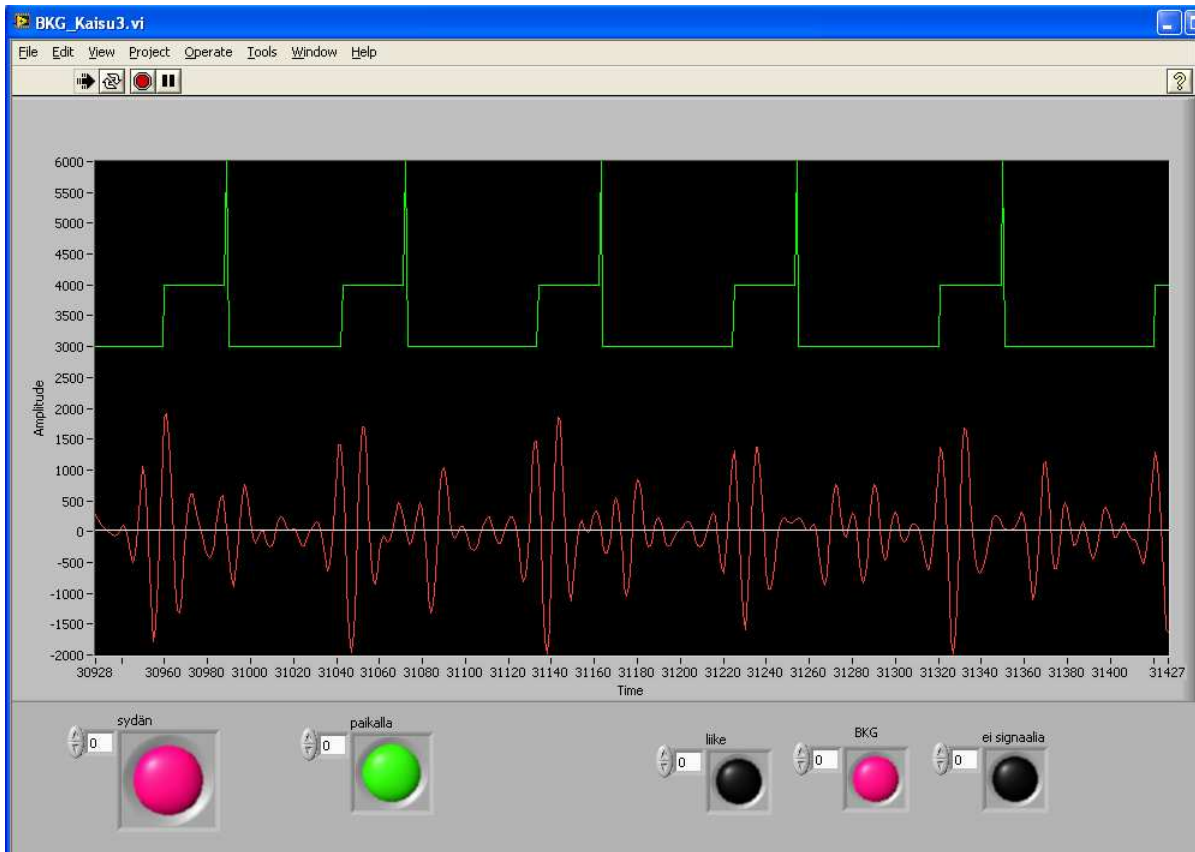
missä s_h on horisontaalinen signaali ja s_v on vertikaalinen signaali.

Näistä näytteistä laskettiin keskiarvoa 600 näytteen ikkunoissa, mikä vastaa noin 7 sekuntia. Keskiarvon tasaantumisen vuoksi vain ikkunan 300 viimeistä keskiarvonäytettä otettiin vertailuun. Keskiarvoistetun signaalin perusteella pääteltiin henkilön paikallaolo vertaamalla sitä raja-arvoon.

3.6.4 Tila

Edellä kuvattujen algoritmien perusteella pystyttiin päättelemään henkilön tila; onko hän paikalla, liikkuuko, onko paikallaan ja saadaanko normaaleja elintoimintosi-
naaleja. Tilan tunnistamiseksi yhdistettiin muista algoritmeista saatuja tietoja sekä lähetetään tila-signaali. Tilantunnistusalgoritmi myös ottaa huomioon peräkkäiset liikekuviot eli aiemmat tilat, jolloin esim. tyhjänä olevan vuoteen lähistöllä kävel-
täessä ei tunnisteta henkilöä vuoteessa olevaksi, vaan satunnaisesti häiriöksi, vaikka taaajuus sosisikin BKG:hen.

Kuvassa 31 on esitetty Labview-ikkuna, jonka alareunassa on tilantunnistukseen liittyviä ilmaisimia. Tunnistettavia tiloja on kolme: *paikalla/ei paikalla*, *liikkuu/ei liiku* sekä *BKG/ei signaalia*. Lisäksi sydän-ilmaisimessa vilkkuu punainen valo sydämen lyödessä, edellyttäen, että henkilö tunnistetaan sekä paikallaolevaksi että BKG-mittauksen olevan käynnissä. Käyttöliittymän tarkoituksena on tehdä mit-
taustulosten tulkinta mahdollisimman helpoksi käyttäjälle, jolloin ymmärrystä sig-
naalien muodosta ei välttämättä tarvita. Toisaalta ikkunassa näkyvästä signaalista saadaan tarvittaessa lisätietoa henkilön tilasta.

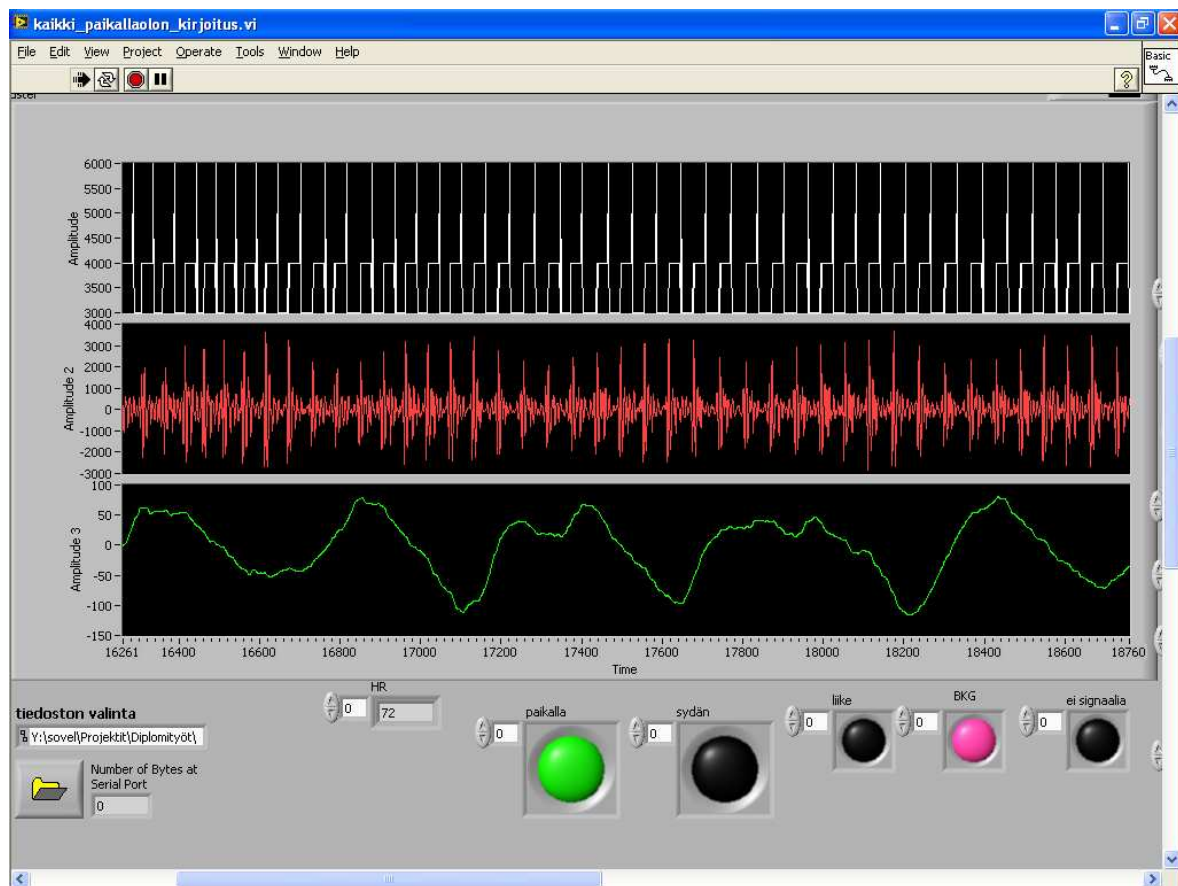


Kuva 31: Kuva Labview- käyttöliittymästä. Kuvan alaosassa on tilan kertovia väri-ilmaismia, ja yläosan ikkunasta voi seurata signaaleita.

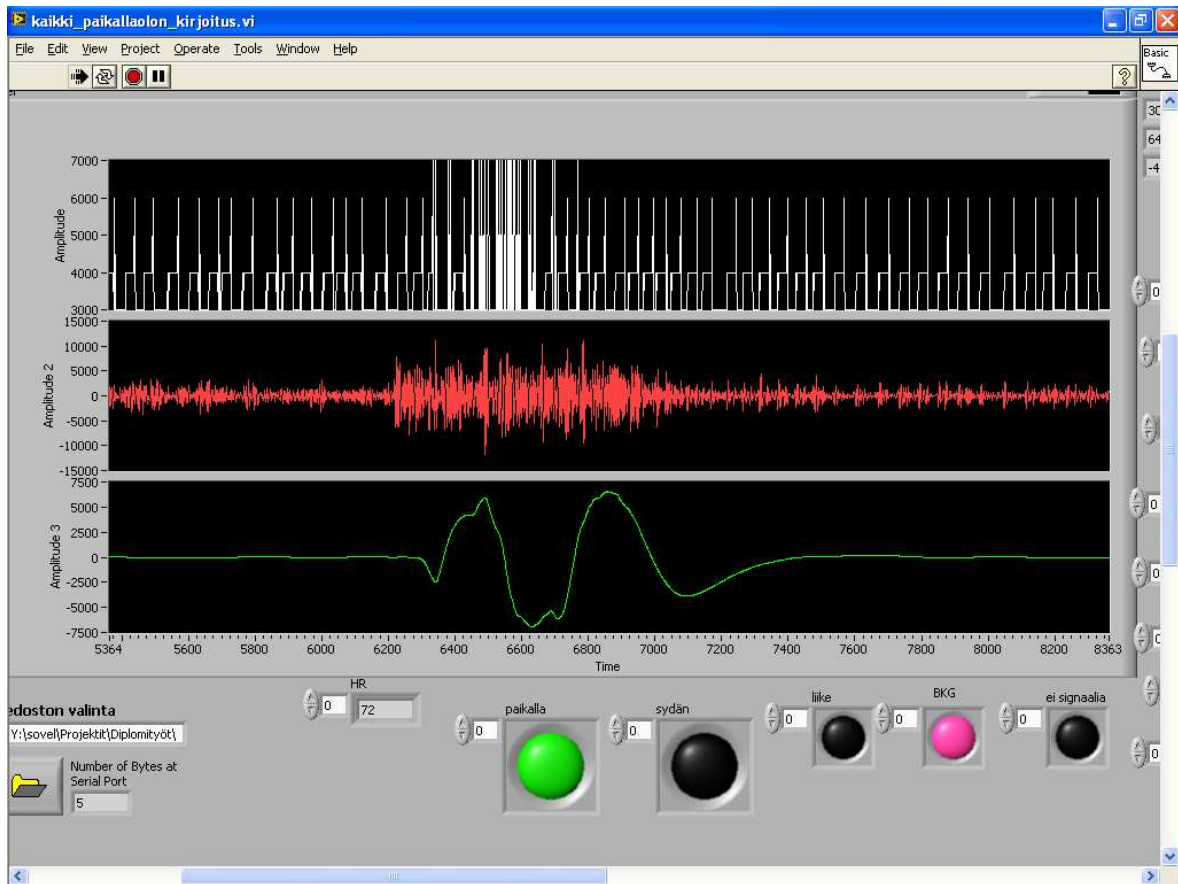
3.6.5 Hengitys

Hengityssignaalia tutkittiin vaakasuorassa olevasta anturista saatavan signaalin avulla, sillä hengityksen aiheuttama liike on pääosin vertikaalista sängyssä maataessa. Signaali otettiin mikrokontrollerille sisään piirin analogisesta osasta alipäästösuo-dattimen jälkeen, jolloin sitä oli vahvistettu kertoimella 100. Sitä vahvistettiin ja suodatettiin vielä digitaalisesti kaksiasteisella IIR-tyyppisellä kaistanpäästösuo-datuksella taajuusalueella 0,2-0,5 Hz. Erään koehenkilön hengityssignaalia on kuvassa [32](#).

Myös kääntyminen vuoteessa vaikuttaa huomattavasti hengityssignaaliin. Kuvan [33](#) aikajakson puolella välissä koehenkilö vaihtaa asentoaan, jolloin hengityssignaalin amplitudi muuttuu noin satakertaiseksi. Kuvasta nähdään myös, että hengityssig-naalin palautuminen kääntymisen jälkeen on hitaampaa kuin BKG-signaalin, mikä johtuu hengityssignaalin huomattavan matalataajuisesta kaistanpäästösuo-datuksesta.



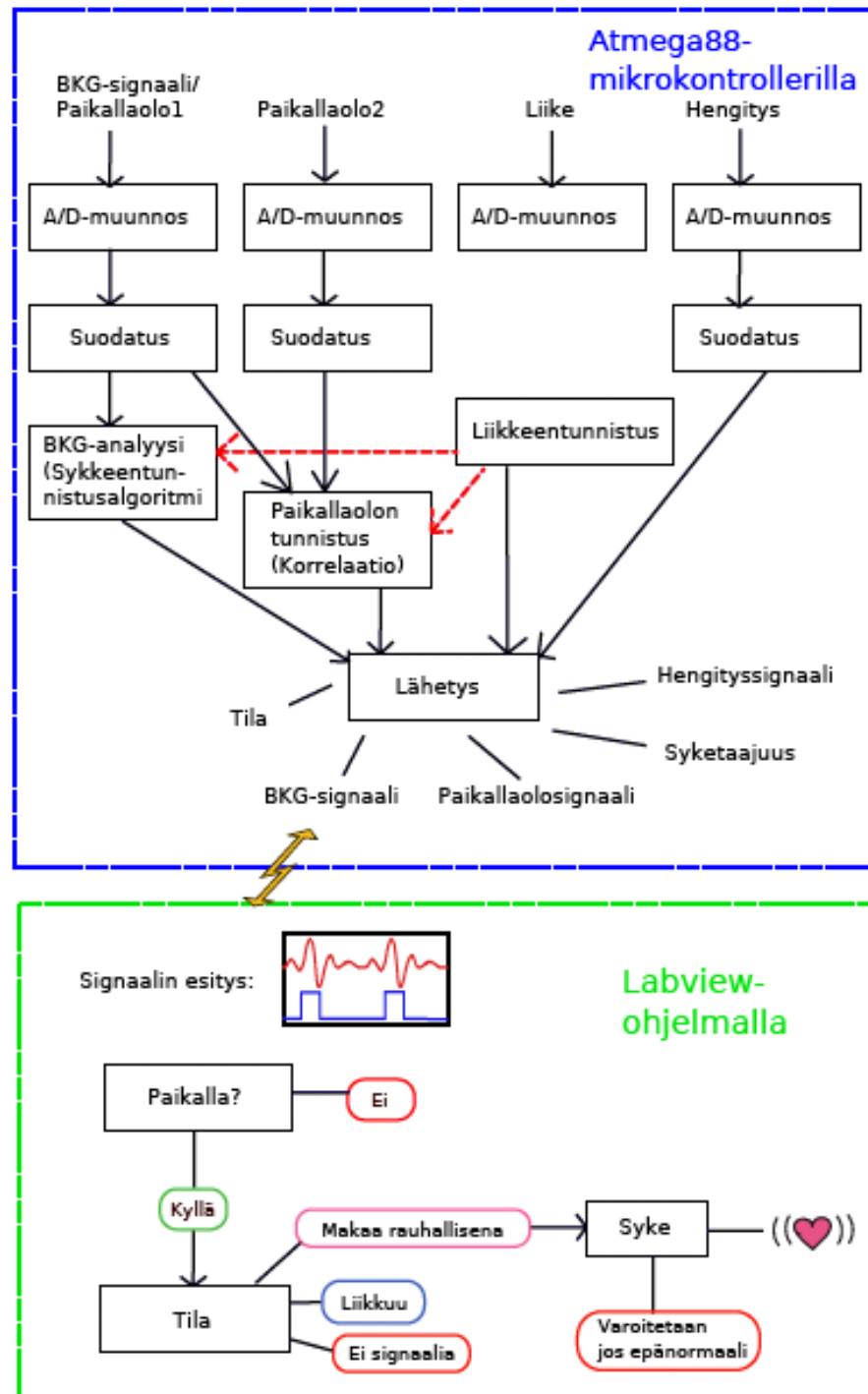
Kuva 32: Koehenkilön hengityssignaali (alhaalla), BKG-signaali (keskellä) ja sykkeentunnistus (ylhäällä).



Kuva 33: Kääntymisen vaikutus hengityssignaaliin.

3.6.6 Yhteenveto järjestelmän digitaalisesta osasta

Kuvassa 34 on esitetty yhteenveto järjestelmän digitaalisesta signaalinkäsittelystä. Atmega88-mikrokontrollerilla käsitellään analogiapiiriltä saatavaa raakadataa, ja informaatio esitetään Labview-ohjelman avulla.



Kuva 34: Yhteenveto järjestelmän digitaalisesta signaalinkäsittelystä.

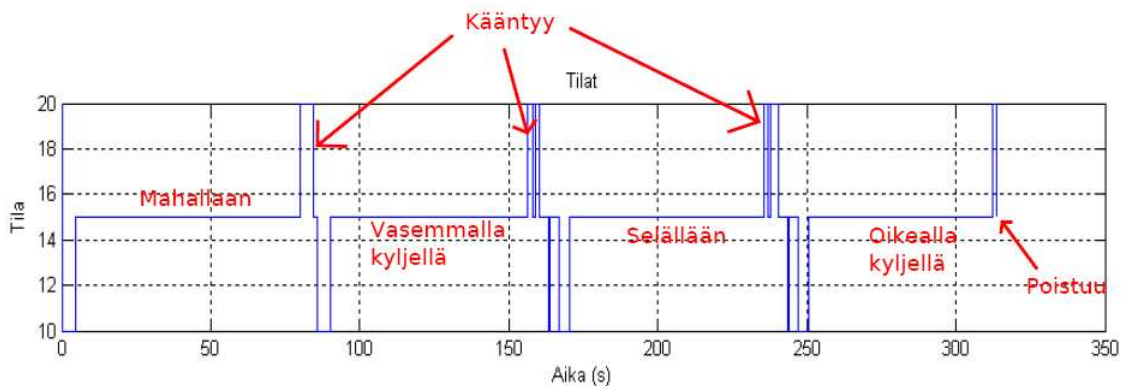
4 Testaus ja järjestelmän toimivuus

Laitteistoa testattiin 9 erikokoisen koehenkilön avulla. Koehenkilöiden tuli testissä suorittaa ennalta suunniteltu liikesarja, jonka aikana mittaustuloksia tallennettiin. Laitteiston toimintaa ja mittaustuloksia tarkastellaan sekä kvantitatiivisesti että kvalitatiivisesti, riippuen tarkasteltavasta mittauksesta tai laitteen ominaisuudesta.

4.1 Liiketilan tunnistaminen

Laitteiston tunnistamaa liiketilaa testattiin suunnitellun liikesarjan avulla. Testin alussa koehenkilö makaa rauhallisena sängyssä mahallaan, tämän jälkeen kääntyy vasemmalle kyljelle, edelleen selälleen, oikealle kyljelle ja lopuksi nousee ylös. Jokaisessa asennossa koehenkilö makaa 75 sekuntia rauhallisena paikallaan, jonka jälkeen kääntyy seuraavaan asentoon.

Liikesarjan aikana tallennetaan laitteen ilmoittama tila ajan funktiona: *liikkuu/makaa rauhallisena/ei havaitse BKG-signaalia*. Kuvassa 35 on esimerkki tallennetusta tilakuvaajasta, jonka pystyasteikon arvot vastaavat kutakin tilaa. Kaikkien koehenkilöiden tilakuvaajat on esitetty liitteessä 1.



Kuva 35: Koehenkilön liikkeistä testauksen aikana piirretty tilakuvaaja. Signaalin arvoja vastaavat tilat: 20 = *liikkuu*, 15 = *makaa rauhallisena* ja 10 = *ei havaitse BKG-signaalia*.

Kuvaajista nähdään tilantunnistuksen toimivan suoritettulla koesarjalla kvalitatiivisesti arvioituna erittäin hyvin. Jokaisessa sarjassa tunnistettiin henkilön makaaminen rauhallisena paikallaan sekä liikkuminen asennonvaihtojen välissä (Koehenkilön 5 kohdalla arvojen tallentaminen pysähtyi juuri ennen viimeistä liikettä, joka kuitenkin nähtiin ruudulla ilmaistuna *liike*-tilana). Liikkumisen jälkeen nähdään yleensä tila *ei havaitse BKG-signaalia*, koska amplitudin muutos on kääntyessä hyvin suuri, ja algoritmi saattaa joutua etsimään hetken uutta BKG-jaksoa. Koehenkilön

kääntymisen tunnistaminen jokaisessa koesarjassa on tärkeä mittari henkilön aktiivisuuden toteamiseen.

Tilan tunnistusta ei nähty relevantiksi tutkia kvantitatiivisesti, sillä inhimillisten tekijöiden vaikutus mittaukseen oli tässä tapauksessa suuri. Eri koehenkilöiden reaktioaika annettuun käskyyn muuttaa asentoa vaihteli, kuten myös itse kääntymiseen ja paikalleen asettumiseen kuluva aika. Eri asennoista toiseen siirtymiseen kuluvat ajat eivät myöskään ole verrannolliset toisiinsa.

4.2 Sydämenlyöntien tunnistaminen

Edellä kuvatun liikesarjan aikana mitattiin liiketilan lisäksi myös koehenkilöiden sydämenlyönnejä. Laitteen tunnistamia sydämenlyönnejä verrattiin referenssinä käytettyyn elektrokardiografiseen (EKG) mittaukseen.

EKG-mittauksessa käytettiin Vernier Software Technology:n kuvassa 36 esitettyä sykemonitoria, joka tunnistaa sydämenlyönnit kämmenten väliltä EKG:hen perustuen. Mitattavan henkilön on pidettävä koko ajan molemmilla käsillään mittausantureita kiinni. Koska laitteen yhteys tietokoneeseen on langaton, oli mahdollista mitata EKG:tä sängyssä eri asennoissa pyörimisenkin aikana.



Kuva 36: EKG:n mittaukseen käytetty sykemonitori. [64]

EKG-mittauksesta saatiin dataa koko liikesarjan ajalta. BKG-mittauksessa sen sijaan BKG:n luonteesta johtuen huomioitiin vain data, joka saatiin henkilön maatesa rauhallisena kääntymisten välillä. Datan analysoinnissa otettiin EKG- ja BKG-signaaleista noin 60 s pituinen näyte samalta aikaväliltä ja verrattiin tunnistettujen sydämenlyöntien määrää tällä aikavälillä. Jos BKG-dataa ei saatu henkilön liikku- misen vuoksi minuuttia, otettiin seuraavaksi pisin ajanjakso huomioon. Taulukossa 1 on erään koehenkilön tiedot sekä saadut mittaustulokset.

Havaittujen sydämenlyöntien tarkastelussa ja vertailussa on otettava huomioon virheet, jotka johtuvat EKG:n ja BKG:n fysikaalisesta luonteesta sekä mittausmene-

Taulukko 1: Erään koehenkilön mittaustulokset sydämenlyöntien mittauksesta.

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	69	68	1	1,5
Vasemmalla kyljellä	67	67	0	0,0
Selällään	68	67	1	1,5
Oikealla kyljellä	65	67	2	3,0
				Keskimääräinen virhe yhteensä 1,5 %

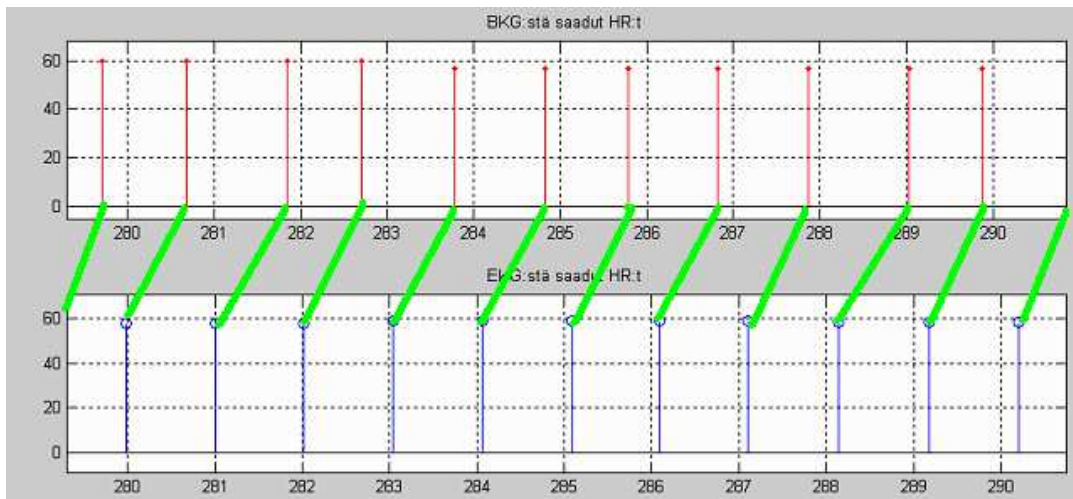
telmästä. EKG-signaali havaitaan hiukan aiemmin kuin BKG-signaali. Tämä johtuu fyysikaalisesti siitä, että sydämen sähköisen toiminnan aiheuttama suurin piikki havaitaan kammioiden supistuksen alkaessa [49], kun taas BKG-signaalin suurin piikki syntyy, kun kammioiden supistus on ohi ja veri syöksyy aorttaan. Myös sekä EKG:n että BKG:n mittausmenetelmät vaikuttavat niiden keskinäiseen kohdistamiseen. EKG-mittalaite ilmoittaa signaalin piikin heti tietyn kynnsarvon ylityttyä, kun taas BKG-algoritmissa signaalia tutkitaan tietyssä aikaikkunassa, jonka jälkeen syke ilmoitetaan piikkinä. Saadussa BKG-signaalissa suurimman piikin paikka yhdellä sykejaksolla voi myös vaihdella esimerkiksi henkilön asennosta riippuen, mikä saattaa myös aiheuttaa epätarkkuutta tarkan sykepiikin kohdentamiseen. Tilannetta selventää kuva 37, jossa on esitetty BKG- ja EKG-signaali ja yhdistetty toisiaan vastaavat piikit vihreällä. Tuloksien tarkastelussa huomioitiin nämä tekijät katsoamalla, että aikajakson reunoilla todennäköisimmin yhteen kuuluvat BKG- ja EKG-pulssit otetaan molemmat mukaan tarkasteluun. Vaikka nämä mahdolliset virhetekijät otettaisiin tarkastelussa huomioon, mittauksen minimivirhe on joka tapauksessa ± 1 lyöntiä, sillä syketaajuus ilmoitetaan yhden kokonaisluvun tarkkuudella.

Testitulosten tarkkuutta arvioitiin laskemalla virheprosentit suhteellisen virheen kaavan

$$virhe = 100\% \cdot \frac{x - x_0}{x_0} \quad (13)$$

avulla, missä x on mittaustulos ja x_0 referenssiarvo, ”oikea” tulos.

Koehenkilön nro 3 virheprosentit vasemmalla ja oikealla kyljellä maassa olivat huomattavan suuret muihin koehenkilöihin nähden. Vasemmalla kyljellä saatujen tulosten virheprosentti oli 31,5 prosenttiyksikköä suurempi kuin toiseksi suurin virhe. Oikealla kyljellä virheprosentti oli 13 prosenttiyksikköä suurempi kuin toiseksi



Kuva 37: BKG-pulssien (ylempi) ja EKG-pulssien (alempi) ajallinen eriaikaisuus. Vihreällä yhdistetty toisiaan vastaavat EKG- ja BKG-pulssit.

suurin virhe. Koska nämä tulokset poikkeavat huomattavasti muiden koehenkilöiden tuloksista, niiden oletetaan johtuvan artefaktoista, jolloin niitä ei oteta tässä virhetarkastelussa huomioon.

Taulukossa 2 on esitetty keskimääräiset virheprosentit. Taulukosta nähdään, että sydämenlyöntien lukumäärä vastasi koehenkilöillä keskimäärin yli 95 % tarkkuudella EKG:llä vastaavana minuutin ajanjaksona saatua lyöntien lukumäärää henkilön maataessa rauhallisena. Maksimivirhe saatiin koehenkilön nro 2 mittauksesta, ja se oli 7,1 %. Yhteenveto virheistä on taulukossa 3.

Taulukko 2: Keskimääräiset virheprosentit sydämenlyöntien mittauksesta. Suluissa mukana artefaktat.

Asento	Keskimääräinen virhe (%)
Mahallaan	2,8
Vasemmalla kyljellä	3,5 (7,4)
Selällään	2,9
Oikealla kyljellä	2,4 (4,3)
Yhteensä	2,9 (4,35)

Koehenkilön säännöllisellä kääntyilemisellä testin aikana haluttiin paitsi tunnistaa muuttuvat tilat ja todeta laitteen toimiminen myös muuttuvissa tilanteissa, myös lisäksi tutkia onko asennolla vaikutusta sykkeen tunnistamiseen. Taulukon 2 perusteella eri asennoilla ei havaittu olevan selkeää yhtenäistä vaikutusta sykkeen tun-

Taulukko 3: Yhteenveto virhetarkastelusta.

Minimivirhe	± 1 lyöntiä
Maksimivirhe	7,1 %
Keskimääräinen virhe	2,9 %

nistamiseen. Yksittäisten koehenkilöiden mittaustuloksissa nähdään kuitenkin eroja eri asentojen välillä. Nämä erot voivat johtua eri koehenkilöiden henkilökohtaisista ominaisuuksista kuten koosta, makuutavasta tai asennon vakaudesta.

4.3 Paikallaolon tunnistaminen

Paikallaolon tunnistamisen testaamiseksi suoritettiin liikesarja, jonka aikana tallennettiin tietoja mittaussysteemin ilmoittamasta koehenkilön tilasta sekä paikallaolosta vuoteessa. Liikesarja koostui seuraavista osista: Ensin mitattiin 30 s sänky tyhjänä, istuen 45 s, mahallaan maaten 45 s, vasemmalla kyljellä 45 s, selällään 45 s, oikealla kyljellä 45 s, istuen 45 s ja lopuksi poistumisen jälkeen 30 s.

Tunnistamisen toimivuutta tutkittiin vertailemalla koehenkilön käyttäytymistä vuoteessa vuodeanturijärjestelmän ilmoittamaan käyttäytymiseen. Taulukossa 4 on erään koehenkilön testin tulokset. Punaisella on merkitty virheelliset tilanteet. Kuvassa 38 on graafinen esitys samasta testistä.

Jotta voitaisiin arvioida tunnistuksen hyvyttä kvantitatiivisesti, laskettiin jokaisesta koesarjasta järjestelmän ilmoittaman kokonaispaikallaoloajan ja todellisen paikallaoloajan suhde. Mittaustuloksista ajat laskettiin 5 s tarkkuudella, sillä kääntyminen sekä vuoteeseen saapuminen ja poistuminen ovat tapahtumia, joiden suorittaminen voi vaihdella eri henkilöiden välillä useita sekunteja. Samoin on vaikea määrittää, milloin henkilön voidaan asettuneen paikalleen tai poistuneen. Tästä syystä prosenttiluvut on pyöristetty lähimpään viiteen prosenttiin. Taulukossa 5 on koehenkilön nro 1 mittaustuloksista lasketut prosenttiluvut.

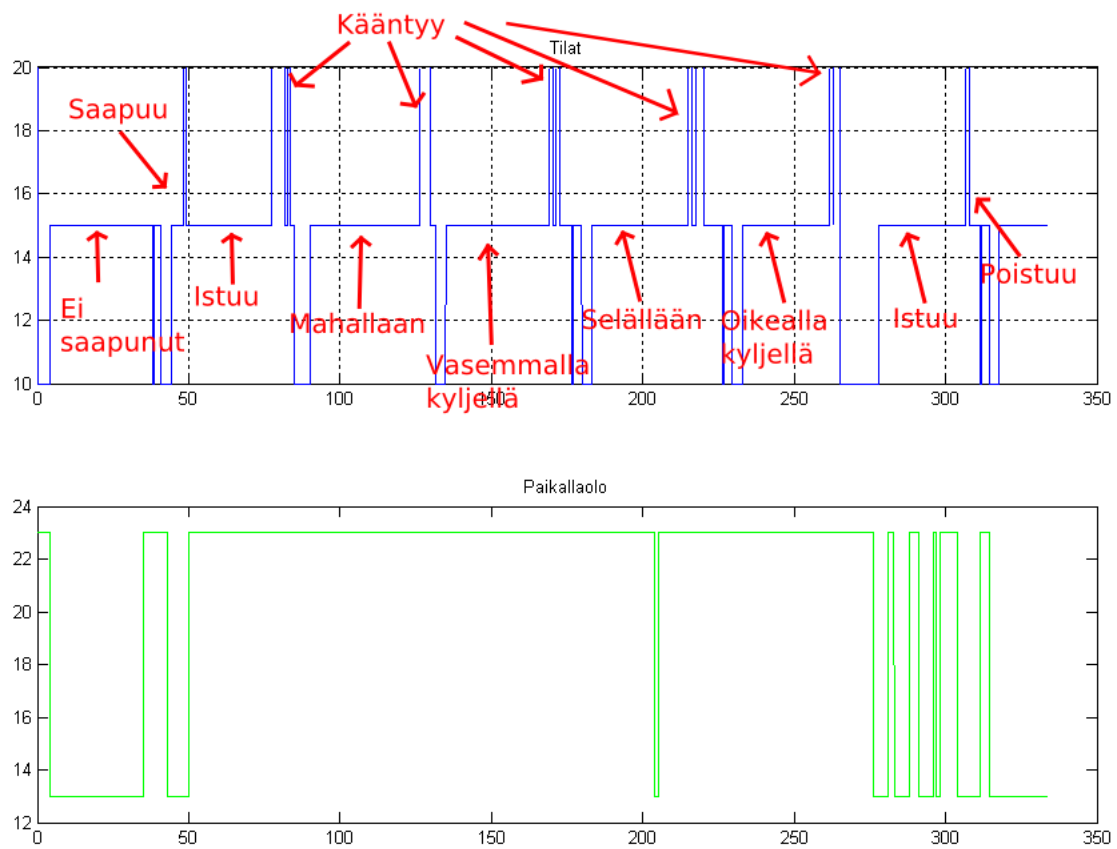
Taulukossa 6 on yhteenveto kaikista mittauksista. Prosenttiluvut ovat keskiarvoja kaikkien mittausten prosenteista. Testien tulosten perusteella nähdään, että järjestelmä pystyy ilmoittamaan henkilön paikallaolon melko hyvin. Keskimääräiseksi virheeksi saatiin 20 % ja maksimivirheeksi 65 %.

Taulukko 4: Erään koehenkilön tulokset paikallaolon tunnistamisen testistä.

Koehenkilö 1		
Sukupuoli	Nainen	
Pituus (cm)	163	
Paino (kg)	68	
Ikä (v)	26	
Järjestelmän ilmoittama tila	Paikalla	Ei paikalla
Koehenkilön asento		
Ei saapunut	x	x
Istuu	x	x
Mahallaan	x	
Vasemmalla kyljellä	x	
Selällään	x	x
Oikealla kyljellä	x	
Istuu	x	x
On poistunut		x

Taulukko 5: Koehenkilön nro 1 paikallaolon tunnistusta mittaavan testisarjan tulokset. Värjätyt ruudut osoittavat järjestelmän virheelliset tulokset.

Todellinen tilanne	Paikalla	Ei paikalla
Järjestelmän ilmoittama		
Paikalla	80 %	15s/70s = 20%
Ei paikalla	20s/265s = 10 %	90%



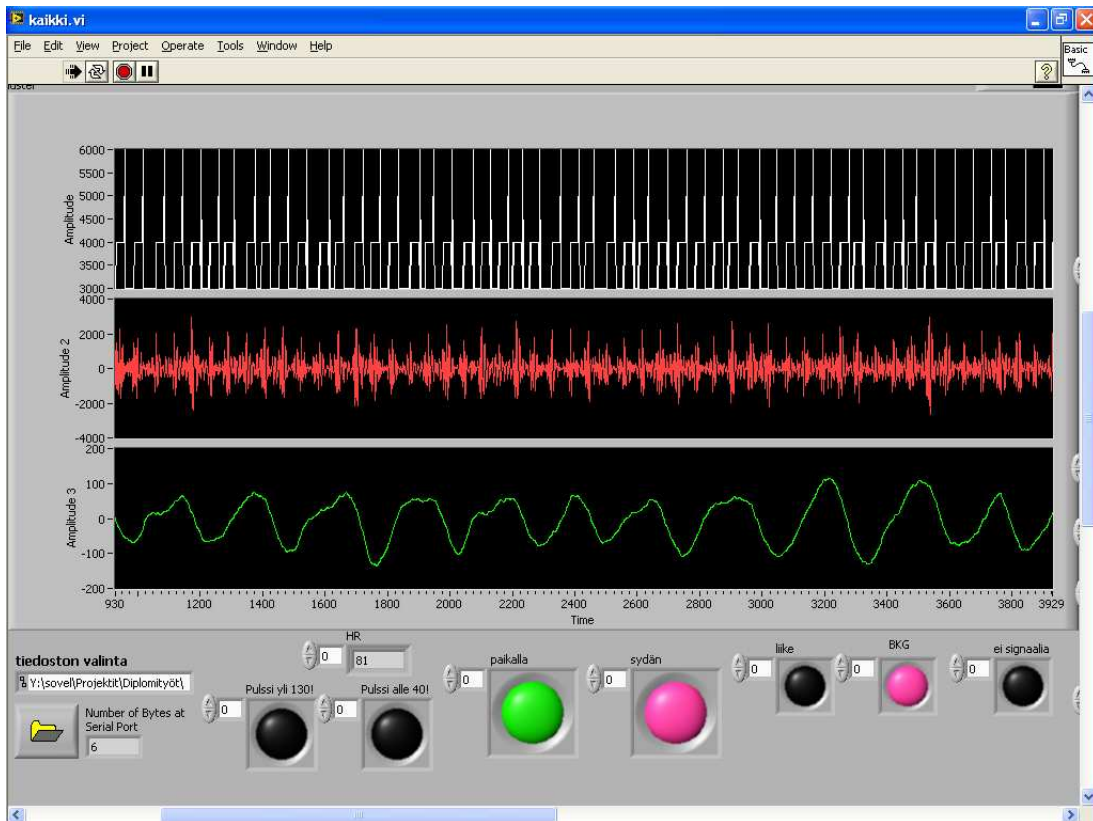
Kuva 38: Koehenkilön nro 1 tilaa ja paikallaoloa esittävät kuvaajat koesarjan aikana.

Taulukko 6: Yhteenveto paikallaolon tunnistamista mittaavien testisarjojen tulok-
sista.

Todellinen tilanne	Paikalla	Ei paikalla
Järjestelmän ilmoittama		
Paikalla	70%	30%
Ei paikalla	10%	90%

4.4 Hengityssignaali

Hengitystä tutkittiin kvalitatiivisesti ottamalla näyte koehenkilöiden hengityssignaalista eri asennoissa. Signaaleita tutkimalla voidaan silmämääräisesti nähdä koehenkilön hengitysjaksot. Hengityssignaalin monitorointia voidaan käyttää esimerkiksi henkilön reaaliaikaisessa valvonnassa antamaan lisätietoa henkilön tilasta ja käyttäytymisestä. Kuvassa 39 on koehenkilön nro 1 hengityssignaali. Liitteessä H on muiden koehenkilöiden näytteet eri asennoissa.



Kuva 39: Koehenkilön nro 1 hengityssignaali (alin) päänmakuulla aikavälillä 38,5 s. Ylin kuvaaja kuvaa mittausalgoritmin tilaa ja keskimäinen BKG-signaalia.

Talennetuista kuvista voidaan arvioida, että jatkokehittelyn myötä voisi olla mahdollista toteuttaa myös automaattinen algoritmi, joka tunnistaisi hengitysjaksot ja poikkeavat kuviot. Suunnittelu ei ole kuitenkaan triviaalia, sillä hengityssignaalin havaittiin olevan hyvin herkkä häiriöille, jotka aiheutuvat henkilön liikkeistä sekä ympäristöstä. Kuvista nähdään myös, että vaihtelu eri asentojen sekä henkilöiden välillä on voimakasta. Lisäksi henkilön oma hengitystaajuus voi vaihdella paljon. Vaihtelusta huolimatta pystytään näkemään ihmiselle tyypillinen hengityksen muoto.

5 Pohdinnat

5.1 Tavoitteiden saavuttaminen

Työn tavoitteena oli kehittää vuodeanturijärjestelmän prototyyppi, jonka avulla voidaan seurata vuoteessa makaavan henkilön tilaa. Jotta järjestelmä pystyttiin suunnittelemaan ja rakentamaan, täytyi tutkia mitattavan ilmiön luonnetta ja sitä kautta määritellä laitteen ominaisuudet. Järjestelmän osille ei oltu työn alussa annettu tarkkoja määritelmiä, koska tarvittavien järjestelmän ominaisuuksien selvittäminen tarkentui mitattavan ilmiön tutkimisen myötä, ja kuului siten myös työn tavoitteisiin.

Mitattavia ilmiöitä, eli sydämen sykettä, liikettä ja hengitystä, tutkittiin aluksi aikaisempien tutkimuksien perusteella ja oskilloskoopilla. Tämän seurauksena saatiin tietoa mittauspiirin suunnittelemiseksi ja laitteen tarvittavien ominaisuuksien selvittämiseksi. Mittauselektroniikan suunnittelussa ja toteuttamisessa onnistuttiin hyvin, sillä rakennetulla laitteella saadaan laadukasta ballistokardiografista signaalia, hengityssignaalia sekä tietoa liikkumisesta ja paikallaolosta sängyssä.

Järjestelmän digitaalisessa osassa oli tavoitteena pystyä käsittelemään analogiselta piiriltä saatua informaatiota, sekä lähettää sängyssä makaavan henkilön tilaa ilmaisevia parametreja tietokoneelle ja esittää ne havainnollisessa muodossa. Tässä tavoitteessa onnistuttiin myös erinomaisesti. Digitaaliosan algoritmit yhdistelevät mikrokontrollerin eri kanaviin tulevaa analogista informaatiota, ja lähettävät tiedon tietokoneelle, joka esittää Labview-ohjelman välityksellä tietoja henkilön tilasta graafisesti, numeerisesti sekä tilaa kuvaavien väri-ilmaisimien avulla.

Suoritettujen testien perusteella järjestelmä pystyy ilmaisemaan henkilön tilan ja liikkumisen. Syketaajuus laskettuna minuutin aikana vastasi referenssimenetelmän tuloksia suurella tarkkuudella (yli 90%). Myös paikallaolon toteaminen tunnistettiin melko hyvin, keskimäärin noin 80 % tarkkuudella. Hengitystä pystytään seuraamaan reaaliajassa Labview-käyttöliittymän avulla, ja saamaan näin lisätietoa sängyssä makaavan henkilön tilasta.

Myös tavoitteena ollut langaton yhteys mittausyksiköltä tietokoneelle toteutettiin käyttämällä Bluetooth-moduulia. Koska laite tehtiin paristokäyttöiseksi, mittausyksikköön ei tarvita ulkoisia johtimia. Tämä tekee laitteen helposti liikuteltavaksi ja asennettavaksi.

5.2 Jatkokehitys

Tässä diplomityössä toteutetun järjestelmän ominaisuuksien on aiemmin todettu toimivan hyvin testatuilla koehenkilöillä. Jotta laitetta voitaisiin hyödyntää laboratorion ulkopuolella, tarvitaan tässä toteutetulle prototyypille vielä jatkokehitystä sovelluskohteesta riippuen.

Käytetyn mittausmenetelmän vuoksi ympäristö ja itse vuode voivat vaikuttaa mit-

taustuloksiin. Tämän vuoksi tulisi tehdä laajoja koesarjoja erilaisissa ympäristöissä ja vuoteissa, jos laitetta halutaan soveltaa laajasti kotimonitorointiin. Jos vaihtelun havaitaan olevan suurta, täytyy kehittää lisää häiriöiden kompensointimenetelmiä.

Ympäristön lisäksi mitattava henkilö itse vaikuttaa mittaustuloksiin. Prototyypin testaamisessa käytettiin terveitä 22-42 -vuotiaita koehenkilöitä, joilla osoitettiin järjestelmän kykenevän mittaamaan haluttuja biosignaaleja todenmukaisesti. Jatkokehityksen myötä laitetta voisi mahdollisesti tulevaisuudessa käyttää vanhusten seurannassa tai sairauskohtauksien tunnistamisessa. Tällöin täytyisi tehdä tutkimuksia ja testejä kohderyhmään kuuluvilla koehenkilöillä.

Itse laitteen ominaisuuksia voitaisiin edelleen kehittää jatkossa. Paikallaolon tunnistamisen algoritmi käyttää asetettua raja-arvoa ja vaatii todennäköisesti kalibrointia eri ympäristöissä toimiakseen luotettavasti. Paikallaolon tunnistamisen algoritmia voisi tulevaisuudessa kehittää niin, ettei kalibrointia tarvita, vaan laite on heti käyttövalmis. Hengityssignaalin hengitysjakson automaattinen luotettava tunnistaminen on myös jatkokehityksen haaste.

Tässä työssä pyrittiin havaitsemaan henkilön voimakas liikkuminen sängyssä, esimerkiksi kääntyminen. Jatkokehityksessä olisi syytä kehittää pienempien liikkeiden rekisteröimistä sekä niiden erottamista BKG-signaalista.

Sykkeen tunnistamiseen kehitetty algoritmi tunnisti testattujen koehenkilöiden sydämen lyöntijaksot hyvin. Ikkunointimenetelmän käyttö asettaa kuitenkin ylärajan havaittavalle sykkeelle, joten esimerkiksi sairauskohtauksien havainnoimisessa voisi miettiä myös muita vaihtoehtoja algoritmille. Amplitudin verhokäyrän laskemista sekä vahvaa alipäästösuodatusta havaittiin tuottavan muodoltaan hyvää signaalia, mutta menetelmää ei kuitenkaan lähdetty tutkimaan enempää tämän työn puitteissa.

Paitsi vanhustenhoidossa, järjestelmää voitaisiin käyttää myös unen laadun analysoimiseen. Unen laatu on tekijä, joka vaikuttaa merkittävästi ihmisen elämään. Stressaantuneella ihmisellä uni on usein levotonta. Monitoroimalla yön aikaista liikkumista voitaisiin nähdä eri univaiheet ja tutkia esimerkiksi unettomuutta.

6 Yhteenveto

Tämän diplomityön taustalla on tarve vastata terveydenhuollon lisääntyviin haasteisiin erityisesti väestön kasvaessa ja ikääntyessä, jolloin resurssit lisääntyvien potilaiden hoitoon suhteellisesti vähenevät. Tällöin ihmisten omaehtoinen terveyden seuranta, ennaltaehkäisevyys ja teknologian hyödyntäminen voivat parantaa sekä ihmisten elämänlaatua ja terveyttä että vähentää terveydenhuollon kuormitusta.

Näitä tarpeita ajatellen on tässä diplomityössä kehitetty prototyyppi vuodeanturijärjestelmästä, jonka avulla voidaan seurata sängyssä makaavan henkilön vointia, liikkumista ja tärkeimpiä elintoimintoja. Järjestelmä perustuu sängyn päättyyn kiinnitettäviin pietsosähköisiin antureihin, jotka mittaavat henkilöstä saatavia biosignaaleja.

Kehitetyn laitteen etuna verrattuna muihin käytössä oleviin vuodeanturijärjestelmiin on, ettei laite ole suorassa kontaktissa henkilöön, eikä biosignaalien mittaamiseen tarvita erikoisvalmisteisia patjoja, sänkyä tai patjan alle levitettäviä kalvoja. Laite on helppo asentaa normaaliin sänkyyn esimerkiksi seurantaa tarvitsevan henkilön kotiin. Kehitetty järjestelmä on myös halpa ja helposti valmistettava.

Laboratoriossa testatuilla koehenkilöillä tehdyt testit osoittavat laitteen pystyvän havainnoimaan hyvin henkilön paikallaolon, sydämenlyönnit, kääntymisen ja hengityksen. Järjestelmän tulevaisuus on tämän diplomityön perusteella lupaava, ja sovelluskohtaisen jatkokehityksen ja testauksen jälkeen sitä voitaisiin käyttää terveydenhuollossa.

- [11] Feldl, E.J. United States Patent 4020482. Patentti. Julkaisuvuosi 1977. Verkkodokumentti. Viitattu 21.11.2009. Saatavissa: <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect2=PTO1&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fnetacgi%2FPTO%2Fsearch-bool.html&r=1&f=G&l=50&d=PALL&RefSrch=yes&Query=PN%2F4020482>
- [12] Jacobs, J.L., Embree, P., Gleib, M., Christensen, S. ja Sullivan, P.K. Characterization of a Novel Heart and Respiratory Rate Sensor. Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE, vol.1, s. 2223-2226.
- [13] Kuuramaa, T. Kapasitiivinen vuodeanturijärjestelmä. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, sähkö- ja tietoliikennetekniikan osasto, 2007.
- [14] Rimminen, H. Kapasitiivisen anturin elektroniikka. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, sähkö- ja tietoliikennetekniikan osasto, 2006.
- [15] Alihanka, J., Vaahtoranta, K. ja Saarikivi. A new method for long-term monitoring of the ballistocardiogram, heart rate and respiration. *American Journal of Physiology*, 1981, vol. 240, s. 384-392.
- [16] Biorec Oy. Biomatt® Monitoring System. Verkkodokumentti. Viitattu 21.11.2009. Saatavissa: <http://www.biorec.fi/proda.htm>
- [17] Alihanka, J., Vaahtoranta, K. ja Björkqvist, S-E. United States Patent 4320766. Patentti. Julkaisuvuosi 1982. Verkkodokumentti. Viitattu 21.11.2009. Saatavissa: <http://www.google.com/patents/about?id=MU40AAAAEBAJ&dq=4320766>
- [18] Emfit Ltd. Fall And Wandering Alarms. Verkkodokumentti. Viitattu 21.11.2009. Saatavissa: http://www.emfit.com/en/care/products_care/fall-and-wandering/
- [19] Paajanen, M., Leikkala, J. ja Kirjavainen, K. ElectroMechanical Film (EMFi) — a new multipurpose electret material. *Sensors and Actuators*, 2000, vol. 84, s.95-102.
- [20] Emfit Ltd. Emfit film specifications. Verkkodokumentti. Viitattu 21.11.2009. Saatavissa: http://www.emfit.com/uploads/pdf/Emfit_film_specifications.pdf
- [21] VTT. Verkkodokumentti. Viitattu 5.12.2009. Saatavissa: http://www.vtt.fi/vtt/vtt_1990s.jsp
- [22] Finsor Oy. Verkkodokumentti. Viitattu 12.12.2009. Saatavissa: http://www.finsor.com/en_US/index.php?page=healthcare-researchers
- [23] Finsor Oy. Verkkodokumentti. Viitattu 12.12.2009. Saatavissa: http://www.finsor.com/en_US/index.php?page=force-sensors

- [24] Pollock, P. Ballistocardiography: A Clinical Review. *Canadian Medical Association Journal*, 1957, vol. 76, nro 9, s. 778-783.
- [25] Gordon, J.W. Certain Molar Movements of the Human Body produced by the Circulation of the Blood, *Journal of Anatomy and Physiology*, 1877, vol. 11, s. 533-536.
- [26] Leppäkorpi, L. Uusi kalibrointi- ja testausjärjestelmä ballistokardiografille. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, sähkö- ja tietoliikennetekniikan osasto, 2004.
- [27] Ritola, J. Ballistokardiografisen sykkeen mittaavan henkilövaa'an suunnittelu ja toteutus. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, teknillisen fysiikan ja matematiikan osasto, 1997.
- [28] González-Landaeta, R, Casas, O. ja Pallàs-Areny, R. Heart rate detection from an electronic weighing scale. *Physiological Measurement*, 2008, vol. 29, s. 979-988.
- [29] Shin, J.H., Lee, K.M. ja Park, K.S. Non-constrained monitoring of systolic blood pressure on a weighing scale. *Physiological Measurement*, 2009, vol. 30, s. 679-693.
- [30] Battye, C.K., Deuchar, D.C., George, R.E., Moore, R.D. ja Winter, P.J. A simple, calibrated, ultra-low frequency ballistocardiograph. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1966, vol. 4, nro 6, s. 543-554.
- [31] Reeves, T.J., Jones, W.B. ja Hefner, L.L. Design of an Ultra Low Frequency Force Ballistocardiograph on the Principle of the Horizontal Pendulum. *Circulation*, 1957, vol. 16, s.36-42.
- [32] Angenheister, G. ja Lau, E. Seismographische Aufnahmen der Herztätigkeit. *Die Naturwissenschaften*, vol. 16, nro25, s. 513-515.
- [33] Alametsä, J., Viik, J., Alakare, J., Värri, A. ja Palomäki, A. Ballistocardiography in sitting and horizontal positions. *Physiological Measurement*, 2008, vol. 29, s. 1071-1087.
- [34] Mack, D.C., Patrie J.T., Suratt P.M., Felder R.A. ja Alwan M.A. 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, vol. 13, nro 1, s. 111-120.
- [35] Ritola, J. Evaluation of a Ballistocardiographic Measurement Chair. Licensiaatintyö, Teknillinen korkeakoulu, teknillisen fysiikan ja matematiikan osasto, 2002.
- [36] Akhbardeh, A., Junnila, S., Koivistoinen, T. ja Värri, A. An Intelligent Ballistocardiographic Chair using a Novel SF-ART Neural Network and Biorthogonal Wavelets. *Journal of Medical Systems*, 2007, vol. 31, nro 1, s. 69-77.

- [37] Snowpolis Oy. Verkkodokumentti. Viitattu 22.11.2009. Saatavissa: <http://www.snowpolis.fi/?pid=173>
- [38] Leppäkorpi, L. ja Koskinen, S. Ballistocardiography - New Methods for Measuring. Verkkodokumentti. Viitattu 22.11.2009. Saatavissa: <http://sel18.hut.fi/Projects/BKG/BKG.html>
- [39] Nihon Kohden. History. Verkkodokumentti. Viitattu 22.11.2009. Saatavissa: <http://www.nihonkohden.com/company/history/1950s.html>
- [40] Braunstein, J.R.m Oelker, C.E. ja Gowdy, R.C. Design of a two-dimensional ballistocardiograph. *The Journal of Clinical Investigation*, 1950, vol. 29, nro 9, s. 1219-1226.
- [41] Soames, R.W. ja Atha, J. Three-dimensional ballistocardiographic responses to changes of posture. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 1982, vol. 3, nro 3, s. 169-177.
- [42] Pagnacco, G., Oggero, E. O'Reilly, P.F., Warnecke, M.J. ja Berme, N. Design and testing of a 6-component ballistocardiographic bed. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 1999, vol. 35, s. 57-62.
- [43] Tavakolian, K., Vaseghi, A. ja Kaminska, B. Improvement of ballistocardiogram processing by inclusion of respiration information. *Physiological Measurement*, 2008, vol. 29, s. 771-781.
- [44] Siivola, J. New noninvasive piezoelectric transducer for recording of respiration, heart rate and body movements. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1989, vol. 27, nro 4, s. 423-424.
- [45] Ohta, Y., Yamauchi, T., Suzuki, K., Nakamura, C. ja Imaoka, K. Simultaneous measurements of shifts of the center of gravity caused by ventilation and cardiac motions towards three body axes. *The Tokai journal of Experimental and Clinical Medicine*, 1980, vol. 5, nro 3, s. 269-278.
- [46] Smith, J.E. and Bryan, S. The Low Frequency Velocity Measurement Ballistocardiograph. *Circulation*, 1952, vol. 5, s. 892-902.
- [47] Ascarza, J.M. Noninvasive techniques in cardiovascular research. Ballistocardiogram and impedancecardiogram during Valsalva test. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, sähkö- ja tietoliikennetekniikan osasto, 1999.
- [48] National Heart Lung and Blood Institute. Verkkodokumentti. Viitattu 8.7.2009. Saatavissa: http://www.nhlbi.nih.gov/health/dci/images/heart_interior.gif(Teksti suomennettu)
- [49] Tortora, G. J ja Derrickson, B.H. *Principles of Anatomy and Physiology*. 11. painos. USA, John Wiley & Sons, Inc, 2006. ISBN 0-471-68934-3. Tekstit suomennettu.

- [50] Noordegraaf, A. Further Studies on a Theory of the Ballistocardiogram. *Circulation*, 1961, vol. 23, s. 413-425.
- [51] Tannenbau, O., Schack, A. ja Vesell, H. Relationship between Ballistocardiographic Forces and Certain Events in the Cardiac Cycle. *Circulation*, 1952, vol. 6, s. 586-592.
- [52] Brown, H.R., de Lalla, V., Epstein, M.A. ja Hoffman, M.J. *Clinical ballistocardiography*. USA, New York, The Macmillann company, 1953.
- [53] Scarborough, W.R., Talbot, S.A., Braunstein, J.R., Rappaport, M.B., Dock, W., Hamilton, W.F., Smith, J.E., Nickerson, J.L. ja Starr, I. Proposals for Ballistocardiographic Nomenclature and Conventions: Revised and Extended: Report of Committee on Ballistocardiographic Terminology. *Circulation*, 1956, vol. 14, s. 435-450.
- [54] Starr, I. ja Hildreth, E.A. The Effect of Aging and of the Development of Disease on the Ballistocardiogram: A Study of Eighty Subjects, Originally Healthy, Followed from Ten to Fourteen Years. *Circulation*, 1952m vol. 5, s. 481-495.
- [55] Rivin, A.U. Clinical experience with the portable electromagnetic ballistocardiograph. *California Medicine*, 1954, vol. 80, nro 1, s. 16-20.
- [56] Mandelbaum, H. ja Mandelbaum, R.A. Studies Utilizing the Portable Electromagnetic Ballistocardiograph: V. The Importance of the Light Exercise Test in Clinical Ballistocardiography. (*Circulation*, 1954, vol. 9, s. 388-399.
- [57] Starr, I., Askovitz, S.I. ja Mandelbaum, E.M. Items of Prognostic Value in the Clinical Study: The Relationship of Symptoms, Heart Size, Blood Pressure, Electrocardiogram, and Ballistocardiogram to After-Histories and to Each Other. *The Journal of the American Medical Association*, 1965, vol. 192, nro 2, s. 83-87.
- [58] Starr, I. ja Wood, F.C. Twenty-Year Studies with the Ballistocardiograph: The Relation between the Amplitude of the First Record of "Healthy" Adults and Eventual Mortality and Morbidity from Heart Disease. *Circulation*, 1961, vol. 23, s. 714-732.
- [59] Kim, T-H., Kim, Y-T. ja Yoon, Y-S. Development of a biomechanical model of the human body in a sitting posture with vibration transmissibility in the vertical direction. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2005., vol. 35, s. 817-829.
- [60] Bebek Elektronik, verkkokauppa. Verkkodokumentti. Viitattu 5.12.2009. Saatavissa: <http://www.bebek.fi/kauppa/index2.php>
- [61] Webster, J.G. (toim.). *Medical instrumentation : application and design*. 3. painos. USA, New York, Wiley, 1998.

- [62] Fraden, J. *Handbook of Modern Sensors - Physics, Designs and Applications*, 3.painos. Verkkodokumentti. Viitattu 5.12.2009. Saatavissa: http://www.knovel.com/web/portal/browse/display?_EXT_KNOVEL_DISPLAY_bookid=1698
- [63] Young, H.D. ja Freedman, R.A. *University Physics*. 10. painos. USA, Addison-Wesley Longman, 2000.
- [64] Vernier Software & Technology. Verkkodokumentti. Viitattu 25.11.2009. Saatavissa: <http://www.vernier.com/probes/hgh-bta.html>.

Liite A: BKG-mittauspiiri: analoginen osa 1 (s. 55)

Liite B: BKG-mittauspiiri: analoginen osa 2 (s. 56)

Liite C: BKG-mittauspiiri: digitaalinen osa 1 (s. 57)

1

2

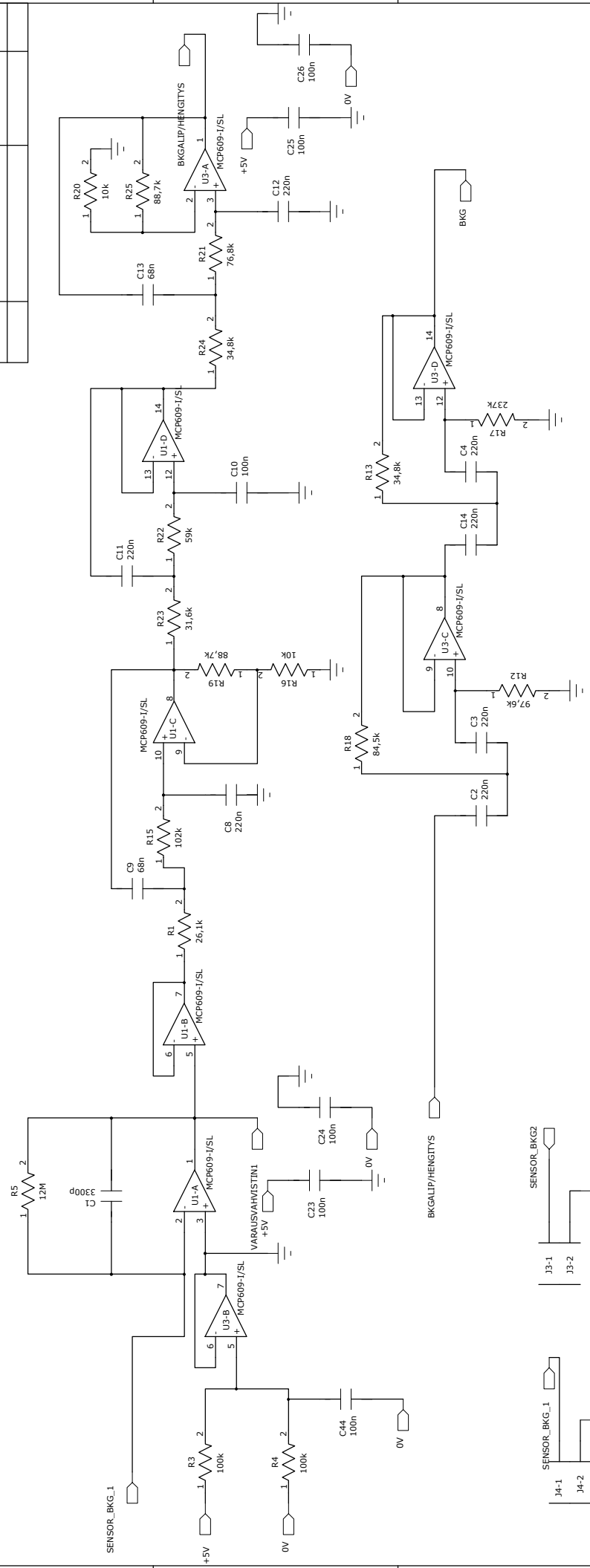
3

4

5

6

REVISION RECORD	
LTR	APPROVED:
	DATE:



COMPANY: **TKK, Sovellettu elektronikka**

TITLE: **BKG-mittauspiiri (Analoginen osa 1)**

DRAWN:	DATED:
CHECKED:	DATED:
QUALITY CONTROL:	DATED:
RELEASED:	DATED:

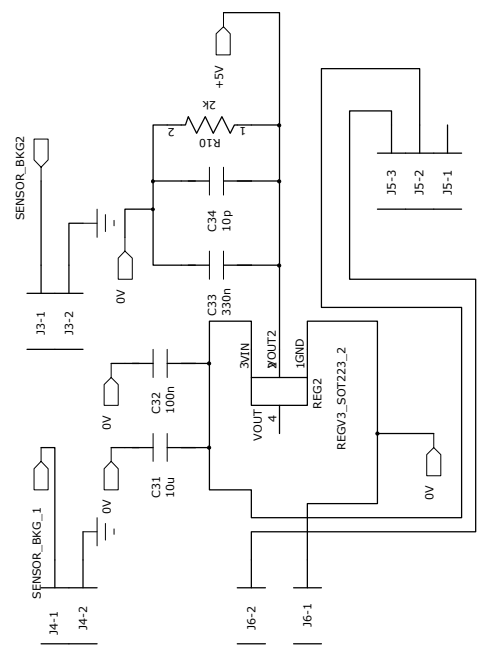
CODE: **B**

SIZE: **B**

REV: **B**

SCALE: **1:1**

SHEET: **3**



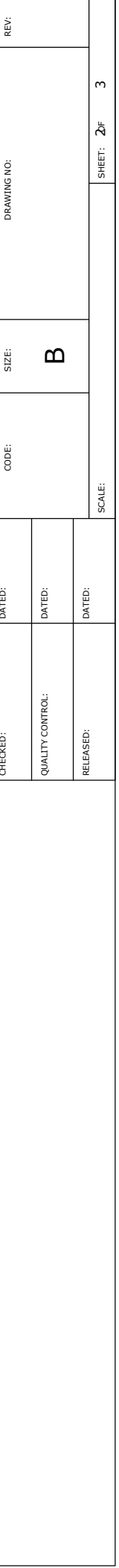
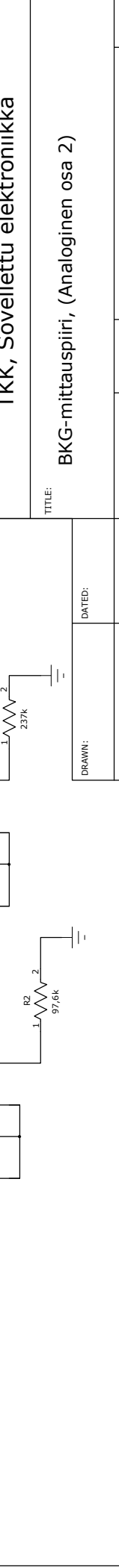
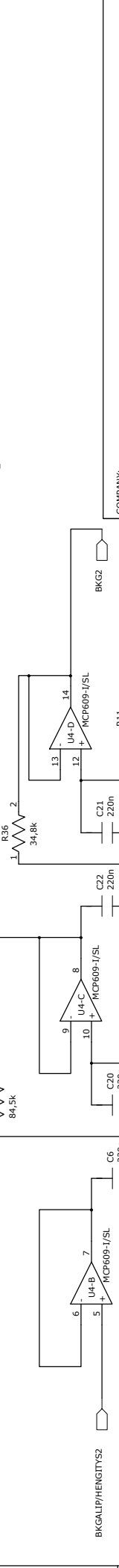
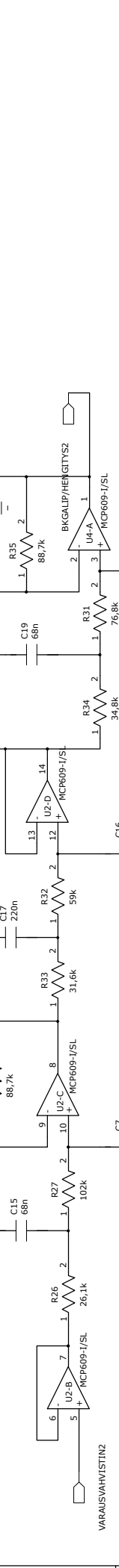
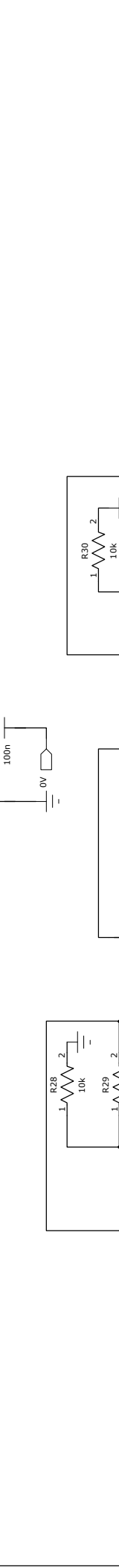
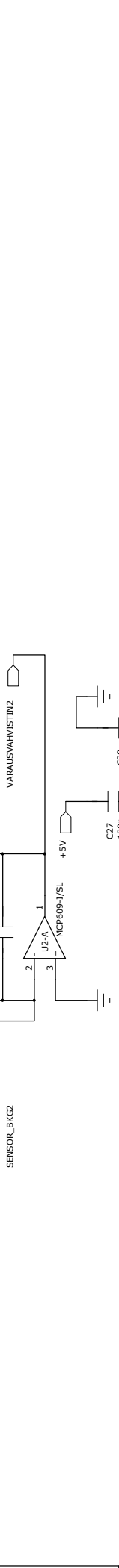
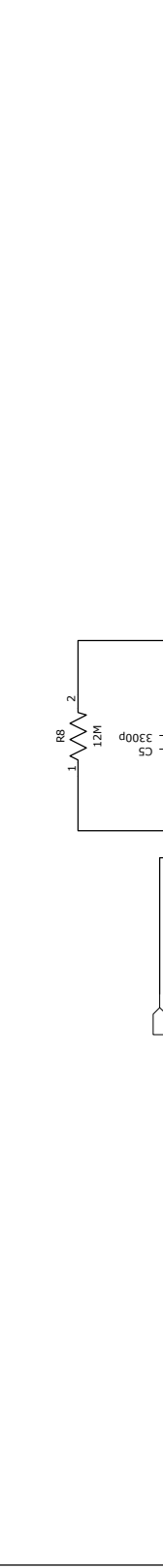
D

C

B

A

REVISION RECORD		
LTR	ECO NO:	APPROVED:



D

C

B

A

TKK, Sovellettu elektronikka

BKG-mittauspiiri, (Analoginen osa 2)

COMPANY:			
TITLE:			
DRAWN:	DATED:		
CHECKED:	DATED:		
QUALITY CONTROL:	DATED:		
RELEASED:	DATED:		
CODE:	SIZE:	B	REV:
SCALE:	SHEET:	2/3	3

1

2

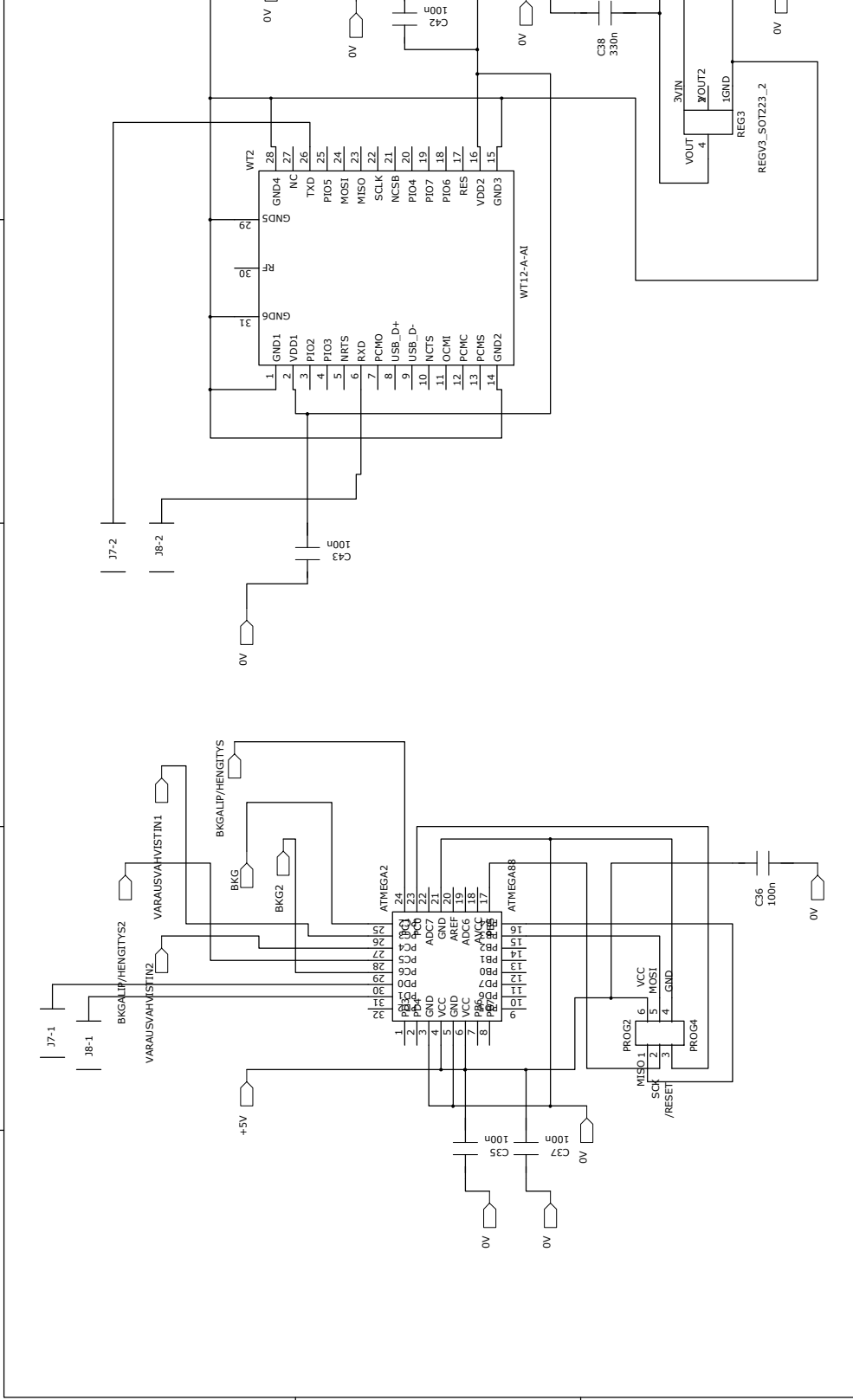
3

4

5

6

REVISION RECORD		
LTR	ECO NO:	APPROVED:
		DATE:



COMPANY: **TKK, Sovellettu elektronikka**

TITLE: **BKG-mittauspiiri (Digitaalinen osa)**

CODE: **B**

SIZE: **B**

DRAWING NO:

REV:

SCALE: **3x**

SHEET: **3**

DRAWN:	DATED:
CHECKED:	DATED:
QUALITY CONTROL:	DATED:
RELEASED:	DATED:

D

C

B

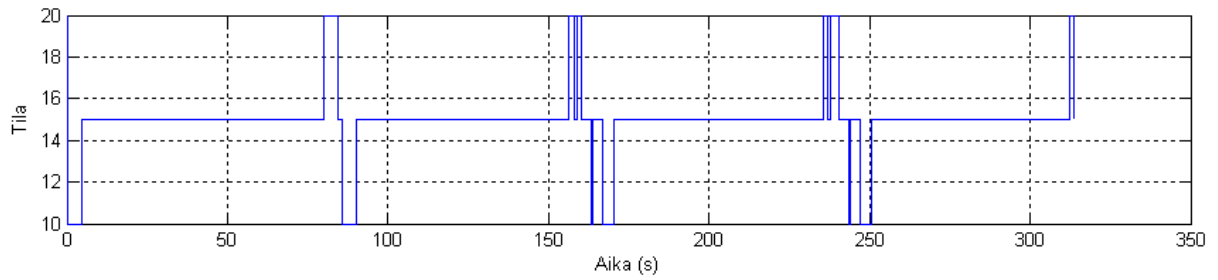
A

Liite D: Testeissä mukana olleet koehenkilöt

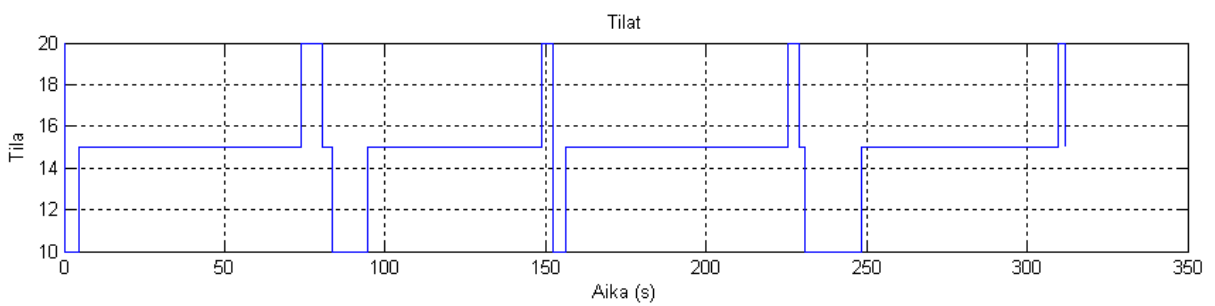
Taulukko D1: Tiedot testeissä mukana olleista koehenkilöistä

Koehenkilö nro	Sukupuoli	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)
1	Nainen	26	163	68
2	Mies	23	188	75
3	Nainen	43	162	60
4	Mies	32	174	65
5	Mies	29	188	90
6	Mies	22	170	70
7	Mies	35	179	85
8	Nainen	27	163	68
9	Mies	31	183	70
10	Mies	27	173	85
11	Mies	27	183	90
12	Mies	24	182	71

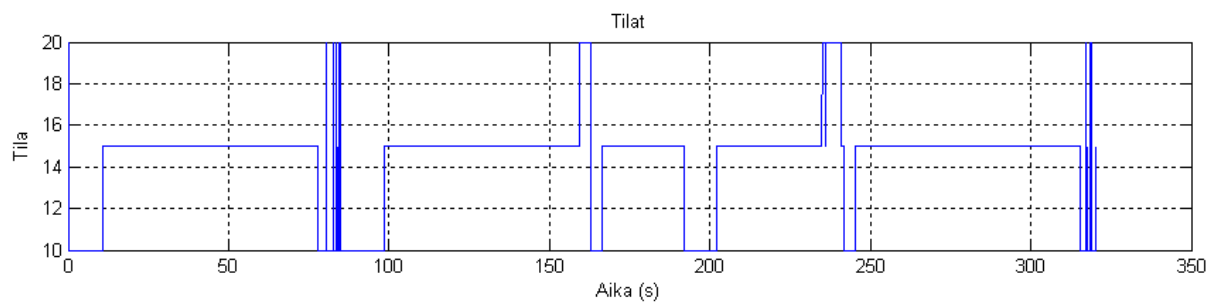
Liite E: Tilan tunnistamisen testeistä saadut kuvaajat



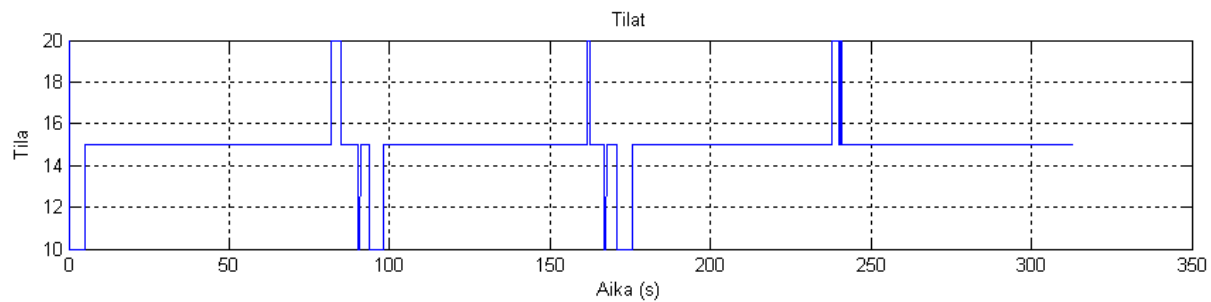
Kuva E1: Koehenkilö 1



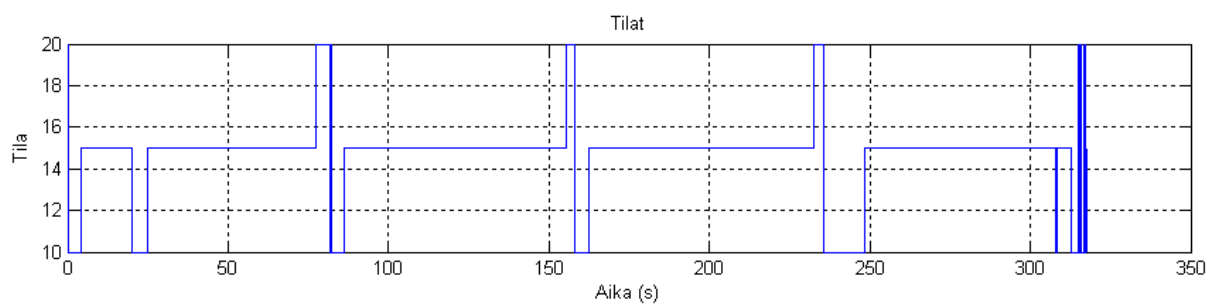
Kuva E2: Koehenkilö 2



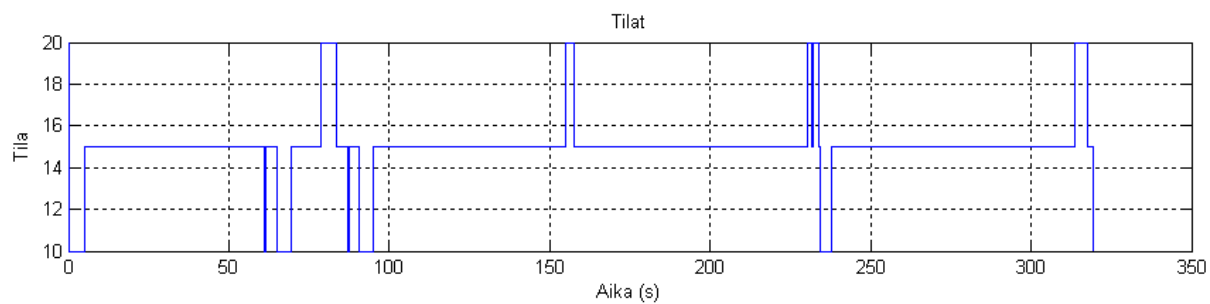
Kuva E3: Koehenkilö 3



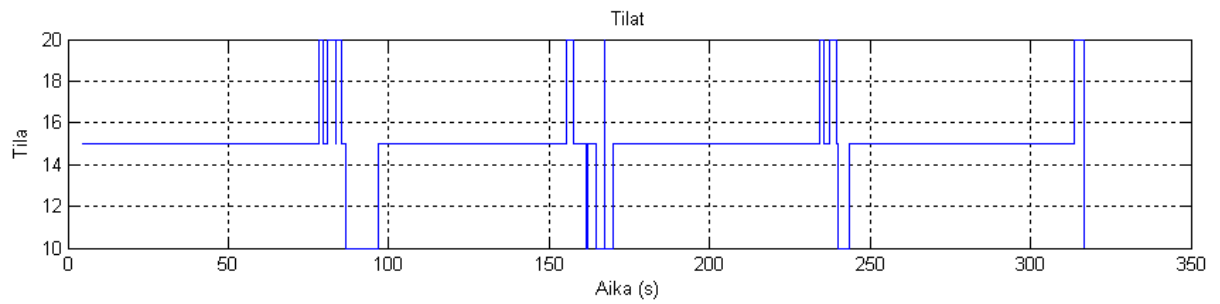
Kuva E4: Koehenkilö 4



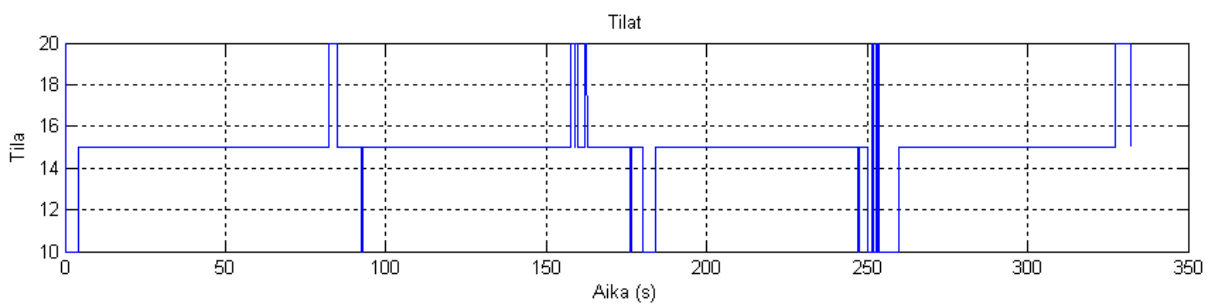
Kuva E5: Koehenkilö 5



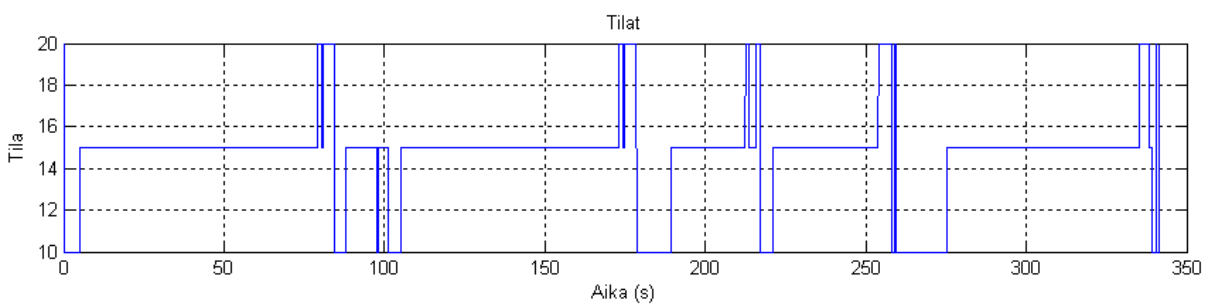
Kuva E6: Koehenkilö 6



Kuva E7: Koehenkilö 7



Kuva E8: Koehenkilö 8



Kuva E9: Koehenkilö 9

Liite F: Tulokset sydämenlyöntien tunnistamisen testeistä

Taulukko F1: Koehenkilö 1

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG-signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	66	62	4	6,5
Vasemmalla kyljellä	69	65	4	6,2
Selällään	62	65	3	4,6
Oikealla kyljellä	64	67	3	4,5
				Keskimääräinen virhe yhteensä 5,4 %

Taulukko F2: Koehenkilö 2

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	69	66	3	4,5
Vasemmalla kyljellä	60	56	4	7,1
Selällään	61	65	4	6,1
Oikealla kyljellä	63	63	0	0,0
				Keskimääräinen virhe yhteensä 4,4 %

Taulukko F3: Koehenkilö 3

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	55	53	2	3,8
Vasemmalla kyljellä	79	57	22	38,6
Selällä	51	56	5	8,9
Oikealla kyljellä	67	57	10	17,5
				Keskimääräinen virhe yhteensä 17,5 % (6,4 %)

Taulukko F4: Koehenkilö 4

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	69	68	1	1,5
Vasemmalla kyljellä	67	67	0	0,0
Selällä	68	67	1	1,5
Oikealla kyljellä	65	67	2	3,0
				Keskimääräinen virhe yhteensä 1,5 %

Taulukko F5: Koehenkilö 5

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	59	60	1	1,7
Vasemmalla kyljellä	60	63	3	4,8
Selällään	59	59	0	0,0
Oikealla kyljellä	61	62	1	1,6
				Keskimääräinen virhe yhteensä 2,0 %

Taulukko F6: Koehenkilö 6

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG-signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	66	62	4	6,5
Vasemmalla kyljellä	69	65	4	6,2
Selällään	62	65	3	4,6
Oikealla kyljellä	64	67	3	4,5
				Keskimääräinen virhe yhteensä 5,4 %

Taulukko F7: Koehenkilö 7

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	75	72	3	4,2
Vasemmalla kyljellä	77	78	1	1,3
Selällään	79	80	1	1,3
Oikealla kyljellä	- (aukko EKG-datassa)	- (aukko EKG-datassa)	-(aukko EKG-datassa)	-(aukko EKG-datassa)
				Keskimääräinen virhe yhteensä 2,2 %

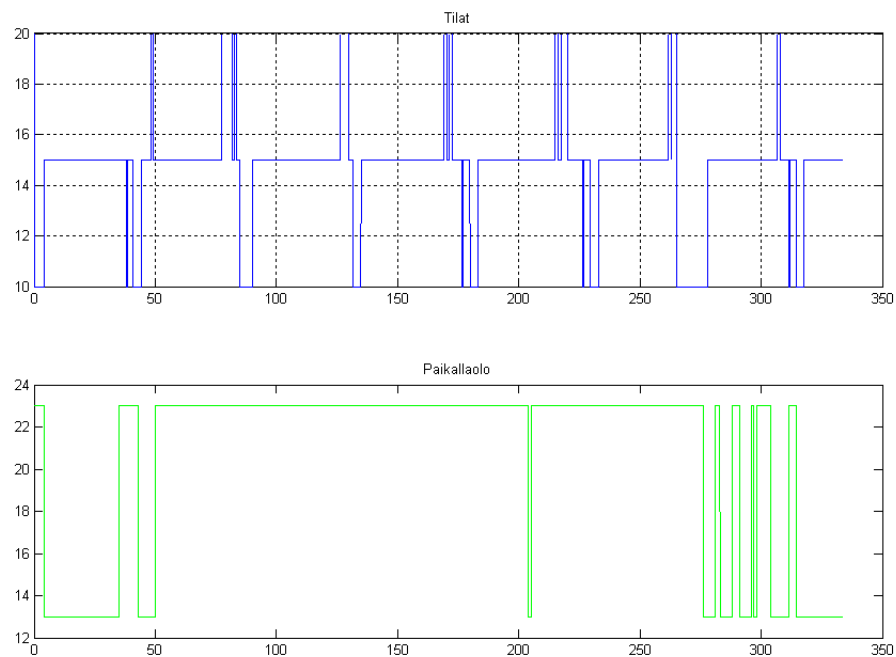
Taulukko F8: Koehenkilö 8

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	67	68	1	1,5
Vasemmalla kyljellä	75	74	1	1,4
Selällään	72	71	1	1,4
Oikealla kyljellä	73	75	2	2,7
				1,7 %

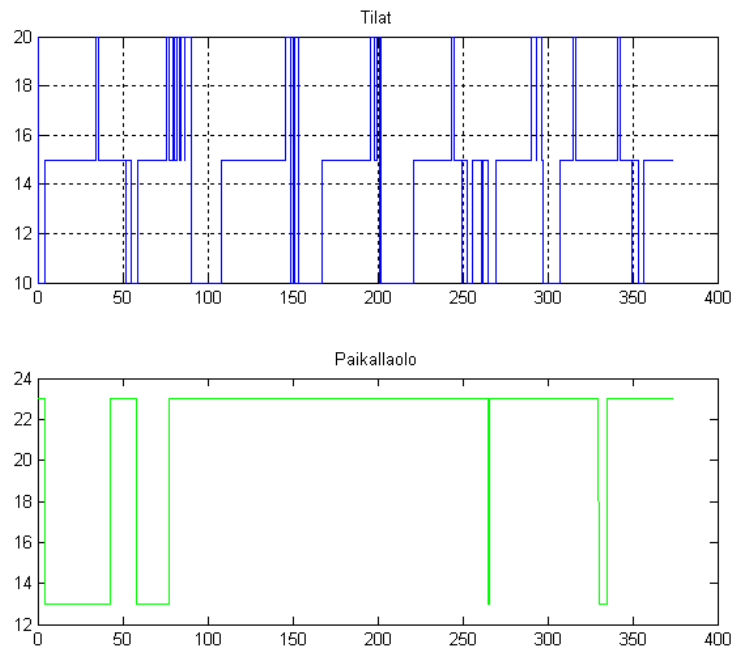
Taulukko F9: Koehenkilö 9

Asento	BKG-signaalista havaittu lyöntien lkm	EKG - signaalista saatu lyöntien lkm	Havaittujen lyöntien ero	Virhe (%)
Mahallaan	72	72	0	0,0
Vasemmalla kyljellä	74	73	1	1,4
Selällä	69	70	1	1,4
Oikealla kyljellä	74	76	2	2,6
				Keskimääräinen virhe yhteensä 1,4 %

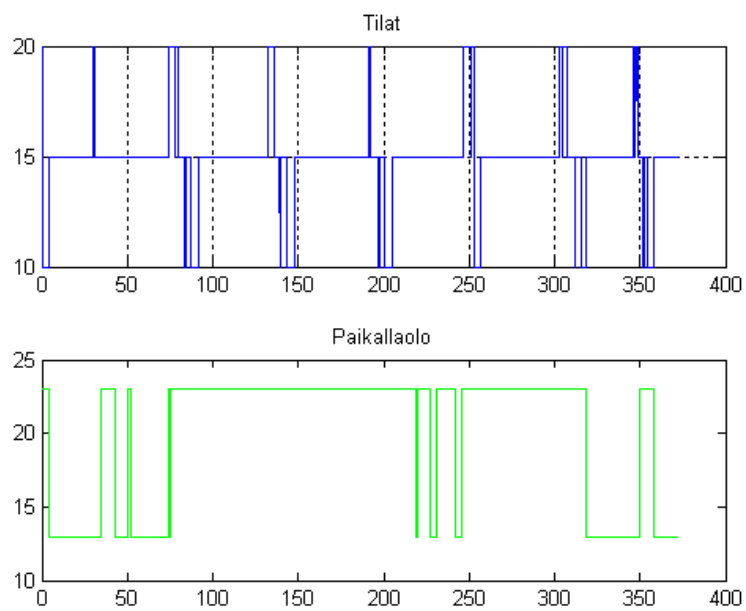
Liite G: Tulokset paikallaolon tunnistamisen testeistä



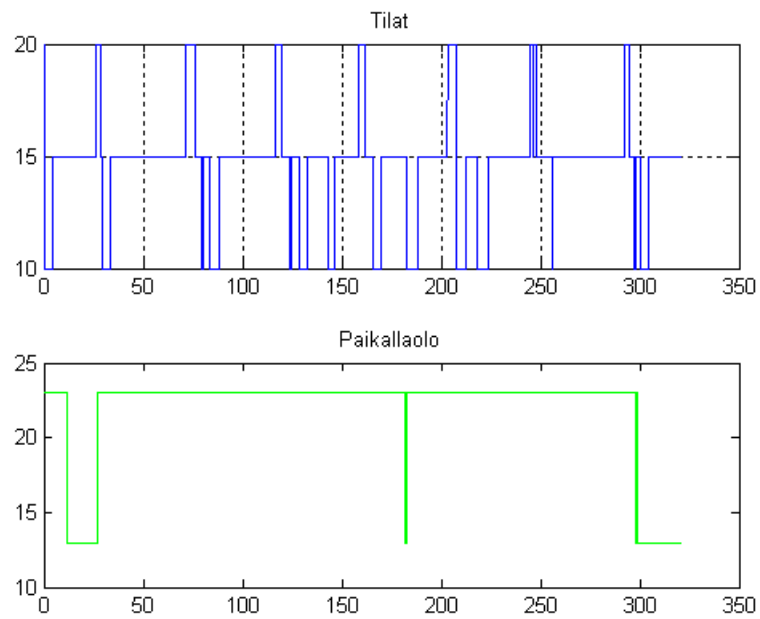
Kuva G1: Koehenkilö 1



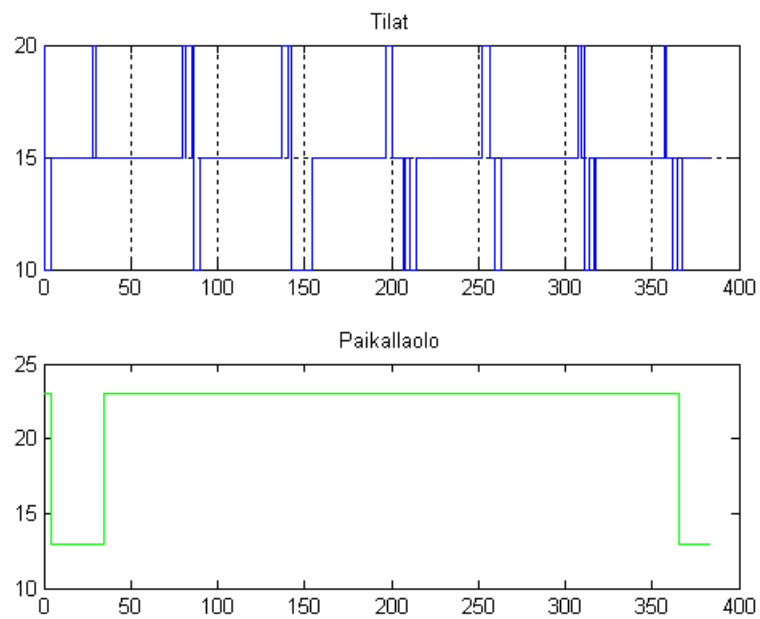
Kuva G2: Koehenkilö 9



Kuva G3: Koehenkilö 10

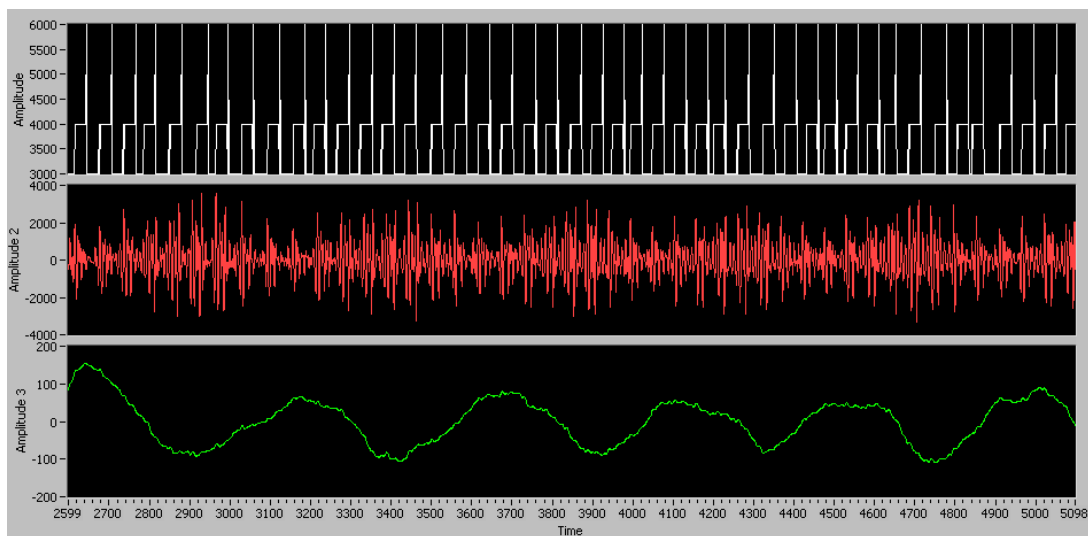


Kuva G4: Koehenkilö 11

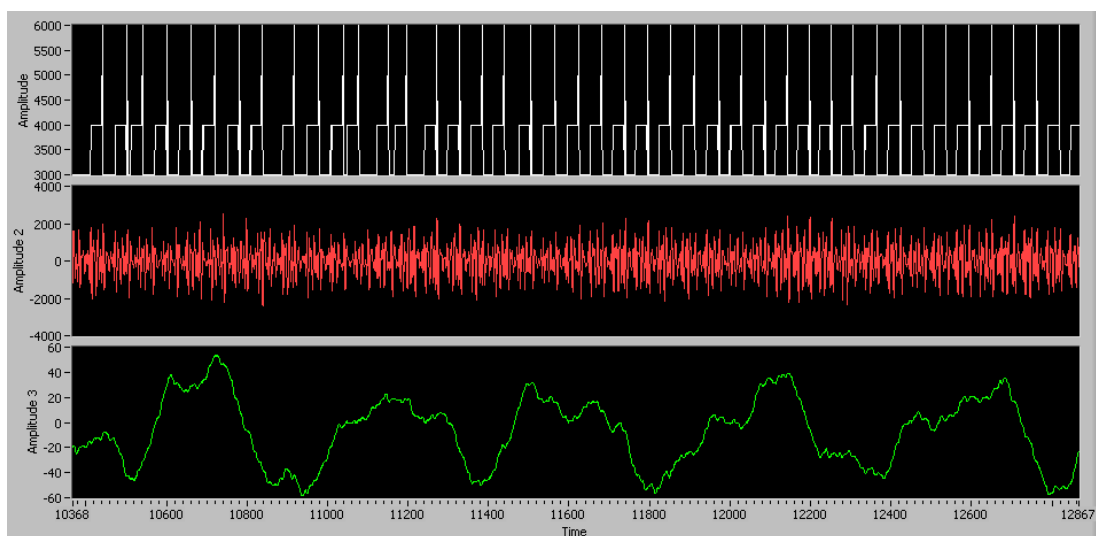


Kuva G5: Koehenkilö 12

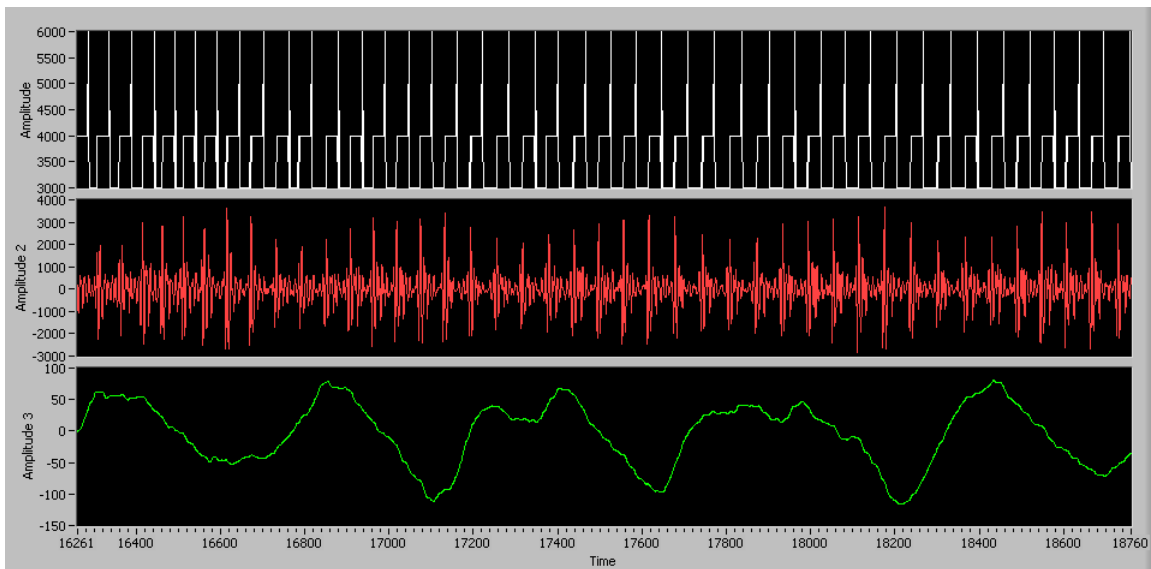
Liite H: Mitatut hengityssignaalit



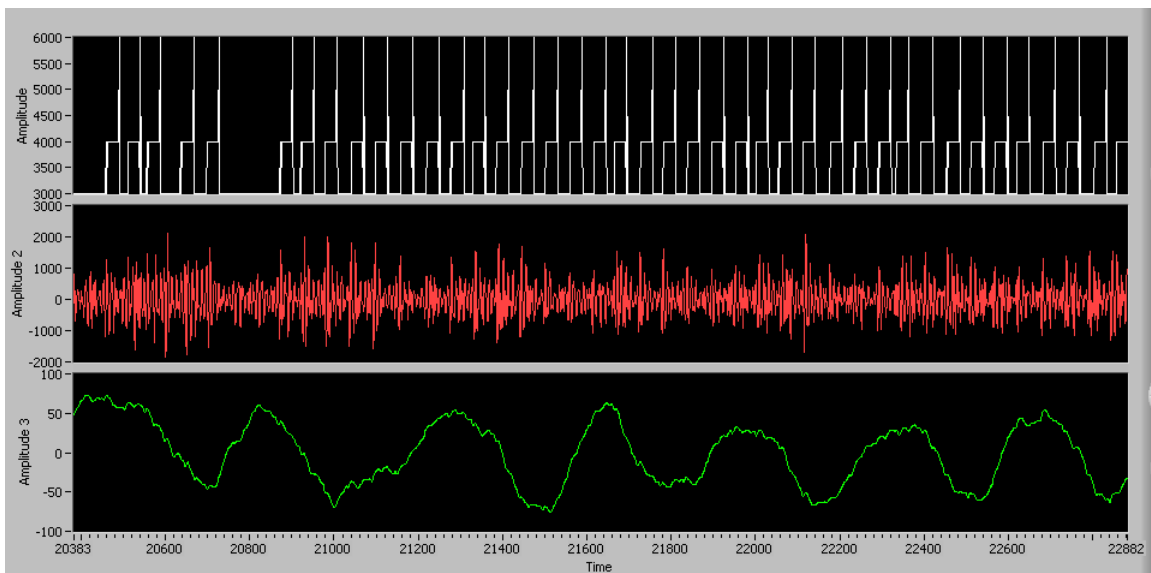
Kuva H1: Koehenkilö 1 mahallaan



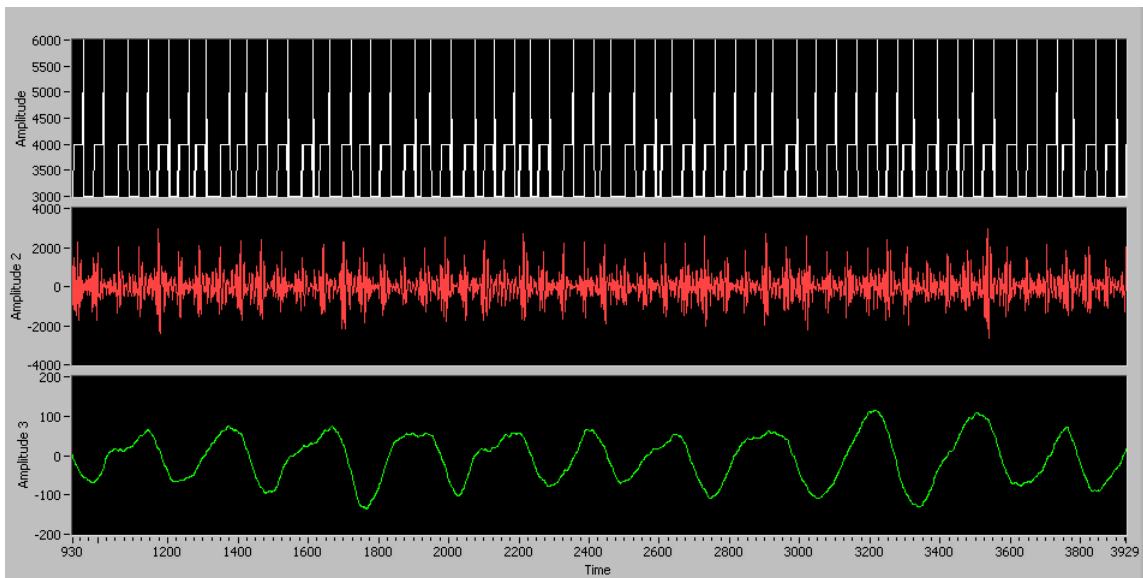
Kuva H2: Koehenkilö 1 vasemmalla kyljellään



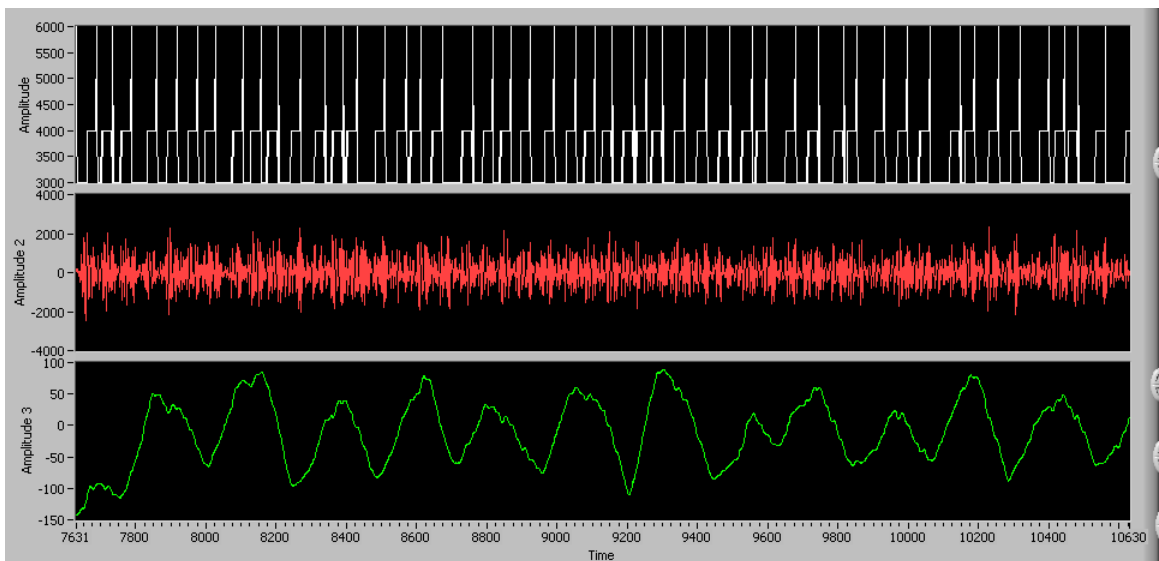
Kuva H3: Koehenkilö 1 selällään



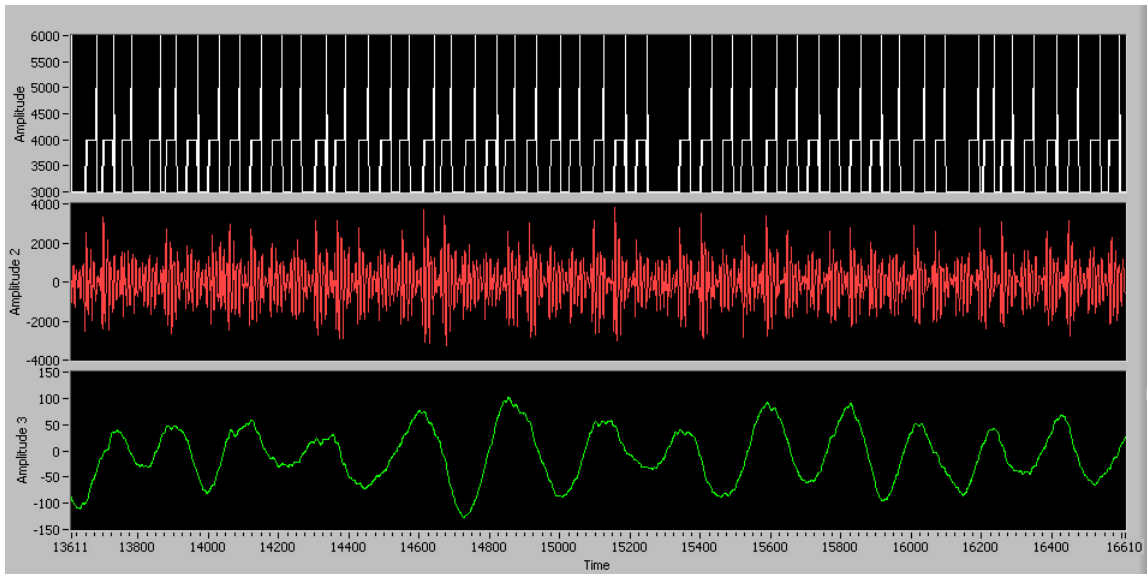
Kuva H4: Koehenkilö 1 oikealla kyljellään



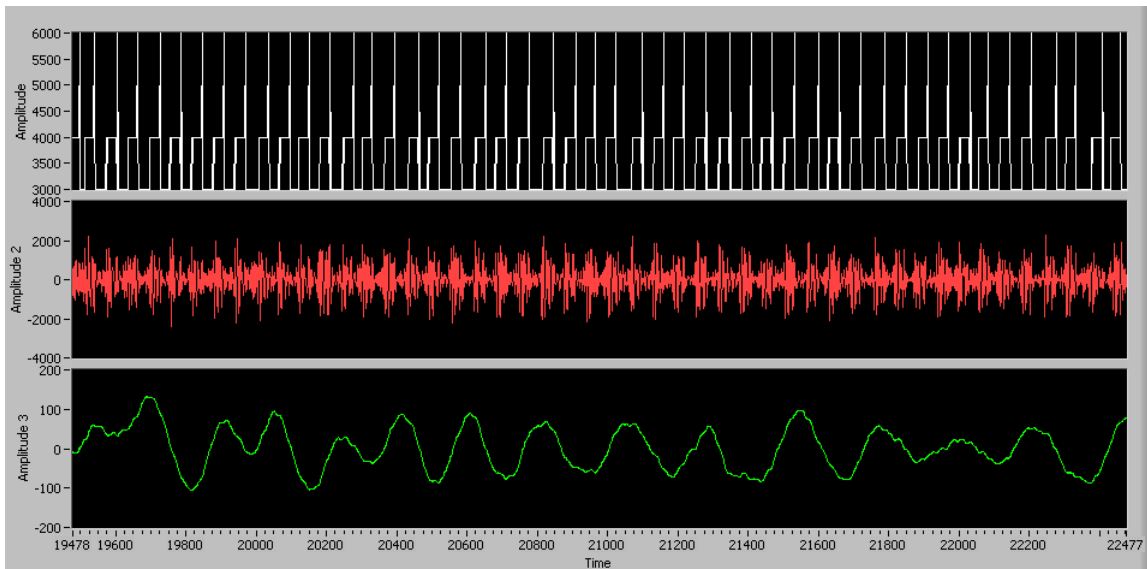
Kuva H5: Koehenkilö 9 mahallaan



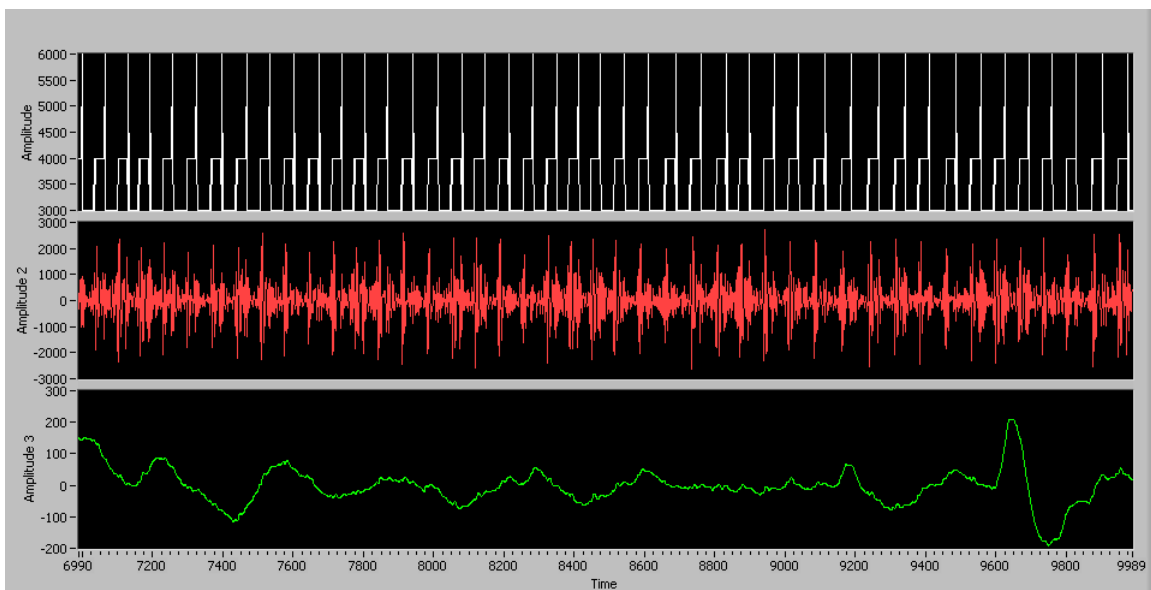
Kuva H6: Koehenkilö 9 vasemmalla kyljellään



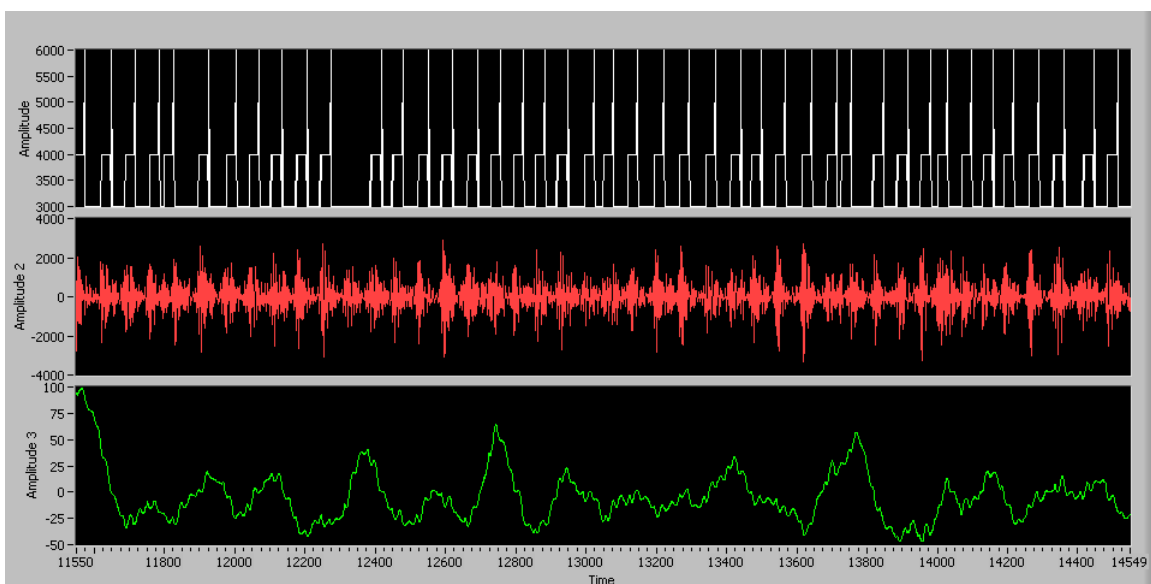
Kuva H7: Koehenkilö 9 selällä



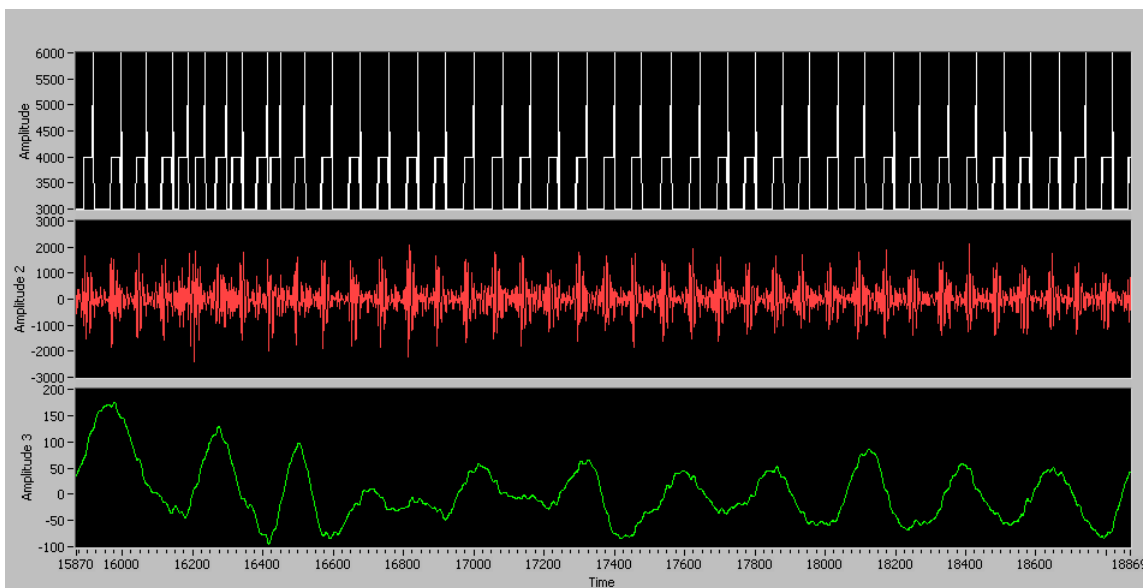
Kuva H8: Koehenkilö 9 oikealla kyljellä



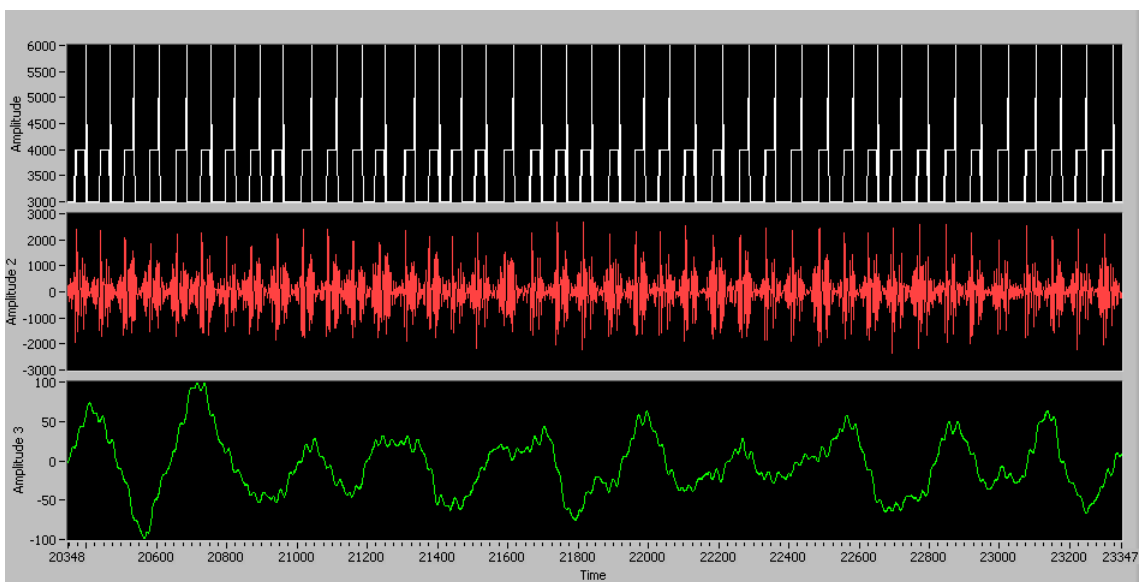
Kuva H9: Koehenkilö 10 mahallaan



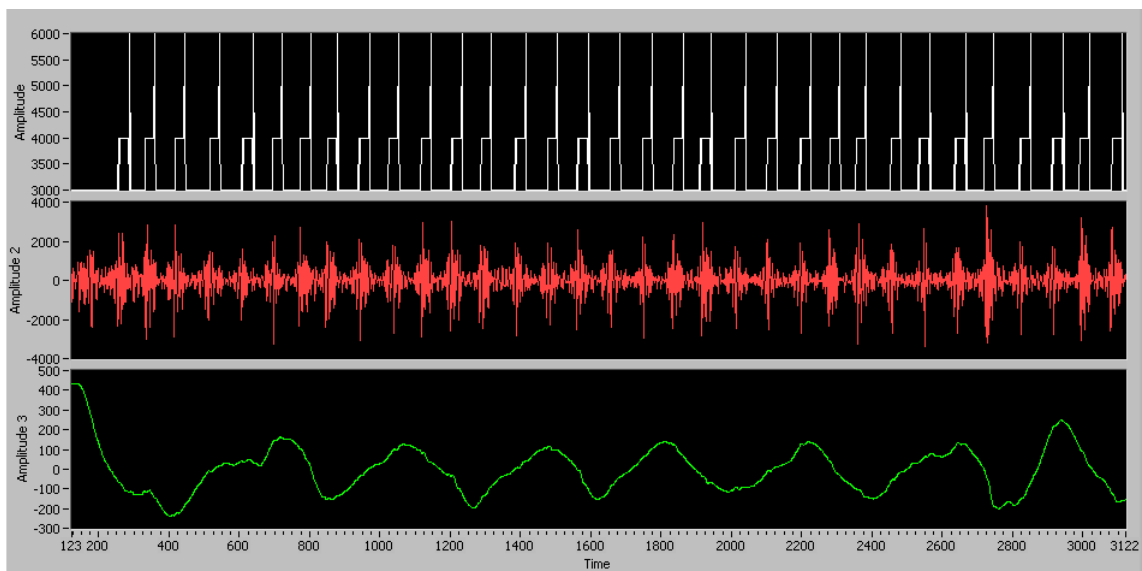
Kuva H10: Koehenkilö 10 vasemmalla kyljellään



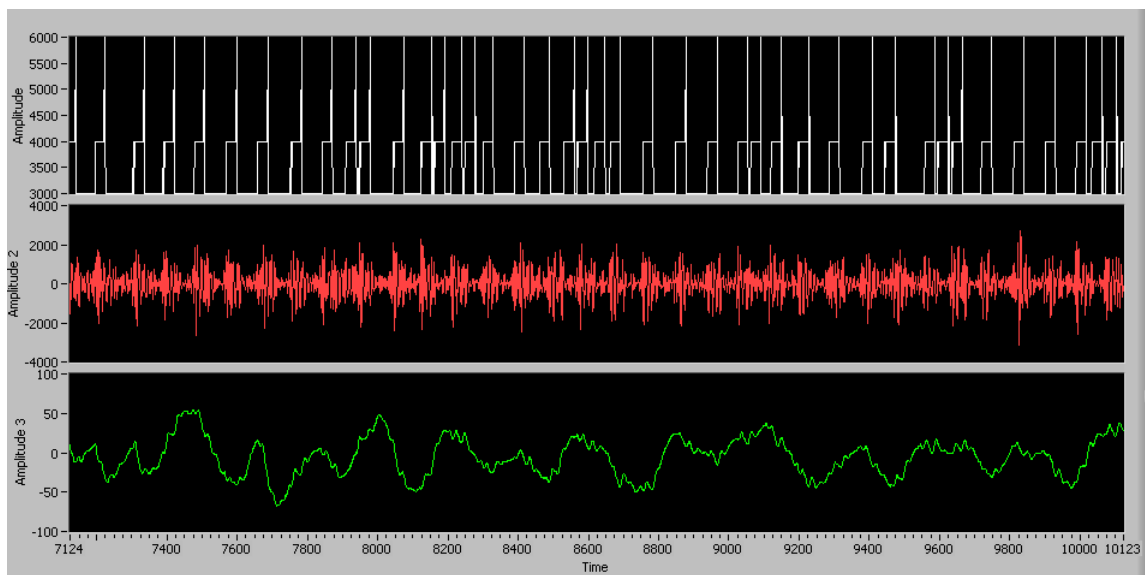
Kuva H11: Koehenkilö 10 selällään



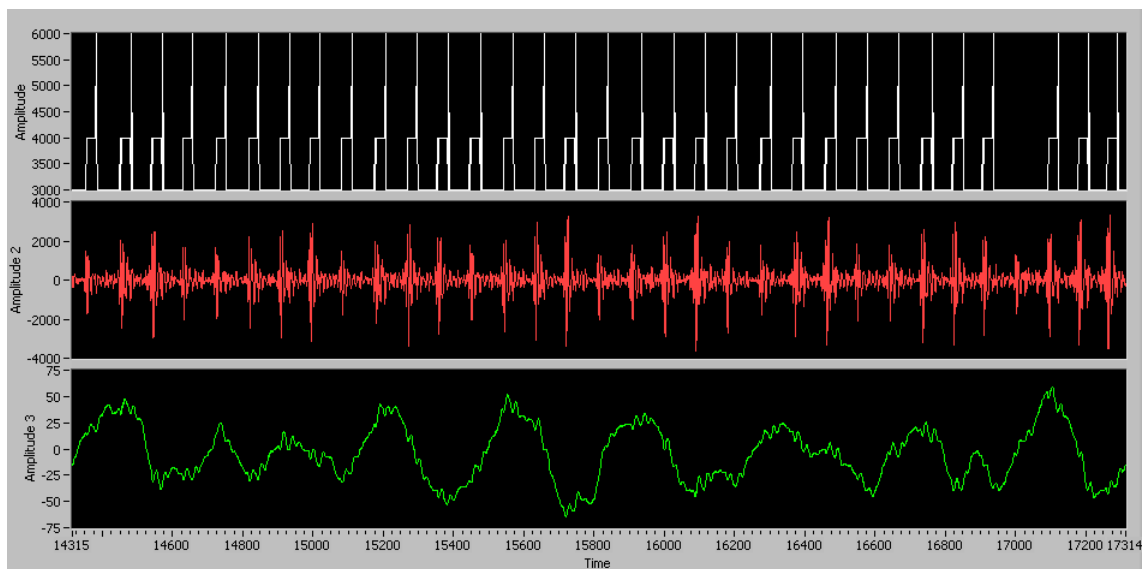
Kuva H12: Koehenkilö 10 oikealla kyljellään



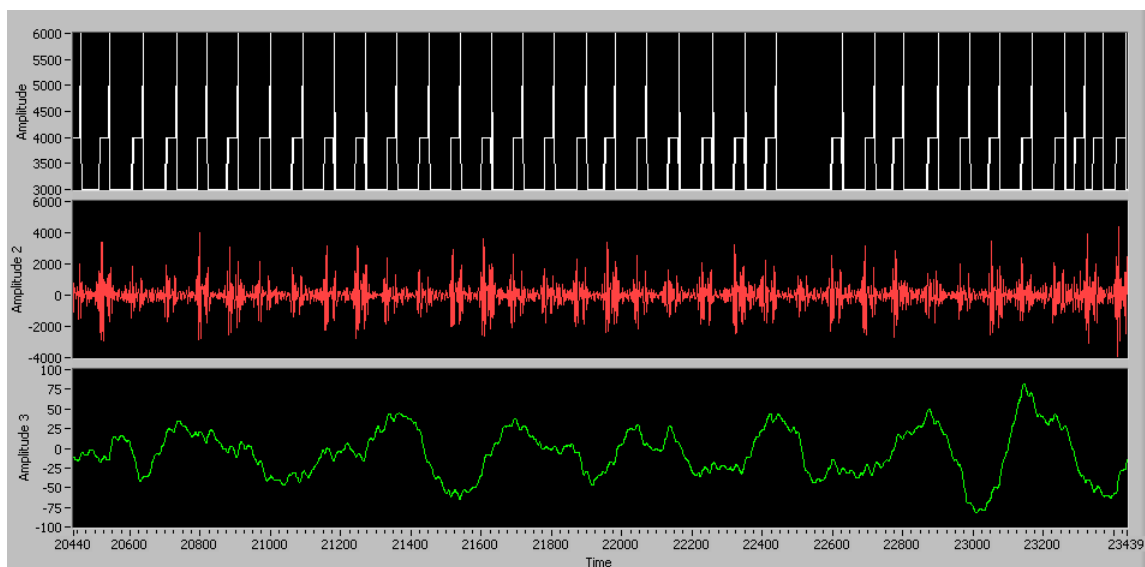
Kuva H13: Koehenkilö 11 mahallaan



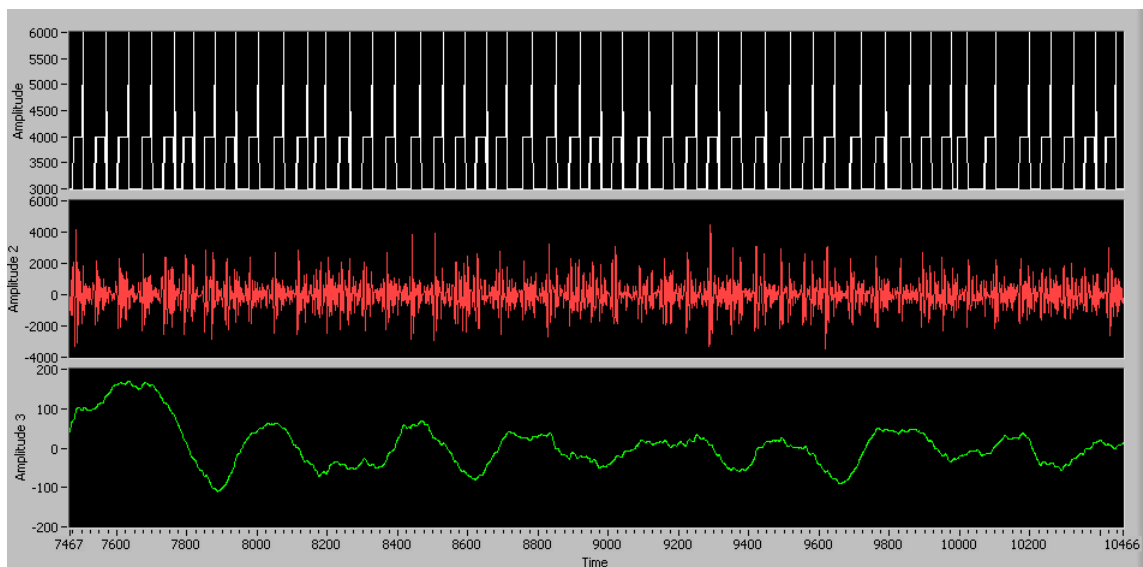
Kuva H14: Koehenkilö 11 vasemmalla kyljellään



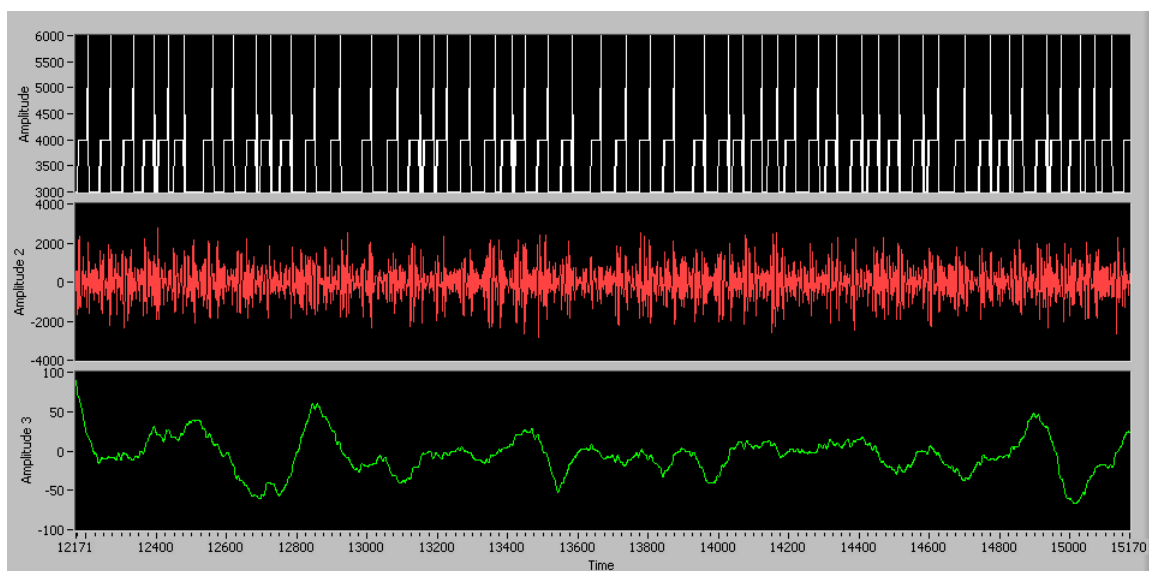
Kuva H15: Koehenkilö 11 selällä



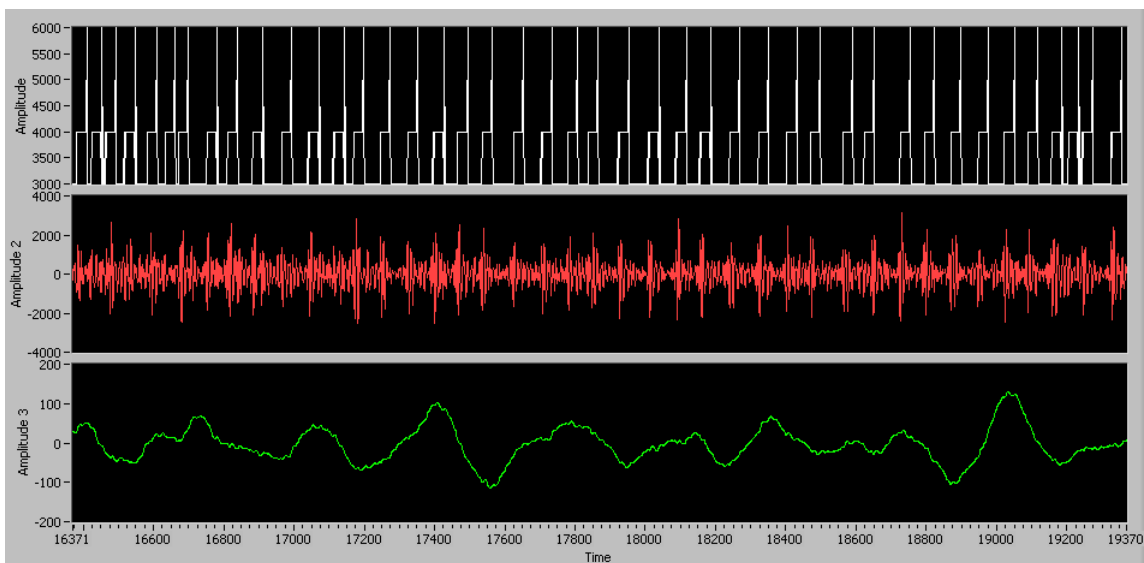
Kuva H16: Koehenkilö 11 oikealla kyljellä



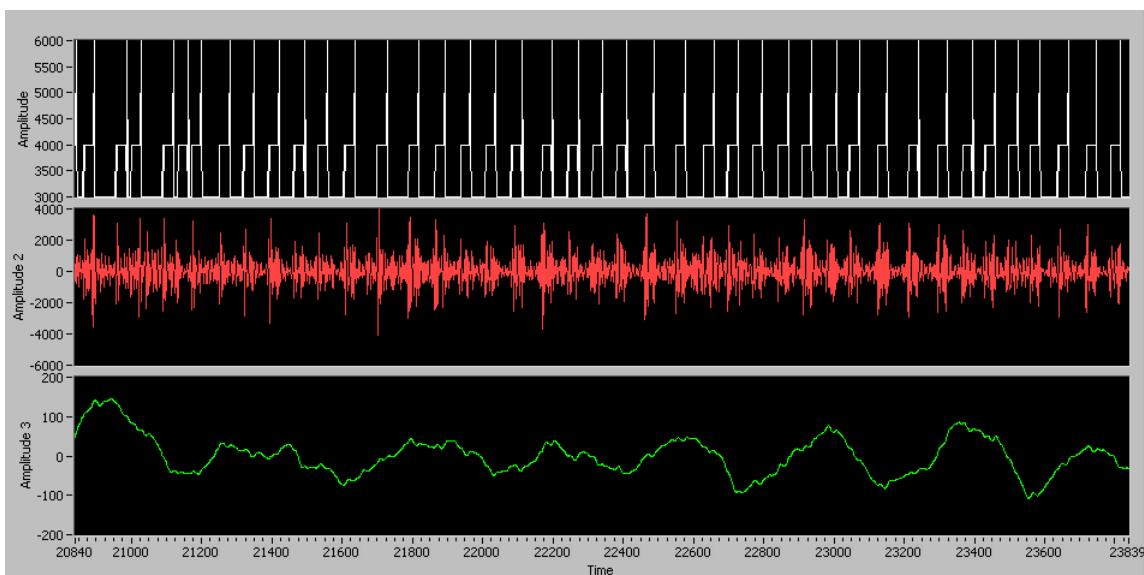
Kuva H17: Koehenkilö 12 mahallaan



Kuva H18: Koehenkilö 12 vasemmalla kyljellään



Kuva H19: Koehenkilö 12 selällä



Kuva H20: Koehenkilö 12 oikealla kyljellä