

Paula Haarnoja

Verenpaineen kajoamaton mittaus pulssin kulkuajan avulla

Sähkötekniikan korkeakoulu

Diplomityö, joka on jätetty opinnäytteenä tarkastettavaksi
diplomi-insinöörin tutkintoa varten Espoossa 20.3.2012.

Työn valvoja ja ohjaaja:

Prof. Raimo Sepponen

Tekijä: Paula Haarnoja

Työn nimi: Verenpaineen kajoamaton mittauss pulssin kulkuajan avulla

Päivämäärä: 20.3.2012

Kieli: Suomi

Sivumäärä:7+50

Elektroniikan laitos

Professori: Bioniikka

Koodi: S-66

Valvoja ja ohjaaja: Prof. Raimo Sepponen

Työssä on tutkittu systolisen verenpaineen ja pulssin kulkuajan välistä yhteyttä. Mittausmenetelminä on käytetty ballistokardiografiaa, elektrokardiografiaa ja fotopletysmografiaa. Tavoitteena on ollut selvittää pystytäänkö työssä kuvatulla mittalaitteistolla mittaamaan luotettavasti verenpainetta. Pulssin kulkuajan perusteella laskettua verenpainetta on verrattu kaupallisella olkavarsiverenpainemittarilla saatuihin tuloksiin.

Tavoitteena on ollut toteuttaa potilaan kannalta mahdollisimman miellyttävän käyttäjäkokemuksen antava laitteisto, joka on mahdollisimman kajoamaton. Työssä toteutettu laitteisto on elektrokardiografia antureita lukuun ottamatta helppo ja yksinkertainen käyttää. Liimattavat anturi eivät ole potilaan kannalta miellyttävät.

Koehenkilö mittausten pohjalta huomattiin, että pulssin kulkuajat korreloivat hyvin mansettimenetelmällä mitatun systolisen verenpaineen kanssa. Diastolinen paine ja sen mittaaminen eivät olleet tutkimuksen kohteena tässä työssä.

Avainsanat: Verenpaine, Ballistokardiografia, Pulssin kulku aika, Pletysmografia

Author: Paula Haarnoja

Title: Non-invasive measurements of blood pressure with pulse transit time

Date: 20.3.2012

Language: Finnish

Number of pages:7+50

Department of Electronics

Professorship: Bionics

Code: S-66

Supervisor and instructor: Prof. Raimo Sepponen

In this thesis work, the relation between systolic blood pressure and pulse transit time has been studied. Ballistocardiography, electrocardiography and photoplethysmography have been used to determine the pulse transit time. The aim of the thesis is to determine how capable the chosen measuring methods are when deducing the blood pressure of the patient. The pulse-transit-time-based blood pressure is compared to the value given by a commercial blood pressure monitor.

The reason behind the study is the need for an apparatus for continuous blood pressure monitoring which is comfortable for the patient, easy to use and as non-invasive as possible. Apart from the electrocardiogram sensors, the measurement system is easy and simple to use. The sensors used in electrocardiogram are not comfortable for the patient.

Based on the measurements, it was found that the systolic blood pressure measurement based on the pulse transit time correlates well with the blood pressure measured with the commercial device. Diastolic blood pressure and its measurement were not investigated in this work.

Keywords: Blood Pressure, Ballistocardiography, Pulse Transit Time, Pletysmography

Esipuhe

Tämä työ tehtiin Sähkötekniikan korkeakoulun Elektroniikan laitokselle Sovelletun elektroniikan tutkimusryhmässä.

Haluan kiittää professori Raimo Sepposta mielenkiintoisesta aiheesta ja mahdollisuudesta tehdä diplomityö laitokselle. Matti Linnavuota ja Mikko Paukkusta halua kiittää avusta ja neuvoista diplomityöhön ja sen eri osa-alueisiin liittyen.

Lopuksi haluan kiittää perhettä tuesta ja kannustuksesta läpi opiskeluajan. Kiitos vielä Tuomakselle rakkaudesta ja jaksamisesta diplomityöprosessin ajan ja sen ulkopuolella.

Otaniemi, 26.2.2012

Paula Haarnoja

Sisältö

Tiivistelmä	ii
Tiivistelmä (englanniksi)	iii
Esipuhe	iv
Sisällysluettelo	v
Lyhenteet	vii
1 Johdanto	1
2 Fysiologia	4
2.1 Sydän	4
2.2 Pulssi ja pulssin kulku aika	6
2.3 Verenkierto	7
2.4 Verenpaine	8
3 Mittausten fysiologinen perusta	11
3.1 Elektrokardiografia	11
3.2 Ballistokardiografia	12
3.3 Fotopletysmografia	17
3.4 Verenpainemittaus	18
3.5 Pulssin kulku aika mittaukset	19
4 Mittaukset	24
4.1 Mittausjärjestelmä	24
4.2 Signaalinkäsittely	26
4.3 Mittaustulokset	29
5 Tulokset	33
6 Johtopäätökset	37
Viitteet	39
Liite A	41
A Koehenkilön 1 mittaukset	41
Liite B	42
B Koehenkilön 2 mittaukset	42
Liite C	43

C Koehenkilön 3 mittaukset	43
Liite D	44
D Koehenkilön 4 mittaukset	44
Liite E	45
E Koehenkilön 5 mittaukset	45
Liite F	46
F Koehenkilön 6 mittaukset	46
Liite G	47
G Koehenkilön 7 mittaukset	47
Liite H	48
H Koehenkilön 8 mittaukset	48
Liite I	49
I Koehenkilön 9 mittaukset	49

Lyhenteet

AV	Aortic Volume, Valtimopaine
BKG	Ballistokardiografia
diastole	Alapaine
EKG	Elektrokardiografia
MV	Minute Volume, Minuuttitulavuus
PAT	Pulse Arrival Time, Pulssin saapumisaika
PEP	Pre-Ejection Time, Pulssin valmuisika
PPG	Photoplethysmography, Fotoplethysmografia
PTT	Pulse Transit Time, Pulssin kulku aika
PWV	Pulse Wave Velocity, Pulssiaallon nopeus
SBP	Systolic Blood Pressure, Yläpaine
SV	Stroke Volume, Iskutilavuus
ystole	Yläpaine
TPR	Total Peripheral Resistans, Ison verenkierron kokonaisvastus

1 Johdanto

Verenpaine on yksi tärkeimmistä [13, 6] parametreista elimistön toiminnan kannalta. Tämän lisäksi se on yksi selkeimmistä ja helposti mitattavimmista ihmisen terveyden indikaattoreista. Muista elintoiminnoista poiketen verenpaineen muutoksista pystytään havainnoimaan merkkejä pitkäaikaisista sairauksista. Normaalista poikkeavan verenpaineen avulla voidaan ennustaa esimerkiksi sydän- ja verisuonitauteja. [13] Sydän ja verisuonitaudit ovat yksi maailman yleisimmistä kuolinsyistä [13], esimerkiksi maailman laajuisesti sydän- ja verisuonitauteihin vuonna 2005 kuoli arviolta 17 miljoonaa ihmistä [14] ja Suomessa vuonna 2004 ne olivat ylivoimaisesti tavallisin kuolinsyy [21].

Yleisimpiä sydän- ja verisuonisairauksia ovat sepelvaltimotauti, sydämen vajaatoiminta, valtimoverenkiertohäiriöt, kohonnut verenpaine sekä rasva-aineenvaihdunnan häiriöt. Sydän- ja verisuonitautien aiheuttama kuolleisuus on vähentynyt huomattavasti 1970-luvulta lähtien, mutta ne aiheuttavat silti vajaa puolet työikäisten kuolemista Suomessa. Yhdessä sydän- ja verisuonisairaudet muodostavat suurimman yksittäisen kuolinsyiden ryhmän. Vuonna 2004 4560 työikäistä suomalaista kuoli infarkteihin ja sepelvaltimotauteihin, näistä 80 % oli miehiä. [15] Kokonaiskuolleisuudesta sydän- ja verisuonitautien osuus miehillä on 40 % ja naisilla vastaavasti 43 % [14].

Kohonnut verenpaine eli verenpainetauti onkin yleisin sydäninfarktin, sydämen vajaatoiminnan, aivohalvauksen, munuaisten vajaatoiminnan ja sokeuden riskitekijöistä. Yhdellä kolmesta pohjoisamerikkalaisella onkin kohonnut verenpaine. [6] Sydän- ja verisuonitautien aiheuttamista kuolemista 80 % sijoittuu kuitenkin matalan tai keskitulotason maihin [14] eivätkä ne ole vain länsimaisten elintapojen aiheuttamia elintasosairauksia. Kokonaiskuolleisuudesta sydän- ja verisuonitautien osuus on lähes kaksi kertaa suurempi kuin kaikkien syöpäsairauksien yhteensä tai noin neljä kertaa suurempi, kuin tapaturmien ja itsemurhien yhteenlaskettu määrä. [21]

Sydän- ja verisuonitautien ennustetaan yleistyvän laajalti tulevina vuosikymme-

minä. Suurimpana yksittäisenä tekijänä on väestön ikääntyminen [21], mutta alempiin sosiaaliluokkiin painottuvat riskitekijät, kuten ravinnon rasvapitoisuus ja tupakointi, vaikuttavat tautien yleistymiseen [15]. Huolestuttavaa on kuitenkin, että sydän- ja verisuonitaudit koskevat suurta joukkoa tuottavia keski-ikäisiä aikuisia, rasittaen jo ennestään kuormitettua terveydenhuoltoa sekä työterveyshuoltoa. [14]

Tällä hetkellä on jatkuvasti kasvavaa kysyntää jatkuvaan 24/7 käytettävään potilaiden monitorointiin klinikoiden ja sairaaloiden ulkopuolella. Tavoitteena on saavuttaa mahdollisuus diagnoosien aikaisempaan ja tarkempaan tekoon sekä parantaa samalla yleisimpien sairauksien hoitoa. Tämän takia monitorointia pitäisikin parantaa ja etsiä tapoja, joilla voidaan lisätä EKG:n (elektrokardiografia) mittaussuunnitelmien mukavuutta potilaalle. [6]

Nykyisin yleisimmin käytössä olevat verenpainemittarit perustuvat käsivarren ympärille asetettaviin mansetteihin, jotka ovat kömpelöitä ja sallivat vain ajoittaisen mittauksen. Mansetitön ja kajoamaton jatkuva verenpaineenmittaus avaakin uusia mahdollisuuksia verenpaineen seurantaan sekä verenpainetaudin hoitoon ja diagnosointiin, sydän- ja verisuonitautien havaitsemiseen ja stressin seurantaan. [6]

Kajoamattoman jatkuvan verenpaineen mittaussovelluksen tarkoituksena on toimia potilaan monitoroinnissa leikkauksen aikana, tehohoidossa tai kotisairaanhoidossa. Joitain kajoamattomia sovelluksia on jo olemassa, mutta niitä pystytään hyödyntämään vain ajoittain, eikä jatkuvaa seuranta pystytä suorittamaan esimerkiksi oskillosmerisellä menetelmällä. [3]

Työn tarkoituksena on rakentaa laitteisto, jolla pystytään mittaamaan mahdollisimman kajoamattomasti potilaan tai henkilön jatkuvaa verenpainetta, EKG:tä, BKG:tä (ballistokardiografia) ja PPG:tä (fotopletysmografia) hyväksi käyttäen. Mitä invasiivisempi mittalaitteisto on, sitä enemmän hoitohenkilökunnan ammattitaitoa tarvitaan, toisaalta tutkimus on myös potilaan kannalta epämiellyttävämpi. BKG ja PPG saadaan nykyaikaisilla menetelmillä mitattua kohtuullisen helposti ilman, että potilaaseen tarvitsee kajota, tai mitta laitteisto aiheuttaisi potilaalle suunnatonta haittaa. Ongelmallisin mittaus kajoamattomuuden kannalta on EKG, joka vaatii onnistuakseen kunnolla kiinnitetyt anturit. Vaikka EKG-anturit voidaan kiinnittää

ranteisiin ja nilkkaan, kytkennässä vaativat ne toimiakseen erilaisia geelejä, jotka ovat potilaan kannalta epämiellyttäviä.

Vaikka jatkuvan verenpaineen mittaamisessa on aiemmissa tutkimuksissa käytetty BKG:n sijasta yleisesti EKG:tä, on tässä työssä pyritty hyödyntämään EKG:tä lähinnä vertailureferenssinä aikaisempiin tutkimuksiin nähden. Syy tälle tulkinnalle on, että EKG- ja BKG- signaaleilla on erilainen syntymekanismi. Verenpaine perustuu sydämen mekaaniseen liikkeeseen ja näin ollen laskettaessa pulssin kulku-aikaa on luonnollista ottaa vastinsignaalksi myös mekaanisesta liikkeestä aiheutuvaa signaali, eli tässä tapauksessa BKG-signaali. EKG on yleisimmin käytetty sydämen toimintaa kuvaava signaali, mutta se perustuu sydämen sähköiseen toimintaan ja näin ollen pulssin todellisen syntyajan jäljittäminen siitä on aavistuksen verran arveluttavaa. EKG-mittauskaan ei sanan varsinaisessa merkityksessä kajoa potilaaseen, mutta elektrodit kiinnitetään liimalapuilla potilaaseen kiinni, joka aiheuttaa rajoitteita esimerkiksi potilaan pukeutumiselle.

Työssä on tarkoituksena selvittää kuinka luotettava pulssinkulku-aika on verenpaineen mittauksessa. Yksittäisenä hetkellisenä mittauksena se ei ole parhaimmillaan, jos halutaan selvittää verenpaineen yleistä tasoa, sillä yksittäiset pulssinkulkuajat saattavat vaihdella keskenään kohtalaisen paljon. Hetkellinen verenpaine saadaan kuitenkin laskettua keskiarvoistamalla peräkkäisiä pulsseja. Suurimpana etuna on kuitenkin sen helppokäyttöisyys ja vähäinen häiriö potilaalle. Menetelmällä saadaan myös mitattua jatkuvaa verenpainetta toisin kuin perinteisillä verenpaineen mittausmenetelmillä. Jatkuva mittaus sinällään onnistuu laitteistolla, mutta ongelmaksi tulee signaalin käsittelyn reaaliaikaisuuden toteuttaminen.

Luvussa 1 on käsitelty aihetta fysiologisesta näkökulmasta ja luvussa 3 käytettyjen mittausmenetelmien teoreettinen tausta. Luvussa 4 on keskitytty käytetyn mittalaitteiston esittelyyn ja tulokset on esitetty luvussa 5.

2 Fysiologia

2.1 Sydän

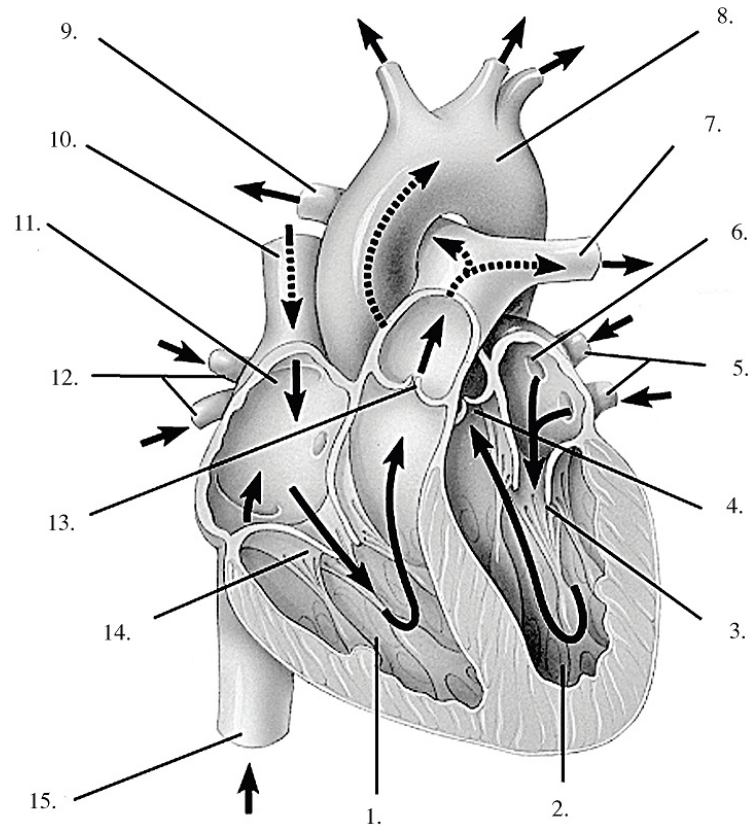
Sydänlihas sijaitsee rintaontelossa keuhkojen välissä [16]. Rakenteeltaan sydän koostuu neljästä ontelosta; ylempänä sijaitsevat oikea ja vasen eteinen ja alempana vastaavasti oikea ja vasen kammio (Kuva 1). Sydämen oikean ja vasemman puolen välillä ei ole suoraa veri yhteyttä vaan veri kiertää kahdessa suljetussa järjestelmässä eli isossa ja pienessä verenkierrossa. [23]

Painoltaan ontto sydänlihas on aikuisella noin 300-350 grammaa [2, 16]. Sydänlihas muodostaa suurimman osan sydäimestä, sen tehtävänä on varsinaisen pumppaus-toiminnan ylläpitäminen. Sydämen pumppaustoiminto on autonominen ja riippuu sydämen johtoratajärjestelmän sähköisistä impulsseista. [16] Sydämen hydraulinen pumppu pystyy pumppaamaan aorttaan verta noin 70-80 ml jokaisella iskulla. [5]

Pumppuna toimiva sydänlihas huolehtii verenvirtauksesta elimistössä ja pumppausvoima perustuu sen supistumiseen. Neste virtaa luonnollisesti korkeamman paineen alueelta matalamman paineen alueelle. Sydämen tehtävänä on luoda nämä paine-erot ja näin edes auttaa verenkierron toimintaa. Sekä oikeassa että vasemmassa puoliskossa tapahtuvat samanlaiset vaiheet, mutta oikean puolen paine-erot ovat huomattavasti matalampia. Sydänlihaksen paksuus vaihtelee sydämen eriosissa sen mukaan, kuinka suurella paineella sydän supistuu ja työntää verta eteenpäin. Ohuinta sydänlihas on eteisissä. Isossa verenkierrossa vallitsee suurempi valtimopaine kuin keuhkoverenkierrossa, ja näin ollen lihas on paksumpaa vasemman kammion puolella ja ohuempaa oikean kammion puolella. [2]

Sydämen toiminta kierrossa toistuvat vuorotellen samat vaiheet. Yhtä kokonaista vaihekiertoa kutsutaan sydämen toimintakieroksi eli sykliksi. Sydämen toimintakierto jaetaan kahteen vaiheeseen, eli diastoleen (kammioden lepovaihe) ja systoleen (kammioden supistumisvaihe) [16, 2]. Tässä työssä on keskitytty systoleen, sillä systolinen paine korreloi paremmin pulssin kulkuajan kanssa, kuin diastolinen paine.

Sydämessä olevat erikoistuneet lihassytyt muodostavat johtoradan sähköisille im-



Kuva 1: Sydämen rakenne: 1. Oikea kammio, 2. Vasen kammio, 3. Vasen eteiskammioläppä, 4. Aorttaläppä, 5. Keuhkovaltion haaroja, 6. Vasen eteinen, 7. Vasen keuhkovaltimo, 8. Aortta, 9. Oikea keuhkovaltimo, 10. Yläonttolaskimo, 11. Oikea eteinen, 12. Keuhkovaltimon haaroja, 13. Aorttaläppä, 14. Oikea eteiskammioläppä, 15. Alaonttolaskimo [22]

pulsseille eteisten yläosasta kammioden kärkeen. Sydämen johtoradassa impulssi kulkee nopeammin kuin tavallisissa lihassoluissa, joten impulssi leviää nopeasti koko sydämeen. Sähköimpulssin leviäminen sydänsoluihin saa aikaan sydämen supistumisen. [12] Supistumisen perustan muodostaa sinussolmuke. Sinussolmukkeessa tapahtuvien depolarisaatioiden johdosta lähtee sähköinen impulssi johtoratajärjestelmään. Depolarisaatiot tapahtuvat spontaanisti, mutta sinussolmukkeen toimintaa säätelee sympaattisen ja parasympaattisen hermoston säikeiden ärsytys. Sinussolmuke laukaisee aktiopotentialin noin 70 kertaa minuutissa. [12]

Sinussolmukkeesta sähköinen impulssi etenee kolmea eteisjohtorataa pitkin eteisten sydänlihassoluihin, jolloin tapahtuu eteisten supistuminen. Eteisjohtorataa pitkin impulssi kulkee edelleen eteiskammiosolmukkeeseen. Eteiskammiosolmuke pys-

tyy sinussolmukkeen tavoin tuottamaan sähköistä toimintaa. Sen toiminta on kuitenkin paljon hitaampaa kuin sinussolmukkeen ja näin ollen toiminta peittyy normaalisti sinussolmukkeen toiminnan alle. Depolarisaatiotaajuus on noin 50 pulssia minuutissa. Jos sinussolmukkeen toiminta estyy, pystyy eteiskammiosolmuke korvaamaan sen sähköistä toimintaa. [12]

Eteiskammiosolmukkeesta impulssi etenee Hisin kimppuun. Hisin kimppu ja sen kaksi päähaaraa (oikea ja vasen) johtavat impulssin Purkinjen säikeisiin. Ohuet Purkinjen hermosäikeet johtavat sinussolmukkeessa syntyneen impulssin kammiodien sydänlihassoluihin. Kammiot supistuvat solujen aktivoituessa. Purkinjen säikeissä ja kammioliassoluissa voi tapahtua myös spontaaneja depolarisaatioita, jotka peittyvät normaalisti matalamman depolarisaatiotaajuuden (20-30 pulssia/min) takia nopeammin purkautuvan sinussolmukkeen alle. Koska sinussolmukkeen luontainen rytmi on nopein, asettaa se aktivaatiotaajuuden koko sydämelle. [12]

Kammiosupistus alkaa hieman QRS-kompleksin Q-aallon jälkeen. Kammiopaine kohoaa nopeasti kammiodien supistuessa ja ylittää eteispaineen lähes saman tien. Samanaikaisesti eteiskammioläpät sulkeutuvat ja estävät veren virtaamisen takaisin eteisiin. Hetken aikaan aorttapaine on vielä vasemman kammion painetta suurempi, joten aorttaläppä pysyy kiinni. Tämän lyhyen hetken ajan, kun kaikki läpät ovat kiinni kammiodien tilavuus ja lihassyiden pituus pysyy vakiona. Kammiopaine kohoaa kuitenkin kokoajan, kun vasemman kammion paine ylittää aorttapaineen, avautuu aorttaläppä, ja veri pääsee virtaamaan aorttaan ja edelleen verenkiertoon. [2]

2.2 Pulssi ja pulssin kulkuaika

Pulssiksi kutsutaan sydämen pumppaustoiminnan aiheuttamaa aaltoa verenkierrossa. Pulssi syntyy, kun vasemmasta kammiosta systolen aikana tulviva veri venyttää aortan seinämiä ja verenpaineen laskiessa diastolen aikana seinämät palautuvat taas lähelle toisiaan työntäen verta eteenpäin. Ilmiö laajenee aortan tyvestä aaltomaisesti eteenpäin valtimoissa. Valtimoissa tämä paineaalto etenee huomattavasti verenkiertonopeutta nopeammin. Pulssi voidaan tunnistaa monista suuremmista valtimoista.

[16]

Pulssin etenemisajalla tarkoitetaan aikaa, joka pulssilta kestää, kun se kulkee kahden ääreisverenkiertoon kuuluvan pisteen välillä. Nopeus, jolla pulssi kulkee verenkierron, on kääntäen verrannollinen verisuoniston joustokykyyn. Kun verisuonisto on jäykistynyt eli jännitystilassa, on jännitystilasta ja akuuttiin verenpaineen kohoamisen välillä suora riippuvuus ja pulssin etenemisajan laskut ovat verrannollisia verenpaineen nousuihin. Kääntäen, verisuoniston jäykkyys laskee verenpaineen laskiessa ja samalla pulssin kulku-aika kasvaa. [20]

Ilman hermoston ja hormonien vaikutusta ihmisen sydän löysi noin 100 kertaa minuutissa, tämä on tiheys, jolla sinussolmuke tuottaa impulsseja. Todellinen lyöntitiheys voi olla kuitenkin olla paljon hitaampi tai nopeampi. Pääasiassa lyöntitiheys riippuu parasympaattisen hermoston jarruttavasta ja sympaattisen hermoston kiihdyttävän vaikutuksen suhteesta. [2] Sydämen minuuttitilavuus MV voidaan laskea alla olevalla kaavalla.

$$MV = P \cdot SV, \quad (1)$$

jossa syke P on sydänyöntien lukumäärä minuutissa ja isku-tilavuus SV on verimäärä, jonka sydän pumppaa yhden lyönnin aikana. [2]

2.3 Verenkierto

Verenkierto toimii elimistön kuljetusjärjestelmänä, jonka pääasiallisena tehtävänä on huolehtia kudosten ravinsaannista ja kuona-aineiden poiskuljetuksesta. Verenkierron moottorina toimii sydän, jonka vasen ja oikea puoli toimivat toisistaan erillisinä pumppuina. Verenkierron nämä pumput ovat sarjankytkettyinä. [16]

Verenkierto jaetaan kahteen osaan, isoon ja pieneen verenkiertoon. Sydän pumppaa veren ensin isoon verenkiertoon vasemman kammion ja aortan kautta. Veri palaa sydämeen ylä- ja alaontto laskimon myötä oikeaan eteiseen, jonka jälkeen veri pumpataan oikean kammion kautta pieneen verenkiertoon. Pienestä verenkierrosta veri palaa keuhkolaskimon kautta sydämen vasempaan eteiseen. Jotta veri kulkisi

koko verenkierron lävitse, on sen kuljettava kahdesti sydämen lävitse. [16]

Nesteen virtausta putkessa voidaan kuvata seuraavalla kaavalla:

$$(Q) = \frac{\Delta P}{R}, \quad (2)$$

jossa Q on nestevirtaus, ΔP putken alkupäässä ja loppupäässä olevan paineen ero ja R vastus, joka kuvaa liikkuvan nesteen ja paikallaan pysyvän putken välistä kitkaa. Veren virtausvastukseen vaikuttavia tekijöitä ovat verisuonen pituus, verisuonen sisäläpimitta sekä veren viskositeetti. Virtausnopeudella puolestaan kuvataan matka, jonka neste kulkee aikayksikössä. Ja vastaavasti nestetilavuudella sen nesteen tilavuutta, joka kulkee putken läpi aikayksikössä. Verisuoniston minuuttitulavuuden (Kaava 1) ja valtimopaineen AP yhteys on esitetty seuraavalla yhtälöllä:

$$MV = \frac{AP}{TRP} \quad (3)$$

$$\Leftrightarrow$$

$$AP = MV \cdot TRP,$$

jossa TRP on ison verenkierron kokonaisvastus. [2]

2.4 Verenpaine

Nesteet liikkuvat kehossa suuremman nestepaineen alueelta pienemmän paineen alueelle. Näin ollen veren kulku valtimoissa perustuukin verenpaineeseen. Verenpaineeseen vaikuttavat minuuttitulavuus eli sydämen pumppaama veren määrä ja kuinka nopeasti veri pääsee virtaamaan valtimoista hiussuoniin. Tätä nopeutta säätelee verenkierron ääreisvastus. [16]

Verenpaine lasketaan perifeerisen kokonaisvastuksen ja verenvirtausmäärän mukaan. Perifeerisellä vastuksella (ääreisvastus) tarkoitetaan kaikkia veren virtausta hidastavia tekijöitä valtimoista pois päin. Suurimpana tekijänä on veren ja verisuonien välinen hankaus. [16]

Keskeiset termit verenpainetta mitattaessa ovat systolinen ja diastolinen veren-

paine. Systolinen verenpaine kuvaa suurimmillaan olevaa valtimoiden verenpainetta ja diastolinen vastaavasti suurten valtimoiden pienintä verenpainetta juuri ennen systolea. Suurimmillaan verenpaine on vasemman kammion työntäessä verta suuriin valtimoihin systolen aikana. Pienimmillään verenpaine on, kun vasemman kammion verenpaine saavuttaa miniminsä. [16]

Verenpainetta voidaan mitata sekä invasiivisillä että kajoamattomilla menetelmillä. Suorassa menetelmässä katetri viedään suoraan suoneen. Epäsuorassa menetelmässä, joka näistä on yleisempi, verenpaine mitataan usein raajan ympäri kierretyn mansetin avulla. Mittauksen aikana mansettiin pumpatun ilman painetta seurataan mittarista. Ilmanpaine nostetaan niin korkealle, että valtimo painuu kasaan ja verenkierto pysähtyy mansetinkohdalla, tämän jälkeen lasketaan painetta vähitellen. Kun mansetin ilmanpaineen laskee huippuarvon alapuolelle, alkaa veri virrata hetkittäin mansetin kohdalla. Systolinen verenpaine on hetki jolloin ensimmäiset sysäykset verta kulkevat mansetin alitse. Paineen laskiessa niin alas, että diastolenkin aikana veri pääsee virtaamaan mansetin alitse, muuttuu verivirta sykkivästä tasaiseksi. Tässä vaiheessa sykkeen ääni heikkenee äkillisesti ja saadaan diastolen verenpaine. [16]

Verenpaineeseen vaikuttavat esimerkiksi henkilön asento ja erilaiset fyysiset ja henkiset tekijät. Verenpainetta voivat kohottaa hetkeä aikaisemmin suoritettu fyysinen työ, stressi tai jännittäminen. [16] Verenpaine ilmoitetaan yleensä elohopeamillimetreinä (mmHG) [2], vaikka elohopeamittarit ovatkin nykyään korvattu elektronisilla mittareilla. Lukema kertoo elohopean korkeuden mittarin asteikolla. Valtimoverenpainetta mitattaessa ilmoitetaan sekä systolinen että diastolinen paine. Jotta saataisiin mahdollisemman vertailukelpoisia tuloksia, suoritetaan mittaus sydämen korkeudelta, näin saada eliminoitua painovoiman vaikutus mittaustulokseen. [2]

Seuraavat tekijät vaikuttavat kiinteästi valtimoveren paineeseen: Sydämen minuuttitilavuus, jonka kasvaessa verenpaine nousee; valtimoiden kimmoisuus, kimmoisuudella tarkoitetaan suonten seinämien venyvyttä verenpaineen noustessa. Kimmoisuus vähenee iän myötä, ja tämän takia vanheneminen nostaa verenpainetta; veren virtausvastus sen kulkiessa verisuoniston lävitse; verimäärä, joka vaikuttaa val-

timoverenpaineeseen laskimopaineen, loppudastolisen tilavuuden, isku-tilavuuden ja sydämen minuuttitilavuuden kautta; lopuksi vielä vaikuttavina tekijöinä ovat psyykkiset tekijät, ruuansulatus ja liikunta. [2]

3 Mittausten fysiologinen perusta

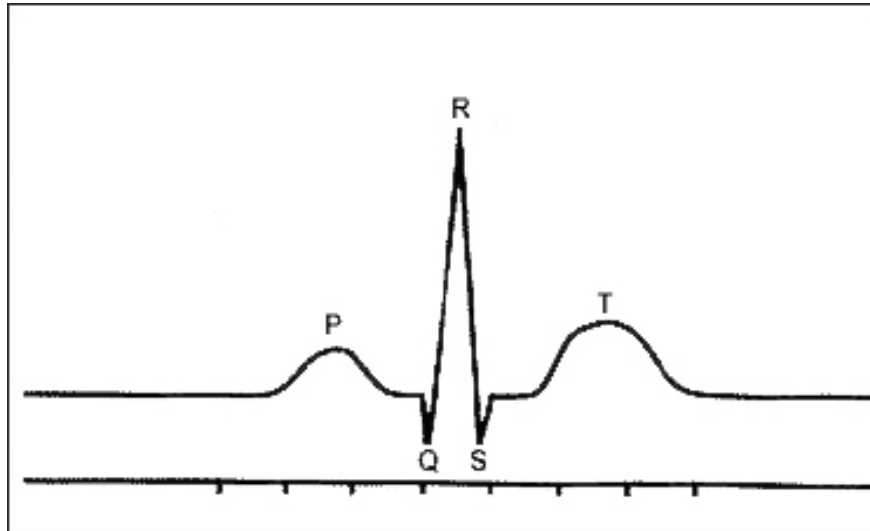
3.1 Elektrokardiografia

Sydämessä syntyvien sähköisten aktiopotentiaalien rekisteröintiä kutsutaan elektrokardiografiaksi (EKG). Sydämen aktiopotentiaalit ovat hyvin voimakkaat, koska sydän on kokonaisuudessaan kuin yksi solu. Elimistöön potentiaalien muutokset leviävät kehon sähköjohtavien nesteiden välityksellä, näin ollen potentiaali muutokset ovat helposti rekisteröitävissä lähes koko kehosta. [16]

Teoriassa sydämen sähköistä toimintaa pystytään mittaamaan mistä tahansa kohdasta iholla, mutta on kuitenkin kehitetty standardikytkennät elektrodeille, jotta tuloksista saadaan vertailukelpoisia keskenään. Standardoidussa rekisteröintimenetelmässä kiinnitetään elektrodit raajoihin (raajakytkennät) ja kuuteen paikkaan rintakehälle sydämen kohdalle (prekordiaaliset kytkennät) [2, 16]. Jatkuvalla EKG-rekisteröinnillä voidaan seurata sydämen rytmiä ja havaita normaalista poikkeavia muutoksia sydänlihaksen tai sydämen impulssijohtojärjestelmän toiminnassa. Jatkuva EKG-rekisteröinti on käytössä teho- ja sydänvalvontaosastoilla. [2]

Mittalaitteen piirtämää kuvaajaa kutsutaan elektrokardiogrammiksi tai sydänkäyräksi. Standardimuotoinen EKG-käyrä muodostuu kolmesta erilaisesta aaltomuodosta (Kuva 2). P-aalto kuvaa eteisten depolarisaatiota ja alkaa sen takia hieman ennen eteisten supistumista. QRS-kompleksi kuvaa puolestaan kammioiden depolarisaatiota, jonka aikana käynnistyy kammioiden supistuminen. QRS-kompleksi on P-aaltoa suurempi kammioiden suuremman lihasmassan ansiosta. Viimeisenä havaittava T-aalto kuvaa kammioiden repolarisaatiota. T-aalto on huomattavasti matalampi kuin QRS-kompleksi johtuen sen hitaudesta verrattuna QRS-kompleksiin. Eteisten palautumisesta aiheutuva repolarisaatio peittyy matalampana pulssina QRS-kompleksin alle. Rekisteröityvien jännitteiden arvot ovat muutaman millivoltin suuruisia. [2, 16]

Yksinkertaisimmassa mittaustavassa anturit kiinnitetään henkilön käsiin ja vasempaan alaraajaan. Jokaiseen raajaan kiinnitetään yksi elektrodit [16]. Tarkempaan sydämen toiminnan analysointiin nämä elektrodit eivät riitä, mutta tämän työn kal-



Kuva 2: EKG-signaalin aaltomuoto, josta voidaan havaita signaalin tärkeimmät ominaisuudet, P- ja T-aallot sekä QRS-kompleksi. [20]

taisissa sovelluksissa, joissa sydämen toiminnan yksinkertainen ja karkea detektointi riittää kytkentä on paikallaan.

Sydämen monitorointiin käytetään nykyään kiinteää 12-kanavaista EKG-rekisteröintiä, järjestelmä on käytössä esimerkiksi perusterveydenhuollon potilasvastaanotoilla ja sairaaloiden poliklinikoilla. Akuuteissa, esimerkiksi ambulansseissa ja ensiapupoliklinikoilla, voidaan käyttää myös 3-kanavaista järjestelmää, jossa anturit kiinnitetään rintakehälle. [20]

Solukalvon ionivirtojen synnyttämä aktiopotentiali aiheuttaa jännite-eroja ja sähkövirtoja myös solun ulkoisessa kudosteessä. Voimakkaammillaan sähkövirrat ovat depolarisaatio- ja repolarisaatiovaiheen aikana, koska näinä hetkinä kalvojännite muuttuu nopeasti. Kun suuri määrä soluja aktivoituu yhtä aikaa sähköisesti, voivat solun ulkoiset virtaukset olla niin voimakkaita, että jännite-eroja pystytään havaitsemaan ihoon kiinnitetyillä elektrodeilla. [2]

3.2 Ballistokardografia

Ballistokardiografia on vanha kajoamaton tekniikka vartalon liikkeiden ja sydämen vasemman kammionpumpun toiminnan, eli sydäimestä poistuvan verimäärän, tallentamiseen. Vaikka menetelmällä saadaan tallennettua sydämen ulostuloa, ovat sen

syryttäneet kehittyneemmät ja tarkemmat tekniikat. Se on kuitenkin hyödyllinen mittaustapa, jonka etuina ovat kajoamattomuus ja selkeät fysiologiset ja psykopatologiset lähestymistavat sydämen toimintaan. Se antaa yksinkertaisella mittauslaitteistolla helposti tietoa sydämen minuuttitulavuudesta. [5]

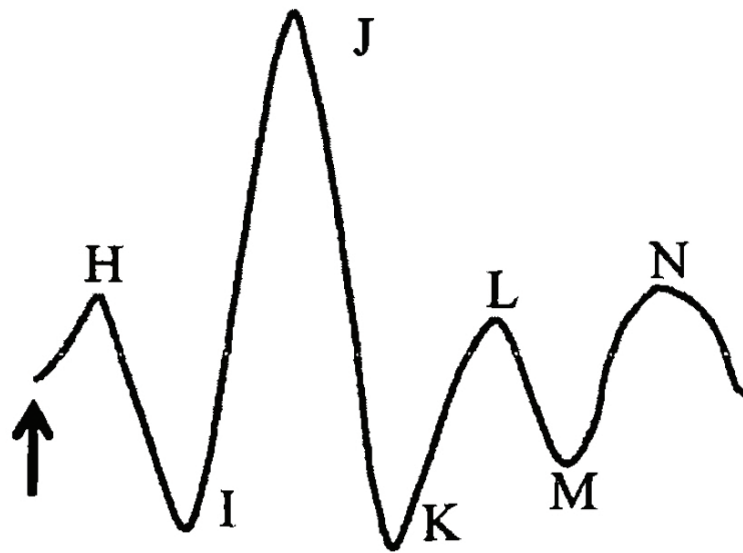
Ballistokardiografiasignaali koostuu sydämen sykkeen mukaan toistuvista komplekseista, joiden suurin tehoalue keskittyy alle kymmenen hertsin taajuuskaistalle. Koko efektiivinen taajuuskaista on luokkaa 0.5 - 20 Hz. [22] Ballistokardiografia (BKG) perustuu sydämen pumppaustoiminnasta johtuvien kehoon leviävien rekyylivoimoihin [10]. Rekyylivoimat synnyttävät sydämen ulostulon, sydämen pumppu toiminto, ihmisen anatomian ja verisuonten fysiologia [5]. Mittaustulos perustuu pieniin veren rekyylivoimien aiheuttamiin muutoksiin painossa, kun veren massa poistuu sydämen kammioista [24]. Newtonin kolmannen lain mukaisesti voimalla on aina vastavoima [10, 5], näin ollen sydämen supistuminen ja veren liikkuminen verisuonissa aiheuttaa voiman, joka havaitaan kehon liikkeenä. Mittaustuloksissa näkyvät ballistokardiogrammin piikit vastaavat sydämen toimintakierron vaiheita ja amplitudi kertoo niiden voimakkuudesta [10].

Ballistokardiografia kehitettiin 1800-luvun loppupuolella ja se onkin yksi ensimmäisistä kajoamattomista menetelmistä, joita on kehitetty sydämen toiminnan tutkimiseen [7]. Ensimmäinen raportti BKG-mittauksista on vuodelta 1877. Tätä pidetään alustavana kuvauksena menetelmästä ja varsinaisena käänteen tekijänä on 1936 Starrin kehittämä BKG-sänky. [24] Aktiivisesti BKG:tä tutkittiin 1930-luvulta aina 60-luvulle, kunnes sen syrjäytti kliinisessä käytössä sydämen sähköistä toimintaa mittaava EKG. Kiinnostus BKG:tä kohtaan väheni sen kalliimman ja monimutkaisemman mittalaitteiston takia. Lisäksi signaalinkäsittely vaati työkaluja, joita ei tuolloin ollut vielä saatavilla. BKG:stä onkin kiinnostuttu uudestaan viime vuosikymmeninä. Samaan aikaan ovat mittausteknologia, signaalinkäsittely- ja analysointimenetelmät kehittyneet ja tietokoneiden laskenta tehot kasvaneet. [25]

BKG:tä on käytetty lähinnä rinnakkaismenetelmänä muiden menetelmien kanssa, mutta tekniikan kehittymisen myötä sitä on ruvettu käyttämään entistä enemmän myös itsenäisenä menetelmänä. Sen etuna on kajoamattomuus ja etenkin ver-

rattuna EKG:hen se, ettei potilaaseen tarvitse kiinnittää elektrodeja. Nämä ominaisuudet mahdollistavat myös laitteiston kotikäytön. [9]

Nykyisin käytössä olevista menetelmistä parhaimpiin tuloksiin on päästy erilaisilla sänky ja tuoli ratkaisuilla [10, 5]. Syynä tähän on niiden vakaampi mittaussento, joka mahdollistaa häiriöttömämmän mittauksen. Yleiseen käyttöön soveltuu parhaiten BKG-tuoli, ja sillä onkin saatu muihin BKG-mittausmenetelmiin nähden melko tarkkoja tuloksia. Myös mittaussento on potilaan kannalta miellyttävämpi, kuin esimerkiksi BKG-sängyssä. [10]



Kuva 3: BKG-signaalin aaltomuoto, jossa nuolella on kuvattu QRS-kompleksin alkuhetki [18]

Ballistokardiogrammin aiheuttavat mekaaniset liikkeet, toisin kuin elektrokardiogrammin, jonka perustana ovat sydämen sähköiset signaalit. BKG-signaali (Kuva 3) koostuu H-, I-, J-, K-, L-, ja M-aalloista sekä F-, G-, ja N-aalloista. Aallot voidaan jakaa kolmeen kategoriaan niiden esiintymishetken mukaan. Esisystoleen kuuluvat F- ja G-aallot, systoleen H-, I-, J- ja K-aallot, ja diastoleen L-, M- ja N-aallot. ([18]

BKG on kuitenkin erittäin houkutteleva tapa tutkia sydämen toimintoja ja se onkin ainoa todella kajoamaton menetelmä tutkia sydämen ulostuloa. Tämä ominaisuus voidaan ymmärtää tarkastelemalla BKG:n alkuperää. [24] Tällä vuosikymmenellä on tehty useita selvityksiä BKG:n seurantaan liittyen. Yamakoshi tiimeineen

asensi BKG-mittalaitteiston wc-istuimeen ja onkin saanut lupaavia tuloksia sydämen toimintojen, kuten minuuttitilavuuden, arvioinnista wc:n käytön aikana. Vaikka BKG:tä tutkivat yhä useammat ryhmät tällä hetkellä, ei menetelmällä ole toteutettu vielä laajalti kliiniseen käyttöön hyväksytyä sovellusta, kuten esimerkiksi EKG:llä on. [24]

Newtonin kolmannen lain mukaan voimalle F_{int} on aina olemassa vastavoima F_r .

$$F_{int} = -F_r. \quad (4)$$

Verenkierrossa sydän toimii pumppuna, joka aiheuttaa kehon sisäisten massojen, kuten veren ja sydämen liikkumisen. Verimassan jakautumassa tapahtuvat muutokset, sekä sydämen ja verenkiertoa tukevien kudosten heilahdukset aiheuttavat kehon sisäisen massakeskipisteen periodisen liikkeen sydämen toimintakierron mukaan. Kehon massakeskipiste pysyy kuitenkin ympäristöönsä nähden paikallaan, täytyy kehosta löytyä myös vastakkainen liikesuunta. [22]

Koko kehon massan m_{keho} kohdistuu kehon sisäisille voimille F_{int} vastakkainen voima F_r . Newtonin kolmannen lakiin (Kaava 4) verrattuna miinusmerkit voidaan jättää huomioimatta olettamalla, että voimat ovat toisilleen vastakkaiset. Jos sisäinen voima F_{int} aiheuttaa verimassalle m_v kiihtyvyyden a_v , saadaan

$$F_{int} = m_v \cdot a_v. \quad (5)$$

Sisäinen voima F_{int} voidaan ajatella kehon massan m_{keho} ja kehon sisäisen massakeskipisteen kiihtyvyyden a_{int} tulona,

$$F_{int} = m_{keho} \cdot a_{int}. \quad (6)$$

Vastaavasti kehoon kohdistuva reaktiovoima F_r aiheuttaa sille kiihtyvyyden a_{keho} ,

$$F_r = m_{keho} a_{keho}, \quad (7)$$

jolloin saadaan

$$m_{keho}a_{int} = m_{keho}a_{keho}. \quad (8)$$

Tämä edellä kuvattu analogia kuvaa ideaalista tilannetta, jolloin on oletettu, että keho voi heilahdella vapaasti ilman sitä kannattelevia tukirakenteita. [22]

Todellinen tilanne ei vastaa tätä ideaalista tilannetta ei ole mahdollista saavuttaa sillä, keho kytkeytyy ympäristöönsä sitä kannattelevien tukirakenteiden kautta. Jotta kehon sisäisiä voimia voitaisiin mitata, käytetään kehoa tukevan rakenteena BKG-mittalaitetta. Tällöin mittalaitteen massa, mekaaniset ominaisuudet sekä kehon ja mittalaitteen välinen kytkeytyminen otetaan huomioon. Alku oletuksena on, että kehon ja mittalaitteen välinen kytkeytyminen on niin hyvä, että niiden voidaan ajatella liikkuvan yhtenäisenä kappaleena. Näin ollen kehon sisäiset voimat aiheuttavat kehon m_{keho} ja mittalaitteen m_{ml} yhteiselle massakeskipisteelle kiihtyvyyden a_{int} .

$$F_{int} = (m_{keho} + m_{ml})a_{int}. \quad (9)$$

Kehon ja mittalaitteen kytkeytymistä voidaan mallintaa massa-jousi-järjestelmänä, jolloin kokonaisvoimaksi, joka kohdistuu kehoon ja mittalaitteeseen saadaan

$$F_{kok} = F_r - kv_{kok} - bx_{kok} = (m_{keho} + m_{ml})a_{kok}, \quad (10)$$

jossa v_{kok} on kehon ja mittalaitteen yhteinen nopeus ja x_{kok} niiden siirtymä, b vaimenuskerroin ja k jousivakio. Kun yhdistetään aikaisemmat yhtälöt 1, 2 ja 3 saadaan:

$$(m_{keho} + m_{ml})a_{kok} + kv_{kok} + bx_{kok} = (m_{keho} + m_{ml})a_{int}. \quad (11)$$

Yhtälö saadaan aika derivaattojen avulla muotoon:

$$(m_{keho} + m_{ml})\frac{d^2x_{kok}}{dt^2} + k\frac{dx_{kok}}{dt} + bx_{kok} = (m_{keho} + m_{ml})a_{int} \quad (12)$$

Yhtälö saadaan näin muokattua aika derivaattojen avulla toiseen asteen lineaariseksi differentiaali yhtälöksi, jonka oikea puoli edustaa tuntematonta sisäistä voimaa, jota

ballistokardiografialla pyritään mittaamaan. [22]

Useimmissa mittausmenetelmissä BKG:n havainnointiin käytetään paineanturia, joka on sijoitettu tuolin selkään tai paikkaan, joka tallentaa kehon tuottavan värinän tunnistaen samalla henkilön liikkeen. Sydämen toimintaa arvioidaan paineen heilahtelujen pohjalta. Toisin kuin EKG-anturit voidaan BKG-anturit upottaa tuoliin tai muualle niin, että potilas havaitse niitä, samalla saadaan vähennettyä potilaan lääkärikammon aiheuttamia psykofysiologisia muutoksia ja stressitekijöitä. [19]

3.3 Fotopletysmografia

Suomessa fotopletysmografiasta käytetään lääketieteellisissä yhteyksissä myös nimeä pulssioksimetria. Menetelmä on nykyään osa rutiinia selvitetessä potilaan veren happisaturaatiota. Menetelmä perustuu kahden valon aallonpituuden (660 nm ja 940 nm) absorptioiden eroon, mittauskohde on varsinaisesti hemoglobiinin happisaturaatio. Perinteisesti anturi kiinnitetään sormeen tai varpaaseen, mutta happisaturaation erot voidaan havaita nopeammin korvalehteen tai nenän väliseinään kiinnitetyllä anturilla. Laitteen luotettavuus perustuu vahvaan pulssiaallon tunnistukseen, joka on tässä työssä osana verenpaineen mittausta. [1]

Pulssiaallon nopeutta on tutkittu jo yli 30 vuotta. Kaksi tärkeintä paikkaa fotopletysmogrammin mittaamiselle ovat sormi ja korvalehti. Sykkeen ja verenpaineen vaihteluita käytetään ennustettaessa sydän- ja verisuonitautien riskejä, joten näiden parametrien tarkka mittaaminen on oleellista, jotta vältetään vääriä diagnooseja. [19] Espina ryhmineen tutki menetelmää, jossa fotopletysmogrammi (PPG) mitataan korvalta. Verrattuna tavanomaiseen sormeen sijoitettavaan anturiin, korvaan sijoitettava ei ole niin herkkä liikkeen aiheuttamille häiriöille ja siihen kohdistuu vähemmän hydrostaattista vaihtelua ja rajoitusta valtimoiden tonuksen takia sekä pulssin kulkeman lyhyemmän matkan takia. Sen lisäksi korva-anturi on potilaalle mukavampi, eikä häiritse hänen normaalia elämää. [6]

Verenpaineen kalibrointi perustuu useisiin tutkimuksiin, joissa on käytetty sormenpää PPG:tä.

$$SBP = A \frac{L}{PAT} + B, \quad (13)$$

SBP on systolinen verenpaine, L kehonkokoan perustuva biologinen parametri, A on herkkyysfaktori ja B on vakio. PAT (Pulse arrival time) pulssin saapumisaika, joka koostuu pulssin valmiusaika (PEP, pre-ejection time) ja pulssin kulku-aika PTT (Pulse transit time). [6]

EKG on hyvin yleinen tapa arvioida potilaan sydämen kuntoa sykkeen ja EKG-aallon analyysin avulla. Syke voidaan poimia muistakin biologisista signaaleista, jotka ovat kytköksissä sydämen toimintaan, kuten PPG tai BKG, edellyttäen, että mittaukset ovat tarpeeksi tarkkoja. PPG:n ja BKG:n lisääminen EKG:n rinnalle tuovat tarkentavia tietoja kliiniseen arviointiin, sillä PAT ja PTT ovat puhtaasti verisuoniston ominaisuuksia. [19]

3.4 Verenpainemittaus

Valtimoverenpaineen mittaaminen on hyvin vanha menetelmä, jolla on kuitenkin suurimerkitys biolääketieteessä. Vaikka useita epäsuoria menetelmiä onkin esitetty kahden viimeisen vuosikymmenen aikana, puuttuu silti yksiselitteisesti katetriverenpaineen kanssa validoitu menetelmä. [24]

Tyypillisimmin lääkäri tai hoitaja mittaa verenpaineen käyttäen apunaan verenpainemittaria ja stetoskooppia. Vaikka tätä mittaustapaa pidetään standardina, on siinä tunnustettu olevan paljon ongelmiaakin. Yleisesti kajoamatonta jatkuvaa verenpaineen mittaustaitetta pidetään parempana mittarina. Kajoamattomassa mittauksessa on kaksi erilaista tekniikkaa, joita on tutkittu paljon, oskillosmetrinen ja Penaz-menetelmä. Molemmat menetelmät käyttävät apunaan mansettia, joka on potilaan kannalta epämiellyttävä ja toisaalta mansetin käyttö kuormittaa sydäntä ja aiheuttaa häiriöitä mittauspisteen lähistöllä. [13] Tehohoidossa käytetäänkin jatkuvan verenpaineen mittaamiseen nykyään invasiivisesti mitattavaa katetriverenpainemittauksia. [26]

Yleisimmin valtimoverenpaine mitataan seuraavaksi kuvatulla tavalla tavalla: ol-

kavarren ympärille kiedotaan kangasmansetti, jonka sisällä on litteä kumipussi. Mansettipainetta voidaan säädellä pumpaamalla siihen ilmaa, jolloin mansetin alla olevat valtimot puristuvat kokoon. Paine luetaan painemittarista. Stetoskooppi asetetaan kyynärtaipeeseen. Kyynärtaipeesta ei kuulu stetoskoopilla mitään silloin, kun valtimon läpi ei virtaa verta tai kun verivirtaa normaalilla nopeudella. Pyörteinen verivirta puolestaan aiheuttaa sen sijaan selvästi kuultavan äänen. [2]

Mansettimenetelmää käytettäessä mansettiin pumpataan niin paljon ilmaa, että mansetin paine ylittää systolisen verenpaineen. Näin ollen mansetin alla olevat valtimot puristuvat tällöin kiinni koko sydämen toimintakierron ajaksi, koska mansettipaine on suurempi kuin valtimoverenpaine. Tämän jälkeen mansettipainetta lasketaan hitaasti, kunnes se on laskenut juuri valtimoverenpaineen alle. Tällöin kokoon puristuneen valtimon läpi pääsee hetkellisesti virtaamaan hiukan verta systolen aikana. Tämä pyörteisen virran aiheuttava ääni voidaan kuulla stetoskoopilla. Kun ääni alkaa kuulua, on mittarissa näkyvä mansetin painelukema yhtä kuin systolinen verenpaine. [2]

Kun mansetin painetta lasketaan edelleen, pääsee verta virtaamaan mansetin alitse myös muissa verenkierron vaiheissa. Kun stetoskoopilla ei voida kuulla enää veren virtauksen aiheuttamaa ääntä, on mittarin lukema yhtä kuin diastolinen verenpaine. Systolinen verenpaine voidaan myös havaita tunnustelemalla pulssia ranteesta. Kun mansettipaine on suurempi kuin valtimoverenpaine, ei pulssia tunnu. Systolinen paine luetaankin mittarista hetkellä, jolloin ensimmäinen pulssi tuntuu. Tosin tällä menetelmällä saadaan yleensä hieman matalampi systolinen paine, kuin stetoskooppia hyväksikäyttäen. Ero johtuu siitä, että pulssi on heikko ja vaikeasti havaittavissa, kun kokoon puristuneen valtimon lävitse pääsee vain vähän verta. [2]

3.5 Pulssin kulku aika mittaukset

Pulssin kulku aika metodin avulla voidaan linkittää toisiinsa lähes kaikki sydämen fysiologiset parametrit (syke, verenpaine ja valtimovastus). Pulssin kulku aika kuvaa aikaa, jonka pulssiaalto tarvitsee kulkeakseen sydäimestä PPG mittauspisteeseen. Lisäksi on hyvä huomioida että, mitä pitempi etäisyys on PPG:n mittauspisteen ja

sydämen välillä sitä pienempiä ovat aikatazon mittavirheet. Tämän takia mittauspisteeksi on vakiintunut sormenpää. Sormenpäässä sijaitsevan anturin ongelmana on käden äkillisistä liikkeistä aiheuttavat signaalin vääristymät. [8]

PTT:hen vaikuttavat useat fysiologiset tekijät, kuten sydämen minuuttitilavuus, verenpaine, valtimoitten ja laskimoitten elastiset ominaisuudet sekä muut sydämen toimintaan vaikuttavat funktiot. Jo pitkään on ollut tunnettua, että erityisesti systolinen verenpaine vaikuttaa PTT:hen. PTT:tä onkin ehdotettu mansetittomaksi ja noninvasiiviseksi verenpaineen mittaumenetelmäksi monissa julkaisuissa. [11]

Pulssin kulku-aika mitataan EKG-käyrän R-huipusta, josta saadaan alkupiste mittaaukselle. Kulkuajan loppupiste saadaan fotopletysmografiasignaalin huipusta [26, 13, 8] tai P-pisteestä. P-piste vastaa tangentin jyrkintä nousukulmaa systolisen paineen aiheuttaman nousun aikana. P-pisteen käyttämisen etu PTT laskettaessa on, että tässä pisteessä pulssiaalto kestää paremmin häiriöitä ja artefakteja. [8] Tiedonkeruu vaiheessa on kolme erilaista vaihetta lepoaika, merkintäaika ja toipumisaika, jotka kuvaavat systolisen verenpaineen ja pulssinkulkuajan suhdetta toisiinsa [26]. Muutokset pulssin kulkuajassa kuvaavat muutoksia verenpaineessa. PTT menetelmä soveltuu potilaan tarkkailuun jatkuvana 24 tunnin verenpaineen mittaumenetelmänä. Menetelmä on potilaalle miellyttävä ja huomaamaton, olleessaan sekä noninvasiivinen että mansetitön. [13]

Pulssin kulku-aika koostuu kahdesta osasta: isovolumetrisesta supistusajasta ja pulssin kulkuajasta. Ensin mainittu on intervalli, jonka aikana supistuva sydänlihas nostaa painetta riittävästi, jotta aorttaläppä aukeaa ja veri pääsee kulkeutumaan kammioihin, tämä osa on herkkä sympaattisen hermoston muutoksille, eikä niinkään verenpaineen muutoksille. Jälkimmäinen osa, pulssin kulku-aika, kuvaa aika viivettä aorttaläpän aukeamisen seurauksena syntyvän pulssiaallon saapumiseen ääreisverenkiertoon. Pulssin kulku-aika on kääntäen verrannollinen pulssiaallon nopeuteen. Verisuonten seinämien epälineaaristen ominaisuuksien ansiosta verenpaineennousu aiheuttaa kasvua pulssinaallon nopeuteen ja näin ollen laskee pulssin kulku-aikaa. Kuitenkaan keskinäisriippuvuus pulssin kulkuajan ja systolisen verenpaineen välillä ei ole aina voimakasta. [3]

Pulssiaallolla tarkoitetaan tässä yhteydessä paineaaltoa, joka johtuu sydämen supistumisesta ja kulkee valtimoverisuonia pitkin periferiaan. Verisuonien jäykkyydellä, valtimoiden läpimitalla ja veren viskositeetilla voidaan manipuloida pulssiaallon kauttakulku-aikaa ja verenpainetta. Laajalti erilaisissa tutkimuksissa on hyväksytty, että PTT vaihtelee käänteisesti mansetilla mitattuun verenpaineeseen nähden. [26]

Verenpaineen mittaamiseen on käytettävissä muitakin menetelmiä, esimerkiksi oskillosmetrinen menetelmä, jotka ovat tarkkoja, mutta mansetin käytön takia eivät sovellu jatkuvaan mittaamiseen. PTT menetelmän etuna onkin sen mansettittomuus. Vaikka PTT menetelmä on suhteelliseen uusi menetelmä, on voitu osoittaa, että sen avulla voidaan seurata verenpainetta lyhyen aikaa hyvin tarkasti, jonka jälkeen laiteisto vaati kalibrointia. [13]

Ensimmäisenä PTT:n ja verenpaineen suhdetta tutki Chen vuonna 2000. Chen yhdisti verenpaineeseen parametrin pulssiaallon nopeus PWV (Pulssiaallon nopeus). [13] Tässä tutkimuksessa systolinen verenpaine on saatu yhdistämällä kaksi erillistä komponenttia, korkeamman taajuuden komponentti saadaan taajuuslastan pulssin kulkuajasta ja pienempi komponentti systolisen verenpaineen oskillosmetrisestä mittauksesta. Pulssin kulku-aika määriteltiin EKG:n QRS-kompleksin alusta pulssin havainnointiin sormenpäähän asetetussa oskillosmetrisessä anturissa. Chen tutki menetelmällä potilaita sydänleikkauksen aikana ja pienellä otoksella havaittiin, että tulokset korreloivat hyvin invasiivisesti mitatun verenpaineen kanssa, virhepoikkeamat pysyivät $\pm 10\%$ välillä 97,8 prosenttisesti seurannan aikana korrelaatio kertoimen ollessa $0,97 \pm 0,02$. [3]

Tonometrillä ja verisuonten purkautumismenetelmällä pystytään määrittämään jatkuva pulssien välinen aaltomuoto, mutta ongelmana on, että ensimmäinen mittaa signaalin suoraan suonesta ja jälkimmäinen vaati pulssiaallon takaisinkytkentä signaalina. Molemmat tapauksissa anturinsignaalit ovat kuitenkin herkkiä liikeenergian synnyttämille artefakteille. [3]

Ideana pulssiaallon nopeuden hyödyntäminen verenpaineenmittauksessa on vanha ja sitä tutkittiin jo 1920-luvulla useissa julkaisuissa 1920-luvulla. Verenpaineen vaihtelun merkitystä pulssiaallonnopeuteen ja verisuonten kimmoisuuteen sekä näi-

den mittausten menetelmiä on puoltaan tutkittu 1930-luvulta alkaen. Estimointimenetelmiä, verenpainetta ja verenpainetta muutoksen havainnointiin käyttäen pulssiaallon nopeutta tai sykkeen saapumisaikaa hyödykseen, on tutkittu 1970-luvulta alkaen. Pulssiaallon nopeutta on myös käytetty psykofysiologisissa mittauksissa ilman sen liittämistä verenpaineseen. [3]

Lukuisista tutkimuksista huolimatta kukaan ei ole kuitenkaan onnistunut toteuttamaan luotettavaa pulssiaallon nopeuteen tai pussin kulkuaikaan perustuvaa verenpainemittaria [3], sillä on havaittu, ettei PTT välttämättä riitä absoluuttisten verenpainearvojen mittaamiseksi, mutta se toimii hyvänä estimaattina ja parametrina verenpainetta muutoksille. Lyhyt aikaisessa mittauksissa verenpaine ja PTT korreloivat keskenään erittäin hyvin stabiileissa olosuhteissa. Molemmat sekä verenpaine että PTT ovat tärkeitä sydän- ja verisuonisairauksien indikaattoreita. Lyhyen aikavälin mittauksilla voidaankin tuottaa tärkeää tietoa sydämen ja verisuoniston kunnosta. [11]

Ongelmaksi on noussut verisuonten seinämien elastisuus, joka ei ole vakio. Vaikka verenpaine vaikuttaa suurelta osin pulssiaallon nopeuteen ja sykkeen saapumisaikaan, mutta ongelmallinen valtimoiden elastisuus on yksilöllinen jokaisella potilaalla. Tämän takia useat tutkijat ovatkin aiemmin hylänneet pulssiaallon käytön verenpainetta mittauksessa. Chen löysi kuitenkin tutkimusryhmänsä kanssa viitteitä siitä, että systolisen verenpainetta muutosta voidaan havainnoida luotettavasti pulssin kulkuajan perusteella, vaikka absoluuttiseen systoliseen painetta arviointiin tarkkuus ei riitäkään. Tämä tarkoittaa sitä, että systolisen verenpainetta vaihtelu pystytään arvioimaan tarkasti pulssin kulkuajaksi taajuusalueessa. Ongelmia tosin tuottaa se, että matalampi taajuuskomponentti ei korreloi yhtä hyvin absoluuttisen tason kanssa (DC-komponentti), eli hitaita verenpainetta muutoksia ei pystytä havainnoimaan pulssin kulkuajan avulla. Ongelman ratkaisuksi Chen ehdottaa menetelmää, jossa pulssin kulkuajan ja ajoittain kalibroitavaa systolisen verenpainetta mittausta. [3]

Pulssiaallon nopeutta käytetään laajalti valtimoiden laajentumisen indeksinä. Perifeerisen pulssin kulkuaika on kääntäen verrannollinen pulssiaallon nopeuteen.

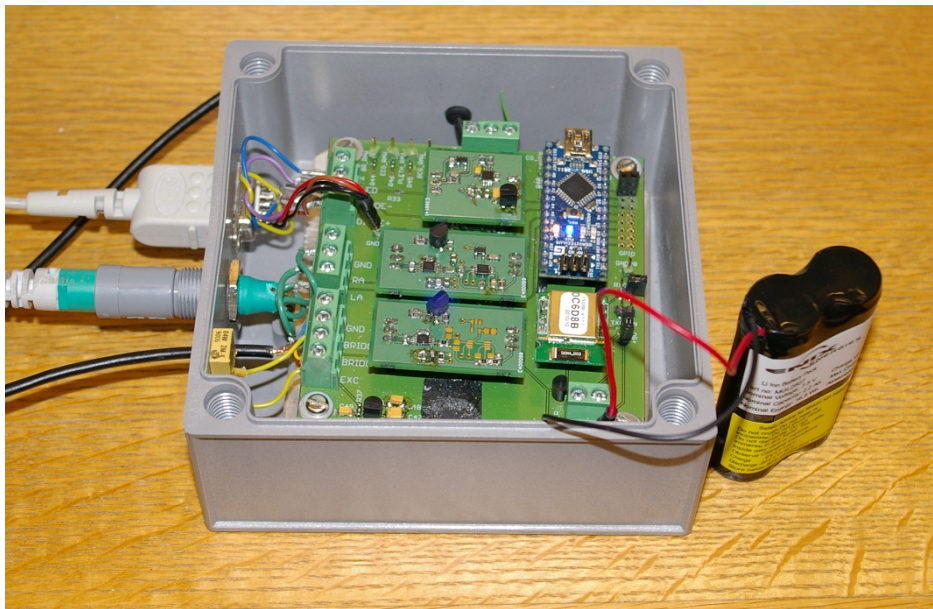
Suurten valtimoiden mekaaniset ominaisuudet ovat hyvin tärkeitä, kun puhutaan verenkierron fysiologisesta terveydestä. Laajat elastiset verisuonet absorboivat energiaa verenkierron systolisen virtauksen aikana ja vähentävät täten sydämen rasitusta ja työtä. Suurten valtimoiden toimita dynamiikkaa on vaikea mallintaa, sillä siihen vaikuttavat verenkierron pulssimainen luonne, verisuonten seinämien monimutkainen rakenne sekä sileiden lihasten kiinteys ja kunto. [4]

Pulssin kulku-aika tulee olla määritelty tietyllä selkeästi mitattavissa olevalle välillä ihmisen fysiologisten ja anatomisten rajoitusten takia, kuten syketasot, aallonnopeus tai verisuonisegmentin pituus. Näin voidaan hylätä epäpätevät mittausarvot. [8]

4 Mittaukset

4.1 Mittausjärjestelmä

Mittausjärjestelmä koostuu keskusyksiköstä (Kuva 4) ja mittausantureista (Kuva 5). Laitteistolla pystytään mittaamaan anturimaa samanaikaisesti hengitystä, BKG:tä, EKG:stä ja PPG:tä. Tässä työssä on kiinnostuttu lähinnä BKG:stä ja PPG:stä sekä referenssinä EKG:stä. Hengityssignaalia on käytetty apuna hengityksen aiheuttaman häiriön suodatuksessa. BKG-anturointi on rakennettu itse, pääkomponenttina on VTI Technologiesin SCA610-kiihtyvyyssanturi. EKG:n detektointiin käytettiin Medlabin kolmikanavaista EKG-kaapelia ja Ambun EKG-elektrodeja. PPG:n mittaamiseen käytettiin Datexin OxyTip+ pulssioksimetria. Hengitysmittaus suoritettiin venymäliuska-anturin avulla. Kuvassa 5 koehenkilölle ei ole puettu referenssimittarina käytettyä Omronin olkavarsimittaria.



Kuva 4: Laitteiston keskusyksikkö koteloituna.

EKG-anturit on sijoitettu raajakytkentöinä molempiin ranteisiin ja oikeaan nilkkaan. Sekä BKG-anturi, että hengityksen havainnointiin käytetty venymäliuska-anturi sijoitettiin rintakehälle. PPG-anturin sijoituspaikkana oli vasemmankäden etusormi, sillä se on lähempänä sydäntä. Omronin mittari sijoitettiin myös vasem-



Kuva 5: Mittauslaitteisto koehenkilölle puettuna, ilman mansettiverenpainemittaria.

paan käteen.

Verenpaineen vertailureferenssinä käytetään Omronin elektronista M6 Comfort-mittaria, joka on esitelty kuvassa 6. Omronin olkavarsiverenpainemittarit ovat myös ammattilasten käytössä, joten niiden luotettavuus on korkea. Mittarityyppi on kliinisesti validoitu ja näytöltä on luettavissa vain onnistuneen mittauksen tulos. Mittausalue on verenpaineelle 0-299 mmHg ja tarkkuudeksi ilmoitetaan ± 3 mmHg. [17] Omissa koemittauksissa havaittiin tarkkuudeksi $\pm 3,3$ mmHg. Näin ollen verenpainemittarilla mitatun verenpaineen virherajoiksi on laskettu ± 3 mmHg. Ongelmalliseksi mittauksien samanhetkisyyden tekee mansettiverenpainemittarin toimintaperiaate, joka estää veren etenemisen verisuonissa. Tämän takia ensin on suoritettu mittaus työssä esitellyllä laitteistolla ja heti perään Omronin mittarilla. Järjestyksen määräsi käytännöllisyys ja se, että verenpaineen ja palautuminen ennalleen manset-

timittauksen jälkeen kestää hetken.

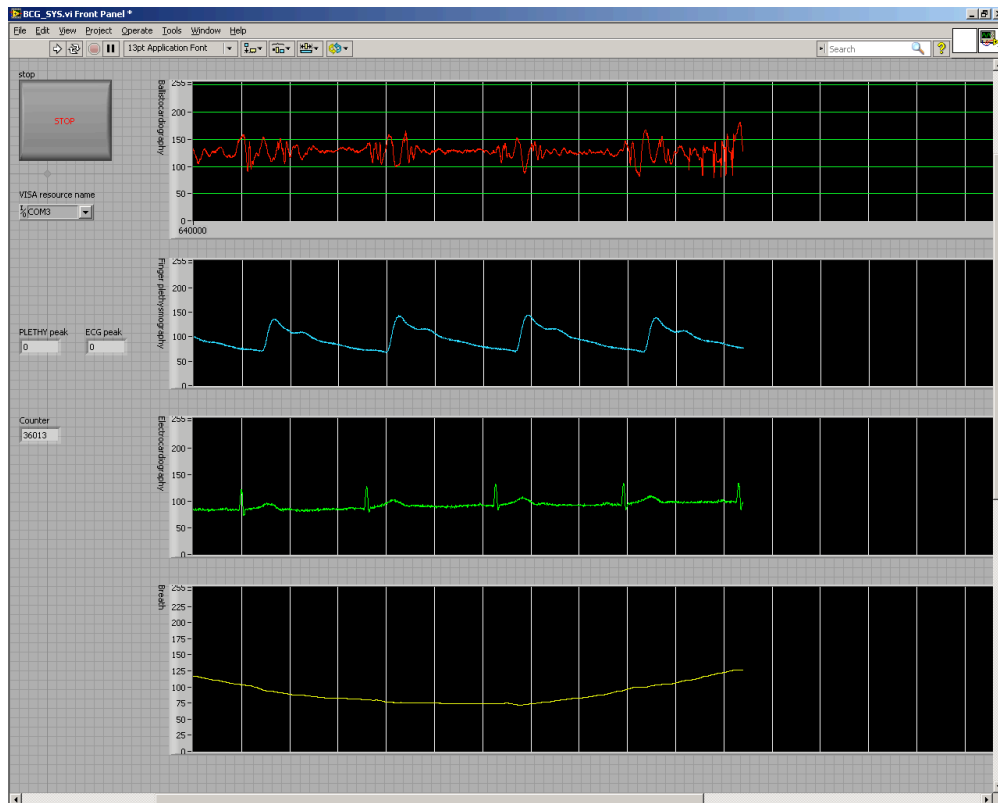


Kuva 6: Omronin M6 Comfort-olkavarsimittari [17]

Mittaustulokset luettiin USB-portin kautta tietokoneelle ja LabVIEW (Kuva 7 toimii reaaliaikaisena näyttönä mittauksen aikana, jolloin mahdolliset koehenkilön liikkeistä aiheutuvat häiriöt saatiin suljettua mittauksen ulkopuolelle. Varsinainen signaalinkäsittely ja pulssinkulkuajan laskenta suoritettiin MATLAB:lla. Näin ollen tuloksia ei saatu reaaliaikaisena tällä mittalaitteistolla ja suodatusmenetelmällä.

4.2 Signaalinkäsittely

Kaikista signaaleista suodatettiin tasavirtakomponentti pois, jotta signaalien keskinäinen vertailu olisi helpompaa. Kuvassa 8 on esitetty kaikki signaalit samanaikaisesti suodatettuna. Hengityssignaali (Kuva 9) suodatettiin seitsemän ensimmäisen harmonisen komponentin avulla, muiden signaalien suodatuksessa on käytetty kaistanesto- ja kaistanpäästösuodattimia. Tässä työssä ei varsinaisesti oltu kiinnostuneita hengityssignaalista. Signaali kuitenkin mitattiin samanaikaisesti muiden signaalien kanssa, jotta hengityksestä aiheutuva häiriö olisi helpompi suodattaa pois etenkin ballistokardiografiasignaalista. Hengityksen ensimmäisen harmonisen taajuuden havaittiin olevan noin 0,26 Hz. Hengityksen vaikutus näkyy BKG-signaalissa kaikkein selvimmin mitatuista signaaleista, sillä kiihtyvyyssanturi reagoi hengityksen

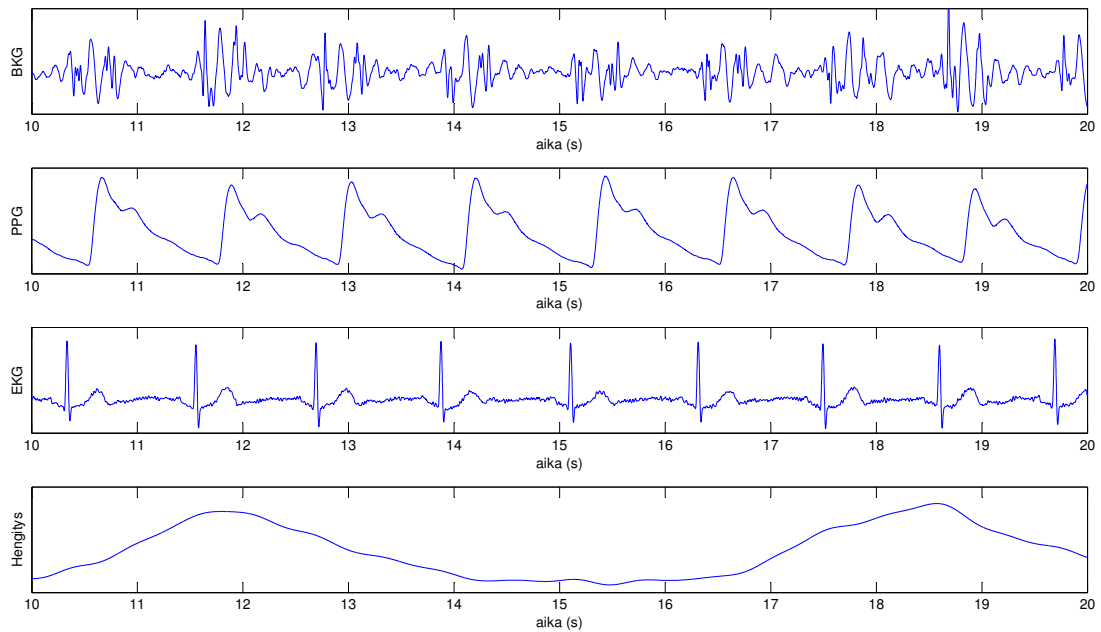


Kuva 7: LabVIEW:n havainnointi ikkuna, signaalit ylhäältä alaspäin ovat BKG, PPG, EKG ja hengitys.

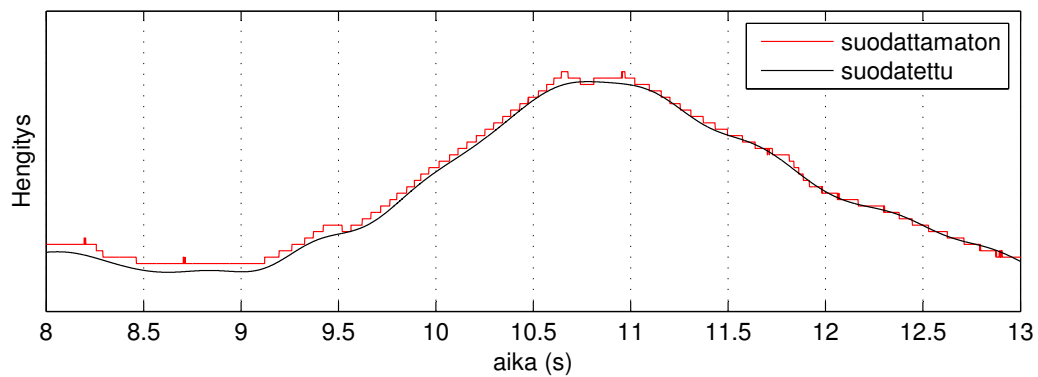
aiheuttamaan rintakehän liikkeeseen herkästi. Kuvassa 9 voidaan nähdä selkeästi kuinka signaalissa on häiriöitä ennen suodatusta.

Ballistokardiografiasignaali (Kuva 10) suodatettiin kaistanpäästösudattimella välille 0,3-49 Hz. Alaraja määräytyi sen mukaan, että hengityssignaalin voimakkain piikki noin 0,26 Hz kohdalla jäi kaistan ulkopuolelle. Kaistan yläraja on valittu niin, että verkkovirran aiheuttama 50 Hz häiriö jää kaistan ulkopuolelle. Signaali olisi voitu suodattaa vielä rajummin, sillä efektiivinen kaista on 0,5-20 Hz, vaikka valitulla taajuusalueella on enemmän häiriöinä, ei signaalista haluttu kuitenkaan suodattaa liikaa komponentteja pois.

Pletysmografiasignaali (Kuva 11) suodateltiin kaistanpäästönä samoin kuin BKG-signaali, mutta alempana rajana on BKG-signaalista poiketen 0,15 hertsiä, sillä hengityksen aaltosykli ei erotu yhtä selvästi tästä signaalista. Ylärajana 49 Hz, johtuen verkkovirran aiheuttamasta 50 Hz häiriöstä. Kuvasta 11 voidaan nähdä selkeäs-



Kuva 8: Kaikki mitatut signaalit suodatuksen jälkeen ajan funktiona ylhäältä alaspäin järjestyksessä BKG, PPG, EKG ja hengitys.

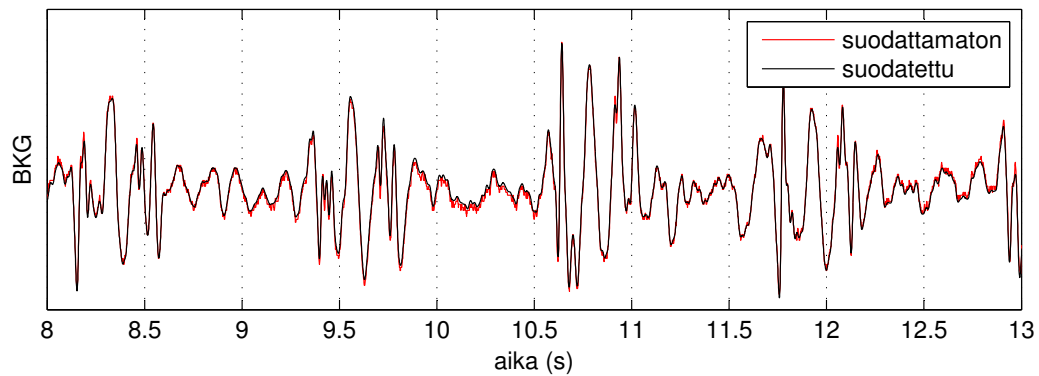


Kuva 9: Hengitysmittaus suodatettuna ja suodattamattomana ajan funktiona

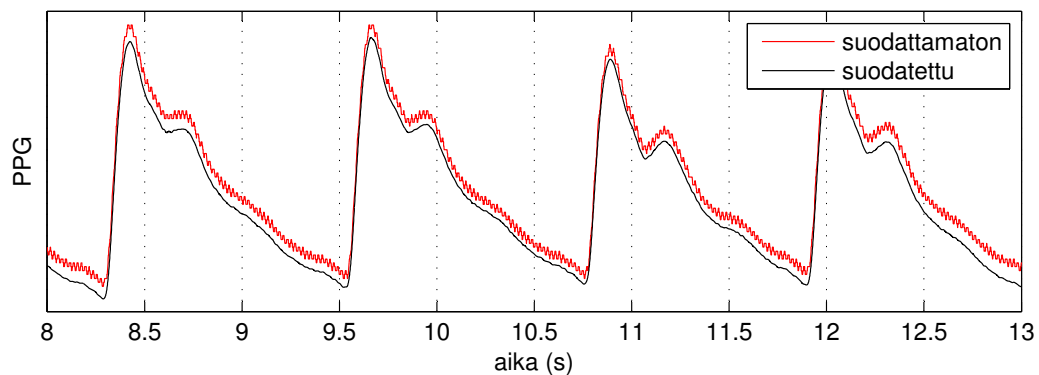
ti verkkovirran aiheuttama häiriö suodattamattomaan signaaliin. Käytetty anturi päästää myös jonkin verran ympäröivää valoa lävitse, joka omalta osaltaan aiheuttaa lisää häiriötä signaaliin. Aaltomuodoltaan signaali on kuitenkin selkeä, mikä helpottaa sen suodatusta, eikä merkittäviä komponentteja jää suodatuksen ulkopuolelle, vaikka kaistanpäästösuodattimen kaistaa vielä kavennettaisiin edellä mainitusta.

Elektrokardiografiasignaali (Kuva 12) suodatettiin kapeammalla kaistanpäästöllä

välille 1-40 Hz. Koska EKG:ssä ollaan kiinnostuneita vain R-aallon huipun paikasta, valittiin suodatus sellaiseksi, että signaalissa on mahdollisimman vähän häiriöitä, mutta R-aalto erottuu selkeästi. EKG-signaali on muodoltaan selkeä ja se sisältää helposti tunnistettavat vaiheet toisin kuin BKG-signaali, joka on rakenteeltaan huomattavasti monimutkaisempi.



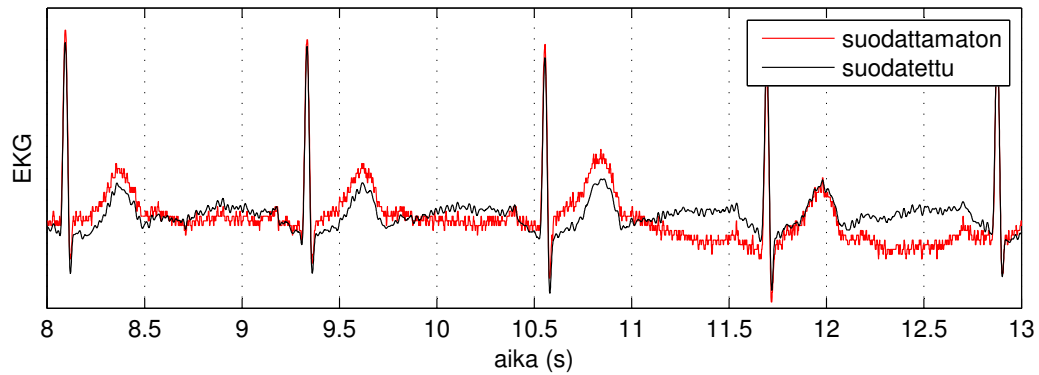
Kuva 10: Ballistokardiografiasignaali suodatettuna ja suodattamattoman ajan funktiona.



Kuva 11: Fotopletysmografiasignaali suodatettuna ja suodattamattoman ajan funktiona.

4.3 Mittaustulokset

Koehenkilömittaukset suoritettiin yhdeksälle henkilölle, ja jokaiselle henkilölle suoritettiin kaksi mittausta. Mittaustulokset on esitetty taulukossa 1. Koehenkilöt ovat



Kuva 12: Elektrokardiografiasignaali suodatettuna ja suodattamattoman ajan funktiona.

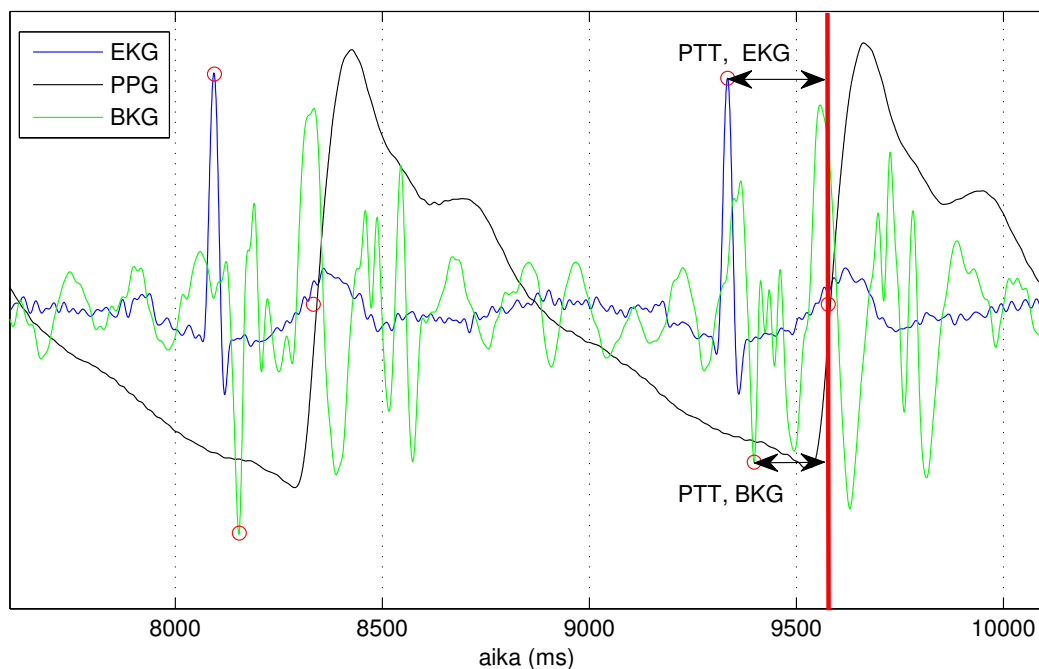
perusterveitä miehiä ja naisia, joiden ikähaarukka on 24-53-vuotta. Mittausasentona oli istuma-asento, vaikka mahdollisesti makuultaan suoritettussa mittauksessa olisi voinut olla vähemmän häiriöitä asennon suuremman stabiilisuuden johdosta. Tavoitteena on kuitenkin toteuttaa potilaan kannalta mahdollisimman miellyttävä kokemus, joten istuma-asento valittiin sen luontevamman olemuksen takia.

Kustakin mittauksesta analysoitiin 25 sekunnin mittainen mittausjakso, jonka ajalta laskettiin pulssinkulkuajat EKG:n R-aallosta ja BKG:n I-laaksosta PPG-signaalin jyrkimpään nousukulmaan, eli P-pisteeseen, joka tunnistettiin toisen derivaatan nollakohdan perusteella. Näin saatiin varmistettua yhtäläinen PPG-signaalin kohta jokaiselta koehenkilöllä, eikä syntynyt vastaavaa epämääräisyyttä mittauskohtaa, kuin olisi syntynyt, jos mittauspisteen paikkana olisi käytetty signaalin huippua, jonka muoto vaihtelee yksilöllisesti. Ongelmana oli lähinnä BKG-signaalista oikean paikan tunnistaminen, sillä signaali on hyvin herkkä erilaisilla häiriöillä ja koehenkilön liikkeille. Näin ollen oikean laakson tunnistaminen on hankalampaa, ja samalla signaalissa olevat liikkeestä aiheutuvat häiriöt voivat aiheuttaa epämääräisyyttä mittaukseen. Kuvassa 13 on esitetty mittauksissa käytettävät pisteet ja pulssin kulku-aika.

Mittaustulokset on esitetty käyrinä liitteissä A-I. Niistä voidaan havaita, että koehenkilöiden välillä on selkeitä eroja PPG-signaalin muodostumisessa. Jokainen signaali toki pitää sisällään siihen liittyvät komponentit, mutta eri koehenkilöiden

välillä on suurtakin hajontaa esimerkiksi PPG-signaalin huipun muodossa. Koska signaali on pääpiirteiltään samanlainen, mutta varsinaisen huipun muodossa on eroja, päädyttiin siihen, että mittaus pisteinä käytetään signaalin toisen derivaatan nol-lakohtaa huipun sijasta, eli kohtaa jossa signaali nousee jyrkimmin. EKG-signaalin R-huippu on selkeästi havaittavissa ja sitä onkin käytetty lähtökohtana muiden mit-tauspisteiden tunnistamisessa.

BKG-signaalissa haastavaa oli se, että osalla koehenkilöistä I-laakson keskellä on pieni huippu. Näin ollen mittauspiste on joko ennen huippua tai sen jälkeen riippuen siitä kummalla puolella on syvin laakso. Ongelma olisi mahdollisesti saatu poistettua signaalin suuremmalla suodatuksella, mutta tällöin syvimmän laakson paikka olisi hieman muuttunut ja vaikuttanut tätä kautta edelleen pulssin kulkuajoihin.



Kuva 13: Pulssin kulkuajat mitattuna EKG:n R-piikistä tai BKG:n I-laaksosta PPG:n P-pisteeseen.

Taulukossa 1 on esitetty saadut pulssin kulkuajat sekä koehenkilökohtaiset keski-hajonnat pulssin kulkuajalle. Jokaiselle koehenkilölle on laskettu erikseen mittaus-ten keskihajonta, jossa on käytetty kummankin mittauksen aikana saatuja pulssikul-kuajatietoja. Keskihajonta muodostuu näin ollen 40-75 pulssin perusteella koehen-

Koehenkilö mit A / mit B	PTT_{EKG} ms	s_{EKG} ms	PTT_{BKG} ms	s_{BKG} ms	Verenpaine mmHG
Kh 1 / A	245,60	9,81	171,87	29,63	142
Kh 1 / B	227,73	9,81	135,93	29,63	147
Kh 2 / A	255,33	26,01	188,27	31,51	115
Kh 2 / B	231,73	26,01	180,73	31,51	114
Kh 3 / A	250,20	6,99	175,27	19,44	153
Kh 3 / B	241,07	6,99	162,20	19,44	146
Kh 4 / A	255,00	21,44	177,80	17,92	137
Kh 4 / B	259,67	21,44	184,73	17,92	131
Kh 5 / A	267,00	13,81	197,07	23,16	123
Kh 5 / B	287,20	13,81	196,80	23,16	125
Kh 6 / A	228,80	8,76	142,73	5,85	150
Kh 6 / B	246,33	8,76	149,47	5,85	146
Kh 7 / A	232,73	9,65	143,47	27,51	158
Kh 7 / B	233,73	9,65	146,07	27,51	155
Kh 8 / A	263,30	5,17	176,40	22,78	132
Kh 8 / B	264,80	5,17	191,73	22,78	130
Kh 9 / A	274,67	17,31	195,87	17,31	97
Kh 9 / B	272,40	17,31	189,93	17,31	98

Taulukko 1: Koehenkilömittaukset

kilöstä ja koehenkilön sykkeestä riippuen. Varsinaiset pulssinkulkuajat on laskettu mittauskohtaisesti keskiarvona 15 peräkkäisestä pulssista. Viimeisessä sarakkeessa on esitetty Omronin verenpainemittarilla mitattu verenpaine elohopeamillimetreinä.

5 Tulokset

Kuvassa 14 on esitetty verenpaine pulssin kulkuajan funktiona. Kuvassa on selkeästi havaittavissa, että matalilla systolisen verenpaineen arvoilla ei saada yhtä hyviä tuloksia, kuin korkeammilla arvoilla. Toisaalta kyseessä voi olla myös henkilön ominaisuus, joka johtuu korkeammasta sykkeestä.

Taulukossa 1 on havaittavissa, että pulssinkulkuajat poikkeavat koehenkilön 2 kohdalla huomattavasti muista, etenkin EKG:n pohjalta lasketun pulssin kulkuajan kohdalla, syynä tähän on henkilön käsien värinä. Värinä vaikuttaa etenkin PPG-signaaliin ja signaalissa onkin havaittavissa selkeää heiluntaa. Syy minkä takia muutokset näkyvät nimenomaan EKG-signaalin pohjalta laskettavassa pulssinkulkuajassa on, että käsien värinä vaikuttaa myös BKG-signaaliin, mutta ei EKG:hen. Värinän vaikutus on huomattavissa etenkin mittauksessa B, mutta myös mittauksessa A on havaittavissa vapinan vaikutus signaaleihin. BKG-signaali on muutenkin herkempi erinäisille liikkeille ja muutoksille hengityksessä, esimerkiksi hengityksen pidättäminen tai voimakkuus näkyy selkeästi saadussa signaalissa.

Myös koehenkilön 9 tulokset on jätetty pois regressiokäyrän sovitukselta, sillä tulokset ovat selvästi eri linjassa muiden kanssa. Keskenään toki tulokset ovat yhteneviä, mutta pulssin kulkuajat ovat selvästi nopeampia kuin muilla koehenkilöillä. Syynä tähän on henkilön selvästi korkeampi syke muihin koehenkilöihin verrattuna. Nämä selkeästi muista poikkeavat mittaustulokset muuttavat regressiokäyrän kulmakerrointa huomattavasti, joten kokonaisuuden kannalta on parempi jättää ne huomioimatta.

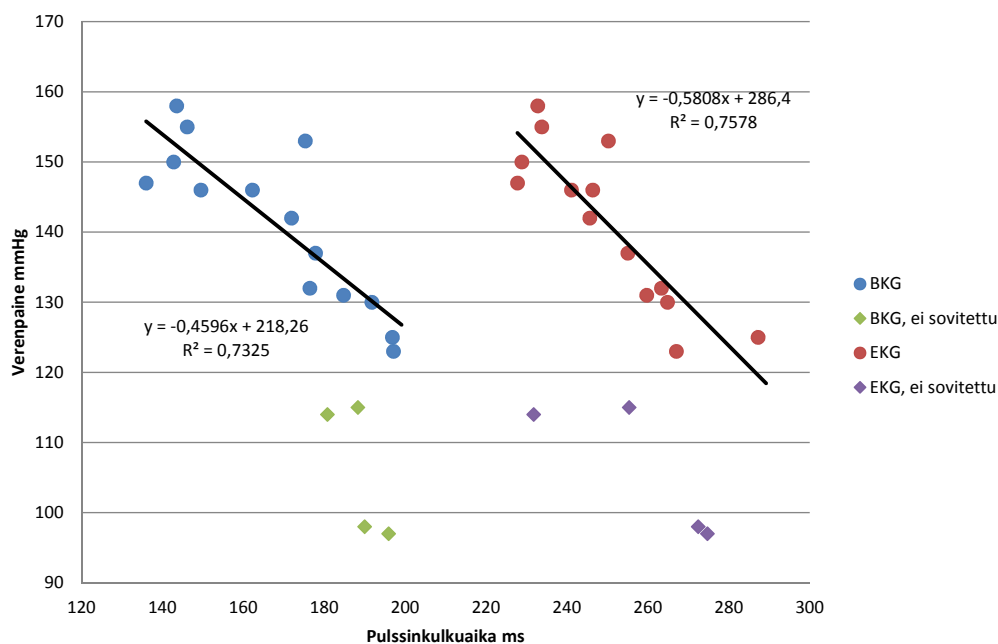
Regressiokäyriksi saatiin:

$$SBP_{BKG} = -0,4596PTT + 218,26, \quad (14)$$

ja

$$SBP_{EKG} = -0,5808PTT + 286,4, \quad (15)$$

jossa PTT on mittauksesta laskettu pulssinkulku-aika. Selitysasteeksi saatiin BKG:lle



Kuva 14: Regressiokäyrät sovitettuina saatuihin laskettuihin pulssin kulku-aikoihin mitatun verenpaineen funktiona.

73,25 % ja EKG:lle 75,78 %. Käyrä on laskeva, sillä pulssin kulku-aika pitenee matalilla verenpaineen arvoilla. Kuten taulukoista 2 ja 3 voidaan nähdä, koehenkilöiden 2 ja 9 mittaukset poikkeavat suuresti muista. Kun tarkastellaan lähemmin valideja mittauksia, huomataan, että ero Omronin mittarilla mitattuun verenpaineeseen pystyy BKG:n tapauksessa $\pm 10\%$ rajoissa ja vastaavasti EKG:llä $\pm 8\%$. Näin ollen mittalaitteistolla ja tällä menetelmällä saatuja tuloksia voidaan pitää luotettavina.

Omronin ilmoittamat virherajat käytetylle olkavarsimittarille ovat ± 3 mmHG. Laskettaessa prosentuaalinen virhe henkilön verenpaineen ollessa 130 mmHG saadaan 2 %, joka on hieman pienempi kuin käytetyllä mittalaitteistolla saavutetut arvot. Erona on kuitenkin se, että mittalaitteiston perusteella saatuja tuloksia on verrattu Omronin mittarilla saatuun verenpaineeseen. Näin ollen, jos Omronin mittarissa on virhettä vaikuttaa se myös saatuihin tuloksiin. Laite tulisikin kalibroida esimerkiksi katetriverenpainemittari mukaan, sillä se on menetelmänä tarkempi.

Mittaus	SBL	SBL_{BKG}	$SBL - SBL_{BKG}$	ero-%
Kh 1 / A	142	139	3	2 %
Kh 1 / B	147	156	-9	6 %
Kh 2 / A	114	135	-21	19 %
Kh 2 / B	115	132	-17	15 %
Kh 3 / A	153	138	15	10 %
Kh 3 / B	146	144	2	2 %
Kh 4 / A	137	137	0	0 %
Kh 4 / B	131	133	-2	2 %
Kh 5 / A	123	128	-5	4 %
Kh 5 / B	125	128	-3	2 %
Kh 6 / A	150	153	-3	2 %
Kh 6 / B	146	150	-4	2 %
Kh 7 / A	158	152	6	4 %
Kh 7 / B	155	151	4	2 %
Kh 8 / A	132	137	-5	4 %
Kh 8 / B	130	130	0	0 %
Kh 9 / A	97	128	-31	32 %
Kh 9 / B	98	131	-33	34 %

Taulukko 2: Systolinen verenpaine BKG

Mittaukset onnistuivat suurimmalla osalla koehenkilöistä ja saadut tulokset ovat vertailukelpoisia muihin tutkimuksiin nähden. Kaikki pulssinkulkuajan laskennassa tarvittavat signaalien pisteet pystyttiin tunnistamaan koneellisesti. Tiettyä ongelmaa tuottavat hyvin korkeat tai matalat pulssitaajuudet, jolloin pisteiden tunnistuksessa esiintyy helpommin virhe pisteitä.

Mittaus	SBL	SBL_{EKG}	$SBL - SBL_{EKG}$	ero-%
Kh 1 / A	142	144	-2	1 %
Kh 1 / B	147	154	-7	5 %
Kh 2 / A	114	152	-38	33 %
Kh 2 / B	115	138	-23	20 %
Kh 3 / A	153	141	12	8 %
Kh 3 / B	146	146	0	0 %
Kh 4 / A	137	138	-1	1 %
Kh 4 / B	131	136	-5	3 %
Kh 5 / A	123	131	-8	7 %
Kh 5 / B	125	120	5	4 %
Kh 6 / A	150	154	-4	2 %
Kh 6 / B	146	143	3	2 %
Kh 7 / A	158	151	7	4 %
Kh 7 / B	155	151	4	3 %
Kh 8 / A	132	133	-1	1 %
Kh 8 / B	130	133	-3	2 %
Kh 9 / A	97	127	-30	31 %
Kh 9 / B	98	128	-30	31 %

Taulukko 3: Systolinen verenpaine EKG

6 Johtopäätökset

Tässä työssä saadut tulokset, jotka ovat esitelty tarkemmin luvussa 5. Vastaavat aiheeseen läheisesti liittyvät aiempia tutkimuksia. Menetelmää voidaan pitää hyvänä indikaattorina potilaan systolisesta verenpaineesta, jos sitä verrataan yleisesti käytössä oleviin oskillosmetrisiin verenpaineen mittareihin. Tämän työn aikana ei ollut mahdollisuutta verrata menetelmää katetrivverenpaineeseen, mutta jos laitteisto halutaan tuottaa tulevaisuudessa, tulisi tällainen vertailututkimus tehdä.

Pulssin kulkuajan laskemiseksi vaadittavat mittauspisteet pystytään tunnistamaan koneellisesti, joten menetelmää pystytään sen puolesta käyttämään yleisesti sairaaloissa, kotihoidossa tai potilasvastaanotoilla. Koehenkilöiden verenpaineet saivat olemaan pääasiassa yli 130 mmHg, joten varmasti ei voida tietää miten laitteisto käyttäytyy matalilla verenpaineilla. Mutta korkeat verenpaineen arvot ainakin korreloivat referenssimittarilla mitattujen arvojen kanssa.

Työn tulokset vastaavat odotettua, sillä BKG-signaalista lasketulla pulssin kulkuajalla on hieman pienempi korrelaatiokerroin, kuin EKG:n pohjalta lasketulla pulssin kulkuajalla. Syy tähän on ihmisen fysiologiassa. Ballistokardiografiasignaali syntyy sydämen mekaanisesta liikkeestä pulssin tavoin, joten niillä on suora yhteys toisiinsa, mutta signaali on myös häiriöherkempi. Edellisistä poiketen EKG on sydämen sähköisen toiminnan mittari ja indikaattori, näin ollen ilmiöt eivät synny tai käyttäydy täysin yhtenevästi. Kummallakin menetelmällä on omat etunsa.

EKG on yleisesti mitattava ominaisuus etenkin sairaala- ja ensiapuhoidossa. Tällaisissa ympäristöissä myös EKG:n hyödyntäminen pulssin kulkuajan perusteella lasketulle verenpaineelle on ymmärrettävä ja jopa suotava, sillä potilaalle ei näin ollen tarvitse pukea käytössä olevia antureita enempää mittalaitteita. Tosin tässä tapauksessa laitteisto tulisi integroida jo olemassa olevaan EKG-laitteistoon.

Kotisairaanhoidossa, työterveysasemilla ja potilasvastaanotoilla potilaan mukavuus ja laitteiston helppokäyttöisyys ovat avainasemassa. Maallikolle rintakehälle asennettava BKG-anturi on helppokäyttöisempi ja miellyttävämpi, kuin EKG-laitteistot. Toisaalta laitteisto on myös halvempi. Ongelmana on BKG:n suuri häi-

riöherkkyys liikkeelle ja värinälle.

Jatkokehityksen kannalta oleellista on myös tehdä laitteistosta mahdollisimman luotettava ja potilaan kannalta helposti käytettävä. Tässä tapauksessa pitää huomioida kohderyhmä entistä tarkemmin. Jos laitteesta halutaan luoda vaihtoehtoinen menetelmä koti- ja terveyskeskuskäytössä oleville mansettiverenpainemittareille.

Anturien ja mittalaitteiston pukeminen pitäisi olla potilaalle helppoa ja hyvin intuitiivista. PPG:n sormianturit ovat helppokäyttöisiä ja, jos BKG-anturin kiinnitys ja sijoittaminen toteutetaan sykemittarin vyön kaltaisella menetelmällä, on se helposti puettavissa ja käytettävissä.

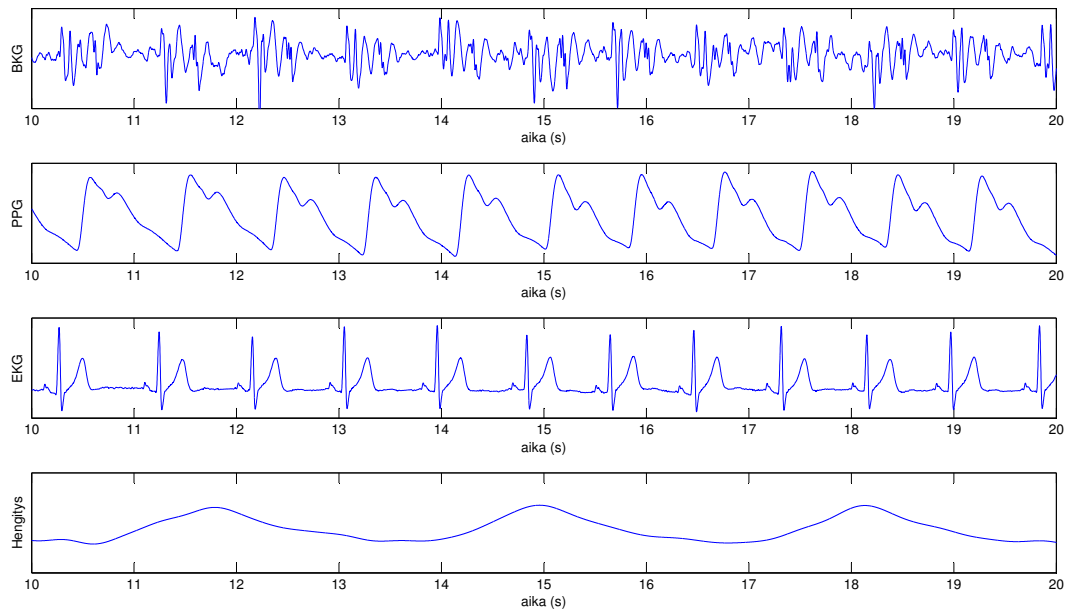
Yhtenä kehityskohteenä laitteiston langattomuus, jolloin etenkin jatkuvan käytön mahdollisuus paranee. Tällä hetkellä mittaustulokset pystytään lukemaan bluetoothin kautta tietokoneella, mutta potilas on edelleen kiinni keskusyksikössä. Näin ollen potilas ei ole vapaa liikkumaan haluamallaan tavalla. Toisaalta langattomuuden vaatimus potilaan ja keskusyksikön välillä ei ole niin suuri työterveysasemilla ja potilasvastaanotoilla, sillä potilas oletusarvoisesti istuu lääkärin vastaanotolla.

Viitteet

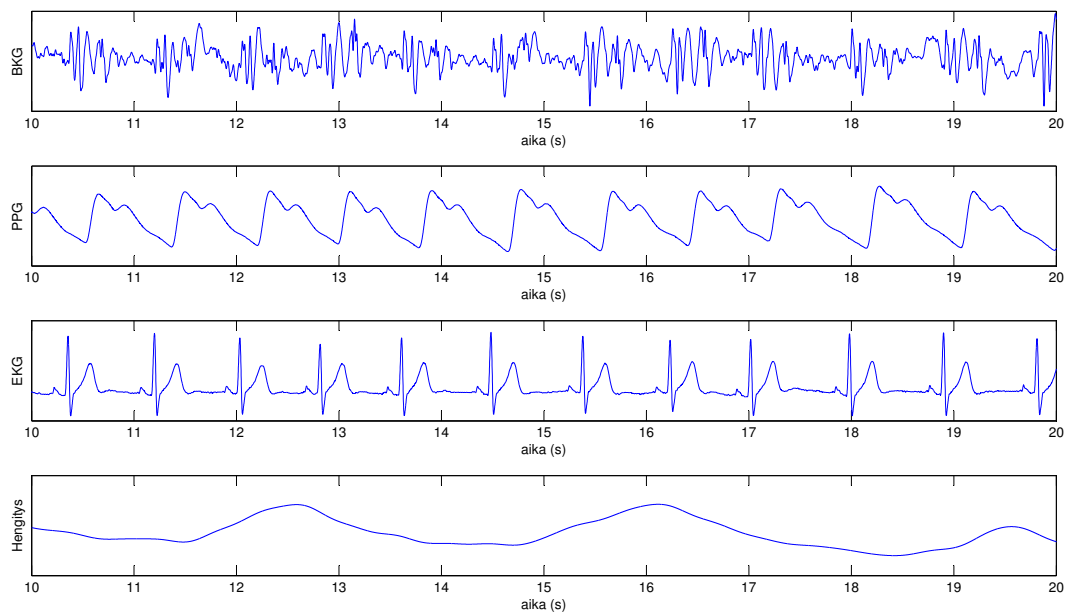
- [1] AnaesthesiaUK. Principles of pulse oximetry, September 2004.
- [2] J. G. Bjälle, E. Haug, O. Sand, O. V. Sjaastad, and K. C Toverud. *Ihminen: Fysiologia ja anatomia*. WSOY, 1999.
- [3] W. Chen, T. Kobayashi, S. Ichikawa, Y. Takeuchi, and T. Togawa. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38:569–574, 2000. 10.1007/BF02345755.
- [4] Byeong Cheol Choi, Hee Jeong Lee, Soo Young Ye, Dong Keun Jung, Gi Ryon Kim, Kwang Nyon Kim, and Gye Rock Jeon. Evaluation of arterial compliance on pulse transit time using photoplethysmography. In *Industrial Electronics Society, 2004. IECON 2004. 30th Annual Conference of IEEE*, volume 3, pages 3219 – 3222 Vol. 3, nov. 2004.
- [5] Antonio Eblen-Zajjur. A simple ballistocardiographic system for a medical cardiovascular physiology course. *Advances in Physiology Education*, 27(4):224–229, 2003.
- [6] J. Espina, T. Falck, J. Muehlsteff, and X. Aubert. Wireless body sensor network for continuous cuff-less blood pressure monitoring. In *Medical Devices and Biosensors, 2006. 3rd IEEE/EMBS International Summer School on*, pages 11–15, sept. 2006.
- [7] J. W. Gordon. Certain molar movements of the human body produced by the circulation of the blood. *Journal of Anatomy and Physiolog*, 1877.
- [8] S. Hey, A. Gharbi, B. von Haaren, K. Walter, N. Konig, and S. Loffler. Continuous noninvasive pulse transit time measurement for psycho-physiological stress monitoring. In *eHealth, Telemedicine, and Social Medicine, 2009. eTELEMED '09. International Conference on*, pages 113 –116, feb. 2009.
- [9] O T Inan, M Etemadi, R M Wiard, L Giovangrandi, and G T A Kovacs. Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring. *Physiological Measurement*, 30(2):169, 2009.
- [10] S. Junnila, A. Akhbardeh, L.C. Barna, I. Defee, and A. Varri. A wireless ballistocardiographic chair. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pages 5932 –5935, 30 2006-sept. 3 2006.
- [11] T. Ma and Y.T. Zhang. A correlation study on the variabilities in pulse transit time, blood pressure, and heart rate recorded simultaneously from healthy subjects. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 996 –999, 2005.

- [12] R. Malmivuo, J. and Plonsey. *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press., 1995.
- [13] B M McCarthy, B O'Flynn, and A Mathewson. An investigation of pulse transit time as a non-invasive blood pressure measurement method. *Journal of Physics: Conference Series*, 307(1):012060, 2011.
- [14] Shanthi Mendis. Maailmanlaajuista sydän- ja verisuonitautiepdeemiaa on jo kiire torjua, 9 2006.
- [15] Päivi Musakka. Sydän- ja verisuonisairaudet, 1 2011.
- [16] W. Nienstedt, O. Hänninen, A. Arstila, and S.-E. Björkquist. *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. WSOY, 2000.
- [17] Omron, 2011.
- [18] Mikko Paukkunen. Mittausasema ballistokardiografisiin mittauksiin. Master's thesis, Aalto-yliopisto, 2011.
- [19] O. Girao P. Pinheiro, E. Postolache. Pulse arrival time and ballistocardiogram application to blood pressure variability estimation. In *Medical Measurements and Applications*, 2009.
- [20] J. Reijula. Älykäs potilasvuode tehohoitopotilaan seurannassa. Master's thesis, Teknillinen korkeakoulu, 2007.
- [21] Veikko Salomaa. Sydänsairaudet yleisempiä kuin koskaan - riskitekijät painotuvat alempiin sosiaaliryhmiin, 9 2006.
- [22] Tapani Toivonen. Ballistografisen mittaustuolin anturivahvistimen kehitys ja toteutus. Master's thesis, Teknillinen korkeakoulu, 2009.
- [23] Gerard J. Tortora and Bryan H. Derrickson. *Principles of Anatomy and Physiology*. Wiley, 12th edition, June 2008.
- [24] K.-i. Yamakoshi. In the spotlight: Bioinstrumentation. *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, 2:2 –5, 2009.
- [25] Xinsheng Yu, Dejun Gong, Siren Li, and Yongping Xu. Evaluation of a combined wavelet and a combined principal component analysis classification system for bcg diagnostic problem. In Vasile Palade, Robert Howlett, and Lakhmi Jain, editors, *Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems*, volume 2773 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 646–652. Springer Berlin / Heidelberg, 2003. 10.1007/978-3-540-45224-9_88.
- [26] N. A. Zakaria, N. B. Sharifmuddin, W. M. F. Wan Mohd. Ridzwan, and N. H. Mahmood. Pulse wave transit time and its relationship with systolic blood pressure. In C. T. Lim, J. C. H. Goh, and Ratko Magjarevic, editors, *6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore*, volume 31 of *IFMBE Proceedings*, pages 1354–1357. Springer Berlin Heidelberg, 2010.

A Koehenkilön 1 mittaukset

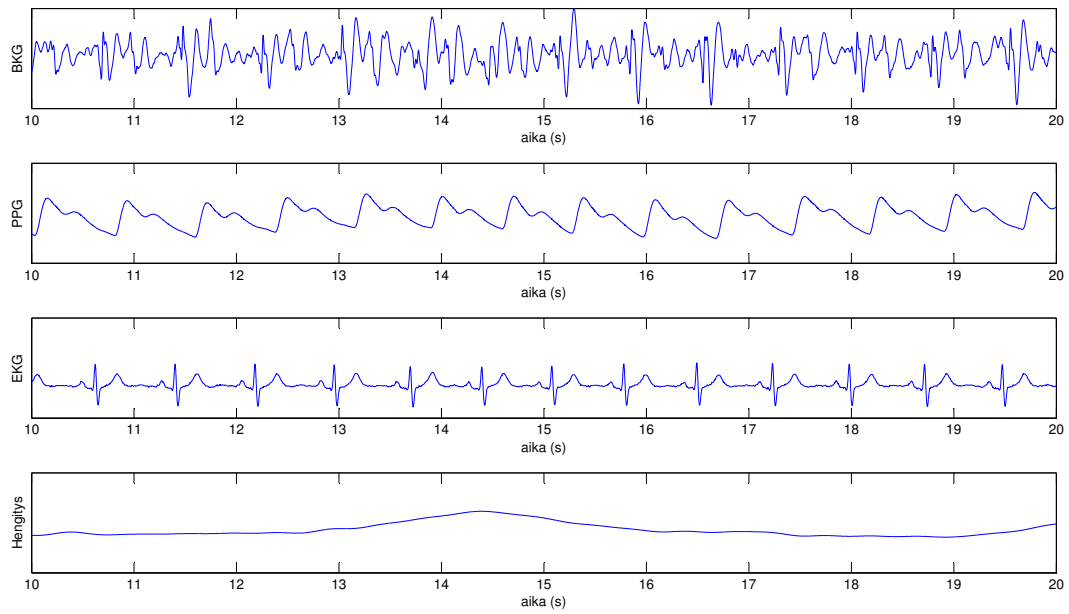


Kuva A1: A-mittaus

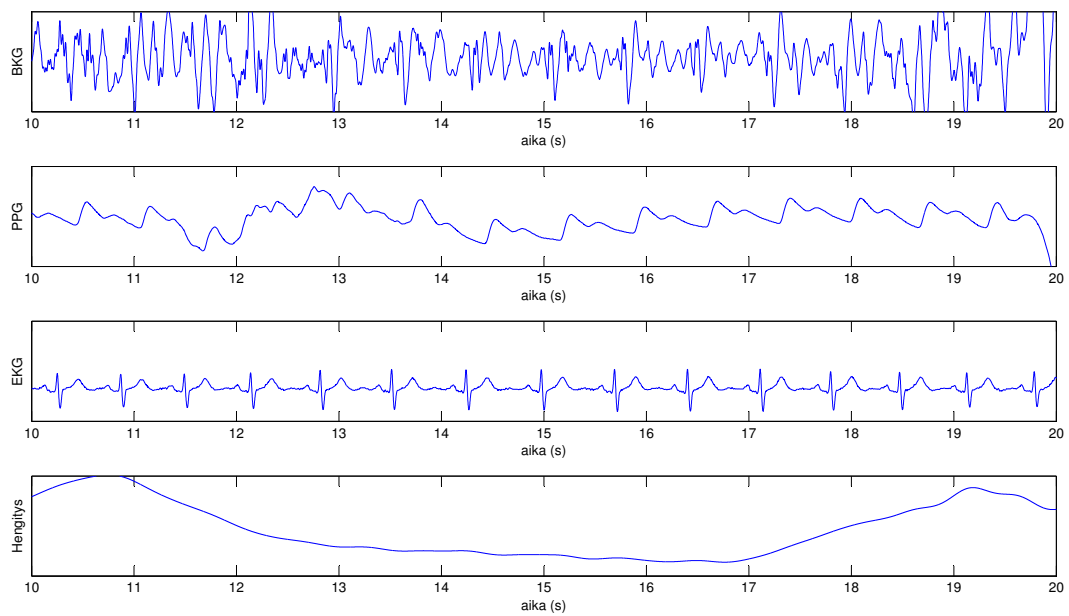


Kuva A2: B-mittaus

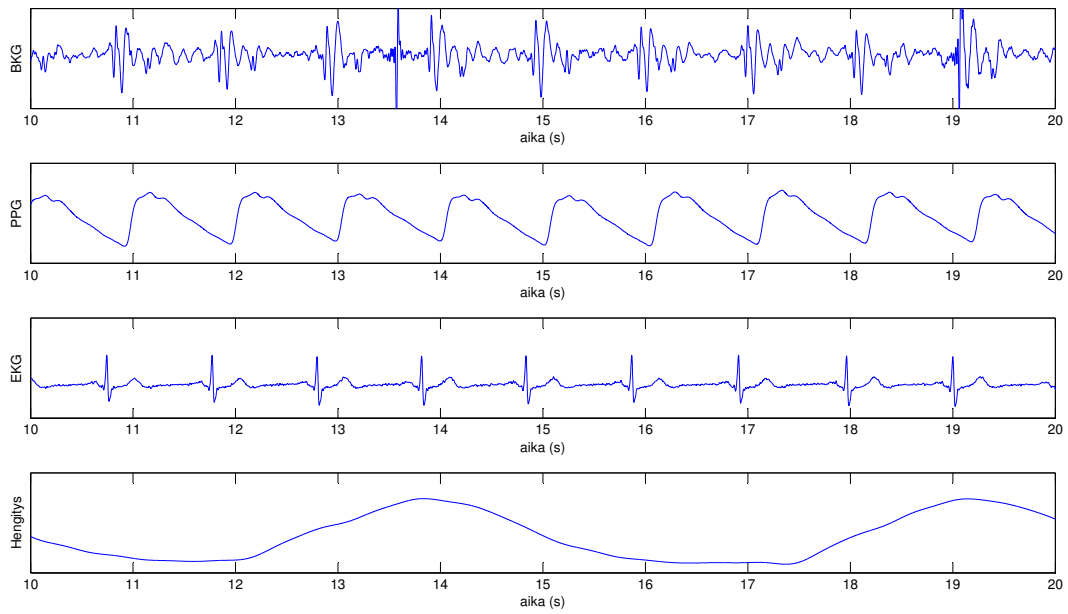
B Koehenkilön 2 mittaukset



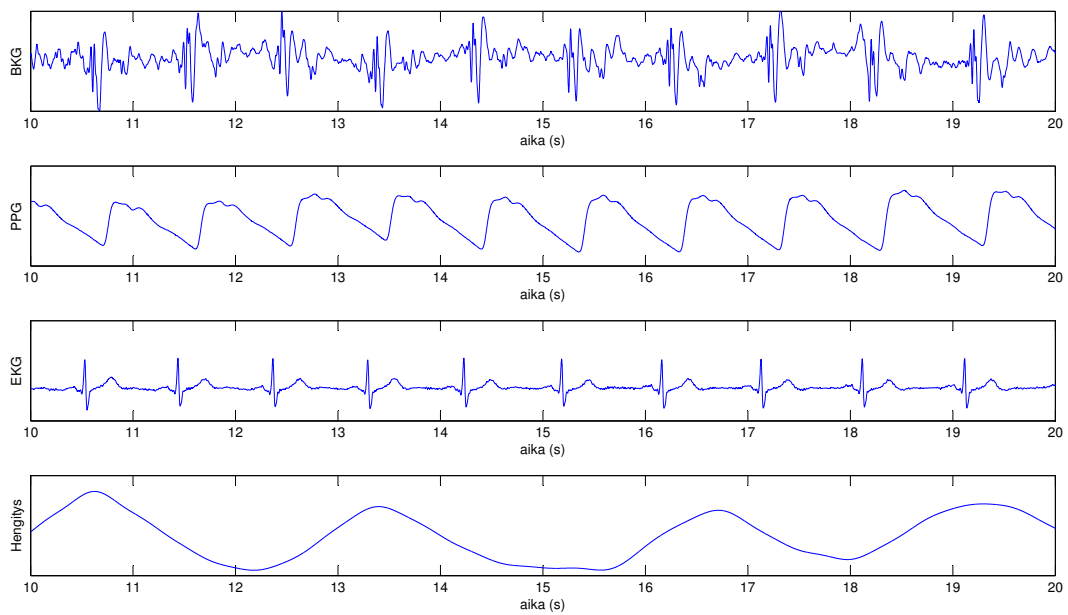
Kuva B1: A-mittaus



C Koehenkilön 3 mittaukset

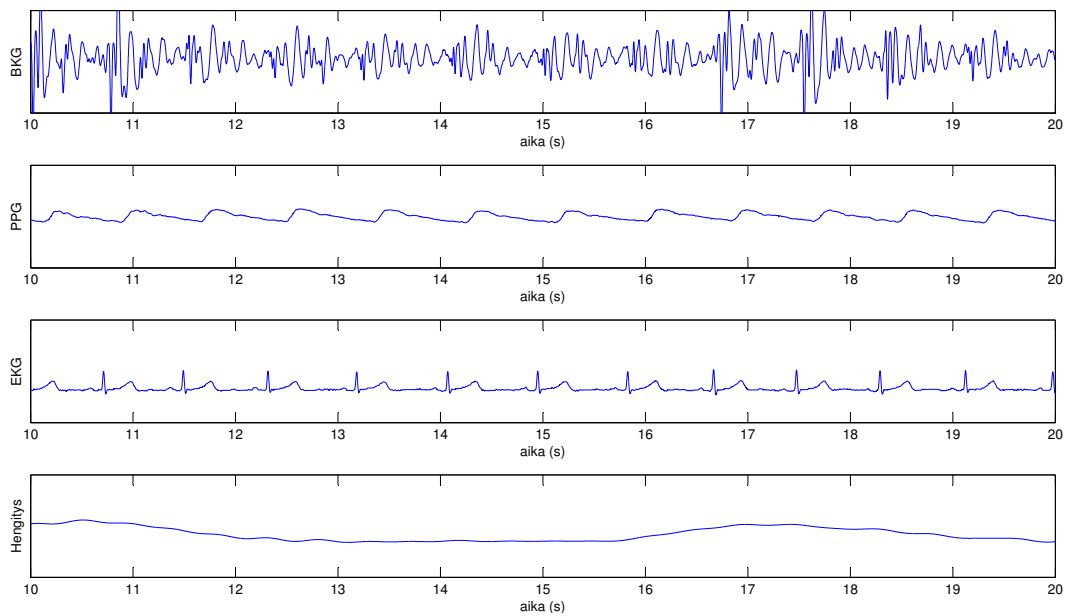


Kuva C1: A-mittaus

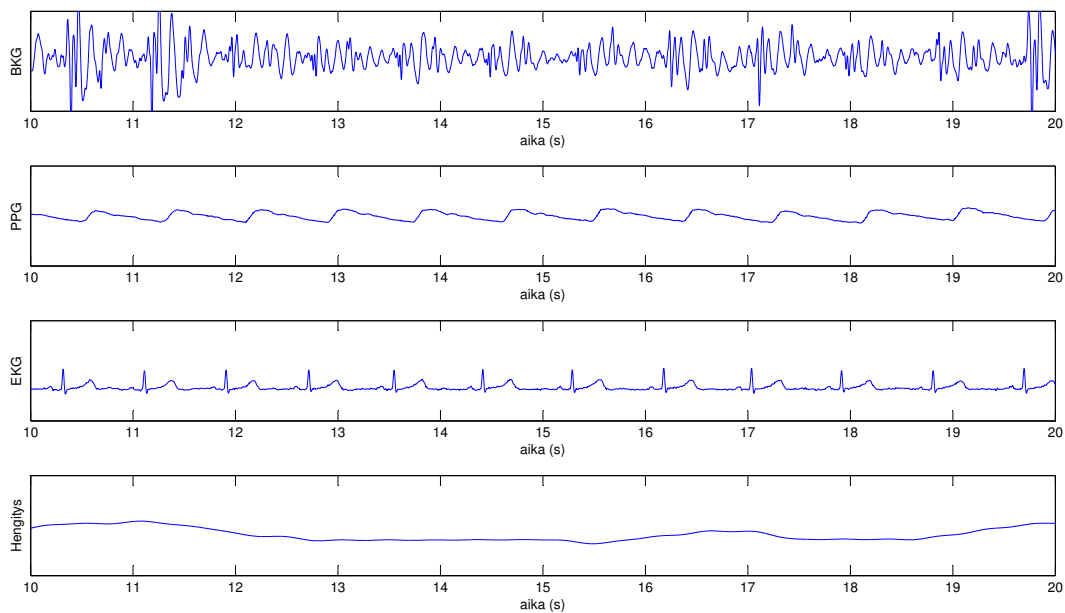


Kuva C2: B-mittaus

D Koehenkilön 4 mittaukset

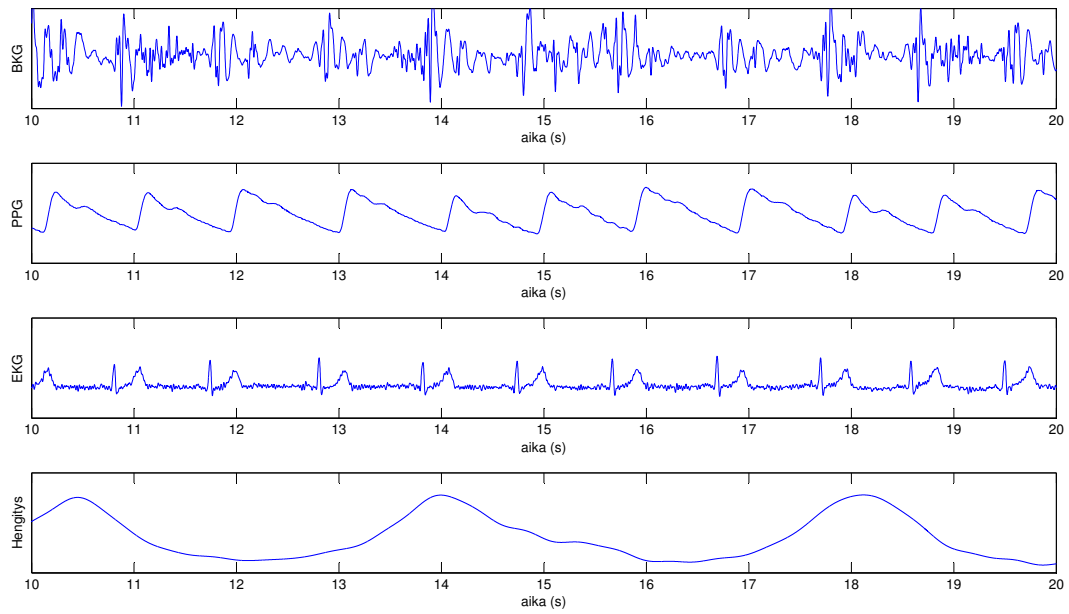


Kuva D1: A-mittaus

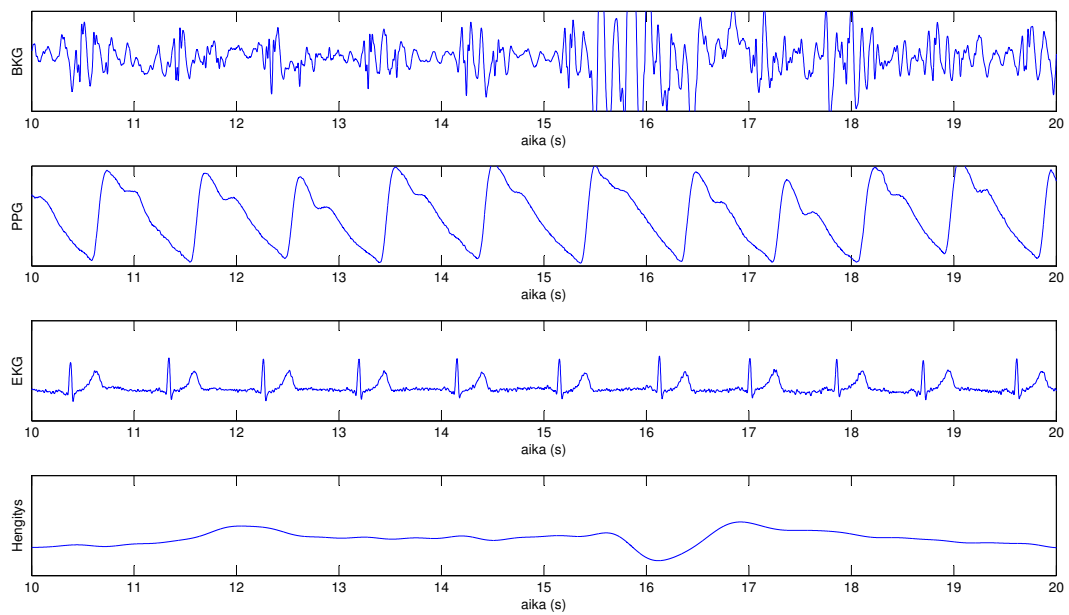


Kuva D2: B-mittaus

E Koehenkilön 5 mittaukset

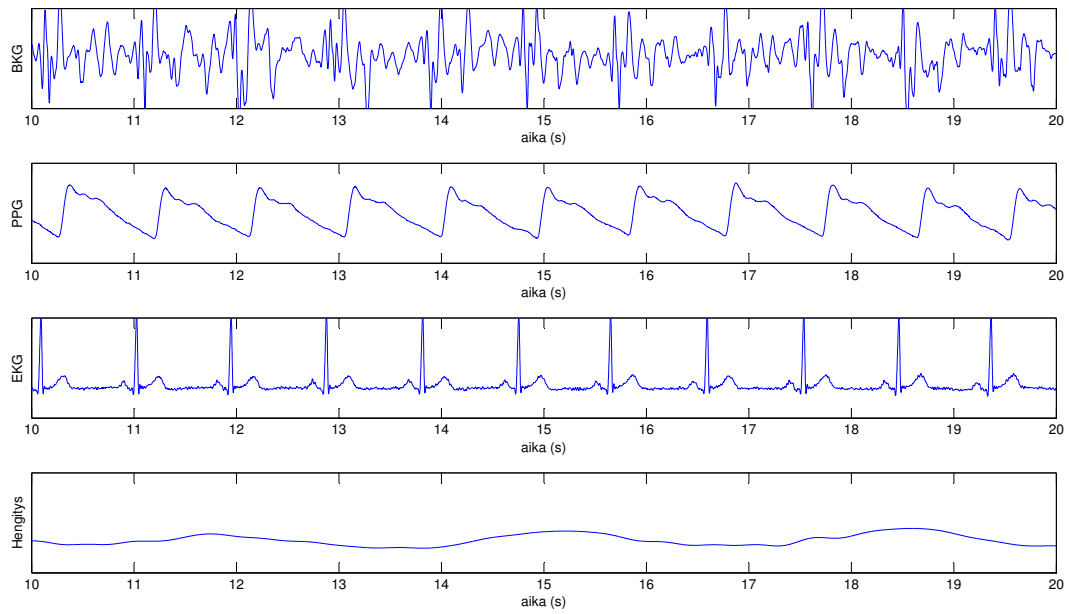


Kuva E1: A-mittaus

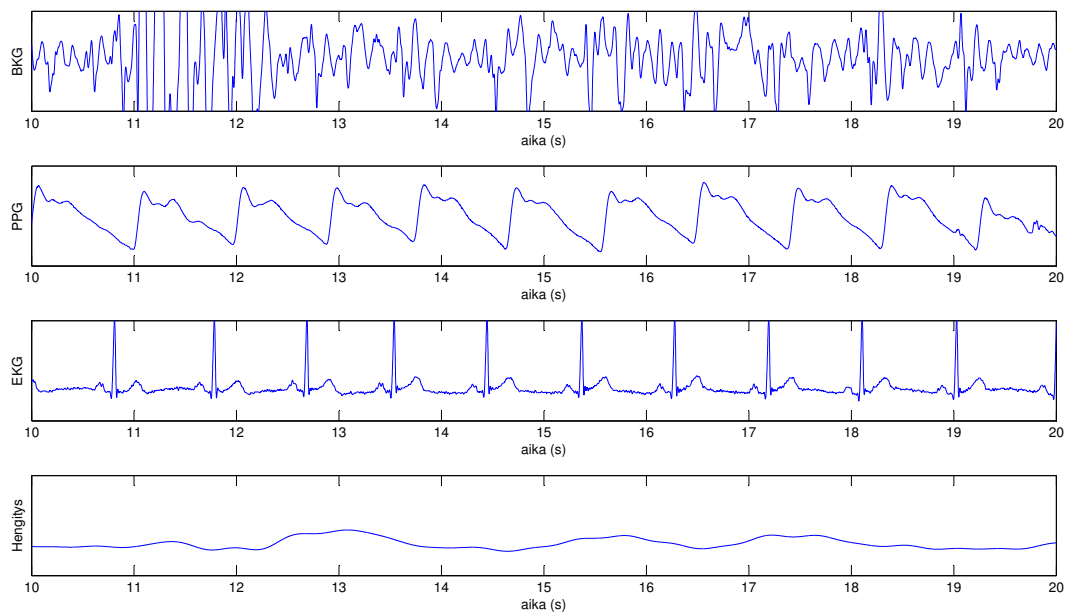


Kuva E2: B-mittaus

F Koehenkilön 6 mittaukset

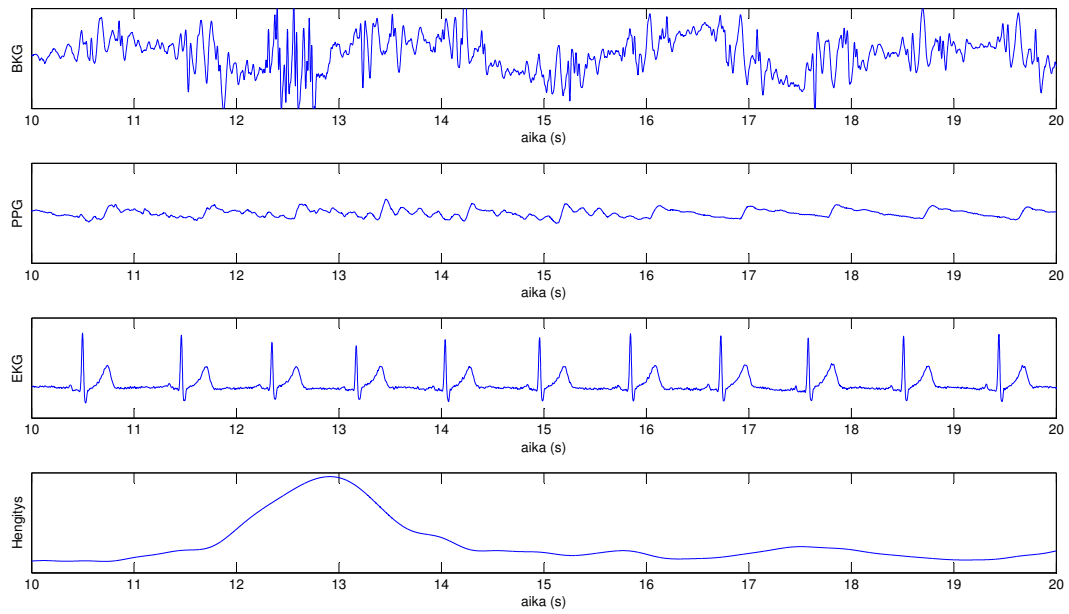


Kuva F1: A-mittaus

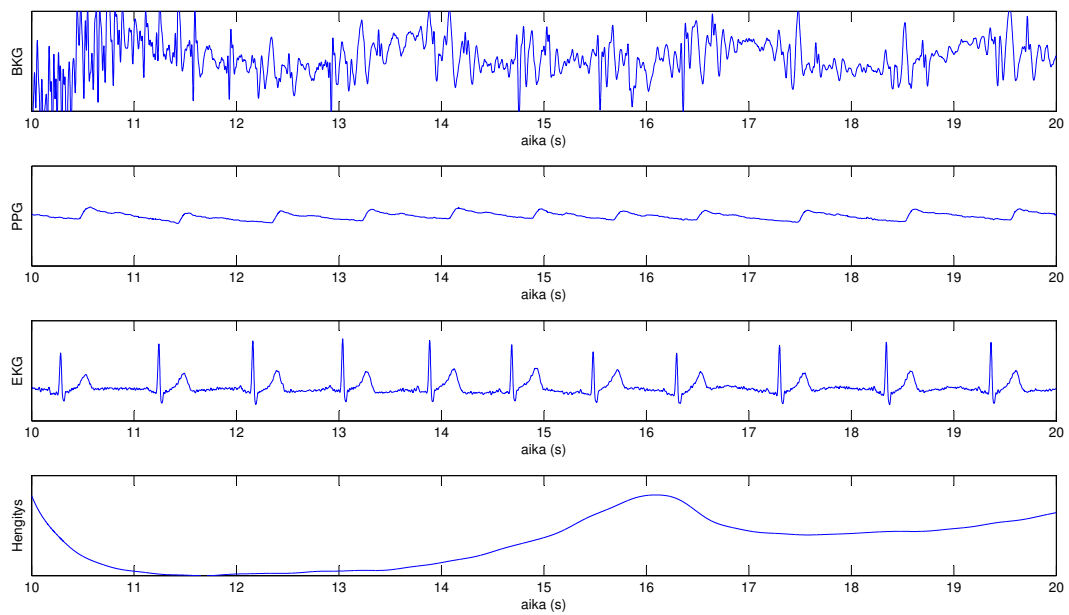


Kuva F2: B-mittaus

G Koehenkilön 7 mittaukset

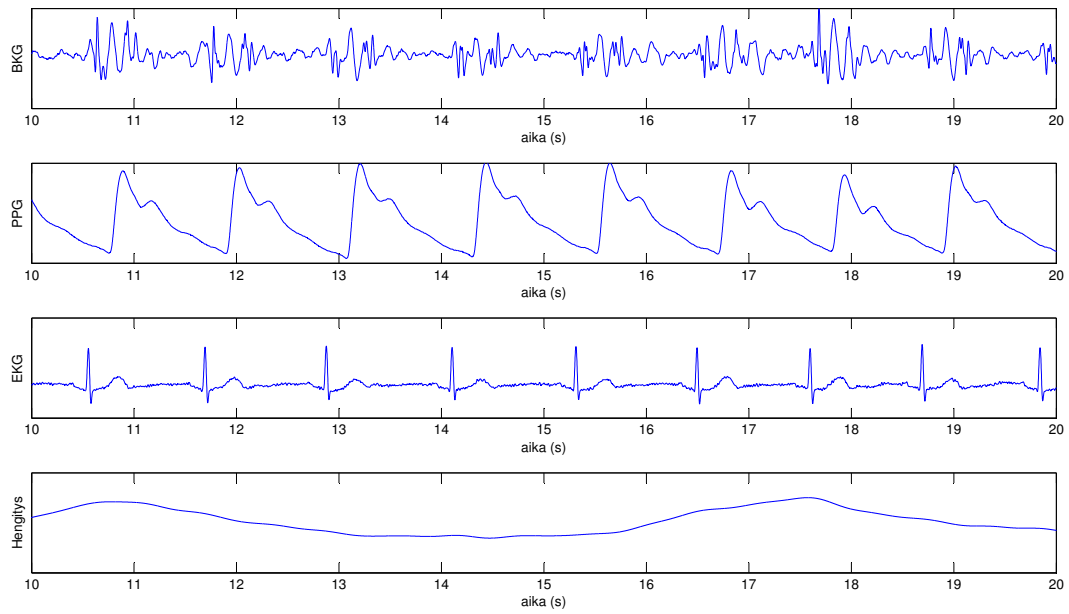


Kuva G1: A-mittaus

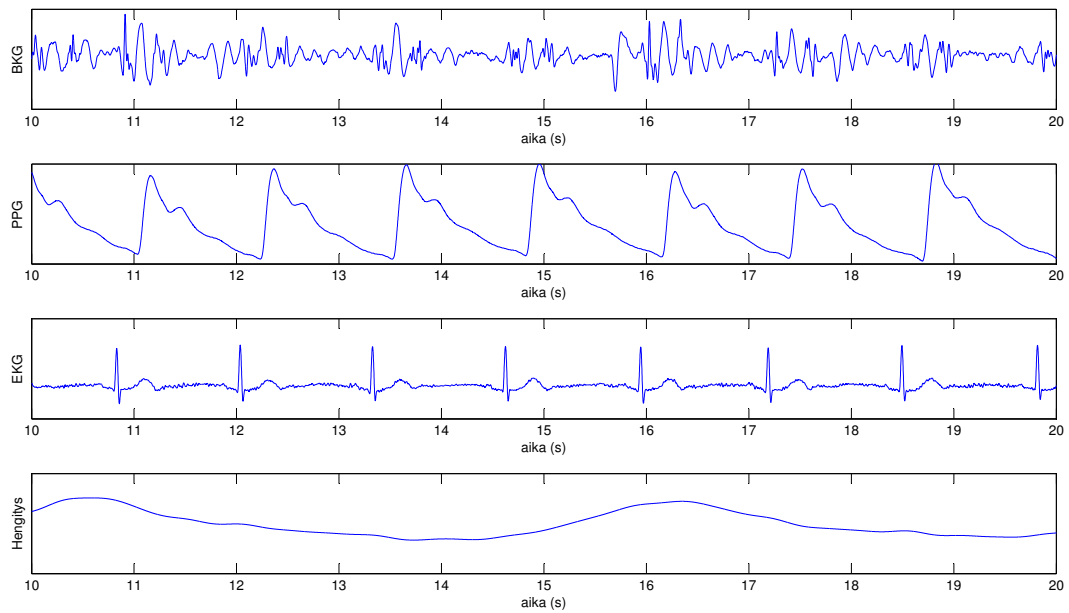


Kuva G2: B-mittaus

H Koehenkilön 8 mittaukset

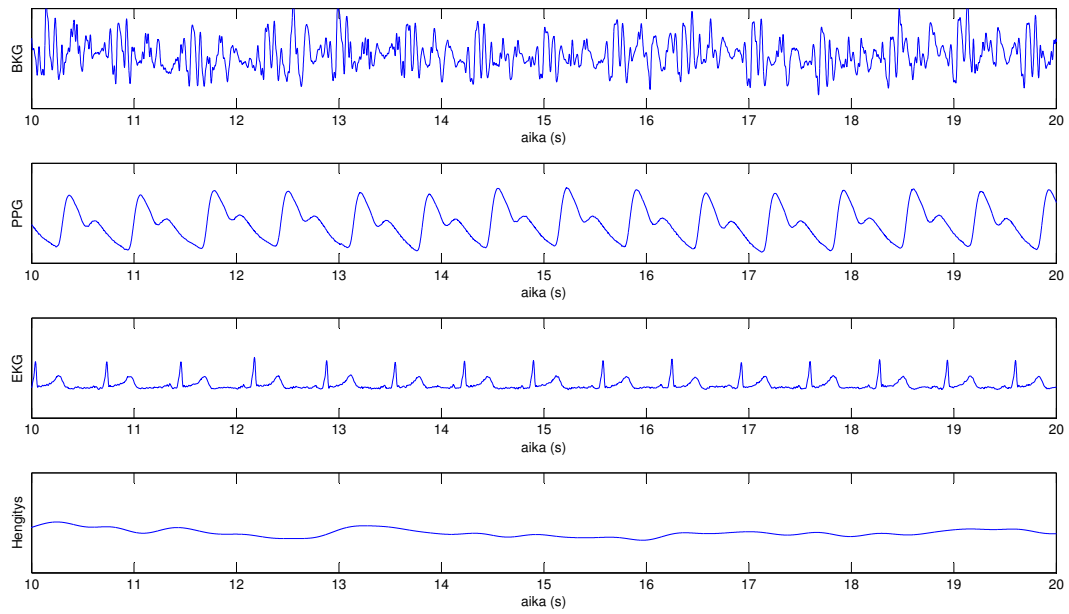


Kuva H1: A-mittaus

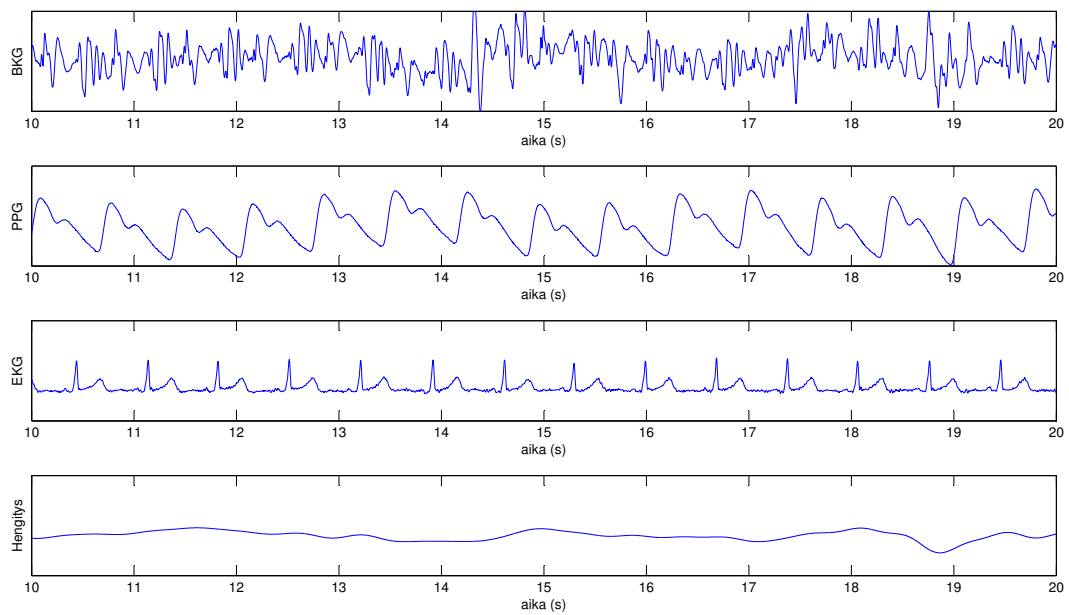


Kuva H2: B-mittaus

I Koehenkilön 9 mittaukset



Kuva I1: A-mittaus



Kuva I2: B-mittaus