

Mikko Väätäinen

Langaton telelääketieteellinen monitorointijärjestelmä

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Sähkötekniikka

Insinöörityö

6.10.2014

Tekijä(t) Otsikko	Mikko Väätäinen Langaton telelääketieteellinen monitorointijärjestelmä
Sivumäärä Aika	32 sivua 6.10.2014
Tutkinto	Insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	Sähkötekniikka
Suuntautumisvaihtoehto	Terveydenhuollontekniikka
Ohjaaja(t)	Lehtori Timo Kasurinen
<p>Nykyään on olemassa laitteita, jotka mahdollistavat ihmisten pysymisen kotona, kun terveydellisiä oireita esiintyy ilman, että on tarve lähteä lääkärin vastaanotolle. Näitä laitteita kutsutaan telelääketieteellisiksi monitoreiksi, jotka mahdollistavat erilaisten signaalien mittauksen, kuten lämpötilan, pulssin, verenpaineen ja monen muun. Kun mittaaminen on suoritettu, henkilö ottaa yhteyden lääkäriin, ja pidetään etätuokio, missä keskustellaan, mitä nämä mitatut arvot voisivat tarkoittaa terveydellisesti.</p> <p>Päätavoite tässä työssä oli suunnitella ja rakentaa telelääketieteellinen monitorointijärjestelmä. Työ myös selvittää eroja eri telelääketieteenalojen välillä ja mitä tulevaisuus pitää sisällään.</p> <p>Tällaisen järjestelmän suunnittelun mahdollistamiseksi oli tärkeää ottaa selvää, mitä eri sensoreita käytetään mittaamaan erilaisia signaaleja, kuinka käyttää AD-muunninta esittämään tuloksia mitatuista signaaleista ja minkälaisia komponentteja vaaditaan näiden mittalaitteiden toimivuuden takaamiseksi ja kommunikointiin Bluetoothilla. Tietoa tähän saatiin käytettyjen komponenttien valmistajien sivuilla tarjolla olevista materiaaleista ja alan kirjallisuudesta. Itse järjestelmä rakennettiin laboratorion ulkopuolella käyttäen työtä varten suunniteltuja ja tilattuja piirilevyjä sekä komponentteja ja käyttäen jo olemassa olevia työkaluja.</p> <p>Järjestelmää ei suunniteltu seuraamalla lääketieteellisiä standardeja, mutta seuraamalla tyypillisiä vähänvirtaisen elektroniikan suunnittelutapoja. Lopputulos sisältää suunnitelman keskusyksiköstä ja kolmesta moduulista. Nämä suunnitellut moduulit mittaavat eri signaaleja, lämpötilaa, verenpainetta ja pulssia. Moduulit suunniteltiin kommunikoimaan Bluetoothiin välityksellä eri laitteiden kanssa, kuten keskusyksikön, tietokoneen tai mobiililaitteen kanssa.</p>	
Avainsanat	Telelääketiede, signaali, Bluetooth, monitorointijärjestelmä, BAN

Author(s) Title	Mikko Väätäinen Wireless Telehealth Monitoring system
Number of Pages Date	32 pages 6 October 2014
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical Engineering
Specialisation option	Health technology
Instructor(s)	Timo Kasurinen, Senior Lecturer
<p>Nowadays there are available systems which let people stay at home without need to see a doctor immediately when symptoms occur. These devices are called telehealth monitors, which allow you to measure different kind of signals, such as temperature, pulse, blood pressure and many more. When the measurement is done, a person connects to the doctor and they keep a session remotely, where they discuss what these measured results might mean.</p> <p>The main objective in this thesis was to design and construct a telehealth monitoring system. The thesis also explains the differences between various telehealth orientations and what the future holds.</p> <p>To be able to design this kind of system, it was important to find out what kind of sensors are used to measure different kind of signals, how to use Analog-to-Digital conversion to show up measured signals and what kind of components are needed in addition to make these measurement devices work and communicate with Bluetooth. Information about these were found from component manufacturer materials and from literature concerning telehealth monitoring systems. The system itself was built in non-laboratory environment using self-designed and ordered printed circuit boards and already existing tools.</p> <p>The system is not designed following the medical standards', but following basic low power electronics design methods. The result contains a central processing unit and three modules which measure different signals, temperature, blood pressure and pulse. These modules communicate through Bluetooth with different devices like the CPU, PC and mobile devices.</p>	
Keywords	Telehealth, signal, Bluetooth, monitoring system, BAN

Sisällys

Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Langattomat keho verkot	2
2.1	Telelääketieteen alat	2
2.1.1	eHealth	2
2.1.2	mHealth	2
2.1.3	uHealth	3
2.2	BAN	4
2.2.1	BAN kehitykseen vaikuttavat tekijät	5
3	Telelääketieteellinen monitorointijärjestelmä	8
3.1	Telelääketieteellisiä monitorointijärjestelmiä	8
3.2	Mitattavat signaalit	10
3.2.1	Langattomien moduulien sensorit	10
3.2.2	Verenpaineen mittaaminen	11
3.2.3	Pulssin mittaaminen	13
3.2.4	Lämpötilan mittaaminen	15
4	Järjestelmän suunnittelu	18
4.1	Bluetooth tiedonsiirtomenetelmänä	18
4.2	Järjestelmän keskusyksikkö	19
4.3	Järjestelmän langattomuus	21
4.3.1	Langattomat mittalaitteet	21
4.3.2	Langaton verenpainemittari	22
4.3.3	Langaton fotopletysmografi ja lämpötila-anturi	24
4.4	Järjestelmän kustannukset	26
5	Keskusyksikön ja moduulien ohjelmointi	28
5.1	Keskusyksikön ohjelmointi	28
5.2	Bluetooth-moduulien ohjelmointi	28
6	Yhteenveto	30

Lyhenteet

ADC	Analog to Digital Conversion. AD-muunnin, jota käytetään analogisen signaalin muuttamiseen digitaaliseksi signaaliksi.
BAN	Body Area Networks. Langattomat keho verkot, jossa langattomat mittauslaitteet mittaavat erilaisia signaaleja ihmisestä.
BLE	Bluetooth Low Energy. Bluetooth 4.0-tekniikkaan pohjautuva tekniikka, joka on suunnattu todella vähänvirtaisiin sovelluksiin.
DFU	Device Firmware Update. Laitteen ohjelmiston voidaan päivittää käyttämällä laitteen USB-liitäntää.
EEG	Electroencephalogram. Aivosähkökäyrä, joka mittaa ihmisen päänahasta aivojen hermosolujen aiheuttamaa aktiivisuutta.
EKG	Elektrokardiogrammi. Mittaa sydämen sähköistä toimintaa.
HCI	Human Computer Interaction. Ihmisen ja tietokoneen keskinäistä vuorovaikuttamista.
I2C	Inter-Integrated Circuit. Kaksisuuntainen väylä. Käytetään sulautetuissa järjestelmissä liittämään oheislaitteita keskusyksikköön.
IDE	Integrated Development Environment. Ohjelmistoympäristö, joka tarjoaa välineet ohjelmien kehitykseen.
MEMS	Microelectromechanical system. Mikrosysteemi, joka yhdistää elektromekaanikan toiminnallisuuksia eri komponenteiksi mikrotasolla.
SPI	Serial Peripheral Interface. Oheislaitteiden sarjamuotoiseen liittämiseen käytetty väylä.
TCP/IP	Transmission Control Protocol / Internet Protocol. Ovat yhdistelmä erilaisia internetissä käytettäviä protokollia.

USART Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter. Synkronoitua- ja asynkronoitua-sarjaliikennettä.

1 Johdanto

Hyvinvoinnista ja terveydestä huolehtiminen on näkyvillä erilaisissa medioissa kuten lehdistä ja sosiaalisissa medioissa, mutta myös kauppojen hyllyillä ja älypuhelimien sovel-luskaupoissa. Älypuhelimiin löytyykin monenlaisia ”hyvinvointi- tai terveyssovellusta”, joi-den mittaamia tietoja voidaan jakaa sosiaaliseen mediaan muiden nähtäväksi. Käytän-nössä tämä tarkoittaa sitä, että voidaan mitata sydämen pulssin siihen tarkoitettulla lait-teella, josta on suora Bluetooth-yhteys älypuhelimeen, josta näkee kyseisenä ajanhet-kenä suoritettun mittauksen tuloksen ja lopulta voidaan jakaa tiedon muille.

On myös toisenlaisia samalla periaatteella toimivia laitteita. Operaatio on muuten täysin sama, mutta sosiaalisen median tilalla on lääkäri tai terveyskeskuksen tietokanta. Tällä tavalla toimivia laitteita kutsutaan telelääketieteellisiksi monitorointijärjestelmiksi. Tavoit-teena tässä insinööriyössä on suunnitella ja rakentaa tällainen järjestelmä.

Lähtökohtaisesti suunniteltava ja rakennettava telelääketieteellinen monitorointijärjes-telmä eroaisi jo markkinoilla olevista järjestelmistä sen liikuteltavuuden ja fyysisen koon vuoksi.

Suurin osa markkinoilla olevista laitteista on suurikokoisia, niiden käyttö on usein rajoit-tunut sisätiloihin, eikä niitä ole suunniteltu käytettäväksi ulkotiloissa. Juuri tähän ongel-makohtaan tässä työssä suunniteltavassa monitorointijärjestelmässä puututaan. Toi-saalta nämä järjestelmät on suunniteltu käytettäväksi useimmiten iäkkäille ihmisille, joten tämä itsessään on vaikuttanut laitteiden suureen kokoon.

Työssä suunniteltava järjestelmä pyrkisi tuomaan näistä jo olemassa olevista laitteista parhaat puolet pienempään kokoon ja edullisemmin. Laitteeseen pyritään myös liittämään mahdollisuudet kommunikoida eri protokollilla riippuen käyttötarpeesta.

2 Langattomat kehoverkot

2.1 Telelääketieteen alat

Määritelmän mukaisesti telelääketiede tarkoittaa lääketieteen alaa, joka ei sido potilasta paikkaan eikä aikaan. Käytännössä tämä voi tarkoittaa sitä, että lääkäri tai muu vastaava terveydenhuollon ammattilainen ei ole samassa tilassa potilaan kanssa vaan toisessa tilassa, mutta on kykeneväinen tekemään diagnooseja, leikkauksia ja potilaan haastattelun toisesta paikasta käsin.

Telelääketiedettä on myös kehitetty erilaisiin käyttötarkoituksiin, mikä on vaikuttanut siihen, että telelääketieteelle on syntynyt erilaisia alalajeja: eHealth, mHealth ja uHealth.

2.1.1 eHealth

eHealth, Electric Health eli tuottaa sähköisiä terveydenhoitopalveluja. Käytännössä tässä telelääketieteen alassa terveydentilaan liittyvät tiedot siirtyvät internetin välityksellä käyttäen tavallisimpia TCP/IP-internetprotokollia datan siirtämiseen.

Tämän telelääketieteen alan piiriin kuuluvat erilaiset internetissä olemassa olevat terveydenhoidon palvelut ja verkossa käytettävät apteekit, mutta myös sellaiset sovellukset kuuluvat tähän alueeseen kuten eResepti ja potilastietojärjestelmät. Potilastietojärjestelmät mahdollistavat teoriassa potilaan tietojen tarkistamisen toisessa sairaalassa kuin siinä, missä itse mahdollinen diagnostiikka on tapahtunut. Tällaisten järjestelmien tulisi tehostaa terveydenhuoltoa ja helpottavan työtä.

2.1.2 mHealth

mHealth eli Mobile Health on telelääketieteen ala, jossa terveydenhuollon välikappaleina toimivat mobiililaitteet kuten matkapuhelimet, kannettavat tietokoneet ja tabletit. Nämä laitteet käyttävät 3G- ja 4G-matkapuhelinverkkoja sekä WiFiä tiedonsiirtoon käyttäjältä terveydenhuollonammattilaiselle. Matkapuhelinverkkoja hyödyntämällä terveydenhuollon eri palvelut ovat kaikkien ulottuvilla paikasta riippumatta. Myös satelliittiyhteyksien hyödyntäminen tuo nämä palvelut sellaisiin paikkoihin tarjolle, joissa ei ole kattavaa matkapuhelinverkkoa.

Luomalla toimivan järjestelmän edesautetaan sitä, että myös syrjäseuduilla asuvilla tai vähävaraisilla olisi mahdollisuus saavuttaa terveydenhuollonpalvelut siihen suuria määriä rahaa sijoittamatta. Tällainen järjestelmä siis antaa mahdollisuuden tasa-arvoisuuden kehittymiselle terveydenhuollonpalveluiden suhteen. Mobiililaitteille luodut sovellukset voivat myös nopeuttaa lääkäreiden ja hoitajien toimintaa, kun kaikki tarvittavat tiedot ovat jo sairaalan tietokannassa ennen kuin palvelun käyttäjä on itse fyysisesti paikan päällä.

Mobile Health ei kuitenkaan ole pelkästään erilaisia kuluttajia ja terveydenhuollon ammattilaisia yhdistäviä palveluratkaisuja mobiililaitteille vaan myös teknologiaa. Mobiililaitteiden audioliitännät, sekä langattomasti yhdistettävät mittauslaitteet tekevät näistä sovelluksista kokonaisuuksia.

2.1.3 uHealth

uHealth, toisin sanoen Ubiquitous Health tarkoittaa sellaista terveydentilan seurantaa, joka tapahtuu jatkuvasti ilman, että sitä edes välttämättä huomaa. Tähän pyritään miniaritysoimalla elektroniikan komponentteja ja myös kehittämällä avain uudenlaisia sensoreita ja tiedonsiirtotapoja. Tämä on tärkeää, sillä nämä mittalaitteet tulevat olemaan nano-kokoluokan laitteita, jotka implantoidaan ihmisen ihon alle. uHealth on telelääketieteenaloista vasta lapsenkengissä, mutta se tulee kuitenkin olemaan merkittävämpiä tapoja seurata ihmisen kehon toimintaa.

Ennakoivan ja edullisen terveydenhoidon mahdollistavan järjestelmän edellytyksenä on teknologia, joka kykenee seuraamaan ihmisen terveydentilaa jatkuvasti. Tämän kaltaiset järjestelmät mittaavat ihmisen elintoimintoja ja muutoksista elintoiminnoissa järjestelmät antavat palautetta, jotta terveydentila pysyisi normaalina. Sairaalaoloissa sulauttamalla tällaiset järjestelmät telelääketieteelliseen järjestelmään päästäisiin sellaiseen tilanteeseen, jossa elintoiminnoissa tapahtuvan vakavan muutoksen myötä järjestelmä voisi antaa hälytyksen lääkäreille ja sairaanhoitajille. Kuntoutuksessa oleville potilaille tällaiset järjestelmät olisivat myös hyödyllisiä. Ne voivat olla osana diagnostiikkaa tai niillä voi seurata potilaan kuntoutumista leikkauksen jälkeen.

Vuosien saatossa tällaisten järjestelmien määrä on kasvanut paljon ja niitä on myös kehitetty moneen erilaiseen käyttöön. Langattomat pulssimittarit, Holter-monitorit ja implantoivat sensorit ovat eräitä esimerkkejä tällaisista laitteista. Kuitenkin eri maiden säädök-

set tällaisten laitteiden suhteen rajoittavat niiden tuloa kaikkialle kaikkien kuluttajien saataville. Suurin osa näistä henkilökohtaisista monitorointilaitteista kuitenkin vain kerää tietoa, ja itse tiedonkäsittely ja analysointi tapahtuvat erikseen, mikä tekee näistä laitteista epäkäytännöllisiä, jotta niitä voitaisi käyttää jatkuvasti seuraamaan terveydentilaa.

Tyypillisesti fyysisessä kuntoutuksessa käytettävät sensorit on yhdistetty kaapeleilla monitorointijärjestelmään, mikä tekee siitä kömpelön ratkaisun. Näillä johtimilla voi olla myös muitakin sivuvaikutuksia kuin potilaan liiketilan rajoittaminen. Jos myös mukavuus kärsii mittauksen yhteydessä, niin se voi itsessään vaikuttaa suoraan negatiivisesti mitaustuloksiin. Nämä potilaaseen kiinnitetyt sensorit toimivat lisäksi useimmiten omana järjestelmänään ilman joustavaa mahdollisuutta integroida sitä muiden laitteiden kanssa. Tällaiset järjestelmät voivat olla myös kalliita.

Tällaisten puettavien monitorointijärjestelmien rakentamisen hyödyksi käytetään WBAN:ää eli Wireless Body Area Networkia, langatonta kehoverkkoa. Tällaisessa verkossa sensoreilla on useita yhtymäkohtia, joista jokainen on kykeneväinen tiedon käsittelyyn, sen prosessointiin ja kommunikointiin eri järjestelmien kanssa. Lisäksi nämä sensorit sijoitetaan useimmiten strategisesti, ja ne ovat pienikokoisia. Tämän kaltainen sensoriverkko mahdollistaa ubiikin terveydentilan seuraamisen ihmisen liikkuvuutta rajoittamatta. [3, s. 2.]

2.2 BAN

Ihmisestä mitataan usein vain yhtä tietynlaista biosignaalia kerrallaan ennalta määritellyä tarkoitusta varten. Lämpötilaa mitataan, jos olon tuntee kuumeiseksi. Sydämen sykettä mitataan, jos on epäilystä häiriöistä sydämen toiminnassa tai kun mitataan sydänsähkökäyrää sairaalaolosuhteissa. Yksittäisinä mittalaitteina ne antavat hyvin vähän tietoa siitä, mitä kehossa kokonaisuudessa tapahtuu, mutta kun yhdistetään näiden kaikkien mittalaitteiden antamat informaatiot, niin saadaan parempi kokonaiskuva siitä, mitä ihmiskehossa tapahtuu.

Tällaista mittalaitteiden sensorien mittaaman informaation kokonaisuutta voidaan kutsua myös nimellä BAN eli Body Area Networks, kehoverkot. Kyseinen termi ei kuitenkaan määrittele käyttöympäristöä näille biosignaaleja mittaaville laitteille vaan termiä voidaan

käyttää silloin, kun mittaavia laitteita on useampi kuin yksi ja niiden antamasta informaatiosta voidaan luoda käsitys ihmiskehon toiminnasta.

Yksinkertaisimmillaan BAN on nähtävissä verenpainemittarissa, jossa annettuja tietoja on verenpaine ja pulssi. Mutta kunnolla tämä sovellus näkyy sairaaloissa potilasvalvontamonitoreissa, joissa nähdään useita ihmisestä mitattuja signaaleja. Tarkoitus tällä sovelluksella on kuitenkin poistaa kaapelien tuomat rajoitukset liikuteltavuudessa ja tuoda mittauslaitteet käytettäväksi lähes huomaamatta.

Tulevaisuudessa BAN ei tule olemaan samassa muodossa kuin se nykyisillään on. Mittalaitteissa pyritään saavuttamaan sellainen fyysinen koko, jossa on mahdollista implantoida nämä mittalaitteet ihmisen ihon alle. Vuosia sitten tällaiset ajatukset heijastuivat lähinnä science fiction -elokuvista, mutta tulevaisuudessa ne tulevat olemaan arkipäiväistä.

Tämän tekniikan kehitymisellä ei pyritä vain mittaamaan biosignaaleja ihmisestä tai muusta elävästä olennot, vaan tällä on myös toisenlainen funktio, HCI eli Human Computer Interaction. Kyseinen sovellus tulee hyödyntämään näitä mitattuja signaaleja, mutta suurimmaksi osaksi sovelluksen tukiranka on EEG:n eli aivosähkökäyrän mittaaminen. Käytännössä tämä on jo nähtävissä EEG:tä mittaavalla pannalla ohjattavissa olevissa roboteissa.

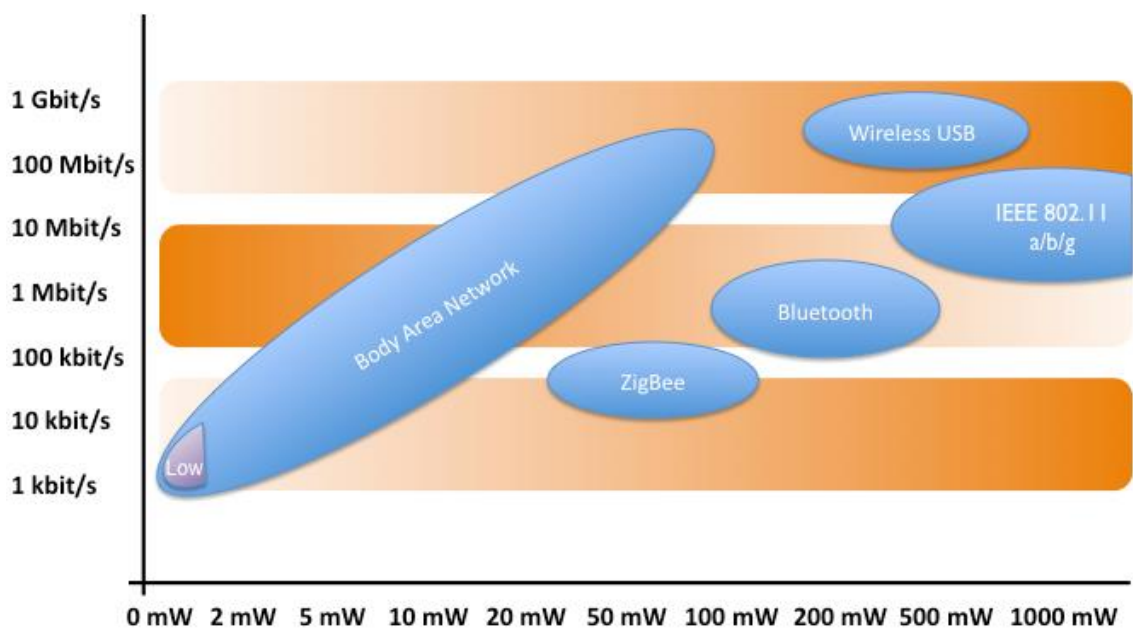
2.2.1 BAN kehitykseen vaikuttavat tekijät

Jotta BAN voisi täyttää sille asetetut tavoitteet, sen pitää täyttää myös tietyntyylisiä ehtoja. BANin pitää parantaa käyttäjän elämänlaatua ja sen pitää olla samalla myös turvallinen, jotta mittausanturit eivät vaikuta ihmisen kehon toimintaan vaikuttamalla haitallisesti esimerkiksi verenkiertoon. Niiden pitää myös toimia melkein täysin ilman ongelmia eli niiden virheensietotoleranssi tulee olla pieni. Laitteet pitää olla myös suojattuja ulkoisilta tekijöiltä, joko tahallisilta tai muun laitteen aiheuttamilta häiriöiltä. Laitteen vikaantumisen tällaisen seurauksena voisi vaikuttaa pahimmassa tapauksessa suuresti käyttäjän terveyteen.

BANin kehittämisen suurimpia ongelmia on yksityisyydensuoja. Sitä ei voida valvoa tarpeeksi hyvin, koska ongelmana ei välttämättä ole tekniikka, vaan käyttäjän päässä tapahtuvat väärinkäytöt. Tämän vuoksi henkilökohtaiset tiedot voivat hyvin päätyä väärin

käsiin. Samalla kaikkien turvalisusmekanismien lisäksi näiden mittalaitteiden tulisi olla myös yhteensopivia muiden laitteiden ja laiteverkkojen kanssa. Ne pitäisi pystyä integroimaan myös sähköisten terveyteen liittyvien tietokantojen kanssa. Standardoimalla näitä voidaan myös vaikuttaa käytön helppouteen.

Näiden laitteiden tulee kyetä siirtämään mitattua informaatiota jatkuvasti, ja riippuen mitatun signaalin tärkeydestä se voidaan joko lähettää suoraan eteenpäin tai sitten se voidaan lähettää viiveellä. Tämän kaltaiset asiat tulee ottaa huomioon valitessa tiedonsiirto menetelmää ja signaalin prosessointiin käytettävää mikrokontrolleria. Tiedon prosessointi pelkällä mikrokontrollerilla kuluttaa vähemmän virtaa, kuin tiedonsiirto langattomasti. Tiedonsiirto- ja prosessointinopeutta pienentämällä voidaan siksi vähentää myös virrankulutusta. Haittapuolena tiedonsiirtonopeutta pienentäessä on lähetetyn tiedon luotettavuuden heikkeneminen. Kuva 1 havainnollistaa eri tiedonsiirto menetelmien käyttämiä tehoa ja myös sitä, mihin BAN pyrkii virrankulutuksen ja tiedonsiirtonopeuden suhteeseen.



Kuva 1. Eri sovellusten tiedonsiirtonopeus verrattuna käyttötehoon [19.]

Turvallisuuden vuoksi ja virrankulutuksen vähentämiseksi kommunikointialue pidetään mahdollisimman pienenä, vain kattamaan ihmiskehon lähialue. Kommunikointitaajuuksina normaalisti pyritään käyttämään välillä 850 MHz ja 2,4 GHz. Nämä taajuuudet ovat

silti sellaisia, jotka heikkenevät ihmiskehon vaikutuksesta. Eli erilaiset ihmisen tekemät liikkeet heikentävät signaalin laatua ja voivat aiheuttaa tiedon katoamista.

Mikrokontrollerit ja tiedonsiirtoon valitut laitteet kuluttavat virtaa lähes jatkuvasti, joten on hyvä myös miettiä eri vaihtoehtoja virtalähteiden suhteen. Kehittyneen paristoteknologian ansiosta nämä laitteet voivat parhaimmillaan toimia puolesta vuodesta kahteen vuoteen ilman pariston vaihtoa. BAN pyrkii vähentämään pariston vaihtoa, joten pariston lataamiseen etsitään erilaisia vaihtoehtoja. Koska mittauslaitteet ovat useimmiten ihon pinnalla, niin energian saantiin voidaan käyttää niin kehon liikkeestä syntyvää energiaa tai ympäristöstä saatavaa energiaa kuten auringonvalosta. Nämä menetelmät ovat Body Area Networksiin vasta kehitysasteella. [20, s. 59, 60, 61, 62.]

3 Telelääketieteellinen monitorointijärjestelmä

3.1 Telelääketieteellisiä monitorointijärjestelmiä

Ikääntyvän väestön lisääntyessä myös terveyspalveluiden määrän tarve kasvaa tälle ihmisryhmälle. Vanhusten liikuntakyky voi olla rajoituksellista tai välimatkat lähimpään terveyskeskukseen suuria. Myös hoitavan lähiomaisen puuttuminen voi olla mahdollista. Tällaisiin ongelmiin löytyy globaaleilta markkinoilta esimerkiksi Bayer Viterion® -sarjan ja Intelin® Health Guide -sarjan telelääketieteelliset monitorointijärjestelmät. Näiden laitteiden suunnittelussa näkyy kohderyhmänä selkeästi ikääntyvä väestö. Laitteiden käyttöjärjestelmässä painikkeet ovat suuria sekä informatiivisia, mutta myös laitteen näytön koko on sen verran suuri, että se on myös käytännöllinen. Mittalaitteet näissä toimivat yhden painalluksen periaatteella eli esimerkiksi verenpaineen mittaamiseen riittää yksi napin painallus ja tulos tulee mittauksen jälkeen laitteen keskusyksikön ruudulle. Laitteista löytyy perustoimintojen lisäksi myös videoneuvottelumahdollisuus eli hoitavaan lääkäriin voidaan ottaa video-/ääniyhteys tarvittaessa. Tämä on johtanut siihen, että itse keskusyksiköt ovat suurikokoisia ja niiden liikuteltavuus on rajoittunut sisätiloihin. Kuvassa 2 on nähtävissä Intel® Health Guide PHS6000 - telelääketieteellinen monitorointijärjestelmä.



Kuva 2. Intel® Health Guide PHS6000 [21.]

Markkinoilla myynnissä olevat järjestelmät on kehitetty sellaisista lähtökohdista niin, että ne antavat tarpeeksi luotettavia mittaustuloksia, jotta näitä arvoja pystyvät myös lääkärit arvioimaan etänä. Tämä on ensisijaisen tärkeää, jotta voidaan korvata terveyskeskuskäynti etäarvioinnilla terveydentilasta. Jos laite ei anna tarpeeksi informatiivista ja tarkkaa tietoa, sen hyötynäkökulmat eivät täyty. Esimerkkitapauksessa potilas lähettää mitatut tiedot internetin välityksellä asioimaansa terveyskeskukseen tai sairaalaan. Jos tarve käynnille tulee, niin määränpäässä toimenpiteet voidaan aloittaa nopeammin kuin normaalitilanteessa, koska kaikki tarvittavat tiedot ovat jo tiedossa lääkäreillä.

Itse rakennettava järjestelmä pyrkii olemaan käytettävissä paikasta ja ajasta riippumatta. Laite mittaa samoja parametrejä kuin jo olemassa olevat laitteet, mutta monipuolisemmillä mahdollisuuksilla. Taulukko 1 havainnollistaa eroja Intelin® Health Guide PHS6000 -järjestelmä ja tässä työssä suunniteltavan järjestelmän teknisiä eroja.

Taulukko 1. Vertailu telelääketieteellisistä monitorointijärjestelmistä

Tuote	Intel® Health Guide PHS6000	Insinöörityössä suunniteltava
Mitattavien signaalien määrä	Seitsemän	Kolme, maksimimäärä kahdeksan
Internet	Kyllä	Ei, laajennettavissa
Kommunikointi	USB 2.0 + Bluetooth 2.0	USB 2.0 + Bluetooth LE 4.0
Audio	Kyllä	Ei
Virtalähde	AC 120 V	3,7 V akku
Näyttö	Kyllä	Kyllä
Proessori	Intelin prosessori	STM32F407VET6
Muisti	40 GB	1 MB RAM

Intel® Health Guide PHS6000 on kehitetty yhteistyössä GE Healthcaren kanssa, joten laitteen suunnittelussa on hyödynnetty Intelin osaamista prosessori- ja tekniikkapuolella, kun taas GE Healthcarelta tulee lääketieteellisentekniikan osaaminen.

Jotta suunniteltava järjestelmä pysyy pienenä, niin keskusyksikön näyttö ei ole välttämätön, sillä mitattava informaatio tulee näkyviin erilliselle päätelaitteelle, joka voi olla matkapuhelin tai mahdollisesti tabletti. Myös Bayer Viterion -sarjan ja Intelin® Health Guide -sarjan laitteilla on mahdollista saada Bluetoothin ja internetin välityksellä mittaustulokset päätelaitteelle. [9.]

3.2 Mitattavat signaalit

Biologisia signaaleja löytyy ihmisestä lukemattomia määriä, joten rajaaminen merkityksellisintä informaatiota antaviin signaaleihin on tehtävä. Kehon lämpötila on selkeä mitattava signaali, sillä lämmön nousu, muun kuin lämpimän ilman seurauksena, on selkeä viite siitä, että kehossa kaikki ei ole kunnossa. Sydämensähkökäyrä, EKG eli pulssi antaa myös runsaasti tietoa siitä, mitä ihmisen kehossa tapahtuu varsinkin sydämen toiminnan kannalta. Kolmas mitattava signaali on verenpaine, koska yhdistettäessä se lämpötilaan ja pulssiin saadaan kohtalainen kokonaiskuva, mitä tärkeimmissä elintoimintojen kannalta olevissa elimissä tapahtuu.

Jokainen näistä valituista signaaleista on yksinkertaista toteuttaa, koska ne eivät tarvitse suurta määrää erilaisia komponentteja, jolloin virrankulutuksen ja moduulien koon pystyy pitämään pienenä.

3.2.1 Langattomien moduulien sensorit

Mitattavien signaalien mittaamiseen käytetään mahdollisimman yksinkertaisia sensoreita ja menetelmiä, mutta samalla pidetään myös signaalin laadukkuudesta kiinni. Signaalien mittaamiseen löytyy markkinoilta pieniä ja kevyitä laitteita, mutta niiden antama tulos ei välttämättä vastaa lääketieteellisessä käytössä olevien laitteiden tuloksia. Tarkimmat ja luotettavimmat arvot tulisi mitata invasiivisesti eli laittamalla sensori ihon läpi, mutta tällöin mittausten pitäisi tapahtua mahdollisimman steriilissä tilassa epäpuhtauksien välttämiseksi, joten tämä mittaustapa ei ole käytännöllinen tässä työssä.

3.2.2 Verenpaineen mittaaminen

Verenpainetta voidaan mitata joko invasiivisesti, sisäisesti tai non-invasiivisesti, ulkoisesti. Non-invasiivinen menetelmä on työn kannalta käytännöllisempi menetelmä, eli tämän vuoksi verenpaineen mittaamiseen käytetään käsivarren ympärille sidottavaa mansettia, josta menee ilmanpaineletku sensorille.

Diagnostisista menetelmistä verenpaineen mittaaminen on vanhimpia. Verenpaineen mittausta toteutetaan tyypillisesti Korotkoff-menetelmällä, jossa ilmanpaineella laajennettava pussi on Velcro-mansetin sisällä. Mansetti kiedotaan käden ympärille, tyypillisesti kyynärvarren yläpuolelle ja mansetin sisällä olevan pussin täytyessä verenkierro pysähtyy hetkellisesti.

Moderneissa verenpainemittareissa seuraavaksi piezoresistiivinen paineanturi alkaa mitata sydämen supistumisvaiheessa syntyvää painetta, systolista painetta, sekä sydämen lepovaiheessa syntyvää painetta, diastolista painetta. Sensori mittaa näitä paineita samalla, kun pussiin päästetään ilmaa hitaasti. Paineen muutoksen sensorin muuntaa analogiseksi sähköimpulssiksi, josta se etenee vahvistimen kautta mikrokontrollerille.

Nämä piezoresistiiviset painesensorit ovat silikonipohjaisia, joihin on anisotrooppisesti implantoitu vastuksia kalvopinnalle. Kun tämä kalvopinta vääntyy siihen kohdistuvan paine-eron vuoksi, jolloin piezoresistiivisen ilmiön seurauksena näiden kalvopinnalla sijaitsevien vastusten arvot muuttuvat. Tyypillisesti tämän kaltaisissa painesensoreissa vastukset on yhdistetty Wheatstonen-vastussillan mukaisesti, jossa mittaushetkellä kahden vastuksen arvot laskevat ja kahden vastuksen arvot nousevat.

Näiden vastusten muutokset ΔR voidaan esittää seuraavasti:

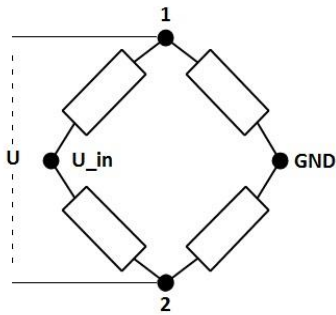
$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{GK}{Ea} \quad (1)$$

missä G on vakauserroin, E on kalvon Young-kerroin, a on kalvon paksuus ja K on vakio, johon vaikuttavat geometriset ominaisuudet. Wheatstonen-vastussillan ulostulojännite U , verrattuna tuloon U_0 voidaan esittää seuraavasti:

$$\frac{U}{U_0} = \frac{GK}{Ea} \quad (2)$$

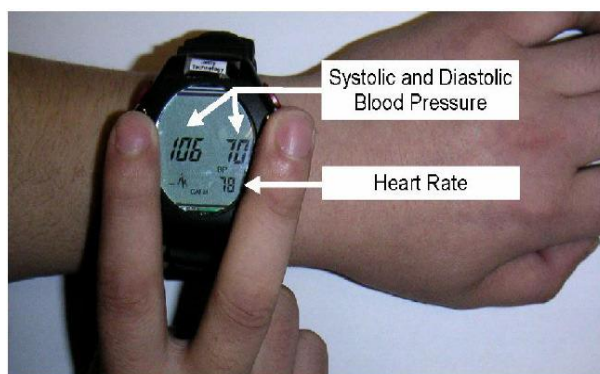
Wheatstonen-vastussillassa kuvan 3 mukaisesti mitataan kahden pisteen jännite-ero. Sensorielementin muodonmuutoksen ja siitä seuraaman vastusten arvojen muuttumisen vuoksi päädytään seuraavaan tulokseen:

$$\frac{U}{U_0} = \frac{\Delta R}{R} \quad (3)$$



Kuva 3. Wheatstonen-vastussilta, jossa U on pisteiden 1 ja 2 välinen potentiaaliero.

Jotta sensori olisi mahdollisimman lineaarinen, niin sillan vastusten arvot tulisi olla mahdollisimman lähellä toisiaan. Vastukset pitää myös sijoittaa kalvopinnalle hyvin, jotta silta pysyy täysin tasapainossa. Kuvassa 4 ranteen ympärillä toimiva verenpainemittari toimii oskilloivalla menetelmällä. [1, s. 112, 113, 114.]



Kuva 4. Ilman mansettia toimiva verenpainemittari[14, s. 4.]

3.2.3 Pulssin mittaaminen

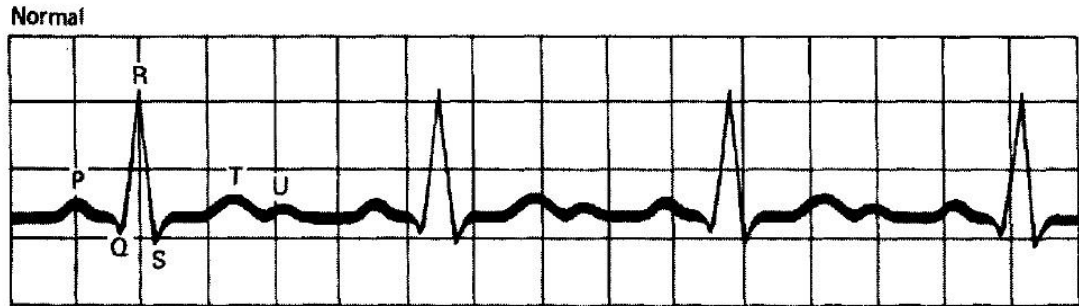
EKG

Kun sydämen sähköistä toimintaa mitataan ihon pinnalta, sitä kutsutaan EKG:ksi eli elektrokardiogrammiksi.

EKG:tä tulkitsemalla voidaan huomata, kuinka sähköinen aktiivisuus leviää ympäri sydämen lihasta. Yksittäinen sähköinen impulssi alkaa, kun sinussolmuke, pieni lihas sydämen oikean eteisen yläosassa aiheuttaa sydämen supistuksen. Tämän vuoksi sinussolmukkeen solut ovat saaneetkin nimen tahdistinsolu, koska ne kykenevät tuottamaan sähköisen impulssin. Sinussolmukkeesta impulssin matka jatkuu eteisen läpi eteiskammiosolmukkeeseen. Kyseisellä hetkellä eteisen lihas depolarisoituu, joka on huomattavissa EKG:ssä P-aaltona. Pienellä viiveellä depolarisaation jälkeen eteinen supistuu mekaanisesti, minkä aikana veri virtaa kammioon. Impulssin pieni viive antaa eteiselle aikaa supistua, mikä täyttää kammion.

Tämän jälkeen sydämenjohtoratajärjestelmän osa Hisin kimppu johtaa impulssin eteiskammiosolmukkeesta kammioihin aina Purkinjen verkoston, sydämen johtoratajärjestelmän solujen haarautumisiin. Melkein välittömästi nämä säikeet välittävät impulssin kammiosysteemin lävitse, minkä seurauksena verta aletaan pumpata keuhkoihin ja kehoon. Kammioden depolarisointi näkyy EKG:ssä näkyvimmin eli aiheuttaa QRS-kompleksin. Kun kammioden polarisaatio palautuu, niin se on nähtävissä EKG:ssä T-aaltona.

Kun sydämen toimintahäiriöitä aletaan tutkia, niin jokainen näistä komponenteista, P-aalto, QRS-kompleksi ja T-aalto antavat oman suuren arvonsa, kun tutkimuksen kohteena on esim. sydämen harvallyöntisyyttä tai kammiovärinää. Kuva 5 esittää normaalia EKG-käyrää.



Kuva 5. Normaali EKG-käyrä [17, s. 182.]

Fotopletysmografi

Pletysmografi on laite, joka mittaa tilavuuden muutosta jossain kehon osassa, kuten sormessa tai jalassa. Oikea pletysmografi on suljettu kammio, johon sormi tai muun kehon osa sijoitetaan. Kun tilavuus muuttuu tässä kammiossa, se aiheuttaa mitattavan paineen muutoksen.

Vaikka veren määrän ja pulssin voimakkuuden mittaamiseen on olemassa erilaisia tekniikoita, niin tyypillisesti niitä mitataan kolmella eri tavalla: fotosähköisinä muutoksina, impedanssin muutoksina ja tilavuuden muutoksina.

Fotosähköisten muutoksien mittaaminen on näistä tavoista suosituin. Sitä kutsutaan myös nimellä fotosähköinen pletysmografia. Tässä mittaustekniikassa veren virtaaman alueen ympärille sijoitetaan fotosolu, mutta siihen löytyy kaksi vaihtoehtoa. Joko valolähde läpäisee kudoksen tai se heijastuu takaisin kudoksesta. Molemmissa tekniikoissa valon määrä, joka läpäisee kudoksen tai heijastuu takaisin kudoksesta, säteilee fotosähköiseen vastaanottimeen, joka muuttaa sen sähköiseksi energiaksi mittaamista varten.

Valonlähteenä käytetään infrapunaa aallonpituudella säteilevää elementtiä. Infrapunaa taajuudessa veri hajottaa sähkömagneettisäteilyn, jolloin fotodetektorin antamaa arvoa voidaan tarkastella veren suhteena mitattuun alueeseen. Nykyään pletysmografeissa käytetään LEDejä tai fototransistoreita, jotka eivät vaikuta ihoon ja verisuoniin, jolloin ne eivät myöskään aiheuta muutoksia mitattavaan kudokseen.

Jos käytetään tekniikkaa, jossa valon säde lähetetään kudoksen läpi fotodetektorille, niin vain tietyntyyliset alueet ovat käyttökelpoisia. Heijastavalla tekniikalla sen sijaan valonlähde ja fotodetektorit ovat samalla puolella kudosta, jolloin ne voidaan sijoittaa minne päin tahansa kehoa. Ihon pinnan lähelle tapahtuville muutoksille heijastava fotopletysmografi on herkkä, kun taas ihon ja syvällä kudoksessa tapahtuville muutoksille läpäisevä fotopletysmografi on herkempi. Kuvassa 6 nähtävissä oleva fotopletysmografi sormus toimii heijastavalla tekniikalla. [15, s. 57.]



Kuva 6. Fotopletysmografi sormus [14, s. 1.]

3.2.4 Lämpötilan mittaaminen

Ihmisen ruumiinlämpö on yleisimpiä mitattuja ihmisen lähettämiä biologisia signaaleja. Keho kykenee ylläpitämään normaalia ruumiinlämpöä tasaisena $37 \pm 0,5$ °C vaihtelevuudella ympäristötekijöistä riippumatta. Eli sekä kuumassa että kylmässä ihmiskeho pyrkii pitämään lämpötilan muuttumattomana. Lämpötila ei ole kuitenkaan täysin sama joka puolella kehoa. Lääketieteellisesti lämpötilan mittaamisen voidaan jakaa kolmeen eri kategoriaan.

Kun kuume iskee ihmiseen, niin tällöin mitattava suure on ruumiinlämpötila. Ihon eli kehon pinnan lämpötilan mittaus heijastaa ihonalaisten kudosten toimintaa ja kuntoa. Kyseistä mittausta hyödynnetään lääketieteellisesti etsiessä kasvaimia, etenkin rintasyöpäkasvaimia, jotka ilmenevät ympäröivien kudosten kohonneena lämpötilana. Kumpikaan

edellisistä mittaustavoista ei ilmennä kehon oikeaa sisäistä lämpötilaa, mutta veren lämpötilan mittaaminen on sitä erittäin lähellä. Veren lämpötilan mittaaminen tapahtuu yleensä suonensisäisesti samalla, kun mitataan muita arvoja käyttämällä monisensorista katetria. Tässä mittaustavassa lämpötilasensorin tehtävä on lämpötilan suhteen kompensoida muiden sensorien lähettämiä signaaleja

Tässä työssä päädyttiin mittaamaan ruumiinlämpötilaa, sillä se on tarpeeksi lähellä kehon oikeaa lämpötilaa ja se on myös yksinkertaisesti mitattavissa. Tähän mittaustapaan vaikuttavat kuitenkin erilaiset ympäristötekijät, sekä fysiologiset ilmiöt.

Lämpötilasensorit

Teknologian kehittyessä perinteisten elohopeaa käyttävien lämpömittarien tilalle on tullut diodeja käyttävät lämpömittarit. Moderneissa lämpömittareissa kyseiset diodit on pakattu tätä tarkoitusta varten suunniteltuun koteloon, mikä mahdollistaa pienen lämpökapasiteetin ja hyvän lämmönjohtumisen ympäristöön.

Lämpötilan vaihteluiden mittaaminen on mahdollista, vaikka ihon lämpötila ei vastaakaan kehon lämpötilaa ja lämpötilan tarkka mittaaminen ei ole mahdollista pelkällä pintakosketuksella. Tällaista tarkoitusta varten on kehitetty yksinkertaisia kuparivastuslämpötilamittareita, jotka on valmistettu taipuisasta kuparipäällysteisestä PWB:stä eli Printed Wiring Boardista. Tällä valmistusmenetelmällä on myös mahdollista integroida EKG -elektrodit samaan PWB -kerrokseen. [1, s. 99, 100, 101.]

Tyypillisesti lämpötilaa mittaavista sensoreista käytetään nimitystä RTD eli Resistance Temperature Detector, vastuslämpötilasensori. Tämän kaltaisen sensorin toiminta perustuu metallien positiivisiin lämpötilakertoimiin, koska useimmilla metalleilla lämpötilasta johtuva resistiivisyyden muutos on likimäärin lineaarinen rajoitetulla välillä.

Yleisimmät RTD:t on valmistettu platinasta, mutta myös metalleja, kuten kuparia ja nikkeliä käytetään sovelluksissa, joiden kustannukset pyritään pitämään matalina. Yleensä nämä sensorit on valmistettu keraamisesti. Puolijohteilla kuten kupari ja nikkeli, vastuksella on negatiivinen lämpötilakerroin, minkä vuoksi niitä kutsutaankin NTC-lämpötilasensoreiksi eli Negative Temperature Coefficient -sensoreiksi. Päinvastaisesti toimivat PTC- eli Positive Temperature Coefficient-sensorit eivät sovi lämpötilan mittaamiseen, sillä kun vastuksen lämpötila kasvaa liian suureksi lämpötilan noustessa, vastus rajoittaa

sen läpi kulkevaa virtaa. Tämän vuoksi PTC-vastuksia käytetään enemmän virranrajoittimina kuin lämpötilasensoreina.[1, s. 66, 67.]

4 Järjestelmän suunnittelu

Alusta pitäen tavoitteena oli saada mahdollisimman pieneen fyysiseen kokoon mahdollisimman paljon ominaisuuksia. Keskusyksikön mikrokontrollerin tuli sisältää suurin osa tarvittavista ominaisuuksista Bluetoothia lukuun ottamatta ja jos mahdollista, jättää ylimääräiset komponentit pois itse piirilevytä, mutta sisällyttää kuitenkin liittimet niille piirilevyllä mahdollisia laajennuksia varten. Langattomissa moduuleissa pyrittiin pitämään ne sensorien suhteen modulaarisina eli sensorityypin pystyy vaihtamaan toiseen ja tarkempaan, kunhan se ei tarkoita ylimääräisiä komponentteja piirilevyille.

Jotta laite voisi edes jollain tapaa vastata jo markkinoilla olevia laitteita, niin sen ytimenä on pakko olla tehokas mikrokontrolleri. Tietojenkäsittelyn nopeus ja mitattavan signaalin resoluutio tuovat luotettavuutta mittaustuloksille. Mittauslaitteiden anturit pyrittiin valitsemaan mahdollisimman laadukkaiksi, mutta samalla pitämään hinta pienenä.

Työssä käytettynä piirilevysuunnitteluohjelmistona toimi CadSoftin EAGLE 6.6 ja 7.0-versiot. Tähän ohjelmistoon päädyttiin sen monipuolisuuden, käyttömukavuuden ja laajan komponenttikirjaston vuoksi. Ohjelmistolla voi myös suunnitella nelikerrospiirilevyjä, jolloin levyn ulkomittoja saadaan supistettua, mutta levyn valmistuskustannukset nousevat.

4.1 Bluetooth tiedonsiirtomenetelmänä

Bluetooth valittiin tämän työn tiedonsiirtomenetelmäksi sen helppokäyttöisyyden vuoksi ja siksi, että suurimmassa osassa matkapuhelimia ja tietokoneita on valmiina Bluetooth-tiedonsiirtomahdollisuus. Eli tietokoneisiin ja matkapuhelimiin ei tarvitse erikseen liittää lisälaitteita muita tiedonsiirtomenetelmiä varten, esimerkiksi ZigBeetä varten tarvitaan erillinen USB-lisälaite, jotta kommunikointi tietokoneen kanssa onnistuu langattomasti.

Bluetooth 4.0, Bluetooth Low Energy on Bluetooth SIG:n kehittämä Bluetooth-teknologia, joka on suunniteltu silmälläpitäen todella vähäistä virrankulutusta, nopeaa yhteydenmuodostamista, vakautta ja turvallisuutta. Bluetooth 4.0 -luokan BLE-laitteita on kahdenlaisia. Toiset laitteet tukevat vain BLE-teknologiaa, ja ne on optimoitu edullisiin ja pienikokoisiin sovelluksiin. Näitä laitteita kutsutaan Bluetooth Smart -nimellä, ja ne myös toimivat vain toisten Bluetooth Smart -laitteiden kanssa. Toisia laitteita kutsutaan nimellä

Bluetooth Smart Ready. Nämä kyseiset laitteet tukevat BLE-teknologiaa, mutta myös vanhempia Bluetooth-teknologioita ja kykenevät toimimaan vanhempien Bluetooth-versioiden kanssa.

Tässä työssä Bluetooth-moduuleiksi valittiin Bluegigan BLE1xx-sarjan Bluetooth-moduulit. Vaikka tarjolla onkin monipuolisesti eri vaihtoehtoja, niin myös muut kuin tekniset ominaisuudet painoivat vaakakupissa valinnan edessä. Useassa Bluetooth-moduulissa on vain kommunikointiin määritellyt portit piirissä, mutta Bluegigan moduulit voivat toimia myös täysin itsenäisesti ulkoisesta mikrokontrollerista riippumatta. Niistä löytyy sisäinen AD-muunnin, joten moduuli voi tehdä käytännössä tarvittavat signaalin muunnokset lähetyksen päätelaitteelle.

Myös ohjelmointimahdollisuudet olivat ratkaisevassa roolissa, nimittäin BLE-moduulien ohjelmoimista varten tarvitaan vain tavallinen tekstinhallintaohjelma kuten Notepad tai ohjelmointia varten luotu Notepad++.

4.2 Järjestelmän keskusyksikkö

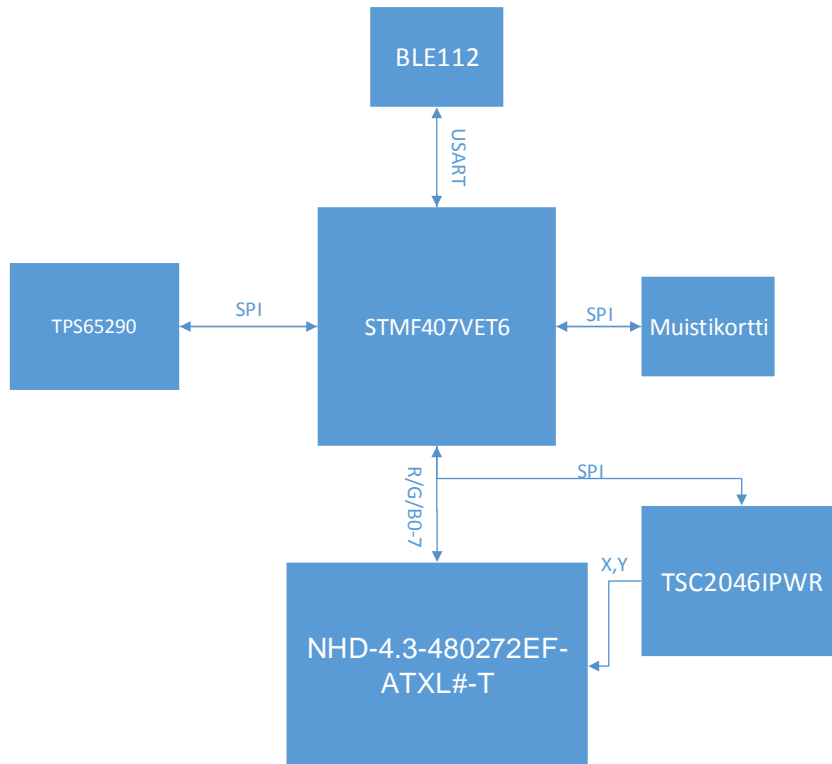
Järjestelmän keskusyksikön ytimenä toimii ARM Cortex M4 -sarjan STMicroelectronicsin STM32F407VET6-mikrokontrolleri. Kyseisellä mikrokontrollerilla on 1024 kB:n sisäinen ohjelmamuisti suuriakin ohjelmistoja varten. Lisäksi siitä löytyy tarvittavat rajapinnat SPI:tä, I2C:tä ja USARTia varten. Näiden ominaisuuksien avulla kommunikointi muiden laitteiden kanssa onnistuu. Lisäksi laitteeseen voidaan luoda monipuolisempia ominaisuuksia ulkoisten piirien avulla, kuten näytön ja wi-fin liittämistä. Myös suuret lääketieteellisiä laitteita tuottavat yritykset käyttävät ARM Cortex M4 -sarjan mikrokontrollereita sairaalalaitteistoissansa. [13.]

Mikrokontrolleri kommunikoi Bluegigan BLE112-moduulin kanssa käyttäen USART-protokollaa. BLE112-moduuli valittiin tähän tarkoitukseen siksi, koska toisin kuin BLE113:ssa, niin BLE112:ssa on suora tuki USB-kommunikaatiolle, mikä mahdollistaa moduulin ohjelmiston päivittämisen DFU:lla ilman, että laitteen kotelo joutuisi mahdollisesti avaamaan päivityksiä varten. Ominaisuuksiltaan BLE112 on suurempikokoinen kuin BLE113, mutta erot lähetystehon ja vastaanottotehon välillä ovat mitättömän pienet. Virrankulutuksen suhteen BLE112 kuluttaa enemmän virtaa kuin BLE113, mutta BLE112 virtalähteenä ei toimi paristo vaan 3,7 V:n akku.

Keskusyksikkö ei kykene toimimaan pitkiä aikoja pelkästään pariston varassa, vaan se tarvitsee virtalähteen, joka kykenee toimimaan pitkiä aikoja lataamatta. Akun vuoksi keskusyksikkö tarvitsee akun lataamista varten erillisen piirin. Keskusyksikköön voidaan myös lisätä erilaisia käyttöjännitteen hallintapiirejä jännitteen regulointia varten tai DC/DC-muuntamista varten. Nämä piirit toimivat usein käyttämällä SPI- tai I2C-rajapintoja.

Keskusyksiköstä löytyy liitäntä NewHaven Displayn NHD-4.3-480272EF-ATXL#-T-kosketusnäyttöä varten, johon halutessa saadaan näkyviin mittaustulokset, mutta myös käyttöliittymän järjestelmälle toimimaan sen kautta.

Kuva 7 esittää keskusyksikön tärkeimmät komponentit lohkokaaviona, sekä niiden kommunikointi rajapinnat.



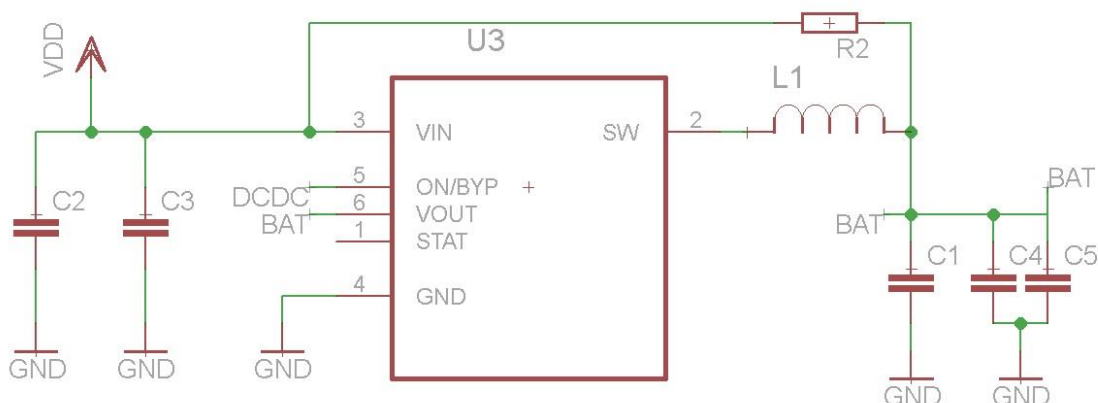
Kuva 7. Keskusyksikön lohkokaavio

4.3 Järjestelmän langattomuus

4.3.1 Langattomat mittalaitteet

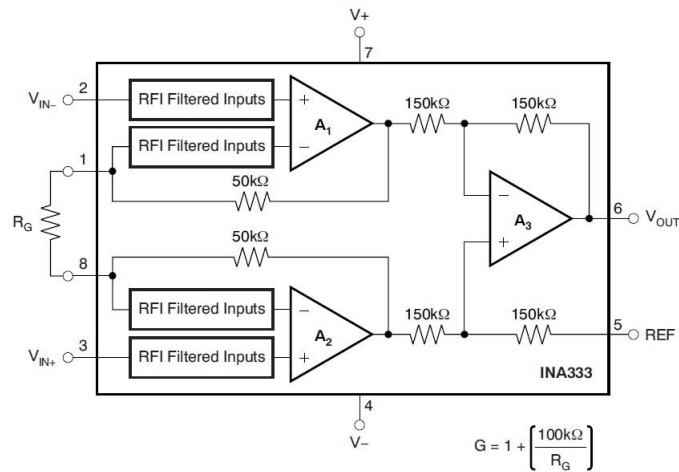
Langattomat mittauslaitteet ovat omia kokonaisuuksiaan, mutta niissä on samoja suunnittelumaisia ratkaisuja. Jokaisessa mittauslaitteessa on BLE113 Bluetooth -moduuli, TPS62730 DC/DC -konvertteri, CR2023-paristo ja INA333 -instrumentaalinen operaatiovahvistin.

Kuvassa 8 TPS62730 DC/DC -konvertterin käyttö perustuu Bluegigan suunnitelmaan, jossa se on osa BLE113-sovellusta. Komponentin tarkoitus on vähentää lähetykseen vaadittavaa virrankäyttöä pudottaen sen samalle tasolle vastaanottoon käytetyn virran kanssa. Normaalisti ilman konvertteria lähetykseen käytetty virta on 18,2 mA, kun se konvertterin kanssa on 14,3 mA eli sama kuin vastaanottoon käytetty virta. Tällainenkin virransäästö on merkittävä akun tai pariston pitkäikäisyyden kannalta.



Kuva 8. TPS62730 DC/DC -konvertterin käyttäminen BLE113 ja BLE112 Bluetooth-moduulissa[5;6]

INA333 -instrumentti operaatiovahvistin on yleisesti käytetty operaatiovahvistin tämän tyyppisissä sovelluksissa. Sen sisäinen rakenne mahdollistaa vähäisen komponenttien määrän, mikä mahdollistaa entistä pienemmän piirilevyn suunnittelemisen. Tavallisella operaatiovahvistimella tarvittaisiin enemmän komponentteja saman asian suorittamiseen. Kuva 9 havainnollistaa sitä, miten INA333 toimii.



Kuva 9. INA333 toimintaperiaate[16, s.1.]

4.3.2 Langaton verenpainemittari

Langattoman verenpainemittarin moduulissa sensorina toimii Omronin 2SMPP-02 MEMS -painesensori. Hankinta hetkellä (3/2013) sensori oli juuri tullut markkinoille, joten sen tekniikkansa ja hintansa puolesta sopi erinomaisesti työhön. Kuvassa 10 on nähtävissä työssä käytetty painesensori.



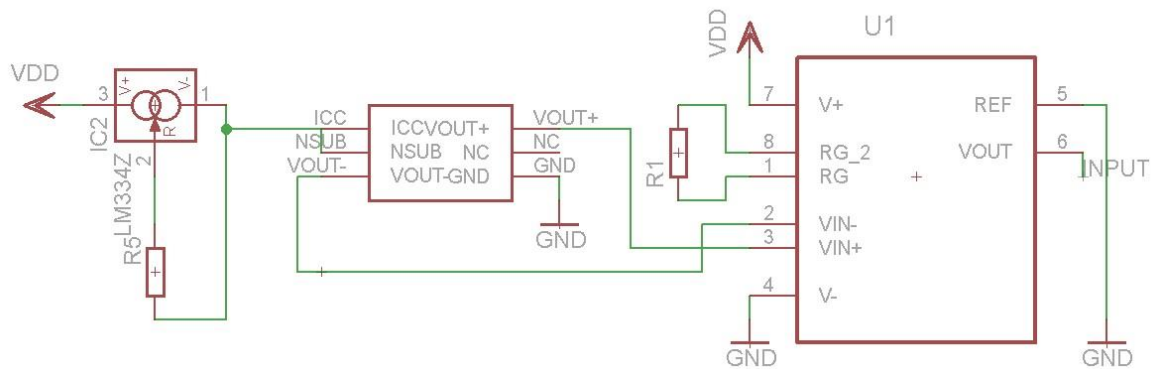
Kuva 10. Omron 2SMPP-02 -painesensori

Tärkeimmät työssä käytettyyn painesensorin ominaisuudet on esitetty taulukossa 2. Paine-alue riittää kattamaan systolisen ja diastolisen paineiden alueet.

Taulukko 2. Langattoman verenpainemittarin sensorin ominaisuudet

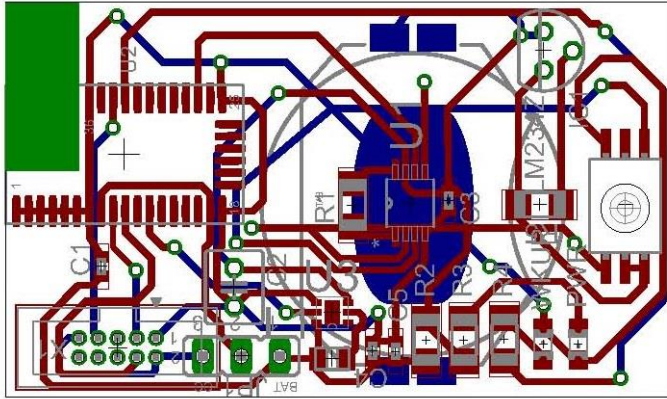
Sensori	Omron 2SMPP-02
Painealue	0 – 37 kPa
Käyttövirta	100 μ ADC
Sillan vastus	20 \pm 2 k Ω
Epälineaarisuus	0 \pm 0,8 % FS
Hystereesi	0 \pm 0,5 % FS
Operointilämpötila	0 – 50 $^{\circ}$ C

Kyseisestä sensorista ei ole olemassa valmista komponenttia työssä käytetyssä piirilevy suunnitteluohjelmistossa, joten sellainen tuli luoda tyhjästä. Itse sensori on suunnitelluussa piirilevyssä sijoitettuna toiseen päähän piirilevyä kuin BLE113-moduuli, sillä sensori tarvitsee reiän piirilevyyn. Eaglella suunnitellun verenpainemittarin sensorin piirikaavio on kuvassa 11. LM334 vakiovirtalähde 27 k Ω vastuksen kanssa luo tasaisen 100 μ A: virran.



Kuva 11. Verenpainemittarimoduuli

Kuvassa 12 on nähtävissä suunniteltu verenpainemittarimoduuli. Levyn Top-puolella on moduulin kaikki piirit ja suurin osa komponenteista ja Bottom-puolella on ainoastaan CR2032-paristopidike. Levy on kaksikerroksinen.



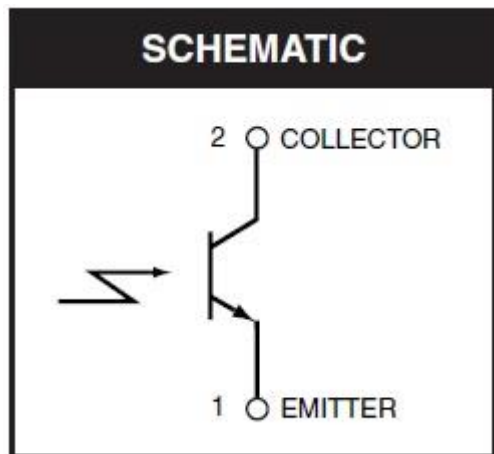
Kuva 12. Verenpainemittarimoduuli

4.3.3 Langaton fotopletysmografi ja lämpötila-anturi

Langattoman pulssioksimetrin toteuttaminen verenhappisaturaation ja pulssin mittaamiseksi olisi ollut liian monimutkaista, joten asia ratkaistiin poistamalla normaalisti pulssioksimetrissä oleva punainen LED ja muuttamalla näin laite fotopletysmografiksi, joka mittaa vain pulssia.

PIN fotodiodissa on ylimääräinen suuriohminen kerros I kerrosten p ja n välissä parantaakseen vasteaikaa. Valon läpäistäessä ohuen P+-kerroksen se osuu itseisjohtavaan kerrokseen I, missä se absorboituu. Syntyvien varausten liikkeen nopeus on suuri tyhjennysalueen sähkökentän vuoksi.

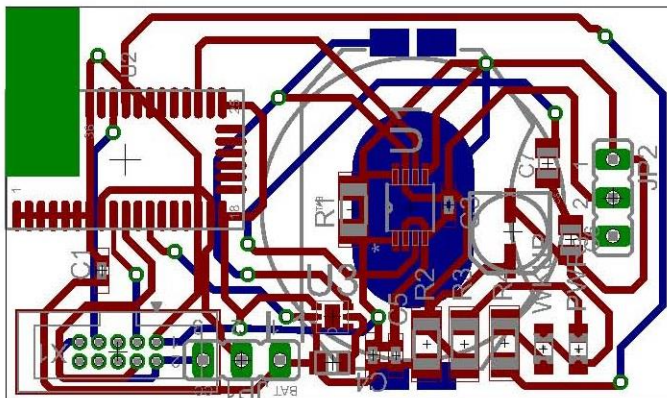
Fototransistori toimii estojännitteisen fotodiodin ja perinteisen transistorin yhdistelmänä. Saapunut valo kollektori-kanta-liitokseen luo elektroniaukkoparin. Kannan elektronit ja kollektorin alue virtaavat kohti positiivista jännitelähdettä (npn transistori) ja ne palautuvat emitterin kautta kollektorille missä sähkökenttä vetäisee ne kollektoriin. Fotonin indusoima kantavirta sen jälkeen vahvistetaan tavallisella transistorilla, mikä tekee fototransistorista hyvin herkän valoanturin. Fototransistorin jännite-virta-ominaisuudet eroavat niistä tavallisista transistoreista vain niin, että todellisuudessa kantavirta on valoa. Kuvassa 13 on esitettyä työssä käytettävän fototransistorin toimintaperiaate.[15, s. 57.]



Kuva 13. Fototransistori[11, s.1.].

Toinen vaihtoehto LEDien käyttämiseksi olisi ollut rakentaa langattomat EKG-elektrodit, mutta tästä ajatuksesta luovuttiin, koska suurin osa elektrodeista ovat kertakäyttöisiä ja niiden käyttäminen käytännöllisesti ei sovi laitteen käyttötarkoitukseen.

Kuvassa 14 on nähtävissä suunniteltu fotopletysmografi-moduuli. Sensori LEDit eivät ole piirissä, vaan ne ovat liitettävissä kaapelilla levyllä oleviin liittimiin.



Kuva 14. Fotopletysmografi-moduuli

Lämpötila-anturi on myös mahdollista liittää samaan moduuliin kaapelilla. Kuvassa 15 on työssä käytetty NTC-lämpötilasensori.



Kuva 15. NTC-lämpötilasensori

4.4 Järjestelmän kustannukset

Vertailua Intelin Health Guide -sarjan ja Bayer Viterion -sarjan laitteisiin ei tässä tehdä, mutta suuntaa antavaa näkemystä siitä kuinka paljon itse rakennettava järjestelmä kustantaisi. Taulukossa 3 komponenttien hinnat perustuvat siihen, mikä on niiden hinta tällä hetkellä.

Taulukko 3. Työssä suunniteltavan telelääketieteellisen monitorointijärjestelmän kustannusarvio

Komponentti	Kappale- määrä	Hinta
STM32F407VET6	1	9,86 €
BLE112	1	18,83 €
BLE113	3	34,74 €
ADP122AUJZ-3.3-R7	1	0,89 €
TPS62730DRYT	3	5,34 €
MAX1551EZK+T	1	1,66 €
TPS65290BMRHFT	1	4,20 €
54132-4062	1	2,01 €
NHD-4.3-480272EF-ATXL#-T	1	31,54 €
192-503QET-A01	1	3,95 €
QTLP610CPDTR	1	0,78 €
2SMPP-02	1	2,91 €
TSC2046IPWR	1	1,97 €
UX60SC-MB-5SY(80)	1	0,60 €
M50-35000542	4	3,82 €
LQM21PN2R2NGCD	3	0,90 €
Vastukset	23	0,33 €
Kondensaattorit	26	3,43 €
AB38T-32,768KHZ	1	0,20 €
IR19-21C/TR8	1	0,45 €
112C-TXAR-R01	1	1,09 €
LM809M3-2.93	1	0,56 €
INA333AIDGKR	3	11,28 €
Keskusyksikön piirilevy	1	16,34 €
Mittauslaitemoduulien levyt	3	14,00 €
Kokonaishinta		171,58 €

Kuten kokonaishinnasta voidaan päätellä, järjestelmä ei ole kovinkaan kallis, sillä keskusyksikön voi korvata tietokoneella, älypuhelimien kehitettävällä sovelluksella tai muulla mobiililaitteella, joka on jo valmiiksi olemassa.

5 Keskusyksikön ja moduulien ohjelmointi

5.1 Keskusyksikön ohjelmointi

Jotta suunniteltava järjestelmä voidaan ohjelmoida, ensin sille on hyvä hankkia kehitystyökalu kehittämistä varten. ARM-mikrokontrollereille löytyy useita erilaisia kehitystyökalua, mutta tässä kehitysalustaksi valittiin Olimexin STM32-P107-kehitysalusta, jonka ytimenä toimii STM32F107VC. Kyseinen kehitysalusta ei ole edullisin vaihtoehto aloittamaan kehitystä ARM Cortex M3 -mikrokontrollereille, mutta siitä löytyy runsaasti I/O-piinejä ulkoisille komponenteille. Lisäksi kehitysalustasta löytyy tilaa juotettaville komponenteille.

Keskusyksikön ohjelma ohjelmoitiin ColIDE-sovelluksella. Kyseinen sovellus on ilmainen ARM-mikroprosessorille tarkoitettu ohjelma, joka ilmaisuudesta huolimatta on laaja ja selkeä eikä siinä ole ohjelmalle kokorajoituksia, kuten maksullisten ARM-mikrokontrollerien ohjelmointiin tarkoitetuilla sovellusten kokeiluversioilla. Tällaisen maksullisen ohjelmiston lisenssi voi maksaa tuhansia euroja, joten sellaisen hankkiminen insinööriä tai harrastusta varten ei välttämättä ole mielekäästä.

Ohjelman lataaminen mikrokontrollerille tapahtuu käyttämällä ST Microelectronicsin ST32 ST-link Utilitya, mutta ohjelman voi myös ladata mikrokontrollerille käyttämällä valittua ohjelmointiohjelmaa ja sen debug-toimintoa.

5.2 Bluetooth-moduulien ohjelmointi

Bluegiga tarjoaa kolme erilaista vaihtoehtoa Bluetooth-moduuliansa ohjelmoimiseen. Ensimmäinen on BGScript, jota voi käyttää vain, jos ohjelma ohjelmoidaan suoraan BLE1xx-moduulille. Tämä on kuitenkin hyvin rajoittunut tapa ohjelmoida Bluegigan BLE-moduuleja ja tämän vuoksi yrityksellä on beta-testi vaiheessa C SDK eli C-ohjelmointikielillä toteutettu Software Development Kit, työkalu, jolla voidaan ohjelmoida käyttäen ennalta määritettyä ohjelmointikieltä. Toinen vaihtoehto on käyttää BGAPI komentoja. Tätä tapaa käytetään silloin, kun halutaan lähettää käskyjä Bluetooth-moduulille käyttäen ulkoista mikrokontrolleria. Tähän käytetään mikrokontrollerin ja BLE-moduulin sarjaportti piinejä eli Tx(Transmission) ja Rx(Receive)-portteja. Kolmas tapa on muodostaa

BGAPI komennoista BGLib-lähdetiedosto, johon on koottu BGAPI komennot ja niille määritelty erilaisia funktioita.

Bluegigan BLE1xx-moduulit tulee ohjelmoida käyttäen Texas Instrumentsin CC Debuggeria, sekä käyttämällä Bluegiga BLE SW Update Toolia ohjelman lataamiseen BLE1xx-moduulille. Normaalisti Texas Instrumentsin CC-sarjan mikrokontrollereille ohjelma ladataan käyttämällä SmartRF Flash Programmer-ohjelmaa, mutta Bluegigan BLE1xx-moduuleiden lisenssiavain katoaa, jos sitä käytetään. Tästä seuraa se, että BLE1xx-moduulit eivät enää toimi normaalisti vaan niihin pitää hankkia uusi lisenssiavain.

Työssä päädyttiin ohjelmoimaan Bluetooth-moduulit käyttämällä BGScriptiä. Prototyypivaiheessa BGScript-komennot voitiin ladata suoraan BLE113-prototyypimoduulille kuvassa 15. Kuten yleensä BLE-teknologiaa käyttävien laitteiden kanssa, myös tässä tapauksessa tarvitaan Generic Attribute Profile eli GATT-profiili. GATT-profiili määrittelee sen, mikä laite on ja mitä se tekee muiden ominaisuuksien lisäksi. GATT-profiiliin voidaan määritellä käytetty GATT-palvelu seuraavasti koodin 1 mukaisesti esimerkiksi verenpainemittausmoduulia varten.

```
<service uuid="1810" advertise="true">
<description>Blood Pressure</description>
    <include id="manufacturer" />
    <characteristic uuid="2a37" id="xgatt_hr">
        <properties notify="true" />
        <value length="2" />
    </characteristic>
</service>
```

Koodi 1. Verenpaineen mittaamiseen käytetty GATT-palvelu

6 Yhteenveto

Body Area Networks tarjoaa mahdollisuuden suunnitella ja rakentaa erilaisia mHealthin ja uHealthiin pohjautuvia sovelluksia. Puettavat kehosensoriverkot tai vanhenevalle väestölle suunnatut isommat monitorointijärjestelmät ovat tyypillisimpiä näiden alueiden sovellutuksia. Kun näiden järjestelmien tueksi liittää muita laitteita, kuten matkapuhelimia ja tabletteja, saadaan informaatiota mitattua ja lähetettyä muualtakin kuin kaupunkialueilta.

Työn tuloksena saatiin suunniteltua langaton telelääketieteellinen monitorointijärjestelmä, mutta ohjelmointitaitojen puutteen vuoksi kokonaista toimivaa järjestelmää ei saatu rakennettua. Osoittautui silti mahdolliseksi, että on täysin mahdollista suunnitella ja rakentaa tällainen järjestelmä suhteellisen edullisesti. Järjestelmää ei suunniteltu toimimaan vain tietynlaisen keskusyksikön kanssa, vaan mittalaitteet voivat muodostaa yhteyden minkä tahansa Bluetooth 4.0 -teknologiaa käyttävän laitteen kanssa.

Laitteen kehittämisen kannalta työssä suunnitellun laitteen perimmäinen tarkoitus oli olla mahdollisimman yksinkertainen, joten sitä voi helposti parantaa. Laite on myös suunniteltu siten, että siitä voidaan edetä, joko vielä yksinkertaisempaan suuntaan pienempiä sovelluksia varten, mutta myös päivittäminen lääketieteellisiä sovelluksia varten on mahdollista.

Langattomia moduuleja ei ole suunniteltu samantapaisiksi kuin jo markkinoilla olevat mitauslaitteet eli niissä ei ole yksinkertaista yhden napin painallus -periaatetta vaan moduulit mittaavat jatkuvasti virran ollessa päällä, joka osaltaan syö paristoa enemmän kuin olisi tarve. Työssä käytetyt BLE11x-moduulit eivät ole Bluetooth 4.0 -luokan vähiten virtaa kuluttavia Bluetooth-moduuleja, vaan pienempivirtaisia vaihtoehtoja on olemassa, jopa alle 10 mA:in kykeneviä vaihtoehtoja. Koska työssä käytettiin myös kokonaista moduulia, jossa on liitännät jokaiselle moduulin ytimenä toimivalle Texas Instrumentsin CC2541-mikrokontrollerin pinnille, niin sen fyysinen koko on myös turhan kookas. Rakentamalla moduulin pelkän mikrokontrollerin ympärille, jossa on liitännät vain tarvittavia pinnejä varten saadaan moduulin kokoa pienennettyä merkittävästi.

Työssä suunnitellulle järjestelmälle ei suoritettu myöskään minkäänlaisia EMC-mittauksia, joten sen häiriönsieto on tuntematon eli myöskään sitä ei tiedä, kuinka paljon se

mahdollisesti häiritsee muita laitteita. Lisäksi siitä puuttuu liittimien ESD-suojaus elekt-rostaattisia häiriöitä varten, jotka voisivat huonoimmassa tapauksessa vahingoittaa suunnitellun järjestelmän piirilevyn komponentteja. Koteloinnin puuttuminen on myös iso osa häiriöiden kannalta.

Laitteen suunnittelussa ei otettu huomioon lääketieteellisiä standardeja, jotka vaikuttai-sivat erilaisiin suunnitelmallisiin ratkaisuihin, kuin mihin tässä työssä päädyttiin. Laitteella ei suoritettu koehenkilöiden mittauksia, joten mitään kunnollista статистиikkaa ei laitteen toiminnasta ole.

Lähteet

- 1 Harsanyi, Gabor 2000: Sensors in Biomedical Applications: Fundamentals, Technology and Applications.
- 2 Raff Hershel, Levitzky Michael 2011: Medical Physiology: A System Approach.
- 3 Otto Chris, Milenkovic Aleksandar, Sanders Corey, Jovanov Emil 2006: System Architecture of a Wireless Body Area Sensor Network for Ubiquitous Health Monitoring.
- 4 Bluegiga, BLE112 Technical specifications.
<<https://www.bluegiga.com/en-US/products/bluetooth-4.0-modules/ble112-bluetooth-smart-module/technical-specs/>> Luettu 12.5.2014
- 5 Bluegiga, BLE113 Technical specifications.
<<https://www.bluegiga.com/en-US/products/bluetooth-4.0-modules/ble113-bluetooth-smart-module/technical-specs/>> Luettu 12.5.2014
- 6 Bluegiga, BLE112 datalehti.
<https://www.bluegiga.com/protectedstore/**/**/**/BLE112_Datasheet.pdf> Luettu 12.5.2014
- 7 Bluegiga, BLE113 datalehti.
<https://www.bluegiga.com/protectedstore/**/**/**/BLE113_Datasheet.pdf> Luettu 12.5.2014
- 8 Intel, GE:n ja Intelin yhteistyö.
<<http://www.intel.com/pressroom/archive/releases/2009/20090402corp.htm>> Luettu 27.7.2014
- 9 Intel, Intel® Health Guide PHS6000.
<<http://www.intel.com/Assets/PDF/prodbrief/health-319465002.pdf>> Luettu 27.7.2014
- 10 Bayer Viterion, Viterion 100BGM Telehealth Monitor.
<http://www.viterion.com/web_docs/Viterion%20100BGM%20Trade%20Ad%206.13.pdf> Luettu 27.7.2014
- 11 Fairchild Semiconductor QTLP610CPD datalehti.
<<https://www.fairchildsemi.com/datasheets/QT/QTLP610CPD.pdf>> Luettu 19.6.2014
- 12 Newhaven Display NHD-4.3-480272EF-ATXL-T datalehti.
< <http://www.newhavendisplay.com/specs/NHD-4.3-480272EF-ATXL-T.pdf>> Luettu 19.6.2014

- 13 ST Microelectronics STM32F407VET6 datalehti.
<<http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/DM00037051.pdf>> Luettu 19.6.2014
- 14 Crosby Garth V., Ghosh Tirthankar, Murimi Renita, Chin Craig A. 2012: Wireless Body Area Networks for Healthcare: A Survey.
- 15 Ripka Pavel, Tipek Alois 2007: Modern Sensors Handbook
- 16 Texas Instruments INA333 datalehti.
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>> Luettu 20.7.2014
- 17 Stern Robert M., Ray William J., Quigley Karen S. 2001: Psychophysiological Recording
- 18 Bluegiga, <BLE_getting_started_1.5v.pdf>
- 19 <<http://www.cse.wustl.edu/~jain/cse574-08/ftp/ban.pdf>> Luettu 2.10 .2014
- 20 Hanson Mark A., Powell Jr. Harry C., Barth Adam T., Ringgenberg Kyle, Calhoun Benton H., Aylor James H., and Lach John 2009: Body Area Sensor Networks: Challenges and Opportunities
- 21 < http://www.medgadget.com/2008/11/intel_health_guide_undergoing_trials.html>