



**SAVONIA**

■ OPINNÄYTETYÖ - AMMATTIKORKEAKOULUTUTKINTO  
TEKNIIKAN JA LIIKENTEEN ALA

# BIOSIGNAALIMITTALAITTEEN OHJELMISTO

TEKIJÄ: Ville Tulimäki

Koulutusala Tekniikan ja liikenteen ala			
Koulutusohjelma Elektroniikan koulutusohjelma			
Työn tekijä(t) Ville Tulimäki			
Työn nimi Biosignaalinmittalaitteen ohjelmisto			
Päiväys	3.4.2014	Sivumäärä/Liitteet	35 / 4
Ohjaaja(t) Yliopettaja Väinö Maksimainen			
Toimeksiantaja/Yhteistyökumppani(t) Mega Elektroniikka Oy			
Tiivistelmä  <p>Tämän opinnäytetyön aiheena oli firmware-ohjelmiston kirjoittaminen Mega Elektroniikka Oy:n µResponse-biosignaalinmittalaitteelle. µResponsella voidaan suorittaa biosignaalinmittauksia sellaisenaan, mutta erityispiirteensä opinnäytetyössä oli µResponsen integroiminen Inomed GmbH:n valmistaman C2 NerveMonitor -laitteen kanssa käyttöä varten. Inomed C2:ta käytetään leikkaussalissa hermojen paikantamiseen leikkauksen aikana. µResponsen osuus järjestelmässä on hermon stimuloitimet ajoitustiedon langaton vastaanotto C2:lta, kyseisen hermon ohjaamalta lihaksilta mitattavan EMG-signaalin digitointi ja näiden tietojen lähettäminen langattomasti takaisin C2:lle.</p> <p>Opinnäytetyössä kirjoitettiin valmiin määrittelydokumentin pohjalta myös uusi tiedonsiirtoprotokolla µResponselle sekä protokollan oikeellisuuden testaamista varten protokollamuunnin, joka vastaanotti uuden protokollan mukaista liikennöintiä ja enkoodasi tiedot vanhemmalle protokollalle, jotta niitä voitiin vastaanottaa MegaWin-ohjelmistossa.</p> <p>Tavoitteena oli saada µResponsen firmware-ohjelmisto "toimiva prototyyppi" -tasolle. Ohjelmisto saatiin toimimaan ja sen toiminta todennettiin simuloimalla lihaskudosta human analog -tekniikan avulla, käyttämällä elävän lihaskudoksen sijasta ruokasuolaliuokseen kastettua käsipyyhepaperia.</p>			
Avainsanat biosignaali, EMG, Bluetooth, neurofysiologinen intraoperatiivinen monitorointi			

Field of Study Technology, Communication and Transport			
Degree Programme Degree Programme in Electronic Engineering			
Author(s) Ville Tulimäki			
Title of Thesis Firmware for a Biosignal Measurement Device			
Date	April 3, 2014	Pages/Appendices	35 / 4
Supervisor(s) Mr. Väinö Maksimainen, Principal Lecturer			
Client Organisation /Partners Mega Electronics Ltd.			
<p>Abstract</p> <p>The purpose of this thesis was to write the firmware for Mega Electronics Ltd's <math>\mu</math>Response biosignal measurement device on a "working prototype" level of functionality. <math>\mu</math>Response can be used independently to perform normal biosignal measurements, but as a special application for this thesis <math>\mu</math>Response was integrated to be used with Inomed GmbH's C2 NerveMonitor device. The Inomed C2 is used during surgeries in hospital operating rooms to locate nerves. <math>\mu</math>Response's role in the system is to wirelessly receive the timing information of the nerve stimulation pulse from the C2, to measure and digitize the EMG response of the muscle that the nerve is connected to and to transmit all this information wirelessly back to the C2.</p> <p>A new data transfer protocol and a protocol transcoder, based on an already available specification document, were written for <math>\mu</math>Response to enable communication with MegaWin software's older protocol and to test the correctness of the new data transfer protocol.</p> <p>The "working prototype" level of functionality goal was reached for the firmware. The functionality was tested using a human analog consisting of tissue paper dipped in NaCl solution.</p>			
<p>Keywords</p> <p>Biosignal, EMG, Bluetooth, Intraoperative nerve monitoring, Intraoperative neurophysiological monitoring (IONM)</p>			

## ESIPUHE

Kiitän Mega Elektroniikka Oy:n toimitusjohtaja Arto Remestä mahdollisuudesta työskennellä mielenkiintoisen aiheen parissa, pääsuunnittelija Juha Myllykangasta ja sulautettujen järjestelmien suunnittelija Sami Hynystä lukuisista hyvistä neuvoista työn suorittamisessa. Kiitän myös yliopettaja Väinö Maksimaista opinnäytetyöni ohjaamisesta.

Kuopiossa 3.4.2014

Ville Tulimäki

## SISÄLTÖ

1	JOHDANTO .....	7
2	BIOSIGNAALIT .....	7
2.1	Lihaskudos ja sen aktiivisuuden mittaaminen.....	8
2.2	Elektrofysiologinen hermotarkkailu kasvojen alueen leikkauksissa .....	10
3	LANGATON TIEDONSIIRTO .....	10
3.1	Bluetooth .....	10
3.2	CRC-tarkistukset .....	11
4	µRESPONSEN TEKNISET OMINAISUUDET .....	14
5	µRESPONSEN KÄYTTÖLIITTYMÄ.....	15
5.1	µResponse sensoriosan käyttöliittymä .....	15
5.2	µResponse telakan käyttöliittymä .....	16
6	INOMED C2.....	17
6.1	C2:n normaali käyttö ilman µResponsea.....	17
6.2	Toiminnan esittely testipotilaan avulla.....	19
6.3	Käyttö µResponsen kanssa .....	21
7	µRESPONSEN ELEKTRONIIKKA.....	22
7.1	µResponse sensoriosan lohkokaavio .....	22
7.2	µResponse lataustelakan lohkokaavio .....	23
8	VAATIMUKSIA JÄRJESTELMÄN KOMPONENTEILLE .....	24
8.1	Triggerijärjestelmä .....	24
8.2	Biosignaalien digitointijärjestelmä.....	24
8.3	Proessori.....	25
8.4	Langaton tiedonsiirtoratkaisu .....	25
9	OHJELMISTON OMINAISUUKSIA.....	26
9.1	Ohjelmiston koko .....	27
9.2	Ohjelmallinen DC-suodatus.....	28
9.3	FIFO-puskurit .....	29
9.4	Laitteistoriippumattomuus .....	29
9.5	Esimerkki lähdekoodin tyylistä .....	30
10	TRIGGERISIGNAALIN KÄSITTELYKOODIN DEBUGGAUS HUMAN ANALOG -TEKNIKALLA.....	32
11	TYÖN TULOKSET .....	34

LÄHTEET .....	35
LIITE 1: TRIGGERIJÄRJESTELMÄ .....	36
LIITE 2: BIOSIGNAALIEN DIGITOINTIJÄRJESTELMÄ .....	37
LIITE 3: PROSESSORI .....	38
LIITE 4: BLUETOOTH-TIEDONSIIRTORATKAISU .....	39

## 1 JOHDANTO

Opinnäytetyön aihe tuli Mega Elektroniikka Oy:ltä, joka on biosignaalien mittalaitteiden ja ohjelmistojen kehittämiseen ja valmistamiseen erikoistunut yritys. Tuotteisiin kuuluu mm. aivosähkökäyrien (EEG), sydänfilmin (EKG), elektromyografian (EMG), elektro-okulografian (EOG) ja sydämen sykkeen sykevälivaihtelun (HRV) mittaamiseen soveltuvia järjestelmiä. Useat Mega Elektroniikka Oy:n tuotteet siirtävät tietoa langattomasti mm. Bluetooth- tai WLAN-yhteyden yli.

µResponse on EMG-, EKG-, EOG- ja EEG-käyttöön soveltuva biosignaalinmittalaite, josta oli opinnäytetyön tekemistä aloitettaessa olemassa laitteisto (hardware), mutta ohjelmiston kehitystä ei ollut aloitettu. Tavoitteena firmwaren kirjoituksessa oli saada µResponse toimimaan Inomed C2 Nerve-Monitor -laitteen kanssa ”toimiva prototyyppi” tasolla sisältäen signaalin digitoinnin, tiedonsiirtoprotokollan toteutuksen ja stimuloinnin ajoitushetkitiedon eli triggerin huomioimisen. Firmware-ohjelmiston kirjoitus on osa normaalia yrityksen tuotekehitysprosessia, eikä opinnäytetyön aiheella sinänsä ole sen erikoisempaa taustaa kuin ilmennyt tarve tämänkaltaiselle järjestelmälle.

Opinnäytetyön tuloksena syntyneeseen firmwareen kirjoitettiin tuki uudelle tiedonsiirtoprotokollalle, jonka viestityypit ja kehysrakenteet suunnitteli pääsuunnittelija Juha Myllykangas. Määrittelydokumentin pohjalta tapahtunut varsinainen ohjelmakoodin kirjoitus teknisine ja rakenteellisine ratkaisuihin jäi opinnäytetyön tekijän tehtäväksi. Juha Myllykangas teki myös kaikki hardware-kytkentöjen muokkaukset, joten opinnäytetyön tekijän rooli rajoittui puhtaasti ohjelmiston rakenteen suunnitteluun ja kirjoittamiseen.

## 2 BIOSIGNAALIT

Biosignaaleilla tarkoitetaan elävän kudoksen toiminnasta syntyvien sähköisten potentiaalien muodoitettuja signaaleja. Näitä signaaleja ovat esimerkiksi sydänsähkökäyrä EKG (elektrokardiogrammi), aivosähkökäyrä EEG (elektroenkefalogrammi), lihassähkökäyrä EMG (elektromyogrammi) ja EOG (elektro-okulogrammi). Näiden mittausten perusteella voi asiantuntija tehdä johtopäätöksiä kyseisten elinten toiminnasta, joten biosignaalit ovat tärkeä apuväline useiden tautien ja oireiden diagnosoimisessa. Aivosähkökäyrää voidaan käyttää apuna mm. epilepsian diagnosoimisessa, sydänsähkökäyrää voidaan käyttää apuna sydämen toiminnan diagnosoimisessa ja lihassähkökäyrää voidaan käyttää apuna esimerkiksi Parkinsonin taudin diagnosoimisessa tai seurata lihaksen kuntoutuksen etenemistä.

## 2.1 Lihaskudos ja sen aktiivisuuden mittaaminen

Kudos on samantyyppisistä soluista muodostuva rakenne. Erityyppiset kudokset puolestaan muodostavat toiminnallisia kokonaisuuksia, joita nimitetään elimiksi. Tarkasteltavan elimen kudoksissa esiintyvät potentiaaalierot syntyvät yksittäisiä kudoksen soluja ympäröivän solukalvon muodostaman rajapinnan eri puolilla vallitsevista ionien konsentraatioeroista. Solukalvo läpäisee joitakin ioneja paremmin kuin toisia. Näiden ionikonsentraatioiden muutokset saavat aikaan muuttuvia sähkövirtoja ja jännitteitä. (Hiltunen, Holmberg, Jyväskylä, Kaikkonen, Lindblom-Yläne, Nienstedt, Wähälä 2010, 202 - 203.)

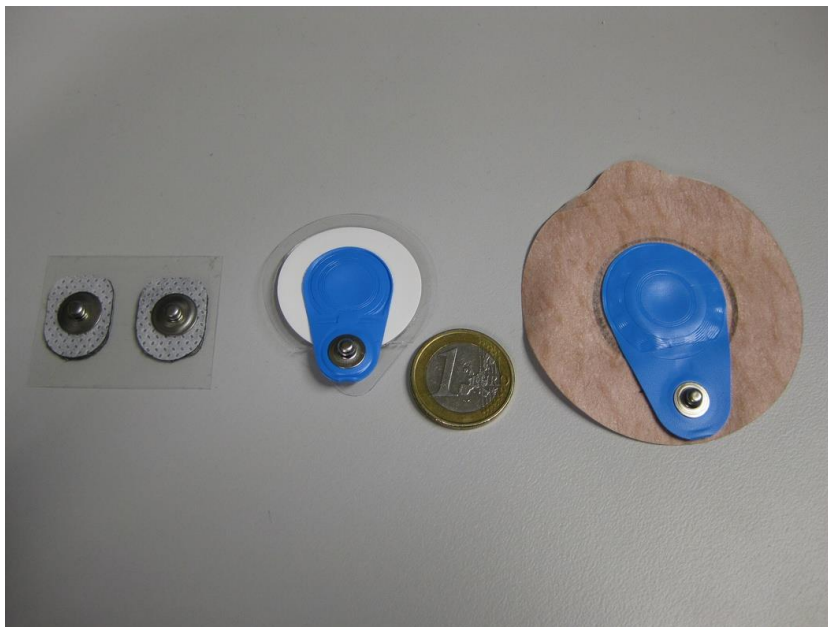
Lihaskudos jaotellaan sileään lihaskudokseen, sydänlihaskudokseen ja poikkijuovaiseen lihaskudokseen. Autonomisen hermoston ohjaamaa sileää lihaskudosta on mm. ruuansulatuskanavan, verisuonten ja hengitysteiden ympärillä. Sydänlihaskudosta on vain sydämessä. Normaali jokapäiväinen liikkuminen on mahdollista tahdonalaisen poikkijuovaisen lihaskudoksen ansiosta. Se muodostaa yhdessä sidekudosten ja tukikudosten kanssa tuki- ja liikuntaelimestön, josta juontaa nimitys luustolihasisto. (Hiltunen ym. 2010, 199 - 200.)

EMG-signaaleja mitataan yleensä tahdonalaisista lihaksista. Ihon pinnalta mitattavien EMG-signaalien sovelluskohteet voidaan luokitella karkeasti kolmeen kategoriaan: lihasjännityksen alkamisen ajoitus, EMG-signaalin muutokset suhteessa lihasen jännitysvoimaan ja lihasen väsymistä indikoivien piirteiden havainnoiminen EMG-signaalista. Toisin sanoen EMG-signaalista mitataan yleensä lihaskoordinaation ajoitusta, lihasvoiman määrää tai lihasen väsymistä. Lihasvoimaa mitatessa voidaan tarkastella yksittäisen lihasen tuottamaa voimaa sinänsä tai yksittäisen lihasen osuutta jonkin monta lihasta aktivoivan liikkeen kokonaisvoiman tuotossa. (De Luca 1997, 136 - 137.)

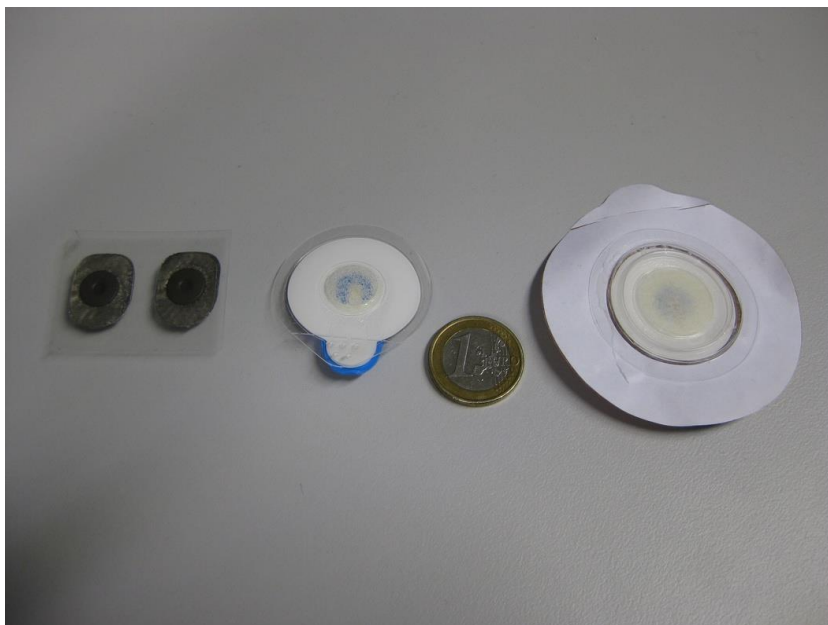
EMG-signaalin laatuun vaikuttaa mm. elektrodien koko, geometria, materiaali, sijainti, kiinnitys ihoalueeseen, ihoalueen preparointitapa esim. ihokarvojen ajelu, kuolleen pintasolukon pois hiominen hiekkapaperilla tai ihon puhdistus alkoholilla. Tarraelektrodien kontaktiosan halkaisija vaihtelee noin millimetristä kahteen senttimetriin, mutta SENIAM suosittelee maksimissaan 1 cm halkaisijaa lihasyiden suuntaisesti. Elektrodien johdot suositellaan myös teippaamaan erikseen ihoon kiinni vedonpoistomekanismin omaisesti, jotta liike ei kiskoisi ja liikuttelisi itse elektroditarroja mittauksen aikana, koska mittauskontaktin impedanssi muuttuu herkästi liikkeen vuoksi. (Hermens, Freriks, Merletti, Stegeman, Blok, Rau, Disselhorst-Klug, Hägg 1999 15 - 23.)



Tarraelektrodeissa käytetään usein neppariliitääntä, joka mahdollistaa johtimen kiertymisen nepparin ympäri ilman, että vääntö kohdistuu itse elektrodiin (kuva 1). Eri käyttötarkoituksia varten on erikoisia elektrodeja, joista suuremmat sopivat paremmin paljon liikettä ja mahdollisesti myös hikoilua sisältäviin mittaustilanteisiin, koska ne pysyvät paremmin paikallaan (kuva 2). Pienempien elektrodien tarrapinta ei ärsytä ihoa niin laajalta alueelta ja ne ovat käytössä miellyttävämpiä.



KUVA 1. Erilaisia ihon pinnalle kiinnitettäviä passiivisia EMG-tarraelektrodeja yläpuolelta kuvattuna. (valokuva Ville Tulimäki.)



KUVA 2. Ihon pinnalle kiinnitettävät passiiviset EMG-tarraelektrodit, mutta tarrapuolelta kuvattuna. (valokuva Ville Tulimäki.)

## 2.2 Elektrofysiologinen hermotarkkailu kasvojen alueen leikkauksissa

Elektrofysiologisessa hermotarkkailussa stimuloidaan hermoa sähköimpulsseilla ja mitataan hermon ohjaamien lihasten EMG-vastetta. EMG-vastetta mitataan leikkauksen aikana tyypillisesti neulaelektrodien avulla. Ellei EMG-vasteen mittausjärjestelmää ole käytettävissä, voidaan sähköisen hermojen stimulaation vastetta joissain tapauksissa arvioida silmämääräisesti kasvojen lihaksista, mutta on myös mahdollista, että hermojen mekaaninen stimulaatio leikkauksen aikana aiheuttaa kasvojen lihasten nykimistä. Tällöin on kirurgia avustavien henkilöiden ilmoitettava asiasta kirurgille, joka keskittyy itse leikkaamiseen. EMG-vastetta hyväksikäyttävä järjestelmä on huomattavasti herkempi ilmaisemaan stimulaation perillemenoä kuin silmämääräinen stimulaatiovasteen tarkkailu. Myös lihaksen supistumisen suhteellista voimakkuutta ja siten siis stimulaatioelektrodin etäisyyttä stimuloitavasta hermosta on huomattavasti tarkempi arvioida EMG-vasteesta kuin lihasten nykimisestä silmämääräisesti. Hermoja tarkkailee leikkauksen aikana yleensä neurofysiologi. (Eisele, Wang, Orloff 2009, 400.)

Kasvojen ja kaulan alueella kulkee paljon tärkeitä hermoja, joiden vioittuminen leikkauksen aikana voi johtaa niiden ohjaamien lihasten halvaantumiseen, tosin onneksi väliaikaiset hermojen toimintahäiriöt ovat pysyviä toimintahäiriöitä yleisempiä. Hermojen toimintahäiriöiden todennäköisyyteen vaikuttaa mm. leikattavan kasvaimen koko ja sijainti suhteessa hermoihin. Hermotarkkailua sovelletaan mm. korvan alueen ja kallonpohjan leikkauksissa. (Eisele ym. 2009, 399.)

Esimerkiksi äänihuulten lihasten halvaantuminen kilpirauhasleikkauksen aikana voi johtaa puhekyvyn menetykseen ja siten työkyvyttömyyteen nykyisessä ammatissa, jolloin joudutaan kouluttautumaan uudelleen. Näin ollen elektrofysiologinen hermotarkkailu on tärkeää, kun leikataan kasvaimia läheltä hermoja.

## 3 LANGATON TIEDONSIIRTO

µResponse siirtää EMG-mittaustietoa langattomasti, jolloin on tärkeää varmistua tiedon oikeellisuudesta. Opinnäytetyössä sovellettiin Bluetooth-tekniikkaa ja osa käytetyistä tiedonsiirtoprotokollista käytti CRC-tarkistuksia osana tiedon oikeellisuuden varmistamista.

### 3.1 Bluetooth

Bluetooth on vähävirtainen lyhyen kantaman langaton tiedonsiirtostandardi, jonka alkuperäinen tavoite oli päästä eroon fyysisistä johtimista. Tyypillisiä Bluetooth-yhteyksiä käyttäviä laitteita ovat hands-free laitteet, kaiuttimet, tulostimet ja viime aikoina myös mm. autojen äänentoistolaitteet ja sykemittarit. Bluetooth toimii maailmanlaajuisesti lisenssivapaalla 2.4 GHz ISM (industrial, scientific, medicine) taajuuskaistalla ja maksimissaan 100 mW lähetysteholla. Häiriösietoisuuden saavuttamiseksi Bluetooth hyödyntää taajuushyppelyä 79:llä 1 MHz leveällä kaistalla ja CDMA-tekniikkaa (code division multiple access) (Haartsen 2000).

Yhteyden muodostus edellyttää Bluetooth-laitteiden parittamista. Parituksen jälkeen Bluetooth-laitteet voivat muodostaa ad-hoc -pikoverkkoja, joissa on aina yksi isäntä ja maksimissaan seitsemän orjalaitetta. Yhteyden muodostamista yrittävä laite saa isännän statuksen ja yhteyden hyväksyneestä laitteesta tulee orja. Varsinainen yhteyden muodostuminen sisältää kaksivaiheisen kättelymekanismin. Ensimmäisessä vaiheessa isäntä tiedustelee (inquiry) tunnistepakettien avulla mahdollisia orjia, jonka havaittuaan orjat vastaavat isännälle MAC-osoitteensa ja sisäisen kellosignaalinsa tiedoilla. Toisessa vaiheessa isäntä suorittaa varsinaisen yhteydenmuodostuksen paging-prosessin avulla. Tämä prosessi kestää tyypillisesti 6 sekuntia ja pahimmassa tapauksessa 23 sekuntia. (Chakraborty, Naik, Chakraborty, Shiratori, Wei 2008.)

Kun yhteyden muodostuminen kestää noinkin kauan ja Bluetooth-yhteyden n.1 Mbit/s tiedonsiirtokapasiteetti on suhteellisen rajallinen (Haartsen 2000), ei online-tyyppisten reaaliaikaisten biosignaalien mittaussovelluksien kannalta toteuttaa virransäästösyistä Bluetooth-yhteyden katkaisua kesken mittauksen, vaan yhteys kannattaa pyrkiä pitämään auki koko online-mittaustapahtuman ajan.

### 3.2 CRC-tarkistukset

CRC-tarkistus eli syklinen redundanssitarkistus on tavallaan vain yksi iso jakolaskuoperaatio, jossa jaettava on tarkistettavan datan kaikkien tavujen muodostama hyvin suuri luku ja jakaja on jokin tietty ennalta valittu luku, mutta osamäärän sijasta ollaan kiinnostuneita jakojäännöksestä eli niin sanotusta CRC-tarkistussummasta.

CRC on eräs tärkeimmistä tiedon eheyden varmistusmenetelmistä. Kaikki eheyden varmistusmenetelmät perustuvat tavalla tai toisella redundanssiin, jolla tiedonsiirron yhteydessä tarkoitetaan jo aiemmin lähetetyn tiedon tai sen osien toistamista. Yksinkertaisin tapa toteuttaa virheenkorjausinformaation sisällytys datavirtaan olisi lähettää jokainen bitti kolme kertaa peräkkäin, jolloin yhden bitin muutos kolmen bitin sarjasta voitaisiin korjata kahden muun bitin perusteella. Vastaavaa Von Neuman:in vuonna 1956 ehdottamaa triple modular redundancy -periaatetta (TMR) sovellettiin myös Apollo-avaruuslentojen Saturn-kantoraketin järjestelmissä, joissa kolme identtistä laitteistoa ilmaisi jonkin tuloksen ja äänestysyksikkö osasi korjata kahden oikean tiedon perusteella yhden virheellisen tiedon (Dhillon 1999, 272).

Bitin lähettäminen kolme kertaa peräkkäin kolminkertaistaa siirrettävän tiedon määrän ja siten pudottaa tiedonsiirtokapasiteetin kolmasosaan. CRC-tarkistuksessa tarkistussumma eli jakojäännös on aina vakiomittainen, riippumatta siitä kuinka suuresta datamäärästä tarkistus tehdään. Mikäli jakaja voidaan esittää vaikkapa 16-bittisenä lukuna, niin tarkistussumma eli jakojäännös on myös aina esitettävissä 16-bittisenä lukuna.

CRC-tarkistusalgoritmi on hyvin kätevä toteuttaa digitaalisella logiikalla siten, että lasketaan vain pelkkää CRC-tarkistussummaa eli jakojäännöstä, eikä osamäärää ei lasketa ollenkaan. Digitaalisen logiikan avulla tehdyssä CRC-tarkistusimplementaatioissa tavuvirran bitit syötetään yksi kerrallaan muutamilla XOR-porteilla varustettuun siirtorekisterikytkentään, jonka sisältämä arvo viimeisen bitin syöttämisen jälkeen on CRC-tarkistussumma. CRC-tarkistussumman pituus riippuu ainoastaan siirtorekisterin bittimäärästä, eikä lainkaan siirretyn datavirran pituudesta. Toisinaan käytetään siirtorekisterin alkutilana jotain tiettyä lukua, mutta monesti alkutilana siirtorekisterin kaikki bitit ovat nollia eli toisin sanoen alkutilan lukuarvo on nolla. Lisäksi on sovitava syötetäänkö bitit siirtorekisteriin eniten vai vähiten merkitsevä bitti ensimmäisenä. (Maxim Integrated Products 2001.)

CRC-operaation jakolaskun jakaja ilmaistaan usein binääripolynomimuodossa eli niin sanottuna CRC-polynomina, jossa binäärisiä tuntemattomia muuttujia on nimetty  $X$ :llä ja jakajaluvun ykkösbitit on ilmaistu sijaintiaan vastaavilla binääripolynomin termien potensseilla. Kun nollabitin kohdalla termin kerroin on nolla, ei termiä normaalien merkintätapojen mukaisesti merkitä näkyviin. Esimerkiksi eräs CRC-polynomi on heksadesimaalimuodossa 1021, desimaalilukuna 4129, binäärilukuna 0001000000100001 ja binääripolynomiesityksenä  $X^{16} + X^{12} + X^5 + X^0$  tai useammin käytetyssä kirjoitusmuodossa  $X^{16} + X^{12} + X^5 + 1$ . CRC-siirtorekisterikytkennässä eniten merkitsevä bitti osallistuu aina XOR-operaatioon ja sen vuoksi se jätetään yleensä pois kun CRC-polynomeja esitetään vaikkapa heksadesimaalimuodossa tai desimaalimuodossa, eli edellä mainitun esimerkin tapauksessa desimaaliluku 4129 saadaan summasta  $2^{12} + 2^5 + 2^0$  eli  $4096 + 32 + 1$ . XOR-porttien sijainti siirtorekisterikytkennässä on sama kuin ykkösbittien sijainti jakajaluvun binäärimuotoisessa esityksessä.

Kaikki jakajat eli CRC-polynomit eivät ole yhtä hyviä havaitsemaan tiedonsiirron virheitä. Kun valitaan CRC-polynomia (jakajaa) uudelle tiedonsiirtotavalle, kannattaa valinta tehdä huolellisesti. Tämän vuoksi on määritelty useita niin sanottuja standardipolynomeja, esimerkiksi 16-bittinen CRC-16-CCITT -standardipolynomi, jota sovelletaan mm. Bluetooth-tiedonsiirrossa ja SecureDigital-muistikorteissa tai 32-bittinen Ethernet-tietoverkoissa sovellettu CRC-32 standardipolynomi. Hyvän polynomin löytäminen ja sen virheentarkistuskyvyn arviointi vaatii suurta matematiikan tuntemusta, joten on järkevää käyttää jotain hyväksi havaittua standardipolynomia sen sijaan että yritettäisiin itse keksiä hyvä jakajapolynomi. Hyvästä maineestaan huolimatta jotkin standardipolynomit eivät kuitenkaan ole virheenkorjaustodennäköisyyden suhteen optimaalisia, mutta toki riittävän hyviä moneen tarkoitukseen (Baicheva, Dodunekov, Kazakov 2000, 253-256).

Koska CRC-laskentaa tehdään usein mikroprosessoreilla, joilla on kätevämpää käsitellä kokonaisia tavuja kuin yksittäisiä bittejä, käytetään CRC-laskennassa usein ennalta laskettua 256-alkioista taulukkoa (lookup table), jonka avulla voidaan suorittaa CRC-laskentaa tehokkaasti. Eräässä toteutustavassa taulukon lukujen bittimäärä riippuu käytetyn CRC-polynomin eli jakajan tarvitsemasta bittimäärästä. Mikäli CRC-polynomi on 8-bittinen, ovat taulukon luvutkin 8-bittisiä ja näin ollen myös digitaalilogiikalla toteutetun siirtorekisterin bittimäärä olisi myös 8. Taulukon alkioiden lukumäärä on yleensä aina 256, koska se on hyvä kompromissi muistintarpeen ja laskenta-algoritmin yksinkertaisuuden välillä, sillä käytännössä kaikki modernit prosessorit pystyvät käsittelemään kahdeksanbittisiä lukuja. Taulukkoon on sijoitettu taulukon indeksiä vastaavan kahdeksanbittisen luvun bittien syötön lopputulokset, kun siirtorekisterin sisältämä luku on ollut nolla. Taulukon kukin arvo kuvaa siirtorekisterin sisältöä. Kun tavuja käsitellään peräjälkeen, tulee kullakin hetkellä ”vallitseva” siirtorekisterin tila tai tilan osoittaman taulukon alkion indeksi pitää muistissa muuttujassa. Mikäli siirtorekisterin alkutilanne on nolla, niin muistissa pidettävä taulukon indeksi on myös nolla. Uusi indeksi taulukkoon saadaan tekemällä XOR-operaatio syötettävän tavun ja taulukon nykyisen indeksin osoittaman luvun välillä ja tämän indeksin osoittaman alkion lukuarvo on senhetkinen, mutta ei lopullinen CRC-tarkistussumman arvo. Kun datan jokainen tavu on tällä tavoin käyty läpi, on lopullinen CRC-tarkistussumma viimeisenä suoritettun XOR-operaation osoittaman indeksin sisältämän alkion arvo. (Maxim Integrated Products 2001.)

Vaikka lukuja käsitelläänkin kahdeksan bittiä kerrallaan, voi jakajaluku eli CRC-polynomi olla vaikka 16- tai 32-bittinen. Tällöin XOR-operaatiot ovat hieman monimutkaisemmat, mutta taulukossa on silloin yleensä 256 alkioita ja alkiot vastaavasti ovat joko 16- tai 32-bittisiä.

CRC-tarkistuksia voidaan käyttää tiedon eheyden tarkistukseen kun käytetty jakajaluku eli CRC-polynomi tiedetään sekä datan lähetys- tai tallennusvaiheessa että vastaanotto- tai lukuvaiheessa. Lähetys- tai tallennusvaiheessa datasta laskettu CRC-tarkistussumma liitetään datan perään ja mikäli vastaanotetusta tai luetusta datasta laskettu tarkistussumma on edelleen sama kuin datan perään liitetty tarkistussumma, voidaan suurella todennäköisyydellä olettaa datan olevan oikeellista.

UART-tiedonsiirrossa sovellettu pariteettibitti on tavallaan yksibittinen redundanssitarkistus. Pariteettibitti saa arvon yksi riippuen siitä onko bittijonossa esiintyvien ykkösbittien määrä parillinen (even parity) vai pariton (odd parity). Sekä CRC että pariteettibitti vain ilmaisevat virheen olemassaolon, eivätkä siis sisällä virheenkorjausinformaatiota. Näin ollen virheellisen tiedon mahdollinen uudelleenlähetys jää tiedonsiirtoprotokollan suunnittelijan tehtäväksi. (Maxim Integrated Products 2001.)

Osa opinnäytetyössä kirjoitetuista tiedonsiirtoprotokollista käytti CRC-tarkistussummia osana tiedon eheyden varmistamista.

## 4 $\mu$ RESPONSEN TEKNISET OMINAISUUDET

Mega Elektroniikka Oy:n internet-sivujen mukaan  $\mu$ Responsen tekniset ominaisuudet ovat seuraavat:

- 4 kanavaa (laajennettavissa 8 kanavaan).
- Paino 160 grammaa.
- Fyysinen koko 140 mm x 63 mm x 30 mm (korkeus x leveys x syvyys).
- Online-mittauksen maksimiaika Bluetooth-siirrolla & RF triggereillä jopa 12 tuntia.
- 6,5 Wh, 1,75 Ah sisäinen Li-Po akku.
- Tyhjän akun latausaika: 4 tuntia.
- Tiedonsiirto Bluetooth 2.1 yhteensopivalla radiolla, kantama jopa 100 metriä.
- Nopea & kiinteän viipeen langaton triggeriradio 2,4 Ghz ISM-taajuusalueella.
- 24-bittinen A/D muunnin.
- Näytteistystaajuus 16kHz saakka.
- Järjestelmän herkkyys jopa 0,1  $\mu$ V.
- Järjestelmän kohina noin 1  $\mu$ V RMS.
- Signaalin jännitealue +/- 2500 mV saakka (peak-to-peak).
- Signaalin taajuuskaista 8000 Hz saakka.
- Signaalin vahvistus valittavissa 1:n ja 24:n välillä.
- Aktiivinen impedanssimittaukseen perustuva lead off -toiminto.
- Yksinkertainen lead ON/OFF varoitusjärjestelmä (piipperi ja vihreä/punainen led).
- CMRR jopa -110dB.
- Sisäinen 3D-kiihtyvyyssanturi +/- 16 g asti.
- Yksinkertainen käyttövalmis paketti laturilla ja kommunikaatiokehdolla.
- Ohjelmointirajapinta saatavilla.
- Yhteensopiva MDD 93/42/EEC, EN/IEC60601-1, EN/IEC60601-1-2 and EN/IEC60601-2-40.

(Mega Elektroniikka, 2014.)

## 5 $\mu$ RESPONSEN KÄYTTÖLIITTYMÄ

$\mu$ Response-järjestelmä koostuu varsinaisen mittauksen suorittavasta sensoriosasta ja lataustelakasta (kuva 3), joka samalla toimii langattomasti lähetetyn tiedon vastaanottimena. Sensoriosassa on liitimet biosignaalien syöttämistä varten, muutamia led-valoja ja nappeja sekä piipperi jolla voidaan antaa äänimerkkejä esimerkiksi varoituksena liian matalasta akun varaustilasta. Telakkaosa kytetään tietokoneeseen USB-johdon avulla.



KUVA 3. Nelikanavainen versio  $\mu$ Response-mittalaiteesta ja sen lataustelakka. (Mega Elektronikka Oy.)

### 5.1 $\mu$ Response sensoriosan käyttöliittymä

$\mu$ Response-biosignaalmittalaitteen nelikanavaisessa versiossa on neljä differentiaalista biosignaali-kanavaa. Punaiset liittimet ovat kunkin differentiaalikanavan positiivisia tuloja ja mustat liittimet ovat vastaavasti negatiivisia tuloja. Kaikilla neljällä kanavalla on yhteinen vihreä referenssielektrodi (kuva 3). Kunkin kanavan jännitettä siis mitataan referenssielektrodin potentiaalia vasten.

Laitteessa on kaksi painonappia, joista vasemmanpuolimmaisessa on neliösymboli ja oikeanpuoleisessa symboli on ympyrä. Vasemmanpuolimmainen nappi toimii virtakytkimenä. Oikeanpuolimmaista nappia on käytetty messuilla esittelykäytössä käynnistämään pieni esittelydemo, mutta sen avulla on myös käynnistyksen yhteydessä ollut mahdollista valita eri tiedonsiirtoprotokolla käyttöön, mikäli laitteen firmwaressa on ollut käännettynä tuki useammalle tiedonsiirtoprotokollalle.

Jokaisen kanavan yläpuolella on ns. lead off -toiminnon tilaa ilmaiseva led-valo, joka vihreänä palaessaan ilmaisee sen kanavan johtimien olevan normaalisti kytkettyjä. Johdin on irronnut, mikäli kanavan led-valo palaa punaisena. Keskellä käyttöpaneelia on oranssin ja vihreän värisenä palava led, joka oranssina palaessaan ilmaisee että akkua ladataan. Mikäli led palaa jatkuvasti vihreänä, on Bluetooth-yhteys muodostunut, ja mikäli led vilkkuu vihreänä, yritetään Bluetooth-yhteyttä muodostaa.

Piipperiä käytetään käynnistymis- ja sammumisdemojen aikana, sekä varoittamaan matalaksi käyvästä akkujännitteestä ennen kuin jännite on niin matala, että laite sammuttaa itsensä.

µResponse käynnistetään painamalla vasemmanpuolimmaista nappia, jossa on neliösymboli. Laite vilkuttelee muutamia kertoja ledejään ja piippaa ilmaistakseen käyttäjälle käynnistymisensä.

µResponsen voi sammuttaa pitämällä virtanappia pohjassa viiden sekunnin ajan, tai vaihtoehtoisesti µResponse voidaan myös komentaa sammumaan ohjelmallisesti uutta tiedonsiirtoprotokollaa käyttäen. µResponse sammuu itsenäisesti, mikäli akkujännite on liian matala tai mikäli Bluetooth-yhteyttä ei ole muodostunut viiteen minuuttiin.

## 5.2 µResponsen telakan käyttöliittymä

µResponsen telakkaosa vastaanottaa µResponsen sensoriosan sille lähettämät tiedot ja välittää nämä edelleen esimerkiksi PC-tietokoneelle, joka on kytketty telakkaan USB-liitännän avulla. Telakkaan on myös mahdollista tuoda triggerisignaaleja, jotka telakka välittää sensoriosalle. Telakassa on vihreä led-valo, joka ilmaisee telakan enumeroitumisen USB-laitteeksi, kun USB-kaapeli kytketään ja sininen led-valo, joka ilmaisee Bluetooth-linkin tilan. Kun tämä led palaa tasaisesti sinisenä, on Bluetooth-yhteys muodostunut, mutta dataa ei liiku telakan ja sensoriosan välillä. Mikäli led vilkkuu nopeasti sinisenä, on yhteys muodostunut ja data liikkuu. Telakassa on myös kontaktit akun latausta varten. Telakkaosa voidaan varustaa joko sisäisellä tai ulkoisella antennilla (kuva 4).



KUVA 4. Nelikanavainen µResponse-laite lataustelakassaan. Latauskontaktit näkyvät äärimmäisenä oikealla mittalaitteen pohjassa. (valokuva Ville Tulimäki.)



## 6 INOMED C2

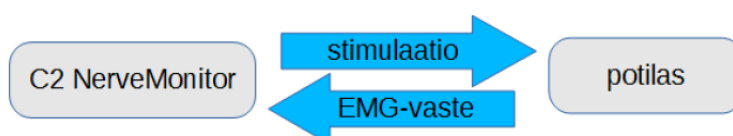
Inomed C2 NerveMonitor on hermojen tarkkailuun käytettävä lääkintälaitte, jossa on kahdeksan EMG-mittauskanavaa ja kaksi stimulaattorilähtöä, sekä monipuoliset jotakin tiettyä leikkausoperaatiota varten suunnitellut ohjelmistot, joiden avulla voidaan automaattisesti tunnistaa mitä hermoa stimuloidaan. Stimulointivirtaa ja näytöllä näkyvien signaalien skaalaa sekä amplitudin että pyyhkäisyajan suhteen voidaan myös säätää kätevästi. C2:ssa on myös viivakoodinlukija, joka helpottaa tietojen käsittelyä.



KUVA 5. Inomed C2 NerveMonitor -laite. (valokuva Ville Tulimäki.)

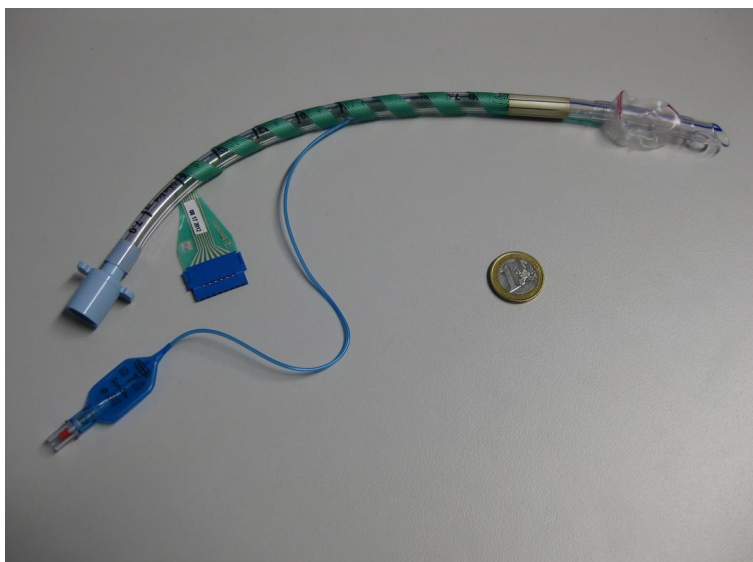
### 6.1 C2:n normaali käyttö ilman $\mu$ Responsea

Inomed C2:ta käytetään hermojen paikantamiseen sairaalan leikkaussalissa leikkauksen aikana. Esimerkiksi kilpirauhasleikkauksessa käytettynä potilaan kurkkuun on intuboitu ontto muoviputki (kuva 6), jonka pinnalla on kahdeksan elektrodia äänihuulten lihaksia vasten (kuva 7). C2 generoi sähköisen stimulaatiopulssin, joka viedään stimulantielektrodin avulla lähelle äänihuulten hermoja leikkausoperaation aikana (kuva 8). C2 mittaa äänihuulten lihasten supistumisen EMG-vastetta, jonka äänihuulten hermon stimulointi saa aikaan (kuvio 1). C2 antaa kirurgille tai neurofysiologille palautetta äänimerkin ja graafisen EMG-vasteen avulla (kuva 11). Vasteen perusteella kirurgi voi arvioida, kuinka lähellä äänihuulten hermoa stimulantielektrodi sijaitsee ja operoida potilasta sen perusteella, pyrkien välttämään hermojen katkaisua.



KUVIO 1. C2 NerveMonitor -laitteen normaalin kytkennän periaatekaavio. Siniset nuolet ovat fyysisesti johdotettuja sähköisiä kytkentöjä.

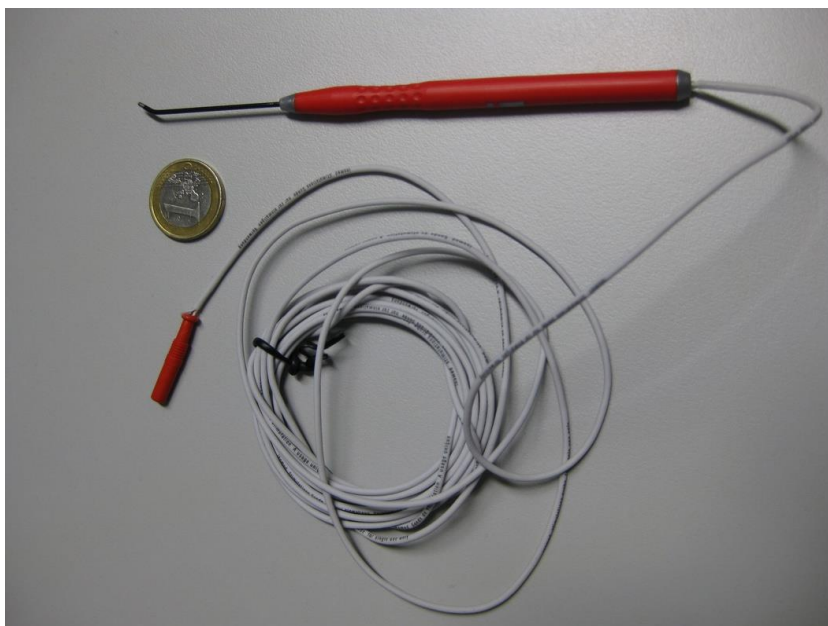
EMG-vaste mitataan joko neulaelektrodilla tai esimerkiksi edellä mainitun intubaatioputken tapauksessa lihaksen pinnasta sEMG-mittauksena (surface-EMG) (kuva 7). EMG-signaali mitataan yleensä differentiaalisena ja erillistä referenssielektrodia käyttäen, jolloin yksikanavaista EMG-signaalia varten tarvitaan kolme johdinta. Edellä mainitun intubaatioputken kahdeksan elektrodia toimivat pareittain siten, että putken vastakkaisilla puolilla sijaitsevat elektrodit muodostavat parin, josta tuloksena on neljä EMG-mittauskanavaa (kuva 7). Referenssitaso on tällaisessa mittausjärjestelyssä mahdollista mitata esimerkiksi erillisellä elektrodilla läheltä mitattavia lihaksia.



KUVA 6. Kilpirauhasleikkauksessa käytettävä ontto intubaatioputki. (valokuva Ville Tulimäki.)



KUVA 7. Lähikuva intubaatioputken elektrodeista, jotka sijoittuvat vasten äänihuulten lihaksia kilpirauhasleikkauksen aikana. Niiden oikealla puolella näkyvä pallo pumpataan täyteen ilmaa jotta putki pysyy leikkauksen aikana paikoillaan. (valokuva Ville Tulimäki.)



KUVA 8. Stimulointielektrodi, jolla sähköinen stimulointipulssi viedään lähelle äänihuulten hermoja. (valokuva Ville Tulimäki.)

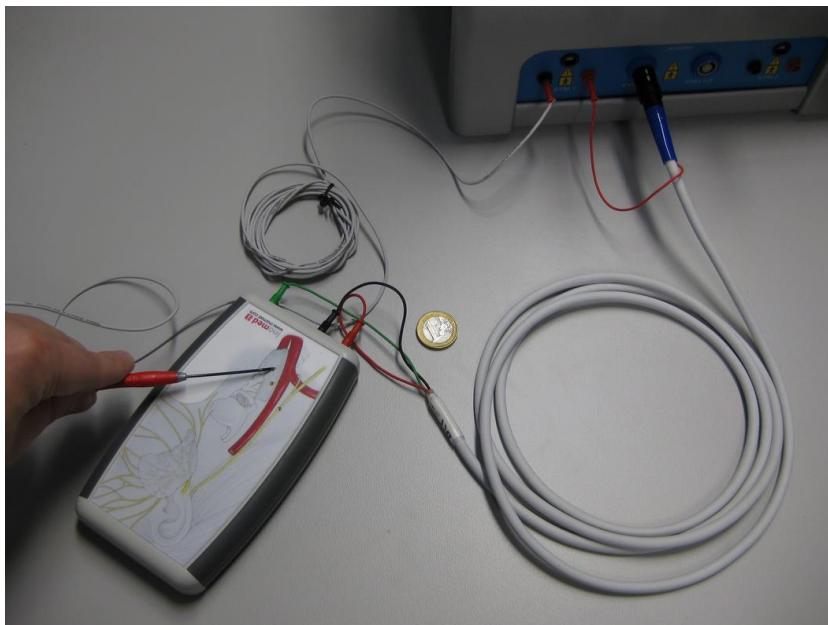
## 6.2 Toiminnan esittely testipotilaan avulla

Normaali käyttötapa C2 NerveMonitor -laitteelle on luonnollisesti leikkaussalissa leikkauksen aikana tapahtuva käyttö. Tuotekehitysvaiheessa ei kuitenkaan ole käytännöllistä käyttää biologista kudosta järjestelmän testaamiseen, joten testaamista varten sovellettiin mm. Inomed:in valmistamaa testipotilasta, jonka varsinainen tarkoitus lieene C2 laitteen toiminnan esittely laitetta markkinoitaessa vaikkapa messutapahtumissa. Testipotilas soveltuu myös hyvin tuotekehityksen apuvälineeksi.



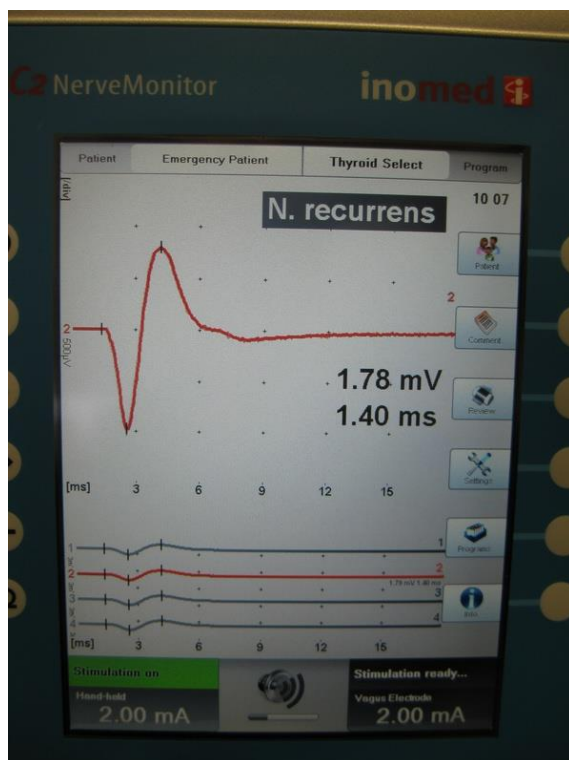
KUVA 9. Inomed testipotilas C2 NerveMonitor -laitteen esittelyä / testaamista varten. (valokuva Ville Tulimäki.)

Testipotilaalla on mahdollista testata C2 laitteen käyttöä (kuva 10). Laitteen kannessa on kuva kaulan alueesta ja kilpirauhasesta sekä muutamasta lähellä kulkevasta hermosta (kuva 9). Kuvassa näkyvät kolme täplää ovat kontaktipintoja stimulaatioelektrodia varten. Vasemmanpuolimmaisoin täplä on kiertäjähermon (lat. nervus vagus) päällä, keskimmäinen on recurrens-hermon päällä ja oikeanpuolimmaisoin täplä osuu kilpirauhasen pintaan eikä siis suoraan lähelle jotain hermoa (kuva 9).



KUVA 10. Testipotilaan kytkentä C2 NerveMonitor -laitteeseen. (valokuva Ville Tulimäki.)

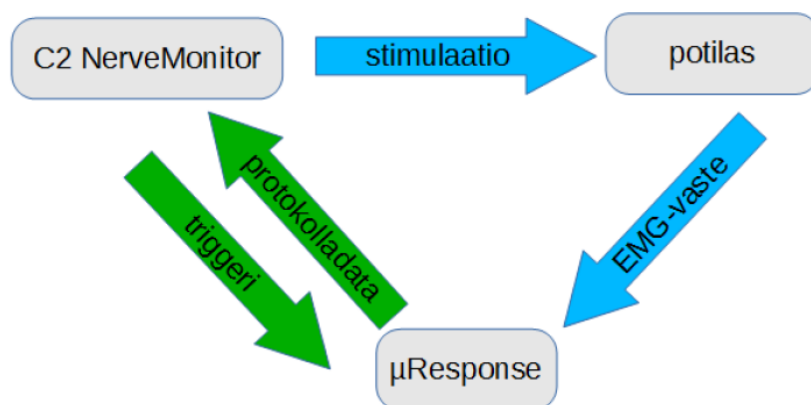
Testipotilaan kytkennän stimulantielektrodi on todellisuudessa kiinnitetty stimulantilähdön maadoituskoskettiin ja varsinainen stimulantipulssin lähtö on kiinni moninapaisessa kaapelissa kuvan oikeassa laidassa (kuva 10). Itse testipotilaaseen kytketyt kolme johdinta ovat vihreä referenssijohdin sekä punaisen ja mustan johtimen muodostama differentiaalinen mittauskytkentä, joiden kautta testipotilaan simuloitu äänihuulen lihaksen EMG-vaste saadaan mitattua (kuva 11).



KUVA 11. C2 NerveMonitor -laitteen käyttöliittymän näkymä Thyroid Select -ohjelmassa, kun stimuloidaan testipotilaan recurrens-hermoa. (valokuva Ville Tulimäki.)

C2 tunnistaa hermon stimuloitihetken ja EMG-vasteen välisestä ajasta (kuva 11). Vasemmassa alalaidassa on stimulaattorin virraksi asetettu 2 mA. EMG-vasteen amplitudi on 1,78 mVpp ja viive stimulaation ja EMG-vasteen välillä 1,4 ms.

### 6.3 Käyttö $\mu$ Responsen kanssa



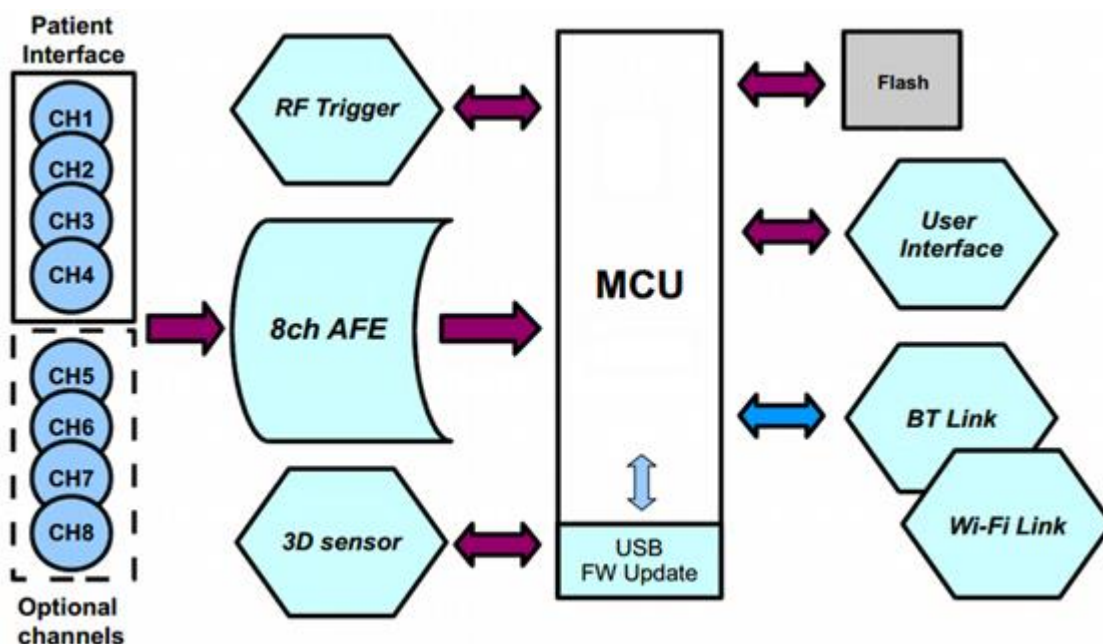
KUVIO 2. C2 ja  $\mu$ Response yhteyskentä. Vihreät nuolet kuvaavat langatonta tiedonsiirtoa ja siniset nuolet ovat fyysisesti johdotettuja sähköisiä kytkentöjä.

Erityispiirteensä tässä opinnäytetyössä oli  $\mu$ Responsen integroiminen toimimaan Inomed GmbH:n valmistaman C2 NerveMonitor -laitteen kanssa.  $\mu$ Responsen osuus integroidun järjestelmän komponenttina on vastaanottaa stimuloitihetken ajoitustieto (triggeri) langattomasti C2:lta, digitoida äänihuulten lihaksilta tuleva EMG-signaali ja lähettää nämä tiedot langattomasti takaisin Inomed C2-laitteelle (kuvio 2).



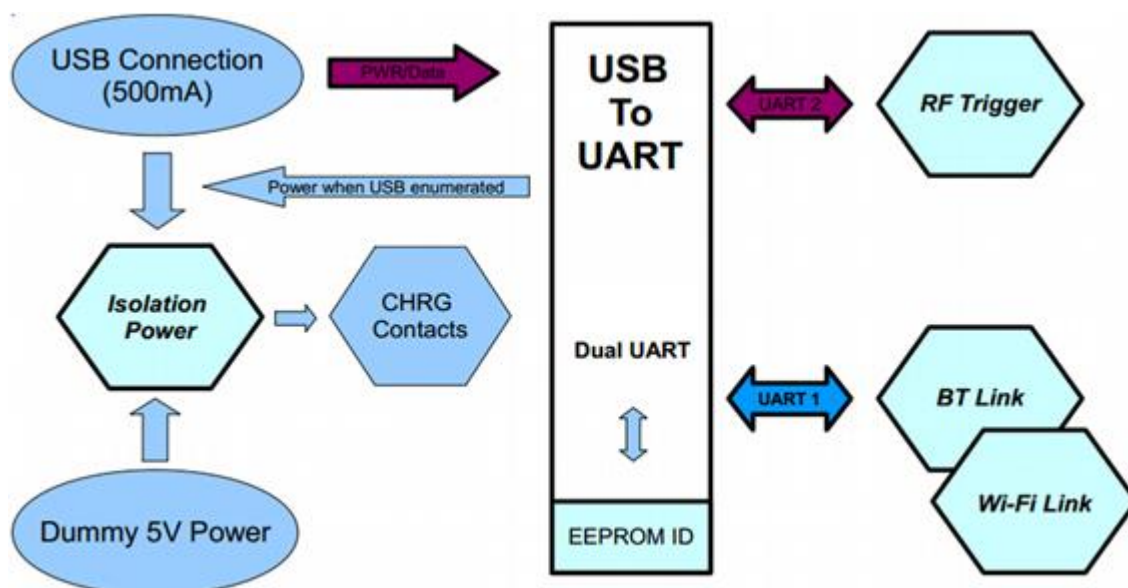
## 7 $\mu$ RESPONSEN ELEKTRONIIKKA

### 7.1 $\mu$ Response sensoriosan lohkokaavio



KUVIO 3.  $\mu$ Response sensoriosan lohkokaavio. (Muokattu Mega Elektroniikka Oy:n sisäisestä dokumentaatiosta.)

Äärimmäisenä vasemmalla on kuvattu neljä tulokanavaa ja mahdollisuus käyttää myöhemmissä laitteen versioissa kahdeksaa kanavaa (kuvio 3). Kanavat digitoidaan kahdeksankanavaisella analog front-end (AFE) piirillä (liite 2). Stimulointivasteen mittaamista varten ja stimulointihetkien merkitsemistä varten laitteessa on digitaalinen piiri (liite 1), jonka avulla siirretään 3 kpl GPIO-linjoja triggerilähteestä  $\mu$ Responselle. Tiedonsiirtoa varten voidaan  $\mu$ Response-laitteeseen asentaa Bluetooth-moduuli (liite 4) tai vaihtoehtoisesti Wi-Fi -moduuli. Laitteessa on myös 3d-kiiktyvyysanturi ja flash-muistipiiri. Laitteen prosessorin (liite 3) ajama firmware-ohjelmisto voidaan päivittää myös bootstrap-loaderin avulla laitteen sisältä löytyvän USB-liittimen kautta. User interface -symboli kuvaa nappeja ja ledejä.

7.2  $\mu$ Responsen lataustelakan lohkokaavio

KUVIO 4.  $\mu$ Responsen lataustelakan lohkokaavio. (Muokattu Mega Elektronikka Oy:n sisäisestä dokumentaatiosta.)

Tehonsyöttö lataustelakalle voidaan toteuttaa joko USB-väylän kautta tai erillisellä 5V lähteellä (kuvio 4). Tehonsyöttöpuoli on isoitu akun latauskontakteista, jolloin galvaanista yhteyttä lataustelakassa olevan  $\mu$ Response sensoriosan mittauselektrodien kautta potilaaseen ei pääse syntymään. Tämä ei ole kaikista todennäköisin käyttöskenaario, mutta silti siihenkin on varauduttava lääkintälaittevaatimusten täyttämiseksi.  $\mu$ Responsen lataustelakka sisältää USB to Dual UART -muuntimen, jonka avulla oikeita ajureita käyttäen telakka saadaan näkymään tietokoneiden käyttöjärjestelmissä kahtena virtuaalisena sarjaporttina. Toinen sarjaportista ohjautuu joko Bluetooth-moduulille (liite 4) tai WLAN-moduulille, riippuen siitä kumpi näistä on telakkaan asennettu. Toisen UART:in taakse jää triggeri-järjestelmä (liite 1), jonka avulla voidaan siirtää dataa, mikäli järjestelmä on konfiguroitu UART-tilaan. Jokaisella telakalla on oma ID-tunnisteensa, joka sijaitsee USB to Dual UART -piirin EEPROM-muistissa.

## 8 VAATIMUKSIA JÄRJESTELMÄN KOMPONENTEILLE

Tässä luvussa käsitellään lyhyesti niitä järjestelmän eri komponenttien toiminnallisia vaatimuksia, jotka takaavat biosignaalinmittausjärjestelmän tarkoituksenmukaisen suorituskyvyn. Tarkemmat kuvaukset eri komponenttien ominaisuuksista ja toiminnasta on selitetty liitteissä.

### 8.1 Triggerijärjestelmä

Triggerijärjestelmän (liite 1) tärkein ominaisuus on sen toimintaviipeen muuttumattomuus. Viipeen pituudella ei kohtuuden rajoissa ole kovin suurta merkitystä, kunhan viive on vakio, jotta se voidaan kompensoida ja liipaisumerkit asettaa oikeaan kohtaan datan joukkoon tämä tunnettu viive huomioiden. Kun triggerijärjestelmä on langaton, on sen häiriötön toiminta ensiarvoisen tärkeää. Tällöin on valittava sellainen tiedonsiirtotapa, joka on häiriösietoinen ja varmistuttava siitä että tulevassa käyttöympäristössä on riittävän suurella todennäköisyydellä sellainen radiohäiriötaso, että järjestelmä toimii luotettavasti. Täydellistä varmuutta signaalin kulkuajan kompensointiin perustuvan triggeriviipeen toiminnasta on mahdotonta saada, koska signaalin kulun ainakin hetkellisesti estävän radiohäiriötason olemassaolo on yleensä mahdollista. Toinen mahdollinen triggeriviipeen vakioiva toteutustapa olisi synkronoida lähettävän ja vastaanottavan päässä kelloja vähintään 1 millisekunnin tarkkuudella ja aikaleimata lähettävässä päässä triggerin saapumishetki. Tämän toteutustavan etuna olisi tieto kellojen keskimääräisestä aikavirheestä, jonka perusteella triggerisignaalin luotettavuutta voitaisiin arvioida suoraan. Kellojen synkronointi on kuitenkin huomattavasti vaikeampi toteuttaa käytännössä.

### 8.2 Biosignaalien digitointijärjestelmä

Biosignaalien digitointijärjestelmän (liite 2) tärkeimmät ominaisuudet ovat riittävän suuri yhteismuotoisen signaalin vaimennussuhde (CMRR), riittävän suuri tuloimpedanssi, riittävän tarkka jänniteresoluutio ( $\mu\text{V}/\text{LSB}$ ), riittävän suuri signaali-kohinasuhde (SNR), riittävä signaalin analoginen ja digitaalinen kaistanleveys, jänniteresoluution suhteen riittävä dynamiikka sekä analogisen tuloasteen että digitointiasteen puolesta ja riittävän pieni särö (THD). Teknisten suorituskykyarvojen suositukset ovat tiukentuneet sitä mukaa kun teknologia on kehittynyt, mutta esimerkiksi tuloimpedanssin olisi hyvä olla vähintään kymmenkertainen ihon ja elektrodin välisen kontaktin impedanssiin nähden ja mielellään jopa satakertainen. Ihon ja elektrodin välinen impedanssi voi olla esimerkiksi noin 50 kOhm, joten hyvä arvo tuloimpedanssille olisi vähintään 500 kOhm ja mielellään 5 MOhm.  $\mu\text{Response}$ ssä käytetyn biosignaalin digitointijärjestelmän tuloimpedanssi on tyypillisesti 500 MOhm, joten arvo on erinomainen.



### 8.3 Prosessori

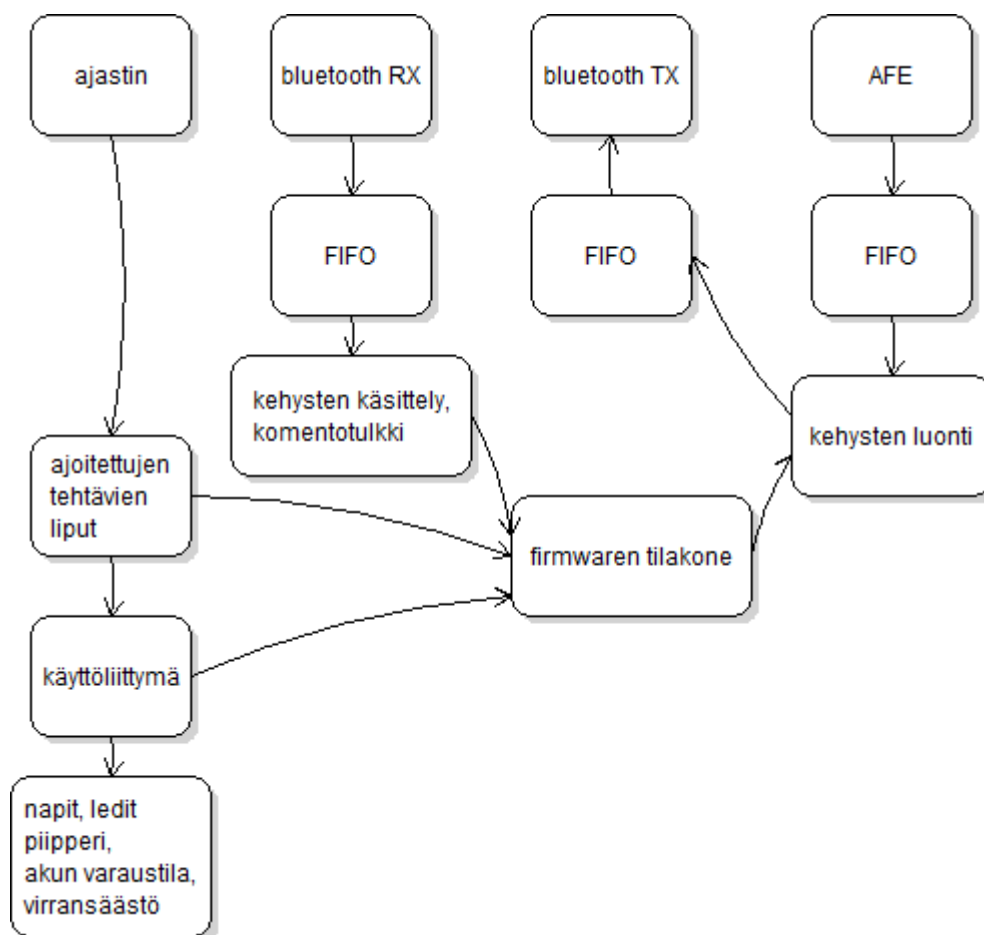
Koska kyseessä on akkukäyttöinen laite, on prosessorin (liite 3) virransäästöominaisuuksien syytä olla hyvällä tasolla. Modernit vähävirtaiset prosessorit mahdollistaisivat monipuolisia tapoja toteuttaa nopeaa purskemaista suorituskkyä ja toisaalta tapoja nukahtaa nopeasti virransäästötiloihin ja herätä niistä myös nopeasti uutta purskemaista ohjelman ajoa varten. Opinnäytetyön tuloksena syntyneessä ohjelmistossa näitä nopean purskemaisten suorituskvyn ominaisuuksia ei tarvittu, koska online-mittausta suoritettaessa virrankulutus on muiden piirien vuoksi sen verran suurta, että prosessorin virransäästöominaisuudet eivät toisi merkittävästi lisää käyttöaikaa, koska prosessorin tehonkulutus on muiden piirien tehonkulutukseen nähden verrattaen vähäistä. Sen sijaan sammutettuna ollessaan laite hyödyntää täysipainoisesti prosessorin virransäästöominaisuuksia.

### 8.4 Langaton tiedonsiirtoratkaisu

Myös tiedonsiirtoratkaisu (liite 4) on syytä olla häiriösietoinen samoista jo aiemmin mainituista syistä (luku 8.1 Triggerijärjestelmä). Opinnäytetyön laitteistossa tiedonsiirtotavoiksi on valittu joko Bluetooth- tai WLAN-moduuli, jotka molemmat toimivat 2,4 GHz ISM-taajuuskaistalla ja ovat häiriösietoisia. Mikäli halutaan tehdä online-mittauksia laitteiston maksimaalisella 16 kHz:n näytteistystaajuudella ja neljällä kanavalla 24-bittisenä, on tiedonsiirron tarve raakadatan osalta 192 kt/s. Tämän lisäksi aiheutuu protokollan kehyksistä pieni lisäkuorma, joka ei ole kovin merkittävä.

## 9 OHJELMISTON OMINAISUUKSIA

Tässä luvussa kuvataan lyhyesti työn tuloksena syntyneen firmware-ohjelmiston rakennetta ja ominaisuuksia. Opinnäytetyön tuloksena kirjoitettu µResponsen firmware ei käytä mitään ohjelmointikirjastoja eikä reaaliaikakäyttöjärjestelmää.



KUVIO 5. Firmware-ohjelmiston karkea yksinkertaistettu rakenne. Ylimmät neljä laatikkoa kuvaavat keskeytysrutiineja ja muut laatikot normaalin ohjelmakoodin osia. RX tarkoittaa vastaanottoa ja TX lähetystä. AFE tarkoittaa biosignaalien digitointiasteen laitteistoa.

µResponsojen käyttöliittymää ja firmwären sisäisiä ajastettuja tilakoneita ajaa yhden laskurin keskeytykseen kirjoitettu kellotaajuusjakaja, joka ainoastaan nostaa lippuja merkiksi ajoitettujen tehtävien suorittamisen tarpeelle (kuvio 5). Varsinainen ajoitettujen tehtävien suoritus tapahtuu normaalissa ohjelmakoodissa, jotta keskeytysajat saadaan minimoitua. Ajoitetut tehtävät lomittuvat automaattisesti siten, että niiden suoritustarve ei koskaan ilmene yhtäaikaisesti, jolloin prosessorikuormaa saadaan jaettua tasaisemmin ajettavien koodikuormien kesken eikä prosessorin kuormituksessa esiinny piikkimäistä huippukuormitusta. Tämänkaltaiset optimoinnit ovat hyvin tärkeitä, kun kyseessä on nopeaa vasteaikaa vaativa reaaliaikainen mittausjärjestelmä.

Varsinainen pääohjelma on jaoteltu eri protokollien kehysten luontiin, vastaanotettujen kehysten käsittelyyn ja ajastettujen toimintojen suorittamiseen. Nämä toiminnalliset kokonaisuudet kutsuvat it-

senäisesti toimivia tiedon lähetyksen ja vastaanoton FIFO-puskureita. Lähetyspuskurit tyhjentävät itse itsensä suoraan prosessorin rekistereihin sopivien nopeuden optimoimiseksi valittujen ehtojen täyttyessä. Näytteistys toimii keskeytyksien avulla itsenäisesti ja täyttää sampledatalle varattua FIFO-puskuria.

## 9.1 Ohjelmiston koko

Firmwaren ohjelmakoodin pituus oli opinnäytetyön kirjoitushetkellä 4103 riviä puhdasta koodia 76:een eri lähdekooditiedostoon jaoteltuna. Protokollamuunnin puolestaan oli 1809 puhdasta ohjelmakoodiriviä pitkä ja jaoteltu 24:ään eri lähdekooditiedostoon. Nämä molemmat luonnollisesti jakavat keskenään paljon samaa koodia, koska tukevat samoja protokollia, joten näiden molempien yhteenlaskettu uniikkien puhtaiden koodirivien määrä oli 5172 riviä 86:een eri lähdekooditiedostoon jaoteltuna. Alla on tarkempi cloc-ohjelmalla (Danial 2013) tuotettu analyysi koodirivien, kommenttirivien ja tyhjien rivien määrästä.

Firmware:

Language	files	blank	comment	code
C	36	1273	1127	3333
C/C++ Header	40	554	478	770
SUM:	76	1827	1605	4103

Protokollamuunnin:

Language	files	blank	comment	code
C	12	530	411	1585
C/C++ Header	12	102	48	224
SUM:	24	632	459	1809

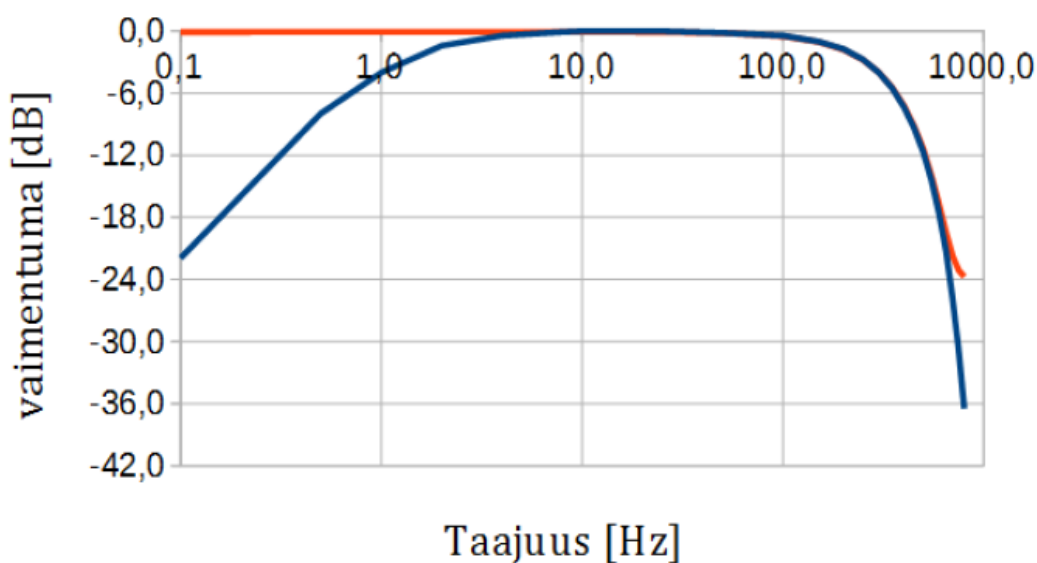
Molemmat yhdessä:

Language	files	blank	comment	code
C	42	1617	1430	4370
C/C++ Header	44	580	494	802
SUM:	86	2197	1924	5172

## 9.2 Ohjelmallinen DC-suodatus

EMG-signaaleja mitattaessa on hyötysignaalin lisäksi yleensä aina läsnä myös tasasähkökomponentti, joka oleellisesti vaikeuttaa mittaustulosten tulkitsemista. Tämän vuoksi toteutettiin ylipäästävä IIR-suodin, jonka suunnittelumenetelmä on hieman tavanomaisesta poikkeava. Suunnittelun lähtökohdaksi otettiin tasasähkökomponentin laskeminen sinänsä, kiinnittämättä huomiota lopullisen suodattimen jakotaajuuteen. Tasasähkökomponentin oletetaan alkutilanteessa olevan nolla. Tasasähkökomponentin taso saadaan, kun lasketaan yhteen viimeisin AD-muuntimelta saatu näyte painokertoimella  $1/129$  ja edellisen iteraation tasasähkökomponentti painokertoimella  $128/129$ . Näiden painokertoimien summa on aina oltava 1. Saatu tasasähkökomponentti vähennetään viimeisimmästä AD-muuntimelta saadusta näytteestä ja lopputuloksena saadaan ylipäästösuodatettu signaali. Toteutustapa on nimeltään exponential moving average (EMA) tai vaihtoehtoisesti exponentially weighted moving average (EWMA). Toteutetun ylipäästösuodattimen jakotaajuus riippuu sekä näytteistystaajuudesta että siitä kuinka suuri osuus tasasähkökomponentin laskennassa muodostuu uusimmasta näytteestä edellisen iteraation tasasähkökomponentin sijaan. Toteutetussa suodattimessa 1000 Hz näytteistystaajuudella ja edellä mainituilla painokertoimilla -3dB rajataajuus on noin 1 Hz ja suodattimen jyrkkyys noin 4,5 dB/oktaavi.

Edellä kuvattu IIR-suodattimen toteutustapa on äärimmäisen kevyt ja opinnäytetyön tuloksena syntyneessä firmware-ohjelmistossa pystyttiin suodattamaan neljää kanavaa samanaikaisesti 1000 Hz näytteistystaajuudella, vaikka samanaikaisesti pyöritettiin käyttöliittymää, FIFO-puskureita, näytteistystä, uuden monimutkaisemman tiedonsiirtoprotokollan kehysten generoimista ja datan lähetystä, siitä huolimatta että IIR-suodattimessa käsitelty näytteistetty data on 24-bittistä ja käytetty prosessori on vain 16-bittinen.



KUVIO 6. DC -komponentin poistavan IIR-ylipäästösuodattimen taajuusvaste 1000 Hz näytteistystaajuudella. (Ville Tulimäki 2014.)

Punainen viiva on DC-kytketyn signaalin taajuusvaste (kuvio 6). Punaisen viivan loppupuolella näkyvä hitaampi vaimentuma johtuu tasasähkökomponentin aiheuttamasta virheestä, kun signaalin digitoitintjärjestelmän oma suodatus vaimentaa signaalin niin pieneksi että signaaligeneraattorin lähdon tasasähkökomponentti tulee merkitseväksi suhteessa syöttösignaaliin ja vaimentuma näkyy siten pienempänä kuin mitä se todellisuudessa olisi ilman tasasähkökomponenttia. Sininen viiva on sama DC-kytketyllä ADC-muuntimella digitoitu signaali, mutta suodatettuna edellä kuvatun IIR-suodattimen läpi. DC-suodatettu ja DC-suodattamaton taajuusvaste ovat identtisiä 10 Hz ja 100 Hz taajuuksien välillä ja kaikki noin yli 3 Hz signaalit menevät IIR-suotimesta läpi likimain muuttumattomana, lukuun ottamatta tietysti poistunutta tasasähkökomponenttia. 1000 Hz näytteistystaajuudella -3dB rajataajuus on noin 1 Hz ja suodattimen jyrkkyys noin 4,5 dB/oktaavi.

### 9.3 FIFO-puskurit

Opinnäytetyön toteutuksessa käytettiin kolmea erilaista FIFO-puskuria. Bluetooth vastaanotossa on normaali tavu kerrallaan datavirtaa käsittelevä rengaspuskuri. Biosignaalien digitointiasteen lukemisessa on useamman tavun lohkoja kerrallaan käsittelevä rengaspuskuri-FIFO, jonka avulla puskuritietorakenteen käsittelyyn kuluu vähemmän resursseja siirrettyä tavua kohden. Bluetooth lähetyksessä on tuplapuskurityyppinen FIFO, koska se on käytetyistä algoritmeista kaikista kevein ja nopein, eikä tavukohtaisen käsittelyn joustavuutta tarvita automaattisessa lähetyspuskurin tyhjentämisessä. Jos tuplapuskurissa on dataa yli puolet sen kapasiteetista niin tuplapuskurin puolikas tyhjenetään kokonaan automaattisesti. Lähetyksen tuplapuskuri-FIFO on myös mahdollista tyhjentää manuaalisesti (flush) pienemmälläkin tavumäärällä.

### 9.4 Laitteistoriippumattomuus

Kaikessa ohjelmoinnissa pyrittiin erottamaan laitteistosidonnaiset osat ja sellaiset algoritmit, jotka voivat toimia laitteistoriippumattomasti. Kyseessä on yleistasollakin hyvä periaate, mutta tässä opinnäytetyössä eräs syy tähän oli Code::Blocks IDE:n (The Code::Blocks Team, 2013) nopeampi käännös- ja ajosykli verrattuna IAR Embedded Workbench:iin (IAR Systems, 2013), jossa ylimääräisinä askeleina mukaan tulevat firmwaren objektikoodin siirto sulautetun järjestelmän prosessorille ja Bluetooth-yhteyden muodostumisen odottelu µResponsen sensoriosan ja telakkaosan välille. Säästetty aika käännös- ja ajosykliä kohden voi käännettävästä koodista riippuen olla n. 40 sekuntia, mutta kun näitä syklejä ohjelmiston kehittämisen aikana tulee tuhansia, niin asialla on merkitystä. Esimerkiksi jos käännös- ja ajosykli suoritetaan keskimäärin kuudesti työtuntia kohden, säästetään kuukaudessa yli 10 tuntia työaikaa pelkästään tällä. Lisäksi PC-tietokoneessa on laskentatehoa reilusti enemmän kuin keskimääräisessä sulautetussa järjestelmässä ja printf-lauseiden avulla tapahtuva debug-tulostus on myös moninkertaisesti nopeampaa PC:llä kuin sulautetun järjestelmän konsoli-ikkunassa.

Uusi tiedonsiirtoprotokolla kirjoitettiin kokonaan Code::Blocks IDE:llä Windows-konsolisovelluksena käyttäen hyväksi com0com-virtuaalisarjaporttiajuria (Frolov, 2013) protokollan isäntä- ja orjaosien tielakoneiden väliseen tiedonsiirtoon. Kun protokollan orjapuolen koodi siirrettiin µResponselle, voitiin isäntäpuolella vain vaihtaa COM-portti toiseksi. Ainoastaan tavun lähetyksen ja vastaanottokoodi kirjoitettiin

tettiin laitteistoriippuvaiseksi. Koko protokolla lähetyksen ja vastaanoton tilakoneineen kirjoitettiin alun perin täysin laitteistoriippumattomaksi. Myöhemmin tuli tarve optimoida näytteistetyin signaalin lähetystä ja näiden viestityyppien käsittely kirjoitettiin suorituskysyistä uudelleen tiukasti käytetyn prosessorin arkkitehtuurista riippuvaiseksi. Kaikki muut viestityypit jätettiin laitteistoriippumattomaksi ja muutenkin ohjelmakoodi rakenteeltaan modulaariseksi, jotta sitä olisi helpompaa kehittää tulevaisuudessa. Myös FIFO-puskurit kirjoitettiin Code::Blocks IDE:llä Windows-konsolisovelluksena ja niiden toiminta testattiin perusteellisesti. Sekä uusi tiedonsiirtoprotokolla että FIFO:t toimivat ensimmäisellä yrittämällä kun ne siirrettiin sellaisenaan Windows-ympäristössä testattuna suoraan IAR Embedded Workbench:iin ja käännettiin µResponson firmwareen.

DC-suodatus sen sijaan oli sen verran yksinkertainen toteuttaa, että se kannatti kirjoittaa suoraan IAR Embedded Workbench:ssä.

## 9.5 Esimerkki lähdekoodin tyylistä

Esimerkkinä opinnäytetyön tuloksena syntyneen ohjelmiston lähdekoodin tyylistä on alempana flashLed() –funktio, jonka avulla voi vilkautata jotakin neljän kanavan ledeistä joko vihreänä tai punaisena. Ledin polton keston voi määritellä millisekunin tarkkuudella. Funktiota käytetään pelkästään käynnistymis- ja sammumisdemoissa, sillä siinä käytetään viiveitä, joita ei voi käyttää reaaliaikaisen mittauksen ollessa käynnissä. Mittaustilanteissa on oltava erikseen keskeytyksillä toteutettuihin ajastimiin pohjautuvat kellorutiinit ja tilakoneet jotka vain sammuttelevat ja sytyttelevät ledejä ja palaavat välittömästi muun ohjelmiston suorittamiseen, jolloin viivesilmukoista johtuva ohjelman suorituksen pysähtyminen vältetään. Kuten funktiosta voidaan havaita, se ei ole sidottu mihinkään prosessoriarkkitehtuuriin, vaan GPIO-linjoja käsitellään makrojen avulla. Nämä makrot ovat erikseen määritetty HAL-rajapinnassa (hardware abstraction layer), jolloin niitä hyödyntävistä rutiineista on helppompaa kirjoittaa laitteistoriippumattomia. Lisäksi huomionarvoista on niin sanottujen magic number –lukuarvojen poissaolo, koska ne ovat myös korvattu #define –lauseilla kuten LED\_COLOR\_GREEN.

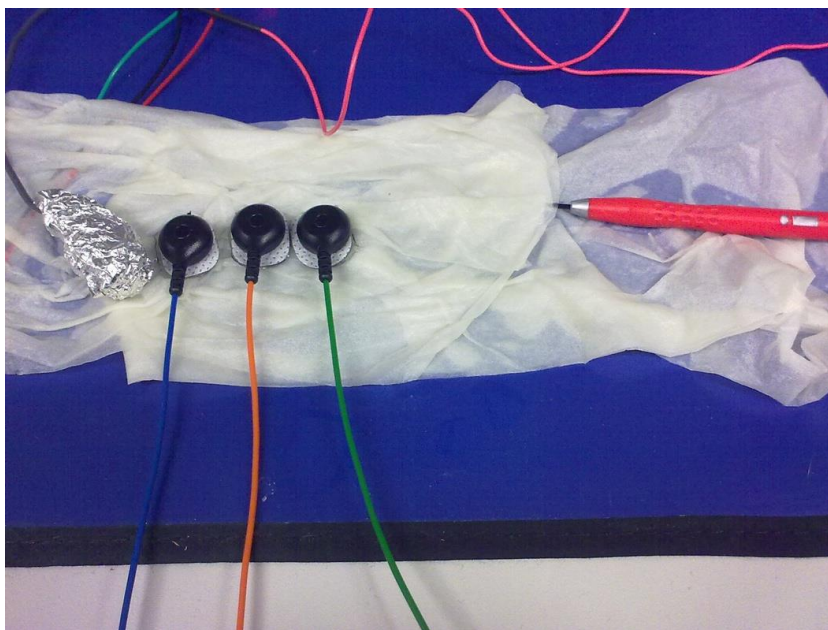
```
void flashLed(uint16_t led_number, uint8_t led_color, uint16_t how_long_to_burn_ms)
{
    switch(led_number)
    {
        case 1:
            if(led_color == LED_COLOR_GREEN)
            {
                LED_G1_SET_ON;
                delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
                LED_G1_SET_OFF;
            }
            if(led_color == LED_COLOR_RED)
            {
                LED_R1_SET_ON;
                delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
                LED_R1_SET_OFF;
            }
            break;
        case 2:
```

```

    if(led_color == LED_COLOR_GREEN)
    {
        LED_G2_SET_ON;
        delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
        LED_G2_SET_OFF;
    }
    if(led_color == LED_COLOR_RED)
    {
        LED_R2_SET_ON;
        delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
        LED_R2_SET_OFF;
    }
    break;
case 3:
    if(led_color == LED_COLOR_GREEN)
    {
        LED_G3_SET_ON;
        delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
        LED_G3_SET_OFF;
    }
    if(led_color == LED_COLOR_RED)
    {
        LED_R3_SET_ON;
        delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
        LED_R3_SET_OFF;
    }
    break;
case 4:
    if(led_color == LED_COLOR_GREEN)
    {
        LED_G4_SET_ON;
        delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
        LED_G4_SET_OFF;
    }
    if(led_color == LED_COLOR_RED)
    {
        LED_R4_SET_ON;
        delay_n_ms(how_long_to_burn_ms);
        LED_R4_SET_OFF;
    }
    break;
}
}

```

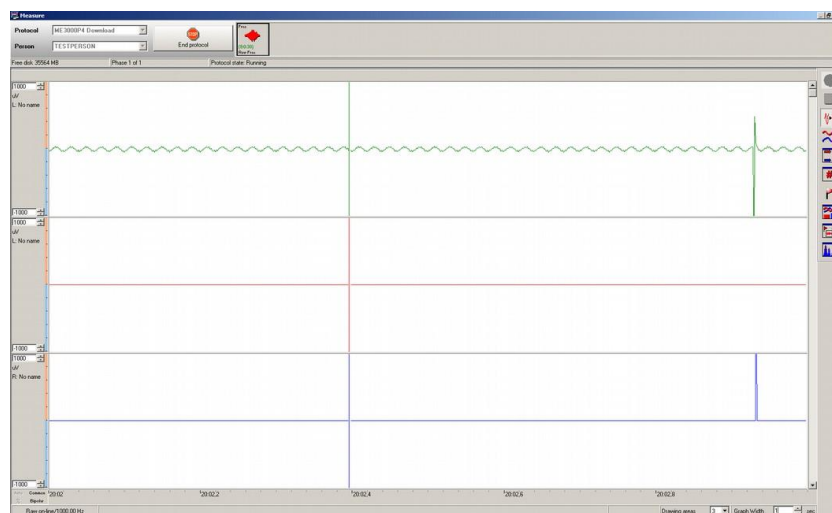
## 10 TRIGGERISIGNAALIN KÄSITTELYKOODIN DEBUGGAUS HUMAN ANALOG -TEKNIIKALLA



KUVA 12. Kylläiseen noin 50 C -lämpöiseen ruokasuolaliuokseen kastellusta käsipyyhepaperista koostuva human analog -kytkentä. (valokuva Ville Tulimäki.)

Käytetyssä human analog -kytkennässä (kuva 12) on viisi elektrodia, joista stimuloinnin maapotentiaali on äärimmäisenä vasemmalla näkyvä alumiinifoliomytty, joka sinänsä on melko keho elektrodi, mutta pelkkä neppari nousi liian helposti paperista irti. Äärimmäisenä oikealla on normaali stimulointielektrodi kahden käsipyyhekerroksen välissä. Keskimmäiset kolme normaalia tarraelektrodia ovat "lihasvasteen" EMG-mittauselektrodit. Keskimäinen oranssilla johdolla varustettu elektrodi on kytketty EMG-signaalin referenssielektrodiksi, vasemmanpuolimmainen sinisellä johdolla varustettu elektrodi on differentiaalitulon negatiivinen elektrodi ja oikeanpuolimmainen vihreällä johdolla varustettu elektrodi on differentiaalitulon positiivinen elektrodi. Normaali väritys kytkennässä olisi positiiviselle differentiaalitulolle punainen, referenssille vihreä ja negatiiviselle differentiaalelektrodille musta väri, mutta kyseinen kytkentä oli tehty vain koodin testaamista varten eikä mustaa ja punaista johdinta sattunut olemaan lähistöllä.





KUVA 13. Human analog -kytkennän avulla toteutettu triggeritesti MegaWin -ohjelmistossa (Mega Elektroniikka Oy, 2013) tarkasteltuna. Ylimmässä kanavassa stimulaatiopulssin vaste ja alimmassa sampledatan joukkoon ohjelmallisesti sijoitettu triggeripulssin ajoitustiedon merkki. Kunkin kanavan näytteen täyden amplitudin jännitealue on  $2000 \mu\text{Vpp}$ . Kuvan keskikohdan paikkeilla oleva pysyvä viiva kuvaa kohtaa jossa näytöllä kirjoitetaan vanhan graafin päälle uutta graafia.

MegaWin-ohjelman ikkunassa (kuva 13) näkyy kolme EMG-kanavaa, joista ylimmäisessä näkyy human analog -kytkennän (kuva 12) kolmesta sisimmästä elektrodista mitattu signaali, alimmaisessa näkyy sampledatan sekaan ohjelmallisesti sijoitettu triggeripulssin ajoitustiedon merkki debugauskäyttöä varten ja keskimäinen kanava on kytkemättä mihinkään. Ylimpänä näkyvässä signaalissa on mukana 50 Hz verkkohurinaa noin  $200 \mu\text{Vpp}$  amplitudilla, mikä ei ole ollenkaan harvinaista, jos debug-kytkennässä on pitkät johtimet ja lähellä on verkkolaitteita. Tämän kytkennän viisi johdinta olivat kukin noin 2 metriä pitkät. Sen sijaan normaalissa biologisen kudoksen EMG-mittaustilanteessa tai suoraan signaaligeneraattorilla syötettäessä merkittävää verkkohurinaa ei opinnäytetyön aikana tehdyissä mittauksissa juuri havaittu.

Kuvassa ruudun pyyhkäisy aika on yksi sekunti ja samoin C2 NerveMonitorista tulevien stimuloituspulssien tahti oli yksi pulssi sekunnissa, joten kyseisellä järjestelyllä voidaan tutkia stimuloinnin ja triggerin ajoituksen stabiiliutta, tarkkailemalla siitä esimerkiksi vierikö se hiljalleen vasemmalle tai oikealle eli ylittääkö vai alittaako stimuloitisyklin kesto sekunnin vai onko se tasan sekunnin mittainen. Triggerisignaali on jitteriä, mikäli triggeripulssi vaelttaa edestakaisin pienen aikaikkunan sisällä stimuloituspulssin pysyessä paikallaan.

MegaWin-ohjelmiston lisäksi triggerin stabiiliutta tutkittiin erikseen sitä varten kirjoitetulla ohjelmalla, joka tarkkaili signaalien nousuaikoja sekä triggeritietoa ja antoi tuloksena triggeriviiteitä printf-lauseina. Kolmas tapa testata triggerin toiminnallisuutta on käyttää  $\mu\text{Response}$  yhdessä Inomed C2 NerveMonitorin kanssa, jolloin triggerin stabiilius näkyy suoraan C2:n näytöltä stimulaatioviipeen lukeman vaihteluna. Lukuisilla eri tavoilla testattuna voitiin todeta että firmware-ohjelmiston puolesta triggeritoiminnallisuus vaikutti toimivan odotetusti.

## 11 TYÖN TULOKSET

Järjestelmä saatiin firmware-ohjelmiston puolesta toimimaan sovitussa laajuudessa ja vähintäänkin ”toimiva prototyyppi” -tasolla. Työn aikana kirjoitettiin tuki kolmelle eri tiedonsiirtoprotokollalle, joista kaksi tosin oli hyvin yksinkertaisia. Yksi protokollista mahdollisti tiedonsiirron MegaWin-ohjelmaan, ja tätä mahdollisuutta käytettiin muiden protokollien toiminnan testaamisessa. Protokollamuunninohjelmisto muunsi datan vanhemmalle protokollalle MegaWin-käyttöä varten, kun uudelle µResponsen omalle protokollalle ei muuten olisi ollut vastaparia. Uuden varta vasten µResponselle kirjoitetun protokollan isäntäpuolesta on olemassa täysin laitteistoriippumaton versio, jonka pohjalta on hyvä kehittää tukea tälle protokollalle muihinkin ohjelmistoihin. Firmware-ohjelmisto saatiin toimimaan myös C2 NerveMonitorin kanssa.

## LÄHTEET

- BAICHEVA, T., DODUNEKOV, S., KAZAKOV, P. 2000. Undetected error probability performance of cyclic redundancy-check codes of 16-bit redundancy. IEE Proceedings - Communications, Volume 147, Issue 5, October 2000, p. 253 – 256, DOI: 10.1049/ip-com:20000649. Institution of Electrical Engineers (IEE).
- CHAKRABORTY, Goutam, NAIK, Kshirasagar, CHAKRABORTY, Debasish, SHIRATORI, Norio, WEI, David 2008, Analysis of the Bluetooth device discovery protocol, Wireless Networks Journal, DOI 10.1007/s11276-008-0142-1. Springer.
- DANIAL, AI 2013. Cloc - count lines of code (Versio 1.60) [Ohjelmisto]. [Viitattu 2014-04-03.] Saatavissa: <http://cloc.sourceforge.net/>
- DE LUCA, Carlo, J. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, Vol. 13, No. 2, 135-163. Human Kinetics, Inc.
- DHILLON, B., S. 1999. Design Reliability: Fundamentals and Applications. CRC Press LLC.
- EISELE, David, W., WANG, Steven, J., ORLOFF, Lisa, A. 2009 (accepted/online). Electrophysiologic facial nerve monitoring during parotidectomy. Head & Neck Volume 32, Issue 3, March 2010, pages 399-405, DOI: 10.1002/hed.21190. Wiley Periodicals Inc.
- FROLOV, Vyacheslav 2013. com0com Null-modem emulator - The virtual serial port driver for Windows. (Versio 3.0) [Ohjelmisto]. [Viitattu 2014-04-03.] Saatavissa: <http://sourceforge.net/projects/com0com/>
- HAARTSEN, Jaap, C. 2000, The Bluetooth radio system, Personal Communications, IEEE.
- HERMENS, Hermie, FRERIKS, Bart, MERLETTI, Roberto, STEGEMAN, Dick, BLOK, Joleen, RAU, Günter, DISSELHORST-KLUG, Cathy, HÄGG, Göran 1999. European Recommendations For Surface Electromyography - Results of the SENIAM Project – Book 8, Roessingh Research and Development b.v.
- HILTUNEN, Erkki, HOLMBERG, Peter, JYVÄSJÄRVI, Erkki, KAIKKONEN, Matti, LINDBLOM-YLÄNNE, Sari, NIENSTEDT, Walter, WÄHÄLÄ, Kristiina. 2010. Galenos - Johdanto lääketieteen opintoihin. 1. - 2. painos. WSOYpro Oy.
- IAR Systems 2013. Embedded Workbench [Ohjelmisto]. [Viitattu 2014-04-03.] Saatavissa: <http://www.iar.com/Products/IAR-Embedded-Workbench/>
- MAXIM INTEGRATED PRODUCTS 2001, Understanding and Using Cyclic Redundancy Checks with Dallas Semiconductor iButton Products, Application note 27. [Viitattu 2014-04-03.] Saatavissa: <http://www.maximintegrated.com/app-notes/index.mvp/id/27>
- MEGA ELEKTRONIIKKA OY 2013. MegaWin [Ohjelmisto]. [Viitattu 2014-04-03.] Saatavissa: <http://www.megaemg.com/>
- THE CODE::BLOCKS TEAM 2013. Code::Blocks (Versio 12.11) [Ohjelmisto]. [Viitattu 2014-04-03.] Saatavissa: <http://www.codeblocks.org/>
- µResponse Overview & Applications. Mega Elektroniikka Oy:n internet-sivut. [Verkkoaineisto] 2014. [Viitattu 2014-04-03.] Saatavissa: <http://www.megaemg.com/products/uresponse/>

**LIITE 1: TRIGGERIJÄRJESTELMÄ**

Luottamuksellinen (poistettu).

## LIITE 2: BIOSIGNAALIEN DIGITOINTIJÄRJESTELMÄ

Luottamuksellinen (poistettu).

## LIITE 3: PROSESSORI

Luottamuksellinen (poistettu).

## LIITE 4: BLUETOOTH-TIEDONSIIRTORATKAISU

Luottamuksellinen (poistettu).