



Aalto-yliopisto
Sähkötekniikan
korkeakoulu

ELEC-C5070 - Elektroniikkapaja

Loppuraportti

Kannettava EKG-laite

Syksy 2020 - Ryhmä 39
16.12.2020

Joona Vehkalahti
Joni Ortela
Vincent Eurasto

Sisällysluettelo

1. Johdanto	2
2. Toteutettu laitteisto	2
2.1 Lohkokaavio ja laitteen toimintaperiaate	2
2.2 Piirikaavio ja eri komponenttien toiminta	4
3. Mittaus ja testaus	6
4. Ongelmat	8
5. Johtopäätökset	10
6. Lähteet	11
Liite A. Työnjako ja oppimistulokset	12
Työnjako	12
Mitä opimme?	12

1. Johdanto

Elektrokardiogrammi (EKG) eli sydänsähkökäyrä on potilaan sydämen sähköistä toimintaa kuvaava käyrä. Elektrokardiogrammilaitteella pystyy mitata potilaan sydämen toimintaa sen lähettämien sähköisten impulssien avulla. Käyrän avulla saadaan ideaalitilanteessa tarkkaa tietoa potilaan sydämen tilasta, esimerkiksi mittaamalla pulssi ja diagnosoiden useita erilaisia sydänvaivoja. Laitetta käytetään yleisesti sairaaloissa ja ensihoidossa.

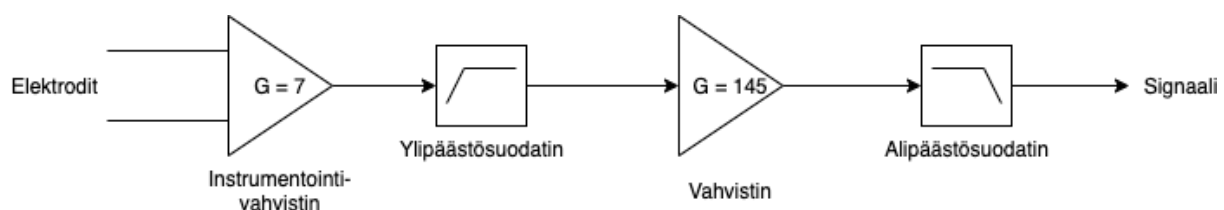
Elektrokardiogrammilaite mittaa sydäimestä lähteviä sähköisiä signaaleja kehoon kiinnitettävien elektrodien avulla. Elektodeja voi olla kaksi tai usempia, muun muassa rintaan, käsiin ja jalkoihin kiinnitettynä. Nämä signaalit prosessoidaan ja suodatetaan häiriöistä EKG-laitteessa. Sydäimestä saatavan signaalin amplitudi on välillä 0.5 mV ja 5 mV ja sen taajuus välillä 0.05 - 100 Hz. Pieniamplitudinen tulosignaali on altis ulkoisille häiriöille ja lisäksi sydänsähkökäyrän taajuusalue pitää sisällään muun muassa 50 Hz sähköverkkohäiriön, joka on erityisen ongelmallinen sen sijaitessa haluttua informaatiota sisältävällä taajuudella. Potilaan hengitys ja liike aiheuttavat piiriin matalille taajuuksille häiriöitä. [1] Näistä syistä häiriönsuodatus on EKG-laitteen tärkeimpiä tehtäviä.

Kappaleessa 2 kuvataan toteutunut laitteisto, sen komponenttien valitsemisen taustalla olevat syyt sekä eri komponenttien merkitys piiriin toiminnalle. Kappale 3 kuvailee tehtyjä mittauksia ja niissä huomioon otettavia asioita. Kappale 4 käsittelee projektin aikana ilmenneitä ongelmia ja lopuksi kappale 5 päättää raportin johtopäätöksiin.

2. Toteutettu laitteisto

2.1 Lohkokaavio ja laitteen toimintaperiaate

Projektin tavoittena oli rakentaa laite, jolla EKG-signaali voidaan mitata ihmisen iholta elektrodien avulla. Signaali oli tarkoitus vahvistaa ja suodattaa yli- ja alipäästösuodattimilla ennen signaalin mittaamista mikrokontrollerilla. Lopuksi tavoitteena oli piirtää sydänsähkökäyrää LCD-näytölle mikrokontrollerin avulla. Emme keskittyneet projektin alussa kotelointiin, koska halusimme toteuttaa ensin toimivan logiikan EKG-signaalin mittaamista varten. Kohtasimme kuitenkin projektin edetessä monia ongelmia, joita on selitetty tarkemmin luvussa 4. Tästä syystä emme ehtineet toteuttaa projektiin kaikkia niitä ominaisuuksia, joita olimme alunperin suunnitelleet.



Kuva 1. Projektin lohkokaavio.

Kuvassa 1 on esitetty projektin nykyinen toiminnallisuus lohkokaaaviona. Kuvan vasemmalla puolella näkyvät elektrodit ovat kiinnitetty instrumentointivahvistimeen (AD620AN). Instrumentointivahvistin vahvistaa kahden jännitteen välistä erotusta. Jos elektrodit ovat kiinnitetty esimerkiksi molempiin käsiin, instrumentointivahvistimen ulostulossa näkyy näiden käsien välinen jännite-ero. [2] Käytetty instrumentointivahvistin mahdollistaa myös helpon vahvistuksen säädön käyttämällä vain yhtä vastusta. Seuraamalla AD620AN ohjekirjaa [3], voidaan vahvistus ja siihen tarvittava vastus R_g määrittää kaavalla

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_g} + 1 \rightarrow R_g = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G-1}$$

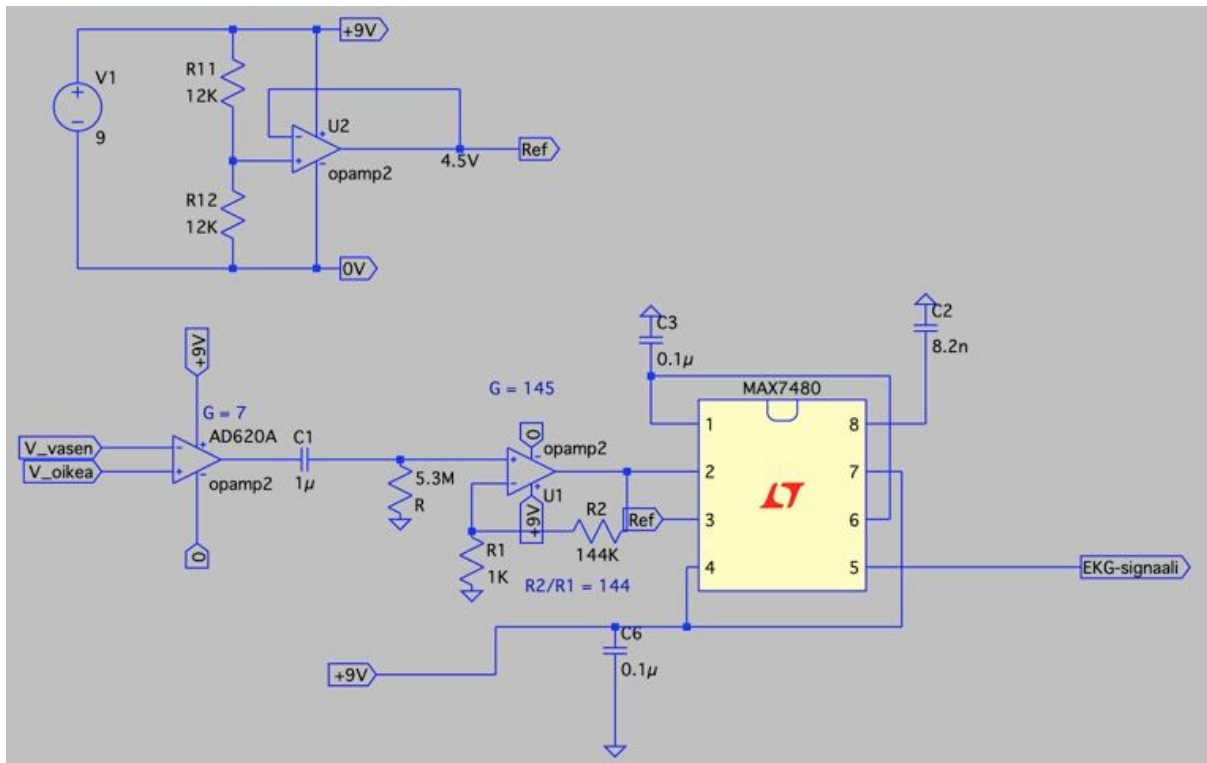
Valitsimme instrumentointivahvistimen vahvistukseksi matalan vahvistuksen, jotta matalataajuiset häiriökomponentit eivät vahvistuisi liikaa ennen ylipäästösuodatusta. Instrumentointivahvistin tarjoaa suuren tuloimpedanssin [2], joka vähentää signaalin kuormitusta ja sitä kautta signaalin jännitepudotusta. EKG-signaali on erittäin pieniamplitudinen signaali ja sen takia kaikkia mahdollisia kuormituksia kannattaa vähentää. Seuraavaksi signaalipolulla on ylipäästösuodatin, joka on rakennettu eri suuruista komponenteista niin, että se suodattaa signaalista alle 0.5 Hz taajuuskomponentit pois. Ylipäästösuodatuksen jälkeen signaali on vielä hyvin matala-amplitudinen, joten sitä täytyy vahvistaa reilusti, jotta signaalia voi mitata. Käytimme vahvistimena ei-invertoivaa operaatiovahvistinkytkentää (TL0721P- operaatiovahvistin). Ei-invertoivan operaatiovahvistimen jännitevahvistus voidaan lasketa kaavasta [4]

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Viimeisen vahvistuksen jälkeen käytimme kahdeksannen asteen Butterworth-alipäästösuodatinta (MAX7480), jonka avulla suuritaajuiset häiriökomponentit saadaan suodatettua signaalista pois. Alipäästösuodatuksen jälkeen elektrodeista mitattu signaali on suodatettu, vahvistettu ja valmis mitattavaksi.

2.2 Piirikaavio ja eri komponenttien toiminta

Kuvassa 2 on esitetty laitteen piirikaavio. Toteutimme piirin leipälaudalle. Vasemmassa ylälaidassa on laitteen tehlohko. Jännite V_1 otetaan yhdeksän voltin paristosta. Käyttämällä vastusjakoa ja jännitteenseuraajaa, voidaan pariston antama yhdeksän voltia jakaa puoleen (4.5 V), jolloin se toimii referenssijännitteenä muille sitä tarvitsemille komponenteille, josta kerrotaan myöhemmin. Jännitteenseuraajassa käytimme AD623AN-operaatiovahvistinta. Valitsimme AD620AN-instrumentointivahvistimen vahvistukseksi 7 ja tähän vahvistukseen tarvittava vastus R_g voidaan laskea kaavasta $R_g = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G-1} = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{6} \approx 8.2 \text{ k}\Omega$ (vastusta ei ole merkattu kuvan 2 piirikaavioon). Koska elektrodeista saatavien signaalien erotuksen amplitudi on noin 1 mV luokkaa, on signaalin amplitudi instrumentointivahvistimen jälkeen noin 7 mV.



Kuva 2. Projektin piirikaavio. Ylälaidassa tehlohko. AD620A toimii piirin instrumentointivahtistimena, jota seuraa RC-ylipäästösuodatin. "opamp2" eli TL0721P-operaatiovahvistin vahvistaa signaalia merkittävästi, jotta se olisi tarpeeksi suuri prosessoitavaksi kehitusalustalla.

Seuraavaksi halusimme suodattaa hengityksen ja ihmiskehon liikkeen aiheuttamia alle 0.5 Hz taajuuskomponenttien aiheuttamaa häiriötä pois signaalista. Käytimme instrumentointivahvistimen jälkeen ensimmäisen asteen passiivista RC-ylipäästösuodatinta, jonka rajataajuudeksi valitsimme 0.03 Hz, koska ensimmäisen asteen suodattimien taajuusvasteen kulmakerroin on melko matala. Valitsimme RC-suodattimen vastukseksi 5.3 MΩ, jolloin pystyimme helposti laskemaan 0.03 Hz rajataajuuteen f_c tarvittavan kondensaattorin kapasitanssin arvon.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \rightarrow C = \frac{1}{2\pi f_c R} \approx 0.1 \mu F$$

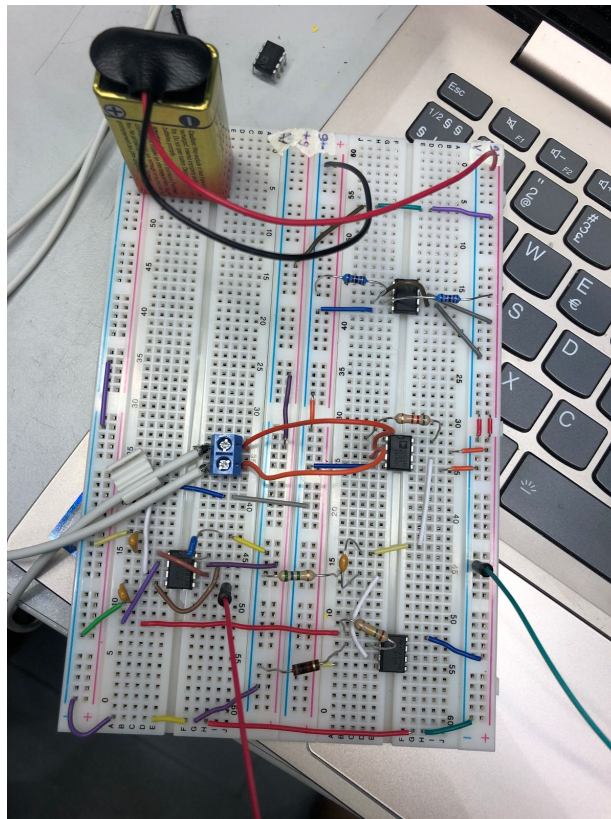
Ylipäästösuodatuksen jälkeen päätimme vahvistaa signaalia 145 kertaiseksi käyttämällä ei-invertoivaa operaatiovahvistinkytkentää, jolloin signaali vahvistus olisi jo yli 1000 eli signaalin amplitudi olisi 1 V luokkaa. Käytimme negatiivisessa takaisinkytkennässä olevien vastuksien valinnassa apuna ei-invertoivan operaatiovahvistinkytkennän jännitevahvistuksen kaavaa:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Valitsimme vastukseksi $R_1 = 1000 \Omega$ ja vahvistukseksi $\frac{V_{out}}{V_{in}} = 145$, jolloin vastuksen R_2 laskeminen on suoraviivaista:

$$R_2 = 144 * 1000 \Omega = 144 k\Omega$$

Yksi piirin hyödyllisimmistä pääkomponenteista on kahdeksannen asteen Butterworth-alipäästösuodatin (MAX7480), jonka avulla suuritaajuiset häiriökomponentit saadaan suodatettua signaalista pois. MAX7480 on mikropiiri eli integroitu piiri, jonka pinniin 8 kytimme 8.2 nF oskillointikondensaattorin, jonka avulla pystyi määrittämään helposti alipäästösuodattimen oskillointitaajuuden ja sitä kautta rajataajuuden [5]. Valitsimme rajataajuudeksi 100 Hz, koska hyötysignaalin taajuuskaistan yläraja on 100 Hz. Lopuksi vahvistettu ja suodatettu EKG-signaali saadaan ulos alipäästösuodattimen pinnistä 5.



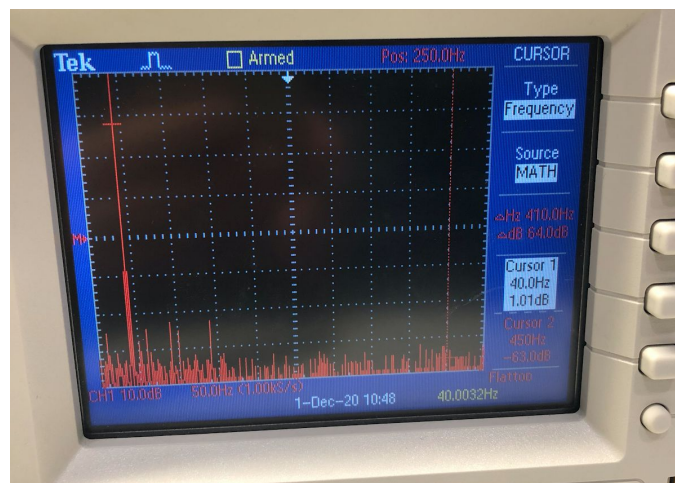
Kuva 3. Leipälaudalle rakennettu elektroniikkaprojekti. Ylhäällä oikealla tehlohko, sen alapuolella instrumentointivahvistin ja sen alla suuren vahvistuksen operaatiovahvistin. Vasen mikropiiri on Butterworth-alipäästösuodatin.

3. Mittaus ja testaus

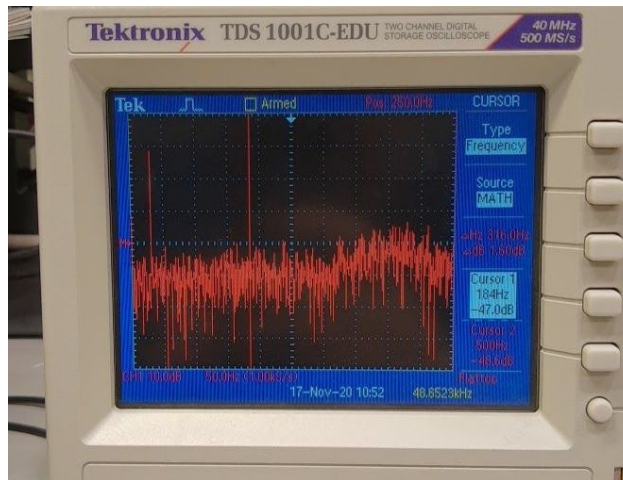
Mittaukset työssä toteutettiin pääasiassa GW INSTEK AFG-2105 funktiogeneraattorilla generoitua sinisignaalia käyttäen, sillä EKG-signaali olisi ollut liian ennalta-arvaamaton käytettäväksi laitteistoanalyysissä ja prototyypin rakentamisessa. Signaalia mitattiin Tektronix TDS 1001C-EDU -oskilloskooppia käyttäen. Teholähteenä käytimme digimess BP3002 tasavirtalähdettä.

Jokaista laitteen komponenttia testattiin erikseen. Signaali syötettiin kaksisisääntuloiselle instrumentointivahtistimelle siten, että toiseen sisääntuloon syötettiin sinisignaali ja toinen sisääntulo kytkettiin maahan. Alussa instrumentointivahvistimelle syötettiin noin 0.5 V jännite, ja sen todettiin vahvistuneen - kuten pitikin - noin 7-kertaiseksi. Kun työhön lisättiin vielä TL0721P-operaatiovahvistin, oli kokonaisvahvistus kasvanut noin 1000-kertaiseksi alkuperäisestä. Generoidun sinisignaalin amplitudia laskettiin vastusjaolla, sillä funktiogeneraattori ei pystynyt tuottamaan tarpeeksi pientä signaalia, jotta se olisi voitu syöttää suoraan piiriin. TL0721P toimi kuten piti, ja vahvisti signaalin yli satakertaiseksi.

Butterworth-suodatin saatiin toimimaan kappaleessa 4 kuvattujen muutosten jälkeen. Tämän jälkeen oskilloskooppia apuna käyttäen tehtiin signaalille FFT-analyysi, jossa todettiin suurempien kuin 100 Hz ja pienempien kuin 0.5 Hz signaalihäiriöiden vähentyneen merkittävästi. FFT-analyysin tulokset täysin suodatetulle signaalille näkyvät kuvassa 3, jota voi verrata ilman alipäästöä (Butterworth) olevaan signaaliin kuvassa 4. Kuvassa 4 on ylipäästösuodatin, joten matalien taajuuksien häiriöt eivät kuvassa teoriassa näy, vaikkakin ne olisivat kuvassa pieniä.



Kuva 4. FFT-analyysi täysin suodatetulle signaalille. Sekä ylipäästö että Butterworth-alipäästö -suodattimet käytössä. Syötetty signaali näkyy kuvassa korkeana piikkinä.



Kuva 5. FFT-analyysi ilman alipäästösuodatusta. Signaalin huomataan olevan merkittävästi kohinaisempi kuin kuvassa 3 olevan alipäästösuodatetun signaalin.

Kun syötetty sinisignaali oli saatu suodatettua ja vahvistettua onnistuneesti, siirryttiin signaalilähteenä käyttämään elektrodeja kiinni testihenkilössä. Elektrodeja oli kaksi, yksi kummassakin ranteessa. Tässä vaiheessa oskilloskoopiksi vaihtui myDAQ-mittalaite ja teholaähde vaihtui 9 V paristoksi, jotta testihenkilö ei olisi kiinni sähköverkossa mahdollisen vian aikana. Elektrodien avulla ei kuitenkaan saatu haluttua signaalia selkeästi näkyviin, vaikkakin EKG:tä muistuttavaa käyrä saatiin laitteesta silloin tällöin. Pääosin laite antoi vain 50 Hz häiriösignaalia. Syy elektrodien kanssa aiheutuneisiin ongelmiin jäi epäselväksi, projektiin varatun ajan loppuessa kesken.

4. Ongelmat

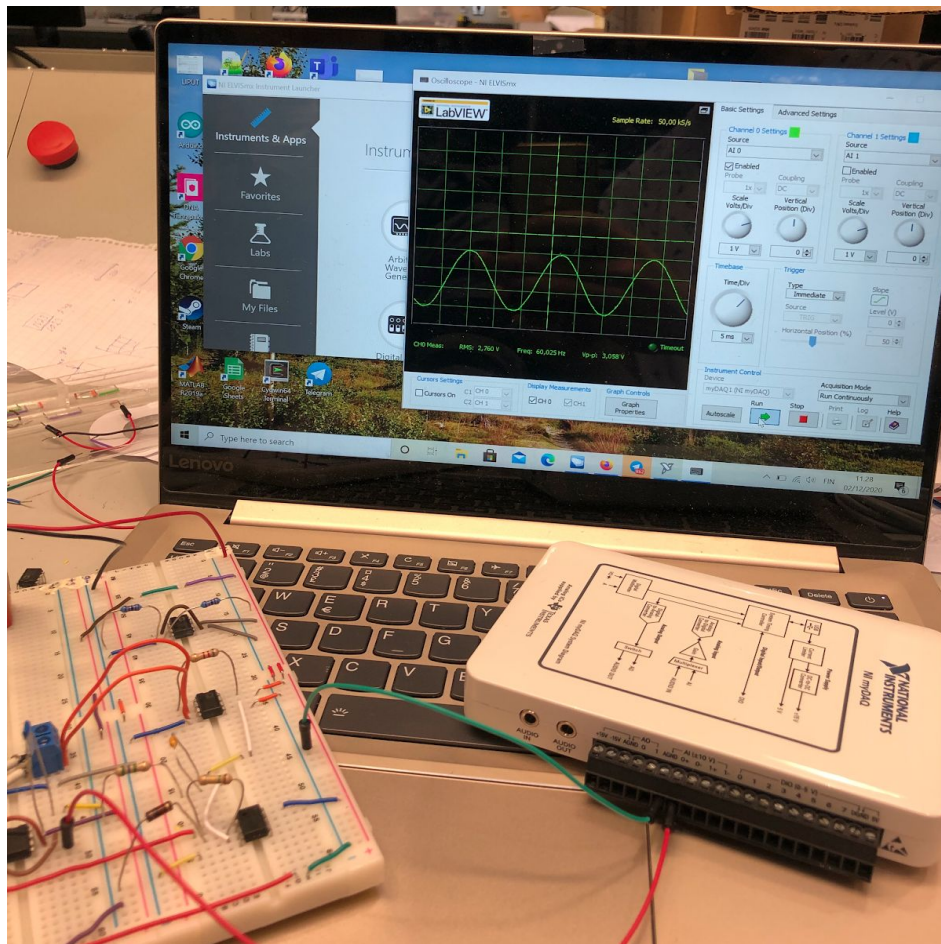
Kohtasimme projektissamme useita erilaisia ongelmia. Projektin alkuvaiheessa ongelmat liittyivät lähinnä pieniin huolimattomuuksiin piiriä kasatessa sekä uusien mittauslaitteiden käytössä tapahtuneisiin erheisiin. Tällaiset ongelmat ratkaisimme kuitenkin suhteellisen nopeasti tutkimalla piirikaaviota tai käyttämämme laitteen ohjekirjaa tarkemmin.

Ensimmäisen suuren ongelman kohtasimme 8. asteen Butterworth-alipäästösuodattimen kohdalla, kun ylipäästösuodatettu ja lähes tuhatkertaiseksi vahvistettu sinisignaali leikkaantui x-akselin alapuolella noin -0.3 V kohdalla. Selatessamme datalehteä läpi, huomasimme, ettei käyttämämme alipäästösuodatin päästä läpi -0.3 voltia pienempää jännitettä. Yritimme korjata tätä leikkaantumista muun muassa käyttämällä alipäästösuodattimen omaa offset-säätöä, mutta joka kerta kun kytkimme piirin signaaligeneraattoriin, oskilloskoopin näytöllä näkyvä siniaalto tippui hetkessä offset-tasolta takaisin 0 V paikkeille.

Yritimme myös lisätä piiriin offset-jännitettä ennen Butterworth-suodatinta, mutta tällä kertaa leikkaantuminen tapahtui signaalin yläpäässä. Päätimme pyytää apua senioriassistentiltamme, Lauri Palvalta, joka neuvoi meitä muokkaamaan tehlohkoa erilaiseksi. Täten vaihdoimme virtuaalimaan 0 voltista 4.5 volttiin ja operaatiovahvistimien negatiivinen käyttöjännite vaihtui -9 voltista 0 volttiin positiivisen käyttöjännitteen pysyessä +9 voltissa. Näin saimme Butterworth-suodattimen toimimaan oikein ilman offset-jännitettä.

Tässä vaiheessa piirimme toimi oikein, kun käytimme signaalina signaaligeneraattorin luomaa sinisignaalia. Kun vaihdoimme instrumentointivahvistimen sisäänmenoihin EKG-elektrodit ja kytkimme ne testihenkilöön, oskilloskoopin näytöllä näkyi vain 50 Hz häiriösignaali. Yritimme saada EKG-signaalin näkyviin kytkemällä tasavirtalähteeksi 9 V pariston ja vaihdoimme verkkoon kytketyn oskilloskoopin tilalle kannettavan myDAQ-mittalaitteen, mutta saimme kannettavan tietokoneen näytöllä näkyviin vain 50 Hz häiriösignaalin. Vika ei kuitenkaan ollut myDAQ-mittalaitteessa eikä elektrodijohdoissa, sillä kytkimme vielä signaaligeneraattorista saadun signaalin elektrodijohtojen metalliliitoksiin geelitarrojen tilalle ja näytölle ilmestyi puhdas sinisignaali.

Käytimme mittauksissa kahdenlaisia elektrodeja sekä lisäsimme ihon ja elektrodien väliin sähköä johtavaa geeliä. Yritimme myös saada EKG-signaalin näkyviin kytkemällä lisäelektrodin testihenkilön jalkaan, mutta tämäkään ei toiminut.



Kuva 6. Suodatettu ja vahvistettu sinisignaali kannettavan tietokoneen näytöllä.

5. Johtopäätökset

EKG-laite on äärimmäisen altis ulkopuolisille häiriöille. Hyötysignaali on hyvin heikko ja peittyy helposti 50 Hz häiriösignaalin sekä muiden häiriöiden alle. Siksi EKG-laite onkin pääosin suodatuslaitteisto. Yli- ja alipäästösudatus voidaan tehdä analogisesti, mutta 50 Hz suodatus on vaikeampaa, sillä kyseinen taajuuskaista on juuri hyötysignaalin alueella. Kyseinen häiriö on merkittävä, mutta apuna sen suodattamiseksi voidaan käyttää esimerkiksi digitaalista, adaptiivista suodatusta [1].

Jotta laite todella olisi käyttökelpoinen, olisi sen suodatus tehtävä äärimmäisen hyväksi, sillä muun muassa EKG-kuvaajan korkeudesta ja piikkien välistä voidaan lukea tärkeää informaatiota potilaan tilasta. Lisäksi potilasturvallisuuden takaamiseksi, tulisi laite irrottaa mielellään verkkovirrasta. Samalla 50 Hz häiriö vähenee.

Työssä on tärkeä käyttää instrumentointivahvistinta sen suuren tuloimpedanssi takia. Näin elektrodit ja muu piiri saadaan kytkettyä irti toisistaan. Signaalia on tärkeä vahvistaa, sillä sen alkuperäinen amplitudi on millivolttien luokkaa, jolloin useimmat laitteistot eivät kykene käsittelemään sitä.

6. Lähteet

[1] <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.470.1205&rep=rep1&type=pdf>.
Vierailtu 16.12.2020.

[2] Kimmo Silvonen, Elektroniikka ja sähkötekniikka s. 223

[3] <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>.
Vierailtu 16.12.2020.

[4] Kimmo Silvonen, Elektroniikka ja sähkötekniikka s. 220 (kaava 8.12)

[5] <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX7480.pdf>.
Vierailtu 16.12.2020.

Liite A. Työnjako ja oppimistulokset

Työnjako

Kaikki ryhmän jäsenet tekivät saman verran työtä projektin eteen ja työskentelimme aina samaan aikaan eri osa-alueiden parissa. Tämä mahdollisti nopean ongelman ratkaisun ongelmatilanteissa, koska kaikki ryhmän jäsenet tiesivät mitä oltiin tekemässä.

Mitä opimme?

Osapalautuksessa 1 mainitsimme, että haluaisimme tehdä oman piirikortin käyttämällä syövytystekniikkaa ja pintaliitoskomponentteja. Valitettavasti projektin edetessä ilmenneet ongelmat toteutuksen kanssa veivät paljon aikaa, emmekä siksi ehtineet tehdä omaa piirikorttia. Mainitsimme myös, että haluaisimme oppia tekemään signaalin suodatusta käytännössä, mikä toteutui. Opimme käyttämään ali- ja ylipäästösuodatusta tehokkaasti ja saimme kattavan kuvan häiriöistä yleisesti; häiriöt ovat haasteellinen ongelma, varsinkin kun kyseessä on millivoltin luokkaa oleva signaali. Lähtötaso oli kaikilla ryhmän jäsenillä melko sama; olemme kaikki käyneet Sähköpaja-kurssin ja olemme kaikki opiskelleet sähkötekniikkaa yhtä kauan. Eniten aikaa käytimme tilattuihin komponentteihin tutustumiseen ja niiden toimintaan. Opimme käyttämään monipuolisesti erilaisia apuvälineitä: teholähteitä, signaaligeneraattoreita, yleismittareita ja oskilloskooppeja.

Saavutimme oppimistavoitteen ihmiskehon mittauksiin ja niiden erityispiirteisiin tutustumisesta. Tutustuimme työssä ali-, yli- sekä kaistanesto- ja kaistapäästösuodattimiin ja niiden merkitykseen signaalinkäsittelyssä. Opimme mitkä häiriöt ovat merkittäviä EKG-signaalia mitattaessa. Loimme työlemme Arduinolla koodin, jonka avulla saimme dataa näkyviin LCD-näytölle, eli tutustuimme myös datan käsittelyyn. Lopulliseen työhön näyttöä ei kuitenkaan ehditty sisällyttämään eikä lopullista koodia ehditty viimeistelemään eikä testaamaan käytännössä.

Pienten signaalien mukanaan tuomien mittaus- ja käsittelyongelmien selvittämiseen meni niin kauan aikaa, että emme ehtineet siirtää työtä pois leipälaudalta. Piirin ollessa suhteellisen monimutkainen, ei assistententitkaan voineet auttaa määränsä enempää ongelmanetsinnässä. Ongelmanratkomiseen kuluneen ajan takia emme myöskään päässeet rakentamaan omaa piirilevyä, kokeilemaan syövytystekniikkaa, emmekä käyttämään pintaliitoskomponentteja.

Sähköpajakurssin projektityön tekeminen oli suoraviivaisempaa, eikä ongelmia ilmennyt yhtä paljon. EKG-laitteen kasaamisessa käytimme myös enemmän aikaa oskilloskoopilla tehtäviin mittauksiin. Elektroniikkapajakurssilla teoria oli myös enemmän läsnä koko projektin ajan ja huomasimme Elektroniikka 1 ja 2 -kursseilta oppimamme teorian hyödyn elektroniikkalaitetta rakentaessa. Yhtä projektia kokeneempina kysyimme enemmän apua ongelmatilanteissa myös kurssin opettajilta, jotta projektissa pääsisi nopeammin eteenpäin.