

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL
Infotehnoloogia teaduskond

Taavi Palo 163899IALB

**SÜNKROONNE KAHE KANALIGA
ELEKTRILISE BIOIMPEDANTSI
MÕÕTESÜSTEEM PULSILAINE
TUVASTAMISEKS RADIAALARTERILT**

Bakalaureusetöö

Juhendaja: Andrei Krivošei
PhD

Tallinn 2019

Autorideklaratsioon

Kinnitan, et olen koostanud antud lõputöö iseseisvalt ning seda ei ole kellegi teise poolt varem kaitsmisele esitatud. Kõik töö koostamisel kasutatud teiste autorite tööd, olulised seisukohad, kirjandusallikatest ja mujalt pärinevad andmed on töös viidatud.

Autor: Taavi Palo

21.05.2019

Annotatsioon

Arteriaalse pulsilaine leviaja ja -kiiruse mõõtmine pakub alternatiivset võimalust vererõhu väärtuste hindamiseks. Bioimpedantsil baseeruvad meetodid võimaldavad koostata selle tarbeks kompaktsed seadmeid ning vääriavad edasiarendamist. Meetodite uurimine ja täiustamine eeldab sobilike mõõteseadmete olemasolu.

Sellel otstarbel koostatud bioimpedantsi mõõtesüsteem kasutab signaalide genereerimiseks ning mõõtmiseks differentsiaalsisenditega andmehõivekaarti. Signaalitöötlus toimub digitaalselt LabVIEW keskkonnas arendatud programmis, kus impedantsi väärtused leitakse sünkroondetektori abil.

Mõõtesüsteemi tundlikkuse ja täpsuse kontrollimiseks konstrueeriti teadaolevate parameetritega testsüsteem. Mõõtmistel tegelikus füsioloogilises kontekstis sai kinnitust selle sobivus radiaalarterilt pulsilaine sünkroonseks tuvastamiseks.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 28 leheküljel, 7 peatükki, 18 joonist, 1 tabelit.

Abstract

Synchronous Two-Channel Electrical Bioimpedance Measurement System for Detecting Pulse Wave from Radial Artery

Measuring pulse transit time and pulse wave velocity offers an alternative way to estimate arterial blood pressure. Estimating the variations in bioimpedance caused by pulse waves is a promising method as it allows to create relatively small devices that take unnoticeable measurements. One of the prerequisites for developing and improving such methods is the availability of suitable measurement devices in lab environments.

Measurement system proposed in this thesis bases on a data acquisition device with four differential voltage input and two output for signal generation. Transition from voltage to current is achieved by using a known size resistor in series with the bioimpedance and acquiring the voltage drop caused by that resistor. Signal processing takes place in software that has been developed specifically for that purpose using LabView system-design platform.

An electrical model of bioimpedance has been used to verify the feasibility of the developed system. Furthermore, the system has shown relatively good results in bilateral acquirement of the pulse waveform from radial arteries.

The thesis is in Estonian and contains 28 pages of text, 7 chapters, 18 figures, 1 table.

Lühendite ja mõistete sõnastik

<i>DAQ</i>	<i>Data acquisition</i> , andmehõive
<i>ECW</i>	<i>Extra cellular water</i> , rakuväline vedelik
<i>EKG</i>	Elektrokardiograafia
<i>ICW</i>	<i>Intra cellular water</i> , rakusisene vedelik
<i>MF-BIA</i>	<i>Multi-frequency bioimpedance analysis</i> , mitmesageduslik bioimpedantsi analüüs
<i>PTT</i>	<i>Pulse transit time</i> , pulsilaine leviaeg
<i>PWV</i>	<i>Pulse wave velocity</i> , pulsilaine kiirus
<i>SF-BIA</i>	<i>Single frequency bioimpedance analysis</i> , ühesageduslik bioimpedantsi analüüs
<i>USB</i>	<i>Universal serial bus</i> , universaalne järjestiksiin

Sisukord

1	Sissejuhatus.....	9
1.1	Töö eesmärgid.....	10
2	Bioimpedantsi ja pulsilaine füüsilised mudelid.....	11
2.1	Bioimpedants.....	11
2.2	Pulsilaine leviaeg ja selle seos vererõhuga.....	13
2.3	Pulsilaine efekt bioimpedantsile.....	14
3	Bioimpedantsi mõõtmise printsiibid.....	17
3.1	Elektroodid.....	17
3.2	Ergutussignaali parameetrid.....	18
3.3	Sünkroonne demoduleerimine.....	18
4	Kahe kanaliga mõõtesüsteem.....	21
4.1	DAQ-kaart.....	22
4.2	Impedantsi mõõteskeemi ühendusliides.....	23
4.3	Tarkvara.....	24
4.3.1	Kasutajaliides.....	24
4.3.2	Tarkvaraline signaalitöötlus.....	25
5	Mõõtmised ja süsteemi töö kontrollimine.....	29
5.1	Tehislike mõõteobjektide kirjeldus.....	29
5.2	Testmõõtmised takistitel ja bioimpedantsi mudelil.....	30
5.3	Pulsilaine tuvastamine bioimpedantsi mõõtmise alusel.....	32
6	Arutelu ja järeldused.....	34
7	Kokkuvõte.....	36
	Kasutatud kirjandus.....	37
	Lisa 1 – Biomimpedantsi mudeli elektriskeem.....	39
	Lisa 2 – Bioimpedantsi mudeli teostus makettplaadil.....	40
	Lisa 3 – Bioimpedantsi mudeli ühendamine mõõtesüsteemiga.....	41
	Lisa 4 – Aktiivelektroodide ühendamiseks koostatud liides.....	42
	Lisa 5 – Programmi plokk skeemid.....	43

Jooniste loetelu

Joonis 1: Inimkeha bioimpedantsi lihtsustatud mudel (Cole'i mudel).....	12
Joonis 2: Bioimpedantsi komponentide sõltuvus sagedusest.....	13
Joonis 3: Bipolaarne (A) ja tetrapolaarne (B) elektroodide konfiguratsioon.....	18
Joonis 4: Impedantsi mõõtesüsteemi lihtsustatud üldskeem.....	21
Joonis 5: Foto mõõtesüsteemist.....	22
Joonis 6: Foto elektroodide ühendusliidesest.....	23
Joonis 7: Impedantsi mõõtesüsteemi ühendamise skeem.....	24
Joonis 8: Mõõtesüsteemi tarkvara kasutajaliidese juhtpaneel ja üks graafikutest.....	25
Joonis 9: Plokkskeem – DAQ-kaardi seadistamine.....	26
Joonis 10: Plokkskeem – Hilberti teisendus ning impedantsi arvutamine.....	26
Joonis 11: Plokkskeem – demoduleerimine.....	27
Joonis 12: Plokkskeem – demodulatsioonijärgne filtreerimine.....	28
Joonis 13: Plokkskeem – viivise leidmine.....	28
Joonis 14: Impedantsi mõõtmine sünkroonselt kahe kanaliga.....	31
Joonis 15: Viiviste mõõtmisseeriad.....	31
Joonis 16: Elektroodide paigutus vasaku käe radiaalarteri kohal.....	32
Joonis 17: Pulsilaine kuju ühe kanaliga mõõtmisel.....	32
Joonis 18: Pulsilainete kujud kahe kanaliga sünkroonsel mõõtmisel.....	33

Tabelite loetelu

Tabel 1: Takistuse mõõtmise tulemused.....	30
--	----

1 Sissejuhatus

Kardiovaskulaarsed haigused on tänapäeval üheks juhtivaks surma põhjuseks. Mitmete südame ja veresoonehaiguste patogeneesis on oluline roll kõrgvererõhktõvel ehk hüpertensioonil. Haiguse varajase avastamise ja ravi hindamise seisukohalt on oluline mugavate ja kättesaadavate diagnostikavahendite olemasolu.

Peamiselt kasutatavad meetodid vererõhu mõõtmiseks põhinevad veresoone kinni surumisel rõhumansetiga ning heli või ostsillatsioonide alusel verevoolu tuvastamisel. Niimoodi on küll võimalik saada piisavalt täpseid tulemusi, kuid aparatuur on mõõtetelt võrdlemisi suur ja mõõtmine inimesele ebamugav (näiteks mõõtmine une ajal). Lisaks mainitud kaudsele meetodile saab vererõhku mõõta ka otseselt arterikanüüli kaudu. Erinevalt mansett-meetodist võimaldab see vererõhku ajas pidevalt jälgida, kuid tegemist on invasiivse protseduuriga, mis vajab oskusi, häid hügieenitingimusi ning on kõrgete riskide tõttu harva õigustatud.

Alternatiivse lahendusena võiks kaaluda bioimpedantsil baseeruvaid meetodeid. Bioimpedantsi mõõtmisi erinevate füsioloogiliste näitajate (näiteks südame väljutusmaht, hingamisfunktsioon, keha kompositsioon) iseloomustamiseks on teostatud juba aastakümneid. Digitaalse signaalitötluse areng ja tehnoloogiate kättesaadavus on selle aja jooksul oluliselt paranenud ja see võimaldab teostada kompaktsed ning kaasaskantavaid diagnostikaseadmeid. Senised välja pakutud meetodid põhinevad bioimpedantsi seostel pulsilaine omadustega, mis omakorda sõltuvad vererõhust.

Enne diagnostikaseadmete projekteerimist ja tootmist oleks mõistlik uurida ja välja arendada erinevaid signaalitötluse algoritme ning parandada mõõtemetoodikat. See eeldab aga sobilike mõõtevahendite olemasolu. Paljud kommertsiaalsed bioimpedantsi mõõteseadmed on võrdlemisi kallid ja mõõtetelt suured, mis seab piirangut kättesaadavusele ning katseandmete kogumise võimalustele väljaspool laboritingimusi. Samuti ei võimalda kõik seadmed teostada kahe kanaliga sünkroonseid mõõtmisi.

1.1 Töö eesmärgid

Käesoleva töö eesmärgiks on tutvuda bioimpedantsi ja hemodünaamika vaheliste seostega ning bioimpedantsi mõõtmise alustega.

Praktilise töö osas on kavas komplekteerida andmehõive kaardil baseeruv bioimpedantsi mõõtmisüsteemi prototüüp, kus andmetötluseks rakendatakse digitaalse signaalitötluse meetodeid.

2 Bioimpedantsi ja pulsilaine füüsikalised mudelid

Erinevate loodusnähtuste uurimisel on oluline roll mudelitel. Füüsikalised ja matemaatilised mudelid aitavad anda keerukatele protsessidele lihtsamini mõistetava vormi. Modelleerimine võimaldab ennustada katsetuste tulemusi ja aparatuuri paremini projekteerida. Selle tõttu oleks asjakohane uurida lähemalt mõningaid töö teemaga enam haakuvaid mudeleid.

2.1 Bioimpedants

Impedants on keha omadus vastu seista elektrivoolule [8]. Impedants on oma loomult kompleksne suurus, mis koosneb aktiivtakistusest ja reaktiivtakistusest:

$$Z = R + jX = |Z| e^{j\varphi} \quad , \quad (1)$$

kus Z – impedants, R – aktiivtakistus, X – reaktiivtakistus.

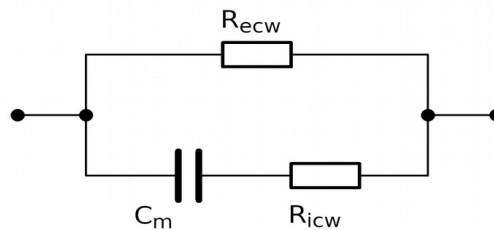
Eesliide *bio-* viitab sellele, et tegemist on bioloogilise objektiga, seega bioimpedantsi all mõeldakse bioloogilise objekti vastupanuvõimet sellesse sisestatud elektrivoolule [9]. Käesolevas töös on uurimisobjektiks inimene ja seega huvitavad meid eeskätt inimkudede elektrilised omadused.

Inimkoed koosnevad rakkudest ja rakkudevahelisest ainest. Vedelik rakkudes ja rakkude ümber on erinevate soolade ja bioloogiliste molekulide vesilahus. Siin kohal oleks oluline välja tuua, et bioloogilistes kudedes on laengukandjateks mitte elektronid, vaid vabad ioonid, seega tegemist on elektrolüütidega. Vabade ionide olemasolu bioloogilistes vedelikes tagab võrdlemisi hea elektrijuhtivuse [4].

Inimkeha aktiivtakistus on tingitud rakusiseste ja -välise elektrolüütide omadustest [12].

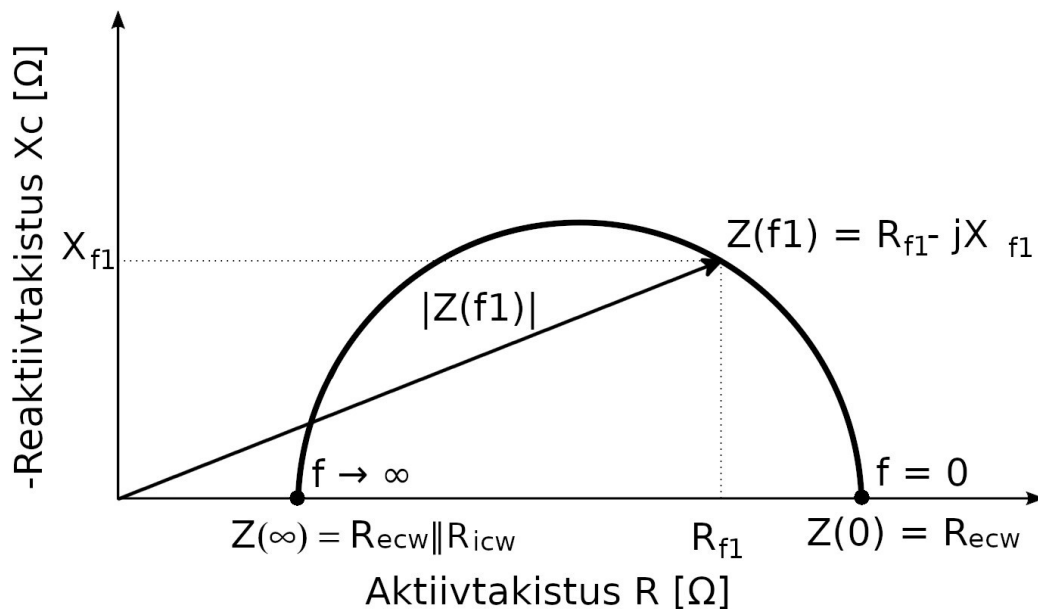
Rakusisest vedelikku eraldab rakuvälisest vedelikust rakumembraan, mis koosneb fosfolipiidsest kaksikkihist ja on väga hea elektriline isolaator. Koos moodustavad rakumembraan ja seda ümbritsev vedelik võrdlemisi suure mahtuvusega kompleksi – rakumembraani mahtuvus pindalaühiku kohta on ligikaudu 10^{-2} Fm^{-2} [4]. Inimkeha reaktiivtakistus on seega tingitud rakumembraanidest ja on oma olemuselt mahtuvustakistus [12].

Lihtsustatud bioimpedantsi elektriline mudel on kujutatud joonisel (Joonis 1). Rakuvälise vedeliku aktiivtakistus on seatud paralleelselt rakusisese vedeliku aktiivtakistusega ning rakumembraani mahtuvusega [3] [12].



Joonis 1: Inimkeha bioimpedantsi lihtsustatud mudel (Cole'i mudel)

Mudelit analüüsid näeme, et alalisvoolu korral ei läbi vool rakumembraane ja impedantsi väärtus on võrdne ekstratsellulaarse vedeliku takistusega. Väga kõrgetel sagedustel on rakumembraanidest tingitud reaktiivtakistuse osakaal väike ja võime impedantsi väärtuse lugeda võrdseks intra- ja ekstratsellulaarse vedeliku paralleeltakistusega. Ülejäänud sagedusspektri osas sõltub impedantsi absoluutväärtus nii aktiiv- kui reaktiivtakistusest. Eelneva visualiseerimiseks sobib hästi diagramm (Joonis 2), mis näitab impedantsi aktiiv- ja reaktiivkomponendi sõltuvust sagedusest [3] [12].



Joonis 2: Bioimpedantsi komponentide sõltuvus sagedusest

2.2 Pulsilaine leviaeg ja selle seos vererõhuga

Pulsilaine leviaeg (inglise k. *PTT - pulse transit time*) on aeg, mis kulub arterites pulsilaine jõudmiseks ühest punktist teise [17]. Pulsilaine levikiirus (inglise k. *PWV - pulse wave velocity*) on kiirus, millega rõhulaine levib mööda arteri seina [7]. Pulsilaine leviaeg ja levikiirus on omavahel pöördvõrdelises seoses:

$$PWV = \frac{\Delta x}{PTT} \quad , \quad (2)$$

kus Δx – pulsilaine poolt läbitud teepikkus.

Käesoleva töö raames pakub huvi PTT sõltuvus arteriaalsest vererõhust. Vererõhu tõusu korral muutuvad arterite seinad jäigemaks, mis toob endaga kaasa PTT lühenemise. Vererõhu languse korral on efekt vastupidine - arterite seinad muutuvad elastsemaks ja PTT pikeneb. [17]

Moens-Kortewegi võrrandi alusel sõltub pulsilaine levikiirus arteri seinte elastsusest ja paksusest, veresoone läbimõõdust ning vere tihedusest:

$$PWV = \sqrt{\frac{E_{inc} \cdot h}{2 r \rho}} , \quad (3)$$

kus E_{inc} – inkrementaalne Young'i moodul, h – arteri seina paksus, r – arteri raadius, ρ – vere tihedus.

Sellest võib järeldada, et pulsiline levikiirust ja -aega mõjutavad mitmed patoloogilised seisundid. Näiteks ateroskleroosi korral toimub arterite seinte lubjastumine, millega kaasneb märgatav elastsuse vähenemine. Samuti sõltub pulsiline leviaeg inimese füsioloogilisest seisundist – näiteks muutuvad vananedes koed vähemelastseks või siis võib inimese toitumus mõjutada vere tihedust. See teeb absoluutsete vererõhu väärtuste tuvastamise pulsiline alusel keerulisemaks ning vajab mõõtesüsteemi individuaalset kalibreerimist [7] .

Enamlevinud meetod PTT mõõtmiseks kasutab elektrokardiograafiat südame elektrilise signaali hindamiseks ja fotoelektrilist pletüsmograafi pulsiline tuvastamiseks perifeerselt arterilt. Teiste meetodite hulgas kasutatakse ka kahest erinevast punktist saadud pletüsmogrammi, kus üks mõõtepunkt asub proksimaalsel ja teine distaalsel arteril. Mõlema eelpool nimetatud meetodi puhul on huvipakkuvaks suuruseks kahe signaali vaheline ajadiferents. [5]

Sellistel viisidel mõõdetud PTT pöördvõrdeline seos vererõhu väärtustega on saanud eksperimentaalselt kinnitust [5] [6] [17] .

2.3 Pulsiline efekt bioimpedantsile

Füsioloogiliste protsesside uurimises pakuvad sageli enam huvi bioimpedantsi muutused ajas. Bioimpedantsi signaali muutuvat osa võib vaadelda kui eraldi signaali, mis on lisandunud ajas konstantsele baasimpedantsi signaalile [9] :

$$Z(t) = Z_0 + \Delta Z(t) , \quad (4)$$

kus Z_0 – baasimpedants, ΔZ – impedantsi ajas muutuv osa.

Järgnevalt vaatleme arterit kui silindrilist objekti, millel on fikseeritud pikkus L . Baasimpedantsiks võime lugeda arterist ning ümbritsevatest kudedest tingitud impedantsi. Pulsiline levimisega arteris kaasub veresoone läbimõõdu ja vere mahu

suurenemine. Lisandunud vere mahtu vaatleme kui teist sama pikka silindrit, mis paikneb eelmisega paralleelselt. Viimane põhjustab baasimpedantsiga paralleelselt impedantsi Z_p . Kogu impedants arteris on seega baasimpedantsi ning lisanduva paralleelimpedantsiga seoses:

$$Z_0 + \Delta Z = \frac{Z_0 \cdot Z_p}{Z_0 + Z_p} \quad (5)$$

Siit saab avaldada Z_p järgmiselt:

$$(Z_0 + \Delta Z) \cdot Z_0 + (Z_0 + \Delta Z) \cdot Z_p = Z_0 \cdot Z_p \quad (6)$$

$$(Z_0 + \Delta Z) \cdot Z_0 = Z_0 \cdot Z_p - (Z_0 + \Delta Z) \cdot Z_p \quad (7)$$

$$Z_p = - \frac{(Z_0 + \Delta Z) \cdot Z_0}{\Delta Z} \quad (8)$$

Juhul, kui impedantsi muutus on võrreldes baasimpedantsiga väike, saab kasutada lähendust:

$$Z_p \approx - \frac{Z_0^2}{\Delta Z}, \text{ kui } Z_0 \gg \Delta Z \text{ . [14]} \quad (9)$$

Pulsilainest tingitud arteri ruumala muutuse ja impedantsi vahel kehtib järgmine seos:

$$\Delta V = \rho \frac{L^2}{Z_p}, \quad (10)$$

kus ΔV – arteri ruumala muutus, ρ – vere eritakistus. [14]

Asendades valemisse (10) eelpool toodud lähenduse (9) ja avaldades ΔZ saame:

$$\Delta Z \approx - \frac{\Delta V Z_0^2}{\rho L^2} \quad (11)$$

Valemist (11) on näha, et ruumala kasv põhjustab impedantsi kahanemist. Kuna pulsilainest tingitud vere mahu muutus on marginaalne, on ka impedantsi muutuvosa väga väike. Käsivarrelt mõõdetud bioimpedantsi absoluutväärtuse varieeruvus 50 kHz ergutussignaali korral võiks jääda suurusjärku kuni 100 mΩ [10] [11] .

Käesolevas peatükis välja toodud matemaatilised mudelid eeldavad, et vere eritakistus on konstantne. Tegelikuses sõltub vere takistus veel näiteks vere voolukiirusest (Sigmansi efekt) [8], mis põhjustab täiendavat mõõteviga.

3 Bioimpedantsi mõõtmise printsiibid

Bioimpedantsi mõõtmist teostatakse kaudsel meetodil. Huvipakkuvasse piirkonda sisestatakse elektrivool ja mõõdetakse kahe punkti vahelist elektrilist potentsiaali. Teades elektrivoolu tugevust, on võimalik leida kahe punkti vahelise koe impedants kasutades Ohmi seadust¹:

$$Z = \frac{U}{I} \quad . [9] \quad (12)$$

Lihtsustatult koosneb bioimpedantsi mõõtesüsteem voolugeneraatorist, elektroodidest, pinget mõõtvast seadmest ning signaalitöötluse riistvarast või tarkvarast.

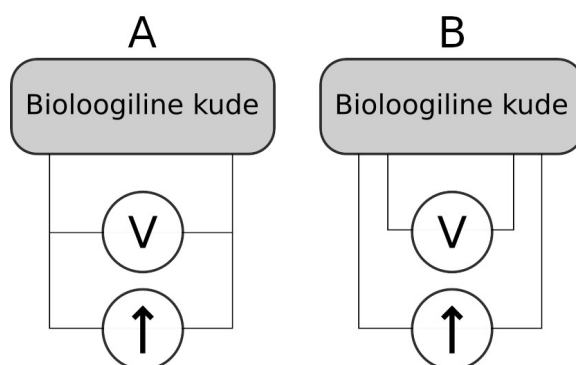
3.1 Elektroodid

Elektrivoolu sisestamiseks ning pinge mõõtmiseks kasutatakse elektroode. Kõige sagedamini leiavad kasutust klassikalised geelelektroodid, mis sisaldavad hõbedat ja hõbekloriidi. Ag/AgCl elektroodid on võrdlemisi odavad, ei ole inimorganismile mürgised ning aitavad vähendada elektroodi polarisatsioonist tingitud impedantsi [16]. Välja on töötatud ka mitmeid tekstiilelektroode, kus kanga vahele on lisatud elektrit juhtivaid kiudusid. Tekstiilelektroodid võimaldavad üsna edukalt hinnata aktiivtakistust, kuid reaktiivkomponendi hindamiseks pole need väga sobilikud [13].

Mõõtmiste teostamiseks võib kasutada kahte või nelja elektroodi. Bipolaarse elektroodide konfiguratsiooni korral (Joonis 3A) mõõdetakse pinget samade elektroodide kaudu, millega ergutussignaali vool edasi kantakse. Sel juhul põhjustab elektroodide impedants täiendava pingelangu, mis toob kaasa ebatäpsusi mõõtmistulemustes [2]. Mainitud fenomeni tõttu on eelistatum tetrapolaarne konfiguratsioon (Joonis 3B), mis võimaldab vähendada mõõtevea suurust [1].

¹ Impedantsist ning alalisvooludest rääkides tuleb silmas pidada, et valemis (12) on tegemist kompleksete suurustega

Tetrapolaarse konfiguratsiooni korral edastavad kaks välimist elektroodi ergutusvoolu ning kahe sisemise elektroodi abil teostatakse pinge mõõtmisi.



Joonis 3: Bipolaarne (A) ja tetrapolaarne (B) elektroodide konfiguratsioon

3.2 Ergutussignaali parameetrid

Ergutussignaali sagedus jääb enamasti vahemikku 10-500 kHz ja ergutusvoolu amplituud on maksimaalselt 1-2 mA [10] [11] [12]. Viimane on oluline, et inimene ei tajuks elektrivoolu ning et mõõtmised oleksid ohutud. Madalamatel sagedustel kui 5 kHz ei ole bioimpedantsi reaktiivkomponent enam väga hästi hinnatav [12].

Ergutussignaalina võib kasutada ühel kindlal sagedusel – enamasti sagedusel 50 kHz – signaali (*SF-BIA* - *single frequency bioimpedance analysis*) või ka mitut eri sagedusel signaali (*MF-BIA* - *multi-frequency bioimpedance analysis*). MF-BIA eeliseks on võimekus eristada rakusisest vedelikku rakuvälisest vedelikust. [12] [16]

3.3 Sünkroonne demoduleerimine

Bioimpedantsi mõõtmistel kasutatakse sageli sünkroondetektorit, mis võimaldab eraldi tuvastada perioodilise signaali reaali- ja imaginaarosa. Lisaks on sünkroondetektoril hea omadus müraid summutada, mistõttu sobib see hästi väga väikeste signaalide täpseks mõõtmiseks. [15]

Bioimpedantsi mõõtmistel muutub inimkoe läbimisel ergutussignaali amplituud ja faas ning signaalis tekivad moonutused. Sünkroondetektor kasutab signaali

demoduleerimiseks korrutamist referentssignaali ning seejärel keskmistamist madalpääsfiltriga. Selle tulemusel nihkub meid huvitav signaal madalale sagedusel (eesmägiks on 0 Hz) ja mittesooitud kõrgemad sagedused eemaldatakse. [1] [18]

Olgu ergutussignaali sinusoid, mille voolutugevus on amplituudiga I_0 :

$$s_e(t) = I_0 \sin(\omega t) \quad . \quad (13)$$

Mõõtmise tulemusel saame sinusoidi amplituudiga U_0 , mille faas on ergutussignaali suhtes nihkunud nurga φ võrra:

$$s_m(t) = U_0 \sin(\omega t + \varphi) \quad . \quad (14)$$

Signaalide omavahelisel korrutamisel saame järgmise signaali:

$$\begin{aligned} s_m(t) \cdot s_e(t) &= U_0 \sin(\omega t + \varphi) \cdot I_0 \sin(\omega t) = \\ &= \frac{U_0 I_0}{2} \cos(\varphi) + \frac{U_0 I_0}{2} \cos(2\omega t + \varphi) \quad . \end{aligned} \quad (15)$$

Rakendades signaalile sobivat madalpääsfiltrit saab kätte demoduleeritud signaali alaliskomponendi reaalosa:

$$\frac{U_0 I_0}{2} \cos(\varphi) \quad . \quad (16)$$

Analoogselt saab leida ka signaali imaginaarosa – selleks tuleks ergutussignaali nihutada 90 kraadi võrra ja seejärel korrutada sellega mõõdetud signaali:

$$\begin{aligned} s_m(t) \cdot s_{ec}(t) &= U_0 \sin(\omega t + \varphi) \cdot I_0 \cos(\omega t) = \\ &= \frac{U_0 I_0}{2} \sin(2\omega t + \varphi) + \frac{U_0 I_0}{2} \sin(\varphi) \end{aligned} \quad (17)$$

ja madalpääsfiltri rakendamise järgselt saame tulemuseks:

$$\frac{U_0 I_0}{2} \sin(\varphi) \quad . \quad (18)$$

Impedantsi väärtuse leiame, kui jagame nii saadud reaalosa kui ka imaginaarosa läbi ergutussignaali voolutugevuse amplituudi ruuduga ning korrutame 2-ga:

$$Z = \frac{U_0 I_0 \cos(\varphi) + j U_0 I_0 \sin(\varphi)}{I_0^2} = \frac{U_0}{I_0} (\cos(\varphi) + j \sin(\varphi)) \quad . \quad (19)$$

Soovi korral saame leida ka impedantsi absoluutväärtuse ja faasinurga väärtused:

$$|Z| = \sqrt{\operatorname{Re}^2(Z) + \operatorname{Im}^2(Z)} \quad (20)$$

ja

$$\varphi = \operatorname{atan}\left(\frac{\operatorname{Im}(Z)}{\operatorname{Re}(Z)}\right) \quad . \quad (21)$$

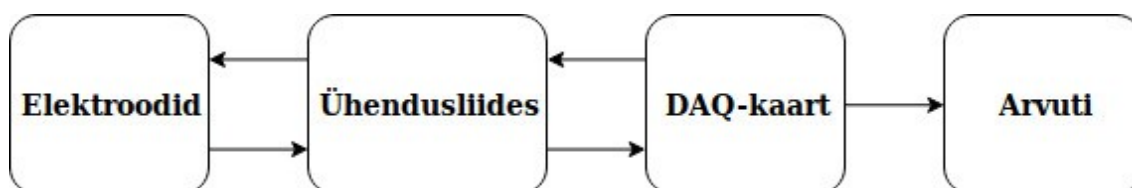
4 Kahe kanaliga mõõtesüsteem

Kahe kanaliga signaali sünkroonne mõõtmine nõuab mõõteseadmelt kahe sisendi olemasolu. Samuti on vaja kasutada kahte iseseisvat ergutussignaali. Juhul, kui kasutada ergutussignaali tekitamiseks voolugeneraatori asemel pingegeneraatorit, oleks vaja määrata kudesid läbiva voolu suurus.

Üheks võrdlemisi lihtsaks võimaluseks on kasutada bioloogilise koega jadamisi ühendatud referentstakistit, mis samal ajal piirab voolu läbi keha. Mõõtes sellele takistile jääva pingelangu, saame leida takistit läbiva voolu suuruse. Kirchhoff'i vooluseadusest lähtuvalt läbib sama suur vool ka uuritavat kudet.

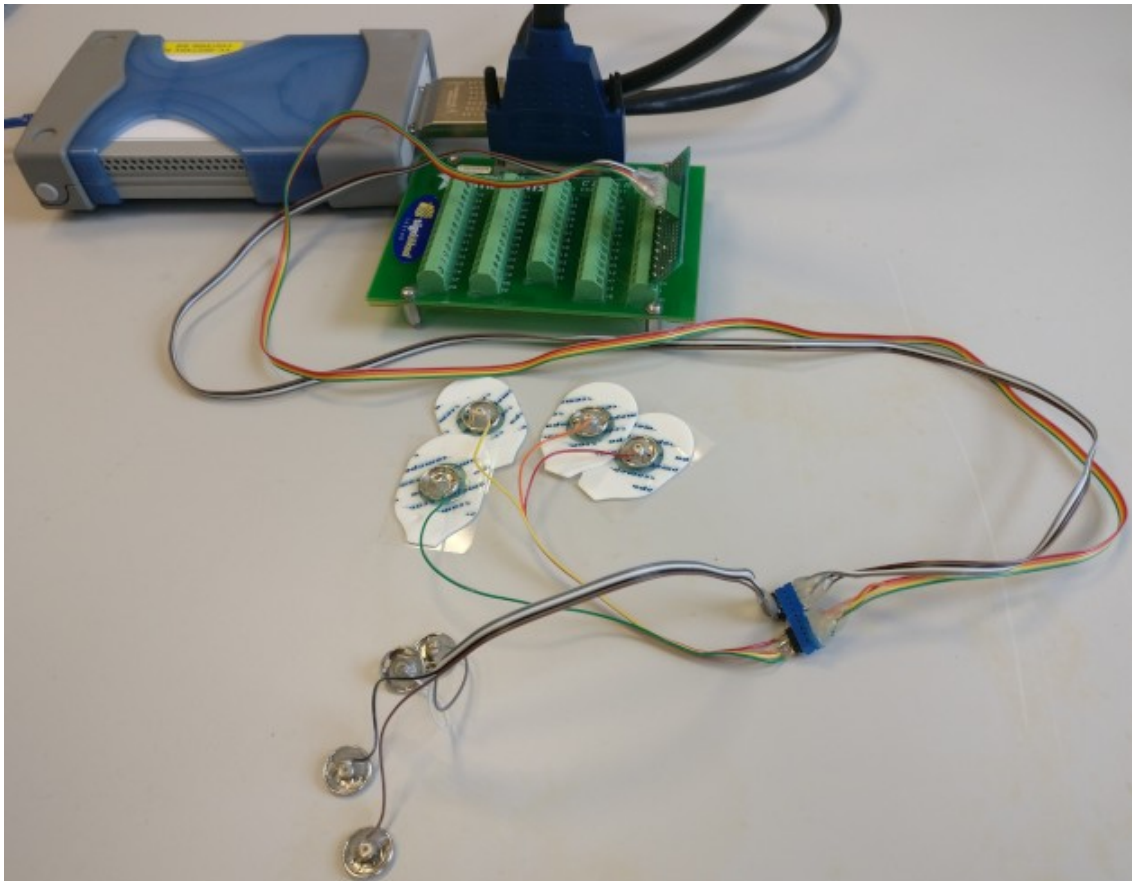
Selline lähenemine vajab mõõteseadmelt veel kahte täiendavat pingesisendit.

Töös kasutatud andmehõive (inglise k. *DAQ* - *Data Acquisition*) kaart Keysight U2531A vastab nendele tingimustele – seadmel on neli diferentsiaalset analoogsisendit ning kaks analoogväljundit.



Joonis 4: Impedantsi mõõtesüsteemi lihtsustatud üldskeem

DAQ-kaart on ühendatud arvutiga edasiseks signaalitöötamiseks (Joonis 4). Teiselt poolt on DAQ-kaardiga sidestatud elektroodid ja ühendusliidesesse paigutatud referentstakistid. Elektroodide juures kasutatakse tetrapolaarset konfiguratsiooni. Foto kokku ühendatud mõõtesüsteemist (v.a arvuti) on esitatud joonisel (Joonis 5).



Joonis 5: Foto mõõtesüsteemist

4.1 DAQ-kaart¹

DAQ-kaardi analoogväljunditele on võimalik genereerida mitmeid sisseprogrammeeritud lainekujusid - näiteks sinusoide või nelinurkseid signaale - ning lisaks ka omalt poolt koostatud suvalisi signaale. Väljundsignaali amplituud on maksimaalselt 10 V ja voolutugevus kuni 5 mA. Siinussignaali suudab U2351A genereerida sagedusega kuni 10 kHz, mis pole küll bioimpedantsi mõõtmiseks ideaalne, kuid jääb veel soovitusliku sagedusala alumisel piirile. Kasutades ise genereeritud signaali, on võimalik saavutada ka kõrgema sagedusega väljundsignaale.

Analoogsisenditelt on võimalik andmeid koguda ajas pidevalt ja üheaegselt, mis on sobilik kahest eri punktist signaali sünkroonseks mõõtmiseks. Seadme analoog-digitaalmuunduril on 14-bitine eraldusvõime ja see võimaldab signaali diskreetida sagedusega kuni 2 Ms/s. Diskreetimissagedust pole küll võimalik igale sisendkanalile

¹ Peatükis välja toodud andmed pärinevad DAQ-kaardi andmelehest

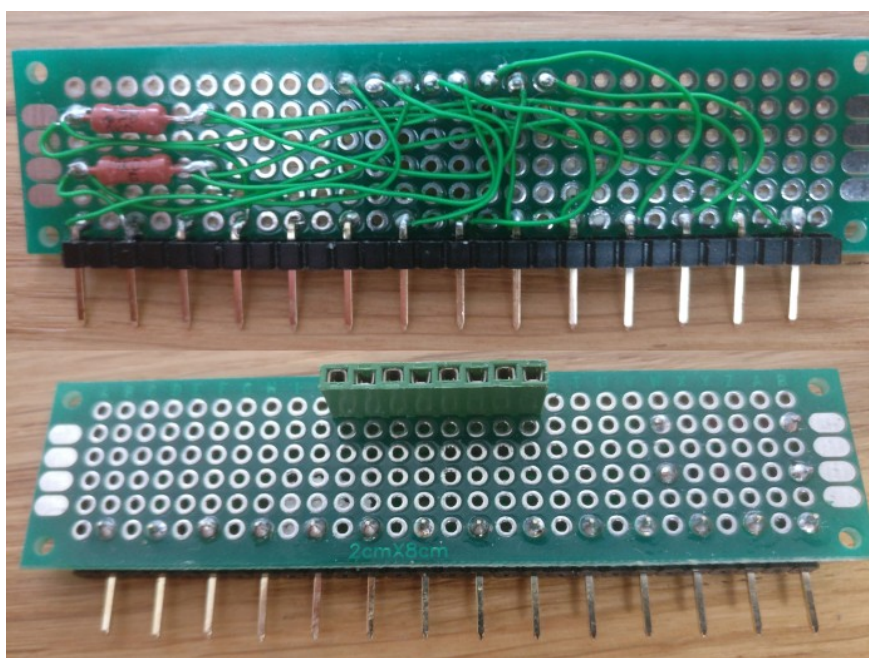
eraldi seadistada, kuid selle järele puudub ka vajadus. Seadme sisendimpedants on võrdlemisi kõrge (1 G Ω /100 pF), mis on sobilik pinge täpseks mõõtmiseks.

U2351A on varustatud USB-liidesega ja ühildub mitmete rakendustega, sealhulgas ka MATLAB[®] ning NI LabVIEW, mis teeb signaalide edasise analüüsimise ja töötlemise lihtsamaks.

Toiteks vajab U2351A 12-voldist alalispinget; seadme voolutarve on kuni 480 mA. See võimaldab lihtsa vaevaga asendada seadme toiteploki meditsiinilise toiteallikaga, et tagada ohutus katsesubjektidele.

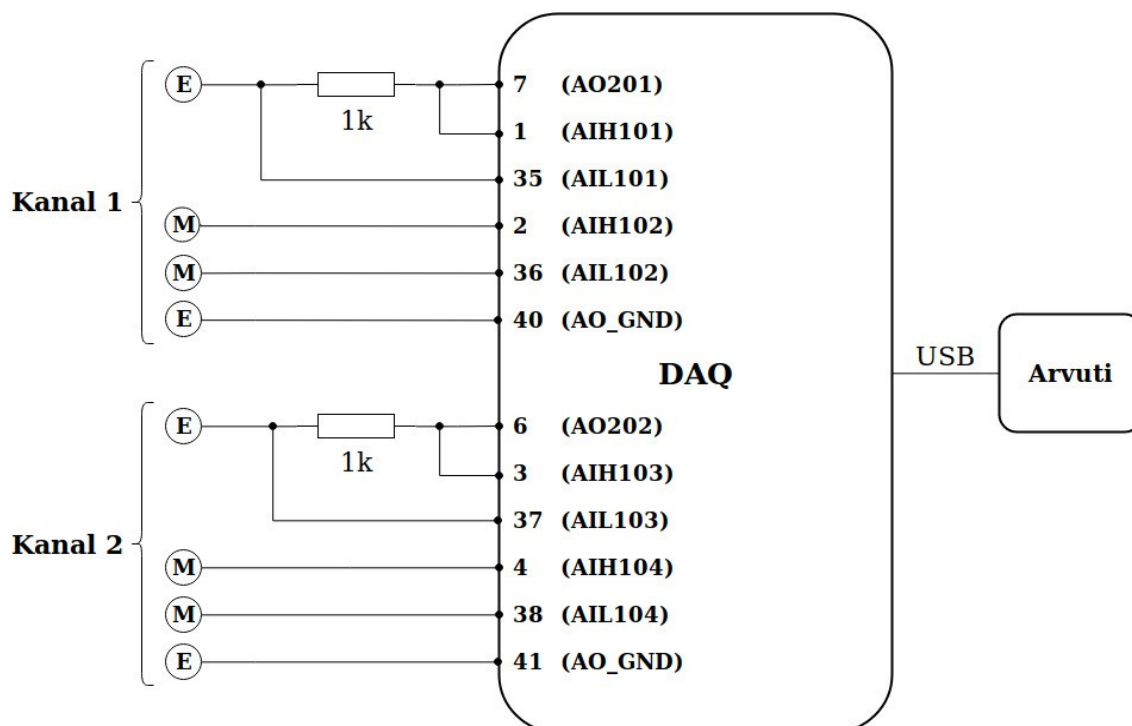
4.2 Impedantsi mõõteskeemi ühendusliides

Elektroodide mugavamaks ühendamiseks DAQ-kaardiga on töö autori poolt teostatud makettplaadil ühendusliides (Joonis 6). Ühendusliidesesse on integreeritud bioimpedantsiga jadamisi jäävad takistid, mille abil toimub voolutugevuse määramine.



Joonis 6: Foto elektroodide ühendusliidesest

Joonisel (Joonis 7) on kujutatud mõõtesüsteemi ühendusskeem, kus mõõteelektroodid on tähistatud tähega M ning ergutusvoolu edastavad elektroodid tähega E. Lisaks on märgitud DAQ-kaardi sisendite ning väljundite tähistused ning kontaktide numbrid.



Joonis 7: Impedantsi mõõtesüsteemi ühendamise skeem

4.3 Tarkvara

Tarkvara on teostatud LabVIEW arendusplatvormil. Kasutatud on DAQ-kaardi tootja poolt loodud seadmedraivereid ja teke. Impedantsi mõõtmiseks on autor arendanud kasutajaliidest (LabVIEW-s nimetatakse *front panel*) ning ka tööalgoritme (DAQ-kaardi seadistamine, kommunikatsioon kaardiga, demoduleerimine, impedantsi arvutamine ning viivise detekteerimine). Andmete korjamine DAQ-kaardist ja signaalitöötlus on tehtud paralleelsete protsessidena.

4.3.1 Kasutajaliides

Tarkvara kasutajaliides (Joonis 8) koosneb juhtpaneelist ning graafikutest.

Juhtpaneeli projekteeris töö autor selliselt, et oleks võimalik seadistada väljundsignaali amplituudi ning sagedust, sisendi diapasooni ja signaali diskreetimissagedust. Süsteemi kalibreerimise eesmärgil saab sisestada mõlema kanali jaoks eraldi referentstakisti täpsed väärtused. Arvutatud impedantsi väärtused on võimalik salvestada tekstiformaadis, mis võimaldab kogutud andmete edasist töötlust ja analüüsi välistes

rakendustes. Lisafunktsioonina saab eraldi mõlema kanali signaali tekitada kunstliku hilistumise, et testida kasutatud algoritme.

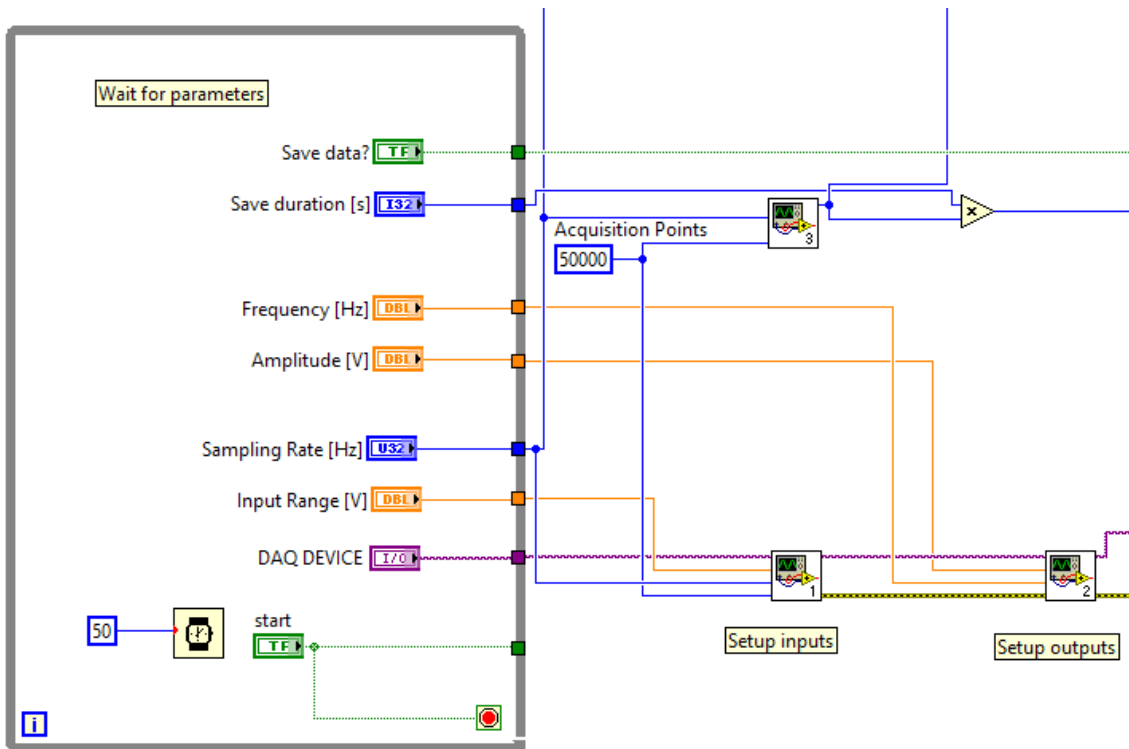
Kasutajaliideses on kaks graafikut. Esimeselt saab jälgida DAQ-kaardi kõigi nelja sisendkanali signaali amplituudi ajas. Teisele graafikule kuvatakse sisendsignaalide alusel arvutatud impedantsi absoluutväärtus ajas. Lisaks graafikutele kuvatakse numbriliselt ka kahest kanalist mõõdetud signaali vaheline ajaline viivis.



Joonis 8: Mõõtesüsteemi tarkvara kasutajaliides juhtpaneel ja üks graafikutest

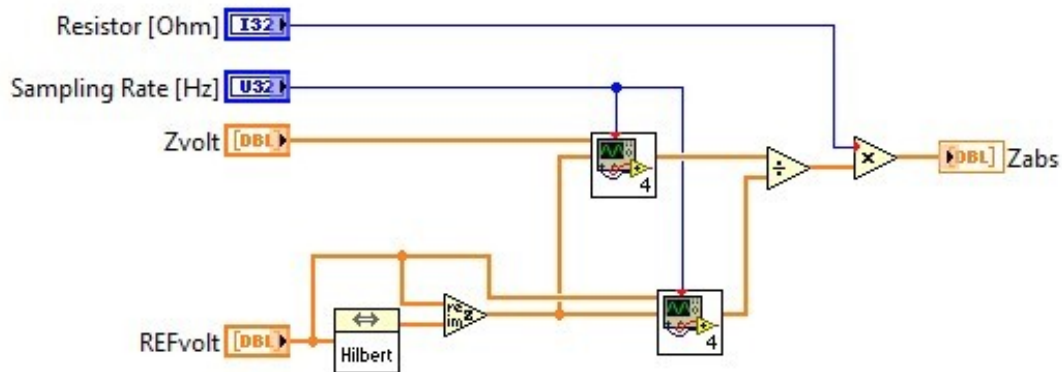
4.3.2 Tarkvaraline signaalitöötlus

Mõõtmiste käivitamisel toimub esmalt DAQ-kaardi parameetrite seadistamine ja seejärel sisendite ning väljundite sisselülitamine (Joonis 9). DAQ-kaardist loetakse andmeid paketsuurusega 50000 diskreeti ning edasine digitaalne töötlus toimub paketi kaupa. 200 kHz diskreetimissageduse korral töödeldakse seega 0,25 sekundi jagu andmeid korraga.



Joonis 9: Plokkskeem – DAQ-kaardi seadistamine

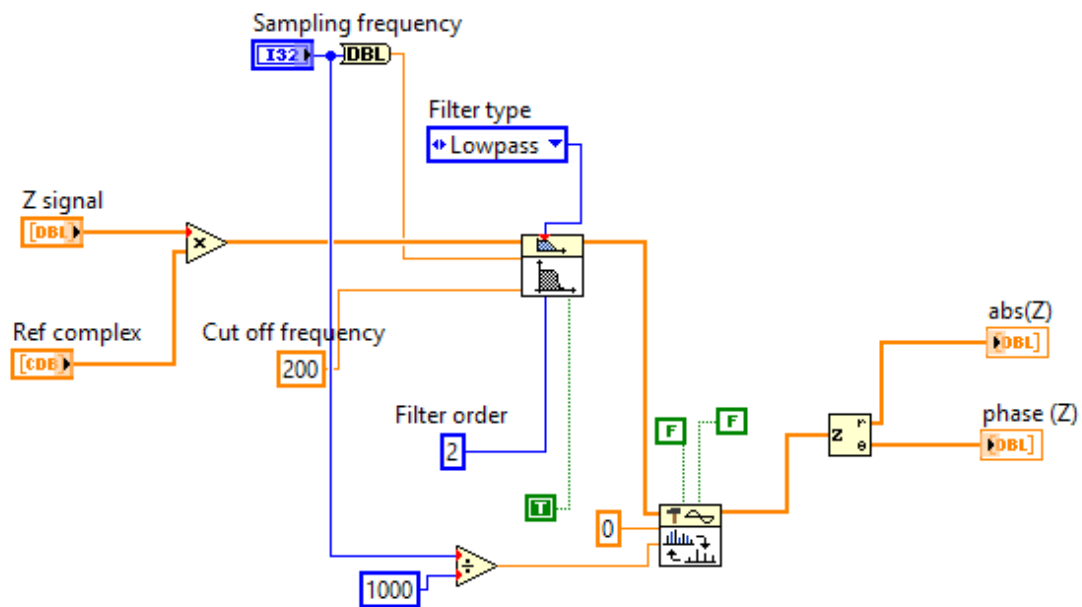
Impedantsi imaginaarkomponendi leidmiseks on tarvis referentsignaali nihutada 90 kraadi võrra. Selleks on kasutatud Hilberti teisendust ning järgneva tötluse mugavamiseks tehtud referentsignaalist ning selle ortogonaalsest paarilisest kompleksarv (Joonis 10), mille reaalsaks on referentsignaali ning imaginaarkomponendiks nihutatud referentsignaali.



Joonis 10: Plokkskeem – Hilberti teisendus ning impedantsi arvutamine

Signaalide korrutamise järgselt on rakendatud teist järku Butterworth'i madalpääsfiltrit lõikesagedusega 200 Hz (Joonis 11). Kasutatud filter on olemuselt IIR filter, mis matkib Butterworth'i analoogfiltri omadusi ja amplituud-sageduskarakteristikut. Filtri lõikesageduse valikul on oluline, et alaliskomponendi amplituud ei väheneks, vastasel juhul tekivad vead impedantsi arvutamisel.

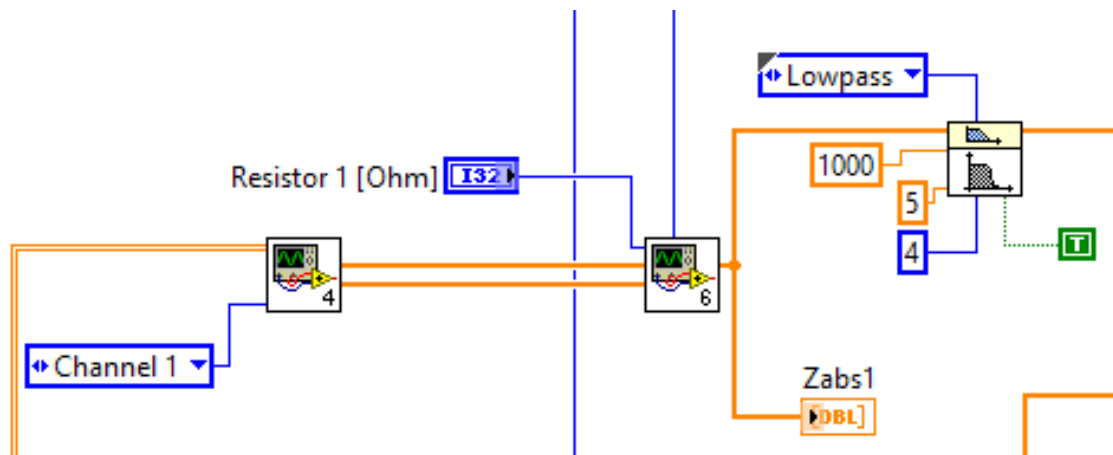
Filtreerimisele järgneb alladiskreetimine, et vähendada ressursikasutust edasisel töötlemisel. Uueks diskreetimissageduseks on valitud 1000 Hz.



Joonis 11: Plokkskeem – demoduleerimine

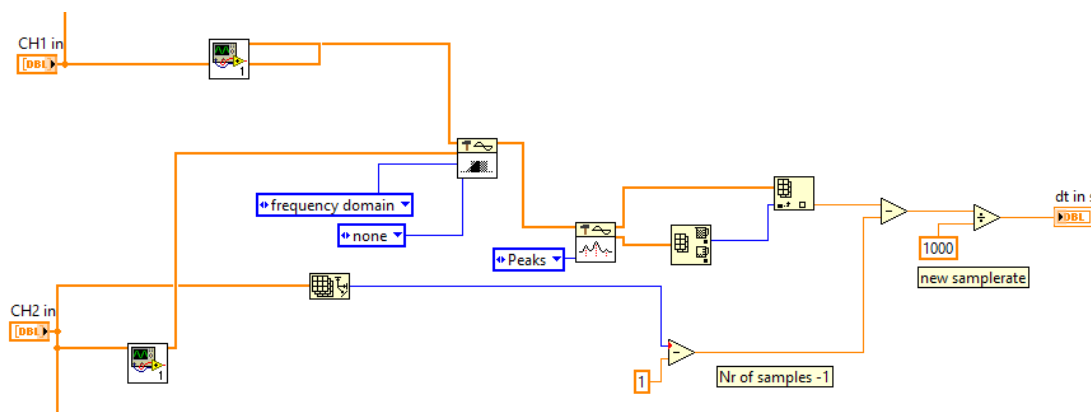
Impedantsi amplituudväärtuse leidmiseks on signaali skaleeritud referentstakisti väärtuse ning referentssignaali amplituudi ruuduga, mille järgselt läbib saadud signaal mürade alla surumiseks ja pulsilaine kuju paremaks välja toomiseks veel ühte filtrit. Filter on neljandat järku Butterworthi madalpääsfilter lõikesagedusega 5 Hz (Joonis 12). Selliste omadustega filter põhjustab küll lainefrondi tõusu vähenemist, kuid kuna filtrit rakendatakse ühtemoodi mõlemale mõõtekanalile, ei sega see pulsilaine ajalise viivise leidmist.

Filtri väljundist saadud impedantsi absoluutväärtus kuvatakse rakenduses jooksvalt graafikule, kus ordinaattelg on pulsilaine mugavamaks visualiseerimiseks invertteeritud.



Joonis 12: Plokkskeem – demodulatsioonijärgne filtreerimine

Täiendavalt leitakse kahest kanalist mõõdetud signaalide vahel ajaline viivis. Selleks normeeritakse signaalid ja leitakse viivis ristkorrelatsiooni abil (Joonis 13). Ajaline viivis arvutatakse kord kahe sekundi tagant ja selleks kasutatakse eelneva kahe sekundi jooksul kogutud andmeid.



Joonis 13: Plokkskeem – viivise leidmine

Mõned täiendavad programmi plokkskeemid on esitatud lisa 5.

5 Mõõtmised ja süsteemi töö kontrollimine

Mõõtmiste peamine eesmärk on mõõtesüsteemi toimimise valideerimine ning mõõtetulemuste alusel tehakse vaid üldisemad järeldused. Põhjalikumaid mõõtmisi ning andmete analüüsi käesoleva töö raames ei teostata.

Esimesed mõõtmised süsteemi töö kontrollimiseks on teostatud selleks otstarbeks valmistatud makettplaadi peal. Lisaks on süsteemi katsetatud ka kahe pulsilaine sünkroonseks tuvastamiseks inimese radiaalarteritelt.

Mõõtmistele eelnevalt on süsteemi kalibreerimiseks mõõdetud mõlema referentstakisti takistused multimeetriga (PeakTech 3415) ning sisestatud programmi.

Kõigi töös välja toodud mõõtmised on teostatud järgmistel tingimustel: ergutussignaali amplituud 1V ja sagedus 10 kHz, sisendi diapsoon 1,25 V ja diskreetimissagedus 200 kHz.

5.1 Tehislike mõõteobjektide kirjeldus

Mõõteobjektiks on makettplaadil teostatud skeem, mis võimaldab erineva impedantsi väärtusega komponente hõlpsasti mõõtesüsteemiga ühendada.

Plaadile on ühendatud ülejäänud skeemist sõltumatult kolm erineva nimiväärtusega takistit (270 Ω , 1000 Ω , 2200 Ω). Kahes eksemplaris on realiseeritud bioimpedantsi lihtsustatud mudel (Joonis 1), kus takistid ja kondensaatorid on valitud selliselt, et impedantsi absoluutväärtus jääks mõnekümne oomi juurde. Võttes arvutuste aluseks komponentide nimiväärtused, on 10 kHz juures mudeli impedantsi absoluutväärtuseks ligi 42 Ω .

Bioimpedantsi mudeliga paralleelselt ühendatud fototakisti ja valgusdiodi paari abil on võimalik skeemiosa impedants panna võnkuma sagedusega umbes 1 Hz. Impedantsi absoluutväärtuse võnkumine toimub mõnekümne millioomise amplituudiga.

Mõõteobjekti elektriskeem on esitatud lisas 1, foto mõõteobjektist lisas 2 ning foto ühendamisest mõõtesüsteemiga lisas 3.

5.2 Testmõõtmised takistitel ja bioimpedantsi mudelil

Mõõtesüsteemiga on mõõdetud takistite takistuse väärtust kümne sekundi vältel. Tulemuste põhjal on arvutatud aritmeetiline keskmine ning registreeritud miinimum ja maksimum. Referentsiks on mõõdetud takistite väärtused ka multimeetriga (PeakTech 3145). Takistitel teostatud mõõtetulemused on esitatud tabelis (Tabel 1).

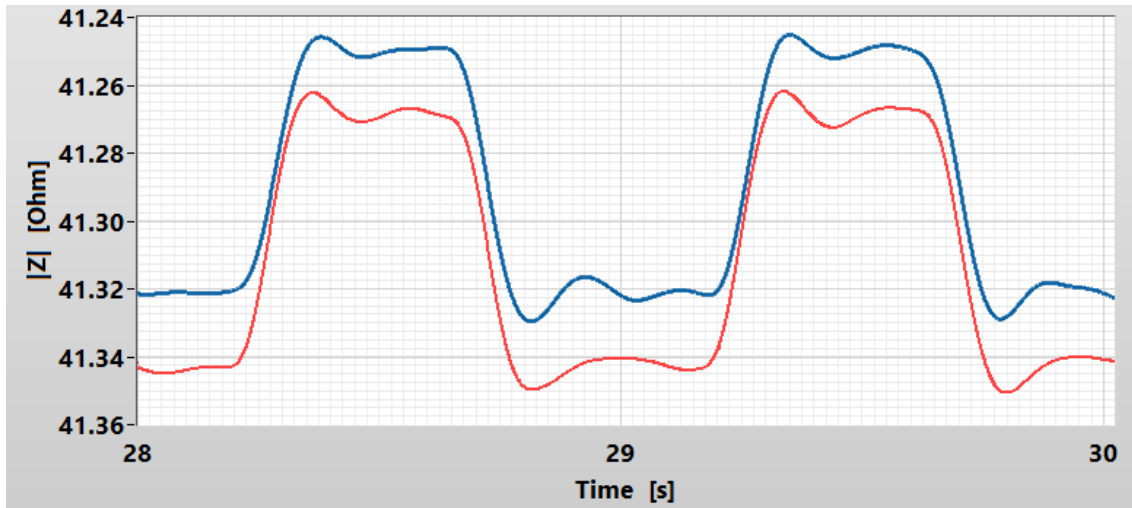
Tabel 1: Takistuse mõõtmise tulemused

Takisti nimiväärtus [Ω]	Multimeeter [Ω]	Mõõtesüsteem [Ω]		
		Miinimum	Keskmine	Maksimum
270	$269,1 \pm 1,6$	268,93	268,98	269,01
1000	996 ± 7	996,98	997,06	997,13
2200	2195 ± 13	2190,95	2191,19	2191,44

Tulemustest näeme, et mõõtesüsteem on võimeline hindama takisti takistust usaldusväärselt. Kümne sekundi jooksul ei esinenud mõõdetud suurustes olulisi kõikumisi.

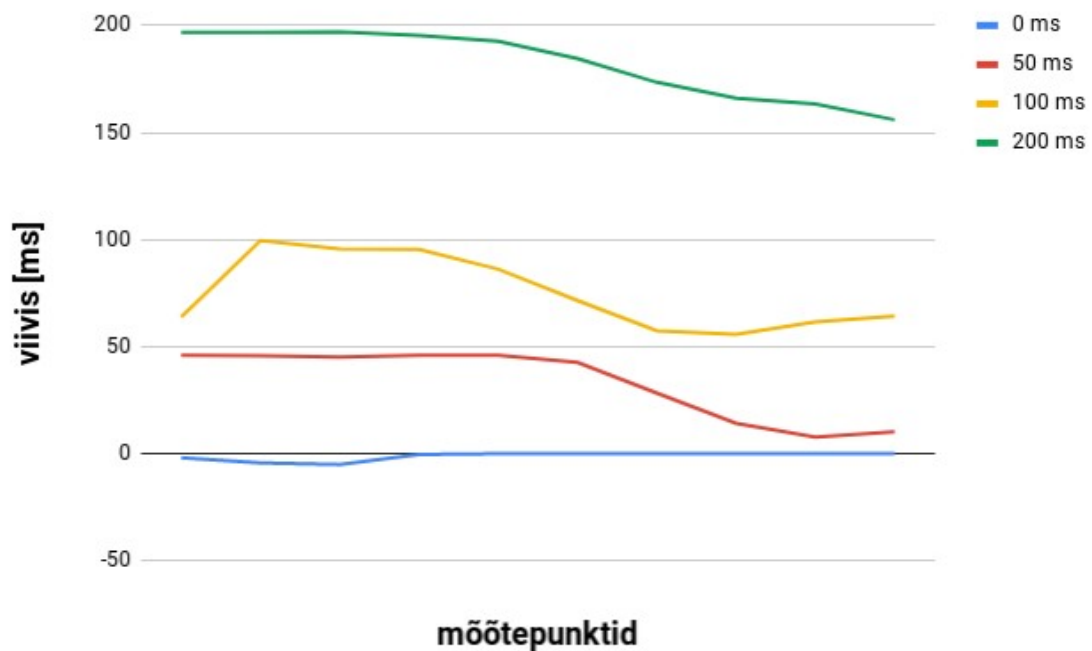
Järgnevalt on mõõdetud elektriskeemina realiseeritud bioimpedantsi mudelit. Elektriskeem on aktiveeritud olekus, mis tähendab, et impedantsi absoluutväärtus võngub sagedusel umbes 1 Hz. Eesmärk on vaadelda lainekujusid ning pulsside väljajoonistumist. Mõõtmised on teostatud sünkroonselt kahest kanalist.

Mudeli impedantsi muutus ajas on esitatud joonisel (Joonis 14).



Joonis 14: Impedantsi mõõtmine sünkroonselt kahe kanaliga

Ühele mõõdetud signaalile on tekitatud kunstlikult erineva suurusega (0, 50, 100 ja 200 ms) viivised ja seejärel 20 sekundi jooksul registreeritud tarkvara poolt arvatud viiviste väärtused. Katse tulemused on esitatud graafikul (Joonis 15).

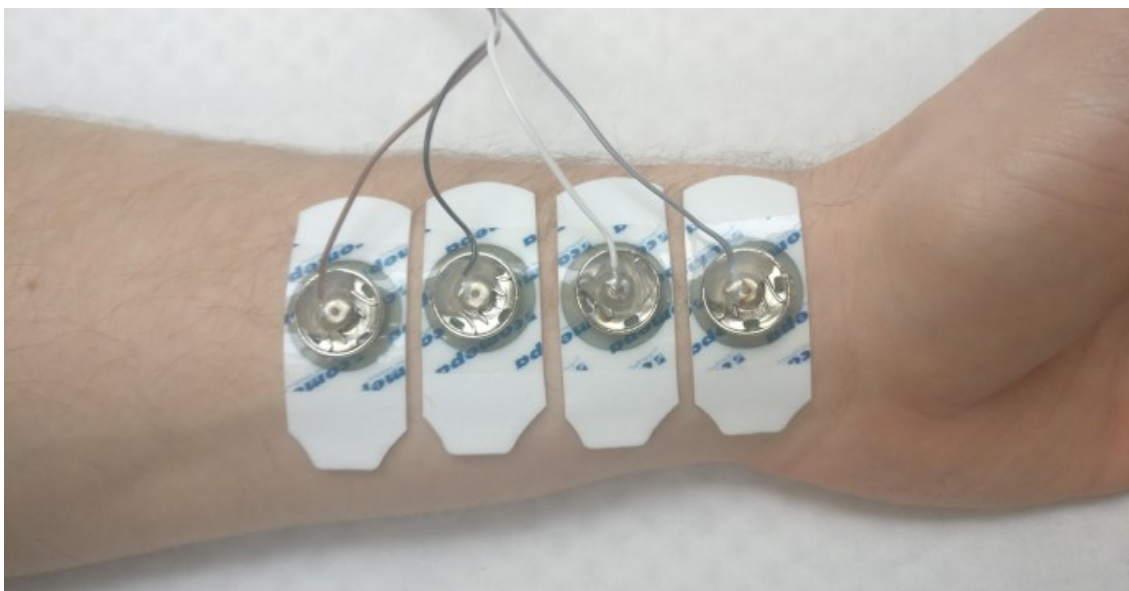


Joonis 15: Viiviste mõõtmisseeriad

Tulemustest näeme, et kasutatud algoritm ei ole võimeline määrama täpselt signaalide vahelist viivist – arvatud väärtus varieerub üsna suures ulatuses.

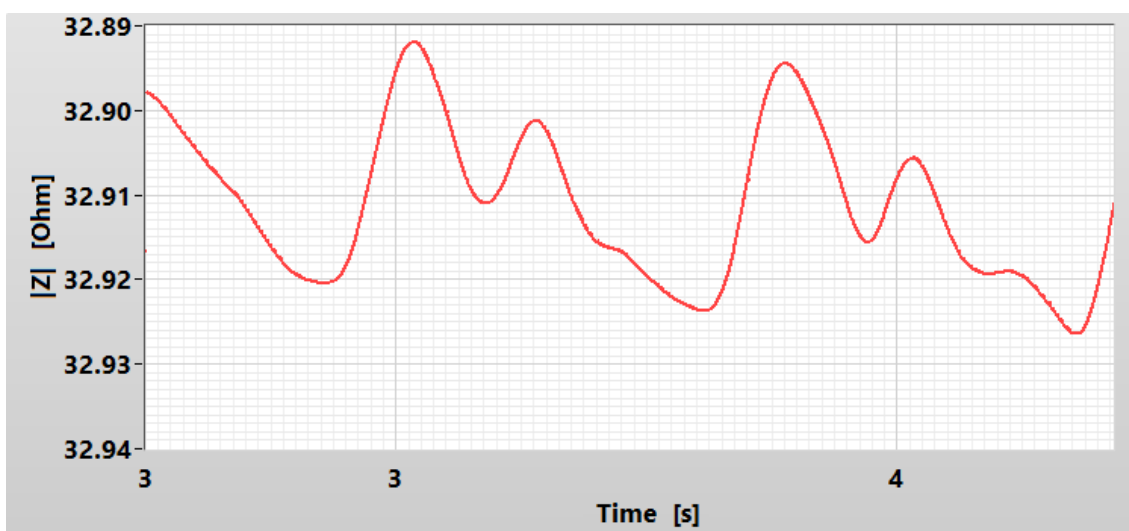
5.3 Pulsilaine tuvastamine bioimpedantsi mõõtmise alusel

Pulsilaine tuvastamise eesmärgil on teostatud impedantsi mõõtmised radiaalarteritelt. Elektroodidena on kasutatud EKG elektroode tootjalt Comepa Industries, mis on paremaks käsivarrele mahutamiseks kitsamaks lõigatud. Elektroodid on paigutatud mõne millimeetrise vahega randmepiirkonda radiaalarteri kohale (Joonis 16).

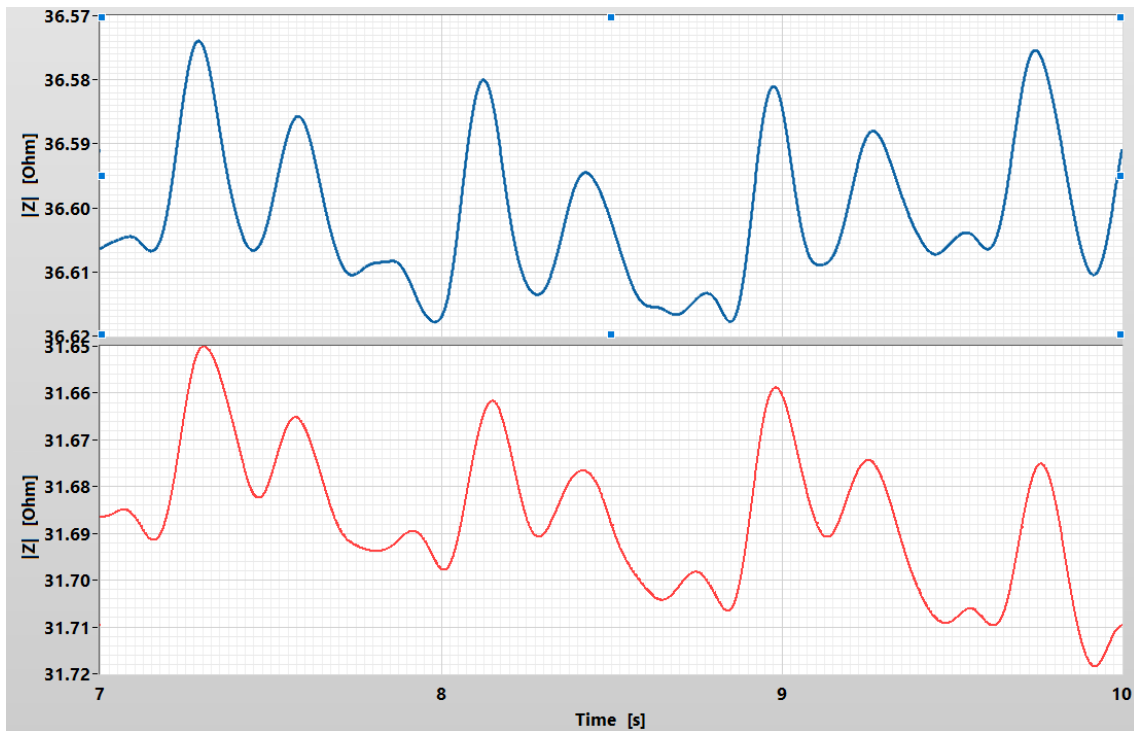


Joonis 16: Elektroodide paigutus vasaku käe radiaalarteri kohal

Pulsilaine tuvastamine on tehtud nii üht mõõtekanalit kasutades kui ka sünkroonselt mõlema käe radiaalarterilt. Saadud pulsilaine kujud on esitatud joonistel (Joonis 17) ja (Joonis 18).



Joonis 17: Pulsilaine kuju ühe kanaliga mõõtmisel



Joonis 18: Pulsilainete kujud kahe kanaliga sünkroonsel mõõtmisel

Leitud pulsilainete kujud vastavad meie teadmistele bioloogiast. Esimene pisut kõrgem maksimum vastab pulsilaine osale süstoli ajal, mille põhjustab südame kontraktsioon. Järgnev maksimum iseloomustab pulsilainet diastoli ajal ning on tingitud välja venitatud aordi kontraheerumisel tekkivast rõhulainest.

6 Arutelu ja järeldused

Mõõtesüsteemi prototüübi koostamisel ei ole antud töös rõhku pööratud elektriohutusele, mis siiski ei tähenda, et teema poleks oluline. Kõik inimesega kokku puutuvad süsteemi komponendid peavad olema elektrivõrgust eraldatud. Valminud mõõtesüsteem rikub seda nõuet kahes kohas – DAQ-kaardi toiteahelas ning USB-ühendusel arvutiga. Sobilik meetod probleemi likvideerimiseks oleks optiline lahtisidestus.

Mõõtesüsteemi edasiarendamisel võiks mõelda diferentsiaalvõimendi viimisele mõõtesubjektile lähemale. Samuti oleks hea sinna paigutada pingega tüüritav voolugeneraator. Selline lähenemine võimaldab suurendada signaal-müra suhet, parandada digitaliseerimisel saadud signaali resolutsiooni ning rakendada eelpool mainitud optilist lahtisidestust.

Esimesed sammud selle suunas on tehtud. Katsetati Thomas Johann Seebecki elektroonikainstituudis projekteeritud ning valmistatud aktiivelektroode, kus voolugeneraatori ja diferentsiaalvõimendi skeem on realiseeritud vahetult enne kehale kinnitumise punkti. Aktiivelektroodide ühendamiseks DAQ-kaardiga on töö autori poolt koostatud ühendusliides (vt lisa 4). Aktiivelektroodide kasutamine osutus esialgselt arvatust keerukamaks ning selle tõttu käesolevas töös seda suuremas mahus ei kajastata.

LabVIEW võimaldab lihtsalt rakendada sisseehitatud signaalitöötluse elemente ning ka töö käigus jooksvalt kiireid korrekture teha. Selline funktsionaalsus on hea prototüübi arendamiseks. Kui programmi struktuur ja algoritmid on juba lõplikult paigas tasuks need realiseerida mõnes madalama taseme programmeerimiskeeles – see võimaldab optimaalsemat arvutusressursside kasutamist.

Signaalitöötluse algoritmides on täiendavaid kohti, mida saaks parandada. Näiteks on pärast impedantsi absoluutväärtuse leidmist rakendatud madalpääsfiltrit, mille parameetreid tasub täiendavalt uurida. Testmõõtmistel joonistus pulsilaine kuju kenasti välja, kuid 5 Hz lõikesagedusega filter põhjustab ühtlasi laine fronti tõusu vähenemist.

Lisaks tingivad juba väiksemad liigutused mõõtmise ajal olulise signaali kvaliteedi languse. Uurimist vajaksid meetodid selliste artefaktide maha surumiseks.

Passiivkomponentidel (takistitel ning testimpedantsi skeemil) teostatud impedantsi mõõtmised andsid igati rahuldava tulemuse, kuid kahe kanali vahelise viivise arvutamise algoritm vajab vigade allika uurimist ja parandamist.

Radiaalarterilt õnnestus pulsilaine kuju kätte saada nii ühe kanaliga kui ka sünkroonselt kahe kanaliga mõõtmisel.

7 Kokkuvõte

Eesmärk oli tutvuda bioimpedantsi mõõtmiste alustega ning nende rakendamisega pulsilaine tuvastamise kontekstis. Selleks on töö autor koostanud andmehõivekaardil põhineva mõõtesüsteemi.

Mõõtesüsteem koosneb juba mainitud andmehõivekaardist ning tarkvarast, mille abil teostatakse signaalitöötlus digitaliseeritud signaalidega. Elektroodide mugavamaks ühendamiseks ning ergutussignaali voolu tuvastamiseks on realiseeritud makettplaadil ühendusliides.

Mõõtesüsteemi võime mõõta elektroonikakomponentide impedantsi ning tuvastada sünkroonselt arteriaalset pulsilainet kahe käe pealt on eksperimentaalselt kinnitatud.

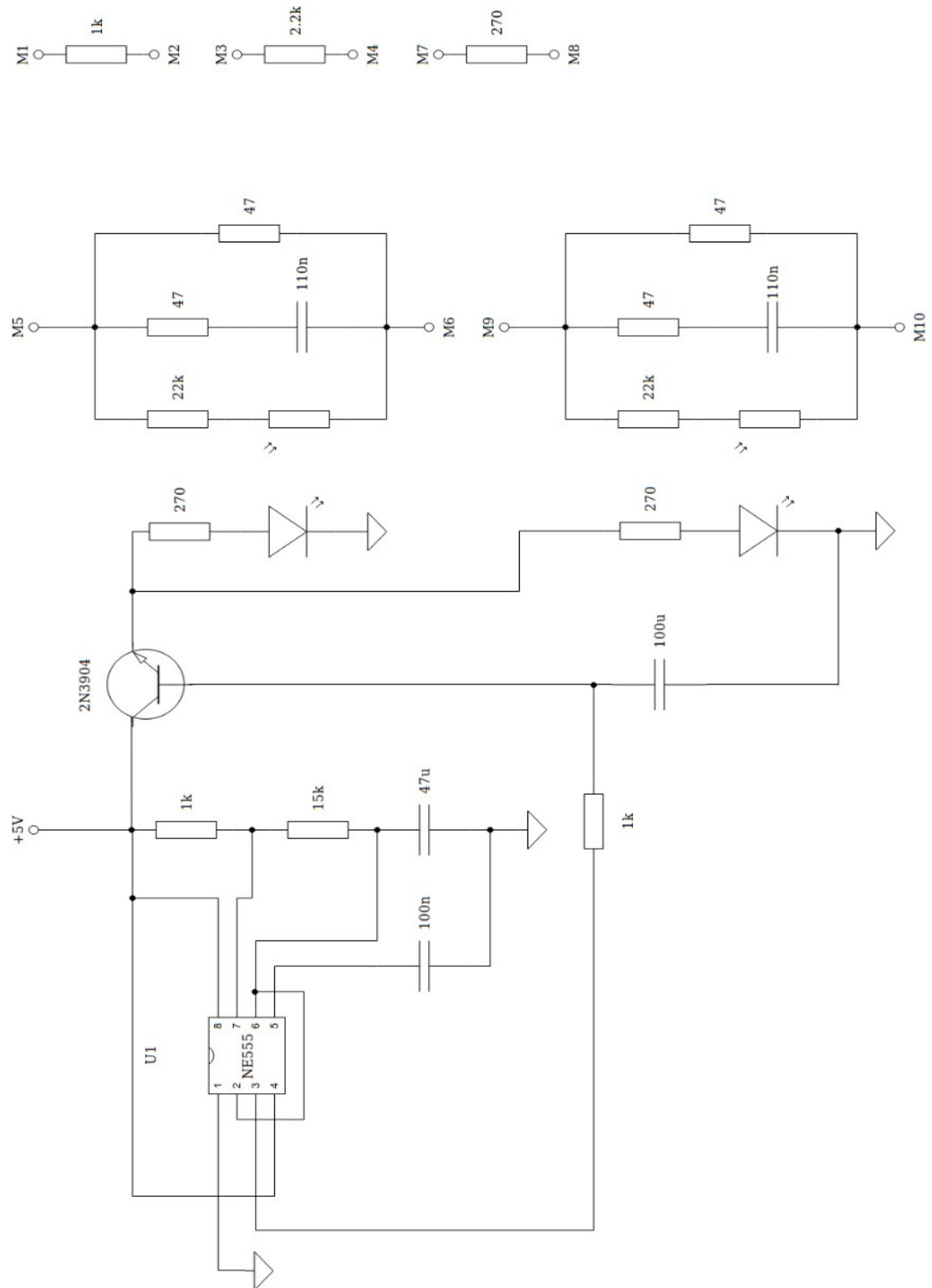
Lisaks põhieesmärgi saavutamisele annab käesolev töö palju mõtteainet tulevikuks. Mõõtesüsteemi tuleks edasi arendada nii signaalitöötuse kui ka elektroonika valdkonnas.

Kasutatud kirjandus

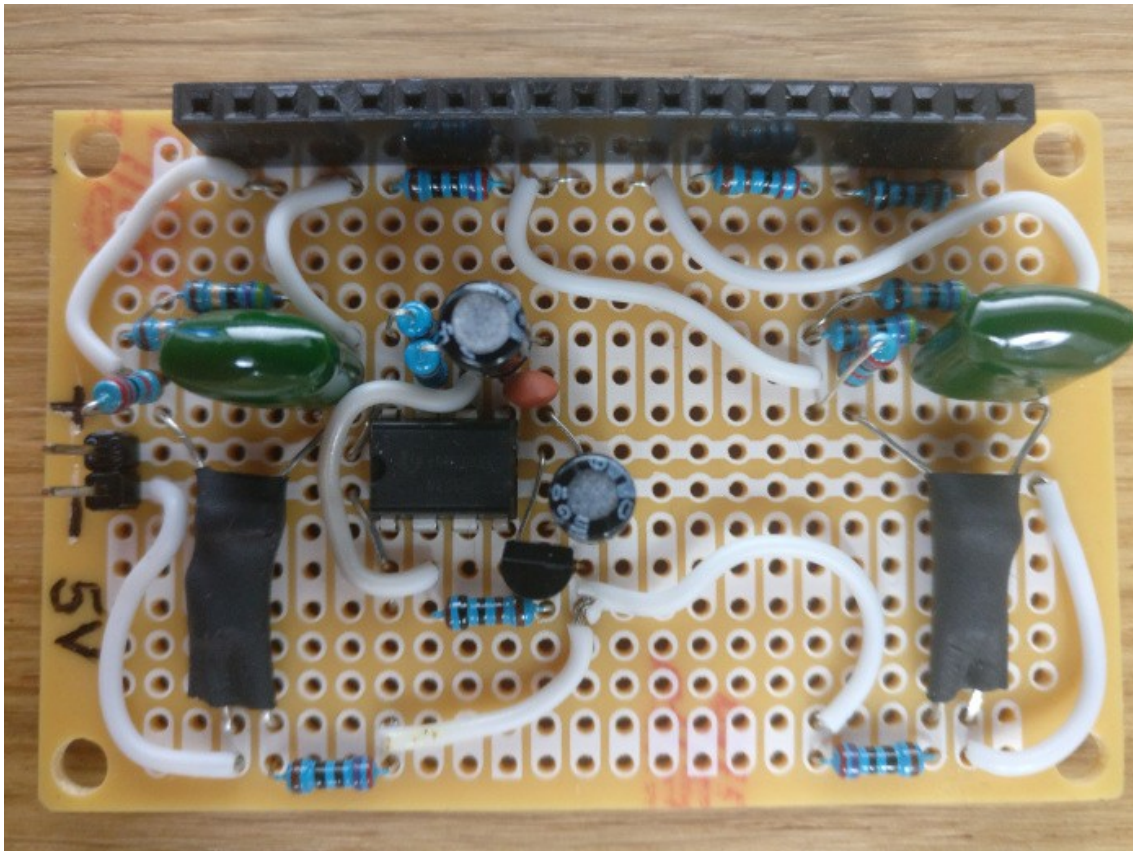
- [1] Annus P. Multichannel Bioimpedance Spectroscopy: Instrumentation Methods and Design Principles: doktoritöö. Tallinn, Tallinna Tehnikaülikool, 2009.
- [2] Bera T. K. Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review. – Journal of Medical Engineering, 2014, 381251. [Online] PMC (08.05.2019)
- [3] Dovancescu S., Saporito S., Herold I. H. F., Korsten H. H. M., Aarts R. M., Mischi M. Monitoring thoracic fluid content using bioelectrical impedance spectroscopy and Cole modeling. – Journal of Electrical Bioimpedance, 2017, 8, 107-115. [Online] <https://doi.org/10.5617/jeb.5611> (03.05.2019)
- [4] Electrical properties of cell membranes. [WWW] http://www.scholarpedia.org/article/Electrical_properties_of_cell_membranes (16.03.2019)
- [5] Gao M., Olivier N. B., Mukkamala R. Comparison of noninvasive pulse transit time estimates as markers of blood pressure using invasive pulse transit time measurements as a reference. – Physiological Reports, 2016, 4, 10, e12768. [Online] PMC (05.05.2019)
- [6] García M. T. M., Acevedo M. F. T., Guzmán M. R. Alegre de Montaner R., Fernández B. F., del Río Camacho G., González-Mangado N. Can Pulse Transit Time Be Useful for Detecting Hypertension in Patients in a Sleep Unit? – Arch Bronconeumol. 201, 50, 278–284. [Online] Elsevier (05.05.2019)
- [7] Gesche H., Grosskurth D., Küchler G., Patzak A. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. – European Journal of Applied Physiology, 2012, 112, 309-315. [Online] SpringerLink (07.05.2019)
- [8] Grimnes S., Martinsen Ø. G. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. London: Academic Press, 2008.
- [9] Krivošei, A. Model Based Method for Adaptive Decomposition of the Thoracic Bio-Impedance Variations into Cardiac and Respiratory Components. Tallinn : TTÜ kirjastus, 2009.
- [10] Kusche R., Adornetto T. D., Klimach P., Ryschka M. A Bioimpedance Measurement System for Pulse Wave Analysis. – 8th International Workshop on Impedance Spectroscopy, Chemnitz, 2015. [Online] ResearchGate (12.05.2019)
- [11] Kusche R., Klimach P., Ryschka M. A multi-channel real-time bioimpedance measurement device for pulse wave analysis. – Circuits Syst, 2019, 12, 3, 614-622. [Online] IEEE (12.05.2019)

- [12] Kyle U. G., Bosaeus I., De Lorenzo A. D., Deurenberg P., Elia M., Gomez J. M., Heitmann B. L., Kent-Smith L., Melchior J-C., Pirlich M., Scharfetter H., Schols A. M. W. J., Pichard C. Bioelectrical impedance analysis – part I: review of principles and methods. – *Clinical Nutrition*, 2004, 23, 1226-1243. [Online]. Elsevier (30.03.2019)
- [13] Marquezruiz J. C., Seoane F., Välimäki E., Lindcrantz K. Comparison of Dry-Textile Electrodes for Electrical Bioimpedance Spectroscopy Measurements. – *Journal of Physics: Conference Series*, 2010, 224, 012140. [Online] ResearchGate (12.05.2019)
- [14] Nyboer J., Kreider M. M., Hannapel L. Electrical impedance plethysmography: a physical and physiologic approach to peripheral vascular study. – *Circulation*, 1950, 2, 811-821. [Online] <https://doi.org/10.1161/01.CIR.2.6.811> (08.05.2019)
- [15] Parve T., Land R. Improvement of lock-in signal processing for applications in measurement of electrical bioimpedance. – *Proc. Estonian Acad. Sci. Eng.*, 2004, 10, 3, 185–197. [Online] <http://www.digar.ee/arhiiv/et/download/138516> (07.05.2019)
- [16] Ruiz J. C. M. On the Feasibility of Using Textile Electrodes for Electrical Bioimpedance Measurement: diplomitöö. Stockholm, Royal Institute of Technology, 2011.
- [17] Smith R. P., Argod J., Pépin J-L., Lévy P.A. Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications. – *Thorax*, 1999, 54, 452-458. [Online] NCBI (05.04.2019)
- [18] HF2 User Manual -ziControl Edition, revision 58300. Zurich Instruments AG, 2009. (07.05.2019)

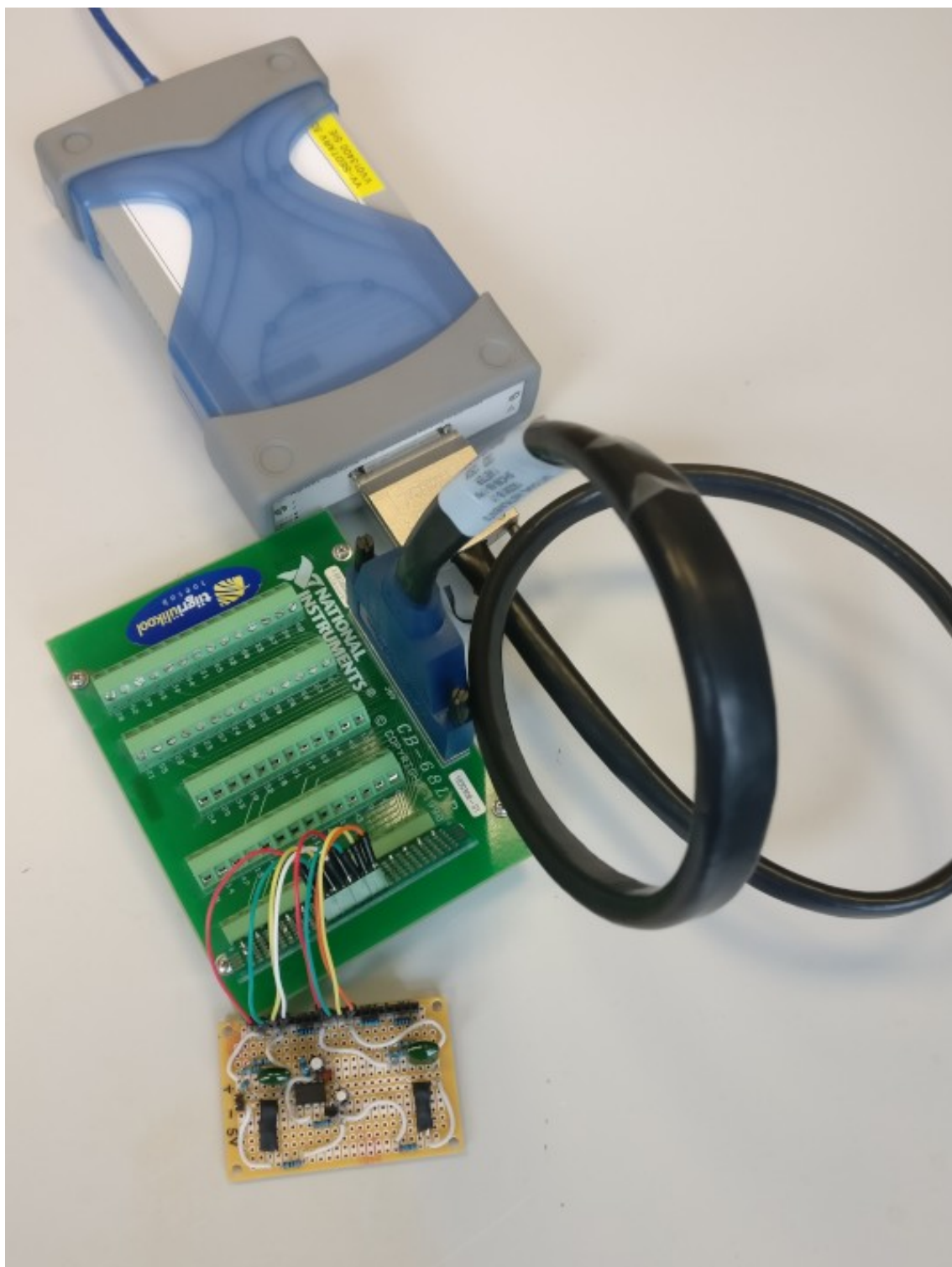
Lisa 1 – Biomimpedantsi mudeli elektriskeem



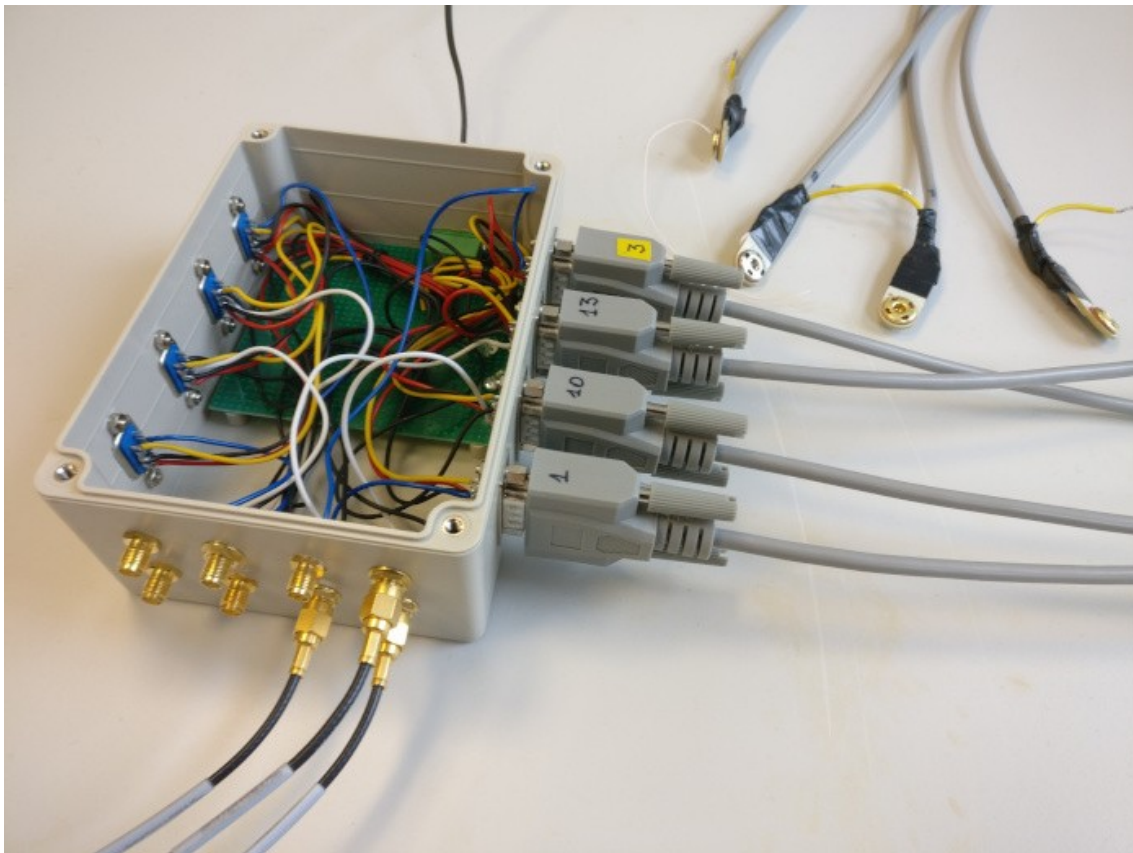
Lisa 2 – Bioimpedantsi mudeli teostus makettplaadil



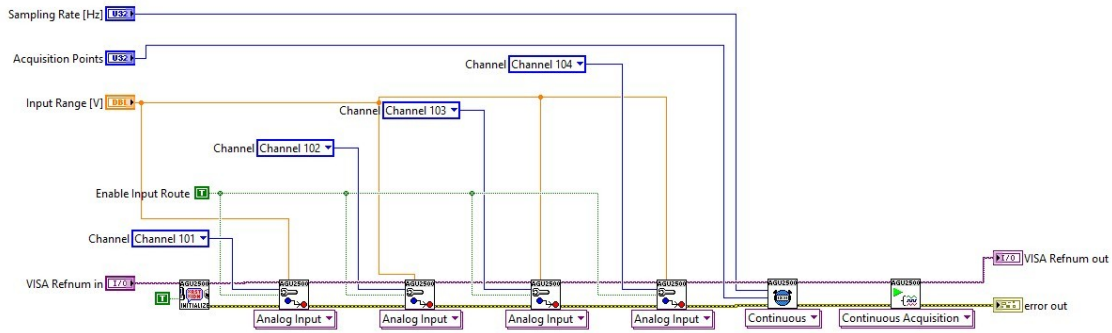
Lisa 3 – Bioimpedantsi mudeli ühendamine mõõtesüsteemiga



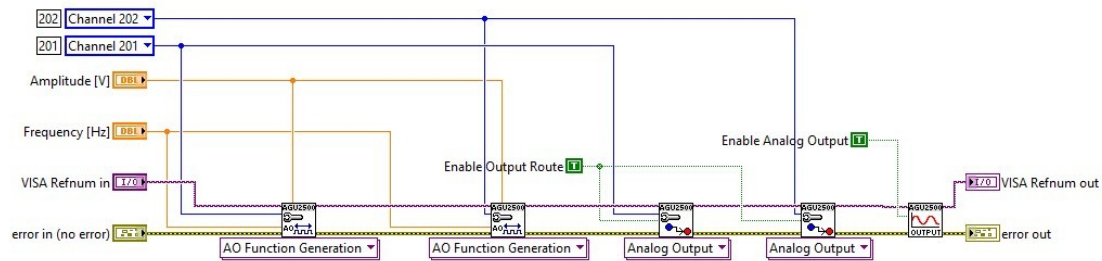
Lisa 4 – Aktiivelektroodide ühendamiseks koostatud liides



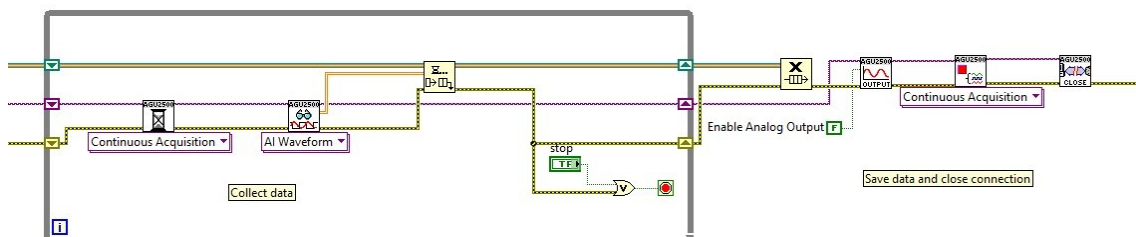
Lisa 5 – Programmi plokk skeemid



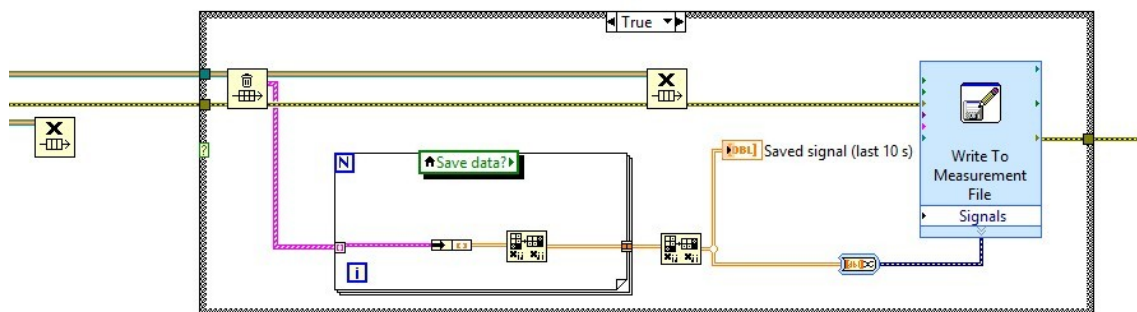
DAQ-kaardi sisendite seadistamine



DAQ-kaardi väljundite seadistamine



DAQ-kaardist andmete kogumine



Mõõtetulemuste salvestamine faili