

KLAIPĖDOS UNIVERSITETAS

Jūrų technikos fakultetas

Informatikos inžinerijos katedra

PULSINĖS BANGOS REGISTRAVIMO IŠMANIOSIOS SISTEMOS KŪRIMAS, TAIKANT VIRTUALIUS NI INSTRUMENTUS

DEVELOPMENT OF PULSE WAVE MONITORING SYSTEM, APPLYING VIRTUAL NI INSTRUMENTS

Magistro baigiamasis darbas

Autorius

TMII-11 gr. Dainius Aponkus

Vadovas

doc. dr. Albinas Stankus

Klaipėda, 2013

PADĖKA

Dėkoju Klaipėdos Universiteto Mechatronikos Mokslų Institutui, už tai kad leido atlikti praktiką instituto laboratorijoje, magistro II kurso II semestro metu.

ANOTACIJA

Dainius Aponkus. Pulsinės bangos registravimo išmaniosios sistemos kūrimas, taikant virtualius NI instrumentus. Techninių informacinių sistemų inžinerijos magistro studijų baigiamasis darbas. Darbo vadovas: doc. dr. A.Stankus; Klaipėdos Universitetas, Jūrų technikos fakultetas, Informatikos inžinerijos katedra. – Klaipėda, 2013. 73 p., paveikslų - 44, lentelių - 11.

Darbo problema. Tobulėjant elektronikai ir medicininei įrangai, atsiranda augantis paprastų ir pigių žmogaus fiziologinių rodiklių matavimo prietaisų, kurie būtų pasiekiami paprastiems asmenims savo fiziologinei būklei sekti, poreikis. Pulsinė banga yra naudingas ir informatyvus rodiklis, galinti suteikti daug informacijos apie žmogaus hemodinaminę būseną. Ji registruojama matuojant impedansą biologiniuose audiniuose. Biologinio audinio impedanso matavimas yra plačiai naudojamas metodas, kuris yra pritaikomas įvairiose biomedicinos diagnostinėse srityse, kaip kūno sudėties analizė, kūno skysčių analizė, vėžio nustatymas ir t.t. Pagrindiniai privalumai, tokie kaip maža kaina, nesudėtingas ir neinvazinis procedūros atlikimas, skatina vis platesnį šio metodo pritaikymą. Tačiau, bioimpedanso matavimo techninė aparatūra yra pakankamai sudėtinga.

Darbo tikslas. Sukurti pulsinės bangos registravimo išmaniają sistemą, kurioje būtų pritaikyti virtualių National Instruments (NI) instrumentų sprendimai. Sistema bus naudojama kaip novatoriškas būdas kraujotakos tyrimui, pasižymės virtualizuotų ir miniatiūrizuotų komponentų schemomis.

Darbo rezultatai. Šiame darbe atlikta literatūros analizė apie naudojamų kompleksinės varžos prietaisų sudedamąsias dalis ir matavimo metodus. Taip pat sukurtas žmogaus audinių elektrinio impedanso kintamosios dalies matavimo sistema, kuria buvo siekta virtualizuoti ir miniatiūrizuoti žinomus analoginius komponentus.

Raktiniai žodžiai: bioimpedansas, virtualūs instrumentai, virtualizacija, impedanso pletizmografija, bioimpedanso spektroskopija, instrumentacija, miniatiūrizacija

SUMMARY

Dainius Aponkus. Development of pulse wave monitoring system, applying virtual NI instruments. Thesis of master studies of technical information systems engineering / Tutor of study: doc. dr. A. Stankus; Klaipėda University, Faculty of Marine Engineering, Department of Informatics Engineering. – Klaipėda, 2013. 73 p., images – 44, tables - 11.

Study proposition. Nowadays, when electronics and medical instrumentation gets more increasingly important in diagnostic field of human physiological indexes measurements, there is an increasing demand of cheap and portable instruments for everyday physiological state monitoring. One of the methods that could be implemented for that task is pulse wave measurement. Pulse wave is a very useful hemodynamic indicator usually acquired through biological tissue impedance measurement. This method is useful in many other fields of biomedical diagnostics because of the advantages it provides: an easy and non-invasive procedure, low cost and etc. Major percentage of bioimpedance measuring devices is intended to be used in estimating body composition, body fluids or fat free mass – these are bioelectrical impedance analysis (BIA) and bioimpedance spectroscopy techniques. Impedance measurement can also be useful in measurement and analysis of hemodynamic parameters with so called impedance cardiography method. One disadvantage of these methods is quite complex equipment, which is used.

Study purpose. The aim was to miniaturise the known schemes of impedance measurement devices, by changing analogue equipment with virtual instrument solutions, developed by National Instruments in developing a system which could be utilised in human pulse wave measurements.

Study results. In this study literature analysis was performed to find about impedance measurement systems and their methods. This knowledge was used in development of bioelectrical impedance measurement system, applying the use of virtual instruments solutions, provided by National Instruments. The results showed that system is capable of measuring human pulse wave and should provide appropriate accuracy.

Keywords: bioimpedance, virtual instruments, virtualisation, impedance plethysmography, bioimpedance spectroscopy, instrumentation, minimisation.

LENTELIŲ SĄRAŠAS

1 lentelė. NI PXI-1042 techninės specifikacijos	40
2 lentelė. NI PXI-4461 techninės specifikacijos	41
3 lentelė. AD 823 specifikacijos, esant $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ iki 0V	43
4 lentelė. RIGOL DG1022 signalų generatoriaus techniniai duomenys	44
5 lentelė. RIGOL DS1302 osciloskopo techniniai duomenys	45
6 lentelė. Signalų įvedimo dalies LabVIEW funkcijos	54
7 lentelė. Duomenų nuskaitymo ir užduoties šalinimo LabVIEW funkcijos	55
8 lentelė. Veiksmų su duomenimis atlikimo LabVIEW funkcijos, naudotos programoje.	56
9 lentelė. Specifinės Hilberto transformacijos skaičiavimo funkcijos	59
10 lentelė. Svarbesnės interpoliacijos algoritmo naudotos LV funkcijos	60
11 lentelė. Techniniai reikalavimai būsimai matavimo sistemai	67

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

1 pav. Impedanso vektorius ir iš jo išvestos formulės	15
2 pav. Tiltelio metodas, skirtas nežinomo impedanso radimui.	17
3 pav. Rezonansinis impedanso matavimo metodas	17
4 pav. I-V metodas	18
5 pav. RF I-V metodo grandinė nežinomo impedanso radimui	18
6 pav. Tinklo analizės metodas	19
7 pav. Paprastas audinio elektrinis modelis	21
8 pav. Bipolinis ir tetrapolinis impedanso matavimo metodai [11]	22
9 pav. Cilindrinis modelis, nusakantis ryšį tarp impedanso ir geometrijos.	24
10 pav. Grafinio fazės kampo išvedimo diagrama; kampo ryšys su varža (R), reaktyviaja varža X_c , impedansu Z ir taikomos srovės dažniu.	25
11 pav. Uchiyama ir kt. [72] kurtos bioimpedanso sistemos scheminė diagrama.	26
12 pav. Liu ir kolegų [40] patobulinta BIA registravimo sistema ir pritaikyto neuroninio tinklo architektūra	28
13 pav. Standartinis elektrodų dėjimas ant rankos ir riešo, pėdos ir čiuornos tetrapolinio vieno dažnio ir daugiadažnės BIA metodo atvejais	29
14 pav. Bioimpedanso spektroskopijos prietaisai. A. ImpediMed SFB7 (Brisbane, Australija), B. Hydra 4200, Xitron Technologies (San Diego, CA).	30
15 pav. EKG ir IKG generuojamų signalų palyginimas ir impedanso kardiografijos elektrodų dėjimo principas	32
16 pav. <i>Cheetah Reliant</i> bioreaktyvumo matavimo prietaisas	33
17 pav. NICOM Sistema ir jos jungimas prie žmogaus.	33
18 pav. Batra ir kitų [5] matavimo grandinės blokinė diagrama	34
19 pav. Cho ir kt. [10] bioimpedanso matavimo sistemos blokinė diagrama	34
20 pav. Cho ir kt. [10] kurtos sistemos bandomojo eksperimento vaizdas	35
21 pav. Modifikuoto Howland įtampos valdomo srovės šaltinio schema, susidedanti iš instrumentinio stiprintuvo ir Howland tiltelio, naudota Aroom ir kt [3] aprašytoje sistemoje.	35
22 pav. Vuorela ir kitų [74] sistemos blokinė diagrama	36
23 pav. Hui ir kt. [28] kuriamos sistemos schema	36
24 pav. Hui ir kt. [28] kuriamos sistemos testuojamoji grandinės diagrama	37
25 pav. pulsinės bangos forma ir jos svarbesni taškai. A – pagrindinė banga, B – atslūgstanti banga, C – dikrotinė bangos viršūnė [67]	38
26 pav. Pulsinės bangos sklidimo laiko/greičio vienas skaičiavimo būdų [37]	39
27 pav. NI PXI 1042 šasi ir NI PXI 4462 plokštė	40
28 pav. NI 4461 blokinė diagrama	41
29 pav. NI ELVIS	43
30 pav. AD823 stiprintuvo diagrama	43

31 pav. RIGOL DG1022 signalų generatorius [15]	45
32 pav. RIGOL DS1302CA osciloskopas [16]	46
33 pav. Darbo blokinė matavimo schema	48
34 pav. Modifikuota Howland grandinė	52
35 pav. Signalų įvedimo dalis LabVIEW programoje	54
36 pav. varžų skaičiavimo dalis programoje, kartu su <i>Read</i> ir <i>Clear</i> funkcijomis	56
37 pav. Hilberto transformacijos atlikimas	59
38 pav. Interpoliacijos algoritmas	60
39 pav. Bendra demoduliacijos algoritmo schema LabVIEW amplitudinės demoduliacijos instrumentui.	62
40 pav. Bandyamas su kalibraciniu signalu po Hilberto Transformacijos	64
41 pav. Bandymuose naudotas kalibracinis 0,1% tikslumo prietaisas	64
42 pav. Kalibracinis signalas po Hilberto transformacijos su kitokiu diskretizavimo dažniu	65
43 pav. Registruojamos sinusoidės ir varžų skaičiavimai ($f=20\text{kHz}$)	65
44 pav. Registruojamos sinusoidės ir varžų skaičiavimai kai $f=10\text{kHz}$ ir kai $f=20\text{kHz}$	66

SUTRUMPINIMAI

VI – virtualus instrumentas

BIA - bioimpedanso analizė

BIS - bioimpedanso spektroskopija

BIVA - bioimpedanso vektoriaus analizė

PB - pulsinė banga

HT - Hilberto transformacija

HHT – Hilberto-Huango transformacija

EMD – empirinė modų dekompozicija

PB – pulsinė banga;

EKG – elektrokardiograma;

ASK – analogo-skaitmeninis keitiklis,

TURINYS

ĮVADAS.....	10
I. TEORINĖ DALIS.....	12
1. Nešiojamos išmaniosios biomedicininės elektroninės sistemos.....	12
2. Impedanso matavimo teorinis pagrindas.....	14
2.1. Impedansas ir Omo dėsnis.....	14
2.1.1. Impedanso vektorius	14
2.1.2. Matavimo metodai.....	16
2.1.2.1. Tiltelio metodas.....	16
2.1.2.2. Rezonansinis metodas	17
2.1.2.3. I-V metodas	17
2.1.2.4. RF I-V metodas	18
2.1.2.5. Tinklo analizės metodas	18
3. Bioimpedansas	20
3.1. Bioimpedansas ir bioelektra	20
3.2. Audinių modeliai.....	20
3.3. Bioimpedanso matavimas	21
4. Bioimpedanso registravimo pritaikymo būdai	23
4.1. Bioelektrinio impedanso analizė (BIA).....	24
4.1.1. BIA metodai	25
4.2. Bioelektrinio impedanso spektroskopija	29
4.3. Elektrinio impedanso tomografija.....	30
4.4. Impedanso matavimai širdies ir kraujotakos bei kitų parametrų nustatymui	31
4.4.1. Impedanso kardiografija.....	31
4.5. Kiti impedanso matavimų pritaikymo būdai	32
4.5.1. Bioreaktyvumo matavimas.....	32
4.6. Kiti praktiniai matavimo sistemų pavyzdžiai	33
6. Pulsinė banga, jos tyrimo svarba biomedicinoje	38
II. METODINĖ DALIS.....	40
1. Naudojama aparatūra.....	40

1.1. PXI-1042 šasi ir NI PXI-4462 duomenų surinkimo plokštė	40
1.2. NI ELVIS	42
1.3. Operacinis stiprintuvas AD823	43
1.4. Signalų generatorius RIGOL DG1022	44
1.5. Kiti komponentai.....	45
1.5.1. Osciloskopas RIGOL DS1302CA.....	45
2. Naudojama programinė įranga	47
2.1. LabVIEW grafinė programavimo aplinka.....	47
3. Sistemos principinė, metodinė dalis.....	48
4. Signalų apdorojimo algoritmai.....	49
4.1. Hilberto transformacija	49
4.2. Huango-Hilberto Transformacija	49
III. PRAKTINĖ DALIS	52
1. Struktūrinė dalis	52
1.1. Sistemos struktūra	52
1.1.1. Sinusoidės generavimas	52
1.1.2. Matavimo grandinė ir stiprinimas	53
1.1.3. Signalų įvedimas	53
1.1.4. Impedanso skaičiavimas.....	56
1.1.5. Signalų apdorojimas.....	58
1.1.5.1. Hilberto transformacija.....	58
1.1.5.2. Interpoliacijos algoritmas	59
1.1.5.3. Demoduliacija LabVIEW priemonėmis.....	62
1.1.5.4. Kiti svarstomi algoritmai.....	63
IV. EKSPERIMENTINĖ DALIS.....	64
IŠVADOS	69
LITERATŪRA.....	70
PRIEDAI	74
1 PRIEDAS	75
2 PRIEDAS	78

IVADAS

Elektrinis impedansas Z yra pasipriešinimo kintamos elektros srovės tekėjimui matas. Z vertė gali būti išskirta į du elementus: varžą (R) ir reaktyviąją varžą (X). Tiek vieno, tiek kito tipo komponentai yra aptinkami audinyje. Leidžiant kontroliuojamą srovės kiekį į norimą audinio dalį, užregistruotos audinio įtampos vertės sudaro lengvai registruojamą signalą, kurį naudojant pažangią kompiuterinę techniką yra paprasta užregistruoti ir analizuoti [3].

Biologinio audinio impedansas buvo mokslinių tyrimų objektu daugiau nei 40 metų. Jo pritaikymo diapazonas labai platus, nuo kvėpavimo pletizmografijos iki širdies išstumiamo tūrio matavimo ar vėžio aptikimo. Pagrindiniai privalumai yra maža kaina, nesudėtingas ir neinvazinis procedūros atlikimas, nuotolinio stebėjimo galimybė. Ankstyvasis impedanso matavimo metodas buvo vadinamas bioelektrinio impedanso analize. Laiko bėgyje jis evoliucionavo į pažangesnį metodą, žinomą kaip bioelektrinio impedanso spektroskopija (BIS), dar vadinama daugiadažne bioimpedanso analize. BIS atveju taikomos daugiadažnės srovės simuliacijos kūno impedanso matavimui ir šitas būdas plačiausiai yra taikomas naudojama žmogaus skysčių tyrimui, kuriuo įvertinamas ekstraląstelinis (tarpląstelinis) skystis, intraląstelinis (viduląstelinis) skystis ir visas bendras kūno vandens kiekis; audinių tūrio pokyčio įvertinimui, kaip impedanso pletizmografija ir audinių charakterizacijai. Tokiu būdu galima lyginti normalius ir išeminius audinius, nustatyti kraujo parametrus (hematokrito, gliukozės lygio ir hidracijos) ir t.t. [14, 33]

Anksčiau bioimpedanso analizės prietaisai buvo nepatogūs, reikalaujantys didelio kiekio komponentų. Dabar pažanga miniatiūrizacijos ir virtualizacijos metoduose bei komponentų tikslumo padidinimas leidžia daug paprastesnį tokių prietaisų projektavimą ir kūrimą.

Darbo problema: Tobulėjant elektronikai ir medicininei įrangai, atsiranda augantis paprastų ir pigių žmogaus fiziologinių rodiklių matavimo prietaisų poreikis, kurie būtų pasiekiami paprastiems asmenims savo fiziologinei būklei sekti. Vienas potencialiai registruotinų ir daug naudingos informacijos turinčių biosignalų yra pulsinė banga. Tuo tarpu didelė dabartinių žmogaus kompleksinės varžos matavimo prietaisų dalis orientuota į žmogaus kūno sandaros analizę ar tikrosios kūno masės ir kūno skysčių nustatymus. Kadangi pulsinė banga yra labai mažo kitimo signalas, dauguma prietaisų nėra pritaikyti tokio tipo impedanso matavimams. Taip pat tokių prietaisų konstrukcija yra sudėtinga, todėl yra siekis ją supaprastinti, virtualizuoti.

Darbo tikslas: Sukurti pulsinės bangos registravimo išmaniają sistemą, kurioje būtų pritaikyti virtualių National Instruments (NI) instrumentų sprendimai. Sistema bus naudojama kaip novatoriškas būdas kraujotakos tyrimui, pasižymės virtualizuotų ir miniatiūrizuotų komponentų schemomis.

Darbo uždaviniai:

1. Atlikti tiriamos srities: pulsinių bangų registravimo sistemos ir impedanso matavimo aparatūros literatūros analizę ir nustatyti problemines sritis.
2. Išsiaiškinti esamos pulsinių bangų registravimo ir impedanso matavimo aparatūros technines dalis ir charakteristikas bei jos trūkumus.
3. Paruošti būsimos matavimo sistemos techninius reikalavimus.
4. Atlikti programinius darbus įtampos signalų įvedimui, varžos skaičiavimui, signalo apdorojimui su vairiais algoritmais,
5. Apsvarstyti tolimesnes alternatyvas ir galimybes pilno išmanaus, miniatiūrizuoto ir virtualizuoto prietaiso kūrimui, sudaryti technines specifikacijas.

I. TEORINĖ DALIS

1. Nešiojamos išmaniosios biomedicininės elektroninės sistemos

Išmaniųjų nešiojamų elektroninių sistemų, skirtų sveikatos būklės sekimui, išradimas ir kūrimas yra ypač aktuali biomedicinos mokslo sritis. Į šią sritį tiek akademinė bendruomenė, tiek pramonės įmonės pastaruoju metu deda ypač daug pastangų [9, 35, 41]. Daugiausiai įtakos turint stipriai kylančioms sveikatos priežiūros kainoms ir remiantis naujais technologiniais pasiekimais mikro ir nanotechnologijų, sensorių miniatiūrizacijos bei protingų medžiagų srityse, nuolatinis progresas išmaniųjų nešiojamų sistemų sferoje palaipsniui keičia sveikatos apsaugos situaciją ir taip suteikia asmeninio paciento sveikatos stebėjimo bei priežiūros galimybę. Šios sistemos, sudarytos iš įvairiausių komponentų ir prietaisų: nuo jutiklių ir judiklių iki multimedijos prietaisų, palaiko sudėtingus sveikatos priežiūros pritaikymo būdus ir tokiu būdu suteikia pigių, dėvimų, neinvazinių alternatyvų, skirtų visos paros sveikatos, aktyvumo, judrumo ir protinės būklės stebėjimui tiek lauke, tiek vidaus patalpose, galimybę [9]. Turint omeny nuolatinį žmonių populiacijos vidutinio amžiaus augimą ir galvojant apie senyvo amžiaus asmenų, sergančiųjų ar invalidumą turinčių sveikatos geresnę priežiūrą svarbios sąvokos yra: telepriežiūra, telesveikata ir telemedicina. Tai yra nauji sveikatos priežiūros modeliai, jau pilnai taikomi šiuo metu bei suteikiantys naujų sprendimų sveikatos priežiūros problemoms [21, 25].

Sveikatos būklės stebėjimui, į išmaniąsias nešiojamas sistemas gali būti įtraukiama plati dėvimų, nešiojamų ar implantuojamų prietaisų įvairovė:

1. jutikliai;
2. judikliai;
3. protingos medžiagos;
4. maitinimo šaltiniai;
5. bevieliai komunikaciniai tinklai;
6. apdorojimo blokai;
7. multimedijos prietaisai;
8. vartotojo sąsajos;
9. programinė įranga;
10. algoritmai skirti:
 - a) duomenų registravimui;
 - b) apdorojimui;
 - c) sprendimo palaikymui.

Šios sistemos gali būti pritaikomos tokių svarbių gyvybinių rodiklių matavimui:

1. kūno ir odos temperatūrą;
2. širdies ritmą;
3. arterinį kraujospūdį;
4. kraujo deguonies prisotinimą (SpO₂);
5. elektrokardiogramą (EKG);
6. elektroencefalogramą (EEG);
7. kvėpavimo dažnį.

Vis svarbesnis nešiojamos sistemos tipas yra išmanusis medicininis prietaisas, gebantis realiu laiku apdoroti duomenis ir suteikti grįžtamąjį ryšį medicinos personalui, pacientams, sportininkams ar sveikiems žmonėms. Asmuo gali dėvėti prietaisą normalaus kasdienio gyvenimo sąlygomis, kai tuo tarpu gydytojai gali stebėti pacientą realiu laiku, ilgesniais periodais, nei tai būtų įmanoma pacientą stebint ligoninėje ar gydytojo apžiūros metu. Skubiais atvejais sistema gali siųsti įspėjimus, pavyzdžiui, jei žmogus, gyvenantis vienas, patiria infarktą, greitoji pagalba gali būti išsiunčiama nedelsiant [9].

Vis dėlto yra nemažas kliūčių skaičius, kas trukdo pilnai įgyvendinti nešiojamų sistemų panaudojimą:

1. aukšta kaina;
2. dydžio bei
3. svorio apribojimai;
4. energijos suvartojimas;
5. jutiklių įdiegimas ir jungiamumas;
6. etinės normos;
7. įstatymai;
8. privatumas;
9. laisvė;
10. autonomija;
11. patikimumas;
12. saugumas;
13. paslaugų problemos.

Jutimo sistemos gali būti labai įvairios: nuo dėvimų priedų, tokių kaip juvelyriniai dirbiniai, laikrodžiai ant riešo, matuojantys pulsą, temperatūrą, galvaninį odos atsaką ir elektromiogramą, arba žiedai; ant kaklo dėvimi papuošalai, segės, auskarai arba diržo sagtys; elektroniniai raiščiai kaip pavyzdžiui rankos raištis ant viršutinės rankos dalies, turintis sensorius, matuojančius

judėjimą, šilumos sklaidimą, temperatūrą esančią aplink ranką, pulsą, odos temperatūrą ar galvaninį odos refleksą; krūtinės diržas arba marškiniai - gyvybiškai svarbių signalų registravimui; batai - eisenos stebėjimui ir analizei; priaugintos realybės pagrindu veikiančios akiniai su mikrofonais ar vaizdo kameromis; implantuojamos piliulės skrandžio rūgštingumo (pH) ir kitiems matavimams, vaistų perdavimui, endoskopijai; nešiojami multimedijos prietaisai ar sistemos, asmeninis skaitmeninis asistentas (PDA) montuojamas asmens drabužiuose; protingi audiniai ir t.t. [9].

2. Impedanso matavimo teorinis pagrindas

2.1. Impedansas ir Omo dėsnis

Impedansas (Z) yra fundamentalus parametras, susijęs su elektroninėmis medžiagomis, komponentais ir grandinėmis. Kuomet srovė teka pro prietaisą, jis duoda pasipriešinimą srovės tekmei. Jei elektros srovė yra nuolatinė, pasipriešinimo dydis vadinamas varža, jei srovė yra kintamoji, tokiu atveju, pasipriešinimas išreiškiamas kaip impedansas. Omo dėsnis apibrėžia santykį tarp varžos, srovės ir iš to išeinančios įtampos pokyčio [13].

Impedansas bendrai apibūdinamas kaip pilnutinis pasipriešinimas kintamos elektros srovės tekmei duoto dažnio atveju ir gali būti išreiškiamas kompleksinio skaičiaus išraiška, kuri grafiškai atvaizduojama vektorinėje plokštumoje. Impedanso vektorius susideda iš realiosios dalies (varžos - R) ir menamosios (reaktyviosios varžos - X). R turi pasyviašias charakteristikas, todėl jos vertė kintant dažniui nesikeičia. Atvirkščiai, X vertė keičiasi su dažniu. Impedanso matavimas remiasi ryšiu tarp įtampos ir srovės, kurį nusako Omo dėsnis:

$$U = IZ, \tag{1}$$

Čia U – ties komponentu matuojamas įtampos kritimas;

I – grandinėje tekanti srovė;

Z – komponento impedansas.

2.1.1. Impedanso vektorius

Impedansas gali būti išreiškiamas, naudojant stačiakampės koordinatinių sistemos formą, kaip kompleksinis skaičius - $R + jX$ arba polinės formos atveju kaip dydis ir fazės kampas $|Z| \angle \theta$ [3]. Z yra dažnai naudojamas parametras ir ypač naudingas atvaizduojant nuoseklų varžos ar reaktyvios varžos jungimą, todėl kad gali būti paprastai išreiškiamas kaip jų suma [79].

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_C - X_L)^2}, \quad (2)$$

čia R - aktyvioji varža,
 X_C - talpinė varža,
 X_L - induktyvioji varža,
 $(X_C - X_L)$ – reaktyvioji varža.

Taigi reaktyvioji varža turi dvi formas: induktyviąją X_L ir talpinę X_C :

$$X_L = 2\pi fL; \quad (3)$$

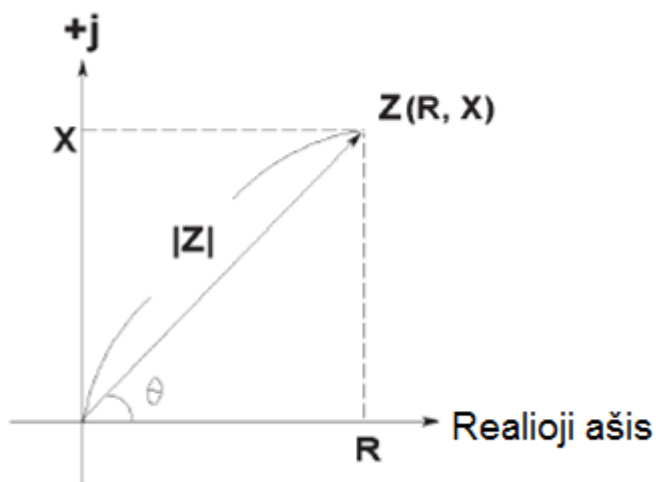
$$X_C = 1/2\pi fC; \quad (4)$$

čia f - dominantis dažnis,
L – induktyvumas,
C – talpa.

$2\pi f$ gali būti pakeista kampiniu dažniu (ω), tokiu būdu formulės atrodys:

$$X_L = 2\omega L \text{ ir } X_C = 1/\omega C \quad (5)$$

Menama ašis



$$Z = R + jX = |Z| \angle \theta$$

$$\begin{cases} R = |Z| \cos \theta \\ X = |Z| \sin \theta \end{cases}$$

$$\begin{cases} |Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \\ \theta = \tan^{-1} \left(\frac{X}{R} \right) \end{cases}$$

1 pav. Impedanso vektorius ir iš jo išvestos formulės

Tam kad būtų galima rasti impedansą dažniausiai reikia išmatuoti mažiausiai dvi vertes, kadangi impedansas yra kompleksinis skaičius. Dauguma modernių instrumentų matuoja impedanso vektoriaus realią ir menamą dalis ir verčia jas į pageidaujamus parametrus.

Svarbiausi induktyvumo (L), talpos (C) ir varžos (R) komponentų atributai yra atvaizduojami talpos, induktyvumo ar varžos nominaliomis vertėmis, nurodytomis ar

standartizuotomis sąlygomis. Vis dėlto, visi grandinės komponentai nėra vien tik turintys varžą R ar vien tik grynai reaktyvūs. Jie apima abu impedanso elementus. Todėl visi realūs prietaisai yra veikiami nepageidaujamų reiškinių – nepageidaujamos X_L rezistoriuose, nepageidaujamos R kondensatoriuose, nenorimos X_C ritėje ir t.t. Tai priklauso nuo skirtingų naudojamų medžiagų ir gamybos technologijų [79].

Matuojama impedanso komponento vertė priklauso nuo keleto matavimo sąlygų: tokių kaip testinis dažnis ir testinis signalo lygis. Šių medžiagų komponentų priklausomybės faktorių poveikiai skiriasi priklausomai nuo skirtingų medžiagų tipų, naudojamų komponente ir nuo naudojamo gamybos procesą. Dažnio priklausomybė yra paplitusi visuose realiuose komponentuose dėl parazitinių reiškinių egzistavimo, nors ne visi jie įtakoja matavimą.

2.1.2. Matavimo metodai

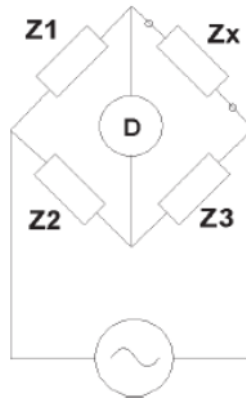
Yra nemažai techninių matavimo metodų, pasirenkamų impedanso matavimui, kiekvienas iš jų turi trūkumų ir privalumų. Būtina turėti omeny matavimo reikalavimus ir esančias sąlygas ir tada rinktis labiausiai tinkantį metodą, turint omeny tokius faktorius kaip dažnio diapazoną, matavimo diapazoną, tikslumą, atlikimo lengvumą ir t.t. Iki 110MHz labiausiai rekomenduojamas yra auto-balansinio tiltelio metodas. Matavimams nuo 100MHz iki 3GHz RF I-V ,metodas turi geriausią matavimo galimybę ir nuo 3GHz rekomenduojama naudoti tinklo analizės metodą [79].

2.1.2.1. Tiltelio metodas

Jei srovė neteka per detektorį D , nežinomo impedanso vertė Z_x gali būti randama per kitų tiltelio elementų sąryšį. Įvairūs tiltelio grandinių tipai, kuriuose taikomos L , C ir R komponentų kombinacijos, kaip tiltelio elementai, yra naudojami įvairioms pritaikymo sritims. Nežinomas impedansas šiuo atveju randamas pagal sąryšį:

$$Z_x = \frac{Z_1}{Z_2} Z_3,$$

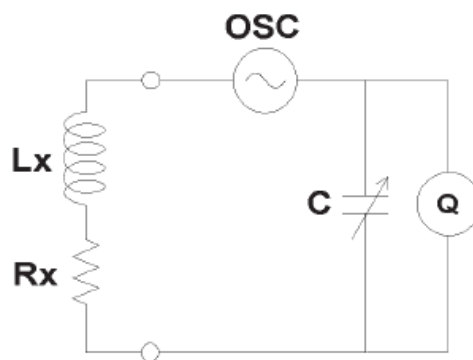
(6)



2 pav. Tiltelio metodas, skirtas nežinomo impedanso radimui.

2.1.2.2. Rezonansinis metodas

Kuomet grandinė yra pritaikoma rezonansui, sureguliuojant derinantį kondensatorių C , nežinomos impedanso L_x ir R_x vertės yra gaunamos iš testinio dažnio, C ir Q verčių. Q matuojamas tiesiogiai voltmetru, prijungtu lygiagrečiai prie kondensatoriaus. Kadangi grandinės nuostoliai yra labai maži, galima matuoti Q vertes iki 300.



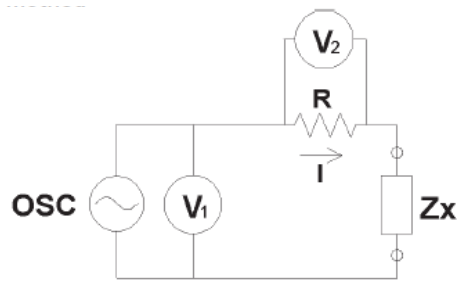
3 pav. Rezonansinis impedanso matavimo metodas

2.1.2.3. I-V metodas

Nežinomas impedansas Z_x gali būti randamas iš išmatuotų įtampos ir srovės verčių. Srovė skaičiuojama, išmatuojant įtampos pokytį ties tiksliai žinomos žemo nominalo vertės rezistorių R . Formulė naudojama nežinomam impedansui rasti, pagal 4 pav. yra nurodyta žemiau:

$$Z_x = \frac{V_1}{I} = \frac{V_1}{V_2} R,$$

(7)



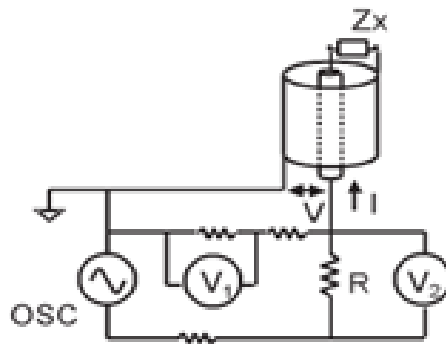
4 pav. I-V metodas

2.1.2.4. RF I-V metodas

Šis metodas yra panašus į I-V metodą, bet konfigūruojamas naudojant impedansą atitinkančią matavimo grandinę (50 Ω) ir preciziškai tikslią koaksialinę testavimo jungtį operacijoms aukštesniuose dažniuose. Yra du voltmetro ir srovės matuoklio jungimo tipai, kurie yra tinkami žemo impedanso ir aukšto impedanso matavimams [79].

Žemo impedanso atveju nežinomas impedansas yra randamas pagal 8 formulę:

$$Z_x = \frac{V}{I} = \frac{2R}{\frac{V_2}{V_1} - 1}, \quad (8)$$



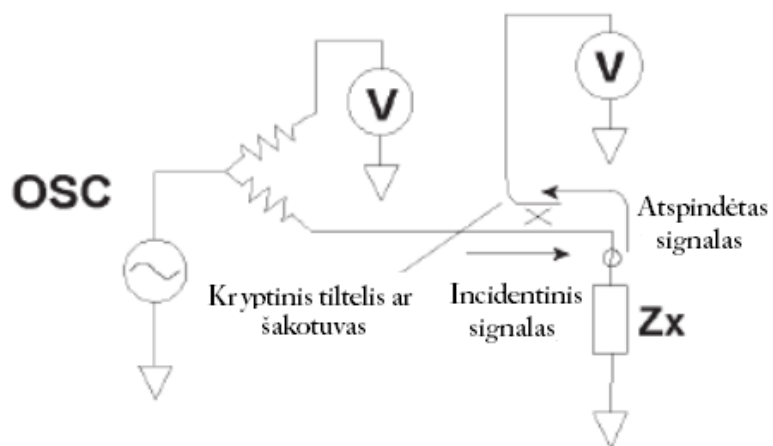
5 pav. RF I-V metodo grandinė nežinomo impedanso radimui

Aukšto impedanso atveju, nežinoma impedanso vertė randama pagal 9 formulę:

$$Z_x = \frac{V}{I} = \frac{R}{2} \left(\frac{V_1}{V_2} - 1 \right) \quad (9)$$

2.1.2.5. Tinklo analizės metodas

Atspindėjimo koeficientas yra gaunamas matuojant santykį tarp incidentinio signalo ir atspindėto signalo. Kryptinis šakotuvas ar tiltelis yra naudojami atspindėto signalo aptikimui ir tinklo analizės dalis naudojama signalų tiekimui bei matavimui.



6 pav. Tinklo analizės metodas

3. Bioimpedansas

3.1. Bioimpedansas ir bioelektra

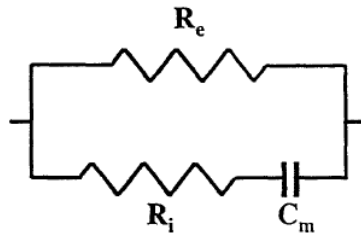
Elektrinės audinių savybės buvo apibrėžtos ir aprašytos nuo 1871 metų. Vėliau skirtingi autoriai praplėtė žinomus apibrėžimus, remdamiesi platesniu dažnių diapazonu ir didesne įvairaus tipo audinių įvairove [33]. Biologiniai audiniai yra kompleksiški, anizotropiniai laidininkai su aktyviaisiais ir reaktyviaisiais komponentais. Kaip buvo minėta, impedansas yra pasipriešinimas kintamai elektros srovei, tekančiai per laidininką. Apibrėžiant impedansą omenyje turimi tiek pačios varžos, tiek talpos ar induktyvumo parametrai. Žmogaus kūnas yra sudarytas iš krūvi turinčių, polinių, vandenyje tirpių molekulių, todėl žmogus yra geras laidininkas ir todėl galima išmatuoti jo impedansą [39].

Elektrinės biologinių audinių savybės yra priklausomos nuo kūno skysčių. Kietoji audinio dalis yra daugiausiai sudaryta iš ląstelių membranų, kurios turi izoliacinių savybių. Šie du komponentai - laidusis ir izoliacinis, esantys tame pačiame audinyje, būtent ir lemia gyvojo audinio anizotropines elektrines savybes [11].

Mokslininkus domina tiek išmatuojama impedanso vertė, tiek jos pokyčiai, nes tai gali būti naudingos diagnostinės informacijos šaltinis. Impedanso vertė priklauso nuo analizuojamo audinio, tuo tarpu jos pokyčiai gali būti sukelti organų (ar audinių) vietos pokyčių, formos ir struktūros modifikacijų. Impedanso parametras ir jo pokyčiai priklauso nuo dažnio ir taikomos srovės [11].

3.2. Audinių modeliai

Kaip minėta prieš tai buvusiam skyrelyje, audinį sudaro dvejopi elementai: turintys aktyvių laidininko savybių ir turintys pasyvių izoliacinių savybių. Todėl audinį galima įsivaizduoti, kaip elektros grandinę. Tačiau realiai tokia grandinė būtų labai sudėtinga [39], būtent turint omeny kad impedansą sudaro dvejopo pobūdžio komponentai [23]. Tačiau praktikoje naudojami kur kas paprastesni audinio modeliai, padedantys tiksliau įsivaizduoti kaip veikia bioelektra. Pavyzdinė grandinė gali būti tiesiog nuosekliai arba lygiagrečiai sujungti rezistorius ir kondensatorius, arba tai gali būti kur kas sudėtingesnė konfigūracija. Dažniausiai naudojama grandinė biologinių audinių vaizdavimui yra tokia, kur ekstraląstelinio skysčio R komponentas yra jungiamas lygiagrečiai su antrąja grandinės dalimi, kuri susideda iš talpos ir intraląstelinio skysčio R komponento, sujungtų nuosekliai. Vienas paprastesnių modelių vaizduojamas 7 paveikslėlyje.



7 pav. Paprastas audinio elektrinis modelis

7 pav. R_e atitinka ekstraląstelinio skysčio komponentą. Tai joninis ir grynai aktyvių savybių tirpalas. Kita grandinės dalis atitinka ląsteles, kurios yra sudarytos iš :

- a) intraląstelinio skysčio, randamo ląstelėse ir panašios sudėties, kaip skysčio esančio ląstelių išorėje. Intraląstelinis skystis žymimas kaip R_i ;
- b) membranos, kuri supa kiekvieną ląstelę.

Ląstelės membrana yra sudaryta iš lipidų ir turi vadinamuosius jonų siurblius, todėl geba sulaikyti krūvį ir veikia panašiai kaip kondensatorius, todėl pažymima kaip C_m . Laidininko varža yra susijusi su skerspjūvio plotu ir ilgiu. Homogeninės laidžios medžiagos varža (R) yra proporcinga jos ilgiui (L) ir atvirkščiai proporcinga skerspjūvio plotui (A). Tai parodyta formulėje:

$$Z = \rho L/A, \tag{9}$$

- čia Z – Impedansas,
 ρ – specifinė laidininko varža,
 L – laidininko ilgis,
 A – laidininko skerspjūvio plotas.

Išsireiškiant tūri, formulė pasikeičia.

$$Z = \rho L^2/V, \tag{10}$$

Taigi impedansas yra atvirkščiai proporcingas laidininko tūriui ir todėl vyravo teorinės prielaidos, kad matuojant kūno impedansą galima gauti svarbios informacijos apie kūno tūrį [32].

3.3. Bioimpedanso matavimas

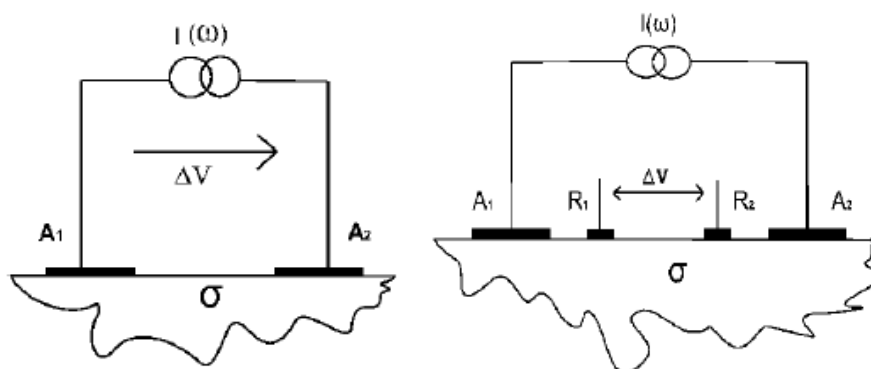
Bioimpedansas turi ryšį su keletu pasyvių elektrinių audinio savybių: savybe pasipriešinti elektros srovės tekmei bei audinio savybe generuoti elektrą, kaip tai pavyzdžiui daro širdies miokardo ląstelės (EKG registravimo principas). Ši elektra yra endogeninė, tai yra ją generuoja pats audinys. Bioelektra taip pat yra susijusi su tuo kaip audiniai gali būti valdomi elektra. Tokia elektra

kartu su elektra, kuri naudojama matuojant bioimpedansą yra egzogeninė. (t.y., su išorine taikoma elektros srove).

Bioimpedanso ir bioelektros metodų atveju naudojami elektrodai galvaniškai jungiasi su audiniu. Instrumentai pritaiko elektronines grandines ir laidus, sujungtus su elektrodais. Krūvį įprastai neša elektronai, o gyvame audinyje - jonai. Su elektrodu deranti vieta yra ten, kur krūvio nešėjai iš jonų virsta į elektronus ir atvirkščiai [22]. Praktiškas sprendimas - kylančias problemas skirstyti į grandinės problemas ir lauko problemas. Grandinių problemos yra susijusios su laidais, kondensatoriais, puslaidininkiais, maitinimo elementais ir t.t. Srovės tėkmę riboja laidai. Lauko problemos yra susijusios su talpiaisiais laidininkais ir kiekybiniais dydžiais, kurie atitinka pozicijos funkciją tame tūryje.

Elektrinės audinio savybės yra dvigubos, t.y. audiniai gali būti laikomi arba laidininkais, arba dielektrikais. Mažesniame nei 100kHz dažnyje dauguma audinių daugiausia yra elektrolitiniai laidininkai. Turint aukštos rezoliucijos galimybes įmanoma išskirti svarbias talpines dielektrinės savybes net žemų dažnių atveju (pavyzdžiai turint 10Hz). Aukščiausiuose dažniuose audinių savybės vis labiau panašėja į vandens elektrines savybes [22].

Yra du pagrindiniai bioimpedanso matavimo metodai: bipolinis ir tetrapolinis. Bipolinio metodo atveju naudojami du elektrodai, kurie atlieka ir matavimo ir srovės taikymo funkcijas. Dažniausiai impedanso matavimams naudojamos tetrapolinė - keturių elektrodų sistema. Taip yra todėl, kad norima panaikinti problemas, susijusias su odos ir kontaktiniu impedansu. Šie metodai pavaizduoti 8 iliustracijoje.



8 pav. Bipolinis ir tetrapolinis impedanso matavimo metodai [11]

Įprastai, tetrapolinio būdo atveju, žmogui nepavojinga, mažo stiprio srovė yra perduodama tarp dviejų elektrodų, kurie yra uždėti tiriamo audinio segmento galuose. Tada tame segmente uždedama matuojamųjų elektrodų pora ir paprastai matuojamas įtampos pokytis [39].

Impedanso matavimo technologijos pagrindiniai privalumai yra tokie:

1. Neinvaziškumas ir paprastumas. Bioimpedanso matavimas yra neinvazinis ir saugus metodas nesukeliantis pacientui diskomforto. Tokia įranga ir jos veikimas nėra sudėtingi bendro naudojimo įsisavinimui, tad nereikalauja intensyvaus mokymosi kurso.
2. Greitas ir galimai dažnas procedūros atlikimas. Matavimai gali būti atliekami greitai ir be jokių pašalinių veiksnių kartojami trumpais laiko intervalais.
3. Pigumas ir portabilumas. Impedanso matavimo įranga yra nebrangi ir nešiojama, todėl neužima daug vietos ir yra lengvai perkeliama kitur.

Iš trūkumų galima paminėti, kad tokie metodai yra netiesioginiai ir jų tikslumas dažnai priklauso nuo naudojamo elektrinio audinių modelio.

4. Bioimpedanso registravimo pritaikymo būdai

Impedanso matavimai yra itin plačiai taikomi biomedicinos srityse. Šiuo metu išskiriamos trys pagrindinės bioimpedanso matavimo medicininio pritaikymo sritys, kuriose realizuojamas biologinių audinių elektrinių savybių įvertinimas:

- a) Audinių diferenciacija;
- b) Patologinių procesų audinyje atpažinimas, remiantis impedanso ir dažnio santykiu;
- c) Organų funkcijų analizė (pvz.: tėkmės įvertinimas širdyje, smegenyse, kitose kūno vietose);
- d) Vidinių kūno struktūrų analizė [11].

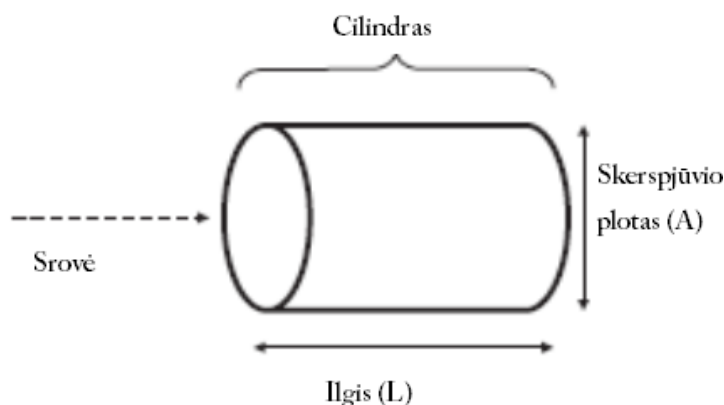
Panaudojimo būdai, taikomi klinikinėje srityje apima elektrinio impedanso matavimą funkcinuose širdies ir kraujotakos sistemos tyrimuose, tokiuose kaip impedanso kardiografija, virškinimo trakto sistemos tyrimas ir kvėpavimo sistemos stebėjimas [58].

Iš svarbesnių pritaikymo būdų galima išskirti kūno sudėties (kompozicijos) tyrimą ir įvertinimą, kuomet žmogui įvertinamas viso kūno vandens tūris ir iš to skaičiuojama tikroji žmogaus masė be riebalų arba kūno riebalų masė. Tokia informacija naudinga sporte, atletikoje, kultūrizme [43]. Kūno sudėties tyrimai pritaikomi ir daugelyje kitų sričių: pacientams turintiems širdies nepakankamumą reikalingas objektyvus ir patogus kūno sudėties ir skysčių pokyčių tyrimas [8]; tai taip pat svarbu ir dietologijos srityse, kuomet galima nesudėtingai įvertinti žmogaus mitybą ir iš to kylančius neigiamus padarinius, kuomet žmogus maitinasi nepakankamai [47]. Medikus domina ekstraląstelinio ir intraląstelinio vandens įverčiai reanimacijos, dializės, chirurginių operacijų metu. Kūno skysčių tūrių, ekstraląstelinio, intraląstelinio vandens ar jų sumos bei bendro kūno vandens tūrio parametrų įvertinimas yra svarbus daugelio patologijų atveju [30]. Panašiai ir kūno ląstelinė masė yra svarbus mitybos parametras, glaudžiai susijęs su intraląstelinio vandens kiekiu. Nepriklausomi masės ir vandens kiekio matavimai leidžia nustatyti dehidrataciją, dažną

pagyvenusiems ir aktyviai sportu užsiimantiems asmenims, taip pat ir per didelį skysčių kiekį, kas gali būti kai kurių ligų simptomas [30, 71]. Atlikta nemažai darbų, įrodančių bioimpedanso analizės metodo naudą tiriant pacientus, kuriems vykdoma hemodializė [4, 48, 77].

4.1. Bioelektrinio impedanso analizė (BIA)

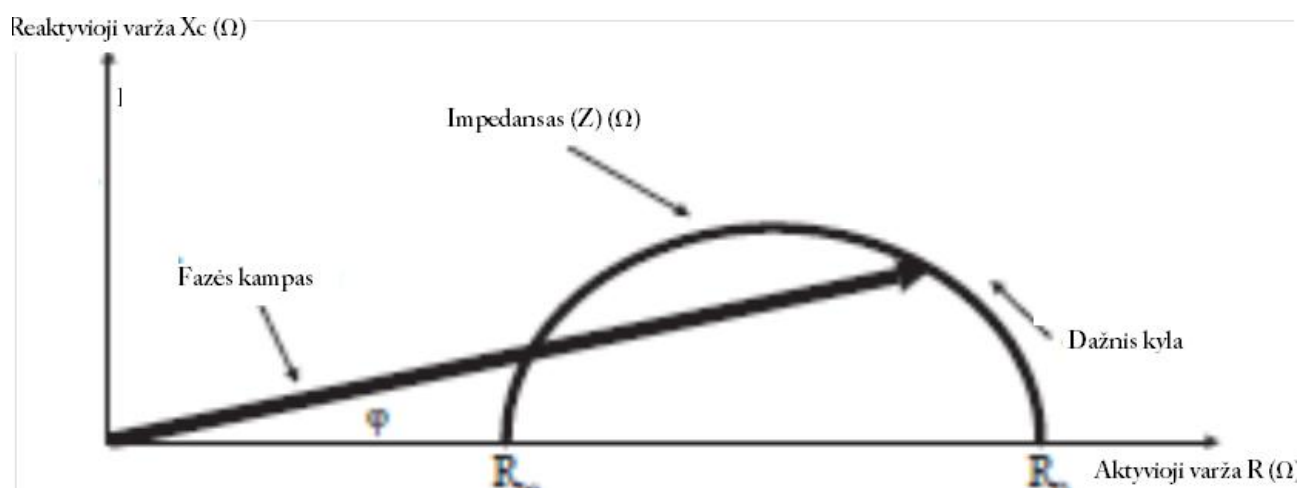
Žmogaus kūnas yra sudarytas iš tam tikrų sekcijų, tad įmanoma išmatuoti kiekvienos sekcijos tūrį valdant srovę. Srovės pasiskirstymas yra veikiamas kintamos srovės dažnio. Žemo dažnio srovė negali prasiskverbti per ląstelių membraną ir todėl praeina tik pro aktyvių savybių turintį ekstraląstelinį skystį. Aukštesnio dažnio atveju, ląstelėse ties membrana įvyksta trumpas jungimas ir srovė geba praeiti pro ją bei pasiekti kitus ląstelės komponentus. Taigi registruojant impedansą žemu dažniu (idealus variantas nulinis dažnis ar nuolatinė srovė) matuojamas ekstraląstelinio skysčio tūris kūno dalyje, o matavimai aukštuose dažniuose, kaip rezultata duoda viso kūno vandens tūrį tam tikroje dalyje. Turint omeny abu matavimus galima nustatyti intraląstelinio skysčio tūrį atimties būdu.



9 pav. Cilindrinis modelis, nusakantis ryšį tarp impedanso ir geometrijos.

Vienas iš sudėtingesnių aspektų yra tas, kad žmogaus kūne galima užregistruoti dvejopą elektrinės srovės varžą R : talpinę varžą ir aktyviąją. Talpinė varža kyla iš ląstelių membranų, o aktyvioji iš, kaip jau buvo minėta, intra- ir ekstraląstelinio skysčio. Šių tipų varžos gali būti matuojamos įvairiame dažnių diapazone (dauguma vieno dažnio bioimpedanso analizės prietaisų veikia 50kHz dažnyje). Esant labai žemam dažniui srovė neprasiskverbia pro ląstelių membraną, kuri elgiasi kaip izoliatorius ir todėl srovė teka per ekstraląstelinį skystį, kuris yra atsakingas už matuojamos kūno varžos R komponentą - R_0 . Labai aukštame dažnyje visa kūno varža R (R_n) atspindi intra- ir ekstra-ląstelinį skysčių varžą.

Kadangi praktiniai apribojimai trukdo nuolatinės srovės arba labai aukšto dažnio kintamos srovės taikymą, idealių matavimų varžos vertės, idealių matuojamų dažnių atvejais yra nuspėjamos naudojant Koulo-Koulo diagramas, kuriose vaizduojama reaktyvioji varža santykinai su aktyviąja. R_0 teoriškai atstovauja ekstraląstelinio skysčio varžai R , o R_n atitinka intra- ir ekstraląstelinio skysčio R (TBW). Ties 50kHz, srovė praeina tiek pro intra- tiek ekstra-ląstelinį skystį, nors proporcijos skiriasi priklausomai nuo audinio tipo.



10 pav. Grafinio fazės kampo išvedimo diagrama; kampo ryšys su varža (R), reaktyviąja varža X_c , impedansu Z ir taikomos srovės dažniu.

Kitas alternatyvus modelis pritaiko maišymosi efektą. Ši teorija nuspėja, kad laidžių skysčių varža R didėja su lyg didėjančiu sulaikytos nelaidžios medžiagos kiekiu. Hanai sudaryta formulė „in vitro“ modeliams buvo ekstrapoliuota naudojimui „in vivo“ sąlygomis [42]. Kitoks koncepcinis paralelinis modelis buvo sukurtas galūnių sudėties nustatymui, pavyzdžiui galūnės raumens atveju [19]. Ryšys tarp talpos ir varžos atspindi skirtingas audinių elektrines savybes, kurias įtakoja ligos, mityba ir vandens kiekis. Vienas būdas tuos ryšius išmatuoti yra fazės kampas o kitas – tarpusavyje susiję rodikliai, apimantys R_0/R_N . Kuomet varža ir talpa yra vaizduojamos grafiškai po svorio standartizavimo. Skirtingi ligų simptomai išryškėja iš klasterių [61–63].

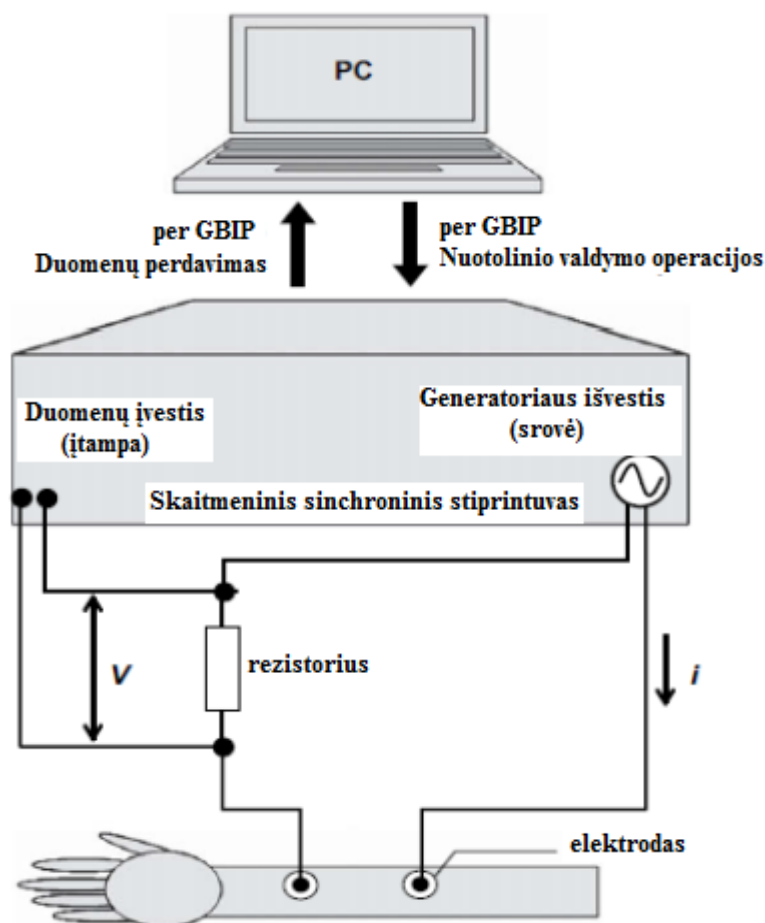
4.1.1. BIA metodai

Pirmieji bioelektrinio impedanso analizės (BIA) metodai buvo pasiūlyti Hoffer ir Nyboer [26, 33]. Tai buvo keturių paviršinių elektrodų metodas. Tokių elektrodų trūkumas buvo toks, kad reikalinga didelio stiprio srovė (800mA) ir aukšta įtampa, tam kad būtų galima sumažinti leidžiamos srovės nestabilumą, susijusį su aukštu odos impedansu ($10000\Omega/cm^2$) [7]. Bioelektrinio impedanso analizės pagrindai buvo įtvirtinti iki 1970 metų. Tuo metu rinkoje pasirodė pirmieji BIA

analizės prietaisai ir apie 1990uosius rinkoje atsirado keletas daugiadažnės analizės prietaisų. Toks metodas išpopuliarėjo, nes įranga buvo nešiojama ir saugi, procedūra paprasta ir neinvazinė, o rezultatai gaunami iškart [33].

Egzistuoja keletas bioelektrinio impedanso analizės metodų. Vieno dažnio BIA yra vykdoma tada, kuomet vienas dažnis - daugiausiai 50kHz yra perduodamas tarp paviršiaus elektrodų, esančių ant delno ir pėdos arba ant abiejų rankų [31]. Daugiadžnė BIA naudoja tiesinės regresijos modelius, bet impedansas matuojamas per keletą dažnių. Dažnių vertės gali būti įvairios, 1kHz – 1MHz diapazone [39], dažniausiai naudojama: 0, 1, 5, 50, 100, 200 iki 500kHz. Šiuo metodu įvertinami masės be riebalų, viso kūno vandens, intraląstelinio ir ekstraląstelinio vandens parametrai [33]. Rastas impedansas yra išskiriamas į realią ir menamą komponentes ir jos yra vaizduojamos viena prieš kitą kaip aktyvioji varža ir reaktyvioji varža. Tokie grafikai vadinami Koulo-Koulo diagramomis (10 pav.) [12].

Uchiyama ir kt. [72] daugiadažnę BIA taikė odos paraudimo, kuris yra odos suerzinimo požymis, tyrimams. Kadangi oda parausta dėl išsiplečiančių kraujagyslių, audinyje galima rasti perteklinio vandens komponentę.



11 pav. Uchiyama ir kt. [72] kurtos bioimpedanso sistemos scheminė diagrama.

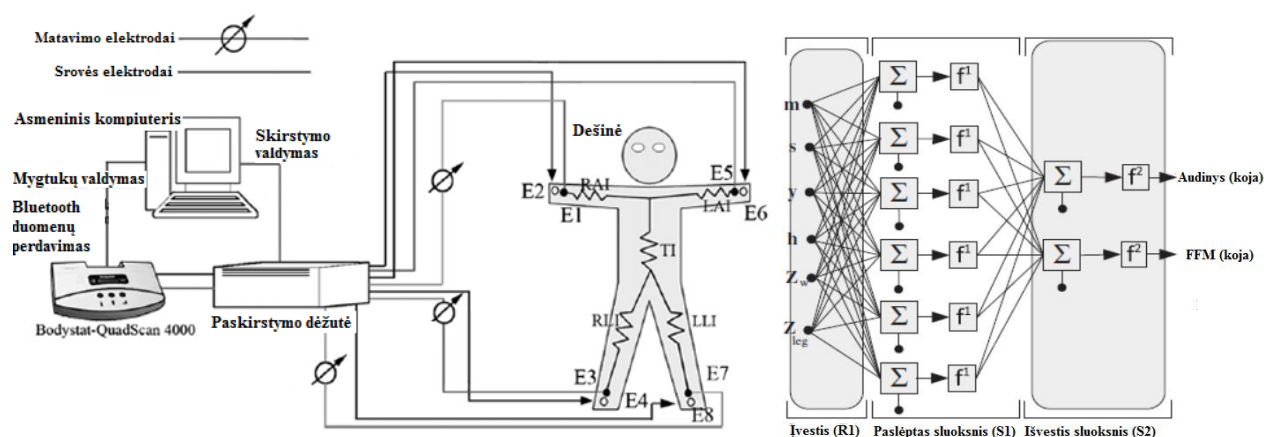
Jų sistema buvo sudaryta iš skaitmeninio sinchroninio stiprintuvo (LI5640; NF Corp., Japan), rezistoriaus ir dviejų elektrodų, naudotų matavimams. Sistema buvo valdoma asmeniniu kompiuteriu per bendrosios paskirties sąsajos magistralę (BGIP), stiprintuvas gaudavo odos impedanso duomenis automatiškai. Vienkartiniai Ag/AgCl elektrodai buvo dedami ant kairės rankos dilbio ir laike kintanti sinusoidinė įtampa, kurią generavo stiprintuvo generatorius buvo leidžiama per audinį/varžos grandinę; audinys buvo nuosekliai sujungtas su 200Ω rezistoriumi. Įtampos pokytis buvo matuojamas sinchroniniu stiprintuvu ir srovė buvo apskaičiuojama pagal Omo dėsnį. Numatydami, kad biologinio audinio elektrinės savybės priklauso nuo dažnio, autoriai nustatė 25 dažnio taškus laike kintančios įtampos signalui tarp 0,1Hz ir 10kHz. Dėl saugumo, biologiniam audiniui taikomos srovės stipris buvo mažesnis nei 10mA. O įtampa taikoma nuosekliai grandinei – 1 V. Buvo įrodyta, jog galima identifikuoti odos paraudimą naudojant paprastą ir neinvazinį BIA metodą.

Segmentinė BIA yra atliekama arba dedant du papildomus elektrodus ant riešo ir pėdos priešingoje pusėje [59] arba dedant jutiklių elektrodus ant riešo, peties, dubens srityje ir kulkšnies [78], arba dedant elektrodus proksimalinėje dilbio ir žemutinėje kojos dalyje bei liemens elektroda ant peties ir viršutinės šlaunies dalies [23].

Viso kūno BIA matuoja įvairius kūno segmentus ir yra veikiami įvairių faktorių (vandens kiekio, riebalų, geometrinių ribų sąlygų ir t.t.). Taigi paprastų empirinių regresinių modelių tinkamumas priklauso nuo tiriamos populiacijos. Dėl šių priežasčių buvo pasiūlyta lokalizuotos BIA metodas, orientuotas ties apibrėžtais kūno segmentais ir tokiu būdu minimizuojantis trukdžius [33]. Grupė autorių lygindami bioimpedanso analizės metodus su kitais alternatyviais metodais, kaip dvigubos energijos rentgeno spindulių absorbcimetrija, taikomiems kūno sudėties įvertinimui, patvirtina, kad bioimpedanso analizė yra tikslus ir tinkamas kūno sudėties įvertinimo būdas, pavyzdžiui tiesioginės segmentinės BIA atveju [38], arba daugiadažnės BIA atveju [6].

Taivano mokslininkas Liu su kolegomis [40] siekė tiksliai įvertinti raumenų masę, taikydami neinvazinį ir paprastą būdą, teigdami jog tai pirmas žingsnis padedant apsaugoti pensijinio amžiaus žmones nuo pargriuvimo traumų. Tam, kad būtų galima pasiekti didesnę nuspėjamą tikslumą ir preciziškumą, matuodami kūno sudėtį apatinėse galūnėse BIA metodu, autoriai pritaikė atgalinio sklaidimo dirbtinį neuroninį tinklą, apskaičiuodami preliminarius rezultatus ir lygindami su alternatyvių metodų duomenimis, gautais tiriant asmenis. Autoriai naudojo komercinį BIA instrumentą, QuadScan 4000; (Bodystat, Ltd., Isle of Man, UK), kuris turi nepriklausomus integruotus matuojamuosius ir srovės šaltinio elektrodus bei suėmimo rankeną. Prietaisas buvo modifikuotas, kad galėtų vykdyti paskirstymo operacijas iš įvairių rankos pusių į kojų puses. Autoriai sukalibravo varžos instrumentą su aukšta skiriamąja geba, kad įsitikintų jog su modifikacija išvengta klaidų. Tyrimas buvo vykdomas, dalyvaujančiam asmeniui stovint ant

platformos su įmontuotais tetrapoliniais elektrodais ir suėmus rankeną su integruotais bipoliniais elektrodais, dešinėsios rankos pusėje. BIA registravimui, buvo naudota 50kHz dažnio ir 400mA stiprio elektros srovė.



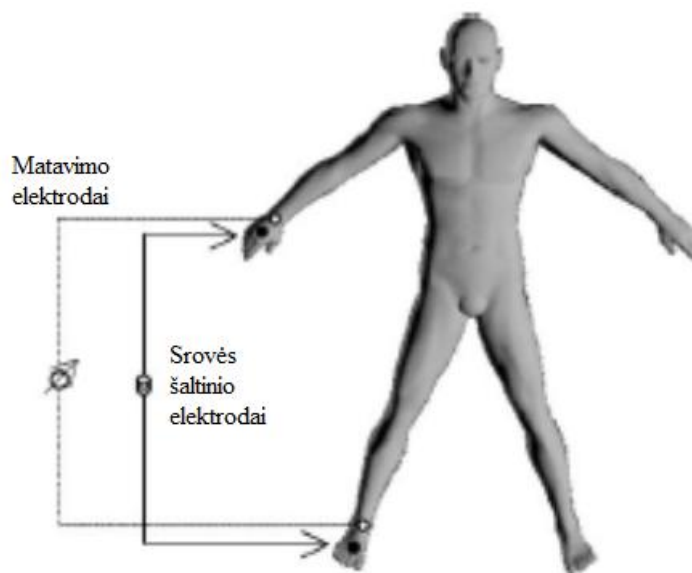
12 pav. Liu ir kolegų [40] patobulinta BIA registravimo sistema ir pritaikyto neuroninio tinklo architektūra

Kitas BIA pritaikymo būdas yra bioelektrinio impedanso vektoriaus analizė (BIVA). Šį metodą sukūrė ir plėtojo Piccoli ir kt. [61–63]. Tai leidžia BIA pateikti kaip atskirą procedūrą, nepriklausomą nuo lygčių ar modelių, kurios atveju asmuo tiriamas ir vertinamas iš tiesioginių impedanso vektoriaus matavimo rezultatų. BIVA metodui įtakos turi impedanso matavimo paklaida ir biologinis tiriamųjų variabilumas. R ir X_c yra standartizuojamos ūgiui ir brėžiamos kaip taškiniai vektoriai R_0X_c plokštumoje. Tada galima lyginti su 50%, 75%, ir 95% pasikliovimu su tolerancijos elipsėmis, apskaičiuotomis sveikai tos pačios lyties ir rasės populiacijai. Elipsės kinta priklausomai nuo amžiaus ir kūno proporcijų dydžio [33]. Šiuo atveju naudojamas impedanso parametrų grafikas, kuriame vaizduojami aktyviosios ir reaktyviosios varžos parametrai normalizuoti ūgiui, kaip binominis vektorius RX_c diagramoje. Ūgio normalizacija numato laidininko ilgį ir tokiu būdu suteikia kokybinį minkštųjų audinių matą. Vektoriaus pozicija ir ilgis suteikia informacijos apie kūno vandens statusą, kūno ląstelių masę ir ląstelių vientisumą, o jų pokyčiai gali būti ligos arba jos požymių indikacijos [61] [56]. Tuo tarpu Piccoli ir kolegos [62] savo tyrime įrodė, kad BIVA ir plaučių ultragarso kombinacija gali būti greitas ir neinvazinis metodas dispnėjos (dusulio) priežasčių aptikimui.

Su BIVA susijęs ir kitas kliniškai nusistovėjęs impedanso parametras yra fazės kampas. Jis išreiškia tiek minkštojo audinio kiekybę, tiek kokybę ir gali būti tiesiogiai apskaičiuojamas kaip jo arktangentas. Fazės kampas koreliuoja su įvairiais, nuo ligų priklausomais, rodikliais, o sveikiems žmonėms, priklauso nuo amžiaus, lyties ir kūno masės indekso. Kyle ir kolegų [34] vykdyti eksperimentai įrodė, kad fazės kampas gali būti naudinga priemonė įvertinant mitybos riziką.

Santarpia ir kitų [66] atlikti preliminarūs stebėjimai aprodė jog fazės kampas gali būti tinkamas rodiklis, pacientų su pažengusio vėžio faze, išgyvenamumo įvertinimui. Norman ir kt. [57] įrodė, kad bioimpedanso vektoriaus R ir X_c komponentai, normalizuoti tiriamojo aukščiui yra susiję su rankos suspaudimo stipriu, todėl gali būti taikomi, kaip rankos raumenų pakitimų matas.

BIA kūno sandaros įvertinimui trunka virš 25 minučių ir yra portabilus, lengvas naudoti, nebrangus ir neinvazinis metodas, kuris gali būti kartojamas dažnai ir yra nepriklausomas nuo kooperacijos su pacientu [56]. BIA nėra tiesioginis metodas kūno sudėties tyrimui ir jo tikslumas stipriai priklauso nuo tinkamų regresinių lygčių naudojimo. Kiti metodai, skirti kūno sandaros nustatymui, kaip izotopų skiedimas ar dviguba rentgeno spindulių absorbcimetrija buvo naudojami priklausomų kintamųjų generavimui regresiniams modeliams. Turint omeny pokyčius numatytuose kūno segmentuose yra sudaryta daug empirinių lygčių kūno sandaros apskaičiavimui iš BIA audinių impedanso matavimų rezultatų. Taip pat interpretuojant tyrimų rezultatus reikia turėti omenyje ir kitus veiksnius, kaip homogeninė sandara, fiksuotas skerspjūvio plotas ir pastovus srovės tankio pasiskirstymas [56].

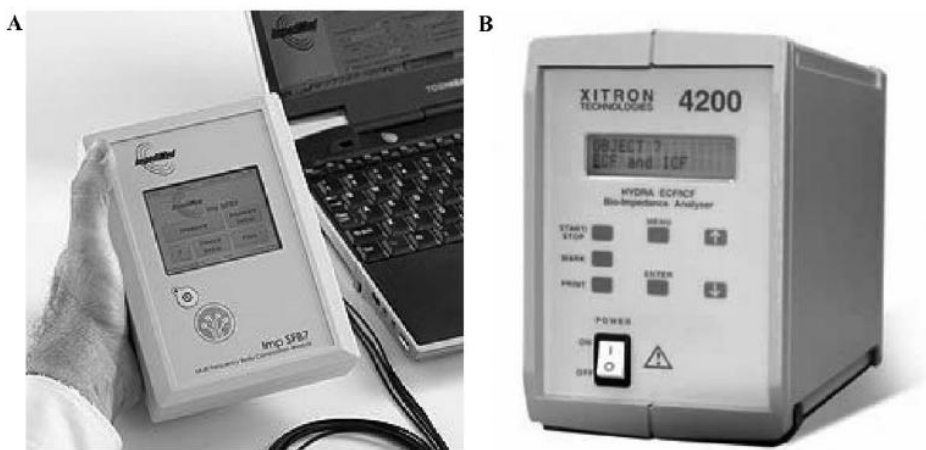


13 pav. Standartinis elektrodų dėjimas ant rankos ir riešo, pėdos ir čiurnos tetrapolinio vieno dažnio ir daugiadažnės BIA metodo atvejais

4.2. Bioelektrinio impedanso spektroskopija

Bioelektrinio impedanso spektroskopija, skirtingai nei daugiadažnė BIA, taiko matematinį modeliavimą ir maišymo lygtis (Koulo-Koulo grafikas ir Hanai formulė) [12], ryšio tarp R ir kūno skysčių segmentų, įvertinimui arba R_0 ir R_n nuspėjimui, kad po to būtų galima sudaryti empiriškai išvestas nuspėjamąsias lygtis.

Ribotas kiekis kompanijų gamina BIS prietaisus. Pora tokių pavyzdžių pateikta 14 iliustracijoje. ImpediMed prietaisas taiko 4-1024kHz diapazono srovę. Kitas prietaisas Hydra4200 naudoja 5–1000kHz diapazono srovę ir yra pasiekiamas su programine įranga, kuri geba atlikti impedanso duomenų Koulo-Koulo modeliavimą bei kitus skaičiavimus [17].



14 pav. Bioimpedanso spektroskopijos prietaisai. A. ImpediMed SFB7 (Brisbane, Australija), B. Hydra 4200, Xitron Technologies (San Diego, CA).

Ward ir kt. [75] tyrė rankos tūrį, norėdami sukurti metodą limfedemos (limfos tėkmės sutrikimo) įvertinimui. Matavimo elektrodai buvo dedami ant rankos nugarėlės. Eksperimentų metu, buvo nustatyta, kad metodas turi potencialo rankos skysčių, įskaitant ir limfą, matavime, užuot matuojant vien visą bendrą tūrį. Spektroskopija buvo atlikta naudojant SFB7 spektrometrą (Impedimed Ltd., Brisbane). Tai yra tetrapolinis elektrodų instrumentas naudojantis porą elektrodų srovės siuntimui per audinius ir porą įtampos elektrodų, matuojančių įtampos pokyčius.

4.3. Elektrinio impedanso tomografija

Elektrinio impedanso tomografija (EIT) - neinvazinis impedanso pasiskirstymo įvertinimas audiniuose, kuriame taikomas elektrinio impedanso principas skirtingų audinių savybių įvertinimui. Ši diagnostinė priemonė analizuoja elektrines audinių savybes neinvaziniu ir nepertraukiamu būdu, netaikant radioaktyvios spinduliuotės ir nekenkiant paciento sveikatai [65]. EIT metodo pagalba atvaizduojamas impedanso pasiskirstymas audiniuose. Tai gali būti sėkmingai naudojama vėžio aptikimui, kadangi vėžinių audinių bioelektrinis impedansas skiriasi nuo paprastų. Tai buvo panaudota pavyzdžiui krūties vėžio aptikimui [24].

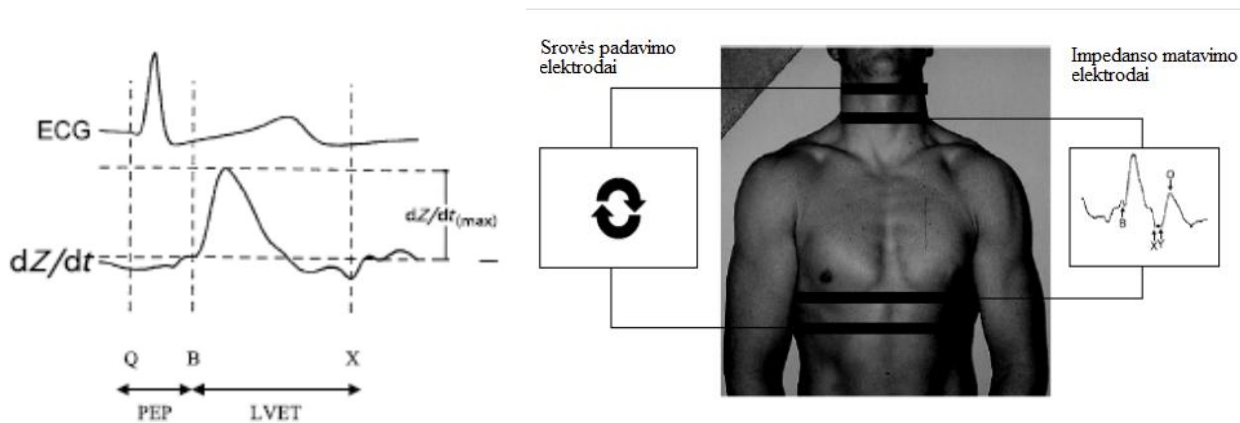
4.4. Impedanso matavimai širdies ir kraujotakos bei kitų parametrų nustatymui

Impedanso matavimai yra taikomi širdies ir kraujotakos parametrų nustatymui, kaip širdies išmetamo kraujo ar kraujo tėkmės į įvairias kūno vietas, nustatymui. Šie parametrai matuojami panašiu principu, kuris naudojamas ir kūno sudėties įvertinimui. Taip pat naudinga pritaikymo sritis yra kvėpavimo tyrimų srityje kur pagrindinis principas yra besikeičiantis krūtinės ąstos elektrinis laidumas įkvepiant ir iškvepiant [39].

4.4.1. Impedanso kardiografija

Impedanso kardiografija (IKG) yra neinvazinė diagnostikos technologija, gebanti suteikti informacijos, susijusios su hemodinamikos ir organizmo skysčių būseną. Impedanso pokyčiai yra sukeliama kraujo lygio fluktuacijų ir tėkmės greičio kylančioje aortoje, sistolės ir diastolės metu, pokyčio. Impedansas elektros srovei mažėja sistolės metu dėl padidėjusio kraujo lygio ir greičio bei padidėja diastolės metu kuomet srovė sumažėja. Pulsuojantys impedanso pokyčiai atspindi kylančios aortos tėkmę ir kairiojo skilvelio funkciją. Pradinis krūtinės impedansas (Z_0), pulsinio impedanso pokyčiai per laiką (dZ/dt_0) ir EKG yra naudojami įvairių širdies funkcijos matavimų skaičiavimui. Taikant impedanso metodus širdies sistemos darbo įvertinimui kraujo aktyvioji varža vaidina svarbų vaidmenį. Buvo priimta, kad kraujo aktyvioji varža turi izotropinių savybių statinėmis sąlygomis, bet manoma, jog tekančio kraujo atveju varža krenta apie 10%. IKG yra patikimas ir patvirtintas neinvazinis metodas įvairių kraujotakos sistemos indeksų matavimui kritinių aplinkų ir laboratorinėmis sąlygomis. Impedanso kardiografijoje naudojami dažnių diapazonai yra tarp 20 ir 100kHz [11], naudojama sinusoidinės srovės stipris yra tarp 1 ir 5mA. Kai kurie autoriai naudoja mažesnio stiprio srovę, bet viskas iš dalies priklauso nuo to ar pavyksta gauti pakankamą signalo-triukšmo santykį.

Atlikta pakankamai apžvalgų, kuriomis siekiama išsamiai iširti impedanso kardiografijos metodo patikimumą, jautrumą ir pagrįstumą. Tokią apžvalgą atliko Parry ir McFetridge-Durdle [60], kuria įrodė, jog impedanso kardiografijos stebėjimo prietaisai yra patikimas instrumentas fiziologiniam širdies ir kraujagyslių sistemos darbo įvertinimui. Keletas autorių apžvelgė IKG naudą, diagnozuojant hemodinaminius parametrus sergantiems hipertenzija [73] [46].



15 pav. EKG ir IKG generuojamų signalų palyginimas ir impedanso kardiografijos elektrodų dėjimo principas

Iš programinės-algoritminės pusės viena iš didesnių problemų impedanso kardiografijoje yra triukšmų šalinimas. Triukšmai gali atsirasti dėl kvėpavimo ir kūno judesnių, ypač tas pastebima fizinių pratimų atlikimo metu. Japonų mokslininkai [29] analizavo naujus triukšmo šalinimo algoritmus. Jie pasiūlė modifikuotą Furjė tiesinį algoritmą („scaled Fourier linear combiner“ (SLFC)) ir bendrą vidurkinimą fazės iškreipimų šalinimui.

Vienas populiariausių ir plačiausiai naudotų ir tebe naudojamų impedanso kardiografijos matavimo prietaisų yra Minnesota impedanso kardiografas (Minnesota Impedance Cardiograph, Model 304B ~Surcom, Inc., Minneapolis, MN).

4.5. Kiti impedanso matavimų pritaikymo būdai

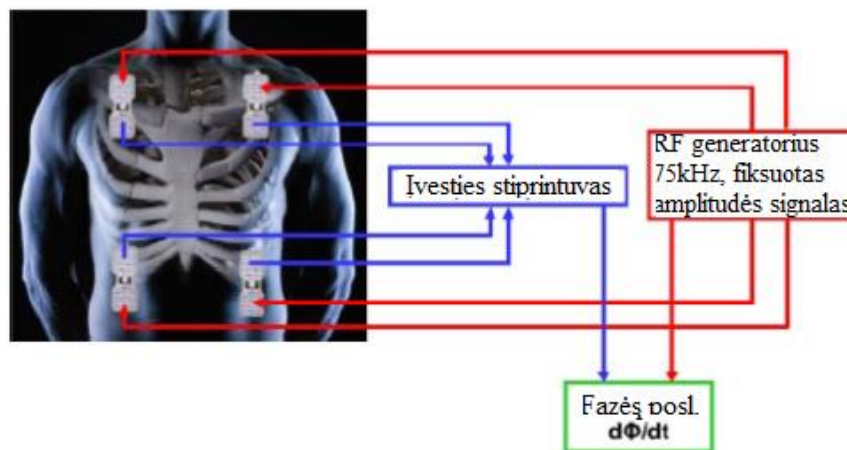
4.5.1. Bioreaktyvumo matavimas

Bioreaktyvumo matavimo sistema (NICOM) turi keturias dvigubų elektrodų poras. Kiekviena pora siunčia mažo stiprio kintamą srovę, kurios sklidimo savybės yra registruojamos kitų porų. Fundamentali šio metodo inovacija yra ta, kad pirminis matuojamas parametras yra dažnio, bet ne amplitudės pokyčiai [45] [36].



16 pav. *Cheetah Reliant* bioreaktyvumo matavimo prietaisas

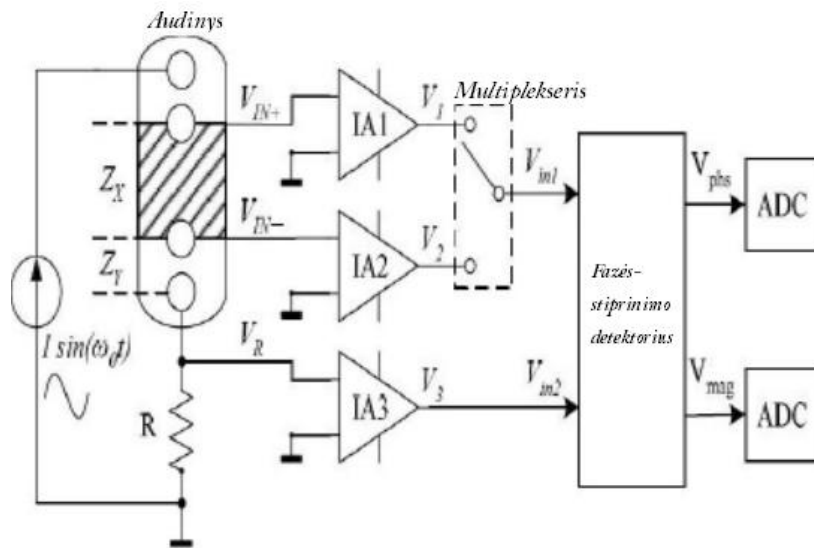
Kai kurie autoriai tyrė šio naujo metodo patikimumą lygindami su alternatyviu pulsinės bangos kontūro metodu. Pavyzdžiui Marque ir kt. [44] įrodė, kad šiuos metodus naudojantys prietaisai NICOM ir Vigileo turi panašias galimybes.



17 pav. NICOM Sistema ir jos jungimas prie žmogaus.

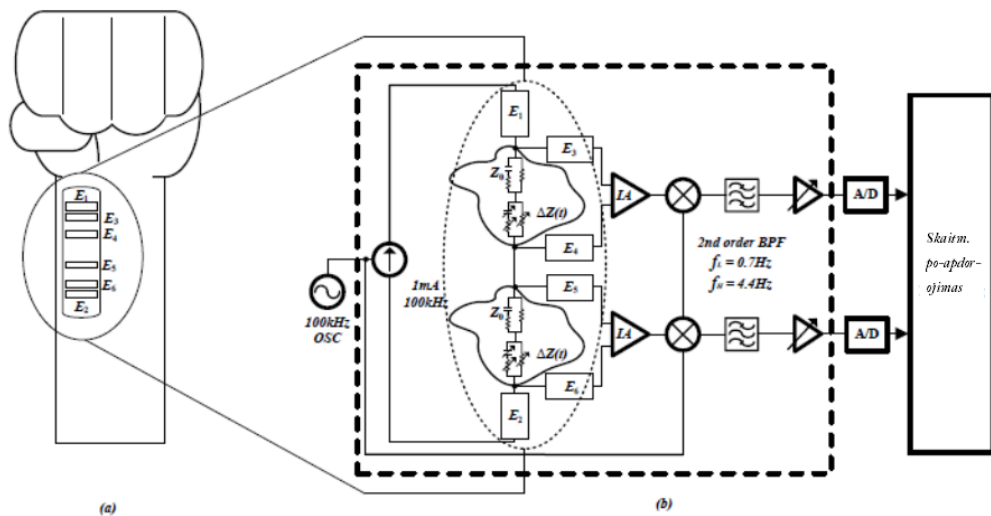
4.6. Kiti praktiniai matavimo sistemų pavyzdžiai

Batra ir kt. [5] pasiūlė naują keturių elektrodų metodą bioelektrinio impedanso matavimui. Šiuo metodu pasirenkamos trys nepriklausomos įtampų vertės V_{in+} , V_{in-} , V_R iš dviejų įtampos elektrodų ir rezistoriaus R , kuris yra sujungtas nuosekliai su vienu iš dviejų įtampos elektrodų. Jie skaičiavo realią ir menamą impedanso dalis tarp dviejų elektrodų iš modulinių santykių ir fazių skirtumo. Paprastai tariant, autoriai bioimpedanso vertes registravo, lygindami bioimpedanso signalo dydį ir fazę.



18 pav. Batra ir kitų [5] matavimo grandinės blokinė diagrama

Cho ir kt. [10] kūrė bioimpedanso matavimo sistemą nešiojamam širdies ritmo ir pulsinės bangos greičio stebėjimui naudodami mažą kūno plotą rankos dilbyje. Širdies sukelti, impedanso pokyčiai, buvo matuojami naudojant analogines grandines, susidedančias iš stiprintuvų, maišiklių ir filtrų.



19 pav. Cho ir kt. [10] bioimpedanso matavimo sistemos blokinė diagrama

Impedanso pokytis stebimas kaip įtampa, registruojama leidžiant kintamą srovę ir jos formulė yra:

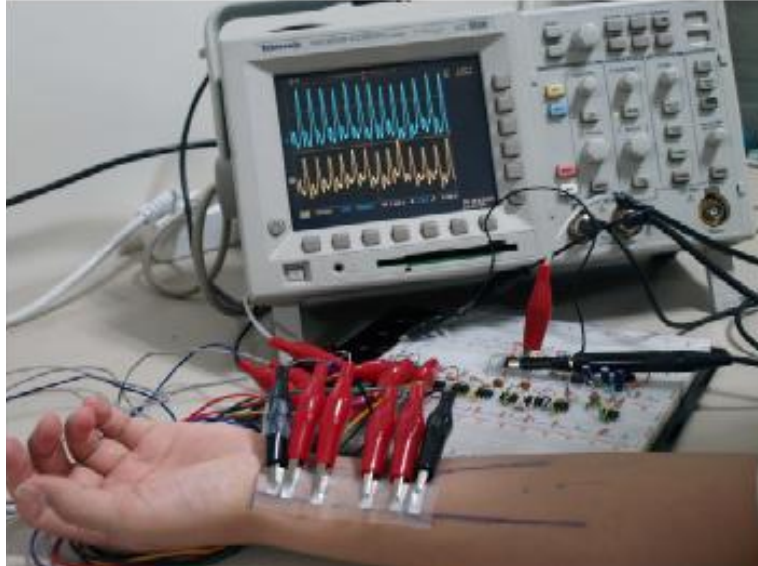
$$V_1(t) = I_0 Z_0 \cos(\omega_0 t) + I_0 \Delta Z_0(t) \cos(\omega_0 t),$$

(11)

Kadangi matuojamos dvi įtampos vienu metu skirtingose vietose, vienas signalas yra vėluojantis, tad antrojo elektrodo įtampa gali būti išreiškiama kaip parodyta 12 formulėje.

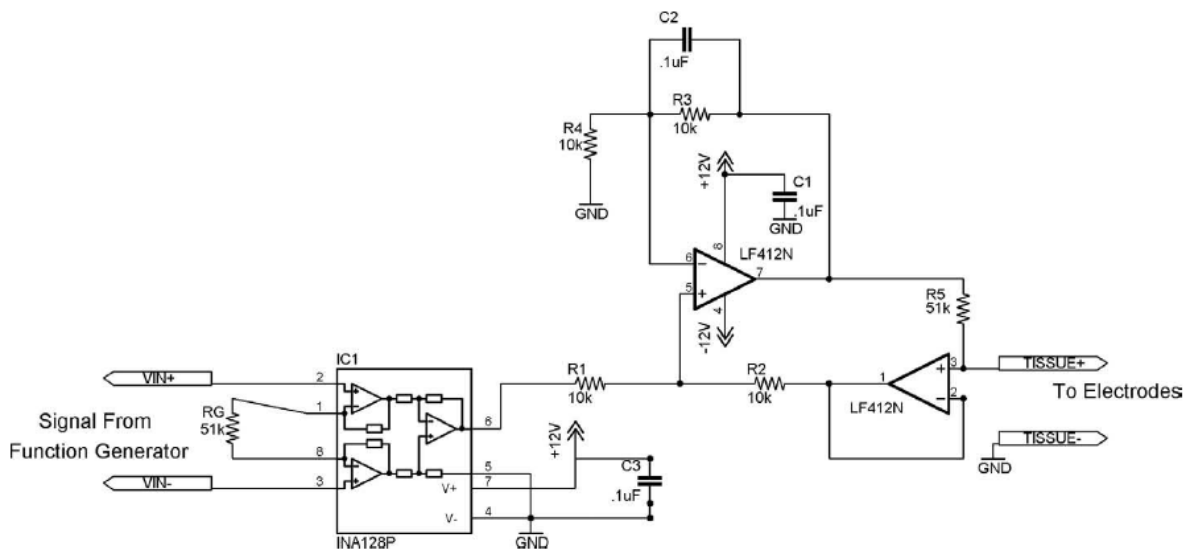
$$V_2(t) = I_0 Z_0 \cos(\omega_0 t) + I_0 \Delta Z_0(t + \Delta t) \cos(\omega_0 t),$$

(12)



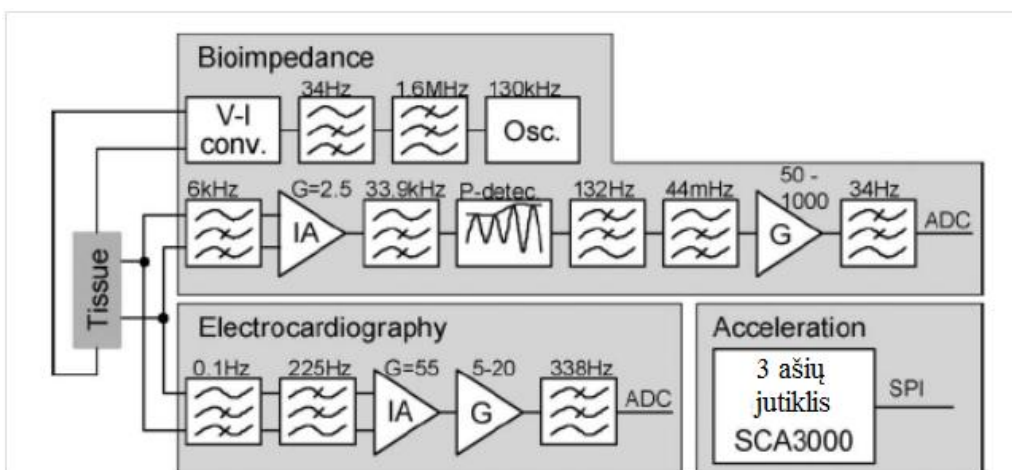
20 pav. Cho ir kt. [10] kurtos sistemos bandomojo eksperimento vaizdas

Aroom ir kolegų [3] aprašyta bioimpedanso analizės sistema susideda iš tokių pagrindinių komponentų: DC šaltinio, programuojamo funkcinio generatoriaus, programuojamo osciloskopo, grandinių plokštės ir kompiuterio. Modifikuotas Howland įtampos kontroliuojamas srovės šaltinis naudojamas kontroliuojamos srovės sukūrimui impedanso matavimo tikslams.



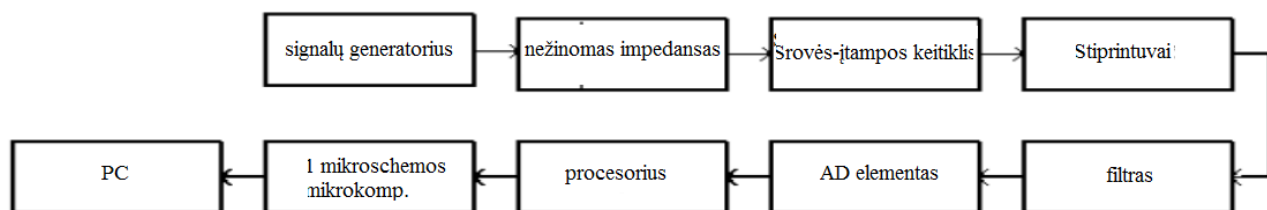
21 pav. Modifikuoto Howland įtampos valdomo srovės šaltinio schema, susidedanti iš instrumentinio stiprintuvo ir Howland tiltelio, naudota Aroom ir kt [3] aprašytoje sistemoje.

Vuorela su kolegomis [74] aprašė nešiojamo fiziologinių signalų registravimo prietaiso kūrimą ir įgyvendinimą. Šis prietaisas geba registruoti EKG, vartotojo aktyvumą ir bioimpedansą. Pažymėtina, kad bioimpedansas gali būti matuojamas dviem, trim ar keturiais elektrodais, tačiau autoriai siūlo tetrapolinį metodą, matavimo paklaidos sumažinimui. Sistema turi ir skaitmeninę dalį kuria valdo mikrovaldiklis MSP430F1611. Prietaisas geba saugoti matavimų rezultatus ir reguliuoti komunikacinius ryšius tarp prietaiso ir bazinės stotelės.



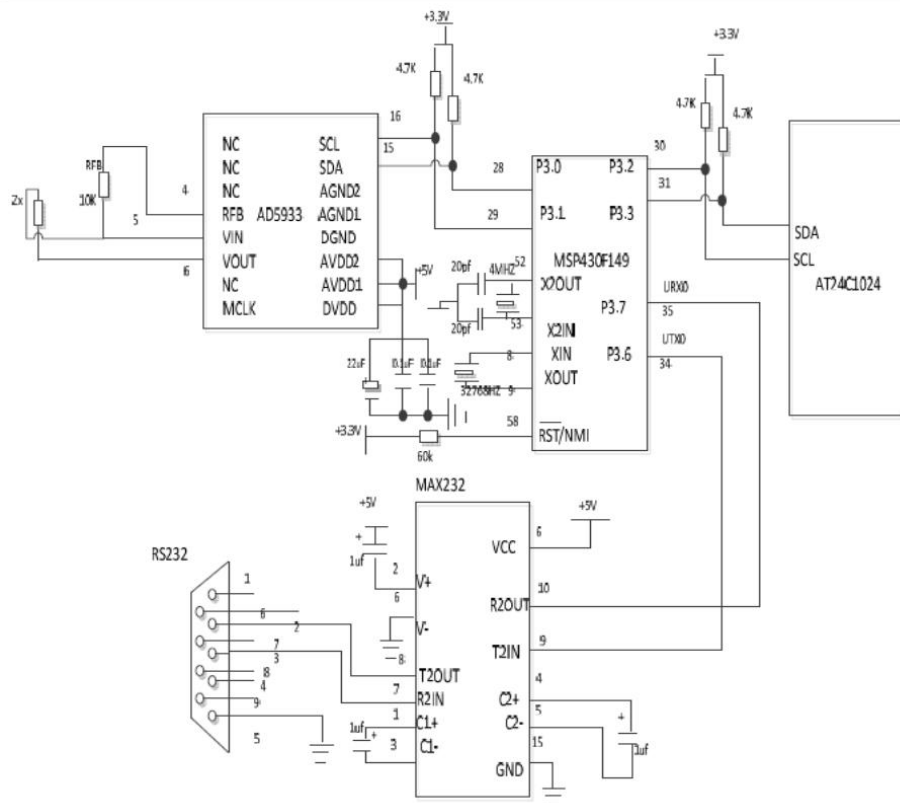
22 pav. Vuorela ir kitų [74] sistemos blokinė diagrama

Hui ir kt. [28] kuriama bioelektrinio impedanso sistema pasižymi mažu energijos suvartojimu ir portabilumu. Ji naudoja mažos galios reikalaujantį kompiuterį kaip branduolį bei pritaiko MSP430F149 mikroschemą kaip procesorių, ir AD5933. Gauti duomenys siunčiami į PC valdymo sistemą per jo paties nuosekliąją sąsają, atskleidžiamą interaktyvioje „žmogus-mašina“ sąsajoje. Matavimo sistema susideda iš viršutinės ir apatinės dalių. Viršutinioji sekcija teikia „Žmogus-Mašina“ vartotojo sąsają. Atsakingas asmuo per ją nustato matavimo parametrus, tie parametrai siunčiami į žemesnę analizės dalį. Analizės dalis siunčia analitines komandas iš PC į valdymo signalo generatorių, kad jis siųstų sužadavimo signalą. Elektros srovė tiriamą objektą pasiekia per elektrodą, praeidama srovės įtampos keitiklį, stiprintuvą, filtrą, ADK, DSP daugiadažnio impedanso informacijai gauti. Duomenys toliau bus siunčiami į viršutinę dalį ir vienos mikroschemos mikrokompiuterį duomenų saugojimui, vaizdavimui, analizei ir t.t.



23 pav. Hui ir kt. [28] kuriamos sistemos schema

Sistemos pagrindas - MSP430F149 16 bitų mikrovaldiklis, naudojantis itin mažai energijos, todėl tinka nešiojamos, baterija maitinamos sistemoms. Mikrovaldiklis veikia 1.8V-3.6V įtampos diapazone. Prietaiso veikimo srovė yra tik 160uA esant 1 MHz 1,8 V sąlygoms. Impedansui matuoti skirta integruota AD5933 mikroschema.



24 pav. Hui ir kt. [28] kuriamos sistemos testuojamoji grandinės diagrama

Kuriamos sistemos testuojamoji schema vaizduojama 27 pav. Čia MAX 232 yra lygio keitimo mikroschema, Z_x – nežinomas impedansas, RFB – grįžtamojo ryšio varža, kurios vertė turi penkis lygius: 100Ω, 1kΩ, 10kΩ, 100kΩ ir 1MΩ. Nežinomo impedanso radimo tikslumo gerinimo sumetimais, tikslesni rezultatai bus gauti, reguliuojant tinkamą RFB. Dažnio charakteristikos nustatomos iš anksto programinės įrangos pagalba. Į diskretizavimo dalyje įeina srovės-įtampos stiprintuvai, programuojamas gautų verčių stiprintuvas, taip pat ASK. Signalas srovė per nežinomą impedansą eina iš V_{in} kanalo, o srovės-įtampos stiprinimo išėjime keičiama į įtampos signalą. Stiprinimo lygį parenka vartotojas pagal grįžtamo ryšio rezistorių. Programuojamo stiprinimo stiprintuvas stipriną išeinantį iš srovės-įtampos stiprintuvo signalą. Po to signalas keliauja į žemų dažnių filtrą po ASK įvedimo. Iš ASK signalas tiesiogiai patenka į skaitmeninį signalų procesorių, kur vykdoma diskrečioji Furjė transformacija, pagal 13 formulę.

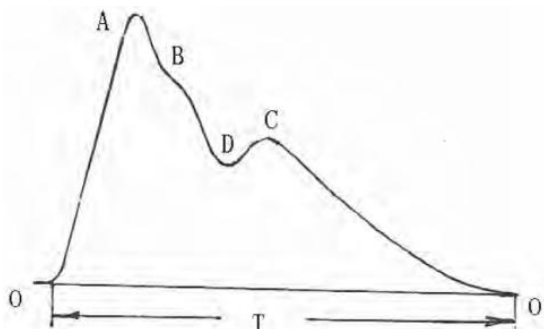
$$X(f) = \sum_{n=0}^{1023} (x(n) * \cos(n) - j \sin(n)),$$

AD5933 papildomai turi temperatūros jutiklį ir tokiu būdu numatyta galimybė impedanso spektro testavimui skirtingos temperatūros sąlygomis, norint rasti ryšį tarp varžos ir temperatūros. Ši sistema geba matuoti varžos diapazoną $100\Omega\sim 10M\Omega$.

6. Pulsinė banga, jos tyrimo svarba biomedicinoje

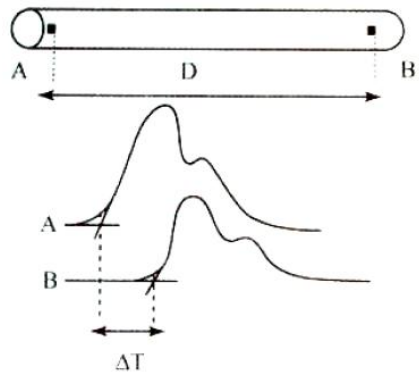
Žmogaus kraujotakos sistema yra viena sudėtingiausių kompleksinių sistemų. Mokslo ir technologijų pažangos metu dauguma fiziologinių šios sistemos problemų neturi efektyvaus sprendimo, todėl ieškoma alternatyvių diagnostikos metodų, kurie padėtų tiksliai nustatyti pirminius simptomus, kurie vėliau gali sąlygoti rimtų širdies ir kraujagyslių sistemos ligų atsiradimą. Vienas iš svarbių rodiklių, į kurį vis labiau atsižvelgiama diagnozuojant širdies ir kraujagyslių sistemos ligas yra pulsinė banga.

Moksliniai tyrimai rodo, kad tarp pulsinės bangos ypatybių ir širdies ir kraujagyslių sistemos ligų yra labai artimi ryšiai. Pulsinės bangos forma, intensyvumas (pagal amplitudę) ir ritmas (bangos ciklas) atspindi fiziologinius ir patologinius žmogaus kraujotakos sistemos būklę [67].



25 pav. pulsinės bangos forma ir jos svarbesni taškai. A – pagrindinė banga, B – atslūgstanti banga, C – dikrotinė bangos viršūnė [67]

Galint registruoti pulsinę bangą, tampa įmanoma surasti ir pulsinės bangos greitį. Šis parametras yra svarbus ir gali būti taikomas įvairiais atvejais [20, 37]. Viena iš jų yra įvairių ligų kaip hipertenzijos, diabeto, koronarinės širdies ligos diagnozė, kadangi PBG gerai atspindi aterosklerozės paveiktų kraujagyslių pokyčius [37]. Egzistuoja įvairūs algoritmai, kuriais galima tiksliai nustatyti pulsinės bangos greitį.



26 pav. Pulsinės bangos sklidimo laiko/greičio vienas skaičiavimo būdų [37]

II. METODINĖ DALIS

1. Naudojama aparatūra

1.1. PXI-1042 šasi ir NI PXI-4462 duomenų surinkimo plokštė

National Instruments PXI-1042 yra PXI platformos šasi skirta plataus diapazono matavimo ir testavimo užduočių vykdymui. PXI-1042 turi tokias savybes, kaip: integruotas 10 MHz laiko šaltinis, PXI trigerio magistralė, pagrindinis trigeris ir vietinė magistralė [54]. Svarbesnės šasi charakteristikos pažymėtos 1 lentelėje.

1 lentelė. NI PXI-1042 techninės specifikacijos

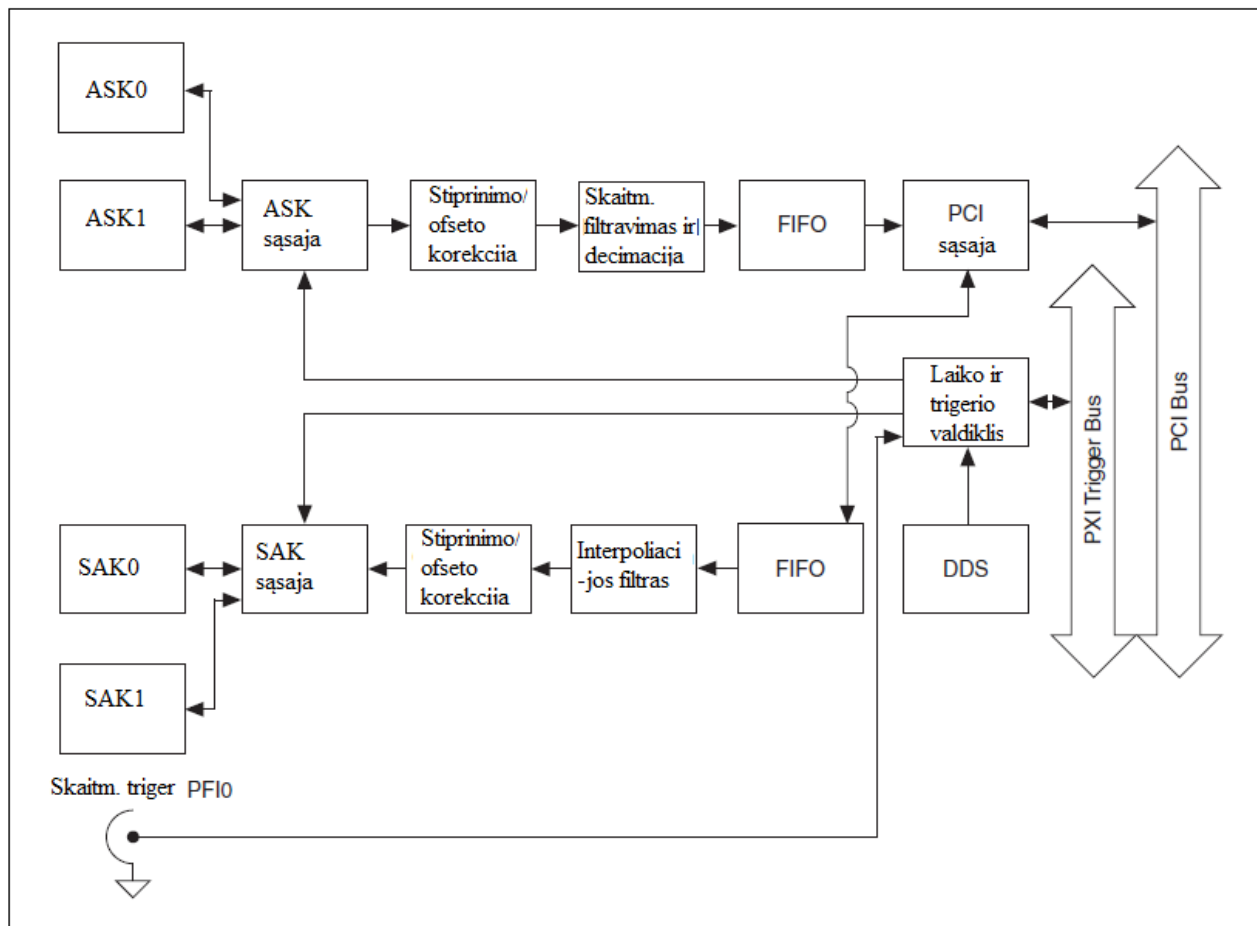
Maitinimas	AC
Vietų skaičius	8
Sistemos diapazonas	132 MB/s
Bendra prieinama galia	500 W
Įvesties įtampos diapazonas	100 V , 240 V
Įvesties dažnio diapazonas	50 Hz , 60 Hz
I/O sąsaja	BNC jungtys



27 pav. NI PXI 1042 šasi ir NI PXI 4462 plokštė

NI 446x serijos įrenginiai priklauso dinaminių signalų analizės prietaisų klasei. NI PXI-4461 yra viena iš daugelio National Instruments siūlomų PXI plokščių. Naudotas prietaisas - vidinė PXI plokštė. Ji montuojama vienoje iš laisvų šasi vietų. Tai yra aukšto tikslumo duomenų kaupimo modulis. Plokštė turi 24 bitų skiriamosios gebos ASK, du išvesties ir du įvesties kanalus, diskretizuojamus tuo pačiu metu ir palaiko 204,8kHz diskretizavimo dažnį. Plokštė pagrinde

pritaikoma garso testavimui, akustiniams matavimams, aplinkos triukšmo tyrimui, virpesių analizei ir matavimams, mechanizmo būklės tyrimui [49]. NI 446x serijos įrenginiai palaiko dvi analoginio įėjimo konfigūracijas: diferencinę ir pseudo-diferencinę. Jei signalas yra pakibęs, reikia naudoti pseudo-diferencinę konfigūraciją. Ši jungtis atstos žemę tarp pakibusio šaltinio - įrenginio (PXI 4461), pajungus 50Ω arba 1kΩ varžą (priklausomai nuo prietaiso) tarp pavyzdžiui – analoginės įvesties ir žemės [50].



28 pav. NI 4461 blokinė diagrama

2 lentelė. NI PXI-4461 techninės specifikacijos

Matavimo tipas	Akcelerometras, įtampa
Signalų apdorojimas	Current excitation , Anti-aliasing filtras
ASK tipas	Delta-sigma
AI	
Kanalai	2 , 0
Diferenciniai kanalai	2

Skiriamoji geba	24 bitai
Diskretizavimo dažnis	204.8 kHz
Maksimali įtampa	42.4 V
Maksimalus įtampos jautrumas	5.05 μ V
Minimalus įtampos diapazonas	-316 mV , 316 mV
Minimali įtampos diapazono jautrumo vertė	37.7 nV
Sinchroninis diskretizavimas	Taip
On-Board atmintis	2047 nuskaitymų
Dinaminis diapazonas	118 dB
Sužadavimo srovė	10 mA
AO	
Kanalai	2
Skiriamoji geba	24 bitai
Maksimali įtampa	10 V
Maksimalaus įtampos diapazonas	-10 V , 10 V
Maksimalaus įtampos diapazono jautrumas	1.19 μ V
Minimalus įtampos diapazonas	-100 mV , 100 mV
Min. įtampos diapazono jautrumas	11.9 nV
Atnaujinimo dažnis	204.8 kS/s
Varanti srovė	16.67 mA

1.2. NI ELVIS

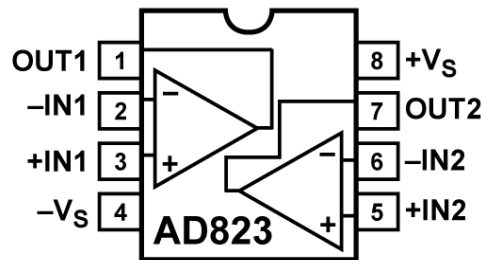
NI ELVIS yra National Instruments sukurtas prietaisas, kuris susideda iš LabVIEW pagrindu veikiančių virtualių instrumentų, daugiafunkcinės duomenų kaupimo (DAQ) sistemos bei montažinės plokštės. Prietaisu galima atlikti elektrinių signalų matavimo ir registravimo procesus su tolesne duomenų saugojimo, įrašymo ir analizės galimybe [51, 52].



29 pav. NI ELVIS

1.3. Operacinis stiprintuvas AD823

AD823 operacinis stiprintuvas yra dviejų kanalų tikslumo, 16 MHz, JFET įėjimo operacinis stiprintuvas. Jis geba veikti naudojamas pavienį maitinimą nuo +3.0 V iki +36 V arba įprastai nuo ± 1.5 V iki ± 18 V [1].



30 pav. AD823 stiprintuvo diagrama

3 lentelė. AD 823 specifikacijos, esant $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ iki 0V

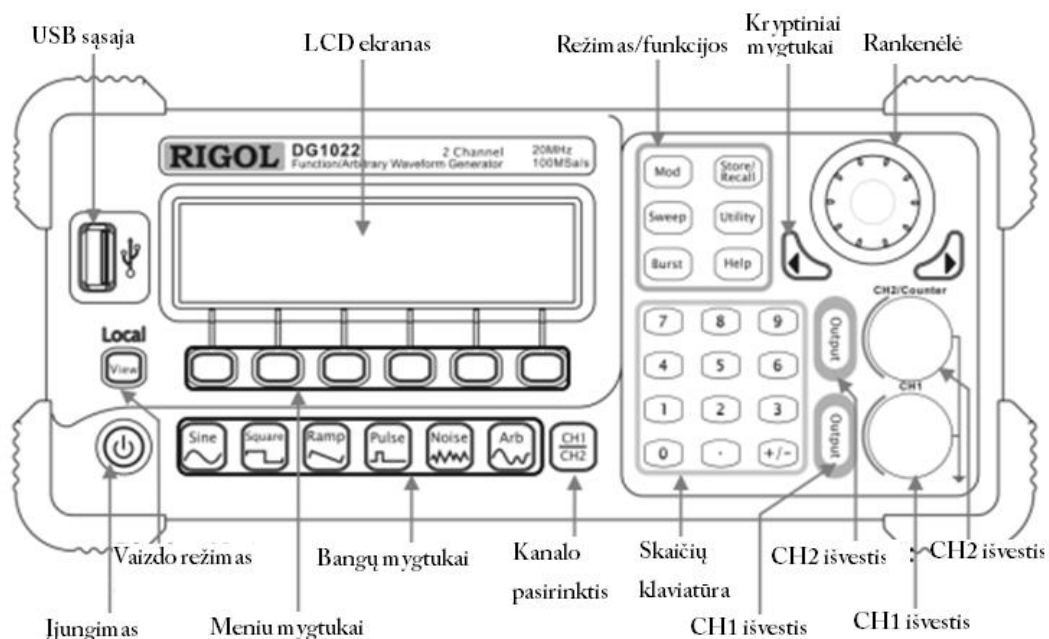
Parametras	Sąlygos	Vertė	Matavimo vienetas
Maitinimo įtampos diapazonas		3-36	V
Ramybės srovė	$T_{\text{MIN}} - T_{\text{MAX}}$, Bendra	7-8,4	mA
PSRR	$V_S = 5\text{ V to } 15\text{ V}$, $T_{\text{MIN}} - T_{\text{MAX}}$	70-80	dB
Pilnos galios atsakas	$VO = 2\text{ V p-p}$	4	MHz
Kitimo greitis	$G = -1$, $VO = 4\text{ V}$	14-22	V/ μs
Įėjimo varža		10^{13}	Ω
Išėjimo srovė	$V_{\text{OUT}} = -14.5\text{ V to } +14.5\text{ V}$	17	mA

1.4. Signalų generatorius RIGOL DG1022

Dviejų kanalų signalų generatorius DG1022 naudoja DDS technologija, todėl gali pateikti stabilų, aukšto tikslumo, gryną ir mažo iškraipymo sinusoidinį signalą. Jis paprastas naudoti, turi intuityvią vartotojo sąsają bei pasižymi kokybiškos sistemos rodikliais bei lanksčiomis funkcijomis [15]. Svarbesnės specifikacijos pateiktos 4 lentelėje.

4 lentelė. RIGOL DG1022 signalų generatoriaus techniniai duomenys

Modelis		DG1022
Maksimalus išvesties dažnis		20 MHz (5 MHz stačiakampė banga)
Išvesties kanalai		2
Diskretizavimo dažnis		100 MHz
Laiko sekos ilgis	CH1	2pts – 4kpts
	CH2	2pts – 1kpts
Skiriamoji geba		1 μ Hz
Amplitudė	CH1	2 mVpp ~ 10 Vpp (50 Ω) , 4 mV ~ 20 Vpp (Aukštas Z)
	CH2	2 mVpp ~ 3 Vpp (50 Ω) , 4 mV ~ 6 Vpp (Aukštas Z)
Vertikali skiriamoji geba	CH1	14 bitų
	CH2	10 bitų
Standartinė sąsaja		USB



31 pav. RIGOL DG1022 signalų generatorius [15]

1.5. Kiti komponentai

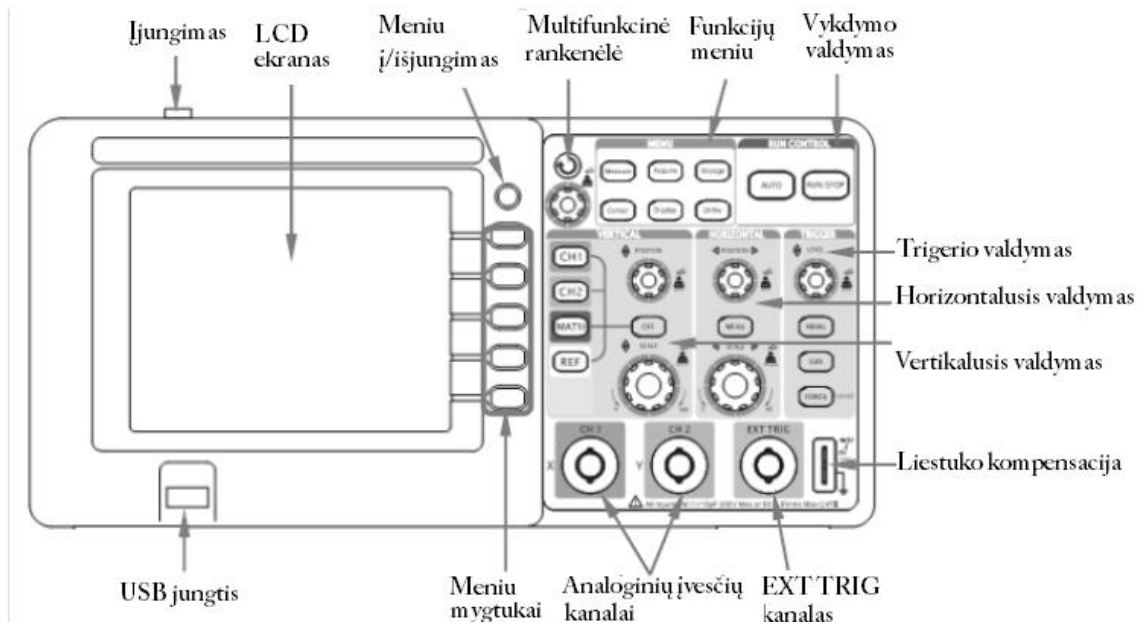
1.5.1. Osciloskopas RIGOL DS1302CA

Osciloskopas DS1302CA pasižymi 2 analoginiais kanalais, taip pat išorinio trigerio kanalu. Jo diskretizavimo dažnis realiu laiku yra 2GHz ir 50GHz atitinkamu laiku. Prietaisas geba atnaujinti signalus 2000 bangų į sekundę greičiu. Turi keletą įvairių trigeriavimo režimų [16, 68].

5 lentelė. RIGOL DS1302 osciloskopo techniniai duomenys

Modelis	DS1302CA
Dažnio diapazonas	300 MHz
Analoginiai kanalai	2
Vertikalus jautrumas	1 mV/div ~ 10V/div
Realaus laiko diskretizavimo dažnis	2 GSa/s (kiekvienam kanalui), 1 GSa/s (dvigubi kanalai)
Atitinkamas diskretizavimo dažnis	50 GHz
Standartinė sąsaja	USB, RS-232, P/F Out
Vertikali skiriamoji geba	8 bitai

Matematinės funkcijos	+ , - , × , FFT
Maksimali įvesties įtampa	Visos įvestys 1MΩ 15pF 300 V RMS CAT I
Pažymimieji matavimai	Savarankiškas, Sekimo ir Automatinio matavimo režimai



32 pav. RIGOL DS1302CA osciloskopas [16]

2. Naudojama programinė įranga

2.1. LabVIEW grafinė programavimo aplinka

Rengiant baigiamąjį darbą, procesų valdymui ir gautų duomenų analizei buvo sukurtos programos, naudojant LabVIEW programinę įrangą. LabVIEW yra grafinio programavimo aplinka, kurią sukūrė kompanija National Instruments [76].

LabVIEW yra kitokia nei įprastinės bendros paskirties programavimo kalbos. Pirma tai yra vadinamoji G (grafinė) programavimo kalba. Čia programos yra rašomos jungiant kartu grafines ikonas diagramoje, kuri po to yra kompiliuojama tiesiogiai į mašininį kodą, taip kad kompiuterių procesoriai galėtų jį įvykdyti. Nors programavimas apibūdinamas kaip grafinis, tačiau G kalba turi visas pagrindines programavimo koncepcijas, randamas daugumoje tradicinių kalbų. G kalba turi visas pagrindines konstrukcijas, kaip duomenų tipus, ciklus, įvykių valdymą, kintamuosius, ir objektinio tipo programavimą ir t.t. Antrasis svarbus skirtumas yra tai, kad G kodas, sukurtas naudojant LabVIEW yra vykdomas pagal duomenų srauto taisyklės vietoje tradicinio procedūrinio būdo, randamo daugumoje tekstinių kalbų. Tokio tipo programų vykdymas visų pirma remiasi duomenimis, čia įvedamos sąvokos kaip „data-driven“ ir „data-dependent“. Vykdomo tvarką ir eilę nurodo duomenų srautas tarp mazgų (kitais žodžiais: funkcijų, struktūrų ir t.t.) programoje. Mazgas LabVIEW aplinkoje turi įvestį, geba apdoroti duomenys ir išvesti rezultatus. Kuomet visos įvestys turi tinkamus duomenis, mazgas veikia pagal savo logiką, išveda rezultatus ir perduoda juos kitam mazgui duomenų srauto diagramoje. Iš esmės, vienas mazgas negali būti vykdomas tol kol kitas nebaigė savo vykdymo, bet, jei reikia, LabVIEW turi plačias programų valdymo realiu laiku galimybes [70].

LabVIEW aplinka yra sudaryta iš dviejų dalių: priekinės panelės ir blokinės diagramos. Blokinėje diagramoje yra kuriama programa, kas atitinka kitų programavimo kalbų kodą. Kaip minėta, G kodas panašus į smulkų programos algoritmą, dėl to programa aiškiai suvokiama ir nesunkiai įsisavinama. Priekinėje panelėje yra grafinis programos valdymas ir rezultatų atvaizdavimas. LabVIEW dažniausiai yra naudojama išorinių įrenginių valdymo programų kūrimui, duomenų apdorojimui [70, 76]. Šiame darbe buvo naudojama Windows 7 operacinėje sistemoje veikusi LabVIEW 2011 (versija 11.0, 64-bit).

3. Sistemos principinė, metodinė dalis

Šio darbo metu buvo kuriamas žmogaus audinių elektrinio impedanso matavimo sistemos prototipas, į kurią įeina National Instruments virtualių instrumentų sprendimai. Veikianti sistema gebės vaizduoti pulsinę bangą, kuri bus registruojama pagal audinio varžos pokyčius. Toks kitimo dydis yra labai mažas, todėl idėja buvo pritaikyti aukštos skiriamosios gebos keitiklį, taip gaunant reikalingą tikslumą. Tyrimo eigoje svarbus uždavinys yra sužinoti ar pasirinktas metodas suteiks reikalingą tikslumą bei koks bus triukšmo lygis.

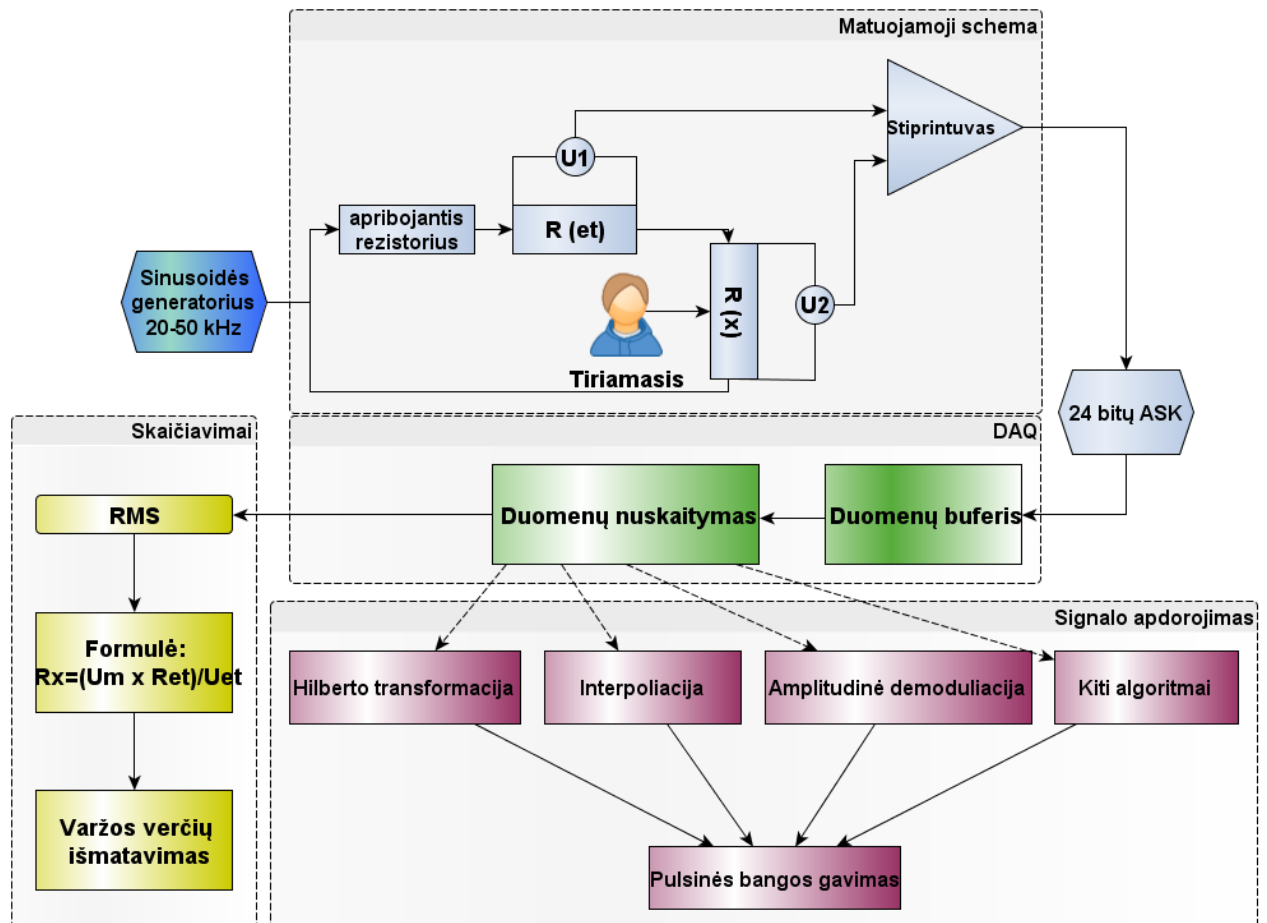
Metodo esmė yra elektropletizmografijos (kitai vadinamos impedanso pletizmografijos) principas, skirtas audinių tūrio pokyčių nustatymams, remiantis elektrinio impedanso matavimu. Metodo esmę sudaro Omo dėsnis ir priklausomybė, išreiškiamą 14 formule.

$$\frac{dZ}{Z} = k \frac{dV}{V},$$

(14)

14 formulė nusako, kad tarp mechaninio audinių tūrio kitimo ir elektrinės varžos pokyčio yra tiesioginė priklausomybė su atitinkamu koeficientu.

Sistemos prototipo modelio blokinė schema vaizduojama 33 iliustracijoje .



33 pav. Darbo blokinė matavimo schema

4. Signalo apdorojimo algoritmai

4.1. Hilberto transformacija

Hilberto transformacija [18] funkcijai $x(t)$ yra apibrėžiama kaip:

$$h(t) = H\{x(t)\} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau, \quad (15)$$

Taikant Furjė identiškumo ženklus (identities) galima parodyti, kad Furjė transformacija Hilberto transformacijai $x(t)$ sekos atveju yra:

$$h(t) \Leftrightarrow H(f) = -j \operatorname{sgn}(f) X(f), \quad (16)$$

Čia $x(t) \Leftrightarrow X(f)$ - Furjė transformacijos pora

$$\operatorname{sgn}(f) = \begin{cases} 1 & f > 0 \\ 0 & f = 0. \\ -1 & f < 0 \end{cases}$$

4.2. Huango-Hilberto Transformacija

Huango-Hilberto transformacija remiasi dviem metodais: empirine modų dekompozicija (EMD) ir Hilberto Transformacija (HT) [64].

EMD susideda iš laiko sekos išskirstymo į baigtinį komponentių, vadinamų Esminėmis Modų Funkcijomis (*Intrinsic Mode Function* - IMF) skaičių. Kiekviena komponentė gali būti apibrėžiama kaip IMF jei tenkina du apribojimus:

(1) ekstremumų ir nulinių persikirtimų (*zero-crossing*) kiekis turi būti lygus arba skirtis daugiausiai vienu;

(2) kiekviename duomenų segmente dviejų gaubtinių apibrėžiama vidurkio vertė, atitinkama vietinio maksimumo ir vietinio minimumo turi būti nulis.

IMF išskiriamos iš originalaus signalo per taip vadinamą sijojimo procesą, kas yra EMD pagrindas. Pasirenkamai laiko sekai $x(t)$, sijojimo procesas prasideda identifikuojant visus ekstremumus ir sujungiant visus vietinius maksimumus naudojant kubinį splainą (viršutinė gaubiamoji) ir panašiai atliekant su vietiniais minimumais (žemutinė gaubiamoji). Pirmoji proto-IMF gali būti skaičiuojama iš viršutinės ir apatinės gaubiamųjų $m_1(t)$ pagal 17 formulę:

$$h_1(t) = x(t) - m_1(t), \quad (17)$$

$h_1(t)$ žymima kaip proto-IMF nes ji nebūtinai tenkina visus apribojimus, kuriais pasižymi tikra IMF. Tokiu būdu sijojimo procesas yra taikoma vėl $H_1(t)$ funkcijai, pagal 18 formulę.

$$h_1(t) - m_{11}(t) = h_{11}(t), \quad (18)$$

Čia $m_{11}(t)$ yra viršutinės ir apatinės $h_1(t)$ gaubiamųjų vidurkis. Šis procesas kartojamas k kartų kol $h_{1k}(t)$ gaunamas pagal 19 formulę.

$$h_{1(k-1)}(t) - m_{1k}(t) = h_{1k}(t), \quad (19)$$

IMF yra apibrėžiama kaip $c_1(t) = h_{1k}(t)$, kur k yra iteracijų skaičius, leidžiantis $H_{1k}(t)$ tenkinti sijojimo proceso stabdymo kriterijų. Pagal [27] siūlomą būdą, sijojimas stabdomas kuomet ekstremumų kiekis yra lygus nulinių persikirtimų skaičiui K nuoseklių sijojimo žingsnių. Kuomet iš originalios laiko sekos gaunama pirma IMF $c_1(t)$, liekana $r_1(t)$ gaunama pagal 20 formulę.

$$x(t) - c_1(t) = r_1(t), \quad (20)$$

Liekana $r_1(t)$ gali būti laikoma nauja laiko seka ir sijojama kaip buvo aprašyta aukščiau, tam kad būtų galima gauti lėtesnio pobūdžio IMF. Pilnas procesas gali būti kartojamas n kartų, kol liekana $r_n(t)$ yra nemonotoninė funkcija arba funkcija su vienu ekstremumu. EMD analizės gale, originalus signalas $x(t)$ gali būti atvaizduojamas kaip IMF suma plus liekana:

Hilberto-Huango transformacijos atveju Hilberto transformacija yra antras žingsnis. Jis leidžia išreikšti signalo nestacionarumą per momentinio dažnio ir amplitudės apskaičiavimą t. y. laiko-dažnio-energijos Hilberto spektrą (HS). HT duotai laiko sekai $x(t)$ gali būti skaičiuojama pagal 21 formulę.

$$y(t) = \frac{1}{\pi} \rho \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(t')}{(t-t')} dt', \quad (21)$$

čia ρ yra Koši pagrindinė vertė .

Funkcija $y(t)$ egzistuoja kiekvienai L_p klasės funkcijai, $x(t)$ ir $y(t)$ kartu gali būti vaizduojamas kaip kompleksinis skaičius $z(t)$ (22 formulė).

$$z(t) = x(t) + iy(t) = a(t)e^{i\theta(t)}, \quad (22)$$

čia i - menamoji dalis;

$a(t)$ - momentinė amplitudė, skaičiuojama pagal 23 formulę;

$$a(t) = [x^2(t) + y^2(t)]^{1/2}, \quad (23)$$

$\theta(t)$ - momentinė fazė, randama pagal 24 formulę:

$$\theta(t) = \arctan \left\{ \frac{y(t)}{x(t)} \right\}, \quad (24)$$

Momentinis dažnis $f(t)$ gali būti gaunamas pagal 25 formulę:

$$f(t) = \frac{d\theta(t)}{dt}, \quad (25)$$

III. PRAKTINĖ DALIS

1. Struktūrinė dalis

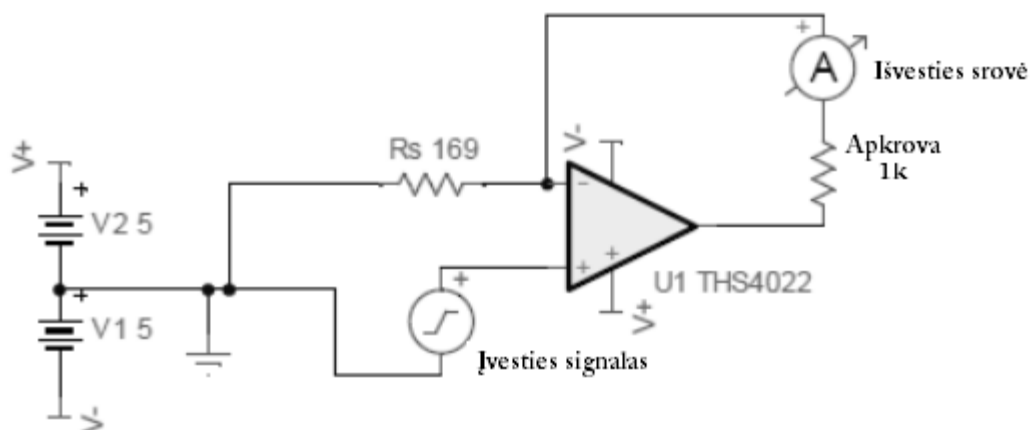
Matavimo schema susideda iš šių techninių dalių: sinusoidės generatoriaus, elektrinės matavimo grandinės, 24 bitų analoginio-skaitmeninio keitiklio, stiprintuvo; programinių dalių: signalo įvedimo, apdorojimo, varžų verčių skaičiavimų komponentų. Procesas valdomas NI LabVIEW programine įranga, pradiniai darbai atlikti su NI ELVIS platforma.

1.1. Sistemos struktūra

1.1.1. Sinusoidės generavimas

Srovės generatorius yra itin svarbi bioimpedanso matavimo sistemos dalis. Pageidautina, kad toks generatorius naudojamas tokio tipo prietaisuose turėtų itin aukštą stabilumo lygį, gebėtų teikti žemo stiprio srovę, turėtų aukštą išėjimo impedansą ir galėtų apimti žemus bei aukštus dažnius. Kadangi šioje sistemos kūrimo fazėje mikroscheminis sinusoidės generavimo sprendimas dar nėra paruoštas, naudojome alternatyvias priemones. Pradžioje sinusoidė buvo generuojama programiniu būdu LabVIEW aplinkoje, gautą signalą išvedant per plokštę NI PXI-4461, kuri turi du išėjimo kanalus, pro kuriuos galima išvesti generuojamą signalą. Kadangi NI4461 plokštės diskretizavimo dažnis maksimaliai yra 204,8MSa/s, gauta sinusoidė aukštesniuose dažniuose turėjo nepakankamai taškų, todėl tikslumo sumetimais, sinusoidė buvo generuojama naudojant signalų generatorių RIGOL DG 1022.

Kitas siūlomas variantas galėtų būti modifikuotas Howland tiltelis (34 pav.), jis pasižymi stabilumu ir funkcionalumu.



34 pav. Modifikuota Howland grandinė

1.1.2. Matavimo grandinė ir stiprinimas

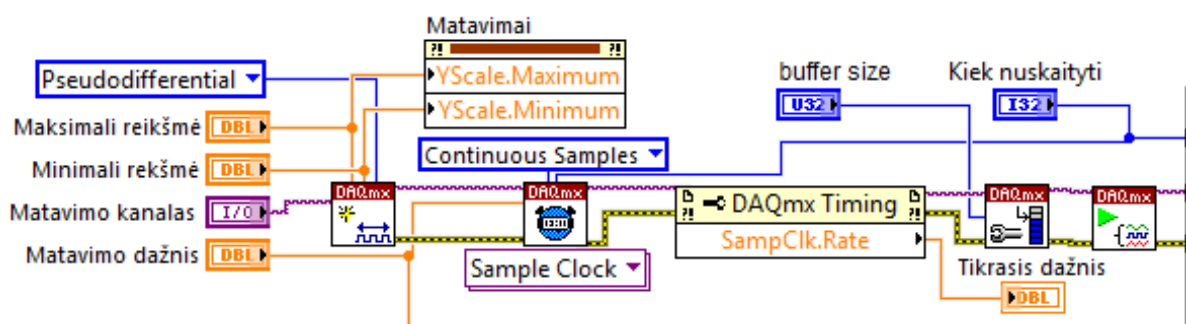
Matavimo grandinė yra sudaryta iš srovės generatoriaus, generuojančio aukšto dažnio - 20-50 kHz sinusoidinius srovės signalus. Matavimo esmė yra paremta Omo dėsniumi. Grandinėje yra nuosekliai sujungtos dvi varžos: didelės vertės apribojantis rezistorius ir R_{et} (etaloninės varžos rezistorius). Apribojantis rezistorius riboja elektros srovę iki 1mA stiprio. Matuojamas žmogaus audinių segmentas R_x į grandinę yra įjungiamas naudojant tetrapolinį elektrodų metodą. Ties etaloniniu rezistoriumi ir matuojamąja varža registruojami įtampos pokyčiai: atitinkamai U_1 ir U_2 . Tikslas yra rasti nežinomą varžą R_x . Kadangi varžų ir pradinės įtampos dydžiai mums žinomi (jie turi būti tikslūs), tokiu būdu suradus įtampos pokytį ties R_{et} bei matuojant įtampos kritimą ties matuojamąja varža, bei naudojantis iš Omo dėsnio išvesta formule, galima rasti nežinomą (pvz.: tiriamojo asmens) varžą R_x .

Gautas signalas yra sustiprinamas ir yra perduodamas į 24 bitų skiriamosios gebos analoginį-skaitmeninį keitiklį. Stiprinimas vykdomas AD823 stiprintuvu. Renkantis stiprintuvą reikėjo atkreipti dėmesį į tam tikras charakteristikas. Buvo reikalinga aukšta įėjimo varža (impedansas), kadangi turint žemesnę įėjimo impedansą, būtų praleidžiama srovė ir gautumėme didelę apkrovą grandinei. Tai taip pat įtakotų ir pačio signalo charakteristikas. Pagrindinis aspektas būtų toks, kad norint jog stiprintuvas tinkamai stiprintų signalą, reikalinga, kad įtampa pilnai nukristų įvestyje ir stiprintuvas gautų norimą signalą, kurį toliau sustiprintų. Taip pat stiprintuvas buvo ieškomas pagal tai, kokių dažniu jis dirba. Kadangi numatytas sistemos panaudojimas skysčių matavimui, o ten taikomas dažnis yra aukštas – virš 1MHz, tad buvo reikalinga, kad stiprintuvas galėtų sustiprinti tokį signalą norimą skaičių kartų. Signalai buvo stiprinami naudojant paprastą diferencialinį jungimą ir parenkant įėjimo varžas taip, kad būtų pasiektas 100 kartų stiprinimas.

1.1.3. Signalų įvedimas





Signalų įvedimui naudotas NI PXI-4461 dinaminio signalų rinkimo (DSA) prietaisas. Šis prietaisas, tai vidinė PXI plokštė, kuri turi 24 bitų analogo-skaitmeninį keitiklį, du išvesties ir du įvesties kanalus. Įvesties kanalai yra diskretizuojami tuo pačiu metu, diskretizavimo greitis - iki 204.8kSa/s. Įvesties kanalai taip pat turi integruotus tiek analoginius, tiek skaitmeninius filtrus, tam kad, būtų galima išvengti taip vadinamo signalų persidengimo. Todėl įvedimo signalai pirma praleidžiami pro fiksuotą analoginį filtrą, bet kokių signalų su dažnio komponentais išskyrus keitiklio diapazoną, pašalinimui. Tuomet skaitmeniniai glotninimo filtrai automatiškai priderina

savo ribinį dažnį, bet kokių dažnio komponentų išskyrus pusę programuoto diskretizavimo dažnio, pašalinimui.



35 pav. Signalų įvedimo dalis LabVIEW programoje






6 lentelė. Signalų įvedimo dalies LabVIEW funkcijos

<i>LV funkcija</i>	<i>Aprašymas</i>
	<i>DAQmx Create Channel (AI Voltage)</i> : sukuriama įvedimo/išvedimo kanalai įtampos matavimui. Pasirenkamas įtampos intervalas: -10 – +10. Priskiriami fiziniai kanalai.
	<i>DAQmx Timing (Sample Clock)</i> : leidžia pasirinkti laiko nustatymus, t.y.: diskretizavimo dažnį, tyrimo modelį.
	<i>DAQmx Configure Input Buffer</i> : Apeina automatinius NI-DAQmx įvesties buferio nustatymus, nurodant vartotojui reikalingas vertes.
	<i>DAQmx Start Task</i> : inicijuoja užduoties perėjimą į paleidimo būseną, skirtą pradėti matavimui ar generavimui.

Pirmoji programos dalis yra prieš ciklą ir yra skirta signalų įvedimui bei kitų parinkčių nustatymui. Svarbiausi moduliai ir funkcijos, naudojami programoje yra paminėti 6 lentelėje

DAQmx Create Channel modulis sukuria kanalą signalo įvedimui. Papildomai galime pasirinkti, minimalią ir maksimalią matuojamo signalo vertes. Pritaikome jas ir pagal įvedimo prietaiso NI PXI 4461 galimybes ir pagal tai koks gaunamas signalas. Tam, kad galėtume jį ištempti maksimaliai visoje 24 bitų skalėje. *DAQmx Sample Clock* funkcijoje galima nurodyti duomenų segmento dydį, kurį programa registruos, bei kitus laiko parametrus, kaip kad diskretizavimo dažnis.

7 lentelė. Duomenų nuskaitymo ir užduoties šalinimo LabVIEW funkcijos










<i>LV funkcija</i>	<i>Aprašymas</i>
	<i>While Loop</i> : Nežinomo kartojimų skaičiaus ciklas kartoja savyje esančią programos dalį tol kol sąlyginio terminalo (<i>conditional terminal</i>) įvestis gauna konkrečią loginę vertę: TRUE arba FALSE.
	<i>DAQmx Read</i> : nuskaityto duomenis ir pateikia juos laiko sekos signalo (waveform) pavidalu, kas leidžia duomenis naudoti tolimesnėms reikmėms: kaip grafiniam vaizdavimui, saugojimui atskirose rinkmenose ar siuntimui į tolesnes apdorojimo sekcijas.
	<i>DAQmx Clear Task</i> : tikrina visus į programą patenkančius signalus su programoje pasirinktais nustatymo kriterijais. Šio instrumento paskirtis išvalyti sukurtą užduotį, prieš ją išvalant, programa užduotį nutraukia ir atlaisvina visus rezervuotus resursus, kuriuos užduotis naudojo.
	<i>General Error Handler</i> : Nurodo ar įvyko klaida. Įvykus programos klaidai, šis instrumentas sukuria jo aprašymą ir pateikia jį vartotojui.
	<i>STOP</i> : Loginė funkcija, siunčianti komandą TRUE, kuomet nuspaudžiamas, ją atitinkantis grafinis mygtukas priekinėje panelėje. Pagrindinė funkcija siūsti TRUE komandą į sąlyginį nežinomo kartojimų skaičiaus ciklo terminalą, kuris stabdytų ciklą norimu momentu. Galimi įvairūs loginiai sprendimai, kuomet ciklas būtų stabdomas automatiškai įvykus klaidai ir panašiai.

Po *DAQmx Start Task* instrumento komandos, užduotis vykdoma nežinomo kartojimų skaičiaus cikle. Čia struktūra paprasta, ciklo viduje tik viena DAQmx tipo funkcija - *DAQmx Read*, kuri nuskaityto registruojamo signalo duomenis ir pateikia laiko seką, kurią galima apdoroti toliau, t.y. atlikti veiksmus su duomenų masyvu, išskirti laiko parametrus, juos keisti ir t.t. išskiria laiko sekas, kurios atvaizduojamos grafiku, ir rašomos į rinkmeną. Užduotis baigiasi, kuomet priekinėje panelėje sužadina *STOP* komanda. Ji siunčia TRUE loginę komandą ciklo loginiam sąlyginiam terminalui, kuris sustabdo visą ciklo eigą ir toliau programa vykdo veiksmu esančius už ciklo. Už ciklo yra funkcija, išvalanti sukurtą užduotį ir gebanti pateikti esamos klaidos aprašą, jei prieš tai programoje ji įvyko, tam tikslui visur programoje vedamas ne tik įprasti duomenų tipo ryšiai, bet ir klaidos duomenų tipas.

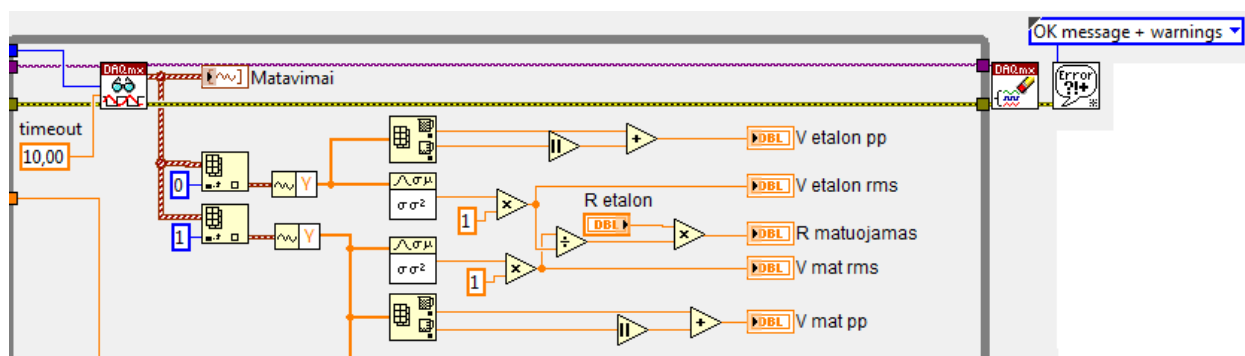
1.1.4. Impedanso skaičiavimas

Ciklo viduje programa realiu laiku atlieka reikalingus skaičiavimus ir vykdo norimus duomenų apdorojimo algoritmus.

8 lentelė. Veiksmų su duomenimis atlikimo LabVIEW funkcijos, naudotos programoje.

LV funkcija	Aprašymas
	<i>Index array</i> : grąžina n-dimensijų masyvo dalį arba vieną nurodytą elementą
	<i>Get waveform components</i> : leidžia išskirti reikiamus laiko sekos signalo komponentus: duomenų masyvą, pradinį laiką, laiko intervalą (dt)
	<i>Array Max and Min</i> : Suranda mažiausia ir didžiausią masyvo elemento vertę
	<i>Std Deviation and variance</i> : suranda standartinius statistinius rodiklius duotai sekai ar duomenų masyvui: vidurkį, standartinę nuokrypį ir dispersiją
	<i>Mean</i> : paprastumo sumetimais, grąžina duomenų reikšmių vidurkį.
	<i>Array size</i> : grąžina masyvo visų verčių, esančių jame, kiekį.
	<i>Array subset</i> : Iš masyvo išskiria norimų dimensijų dalį
	Aritmetinės funkcijos
	<i>Absolute value</i> : grąžina absoliutinę įvestos reikšmės vertę.

Iš pradžių išskiriame reikalingas duomenų sekas iš gauto signalo. Kadangi įvedinėjome iškart dviejų kanalų duomenis, reikalinga juos išskirti prieš atliekant matematinius veiksmus. Tai atliekama su *Array subset* funkcija. Išskiriame laiko sekos signalo duomenų masyvą su *Get waveform components* instrumentu. Tuomet galima su gautais masyvais atlikti aritmetinius, matematinius veiksmus.



36 pav. varžų skaičiavimo dalis programoje, kartu su *Read* ir *Clear* funkcijomis

Impedanso/varžos skaičiavimo esmė yra paremta Omo dėsnio. Kadangi grandinėje yra nuosekliai sujungtos dvi varžos: didelės vertės apribojantis rezistorius ir R_{et} (etaloninės varžos rezistorius), į apribojantį rezistorių, atlikdami skaičiavimus, dėmesio nekreipiame. Matuojamas segmentas R_x į grandinę yra įjungiamas naudojant tetrapolinį elektrodų metodą. Ties etaloniniu rezistoriumi ir matuojamąja varža mes registruojame įtampos pokyčius: atitinkamai U_1 ir U_2 . Kadangi varžų ir pradinės įtampos dydžiai mums žinomi, bei žinant kad visoje grandinėje srovės stipris yra tas pats. Paprasčiausių Omo dėsnio formuliu pagalba išsireiškiame reikiamą lygybę.

$$U_1 = IR_{et}, \tag{26}$$

$$U_2 = IR_x, \tag{27}$$

$$R_x = U_2 \frac{R_{et}}{U_1}, \tag{28}$$

čia U_1 ir U_2 - įtampos kirtimai ties atitinkamomis varžomis;

I – srovės stipris;

R_{et} – etalominio rezistoriaus varžos vertė;

R_x – matuojamoji varža.

Reikia paminėti, kad skaičiavimams naudojome ne įprastas įtampos vertes, skaičiuojamas nuo viršūnės iki viršūnės, bet išvedėme vidutinę kvadratinę šaknį (RMS). Turint n dydžio verčių masyvą, vidutinė kvadratinė šaknis skaičiuojama pagal 29 formulę:

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n}(x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2)}, \tag{29}$$

Tai yra naudingas statistinis matas, parodantis kintančios kiekybės dydį. Ypač tai naudinga, kuomet dydis kinta iš neigiamo į teigiamą, kaip sinusoidės signalas. Todėl yra kur kas pravarčiau aritmetinius skaičiavimus atlikti su šio rodiklio vertėmis.

1.1.5. Signalų apdorojimas

Pagrindinė užduotis, naudojant 24 bitų ASK, mums buvo įsitikinti ar bus gautas reikiamas tikslumas išgaunant pulsinę bangą. Tačiau signalo įvedimo metu gauta laiko seka dar nėra pulsinė banga. Kadangi didelės amplitudės nešantysis sinusoidinis signalas talpina tik 0,1 proc. kitimo dydžio signalą, reikalinga buvo kažkaip jį demoduliuoti ir išskirti.




Signalų demoduliacija yra nesudėtingai atliekama techniškai, galima naudoti tiek diodų detektorių, tiek kitas schemas, kad išvestyje būtų galima gauti pulsinę bangą. Mes norėdami virtualizuoti daugumą komponentų, taikėme įvairius duomenų apdorojimo algoritmus.

1.1.5.1. Hilberto transformacija

Vienas paprasčiausių taikytinų algoritmų yra Hilberto transformacija. Hilberto transformacija LabVIEW aplinkoje atliekama labai paprastai, nes ten jau yra apibrėžta HT funkcija-virtualaus instrumentas. Pagal LabVIEW pagalbą [18] *Fast Hilbert Transform VI* atlieka diskrečią Hilberto transformacijos realizaciją su FFT šablonų pagalba remiantis $h(t) \Leftrightarrow H(f)$ Furjė transformacijos pora ir atliekant sekančius žingsnius:

1. Atliekant Furjė transformaciją su įvesties masyvu \mathbf{X}
 $Y = F\{X\}$
2. Nustatant DC komponentę kaip nulį
 $Y_0 = 0.0$
3. Jei seka Y yra vienodo dydžio, nustatant Naikvisto komponentę kaip nulį
 $Y_{Nyq} = 0$
4. Padauginti teigiamas harmonikas iš $-j$.
5. Padauginti neigiamas harmonikas iš j . Iškviešti naują seką H , kurios forma yra $H_k = -j \operatorname{sgn}(k) Y_k$
6. Atlikti atvirkštinę FT H , tam kad gauti X duomenų Hilberto transformaciją.

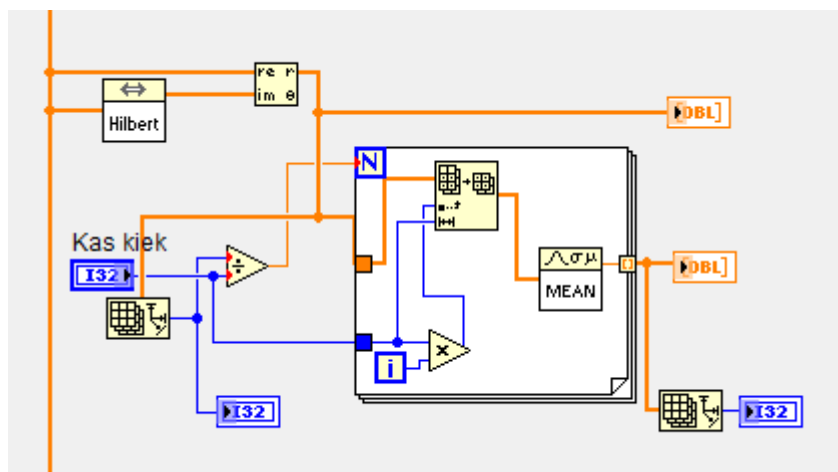
9 lentelė. Specifinės Hilberto transformacijos skaičiavimo funkcijos

<i>LV funkcija</i>	<i>Aprašymas</i>
	<i>For Loop</i> . Žinomų kartojimų skaičiaus ciklas. Vykdo programos dalį tiek kiek nurodoma įvedant skaitine reikšmė į skaičiavimo (N) intervalą. Iteracijų (i) terminale gražinama tuo metu esančios dabartinės iteracijos vertė.
	<i>Fast Hilbert transform</i> : skaičiuoja Hilberto transformaciją ir duomenų sekos
	<i>Re/Im To Polar</i> : Verčia kompleksinio skaičiaus stačiakampės formos komponentus į polinius.

Norimas transformuoti masyvas siunčiamas į HT virtualaus instrumento funkciją ir panaudodami *Re/Im To Polar* funkciją, kur į realios kompleksinio skaičiaus vietą jungiame originalų signalą, o į menamos – transformuotą. Joje pagal 30 formulę randamas r komponentas, kurį vaizduojame grafike.

$$r = \sqrt{(x^2 + y^2)}, \quad (30)$$

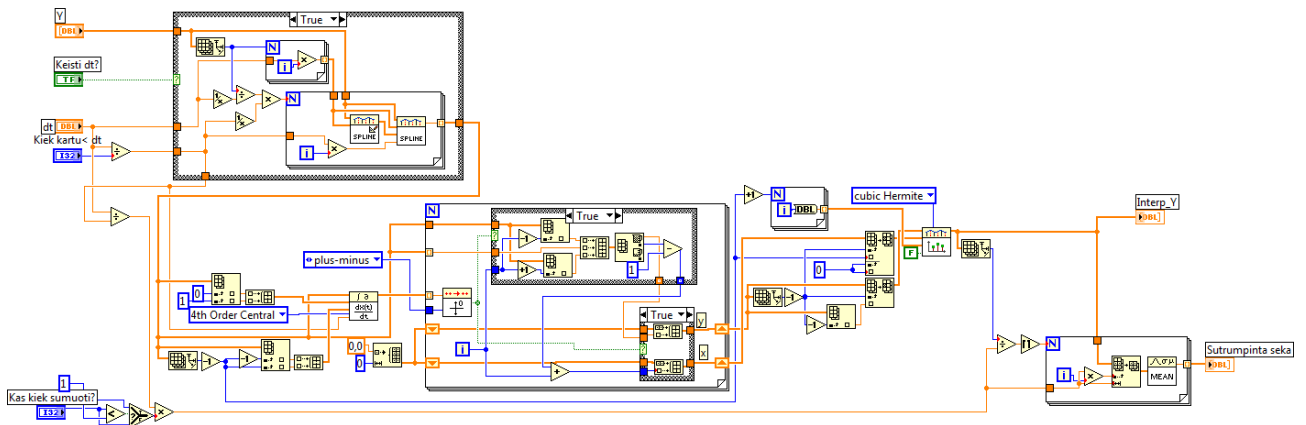
Kad būtų galima gauti tikslesnį rezultatą, randame HT verčių vidutines vertes. Tam atliekami matematiniai veiksmai žinomų kartojimų (*For*) cikle.



37 pav. Hilberto transformacijos atlikimas






1.1.5.2. Interpoliacijos algoritmas

Kitas taikytinas algoritmas – Interpoliacijos algoritmas buvo vykdomas kaip vidinė paprogramė (subVI). Ji vaizduojama 38 pav.



38 pav. Interpoliacijos algoritmas

10 lentelė. Svarbesnės interpoliacijos algoritmo naudotos LV funkcijos

LV funkcija	Aprašymas
	<i>Spline interpolant.</i> Gražina masyvo ilgio n interpoliantą, kuriame yra antros eilės splaino interpoliavimo funkcijos $g(x)$ išvestinės tabuliuotuose taškuose $x[i]$, kur $i = 0, 1, \dots, n-1$.
	<i>Spline interpolation.</i> Gražina splainais interpoliuotas vertes x verčių, duotų tabuliuotose vertėse, atveju $(x[i], y[i])$ bei antros eilės išvestines.
	<i>Derivative $x(t)$:</i> skaičiuoja diskretizuoto signalo išvestinę.
	<i>Interpolate 1D:</i> Atlieka 1D interpoliaciją, naudojant pasirenkamą vieną iš kelių metodų.
	<i>Zero Crossing:</i> aptinka nulinio lygio kirtimus įvestame duomenų taške. Išėjime gražinama TRUE vertė iškart, kai įvyksta perdavimas.

Spline interpolant instrumente įvesties masyvai X ir Y turi ilgį n ir talpina savyje tabuliuotą funkciją, kur $x_0 < x_1 < \dots < x_{n-1}$ kaip parodyta sekančioje lygtyje:

$$f(x_i) = y_i \tag{31}$$

Interpoliavimo funkcija $g(x)$ yra dalimis užduota funkcija sekančioje lygtyje:

$$g(x) = \begin{cases} p_0(x) & x_0 \leq x \leq x_1 \\ \dots & \dots \\ p_{n-2}(x) & x_{n-2} \leq x \leq x_{n-1} \end{cases} \tag{32}$$

$p_i(x)$ funkcija yra trečios eilės polinomas, kuris turi tenkinti tokias sąlygas:

1. $g(x_i) = y_i = p_{i(x_i)}$

2. $g(x_i) = y_i = p_{i-1}(x_i)$
3. Pirmos ir antros eilės išvestinės, kur $i = 1, \dots, n-2$, kiekviename vidiniame x_i yra tolydus:
 1. $g'(x_i) = p'_i(x_i) = p'_{i-1}(x_i)$
 2. $g''(x_i) = p''_i(x_i) = p''_{i-1}(x_i)$

Iš trečios sąlygos galima išvesti tokią lygtį:

$$\frac{x_i - x_{i-1}}{6} g''(x_{i-1}) + \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{3} g'(x_i) + \frac{x_{i+1} - x_i}{6} g''(x_{i+1}) = \frac{y_{i+1} - y_i}{x_{i+1} - x_i} - \frac{y_i - y_{i-1}}{x_i - x_{i-1}}, \quad (33)$$

kur $i = 1, \dots, n-2$. Pagal šią lygtį, $n-2$ tiesinės lygtys egzistuoja n kiekiui nežinomų $g''(x_i)$.

Šis instrumentas skaičiuoja dvi lygtis išvestinėms x_0 ir x_{n-1} reikšmėms šioje lygtyje:

$$g(x) = \frac{y_{k+1} - y_k}{x_{k+1} - x_k} - \frac{3A^2 - 1}{6} (x_{k+1} - x_k) g''(x_k) + \frac{3B^2 - 1}{6} (x_{k+1} - x_k) g''(x_{k+1}), \quad (34)$$

Svarstant šias lygtis:

$$A = \frac{x_{k+1} - x}{x_{k+1} - x_k}, \quad (35)$$

$$B = 1 - A = \frac{x - x_k}{x_{k+1} - x_k},$$

Pradinė riba yra lygtis:

$$g'(x_0) = g'(x), \text{ kai } k = 0, x = x_0, \quad (36)$$

Ir galutinė riba yra:

$$g'(x_{n-1}) = g'(x), \text{ kai } k = n-2, x = x_{n-1}, \quad (37)$$

Sekančiame *spline interpolation* virtualiajame instrumente taškai yra formuojami įvesčių masyvuose X ir Y . Intervale $[x_i, x_{i+1}]$, sekanti lygtis aprašo išvesties interpoliacijos vertę y :

$$y = Ay_i + By_{i+1} + Cy''_i + Dy''_{i+1}, \quad (38)$$

čia $A = \frac{x_{j+1} - x}{x_{j+1} - x_i};$

$$B = 1 - A;$$

$$C = \frac{1}{6} (A^3 - A) (x_{j+1} - x_i)^2;$$

$$D = \frac{1}{6} (B^3 - B) (x_{j+1} - x_i)^2.$$

Po visų operacijų programa vykdo 1D interpoliaciją naudodama kubinį Hermito metodą.

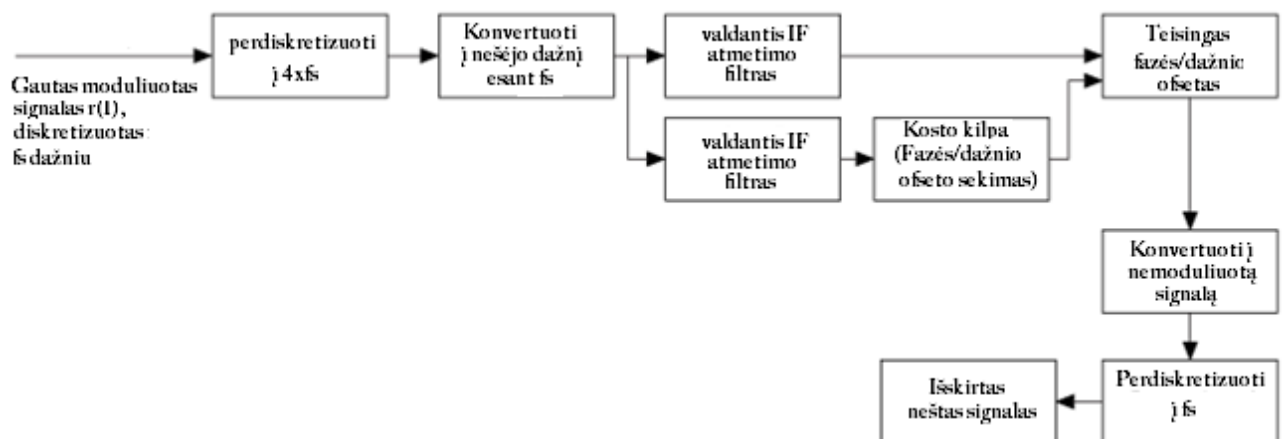
VI priima tabuluotas priklausomas ir nepriklausomas kintamųjų vertes Y ir X ir pateikia interpoliuotas vertes y_i atitinkančias kiekvienai x_i vietai. VI randa kiekvieną x_i vertę X masyve ir naudoja santykinę jo buvimo vietą masyve interpoliuotos vertės y_i toje pačioje santykinėje vietoje Y masyve, radimui. Šis VI leidžia pasirinkti iš penkių skirtingų interpoliavimo metodų. Šiuo atveju naudojamas kubinis Hermito metodas.

Kubinis Hermito splaino metodas yra dalimis užduota kubinė Hermito interpoliacija. Metodas išveda trečios eilės polinomą Hermito formoje kiekvienam intervalui ir užtikrina, kad tik pirmos interpoliavimo polinomų išvestinės yra tolydžios.

1.1.5.3. Demoduliacija LabVIEW priemonėmis

LabVIEW turi moduliacijos įrankių rinkinį, kuris yra papildomas įrankių rinkinys integruojamas į programavimo terpę [53]. Šis rinkinys turi analoginės ir skaitmeninės moduliacijos paletes. Analoginė paletė naudojama norint atlikti analoginės moduliacijos ir demoduliacijos operacijas amplitudės, dažnio ar fazės moduluotiems signalams.

Buvo svarstoma, kad mūsų problemos atveju galėtų padėti *MT Demodulate AM* virtualus instrumentas. Jis demoduliuoja amplitudei moduluotą signalą, apibrėžtą AM moduluotos sekos parametrus, su pasirinkamais nešančios bangos slopinimu. Demoduluotas signalas grąžinamas AM demoduluotos bangos parametre.



39 pav. Bendra demoduliacijos algoritmo schema LabVIEW amplitudinės demoduliacijos instrumentui.

Demoduliacijos proceso metu, gautas signalas (numatant diskretizavimo dažnį f_s) yra rediskretizuojamas nauju, keturis kartus didesniu dažniu. Iš naujo diskretizuota moduluota banga tam tikrame dažnyje f_s yra konvertuojama į tarpinio dažnio praeinamojo dažnio bangą nešančios

bangos dažnyje f_s . Tokia banga praeina pro tono išskyrimo filtrą ir tono atmetimo filtrą. Išskirtas bandomasis tonas tono išskyrimo filtro išvestyje yra praleidžiama pro nešėjos bangos fazės ir dažnio ofseto įvertinimą, kad įvertinti kanalo pakenkimus. Įvertintos fazės ir dažnio ofseto pataisymai yra pritaikomi išskirtai moduluotai signalo komponentei tono atmetimo filtro išvestyje. Pabaigoje gaunamas nešamasis signalas yra išgaunamas po konversijos ir rediskretizavimo, įvesties diskretizavimo dažniui f_s .

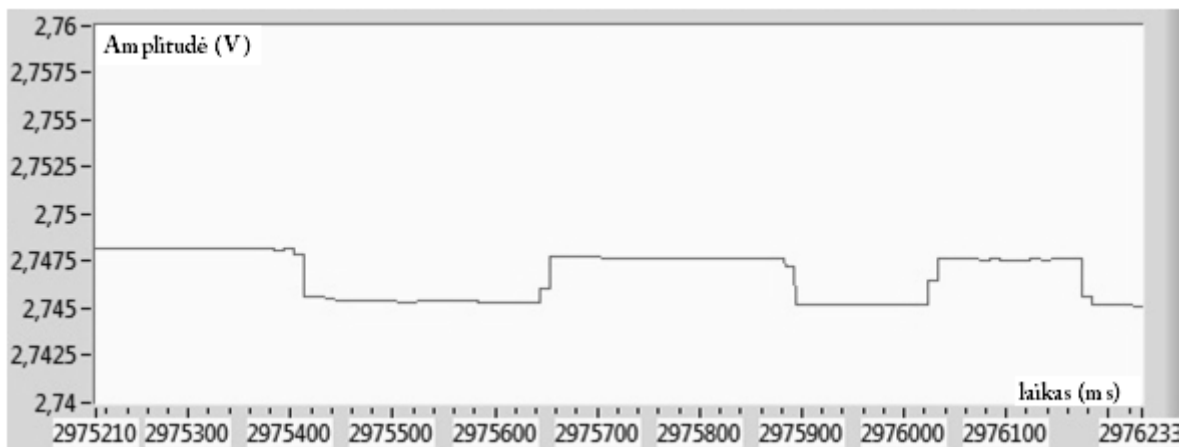
1.1.5.4. Kiti svarstomi algoritmai

Kadangi tinkamai atrinkti reikalingas viršūnes yra sudėtinga, svarstėme būdą, kaip būtų galima tai atlikti paprastai, bet kiek galima tiksliau. Šiam tikslui svarstėme, jog įėjime pateikus nekartotinio skaičiaus vertės dažnio įtampą, atrenkant viršūnes, bent viena atsitiktinai bus didesnė už kitas, ir tokiu būdu tai galėtų būti ta vertė naudojama realios viršūnės atrinkimui.

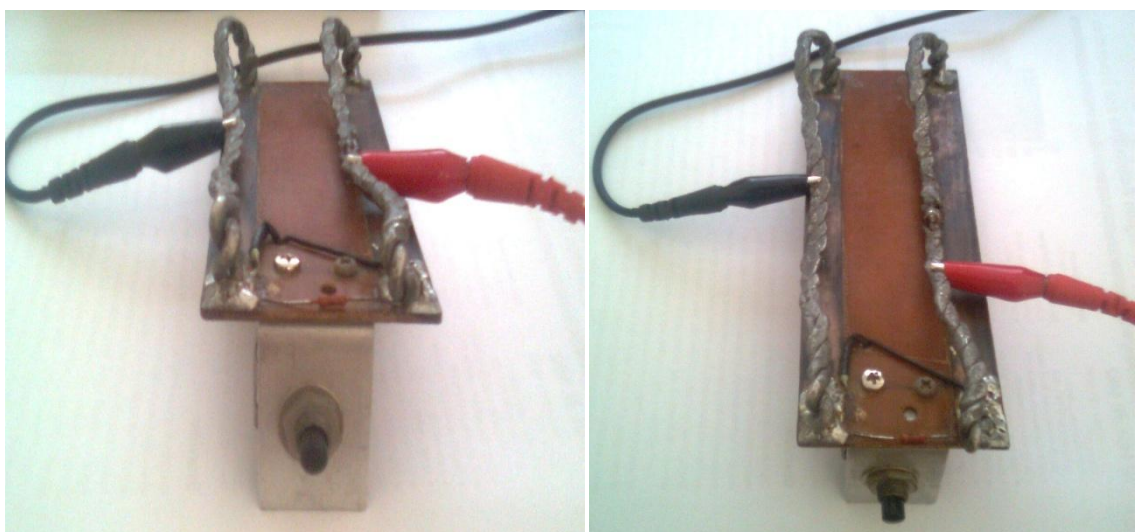
Kitas būdas yra pritaikyti aprašytą Hilberto-Huango metodą. Kadangi tai palyginti naujas algoritmas, jis dar nėra įgyvendintas oficialiai virtualaus instrumento pavidalu, bet esant prieinamoms algoritmo formulėms tai pradėta atlikti savarankiškai

IV. EKSPERIMENTINĖ DALIS

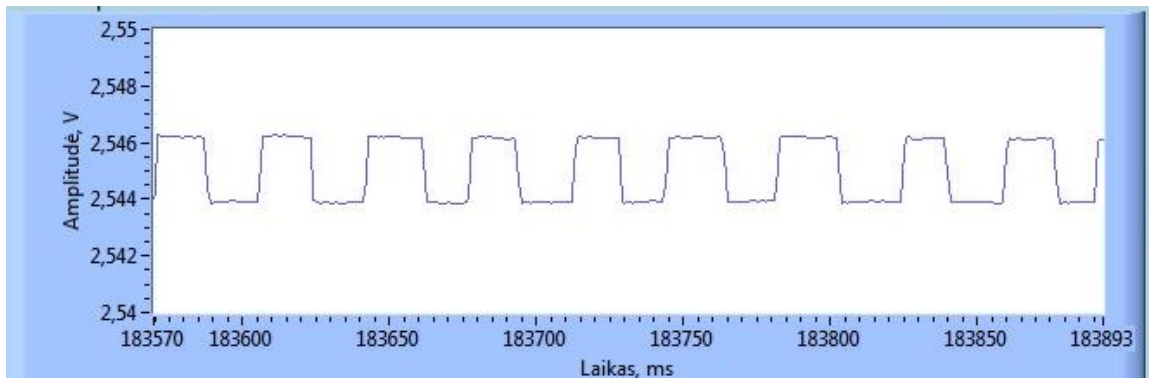
Darbo pagrindinis tikslas buvo suprasti ar išskiriant pulsinės bangos signalą pasieksime reikiamą signalo tikslumą, kadangi pulsinės bangos signalas sudaro tik 0,1% kintančią viso nešančio signalo dalį. Todėl turėjome taikyti įvairius algoritmus, kad išskirtumėme pulsinę bangą. Kadangi su turima įranga negalime atlikti bandymų su gyvu žmogaus audiniu, pradiniai eksperimentai buvo atliekami su bandymams tinkamu ir tikslu 56Ω nominalo kalibraciniu varžos prietaisu, kurio varža kinta 0,1%. Pats prietaisas yra itin paprastos dviejų lygiagrečiai sujungtų varžų konstrukcijos, kuri sudaro 56Ω dydį. Spaudžiant kalibracinį mygtuką nutraukiamas jungimas ir varžos dydis pakinta 0,1% dydžio, todėl tinka mūsų vykdomiems tyrimams atlikti. Bandymo rezultatai galima matyti 40 iliustracijoje. Pats prietaisas vaizduojamas 41 iliustracijoje.



40 pav. Bandymas su kalibraciniu signalu po Hilberto Transformacijos

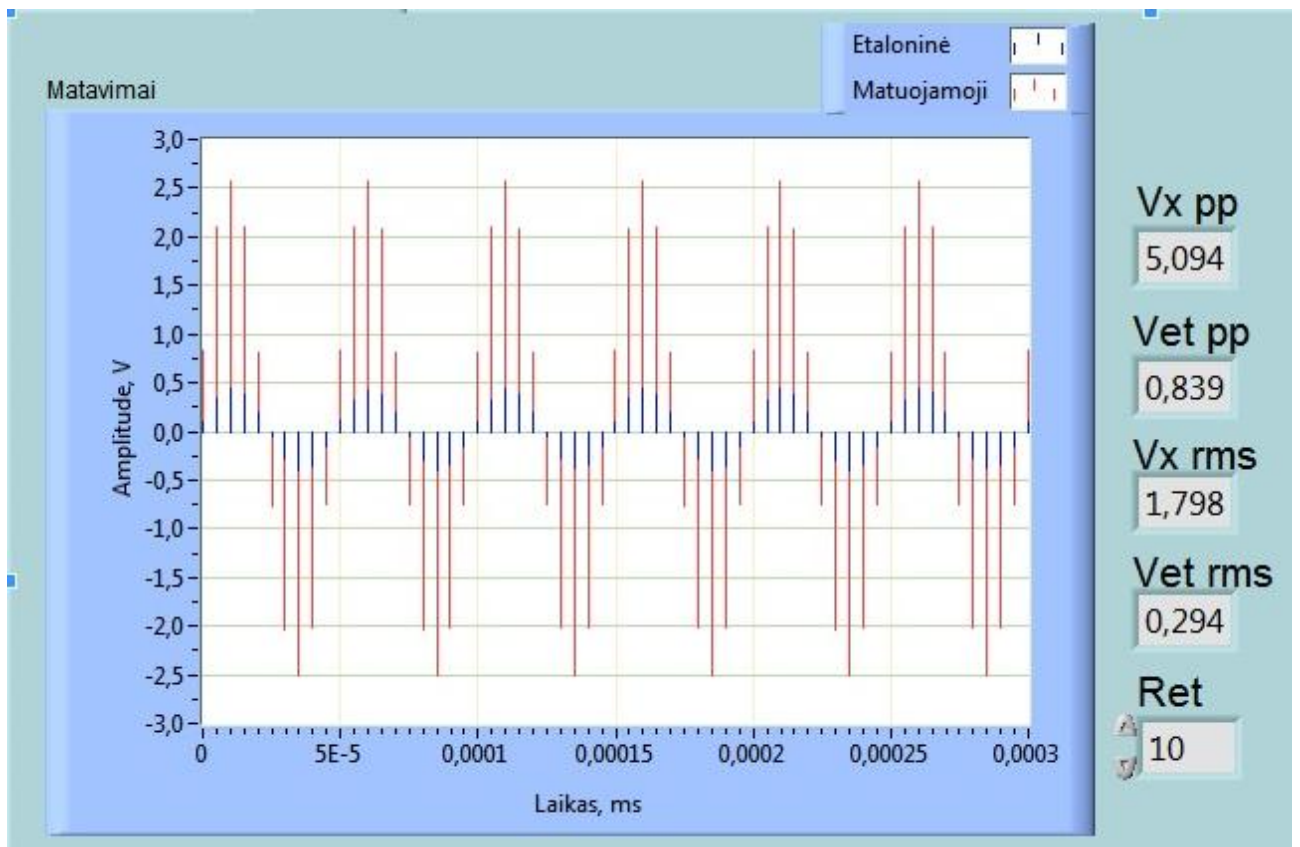


41 pav. Bandymuose naudotas kalibracinis 0,1% tikslumo prietaisas

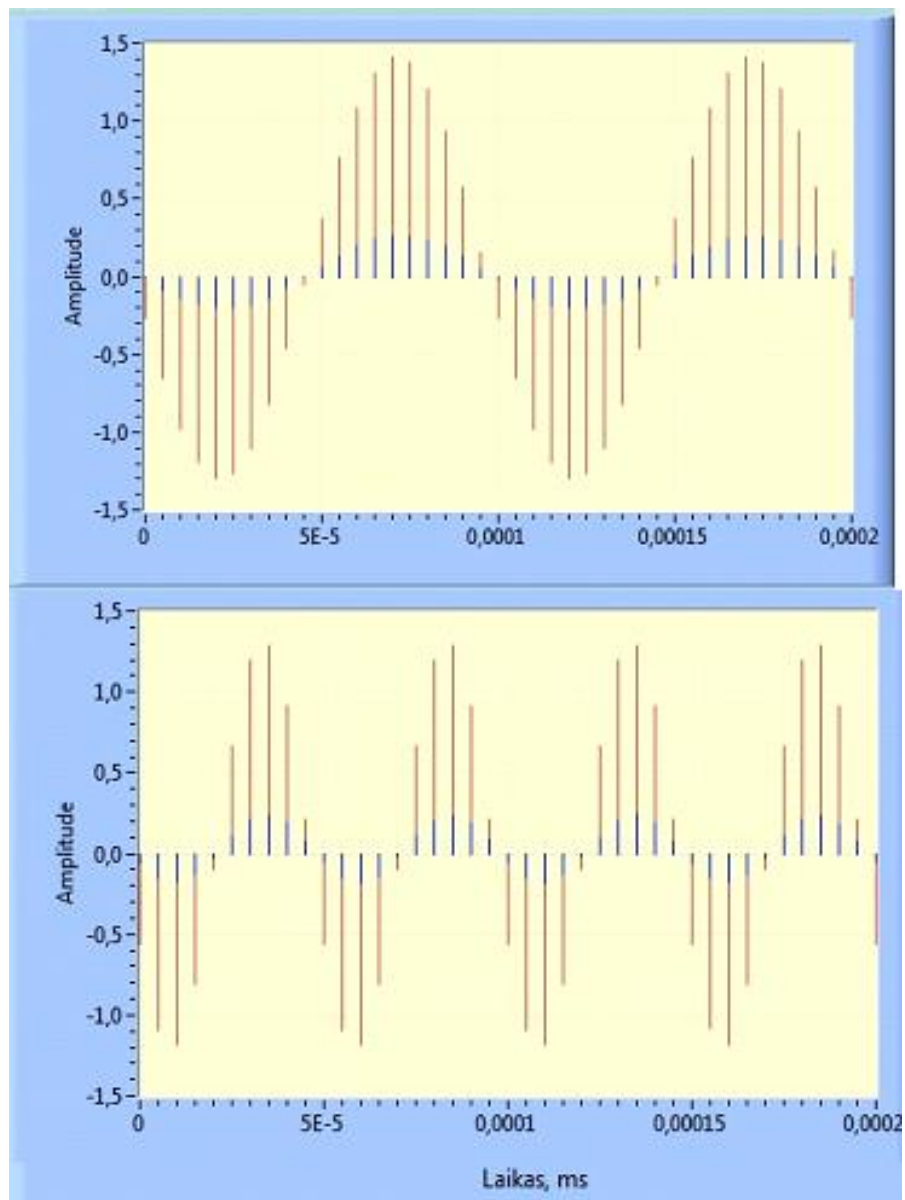


42 pav. Kalibracinis signalas po Hilberto transformacijos su kitokiu diskretizavimo dažniu

Tyrimo eigoje svarbus uždavinys buvo sužinoti ar pasirinktas metodas suteiks reikalingą tikslumą. Atlikę pirmuosius bandymus su minėtu žinomu signalu įsitikinome, kad sistema geba matuoti norimo tikslumo signalus dėka 24 bitų keitiklio skiriamosios gebos, todėl ją galima taikyti žmogaus pulsinės bangos registravimo eksperimentams.



43 pav. Registruojamos sinusoidės ir varžų skaičiavimai ($f=20\text{kHz}$)



44 pav. Registruojamos sinusoidės ir varžų skaičiavimai kai $f=10\text{kHz}$ ir kai $f=20\text{kHz}$

LabVIEW sukurta programa registruoja įvedamus signalus, skaičiuoja reikalingas varžų vertes ir apdoroja duomenis algoritmais. Kaip atrodo registruojamos pulsinės bangos galima išvysti 41 ir 42 iliustracijose. Aiškiai pastebimas sinusoidžių kitimas, keičiant generuojamą dažnį. Kai ties 10kHz turime pastebimai daugiau taškų nei 20kHz sugeneruotame signale.

Tačiau kūrimo metu buvo susidurta su kai kuriais techninės ir programinės įrangos keblumais. Visų pirma, nepakankamas NI PXI-4461 plokštės diskretizavimo dažnis. Jo vertė yra 204,8MHz, tačiau to nepakanka, ir leidžiant pro sistemą aukšto dažnio srovę, gauname per mažai pamatavimų sinusoidės signale, todėl įvairiems algoritms ieškant jos tikrosios viršūnės kyla keblumų ją identifikuojant ir dėl to išskiriant reikalingą signalą, todėl daugelio bandymų rezultatas nėra pastovus. Paprasčiausia Hilberto transformacija davė lengviausiai interpretuojamą signalą,

kuomet nesunkiai buvo galima pamatyti kalibracinio signalo kitimą po paprasčiausio vidurkių gavimo.

Taip pat siekiant pilnos prietaiso virtualizacijos, programinė dalis turėtų būti perkelta į mikroprocesorių, kuris galėtų automatizuoti visas užduotis: sinusoidės generavimą, duomenų saugojimą ir t.t. Kaip variantas galėtų būti svarstyti ARM šeimos mikroprocesoriai, kaip pavyzdžiui ARM7TDMI, kurį naudojo Nie ir kt. [55], kurdami biomedicininį signalų apdorojimo sistemą. Toks mikroprocesorius turėtų pasižymėti mažu energijos suvartojimu, kadangi pati sistema būtų maitinama elementais.

Laikiniai sprendami signalo generatoriaus problemą, sinusoidės generavimui naudojome išorinį signalų generatorių RIGOL DG1022. Ateičiai, perkeliant montuotą schemą į realų miniatiūrinį nešiojamą prietaisą reikalingi mikroscheminiai generatoriaus ir keitiklio sprendimai. Kaip keitiklio variantas labai tiktų „Texas Instruments“ kurtas ADS1675 24-bitų ASK, kuris pasižymi dideliu diskretizavimo dažniu - 4MHz [2].

Kadangi šiuo metu itin populiarios išmaniosios biomedicininės sistemos, šiame darbe irgi svarstoma tokios sistemos galimybė. Tad nors iškilusios problemos ir laikinai buvo išspręstos vietoj virtualių instrumentų naudojant analogines alternatyvas, vykdomas tolimesnis darbas siekiant pilno miniatiūrinio nešiojamo prietaiso sukūrimo. Tam tikslui 11 lentelėje pateikti būsimo virtualizuoto miniatiūrizuoto prietaiso reikalavimai.

11 lentelė. Techniniai reikalavimai būsimai matavimo sistemai

Dalis	Savybės	Svarstytinai variantas
Sinusoidės generatorius	Galimybė parinkti plataus diapazono dažnio (10kHz – 2MHz) sinusoidės signalą	Howland modifikuota grandinė
Keitiklis	24-bitų skiriamoji geba, Aukštas diskretizavimo dažnis: nuo 4MSa/s. Mažas energijos suvartojimas	ADS1675 [2]
Mikroprocesorius	Mažas energijos suvartojimas 32-bit CPU	ARM7TDMI [69]
Stiprintuvas	Plataus dažnio diapazono signalo stiprinimas, iki 1MHz. Aukštas jėgimo impedansas > 1MΩ Mažas energijos suvartojimas	AD823 [1]
Maitinimo šaltinis	5V	LiOn baterija
Sąsaja	Duomenų perkėlimui į PC	USB, Bluetooth

Siekiant kuriamo prietaiso išmanumo pateisinimo, galima įgyvendinti geriausio algoritmo suradimo ir atrinkimo sprendimą. Vienas paprasčiausių tokių funkcijų yra LabVIEW esanti *Tick Count* funkcija. Ši funkcija skaičiuoja struktūros vykdymo laiką milisekundžių tikslumu. Tokiu būdu patalpinus norimą algoritmą arba jo paprogramę į ciklo ar kitokią LabVIEW realizuotą struktūrą ir ten turint veikiančią *Tick Count* funkciją galime nustatyti, kiek ta struktūra truko įvykdyti joje esantį algoritmą, ir realizuoti tolimesniu loginius programinius veiksmus, kad būtų atrenkamas geriausiai pasirodęs algoritmas. Tačiau tai nėra reikalingas ar naudingas būdas išpildyti sistemos išmanumui, kadangi veikimo laikas tėra vienas iš daugybės algoritmo kokybinių parametrų ir kadangi šiuo atveju visa programa yra patalpinta į nežinomo kartojimų skaičiaus ciklą, tokiu atveju, toks sprendimas netenka prasmės. Geriausias kokybės įvertinimo parametras galėtų būti išskirto signalo triukšmo lygis. Jis paprastai yra išreiškiamas kaip signalo-triukšmo santykis (signal-noise ratio - SNR). Turint kiekybinę tokio dydžio reikšmę po kiekvieno algoritmo, būtų galima tiksliai ir tinkamai įvertinti geriausią algoritmą.

IŠVADOS

1. Atlikta tiriamos srities: pulsinių bangų registravimo sistemos ir impedanso matavimo aparatūros literatūros analizė ir nustatytos probleminės sritys, kuriomis išsiaiškinau, kad iki šiol nėra pilnai įtvirtintos sistemos koncepcijos ar prototipo, skirto pulsinių bangų registravimui. Dauguma sukurtų prietaisų yra skirti kūno vandens ar kūno masės diferenciacijai ir matavimui.
2. Išsiaiškintos esamos pulsinių bangų registravimo ir impedanso matavimo aparatūros techninės dalys ir charakteristikos bei jų trūkumai. Padaryta išvada, kad techninė įranga gali būti stipriai supaprastinta ir pritaikyta nešiojamos sistemos prietaiso prototipo konstravimui.
3. Paruošti būsimos sistemos techniniai komponentai, apsvarstytos sinusoidės generavimo, analoginio-skaitmeninio keitiklio ir kiti patobulinimai ir tolimesni darbai.
4. NI LabVIEW aplinkoje sukurtos paprogramės įtampos signalų įvedimui, varžos skaičiavimui, signalo apdorojimui su specialiais apdorojimo algoritmais. Nustatyta, kad taikyti algoritmai duoda panašius rezultatus, ir galime išvysti mažą 0,1% kintantį signalą, tačiau dėl tam tikrų naudotos įrangos trūkumų triukšmo lygis yra pakankamai didelis, nes sudėtinga identifikuoti pulsinės bangos viršūnes nešančiame sinusoidės signale. Pagrinde kaltas mažas keitiklio diskretizavimo dažnis.
5. Išbandyta sistema, naudojant žinomą kalibracinį, tikslų 0,1% kitimo signalą ir įsitikinta, kad sistema yra tinkama realios pulsinės bangos matavimams.

LITERATŪRA

- [1] AD823 Dual, 16 MHz, Rail-to-Rail FET Input Amplifier: 2011. http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD823.pdf.
- [2] ADS1675 - 4MSPS, 24-Bit Analog-to-Digital Converter: 2010. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1675.pdf>.
- [3] Aroom, K.R. et al. 2009. Bioimpedance analysis: a guide to simple design and implementation. *J Surg Res.* 153, (May. 2009), 23–30.
- [4] Basile, C. et al. 2007. Development and validation of bioimpedance analysis prediction equations for dry weight in hemodialysis patients. *Clin J Am Soc Nephrol.* 2, (Jul. 2007), 675–80.
- [5] Batra, P. et al. 2011. A New Method for Measurement of Bioelectrical Impedance. (2011), 740–743.
- [6] Benton, M.J. et al. 2011. Comparison of body composition measurement with whole body multifrequency bioelectrical impedance and air displacement plethysmography in healthy middle-aged women. *Health Care Women Int.* 32, (Dec. 2011), 1068–78.
- [7] Boulier, A. et al. 1990. Fat-free mass estimation by the two-electrode impedance method. *The American journal of clinical nutrition.* 52, 4 (Oct. 1990), 581–585.
- [8] Castillo Martinez, L. et al. 2007. Bioelectrical impedance and strength measurements in patients with heart failure: comparison with functional class. *Nutrition.* 23, (May. 2007), 412–8.
- [9] Chan, M. et al. 2012. Smart wearable systems: current status and future challenges. *Artificial intelligence in medicine.* 56, 3 (Nov. 2012), 137–156.
- [10] Cho, M.-C. et al. 2009. A bio-impedance measurement system for portable monitoring of heart rate and pulse wave velocity using small body area. (2009), 3106–3109.
- [11] Cybulski, G. 2011. *Ambulatory Impedance Cardiography: The Systems and Their Applications.* Springer.
- [12] Cole, K.S. and Cole, R.H. 1941. Dispersion and Absorption in Dielectrics I. Alternating Current Characteristics. *The Journal of Chemical Physics.* 9, 4 (Apr. 1941), 341–351.
- [13] Coombs, C.F. 2000. *Electronic instrument handbook.* McGraw-Hill.
- [14] Dai, T. and Adler, A. 2009. In Vivo Blood Characterization From Bioimpedance Spectroscopy of Blood Pooling. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement.* 58, (2009), 3831 – 3838.
- [15] DG1000 Series Dual-Channel Function/ArbitraryWaveform Generator: 2012. http://www.rigol.com/download/Oversea/DG/Datasheet/DG1000_DataSheet_EN.pdf.
- [16] DS1000CA Series Digital Oscilloscopes DS1302CA, DS1202CA, DS1102CA, DS1072CA: 2011. http://www.rigol.com/download/Oversea/DS/Datasheet/DS1000CA_DataSheet_EN.pdf.
- [17] Earthman, C. et al. 2007. Bioimpedance spectroscopy for clinical assessment of fluid distribution and body cell mass. *Nutr Clin Pract.* 22, (Aug. 2007), 389–405.
- [18] Fast Hilbert Transform VI: 2011. http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361H-01/lvanls/fast_hilbert_transform/.
- [19] Fuller, N.J. et al. 1999. Predicting composition of leg sections with anthropometry and bioelectrical impedance analysis, using magnetic resonance imaging as reference. *Clinical science (London, England: 1979).* 96, 6 (Jun. 1999), 647–657.
- [20] Gonzalez, R. et al. 2008. Automatic brachial ankle pulse wave velocity measurements for vascular damage assessments. *Computers in Cardiology, 2008* (2008), 173–176.
- [21] Greenhalgh, T. et al. 2012. The organising vision for telehealth and telecare: discourse analysis. *BMJ Open.* 2, (2012).
- [22] Grimnes, S. and Martinsen, Ø.G. 2008. *Bioimpedance and Bioelectricity Basics (Second Edition).* (2008), 488.
- [23] Gudivaka, R. et al. 1999. Single- and multifrequency models for bioelectrical impedance analysis of body water compartments. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985).* 87, 3 (Sep. 1999), 1087–1096.
- [24] Halter, R.J. et al. 2008. A Broadband High-Frequency Electrical Impedance Tomography System for Breast Imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 55, 2 (2008), 650–659.
- [25] Hendy, J. et al. 2012. An organisational analysis of the implementation of telecare and telehealth: the whole systems demonstrator. *BMC Health Serv Res.* 12, (2012), 403.
- [26] Hoffer, E.C. et al. 1969. Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *Journal of applied physiology.* 27, 4 (Oct. 1969), 531–534.

- [27] Huang, N.E. et al. 2003. A confidence limit for the empirical mode decomposition and Hilbert spectral analysis. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 459, 2037 (Sep. 2003), 2317–2345.
- [28] Hui, L. and Ding, L.W. 2010. Low-power and Portable Design of Bioelectrical Impedance Measurement System. *2010 WASE International Conference on Information Engineering (ICIE)* (2010), 38–41.
- [29] Ishiguro, T. et al. 2006. Modified scaled Fourier linear combiner in thoracic impedance cardiography. *Comput Biol Med*. 36, (Sep. 2006), 997–1013.
- [30] Jaffrin, M.Y. and Morel, H. 2008. Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy (BIS) and bioimpedance analysis (BIA) methods. *Med Eng Phys*. 30, (Dec. 2008), 1257–69.
- [31] Jebb, S.A. et al. 2000. Evaluation of the novel Tanita body-fat analyser to measure body composition by comparison with a four-compartment model. *The British journal of nutrition*. 83, 2 (Feb. 2000), 115–122.
- [32] Kim, D.W. 1989. Detection of physiological events by impedance. *Yonsei medical journal*. 30, 1 (1989), 1–11.
- [33] Kyle, U.G. et al. 2004. Bioelectrical impedance analysis--part I: review of principles and methods. *Clin Nutr*. 23, (Oct. 2004), 1226–43.
- [34] Kyle, U.G. et al. 2012. Can phase angle determined by bioelectrical impedance analysis assess nutritional risk? A comparison between healthy and hospitalized subjects. *Clin Nutr*. 31, (Dec. 2012), 875–81.
- [35] Konstantas, D. 2007. An overview of wearable and implantable medical sensors. *Yearbook of medical informatics*. (2007), 66–69.
- [36] Kossari, N. et al. 2009. Bioreactance: a new tool for cardiac output and thoracic fluid content monitoring during hemodialysis. *Hemodial Int*. 13, (Oct. 2009), 512–7.
- [37] Lin, Y. et al. 2008. Study of Pulse Wave Velocity Noninvasive Detecting Instrument Based on Radial Artery and Finger Photoplethysmography Pulse Wave. *International Symposium on Intelligent Information Technology Application Workshops, 2008. IITAW '08* (2008), 705–708.
- [38] Ling, C.H.Y. et al. 2011. Accuracy of direct segmental multi-frequency bioimpedance analysis in the assessment of total body and segmental body composition in middle-aged adult population. *Clinical Nutrition*. 30, (2011), 610–615.
- [39] Lingwood, B.E. et al. 1999. Biomedical applications of electrical impedance analysis. (1999), 367–370 vol.1.
- [40] Liu, T.-P. et al. 2012. New Application of Bioelectrical Impedance Analysis by the Back Propagation Artificial Neural Network Mathematically Predictive Model of Tissue Composition in the Lower Limbs of Elderly People. *International Journal of Gerontology*. 6, (2012), 20–26.
- [41] Lymberis, A. and Dittmar, A. 2007. Advanced Wearable Health Systems and Applications - Research and Development Efforts in the European Union. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*. 26, (2007), 29–33.
- [42] De Lorenzo, A. et al. 1997. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*. 82, 5 (May. 1997), 1542–1558.
- [43] Lukaski, H.C. et al. 1985. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutr*. 41, (Apr. 1985), 810–7.
- [44] Marque, S. et al. 2009. Comparison between Flotrac-Vigileo and Bioreactance, a totally noninvasive method for cardiac output monitoring. *Crit Care*. 13, (2009), R73.
- [45] Maurer, M.S. 2007. Accurate Non-invasive Cardiac Output Monitoring with Bioreactance-New Tools May Empower Dramatic Progress in Disease Management. *US Cardiology*. 1, (2007), 43–6.
- [46] McFetridge-Durdle, J.A. et al. 2008. Ambulatory impedance cardiography in hypertension: a validation study. *Eur J Cardiovasc Nurs*. 7, (Sep. 2008), 204–13.
- [47] Meireles, M.S. et al. 2012. Comparison between Nutritional Risk Tools and Parameters Derived from Bioelectrical Impedance Analysis with Subjective Global Assessment. *Journal of the Academy of Nutrition and Dietetics*. 112, (2012), 1543–1549.
- [48] Nescolarde, L. et al. 2008. Comparison of segmental with whole-body impedance measurements in peritoneal dialysis patients. *Med Eng Phys*. 30, (Sep. 2008), 817–24.
- [49] NI 446x Specifications: 2008. <http://www.ni.com/pdf/manuals/373770j.pdf>.

- [50] NI Dynamic Signal Acquisition User Manual: 2010. <http://www.ni.com/pdf/manuals/371235h.pdf>.
- [51] NI Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite (NI ELVIS) Hardware User Manual: 2008. <http://www.ni.com/pdf/manuals/373363f.pdf>.
- [52] NI ELVIS Help: 2006. <http://digital.ni.com/manuals.nsf/websearch/4704073DD2878108862571F4007013AD>.
- [53] NI LabVIEW Modulation Toolkit Help: 2011. <http://digital.ni.com/manuals.nsf/websearch/680319E9241F39F2862577E40076B78D>].
- [54] NI PXI-1042 Series User Manual: 2004. <http://www.ni.com/pdf/manuals/371088a.pdf>.
- [55] Nie, Z.D. et al. 2009. A low power biomedical signal processor ASIC based on hardware software codesign. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009* (2009), 2559–2562.
- [56] Norman, K. et al. 2012. Bioelectrical phase angle and impedance vector analysis--clinical relevance and applicability of impedance parameters. *Clin Nutr.* 31, (Dec. 2012), 854–61.
- [57] Norman, K. et al. 2009. Bioimpedance vector analysis as a measure of muscle function. *Clinical Nutrition.* 28, (2009), 78–82.
- [58] Nowakowski, A. et al. 2005. Advances in electrical impedance methods in medical diagnostics. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences.* 53, (2005), 231–243.
- [59] Organ, L.W. et al. 1994. Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985).* 77, 1 (Jul. 1994), 98–112.
- [60] Parry, M.J. and McFetridge-Durdle, J. 2006. Ambulatory impedance cardiography: a systematic review. *Nurs Res.* 55, (Jul. 2006), 283–91.
- [61] Piccoli, A. et al. 1994. A new method for monitoring body fluid variation by bioimpedance analysis: the RXc graph. *Kidney Int.* 46, (Aug. 1994), 534–9.
- [62] Piccoli, A. et al. 2012. Differentiation of cardiac and noncardiac dyspnea using bioelectrical impedance vector analysis (BIVA). *J Card Fail.* 18, (Mar. 2012), 226–32.
- [63] Piccoli, A. 2002. Patterns of bioelectrical impedance vector analysis: learning from electrocardiography and forgetting electric circuit models. *Nutrition.* 18, (Jun. 2002), 520–1.
- [64] Pigorini, A. et al. 2011. Time-frequency spectral analysis of TMS-evoked EEG oscillations by means of Hilbert-Huang transform. *Journal of neuroscience methods.* 198, 2 (Jun. 2011), 236–245.
- [65] Riera, J. et al. 2011. [Electrical impedance tomography in acute lung injury]. *Med Intensiva.* 35, (Nov. 2011), 509–17.
- [66] Santarpia, L. et al. 2009. Prognostic significance of bioelectrical impedance phase angle in advanced cancer: preliminary observations. *Nutrition.* 25, (Sep. 2009), 930–1.
- [67] Song, W. et al. 2009. The design of a noninvasive cardiovascular function automatic detecting instrument base on pulse wave. *9th International Conference on Electronic Measurement Instruments, 2009. ICEMI '09* (2009), 2–149–2–153.
- [68] Specifications for DS1000CA Series: 2009. http://download.zetech.de/Documents/DS1000CA_Specifications.pdf.
- [69] Technical Reference Manual - ARM7TDMI: 2004. <http://infocenter.arm.com/help/topic/com.arm.doc.ddi0210c/DDI0210B.pdf>.
- [70] The Benefits of Programming Graphically in NI LabVIEW: 2012. <http://www.ni.com/labview/whatis/graphical-programming/>.
- [71] Thomas, B.J. et al. 1998. Bioimpedance spectrometry in the determination of body water compartments: Accuracy and clinical significance. *Applied Radiation and Isotopes.* 49, 5–6 (May. 1998), 447–455.
- [72] Uchiyama, T. et al. 2008. Multi-frequency bioelectrical impedance analysis of skin rubor with two-electrode technique. *J Tissue Viability.* 17, (Nov. 2008), 110–4.
- [73] Ventura, H.O. et al. 2005. Hypertension as a hemodynamic disease: the role of impedance cardiography in diagnostic, prognostic, and therapeutic decision making. *Am J Hypertens.* 18, (Feb. 2005), 26S–43S.
- [74] Vuorela, T. et al. 2010. Design and implementation of a portable long-term physiological signal recorder. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 14, (May. 2010), 718–25.
- [75] Ward, L.C. et al. 2012. Measurement of hand volume by bioelectrical impedance spectroscopy. *Lymphat Res Biol.* 10, (Jun. 2012), 81–6.
- [76] What is LabVIEW?: 2012. <http://www.ni.com/labview/whatis/>.

- [77] Zhu, F. et al. 2006. Continuous measurement of calf resistivity in hemodialysis patients using bioimpedance analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 1, (2006), 5126–8.
- [78] Zhu, F. et al. 1999. Sum of segmental bioimpedance analysis during ultrafiltration and hemodialysis reduces sensitivity to changes in body position. *Kidney international.* 56, 2 (Aug. 1999), 692–699.
- [79] 2009. Agilent Technologies Impedance Measurement Handbook a Guide to Measurement Technology and Techniques 4th Edition. (2009).

PRIEDAI

1 PRIEDAS

Aponkus D., Stankus A., Lukošius Ž. Pulsinės bangos registravimo sistemos kūrimas, taikant audinių elektrinio impedanso matavimo metodą virtualiais instrumentais. // Virtualūs instrumentai biomedicinoje 2013. Klaipėdos universiteto leidykla. 2013. p. 187-191.

2 PRIEDAS

Lukošius Ž., **Aponkus D.**, Stankus A., Strukčinskaitė V., Jurevičius T. Pulsinės bangos greičio dinamikos tyrimas kojose, keičiant jų padėtį. // Virtualūs instrumentai biomedicinoje 2012, Klaipėdos universiteto leidykla. 2012. p. 122-126.

3 PRIEDAS

Stankus A., Lukošius Ž., **Aponkus D.**, Stankus V., Kurmis M., Andziulis A., Locans U. Comparison of point-to-point and multipoint human artery pulse wave transit time measurement algorithms. // Electronics and Electrical Engineering. Kaunas: Technologija, No. 7(123), September, 2012.

1 PRIEDAS

PULSINĖS BANGOS REGISTRAVIMO SISTEMOS KŪRIMAS, TAIKANT AUDINIŲ ELEKTRINIO IMPEDANSO MATAVIMO METODĄ VIRTUALIAIS INSTRUMENTAIS

Dainius Aponkus¹, Albinas Stankus², Žydrūnas Lukošius³

Klaipėdos universitetas. Informatikos inžinerijos katedra¹, Mechatronikos mokslų institutas².

Vilniaus universitetas. Gamtos mokslų fakultetas. Neurobiologijos ir biofizikos katedra³.

Įvadas

Tobulėjant elektronikai ir medicininei įrangai, atsiranda augantis paprastų ir pigių žmogaus fiziologinių rodiklių matavimo prietaisų, kurie būtų pasiekiami paprastiems asmenims savo fiziologinei būklei sekti, poreikis [1]. Biologinio audinio impedanso matavimas yra plačiai naudojamas metodas, pritaikomas įvairiose biomedicinos srityse. Pagrindiniai privalumai, tokie kaip maža kaina, nesudėtingas ir neinvazinis procedūros atlikimas, skatina vis platesnį šio metodo naudojimą.

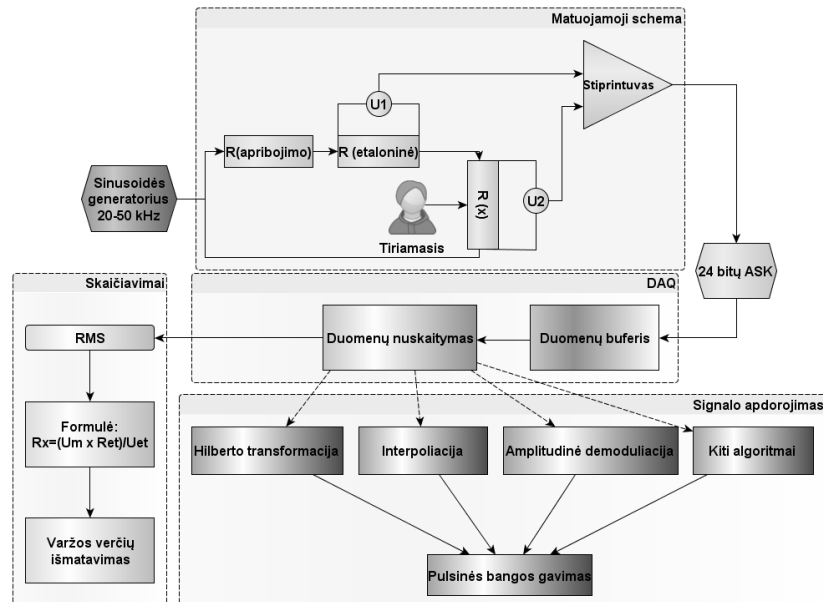
Didelė dabartinių žmogaus impedanso matavimo prietaisų dalis yra orientuota į žmogaus kūno sudėties, kūno masės ar skysčių nustatymus, tai - taip vadinami bioelektrinio impedanso analizės ir impedanso spektroskopijos metodai [2]. Taip pat impedanso registravimas yra taikomas hemodinaminių parametru nustatymui ir įvertinimui, tai yra impedanso kardiografijos metodas. Tokios aparatūros techninė dalis yra sudėtinga, todėl siekiama ją supaprastinti, virtualizuoti.

Siekėme sukurti žmogaus audinių elektrinio impedanso matavimo sistemą, virtualizuodami žinomas prietaisų komponentų schemas, analoginę aparatūrą keisdami virtualiais instrumentais bei išnaudodami naujos įrangos galimybes.

Darbo tikslas. Sukurti žmogaus bioimpedanso matavimo sistemą, virtualizuojant ir miniatiūrizuojant žinomus analoginius komponentus.

Metodika

Sistemos esmė yra elektropletizmografijos (kitai vadinamos impedanso pletizmografijos) metodas, skirtas audinių tūrio pokyčių nustatymams, remiantis elektrinio impedanso matavimu.



1 pav. Pulsinės bangos registravimo sistemos principinė blokinė schema

Matavimo schema susideda iš šių techninių dalių: sinusoidės generatoriaus, elektrinės matavimo grandinės, 24 bitų analoginio-skaitmeninio keitiklio, stiprintuvo; programinių dalių: signalo įvedimo,

apdoravimo, varžų verčių skaičiavimų komponentų. Procesas valdomas NI LabVIEW programine įranga, pradiniai darbai atlikti su NI ELVIS platforma.

Elektros grandinė yra sudaryta iš srovės generatoriaus, generuojančio 20-50kHz sinusoidinius srovės signalus. Matavimo esmė yra paremta Omo dėsnio. Grandinėje yra nuosekliai sujungtos dvi varžos: didelės vertės apribojantis rezistorius ir R_{et} (etaloninės varžos rezistorius). Apribojantis rezistorius riboja elektros srovę iki reikalingo 1mA stiprio, nes didesnė srovė nebūtų tinkama sistemos taikymui žmonėms. Matuojamas žmogaus audinių segmentas R_x į grandinę yra įjungiamas naudojant tetrapolinį elektrodų metodą. Ties etaloniniu rezistoriumi ir matuojamąja varža mes registruojame įtampos pokyčius: atitinkamai U_1 ir U_2 . Tikslas yra rasti nežinomą varžą R_x . Kadangi varžų ir pradinės įtampos dydžiai mums žinomi (jie turi būti tikslūs), tokiu būdu suradus įtampos pokytį ties R_{et} bei matuojant įtampos kritimą ties matuojamąja varža, bei naudojantis iš Omo dėsnio išvesta formule: $R_x = U_2 \cdot R_{et} / U_1$ galime rasti nežinomą (pvz.: tiriamojo asmens) varžą R_x . Gautas signalas sustiprinamas ir yra perduodamas į 24 bitų skiriamosios gebos analoginį-skaitmeninį keitiklį.

Šiuo atveju išnaudojome National Instruments pagamintą NI PXI 4461 duomenų kaupimo (DAQ) plokštę. Programa, sukurta naudojant LabVIEW programavimo terpę, buvo skirta signalų įvedimui ir jų apdorojimui bei skaičiavimui. Įvedimo signalas buvo diskretizuojamas maksimaliu arba artimu plokštės leidžiamam dažniui – 204,8 kS/s. Programoje taip pat savarankiškai buvo nurodomas buferio dydis, kas apsaugotų nuo duomenų praradimo, programai jį parenkant automatiškai. Programą galima pritaikyti registruojamų duomenų saugojimui, tačiau jos pagrindinė užduotis buvo tolimesnio signalo apdorojimo realiu laiku vykdymas, pritaikant įvairius algoritmus.

Rezultatai

Norėdami išskirti mums reikalingą pulsines bangos signalą, kuris sudaro kintančią 0,1 proc. pradinio informaciją nešančio signalo dalį, realizavome įvairius algoritmus: Hilberto transformaciją, pikų interpoliaciją, signalo demoduliaciją ir t.t. Eksperimentus atlikome su bandymams tinkamu, tiksliai 56 Ω nominalo kalibraciniu varžos prietaisu, kurio varža kinta 0,1 proc. Tyrimo eigoje svarbus uždavinys buvo sužinoti ar pasirinktas metodas suteiks reikalingą tikslumą. Atlikę bandymus įsitikinome, kad sistema geba matuoti norimo tikslumo signalus ir ją galima taikyti žmogaus pulsines bangos registravimo eksperimentams. Kūrimo metu buvo susidurta su kai kuriais techninės ir programinės įrangos keblumais. Visų pirma, nepakankamas NI PXI 4461 plokštės diskretizavimo dažnis, todėl sinusoidės generavimui naudojome išorinį signalų generatorių. Ateičiai, perkeliant montuotą schemą į realų miniatiūrinį nešiojamą prietaisą reikalingi mikroscheminiai generatoriaus ir keitiklio sprendimai. Kitos problemos kyla su naudojamais apdorojimo algoritmais. Jas dalinai sukeliama, jau minėta nepakankamo diskretizavimo dažnio problema, dėl ko tiesiog sudėtinga identifikuoti generuojamų sinusoidžių pikus ir išskirti mums reikalingą signalą. Taip pat siekiant pilno prietaiso virtualizavimo, programinė dalis turėtų būti perkelta į mikroprocesorių ir kitos užduotys taip pat automatizuotos mikrovaldiklio pagalba.

Tad nors iškilusios problemos ir laikinai buvo išspręstos vietoj virtualių instrumentų naudojant analogines alternatyvas, vykdomas tolimesnis darbas siekiant pilno miniatiūrinio nešiojamo prietaiso sukūrimo.

Išvados

Buvo kuriama žmogaus audinių elektrinio impedanso matavimo sistema, kuria buvo siekta pritaikyti virtualių instrumentų sprendimus virtualizuojant impedanso matavimo aparatūros sudedamuosius komponentus. Sistema, kurta pulsines bangos registravimui ir vaizdavimui, bet galimai numatomas jos pritaikymas ir kūno skysčių registravimui. Žinant, kad pulsines bangos kitimo santykis yra labai mažas, buvo reikalingas aukštos rezoliucijos analoginis skaitmeninis keitiklis. Atlikti preliminarūs bandymai parodė, kad sistema tinkama žmogaus pulsines bangos registravimui, tačiau dėl esamos aparatūros apribojimų, turi būti svarstomi ir vykdomi alternatyvūs problemų sprendimo būdai.

Literatūra

1. Chan, M.; Estève, D.; Fourniols, J.; Escriba, C.; Campo, E. Smart wearable systems: Current status and future challenges // *Artificial Intelligence in Medicine*. 2012 Nov.; 3 (56): 137–156.
2. Kyle, G. U., Borsaeus, I., De Lorenzo A. D. et al. Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methods // *Clinical Nutrition*. 2004. 23. 1226–1243.

Summary

DEVELOPMENT OF PULSE WAVE MONITORING SYSTEM USING METHOD OF TISSUE ELECTRICAL IMPEDANCE MEASUREMENT APPLYING VIRTUAL INSTRUMENTS

Dainius Aponkus¹, Albinas Stankus², Žydrūnas Lukošius³ Klaipėda University. Department of Informatics Engineering¹, Mechatronics Science Institute². Vilnius University. Faculty of Natural Science. Department of Neurobiology and Biophysics³.

Nowadays, when electronics and medical instrumentation gets more increasingly important in diagnostic field of human physiological indexes measurements, there is an increasing demand of cheap and portable instruments for everyday physiological state monitoring. One of the methods that could be implemented for that task is biological tissue impedance measurement. This method is useful in many fields of biomedical diagnostics because of the advantages it provides: an easy and non-invasive procedure, low cost etc.

Major percentage of bioimpedance measuring devices is intended to be used in estimating body composition, body fluids or fat free mass – these are bioelectrical impedance analysis (BIA) and bioimpedance spectroscopy techniques. Impedance measurement can also be useful in measurement and analysis of hemodynamic parameters with so called impedance cardiography method.

One disadvantage of these methods is quite complex equipment, which is used. So we aimed to miniaturise these known schemes of devices, by changing analogue equipment with virtual instrument solutions in developing a system which could be utilised in human pulse wave measurements.

Our system is composed of these technical components: sine wave generator, measurement circuit, 24-bit ADC, operational amplifier; software components: signal acquisition, signal processing with various algorithms, calculation. We used National Instruments software LabVIEW and NI PXI 4461 DAQ board in development of this system.

The results showed that system is capable of measuring human pulse wave and should provide appropriate accuracy.

2 PRIEDAS

PULSINĖS BANGOS GREIČIO DINAMIKOS TYRIMAS KOJOSE, KEIČIANT JŲ PADĖTĮ

Žydrūnas Lukošius¹, Dainius Aponkus¹, Albinas Stankus², Vaiva Strukčinskaitė³, Timotiejus Jurevičius³.

Klaipėdos universitetas, Informatikos inžinerijos katedra¹, Mechatronikos mokslų institutas², Medicinos technologijų katedra³

Įvadas

Pulsinės bangos greitis (PWV) arterinėje sistemoje priklauso nuo arterijų sienelių elastingumo ir periferinio pasipriešinimo [1, 2]. Kuo arterijų sienelės elastingesnės, tuo pulsinė banga sklinda lėčiau ir atvirkščiai. Kita vertus, sienelių elastingumas netiesiškai priklauso nuo sienelių įsitempimo laipsnio, kurį formuoja kraujo tūrio vidinis spaudimas, kuris priklauso nuo kraujo tėkmės į kapiliarinę ir veninę sistemas.

Manome, kad šie veiksniai turi labai didelę įtaką pulsinių bangų formos ir jos greičių tyrimų sąlygoms. Be to, sukelti dirbtinius fiziologinius testus, kurių metu galima sumažinti arba padidinti periferinį pasipriešinimą, galima tiksliau stebėti arterinės sistemos parametrų pokyčius normalioje bei širdies ir kraujagyslių sistemos patologinėje būsenoje.

Darbo tikslas

Ištirti kojos pulsinės bangos greičio pokyčius keičiant jos vertikalią poziciją.

Metodika

Pulsinės bangos buvo registruojamos elektropletizmografiniu būdu naudojant tetrapolinį metodą: matuojamieji elektrodai buvo dedami kelio ir čiurnos srityse, srovės elektrodai - virš šių sričių. Abu signalai buvo diskretizuojami per 16 bitų analoginį skaitmeninį keitiklį, 1kHz dažniu kiekvienam kanalui. Papildomai buvo registruojama EKG, matuojamas atstumas tarp elektrodų. Tyrimas buvo atliktas su sveikais asmenimis trimis etapais skirtingose pozicijose: jiems gulint, pakėlus kojas 41° kampu ir atsistojus.

Procesų valdymui bei analizei naudojant LabVIEW priemones buvo sukurta programa, leidusi stebėti tyrimo eigą ir talpinti duomenis į failą. Rezultatai buvo apdorojami statistiniais metodais ir gaunami pulsinės bangos sklidimo laiko rodikliai. Šiam tyrimui mes pasirinkome reikšmingiausius rodiklius, atskirdami juos nuo ankstesniuose tyrimuose rastų nestabilių ar netikslių algoritmų [3]. Jie įvardinti 1 lentelėje.

1 lentelė. Taikytų rodiklių sąrašas ir jų sutrumpinimai.

1. RR intervalo trukmė	RR
2. Laikas rastas kros-koreliaciniu būdu tarp abiejų bangų pirmos eilės išvestinių	T_{1d_corel}
3. Laikas rastas kros-koreliaciniu būdu tarp abiejų bangų antros eilės išvestinių	T_{2d_corel}
4. Laikas tarp pulsinių bangų kylančiųjų dalių pirmos eilės išvestinių maksimalių reikšmių	T_{1d}
5. Laikas tarp pulsinių bangų kylančiųjų dalių antros eilės išvestinių maksimalių reikšmių	T_{2d}

Rezultatai

Buvo ištirta 12 jaunų asmenų. Tyrimo etapo trukmė 3-4 minutės. Kiekvieno asmens atveju buvo analizuojamos 100-130 pulsinių bangų, iš kurių buvo rasti anksčiau pateikti laiko rodikliai. Jie buvo apdoroti statistiniais metodais, išryškinant jų vidurkį (\bar{Vid}), standartinę nuokrypį (σ) bei variacijos koeficientą (CV).

Anksčiau lyginami pulsines bangas įrodėme, kad artimiausios ir stabiliausios reikšmės gaunamos, randant bangos sklidimo laiką kros-koreliaciniu būdu tarp abiejų pulsinių bangų antros eilės išvestinių ir laiką tarp pulsinių bangų kylančiųjų dalių pirmos ir antros eilės išvestinių maksimalių reikšmių [3]. Tai iš dalies pasitvirtino ir šiame tyrime. Stabiliausios ir geriausiai parodantys greičio kitimą įvairiose pozicijose buvo šie rodikliai: T_{1d_corel} , T_{2d_corel} , T_{1d} ir T_{2d} . Ties jais ir apsistojome. Vis dėlto matome, kad beveik visais atvejais pakeitus poziciją rodiklių reikšmių stabilumas krenta.

Iš minėtų keturių rodiklių analizės galima matyti, kad tiriamajam pakeliant kojas 41° laipsnių kampu, pulsinės bangos greičio vidutinė vertė sumažėdavo nuo 37 % T_{2d_corel} rodikliui iki 40% T_{2d} nuo pradinės vertės. Trečioje pozicijoje tiriamam asmeniui atsistojus, greičio vidutinės vertės, turint omeny minėtus rodiklius išaugdavo: nuo 41% T_{1d} rodikliui iki 49% T_{2d_corel} rodikliui, skaičiuojant nuo pradinės pozicijos. Sklidimo laiko rodiklių statistiniai požymiai parodyti 2 (a, b, c) lentelėje, o greičių kitimas 3 lentelėje

2. a. lentelė. Vidutinės rodiklių vertės asmenims gulint

Rodikliai	Vid, ms.	σ , ms	CV, %	individualūs CV	
				Vid, %	σ , %
RR	885,6	80,1	9,0	5,2	2,1
T_{1d_corel}	36,4	6,1	16,7	9,6	5,1
T_{2d_corel}	37,7	6,9	18,3	10,1	7,9
T_{1d}	37,3	5,3	14,2	10,0	6,2
T_{2d}	38,5	7,5	19,6	11,3	8,5

2. b. lentelė. Rodiklių vertės asmeniui pakėlus kojas 41° laipsnio kampu

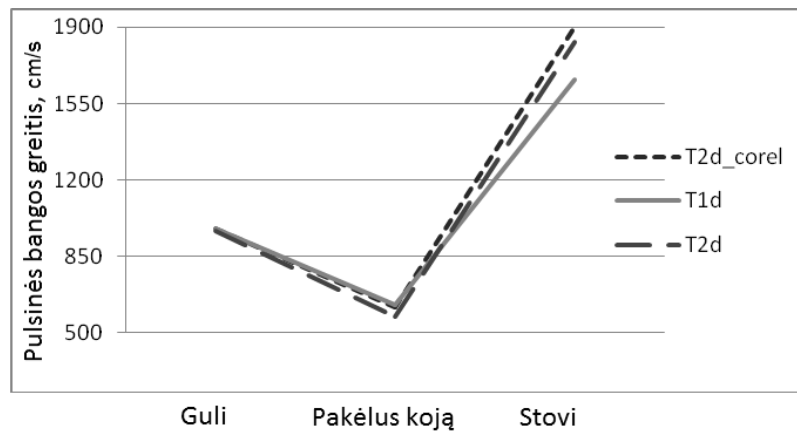
Rodikliai	Vid, ms.	σ , ms	CV, %	individualūs CV	
				Vid, %	σ , %
RR	904,2	69,1	7,6	5,5	2,2
T_{1d_corel}	59,4	11,9	20,1	6,9	3,8
T_{2d_corel}	60,3	11,8	19,6	6,9	3,3
T_{1d}	60,3	15,3	25,4	9,4	4,7
T_{2d}	65,3	14,0	21,4	9,1	4,2

2. c. lentelė. Rodiklių vertės asmeniui atsistojus.

Rodikliai	Vid, ms.	σ , ms	CV, %	individualūs CV	
				Vid, %	σ , %
RR	976,5	244,7	25,1	4,1	1,6
T_{1d_corel}	20,1	5,7	28,2	20,6	11,4
T_{2d_corel}	19,8	5,6	28,2	27,5	35,7
T_{1d}	21,9	4,3	19,6	14,7	7,9
T_{2d}	21,6	7,0	32,2	21,3	13,2

3 lentelė. Pulsinės bangos greičio verčių pokyčio įvertinimas a) atsigulus, b) pakėlus kojas 41° kampu, c) atsistojus

		gT1d_corel	gT2d_corel	gT1d	gT2d
a	PWV cm/s	1009±109	979±128	979±85	967±165
	CV, %	10,9	13,1	8,7	17,1
b	PWV cm/s	628±119	617±114	629±136	573±111
	CV, %	19	18,5	21,8	19,5
c	PWV cm/s	1884±554	1903±504	1657±304	1832±738
	CV, %	29,4	26,5	18,4	40,3



1 pav. Pulsinės bangos greičio kitimas priklausomai nuo kojos pozicijos

Išvados

Tyrimo rezultatai parodė, kad pakeliant koją pulsinės bangos greitis matuojamose vietose stipriai sulėtėja 37-40% o atsistojus padidėja beveik dvigubai nuo pradinės pozicijos. Tą gerai parodė T_{1d_corel} , T_{2d_corel} , T_{1d} ir T_{2d} pulsinės bangos sklidimo laiko rodikliai. Tai tik įrodo, kokia svarbą turi žmogaus kojų kraujotakai jų padėtis jo kasdieniame gyvenime, todėl atlikti tokius pulsinės bangos ir jos greičio tyrimus yra labai svarbu.

Literatūra

1. Naka, K. K.; Tweddel, C. A.; Parthimos, D.; Henderson, A.; Goodfellow, D. and Frenneaux, P. M.. Arterial distensibility: acute changes following dynamic exercise in normal subjects // *Am J Physiol Heart Circ Physiol.*, 2002; 284 (3):970-978.
2. Asmar, R.; Benetos, A.; Topouchian, J.; Laurent, P.; Pannier, B.; Brisac, A. M.; Target, R., and Levy, B. I. Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement. Validation and clinical application studies // *Hypertension.* 1995; 26 (3):485-490.
3. Žydrūnas Lukošius, Albinas Stankus, Dainius Aponkus. Pulsinės bangos greičio matavimas įvairiais algoritmais. Tarptautinės mokslinės – praktinės konferencijos medžiaga “Virtualūs instrumentai biomedicinoje-2011“ Klaipėda, 2011m., 85-91 p., ISBN 978-9955-18-584-0.

SUMMARY

INVESTIGATION OF PULSE WAVE VELOCITY DYNAMICS WHEN CHANGING POSITION OF LEGS

Žydrūnas Lukošius¹, Dainius Aponkus¹, Albinas Stankus², Vaiva Strukčinskaitė³, Timotiejus Jurevičius³.

¹Department of Informatics Engineering, ²Mechatronics Science Institute, ³Department of Medical Technology

The study goal was to estimate changes in pulse wave velocity when changing the vertical position of the legs using our previously studied and validated pulse transit time indicators. The results showed that when lifting the legs at about 41°, the pulse wave velocity decreases rapidly at about 37-40%. Also we estimated that when standing, the pulse wave velocity in the leg increases rapidly at about 41-49% from the starting position. The best results were acquired using the cross-correlation pulse transit time indicators between derivatives of pulse wave and the indicators between the peaks of the derivatives of pulse wave.