



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Galūnių kraujagyslių būklės vertinimas panaudojant
bioimpedanso pletizmografiją**

Baigiamasis magistro projektas

Mantas Mikulėnas

Projekto autorius

Doc. Dr. Darius Jegelevičius

Vadovas

Kaunas, 2019



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Galūnių kraujagyslių būklės vertinimas panaudojant bioimpedanso pletizmografiją

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (6211EX002)

Mantas Mikulėnas

Projekto autorius

Doc. Dr. Darius Jegelevičius

Vadovas

Recenzentas / Recenzentė

Kaunas, 2019



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Mantas Mikulėnas

Galūnių kraujagyslių būklės vertinimas panaudojant bioimpedanso pletizmografiją

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad mano, Manto Mikulėno, baigiamasis projektas tema „Galūnių kraujagyslių būklės vertinimas panaudojant bioimpedanso pletizmografiją“ yra parašytas visiškai savarankiškai ir visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Mikulėnas, Mantas. Galūnių kraujagyslių būklės vertinimas panaudojant bioimpedanso pletizmografiją. Magistro baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Darius Jegelevičius; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis: Bioinžinerija, inžinerijos mokslai

Reikšminiai žodžiai: Bioimpedanso pletizmografija, kraujagyslių būklė, klasifikavimas, vertinimas.

Kaunas, 2019. 61 psl.

Santrauka

Visuomenei senėjant, kraujagyslių būklės priežiūra tampa vis svarbesnė. Darbe siekiama patvirtinti arba paneigti hipotezę, jog bioimpedanso pletizmografinis signalas yra tinkamas lokalizuotam kraujagyslės būklės vertinimui ir besikemšančių kraujagyslių zonų aptikimui. Atliktas tyrimas su 26 dviejų skirtingų amžiaus grupių tiriamaisiais parodė jog galūnių kraujotakos matavimai naudojant bioimpedanso pletizmografiją pasižymi daug geresne kokybe. Atvejais, kai lygiagrečiai atliekant fotopletizmografiją nebuvo gaunamas joks signalas, impedanso pletizmografinis signalas vis dar teikė morfologinę informaciją tinkamą analizei.

Pasiūlytas ir statistiškai įvertintas antros eilės išvestinės c ir d taškų aptikimo metodas, palengvinantis minėtų indeksų aptikimą prastos kokybės signaluose. Atlikus surinktų duomenų perskaičiavimą į parametrus ir statistinį jų vertinimą, ekscentrinio elastingumo ir kraujagyslių senėjimą apibūdinantys parametrai panaudoti sudarant klasifikatorių skiriančią registruojamus signalus į grupes su ir be pakitimų. Sudarytas klasifikatorius įvertintas palyginus jo klasifikavimo rezultatus su 3 vertintojų rankinio klasifikavimo rezultatais. Nustatytas 82 % klasifikavimo tikslumas, su 78 % jautrumu ir 85 % specifiškumu. Įvertinus atspindžių priklausomybę nuo simuliuotų sutrikimų, pasiūlyti atspindžius sukėlusius pakitimų aptikimo metodai.

Mikulėnas, Mantas. Evaluation of limb vascular condition by using bio-impedance plethysmography. Master's Final Degree Project / supervisor prof. assoc. dr. Darius Jegelevičius; Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

Study field and area: Bioengineering, engineering science

Keywords: Bio Impedance plethysmography, vascular condition, classification, evaluation.

Kaunas, 2019. 61 psl.

Summary

As the population ages, vascular condition monitoring and care are becoming increasingly important. The aim of the thesis is to confirm or deny the hypothesis that the bio-impedance plethysmography signal is suitable for the localized assessment of the vascular condition and the detection of vascular occlusion zones. A study conducted, gathering data from 26 individuals of two different age groups showed, that limb blood flow measurements using bioimpedance plethysmography have very good quality. In the cases where no signal was obtained in parallel with photoplethysmography, the plethysmography signal of the impedance still provided morphological information for proper analysis.

A method for detecting point c and d of the second-order derivative was proposed and statistically evaluated. It facilitates the detection of mentioned indexes in poor quality signals. After the conversion of the collected data into the parameters and their statistical evaluation, the parameters characterizing the eccentric elasticity and vascular aging were used to form a classifier for differentiating signals with and without abnormalities. It was evaluated by comparing its classification results with the results of the manual classification of 3 evaluators. The accuracy of the 82% classification was determined with 78% sensitivity and 85% specificity. After evaluating the dependence of reflections on simulated disorders, methods of detecting the changes that caused reflections were suggested.

Turinys

Lentelių sąrašas	7
Paveikslų sąrašas	8
Įvadas.....	9
1. Probleminės srities analizė.....	10
1.1. Kraujagyslių pakitimai bei jų vertinimas	10
1.2. Probleminės srities analizės išvados.....	13
2. Technologinės srities analizė	14
2.1. Kraujagyslių būklės vertinimas pletizmografiniu metodu	14
2.2. Bioimpedanso matavimo metodas.....	17
2.3. Technologinės srities analizės išvados	22
3. Tyrimo metodika	24
3.1. Tyrimo aprašymas	24
3.2. Elektrodo išdėstymo poveikis signalo kokybei	24
3.3. Naudojama įranga.....	25
3.4. Bioimpedanso pletizmografijos matavimai simuliuotoje ir realioje aplinkoje.....	26
3.5. Impedanso pletizmografijos signalo apdorojimo algoritmas	28
3.6. Pletizmografinių parametrų skaičiavimas	35
3.7. Statistinis vertinimas	37
3.8. Menamų C ir D indeksų aptikimas prastos kokybės signalams	40
3.9. Klasifikatoriaus sudarymas	41
3.10. Struktūrinių kraujagyslių pakitimų matuojamoje galūnėje vietos aptikimas	42
4. Rezultatai.....	48
4.1. C ir D indeksų pasiskirstymas antros eilės bioimpedanso pletizmogramoje	48
4.2. Impedanso pletizmogramos parametrų statistinis vertinimas.....	49
4.3. Tarpusavio rezultatų palyginimas tarp skirtingų imčių	51
4.4. Tiriamųjų klasifikavimas į grupes	52
4.5. Susiaurėjimų kraujagyslėje aptikimas	53
5. Diskusija	57
Išvados	59
Literatūros sąrašas	60
Priedai.....	62
1 priedas. Impedanso pletizmografijos signalo apdorojimo pseudo algoritmas.....	62
2 priedas. Papildomi rezultatų duomenys.....	65
3 priedas: Tiriamųjų anamnezė	69
4 priedas: Darbo dalies pristatytos E2TA konferencijoje sertifikatas	70

Lentelių sąrašas

1 lentelė. ABI indekso interpretavimas	13
2 lentelė. FPG parametrai [11]	15
3 lentelė. APG parametrai [11]	16
4 lentelė. Klasifikatoriaus centrinės koordinatės	42
5 lentelė. Tikėtinų C ir D indeksų koordinacių nustatymas naudojantis „Jaunų“ imtimi	48
6 lentelė. „Jaunų“ imties statistinio vertinimo rezultatai	50
7 lentelė. „Vyresnio amžiaus“ imties statistinio vertinimo rezultatai	50
8 lentelė. „Jaunų vid“ imties statistinio vertinimo rezultatai	51
9 lentelė. „Jaunų“ ir „Vyresnio amžiaus“ tiriamųjų imčių palyginimas naudojant t / <i>Mann-Whitney</i> U testą.....	51
10 lentelė. „Jaunų“ ir „Jaunų vid“ tiriamųjų imčių palyginimas naudojant t / <i>Mann-Whitney</i> U testą	52
11 lentelė. „Jaunų vid“ ir „Vyresnio amžiaus“ tiriamųjų imčių palyginimas naudojant t / <i>Mann-Whitney</i> U testą.....	52
12 lentelė. Klasifikavimo lentelė	53
13 lentelė. Simuliuoto užspaudimo efekto laiko iki atspindžio statistinis vertinimas	55
14 lentelė. <i>Mann-Whitney</i> U testas užspaudimo „Jaunų vid“ ir „Jaunų už“ imčių palyginimo rezultatai	56
15 lentelė. „Pirštas“ imties IPG ir PPG BC ir BD intervalų vertinimas	65
16 lentelė. „Pirštas“ imties duomenų statistinis vertinimas	65
17 lentelė. Signalų automatinio ir vertintojų klasifikavimo rezultatai	65
18 lentelė. „Jaunų“ imties statistinio vertinimo rezultatai (pilna lentelė).....	67
19 lentelė. „Vyresnio amžiaus“ imties statistinio vertinimo rezultatai (pilna lentelė).....	67
20 lentelė. „Jaunų vid“ imties statistinio vertinimo rezultatai (pilna lentelė).....	68
19 lentelė. IdxJ 20-30 amžiaus, IdxS 60-90 amžiaus tiriamųjų anamnezė	69

Paveikslų sąrašas

1 pav. Kraujagyslės struktūrinių pokyčių senstant. Adaptuota iš [2].....	10
2 pav. Fotopletizmografinė banga, jos indeksai ir slėgio pokyčiai ties detektoriumi skirtingais laiko momentais. Adaptuota iš [11][13].....	14
3 pav. PPG (viršuje) ir APG (apačioje) signalai. Adaptuota iš [18]	16
4 pav. Skirtingos APG bangos formos. Adaptuota iš [11].....	17
5 pav. Ląstelės elektrinis modulis. Adaptuota iš [22]	18
6 pav. Keturių elektrodų matavimo schema. Modifikuota pagal [22]	19
7 pav. Fazei jautraus detektoriaus schema. Adaptuota iš [22]	19
8 pav. Autobalansavimo tiltelio veikimo principas. Adaptuota iš [22].....	20
9 pav. Apversta IPG morfologinė kreivė. Adaptuota iš [24]	21
10 pav. Elektrodų išdėstymas.....	24
11 pav. Naudojami nerūdijančio plieno elektrodai	25
12 pav. Fantomo blokinė diagrama	26
13 pav. Elektrodų jungimas fantome	27
14 pav. Elektrodų jungimas ant tiriamojo	27
15 pav. Neapdoroti IPG(impedanso), EKG(elektrokardiografijos) ir FPG(fotopletizmografijos) signalai.....	29
16 pav. Bendra algoritmo blokinė diagrama	30
17 pav. Išsami signalų apdorojimo dalies blokinė diagrama	31
18 pav. Išsami laid ir ppg indeksų skaičiavimo blokinė diagrama	32
19 pav. Išsami IPG antros eilės išvestinės formavimo ir indeksų skaičiavimo blokinė diagrama....	33
20 pav. PPG signalas užfiksuotas nuo kojos piršto.....	34
21 pav. IPG signalas užfiksuotas ant blauzdos	34
22 pav. IPG ir PPG signalų palyginimas.....	35
23 pav. Tyrime atliekami palyginimai	38
24 pav. C ir D indeksų vertinimas B-E lange	41
25 pav. Atstumas iki pirmo atspindžio jauno ir seno tiriamųjų signaluose	43
26 pav. Matavimo su tiriamuoju schema keičiant manžetės poziciją.....	44
27 pav. Siūlomas pakitimų kraujagyslėse aptikimo metodas	44
28 pav. Atsitiktinai pasirinkto tiriamojo signalai keičiant manžetės poziciją.....	45
29 pav. Siūlomas antras pakitimų kraujagyslėse aptikimo metodas	46
30 pav. Užregistruotų signalų sulyginimas	47
31 pav. Tikėtinų C ir D indeksų pasiskirstymas	48
32 pav. Tikėtinų C ir D indeksų pasiskirstymas lyginant IMP ir FPG „Pirštas“ imtyje.....	49
33 pav. Suklasifikuoti tiriamieji panaudojant trumpiausią atstumą iki centrinės koordinatės.....	53
34 pav. Intervalo nuo indekso B iki atspindžio bangos ir amžiaus palyginimas	54
35 pav. Atstumo iki užspaudimo ir S-T laiko priklausomybė (viršuje – matavimai su fantomu, apačioje – pacientu).....	55
36 pav. Skirtumai tarp simuliuotų pakitimų imčių.....	56

Įvadas

Kraujagyslių senėjimo proceso metu arba, sergant kraujagyslių ligomis, atsiranda struktūriniai pakitimai, apribojantys galūnių kraujotaką. Dėl jų įtakos prastėja sveikatos būklė, tampa sunkiau judėti, jaučiamas galūnių nuovargis. Pakitimams progresuojant, žmogaus judėjimo galimybės tampa stipriai apribotos, o pažengusios ligos atveju galūnę tenka pašalinti.

Šiuo metu naudojami kraujagyslių būklės vertinimo metodai yra brangūs ir negali būti atlikti be technologo, kuris yra apmokytas naudotis įranga. Visuomenei senėjant, kraujagyslių būklės priežiūra tampa vis svarbesnė tad yra reikalingas paprastas kraujagyslių būklei vertinti tinkantis metodas.

Kaip pigi alternatyva galūnių kraujagyslių būklės vertinimui gali būti naudojama bioimpedanso pletizmografija. Šis matavimo metodas pasižymi dideliu įsiskverbimo gyliu į audinį, tad gali būti naudojamas ant bet kurios galūnės net esant stipriems kraujotakos pakitimams. Be to, šiuo metodu yra vertinami lokalūs matuojamo intervalo tūriniai pokyčiai ir suteikiama galimybė vertinti kraujagyslių būklę pasirinktame diapazone. Sujungus šį matavimo metodą su fotopletizmografinės bangos analizės metodu naudojančia antros eilės išvestinės indeksus ir parametrus, būtų sukurtas naujas ir dar niekur neįgyvendintas kraujagyslių būklės vertinimo metodas.

Atliekant tyrimą bus įvertinti bioimpedanso metodu registruojamo pletizmografijos signalo morfologinę informaciją apie galūnių kraujagyslių būklę. Remiantis elektros srovės savybe prasiskverbti į gilesnius audinius, siekiant tekėti pačiu laidžiausiu keliu, vertinamas tūrio tarp įtampos matavimo elektrodų potencialų skirtumo vidurkis. Tiriama galimybė vertinti kraujagyslių būklę elektrodų išdėstymo intervale. Taip pat atlikti tyrimai siekiant aptikti pakitimus kraujagyslėje remiantis impedanso pletizmografijos signalo morfologiniais pokyčiais.

Tyrimo tikslas yra sukurti galūnių kraujagyslių būklės vertinimo metodą, naudojant bioimpedanso pletizmografijos morfologinę informaciją.

Pasiekti tikslą, iškelti šie uždaviniai:

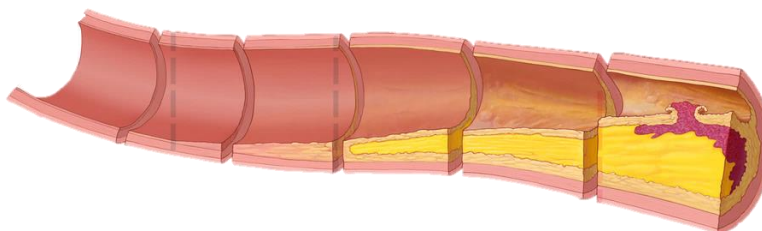
1. sukurti bioimpedanso pletizmografinio signalo apdorojimo ir analizės algoritmą, panaudojant antros eilės išvestinę;
2. atlikti kraujotakos sistemos sutrikimo modeliavimą fantome ir realių tiriamųjų imtyje;
3. atlikti signalų analizę ir statistiškai įvertinti apskaičiuotus parametrus;
4. sukurti bioimpedanso pletizmografinio signalo klasifikatorių.

1. Probleminės srities analizė

1.1. Kraujagyslių pakitimai bei jų vertinimas

1.1.1. Kraujagyslių senėjimas

Arterijoms senėjant, jose vyksta struktūriniai pasikeitimai. Palaipsniui kietėjant kraujagyslės sienelėi keičiasi jos sandara, mažėja elastino, galutinio glikacinio produkto. Arterijų diametro padidėjimas stebimas centrinėse ir periferinėse kraujagyslėse. Siekiant prognozuoti kraujotakos sistemos sutrikimus per 10 metų laikotarpį, naudojamas *Framinghamo* rizikos koeficientas, įvertinantis amžiaus, cholesterolio, lyties, rūkymo ir sistolinio kraujo spaudimo įtaką. Kraujagyslių susiaurėjimas ir dilatacija priklauso nuo lygiųjų raumenų ląstelių gebėjimo keisti toną. Kanalų talpa ir lygiųjų raumenų ląstelių pasipriešinimas dilatacijai paprastai vertinamas kaip dilatacijos atsakas į trintratinį glicerolį arba intraartacinę infuziją natrio nitropruside. Struktūriškai, kraujagyslių senėjimas siejamas su vidinio – centrinio sluoksnio storėjimu. Vyresniame amžiuje, miego arterijos vidinis-vidurinis sluoksnis sustorėja ~5um/metus. Didėjantis kraujo spaudimas ir padidėjusi miego arterijos sienelių išplėtimo jėga tiesiogiai lemia kraujagyslės sienelės sustorėjimą [1]. Senėjant atsirandantis kraujagyslių vidinio-vidurinio sluoksnio sustorėjimas vienodai būdingas tiek centrinėms, tiek periferinėms kraujagyslėms. Pacientų, sergančių ateroskleroze, miego arterijos skerspjūvis padidėja ~ 0,03mm/metus, kai tuo metu be aterosklerozės - 0,017mm/metus. Taigi chronologinis senėjimas nebūtinai atspindi biologinį kraujagyslių amžių. Periferinių arterijų atveju, blauzdos arterijų skerspjūvis padidėja 22–26 %, o šlaunies arterijų 12–21 % laikotarpiu nuo 25 iki 67 metų amžiaus. Tai parodo 0,5% skerspjūvio padidėjimą per metus [1]. Kraujagyslės struktūriniai pokyčiai atvaizduoti 1 paveiksle.



1 pav. Kraujagyslės struktūrinių pokyčių senstant. Adaptuota iš [2]

Ištęstinis senėjimo tyrimas Baltimorėje parodė senėjimo ir pulso sklidimo greičio didėjimo tarpusavio ryšį [1]. Kraujagyslių būklę blogina ne tik senėjimas, bet ir įvairios kraujagyslių ligos.

1.1.2. Galūnių kraujagyslių ligos

Sunkumas kojose, skausmas, priklausantis nuo apkrovos ir mažėjantis ilsintis, galūnių tirpimas, apmirimas, pojūčių dulimas. Tai yra dažniausi periferinių kraujagyslių ligų simptomai. Visi šie ir daugybė kitų veiksnių apriboja žmogaus judėjimo laisvę bei gebėjimą atlikti kasdienes darbus. Taip pat paverčia jį priklausomu nuo aplinkinių pagalbos bei apsunkina artimųjų gyvenimą. Jungtinėse valstijose atlikto tyrimo metu nustatyta, kad, periferinių kraujagyslių ligų yra paveikti ~8 mln. amerikiečių, o tai sudaro ~2,5 % populiacijos. Pusė šios populiacijos turi padidėjusią tikimybę patirti miokardo infarktą ar insultą. 5 % periferinių kraujagyslių ligomis sergančių pacientų per 5 ligos vystymosi metus tenka atlikti apatinės galūnės amputaciją. Po operacijos 20 % pacientų miršta per 1 metus. Taip pat 20 % iš jų atliekama pakartotinė galūnės šalinimo operacija. Reikia paminėti, jog *Goodney et al.*[3] atliktas tyrimas, paremtas duomenimis surinktais iš daugiau nei 18000 pacientų,

parodė, jog metinės papildomos išlaidos amputaciją patyrusiems pacientams siekia nuo 11077 iki 42613 \$. Nustatyta, jog viena didžiausių problemų yra vėlyvas ligos atpažinimas ir diagnozavimas.

Aterosklerozės atveju, arterijų sienelėse kaupiasi kalcis ir riebalai. Susiformavusios plokštelės susiaurina kraujagyslių skersmenį, kuriuo teka kraujas, sukeldamos kraujotakos sutrikimus. Ši liga plinta visame organizme keldama išemiją skirtingose organizmo vietose. Greičiausiai aterosklerozė vystosi cukriniu diabetu sergantiems, rūkantiems, žmonėms su didesniu cholesterolio kiekiu ar turintiems krešėjimo sutrikimų ir padidėjusį kraujo spaudimą. Padidėjęs spaudimas, medžiagos iš cigarečių dūmų pažeidžia kraujagyslės vidinį sienelės sluoksnį ir sudaro terpę kauptis kalciumui ir riebalams. Išopėjęs kraujagyslei gali susidaryti krešulys, kemšantis kraujagyslės skerspjūvį. Kadangi aterosklerozė nėra grįžtamas procesas, diagnozavimas ankstesnėje stadijoje padeda stabdyti jos progresavimą [4].

Galūnių arterinių embolija ir trombozė, tai kraujagyslių skerspjūvio užkimšimas iš širdies atkeliavusiu krešuliu. Krešulio pasekmė – galūnių išemija. Krešuliai dažniau patenka į kojų nei į rankų arterijas. Padidėjusiai rizikos grupei priklauso vyresnio amžiaus asmenys su aterosklerozė ir padidėjusia prieširdžių virpėjimo rizika. Nors krešuliai gali susidaryti ir dėl endokardito, miokardito, reumato, bet dažniausiai yra sukeliama širdies aritmijos. Kitaip nei aterosklerozės kemšančios arteriją palengva, embolija įvyksta staiga. Kadangi kraujotaka yra visiškai nutraukiama, galūnės netekimo rizika yra proporcinga laikui, praėjusiam nuo įvykio. Embolija diagnozuojama paveiktoje vietoje, neaptikus pulso, bei atlikus tyrimus ultragarsu arba angiografiją [5].

Kojų venų trombozės atveju krešulys susidaro venose. Sutrikdoma kraujotaka galūnėje. Trombozė pasireiškia vyresnio amžiaus arba mažai judantiems žmonėms su padidėjusiu kraujo krešėjimu. Trombai kojų venose susidaro dėl kraujagyslių pažeidimų, varikozės, sulėtėjusio kraujo tekėjimo ir padidėjusio krešėjimo. Krešuliai iš kojų venų gali pasiekti plaučius ir ten sukelti emboliją. Liga diagnozuojama, įvertinus kojos matmenis, skausmingumą, atlikus tyrimus ultragarsu.

Diabetas yra lėtinė liga, sukeliama insulino sintezės, sekrecijos ir periferinio veikimo sutrikimo. Insulino deficitas apsunkina organizme esančios gliukozės panaudojimą. Ligą sukelia didėjantis gliukozės kiekis kraujyje. Gliukozės kiekis yra siejamas su angliavandenių apytakos sutrikimais. Diabetas skirstomas į 2 pagrindinius tipus: pirmojo tipo, kuris yra paveldimas, juo serga vaikai ir jo metu kasa nepagamina reikiamo insulino kiekio. Ir antrojo tipo, kurį sukelia nutukimas, kasos pažeidimai bei prastos mitybos. Jis pasižymi neveiksmingu insulino įsisavinimu dėl receptorių degradacija. Taip pat vyksta tolerancijos gliukozei sutrikimas. Diabetas pasižymi neuropatijomis bei kojų arterijų užsikimšimu. Šiuo metu ~8,8 % pasaulio gyventojų serga diabetu, o tai sudaro ~415 mln. Diabeto atveju amputacija yra žymiai dažnesnė. 5 iš 6 amputacijų yra atliekamos būtent dėl diabeto. Statistiškai nustatyta, jog 25 % ligoninės priėmimų diabeto atveju yra dėl pėdos pažeidimo. 40 % jų baigiasi pėdos arba jos dalies amputacija. Diabeto metu būtina sekti ir kraujagyslių būklę, nes nuo jos priklauso galūnių aprūpinimas krauju ir maisto medžiagomis [6].

1.1.3. Kraujagyslių ligų vertinimo metodai

Siekiant įvertinti kraujagyslių būklę ir norint diagnozuoti ligas, priklausomai nuo tiriamos kraujagyslės lokacijos, yra naudojami skirtingi matavimo metodai. Galūnių, kaklo srityje naudojamas ultragarsas, angiografija ir kardiografija. Krūtinės, pilvo ir galvos srityse naudojama magnetinis rezonansas, kompiuterinė tomografija ir angiografija.

Angiografija, nors ir senas metodas, bet vis dar yra laikomas periferinės arterijų sistemos anatomijos tyrimų auksiniu standartu. Angiografijos metu gaunamas periferinės kraujotakos vaizdas dviejose dimensijose, kuris priklauso nuo projektuojamo vaizdo kampo. Specialistą gali suklaidinti vingiai, neaiškios šviesos formos, koncentriniai vienodi pažeidimai ir šakų taškai. Angiografinio vaizdo rezoliucija gerėja, didinant švitinimą ir mažinant judesio artefaktų kiekį. Atlikti skrodimai pacientams, kuriems buvo taikoma angiografija, parodė, jog 33 % jų, aterosklerozė klaidingai buvo nustatyta kaip neigiama [7].

Naudojantis magnetinio rezonanso arteriografija (MRA), galima tiksliai atvaizduoti arterijų anatomiją, bet ne jų sienelių struktūrinę sudėtį [7]. Metodas gana brangus, tad nėra lengvai prieinamas. Magnetinio rezonanso procedūra trunka ilgai ~30 min. Reikalingas technologas jai atlikti, įranga brangi ir sudėtinga. Matavimas labai jautrus judesiams. Dažniausiai reikalinga intervencija, suleidžiant kontrastą. Tyrimo metu atliekamos standartinės sekos skirtos bendram skenavimui, pridodant specialiai skirtas sekas kraujagyslėms išskirti. Gaunami vaizdai - labai geros kokybės.

Kaip ir MRA, taip ir kompiuterinės tomografijos arteriografija (KTA) gaunamas tikslus arterijų anatomijos vaizdas, bet ne sienelių struktūra. Metodo rezoliucija taip pat priklauso nuo apšvietos kiekio [7]. Visais atvejais leidžiamas kontrastas. Tyrimas atliekamas prieš suleidžiant kontrastą ir kontrasto leidimo metu. Nuo magnetinio rezonanso skiriasi tuo, jog atvaizdai matomi realiu laiku, be to, tyrimas trunka trumpiau nei MRA, ~ 5 min. Gaunamų vaizdų kokybė ne tokia gera kaip MRA atveju, bet santykinai geresnė nei atlikta kitais matavimo būdais.

Atliekant kraujagyslių vidaus matavimus ultragarsu, galima gauti didesnės rezoliucijos struktūrinį kraujagyslių vaizdą. Gaunamas išorinis kraujagyslės diametras ir maksimali stenozės ploto vertė. Atlikti tyrimai parodė, jog angiografijos ir ultragarso metodais gaunami skirtingi tikrojo kraujagyslės diametro, stenozės ploto, aterosklerozinių plokštelių koncentracijos ir kalcifikacijos parametrai [7]. Ultragarso matavimai gali būti patikslinti kontrasto įvedimu [8].

Kulkšnies brachialinis indeksas (angl. *Ankle-brachial index*), palygina kraujo spaudimą kulkšnies ir rankos srityse. Žemas indekso rodiklis nurodo arterijų susiaurėjimą arba galimą kimšimąsi kojose. Indeksas vertinamas prieš ir po apkrovos vaikstant. Jis apskaičiuojamas pagal (1) formulę:

$$ABI = \frac{P_{Koja}}{P_{Ranka}}, \quad (1)$$

čia ABI – kulkšnies brachialinis indeksas; P_{Koja} – kraujo spaudimas kulkšnies srityje; P_{Ranka} – kraujo spaudimas rankos srityje.

Lyginant su angiografija, indeksas pasižymi <90 % jautrumu ir >90 % specifiškumu nustatant stenozę, paveikiančią 50 % ar daugiau kojos arterijų [9]. Tuo metu *McLafferty et al.* atliktame tyrime nustatyta jog jautrumas siekia 41 %, o specifiškumas 84 % [10]. API yra netinkamas vertinant sukalkėjusias kraujagysles, nes gaunami klaidingai standūs kraujagyslės duomenys [9]. Taip pat API sunku įvertinti, esant žemam kraujo spaudimui, tad prieš matavimą turi būti atlikti fiziniai pratimai, kurie stacionarioje būklėje laikomiems pacientams nėra tinkami.

1 lentelė. ABI indekso interpretavimas

Ramybės būsenos ABI	Sutrikimo sunkumas
>1,4	Galimos kalcifikacijos
>1,0	Tikėtina, jog arterinių sutrikimų nėra
0,8–1,0	Nežymūs arteriniai sutrikimai
0,5–0,8	Vidutinio sunkumo sutrikimai
<0,5	Rimti sutrikimai
<0,3	Galima išemija

Pagreičio pletizmografijos (angl. *Accelerated Plethysmography*) metodas naudojamas kai kuriuose pulso bangos analizatoriuose. Pulso pletizmografinis (PPG) signalas nuskaitomas nuo piršto, kur jo kokybė yra geriausia. Signalo antros eilės diferencialas suskirstomas į 5 bangas (žr. 4 pav.), pagal kurių santykį yra vertinami įvairūs kraujagyslės parametrai. Gaunama foto-pletizmografinė banga (FPG) savo morfologija yra panaši į impedanso pletizmografinę bangą.

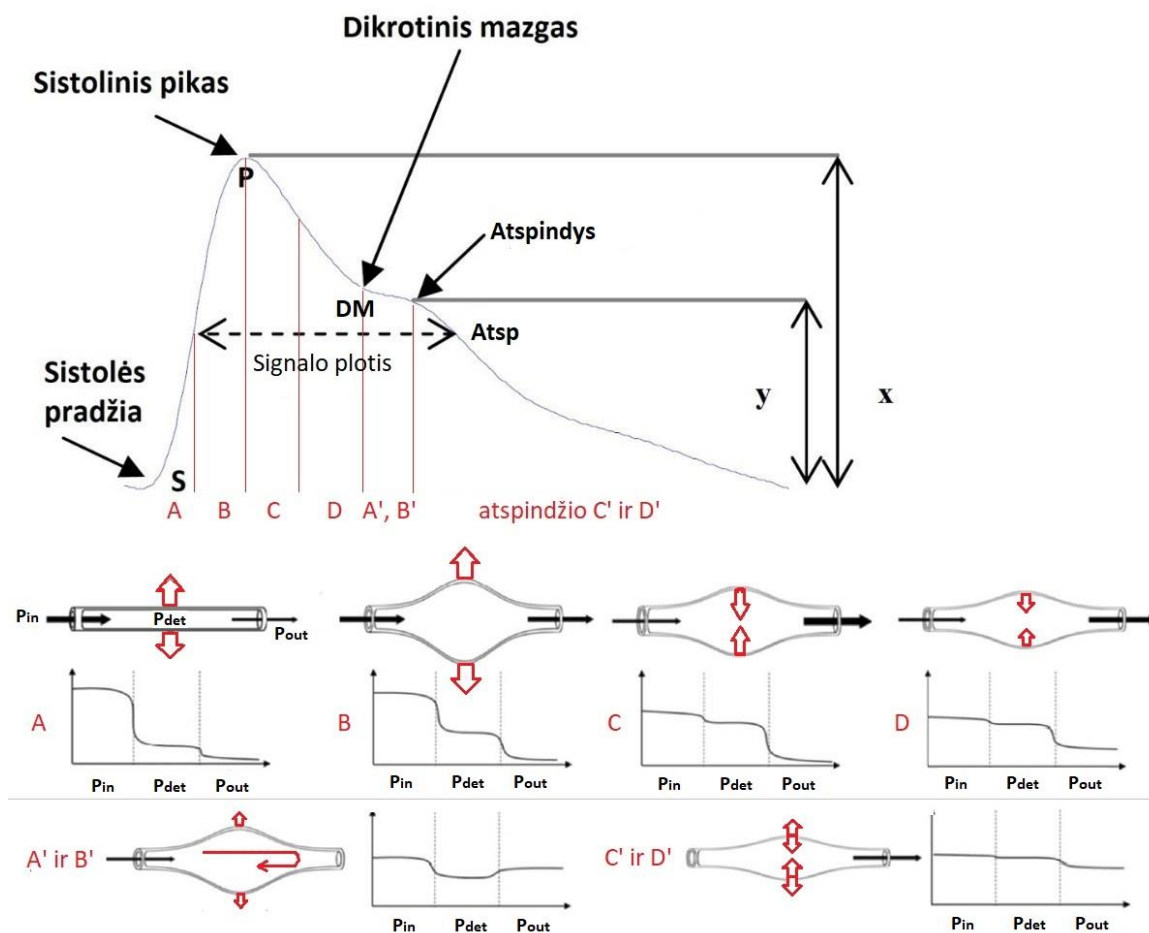
1.2. Probleminės srities analizės išvados

Visuomenei demografiškai senstant, kraujagyslių ligų prevencija ir gydymas tampa vis svarbesniu. Paminėtų matavimo metodų, tokių kaip KTA, MRA, rentgeno ir ultragarso įrangos matmenys yra dideli, ji sunkiai prieinama ir brangi. Kadangi matavimai yra brangūs, MRA yra retai naudojama periferinėms kraujagyslėms matuoti. KTA skiriama tik vėlesniame ligos etape, kai sutrikimai yra aiškiai pastebimi. Visais atvejais reikalingas siuntimas, kurio eilė gali trukti ne vieną savaitę. Pletizmografiniai matavimai yra pigi ir prieinama alternatyva. Impedanso ir fotopletizmografijos morfologiniai panašumai apžvelgiami 2 skyriuje.

2. Technologinės srities analizė

2.1. Kraujagyslių būklės vertinimas pletizmografiniu metodu

Pletizmografija yra neinvazinis pulso, kraujagyslės tūrio ir spaudimo joje matavimų metodas. Pagrindiniai šio matavimo metodo tipai yra foto-, impedanso, vandens, oro ir deformacijos pletizmografija [11]. Registruojamas signalas susiformuoja iš sistolės bei atspindžių, kurių užregistruotas kiekis priklauso nuo sensoriaus jautrumo bei širdies ritmo. Atspindžiai susidaro nuo kraujagyslės išsišakojimų arba susiaurėjimų. Širdies ritmui tankėjant, atspindžiai įsilieja į sistolę, tad esant retesniai širdies ritmui, jų aptikti įmanoma daugiau [12][13]. Visi atspindžiai keičia signalo formą, bet sistolės bangos forma yra lemiamą tik pirmojo atspindžio. Kuo atspindys yra užfiksuojamas vėliau po sistolės, tuo mažesni poveikį jis daro signalo formai [13]. Pletizmografinio signalo bangos formą galima suskirstyti į anakrotinę fazę – kylantį frontą ir katakrotinę fazę – besileidžiantį frontą [11]. Pletizmografinę bangą apibūdinantys indeksai bei detektoriaus fiksuojami slėgio pokyčiai pavaizduoti 2 paveiksle.



2 pav. Fotopletizmografinė banga, jos indeksai ir slėgio pokyčiai ties detektoriumi skirtingais laiko momentais. Adaptuota iš [11][13].

Sistolės pradžios S momentu kraujas iš širdies skilvelių yra išstumiamas į plaučius, kad būtų prisotintas deguonimi, ir į kūną, kad aprūpintų deguonimi ląsteles. Širdies išstumto kraujo tūrio maksimalų pokytį nurodo sistolės pikas P. Dikrotinis mazgas DM nurodo momentą, kai užsidaro aortos vožtuvas ir baigiasi širdies ciklo sistolinė dalis. Nuo diastolinio piko Atsp vietos fiksuojamas retrogradinis kraujo tekėjimas [6]. Vykstant anakrotinės fazės A ir B intervalams, sistolinis

komponentas kyla iš priekinės eigos slėgio bangos, perduodamos iš kairiojo skilvelio. Prieš detektorių matome padidėjusio slėgio, o už detektoriaus, stipriai sumažėjusio slėgio zonas, sukuriančias slėgio skirtumą, kuris atvaizduojamas kaip auganti sistolinio fronto amplitudė. C ir D periodu, sumažėjus slėgio gradientams, kraujagyslės sienelės dėl standumo poveikio traukiasi, ir amplitudė pradeda mažėti. Ji gali būti paveikta matavimo vietos, arterinio kraujo spaudimo padidėjimas ar sumažėjimas, sunki hipovolemia, hipotermija, simpatinės nervų sistemos veiksniai, vazokonstrikcija, anestetikai ar epidurinė anesteziacija. Slėgiui už detektoriaus viršijus slėgį ties detektoriumi A' ir B', fiksuojamas atspindys. C' ir D' intervale slėgis dėl kraujagyslės elastingumo nežymiai pasikeičia dar keletą kartų, sukurdamas nedidelės amplitudės atspindžius [11][13]. Su amžiumi kintant pulsacijų metu besikeičiančiam kraujo tūriui, pletizmografinės bangos forma nuo banguotos keičiasi į trikampę [14].

Fotopletizmografija (FPG) yra dažniausiai naudojamas pletizmografinio matavimo metodas. Ji skirstoma į prasiskverbusios arba atsispindėjusios šviesos. Jos metu yra fiksuojama hemoglobino, esančio kraujyje, šviesos absorbcija. Vykstant kraujo pulsacijai, padidėjęs jo kiekis kraujagyslėje padidina sklindančios šviesos per matuojamą audinį absorbciją. Tai vyksta dėl kraujagyslės sienelės ir joje tekančių eritrocitų savybės sugerti dalį šviesos. Arterinės kraujotakos metu pulsacijų poveikis absorbcijai siekia 1–2 % [15]. Pagrindiniai PPG parametrai aprašyti 2 lentelėje.

2 lentelė. FPG parametrai [11]

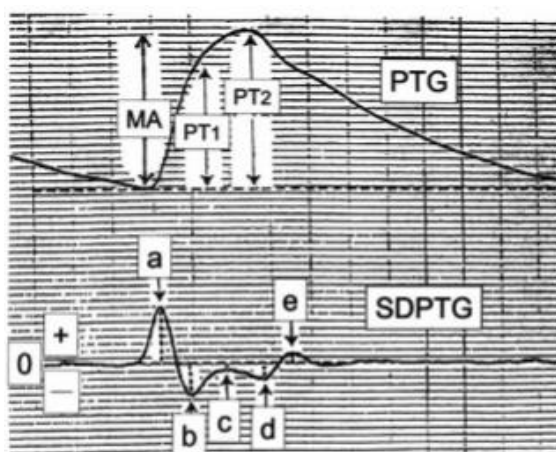
Trumpinys	Pilnas pavadinimas
S	Sistolinė amplitudė (angl. <i>Systolic Amplitude</i>)
PW	Pulso plotis (angl. <i>Pulse Width</i>)
PS	Pulso sritis (angl. <i>Pulse Area</i>)
P-P	Intervalas tarp sistolinių pikų (angl. <i>Peak to Peak Interval</i>)
AugIn	Padidėjimo indeksas (angl. <i>Augmentation Index</i>)
DASI	Didžiųjų arterijų standumo indeksas (angl. <i>Large Artery Stiffness Index</i>)
CT	Kylančio fronto laikotarpis (angl. <i>Crest time</i>)

Pulso bangos analizė naudojama vertinant diabeto, arterinius pažeidimus bei kraujotakos sistemos pakitimus. Šviesos absorbcija dėl pulsacijos sudaro tik nedidelę dalį absorbuojamos šviesos, tad pokyčiai yra labai maži [10].

Galūnių kraujagyslių vertinimui, kaip alternatyva gali būti naudojama skaitmeninė pulso analizė, paremta antros eilės fotopletizmografijos išvestine (APG) [16]. APG susideda iš 4 sistolinių bangų žymimų a, b, c, d. APG matavimų pradinis taškas – a. Pradinė neigiama sistolinė banga b - nurodo širdies susitraukimo galią. Neigiamesnė b bangos vertė parodo stipresnį širdies susitraukimą, geresnį funkcionavimą. Didesnė teigiama bangos c amplitudė sąlygoja geresnį kraujagyslių elastingumą. Banga d apibrėžia likutinį kraujo tūrį. Banga e susilygina su dikrotiniu mazgu PPG signale. Ji nurodo momentą, kai užsidaro aortos vožtuvas ir prasideda retrogradinis kraujo tekėjimas [17].

Žmogui senstant, dėl nuolatinio kraujagyslės sienelių elastingumo sumažėjimo ir sienelės vidinio-vidurinio sluoksnio storėjimo APG bangos forma kinta. Pulso sklidimo greitis yra siejamas su arterine hipertenzija ir amžiumi, o pletizmografinis pagreitis (angl. *accelerated plethysmography*) koreliuoja su ateroskleroze ir amžiumi. Su amžiumi stebimas aortos arterijos standumo didėjimas ir hipertenzija. Tai ypač pasireiškia pacientams, sergantiems diabetu, ateroskleroze ir paskutinės stadijos inkstų nepakankamumu. Atliekant pulso bangos analizę, galima įvertinti kraujagyslių

pokyčius, kuriuos sukelia senėjimas, hipertenzija ir aterosklerozė. PPG ir jai atitinkanti APG banga pateikta 3 paveiksle.



3 pav. PPG (viršuje) ir APG (apačioje) signalai. Adaptuota iš [18]

APG parametrai vertinami nuo bazinės linijos. Skiriami 5 skirtingi APG bangos vertinimo indeksai: a, b, c, d ir e (žr. 3 pav.) [11]: Naudojantis šiais indeksais apskaičiuojami APG bangos parametrai pateikti 3 lentelėje.

3 lentelė. APG parametrai [11]

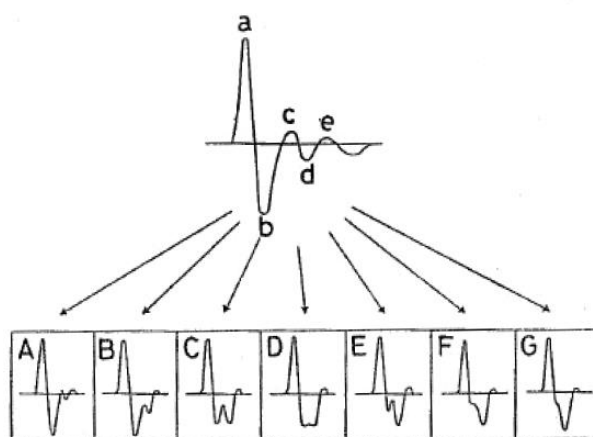
Trumpinys	Pilnas pavadinimas
DPI	Diferencinis pulso bangos indeksas
EC	Ekscentrinė siaurėjimo galia
AE	Arterinis elastingumas
RBV	Likutinis kraujo tūris
Rae	Arterijos standumo sumažėjimas
Rasen	Arterijų senėjimas
Rasen2	Arterijų senėjimas, nenaudojant c ir d indeksų
AI	Su amžiumi didėjantis indeksas
a-a	a-a intervalas koreliuojantis su EKG R-R intervalu

APG signalas skirstomas į 7 kategorijas nuo A iki G apibūdinančias kraujagyslės būklę ir kraujotaką [11]:

- A atspindi puikią kraujagyslių būklę ir kraujotaką. Ši kategorija būdinga sveikiems 20–30 metų amžiaus žmonėms ir jaunesniems. Taip pat gali pasitaikyti labai sveikų 30–40 metų amžiaus žmonių matavimuose. A kategorijai priskiriama APG, kai b bangos amplitudė yra labiau neigiama nei c [11][19].
- B kategorija pasižymi vis dar gera kraujotaka ir kraujagyslių būkle, bet parodo plokštelių, trikdančių kraujotaką, formavimosi pradžia. Priskiriama 20–40 metų amžiaus žmonėms. Gali pasitaikyti ir labai sveikų, 50-60 metų amžiaus žmonių, matavimuose. Stebimas b bangos amplitudės artėjimas prie c bangos [11][19].
- C prastėjanti kraujotaka ir kraujagyslių būklė. Būdinga pacientams nuo 30 metų amžiaus bei kenčiantiems nuo chroniškų kraujotakos ligų, bet vartojantiems vaistus. C kategorijos atveju, b ir c bangų amplitudės beveik susilygina [11][19].

- D kategorija dažniausiai fiksuojama pacientams nuo 40 metų amžiaus. Ji įspėja apie besivystančią kraujotakos ligą ir besikemšančias kraujagysles. Ši kategorija fiksuojama, kai bangos neigiama amplitudė tampa didesnė nei b bangos [11][19].
- E kategorija fiksuojama 50–60 metų amžiaus žmonėms. F – 60–70 metų amžiaus žmonėms.
- F kategorijos atveju kraujagyslių būklė tampa labai bloga, tad rekomenduojamas nuolatinis stebėjimas. Fiksuojama, c bangos amplitudei stipriai mažėjant b bangos atžvilgiu [11][19].
- G kategorija pažymi pačią blogiausią kraujagyslių ir kraujotakos būklę. Būdinga labai senoms kraujagyslėms. Labai blogą kraujotaką ir besivystančią kraujotakos ligą. Fiksuojama, kai b banga išsilieja į a bangą [11][19].

Visų 7 kategorijų bangos morfologija pateikta 4 paveiksle.



4 pav. Skirtingos APG bangos formos. Adaptuota iš [11]

Pasiūlytas a ir b indeksų aptikimo algoritmas pasižymėjo 99,78 % [17], o c, d ir e indeksų aptikimo algoritmas 97,39 % jautrumu. Algoritmo veikimą apsunkino nereguliarus širdies ritmas ir maksimalios amplitudės pokyčiai [20].

Straipsnyje [18] atliktas tyrimas parodė, jog pulso sklidimo greitis buvo geresnis indikatorius, skiriantis pacientus su hipertenzija ir gydomus nuo jos, nei FPG ar pagreičio pletizmografija. Pulso sklidimo greitis ir fotopletizmografinis pagreitis vienodai naudingi nustatant arterijų senėjimą. Pulso sklidimo greitis yra labiau tinkamas skirti pacientus su ir be aterosklerozės nepriklausomai nuo jų amžiaus. Vertinant APG parametrus, artimiausiais atsikartojančiais rezultatais pasižymėjo kraujagyslių amžiaus indeksas, ekscentrinė siaurėjimo galia ir širdies išstūmimo metu vertinamas elastingumo indeksas [16].

2.2. Bioimpedanso matavimo metodas

Bioimpedansas yra žmogaus organizme esančių ląstelių sukuriamas pasipriešinimas per jas tekančiai elektros srovei. Impedansas pats iš niekur neatsiranda ir tai nėra matuojamas signalas. Jis susidaro per objektą leidžiant kintamą elektros srovę ir yra apskaičiuojamas pagal Omo dėsnį, o matuojamas omais [Ω]. Matavimai atliekami per organizmą leidžiant iš anksto nustatytos srovės vertę ir matuojant įtampos pokytį išėjime. Įtampos ir srovės amplitudžių santykis nurodo impedanso modulį. Fazės poslinkis tarp įtampos ir srovės nurodo impedanso fazę [21]. Impedansas gali būti atvaizduotas poline arba Dekarto forma. Polinė forma apskaičiuojama pagal impedanso modulį ir fazę (2), o Dekarto sistema apskaičiuojama pagal aktyviąją ir reaktyviąją varžas (3):

$$\tilde{Z} = Ze^{j\theta}, \quad (2)$$

$$\tilde{Z} = R + jX, \quad (3)$$

čia \tilde{Z} – impedansas;

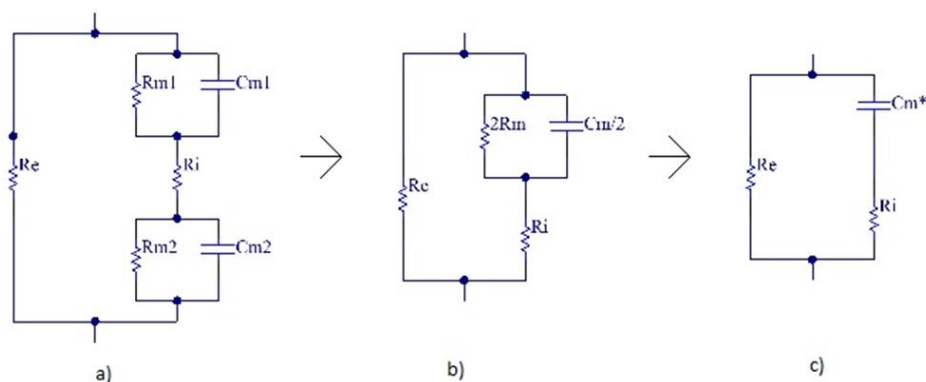
Z – įtampos ir srovės amplitudžių santykis (impedanso modulis);

θ – fazių skirtumas tarp įtampos ir srovės (impedanso fazė);

R – reali varža; X – reaktyvi varža.

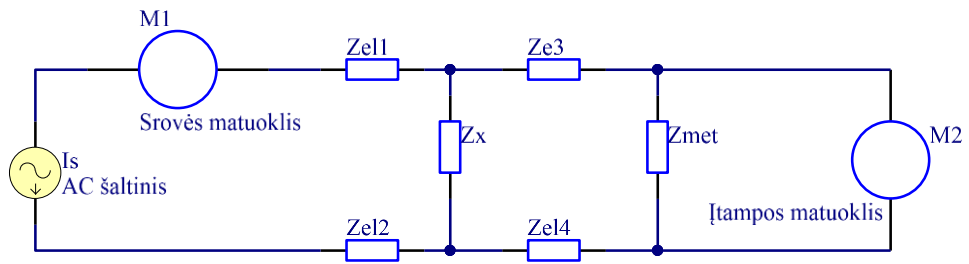
Žmogaus organizmas susideda iš didelio skaičiaus audinių sluoksnių, kurių kiekvienas turi savitą laidumą. Pradedant nuo odos, kurios varža, gali kisti nuo 100 k Ω iki 1 M Ω , priklausomai nuo drėgmės, kietųjų dalelių nusėdusių ant odos, įvairių nešvarumų bei senos odos sluoksnių.

Audiniai žmogaus organizme skirstomi į raumens, nervų, jungiamąjį ir epitelinį. Audinių ląstelės turi savitą laidumą ir elektrinę talpą, priklausančius nuo per juos tekančios srovės dažnio, tarpląstelinio (R_e) ir viduląstelinio (R_i) skysčio bei membranos (R_m ir C_m) savybių. Ląstelės elektrinis modelis pavaizduotas 5 paveikslo a dalyje. Ląstelės membrana žemuose dažniuose pasižymi begaline varža R_m . Taip pat kartu su R_e ir R_i , dėl savo dielektrinių savybių ji sukuria talpumą C_m . Modulyje membrana pavaizduota du kartus, nes srovei tekant per ląstelę ji turi įveikti ląstelės membraną įtekant į vidų ir ištekant atgal į išorę. Leidžiant srovę per kūną, ji gali tekėti aplinkui ląsteles tarpląstelinio skysčiu arba per membranos joninius kanalus į ląstelės vidų priklausomai nuo srovės dažnio. Esant žemam srovės dažniui, membrana elgiasi kaip labai geras izoliatorius ir turi labai aukštą varžą, tad srovė per ją tekėti negali. Padidinus srovės dažnį talpinis efektas sumažina impedansą leisdamas srovei laisviau kirsti membranos barjerą. Patekusi į ląstelę srovė susiduria su varža, kurią sukuria viduląstelinis skystis. Galiausiai ją palikdama, srovė turi dar kartą kirsti ląstelės membraną [22]. Pilnas ir supaprastintas ląstelės modelis pateiktas 5 paveiksle.



5 pav. Ląstelės elektrinis modulis. Adaptuota iš [22]

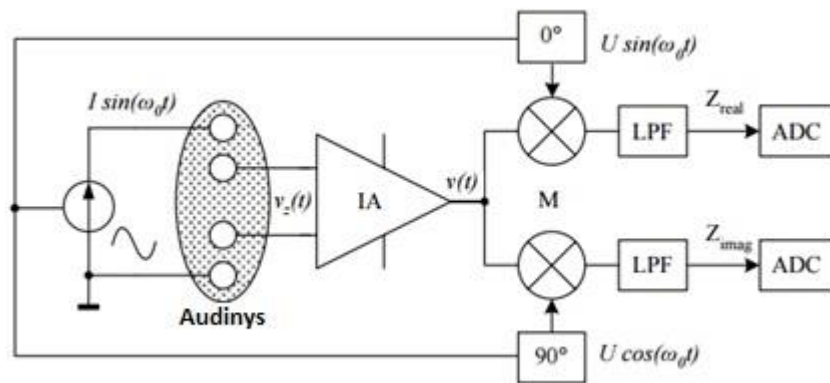
Bioimpedanso matavimams naudojami tiltelio ir fazei jautrius detektorius (angl. *phase sensitive detector*) metodai. Fazei jautrus metodas pranašesnis už tiltelio todėl jis naudojamas dažniau. Jis pasižymi tikslesniu dažniniame diapazone, paprastumu ir greičiu [21]. Metode naudojama 4 elektrodų struktūra pateikta 6 paveiksle.



6 pav. Keturių elektrodų matavimo schema. Adaptuota iš [22]

Ši struktūra labiausiai tinkama minkštų audinių matavimams atlikti. Dar ji vadinama tetrapoliaria arba *Kelvino*. Per du elektrodus, Zel1 ir Zel2 yra leidžiama žinoma srovė, o naudojantis kitais dviem, Zel3 ir Zel4 – matuojamas įtampos pokytis. Panaudojant 4 elektrodus, per voltmetrą srovė visiškai neteka todėl objekto sukeltas įtampos pokytis yra tiksliai pamatuojamas. Šiuo atveju elektrodo-odos impedansas turi mažesnę poveikį matavimų rezultatams [22].

Dėl fazei jautriame detektoriuje naudojamo instrumentinio stiprintuvo didelės įėjimo varžos, ant įtampos matavimo elektrodų nekrinta srovė ir matavimas nėra užteršiamas kontaktine varža (žr. 7 pav.). Blokinėje diagramoje esantis LPF blokas žymi žemų dažnių filtrą [21].



7 pav. Fazei jautraus detektoriaus schema. Adaptuota iš [22]

Metodas remiasi nuoseklia demoduliacija. Įtampos matavimo elektrodų potencialų skirtumas apskaičiuojamas pagal formulę (4), o instrumentinio stiprintuvo išėjimo įtampa apskaičiuojama pagal (5) formulę [21]:

$$v_z = Z \cdot I \cdot \sin(\omega_0 t + \theta), \quad (4)$$

$$v(t) = V \cdot \sin(\omega_0 t + \theta) = V \cdot \cos \theta \sin(\omega_0 t) + V \cdot \sin \theta \cos(\omega_0 t), \quad (5)$$

čia v_z – potencialų skirtumas tarp įtampos matavimo elektrodų;

Z – impedanso modulis;

I – srovės modulis;

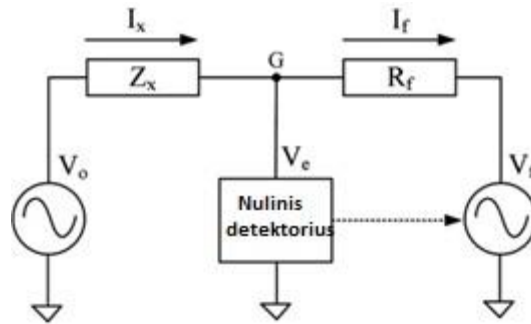
ω_0 – kampinis dažnis;

t – laikas;

V – įtampos modulis;

Vykdoma signalo demoduliacija į tą pačią ir kvadratūriškai pastumtą fazę gaunant realią ir menamą impedanso dalis [21].

Autobalansavimo tiltelio metodas (angl. *auto-balancing bridge*) naudojamas plačiame dažnių diapazone nuo milihercų (mHz) iki šimtų megahercų (MHz). Metodas pasižymi tikslumu, bet matavimai atliekami lėtai, sudėtinga konstrukcija, dideli matmenys ir brangi gamyba. Šie trūkumai gali būti pašalinti konstrukcijoje panaudojant FPGA. Metodo veikimo principas parodytas (žr. 8 pav.) [21].



8 pav. Autobalansavimo tiltelio veikimo principas. Adaptuota iš [22]

Abiejuose tiltelio pusėse yra po sinusinį įtampos šaltinį V_o ir V_f . Jie abu veikia vienu dažniu ω_0 . Jų amplitudės ir fazės postūmis θ yra skirtingas. V_o amplitudė A_o yra pastovi, o fazės postūmis lygus 0 (6), kai tuo metu V_f amplitudė A_f kinta, o fazė lygi θ (7) [21]:

$$V_o = A_o \sin(\omega_0 t), \quad (6)$$

$$V_f = A_f \sin(\omega_0 t + \theta), \quad (7)$$

Tiltelio balansavimui keičiama A_f ir θ . Kaip atraminis impedansas pasirenkamas varžinis elementas R_f . Per atraminę varžą R_f ir nežinomą impedansą Z_x tekant srovei gaunamas disbalansas ($I_x - I_f$), kuris sukelia disbalanso įtampą V_e . Pagal šią įtampos vertę nulinis detektorius (angl. *null detector*) sureguliuoja V_f šaltinio amplitudę ir fazę taip, kad disbalansas būtų pašalintas. Tada per detektorius tekanti srovė yra apskaičiuojama pagal (8) formulę, o nežinomas impedansas Z_x apskaičiuojamas pagal (9) formulę [21]:

$$I_x = I_f = \frac{V_o}{Z_x} = \frac{V_f}{R_f}, \quad (8)$$

$$Z_x = \frac{V_o}{V_f} R_f = R_f \frac{A_o}{A_f} \angle \theta, \quad (9)$$

Atliekant bioimpedanso matavimus, srovė per audinius neteka tiesiai iš vieno elektrodo į kitą, o renkasi lengviausią, didžiausią laidumą turintį kelią. Kadangi matavimai yra atliekami gyviems organizmams, tekanti per kūną srovė yra ribojama. Saugios srovės vertė kinta, keičiant kintamos srovės dažnį. Medicininių prietaisų srovę, leidžiamą per žmogaus audinius, reglamentuoja IEC 60601-1 standartas. Standartas nurodo, kad srovė priklauso nuo dažnio bei gali siekti 10 mA dažnį

virš 100 kHz [23]. Žemiau pateikta (10) formulė, pagal kurią apskaičiuojama nuo dažnio priklausanti srovės amplitudė [23].

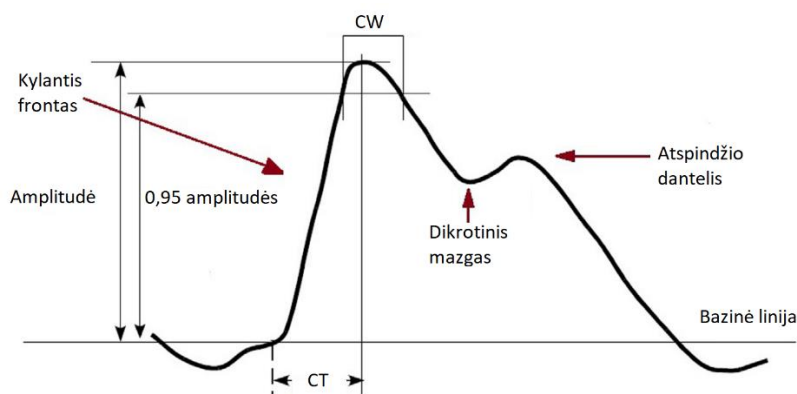
$$i_{RMS, \max}(f) = 100 \cdot 10^{-6} \cdot \frac{f}{1000}, \quad (10)$$

čia f – naudojamas dažnis (Hz).

2.2.1. Elektrinio impedanso pletizmografija

Impedanso pletizmografija (reografija) yra neinvazinis periferinės kraujotakos parametrų matavimas, vertinant elektrinės varžos pokyčius. Diagnostinis įrenginys leidžia didelio dažnio, bet mažos amplitudės kintamą srovę per matuojamą audinį tarp dviejų srovei tekėti skirtų elektrodų. Kraujo tūrio pokyčiai kraujagyslėse sukelia elektrinės varžos pokyčius, kurie yra užfiksuojami kaip įtampos pokytis įtampos matavimui skirtais elektrodais. Atskiros matuojamo audinio sudedamosios dalys turi pastovų arba kintamą impedansą, priklausantį nuo medžiagos savybių. Matavimas yra paremtas faktu, jog kraujo pasipriešinimas elektros srovės tekėjimui yra žymiai mažesnis nei supančių audinių. Matuojamam audiniui prisipildant krauju, didėja kapiliarų tūris, pakyla temperatūra ir hematokrito rodiklis [24]. Atliekant impedanso pletizmografijos matavimą, registruojamas ne taškinis, bet tūrinis pokytis, priklausantis nuo kintančio slėgio ir kraujo tūrio matuojamame intervale.

Impedanso pletizmografijos tyrimas pirmą kartą publikuotas 1950 metais. Impedanso pletizmografijos metodu fiksuojamą bangos formą galima transformuoti į panašią su fotopletizmografine bangos forma. Žemiau pateikta transformuota impedanso pletizmogramos bangos kreivė (žr. 9 pav.). Joje matome keletą bangos parametrų, tokių kaip Impedanso santykis IR, nuolydžio santykis SR, laikas iki viršūnės CT, viršūnės laikas CW ir alternatyvi kraujotaka ABF [24]:



9 pav. Apversta IPG morfologinė kreivė. Adaptuota iš [24]

- IR – impedanso maksimalios amplitudės ir nuolatinės dedamosios santykis. Parametras parodo pulso bangos stiprumą. Matuojamas pratekėjusiu krauju moliais [24];
- SR – stipriausio bangos amplitudės didėjimo laikotarpio ir visos bangos periodo santykis. Matuojamas krauju pratekėjusiu per sekundę [24];
- CT – bangos fronto didėjimo nuo nuolatinės dedamosios iki maksimalios amplitudės laikas. Sutrikimų atveju šis parametras didėja. Matuojamas milisekundėmis [24];
- CW – laikas kol bangos amplitudė išlieka didesnė nei 95 % nuo nuolatinės dedamosios. Parametras didėja kraujagyslei kemšantis. Matuojamas milisekundėmis [24];

- ABF – kraujo kiekis pratekėjęs matuojamo audinio tūriu per vieną širdies ciklą. Matavimas paremtas IR, CT, širdis susitraukimo periodu ir nuolatine impedanso dedamąja. Parametras neatspindi tikrojo kraujo pratekėjimo ir yra matuojamas procentiniu tekančio kraujo pokyčiu per minutę [24].

Lietuvos sveikatos mokslų universitete atliktame tyrime teigiama jog impedanso pletizmografija gali būti naudojama kaip alternatyvus neinvazinis metodas tiriant periferinių kraujagyslių ligas [25]. Jiems ištyrus IR, CT, ABF ir CW parametrus, nustatyta, jog angiogramoje aptiktoje kraujagyslės susiaurėjimo vietoje, didžiausi pokyčiai buvo registruojami CT parametrui, tad šis parametras labiausiai tinka atskirti pacientus su periferinių kraujagyslių ligomis [25]. *Jindal et al.* palyginus angiografinių matavimų ir kraujo tekėjimo indekso bei pulso atvykimo laiko parametrus buvo fiksuojamas 97,5 % jautrumas ir 98,1 % specifiškumas [26]. Kitą vertus, nebuvo aptikta mokslinių darbų, aprašančių antros eilės išvestinės parametru vertinimą, naudojant impedanso pletizmografiją.

2.2.2. Daugiadažnė impedanso pletizmografija

Elektrinis impedansas yra nuo dažnio priklausantis parametras, susidedantis iš realios ir menamos dedamosios. Impedanso fazė yra kampas tarp realios ir menamos dalių amplitudžių. Bioimpedanso pokyčiai gali atsirasti nuo besikeičiančios laidininko, kuriuo teka srovė formos, besikeičiančios matuojamo organo formos, jam prisipildant krauju, kraujo tūrio pasikeitimo prisipildant kapiliarams, elektrodų pozicijos, kraujo parametru, tokių kaip hematokritas ar plazmos perėjimas į audinį, ar matuojamo audinio temperatūros pokyčio. Daugiadažniai impedanso matavimai dar vadinami impedanso spektroskopija. Elektrinio impedanso spektroskopijos metu įvertinamas matuojamo objekto kompleksinis impedansas $Z(f)$ ir impedanso fazinis kampas $\theta(f)$ keičiant tekančios srovės dažnį $f_i=f_{1..n}$. Per elektrodų masyvą leidžiant žinomos amplitudės kintamą srovę $I(f)$ gaunamos paviršinių potencialų vertės $V(f)$, kurios priklauso nuo naudojamo dažnio vertės. Matavimams gali būti naudojami dviejų arba keturių elektrodų metodai. EIS metu kompleksinis impedansas $Z(f_i)$ randamas kaip matuojamo audinio perdavimo funkcija ir apskaičiuojamas pagal omio dėsnį (11):

$$Z(f_i) = V(f_i) / I(f_i), \quad (11)$$

Pagal EIS duomenis galima gauti informaciją apie audinio struktūrą ir sudėtį ir sudarius dažninę charakteristiką apibūdinti matuojamos medžiagos parametrus. Pagrindinis impedanso spektroskopijos trūkumas yra tas, jog jos metu negalima matuoti kelių skirtingų dažnių, tad matavimo rezultatai yra gaunami skirtingais laiko momentais, kai tuo metu pletizmografijos matavimo metu gaunama impedanso priklausomybė laike. Be to, naudojant skirtingus dažnius, kinta ir maksimalios saugios srovės amplitudė.

2.3. Technologinės srities analizės išvados

Kraujagyslių būklės blogėjimas išoriškai yra sunkiai pastebimas veiksnys. Jo vertinimas reikalauja sudėtingų procedūrų, kurios ilgai užtrunka arba yra žalingos bei brangios. Išskirtas paprasčiausias kraujagyslių būklės vertinimo metodas remiasi foto pletizmografinio signalo formos pokyčiais ir gali vertinti bendrą kraujotakos sistemos būklę. Visgi, šviesa į audinį prasiskverbia negiliai, tad tinkami signalai gaunami tik nuo rankos piršto galiuko, kur kapiliarai yra gana arti odos paviršiaus. Kadangi matavimas atliekamas arterinės sistemos pabaigoje, besiformuojančių apnašų sukeltamam slėgio pokyčius lokaliai įvertinti yra neįmanoma. Tuo metu impedanso matavimuose naudojama srovė prasiskverbia giliai į audinį. Registruojamas tūrinis potencialų skirtumo vidurkis, priklausantis nuo

elektrodų išdėstymo intervalo. Impedanso pletizmografinę kreivę pavertus į laidumo pletizmografinę kreivę, gaunama signalo morfologija yra labai panaši į foto-pletizmografinę. Dėl savo panašumo su FPG, IPG kreivei galima pritaikyti APG signalo vertinimo parametrus ir taip lokalizuoti ir patobulinti vertinimo metodą. Visgi tyrimų, siejančių kraujagyslių būklę ir impedanso matavimus, yra labai nedaug, tad yra gana sunku patvirtinti metodo suderinamumą su APG.

3. Tyrimo metodika

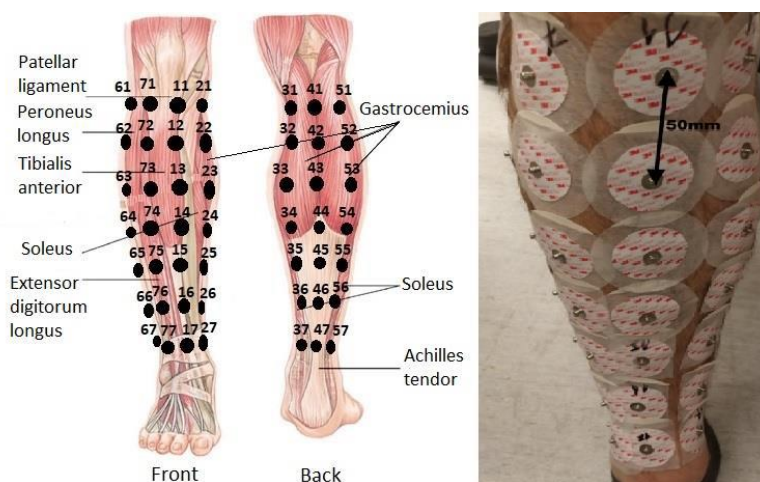
3.1. Tyrimo aprašymas

Darbo metu siekiama iširti galimybę įvertinti kraujagyslių būklę pagal bioimpedanso pletizmografijos signalo formą. Analizės metu išsiaiškinta, jog ryškūs pakitimai kraujagyslių elastingume pastebimi nuo 6-ojo tiriamojo asmens dešimtmečio. Tyrimo metu bus atliekamos simuliacijos, panaudojant fantomą, imituojantį kraujagyslę. Fantome bus siekiama imituoti arterijos kimšimosi efektą, užspaudžiant vamzdelį, kuriuo teka laidus skystis. Vėlesni matavimai bus atliekami su žmonėmis, dirbtinai sukeliant kraujotakos sutrikimą, panaudojant manžetę. Duomenims apdoroti bus sukurtas impedanso pletizmografijos apdorojimo algoritmas naudojantis pagreičio pletizmografijos indeksus kraujagyslių būklės vertinimui, bei bandoma susieti kraujagyslės struktūrinių pokyčių lokalizavimo galimybę su pulso bangos pokyčiais

3.2. Elektrodo išdėstymo poveikis signalo kokybei

Impedanso matavimai yra labai jautrūs judesio artefaktams. Judesių poveikis elektrodo-odos sąsajos impedanso pokytis gali būti keletu eilių didesnis nei naudingas signalas. Jis yra sukuriamas įsisotinčio signalo, o nusistovėjimo laikotarpis gali užtrukti daugiau nei 10 s, tad atliekant matavimus svarbu pacientą išlaikyti kuo ramesnį. IPG pasižymi mažos amplitudės signalu, kuris lengvai užgožiamas kitų žmogaus organizmo generuojamų signalų, tokių kaip EMG aktyviu, o kartais ir ramybės laikotarpiu, kvėpavimo dažnio, organų veiklos ir kt. IPG metu sumuojamos visų kraujagyslių pulsacijos. Atliktas eksperimentinio pobūdžio tyrimas iširti, kaip keičiant elektrodo poziciją ir tarpusavio atstumus keisis IPG signalo kokybė ir rasti tinkamiausią elektrodo išdėstymą ant audinio, su kuriuo būtų gaunamas stipriausias IPG signalas.

Matavimai atlikti ant kojos nuo kulkšnies iki kelio. Ši zona pasirinkta dėl didesnių raumeninio audinio pokyčių trumpame atstume ir didesnio paviršiaus ploto ant kurio telpa daugiau elektrodo. Elektrodo išdėstymas pavaizduotas (žr. 10 pav.).



10 pav. Elektrodo išdėstymas

Signalų kokybė vertinta pagal signalo-triukšmo santykį (SNR), harmoninius iškraipymus (HD), signalo triukšmo ir harmoninių iškraipymų santykį (SINAD), santykinę signalo galią (RPS) ir impedanso prasiskverbimo indeksą (IPI). Taip pat įvertintas signalo formos stabilumas pagal

normuoto signalo vidurkio piką, kurio didesnė reikšmė nurodo signalo formos vienodumą laiko atžvilgiu.

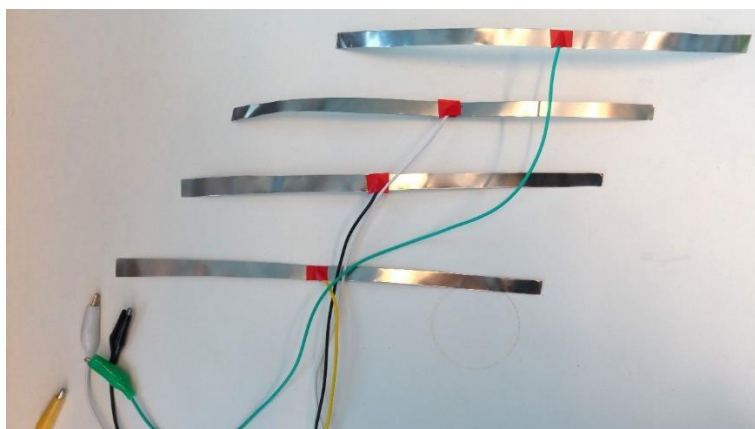
Nustatyta, jog elektrodų išdėstymas ir jų poziciją audinių atžvilgiu turi didelį poveikį signalo kokybei. Taip pat signalo kokybė priklauso nuo elektrodų tarpusavio atstumų. Pastebėta jog, ramybės būsenoje, raumens audinys nesukelia per didelių iškreipimų, trukdančių nuskaityti IPG signalą. Tuo metu sausgyslių sukelti iškreipimai žymiai didesni. Didžiausias SNR ir mažiausi THD gaunami srovės elektrodams esant 250 mm atstumu, kai tuo metu įtampos elektrodai yra 200 mm atstumu. Optimali signalo galia gaunama įtampos elektrodams esant 50 mm, o srovės 100 mm atstumu. Keičiant elektrodų poziciją horizontaliai, didžiausia santykinė signalo galia gaunama elektrodams esant masyvesnio raumens zonoje. Pastebėtas srovės sugėrimo mažėjimas elektrodus perkėlus į masyvesnio raumens zoną. Taigi, geriausia elektrodų pozicija IPG matavimams yra ant masyvaus raumens audinio, srovės elektrodams esant arčiau vienas kito, o įtampos elektrodams kuo toliau vienas nuo kito, bet neprisiglaudžiant prie srovės elektrodų ir laikantis vidinėje jų zonoje. Taip pat pastebėta, jog didesnis elektrodų paviršiaus plotas stipriai pagerina signalo kokybę, tad plokšteliniai elektrodai yra tinkamiausias pasirinkimas atliekant IPG matavimus.

3.3. Naudojama įranga

3.3.1. Naudojami elektrodai

Matavimams su fantomu atlikti naudojami adatiniai elektrodai pagaminti iš plieninių sąvaržėlių. Išmatuota elektrodo varža siekia $0,9 \Omega$. Šie elektrodai matavimams su fantomu yra patogūs, nes gali prasiskverbti pro vamzdelio, imituojančio kraujagyslės sienelę, bet nepažeisti jo tiek, kad skystis pradėtų skverbti pro sienelės. Šiuo atveju signalo kokybė koreguojama keičiant pulsacijų stiprumą.

Tyrimui su žmonėmis atlikti nuspręsta panaudoti plokštelinius iš nerūdijančio plieno pagamintus elektrodus (žr. 11 pav.), pasižyminčius, lyginant su vienkartiniais elektrodais, dideliu paviršiaus plotu 20 cm^2 bei aprėpiančius matuojamą galūnę ir sukuriančius galimybę matuoti tūrinį laidumą. Išmatuota varža tarp elektrodo galų yra $0,18 \Omega$, tad galime teigti, jog ji poveikio galinčio kenkti matavimo rezultatams nesukelia.



11 pav. Naudojami nerūdijančio plieno elektrodai

3.3.2. BIOPAC MP150

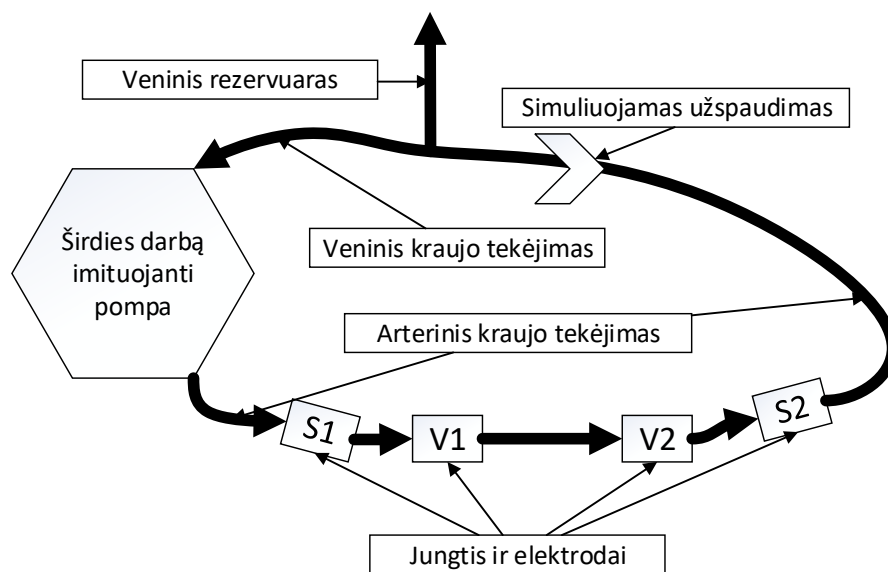
Matavimams atlikti naudojamas BIOPAC MP150 duomenų rinkimo ir analizės sistema su 4 kanalų EBI100C elektro-bioimpedanso stiprintuvu. Įrenginiu matuojama tiek impedanso amplitudė, tiek

fazė. Per paciento kūną leidžiama 400 μA sinusinė srovė. Įrenginys turi galimybę atlikti matavimus 4 skirtingais dažniais: 12,5 kHz, 25 kHz, 50 kHz ir 100 kHz. Amplitudės stiprinimas 1, 5, 20 arba 100 Ω/V . Matavimo diapazonas nuo 0 iki 1000 Ω . Naudojamas 4 elektrodų matavimo protokolai. Kadangi srovės vertė yra pastovi, įtampos matavimai yra proporcingi audinio tūrio biologinės varžos charakteristikoms. Srovė įrenginyje teka tik per mėginį, o ne per įtampos matuoklį. Tai sumažina iškreipimus. Tačiau esant žemesniems dažniams, bendra elektrodų įtampa negali būti visiškai atmesta. Sumažėja srovės srautas per mėginį, sumažinant diferencinį stiprumą ir srovės kiekį, tekantį į diferencinį stiprintuvą. Elektrokardiogramos registravimui naudojamas ECG2-R modulis. Jo dažnių diapazonas nuo 0 iki 150 Hz. Elektrodai tvirtinami ant krūtinės pagal 1 derivaciją. Fotopletizmogramos registravimui naudojamas OXY100E modulis su TSD124C jutikliu.

3.4. Bioimpedanso pletizmografijos matavimai simuliuotoje ir realioje aplinkoje

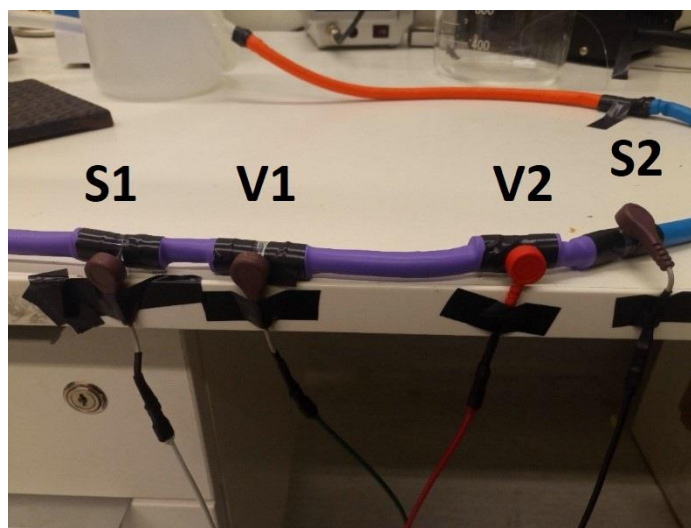
3.4.1. Simuliacijos naudojant fantomą

Pirmą fantomą sudarė 1m ilgio lankstus vamzdelis, imituojantis kraujagyslę, pompa imituojanti širdį, ir gebanti simuliuoti FPG signalą bei laidus skystis, imituojantis kraują sistemoje. Standus vamzdelis negalėjo imituoti kraujagyslės elastingumo, todėl fantomas buvo modeliuojamas iš naujo panaudojant ilgus elastingus sintetinės gumos vamzdelius. Bendras modeliuotos kraujagyslės ilgis - 100 cm. Naudojant adatinius elektrodus, elastingi vamzdeliai buvo perdurti, taip sukuriant kontaktą su kraujo laidumą turinčiu druskos tirpalu. Keturi elektrodai S1 V1 V2 ir S2 išdėstyti nustatytais atstumais: S1 – V1 5 cm tarpas V1 – V2 15 cm tarpas V2 – S2 5 cm tarpas. Fantomas pavaizduotas (žr. 12 pav.).



12 pav. Fantomo blokinė diagrama

Elektrodams stabilizuoti, panaudoti standūs vamzdeliai, jungiantys imituojamos kraujagyslės dalis. Tai leidžia padidinti pompos sukuriamą srovę kartu padidinant signalo amplitudę ir sumažinant triukšmą poveikį. Fantomas pavaizduotas (žr. 13 pav.).



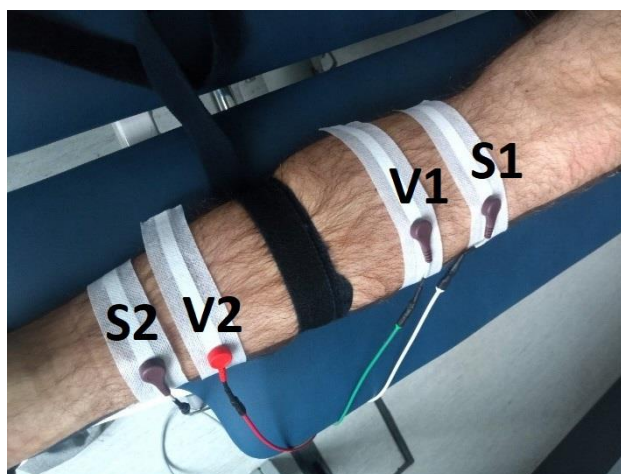
13 pav. Elektrodo jungimas fantome

3.4.2. Matavimai su tiriamaisiais

Tyrimui atlikti surinktos 2 tiriamųjų grupės iš skirtingų amžiaus kategorijų. Pirmoji grupė 20–30 metų amžiaus vidutinės fizinės būklės tiriamieji. Antroji grupė 60–90 metų amžiaus reguliariai judantys ir neturintys diagnozuotų kraujagyslių ligų tiriamieji. Kiekvieną tiriamųjų imtį sudaro 13 žmonių. Sinchronizacijai naudojama 3 laidų EKG. Pasirinkta antra derivacija.

Atliekant matavimus pastebėta, jog tiriamajam esant statmenoje arba sėdimose pozicijose, pasireiškia žemo dažnio kvėpavimo artefaktai. Tiriamajam esant gulimoje pozicijoje, kvėpavimo artefaktai stipriai sumažėja. Taip pat pastebėtas impedanso amplitudės padidėjimas, matuojamą galūnę išskėlus aukščiau širdies lygio.

Keturi ilgi IPG matavimų elektrodai, aprėpiantys matuojamą galūnę, išdėstomi ant blauzdos (žr. 14 pav.).



14 pav. Elektrodo jungimas ant tiriamojo

Ankščiau atliktame tyrime pastebėta, jog kelis net tiriamajam esant ramiam, dėl mikrojudesių gali turėti stiprų poveikį signalo kokybei, tad pirmasis elektrodas dedamas 50 mm žemiau kelio. Tyrime taip pat nustatyta, jog maksimalus IPG signalo SNR pasiekiamas kai atstumas tarp srovės elektrodų yra ~200 mm. Taip pat nustatyta, jog SNR didėjimas yra sukliamas didesnio atstumo tarp IPG

įtampos matavimo elektrodų. Minimalūs harmoniniai iškraipymai buvo gauti įtampos matavimo elektrodams esant 150 mm atstumu.

Prieš matavimą, paruošus tiriamąjį, laukiama 5 minutes kol kraujotaka nusistovės ir pulsas susinormalizuos. Matavimų seka atliekama tiriamajam nurodant atsipalaiduoti ir stengtis nejudėti, išlikti ramiam. Fotopletizmografijos jutiklis įtvirtinamas ant mažojo kojos piršto. Atliekami 4 matavimų junginiai:

1. atliekamas matavimas, kai galūnė yra nepakitusios būsenos;
2. matavimas kartojamas manžete užspaudžiant sritį, esančią prieš elektrodus;
3. matavimas kartojamas manžete užspaudžiant sritį, esančią tarp įtampos elektrodų;
4. matavimas kartojamas manžete užspaudžiant sritį, esančią už elektrodų.

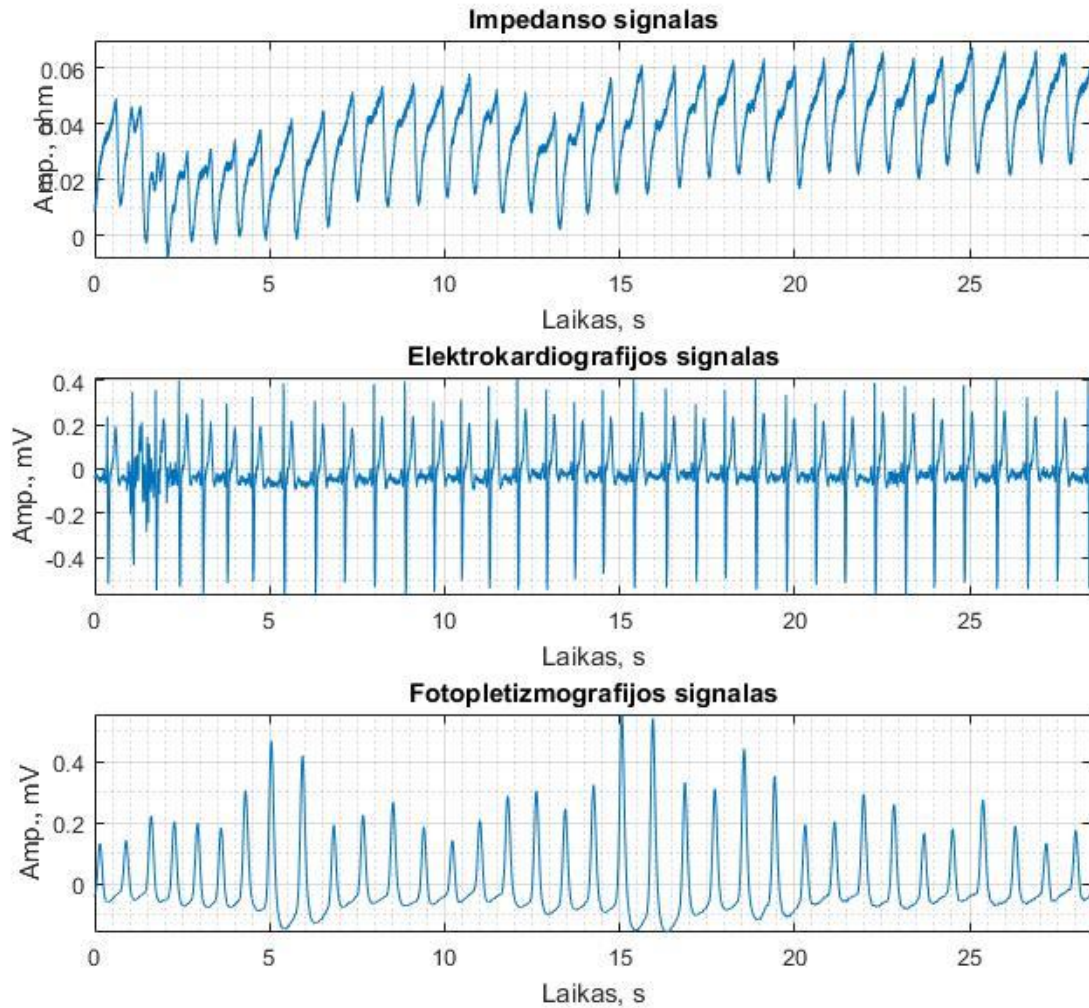
Vyresnio amžiaus tiriamiesiems atliekama tik pirmasis matavimų junginys. Jauni tiriamieji vertinami prieš ir po apkrovos galūnėms. Apkrova sukuriama atliekant 30 pritūpimų. Matavimai suskirstyti į 6 imtis. Matavimų imtis toliau bus vadinamos šiais pavadinimais:

- „Jaunų“ – nuo 20 iki 30 metų amžiaus tiriamųjų imtis be užspaudimo;
- „Vyresnio amžiaus“ – nuo 60 iki 90 metų amžiaus tiriamųjų imtis be užspaudimo;
- „Jaunų vid“ - nuo 20 iki 30 metų amžiaus tiriamųjų imtis simuliuojant kraujagyslės standumo padidėjimą užspaudžiant manžete sritį tarp įtampos matavimo elektrodų;
- „Jaunų už“ - nuo 20 iki 30 metų amžiaus tiriamųjų imtis simuliuojant kraujagyslės standumo padidėjimą užspaudžiant manžete sritį už matavimo elektrodų;
- „Jaunų prieš“ - nuo 20 iki 30 metų amžiaus tiriamųjų imtis simuliuojant kraujagyslės standumo padidėjimą užspaudžiant manžete sritį prieš matavimo elektrodus;
- „Jaunų po prit“ – nuo 20 iki 30 metų amžiaus tiriamųjų imtis be užspaudimo atlikus pritūpimų seriją;
- „Pirštas“ - vienuolikos nuo 20 iki 30 metų amžiaus tiriamųjų imtis be užspaudimo, PPG registruojant nuo piršto.
- Pavieniai jaunų žmonių matavimai skirtingų efektų patikrinimui.

Surinkta anamnezė ir duomenys apie tiriamuosius pateikti 3 priede.

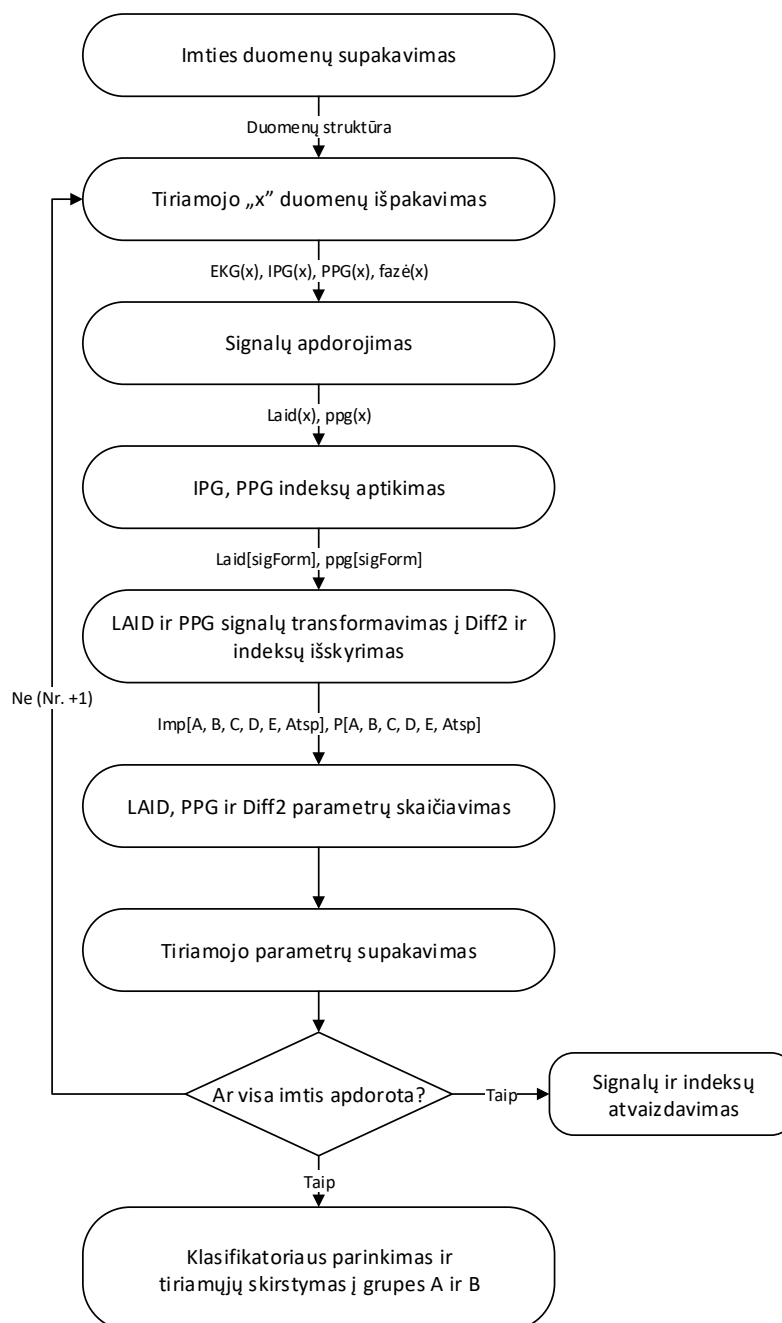
3.5. Impedanso pletizmografijos signalo apdorojimo algoritmas

Žemiau pateiktame paveikslėlyje matoma abstrakti duomenų apdorojimo algoritmo schema (žr. 16 pav.). Pradžioje atliekamas imties duomenų supakavimas. Pasirenkamos norimos apdoroti imtys ir įkeliamos kartu į struktūrą. Įkeliamas failas su tiriamųjų anamneze. Programa pereina į ciklą, besitęsiantį tiek kartų, kiek įkelta tiriamųjų duomenų failų. Išpakuojami ciklo numerį atitinkančio tiriamojo duomenys ir atliekamas priskyrimas $EKG(x)$, $IPG(x)$ ir $FPG(x)$ kintamiesiems (žr. 15 pav.).



15 pav. Neapdoroti IPG(impedanso), EKG(elektrokardiografijos) ir FPG(fotopletizmografijos) signalai

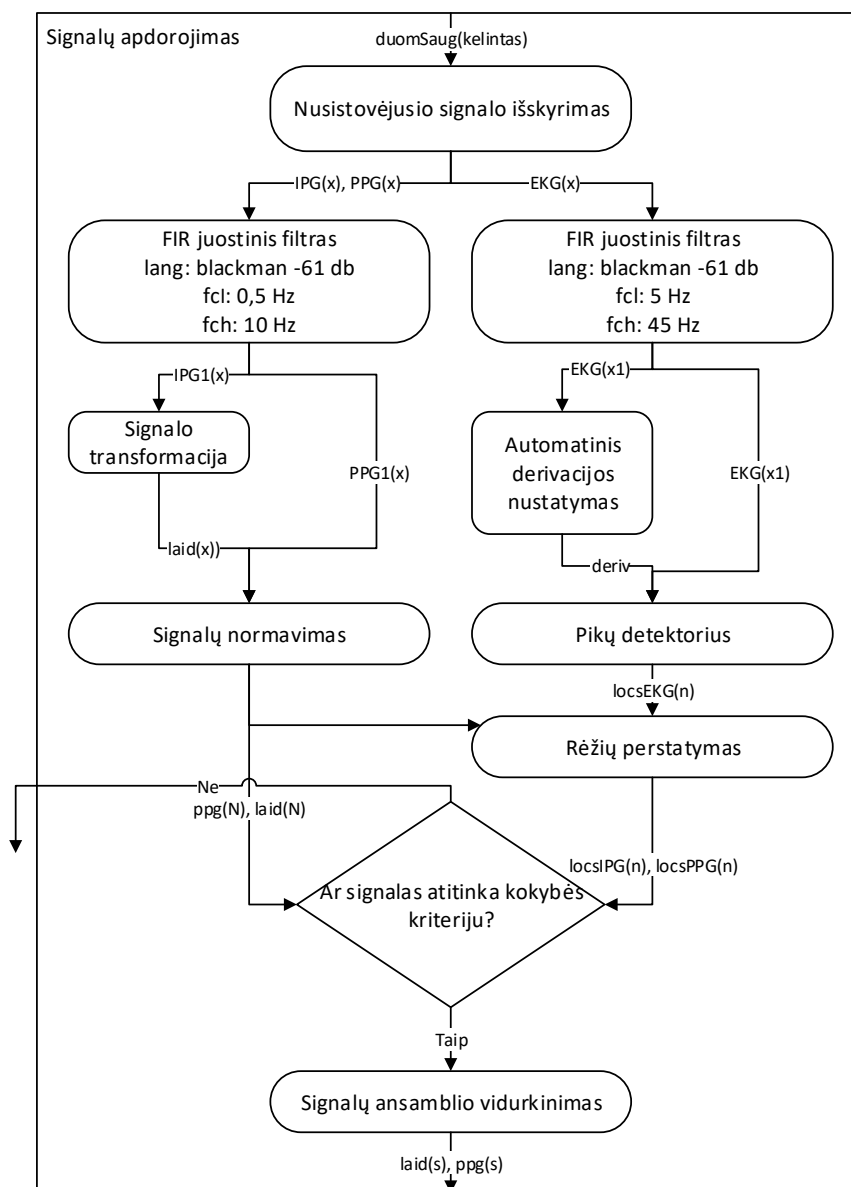
Vykdomas pradinis signalų apdorojimas, apimantis jų filtravimą, ilgio apribojimus ir impedanso pletizmografinio signalo transformaciją į pageidautiną PPG formą. Taip pat pirminio apdorojimo metu sudaromas signalų ansamblis, iš kurio gaunama vidutinė signalo morfologinė forma $Laid(x)$ ir $ppg(x)$. Aptinkamos IPG indeksų pozicijos laiko ašyje bei nustatoma ar signalo forma yra pakitusi. Atliekama IPG ir PPG transformacija naudojant antros eilės išvestinę. Aptinkami naujai suformuoto signalo A, B, C, D, E ir Atsp indeksai laiko ašyje. Nustatomos aptiktų indeksų amplitudės. Naudojantis nustatytais amplitudėmis apskaičiuojami pletizmografinės bei transformuotos pagal antros eilės išvestinę bangos parametrai. Atliekamas gautų tiriamosios imties parametų supakavimas į struktūrą. Procesas kartojamas kol apdorojami visų įkeltų tiriamųjų duomenys. Apskaičiavus visų tiriamųjų parametrus, iš kiekvienos tiriamųjų imties atskiriami 50 % duomenų. Atlikus statistinę analizę pasirinkti ekscentrinio elastingumo ir kraujagyslių amžiaus parametrai klasifikatoriaus sudarymui.



16 pav. Bendra algoritmo blokinė diagrama

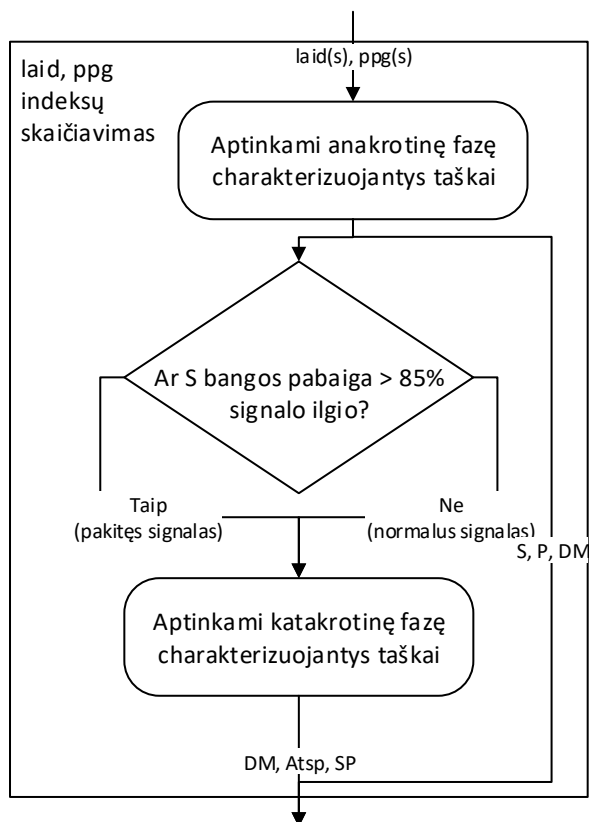
Toliau išsamiau aprašomos atskiros algoritmo dalys. Signalų apdorojimo išplėstinis algoritmas pavaizduotas 17 paveiksle. Pirmiausia, atliekamas nusistovėjusio signalo išskyrimas. Impedanso signalas pasižymi papildoma kintančia dedamąja, priklausančia nuo kontakto su oda kuriamo potencialų skirtumo, bei elektromiografinių triukšmų. Po elektrodų prijungimo, pacientas ramybės būsenoje turi išlikti nuo 5–15 sekundžių iki kol nusistovi nuolatinė dedamoji. Kadangi šis laiko tarpas yra kintantis, būtinas signalo patikrinimas ir nusistovėjusio signalo išskyrimas. Jis atliekamas įvertinant esamų 500 ms amplitudinę sumą su būsimų 500 ms amplitudine suma padidinta, o vėliau sumažinta kintančiu tolerancijos laipsniu. Gautas nusistovėjusio signalo intervalas x panaudojamas išskiriant sinchronizuotus $EKG(x)$, $PPG(x)$ ir $IPG(x)$ signalus. $IPG(x)$ ir $PPG(x)$ signalai apdorojami juostiniu filtru, kurio apatinis pjūvio dažnis $f_{cl} = 0,5$ Hz, o viršutinis pjūvio dažnis $f_{ch} = 10$ Hz. Po filtravimo gautas $IPG1(x)$ signalas apkarpos ir transformuojamas į laidumą siekiant išgauti panašią į PPG signalo formą. Transformuotas $laid(x)$ ir $PPG1(x)$ signalai normuojami siekiant suvienodinti

amplitudes. Lygiagrečiai atliekamas EKG(x) signalo apdorojimas. Jam pritaikomas juostinis filtras kurio apatinis pjūvio dažnis $f_{cl} = 5$ Hz, o viršutinis pjūvio dažnis $f_{ch} = 45$ Hz. Visiems tiriamiesiems EKG nuskaitymas atliekamas pagal antrą derivaciją. Nors elektrodai visiems tiriamiesiems buvo uždėti tose pačiose vietose, signalas keletui tiriamųjų buvo panašesnis į pirmą derivaciją, tad įvestas automatinis derivacijos parinkimas ir R dantelio išskyrimas. Nustačius R dantelio pozicijas $locsEKG(n)$, atliekamas perkaičiavimas IPG bei PPG signalų pradžiai ir pabaigai nustatyti. Radus laid(N) piką $locs(i) - locs(i+1)$ intervale, automatiškai nustatomas laikas nuo sistolės pradžios iki sistolės piko. Laidumo $locsIPG(n)$ vertės perstumiamos į kairę per kylančio fronto laikotarpį ir 30 ms skirtų palengvinti vėlesnę transformaciją į antros eilės išvestinę. Analogiškai įvertinami ir $locsPPG(n)$ taškai. Ieškant signalų ansamblio vidurkio, kiekvienas intervalas patikrinamas kokybės kriterijumi, kuris aprašomas kaip 8 % nuokrypis nuo slenkančio ansamblio vidurkio. Neatitikę šio kriterijaus intervalai yra atmetami. Apdorojimo etapo pabaigoje, išvedami laid(s) ir ppg(s) signalai, atvaizduojantys vidutinę matuojamo galūnės diapazono IPG ir PPG signalų morfologiją.



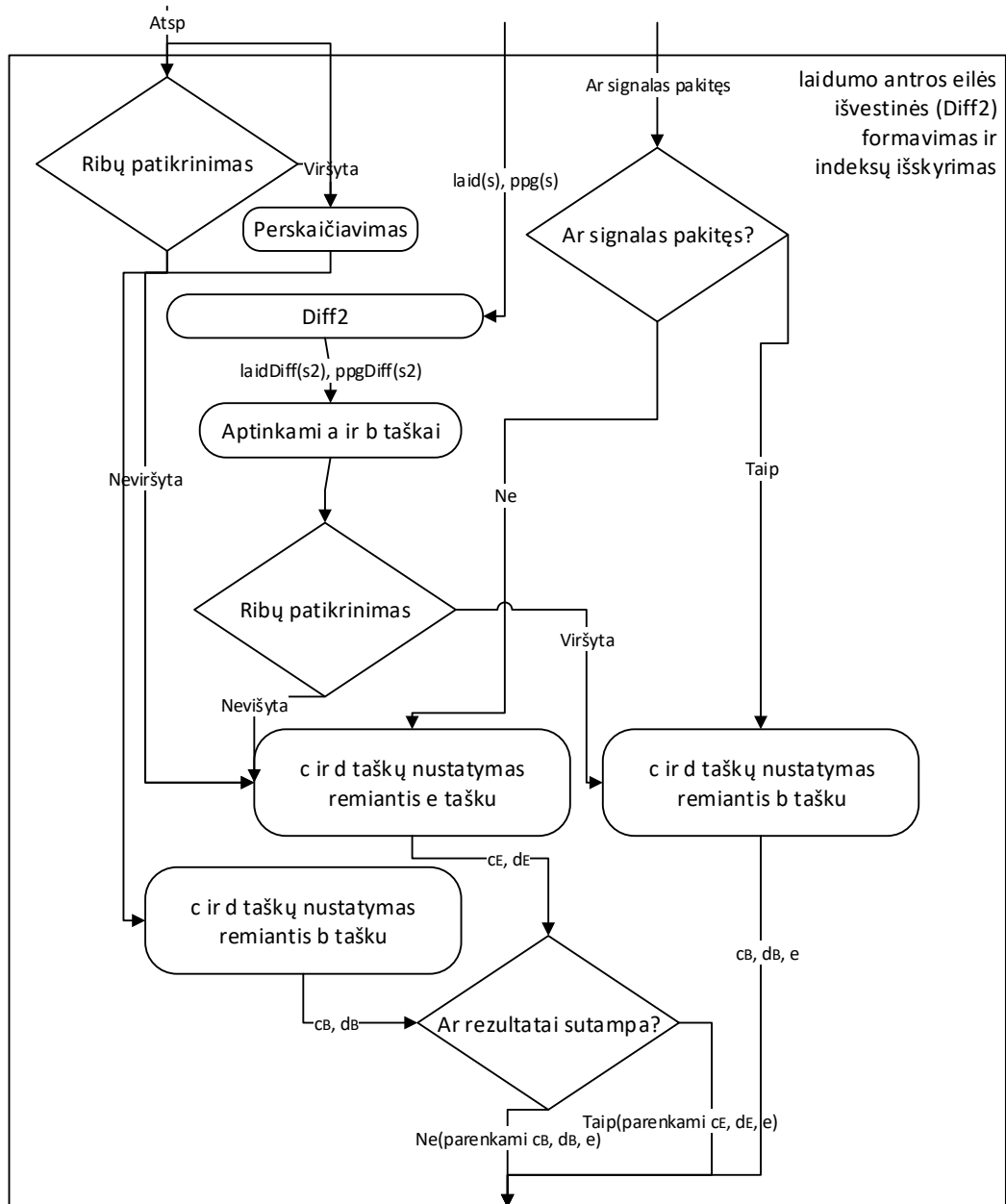
17 pav. Išsami signalų apdorojimo dalies blokinė diagrama

Panaudojant gautą ansamblio vidurkį, atliekamas laid(s) ir ppg(s) indeksų aptikimas (žr. 18 pav.). Aptikus anakrotinę signalo fazę charakterizuojančius sistolės pradžios, sistolinį piką ir dikrotinį mazgą, atliekamas bangos vertinimas. Jei S bangos pabaigą charakterizuojantis dikrotinis taškas randamas toliau nei 85 % lango, sudaryto iš laid(s) arba ppg(s) signalo ilgio, signalas priskiriamas pakitusiai signalų grupei. Priklausomai nuo signalo grupės jai taikomi katakrotinės fazės indeksų aptikimo metodai.



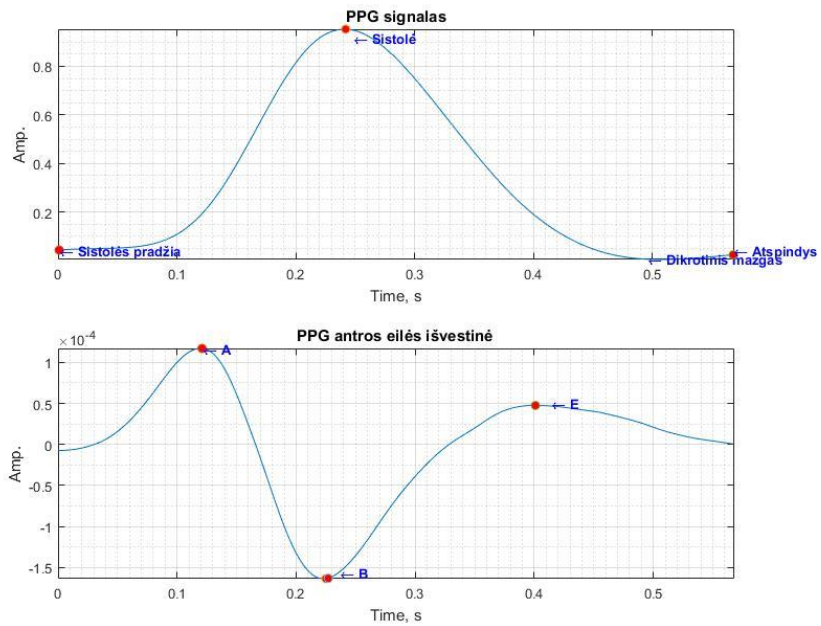
18 pav. Išsami laid ir ppg indeksų skaičiavimo blokinė diagrama

Transformavus laid(s) ir ppg(s) signalus panaudojant antros eilės išvestinę į laidDiff(s2) ir ppgDiff(s2), signalams aptinkami a ir b taškai juos vertinant kaip minimumo ir maksimumo taškus. Atliekamas atspindžio ribų patikrinimas įvertinti atspindžio pozicijai transformuotame signale. Priklausomai nuo praeitoje dalyje vertinto S bangos pabaigos rezultato parenkamas c ir d taškų aptikimo algoritmas besiremiantis e arba b tašku. Jei signalas yra pakitęs, e taškas yra nustatomas randant piką lange nuo b taško iki Atsp indekso. Kitu atveju, e taškas randamas lange ± 40 ms Atsp indeksui. Taip pat šiuo atveju atliekamas patikrinimas su prieš tai minėto metodo rezultatais. Jei rezultatai sutampa, c ir d indeksų vertės priimanamos, jei ne, jos keičiamos į pirmojo algoritmo vertes. Išsamus atliekamų veiksmų algoritmas pateiktas žemiau (žr. 19 pav.).

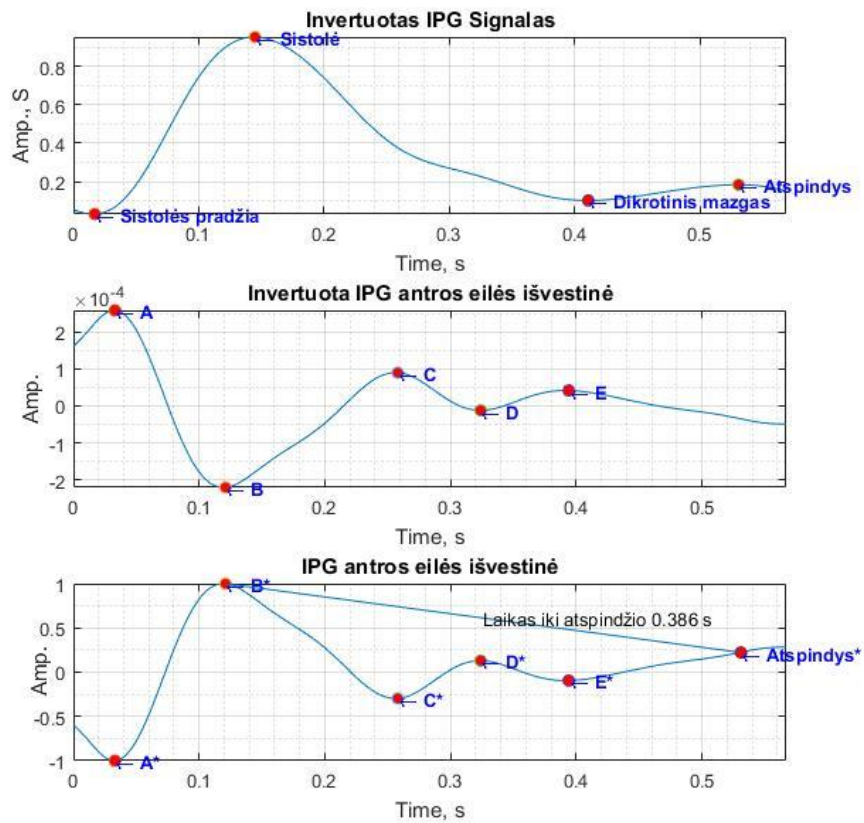


19 pav. Išsami IPG antros eilės išvestinės formavimo ir indeksų skaičiavimo blokinė diagrama

Impedanso (žr. 21 pav.) ir kojos fotopletizmografijos (žr. 20 pav.) signalai su indeksais pavaizduoti žemiau. Atliekant PPG matavimus ant kojos, gauti signalai neturėjo atspindžio, tad nebuvo įmanoma įvertinti ir palyginti jų rezultatų su impedanso signalų rezultatais.



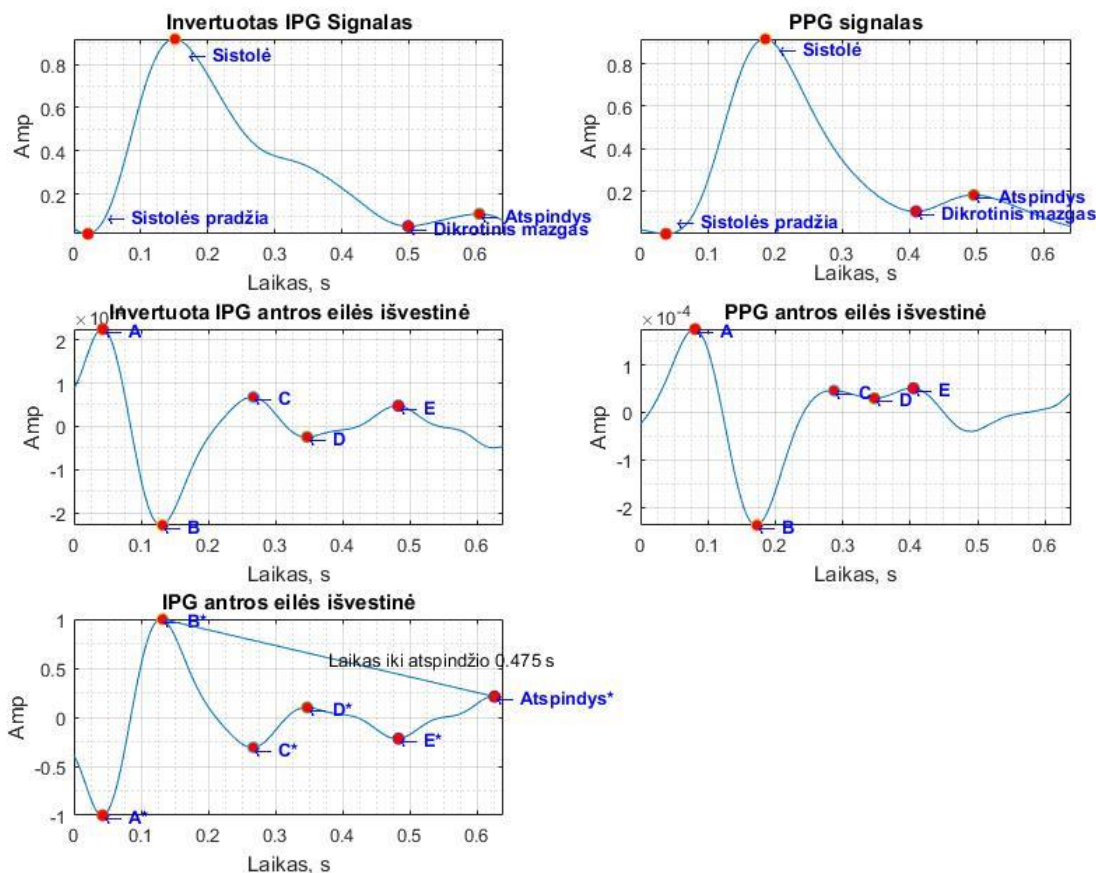
20 pav. PPG signalas užfiksuotas nuo kojos piršto



21 pav. IPG signalas užfiksuotas ant blauzdos

Impedanso pletizmografijos signalai užregistruoti ant kojos buvo palyginti su fotopletizmografijos signalais užregistruotais ant piršto (žr. 22 pav.) naudojantis „Pirštas“ intimi. Pagal signalų registruotų

nuo piršto morfologija galima nesunkiai nustatyti antros eilės išvestine transformuoto signalo indeksus ir pagal juos apskaičiuoti pasirinktus parametrus.



22 pav. IPG ir PPG signalų palyginimas

3.6. Pletizmografinių parametrų skaičiavimas

Aptikus IPG ir antros eilės išvestine transformuotos bangos indeksus, atliekamas parametrų apskaičiavimas. Vertinami pagrindiniai fotopletizmografinės bangos ir šaltiniuose teigiamai įvertinti APG parametrai pagal 5 skirtingus bangos vertinimo indeksus a, b, c, d ir e [11]. Taip pat įvertinamas ir atspindžio indeksas APG signalė.

- S – sistolinė amplitudė. Arterinio kraujo tekėjimo sukiamas pulsuojančio kraujo tūrio pokytis. Apskaičiuojama iš didžiausios signale esančios amplitudės vertės atimant mažiausią [11];
- PW – pulso plotis (angl. *Pulse Width*). Sisteminis kraujagyslių pasipriešinimas. Randamas vertinant signalo plotį 50 % sistolės amplitudės [11];
- PS – pulso sritis (angl. *Pulse Area*). Apibūdina efektyvaus pulso kreivės ilgis ir vertinama kaip signalo ilgis nuo sistolės pradžios iki paskutinio atspindžio pabaigos[11];
- P-P – intervalas (angl. *Peak to Peak Interval*). Pilno širdies ciklo laikotarpis. Vertinamas kaip visas signalo ilgis[11];
- AugIn – padidėjimo indeksas (angl. *Augmentation Index*) apskaičiuojamas pagal (12) formulę. Bangos atspindžio prisidėjimo prie sistolinio arterinio slėgio matas. Jis gaunamas matuojant atspindėtą bangą iš periferijos į centrą. Sumažėjęs arterijų elastingumas, sukelia

ankstesnę bangos atspindį, sustiprinantį sistolę, o ne diastolę. Indeksas atspindi koronarinės perfuzijos sutrikimus [11];

$$AugIn = \frac{S}{DA}, \quad (12)$$

čia DA – atspindžio amplitudė.

- $DASI$ – didžiųjų arterijų standumo indeksas (angl. *Large Artery Stiffness Index*) apskaičiuojamas pagal (13) formulę. Nurodomas atspindžio greitis charakterizuojant laiką tarp sistolinio ir diastolinio maksimumų [11];

$$DASI = \frac{h}{\Delta T}, \quad (13)$$

čia h – tiriamojo ūgis;

ΔT – laikas iki atspindžio.

- CT – kylančio fronto laikotarpis (angl. *Crest time*) (14). Apibūdina sistolės trukmę [11];

$$CT = Sindx - SPindx, \quad (14)$$

čia $Sindx$ – sistolės momentas laiko ašyje;

$SPindx$ – sistolės pradžios momentas laiko ašyje.

- DPI - diferencinis pulso bangos indeksas. Tai kraujagyslės senėjimo indeksas. Labiau neigiama vertė reiškia jaunesnę, sveikesnę kraujagyslę. Indeksas apskaičiuojamas pagal (15) formulę [11]:

$$DPI = b - c - \frac{d}{a}, \quad (15)$$

- EC - ekscentrinė siaurėjimo galia. Ji parodo širdies susitraukimo jėgą. labiau neigiama vertė sąlygoja geresnę periferinę kraujotaką. Taip pat indeksas parodo periferinių kraujagyslių standumą ir yra tinkamas vertinti aterosklerotines kraujagysles. Taip pat šis indeksas tiesiogiai koreliuoja su *Framinghamo* rizikos indeksu, apibūdinančiu riziką susirgti kraujotakos sistemos ligomis. Indeksas su amžiumi didėja. Indeksas apskaičiuojamas pagal (16) formulę [11]:

$$EC = \frac{b}{a}, \quad (16)$$

- AE - Arterinis elastingumas. Parodo arterijos susitraukimo ir atsipalaidavimo funkcijos laipsnį. Parametras atspindi kraujagyslės sienelės įtempimą. Didesnė teigiama vertė sąlygoja geresnį elastingumą. Indeksas apskaičiuojamas pagal (17) formulę [11]:

$$AE = \frac{c}{a}, \quad (17)$$

- RBV - Likutinis kraujo tūris. Parodo bazinį kraujagyslės tūrį po jos susitraukimo. Labiau neigiama vertė parodo didesnį kraujagyslės likutinį tūrį. Taip pat indeksas parodo sumažėjusį arterinį standumą. Jo vertė su amžiumi mažėja. Indeksas apskaičiuojamas pagal (18) formulę [11]:

$$RBV = \frac{d}{a}, \quad (18)$$

- Arterijos standumo sumažėjimui vertinti naudojamas e/a indeksas. Jis su amžiumi mažėja ir yra apskaičiuojamas pagal (19) formulę [11]:

$$Rea = \frac{e}{a}, \quad (19)$$

- Arterijų senėjimui įvertinti tinkamas RAsen indeksas apskaičiuojamas pagal (20) formulę [11]:

$$RAsen = \frac{b-c-d-e}{a}, \quad (20)$$

- Jei c ir d bangų neįmanoma užfiksuoti, indeksas gali būti apskaičiuojamas pagal (21) formulę [11]:

$$RAsen2 = \frac{b-e}{a}, \quad (21)$$

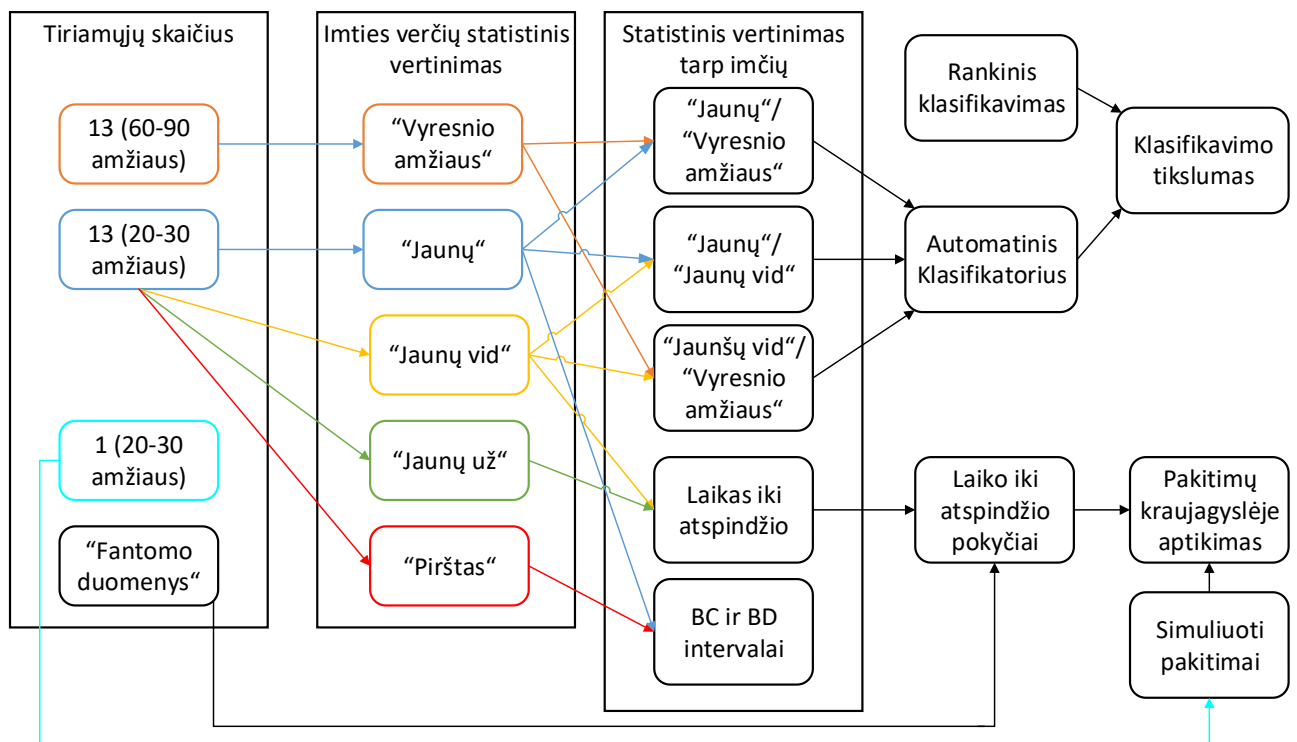
- Visapusiškam amžiaus indekso AI įvertinimui gali būti naudojamas su amžiumi didėjantis indeksas, kuris yra apskaičiuojamas pagal (22) formulę [11]:

$$AI = \frac{c+d-b}{a}, \quad (22)$$

- Taip pat naudojamas a-a intervalas koreliuojantis su EKG R-R intervalu ir atspindintis širdies ciklo periodą [11].

3.7. Statistinis vertinimas

Naudojantis surinktais duomenimis, atliekant tyrimą, palyginami tarpusavio ryšiai tarp tiriamųjų imtyse, siekiant įvertinti, ar skirtumai tarp surinktų duomenų nėra atsitiktiniai. Taip pat atliekami palyginimai tarp imčių, siekiant įvertinti jų tarpusavio skirtumų tinkamumą išvadų formulavimui. Naudojantis gautais duomenimis formuojamas klasifikatorius, atskiriantis kraujagysles, turinčias struktūrinių pakitimų nuo standartinėmis laikomų jaunų žmonių kraujagyslių. Klasifikavimo tikslumui įvertinti atliekamas palyginimas su rankiniu klasifikavimu. Taip pat įvertinamas vidutinis laikas iki atspindžio ir palyginama jo pokyčių priklausomybė su fantomo duomenimis. Tikėtinam laikui nuo „b“ iki „c“ ir „d“ indeksų lange nuo „b“ iki „e“, atliekamas jų statistinis vertinimas. Minėtų palyginimų tarpusavio ryšių struktūra pateikta blokinėje diagramoje (žr. 23 pav.).



23 pav. Tyrime atliekami palyginimai

Surinkta tiriamųjų imtis nėra didelė, tad vertinant jos parametrus gali pasitaikyti neįprastai mažų arba didelių jo verčių, mediana būtų geresnis vidutinės reikšmės vertinimo būdas negu vidurkis. Imties vertės išdėstčius variacinėje eilutėje mediana randama pagal (23) formulę:

$$Q_m = \frac{n+1}{2}, \quad (23)$$

čia n – variacinės eilutės ilgis.

Reikšmių sklaidos vertinimui šiuo atveju patogiu naudoti tarpkvartilinį plotį (26). Tam pirmiausia randami vertinamo parametro apatinis (24) ir viršutinis (25) kvartiliai:

$$Q_a = \frac{n+1}{4}, \quad (24)$$

$$Q_v = \frac{3(n+1)}{4}, \quad (25)$$

$$IQR = Q_v - Q_a, \quad (26)$$

Gautų reikšmių pasiskirstymo nukrypimai nuo normaliojo skirstinio vertinami asimetrijos koeficientu, apskaičiuojamu pagal(27) formulę:

$$A_k = E \frac{(x-\bar{x})^3}{s^3}, \quad (27)$$

Kadangi surinktos imtys nėra didelės, siekiant patikimų išvadų, reikšmės imtyse turi būti pasiskirsčiusios pagal normalųjį dėsnį, bei standartiniai nuokrypiai tarp imčių turi būti panašūs.

Imčių pasiskirstymo vertinimui naudojamas *Lilliefors* testas turimo dydžio imtims pasižymintis nedideliu klaidų skaičiumi. Pasirinktas 5% reikšmingumo lygmuo. Tuo metu standartinis nuokrypis apskaičiuojamas naudojantis (28) formule:

$$std = \sqrt{\frac{\sum(x-\bar{x})^2}{n-1}}, \quad (28)$$

čia x - matavimo vertė,

\bar{x} – aritmetinis imties vidurkis (29) formulė:

$$\bar{x} = \sqrt{\frac{\sum x_n}{n}}, \quad (29)$$

Jei *Lilliefors* testas nurodo jog imtis pasiskirsčiusi ne pagal normalųjį dėsnį, atliekama asimetrijos krypties patikra. Jei skirstinys pasižymi dešiniąja asimetrija, jis transformuojamas panaudojant natūrinį logaritmą (30):

$$y = \ln(x), \quad (30)$$

Jei skirstinys pasižymi kairiąja asimetrija, jis transformuojamas keliant vertes kvadratu (31):

$$y = x^2, \quad (31)$$

Iškeliami 0 hipotezė, jog skirtumai tarp imties verčių yra atsiradę atsitiktinai. Pakartotinai atlikus *Lilliefors* testą, imčiai priskiriami parametrinis arba neparametrinis 0 hipotezės tikrinimo testas. Parametrinėms nedidelėms imtims vertinti pasirinktas t-testas. Tuo metu neparametrinėms imtims *Wilcoxon* testas. Abiem atvejais naudojamas 5 % reikšmingumo lygmuo. Siekiant apskaičiuoti pasikliautinąjį intervalo apatinę (33) ir viršutinę (34) ribas, randama vidurkio įverčio standartinė paklaida (32):

$$std_{\bar{x}} = \frac{std}{\sqrt{n}}, \quad (32)$$

$$int_a = \bar{x} - t' \cdot std_{\bar{x}}, \quad (33)$$

$$int_v = \bar{x} + t' \cdot std_{\bar{x}}, \quad (34)$$

čia t' - Stjudento t skirstino plotą ribojanti t reikšmė.

Įvertinus imčių reikšmes, atliekamas parametru imčių tarpusavio vertinimas. Atmetami parametrai, kuriems 0 hipotezė buvo priimta. Tarpusavyje palyginamos „Jaunų“ ir „Vyresnio amžiaus“, „Jaunų“ ir „Jaunų vid“, bei „vyresnio amžiaus“ ir „Jaunų vid“ parametru imtys. Iškeliami nauja 0 hipotezė, jog apskaičiuoti parametrai tarp skirtingo amžiaus žmonių imčių nesiskiria. Atliekamas standartinių nuokrypių palyginimas ir atmetami tie parametrai, kurių standartiniai nuokrypiai skiriasi daugiau nei du kartus. Lyginamos „jaunų“ ir „vyresnio amžiaus“ žmonių parametru imtys yra neporinės. Nedidelių imčių palyginimui apskaičiuojamas bendras standartinis nuokrypis tarp lyginamo parametro imčių (35) ir naudojamas t-testas, kurio išraiška (36):

$$stdb = \sqrt{\frac{(n_0-1) \cdot s_0^2 + (n_1-1) \cdot s_1^2}{n_1+n_0-2}}, \quad (35)$$

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_0}{s_{\bar{x}}} = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_0}{stdb \cdot \sqrt{\frac{1}{n_0} + \frac{1}{n_1}}}, \quad (36)$$

čia s_0 ir s_1 – lyginamų imčių standartiniai nuokrypiai,
 $\bar{x}_1 - \bar{x}_0$ – vidurkių skirtumas tarp lyginamų imčių,
 $stdb$ – bendras standartinis nuokrypis,

Turint t testo vertę, apskaičiuojama p reikšmė ir atliekamas jos palyginimas su pasirinktu 5 % reikšmingumo lygmeniu.

Jei p vertė mažesnė už pasirinktą reikšmingumo lygmenį, 0 hipotezė atmetama ir skirtumai tarp imčių parametrų yra reikšmingi. Tuo metu, jei vertinamų imčių reikšmės pasiskirsčiusios ne pagal normalųjį dėsnį, naudojamas *Mann-Whitney* U-testas. Standartizuotam skirtumui tarp imčių įvertinimui apskaičiuojamas efekto dydis (37), kurio vertė tiesiogiai priklauso nuo skirtumo tarp imčių verčių:

$$d = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_0}{stdb}, \quad (37)$$

Tie patys testai naudojami ir skirtumams tarp „jaunų“ ir „vyresnio amžiaus“ tiriamųjų imčių parametrų vertinimui. Tuo metu „jaunų“ ir „jaunų su simuliuotais pakitimais“ tiriamųjų imtys priklauso porinių duomenų grupei. Skirtumų reikšmingumo tarp verčių pasiskirsčiusių ne pagal normalųjį dėsnį vertinimui naudojamas *Wilcoxon* testas.

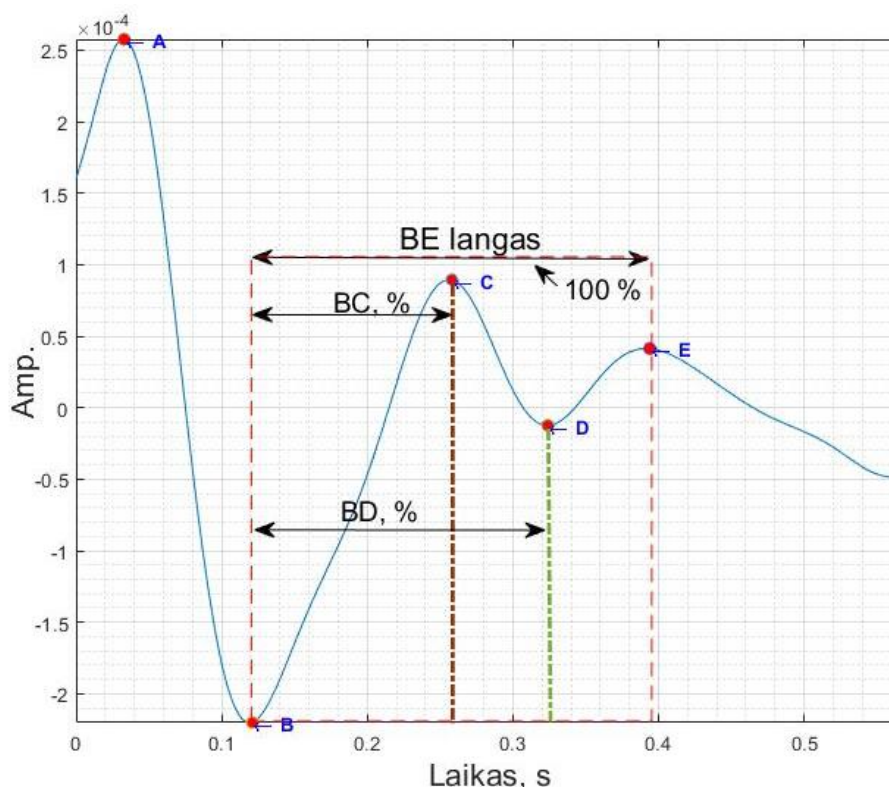
3.8. Menamų C ir D indeksų aptikimas prastos kokybės signalams

C ir D indeksai yra svarbūs antros eilės pletizmografinio signalo išvestinės parametrų skaičiavimui. Juos aptikti esant prastesnės kokybės signalui yra gana sudėtinga. Atlikus matavimus pastebėta jog fotopletizmografinio signalo kokybė kojos srityje yra prasta ir dėl to, kad nėra atspindžio. Tuomet C ir D indeksų aptikti nepavyksta, (žr. 20 pav.).

Atliekant jaunų žmonių matavimus, naudojant impedanso pletizmografiją, gauti signalai pasižymėjo gera kokybe, (žr. 21 pav.). Invertuotame IPG signale buvo galima aiškiai atskirti anakrotinę ir katakrotinę fazes, išskirti dikrotinį mazgą ir aptikti arterijos susiaurėjimo sukeltą atspindį. Pagal dominuojantį atspindį nesunkiai pavyko nustatyti A,B,C,D ir E indeksus antros eilės IPG išvestinėje bei apskaičiuoti atstumą tarp sistolės ir atspindžio.

Atliekant signalų, surinktų iš vyresnio amžiaus žmonių, analizę, pastebėti morfologiniai pokyčiai, apsunkinantys algoritmo darbą. Šios imties signalai pasižymėjo pertekliniais atspindžiais arba visišku atspindžių nebuvimu. Dėl tolygaus besileidžiančio signalo fronto C ir D taškai antros eilės išvestinės signale tarp dikrotinio mazgo ir sistolės neegzistavo. Aptikti kampo pokyčius, panaudojus ketvirtos eilės išvestinę, rezultatai buvo nenusėjami, nes šiame signale taip pat ne visada pavykdavo aptikti besikeičiantį kampą apribotame lange.

Siekiant problemą išspręsti, atliktas statistinis C ir D indeksų vertinimas signaluose, kurių kokybė buvo pakankamai gera jog algoritmas išskirtų indeksus. Vertinimas atliekamas apribotame B-E indeksų intervalo lange (žr. 24 pav.). Iškelta hipotezė, jog santykinis B-C ir B-D intervalo ilgis B-E lange tarp imties tiriamųjų yra panašus, tad prastos kokybės signaluose jį galima vertinti kaip B-E lango % atstumą.



24 pav. C ir D indeksų vertinimas B-E lange

B-E intervalo ilgis laiko ašyje kiekvienam tiriamajam skirtingas. Jis priklauso nuo širdies ritmo, amžiaus, kraujagyslių būklės. Siekiant suvienodinti visų tiriamųjų duomenis atliktas laiko ašies normavimas. B-E intervalas kiekvienam tiriamajam vertinamas kaip 100 % lango ir laiko ašyje randamas kaip X_{BE} . Radus B-C ir B-D intervalų atstumai laiko ašyje X_{BC} ir X_{BD} atliekamas jų perskaičiavimas į % X_{BE} lango atžvilgiu. Procentiniai atstumai $X_{BC\%}$ ir $X_{BD\%}$ randami pagal proporcijų formules (38) ir (39).

$$X_{BC\%} = \frac{100}{X_{BE}} \cdot X_{BC}, \quad (38)$$

$$X_{BD\%} = \frac{100}{X_{BE}} \cdot X_{BD}, \quad (39)$$

Naudojantis „Jaunų“ tiriamųjų imties duomenimis, gautas statistinis intervalų ilgis % tarp lengvai aptinkamo B bei sunkiau aptinkamų C ir D taškų. Šiuo atveju įvertinami tik impedanso pletizmografijos duomenys 13 tiriamųjų. Matavimas pakartotas su „Pirštas“ imtimi, kurią sudaro 11 tiriamųjų sinchronizuoti impedanso pletizmografijos matavimai ant kojos ir fotopletizmografijos matavimai ant piršto.

3.9. Klasifikatoriaus sudarymas

Siekiant apdorojus automatiškai priskirti tiriamąjį į grupes, sudaromas klasifikatorius. Kadangi tiriamos dvi žmonių amžiaus grupės, klasifikatorius juos skirsto į „Be pakitimų“ arba „Su pakitimais“ kraujagyslių grupes. Atlikus statistinį parametų vertinimą išskirti EC ir RAsen2 parametrai, kurie naudojami sudarant klasifikatorių. „Jaunų“ ir „Vyresnio amžiaus“ tiriamųjų imčių minėtų parametų medianos naudojamos kaip koordinatės sudarant klasifikatoriaus centrinės koordinatės 2D plokštumoje. Be to, šie parametrai pasižymėjo dažnu atsikartojimu *Wowern et al.* atliktame tyrime

[16]. Vertinamas signalas priskiriamas tai grupei, arčiau kurios įvertinus *Euklidinį* atstumą yra jo koordinatės pagal EC ir RAsen2 parametrus 2D plokštumoje. Centrinės klasių koordinatės pateiktos 4 lentelėje.

4 lentelė. Klasifikatoriaus centrinės koordinatės

Vertinimas	Kategorija1	Kategorija2
Klasifikacija	Centrinė koordinatė. 1	Centrinė koordinatė. 2
X koordinatė	-1,240	-1,434
Y koordinatė	-0,965	-1,128

Klasifikavimo tikslumo vertinimui atliktas rankinio ir automatinio imčių verčių skirstymo palyginimas. Kliauantis dviejų ekspertų ir tyrimą atliekančio asmens nuomone, vertinami signalai suskirstyti į dvi kategorijas rankiniu būdu. Palyginti rezultatai suskirstyti į 4 kombinacijas. Vertinimo tikslumas apskaičiuotas naudojantis formule (40), specifiškumas (41), o diagnostinis tikslumas (42):

$$jt = \frac{TJ}{TJ+KJ}, \quad (40)$$

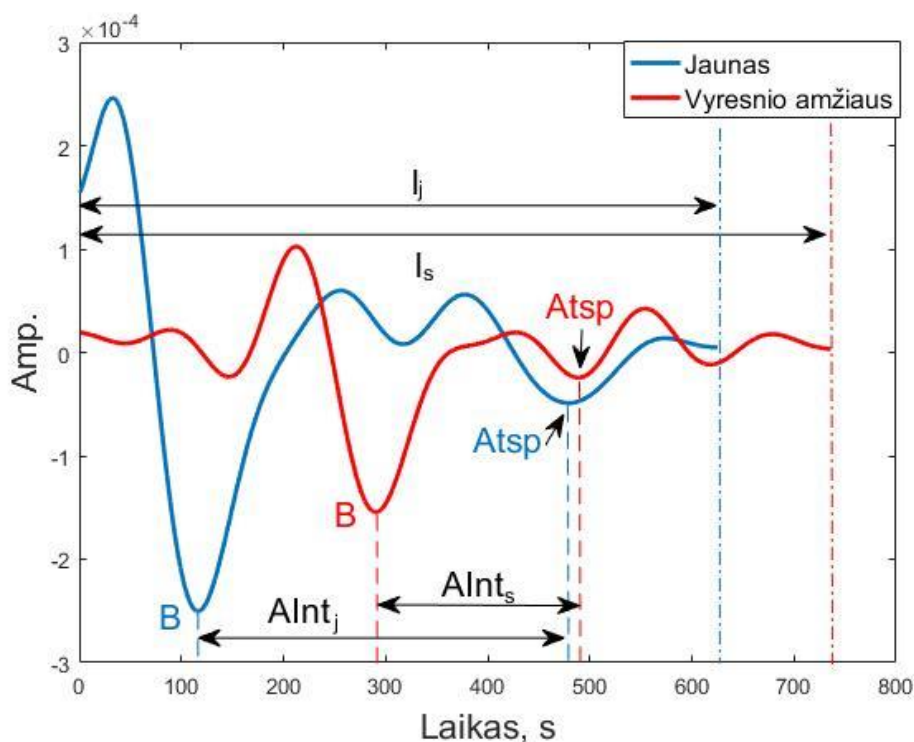
$$sp = \frac{TS}{TS+KS}, \quad (41)$$

$$dtk = \frac{TJ+TN}{TJ+KJ+TS+KS}, \quad (42)$$

čia TJ – teisingas be pakeitimų;
 TS – teisingas su pakeitimais;
 KJ – klaidingas be pakeitimų;
 KS – klaidingas su pakeitimais.

3.10. Struktūrinių kraujagyslių pakeitimų matuojamoje galūnėje vietos aptikimas

Atliekant literatūros analizę, išsiaiškinta jog susiaurėjimai kraujagyslėse, atliekant pulso bangos analizę, morfologiškai pastebimi kaip atspindžiai (žr. 2 pav.). Jie yra sukeliama slėgio padidėjimo už vertinamo taško. Sklisdama pulso banga išplečia kraujagysles. Jai susidūrus su standumu, kurio pulso bangos sukeliama slėgis nebesugeba įveikti, dalis jėgos kuriančios pulso bangą yra atspindima ir grįžta į detektorius kaip nauja besisumuojanti banga už dikrotinio mazgo. Atliekant matavimus pastebėta, jog senstant, atspindys registruojamas vis arčiau B indekso (žr. 25 pav.).



25 pav. Atstumas iki pirmo atspindžio jauno ir seno tiriamųjų signaluose

Priklausomybei patvirtinti, atliktas intervalo nuo indekso B, koreliuojančio su sistolės maksimumu, ir atspindžio bangos intervalų palyginimas %, kai kiekvieno signalo ilgis yra vertinamas kaip 100 % lango „Jaunų“ ir „Vyresnio amžiaus“ tiriamųjų imtyse. Intervalų procentinis ilgis apskaičiuojamas pagal formules (43) ir (44):

$$AInt_{s\%} = \frac{100}{l_s} \cdot AInt_s, \quad (43)$$

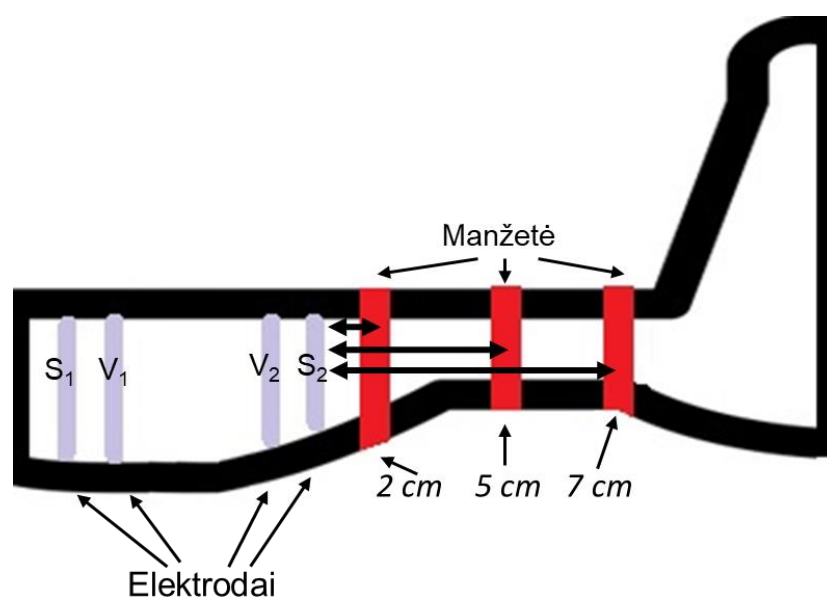
$$AInt_{j\%} = \frac{100}{l_j} \cdot AInt_j, \quad (44)$$

čia $AInt_{s\%}$ – procentinis intervalo B – Atsp ilgis senam žmogui;
 l_s – nuo seno žmogaus registruojamo signalo ilgis;
 $AInt_s$ – intervalo B – Atsp ilgis laiko ašyje senam žmogui;
 $AInt_{j\%}$ – procentinis intervalo B – Atsp ilgis jaunam žmogui;
 l_j – nuo jauno žmogaus registruojamo signalo ilgis;
 $AInt_j$ – intervalo B – Atsp ilgis laiko ašyje jaunam žmogui.

Susiaurėjimų sukeltą atspindžio efekto patikrinimui atliktos simuliacijos naudojant kraujagyslės fantomą. Siekiant susimuliuoti kraujagyslės susiaurėjimus skirtingose atstumuose nuo elektrodų ir sukurti atspindį, imituota kraujagyslė yra dalinai užspaudžiama panaudojant fiksuojamas reples. Užspaudimas atliekamas fiksuotais 1 cm, 19 cm, 34 cm, 50 cm ir 65 cm atstumais nuo paskutinio impedanso pletizmografijai skirto elektrodo S2 (žr. 12 pav.). Siekiant patikrinti matavimų pasikartojimą, jie atliekamas kelis kartus ir rezultatai sulyginami.

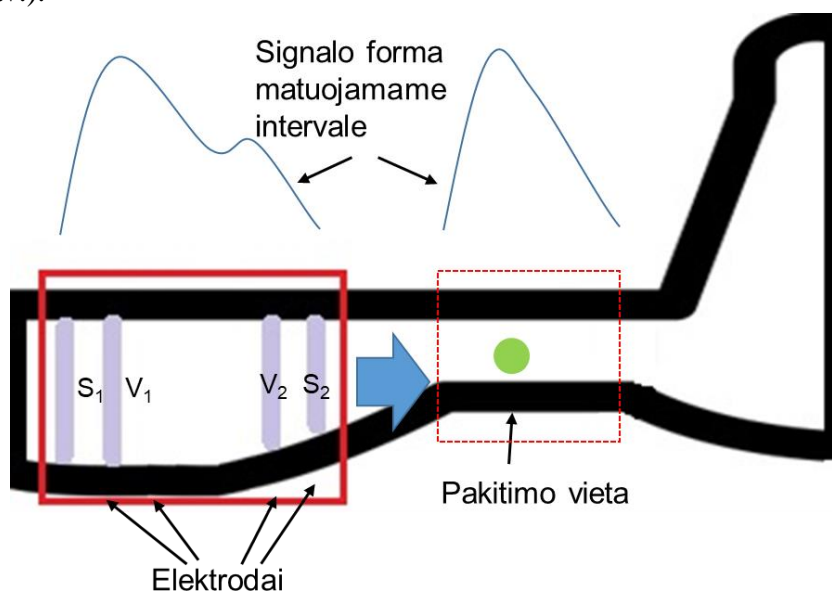
Fantomu simuliuotų signalų atitikimas realią situaciją patikrintas atliekant matavimą su tiriamuoju. Už S2 elektrodo, naudojant manžetę, dalinai užspaudžiama kojos kraujotaka. Kadangi už elektrodų

iki čiurnos išmatuotas atstumas yra 9 cm, matavimai atliekami dalinai užspaudžiant kraujotaką 2 cm, 5 cm ir 7 cm atstumu nuo S2 elektrodo taip sukuriant stiprius atspindžius. Atliekamo matavimo schema pateikta 26 paveiksle.



26 pav. Matavimo su tiriamuoju schema keičiant manžetės poziciją

Siūlomas metodas pakitusios kraujagyslės zonos aptikimui. Nuosekliai keičiant elektrodų poziciją išlaikant atstumą tarp jų ir judant link galūnės pabaigos, intervalas kuriame atspindys visiškai įsilies į sistolę netransformuotame signale gali būti laikomas kaip pakitimo pakitusios kraujagyslės intervalas (žr. 27 pav.).

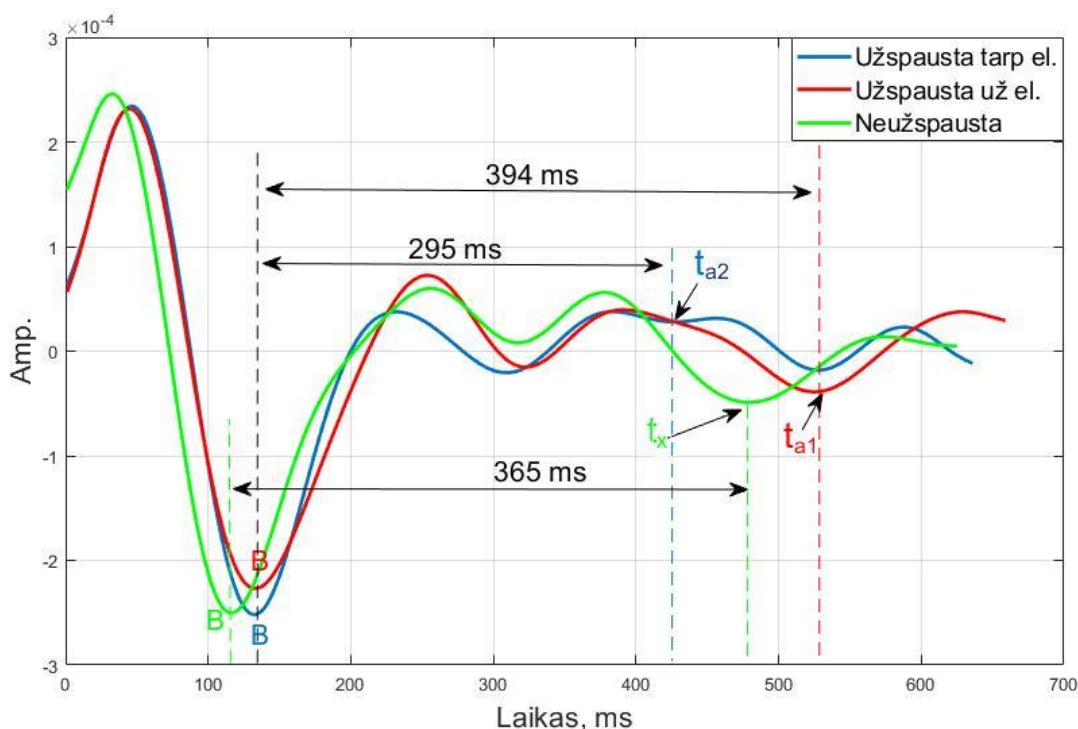


27 pav. Siūlomas pakitimų kraujagyslėse aptikimo metodas

Metodas patikrintas susimuliuvus pakitimus kraujagyslėse 13 tiriamųjų. Kadangi su naudojama įranga yra sudėtinga keisti elektrodų poziciją, keičiama pakitimo pozicija. „Jaunų už“ imtis atspindi pakitimą už matavimo elektrodų. Šiuo atveju elektrodai nesiriboja su pakitimo vieta ir numatomas ilgesnis laikotarpis iki atspindžio. Antrojo pakitimo simuliacijai naudojama „Jaunų vid“ imtis,

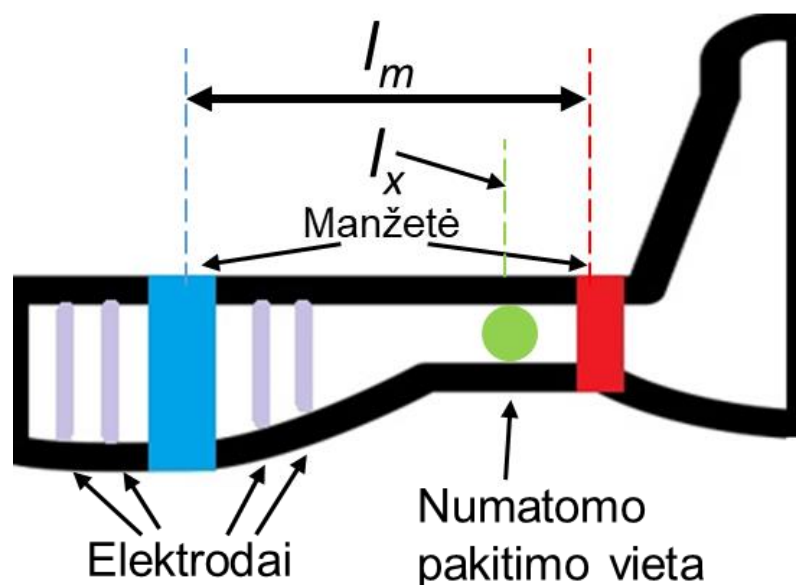
kurioje manžete užspaudimas atliktas tarp įtampos matavimo elektrodų. Šiuo atveju elektrodai ribojasi su simuliuojamu pakitimu ir atspindys numatomas daug anksčiau nei pirmuoju atveju. Rezultatai vertinami apskaičiuojant imčių medianas, kvartilius bei palyginant pasikliautinius intervalus.

Vėlesniame tyrimo etape iš „Jaunų“, „Jaunų vid“ ir „Jaunų už“ imčių, atsitiktinai pasirinktas vienas tiriamasis, iš kuriuo registruoti signalai vizualiai morfologiškai analizuoti (žr. 28 pav.).



28 pav. Atsitiktinai pasirinkto tiriamojo signalai keičiant manžetės poziciją

Visi 3 matavimai atlikti keleto minučių intervale. Iš signalo ilgio aiškiai matosi, jog tiriamojo širdies ritmas beveik nepakito tarp matavimų. Be užspaudimų atlikto matavimo signalas atvaizduotas žalia spalva, o jo atspindžio indeksas žymimas t_a . Tuo tarpu tarp elektrodų atlikto užspaudimo manžete matavimas žymimas mėlynai, jo atspindžio indeksas žymimas t_{a2} , o raudonai žymimo už elektrodų atlikto užspaudimo matavimas su indeksu t_{a1} . Siekiant matavimą padaryti labiau standartizuotą, pasiūlytas antras metodas reikalauja šių 3 matavimų sekos. Jo schema pavaizduota 7 paveiksle.



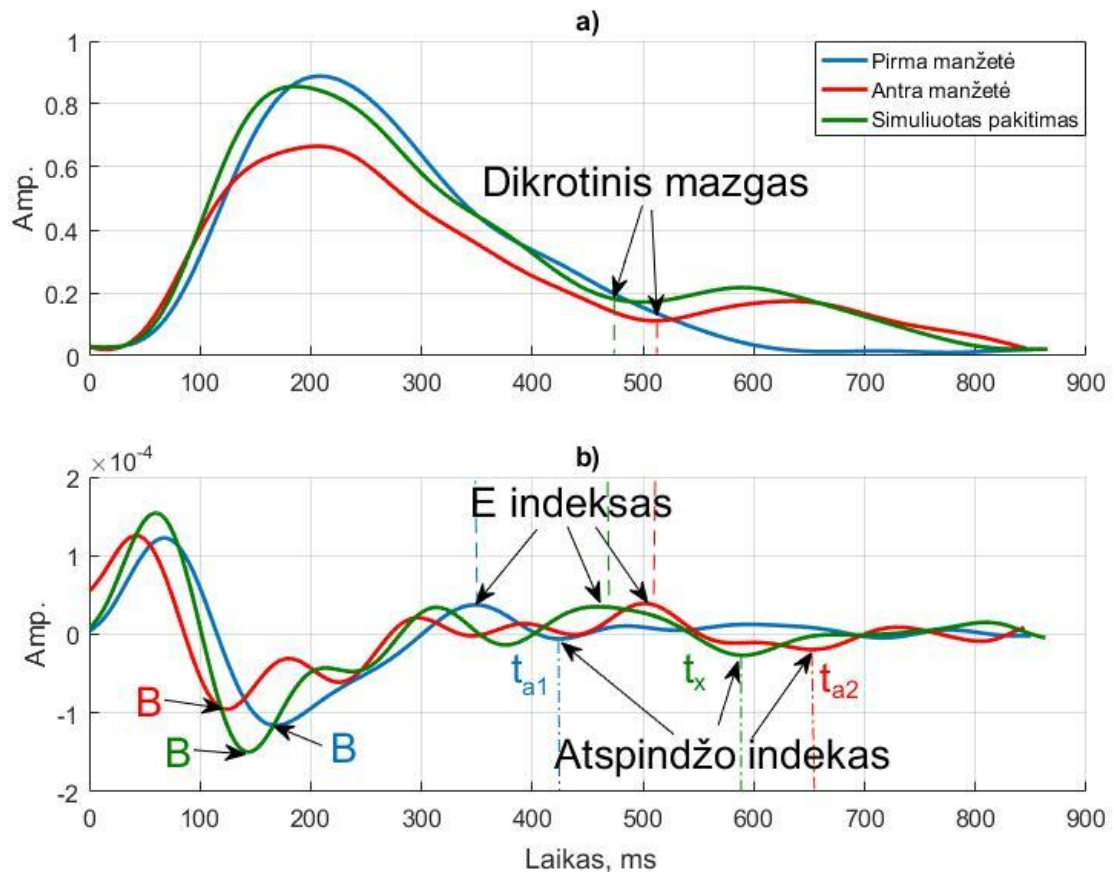
29 pav. Siūlomas antras pakitimų kraujagyslėse aptikimo metodas

Siūlomo matavimų protokolo metu elektrodų pozicijų keisti nereikėtų. Šiuo atveju būtų atliekami 3 matavimai. Pirmojo matavimo metu gaunamas įprastas IPG signalas nuo matuojamos galūnės. Antrojo matavimo metu atliekamas užspaudimas manžete tarp įtampos matavimo elektrodų sukeliant atspindį greit po fiksuojamos sistolės. Trečiojo matavimo metu manžetės vieta pakeičiama į galūnės pabaigą ir sukuriama laiko ašyje toliau esantis atspindys. Žinant atstumą tarp manžetės užspaudimo vietų l_m ir simuliuotų atspindžių pikų indeksus t_{a1} ir t_{a2} laiko ašyje, galime apskaičiuoti atstumą iki kiekvieno natūraliai susidariusių atspindžių sukeliančio darinio l_x matuojamame intervale, pasinaudojant formule (45):

$$l_x = \frac{l_m \cdot \left(\frac{100}{l_{s3}}(t_x - B_3) - \frac{100}{l_{s1}}(t_{a1} - B_1) \right)}{\left(\frac{100}{l_{s2}}(t_{a2} - B_2) - \frac{100}{l_{s1}}(t_{a1} - B_1) \right)}, \quad (45)$$

- čia t_x – natūraliai susidariusio atspindžio maksimumo indeksas laiko ašyje;
 l_{s1} – pirmojo manžete transformuoto signalo ilgis;
 l_{s2} – antrojo manžete transformuoto signalo ilgis;
 l_{s3} – netransformuoto signalo ilgis;
 B_1 – pirmojo manžete transformuoto signalo b indeksas;
 B_2 – antrojo manžete transformuoto signalo b indeksas;
 B_3 – netransformuoto signalo b indeksas.

Metodas patikrintas atliekant matavimą su 1 tiriamuoju. Šiuo atveju pakitimas taip pat simuliuojamas manžete. Šiuo atveju nuo pradžių žinoma pakitimo vieta ir ją galima sulyginti su apskaičiuota verte. Pakitimas sukuriama yra ~100 mm atstumu nuo pirmosios manžetės. Manžetės plotis 2 cm, tad galima paklaida iki 10 mm, t.y. pusės manžetės pločio. Atstumas tarp pirmojo ir antrojo manžetės užspaudimų l_m yra 155 mm. Užregistruoti signalai atvaizduoti 7 paveiksle.



30 pav. Užregistruotų signalų sulyginimas

Pirmojo bazinio manžetės užspaudimo metu B indeksas užregistruotas 167 ms, o antrojo 122 ms. Visu pirma atliekamas normavimas laiko ašyje. Pirmąją manžetę transformuotame signale atspindys išlieja į sistolę, todėl E indeksas vertinamas kaip pirmasis pikas po B indekso už kurio aptinkamas atspindžio indeksas t_{a1} yra 426 ms. Tuo tarpu Antro bazinio manžetės užspaudimo transformuotame signale aptiktas dikrotninis mazgas, tad jam E indeksas vertinamas artimiausiame maksimume antros eilės išvestinės signale, o atspindys t_{a2} randamas sekančiame minimume, kuris užregistruotas 660 ms. Susimuliuotas pakitimo atveju naudojamas tas pats vertinimo metodas kaip ir antrajam manžetės užspaudimui. B indeksas fiksuojamas 144 ms, o atspindys t_x 590 ms. B indekso ir atspindžių intervalai perskaičiuojami % taip gaunant normuotą intervalą laiko ašyje. Signalo ilgis pirmajam baziniam užspaudimui B1 860 ms, antrajam B2 844ms, o simuliacijai B3 863 ms. Atliekami skaičiavimai pateikiami žemiau:

$$l_x = \frac{155 \cdot \left(\frac{100}{863} \cdot (590 - 144) - \frac{100}{860} \cdot (426 - 167) \right)}{\left(\frac{100}{844} \cdot (660 - 122) - \frac{100}{860} \cdot (426 - 167) \right)} = \frac{155 \cdot (51,64 - 30,09)}{(63,69 - 30,09)} = \frac{155 \cdot 21,55}{33,6} = 99,4 \text{ mm}$$

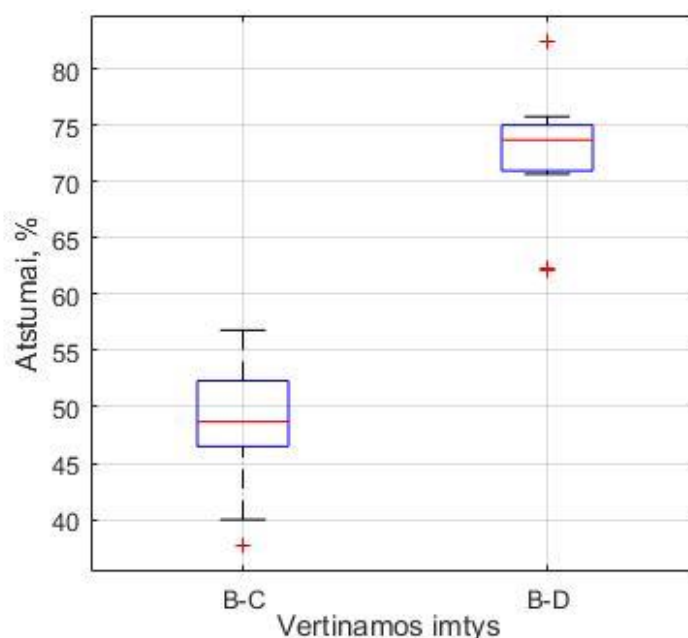
4. Rezultatai

4.1. C ir D indeksų pasiskirstymas antros eilės bioimpedanso pletizmogramoje

Standartinis nuokrypis BC ir BD atstumų atvejais gautas panašus. Tuo metu tarpkvartilinis plotis BC atveju gautas ~30 % didesnis, bei stačiakampėje diagramoje matomos grubios klaidos (žr. 31 pav.). Gautos medianos vertės buvo suapvalintos BC iki 50 %, o BD iki 75 % BE atstumo ir įtrauktos į algoritmą kaip koeficientai algoritmo išimčiai, kai C ir D taškų aptikti nepavyksta. „Jaunų“ imties duomenys pateikti 5 lentelėje.

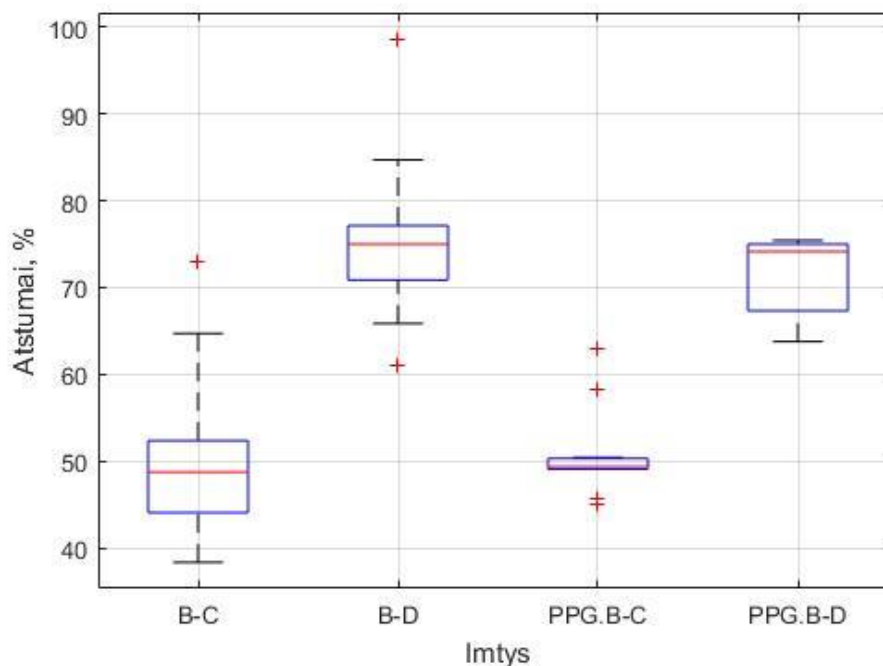
5 lentelė. Tikėtinų C ir D indeksų koordinatų nustatymas naudojantis „Jaunų“ imtimi

Atstumas tarp indeksų	Mediana	Tarpkvartilinis plotis	Skirstinio poslinkis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai	Standartinis nuokrypis
BC	48,684	5,840	-0,503	46,490 52,330	5,496
BD	73,684	4,030	-0,565	70,970 75,000	5,388



31 pav. Tikėtinų C ir D indeksų pasiskirstymas

IPG ir FPG signalus pavyko palyginti panaudojant piršto FPG ir kojos IPG (žr. 22 pav.). Nuo piršto registruoto signalo morfologija pasižymėjo reikiamomis dalimis indeksų išskyrimo proceso įgyvendinimui. Atlikus BC ir BD intervalų palyginimą su „Pirštas“ imtimi buvo gauti atsikartojantys rezultatai (žr. 32 pav.). Rezultatai taip pat pateikti antro priedo 15 lentelėje.



32 pav. Tikėtinų C ir D indeksų pasiskirstymas lyginant IMP ir FPG „Pirštas“ imtyje

Impedanso duomenys mažesnėje imtyje pasikeitė labai nežymiai. Tuo metu nuo piršto užregistruotų PPG signalų BC ir BD medianos buvo beveik identiškios. Piršto PPG.B-C intervalo tarpkvartilinis plotis kito 1 % vertinamo intervalo ir parodė didelį stabilumą tarp signalų. Tuo metu BD tarpkvartilinis plotis ir viršutinis bei apatinis kvartiliai buvo labai panašūs į impedanso pletizmografijos ant kojos registruotų signalų rezultatus.

Taip pat FPG signalo forma buvo gana panaši į IPG. Pastebėti pagrindiniai IPG ir FPG skirtumai yra papildomi atspindžiai IPG signale, kartu su stipresniais bangos krypties pokyčiais, vykstant atspindžiams. Apskaičiuoti duomenys pateikti antro priedo 16 lentelėje.

4.2. Impedanso pletizmogramos parametrų statistinis vertinimas

Statistiškai įvertinus jaunų, vyresnio amžiaus ir jaunų su užspaudimu IPG matavimų imtis siekta atmesti 0 hipotezę, teigiančią, jog skirtumai tarp verčių imtyse yra atsitiktiniai. Atlikus *Lilliefors* testą nustatyta, jog dalis jauno amžiaus žmonių imties rezultatų yra pasiskirstę ne pagal normalųjį skirstinį (žr. 6 lentelė), tad jų tikrinimui panaudotas neparametrinis hipotezių vertinimo metodas *Wilcoxon* testas, o likusioms t – testas. Testų metu nustatyta, jog diferencinio pulso bangos indekso, arterinio elastingumo bei likutinio kraujo tūrio parametrų vertės viršija parinktą reikšmingumo lygmenį ir skirtumai tarp jų verčių bus laikomi kaip atsitiktiniais. Papildomi duomenys pateikti antro priedo 17 lentelėje.

6 lentelė. „Jaunų“ imties statistinio vertinimo rezultatai

Parametrai	Mediana	Tarpkv. plotis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai		0 hipotezės testas	p vertė	Pasikliautinio intervalo apatinis ir viršutinis režiai	
DASI	0,378	0,069	0,320	0,389	1	0,000	-	-
DPI	0,043	0,167	-0,052	0,115	0	0,395	-0,052	0,123
EC	-0,965	0,162	-1,018	-0,857	1	0,000	-1,006	-0,886
AE	0,201	0,358	-0,017	0,341	0	0,119	-0,039	0,299
RBV	-0,043	0,167	-0,115	0,052	0	0,392	-0,124	0,052
Rae	0,235	0,102	0,211	0,313	1	0,006	-	-
Rasen	-1,317	0,258	-1,534	-1,276	1	0,000	-	-
Rasen2	-1,240	0,220	-1,282	-1,062	1	0,000	-1,317	-1,043
AI	1,129	0,298	0,941	1,239	1	0,000	-	-
CT	0,142	0,023	0,127	0,150	1	0,000	0,133	0,147

Įvertinus senų žmonių imtį (žr. 7 lentelė), 0 hipotezės testo rezultatai gauti lygiai tokie patys. Taip pat visi, išskyrus kylantį PPG frontą, parametrai yra pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį. Papildomi duomenys pateikti antro priedo 18 lentelėje.

7 lentelė. „Vyresnio amžiaus“ imties statistinio vertinimo rezultatai

Parametrai	Mediana	Tarpkv. plotis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai		0 hipotezės testas	p vertė	Pasikliautinio intervalo apatinis ir viršutinis režiai	
DASI	0,208	0,119	0,157	0,275	1	0,000	0,163	0,271
DPI	-0,008	0,192	-0,126	0,066	0	0,591	-0,107	0,064
EC	-1,128	0,218	-1,241	-1,023	1	0,000	-1,229	-1,044
AE	-0,123	0,253	-0,238	0,015	0	0,090	-0,272	0,023
RBV	0,008	0,192	-0,066	0,126	0	0,594	-0,064	0,107
Rae	0,306	0,344	0,116	0,460	1	0,001	0,156	0,430
Rasen	-1,436	0,845	-1,739	-0,895	1	0,000	-1,647	-1,006
Rasen2	-1,434	0,534	-1,698	-1,163	1	0,000	-1,606	-1,252
AI	1,111	0,446	0,813	1,259	1	0,000	0,827	1,239
CT	0,140	0,025	0,132	0,157	1	0,000	-	-

Vertinant jaunų žmonių imtį su susimuliuotais pakitimais, buvo gauti geriausi rezultatai. Visų parametru duomenys buvo pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį. T – testu atmesti tik arterinio elastingumo duomenys. Papildomi duomenys pateikti antro priedo 19 lentelėje.

8 lentelė. „Jaunų vid“ imties statistinio vertinimo rezultatai

Parametrai	Mediana	Tarpkv. plotis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai		0 hipotezės testas	p vertė	Pasikliautiniojo intervalo apatinis ir viršutinis režiai	
DASI	0,178	0,189	0,145	0,334	1	0,000	0,162	0,285
DPI	-0,071	0,077	-0,124	-0,047	1	0,003	-0,157	-0,041
EC	-1,135	0,370	-1,449	-1,079	1	0,000	-1,354	-1,088
AE	-0,292	0,506	-0,402	0,103	0	0,156	-0,355	0,064
RBV	0,071	0,077	0,047	0,124	1	0,003	0,041	0,157
Rae	0,231	0,105	0,170	0,275	1	0,000	0,175	0,276
Rasen	-1,326	0,450	-1,546	-1,096	1	0,000	-1,638	-1,161
Rasen2	-1,451	0,349	-1,614	-1,265	1	0,000	-1,584	-1,309
AI	1,081	0,450	0,941	1,391	1	0,000	0,955	1,394
CT	0,162	0,041	0,145	0,186	1	0,000	0,150	0,177

4.3. Tarpusavio rezultatų palyginimas tarp skirtingų imčių

Tarpusavio palyginimas atliktas parametrams, kuriuos *t* ir *Wilcoxon* testai įvertino kaip neatsitiktinius. CT parametras atmestas nes jo dispersija skyrėsi daugiau nei du kartus. Atlikus nepriklausomų imčių tarpusavio vertinimą jaunų ir vyresnio amžiaus žmonių imtims, nustatyta, jog skirtumas tarp parametru imčių yra reikšmingas didžiųjų arterijų standumo indeksui, ekscentrinei siaurėjimo galiai bei arterijų senėjimo parametrams. Dėl nedidelio tiriamųjų kiekio vertinamas efekto dydis tiesiogiai koreliuoja su atmesta nuline hipoteze ir parodo didelį standartinį nuokrypį tarp tiriamų imčių. Likusių parametru *p* vertės buvo daugiau nei 10 kartų didesnės už pasirinktą reikšmingumo lygmenį, tad buvo atmestos.

9 lentelė. „Jaunų“ ir „Vyresnio amžiaus“ tiriamųjų imčių palyginimas naudojant *t* / *Mann-Whitney U* testą

Parametrai	p vertė	Apatinis ir viršutinis pasikliautiniojo intervalo režiai		Efekto dydis	0 hipotezė atmesta
DASI	0,0066	-	-	1,231	1
EC	0,0010	0,0858	0,2949	1,473	1
Rae	0,7976	-	-	-0,283	0
RAsen	0,8777	-	-	0,101	0
RAsen2	0,0231	0,0373	0,4611	0,952	1
AI	0,7583	-	-	0,021	0

„Jaunų“ ir „Jaunų vid“ tiriamųjų imtims atliktas priklausomų imčių vertinimas. Porinėms nedidelėms imtims taip pat naudotas *t*-testas. 0 hipotezė atmesta ne tik prieš tai minėtiems parametrams, bet ir kylančio FPG fronto laikotarpiui. Stebimas ir EC efekto dydžio augimas, parodantis stiprius parametro skirtumus vertinamose imtyse.

10 lentelė. „Jaunų“ ir „Jaunų vid“ tiriamųjų imčių palyginimas naudojant t / *Mann-Whitney* U testą

Parametrai	p vertė	Apatinis ir viršutinis pasikliautiniojo intervalo režiai		Efekto dydis	0 hipotezė atmesta
DASI	0,0138	-	-	1,090	1
EC	0,0004	0,1372	0,4130	1,614	1
Rae	0,3299	-	-	0,061	0
Rasen	1,0000	-	-	0,280	0
RAsen2	0,0064	0,0822	0,4504	1,171	1
AI	0,8375	-	-	-0,383	0
CT	0,0024	-0,0384	-0,0093	-1,328	1

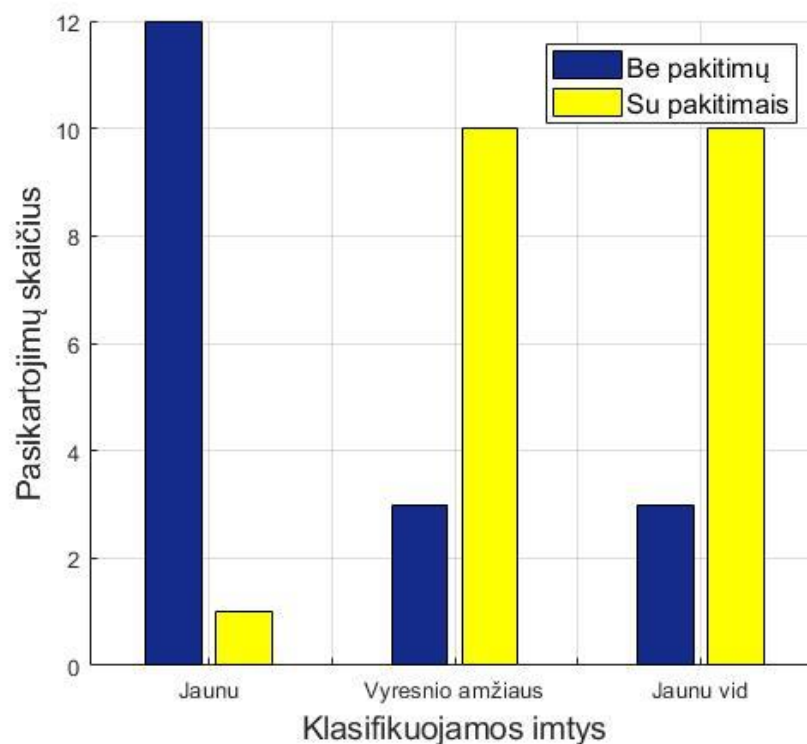
Palyginus vyresnio amžiaus ir jaunų žmonių su simuliuotais sutrikimais imtis, 0 hipotezė buvo priimta visiems parametrams, o p vertė visoms vertėms daugiau nei keletą kartų viršijo reikšmingumo lygmenį. Tai parodo, jog simuliuotas sutrikimų efektas gerai atspindi realią situaciją senstant. Šiuo atveju reikia atmesti CT parametą, nes jo dispersija imtyse skiriasi daugiau nei du kartus. Visoms imtims gaunamas nedidelis efekto dydis, parodantis mažą arba labai mažą išsibarstymą.

11 lentelė. „Jaunų vid“ ir „Vyresnio amžiaus“ tiriamųjų imčių palyginimas naudojant t / *Mann-Whitney* U testą

Parametrai	p vertė	Apatinis ir viršutinis pasikliautiniojo intervalo režiai		Efekto dydis	0 hipotezė atmesta
DASI	0,8554	-0,0845	0,0706	-0,072	0
EC	0,2649	-0,0685	0,2379	0,448	0
Rae	0,3235	-0,0709	0,2062	0,395	0
Rasen	0,6926	-0,3051	0,4518	0,157	0
RAsen2	0,8696	-0,1955	0,2296	0,065	0
AI	0,3176	-0,4262	0,1441	-0,400	0
CT	0,0767	-	-	-0,207	0

4.4. Tiriamųjų klasifikavimas į grupes

Tiriamųjų kraujagyslių būklės klasifikavimui pasirinkti EC ir RAsen2 parametrai. Pasirinkimą lėmė jų geri skirtuminiai rezultatai bei pasiskirstymas pagal normalųjį skirstinį. Įvertinus centines klasių koordinates nustatyta, kad abu parametrai pasižymi teigiama koreliacija. Trijų imčių klasifikavimas į dvi grupes atliktas matuojant *Euklidinį* atstumą iki artimiausios klasės centro koordinatė. Klasifikavimo rezultatai pateikti 33 paveiksle.



33 pav. Suklasifikuoti tiriamieji panaudojant trumpiausią atstumą iki centrinės koordinatės

Dauguma „Jaunų“ tiriamųjų imties signalų priskirta prie „Be pakitimų“ vertės. Tuo tarpu „Vyresnio amžiaus ir „Jaunų vid“ imčių 23 % signalų taip pat priskirta prie „Be pakitimų“ vertės, nors abiem atvejais dominuoja signalais priskiriami „Su pakitimais“ vertėms. „Jaunų“ imties tik 7 % priskirta prie signalų „Su pakitimais“. Taigi iš 39 signalų 18 priskirta „Be pakitimų“, o 21 „Su pakitimais“ vertėms.

Atliktas palyginimas su 3 vertintojų rezultatais parodė, jog 18 priskiriamų signalų „Su pakitimais“ buvo įvertinti teisingai ir 3 neteisingai. Tuo tarpu 14 priskiriamų signalų „Be pakitimų“ įvertinti kaip teisingi ir 4 kaip neteisingi. Sukonkretinti duomenys pateikti klasifikavimo lentelėje žemiau (žr. 7 lentelė).

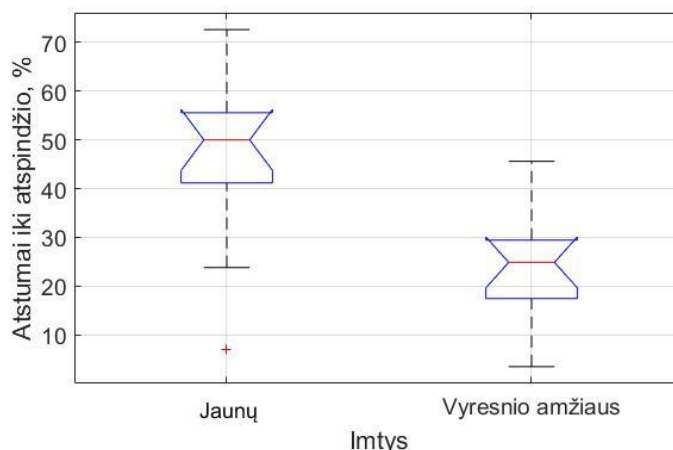
12 lentelė. Klasifikavimo lentelė

n=39	Algoritmo "Su pakitimais"	Algoritmo "Be pakitimų"	Viso
Vertintojų "Su pakitimais"	TS=18	KJ=4	22
Vertintojų "Be pakitimų"	NS=3	TJ=14	17
Viso	21	18	

Įvertinus klasifikavimo tikslumą gauta 82 % vertė. Sukurtas klasifikatorius pasižymėjo 78 % jautrumu ir 85 % specifiškumu.

4.5. Susiaurėjimų kraujagyslėje aptikimas

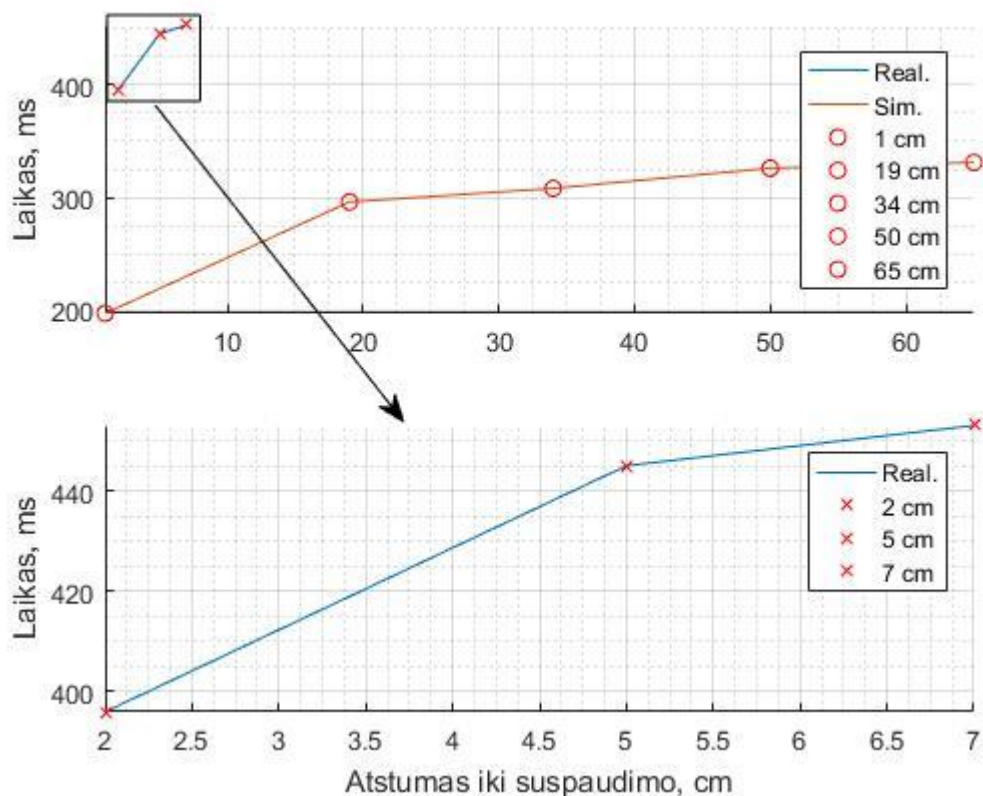
Atlikus impedanso pletizmografijos matavimus su senais ir jaunais tiriamaisiais, rezultatai parodė, jog intervalas nuo indekso B, koreliuojančio su sistolės maksimumu iki atspindžio bangos priklauso atvirkščiai priklauso nuo amžiaus. Skaičiavimų rezultatai pateikti 34 paveiksle.



34 pav. Intervalo nuo indekso B iki atspindžio bangos ir amžiaus palyginimas

Vertinant pagal medianą, vyresnio amžiaus tiriamiesiems atspindys įvykdavo po 26 % signalo ilgio, kai tuo tarpu jauniems tiriamiesiems po 50 % signalo ilgio. Atstumas tarp pasikliautinių intervalų siekė 13 % signalo ilgio, kas patvirtina didelius skirtumus tarp imčių. Galima drąsiai teigti jog senėjimas gali būti atpažintas pagal vis mažėjantį atstumą tarp B indekso ir atspindžio bangos maksimumo, kas yra iššaukiama kintančios kraujagyslių struktūros.

35 paveiksle pateikta atstumo iki užspaudžiamos vietos ir laiko nuo sistolės iki atspindžio priklausomybė. Atlikus matavimus su fantomu pastebėta teigiama laiko ir atstumo iki atspindžio koreliacija. Matavimų metu dalinai užspaudus simuliuotą kraujagyslę arčiau elektrodų ir išlaikant dalinį užspaudimą tolesnėje simuliuojamos kraujagyslės vietoje, atspindys priartėjo prie sistolės. Panašūs rezultatai gauti, atliekant matavimus su blauzda. Pakartojus su fantomų atliktą testą vis dar buvo matomas silpnas tolimesnis ir stipriai išaugęs artimas atspindys. Pastebėta, jog vyresnio amžiaus žmonių impedanso pletizmografijos signalas pasižymi papildomomis nedidelėmis bangėlėmis sukuriomomis siaurėjančių kraujagyslių, išsišakojimų bei mažėjančio elastingumo. Vertinant užspaudimo už elektrodų ir užspaudimo tarp elektrodų imtis, pastebėta, jog prieš tai dominavęs tolimesnis atspindys, sumažėjus elastingumui arčiau matuojamų elektrodų praranda savo galią, ir dominuojančiu tampa artimesnis atspindys.



35 pav. Atstumo iki užspaudimo ir S-T laiko priklausomybė (ruda spalva – matavimai su fantomu, mėlyna spalva – pacientu)

Atliktas pirmojo susiaurėjimų aptikimo metodo patikrinimas sukeliant standumą užspaudimu tarp įtampos matavimo elektrodų, dominuojantis atspindys, vertinant pagal medianą, gautas 178 ms po sistolės. Dalinai užspaudus kraujotaką, kojos gale prieš čiurną, dominuojantis atspindys gautas 383 ms po sistolės. Tai parodo, jog detektoriumi esant arčiau signalo morfologiją keičiančio pakitimo, atspindys gaunamas vis arčiau sistolės. Imčių rezultatus įvertinus statistiškai, gauti standartiniai nuokrypiai abiejų imčių atvejais panašūs, o atlikus testus 0 hipotezės patikrinimui, ji buvo atmesta, tad skirtumai imtyse yra neatsitiktiniai. Atliktų skaičiavimų rezultatai pateikti 13 lentelėje.

13 lentelė. Simuliuoto užspaudimo efekto laiko iki atspindžio statistinis vertinimas

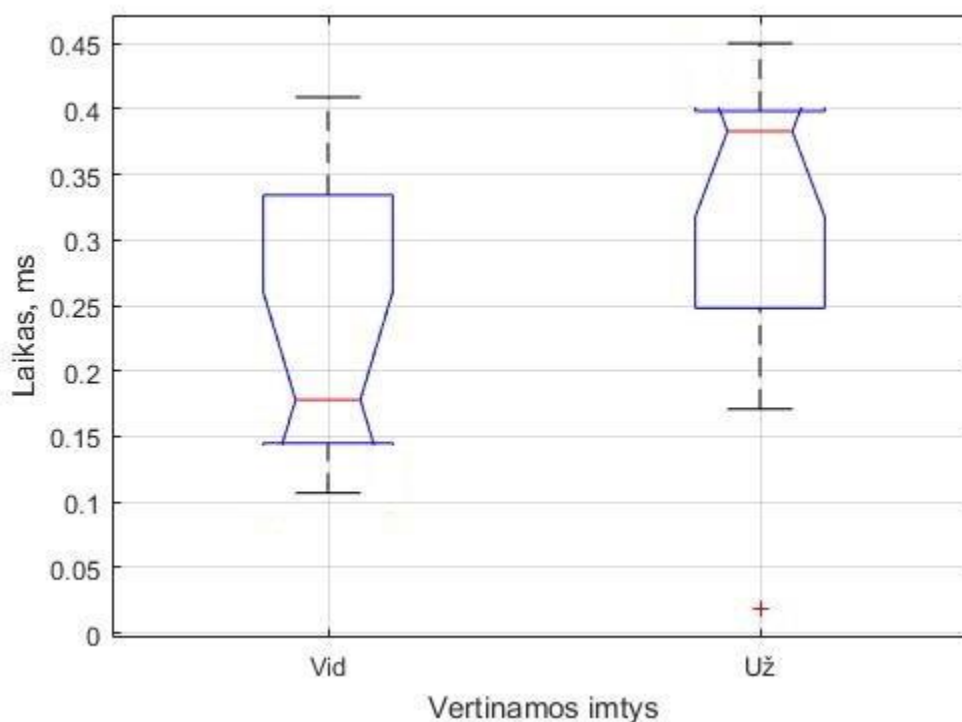
Imtys	Mediana	Tarpkv. plotis	Skirstinio poslinkis	Kvartiliai	STD	Testas	p vertė
Jaunų vid	0.178	0.189	0.648	0.145 0.334	0.102	1	0.000
Jaunų už	0.383	0.150	-1.331	0.248 0.398	0.126	1	0.0002

Įvertinus skirtumus tarp imčių, kurie pateikti 14 lentelėje, p vertė gauta kelis kartus mažesnė negu reikšmingumo lygmuo ir parodo, jog skirtumai yra reikšmingi. Stiprų skirtumą tarp imčių parodo ir didelė efekto dydžio vertė.

14 lentelė. Mann-Whitney U testas užspaudimo „Jaunų vid“ ir „Jaunų už“ imčių palyginimo rezultatai

Parametras	p vertė	Efekto dydis	0 hipotezė atmesta
Atspindys	0,015941	-0,90628	1

Imčių verčių tarpusavio skirtumus parodo ir nepersidengiantys pasikliautiniai intervalai pateikti 36 paveiksle.



36 pav. Skirtumai tarp simuliuotų pakitimų imčių

Nepersidengiantys pasikliautiniai intervalai parodo galimybę standartizuoti procedūrą nekeičiant elektrodų pozicijos, pasinaudojant žinomo intervalo atstumo proporcingumu su laiku iki atspindžio. Išskyrus ir įvertinus vieno iš tiriamųjų užspaudimo per vidurį, užspaudimo už elektrodų ir be užspaudimo signalus, sudaryta formulė (45), pagal kurią atlikus keletą pulso bangos matavimų pagal nustatytą protokolą, galima aptikti pakitimo vietą vertinamame intervale. Metodo patikrinimui atlikus papildomu matavimus gauta susimuliuota susiaurėjimo vieta buvo 99,4 mm nuo pirmosios manžetės. Su liniuote išmatuotas atstumas 100 mm. Gauti skaičiavimų rezultatai labai panašūs į išmatuotus su liniuote, o paklaida sukuriama manžetės pločio, nes tampri manžetė dalinai užspaudžia kraujotaką nevienodai savo plotyje.

5. Diskusija

BC ir DB atstumų vertinimas pasižymėjo stabiliais rezultatais. Taip pat, lyginant fotopletizmografijos metodu užregistruotų duomenų rezultatus nuo rankos piršto su IPG rezultatais, registruojamais ant blauzdos, gaunami kone identiški duomenys, kurie pateikti antro priedo 15 lentelėje. Tiems patiems atstumams panašumus patvirtina ne tik medianų vertės, bet ir persidengiantys pasikliautiniai intervalai. Tai parodo, jog visoje kraujotakos sistemoje vertinant % atstumą BE lange yra gaunamos labai panašios BC ir BD atstumų vertės, nepriklausomai nuo skirtingo matuojamų galūnių ilgio. Naudojama 11 tiriamųjų imtis stipriam statistiniam populiacijos įvertinimui yra per maža, bet vien iš jos matomas dėsningumas ir kryptis tolesniam tyrimui. Atlikus didesnės imties, labiau atspindinčios populiaciją, vertinimą galima būtų daryti išvadas, patobulinančias indeksų aptikimą ir stipriai palengvinančias metodo panaudojimą. Taip pat reikalingas labiau išplėstas tyrimas nustatyti, ar BC ir BD atstumai % matuojamame BE lange priklauso nuo amžiaus, lyties ir kitų fiziologinių faktorių. Patvirtinus BE lango atstumo % dėsningumą nuo B iki C ir D indeksų, būtų išspręsta daugelio antros eilės išvestinės algoritmų indeksų aptikimą apsunkinanti problema.

Signalų vertinimui naudojamų parametrų analizė parodė, jog DPI, AE ir BBV skirtumai tarp verčių imtyse yra atsitiktiniai, tad juos teko atmesti. Toliau vertinant parametrų verčių skirtumus tarp imčių, iškelta 0 hipotezė, teigianti, jog tarp jų skirtumo nėra. Atlikus „Jaunų vid“ simuliuojančių senėjimo efektą kraujagyslėje ir „Vyresnio amžiaus“ imčių palyginimą, 0 hipotezė buvo priimta visiems parametrams. Tai parodo, jog manžete simuliuojamas efektas puikiai atspindi kraujagyslių senėjimą. Manžete pakeičiamas ne tik kraujagyslės standumas, bet ir ekscentrinė siaurėjimo galia, kylančio FPG fronto laikotarpis. Galima teigti, jog standumo padidėjimas sukelia du pastaruosius pokyčius. Atliekant „Jaunų“ ir „Vyresnio amžiaus“ imčių palyginimą atmesti Rae, Rasen, AI ir Chrest parametrai, nes jiems nulinė hipotezė nepasitvirtino. Tuo metu „Jaunų“ ir „Jaunų vid“ imčių palyginimo metu, Rasen parametras išliko neatmestas. Tai parodo, jog simuliuojant senėjimą, pokyčiai buvo šiek tiek ryškesni nei realiu atveju. Taip pat tokio pobūdžio simuliacija sukėlė vienodus pakitimus, kurie išryškino skirtumus tarp imčių. Realiam atveju, nedidelėje imtyje kiekvienas tiriamasis gali iškreipti rezultatus. Siekiant gauti tikslesnius rezultatus turėtų būti surinkta keletas siauresnio diapazono, bet didesnių vyresnio amžiaus imčių. Šias imtis palyginus su simuliuojamo standumo padidėjimo rezultatais, įvertinti manžetės užspaudimo jėgos priklausomybę su amžiniais pakitimais.

Vertinant klasifikavimo tikslumą, nustatyta, jog atliekant automatinę paskirstymą yra daroma šiek tiek klaidų. Tai gali būti paaiškinta dalies senų žmonių gerais kraujagyslių parametrų rezultatais. Keletas jaunesnių „Vyresnio amžiaus“ imties tiriamųjų pasižymėjo itin gerais rezultatais, kai tuo metu „Jaunų“ imtyje pasitaikė rezultatų su daliniais pakitimais. Visi minėti atvejai lėmė centrinių koordinatų tarpusavio priartėjimą. Siekiant to išvengti turėtų būti sudarytos didesnės imtys su mažesniais amžiaus skirtumais. Visgi, rezultatai parodo jog naudojantis šia metodika yra įmanoma sudaryti klasifikatorių ir juo naudojantis suskirstyti tiriamuosius į grupes pagal signalo morfologijos apsprendžiamą kraujagyslių būklę.

Atliekant signalų apdorojimą pastebėta, jog atstumas iki atspindžio jauniems žmonėms tiesiogiai koreliuoja su jų ūgiu. Tokiu atveju galima teigti, jog jis priklauso nuo matuojamos galūnės ilgio. Siekiant matavimus ir vertinimą padaryti labiau standartizuotus, tolesniuose tyrimuose turėtų būti naudojama manžetė, sukurianti atspindį statiniu atstumu nuo matavimo elektrodų. Tokiu būdu būtų vertinamas tikrasis kraujagyslių audinio elastingumas ir matavimai galėtų būti labiau sulyginami tarp tiriamųjų. Taip pat dirbtinai sukurtas atspindys leistų tiksliau įvertinti ir kitus kraujagyslės parametrus bei visad tiksliai nustatyti antros eilės išvestine transformuoto signalo indeksus.

Atlikti tyrimai patvirtino senėjimo ir atspindžio priartėjimo priklausomybę, kuri yra sukuriama besikemšančių ir standėjančių kraujagyslių. Įvertinus skirtumus tarp jaunų ir vyresnio amžiaus tiriamųjų imčių bei simuliacijų atspindinčių senėjimo sukeltus pakitimus, buvo pasiūlyti keletas būdų aptikti atspindžius sukeliančių pakitimų vietą. Atlikus bandymus su simuliuotais ant tiriamojo pakitimais, abiem atvejais gauti teigiami rezultatai nurodantys numatomą pakitimo vietą. Siekiant įvertinti šių metodų tikslumą, turi būti atlikti papildomi matavimai su tiriamaisiais kuriems atlikti angiografiniai matavimai ir pakitimų pozicija galūnėje yra žinoma. Jiems turi būti atlikti anksčiau minėti IPG matavimai, o rezultatai tarp angiografijos ir minėtos matavimų sekos palyginti. Patvirtinus tokio pobūdžio matavimų tikslumą, būtų galima stipriai supaprastinti pakitimų aptikimo metodiką ir plačiai panaudoti technologiją šeimos gydytojams atliekant periodinius patikrinimus ir išvengiant siuntimo ir ilgų eilių pas aukštesnio lygio specialistus.

Rezultatuose apžvelgiant skirtingų užspaudimų manžete imtis, matome stiprius skirtumus tarp medianų vertinančių atstumą iki atspindžio, tad galima teigti, jog besikemšanti kraujagyslė sukeltų didelę galią turintį atspindį. Vis dar nėra aišku, kiek galima būtų sumažinti atstumą tarp elektrodų, norint išgauti mažesnę vertinamą intervalą neprarandant atspindžio signalo. Tai būtų galima spręsti dvigubu matavimu visų pirma aptinkant susiaurėjimą nustatytame 150 mm intervale, o po to kartojant matavimą su stipresniais artefaktais pasižyminčiu 50 mm tarp įtampos matavimo elektrodų atstumu.

Išvados

1. Sukurtas bioimpedanso pletizmografinio signalo algoritmas puikiai veikia su įvairios kokybės signalais. Tyrimo metu gautais rezultatais patobulinta algoritmo versija nuspėja galimas indeksų vietas pagal statistiškai įvertintus atstumus indeksų languose, jei signalo morfologija neleidžia aptikti indeksų pirminiu metodu.
2. Sudarytos 7 tiriamųjų imtys, atliekant pakartotinius matavimus 13 jaunų (20–30) metų amžiaus ir 13 vyresnio (60–90) amžiaus tiriamųjų. Jauniems tiriamiesiems susimuliuotas kraujagyslių senėjimas, padidinant jų standumą naudojantis manžete. Taip pat atlikti matavimai, naudojantis fantomu, kuris patvirtino vertinamų atspindžių priklausomybę atstumui iki susiaurėjimų. Pasiūlyti ir patikrinti pakitimų kraujagyslėse aptikimo metodai rodo teigiamus rezultatus.
3. Statistiškai įvertinus apdorotų signalų parametrus imtyse ir atlikus imčių tarpusavio vertinimą, išskirti ekscentrinės siaurėjimo galios ir arterijų senėjimo parametrai, kaip labiausiai tinkantys vertinti kraujagyslių būklę bioimpedanso pletizmografijos metodu. Taip pat gerais rezultatais pasižymėjo ir didžiųjų arterijų standumo indeksas. Kiti parametrai buvo atmesti, nes skirtumai tarp verčių imtyse buvo įvertinti kaip atsitiktiniai arba skirtumai tarp imčių buvo nereikšmingi.
4. Sukurtas impedanso kraujagyslių būklę diferencijuojantis į su ir be pakitimų klasifikatorius, panaudojant anksčiau minėtus ekscentrinės siaurėjimo galios ir kraujagyslių senėjimo parametrus kaip centines koordinates ir ieškant *Euklidinio* atstumo iki jų. Jis pasižymėjo 82 % klasifikavimo tikslumu. Tai parodo sugebėjimą daugeliu atvejų atskirti blogėjančią kraujagyslių būklę.

Literatūros sąrašas

- [1] D. H. J. Thijssen, S. E. Carter, ir D. J. Green, „Arterial structure and function in vascular ageing : are you as old as your arteries ?“, t. 8, p. 2275–2284, 2016.
- [2] R. J. Widmer, L. O. Lerman, ir A. Lerman, „MicroRNAs : small molecule , big potential for coronary artery disease“, p. 1750–1752, 2016.
- [3] P. P. Goodney, A. W. Beck, ir J. Nagle, „National trends in lower extremity bypass surgery , endovascular interventions , and major amputations“, *YMVA*, t. 50, nr. 1, p. 54–60, 2019.
- [4] Žaneta Petrulionienė, „Aterosklerozė“, 2010. Prieiga per internetą: http://www.heart.lt/pagrindinis_meniu/ligos/ateroskleroze/3922/.
- [5] A. Antu ir N. Aleksynas, „Apatinės galūnės ūminės išemijos chirurginis gydymas“, nr. 7, p. 646–653, 2003.
- [6] V. Augustinienė, „Nutukimas ir diabetas“, Liet. diabeto Asoc. Tarptautinės diabeto Fed. narė, 2008.
- [7] Z. M. Arthurs, P. D. Bishop, L. E. Feiten, M. J. Eagleton, D. G. Clair, ir V. S. Kashyap, „Evaluation of peripheral atherosclerosis : A comparative analysis of angiography and intravascular ultrasound imaging“, *YMVA*, t. 51, nr. 4, p. 933–939, 2008.
- [8] C. Krueger, K. E. Thomenius, D. Adam, E. J. Sijbrands, J. Cate, ir S. B. Feinstein, „Contrast-Enhanced Ultrasound Imaging of the Vasa Vasorum“, *JCMG*, t. 3, nr. 7, p. 761–771, 2010.
- [9] M. A. Allison, W. R. Hiatt, A. T. Hirsch, J. R. Coll, ir M. H. Criqui, „A High Ankle-Brachial Index Is Associated With Increased Cardiovascular Disease Morbidity and Lower Quality of Life“, t. 51, nr. 13, 2008.
- [10] S. Kaddoura, „Ankle Brachial Pressure Index (ABPI) : An update for practitioners“, nr. December 2014, 2009.
- [11] M. Elgendi, „On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals“, nr. c, p. 14–25, 2012.
- [12] M. C. Baruch, D. E. R. Warburton, S. S. D. Bredin, A. Cote, D. W. Gerdt, ir C. M. Adkins, „Pulse Decomposition Analysis of the digital arterial pulse during hemorrhage simulation“, p. 1–15, 2011.
- [13] H. Shin ir S. D. Min, „Feasibility study for the non - invasive blood pressure estimation based on ppg morphology : normotensive subject study“, *Biomed. Eng. Online*, p. 1–14, 2017.
- [14] K. Pilt, R. Ferenets, K. Meigas, L. Lindberg, K. Temitski, ir M. Viigimaa, „New Photoplethysmographic Signal Analysis Algorithm for Arterial Stiffness Estimation“, t. 2013, p. 1–10, 2013.
- [15] S. Peskin ir J. Rowen, „In-Office Assessment with Pulse Wave Velocity (PWV) and Digital Pulse Analysis (DPA) Breakthrough in Clinical Cardiology “, nr. May, 2010.
- [16] E. Von Wowern, G. Östling, P. M. Nilsson, ir P. Olofsson, „Digital Photoplethysmography for Assessment of Arterial Stiffness : Repeatability and Comparison with Applanation Tonometry“, nr. Di, p. 1–19, 2015.
- [17] M. Elgendi, I. Norton, M. Brearley, D. Abbott, ir D. Schuurmans, „Detection of a and b waves in the acceleration photoplethysmogram“, p. 1–18, 2014.
- [18] L. A. Bortolotto, J. Blacher, T. Kondo, K. Takazawa, ir M. E. Safar, „Assessment of Vascular Aging and Atherosclerosis in Hypertensive Subjects: Second Derivative of Photoplethysmogram Versus Pulse Wave Velocity“, t. 7061, nr. January, p. 165–171, 2018.
- [19] Pulse Wave Technologies, 2019. Prieiga per internetą: <https://www.pulsewavetech.net>.
- [20] M. Elgendi, I. Norton, M. Brearley, D. Abbott, ir D. Schuurmans, „Detection of c, d, and e waves in the acceleration photoplethysmogram“, p. 1–18, 2014.
- [21] A. I. Cano, „Contributions to the measurement of electrical impedance for living tissue“, 2005.
- [22] T. For, T. H. E. Degree, O. F. Doctor, ir O. F. Philosophy, „Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring : Fundamental Steps towards Clinical Application by Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring : Fundamental Steps towards Clinical Application“, Chalmers university of technology, 2007.

- [23] J. Wang, „New Tetrapolar Method for Complex Bioimpedance Measurement : Theoretical Analysis and Circuit Realization“, nr. April 2014, p. 1–4, 2005.
- [24] G. Padula ir R. Irzman, „Impedance plethysmography as a tool for assessing exertion-related blood flow changes in the lower limbs in healthy subjects“, t. 47, p. 110–115, 2014.
- [25] E. Ma, S. Sadauskas, A. Naud, A. Unikauskas, ir E. Stankevi, „ScienceDirect Impedance plethysmography as an alternative method for the diagnosis of peripheral arterial disease“, t. 0, p. 10–15, 2014.
- [26] G. P. GD Jindal, SN Nerurkar, SA Pedhnekar, JP Babu, MD Kelkar, AK Deshpande, „Diagnosis of peripheral arterial occlusive diseases using impedance“, *J. Postgrad. Med.*, t. 36, p. 147–53, 1990.

Priedai

1 priedas. Impedanso pletizmografijos signalo apdorojimo pseudo algoritmas

Algoritmas

```
1 for tiriamojo_numeris = 1:imčių_skaičius
2   Randa_tiriamajo_identifikacijos_numerį;
3   Įkrauna_tiriamajo_duomenis;
4   Įrašo_tiriamajo_duomenis_i_struktūrą;
5 end
6 for tiriamojo_numeris = 1:imčių_skaičius
7   Įsikelia_tiriamajo_duomenis;
8   Atkerpa_nusistovėjusį_signalą;
9   Priskiria_duomenis_EKG_IPG_PPG_kintamiesiems;
10
11  Nufiltruoja_EKG_signalą_juostiniu_filtru(fca=5, fcv=45, langas=blackman);
12  Nustato_EKG_derivaciją;
13  Nufiltruoja_IPG_signalą_juostiniu_filtru(fca=0.5, fcv=10, langas=blackman);
14  Paverčia_IPM_i_LAID;
15  Panaikina_neigiamą_dedamąją;
16  Nufiltruoja_PPG_signalą_juostiniu_filtru(fca=0.5, fcv=10, langas=blackman);
17  Nukerpa_150_EKG_PPG_LAID_verčių_nuo_priekio_ir_galo;
18
19  if pikai_pagal_EKG == 1
20    Randa_EKG_pikų_indeksus;
21    Randa_pulso_sklidimo_laiką_iki_kojos;
22    Randa_LAID_pikus;
23    Nustato_LAID_signalų_ribų_indeksus;
24    Randa_PPG_pikus;
25    Nustato_PPG_signalų_ribų_indeksus;
26  else
27    Randa_PPG_pikų_indeksus;
28    Randa_pulso_sklidimo_laiką_nuo_LAID;
29    Nustato_PPG_signalų_ribų_indeksus
30    Randa_LAID_pikų_indeksus;
31    Nustato_LAID_signalų_ribų_indeksus
```

```

32  end
33
34  for i=1:LAIID_pikų_skaičius-2
35    Iškerpa_signalą_iš_nustatytų_ribų;
36    Patikrina_ar_signalas_atitinka_numatytus_kriterijus;
37    pIPG = Sudaro_signalo_ansamblį_pIPG;
38  end
39  for i=1:PPG_pikų_skaičius-2
40    Iškerpa_signalą_iš_nustatytų_ribų;
41    Patikrina_ar_signalas_atitinka_numatytus_kriterijus;
42    Sudaro_signalo_ansamblį_pPPG;
43  end
44
45  Aptinka_LAIID_sistolės_indeksą;
46  Aptinka_LAIID_sistolės_pradžios_indeksą;
47  Aptinka_LAIID_sistolės_pabaigos_indeksą;
48  Aptinka_LAIID_atspindžio_indeksą;
49  if sistolės_pabaigos_indeksą > ilgis(LAIID)*0.85
50    Pakitusi_forma=1;
51    Atspindžio_pabaigos_indeksas = sistolės_pabaigos_indeksas
52    sistolės_pabaigos_indeksas = 0;
53  else
54    Pakitusi_forma=0;
55    Aptinka_LAIID_atspindžio_indeksą;
56    Aptinka_LAIID_atspindžio_pabaigos_indeksą;
57  end
58
59  Sugeneruoja_antros_eilės_LAIID_išvestinę_Diff2;
60  Randa_A_bangos_indeksą;
61  Randa_B_bangos_indeksą;
62  if Pakitusi_forma==0
63
64  Patikrina_ar_signalo_pabaigos_indeksas_neviršyjo_signalo_ilgio_ir_jeigu_viršyjo_nustato_jo_ti
krają_vertę;
64    Randa_atspindžio_indeksą;

```

```
65 Patikrina_atspindžio_indeksą_lange;
66 Sulygina_Diff2_ir_LAID_atspindžio_indeksą;
67 Randa_E_bangos_indeksą;
68 Randa_D_bangos_indeksą;
69 Randa_C_bangos_indeksą;
70 if D_bangos_indeksas<B_bangos_indeksas
71     Randa_C_bangos_indeksą_pagal_išimtį;
72     Randa_D_bangos_indeksą_pagal_išimtį;
73 end
74 Randa_C1_bangos_indeksą_antru_metodu;
75 if C1>C || C1<C
76 else
77     Randa_E_bangos_indeksą_antru_metodu;
78     Randa_C_bangos_indeksą_antru_metodu;
79     Randa_D_bangos_indeksą_antru_metodu;
80     Randa_Atš_bangos_indeksą;
81
82 else
83     Randa_E_bangos_indeksą_pagal_išimtį;
84     Randa_C_bangos_indeksą_pagal_išimtį;
85     Randa_D_bangos_indeksą_pagal_išimtį;
86     Randa_Atš_bangos_indeksą;
87 end
88 Atstato_diff2_iš_LAID_i_IMP;
89 Randa_IPG_parametrus;
90 Randa_diff2_parametrus;
91 Priskiria_tiriamąjį_kategorijai;
92 Išsaugo_duomenis_struktūroje;
93 end
```

2 priedas. Papildomi rezultatų duomenys

15 lentelė. „Pirštas“ imties IPG ir PPG BC ir BD intervalų vertinimas

Intervalų pavadinimai	Mediana	Tarpkvartilinis plotis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai	
IPG_BC	48.75	8.288	44.089	52.377
IPG_BD	75.00	6.284	70.870	77.153
PPG_BC	49.38	1.221	49.103	50.323
PPG_BD	74.15	7.665	67.335	75.000

16 lentelė. „Pirštas“ imties duomenų statistinis vertinimas

Kojos IPG	Mediana	Tarpkvartilinis plotis	Skirstinio poslinkis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai		Standartinis nuokrypis	0 hipotezė atmesta	p vertė
DASI	0,403	0,176	-0,563	0,280	0,456	0,103	1	0,000
DPI	-0,004	0,179	-0,155	-0,074	0,105	0,101	0	0,618
EC	-0,989	0,113	0,164	-1,016	-0,903	0,080	1	0,000
AE	0,212	0,526	-0,727	-0,175	0,351	0,300	0	0,225
RBV	0,004	0,179	0,154	-0,105	0,074	0,102	0	0,614
Rae	0,211	0,094	0,442	0,201	0,295	0,084	1	0,000
Rasen	-1,415	0,332	0,683	-1,470	-1,138	0,229	1	0,000
Rasen2	-1,227	0,187	0,519	-1,281	-1,094	0,129	1	0,000
AI	1,209	0,401	-0,915	0,864	1,265	0,275	1	0,001
Chrest	0,144	0,017	-0,261	0,133	0,149	0,009	1	0,000
Piršto PPG								
DASI	0,335	0,037	-0,400	0,309	0,346	0,032	1	0,000
DPI	-0,170	0,165	1,328	-0,277	-0,112	0,173	1	0,012
EC	-1,295	0,135	0,638	-1,368	-1,234	0,100	1	0,000
AE	0,097	0,178	0,634	0,023	0,201	0,116	1	0,007
RBV	0,170	0,165	-1,328	0,112	0,277	0,173	1	0,012
Rae	0,363	0,116	0,723	0,327	0,443	0,082	1	0,000
Rasen	-1,915	0,397	0,324	-2,170	-1,773	0,366	1	0,000
Rasen2	-1,648	0,175	-0,339	-1,751	-1,575	0,141	1	0,000
AI	1,557	0,358	-0,697	1,424	1,782	0,326	1	0,000
Chrest	0,184	0,047	1,712	0,160	0,207	0,061	1	0,001

17 lentelė. Signalų automatinio ir vertintojų klasifikavimo rezultatai

Tiriamąjo ID	Automatinės klasifikacijos rezultatas	Vertintojai			
		Pirmas	Antras	Trečias	Atitikimas
'Id1J'	1	1	1	1	+
'Id2J'	1	1	1	1	+
'Id3J'	1	1	1	1	+
'Id4J'	1	1	1	1	+
'Id5J'	1	1	1	1	+

'ld6J'	1	1	1	1	+
'ld7J'	1	1	1	1	+
'ld9J'	1	2	2	2	-
'ld10J'	1	1	1	1	+
'ld11J'	1	1	1	1	+
'ld12J'	2	1	1	1	-
'ld13J'	1	1	1	1	+
'ld14J'	1	1	2	1	+
ld1S'	2	2	2	2	+
'ld2S'	1	1	1	1	+
'ld3S'	1	1	2	2	-
'ld4S'	2	2	2	2	+
'ld5S'	2	2	2	2	+
'ld6S'	2	2	1	1	-
'ld7S'	2	2	2	1	+
'ld8S'	2	1	1	1	-
'ld9S'	2	2	1	2	+
'ld10S'	2	1	2	2	+
'ld11S'	2	2	2	2	+
'ld12S'	2	2	1	2	+
'ld13S'	1	2	2	2	-
'ld1V'	2	2	2	2	+
'ld2V'	1	1	1	2	+
'ld3V'	2	2	2	2	+
'ld4V'	2	2	2	2	+
'ld5V'	2	2	2	2	+
'ld6V'	1	2	2	2	-
'ld7V'	1	1	1	1	+
'ld9V'	2	2	2	2	+
'ld10V'	2	2	2	2	+
'ld11V'	2	2	2	2	+
'ld12V'	2	2	2	2	+
'ld13V'	2	2	2	2	+
'ld14V'	2	2	2	2	+

18 lentelė. „Jaunų“ imties statistinio vertinimo rezultatai (pilna lentelė)

Parametrai	Mediana	Tarpkvartilinis plotis	Skirstinio poslinkis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai	Standartinis nuokrypis	Lillieforso testas	0 hipotezė atmesta	p vertė	Pasikliautinojo intervalo apatinis ir viršutinis rėžiai
DASI	0,378	0,069	-1,481	0,320 0,389	0,106	1	1	0,000	- -
DPI	0,043	0,167	0,469	-0,052 0,115	0,145	0	0	0,395	-0,052 0,123
EC	-0,965	0,162	0,296	-1,018 -0,857	0,100	0	1	0,000	-1,006 -0,886
AE	0,201	0,358	-1,321	-0,017 0,341	0,280	0	0	0,119	-0,039 0,299
RBV	-0,043	0,167	-0,468	-0,115 0,052	0,145	0	0	0,392	-0,124 0,052
Rae	0,235	0,102	-1,715	0,211 0,313	0,186	1	1	0,006	- -
Rasen	-1,317	0,258	2,667	-1,534 -1,276	0,493	1	1	0,000	- -
Rasen2	-1,240	0,220	0,591	-1,282 -1,062	0,227	0	1	0,000	-1,317 -1,043
AI	1,129	0,298	-2,355	0,941 1,239	0,336	1	1	0,000	- -
Chrest	0,142	0,023	-0,111	0,127 0,150	0,012	0	1	0,000	0,133 0,147

19 lentelė. „Vyresnio amžiaus“ imties statistinio vertinimo rezultatai (pilna lentelė)

Parametrai	Mediana	Tarpkvartilinis plotis	Skirstinio poslinkis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai	Standartinis nuokrypis	Lillieforso testas	0 hipotezė atmesta	p vertė	Pasikliautinojo intervalo apatinis ir viršutinis rėžiai
DASI	0,208	0,119	0,387	0,157 0,275	0,089	0	1	0,000	0,163 0,271
DPI	-0,008	0,192	0,031	-0,126 0,066	0,141	0	0	0,591	-0,107 0,064
EC	-1,128	0,218	-1,017	-1,241 -1,023	0,153	0	1	0,000	-1,229 -1,044
AE	-0,123	0,253	0,070	-0,238 0,015	0,243	0	0	0,090	-0,272 0,023
RBV	0,008	0,192	-0,031	-0,066 0,126	0,141	0	0	0,594	-0,064 0,107
Rae	0,306	0,344	0,214	0,116 0,460	0,227	0	1	0,001	0,156 0,430
Rasen	-1,436	0,845	0,380	-1,739 -0,895	0,530	0	1	0,000	-1,647 -1,006
Rasen2	-1,434	0,534	0,310	-1,698 -1,163	0,293	0	1	0,000	-1,606 -1,252
AI	1,111	0,446	-0,350	0,813 1,259	0,341	0	1	0,000	0,827 1,239
Chrest	0,140	0,025	2,621	0,132 0,157	0,047	1	1	0,000	- -

20 lentelė. „Jaunų vid“ imties statistinio vertinimo rezultatai (pilna lentelė)

Parametrai	Mediana	Tarpkvartilinis plotis	Skirstinio poslinkis	Apatinis ir viršutinis kvartiliai	Standartinis nuokrypis	Lillieforsso testas	0 hipotezė atmesta	p vertė	Pasikliautinojo intervalo apatinis ir viršutinis rėžiai
DASI	0,178	0,189	0,648	0,145 0,334	0,102	0	1	0,000	0,162 0,285
DPI	-0,071	0,077	-1,318	-0,124 -0,047	0,096	0	1	0,003	-0,157 -0,041
EC	-1,135	0,370	-0,245	-1,449 -1,079	0,219	0	1	0,000	-1,354 -1,088
AE	-0,292	0,506	0,406	-0,402 0,103	0,347	0	0	0,156	-0,355 0,064
RBV	0,071	0,077	1,319	0,047 0,124	0,096	0	1	0,003	0,041 0,157
Rae	0,231	0,105	0,509	0,170 0,275	0,083	0	1	0,000	0,175 0,276
Rasen	-1,326	0,450	-0,962	-1,546 -1,096	0,395	0	1	0,000	-1,638 -1,161
Rasen2	-1,451	0,349	0,003	-1,614 -1,265	0,228	0	1	0,000	-1,584 -1,309
AI	1,081	0,450	0,960	0,941 1,391	0,363	0	1	0,000	0,955 1,394
Chrest	0,162	0,041	-0,039	0,145 0,186	0,022	0	1	0,000	0,150 0,177

3 priedas: Tiriamųjų anamnezė

21 lentelė. IdxJ 20-30 amžiaus, IdxS 60-90 amžiaus tiriamųjų anamnezė

Tiriamąjo indeksas	Lytis	Amžius	Ūgis	Svoris	Diagnozuotos kraujagyslių ligos	Sportuoja
Id1J	M	26	155	56	Ne	Ne
Id2J	M	27	163	50	Ne	Ne
Id3J	M	23	173	65	Ne	Ne
Id4J	M	23	168	80	Ne	Ne
Id5J	M	27	168	62	Ne	Ne
Id6J	V	26	180	76	Ne	Taip
Id7J	V	24	185		Ne	Taip
Id9J	V	25	183	81	Ne	Taip
Id10J	V	24	182	87	Ne	Ne
Id11J	V	26	187	71	Ne	Ne
Id12J	V	24	177	87	Ne	Taip
Id13J	V	26	191	86	Ne	Ne
Id14J	V	23	190	82	Ne	Taip
Id1S	M	70	158	90	Ne	Ne
Id2S	M	60	163	53	Ne	Ne
Id3S	M	89	170	102	Ne	Ne
Id4S	M	98	156	62	Ne	Ne
Id5S	M	79	170	83	Ne	Ne
Id6S	M	76	151	60	Ne	Ne
Id7S	M	60	160	87	Ne	Ne
Id8S	M	62	167	55	Ne	Ne
Id9S	M	78	165	83	Taip	Ne
Id10S	M	61	162	70	Ne	Ne
Id11S	M	63	158	110	Ne	Ne
Id12S	V	74	172	93	Ne	Ne
Id13S	V	80	167	75	Ne	Ne

4 priedas: Darbo dalies pristatytos E2TA konferencijoje sertifikatas



certificate

this is to certify that

Mantas Mikulėnas

took part at the Conference

E²TA 2019

on the topic:

**Influence of Electrode Positioning on Impedance
Plethysmography Signal Quality**

Chairman of the Organizing Committee
Dean of the Faculty of Electrical and Electronics Engineering
Algimantas Valinevičius

A handwritten signature in blue ink, appearing to be 'M. Mikulėnas', located to the right of the text identifying the Chairman of the Organizing Committee.

16 May 2019
Kaunas

Kaunas University of Technology