

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

ROLANDAS GIRČYS

DĒVIMOS, REALAUS LAIKO
KRAUJOTAKOS PARAMETRŲ STEBĖJIMO
SISTEMOS SUDARYMAS IR TYRIMAS

Daktaro disertacija
Technologijos mokslai, Informatikos inžinerija (07T)

2016, Kaunas

UDK 004.031.43+612.13](043.3)

Disertacija rengta 2009–2016 metais Kauno technologijos universiteto Realaus laiko kompiuterių sistemų centre.

Disertacija ginama eksternu.

Mokslinis konsultantas:

Prof. dr. Egidijus KAZANAVIČIUS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, informatikos inžinerija – 07T).

Lietuvių kalbos redaktorė:

Eglė Girčienė

© R. Girčys, 2016

ISBN 978-609-02-1256-1

TURINYS

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS	5
LENTELIŲ SĄRAŠAS	9
TERMINŲ IR SANTRUMPŲ SĄRAŠAS	10
1. ĮVADAS	11
1.1. Tyrimo objektas	11
1.2. Tikslas ir uždaviniai	12
1.3. Tyrimų metodika	13
1.4. Mokslinis naujumas	13
1.5. Ginamieji teiginiai	13
1.6. Praktinė reikšmė	13
1.7. Darbo aprobavimas	13
1.7. Darbo struktūra	14
2. NEINVAZINIAI KRAUJOTAKOS PARAMETRŲ NUSTATYMO METODAI	15
2.1. Sisteminė kraujotaka ir jos parametrai	16
2.2. Neinvaziniai deformacijos ir soaudimo pulsinių bangų registravimo metodai	21
2.2.1. Neinvaziniai deformacijos pulsinių bangų registravimo metodai	21
2.2.2. Neinvaziniai spaudimo pulsinių bangų registravimo metodai	23
2.3. Fotopletizmografinio signalo analizė kraujotakos parametrams rasti	29
2.3.1. Fotopletizmografinio signalo analizė arterijos standumo įverčių reikšmėms rasti	29
2.3.2. Fotopletizmografinio signalo analizė kraujospūdžiui rasti	34
2.4. Fotopletizmografinio signalo paruošimas	39
2.4.1. Fotopletizmografinio signalo adaptyvaus filtravimo skaičiavimo resursų sąnaudos	39
2.4.2. Dėvimos, realaus laiko kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos energijos suvartojimas	46
2.5. Išvados	49
3. DĒVIMOS KRAUJOTAKOS PARAMETRŲ STEBĒJIMO SISTEMOS REALIZUOJAMI MATEMATINIAI MODELIAI IR JOS STRUKTŪRA	50
3.1. Deformacijos pulsinės bangos priekinio fronto ir kraujotakos parametrus siejantys matematiniai modeliai	51
3.1.1. Arterinį kraujospūdį ir pulsinės bangos priekinio fronto trukmę siejantis matematinis modelis	51
3.1.2. Arterinį kraujospūdį ir deformacijos priekinio fronto statumą siejantis matematinis modelis	55
3.1.3. Deformacijos pulsinės bangos sklidimo greitį ir jos priekinio fronto statumą siejantis matematinis modelis	57
3.1.4. Matematiųjų modelių kraujotakos parametrams skaičiuoti verifikavimas	59
3.1.4.1. Arterinį kraujospūdį ir pusinės bangos priekinio fronto trukmę siejiančio matematinio modelio verifikavimas	61

3.1.4.2. Arterinį kraujospūdį ir deformacijos pulsinės bangos priekinio fronto statumą siejančio matematinio modelio verifikavimas	63
3.1.4.3. Deformacijos pulsinės bangos sklidimo greitį ir jos priekinio fronto statumą siejančio matematinio modelio verifikavimas	67
3.2. Deformacijos pulsinės bangos pradžios taško nustatymo būdai	69
3.2.1. Arterinės pulsinės bangos pradžios taško nustatymo būdų atsparumo triukšmui vertinimas	73
3.3. Triukšmui atsparios fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės sudarymas ir tyrimas	81
3.3.1. Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės atsparumo triukšmui tyrimas	84
3.4. Dėvima kraujotakos parametrų stebėjimo sistema su triukšmui atsparia fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posisteme	86
3.4.1. Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės suvartojamos energijos tyrimas	92
3.4.2. Sudarytų matematinių modelių įtakos tyrimas dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos vartojamai energijai	95
3.5. Išvados	97
4. ARTERINIO KRAUJOSPŪDŽIO IR PULSINĖS BANGOS SKLIDIMO GREIČIO SKAIČIAVIMO METODŲ EKSPERIMENTINIS TYRIMAS	97
4.1. Eksperimentui atlikti naudota įranga	97
4.1.1. Eksperimentui naudoto dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos prototipo fotopletizmografinio signalo įvesties posistemė	98
4.1.2. Dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos prototipo programinė įranga	101
4.2. Arterinio kraujospūdžio ir deformacijos pulsinės bangos sklidimo greičio skaičiavimo metodų eksperimentinis tyrimas	102
IŠVADOS	109
LITERATŪRA	110
PUBLIKACIJŲ SĄRAŠAS	115
PRIEDAI	115

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

2.1 pav.	Arterinės kraujotakos sistema (a): KP – kairysis prieširdis; DP – dešinysis prieširdis; KS – kairysis skilvelis; DS – dešinysis skilvelis; SPB – spaudimo pulsinė banga; DPB – deformacijos pulsinė banga; PP – periferinis pasipriešinimas. Kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistema (b).....	16
2.2 pav.	Širdies ir arterinės sistemos sąveikos metu atsiranda DPB (a), kurios forma neša informaciją apie arterinės sistemos būklę. Atlikus DPB analizę gaunamos centrinės kraujotakos būklę nusakančių parametrų reikšmės (b).....	18
2.3 pav.	Fotopletizmografinis jutiklis ir jo veikimo principas.....	22
2.4 pav.	Netiesioginiai kraujospūdžio registravimo metodai: auskultacinis ir oscilometrinis.....	24
2.5 pav.	Oscilometrinių metodą realizuojančių, dėvimų kraujotakos parametrų stebėjimo sistemų pavyzdžiai.....	25
2.6 pav.	Tonometrinis registravimo principas.....	26
2.7 pav.	Tonometrinis metodas yra realizuotas rinkoje esančiame laikrodžio tipo kraujospūdžio registravimo įrenginyje BPro.....	27
2.8 pav.	Tūrio kompensavimo metodas.....	27
2.9 pav.	Tūrio kompensavimo metodą realizuojanti SPB matavimo sistema Finapres Nova.....	28
2.10 pav.	FPGS formą apibrėžiantys amplitudiniai – laikiniai parametrai.....	29
2.11 pav.	Sisteminės arterinės kraujotakos modelis.....	30
2.12 pav.	Arterinės sistemos keturių elementų elektrinis Windkessel modelis.....	31
2.13 pav.	Pulsinės bangos sklidimo laiko nustatymas.....	33
2.14 pav.	FPGS antros išvestinės kreivė.....	35
2.15 pav.	FPGS formos charakteringi taškai (a) ir FPGS analizei skirtas dviejų sluoksnių neuroninis tinklas (b).....	35
2.16 pav.	FPGS vėlinimo laiko T_{PB} nustatymas: laikas T_{PB} randamas skaičiuojant vėlinimą tarp fonokardiogramos viršūnės SI ir FPGS maksimalios reikšmės.....	38
2.17 pav.	Laikrodžio tipo dėvima kraujospūdžio ir širdies ritmo registravimo sistema Infra-V Smart Watch.....	39
2.18 pav.	Operacijų kiekis vienai filtro išvesties reikšmei rasti (filtro eilė $L=64$) ir srovės suvartojimas naudojant skirtingus filtravimo metodus.....	46
2.19 pav.	Dėvimų kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemų struktūra.....	47
2.20 pav.	Dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemos posisteminių energijos suvartojimo diagrama.....	49
3.1 pav.	Arterinės sistemos įvestyje veikianti spaudimo pulsinė banga (SPB).....	52
3.2 pav.	Dėvimos sistemos registruojamą signalą – deformacijos pulsinę bangą (DPB) – generuojanti sistema.....	60

- 3.3 pav.** Kraujo debito pulsinės bangos (a) (1.1.1 pried.), *Windkessel* arterinės sistemos modelis (b), spaudimo pulsinės bangos (c) (1.1.2 pried.).....60
- 3.4 pav.** Spaudimo pulsinės bangos (a), arterinės sienelės „spaudimas – deformacija“ perdavimo funkcija (b), deformacijos (skersmens kitimo) pulsinės bangos (c).....61
- 3.5 pav.** Spaudimo pulsinės bangos. Keičiantis kardiociklo trukmei $T_{kard,i}$ keičiasi SPB priekinio fronto trukmė τ_i . (1.4 pried.).....62
- 3.6 pav.** Spaudimo reikšmės P_2 paskaičiuotos naudojant *autoriaus sudarytą modelį* (3.23), o reikšmės P_1 paskaičiuotos naudojant žinomą išraišką (3.49) (a). Reikšmių P_{1-n} ir P_{2-n} kitimo trajektorijos identiškos (b). Reikšmės P_1 ir P_2 skiriasi pastoviu daugikliu A (c).....62
- 3.7 pav.** Spaudimo pulsinių bangų $P_1(t)$ gautų naudojant (3.49) modelį ir *Windkessel* modelį $P_3(t)$ priekinių frontų trukmės skiriasi $\Delta t_1 \neq \Delta t_3$ (a). Keičiantis kardiociklo trukmei $T_{kard,i}$ keičiasi priekinio fronto trukmės Δt_{3i} (b).....63
- 3.8 pav.** Spaudimo pulsinės bangos $P_{3,i}(t)$ esant pastoviam kardiociklo periodui $T_{kad} = Const.$: a – keičiantis kraujospūdžiui, priekinio fronto trukmė $\Delta t_i = Const$; b – normuotos pulsinės bangos $P_{3n,i}(t)$; c – keičiantis spaudimui, keičiasi priekinio fronto trajektorijos.....64
- 3.9 pav.** Spaudimo ir deformacijos pulsinių bangų priekinio fronto statumai: a – SPB priekinio fronto statumo reikšmės; b – DPB priekinio fronto statumo reikšmės c – normalizuotos SPB (·) ir DPB (o) priekinio fronto reikšmės.....65
- 3.10 pav.** Spaudimo reikšmės $P_3(i)$, gautos naudojant *Windkessel* modelį, ir $P_4(i)$, paskaičiuotos naudojant autoriaus sukurtą modelį (a). Reikšmių $P_{3n}(i)$ ir $P_{4n}(i)$ trajektorijų forma skirtinga, tačiau jos kinta tuo pačiu dėsnio (b).....65
- 3.11 pav.** Spaudimo reikšmių $P_3(i)$ gautų naudojant *Windkessel* modelį ir reikšmių $P_4(i)$ gautų naudojant *autoriaus sukurtą modelį* palyginimas: a – $P_3(i)$ ir $P_4(i)$ trajektorijų kitimo kryptys sutampa; b – $P_3(i)$ ir $P_4(i)$ palygintos pagal Bland-Altman metodą.....66
- 3.12 pav.** DPB greitis $v_x(i)$ (a) ir DPB priekinio fronto statumas $\varphi(i)$ (b).....67
- 3.13 pav.** Arterinės sienelės svyravimo greičio $v_r(p)$ ir DPB sklidimo greičio $v_x(p)$ reikšmių kitimas keičiantis sistoliniam kraujospūdžiui (a). Normuotų $v_r(p)$ ir $v_x(p)$ reikšmių $v_{rn}(p)$ ir $v_{xn}(p)$ kitimo trajektorijos identiškos (b). Kintančios santykio $v_{rn}(p)/v_{xn}(p)$ reikšmės rodo, kad nėra tiesinės priklausomybės tarp $v_r(p)$ ir $v_x(p)$ (c).....68
- 3.14 pav.** Išilgai arterijos sklindančios DPB greičio $v_x(i)$ ir arterijos sienelės svyravimo greičio $v_r(i)$ reikšmės veikiant sinuso dėsnio kintančiam kraujospūdžiui kraujospūdžiui intervale $14\text{kPa} \leq P_3(i) \leq 24\text{kPa}$68
- 3.15 pav.** Išilgai arterijos sklindančios DPB greičio $v_x(i)$ ir arterijos sienelės svyravimo greičio $v_r(i)$ reikšmės veikiant atsitiktinėms kraujospūdžio reikšmėms ($\text{m/s} \times 10^{-2}$).....69
- 3.16 pav.** Arterinė pulsinė banga ir jos pradžia.....70

3.17 pav. Arterinė pulsinė banga su atspindžio bangele (a), arterinė pulsinė banga be atspindžio bangelės (b), padidintas arterinės pulsinės bangos papėdės intervalas (c).....	70
3.18 pav. FPGS pirma išvestinė (a), FPGS antra išvestinė (b), elektrokardiograma (c), FPGS antros išvestinės maksimumas atitinka DPB pradžią (d).....	71
3.19 pav. Elektrokardiograma (a), FPGS pirma išvestinė (b). DPB pradžia yra tiesių išvestų per FPGS galinį ir priekinį frontą sankirtoje (c).....	71
3.20 pav. Elektrokardiograma (a), FPGS pirma išvestinė (b), nustatomas paieškos intervalas (c), FPGS papėdės minimumas atitinka DPB pradžią (d).....	72
3.21 pav. Elektrokardiograma (a), FPGS pirma išvestinė (b), DPB pradžia tai pagrindo tiesės ir FPGS priekinio fronto liestinės susikirtimo taškas.....	72
3.22 pav. Paklaidų išsibarstymas esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b).....	77
3.23 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB su atitinkamu SNR_k	77
3.24 pav. Paklaidų išsibarstymas esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b).....	78
3.25 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB su atitinkamu SNR_k	78
3.26 pav. Paklaidų išsibarstymas esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b).....	79
3.27 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB seką su atitinkamu SNR_k	79
3.28 pav. Paklaidų išsibarstymas esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b).....	80
3.29 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB seką su atitinkamu SNR_k	80
3.30 pav. Fotopletizmografinio jutiklio struktūra.....	83
3.31 pav. T_L trukmės kodinės sekos išspinduliuojamos su periodu T_d . E – šviesos srauto intensyvumas, T_L – impulso plotis, T_d – impulso periodas.....	83
3.32 pav. T_{imp} periodu išspinduliuojami $E[i]$ amplitudės impulsai.....	83
3.33 pav. Paklaidų err reikšmės kai $SNR=0dB$	85
3.34 pav. Vertinant siūlomo metodo efektyvumą buvo skaičiuojamos paklaidos reikšmių err standartinis nuokrypis $std(err)$ esant skirtingo lygio triukšmui (a), o taip pat koreliacijos reikšmės $corr$ tarp FPGS ir $FPGS$..	85
3.35 pav. Įprastinio FPGJ išvesties signalo reikšmės (a) ir siūlomo FPGJ išvesties signalo reikšmės esant $SNR=0dB$	85
3.36 pav. Dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemos su triukšmui atsparia fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės struktūra.....	87
3.37 pav. Fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės siūstuvo struktūra.....	88
3.38 pav. Pjūklinės įtampos generatoriaus periodinio ir aperiodinio generavimo režimų laikinės diagramos.....	89
3.39 pav. Pjūklinės įtampos generatoriaus išvesties dažnio valdymas įtampa.....	89

3.40 pav.	Pjūklinės įtampos generatoriaus išvesties amplitudės valdymas įtampa...	90
3.41 pav.	Fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės imtuvo struktūra.....	91
3.42 pav.	DKPSS įvesties posistemės darbo režimo nustatymas.....	91
3.43 pav.	FPGS įvesties ir analizės laiko intervalų diagrama: a – FPGS apdorojimo intervalai T_{IV} kai <i>naudojami autorius sukurtais metodai</i> ; b – esamais metodais apdorojamas visas T_{SR}	95
4.1 pav.	Vykdamas projektą BIATech sukurtas DKPSS prototipas kurį sudaro: WiFi duomenų perdavimo įrenginys, STM32373 įrankių rinkinys su integruotu kardiografu, FPGS įvesties posistemė (a). DKPSS darbo metu kompiuterio ekrane vaizduojamos kraujotakos parametrų reikšmės: fotopletizmograma, kraujospūdis, PBSL, širdies ritmas (b).....	98
4.2 pav.	Eksperimento metu naudoto fotopletizmografo struktūrinė schema: a – jutiklio komponentai ir jų padėtis virš piršto; b – fotopletizmografinio signalo registravimo ir apdorojimo sistema.....	98
4.3 pav.	DKPSS su nuolatinės dedamosios sekimo ir kompensavimo įvesties posisteme struktūrinė schema.....	99
4.4 pav.	BIR aukšto dažnio filtro dažninė ir fazinė charakteristikos.....	99
4.5 pav.	Nuolatinės dedamosios sekimo sistemos funkcionavimo algoritmas (a). FPGS reikšmių kaupimo procesoriaus vidinėje atmintyje ir perdavimo į bevielio ryšio įrenginį programa (b).....	100
4.6 pav.	Sistemos, sukuriančios būsto išmaniają aplinką, kraujotakos parametrų nustatymo dalis.....	101
4.7 pav.	Duomenų surinkimo, apdorojimo ir atvaizdavimo algoritmas.....	102
4.8 pav.	Eksperimentinio tyrimo metu buvo naudojamas veloergonometras KETTLER, pusiau automatinis kraujospūdžio matavimo įrenginys OMRON ir sukurtas DKPSS prototipas.....	103
4.9 pav.	Pulsinės bangos sklidimo laiko radimo principas: $PBSL = t_2 - t_1$	104
4.10 pav.	Tipinės, tyrimo metu gaunamos, sistolinio kraujospūdžio (p_i laužtė) ir FPGS priekinio fronto statumo γ_{max_i} kreivės.....	105
4.11 pav.	Standartiniu prietaisu išmatuotų (punktyrinė linija), pasiūlytu metodu paskaičiuotų (kreivė) sistolinių reikšmių grafikai. Paskaičiuotos sistolinio kraujospūdžio reikšmės aproksimuotos taikant mažiausių kvadratų metodą $y_i(j)$ (stora laužtės linija).....	106
4.12 pav.	Tipinės, eksperimento metu gaunamos PBSL sklidimo laiko (a) ir DPB priekinio fronto statumo $\varphi(n)$ kreivės.....	107

LENTELIŲ SĄRAŠAS

2.1 lentelė. Arterijos standumo įverčiai kurių reikšmės randamos registruojant SPB ir DPB.....	20
2.2 lentelė. Neinvazinių DPB registravimo metodų palyginimas.....	23
2.3 lentelė. Arterinio kraujospūdžio registravimo metodų palyginimas.....	28
2.4 lentelė. Kraujotakos parametrų elektriniai analogai.....	31
2.5 lentelė. Adaptyvaus RIR filtro koeficientų skaičiavimo MKM metodu algoritmas ir operacijų sudėtingumas.....	40
2.6 lentelė. Adaptyvaus RIR filtro koeficientų skaičiavimo RMKM metodu algoritmas ir operacijų sudėtingumas.....	41
2.7 lentelė. Adaptyvaus Vinerio filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir operacijų sudėtingumas.....	42
2.8 lentelė. Kalmano filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir jo sudėtingumas.....	44
2.9 lentelė. Greitas nepriklausomų komponentų filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir jo sudėtingumas.....	45
3.1 lentelė. Triukšmo signalo reikšmių dispersija.....	76
3.2 lentelė. Santykio signalas – triukšmas reikšmės.....	76
4.1 lentelė. Modeliavimo ir eksperimento metu gauto DPB priekinio fronto statumo reikšmės esant skirtingam kraujospūdžiui.....	105
4.2 lentelė. Atitikimas tarp išmatuotų (p_i) ir aproksimuotų (y_i) sistolinio kraujospūdžio reikšmių. $ \overline{\Delta} $ absoliutinis skirtumų vidurkis $\min(\overline{\Delta}_i) \leq \overline{\Delta} \leq \max(\overline{\Delta}_i)$; $s.d_\Delta$ – skirtumų standartinis nuokrypis, $\min(s.d_{\Delta_i}) \leq s.d_\Delta \leq \max(s.d_{\Delta_i})$	107
4.3 lentelė. Normalizuotų $PBSL(n)$ ir $\varphi(n)$ reikšmių palyginimas.....	108

TERMINŲ IR SANTRUMPŲ SĄRAŠAS

Diastolė – širdies raumens relaksacijos laikas.

Hemodinaminiai parametrai – tai parametrai aprašantys kraujotakos sistemos mechanines charakteristikas.

Kardiociklas – laikas apimantis sistolę ir diastolę.

Neokluzyvinis metodas – kraujospūdžio matavimo metodas nereikalaujantis išorinio mechaninio poveikio (pavyzdžiui pripučiamos rankovės).

Pletizmografas – (*gr. plethysmos* – padidėjimas + ...grafas) prietaisas pulsinio tūrio kitimui užrašyti.

Spaudimo pulsinė banga – spaudimo arterijoje kitimas kardiociklo metu.

Sistolė – širdies raumens susitraukimo laikas.

- ASK – analoginis – skaitmeninis keitiklis.
- APB – arterinė pulsinė banga (spaudimo ir deformacijos pulsinių bangų bendras pavadinimas).
- APU – aparatinės pertraukties užklausa (*angl. interrupt request*).
- BIR – begalinės impulsinės reakcijos filtras.
- BKG – balistokardiograma.
- DAKS – diastolinis arterinis kraujospūdis.
- DKPSS – dėvima kraujotakos parametrų stebėjimo sistema.
- DPB – deformacijos pulsinė banga.
- EKG – elektrokardiograma.
- FPGS – fotopletizmografinis signalas.
- FSIŲ – fotopletizmografinio signalo įvesties posistemė.
- KTE – „Kaiser–Teager” energija.
- PAKS – pulsinis arterinis kraujospūdis.
- PBSL – pulsinės bangos sklidimo laikas.
- PBG – pulsinės bangos greitis.
- PDž – perėjimų per nulinės reikšmės liniją dažnis.
- PP – arterinės sistemos periferinis pasipriešinimas.
- RIR – ribotos impulsinės reakcijos filtras.
- SAK – skaitmeninis – analoginis keitiklis.
- SAKS – sistolinis arterinis kraujospūdis.
- SKM – skystų kristalų monitorius.
- SPB – spaudimo pulsinė banga.
- SPI – santykinis SAKS padidėjimo indeksas.
- ST – smūginis tūris (*angl. Stroke Volume*).
- ŠR – širdies ritmas – dūžių skaičius per minutę.
- LAIK – laikmatis (*angl. timer*).
- VAKS – vidutinis arterinis kraujospūdis.
- 24v/7d – 24 valandas per parą, 7 dienas per savaitę.

1. ĮVADAS

Pasaulyje dažniausiai mirštama nuo širdies ir kraujagyslių ligų. Pasaulinės sveikatos organizacijos (PSO) duomenimis (WHO, 2015), mirtingumas nuo širdies kraujagyslių ligų 2005 – 2015 metais sudarė 56% viso pasaulio mirčių skaičiaus. Kita vertus, pasaulyje stebimas gyvenimo trukmės ilgėjimas, dėl ko spartėja vyresnio amžius žmonių grupės augimas, lyginant su kitomis amžiaus grupėmis. Siekiant išlaikyti stabilias sveikatos priežiūros kainas, vis dažniau taikomas namų gydymas ir vis daugiau dėmesio skiriama ligų prevencijai. Tai rodo, jog svarbu kurti naujus prietaisus ir metodus, skirtus nenutrūkstamam, kraujotakos parametrų stebėjimui kasdienės veiklos metu, bei ieškoti naujų patikimų požymių kraujotakos sutrikimų prognozei.

Tiriamos problemos pagrindimas. Neinvaziniai kraujotakos tyrimo metodai, tokie kaip magnetinis rezonansas, ultragarsiniai, impedancinė kardiografija, naudojami tik klinikinėje praktikoje, nes prietaisai realizuojantys šiuos metodus yra brangūs, sudėtingi ir didesne dalimi sprendžia diagnostikos klausimus. Daugelyje ambulatorinei praktikai skirtų komercinių prietaisų realizuoti auskultacinis bei tonometrinius metodus. Tai neinvaziniai–okluzyviniai metodai, kurių pagrindiniai trūkumai šie:

1) metodui realizuoti reikalingas išorinis poveikis į kraujagyslės segmentą. Tam dažniausiai pasirenkama pripučiamą rankovę, todėl fiksuojamos tik momentinės reikšmės, o registravimo periodas siekia kelias dešimtis sekundžių;

2) jis netinka ilgalaikiam stebėjimui, nes dėl nuolatinio išorinio poveikio traumuojami minkštieji audiniai, tiriamajam sukeliama diskomfortas.

Šiuo metu žinomus neokluzyvinius kraujotakos parametrų nustatymo metodus galima suskirstyti į: 1) metodus, kuriems realizuoti registruojami du procesai (dažniausiai elektrokardiograma ir arterinė pulsinė banga), 2) metodus, kuriems realizuoti registruojamas vienas procesas – arterinė pulsinė banga.

Pirmosios grupės metodų pagrindinis trūkumas – būtinybė registruoti du signalus. Dviejų jutiklių išvesties analoginių signalų keitimui skaitmeniniais reikia dviejų ASK arba papildomos aparatūros dviejų kanalų ASK realizavimui. Taip pat reikalingi papildomi skaičiavimo resursai, realaus laiko skaitmeniniam dviejų signalų paruošimui (*angl.* signal preprocessing). Dviejų jutiklių naudojimas sąlygoja ir papildomus apribojimus: registravimo vietos parinkimą bei jų įkomponavimą į kasdienės veiklos metu dėvimą prietaisą (laikrodį, apyrankę ar pan.).

Antrosios grupės metodų pagrindinis trūkumas – jiems realizuoti reikalingas skaičiavimo resursų kiekis per didelis, kad jie galėtų būti realizuojami dėvimuose prietaisuose. Šie ir kiti aspektai skatina naujų sprendimų ieškojimą ir vystymą.

1.1. Tyrimo objektas

Šiame darbe nagrinėjamos neinvazinės kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo metodai.

Šių sistemų veikimas grindžiamas skaitmeniniu fiziologinių signalų apdorojimu, kurio metu gauti signalo parametrai naudojami matematinuose modeliuose, skirtuose kraujotakos parametrams skaičiuoti.

Arterijos tūrio, skersmens arba arterinio spaudimo kitimas (fiziologinis signalas) kardiociklo (laikas tarp dviejų širdies susitraukimų) metu, vadinamas arterine pulsine banga (APB). Ši banga formuojasi širdies ir arterinės sistemos sąveikoje, todėl jos parametrai (tiek laiko, tiek dažnio srityse) atspindi arterinės sistemos būklę, o priklausomybę, tarp APB parametrų ir hemodinaminių procesų, aprašo fizikiniai – matematiniai modeliai. APB parametrams rasti naudojamas skaitmeninis registruojamo signalo apdorojimas.

Pagrindinė problema su kuria susiduriama kuriant nenutrūkstamam 24v/7d kraujotakos parametrų stebėjimui skirtas, kasdienės veiklos metu dėvimas, sistemas – *riboti skaičiavimo ir energijos resursai*. Tokios sistemos (laikrodis, apyrankė akiniai ir kt.) atlieka ne tik funkcinę, bet ir estetinę paskirtį, todėl sistemos dydis riboja energijos ir skaičiavimo resursų išteklius, kurie gali būti naudojami sistemos funkcijai realizuoti.

Šiandien rinka pristato įterptinėms sistemoms skirtus našius signalų apdorojimo procesorius ir didelę skiriamąją gebą bei diskretizavimo dažnį turinčius analoginius–skaitmeninius keitiklius. Analoginio signalo keitimui į skaitmeninį ir skaitmeninio signalo apdorojimui sunaudojama didžioji visos sistemos skaičiavimo ir energijos resursų dalis. Tai ženkliai mažina nenutrūkstamo kraujotakos parametrų stebėjimo laiką, todėl reikalingi nauji sprendimai, suteikiantys galimybę realizuoti kasdienės veiklos metu dėvimas, nenutrūkstamio 24v/7d arterinės sistemos būklės stebėjimo sistemas. Tokie sprendimai apima: 1) APB parametrų, kurių reikšmėms skaičiuoti reikia mažiau skaičiavimo resursų nei dabar naudojamų parametrų reikšmėms rasti, paiešką 2) APB ir kraujotakos parametrus siejančių matematinių – fizikinių modelių sukūrimą, 3) atsparių triukšmui analoginio signalo įvesties posistemų nenaudojančių ASK sukūrimą, 4) triukšmui atsparių metodų APB parametrų reikšmėms rasti sukūrimą.

Minėtų uždavinių sprendimai glaudžiai susiję su dėvimų kraujotakos stebėjimo sistemų sukūrimu, tačiau jie gali būti panaudoti ne tik medicinoje, bet ir kitose srityse.

1.2. Tikslas ir uždaviniai

Darbo tikslas arterinės pulsinės bangos analizės metodų, skirtų kraujotakos parametrams skaičiuoti, ir realaus laiko nenutrūkstamo 24/7 kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos su triukšmui atsparia signalo įvesties posisteme sudarymas ir tyrimas.

Sprendžiami uždaviniai:

1. Atlikti neinvazinių kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemų apžvalgą ir analizę.
2. Sukurti matematinius modelius, siejančius kraujotakos ir APB priekinio fronto parametrus.
3. Sukurti triukšmui atsparius būdus APB priekinio fronto parametrų reikšmėms rasti.
4. Sukurti triukšmui atsparios, energiją taupiai eikvojančios signalo įvesties posistemės struktūrą ir funkcionavimo algoritmą.
5. Sukurti dėvimos, realaus laiko kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemos struktūrinį modelį.

1.3 Tyrimų metodika

Kraujotakos parametrų skaičiavimo metodų eksperimentiniam verifikavimui atliekamas veloergonometrinis testas (fizinio krūvio mėginys), kurio metu registruojama fotopletizmograma, elektrokardiograma ir kraujospūdis.

1.4. Mokslinis naujumas

1. Sukurti matematiniai modeliai, siejantys APB priekinio fronto statumą su jos sklidimo greičiu ir arteriniu kraujospūdžiu.
2. Pasiūlytas naujas APB pradžios taško nustatymo būdas, kurį taikant gaunamos tikslesnės rezultatų reikšmės ir mažesnis jų išsibarstymas nei taikant žinomus metodus.
3. Pasiūlyta nauja, triukšmui atspari, fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės struktūra.

1.5. Ginamieji teiginiai

1. Deformacijos pulsinės bangos priekinio fronto statusas koreliuoja su jos sklidimo greičiu ir kraujospūdžiu.
2. Analizuojant tik priekinį APB frontą, kraujotakos parametrų reikšmėms rasti, sumažėja energijos sąnaudos.
3. Fotopletizmografinio jutiklio naudojamas optiniu Barkerio kodu moduluotas šviesos srautas leidžia ženkliai sumažinti triukšmo lygį jutiklio išvesties signale ir atsisakyti nenutrūkstamo, skaitmeninio signalo filtravimo, dėl ko sumažinamas dėvimos sistemos energijos suvartojimas.
4. Analoginį – skaitmeninį keitiklį pakeitus keitikliu „šviesos srautas – laikas“ sumažinamas dėvimos sistemos energijos suvartojimas.
5. Tiesėmis aproksimuojant arterinės pulsinės bangos papėdę ženkliai sumažinama triukšmo įtaka APB pradžios nustatymo rezultatams.

1.6. Praktinė reikšmė

Fotopletizmografiniam periferinės kraujotakos registravimo metodui galima naudoti šiuolaikinius puslaidininkinius šviesos šaltinius ir jutiklius, kurie yra saugūs, maži ir ekonomiški. Toks metodas geriausiai atitinka reikalavimus keliamus prietaisams, skirtiems naudoti ambulatorinėmis ir namų sąlygomis.

Šiame darbe sukurtos arterinės pulsinės bangos priekinio fronto analizės metodai bei moduluotos šviesos srauto fotopletizmografinis jutiklis suteikia platesnes galimybes dėvimose sistemose racionaliau naudoti tokius kritinius resursus kaip energijos suvartojimas ir skaičiavimo resursai.

1.7. Darbo aprobavimas

Darbo rezultatai pritaikyti būsto išmaniosios aplinkos kūrimo programinėje įrangoje, sukurtoje pagal projektą „Būsto išmaniosios aplinkos tyrimai ir intelektualių technologijų kūrimas – BIATech“ VP1-3.1-ŠMM-10-V-02-020.

Darbo rezultatai pritaikyti įgyvendinant projektą pagal VP2-1.3-ŪM-05-K priemonę „INOČEKIAI LT“ „Taikomųjų sąsajų žmogus – mašina kūrimas ir tyrimai taikant skaitinio intelekto metodus“.

Disertacijos darbo tema paskelbtos publikacijos:

1. Girčys, R., Liutkevičius, A., Vrubliauskas, A., & Kazanavičius, E. (2015) Blood pressure estimation according to photoplethysmographic signal steepness. *Information technology and control*, 44(4), p. 443-450.
2. Girčys, R., Kazanavičius, E., Vrubliauskas, A., & Liutkevičius, A. (2014). Movement artefact resistant photoplethysmographic probe. *Electronics and Electrical Engineering*, 20(3), 73-76.
3. Girčys, R., Kazanavičius, E., Obcarskas, L. (2013) Arterial pulse transit time evaluation by peripheral pulse wave measurement. *Journal of measurements in engineering*, 1(1), p. 52-58.
4. Kazanavičius, E., Girčys, R., Vrubliauskas, A., & Lugin, S. (2005) Mathematical methods for determining the foot point of the arterial pulse wave and evaluation of proposed methods. *Information technology and control*, 34(1), p. 29-36.
5. Girčys, R., Kazanavičius, E., Lugin, S., & Vrubliauskas, A. Mathematical model of the aortic root pressure waveform as an input function of the arterial system. *Mechanika*, 2(46), p. 42-45.

1.7. Darbo struktūra

Disertacinis darbas susideda iš įvado, keturių skyrių, disertacijos išvadų, literatūros sąrašo ir priedų. Bendra disertacijos apimtis – 116 puslapių kuriuose yra pateikti 75 paveikslai, 14 lentelių ir 77 literatūros šaltinių sąrašas.

Darbo turinys. Įvade pagrindžiama tiriamoji problema, apibrėžiamas darbo aktualumas, tikslas, uždaviniai, darbo naujumas ir jo reikšmė. Pateikiami disertacijos ginamieji teiginiai.

Neinvasinio spaudimo ir deformacijos pulsinių bangų registravimo bei kraujotakos parametrų skaičiavimo metodų apžvalga ir analizė pristatoma **antrame skyriuje**.

Dėvimose 24v/7d realaus laiko sistemose, kraujotakos parametrų skaičiavimas atliekamas apdorojant visas į kardiociklą patenkančias reikšmes. Tai neracionalu skaičiavimo resursų (o tuo pačiu ir energijos suvartojimo) požiūriu. Todėl reikalingi matematiniai – fizikiniai modeliai, kurie sieja norimus stebėti kraujotakos parametrus su mažesniosios arterinės pulsinės bangos dalies – priekinio fronto parametrais.

Trečio skyriaus pirmame poskyryje pristatomi autoriaus sudaryti matematiniai – fizikiniai modeliai, siejantys arterinės pulsinės bangos priekinio fronto ir kraujotakos parametrus.

Dėvimose 24v/7d realaus laiko sistemose įdiegus autoriaus siūlomus matematinius modelius gaunamas sutaupoma daug energijos, nes priekinio fronto trukmė sudaro ne daugiau kaip 1/5 visos pulsinės bangos, o likusias 4/5 kardiociklo dalis sistema gali būti „miego“ būsenoje. Sumažėja apdorojamų duomenų kiekis, dėl ko gali būti naudojamas mažesnės vidinės atminties procesorius, o taip pat parinktas mažesnis procesoriaus taktinis dažnis. Kadangi APB priekinis frontas yra greičiausiai kintanti analizuojamo signalo dalis, tai ji mažiausiai įtakojama triukšmo, todėl tampa paprastesnis signalo paruošimo analizei uždavinys.

Autoriaus sukurti matematiniai modeliai skirti APB priekinio fronto analizei, todėl svarbus APB pradžios nustatymo uždavinys.

Trečio skyriaus antrame poskyryje pristatomi fotopletizmografinio signalo (FPGS) pradžios taško nustatymo metodai yra realizuojami DKPSS skaitmeninės informacijos apdorojimo posistemėje. Atlikta triukšmo įtakos rezultatų tikslumui ir glaudumui analizė.

Trečio skyriaus trečiame poskyryje aprašyta fotopletizmografinio signalo įvesties posistemė, kurios dėka ženkliai sumažinamas triukšmo lygis FPGS jutiklio išvestyje. Pristatomas algoritmas „šviesos srautas – laikas“, leidžiantis atlikti signalo skaitmenizavimą atsisakant standartinio ASK.

Trečio skyriaus ketvirtame poskyryje aprašoma DKPSS struktūra, su triukšmui atsparia, FPGS analoginės įvesties posisteme. Pateikiama įvesties posistemės energijos suvartojimo analizė ir sudarytų matematinių modelių įtaka DKPSS vartojamai energijai tyrimas.

Ketvirto skyriaus pirmame poskyryje aprašomas DKPSS prototipas su jame realizuotais, autoriaus sukurtais kraujospūdžio ir PBG skaičiavimo matematiniais modeliais.

Ketvirto skyriaus antrame poskyryje aprašomas eksperimentas skirtas autoriaus sukurtiems kraujospūdžio ir PBG skaičiavimo matematiniais modeliams verifikuoti. Pateikti eksperimento rezultatai bei išvados apie rezultatų, gautų pasiūlytais ir žinomais metodais, atitikimą.

2. NEINVAZINIAI KRAUJOTAKOS PARAMETRŲ NUSTATYMO METODAI

Kasdienės veiklos metu dėvimos sistemos turi ne tik funkcinę, bet ir estetinę paskirtį, todėl jų dydis riboja funkcijai realizuoti skiriamų energijos ir skaičiavimo resursų išteklius. Projektuojant DKPSS, iškyla uždavinys racionaliai juos paskirstyti tarp sistemą sudarančių skaitmeninės informacijos apdorojimo ir analoginės signalo įvesties posistemių.

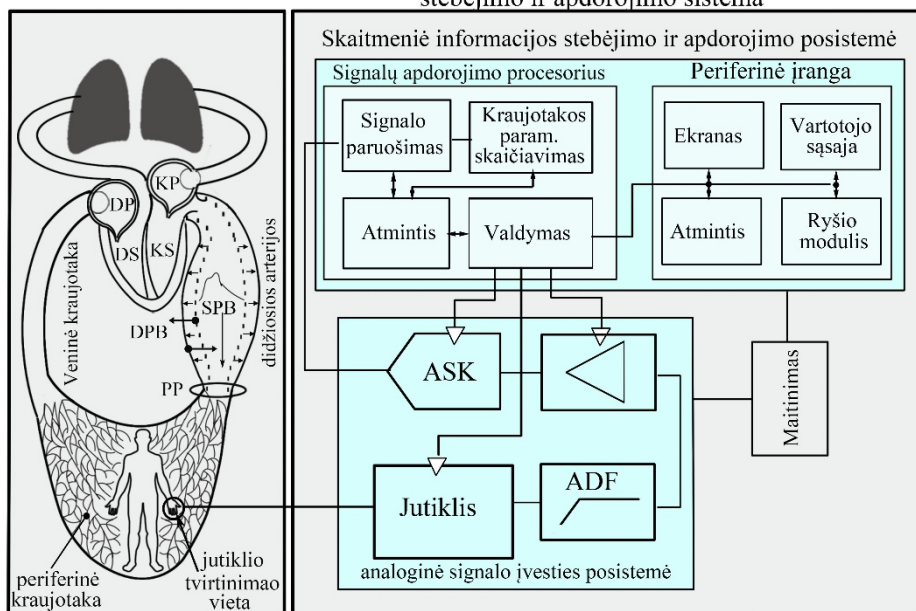
Skaitmeninė informacijos apdorojimo posistemė vykdo: 1) signalo paruošimą, 2) signalo analizę, 3) kraujotakos parametrų reikšmių skaičiavimą. Kraujotakos parametrų reikšmės skaičiuojamos naudojant pasirinktą matematinę modelį.

Priklausomai nuo signalo parametrų, naudojamų kraujotakos parametrus skaičiuoti, priklauso ir signalo analizės metodo parinkimas, o tuo pačiu ir skaičiavimo resursų dalis, skiriama registruojamo signalo apdorojimui. Todėl projektuojant DKPSS svarbu:

- 1) parinkti tokius registruojamo signalo parametrus, kurių reikšmių radimui reiktų mažiau skaičiavimų resursų nei įprastiniuose metoduose. Nuo signalo parametrų, reikalingų matematiniam modeliui realizuoti, parinkimo priklauso signalų apdorojimo metodo parinkimas ir jį realizuojančio algoritmo sudėtingumas (atliekamų operacijų kiekio prasme).
- 2) sudaryti matematinį modelį, siejantį APB signalo parametrus su kraujotakos parametrais.

a) Kraujotakos sistema

b) Dėvima realaus laiko kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistema



2.1 pav. Arterinės kraujotakos sistema (a) : KP – kairysis prieširdis; DP – dešinysis prieširdis; KS – kairysis skilvelis; DS – dešinysis skilvelis; SPB – spaudimo pulsinė banga; DPB – deformacijos pulsinė banga; PP – periferinis pasipriešinimas. Kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistema (b)

Kasdienės veiklos metu dėvimos ilgalaikio (septynias dienas per savaitę ir 24 valandas per parą – 7/24) kraujotakos parametrų sistemos realizuojamos kaip aksesuarai: laikrodis, apyrankė, auskaras ir kt. pavidalu, todėl signalas registruojamas periferinėje arterinės sistemos dalyje.

Sudarant matematinius modelius kraujotakos parametrų reikšmėms skaičiuoti svarbu suvokti kraujotakos sistemoje vykstančių procesų ir registruojamo fiziologinio signalo tarpusavio priklausomybę. Kitame poskyryje apžvelgti širdies bei arterinių kraujagyslių būklę ir jų atliekamas funkcijas apibūdinantys parametrai.

2.1. Sisteminė kraujotaka ir jos parametrai

Vertinant kraujotakos sistemos 2.1 pav. (a), kaip ir bet kurios kitos sistemos, būklę ir funkcionavimo efektyvumą, būtina žinoti šios sistemos struktūrą ir jos elementų funkcijas. Sistemos funkcionavimo efektyvumas priklauso nuo ją sudarančių komponentų būklės ir charakteristikų bei tų elementų tarpusavio sąveikos. Nors neinvaziniais metodais APB registravimas atliekamas viename taške, remiantis gautais rezultatais vertinama visos kraujotakos sistemos būklė.

Kuriant neinvazines, asmeniniam naudojimui skirtas, sistemas reikia atsižvelgti į tai, kad APB registravimas gali būti atliekamas vietose, kur kraujagyslės yra arčiausiai odos paviršiaus. Tokių vietų daugiausia yra galūnėse (rankos, kojos). Galūnių kraujotaka priklauso didžiajam kraujotakos ratui, todėl kituose poskyriuose atlikta širdies kairiojo skilvelio ir didžiojo rato arterijų sąveikos analizė.

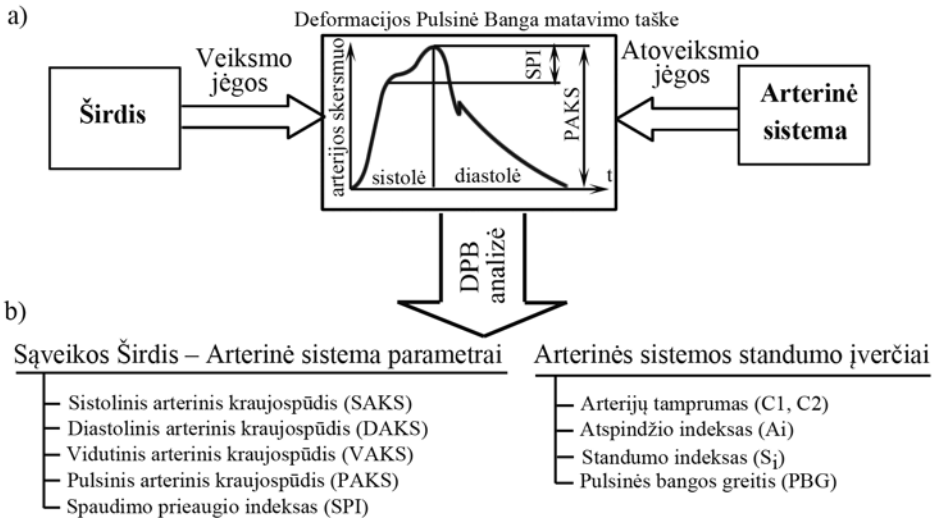
Širdies ir arterinės sistemos sąveika. Arterinės sistemos paskirtis yra mažiausiomis energijos sąnaudomis užtikrinti aprūpinimą krauju. Arterijos atlieka dvi skirtingas, tačiau tarpusavyje susijusias, funkcijas: kraujo masės „transportavimo funkciją“, ir „tampraus rezervuaro“ funkciją (Steinman, 2002).

Transportavimo funkcija. Transportavimo funkcijos efektyvumas siejamas su arterijų laidumu ir vidutinio arterinio kraujospūdžio gradientu sistemoje. Laidumas siejamas su arterijų geometrija (vidiniu skersmeniu) kuris gali kisti dėl funkcinio priežasčių (endotelio funkcijos pokyčių sergant hipertenzija, sergant hypercholesterolemia) arba dėl struktūrinių sienelės pakitimų. Mažųjų arterijų, kurių sienelėse dominuoja lygieji raumenys, vidinio skersmens kitimas didžiąja dalimi priklauso nuo autonominės nervinės reguliacijos, kuri valdo sienelės raumenų susitraukimą ir atsipalaidavimą. Esminiai „transportavimo“ funkcijos pakitimai vyksta dėl kraujagyslių siaurėjimo arba užakimo, dėl ko sutrinka kraujo tekėjimas ir žemiau esančius organus ištinka infarktas arba išemija.

Dėl „tampraus rezervuaro“ funkcijos, širdžiai susitraukiant išvaromas kraujo kiekis sukaupiamas aortoje. Sistolės metu sukurta potencinė energija absorbuojama arterinės sienelės, kuri diastolės metu eikvojama kraujo pernešimui arterine sistema (Relente & Sison, 2002). Taip palaikoma kraujotaka, bei sumažinama širdžiai tenkanti apkrova (Ursino & Magosso, 2000). Gebėjimo deformuotis mažėjimas blogina „tampraus rezervuaro“ funkciją ir didina kairiajam skilveliui tenkančią apkrovą, trikdo širdies raumens kraujagyslių prisipildymą krauju, skatina kairiojo skilvelio hipertrofiją (sienelės masės augimas) ir didina širdies infarkto riziką (Quick, Berger, & Noordergraaf, 1998). Todėl dydžiai ar jų įverčiai, susiję su arterijų sienelių mechaninėmis savybėmis, susilaukia ypatingo dėmesio, nes suteikia galimybę įvertinti kraujotakos būklę ir susirgimų riziką (Cnossen et al., 2008).

Atsiradus naujiems neinvaziniams registravimo metodams, išaugo susidomėjimas arterijų mechanika. Daugelio studijų rezultatai rodo, kad dėl ligų ir senėjimo pasikeičia arterinės sienelės sudėtis (kalogeno ir elastino santykis, lygiųjų raumenų skaidulų tonusas) ir mechaninės savybės, todėl kraujotakos sistemos reakcijos pobūdis į spaudimo ir kraujo srauto pokyčius taip pat keičiasi (Zhang, Kinnick, Fatemi, & Greenleaf, 2005).

Arterijos tūrio (skersmens) kitimas kardiociklo metu vadinamas deformacijos pulsine banga (DPB) kurios forma 2.2 pav. (a) neša informaciją apie arterinės sistemos būklę, t.y. atspindi arterijų tonusą bei vasomotorinę funkciją (arterijos gebėjimas keisti skersmenį reaguojant į įvairius poveikius, pavyzdžiui: vaistai, išorės temperatūra, fizinis krūvis ir t.t.) (Huotari, Yliaska, Lantto, Määttä, & Kostamovaara, 2009). Analizuojant DPB ar SPB, gaunamos kraujotakos būklę nusakančių parametru reikšmės 2.2 pav. (b).



2.2 pav. Širdies ir arterinės sistemos sąveikos metu atsiranda DPB (a), kurios forma neša informaciją apie arterinės sistemos būklę. Atlikus DPB analizę gaunamos centrinės kraujotakos būklę nusakančių parametų reikšmės (b)

Arterijos standumas labiausiai įtakoja „tamprus rezervuaro“ funkciją. Jo vertinimas – sudėtingas uždavinys, nes arterija yra gyvame organizme, o jos sienelė kompozicinė medžiaga. Netiesioginiam arterijų mechaninių savybių vertinimui naudojami standumo įverčiai (Snyder & Rideout, 1969).

Skirtinguose kraujotakos sistemos taškuose kraujagyslių savybės skirtingos. Jos priklauso nuo arterinės sienelės struktūros, kurios komponentai pasižymi netiesinėmis savybėmis, o ir pati struktūra keičiasi išilgai kraujotakos sistemos. Todėl nėra vieno, bendrai priimto, standumo įverčio. Ši situacija skatina diskusijas apie tai kurie iš naudojamų įverčių geriau atspindi arterinės sistemos būklę, o taip pat įneša painingos lyginant tyrimų rezultatus (Snyder & Rideout, 1969). Toliau apžvelgti dažniausiai naudojami standumo įverčiai.

Tamprumo apibrėžimas. Medžiagų atsparumo teorijoje, kūno priešinamąi deformacijai nusakyti vartojamas terminas standumas. Absoliutaus tamprumo (*angl.* compliance) ir santykinio tamprumo reikšmės (*angl.* distensibility) yra kiekybiniai arterinės sienelės standumo įverčiai. Šie įverčiai charakterizuoja arterijos, kaip tamprus rezervuaro, gebėjimą deformuotis ir akumuliuoti papildomą tūrį. Tarkime, kad charakteristika „įtempimas – tūris“ yra tiesinė, absoliutaus tamprumo reikšmė (C) skaičiuojama įtempimą pakeitus į pulsinį arterinį spaudimą (ΔP), o ilgio pokytį į matuojamo segmento tūrio pokytį (Ursino & Magosso, 2003):

$$\Delta P = p_{sis} - p_d, \quad (2.1)$$

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}; \quad (2.2)$$

čia $\Delta P = p_{sis} - p_d$ – arterinio spaudimo pokytis kardiociklo metu, p_{sis} – sistolinis

kraujospūdis, p_d – diastolinis kraujospūdis, $\Delta V = V_{sis} - V_d$ – arterijos tūrio pokytis kardiociklo metu, V_d – kraujagyslės tūris diastolės metu, V_{sis} – kraujagyslės tūris sistolės metu,

Tarkime, kad kraujagyslės skerspjūvio forma – apskritimas, absoliutus tamprumas skaičiuojamas tūrio pokytį pakeitus arterijos skersmens pokyčiu (Drzewiecki, Wang, Li, Kedem, & Weiss, 1996):

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \approx \frac{\pi d_d \Delta d}{2 \cdot \Delta P}; \quad (2.3)$$

čia d_d – kraujagyslės skersmuo diastolės metu, d_{sis} – kraujagyslės skersmuo sistolės metu, $\Delta d = d_{sis} - d_d$ – skersmens pokytis kardiociklo metu.

Pateiktose išraiškose naudojamos momentinės skersmens, ploto, tūrio bei jų pokyčių reikšmės. Kardiociklo (laikas tarp dviejų širdies susitraukimų) metu šios reikšmės kinta tolygiai, todėl bet kurio geometrinio parametro reikšmės kitimo trajektorija yra vadinama bendru vardu – *deformacijos pulsine banga* (DPB). Spaudimo reikšmių kitimo trajektorija vadinama spaudimo pulsine banga (SPB).

Santykinis tamprumas Santykinio tamprumo (*angl.* distensibility) reikšmė leidžia lyginti skirtingos geometrijos arterijas, net jei jos yra skirtingose kraujotakos sistemos vietose, nes šiam standumo įvarčiui skaičiuoti naudojama santykinė deformacija. Kadangi santykinis tamprumas skaičiuojamas iš ploto, o ne iš skersmens pokyčio, tai šis parametras ne toks “jautrus“ PAKS kitimui išilgai arterinės sistemos. Santykinio tamprumo reikšmė (D) lygi santykinio ploto pokyčio ir pulsinio spaudimo santykiui (Vollkron, Shima, Huber, & Wieselthaler, 2002):

$$D = \frac{\Delta A / A_d}{\Delta P}; \quad (2.4)$$

čia A_d – kraujagyslės skerspjūvio plotas diastolės metu, A_{sis} – kraujagyslės skerspjūvio plotas sistolės metu, $\Delta d = d_{sis} - d_d$ – skerspjūvio ploto pokytis kardiociklo metu. Tarkime, kad kraujagyslės skerspjūvio forma – apskritimas santykinio tamprumo reikšmė gali būti skaičiuojama pagal išraišką (Berne & Levy, 1981; Leyh, Schmidtke, Sievers, & Yacoub, 1999):

$$D = \frac{\Delta V / V_d}{\Delta P}. \quad (2.5)$$

Petersono modulis. Jungo modulis (E_p) nusako spaudimą reikalingą skersmens duotam padidėjimui, nedeformuotos padėties atžvilgiu (Berne & Levy, 1981):

$$E_p = \frac{\Delta P \times d_d}{\Delta d}. \quad (2.6)$$

Kai skersmuo pasikeičia 100%, tada gaunamas Jungo modulis $E = \Delta P$.

Klinikiniai tyrimai patvirtina, jog padidėjus aortos standumui padidėja *deformacijos ir spaudimo pulsinių bangų* greitis bei jų atspindžių amplitudė (Korakianitis & Shi, 2006).

Pulsinės bangos greitis (PBG) yra vienas iš standumo įverčių. PBG randamas paskaičiavus pulsinės bangos sklidimo laiką (τ) tarp dvejų, vienas nuo kito atstumu l nutolusių taškų. *Moens-Korteweg* lygtis aprašo priklausomybę tarp pulsinės bangos greičio ir medžiagos Jungo modulio:

$$PBG = \sqrt{\frac{Eh}{2r_i\rho}}; \quad (2.7)$$

čia E – Jungo modulis, h – arterijos sienelės storis, r_i – arterijos vidinis skersmuo, ρ – kraujo tankis.

Pulsinis spaudimas ir arterijų standumas. Pulsinis spaudimas vertingas arterijų standumo indeksas, apie kurį rašė (Bramwell&Hill, 1922): „tuo tarpu, skirtumas tarp sistolinio ir diastolinio spaudimų, kuris vadinamas pulsiniu spaudimu kinta kartu su arterinės sienelės standumu“. PAKS priklauso nuo minutinio tūrio, didžiųjų arterijų standumo, bei SPB atspindžių.

Sisteminės kraujotakos arterijų tinklo absoliutus tamprumas susijęs su PAKS ir gali būti paskaičiuotas kaip smūginio tūrio (ST) ir PAKS (ΔP) santykis (Maughan, Sunagawa, & Sagawa, 1987):

$$C = \frac{ST}{p_{sist} - p_d} = \frac{ST}{\Delta P}. \quad (2.8)$$

Šio vertinimo trūkumas – ignoruojama SPB atspindžių įtaka. Senstant tiek sistolinis, tiek diastolinis spaudimai didėja (Guyton, 2006). Virš 60-50 metų diastolinis kraujospūdis nustoja augti, o dažnai ima ir mažėti.

2.1 lentelė. Arterijos standumo įverčiai kurių reikšmės randamos registruojant SPB ir DPB

Standumo įverčiai	Apibrėžimas	Formulės
Santykinis tamprumas (D)	santykinis skerspjūvio ploto pokytis esant duotam spaudimo pokyčiui	$(\Delta A/A_d)/\Delta P$ arba $(\Delta V/V_d)/\Delta P$ [Pa^{-1}]
Absoliutus tamprumas (C)	skerspjūvio ploto pokytis esant duotam spaudimo pokyčiui	$\Delta A/\Delta P$; arba $\Delta V/\Delta P$; [$\text{m}^2 \times \text{Pa}^{-1}$]
Petersono modulis (E_p)	spaudimas reikalingas duotam skersmens pokyčiui pasiekti	$[\Delta P \times d_d]/(\Delta d)$; [mmHg]
Pulsinės bangos greitis PBG		$PBG = \sqrt{Eh/1.5r_i\rho}$,
SPI	Procentinė SPB amplitudės dalis kurią sudaro skirtumas tarp SPB pirmo ir antro piko	$\frac{\Delta A}{A_d} 100\%$

Parametrų, charakterizuojančių kraujotakos sistemos ir pagrindinių elementų būklę, analizė parodė, kad kraujotakos sistemos efektyvumas, užtikrinantis organizmo poreikius atitinkantį kraujo srautą, priklauso ne tik nuo kraujospūdžio, bet ir nuo kraujagyslių geometrijos bei standumo, kurio kiekybiniam vertinimui, priklausomai nuo pasirinktų neinvazinių registravimo metodų, skaičiuojami skirtingi arterijų standumo įverčiai.

Standumo įverčių skaičiavimo išraiškos 2.1 lent. rodo, kad kraujagyslių standumui vertinti reikalingas DPB (arterijos geometrijos pokyčių) ir SPB registravimas.

2.2. Neinvaziniai deformacijos ir soaudimo pulsinių bangų registravimo metodai

DKPSS realizuojamos tokių aksesuarų kaip: laikrodis, apyrankė, auskaras ir kt. pavidalu, todėl signalas registruojamas periferinėje arterinės sistemos dalyje 2.1 pav.(a).

Arterijų mechaninių charakteristikų analizė 2.1 sk. parodė, kad *standumas yra pagrindinis parametras* apibūdinantis arterinio tinklo tampraus rezervuaro funkciją. Kadangi gyvame organizme tiesiogiai registruoti arterijos įtempimas – deformacija charakteristikos negalima, todėl naudojami standumo įverčiai. Šių įverčių skaičiavimui turi būti registruojamas kraujospūdis ir arterijos geometriją nusakantys parametrai 2.1 lent..

Kardiociklo metu, registruojamų spaudimo reikšmių kreivė yra vadinama spaudimo pulsine banga (SPB), o arterijos skersmens ar tūrio reikšmių kreivė vadinama deformacijos pulsine banga (DPB). Kitame skyriuje pateikta neinvazinių SPB ir DPB registravimo metodų apžvalga ir analizė.

2.2.1. Neinvaziniai deformacijos pulsinių bangų registravimo metodai

DPB registravimo ultragarsu metodas. Šiuo metodu registruojamas arterijos skersmens kitimas kardiociklo metu, o taip pat ir arterijos sienelės storis (Magosso & Ursino, 2001). Metodas puikiai tinka arterijų standumo įverčių skaičiavimui, tačiau jo naudojimas apsiriboja didžiosiomis, arti odos paviršiaus esančiomis, arterijomis.

Registravimo metodika. Atskirais kardiociklo momentais užfiksuojama keletas arterinės sienelės vaizdų, nustatomas sienelės judėjimo kelias ir paskaičiuojamas minimalus/maksimalus skersmuo ir skerspjūvio plotas registravimo taške.

Vertinant arterijų sienelių standumą, kai registravimas atliekamas ultragarsiniais metodais, susiduriama su ribota skiriamąja geba, kuri apsunkina mažų (mažiau nei 1mm) arterinės kraujagyslės skersmens pokyčių nustatymą, o, rezultatai labai priklauso nuo operatoriaus sugebėjimų ir įgudimo.

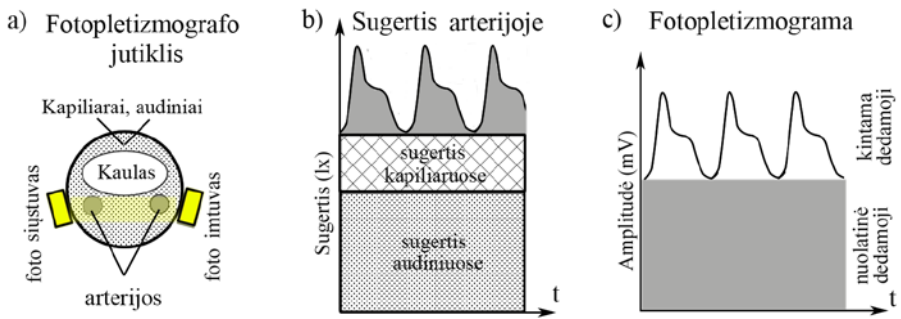
Ultragarsiniams metodams realizuoti reikalinga registruojamų procesų vizualizavimo aparatūra ir kvalifikuotas personalas, todėl šių metodų taikymas ambulatorinėje praktikoje ribotas.

DPB registravimo magnetiniu rezonansu metodas. Kraujagyslių geometriniais parametrams matuoti yra naudojamas magnetinio rezonanso metodas. Šiuo metodu galima tiksliai išmatuoti tokius geometrinius parametrus kaip skersmuo, arterijos sienelės storis, ilgis. Registravimo tikslumui įtakos neturi arterijos dydis bei atstumas nuo odos paviršiaus. Daugiausia atlikta žmogaus aortos tyrimų (Grotenhuis

et al., 2009). Magnetinis rezonansas parodė atvirkščią proporcingumą tarp aortos santykinio tamprumo ir amžiaus. Santykinis tamprumas yra sumažėjęs pas sergančius hipertenzija. Absoliutinis tamprumas sumažėjęs pas sergančius širdies kraujotakos sutrikimais, o pas profesionalius sportininkus absoliutinis tamprumas didesnis nei norma.

Magnetinis rezonansas turi privalumų, tačiau jį panaudoti ambulatoriniuose tyrimuose, dėl aparatūros sudėtingumo, tyrimų brangumo ir ilgos tyrimo trukmės, yra komplikiuotas.

Fotopletizmografinis DPB registravimo metodas. Tai optinis arterijos tūrio kitimo kardiociklo metu registravimo metodas. Šviesos šaltinio spinduliuojama energija sklinda per audinius ir juose esančias kraujagysles. Praėjusi šviesa registruojama foto imtuvu 2.3 pav. (a). Foto imtuvo išvesties signalas yra vadinamas fotopletizmografiniu signalu (FPGS) arba tiesiog fotopletizmograma 2.3 pav. (c).



2.3 pav. Fotopletizmografinis jutiklis ir jo veikimo principas. Fotopletizmografo jutiklis sudarytas iš foto imtuvo ir siūstuvo (a). Kardiociklo metu, kintant arterijos tūriui kinta sugeriamos šviesos kiekis (b). Fotopletizmogramos kintama dedamoji atspindi arterijos tūrio kitimą kuris vadinamas deformacijos pulsine banga (c)

Kapiliaruose ir minkštuosiuose audiniuose esanti kraujo masė absorbuoja didžiąją dalį energijos 2.3 pav. (b). Šią absorbuotos energijos dalį atspindi fotopletizmografinio signalo nuolatinė dedamoji 2.3 pav. (c). Širdžiai išstumiant kraujo masę į arterinę sistemą, didėja arterijos tūris [gr. plėthysmos — padidėjimas] ir kraujo kiekis jame, todėl keičiasi absorbuotos šviesos kiekis. Šie pokyčiai sudaro kintamąją fotopletizmografinio signalo dedamąją 2.3 pav. (c). Matuojant DPB fotopletizmografiniu metodu, arterijos tūrio reikšmės ($dim L^3$, L – ilgio vienetai) lieka nežinomos, tačiau fotopletizmografinio signalo ir DPB formos sutampa.

Parentant šviesos šaltinį, atsižvelgiama į bangos ilgį, nes šviesos srauto, turinčio trumpesnę bangos ilgį, įsiskverbimo į audinius gylis mažesnis, nei šviesos srauto, turinčio didesnę bangos ilgį. Pavyzdžiui, $\lambda < 400\text{nm}$ ilgio bangos atsispindi nuo odos paviršiaus. Gylis kurį pasiekia $510\text{nm} \leq \lambda \leq 590\text{nm}$ ilgio bangos, yra $\sim 0,42\text{mm}$. Gylis, kurį pasiekia $810\text{nm} \leq \lambda \leq 980\text{nm}$ ilgio bangos, yra $1,5\text{mm} \div 5\text{mm}$ (Ugnell & Oberg, 1995). Piršto bei riešo arterijos yra keletu milimetrų atstumu nuo odos paviršiaus. Tam, kad matuojamas signalas atspindėtų arterijos tūrio pokyčius, dažniausiai pasirenkamas $810\text{nm} \leq \lambda \leq 980\text{nm}$ diapazonas.

2.2 lentelė Neinvazinių DPB registravimo metodų palyginimas

Metodas	Naudojama	RpK	Ilgalaikis	Patirtis	Matuojama
Ultragarsinis	Klinika	DPB	Ne	Taip	Skersmuo dim(m)
Magnetinis rezonansas	Klinika	min/max	Ne	Taip	Skersmuo dim(m)
Kompiuterinė tomografija	Klinika	min/max	Ne	Taip	Skersmuo dim(m)
Fotopletizmo-grafinis	Ambulatorija	DPB	Taip	Ne	Tūrio kitimo trajektorija dim(mV)

MPK – Matuojamų procesų kiekis, RpK – reikšmių per kardiociklą kiekis, min – mažiausia kardiociklo metu pasiekama DPB reikšmė, max – didžiausia per kardiociklą pasiekama DPB reikšmė, DPB – deformacijos pulsinė banga.

Palyginus DPB registravimo metodus 2.2 lent. matoma, kad *fotopletizmografu galima nenutrūkstamai matuoti arterijos geometrijos kitimą kardiociklo metu*, o matuojant kitais metodais gaunama tik maksimali ir minimali pokyčių reikšmės.

Registravimui fotopletizmografu nebūtina patirtis, o rezultatai nepriklauso nuo jį naudojančio žmogaus. Dėl šiuolaikinių puslaidininkinių prietaisų technologijų, jis gali būti integruotas į elektroninius papuošalus ir naudojamas ilgalaikiam, nenutrūkstamam kraujotakos parametru stebėjimui.

2.2.2. Neinvaziniai spaudimo pulsinių bangų registravimo metodai

Arterinės sistemos standumas yra vienas pagrindinių parametru, nusakančių kraujotakos sistemos būklę 2.1 sk.. Standumo įverčiams skaičiuoti turi būti matuojamos kraujospūdžio reikšmės 2.1 lent.. Kitame poskyryje pateikiama neinvazinių kraujospūdžio registravimo metodų apžvalga.

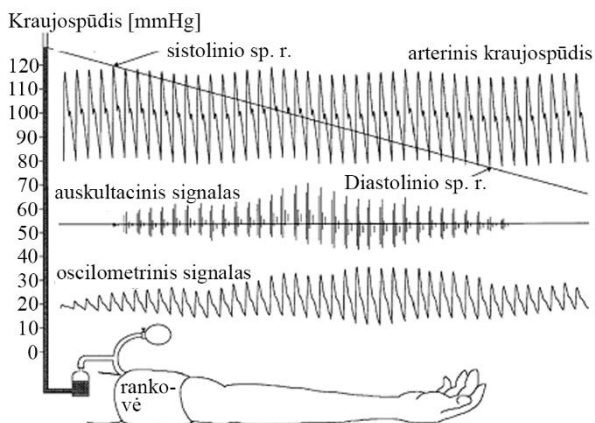
Auskultacinis (Korotkovo) kraujospūdžio registravimo metodas. Auskultacinis metodas, dar žinomas kaip Korotkovo metodas, tai pats paprasčiausias metodas, kurio realizacijai naudojamas manometras, pripučiama rankovė ir fonendoskopas. Fonendoskopas dedamas virš arterijos, kurioje matuojamas kraujospūdis ir registruojami Korotkovo garsai. Pagal būdingus sistoliniam ir diastoliniam kraujospūdžiui Korotkovo garsus, fiksuojamos gyvsidabrio stulpelio aukščio reikšmės. Korotkovo garsus generuoja DPB sklindanti alkūnės arterija (Melchior, Srinivasan, & Charles, 1992). Korotkovo garsai turi penkias skirtingas fazes. Pirmosios fazės garsai žymi momentą, kai spaudimas rankovėje pasiekė SAKS arterijoje reikšmę. Penktosios, paskutinės fazės garsai, žymi momentą, kai spaudimas rankovėje pasiekė DAKS arterijoje reikšmę.

Šis metodas turi keletą trūkumu. Tokie mechaninės sistemos defektai, kaip oro nutekėjimas iš rankovės arba gyvsidabrio nutekėjimas iš sistemos, gali būti didelių paklaidų priežastimi. Kitas paklaidų šaltinis – rankovės dydžio parinkimas. Naudojant per plačią ar per siaurą rankovę gaunamos klaidingos kraujospūdžio reikšmės (Lodi

& Ursino, 1999). Nežiūrint šių trūkumų, auskultacinį metodą realizuojančios kraujospūdžio registravimo sistemos labiausiai paplitusios tiek ambulatorinėje praktikoje, tiek asmeniniam naudojimui. Šiuo metu daugelis komercinių sistemų, realizuojančių šį metodą, siekdamos užtikrinti registravimo patikimumą, papildo jį pletizmografiniais principais: taiko DPB sklidimo greičio matuoklius, naudoja specializuotus akustinius ir ultragarsinius mikrofonus (Bailey & Bauer, 1995). Šiuo metodu gautos reikšmės ne visada atitinka kraujospūdžio reikšmes arterijoje. Auskultacinio metodo taikymo patirtis rodo, kad registruojamų DAKS reikšmių paklaidos didesnės nei SAKS reikšmių. Šios problemos neiškyla taikant oscilometrinių registravimo metodą, kur SAKS ir DAKS reikšmės nustatomos empiriniais algoritmais analizuojant SPB svyravimo amplitudes (Jeays et al., 2007).

Auskultacinį metodą realizuojančios kraujospūdžio stebėjimo sistemos turi esminį privalumą – jomis paprasta ir patogiu naudotis ir tuo galima paaiškinti jų populiarumą tiek klinikoje, tiek namų sąlygomis.

Oscilometrinis kraujospūdžio registravimo metodas. Elektroninės kraujospūdžio ir širdies ritmo registravimo sistemos, realizuojančios oscilometrinių metodą, dėl taikymo paprastumo ir patikimumo ypač populiarios. Oscilometrinis registravimo metodas pagrįstas SPB perdavimu į ranką supančią oro rankovę. Kraujospūdžio nustatymas pradedamas arterijos užspaudimu greitai pripučiant rankovę iki slėgio viršijančio SAKS 30mmHg. Sekančiame etape, kaip parodyta 2.4 pav., slėgis tolygiai mažinamas. Atsivėrus arterijai, vyksta oro slėgio ir spaudimo arterijoje sąveika. Oro slėgio svyravimai rankovėje (oscilometrinis signalas) matuojami slėgio jutikliu. Filtro pagalba, oscilometrinio signalo lėtai kintanti nuolatinė dedamoji yra atskiriama nuo kintamos dedamosios. Kiekvieno dūžio metu matuojama po vieną kintamos dedamosios reikšmę (Cornelissen, Dankelman, VanBavel, Stassen, & Spaan, 2000). Gauta amplitudės reikšmių seka analizuojama empiriniu būdu sudarytais metodais ir paskaičiuojamos SAKS ir DAKS reikšmės.



2.4 pav. Netiesioginiai kraujospūdžio registravimo metodai: auskultacinis ir oscilometrinis

Priešingai, nei auskultacinio metodo atveju, oscilometrinio signalo amplitudžių reikšmės fiksuojamos per visą registravimo procedūros laiką: pradedant momentu, kai

slėgis rankovėje viršija SAKS ir baigiant momentu, kai slėgis rankovėje mažesnis už DAKS.

Oscilometrinių metodą realizuojančios kraujospūdžio nustatymo sistemos oscilometrinių signalą apdoroja įvairiais empiriniais metodais, todėl rezultatų, gautų skirtingomis sistemomis, išsibarstymas gana didelis (Zheng & Murray, 2008). Išimtį sudaro tik vidutinio arterinio kraujospūdžio (VAKS) reikšmės, kurios matuojamos oscilometriniam signalui pasiekus maksimalią svyravimo amplitudę, o spaudimui rankovėje minimalią reikšmę (Bai, Lu, Zhang, Zhao, & Zhou, 1998). Šiuo metodu gaunamų VAKS reikšmių patikimumą patvirtina eilė klinikinių studijų. Slėgio svyravimų sekimas pripučiamoje rankovėje gali būti keičiamas fotopletizmografiniu signalu, registruojamu virš užspaudžiamos arterijos (Song, Cho, Oh, Lee, & Kim, 2009).

Oscilometrinio metodo realizacija, kai arterijos užspaudimui naudojamas oscilometrinio jutiklio prispaudimas ranka aprašytas darbe (Liang-Yu, Yao-Lin, Wen-Ya, & Weichih, 2012). Čia, pieštuko tipo korpuse yra realizuotas slėgio jutiklis ir bevielė duomenų perdavimo sistema. Pieštuko galu, su slėgio jutikliu, užspaudžiama – atleidžiama riešo arterija. Jutiklio rodmenys perduodami į apdorojimo įrenginį (juo gali būti mobilusis telefonas) ir ten (naudojant empirinį algoritmą) paskaičiuojamos SAKS ir DAKS reikšmės.

Arterinio kraujospūdžio nustatymas, naudojant Korėjos liaudies medicinos metodiką, pagal kurią arterijos pulsavimas (oscilometrinis signalas) analizuojamas esant skirtingam arterijos užspaudimo lygiui, pristatytas darbe (Mikyung, Hee Jung, Young, & Kyung-Chul, 2007).

Oscilometrinis metodas nesuteikia galimybės SAKS ir DAKS registruoti realiaame laike (kiekvieno širdies dūžio metu).

Šio metodo pagrindu realizuotos ir rinkoje siūlomos dvi dėvimos kraujospūdžio nustatymo sistemos. Gamintojas Omron rinkoje (pristatytas 2016m liepos mėn) siūlo laikrodžio tipo sistemą 2.5 pav.(a), kurioje yra slėgio jutiklis ir riešo audinių pulsacijos (balistokardiograma) registravimo (pjezopolimero pagrindu) įrenginys.



2.5 pav. Oscilometrinių metodą realizuojančių, rinkoje pristatomų, dėvimų kraujotakos parametrų stebėjimo sistemų pavyzdžiai: a – laikrodžio tipo kraujospūdžio nustatymo įrenginys (Project zero, inflatable blood pressure monitor Omron); b – apyrankės tipo kraujospūdžio nustatymo įrenginys (H2, Indiego, USA)

Kitas, rinkos siūlomas, apyrankės tipo kraujospūdžio registravimo įrenginys H2 (gamintojas *INDIEGO, USA*) 2.5 pav.(b). Šio prietaiso apyrankėje įmontuoti slėgio ir fotopletizmografinis (pulsinei bangai matuoti) jutikliai. Naudojant šiuos įrenginius, kraujospūdžio nustatymo periodas viršija 20 sek..

Tonometrinis kraujospūdžio registravimo metodas. Registruojant šiuo metodu, arterijos paviršius veikiamas išorine jėga F 2.6 pav. (b), kuri deformuoja arteriją. Šios jėgos dydis proporcingas arteriniam slėgiui, veikiančiam į deformuotos kraujagyslės paviršių.

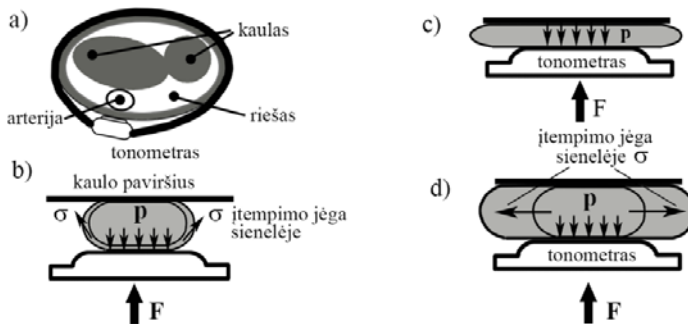
Tonometas dedamas virš arčiausiai odos paviršiaus esančios arterijos (dažniausiai riešo arterija). Pamažu didinant išorinę jėgą F , deformuojama arterija pasiekia reikiamą formą (viršutinėje dalyje atsiranda plokščia aikštelė), kuriai esant jos sienelėje veikianči įtempimo jėga (σ) tampa lygiagreti slėgio jutiklio paviršiui, o kraujospūdis (p) statmenas jutiklio paviršiui 2.6 pav. (d). Tuo būdu jutiklis fiksuoja arterinio kraujospūdžio reikšmes.

Poveikis į arteriją nuolatinis, o poveikio jėga privalo būti valdoma taip, kad arterija nebūtų užspausta 2.6 pav. (c).

Realizuojant tonometrinių metodą, svarbu ne tik tinkamas jėgos dydžio parinkimas, bet ir tikslus tonometro pozicionavimas virš arterijos centro. Net nedidelė pozicionavimo klaida (pavyzdžiui vienu milimetru) lemia didelias kraujospūdžio registravimo paklaidas. Šio metodo pagrindu veikiančiuose prietaisuose, slėgio jutiklio virš arterijos pozicionavimui ir spaudimo į arterijos paviršių valdymui, diegiama speciali įranga.

Tonometrinio metodo paklaidų šaltiniai: a) netinkamas jėgos F parinkimas pažeidžia σ ir p statmenumo sąlygą, dėl ko atsiranda paklaidos; b) išorinės jėgos F poveikio nuokrypis nuo arterijos centro taip pat įtakoja paklaidų dydį c) jei slėgio jutiklis juda (pavyzdžiui, fizinio aktyvumo metu), tai gaunamos didelės kraujospūdžio reikšmių paklaidos (Peter, Noury, & Cerny, 2014). Palyginus tonometriniu ir invaziniu metodais gautas kraujospūdžio reikšmes, nustatyta, kad tonometriniu būdu registruotų SAKS reikšmių paklaidos siekė 5,6mmHg, o DAKS – 2,4mmHg (De Lazzari, Darowski, Ferrari, Pisanelli, & Tosti, 2006).

Tobulinant tonometrines kraujospūdžio nustatymo sistemas, siekiama mažinti puslaidininkinių slėgio jutiklių matmenis bei naudoti jutiklių matricas, kurių dėka supaprastinamas pozicionavimo uždavinys.



2.6 pav. Tonometrinis registravimo principas: a – apyrankės tipo tonometras pozicionuojamas virš riešo arterijos; b – veikiant išorinei jėgai F arterija deformuojasi, o slėgio jutiklį veikiantis spaudimas lygus arterinio kraujospūdžio p ir įtempimo jėgos atstojamajai; c – jei išorinė jėga per didelė tai arterija subliūkšta; d – pasiekus tam tikrą jėgos F dydį, įtempimo jėga sienelėje tampa statmena spaudimui p , o slėgio jutiklio rodmenys atitinka arterinį kraujospūdį p

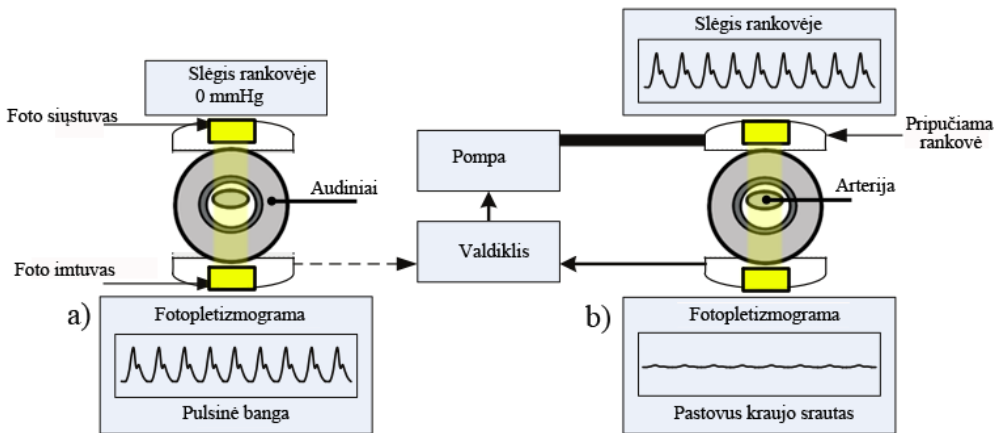
Rinkoje paplitę stacionarūs šį metodą realizuojantys kraujospūdžio matuokliai, iš kurių galima paminėti keletą populiarių prietaisų: TL-300 (Tensys Medical Inc., USA) stacionari, ambulatorinė kraujospūdžio registravimo sistema; A-Pulse CASPro (Center for Hearts LLC., Canada) stacionari ambulatorinė kraujospūdžio matavimo sistema (Fung, 1984).



2.7 pav. Tonometrinis metodas yra realizuotas rinkoje esančiame laikrodžio tipo kraujospūdžio registravimo įrenginyje BPro

Šio metodo pagrindu sukurtos dėvimos, asmeninio naudojimo laikrodžio tipo kraujospūdžio matavimo sistemos iš kurių galima paminėti BPro (Center for Hearts LLC., Canada) 2.7 pav. Šia sistema, per parą, galima išmatuoti momentines kraujospūdžio reikšmes. Ji neturi galimybės nenutrūkstamai registruoti kraujospūdį.

Tūrio kompensavimo metodas (Penaz) (*angl.* volume clamp method) pirmą kartą pristatytas Čekų gydytojo Jan Penaz 1973 metais. Šis metodas dalinai okluzyvnis. Jo realizavimui naudojama pripučiama piršto rankovė, fotopletizmografinis jutiklis ir slėgio rankovėje valdiklis 2.8 pav.



2.8 pav. Tūrio kompensavimo metodas. Valdymo sistema seka fotopletizmogramos amplitudės kitimą (a) ir keisdama slėgį rankovėje stengiasi panaikinti jos kintamą dedamąją (b). Tuo būdu, slėgio kitimas rankovėje sutampa su kraujospūdžio kitimu arterijoje

Kardiociklo metu, širdžiai perkeliant kraujo masę į arterinę sistemą, didėja spaudimas ir piršto arterijos tūris. Fotopletizmografinis jutiklis registruoja piršto arterijos tūrį. Esant nuliniam slėgiui rankovėje, fotopletizmografinio signalo (FPGS)

kintama dedamoji įgyja maksimalią amplitudę 2.8 pav. (a). Valdymo sistema seka fotopletizmogramos amplitudę ir keičia slėgį rankovėje taip, kad FPGS kitimas būtų lygus nuliui 2.8 pav. (b) (Saugel, Dueck, & Wagner, 2014). Tai realaus laiko kraujospūdžio nustatymo metodas (gaunamos visos SPB reikšmės kardiociklo metu).



2.9 pav. Tūrio kompensavimo metodą realizuojanti SPB matavimo sistema Finapres Nova

Tūrio kompensavimo metodą realizuojanti SPB registravimo sistema *Finapres Nova* (Finapres Medical Systems B.V., the Netherlands) 2.9 pav. Šia sistema spaudimo pulsinės bangos registravimas gali būti vykdomas tik ramybės būsenoje, tačiau pulsuojantis spaudimas piršto rankovėse ilgainiui sukelia diskomfortą.

Neinvazinių SPB registravimo metodų apžvalgos rezultatai 2.3 lent. rodo, kad jiems realizuoti būtinas arterijos užspaudimas. Ilgalaikis, nuolatinis išorinės jėgos poveikis trikdo kraujotaką bei sukelia diskomforto pojūtį.

2.3 lentelė. Arterinio kraujospūdžio registravimo metodų palyginimas

Metodas	Arterijos užspaudimas	RpK	Jutiklių sk.	Patirtis
Auskultacinis (Korotkovo)	Pilnas, periodinis	SAKS, DAKS	2	Reikalinga
Oscilometrinis	Pilnas, periodinis	SAKS, DAKS	1	Nereikalinga
Tonometrinis	Dalinis, nuolatinis	SPB	1	Nereikalinga
Tūrio kompensavimo (Penaz)	Dalinis, nuolatinis	SPB	1	Nereikalinga

RpK –reikšmių per kardiociklą kiekis, SPB – spaudimo pulsinė bangos reikšmės.

Be to, metodų, naudojančių pilną arterijos užspaudimą, registravimo periodas turi būti didesnis nei 2min (Campbell, Chockalingam, Fodor, & McKay, 1990), todėl kraujospūdžio reikšmės negali būti išmatuotos kiekvieno širdies dūžio metu.

Spaudimo pulsinės bangos forma gali būti gauta tik tonometrinium ir tūrio kompensavimo (*Penaz*) metodais, tačiau šie metodai netinkami *realaus laiko* (kiekvieno širdies dūžio), kasdienės veiklos metu dėvimoms kraujotakos parametru

stebėjimo sistemoms. Naudojant kitus kraujospūdžio registravimo metodus, prarandama SPB forma, o kartu ir joje užkoduota informacija.

2.3. Fotopletizmografinio signalo analizė kraujotakos parametrams rasti

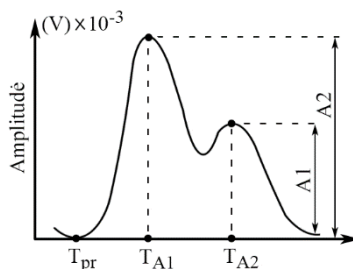
Atlikę DPB registravimo metodų analizę, matome, kad optiniu jutikliu gaunamas fotopletizmografinis signalas (FPGS) atspindi arterijos geometrijos kitimą (deformacijos pulsinę bangą (DPB)) viso kardiociklo metu 2.2 lent. . Dėl šiuolaikinių puslaidininkinių prietaisų technologijų, optinis jutiklis gali būti integruotas į elektroninius papuošalus (aksesuarus) ir naudojamas ilgalaikiam, nenutrūkstamam kraujotakos parametru stebėjimui.

Naudojant kraujotakos matematinius modelius ir skaitmeninius signalų apdorojimo metodus FPGS parametru reikšmės rasti, paskaičiuojamos kraujotakos būklę nusakančių dydžių reikšmės.

2.3.1. Fotopletizmografinio signalo analizė arterijos standumo įverčių reikšmės rasti

Standumas, tai vienas svarbiausių arterinės sistemos parametru, nusakančių jos pagrindinių funkciju „tamprus rezervuaro“ ir „transportavimo“ efektyvumą. Tiesioginiai matavimai gyvame organizme negalimi, todėl standumui vertinti naudojami standumo įverčiai 2.1 lent. Kad galėtume juos paskaičiuoti, būtina žinoti arterijos geometrinių parametru (skersmens, ploto tūrio) reikšmės. Šiu parametru reikšmės matuojamos tik klinikos sąlygomis, o dėvimose kraujotakos parametru stebėjimo sistemose realizuojamas fotopletizmografinis arterijos tūrio registravimo metodas 2.3 pav. Skaitmeniniais signalų apdorojimo metodais atlikus FPGS analizę, gautos parametru reikšmės naudojamos standumo įverčių reikšmės rasti.

FPGS charakteringų tašku taikymas standumo įverčiams rasti. Fotopletizmografinio signalo formai 2.10 pav. nusakyti dažniausiai naudojami amplitudiniai – laikiniai parametrai: pirmosios viršūnės amplitudė (A_1), antrosios viršūnės amplitudė (A_2), FPGS pradžios laiko momentas (A_{pr}), pirmosios maksimalios reikšmės įgijimo momentas (T_{A1}) ir antrosios maksimalios reikšmės įgijimo momentas (T_{A2}).



2.10 pav. FPGS formą apibrėžiantys amplitudiniai – laikiniai parametrai: FPGS bangos pradžios momentas (T_{pr}), pirmosios maksimalios reikšmės įgijimo momentas (T_{A1}), antrosios maksimalios reikšmės įgijimo momentas (T_{A2})

Vienas iš arterinės sistemos standumo įverčių yra vėlinimas tarp dviejų viršūnių: $T_{vel} = T_{A2} - T_{A1}$ (Chowienczyk et al., 2005). Spaudimo pulsine banga (SPB),

atsispindėjusi nuo periferinių kraujagyslių tinklo, iššaukia momentinį kraujospūdžio, o taip pat ir FPGS amplitudės prieaugį 2.10 pav., kurį apibrėžia spaudimo prieaugio indeksas (SPI). Šio indekso reikšmė skaičiuojama pagal išraišką:

$$SPI = \frac{A_1 - A_2}{A_1} ; \quad (2.9)$$

čia A_1 – pirmosios FPGS viršūnės amplitudės reikšmė, A_2 – antrosios FPGS viršūnės reikšmė. FPGS pirmos ir antros viršūnių amplitudžių santykis:

$$Ai = \frac{A_2}{A_1} 100\% ; \quad (2.10)$$

vadinamas atspindžio indeksu (Ai) ir naudojamas periferiniam pasipriešinimui (PP) 2.1 pav. (a) vertinti (Brumfield & Andrew, 2005; Yousef, Reaz, & Ali, 2012).

Arterinės sistemos standumo įverčiu yra naudojamas standumo indeksas (SI) (Sandrine C Millasseau, Ritter, Takazawa, & Chowienczyk, 2006):

$$SI = \frac{u}{T_{vel}} ; \quad (2.11)$$

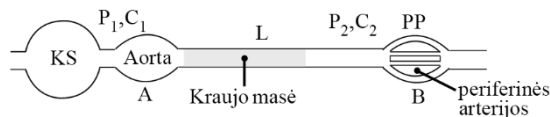
čia u – tiriamojo ūgis, $T_{vel} = T_{A2} - T_{A1}$ 2.10 pav. Šis įvertis koreliuoja su arterinės pulsinės bangos sklidimo greičiu, atlikti tyrimai (Alty, Angarita-Jaimes, Millasseau, & Chowienczyk, 2007) rodo, kad tai informatyvus prognostinis požymis, vertinant arterinės sistemos būklę.

Aptartiems įverčiams paskaičiuoti pakanka trijų charakteringų FPGS formos taškų, kuriems rasti naudojami FPGS bangos pradžios nustatymo ir lokalių ekstremumų paieškos algoritmai.

FPGS galinio fronto analizė standumo ir periferinio pasipriešinimo įverčiams rasti. Norint gauti išsamesnę informaciją apie kraujotakos sistemos būklę, nepakanka momentinių FPGS reikšmių, todėl analizuojama visa fotopletizmografinė banga.

Aproksimuojant FPGS galinį frontą, randamos kraujotakos sistemos (kuri aprašoma Windkessel modeliu) perdavimo funkcijos koeficientų reikšmės, kurios naudojamos kraujotakos parametrams skaičiuoti.

Šis modelis tai sisteminės arterinės kraujotakos modelio elektrinis analogas.



2.11 pav. Sisteminės arterinės kraujotakos modelis: KS – kairysis skilvelis, P_1 – kraujospūdis didžiųjų arterijų tinkle, P_2 – kraujospūdis periferinių arterijų tinkle, L – kraujo masės inertiškumas arterinėje sistemoje, PP – periferinio arterinio tinklo pasipriešinimas

Arterinės kraujotakos modelyje 2.11 pav. išskiriamos šios dalys: kairiojo skilvelio (kraujo srauto šaltinis) modelis, didžiųjų arterijų tinklo modelis, periferinių arterijų tinklo ir arterinę sistemą užpildančio kraujo masės modelis.

Arterijos atlieka „kraujo transportavimo“ ir „tampraus rezervuaro“ funkcijas (2.1sk.). „Kraujo transportavimo“ funkcijos parametru yra arterijų laidumas, priklausantis nuo jų geometrinių savybių. „Tampraus rezervuaro“ funkcijos parametru yra tamprumas (*angl.* compliance). Kuo didesnis tamprumas ir mažesnis standumas (atvirkštinis dydis tamprumui), tuo daugiau širdies susitraukimo metu generuojamos energijos sukaupta arterinės sienelės.

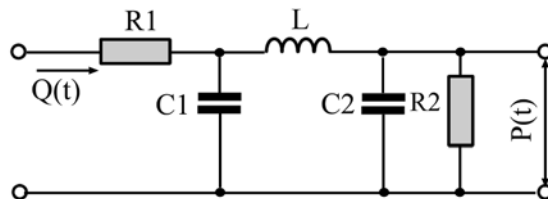
Kraujotakos sistemos modeliavimui, priklausomai nuo keliamų uždavinių, pasirenkami skirtingi modeliai (Shi, Lawford, & Hose, 2011). Registravimas fotopletizmografu DPB dažniausiai atliekamas periferinėje kraujotakos dalyje 2.1 pav., kur smulkiųjų arterijų funkcijos įtaka jos formai yra didžiausia. Keturių elementų

2.4 lentelė. Kraujotakos parametrų elektriniai analogai

Kraujotakos parametrai	Vienetai	
	Hemodinaminiai	Elektriniai
Arterinis spaudimas P	1mmHg	1V
Kraujo srautas (debitas) Q	1 cm ³ /s	1A
Hemodinaminis pasipriešinimas R	1 g cm ⁻⁴ s ⁻¹	10 ⁻³ Ω
Tamprumas C	1 g·cm ⁴ s ²	10 ⁻³ F
Inertiškumas L	1 g·cm ⁻⁴	10 ⁻³ H

Dydžių dimensijų pavadinimai: N – Niutonas, J – džaulis, C – kulonas, s – sekundė, Ω – omas, F – faradas, H – henris

Windkessel modelis (Westerhof, Lankhaar, & Westerhof, 2008) 2.12 pav. įvertina tiek didžiųjų ((2.20) pirmasis dėmuo), tiek periferinių ((2.20) antrasis dėmuo) arterijų įtaką spaudimo pulsinei bangai, todėl jis pasirinktas SPB generavimui. Jo įvestyje 2.11 pav. veikia srovės šaltinis – kraujo srauto $Q(t)$ analogas, o išvestyje gaunama įtampa – arterinio kraujospūdžio $P(t)$ analogas. Elektrinės varžos $R1$, $R2$ yra hemodinaminio pasipriešinimo elektriniai analogai, o elektrinės talpos elementai $C1$, $C2$ – tamprumo analogai. Induktyvumas L yra arterinėje sistemoje esančios kraujo masės inercijos modelis.



2.12 pav. Arterinės sistemos keturių elementų elektrinis Windkessel modelis

Arterinės sistemos atkarpos (AB) 2.11 pav. perdavimo funkcija Laplaso erdvėje, remiantis modeliu 2.12 pav., užrašoma trečios eilės lygtimi:

$$H(s) = K \frac{1}{s^3 + Xs^2 + Ys + Z}, \quad (2.12)$$

$$K = \frac{1}{C_2 \cdot C_1 \cdot R \cdot L}, \quad (2.13)$$

$$X = \frac{1}{C_1 \cdot R} + \frac{1}{C_2 \cdot R_2}, \quad (2.14)$$

$$Y = \frac{1}{C_2 \cdot C_1 \cdot R \cdot R_2} + \frac{1}{C_1 \cdot L} + \frac{1}{C_2 \cdot L}, \quad (2.15)$$

$$Z = \frac{1}{C_2 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot L}. \quad (2.16)$$

Pasibaigus širdies susitraukimui (sistolinei kardiociklo daliai), kraujo srautas į arterinę sistemą nutrūksta. Diastolės metu procesai, vykstantys arterinėje sistemoje, nebeprislauso nuo šaltinio, o modelio perdavimo funkciją, įgauna paprastesnę išraišką:

$$H_D(s) = K_D \frac{1}{s^3 + Xs^2 + Ys + Z}, \quad (2.17)$$

$$\text{čia } X = \frac{1}{C_2 \cdot R_2}, \quad Y = \frac{1}{C_1 \cdot L} + \frac{1}{C_2 \cdot L}, \quad Z = \frac{1}{C_2 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot L}. \quad (2.18)$$

Lygtis (2.28) užrašoma į žemesnės eilės lygčių suma:

$$H_D(s) = K_D \left(\frac{A}{s + m} + \frac{B}{s^2 + ns + p} \right). \quad (2.19)$$

Lygties (2.30) sprendinys laiko srityje:

$$P(t)_{diastole} = a_1 e^{-a_2 t} + a_3 e^{-a_4 t} \cos(a_5 t - a_6). \quad (2.20)$$

Lygtis (2.20) aprašo SPB galinio fronto formą – *Windkessel* modelio perdavimo funkciją. Naudojant optimizavimo metodus (greičiausio gradiento metodą), koeficientų (2.20) reikšmės parenkamos taip, kad modelio generuojamos ir matuojamos SPB galinių frontų reikšmės sutaptų norimu tikslumu. Žinant koeficientų reikšmes, paskaičiuojami standumo įverčiai $C1$, $C2$:

$$C1 = \frac{2a_4((a_2 + a_4)^2 + a_5^2)}{(R \cdot a_2 \cdot (2a_4 + a_2)(a_4^2 + a_5^2))}, \quad C2 = \frac{1}{R(2a_4 + a_2)}, \quad L = \frac{1}{a_5^2 C2}. \quad (2.21)$$

Naudojamos ir paprastesnės, mažiau skaičiavimo resursų reikalaujančios, arterinės sistemos standumo įverčių skaičiavimo išraiškos.

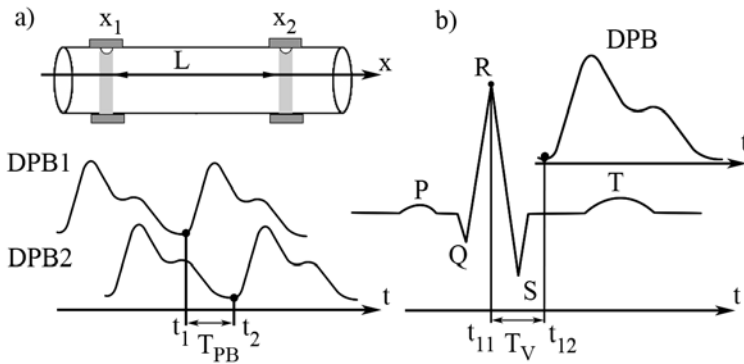
$$C1 \approx \frac{1}{a_2 R}, C2 \approx \frac{1}{a_4 2R}, L \approx \frac{1}{a_5^2 C2}. \quad (2.22)$$

PBG skaičiavimas arterinės sistemos standumui vertinti. Pulsinės bangos sklidimo greičiu (Peter et al., 2014), kaip kraujagyslės būklės standumo įverčių susidomėta 20 amžiaus pradžioje. Pulsinės bangos sklidimo greitis, ypač aortoje, pasirodė esąs svarbus, ir nepriklausomas kraujotakos sutrikimų prognostinis indeksas (požymis). PBG greitis auga, augant kraujagyslės standumui ir skaičiuojamas pagal Moens-Korteweg lygtį:

$$PBG = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho \cdot r_d}}; \quad (2.23)$$

čia E – arterinės sienelės Jungo modulis, h – arterinės sienelės storis, r_d – arterinės sienelės spindulys diastolės pabaigoje, ρ – kraujo tankis.

Pulsinės bangos sklidimo greičiui (PBG) rasti naudojami du metodai. Naudojant pirmąjį metodą DPB signalas registruojamas tuo pačiu metu dviejuose, žinomu atstumu (L) nutolusiuose taškuose 2.13 pav. (a). Pavyzdžiui, viena DPB registruojama virš miego arterijos (taškas x_1), o kita virš riešo arterijos (taškas x_2). DPB sklidimo laikas (T_{PB})



2.13 pav. Pulsinės bangos sklidimo laiko nustatymas: a – DPB signalas registruojamas dviejuose vienas nuo kito žinomu atstumu nutolusiuose taškuose (x_1, x_2) ir randamas vėlinimas tarp DPB pradžios taškų (T_{PB}); b – nustatomas vėlinimas tarp elektrokardiogramos R viršūnės ir DPB pradžios (T_V)

tai vėlinimas tarp šių dviejų DPB pradžios taškų: $T_{PB} = t_2 - t_1$. Pulsinės bangos greitis skaičiuojamas pagal išraišką: $PBG = L/T_{PB}$.

Naudojant antrąjį metodą, registruojama elektrokardiograma ir DPB. Sklidimo laikas skaičiuojamas kaip vėlinimas tarp EKG R dantelio viršūnės ir DPB pradžios taško $T_V = t_{12} - t_{11}$ 2.13 pav.(b). DPB sklidimo kelio reikšmė (L), gaunama nustatant atstumą liniuote odos paviršiuje.

Klinikinėje praktikoje registruojant DPB magnetiniu rezonansu arba ultragarsu, gali būti randamas PBG (Li, Cui, & Drzewiecki, 1990). Magnetinis rezonansas turi

privalumą: pavyksta tiksliai nustatyti DPB sklidimo kelią. Tačiau registravimas šiuo būdu užima daug daugiau laiko, jis brangus ir sunkiai prieinamas platesniems klinikiniams tyrimams, todėl taikant šį metodą, atlikta palyginti ne daug darbų.

Stebima didelė koreliacija tarp PBG reikšmių, gautų fotopletizmografiniu ir ultragarsiniu metodais, todėl fotopletizmografinis metodas puikiai tinka tiek ambulatoriniams, tiek dėvimoms kraujotakos būklės stebėjimo sistemoms realizuoti.

2.3.2. Fotopletizmografinio signalo analizė kraujospūdžiui rasti

Atlikta analizė 2.1 lent. parodė, kad standumo įverčių reikšmėms gauti reikalingas kraujospūdžio registravimas, todėl naudojami įvairūs FPGS analizės metodai kraujospūdžio reikšmėms skaičiuoti.

Perdavimo funkcijos metodas. Spaudimo pulsinės bangos (SPB) reikšmėms rasti, kai fotopletizmografu matuojama DPB, gal būti sudaryta perdavimo funkcija $H(\omega)$ (Sandrine C. Millasseau et al., 2000). Šiam tikslui registruojamos riešo arterijos SPB ir DPB. Spaudimo pulsinė banga matuojama tonometriniu būdu, o DPB – fotopletizmografiniu. Matuojama po šešias kiekvieno proceso bangas. Išmatuotos bangos normalizuojamos laiko atžvilgiu taip, kad kiekvienos jų trukmė būtų 1s. Atlikus pulsinių bangų vidurkinimą pagal ansamblį ir sudarius reprezentacines spaudimo $\overline{SPB}(n)$ ir deformacijos $\overline{DPB}(n)$ pulsines bangas, randama perdavimo funkcija dažnių srityje:

$$H(\omega) = \frac{GFT(\overline{SPB}(n))}{GFT(\overline{DPB}(n))}; \quad (2.24)$$

čia GFT – greitoji Furjė transformacija. Perdavimo funkcijai sudaryti naudojamos pirmos 10 harmonikų. Aukštesnės eilės harmonikos neturi didesnės įtakos pulsinės bangos formai.

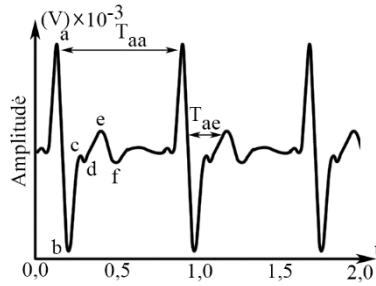
Naudojant perdavimo funkciją, paskaičiuotų ir tonometriniu metodu išmatuotų kraujospūdžio reikšmių vidurkių skirtumas neviršija 5mmHg, o išsibarstymas apie vidurkį neviršija 2mmHg. Žinant riešo arterijos SPB reikšmes galima rasti aortos SPB.

Aprašytas metodas suteikia galimybę paskaičiuoti ne tik maksimalią ir minimalią SPB reikšmes, bet leidžia atkurti riešo arterijos SPB formą. Šio metodo trūkumas – kalibravimo procedūra, kuriai atlikti reikia papildomos įrangos riešo SPB matuoti.

Kraujospūdžio nustatymas taikant FPGS antrą išvestinę pristatytas darbe (Fukushima, Kawanaka, Bhuiyan, & Oguri, 2013), kuriame kraujospūdžiui skaičiuoti naudojama lygtis:

$$AKS = ST \times PP; \quad (2.25)$$

čia AKS – arterinis kraujospūdis, ST – smūginis tūris, PP – periferinis pasipriešinimas. Reikšmės ST ir PP gaunamos taikant daugialypę regresinę analizę kurioje dalyvauja simpatinės nervinės reguliacijos aktyvumo indeksas (NRA_i) ir požymių, formuojamų naudojant FPGS antros išvestinės kreivės viršūnes, rinkinys $\{T_{ab}, T_{ac}, T_{ad}, T_{ae}, T_{af}, T_{bc}, T_{bd}, T_{be}, T_{bf}, T_{cd}, T_{ce}, T_{cf}, T_{de}, T_{df}, T_{ef}\}$ 2.14 pav.

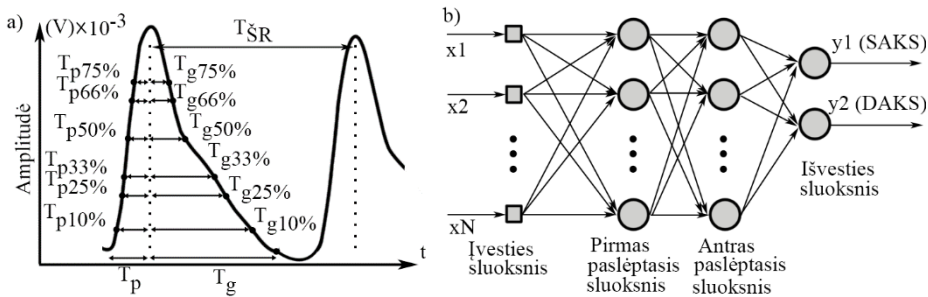


2.14 pav. FPGS antros išvestinės kreivė

SNR gaunamas paskaičiuavus T_{aa} reikšmių sekas, vadinamos ritmograma (ŠR), spektrą.

Dėl amžiaus, ligos ar vaistų poveikio DPB antroji viršūnė nenyksta, todėl charakteringi taškai $\{d, e, f\}$ gali būti prarasti. Net ir nedidelė triukšmo dalis, likusi po signalo paruošimo, sąlygoja melagingų smailių atsiradimą antros išvestinės kreivėje.

Kraujospūdžio nustatymas taikant neuroninį tinklą. FPGS signalo analizei SAKS ir DAKS reikšmėms rasti autoriai (Kurylyak, Lamonaca, & Grimaldi, 2013) siūlo dviejų paslėptųjų sluoksnių neuroninį tinklą 2.15 pav. (b) su N įvesčių. Kiekvienai įvesčiai priskiriamas parametras iš rinkinio X , kurį sudaro FPGS formą nusakančios reikšmės 1) T_p – priekinio fronto trukmė, 2) T_g – galinio fronto trukmė, 3) FPGS priekinio ir galinio frontų amplitudės reikšmės laiko momentais, sudarančiais $x\%$ nuo priekinio fronto $T_{px\%}$ ir nuo galinio fronto $T_{gx\%}$ trukmės 2.15 pav. (a). Į parametru rinkinį įtraukiamas ir širdies ritmas $T_{ŠR}$.



2.15 pav. FPGS formos charakteringi taškai (a) ir FPGS analizei skirtas dviejų sluoksnių neuroninis tinklas (b)

FPGS signalo forma priklauso ne tik nuo arterinio kraujospūdžio, bet ir nuo arterijos sienelių savybių, kurios kiekvienam individui skirtingos, o žmogui senstant, keičiasi (Lazović, Mazić, Zikich, & Žikić, 2015), todėl neuroniniam tinklui reikalingas apmokymas. Ši priežastis riboja metodo taikymą asmeninio naudojimo dėvimose sistemose.

FPGS lėtai kintantis galinis frontas ypač jautrus triukšmo įtakai, todėl viena didžiausių problemų su kuria susiduriama naudojant FPGS charakteringus taškus kraujotakos parametrus skaičiuoti, tai triukšmo ir FPGS signalo paruošimo (filtravimo) metodų įtaka FPGS formai (Dae-Geun, Farooq, Seung-Hun, Choong-Won, & Minsoo, 2012).

Kraujospūdžio nustatymas taikant mašininį mokymą. SAKS ir DAKS reikšmėms iš FPGS signalo rasti darbe (Monte-Moreno, 2011) siūloma naudoti mašininį mokymą. Sistema sudaryta iš trijų dalių:

- 1) judesio triukšmo neišgadintų signalo atkarpų aptikimo posistemė,
- 2) sistemos apmokymui naudojamų požymių reikšmių skaičiavimo posistemė,
- 3) sprendimo priėmimo posistemė.

Pirmoji posistemė aptinka *Imin* judesio triukšmo neišgadinto signalo atkarpą. Šioje atkarpoje formuojamas $5s$ dydžio langas. Langas per atkarpą slenka su 50% persidengimu. Į šį langą patenkančios reikšmės dalyvauja požymių vektoriaus:

$$X = [KTE^\mu, KTE^\sigma, KTE^{asim}, H, PD\check{z}], \quad (2.25)$$

formavime.

Atlikus į langą patekusio signalo filtravimą, randamas signalo perėjimų per nulinės reikšmės liniją dažnis ($PD\check{z}$). Šis požymis įtraukiamas į požymių vektorių. Kitiems požymiams rasti skaičiuojamas signalo reikšmių spektras. Paskaičiuojama spektro entropija H . Maža entropijos reikšmė laikoma signalo be triukšmo požymiu. Likusių požymių reikšmėms rasti skaičiuojama į langą patekusio signalo harmonikų „Kaiser–Teager” energija (KTE). Į požymių vektorių įtraukiamos vidurkio KTE^μ , dispersijos KTE^σ ir KTE histogramos asimetrijos koeficiento KTE^{asim} reikšmės.

Mašininio mokymo ir neuroninio tinklo taikymui būtinas apmokymas. Šis faktas labai apriboja šių metodų diegimą asmeninio naudojimo sistemose. Aprašyta mašininį mokymą taikanti FPGS analizės sistema, reikalauja daug didesnių skaičiavimo resursų nei kiti apžvelgti analizės metodai, todėl jos realizavimas dėvimoje sistemoje yra neracionalus.

Arterinio kraujospūdžio nustatymas, naudojant pulsinės bangos sklidimo greitį. Bangos sklidimo greitis:

$$v = \sqrt{F/M}; \quad (2.26)$$

čia F – įtempimo jėga, M – stygos masė charakterizuojanti inerciją.

Iš lygties (2.26) akivaizdu, kad didėjant įtempimo jėgai, didėja ir bangos sklidimo greitis. Įtempimo jėga ir inercija apsprendžia DPB sklidimo greitį kraujagyslėse. Arterijos atveju inerciją nusako kraujo ir sienelės masė. Kadangi sienelės masė daug mažesnė už kraujo masę, tai inerciją apibudina kraujo tankis. Širdies susitraukimo metu, augant plečiančiam kraujospūdžiui, arterijoje atsiranda įtempimo jėga F , gražinanti sienelę į pusiausvyros padėtį. Jos dydis priklauso nuo sienelės standumo. Remiantis šiuo principu, kuriamos metodikos, nenutrūkstamam kiekvieno dūžio (*angl. beat to beat*) kraujospūdžio registravimui.

Priklausomybė tarp arterinio kraujospūdžio (AKS) ir PBG gaunama remiantis Moens-Korteweg lygtimi (2.23). Kadangi arterijos standumą nusakančio Jungo modulio (E) gyvame organizme išmatuoti neįmanoma, tai vietoj jo naudojami įvairūs standumo įverčiai 2.1 lent. . Daugelio mokslininkų darbai rodo, kad PBG priklauso ne tik nuo AKS, bet ir nuo lyties, amžiaus ir ligų (pvz. aterosklerozė) (Foo, Lim, & PingWang, 2006), todėl prietaisai naudojantys PBG kraujospūdžio reikšmėms rasti

turi būti kalibruojami kiekvienam vartotojui atskirai. Kalibravimo procedūra turi būti tokia, kad ją galėtų atlikti kiekvienas, prietaisą naudojantis pacientas.

Nenutrūkstamam sistolinio kraujospūdžio stebėjimui pasiūlyta (Gesche, Grosskurth, Kuchler, & Patzak, 2012) empirinė matematinė priklausomybė $SAKS = f(PBSL, SAKS_0)$, į kurią, prieš atliekant skaičiavimus, turi būti įrašoma $SAKS_0$ reikšmė:

$$SAKS_{PBG} = P_1 \cdot PBG \times e^{P_3 \cdot PBG} + P_2 \times PBG^{P_4} - (SAKS_{PBG} - SAKS_0); \quad (2.27)$$

čia $P_1=700$, $P_2=766000$, $P_3=-1$, $P_4=4$ – reikšmės gautos aproksimuojant eksperimentų rezultatus mažiausių kvadratų metodu.

Autoriai (Shriram, Wakankar, Daimiwal, & Ramdasi, 2010) $SAKS$ reikšmėms skaičiuoti siūlo išraišką:

$$SAKS = \frac{1}{\alpha} \left[\ln \left(\frac{L^2 d \cdot SAKS_0}{E \cdot h} \right) - 2 \ln(PBSL) \right]; \quad (2.28)$$

čia d – riešo arterijos skersmuo $\sim 2mm$, h – arterijos sienelės storis $\sim 1mm$, α – konstanta $0,016 \leq \alpha \leq 0,018$, E – arterijos sienelės Jungo modulis. Kalibravimo metu parenkama konstantos α reikšmė.

Pulsiniam arteriniam kraujospūdžiui ($\Delta P = SAKS - DAKS$) (Qiao et al., 2009) siūlo išraišką:

$$PAKS = \frac{2}{\alpha \cdot PBSL} d; \quad (2.29)$$

čia d – riešo arterijos skersmuo $2mm$, α – kalibravimo metu parenkama konstanta $0,016 \leq \alpha \leq 0,018$.

Elektrokardiogramos signalui gauti naudojami biopotencialą registruojantys prietaisai (elektrokardiografai). Fizinio aktyvumo metu ar kylant aplinkos temperatūrai, didėja kūno prakaitavimas. Tai tampa rimtu trukdžiu biopotencialui registruoti. Sprendžiant šią problemą kuriami alternatyvūs metodai.

Kraujospūdžio nustatymas naudojant balistokardiogramą. Širdžiai perkeliant kraujo masę į arterinę sistemą pulsuoja visas kūnas. Signalas gaunamas registruojant šį pulsavimą, elektromechaniniu jutikliu (*angl. EMF – electromechanical film sensor*) yra vadinamas balistokardiograma (BKG). Atlikti darbai (Pinheiro, Postolache, & Girao, 2009) rodo, kad BKG ir FPGS pulso bangų vėlinimo reikšmės koreliuoja su PBSL, todėl BKG naudojimas vietoj EKG turi potencialias galimybes realizuojant dėvimas sistemas nenutrūkstamam kraujospūdžio registravimui.

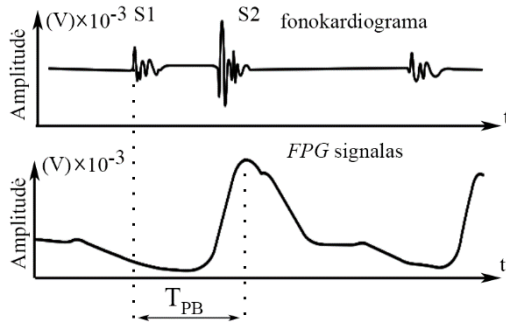
Kintant arterijų tonusui (pavyzdžiui dėl vaistų poveikio; glyceril trinitrate, angiotensin II, norepinephrine, salbutamol) kinta prieš sistolinis periodas (PSP) (laikas tarp EKG R viršūnės ir širdies vožtuvų atsidarymo (*angl. pre ejection period*)), todėl kraujospūdžio skaičiavimo algoritmai, naudojantys PBSL, turi nuolat perskaičiuoti juose naudojamų koeficientų reikšmes (Payne, Symeonides, Webb, & Maxwell,

2006). Toks metodas, kuriame naudojamos širdies susitraukimo periodo (T_{SR}) ir PBSL reikšmės, pristatytas darbe (Cattivelli & Garudadri, 2009). Kraujospūdžiui skaičiuoti sudarytose lygtyse:

$$\begin{aligned} SAKS &= a_1 \cdot PBSL + b_1 \cdot T_{SR} + c_1, \\ DAKS &= a_2 \cdot PBSL + b_2 \cdot T_{SR} + c_2; \end{aligned} \quad (2.30)$$

naudojami parametrai $\{a_1, a_2, b_1, b_2, c_1, c_2\}$, kurių reikšmės randamos atliekant kalibravimo procedūrą. Šiam tikslui išmatuojama 10 ÷ 40 SAKS, DAKS, T_{SR} reikšmių. Kadangi šios reikšmės privalo būti išmatuotos nuosekliai, kiekvieno širdies dūžio metu, todėl reikalinga speciali įranga. Po pirminio kalibravimo, reikšmės $\{a_1, a_2, b_1, b_2, c_1, c_2\}$, naudojant rekursinį mažiausių kvadratų metodą, perskaičiuojamos kiekvieno širdies dūžio metu. Adaptyvus parametru reikšmių keitimas leidžia sumažinti rezultatų paklaidas, atsirandančias dėl priešsistolinio periodo.

Kraujospūdžio nustatymas naudojant fonokardiogramą. Širdies susitraukimą lydi būdingi garsai vadinami Korotkovo garsais, kurie registruojami endostetoskopo pagalba. Endostetoskopo registruojamas signalas yra vadinamas fonokardiograma 2.16 pav.



2.16 pav. FPGS vėlinimo laiko T_{PB} nustatymas: laikas T_{PB} randamas skaičiuojant vėlinimą tarp fonokardiogramos viršūnės $S1$ ir FPGS maksimalios reikšmės

Pulsiniam arteriniam kraujospūdžiui skaičiuoti (Foo et al., 2006) naudojamas vėlinimas tarp fonokardiogramos viršūnės $S1$ ir FPGS maksimumo:

$$PAKS = -0,425 \times T_{PB}; \quad (2.31)$$

čia PAKS – pulsinis arterinis kraujospūdis, T_{PB} – vėlinimas tarp fonokardiogramos viršūnės $S1$ ir DPB maksimumo. Sistolinio arterinio kraujospūdžio radimui yra siūloma eksperimentiniu būdu gauta išraiška (Shukla et al., 2015):

$$SAKS = -0,425 \times T_{PB} + 214. \quad (2.32)$$

Kvėpavimas yra stiprus triukšmo šaltinis fonokardiogramai, todėl kraujospūdžio reikšmių gautų naudojant vėlinimą T_{PB} išsibarstymas, daug didesnis lyginant su reikšmėmis, gautomis naudojant PBSL (Wong, Poon, & Zhang, 2006).

Infra-V Smart Watch (Infra-V technologies Inc., Florida USA) 2.17 pav. tai laikrodžio tipo dėvimas kraujospūdžio ir širdies ritmo registravimo sistema.



2.17 pav.. Laikrodžio tipo dėvima kraujospūdžio ir širdies ritmo registravimo sistema Infra-V Smart Watch (Infra-V technologies Inc., Florida USA)

Šioje sistemoje realizuotas sistolinio kraujospūdžio skaičiavimo metodas naudoja PBSL reikšmes ("Infra-V Smart Watch," 2015).

Atlikta apžvalga ir analizė parodė, kad fotopletizmografinis DPB registravimas ir analizė yra racionalus pasirinkimas dėvimoms realaus laiko kraujotakos parametru stebėjimo ir apdorojimo sistemoms kurti.

Kuriant realaus laiko dėvimas kraujotakos parametru stebėjimo sistemas susiduriama su racionalaus energijos resursų paskirstymo tarp signalo įvedimo, filtravimo (paruošimo) ir analizės uždavinių.

Dėvimose kraujotakos parametru registravimo ir apdorojimo sistemose, realizuojančiuose fotopletizmografinį metodą, naudojamų skaitmeninio filtravimo metodų apžvalga ir analizė pateikta kitame skyriuje.

2.4. Fotopletizmografinio signalo paruošimas

Sistemose, kuriose realizuotas fotopletizmografinis DPB registravimo metodas, kraujotakos parametru reikšmės randamos trimis etapais:

- 1) fotopletizmografinio signalo (FPGS) paruošimas,
- 2) FPGS analizė (FPGS parametru reikšmių radimas), taikant signalų apdorojimo metodus,
- 3) kraujotakos parametru reikšmių skaičiavimas.

2.4.1. Fotopletizmografinio signalo adaptyvaus filtravimo skaičiavimo resursų sąnaudos

Paruošimo etapo tikslas iš fotopletizmografinio jutiklio išvesties signalo išskirti FPGS. Triukšmas ir FPGS užima tą pačią dažnių juostą, o signalo atskyrimas nuo triukšmo, turinčio tą pačią dažnių juostą, yra sudėtingas uždavinys. Jam spęsti naudojami filtravimo metodai. Įprasta, fotopletizmografinio signalo paruošimo etape, naudoti adaptyvius filtrus. Jutiklio išvesties signalas $x(n)$ susideda iš FPGS signalo $s(n)$ ir triukšmo $v(n)$. Nors adityvus ir multiplikatyvus triukšmas vienodai tikėtinas, tačiau dažniausiai daroma prielaida, kad triukšmas adityvus:

$$x(n) = s(n) + v(n). \quad (2.33)$$

Žinomos kelios signalo $s()$ atskyrimo nuo triukšmo $v()$ idėjos. Viena iš jų yra registruoti $x(n)$ ir $v()$ signalus. DKPSS sistemose triukšmo signalo reikšmėms matuoti

dažniausiai naudojami pagreičio matuokliai (Comtois & Mendelson, 2007; Han & Kim, 2012; Milanesi et al., 2006) arba papildomi foto jutikliai.

Antruoju atveju matuojamas tik $x()$ signalas. Abiem atvejais stengiamasi rasti tokias filtro perdavimo funkcijos vektoriaus \mathbf{w} reikšmes, su kuriomis vidutinė kvadratinė paklaida būtų mažiausia:

$$\min \|s(n) - \hat{s}(n)\|. \quad (2.34)$$

Fotopletizmografinio signalo paruošimo etape, sprendžiant adaptyvaus filtravimo uždavinį, didžioji dalis skaičiavimo resursų eikvojama filtro perdavimo funkcijos koeficientų $w(n)$ reikšmėms skaičiuoti. Todėl šiame skyriuje atlikta adaptyvių ribotos impulsinės reakcijos (RIR) filtrų $w(n)$ skaičiavimo algoritmų apžvalga ir analizė.

Mažiausių kvadratų metodas Vienas iš populiariausių metodų naudojamų adaptyviems filtrams sudaryti yra mažiausių kvadratų metodas (MKM). Tokį L -tos eilės filtrą realizuojančio algoritmo operacijų sudėtingumas yra $O(L)$ (Arezki, Benallal, & Berkani, 2009), o perdavimo funkcijos koeficientai $w(n)$ skaičiuojami (Jones et al., 2009):

$$e(n) = d(n) - \mathbf{w}^T \mathbf{s}(n); \quad (2.35)$$

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + 2\mu \cdot e(n) \cdot \mathbf{s}(n); \quad (2.36)$$

čia μ – žingsnio reikšmė, kurią keičiant keičiamas konvergavimo greitis, $\mathbf{s}(n)$ – filtro įvesties reikšmės, kur L yra filtro eilė ir $\mathbf{s}(n) = [x(n), x(n+1), \dots, x(n+L-1)]$, $\mathbf{w}(n)$ – filtro perdavimo funkcijos koeficientų vektorius. Keičiant filtro koeficientus $w(n)$, skaičiuojamos paklaidų $e(n)$ reikšmės (2.35). Koeficientai keičiami taip, kad skirtumas tarp signalo filtro išvestyje gaunamo ir norimo signalo būtų mažiausias (2.34). Adaptyvaus ribotos impulsinės reakcijos (RIR) filtro perdavimo funkcijos koeficientų skaičiavimo MKM metodu algoritmas ir jo operacijų sudėtingumas, kai filtro eilė $L = 64$, pateiktas 2.5 lent. Jei, signalo diskretizavimo dažnis $F_d = 1 \text{ KHz}$ tai, realaus laiko sistemoje filtro išvesties reikšmė turi būti paskaičiuota per $T_d = 1 \text{ ms}$. Tada vienos operacijos trukmė privalo būti: $T_{op} = T_d / N_{op}$, o procesoriaus taktinis dažnis $F_{proc} = 1 / T_{op}$.

2.5 lentelė. Adaptyvaus RIR filtro koeficientų skaičiavimo MKM metodu algoritmas ir operacijų sudėtingumas

	Operacijos sudėtingumas	Operacijų kiekis
For n=1:L		
{ $e(n) = d(n) - \mathbf{x}(n)^T \cdot \mathbf{w}(n)$	$O(2L)$	128
$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu \cdot e(n) \cdot \mathbf{x}(n)$	$O(L)$	64
}		$N_{op} = 192$
Operacijų skaičius visiems L koef. paskaičiuoti		Viso: $L \times N_{op} = 24576$

čia N_{op} – operacijų kiekis vienam perdavimo funkcijos $w()$ elementui rasti.

Realizuojant $L=32$ eilės filtrą MKM vienos operacijos trukmė: $T_{op} = 10^{-3}/12288 = 8.14 \times 10^{-8} s$, o procesoriaus taktinis dažnis: $F_{proc} = 1/T_{op} \geq 12,3\text{MHz}$. Skaičiavimo režime, kai $F_{proc} = 1\text{MHz}$, procesoriaus STM32 Cortex M4, skaičiavimų režime vartojama srovė $I_{proc} = 137\mu\text{A/MHz}$ (palyginimui TI, sistemoje „Single Chip Pulse Oximeter“ naudojamas „ultra low power“ mikrokontroleris MSP432F2x kurio vartojama srovė $200\mu\text{A/MHz}$). Atliekant filtravimą MKM, suvartojama srovė $I_{proc} = 137 \times 12,3\text{MHz} \approx 1,69 \text{ mA}$.

Rekursinis mažiausių kvadratų metodas. Kitoje adaptyvių filtrų grupėje naudojamas rekursinis mažiausių kvadratų metodas (RMKM). Šių algoritmų operacijų sudėtingumas $O(L^2)$ (Arezki et al., 2009), o koeficientai skaičiuojami pagal išraiškas (Benesty & Gansler, 2004):

$$R^{-1}(n) = \frac{R^{-1}(n-1)x(n)}{\lambda + x^T(n)R^{-1}(n-1)x(n)}; \quad (2.37)$$

$$G(n) = \lambda^{-1}R^{-1}(n-1) - R^{-1}(n)\lambda^{-1}R^{-1}(n-1)x^T(n); \quad (2.38)$$

$$w(n) = w(n-1) + \hat{s}(n)G(n); \quad (2.39)$$

$$e(n) = d(n) - \mathbf{x}^T(n)w(n); \quad (2.40)$$

čia $\mathbf{R}(n)$ – įvesties signalo kovariacijų matricos reikšmės, λ – kovariacijų matricos tikrinė reikšmė, $\mathbf{G}(n)$ – konvergavimo gradiento vektorius, $d(n)$ – norimas filtro išvesties signalas.

2.6 lentelė. Adaptyvaus RIR filtro koeficientų skaičiavimo RMKM metodu algoritmas ir operacijų sudėtingumas

	Operacijos sudėtingumas	Operacijų kiekis
For n = 1:L		
{		
$\mathbf{R}^{-1}(n-1)$	$O(L^2)$	4096
Skaičiuojama $\mathbf{R}^{-1}(n)$	$O(L^2)$	4096
$\mathbf{k}(n) = \mathbf{R}^{-1}(n-1) \mathbf{x}(n)$	$O(L)$	64
$\mathbf{R}^{-1}(n) = \mathbf{k}(n)/(\lambda + \mathbf{x}^T(n)\mathbf{k}(n))$	$O(L)$	64
$\mathbf{G}(n) =$	$O(L^2)+$	
$\frac{1}{\lambda} \left[\mathbf{R}^{-1}(n-1) - \frac{\mathbf{k}(n)\mathbf{k}^T(n)}{\lambda + \mathbf{x}^T(n)\mathbf{k}(n)} \right]$	$O(L^2)$	8192
$e(n) = d(n) - \mathbf{x}^T(n)\mathbf{w}(n)$	$O(L)$	64
$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu e(n) \mathbf{G}(n)$	$O(L)$	64
}		$N_{op} = 16640$
Operacijų skaičius visiems L koef. paskaičiuoti		Viso: $L \times N_{op} = 1064960$

Adaptyvūs filtrų algoritmai naudojantys RMKM, pasižymi ypač sparčiu konvergavimu ir mažomis paklaidomis (Marque et al., 2005). Tačiau jų sudėtingumas

didesnis nei kitų adaptyvių filtravimo algoritmų (Milanesi et al., 2006). Adaptyvaus RIR filtro perdavimo funkcijos koeficientų skaičiavimo RMKM metodu algoritmas ir atliekamų operacijų sudėtingumas pateiktas 2.6 lent.

Realizuojant $L = 64$ eilės realaus laiko ($T_d = 1\text{ms}$) RMKM filtrą, vienos operacijos trukmė: $T_{op} = 10^{-3}/1064960 = 9,39 \times 10^{-9} \text{ s}$, o procesoriaus taktinis dažnis turi būti: $F_{proc} = 1/T_{op} \geq 1,0\text{GHz}$. Parinkus filtro eilę $L = 32$, procesoriaus taktinis dažnis: $F_{proc} = 1/T_{op} \geq 135\text{MHz}$. Šiuo atveju atliekant filtravimą RMKM procesoriaus suvartojama srovė $I_{proc} = 137 \times 135\text{MHz} \approx 18,5 \text{ mA}$.

Naudojant adaptyvius filtrus, galima pasiekti didelio tikslumo ir spartaus konvergavimo, tačiau tai pasiekama didesnio algoritmų sudėtingumo sąskaita.

Kadangi dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos turi ribotus energijos ir skaičiavimų resursus, tai šių filtravimo metodų panaudojimas yra neracionalus, realizuojant dėvimas kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemas.

Vinerio filtras. Šis filtravimo metodas paremtas prielaida, jog signalas ir triukšmas stacionarūs, statistškai nepriklausomi ir žinomų jų spektrinių charakteristikų procesai, o triukšmas adityvus.

Metodo užduotis sudaryti laiko atžvilgiu invariantišką filtrą, kurio išvesties reikšmės $\hat{s}(n)$ garantuotą minimalią vidutinę kvadratinę paklaidą tarp $s(n)$ ir $\hat{s}(n)$ (2.33). Projektuojant Vinerio filtrą turi būti žinomos signalo ir triukšmo spektro tankio funkcijos (Izzetoglu, Devaraj, Bunce, & Onaral, 2005).

Adaptyvaus Vinerio filtro perdavimo funkcijos koeficientų skaičiavimo algoritmas ir jo operacijų sudėtingumas, kai filtro eilė $L = 64$, pateiktas 2.7 lent.

2.7 lentelė. Adaptyvaus Vinerio filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir operacijų sudėtingumas

	Operacijos sudėtingumas	Operacijų kiekis
For $n = 1:L$ { $\mathbf{R}_w(n) = E[\mathbf{w}(n) \cdot \mathbf{w}(n)]$ $e(n) = d(n) - \mathbf{R}_w(n) \mathbf{x}(n)$ $w(n+1) = w(n) + \mu \cdot e(n)$ } Operacijų skaičius visiems L koef. paskaičiuoti	$O(L^2)$ $O(L)$ $O(L)$	4096 64 64 $N_{op} = 4224$
		Viso: $L \times N_{op} = 270336$

$0 < \mu < 2/\lambda_{\max}$, λ_{\max} – didžiausia $\mathbf{x}(n)$ tikrinė reikšmė.

Realizuojant $L=64$ eilės realaus laiko ($T_d = 1\text{ms}$) Vinerio filtrą, vienos operacijos trukmė: $T_{op} = 10^{-3}/270336 = 3,7 \times 10^{-9} \text{ s}$, o procesoriaus taktinis dažnis: $F_{proc} = 1/T_{op} \geq 270\text{MHz}$. Skaičiavimo režime, kai $F_{proc} = 270\text{MHz}$, procesoriaus STM32 Cortex M4 vartojama srovė $I_{proc} = 137 \times 270\text{MHz} \approx 37,0 \text{ mA}$.

Atlikus Vinerio filtro kalibravimą, lyginant su kitais adaptyviais filtravimo algoritmais, gaunami geresni rezultatai algoritmo sudėtingumo, paklaidos dydžio bei santykio signalas – triukšmas atžvilgiu (Izzetoglu et al., 2005).

Realizuojant Vinerio filtrą, nereikalinga papildoma aparatūra triukšmo signalui registruoti. Kalibravimo būtinybė yra pagrindinis Vinerio filtro trūkumas, lyginant su adaptyvaus filtravimo metodais.

Kalmano filtro algoritmas tam pačiam laiko momentui paskaičiuoja išvesties ir įvesties reikšmes. Paklaidos vertei gauti palyginamos paskaičiuotos ir išmatuotos įvesties reikšmės. Įvesties paklaidos reikšmei pasiekus norimą vertę, suformuojama filtro išvesties reikšmė. Tuo būdu Kalmano filtro algoritmą aprašo dvi grupės lygčių:

- 1) modelio, einamuoju laiko momentu n , prognozuojančio įvesties reikšmės x_n koeficientų atnaujinimo lygtys (*angl. time update equation*),
- 2) modelio koeficientų atnaujinimo iki prognozuojamos ir išmatuotos reikšmės pasieks mažiausią skirtumą lygtys (*angl. measurement update*).

Prognozės modelį sudaro lygtys:

$$\hat{x}_n^- = A\hat{x}_{n-1} + Bv_n; \quad (2.41)$$

$$P_n^- = AP_{n-1}A^T + Q. \quad (2.42)$$

Įvesties reikšmių prognozės modelio koeficientų atnaujinimo modelį sudaro trys lygtys (2.43), (2.44), (2.45). Kiekvienam laiko momentui atnaujinamos modelio koeficientų reikšmės. Tam paskaičiuojamos *a priori* klaidos variacinė matrica \hat{P}_n^- :

$$P_n^- = E[e_n^- e_n^{-T}]; \quad (2.43)$$

čia $e_n^- \equiv x_n - \hat{x}_n^-$, \hat{x}_n^- – *a priori* reikšmės paskaičiuotos iš n -tuoju laiko momentu, *a posteriori* klaidos variacinė matrica P_n :

$$P_n = E[e_n e_n^T]; \quad (2.44)$$

čia $e_n \equiv x_n - \hat{x}_n$, \hat{x}_n – *a priori* reikšmės paskaičiuotos iš n -tuoju laiko momentu, Įvesties reikšmių modelio, koeficientų matricos K , atnaujinimas:

$$K_n = \frac{P_n^- H^T}{HP_n^- H^T + R}. \quad (2.45)$$

Įvesties reikšmių prognozavimas (skaičiavimas):

$$\hat{x}_n = \hat{x}_n^- + K_n(z_n - H\hat{x}_n^-); \quad (2.46)$$

čia K – ($L \times L$) filtro koeficientų matrica, o L – filtro eilė, $(z_n - H\hat{x}_n^-)$ – įvestyje pasirodysiančios reikšmės prognozės atnaujinimo matrica einamajam laiko momentui n . *A posteriori* klaidos kovariacinės matricos P_n atnaujinimas:

$$P_n = (I - K_n H)P_n^-. \quad (2.47)$$

Kalmano filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir jo operacijų sudėtingumas, kai filtro eilė $L=64$, pateiktas 2.8 lent.

Realizuojant $L=64$ eilės realaus laiko ($T_d = 1\text{ms}$) Vinerio filtrą, vienos operacijos trukmė: $T_{op} = 10^{-3}/811008 = 1,23 \times 10^{-9}$ s, o procesoriaus taktinis dažnis: $F_{proc} = 1/T_{op}$

$\geq 811\text{MHz}$. Skaičiavimo režime, kai $F_{proc} = 811\text{MHz}$, procesoriaus *STM32 Cortex M4* vartojama srovė $I_{proc} = 137 \times 811\text{MHz} \approx 111,0\text{ mA}$.

Akivaizdu, kad dėvimose sistemose, šio tipo filtrai turi turėti mažesnę eilę. Kai $L = 32$ vienos operacijos trukmė: $T_{op} = 10^{-3}/104448 = 9,57 \times 10^{-9}\text{ s}$, o procesoriaus taktinis dažnis: $F_{proc} = 1/T_{op} \geq 104\text{MHz}$. Skaičiavimo režime, kai $F_{proc} = 104\text{MHz}$, procesoriaus *STM32 Cortex M4* vartojama srovė $I_{proc} = 137 \times 104\text{MHz} \approx 14,31\text{ mA}$.

2.8 lentelė. Kalmano filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir jo sudėtingumas

	Operacijos sudėtingumas	Operacijų kiekis
For $n = 1:L$		
{		
$\hat{x}_n^- = A\hat{x}_{n-1} + Bv_n$	$2 \times O(L)$	128
$P_n^- = AP_{n-1}A^T + Q$	$2 \times O(L)$	128
$K_n = \frac{P_n^- H^T}{HP_n^- H^T + R}$	$O(L^2) + O(L^2)$	24096
$\hat{x}_n = \hat{x}_n^- + K_n(z_n - H\hat{x}_n^-)$	$2 \times O(L)$	128
$P_n = (I - K_n H)P_n^-$	$O(L^2)$	4096
}		$N_{op} = 12672$
Operacijų skaičius visiems L koef. paskaičiuoti		Viso $L \times N_{op} = 811008$

Nepriklausomų komponentių analizė. Filtro įvesties signalo n -toji realizacija x_n užrašoma komponentių su koeficientais suma:

$$x_n = a_{n1}s_1 + a_{n2}s_2 + \dots + a_{nj}s_j; \quad (2.48)$$

čia $n = 1, 2, \dots, N$, N – įvesties signalo realizacijų skaičius, $j = 1, 2, \dots, M$, M – nepriklausomų komponentių skaičius.

Įvesties signalų x_n rinkinį pažymėjus \mathbf{x} , o nepriklausomų komponentių rinkinį – \mathbf{s} bei jų koeficientus \mathbf{A} , lygtį (2.48) perrašome:

$$\mathbf{x} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{s}. \quad (2.49)$$

Lygtis (2.49) vadinama nepriklausomų komponentių modeliu, kurio komponentės s_j yra nepriklausomi atsitiktiniai dydžiai. Matricai \mathbf{A} , galima surasti atvirkštinę \mathbf{w} taip, kad:

$$\mathbf{s} = \mathbf{w} \cdot \mathbf{x}. \quad (2.50)$$

Kadangi \mathbf{A} ir \mathbf{s} nežinomi, tai ir nepriklausomų komponentių energija (variacija) bei eilė nežinoma. Lygtį (2.49) perrašome:

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}\mathbf{P}^{-1} \cdot \mathbf{Ps}; \quad (2.51)$$

čia \mathbf{P} – permutacijos matrica. Matrica \mathbf{Ps} turi tuos pačius elementus kaip ir \mathbf{s} , tik išdėstytus kita tvarka, o $\mathbf{A}\mathbf{P}^{-1}$ nauja nepriklausomų komponentių koeficientų matrica,

kurios reikšmes reikia rasti. Tai ir yra nepriklausomų komponentių analizės uždavinys.

Prieš atliekant filtravimą nepriklausomų komponentių metodu, dažniausia atliekamas signalo paruošimas (Zarzoso, Comon, & Kallel, 2006). Šiame etape atliekama:

- 1) įvesties matricos \mathbf{x} centravimas,
- 2) įvesties matricos „Balinimas“.

Centravimas atliekamas iš kiekvieno įvesties matricos komponento atimant vidurkį. „Balinimas“ reiškia veiksmų seka, kurią atlikus įvesties matricos komponentės tampa nekoreliuotos, o jų variacijos lygios vienetui. „Balinimas“ gali būti atliktas:

$$\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{E}\mathbf{D}^{-1/2} / \mathbf{E}^T \mathbf{x} ; \quad (2.52)$$

čia \mathbf{E} – ortogonalinė $E[\mathbf{x}\mathbf{x}^T]$ matricos tikrinių vektorių matrica, \mathbf{D} – tikrinių vektorių matricos istrižaininė matrica. Atlikus „balinimą“, pasikeičia transformacijos matricos \mathbf{A} reikšmės, o jos eilė N^2 sumažėja iki $N(N-1)/2$. Nepriklausomų komponentių filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir jo operacijų sudėtingumas, kai filtro eilė $L=64$, pateiktas 2.9 lent.

2.9 lentelė. Greitas nepriklausomų komponentių filtro koeficientų skaičiavimo algoritmas ir jo sudėtingumas

	Operacijos sudėtingumas	Operacijų kiekis $L = 64$
1) Pasirenkamos \mathbf{w} reikšmės		
2) centruojama matrica \mathbf{x}	$O(L^2) + O(L)$	4160
3) įvesties matricos \mathbf{x} „balinimas“		
3.1 kovar. matrica $E[\mathbf{x}\mathbf{x}^T]$	$O(L^2)$	4096
3.2 randama matr. \mathbf{E}	$O(L^2)$	4096
3.3 randama \mathbf{D}	$O(L^{3/2})$	512
3.4 $\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{E}\mathbf{D}^{-1/2} / \mathbf{E}^T \mathbf{x}$	$O(L^3)$	262144
4) KOL nekonverguoja		
4.1 $\mathbf{w}^{\text{nauja}} = E[\mathbf{x}g(\mathbf{w}^T\mathbf{x})] - E[g'(\mathbf{w}^T\mathbf{x})]\mathbf{w}$	$O(L^3)$	262144
4.2 $\mathbf{w} = \mathbf{w}^{\text{nauja}} / \ \mathbf{w}^{\text{nauja}}\ $	$O(2L)$	128
PABAIGA		
Jei konvergavimas pasiekiamas per 4 iteracijas		Viso $N_{op} = 2149120$

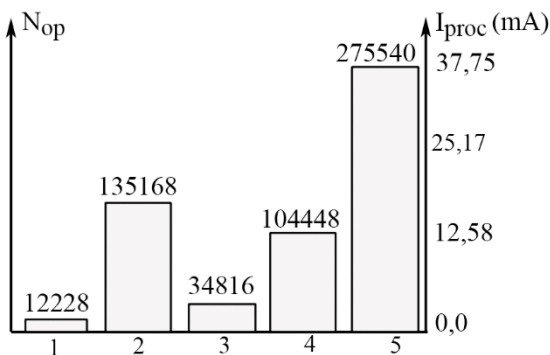
čia \mathbf{w}^+ – vektorius su atnaujintomis \mathbf{w} reikšmėmis, $g(u) = u \cdot \exp(-u^2/2)$.

Realizuojant $L=64$ eilės realaus laiko ($T_d = 1\text{ms}$) greitą nepriklausomų komponentių filtrą, vienos operacijos trukmė: $T_{op} = 10^{-3} / 2149120 = 4,65 \times 10^{-10} \text{ s}$, o procesoriaus taktinis dažnis: $F_{proc} = 1/T_{op} \geq 2,15\text{GHz}$. Skaičiavimo režime, kai $F_{proc} = 2,15\text{GHz}$, procesoriaus *STM32 Cortex M4* vartojama srovė $I_{proc} = 137 \times 2,15\text{GHz} \approx 294 \text{ mA}$.

Akivaizdu, kad dėvimose sistemose šio tipo filtrai turi turėti mažesnę eilę. Kai $L = 32$ vienos operacijos trukmė: $T_{op} = 10^{-3} / 275540 = 3,63 \times 10^{-9} \text{ s}$, o procesoriaus

taktinis dažnis: $F_{proc} = 1/T_{op} \geq 275\text{MHz}$. Skaičiavimo režime, kai $F_{proc} = 275\text{MHz}$, procesoriaus STM32 Cortex M4 vartojama srovė $I_{proc} = 137 \times 275\text{MHz} \approx 37,75 \text{ mA}$.

Dėvimos sistemos turi per mažai skaičiavimo resursų, kad jose būtų galima realizuoti $L=64$ eilės adaptyvų filtrą, todėl dažniausiai naudojami 32 eilės filtrai (McQueen, Peskin, & Yellin, 1982). Operacijų kiekis N_{op} vienai išvesties reikšmei rasti naudojant skirtingus algoritmus ($L = 32$) pateiktas 2.18 pav.



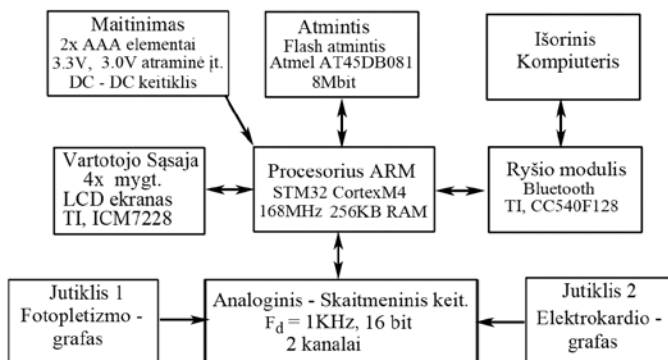
2.18pav. Operacijų kiekis vienai filtro išvesties reikšmei rasti (filtro eilė $L=32$) ir srovės suvartojimas naudojant skirtingus filtravimo metodus: 1 – adaptyvus RIR filtras naudojantis MKM metodą; 2 – adaptyvus RMKM filtravimo metodas; 3 – adaptyvus Vinerio filtras; 4 – adaptyvus Kalmano filtras; 5 – filtravimas, naudojant nepriklausomų komponentių analizę

Atlikta adaptyvių filtrų analizė rodo, kad įvesties signalo paruošimas realiaame laike imlus skaičiavimo resursams. Realizuojant adaptyvius filtrus dėvimose, realaus laiko sistemose, daugumos jų perdavimo funkcijos reikšmių skaičius turi būti mažesnis nei 64. Todėl jų realizavimas dėvimose sistemose yra neracionalus energijos suvartojimo požiūriu.

2.4.2. Dėvimos, realaus laiko kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos energijos suvartojimas

Bendra dėvimų kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemų struktūra parodyta 2.19 pav.

Dėvimose realaus laiko kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemose du jutikliai naudojami, kai registruojami du fiziologiniai signalai (pavyzdžiui, fotopletizmograma ir elektrokardiograma PBG rasti) arba, kai siekiama padidinti filtro darbo efektyvumą – registruojamas ne tik fiziologinis, bet ir triukšmo signalas.



2.19 pav. Dėvimų kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemų struktūra (Klingeberg & Schilling, 2012)

Procesoriaus ir analoginio – skaitmeninio keitiklio energijos suvartojimas.

Procesoriaus parinkimo kriterijai, norint realizuoti dėvimą sistemą: 1) dydis turi neviršyti 5mm×5mm, 2) procesoriuje turi būti integruotas dviejų kanalų, 16bitų, $F_d \geq 1KHz$ ASK, 3) norint realizuoti didesnę dalį apžvelgtų realaus laiko (kai $T_d \geq 1ms$) filtravimo algoritmų (kai $L \leq 64$), procesoriaus taktinis dažnis turi būti $F_{proc} \geq 150MHz$. Procesoriaus operatyviosios atminties kiekis nėra kritinis parametras, nes realizuojami mažos eilės realaus laiko adaptyvūs filtrai.

Atsižvelgiant į iškeltus kriterijus, DKPSS energijos suvartojimui tirti, pasirinktas ARM STM32 Cortex M4 procesorius.

Procesoriaus vartojama srovė. Tarkim, kad dėvima sistema turi tik vieną jutiklį, o FPGS paruošimui naudojamas, mažiausiai skaičiavimo ir energijos resursų reikalaujantis, adaptyvus RIR filtras (koeficientų reikšmių perskaičiavimui naudojamas MKM metodas). Tokiu atveju, per diskretizavimo periodą $T_d = 10^{-3}s$ turi būti atlikta $N_{filt} = 12288$ operacijų 2.18 pav. FPGS analizė atliekama vieną kartą per kardiociklą. Tarkime, kad širdies ritmas 60dūž/min, tai kardiociklo trukmė lygi 1s, o įvedamų (kai $T_d = 10^{-3}s$) kiekis $M = 1000$. Šiam reikšmių kiekiui apdoroti lokalių ekstremumų paieškos metodu reikia $N_{anal} = 1600$ operacijų. Analizės operacijų skaičius, tenkantis vienai kardiociklo milisekundai: $N_{anal}/M = 1600/1000 = 1,6$.

Bendras signalo paruošimo ir analizės operacijų skaičius, kuris turi būti atliktas per 1ms yra: $N_{bendras} = N_{filt} + N_{anal}/M = 12288 + 1,6 \cong 12290$. Tada FPGS apdorojimui realiaame laike procesoriaus taktinis dažnis turi būti:

$$F_{proc} = \frac{1}{T_{proc}} = \frac{1}{T_d / N_{bendras}} = \frac{1}{1,14 \times 10^{-8}} = 12,3MHz. \quad (2.53)$$

Atsižvelgiant į pasirinkto procesoriaus ARM STM32 Cortex M4 technines charakteristikas (aktyvaus režimo srovė $I_{proc} = 137\mu A/MHz$) filtravimo ir analizės algoritmams vykdyti vartojama srovė bus:

$$I_{proc} = F_{proc} \times 137 = 12,33 \times 137 = 1,69mA. \quad (2.54)$$

Analoginio – skaitmeninio keitiklio vartojama srovė. Integruoto ASK ($F_d = 1\text{KHz}$) vartojama srovė $I_{ASK} = 1,8\text{mA}$.

Jutiklio vartojama srovė. Fotopletizmografinį jutiklį sudaro šviesos diodas (šviesos srauto šaltinis) ir fotodiodas (šviesos srauto imtuvas). Šviesos diodas dirba $F_d = 1\text{KHz}$ impulsiniu režimu. Per jį (20% viso $T_d = 1/F_d$ periodo) teka 100mA srovė. Tokiu režimu dirbančio šviesos diodo suvartojama srovė $I_{jut} = 225\mu\text{A}$.

Signalų apdorojimo analoginės dalies vartojama srovė. Fotodiodo išvesties signalo stiprinimui yra naudojamas transimpedansinis stiprintuvas. Dažniausiai šio stiprintuvo stiprinimo koeficientas $K = 10^5$, o dažnių juosta iki 400KHz (pavyzdžiui, TI, „A Single-Chip Pulsoximeter“). Tipinė transimpedansinio stiprintuvo suvartojama srovė $I_{stipr} = 40\mu\text{A}$. Prieš keičiant analoginį signalą į skaitmeninį, siekiant išvengti persidengimo efekto, naudojamas žemo dažnio filtras. Tipinė tokio pirmos eilės filtro suvartojamos srovės reikšmė $I_{a_filt1} = 10\mu\text{A}$. Įprasta naudoti dviejų polių aktyvų ŽD filtrą, todėl $I_{a_filt2} = 20\mu\text{A}$. Jutiklio suvartojama srovė gali būti paskaičiuota:

$$I_{a_apd} = I_{stipr} + I_{a_filt2} = 40\mu\text{A} + 20\mu\text{A} = 60\mu\text{A}. \quad (2.55)$$

Sąsajos su vartotoju posistemės vartojama srovė. TI „A Single-Chip Pulsoximeter“ laikrodžio tipo dėvimas įrenginys, realizuojantis fotopletizmografinį metodą širdies ritmui registruoti, informacijos atvaizdavimui naudoja skystų kristalų ekraną ICM7228, kuris informacijos palaikymui ekrane vartoja $I_{sas} = 450\mu\text{A}$. Kadangi sąsajos posistemė dirba tik epizodiškai, tarkim 1min per 2 val., tai per 16val. (t.y. žmogaus aktyvios būsenos per parą trukmė) sąsaja aktyvi 8min. Efektinė vartojamos srovės reikšmė gali būti paskaičiuota:

$$I_{sas_efe} = \frac{8\text{min}}{24 * 60\text{min}} \times I_{sas} = 0,0025\text{mA}. \quad (2.56)$$

Ryšio modulio energijos suvartojimas. Duomenų perdavimo *Bluetooth* modulis TI, CC540F128 budėjimo režime naudoja $1\mu\text{A}$, o aktyvaus režimo metu srovės sunaudojimas siekia ne daugiau $19,6\text{mA}$. Tarkim, sistema kiekvieno širdies dūžio metu (periodas I_s) paskaičiuoja keturis kraujotakos parametrus: SAKS, DAKS, PBSL ir širdies ritmą, šioms reikšmėms saugoti reikia 8 baitų. TI „A Single-Chip Pulsoximeter“ turi RAM 4Mbit ($4\text{Mbit} = 512\text{KB}$), todėl jos užtektų 18val informacijai saugoti. Kai duomenų perdavimo greitis 1Mbps , tai duomenų perdavimas truks 4s per parą. Efektinė vartojamos srovės reikšmė gali būti paskaičiuota:

$$I_{rys_efe} = \frac{4\text{s}}{24 \times 60 \times 60\text{s}} \times I_{rys} = 9 \times 10^{-4} \text{mA}. \quad (2.57)$$

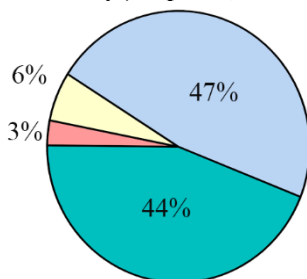
Kadangi duomenų perdavimui suvartojama mažai energijos, tai vertinsime tik duomenų perdavimo modulio suvartojamą energiją budėjimo režime $I_{rys_bud} = 1\mu\text{Ah}$.

DC-DC keitiklio vartojama srovė. Procesoriaus maitinimo ir ASK atraminės įtampos stabilumui užtikrinti DKPSS naudojami DC-DC keitikliai. Jų vartojama srovė priklauso nuo parinkto darbo režimo. Keitiklio TI, TPS82690 vartojama srovė $I_{DC_DC} = 50\mu\text{A}$.

DKPSS vartojama srovė gali būti paskaičiuota:

$$I_{viso} = I_{proc} + I_{ASK} + I_{jut} + I_{a_apd} + I_{sqz} + I_{ryšio} + I_{DC_DC} = 1,69\text{mA} \\ + 1,8\text{mA} + 0,225\text{mA} + 0,06\text{mA} + 2,5 \times 10^{-3}\text{mA} + 9 \times 10^{-4}\text{mA} + \\ 5 \times 10^{-2}\text{mA} \approx 3,83\text{mA}. \quad (2.58)$$

Jei sistemos maitinimui pasirinkti du 3.3V „tbaletės“ tipo maitinimo elementai (pavyzdžiui, CR2032 talpa 250mAh), tai DKPSS funkcionavimo laikas: $(2 \times 250)\text{mAh} / 3.83\text{mA} = 130$ valandų (~5 paros).



2.20 pav. Dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemos posistemų energijos suvartojimo diagrama: 1 – analoginis – skaitmeninis keitiklis 47%; 2 – procesorius (skaitmeninis filtravimas ir analizė) 44%; 3 – fotopletizmografinis jutiklis 6%, 4 – likusios DKPSS posistemės (sąsaja su vartotoju, ryšio modulis (aktyvus 4s/para), DC-DC keitiklis, analoginio apdorojimas)

Maitinimui naudojant 3,3V ličio (Lithium, Ultra High Capacity) akumuliatorius, kurių talpa 1250mAh, DKPSS funkcionavimo laikas: $(2 \times 250)\text{mAh} / 3,83\text{mA} = 327$ valandų (~14 parų).

Atlikta analizė rodo 2.20 pav., kad dėvimoje kraujotakos parametrų stebėjimo sistemoje, didžioji energijos sąnaudų dalis tenka: 1) analoginiam – skaitmeniniam keitikliui, 2) skaitmeniniam signalo filtravimui, 3) fotopletizmografiniam jutikliui.

Analoginio signalo keitimas į skaitmeninį ir adaptyvus filtravimas turi vykti nenutrūkstamai, dėl ko sunaudojama 80% visų energijos resursų, todėl reikalingi nauji sprendimai, šių posistemų energijos sąnaudoms mažinti.

2.5. Išvados

1. Širdies ir arterinio tinklo sąveikoje atsirandančių SPB ir DPB formoje užkoduota informacija apie arterinės sistemos būklę. Šių bangų analizės metu randamas ne tik arteriniame tinkle veikiantis kraujospūdis, bet ir arterijų standumo įverčiai.

2. Šiuo metu rinkoje esančiose, dėvimose (laikrodžio, apyrankės ir pan. tipo) kraujotakos parametrų stebėjimo sistemose yra realizuoti oscilometrinis, tonometrinis ir tūrio kompensavimo (*Penaz*) metodai. Oscilometrinis metodas skirtas tik sistolinei ir diastolinei kraujospūdžio reikšmėms registruoti. Tonometriniu ir tūrio kompensavimo (*Penaz*) metodais galima registruoti SPB viso kardiociklo metu. Rinkoje esančios šiuos metodus realizuojančios dėvimos sistemos registruoja tik sistolinę ir diastolinę kraujospūdžio reikšmes, o reikšmių gavimo periodas viršija 20sek. Rinkoje nėra dėvimų prietaisų, kurie realiame laike (su kiekvienu širdies dūžiu)

fizinio aktyvumo metu registruotų kraujospūdžio ir PBG (arterijos standumo įvertis) reikšmes.

3. Fotopletizmografiniu metodu galima registruoti DPB viso kardiociklo metu. Priešingai nei SPB registravimo metodai, šis metodas neturi ribojimų apsunkinančių jo realizavimą dėvimose sistemose, skirtose kraujotakos parametrų registravimui realiame laike fizinio aktyvumo metu.

4. DPB analizės metodų kraujotakos parametrus skaičiuoti analizė parodė: 1) kraujospūdžio ir arterinės sistemos standumui vertinti analizuojamos visos į kardiociklą patenkančios DPB reikšmės, dėl ko nenutrūksta vykdomas FPGS signalo paruošimas (filtravimas), 2) DPB sklidimo laikui/greičiui rasti analizuojami du signalai: elektrokardiograma ir DPB arba dviejuose nutolusiuose taškuose išmatuotos DPB.

5. Adaptyvūs fotopletizmografinio signalo paruošimo metodai imlūs skaičiavimo resursams. Šiam uždaviniui spręsti suvartojama iki 44% visos sistemos suvartojamos energijos, todėl: 1) reikalingi nauji DPB parametrai ir matematiniai modeliai, kurie leistų kraujospūdžio ir arterijos standumo reikšmes paskaičiuoti, analizuojant dalį visos DPB, 2) triukšmui atsparios FPGS įvesties sistemos.

6. Analoginio FPGS keitimas skaitmeniniu naudojant procesoriuje integruotus APB sunaudoja iki 47% visos sistemos energijos resursų, todėl: 1) reikalingi nauji analoginio FPGS keitimo į skaitmeninį sprendimo būdai, 2) reikalingi nauji matematiniai modeliai, leidžiantys DPB sklidimo laiką/greitį paskaičiuoti, analizuojant tik vieną signalą.

3. DĖVIMOS KRAUJOTAKOS PARAMETRŲ STEBĖJIMO SISTEMOS REALIZUOJAMI MATEMATINIAI MODELIAI IR JOS STRUKTŪRA

DKPSS struktūrą sudaro šios dalys: analoginės įvesties posistemė, informacijos apdorojimo posistemė, komunikacijos su išorine aplinka posistemė (tekste ji įvardijama kaip periferija) ir energijos(maitinimo) tiekimo/valdymo posistemė.

Sistemos įvesties posistemėje realizuojamas/atliekamas: analoginio FPGS registravimas, FPGS paruošimas (taikant analoginius signalo apdorojimo metodus) keitimui į skaitmeninį signalą, analoginio FPGS keitimas į skaitmeninį signalą. Skaitmeninės informacijos apdorojimo posistemėje realizuojami modeliai ir metodai apima: signalo paruošimą, signalo analizę ir kraujotakos parametrų skaičiavimą.

Šiame skyriuje pristatomi autoriaus sukurti:

- 1) matematiniai modeliai siejantys FPGS priekinio fronto reikšmes su arteriniu kraujospūdžiu ir arterinės sistemos standumo įverčiu – PBG. Dėl šių modelių DKPSS procesoriaus aktyvaus darbo režimo trukmė lygi FPGS priekinio fronto trukmei, dėl ko gaunamas ženklus energijos ir skaičiavimo resursų taupymas.
- 2) triukšmui atsparus fotopletizmografinio signalo apdorojimo metodas FPGS pradžios taškui rasti.
- 3) triukšmui atsparios analoginės įvesties posistemės funkcionavimo algoritmų sudarymo metodika.

- 4) DKPSS struktūra, kurios analoginės įvesties posistemėje atsisakoma analogas – kodas keitiklio, o skaitmeninės informacijos posistemėje atsisakoma signalo paruošimo dalies dėl ko gaunamas energijos ir skaičiavimo resursų taupymas.

Pastaba dėl santrumpų FPGS ir DPB vartojimo: priklausomai nuo konteksto, ten kur svarbu pabrėžti fizinę signalo prigimtį naudojama santrumpa DPB (dažniausiai matematinių modelių aprašyme), o kur svarbu pabrėžti signalo apdorojimą naudojama santrumpa FPGS (dažniausiai DKPSS aprašyme).

3.1. Deformacijos pulsinės bangos priekinio fronto ir kraujotakos parametrus siejantys matematiniai modeliai

Signalų analizės metodo parinkimas bei jį realizuojančio algoritmo sudėtingumas priklauso nuo matematiniam modelyje naudojamų FPGS parametrų. Todėl kuriant DKPSS, svarbu parinkti matematinius modelius, kurių realizavimui būtų naudojami tokie registruojamo signalo parametrai, kurių reikšmės gaunamos su mažiausiomis skaičiavimo resursų sąnaudomis.

Atlikta fotopletizmografinio signalo apdorojimo metodų kraujospūdžio ir standumo reikšmėms rasti analizė (2.3sk.) parodė, kad kraujospūdžio ir standumo reikšmėms skaičiuoti yra analizuojamos visos į kardiociklą patenkančio FPGS reikšmės arba registruojami du signalai.

Kardiociklas (laikas tarp dviejų širdies susitraukimų) turi dvi dalis: 1) kraujo masės perkėlimo iš širdies į arterinę sistemą dalis, atitinka DPB priekinį frontą, 2) kraujo masės paskirstymo arterinėje sistemoje dalis, atitinka DPB galinį frontą. Jei kardiociklo trukmė viena sekundė, tai DPB priekinio fronto trukmė neviršija 0,2s.

Analizuojant tik DPB priekinį frontą DKPSS procesoriaus aktyvus režimas trunktų tik 1/5 viso kardiociklo. Tai labai sumažina sistemos resursų sąnaudas kraujotakos parametrų reikšmėms skaičiuoti.

Kituose poskyriuose aprašomi autoriaus sudaryti matematiniai modeliai siejantys FPGS priekinio fronto reikšmės su arteriniu kraujospūdžiu ir arterinės sistemos standumo įverčiu – PBG.

3.1.1. Arterinį kraujospūdį ir pulsinės bangos priekinio fronto trukmę siejantis matematinis modelis

Šiame skyriuje aprašomas autoriaus sudarytas matematinis modelis siejantis arterinį kraujospūdį su pulsinės bangos priekinio fronto trukme.

Aortos skerspjūvio ploto ir išstumiamo kraujo masės bei klampumo sąryšio nustatymas. Spaudimo pulsinė banga (SPB) skerspjūvyje širdis – aorta parodyta 3.1 pav. Ją sudaro:

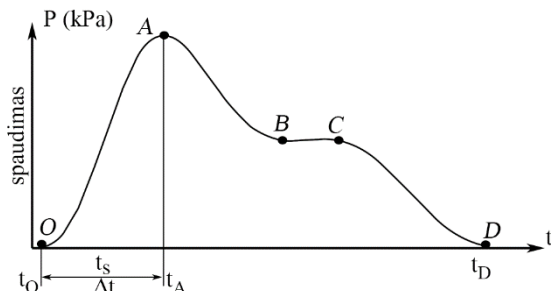
OA – intervalas atitinkantis širdies raumens susitraukimą (sistolė). Taškas A atitinka širdies susitraukimo pabaigą,

AB – intervalas atitinka spaudimo mažėjimą aortoje.

Užrašome kraujo debetas sistolės metu:

$$Q = \frac{V}{\Delta t}; \quad (3.1)$$

čia V – sistolės metu išstumiamas kraujo tūris, $\Delta t = (t_A - t_o)$ – širdies susitraukimo trukmė, Q – kraujo debetas.



3.1 pav. Arterinės sistemos įvestyje veikianti spaudimo pulsinė banga (SPB). Širdies susitraukimo laiko intervalas $t_o \leq t_s \leq t_A$. Širdies susitraukimo trukmė $\Delta t = t_A - t_o$. Kardiociklo periodas $T_{kard} = t_D - t_o$

Širdies išstumiamo į aortą kraujo greičio ir aortos skerspjūvio ploto sandauga taip pat lygi kraujo debitui:

$$Q = v \cdot S; \quad (3.2)$$

čia v – išstumiamo kraujo greitis, S – aortos (*angl. Aortic root*) skerspjūvio plotas. Remiantis formulėmis (3.1) ir (3.2) galima užrašyti lygybę:

$$\frac{V}{\Delta t} = v \cdot S. \quad (3.3)$$

Sistolės metu išstumiamo kraujo tūris užrašomas:

$$V = \frac{m}{\rho}; \quad (3.4)$$

čia m – kraujo masė, ρ - kraujo tankis. Įstačius išraišką (3.4) į (3.3) vietoj tūrio V , gaunama:

$$v \cdot S = \frac{m}{\rho \cdot \Delta t}. \quad (3.5)$$

Iš lygybės (3.5) išreiškiamas aortos skerspjūvio plotas S :

$$S = \frac{m}{\rho \cdot \Delta t \cdot v}. \quad (3.6)$$

Susitraukdamas širdies raumuo per laiką Δt išstumia kraujo tūrį V kuris tekėdamas greičiu v užima l ilgio aortos atkarpą, todėl lygtyje (3.6) esančią sandaugą $(\Delta t \cdot v)$ keičiame dydžiu l :

$$l = \Delta t \cdot v; \quad (3.7)$$

$$S = \frac{m}{\rho \cdot l}. \quad (3.8)$$

Širdžiai stumiant kraują per aortą, keičiasi spaudimas, nes vieni kraujo stulpelio segmentai priešinasi kitų judėjimui. Toks pasipriešinimas aprašomas dinaminiu ir kinematinu klampumu. Dinaminis klampumas aprašomas lygtimi:

$$\eta = \frac{dF \cdot dl}{dv \cdot ds}; \quad (3.9)$$

čia η - dinaminis klampumas; dF – vidinės trinties jėga veikianti kraujo stulpelio segmento paviršiaus plotą ds ; dv/dl - greičio gradientas.

Skysčio kinematinį klampumą aprašo dinaminio klampumo ir jo tankio santykis:

$$v = \frac{\eta}{\rho}. \quad (3.10)$$

Iš lygties (3.9) išreikšime dl :

$$dl = \frac{\eta \cdot dv \cdot ds}{dF}; \quad (3.11)$$

ir rezultata įrašysime į lygtį (3.8) vietoj dydžio l :

$$S = \frac{m \cdot dF}{\rho \cdot \eta \cdot dv \cdot ds}. \quad (3.12)$$

Remiantis (3.12) daroma išvada, kad aortos skerspjūvio plotas ties širdimi, tiesiogiai proporcingas išstumiamo kraujo masei ir atvirkščiai proporcingas dinaminiam klampumui bei kraujo greičiui.

Fizikinių dydžių, formuojančių arterinės sistemos įėjimo funkciją – arterinę pulsinę bangą tarpusavio priklausomybė. Pagal Dalamberto dėsnį, subalansuotoje sistemoje veiksmo ir atoveiksmio jėgų suma turi būti lygi nuliui:

$$\sum F_{VK} + \sum F_{AK} + \sum F_{VD} + \sum F_{AD} = 0; \quad (3.13)$$

čia F_{VK} , F_{VD} – veiksmo jėgos kairiame ir dešiniame širdies skilvelyje, F_{AK} , F_{AD} – atoveiksmio jėgos kairiame ir dešiniame širdies skilvelyje.

Toliau apsiribosime tik kairiąja arterine širdies dalimi. Užrašome jėgų balansą:

$$\sum F_{VK} + \sum F_{AK} = 0. \quad (3.14)$$

Veiksmo jėgos tai jėgos, kurios stengiasi perkelti kraujo masę iš širdies į arterinę sistemą, o atoveiksmio jėgomis laikysime jėgas, kurios priešinasi kraujo masės perkėlimui. Širdies susitraukimo metu sukuriama jėga ($F_{\dot{V}}$):

$$F_s = \frac{M}{2} \left(\frac{\delta^2 x}{\delta t^2} \right); \quad (3.15)$$

čia M – širdies raumens masė, x – susitraukimo metu širdies sienelės nueitas kelias, Δt – širdies susitraukimo laikas, $\delta^2 x / \delta t^2$ – širdies sienelės pagreitis.

Jėga veikianti širdis–aorta plotą S :

$$F_S = \xi \cdot P \cdot S; \quad (3.16)$$

čia ξ - nuostolių koeficientas, P – spaudimas kairiajame širdies skilvelyje. Jėgas, kurios priešinasi kraujo masės perkėlimui, pažymime:

$$F_A = \sum F_{AK}. \quad (3.17)$$

Pasinaudodami (3.14, 3.15, 3.16, 3.17) užrašome jėgų balanso lygtį:

$$F_A - \frac{M}{2} \left(\frac{\delta^2 x}{\delta t^2} \right) = 0. \quad (3.18)$$

Širdies sienelės nueitą kelią x , gauname integruodami išraišką (3.18):

$$x = (F_A - P \cdot S) \cdot \frac{\Delta t^2}{M} + c_1 \cdot t + c_2. \quad (3.19)$$

Randame integravimo konstantas c_1 ir c_2

$$c_1 = (F_A - P \cdot S) \cdot \frac{\Delta t}{M} - \frac{x}{\Delta t}; \quad (3.20)$$

$$c_2 = x. \quad (3.21)$$

Įstačius integravimo konstantas į (3.19) ir išreiškus F_A turėsime formulę, kuri aprašo arterinės sistemos įėjimo impedansą:

$$F_A = P \cdot S - \frac{M \cdot x}{\Delta t}. \quad (3.22)$$

Išraišką (3.12) įstačius į (3.22) ir gautą reiškinių išsprendus atžvilgiu P , gauname išraišką, kuri parodo pagrindinių fizikinių dydžių, formuojančių kraujospūdį arterijoje, tarpusavio priklausomybę:

$$P = \frac{\rho \cdot \eta \cdot dv \cdot ds \cdot (m_a l + M \cdot x)}{\Delta t \cdot m \cdot dF}; \quad (3.23)$$

čia m_a – arterinėje sistemoje esanti kraujo masė.

Matematinis modelis (3.23) rodo, kad kardiociklo metu pasiekiami maksimali spaudimo reikšmė tiesiogiai proporcinga jėgų veikiančių skerspjūvyje širdis - aorta balansui ir atvirkščiai proporcinga širdies susitraukimo trukmei.

3.1.2. Arterinį kraujospūdį ir deformacijos priekinio fronto statumą siejantis matematinis modelis

Šiame poskyryje aprašomas autoriaus sudarytas matematinis modelis, susiejantis DPB priekinio fronto statumą ir arterinį kraujospūdį.

Parodysime, kad kraujospūdžio reikšmė i -tojo širdies dūžio metu (p_i) gali būti paskaičiuota pagal formulę:

$$p_i = K \cdot \text{tg}(\gamma_i); \quad (3.24)$$

čia $\text{tg}(\gamma_i)$ – DPB priekinio fronto statusas, $\dim(\gamma) = \text{laispniai}$, K – konstanta, $\dim(K) = L^{-1}MT^2$. Tarkime, kad:

- kraujagyslė yra cilindro formos,
- kraujagyslės ilgis išlieka pastovus visame deformuojančios jėgos reikšmių intervale,
- išilgai kraujagyslės jos sienelės storis pastovus.

Huko dėsnis kraujagyslei užrašomas:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \cdot \frac{h}{1 - \theta^2}; \quad (3.25)$$

čia $\varepsilon = d/d_0$ – santykinė deformacija, d – arterijos skersmuo, d_0 – pradinė skersmens reikšmė, σ – įtempis, E – Jungo modulis, h – arterijos sienelės storis, θ – Puasono koeficientas $\theta = 0.05$.

Spaudimas, įtempis ir Jungo modulis skirtingi fizikiniai dydžiai, tačiau jų dimensijos vienodos: $\dim p = \dim \sigma = \dim E = L^{-1}MT^{-2}$, kur L – ilgis, M – masė, T – laikas. Todėl tarp jų galima rašyti tapatybės ženklą: $p \equiv E \equiv \sigma$, o lygtyje (3.25) Jungo modulį pakeisti spaudimu (Girčys, Liutkevičius, Vubliauskas, & Kazanavicius, 2015). Vieno fizikinio dydžio pakeitimą kitu, kai jų dimensijos sutampa, matome palyginę *Bramwell – Hill* ir *Moens – Korteweg* lygtis kurios aprašo pulsinės bangos sklidimo greitį (PBG). *Moens – Korteweg* lygtis PBG aprašo kaip Jungo modulio, o *Bramwell – Hill* kaip kraujospūdžio funkciją. Lygtyje (3.25) įtempį pakeičiame spaudimu:

$$p = E \cdot \varepsilon \cdot \frac{h}{1 - \theta^2}. \quad (3.26)$$

Kardiociklo metu, keičiantis kraujospūdžiui kinta ir arterijos skersmuo, todėl arterijos skersmens kitimą užrašome kaip laiko funkciją $d(t)$ ir įstatome į (3.26):

$$p(t) = \frac{d(t)}{d_0} \cdot E \cdot \frac{h}{(1 - \theta^2)}. \quad (3.27)$$

Toliau tekste arterinis spaudimas $p(t)$ vadinamas spaudimo pulsine banga (SPB), o arterijos skersmens kitimas $d(t)$ deformacijos pulsine banga (DPB). Pažymėję $K = E \cdot h/d_0(1 - \theta^2)$ perrašome (3.27):

$$p(t) = K \cdot d(t). \quad (3.28)$$

Esant tiesinei įtempis – deformacija charakteristikai ($E = const.$), registruojant DPB bei žinant K (3.28), galima paskaičiuoti SPB reikšmes kardiociklo atkarpoje $t_0 \leq t_s \leq t_A$.

DPB forma priklauso nuo įtempis – deformacija charakteristikos, kuri kraujagyslės atveju yra netiesinė. Dėl šios priežasties spaudimo ir deformacijos pulsinių bangų formos skiriasi, o $K \neq const.$ (3.28).

Kardiociklo atkarpoje $t_0 \leq t_s \leq t_A$, kur SPB ir DPB kinta sparčiausiai, jų kitimo trajektorijos skirtingos, tačiau maksimalios reikšmės pasiekiamos tuo pačiu laiko momentu t_A ir per tą patį laiko tarpą $\Delta t = t_A - t_0$ 3.1 pav. Tarsime, kad arterijos sienelė šioje kardiociklo atkarpoje veikia tiesinėje charakteristikos įtempis – deformacija dalyje, o Jungo modulis pastovus $E = const.$

Abi lygybės (3.28) puses daliname iš laiko t : $p(t)/t = tg(\alpha)$ – SPB kitimo greitis, $d(t)/t = tg(\gamma)$ – DPB kitimo greitis. Kadangi SPB ir DPB maksimalios reikšmės skiriasi, tai gauti dydžiai skiriasi konstanta:

$$tg(\alpha) = K \cdot tg(\gamma). \quad (3.29)$$

Kai $K = const.$, tai DPB statusas i -tojo kardiociklo metu $tg(\gamma)_i = const.$, o sistolinio kraujospūdžio reikšmė $p_i = \max(t_0 \leq p(t) \leq t_D)$ gali būti paskaičiuota pagal (3.24), kur p_i ir γ_i kardiociklo metu kinta vienodai, o sistolinio kraujospūdžio $p_{sys} = \{p_0, p_1, \dots, p_b, \dots, p_N\}$ ir DPB priekinio fronto statumo $\gamma = \{\gamma_0, \gamma_1, \dots, \gamma_b, \dots, \gamma_N\}$ trajektorijos turi koreliuoti.

Jei dėvimai kraujotakos parametrų stebėjimo sistemai keliamas uždavinys registruoti sistolinio kraujospūdžio dinamiką, tai joje pakanka realizuoti lygtį (3.24). Kai kraujospūdžio dinamikos nepakanka ir norima žinoti kraujospūdžio reikšmes, tada reikalingas metodas koeficientui K rasti.

Išraiškos barometriniams koeficientui rasti sudarymas. Iš modelyje minimų dydžių (3.23), analizuojant fotopletizmografiniu metodu išmatuotą DPB galima rasti tik širdies susitraukimo laiką Δt , todėl visus kitus dydžius pažymėsime

$$K = \frac{\rho \cdot \eta \cdot dv \cdot ds \cdot (m_a l + M \cdot x)}{m \cdot dF}.$$

Ties širdies šaknimi veikiantis spaudimas apibrėžia

jėgas, kurios stengiasi perkelti kraujo masę į arterinę sistemą, o koeficientas K nusako jėgas, kurios priešinasi masės perkėlimui. Kraujo masę iš širdies į arterinę sistemą perkelia ne spaudimas, o jo pokytis: $\Delta P = P_{sis} - P_{dias}$ (P_{sis} – sistolinis kraujospūdis, P_{dias} – diastolinis kraujospūdis) kuris vadinamas pulsiniu spaudimu (PAKS). Pulsinis spaudimas, kaip ir barometrinis koeficientas kinta laike ir yra apibrėžtas širdies susitraukimo laiko intervale t_s :

$$\frac{\Delta P}{dt} = K \cdot \frac{1}{t_s}; \quad (3.30)$$

čia t_s – žymi širdies susitraukimo laiko atkarpą $t_O \leq t_s \leq t_A$ 3.1 pav., t_O – širdies susitraukimo pradžia, t_A – širdies susitraukimo pabaiga. Integruojame abi (3.30) lygybės puses:

$$\Delta P = K \int_{t_O}^{t_A} \frac{1}{t_s} dt; \quad (3.31)$$

$$K = \Delta P \cdot \ln(t_s). \quad (3.32)$$

Dėvimais, neinvaziniais – neokluzyviniais fiziologinių signalų registravimas atliekamas periferinėje arterinės sistemos dalyje (pirštas, riešas ar kt.), kur kraujospūdžiui įtaką turi arterijos geometrija: d_0 – arterijos skersmuo diastolės metu, h – arterijos sienelės storis. Geometriniai periferinių kraujagyslių parametrai tarp atskirų individų kinta mažai. Eksperimentų rezultatai rodo, kad kardiociklo metu arterijos skersmuo kinta mažiau nei 10%. Taigi maksimalus galimas arterijos skersmens pokytis $d_{max} = d_0 + 10(d_0/100)$. Barometrinis koeficientas gali būti paskaičiuotas:

$$K = \frac{h \cdot \Delta P}{(d_{max} - d_0)} \cdot \ln(t_s). \quad (3.33)$$

Pulsinio spaudimo reikšmė ($\Delta P = p_{sis} - p_{dias}$) gali būti paskaičiuota ambulatoriniu prietaisu nustačius sistolinį (p_{sis}) ir diastolinį (p_{dias}) kraujospūdžius. Kraujospūdį įprasta matuoti $dim(p) = mmHg$, todėl įstačius (p_{sis}) ir diastolinį (p_{dias}) į (3.33) ir padauginę iš konstantos gauname:

$$K = 1334 \cdot \frac{h \cdot (p_{sis} - p_{dias})}{(d_{max} - d_0)} \cdot \ln(t_s). \quad (3.34)$$

Kadangi K ir kraujospūdis matuojami tais pačiais vienetais: $dim(K) = dim(P) = L^{-1}MT^{-2}$, tai jį pavadiname barometriniu koeficientu.

3.1.3. Deformacijos pulsinės bangos sklidimo greitį ir jos priekinio fronto statumą siejantis matematinis modelis

Šiame poskyryje aprašomas autoriaus sudarytas matematinis modelis siejantis DPB priekinio fronto statumą ir DPB sklidimo greitį.

Kardiociklo metu aortoje sparčiai augant kraujospūdžiui, arterijos sienelės deformuojasi ir susidariusi deformacijos pulsinė banga (DPB) juda link periferijos:

$$v_x = \sqrt{\frac{Eh}{\rho \cdot l}}; \quad (3.35)$$

čia v_x – DPB greitis išilgai arterijos, E – arterijos standumas, h – arterijos sienelės storis, ρ – kraujo tankis, l – arterijos skerspjūvio lanko ilgis.

Judėdama arterine sistema, SPB priverčia svyruoti arterijos sienelę statmenai jos judėjimo krypčiai, taip susidaro skersinė DPB. Iš (3.35) matome, kad DPB greitis v_x

priklauso nuo arterijos standumo. Absoliučiai tamprios stygos pavyzdžiu parodysime, kad arterijos sienelės judėjimo greitis v_r stebėjimo taške taip pat priklauso nuo arterijos standumo (E).

Veikiant jėgai statmenai stygos ašiai, ji atsilenkia nuo pusiausvyros padėties. Deformuota styga įgyja potencinės energijos. Stygai grįžtant į pusiausvyros padėtį potencinė energija virsta kinetine.

Pilnoji svyruojančios sistemos energija yra lygi kinetinės ir potencinės energijų sumai:

$$W_p + W_k = \frac{k\Delta l^2}{2} + \frac{mv^2}{2}. \quad (3.36)$$

Maksimaliai galimos deformacijos atveju ($\Delta l_{maks} = M$) $W_k = 0$ $W_p = maks$:

$$\frac{kM^2}{2} = \frac{k\Delta l^2}{2} + \frac{mv^2}{2}. \quad (3.37)$$

Tada stygos svyravimo greitis pasirinktame taške:

$$v_r = \frac{dl}{dt} = \sqrt{\frac{k}{m} \sqrt{(M^2 - l^2)}}. \quad (3.38)$$

Lygtis (3.38) rodo, kad stygos svyravimo greitis priklauso nuo stygos standumo k . Parodysime, kad Jungo modulis E , nusakantis kraujagyslės standumą fizikine prasme, analogiškas stygos standumui k , o lygtis (3.38) tinkama kraujagyslės sienelės judesio greičiui aprašyti. Huko dėsnis sako, jog išorinei jėgai (F_i) deformuojant kūną, jos viduje atsiranda to paties dydžio, bet priešingos krypties vidinė tamprumo jėga ($-F_i = F_t$). Santykis (F_i/l) vadinamas standumu. Kadangi standumo dimensija $dim(k) = [N/m]$, tai Huko dėsnį galime perrašyti:

$$F_t = \frac{F_i}{l} \Delta l; \quad (3.39)$$

čia l – deformuojamo kūno ilgis, F_i – išorinė jėga.

Veikiant spaudimui, kinta arterijos skerspjūvio spindulys ir lanko ilgis: $l = 2\pi \cdot r$, kur r – arterijos skerspjūvio spindulys. Spaudimas tai jėga, veikianti į arterijos vidinio paviršiaus plotą (S) $p = F_i/S$. Ji deformuoja skerspjūvio lanko ilgį. Tamprumo jėga F_t veikia į to paties dydžio plotą (S) ir vadinama įtempium $\sigma = F_t/S$. Lygybę (3.39) perrašome:

$$\sigma = \frac{F_i/S}{l} \cdot \Delta l = \frac{p}{l} \cdot \Delta l = E \cdot \Delta l. \quad (3.40)$$

Palyginę standumo išraiškas (3.39) ir (3.40) lygtyse matome, kad jos analogiškos. Lygtyje (3.39) standumo koeficientas ($k = F_i/l$) rodo išorinės jėgos dydį, kuriam

veikiant į tašką $\left(S = \lim_{r \rightarrow 0} (\pi \cdot r^2) \right)$ styga pailgėja 1 metru, o (3.40) standumo koeficientas (E) rodo išorinės jėgos (F_i) dydį, kuriam veikiant į plotą ($S > 0$) strypas pailgėja 1 metru. Kraujagyslės, kaip ir stygos, standumas priklauso nuo geometrijos, t.y. vidinio (l_v) ir išorinio (l_{is}) skersmens ir sienelės storio h :

$$E = \frac{P}{l} \cdot \frac{l_v^2}{l_{is}^2 - l_v^2} \cdot l_{is} = \frac{P}{l} \cdot \frac{l_v^2}{(l_{is} + l_v) \cdot h} \cdot l_{is}. \quad (3.41)$$

Įstačius (3.41) kairę pusę į (3.40) gausime:

$$\sigma = E \cdot \Delta l. \quad (3.42)$$

Lygybės (3.42) kairės ir dešinės pusių dimensijos nesutampa. Įprasta deformacijos dydį rašyti santykiniais vienetais, todėl padalinus $(\Delta l/l)$ gaunama santykinė deformacija (ε) ir atstatoma dimensijų lygybė:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon. \quad (3.43)$$

Kraujagyslės standumas ir stygos standumas fizikine prasme vienodi, o skiriasi konstanta, kuri aprašo deformuojamo kūno geometriją. Lygtyje (3.38) stygos standumą pakeitus arterijos standumu, gaunama arterijos sienelės judesio greitį aprašanti lygtis:

$$v_r = tg(\varphi) = \frac{dl}{dt} = \sqrt{\frac{E}{m} \sqrt{(l^2 - \Delta l^2)}}; \quad (3.44)$$

čia v_r – arterinės sienelės svyravimo greitis, l – diastolinis arterijos skerspjūvio lanko ilgis, Δl – arterijos skerspjūvio lanko ilgio pokytis periode sistolė – diastolė.

Gautas matematinis modelis (3.44) rodo, kad arterijos sienelės svyravimo greitis v_r , priklauso nuo arterijos sienelės standumo (Jungo modulio E).

Šiame darbe pasiūlyto naujo arterinės sistemos standumo įverčio v_r (3.44), o taip pat ir žinomo arterinės sistemos standumo įverčio v_x (3.35) priklausomybę nuo Jungo modulio aprašo ta pati (kvadratinės šaknies) rodiklinė funkcija, todėl v_r gali būti naudojamas vietoj v_x . Jų skaitinės reikšmės skirsis konstanta, kai $E = const$.

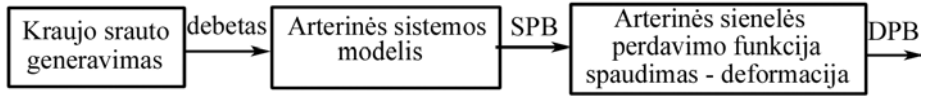
3.1.4. Matematinų modelių kraujotakos parametrų skaičiuoti verifikavimas

Šio darbo autoriaus sudarytų kraujospūdžio (3.23, 3.36) ir pulsinės bangos sklidimo greičio (3.34) nustatymui skirtų matematinų modelių verifikavimui MatLab (1.1 pried) aplinkoje realizuota sistema 3.2 pav., kurią sudaro šie komponentai: *kraujo srauto šaltinis – arterinė sistema –arterija*.

Kraujo srauto šaltinio generuojamą debitą $Q(t)$ aprašo lygtis:

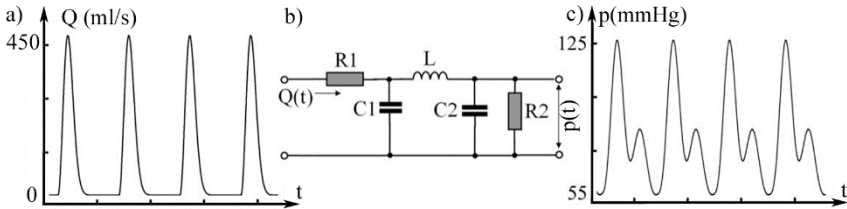
$$Q(t) = \frac{Q_0}{\tau^2} e^{-t^2 / (2 \cdot \tau^2)}; \quad (3.45)$$

čia τ – laikas, per kurį pasiekiamas maksimali kraujo srauto reikšmė, Q_0 – kardiociklo metu išstumiamas kraujo tūris.



3.2 pav. Dėvimos sistemos registruojamą signalą – deformacijos pulsinę bangą (DPB) – generuojanti sistema

Arterinės sistemos *Windkessel* modelis 3.3 pav.(b) sieja arterinės sistemos įvestyje veikiančią kraujo srautą $Q(t)$ 3.3 pav.(a), su periferinėje kraujotakos dalyje veikiančiu arteriniu kraujospūdžiu $p(t)$ 3.3 pav.(c).



3.3 pav. Kraujo debito pulsinės bangos (a) (1.1.1 pried.), *Windkessel* arterinės sistemos modelis (b) (1.1.2 pried.), spaudimo pulsinės bangos (c) (1.1.2 pried.)

Pastaba: visuose atliekamuose modeliavimuose diastolinio kraujospūdžio reikšmė laikoma lygia nuliui.

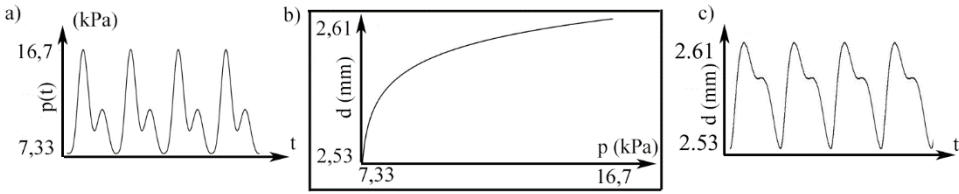
Naudojamos hemodinaminių parametrų elektrinės analogijos: kraujo srautas keičiamas srovės stipriu $\dim(Q) = ml/s = m^3/s \times 10^{-6}$, kraujospūdis keičiamas įtampa, elektrinę varžą $R1$ atitinka sisteminių arterijų pasipriešinimas $\dim(R) = N/m^4 s$, kapiliarinės sistemos pasipriešinimą modeliuojama varža $R2$. Stambiujų arterijų „tamprus rezervuar“ funkciją apibūdinantis tamprumas keičiamas elektrine talpa $C1$ $\dim(C) = kg/m^4 s^2$, o periferinių arterijų tamprumą modeliuoja elektrinė talpa $C2$. Kraujo masės inercija keičiama į elektrinį induktyvumą L $\dim(L) = kg/m^4$.

Kraujospūdžio reikšmės periferinėje arterinės sistemos dalyje (pavyzdžiui, riešo ar piršto arterijose) 3.3 pav. (c) randamos skaičiuojant įvestyje veikiančio kraujo srauto ir arterinės sistemos perdavimo funkcijos $h(t)$ reikšmių sąsuką (1.1.2 pried.):

$$p(t) = h(t) * Q(t); \quad (3.46)$$

$$h(t) = a_1 e^{-a_2 t} + a_3 e^{-a_4 t} \cos(a_5 t - a_6). \quad (3.47)$$

Perdavimo funkcijos $h(t)$ parametrų ir elektrinių komponentų nominalių priklausomybės pateiktos 2.3.1 sk. .



3.4 pav. Spaudimo pulsinės bangos (a), arterinės sienelės „spaudimas – deformacija“ perdavimo funkcija (b), deformacijos (skersmens kitimo) pulsinės bangos (c)

Spaudimo pulsinė banga 3.4 pav. (a), veikianti registravimo taške priverčia svyruoti arterijos sienelę. Taip atsiranda deformacijos pulsinė banga (DPB) 3.4 pav (c) (1.1.3 pried.) kurios forma priklauso nuo arterinės sienelės „spaudimas – deformacija“ perdavimo funkcijos 3.4 pav. (b):

$$d(t) = d_0 \ln(p(t) - \ln(p_0) + 1); \quad (3.48)$$

čia d_0 – arterijos skersmuo veikiant diastoliniam spaudimui p_0 .

Spaudimo ir deformacijos pulsines bangas generuojanti sistema 3.2 pav. bei autoriaus sudaryti modeliai yra realizuoti MATLAB 14.1 (MathWorks Inc) aplinkoje (1.1 pried.). Laiko ašies reikšmių modeliavimui pasirinktas 1ms žingsnis.

3.1.4.1. Arterinį kraujospūdį ir pusinės bangos priekinio fronto trukmę siejančio matematinio modelio verifikavimas.

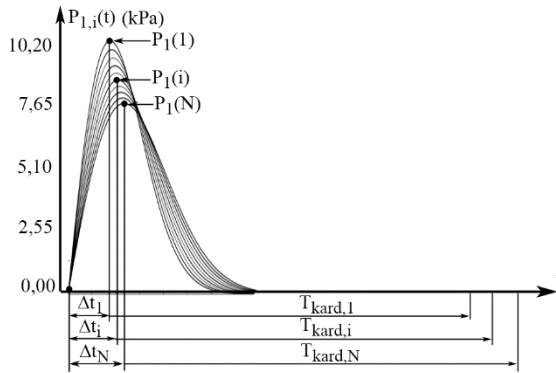
Modelio verifikavimui palyginamos, kardiociklo metu pasiekiamos, kraujospūdžio pokyčio (pulsinio arterinio spaudimo) reikšmės, paskaičiuotos naudojant žinomą (3.46) ir autoriaus sudarytą (3.23) modelius.

Daroma prielaida, kad arterinis tinklas neturi „tampraus rezervuaro“ funkcijos, o masės perkėlimui priešinasi atoveiksmio jėgos (3.17), kurios sudaro periferinį pasipriešinimą R . Arterinėje sistemoje, neturinčioje „tampraus rezervuaro“ funkcijos, kraujospūdžio kitimas užrašomas:

$$P_1(t) = Q(t) \cdot R. \quad (3.49)$$

čia $Q(t)$ – širdies kairiojo skilvelio generuojamo kraujo $dim(Q) = cm^3/s$ srautas, $P_1(t)$ – spaudimo pulsinė banga $dim(P_1) = mmHg$, R – arterinio tinklo pasipriešinimas $dim(R) = g \cdot cm^{-4} \cdot s^{-1}$.

Keičiantis širdies ritmui – kardiociklo trukmei 3.5 pav. ($T_{kard,i}$ – i -tojo kardiociklo trukmė) – keičiasi kraujo srauto pulsinės bangos $Q(t)$ (3.45) priekinio fronto trukmė τ . Modeliavimo metu (1.4 pried), keičiant šio parametro reikšmes $0,08 \leq \tau_i \leq 0,12$ (Bland & Altman, 2010) ir naudojant (3.49) modelį (1.3 pried.), generuojamos spaudimo pulsinės bangos $P_{1,i}(t)$, randamos jų maksimalios reikšmės $P_1(i) = \max(P_{1,i}(t))$ ir priekinio fronto trukmė Δt_i 3.5 pav. Šiuo atveju, debeto ir spaudimo pulsinių bangų priekinių frontų trukmės sutampa $\tau_i = \Delta t_i$.



3.5 pav. Spaudimo pulsinės bangos. Keičiantis kardiociklo trukmei $T_{kard,i}$ keičiasi SPB priekinio fronto trukmė Δt_i . (1.4 pried.)

Daroma prielaida, kad dydžiai (3.23), kurių negalima išmatuoti DKPSS, išlieka pastovūs kardiociklo metu. Juos pažymime konstanta A . Tada i -tojo kardiociklo metu pasiekama maksimali kraujospūdžio reikšmė paskaičiuojama pagal išraišką:

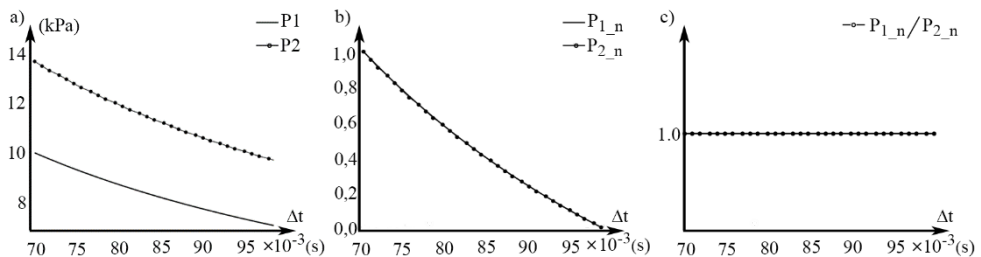
$$P_2(i) = A \frac{1}{\Delta t_i}; \quad (3.50)$$

čia Δt_i – spaudimo pulsinės bangos priekinio fronto trukmė i -tojo kardiociklo metu. Jei sudarytas (3.23) modelis teisingas, tai reikšmių $P_1(i)$ ir $P_2(i)$ (čia $i = 1, 2, \dots, N$) kitimo trajektorijos t.b. identiškos, o jų santykis lygus konstantai $P_2/P_1 = A$.

Modeliavimo rezultatai. Kadangi modeliavimo metu gautų $P_1(i)$ ir $P_2(i)$ amplitudžių skirtumas didelis 3.6 pav.(a), tai jų trajektorijų palyginimui $P_1(i)$ ir $P_2(i)$ atvaizduojamos į intervalą $[0, 1]$:

$$P_{2_n}(i) = \frac{P_2(i)}{\max(P_2)}, \quad (3.51)$$

$$P_{1_n}(i) = \frac{P_1(i)}{\max(P_1)}, \quad (3.52)$$



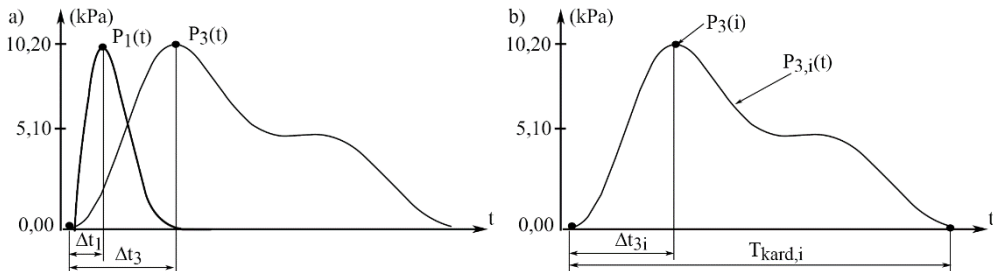
3.6 pav. Spaudimo reikšmės P_2 paskaičiuotos naudojant *autoriaus sudarytą modelį* (3.23), o reikšmės P_1 paskaičiuotos naudojant žinomą išraišką (3.49) (a). Reikšmių P_{1_n} ir P_{2_n} kitimo trajektorijos identiškos (b). Reikšmės P_1 ir P_2 skiriasi pastoviu daugikliu A (c)

Santykis $P_{1,n}/P_{2,n} = 1$ 3.6 pav.(c) ir identiškos trajektorijos 3.6 pav.(b) rodo, kad maksimalios kraujospūdžio reikšmės gautos naudojant autoriaus sudarytą (3.23) ir etalonių (3.49) modelius skiriasi konstanta, todėl i -tojo kardiociklo metu įgyjama reikšmė gali būti paskaičiuota naudojant tiesinę lygtį:

$$P_1(i) = A \cdot P_2(i) + C ; \quad (3.53)$$

čia C – diastolinis kraujospūdis (minimali kraujospūdžio reikšmė kardiociklo metu). Žinant koeficientus A , C galima rasti sistolinio kraujospūdžio reikšmę $P_1(i)$ i – tojo širdies susitraukimo metu.

Naudojant *Windkessel* ir (3.49), modelius gautos $P_3(t)$ ir $P_1(t)$ pulsinės bangos. Veikiant „tamprus rezervuaro“ funkcijai, šių bangų priekinių frontų trukmės skiriasi $\Delta t_3 \neq \Delta t_1$ 3.7 pav.(a).



3.7 pav. Spaudimo pulsinių bangų $P_1(t)$ gautų naudojant (3.49) modelį ir *Windkessel* modelį $P_3(t)$ priekinių frontų trukmės skiriasi $\Delta t_1 \neq \Delta t_3$ (a). Keičiantis kardiociklo trukmei $T_{kard,i}$ keičiasi priekinio fronto trukmės Δt_{3i} (b)

Autoriaus sudaryto modelio (3.23) verifikavimui, kai arterinėje sistemoje veikia „tamprus rezervuaro“ funkcija, keičiant *Windkessel* modelio įvesties signalo – debeto pulsinės bangos $Q_i(t)$ (3.45) priekinio fronto trukmę ($0,08 \leq \tau_i \leq 0,12$), sugeneruotos spaudimo pulsinės bangos $P_{3,i}(t)$ 3.7 pav.(b). Kiekvienai jų randama maksimali reikšmė $P_3(i) = \max(P_{3,i}(t))$ ir priekinio fronto trukmė Δt_{3i} 3.7 pav.(b) kurią įstačius į (3.50) paskaičiuojamos $P_{3p}(i)$ reikšmės.

Kardiociklo metu pasiekiamų maksimalių $P_3(i)$ ir $P_{3p}(i)$ reikšmių palyginimui jos atvaizduojamos į intervalą $[0, 1]$. Kraujospūdžio reikšmės, gautos taikant sudarytą modelį, koreliuoja su arterijoje veikiančio kraujospūdžio reikšmėmis, o kraujospūdžio pokyčiui viršijus $(P_{3p}(i-1) - P_{3p}(i)) \geq 1,01 \text{ kPa}$ priekinio fronto trukmė pasikeičia viena milisekunde: $(\Delta t_{3i-1} - \Delta t_{3i}) = 1 \text{ ms}$.

Autoriaus sudarytas modelis (3.23) gali būti naudojamas kraujospūdžio dinamikai stebėti, jei pastarojo pokyčiai didesni nei 1,1kPa, tačiau dėl priekinio fronto trukmės ir kraujospūdžio netiesinės priklausomybės jis netinka kraujo spaudimo reikšmėms rasti.

3.1.4.2. Arterinį kraujospūdį ir deformacijos pulsinės bangos priekinio fronto statumą siejančio matematinio modelio verifikavimas

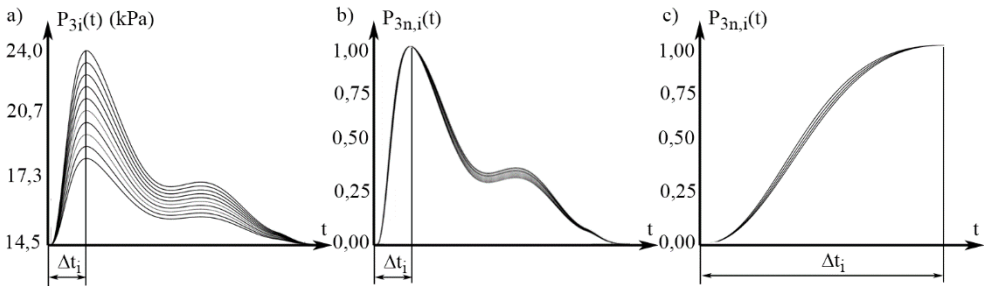
Fizinio krūvio ar emocinio streso metu kinta širdies ritmas ir kraujospūdis. Esant pastoviam širdies ritmui, kraujospūdis arterinėje sistemoje gali kisti dėl arterijų standumo pokyčių (pavyzdžiui, dėl vaistų reguliuojančių arterijų lygiųjų raumenų

tonusą). Kraujospūdžio pokyčiai, esant pastoviam širdies ritmui, neįtakoja SPB priekinio fronto trukmės 3.8 pav. (a), tačiau įtakoja jo trajektoriją 3.8 pav. (b,c).

Autoriaus sudaryto matematinio modelio (3.54) verifikavimui, naudojant *Windkessel* modelį, sugeneruotos spaudimo pulsinės bangos $P_{3i}(t)$ su tiesiškai didėjančia amplitude ($14,5\text{kPa} \leq P_{3i}(t) \leq 24\text{kPa}$). Jas atitinkančios deformacijos pulsinės bangos $d(t)$ gautos naudojant funkciją „įtempimas – deformacija“ 3.4 pav.(b).

$$P_{3p}(i) = K_i \cdot \text{tg}(\gamma_i); \quad (3.54)$$

čia γ_i – DPB priekinio fronto maksimalaus statumo reikšmė i -tojo kardiociklo metu, $P_{3p}(i)$ – pulsinis arterinis kraujospūdis i -tojo kardiociklo metu, K_i – konstanta i -tojo kardiociklo metu.



3.8 pav. Spaudimo pulsinės bangos $P_{3,i}(t)$ esant pastoviam kardiociklo periodui $T_{kad} = \text{Const.}$: a – keičiantis kraujospūdžiui, priekinio fronto trukmė $\Delta t_i = \text{Const.}$; b – normuotos pulsinės bangos $P_{3n,i}(t)$; c – keičiantis spaudimui, keičiasi priekinio fronto trajektorijos

Augant kraujospūdžiui, tangentinės arterinės sienelės įtempimo jėgos didėja, dėl ko keičiasi jos standumas. Jungo modulio ir spaudimo priklausomybė (Wood & Asada, 2007):

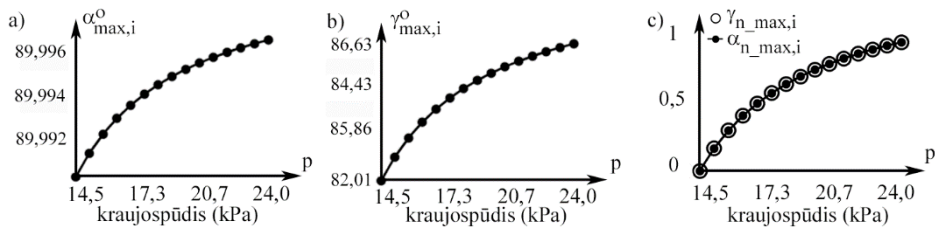
$$E_i(t) = E_0 \exp(\beta \cdot P_{3,i}(t)); \quad (3.55)$$

čia $\beta = 2,13\text{Pa} \div 2,4\text{Pa}$, E_0 – Jungo modulis diastolės metu, $P_{3,i}(t)$ – i -tosios amplitudės SPB reikšmės. $E_i(t)$ – Jungo modulio kitimas kardiociklo metu, veikiant i -tosios amplitudės SPB. Jungo modulio reikšmės paskaičiuotos pagal (3.55) lygtį, o deformacijos pulsinės bangos reikšmės $d_i(t)$ pagal (3.56):

$$d_i(t) = P_{3,i}(t)/K_i, 0 \leq t \leq t_s. \quad (3.56)$$

čia $K_i = E_i \cdot h/d_0(1 - \theta^2)$, h – arterijos sienelės storis, d_0 – arterijos skersmuo diastolės momentu, θ – Puasono koeficientas $\theta = 0,05$.

Modeliavimo rezultatai gauti naudojant Matlab sudarytą modelį (1.5 pried.). Eksperimento metu gautos maksimalios spaudimo pulsinių bangų priekinio fronto statumo α_{\max_i} reikšmės 3.9 pav(a) ir deformacijos pulsinės bangos $d(t)$ priekinio fronto statumo γ_{\max_i} reikšmės 3.9 pav(b) skiriasi.



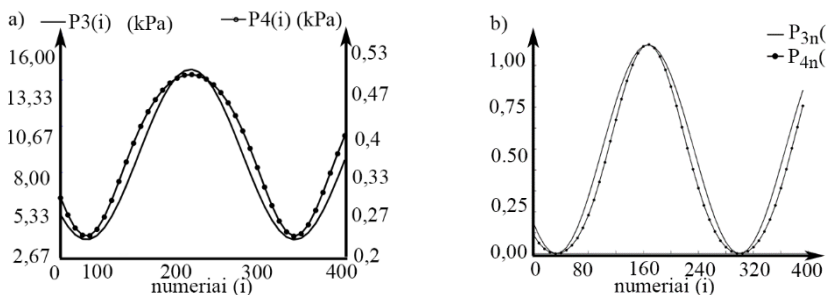
3.9 pav. Spaudimo ir deformacijos pulsinių bangų priekinio fronto statumai: a – SPB priekinio fronto statumo reikšmės; b – DPB priekinio fronto statumo reikšmės; c – normalizuotos SPB (·) ir DPB (o) priekinio fronto reikšmės

Dydžių $\gamma_{max,i}$ ir $\alpha_{max,i}$ reikšmių kitimo trajektorijoms palyginti jos atvaizduojamos į intervalą $[0, 1]$. Normuotų reikšmių santykis $\gamma_{n_max,i} / \alpha_{n_max,i} \neq 1$ rodo 3.9 pav (c), kad nėra tiesinės priklausomybės tarp SPB ir DPB priekinių frontų statumo, o identiškos trajektorijos reiškia, kad šių bangų priekinių frontų statumo reikšmės koreliuoja. Koreliacijai tirti, naudojant *Windkessel* modelį (1.6 pried), sugeneruotos *etaloninės* $P_{3,i}(t)$ spaudimo pulsinės bangos, kurių amplitudės kinta sinuso dėsnium. Jas atitinkančios DPB 3.4 pav.(a) gautos naudojant „įtempimas – deformacija“ funkciją 3.4 pav.(b).

DKPSS deformacijos pulsinę bangą registruoja optiniu jutikliu, kurio išvestyje gaunamų įtampos ir skersmens $d(t)$ reikšmių priklausomybė nežinoma. Todėl, *prieš taikant autoriaus sudarytą modelį* (3.54) kiekvieno kardiociklo metu gaunamos DPB reikšmės dalinamos iš $min(DPB)$ (t.y parenkamas bendras, vienetui lygus, visų registruojamų DPB atskaitos taškas).

Spaudimo reikšmių $P_4(i)$, paskaičiuotų pagal autoriaus sukurtą modelį (3.54) (kai $K=1$) ir $P_3(i)=max(P_{3i}(t))$ kitimo intervalai skiriasi 3.10 pav.(a), o jų vidutinė kvadratinė paklaida (angl. Root mean square error) 5,66kPa, pasikliautinumo intervalas $[5,52kPa, 5,69kPa]$, kai psikliautinumo lygmuo 95%.

Trajektorijų palyginimui, jos atvaizduotos į intervalą $[0, 1]$. Iš $P_{4n}(i)$ ir $P_{3n}(i)$ grafiko 3.10 pav(b) matoma, kad jų trajektorijos skiriasi (vidutinė kvadratinė paklaida



3.10 pav. Spaudimo reikšmės $P_3(i)$ gautos naudojant *Windkessel* modelį ir $P_4(i)$ reikšmės paskaičiuotos naudojant autoriaus sukurtą modelį ($K=1$) (a). Reikšmių $P_{3n}(i)$ ir $P_{4n}(i)$ trajektorijų forma skirtinga, tačiau jos kinta tuo pačiu dėsnium (b)

0,0147), tačiau gauta koreliacija $r = 0,9898$ (Pearson metodu) rodo, kad šių reikšmių kitimo dėsniai sutampa. Modeliavimo rezultatai įrodo, kad realizavus autoriaus

sudarytą modelį DKPSS sistemoje, registruojančioje DPB, galima stebėti kraujospūdžio kitimo dinamiką.

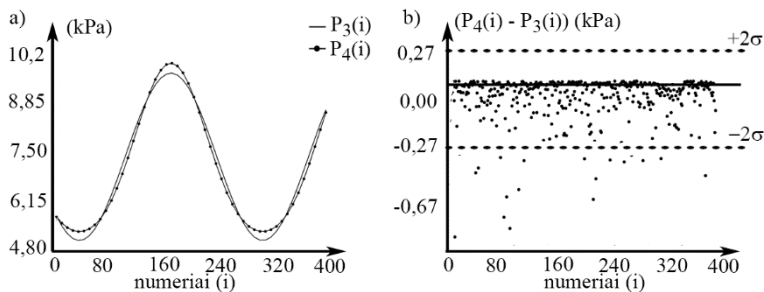
Jei kraujospūdžio dinamikos nepakanka ir norima žinoti absoliutines kraujospūdžio reikšmes, naudojama autoriaus sudaryta išraiška koeficientui K rasti.

$$K = 133,34 \frac{h \cdot \Delta P}{(d_{\max} - d_0)} \cdot \ln(\Delta t); \quad (3.57)$$

čia h – arterijos *a. radialis* sienelės storis; d_0 – arterijos skersmuo veikiant diastoliniam kraujospūdžiui $P_{dias} = 10 \text{ kPa}$; d_{\max} – arterijos skersmuo veikiant sistoliniam kraujospūdžiui $P_3(i) = \max(P_{3,i}(t)) = 24,4 \text{ kPa}$; ΔP – pulsinis arterinis kraujospūdis $\Delta P = P_3(i) - P_{dias}$; Δt – priekinio fronto trukmė.

Duomenys pateikti (Fischer et al., 2002) rodo, kad kardiociklo metu arterijos skersmuo kinta mažiau nei 10%. Taigi, maksimalus galima arterijos skersmens reikšmė kardiociklo metu $d_{\max} = (d_0/100) \cdot 10$.

Modeliavimo rezultatai. Maksimālios kraujospūdžio reikšmės (diastolinis kraujospūdis lygus nuliui) $P_4(i)$ gautos naudojant autoriaus sukurtą modelį (3.54) ir *Windkessel* modelį $P_3(i) = \max(P_{3,i}(t))$ yra pateiktos 3.11 pav.(a) (1.6 pried).



3.11 pav. Spaudimo reikšmių $P_3(i)$ gautų naudojant *Windkessel* modelį ir reikšmių $P_4(i)$ gautų naudojant *autorius sukurtą modelį* palyginimas: a – $P_3(i)$ ir $P_4(i)$ trajektorijų kitimo kryptys sutampa; b – $P_3(i)$ ir $P_4(i)$ palygintos pagal Bland-Altman metodą

Etaloninių SPB maksimalių reikšmių $P_3(i)$ ir spaudimo reikšmių $P_4(i)$, paskaičiuotų naudojant *autorius sukurtą modelį*, kitimo trajektorijoms palyginti paskaičiuota koreliacija. Gautas koreliacijos koeficientas $r = 0,998$ (Pearson metodu) rodo didelę trajektorijų sutapimą. Vidutinė kvadratinė paklaida (angl. Root mean square error) $0,254 \text{ kPa}$ ir pasikliautinumo intervalas $[0,242 \text{ kPa}, 0,266 \text{ kPa}]$, kai pasikliautinumo lygmuo 95%.

Spaudimo reikšmėms $P_4(i)$, ir $P_3(i)$ palyginti taikytas Bland – Altman metodas. Gautas $P_3(i)$ ir $P_4(i)$ vidurkių skirtumas $0,133 \text{ kPa}$, o dvigubo vidutinio kvadratinio nuokrypis $\pm 0,27 \text{ kPa}$ 3.11 pav.(b).

Modeliavimas rodo, kad taikant autoriaus sudaryta modelį (3.24) kraujospūdžiui skaičiuoti, kai DPB registruojama DKPSS, gaunami rezultatai tenkina reikalavimus (AAMI – the Association for the Advancement of Medical Instrumentation ir BHS – (the British Hypertension Society.) keliamus automatiniams, ambulatoriniams

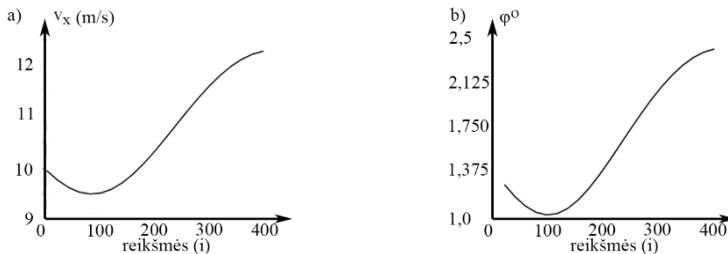
kraujospūdžio nustatymo įrenginiams ir tinka nuolatiniam, nenutrūkstamam kraujospūdžio stebėjimui.

3.1.4.3. Deformacijos pulsinės bangos sklidimo greitį ir jos priekinio fronto statumą siejančio matematinio modelio verifikavimas

Autoriaus sudarytas matematinis modelis (3.44) rodo, kad DPB priekinio fronto statusas priklauso nuo arterijų standumo E , kuris priklauso ne tik nuo arterijos sienelės savybių, jos geometrijos, bet ir nuo joje veikiančio kraujospūdžio (3.55). Kadangi stebėjimo metu kraujagyslė savybės nesikeičia, tai galima teigti, kad *Moens – Korteweg* lygtis (2.23) aprašo išilginės DPB sklidimo greičio priklausomybę nuo veikiančio kraujospūdžio. Kadangi išilginės ir skersinės bangų greičius sieja bendri parametrai (2.23, 3.44), tai darome prielaidą, kad kintant kraujospūdžiui šių greičių kitimo trajektorijos turi sutapti.

DPB greitis (v_x) išilgai arterinės sistemos kardiociklo metu nekinta. Tačiau arterinės sienelės skersmens kitimo greitis (radialinis greitis) stebėjimo taške (v_r) kinta viso kardiociklo metu ($v_r = f(t)$). Norint palyginti šiuos du greičius, kiekvieno kardiociklo metu buvo išrenkamos maksimalios (v_r) reikšmės.

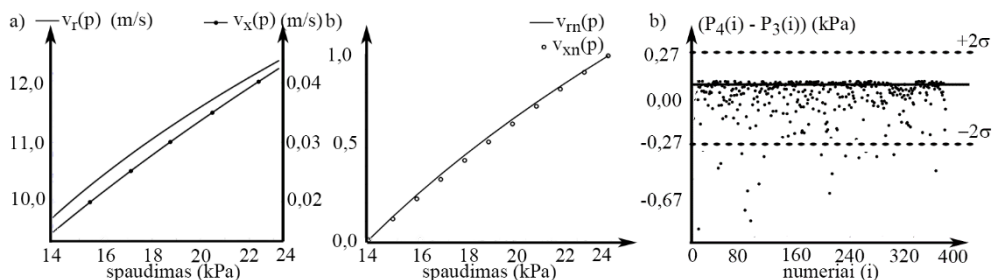
Kadangi viename kardiocikle širdis sugeneruoja tik vieną DPB, tai sumodeliavus N kardiociklų galime rasti N greičio v_x reikšmių. Šiuo požiūriu v_x reikšmės yra kardiociklo numerio i , (kur $1 \leq i \leq N$) funkcija. DPB greičio reikšmės $v_x(i)$ 3.12 pav.(a) paskaičiuotos pagal lygtį (2.23), o DPB priekinio fronto statumo reikšmės $\varphi(i)$, išreikštos laipsniais, paskaičiuotos remiantis lygtimi (3.44). Modeliavimo rezultatai 3.12 pav.(b) rodo, kad $v_x(i)$ ir $\varphi(i)$ kinta tuo pačiu dėsniu.



3.12 pav. DPB greitis $v_x(i)$ (a) ir DPB priekinio fronto statumas $\varphi(i)$ (b)

Deformacijos pulsinių bangų greičių $v_r(i)$, paskaičiuotų naudojant autoriaus sudarytą modelį (3.44), ir $v_x(i)$ palyginimui sugeneruotos DPB naudojant sistemos 3.3pav. modelį realizuotą MatLab aplinkoje. Modeliavimo metu, priklausomybei „spaudimas – greitis“ gauti, kraujospūdis buvo keičiamas fiziologinėse ribose $6,67\text{kPa} \leq P_3(i) \leq 26,67\text{kPa}$ ($T_{kard} = \text{Const.}$),

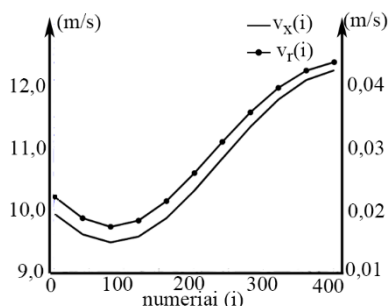
Gauti rezultatai rodo, kad $v_r(p)$ ir $v_x(p)$ reikšmės ženkliai skiriasi 3.13 pav.(a). Reikšmių kitimo trajektorijoms palyginti, imamos greičių reikšmės atitinkančios kraujospūdžio intervalą $14\text{kPa} \leq P_3(i) \leq 24\text{kPa}$ 3.13 pav.(a) ir atvaizduojamos į intervalą $[0,1]$. Iš 3.13 pav.(b), matoma, kad abiejų reikšmių kitimo dėsniai sutampa, todėl tarp jų turi būti reikšminga koreliacija.



3.13 pav. Arterinės sienelės svyravimo greičio $v_r(p)$ ir DPB sklidimo greičio $v_x(p)$ reikšmių kitimas keičiantis sistoliniam kraujospūdžiui (a). Normuotų $v_r(p)$ ir $v_x(p)$ reikšmių $v_{rm}(p)$ ir $v_{xn}(p)$ kitimo trajektorijos identiškos (b). Kintančios santykio $v_{rm}(p)/v_{xn}(p)$ reikšmės rodo, kad nėra tiesinės priklausomybės tarp $v_r(p)$ ir $v_x(p)$ (c)

Santykis $v(p)_m / v(p)_{xn} \neq 1$ 3.13 pav.(c) rodo, kad tarp $v_r(p)$ ir $v_x(p)$ reikšmių gautų naudojant autoriaus sudarytą modelį (3.44) ir Moens – Korteweg lygtis (2.23) nėra tiesinės priklausomybės.

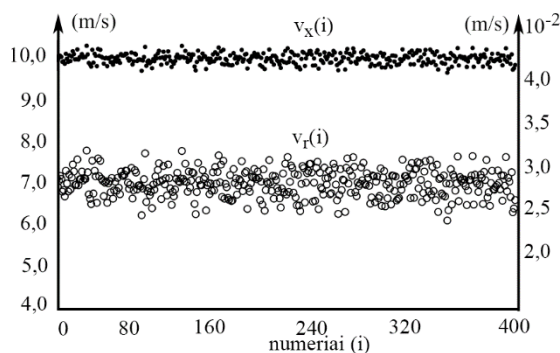
Prielaidai apie koreliaciją patikrinti sugeneruotos DPB, kai arterijoje veikia SPB, kintančios dažnio $f = 1,5\text{Hz}$ sinuso dėsnio intervale $14,5\text{kPa} \leq P_3(i) \leq 24\text{kPa}$. Gautos arterijos sienelės svyravimo greičio $v_r(n)$ ir DPB sklidimo greičio $v_x(n)$ reikšmės parodytos 3.14 pav.



3.14 pav. Išilgai arterijos sklindančios DPB greičio $v_x(i)$ ir arterijos sienelės svyravimo greičio $v_r(i)$ reikšmės veikiant sinuso dėsnio kintančiam kraujospūdžiui kraujospūdžiui intervale $14.\text{kPa} \leq P_3(i) \leq 24\text{kPa}$

Veikiant sinuso dėsnio kintančiam kraujospūdžiui intervale $14\text{kPa} \leq P_3(i) \leq 24\text{kPa}$ gautos išilgai arterijos sklindančios DPB greičio $v_x(i)$ ir arterijos sienelės svyravimo greičio $v_r(i)$ reikšmių koreliacija $r = 0,99$.

Arterinės sienelės svyravimo statmenai arterijos ašiai greičio $v_r(i)$ ir DPB sklidimo išilgai arterijos greičio $v_x(i)$ reikšmių vidurkių ir jų išsibarstymui palyginti sugeneruotos DPB, kai arterijoje veikia SPB, atsitiktinai kintančios pagal normalųjį pasiskirstymą intervale $14\text{Pa} \leq P_3(i) \leq 24\text{kPa}$. Palyginimas atliktas naudojant Bland-Altman metodą.



3.15 pav. Išilgai arterijos sklindančios DPB greičio $v_x(i)$ ir arterijos sienelės svyravimo greičio $v_r(i)$ reikšmės veikiant atsitiktinėms kraujospūdžio reikšmėms ($m/s \times 10^{-2}$)

Gauti rezultatai 3.15 pav. rodo, kad $v_r(i)$ ir $v_x(i)$ vidurkių skirtumas ženklus (vidurkių skirtumas 10,45m/s). Tai reiškia, kad registravimo taške arterijos sienelės svyravimo greitis $v_r(i)$ ir DPB sklidimo išilgai arterinės sistemos greitis skiriasi, tačiau jie priklauso nuo arterijos standumo E (3.44),(3.35) ir koreliuoja 3.14 pav. ($r= 0,99$). Todėl $v_r(i)$ kaip ir $v_x(i)$ gali būti naudojamas arterijos standumo įverčiu.

Realizavus autoriaus sudarytą matematinį modelį (3.34), DKPSS sistemoje, ji gali būti naudojama nenutrūkstančiam, ilgalaikiam DPB sklidimo greičio arterinės sistemos standumo dinamikos stebėjimui, nes $v_r(i)$ rasti pakanka DPB priekinio fronto analizės.

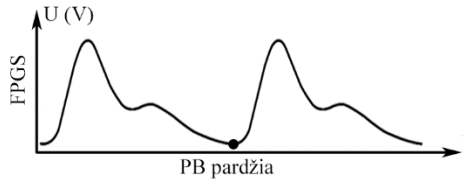
3.2. Deformacijos pulsinės bangos pradžios taško nustatymo būdai

Ankstesniuose skyriuose (3.1sk.) atliktas matematinis modeliavimas rodo, kad analizuojant DPB priekinį frontą galima paskaičiuoti tokius kraujotakos parametrus kaip arterinis kraujospūdis bei PBSG. Šių parametrų reikšmių radimui reikalingas patikimas DPB priekinio fronto pradžios taško nustatymo būdas.

PBSL skaičiuojamas dviem būdais: 1) vienu metu dviuose, vienas nuo kito nutolusiuose taškuose, matuojamos dvi DPB ir skaičiuojamas vėlinimas tarp šių dviejų DPB papėdės pradžios taškų (*foot-to-foot time delay*); 2) vienu metu matuojama elektrokardiograma ir DPB kuriame nors taške. PBSL skaičiuojamas kaip vėlinimas tarp EKG R dantelio viršūnės taško ir DPB papėdės pradžios taško. Abiem atvejais ieškoma DPB papėdės pradžia. DPB pradžios radimą komplikuoja trikdžiai: DPB atspindžiai, analoginio-skaitmeninio keitiklio *triggering* efektas, bei perdavimo linijos daviklis–imtuvas trikdžiai (Chan & Zhang, 2002). Kartais, stengiantis išvengti keblumų nustatant DPB pradžią, charakteringu tašku pasirenkamas DPB pirmos išvestinės maksimumo taškas.

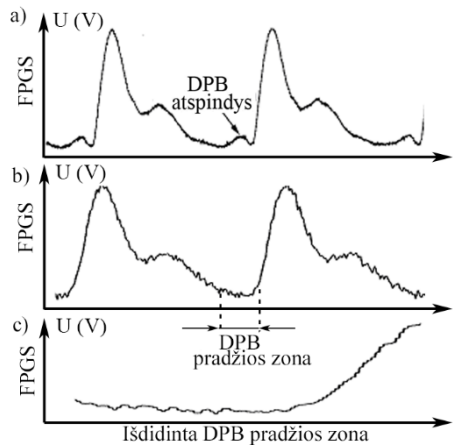
Šiame skyriuje pristatomi du autoriaus sukurti būdai DPB pradžios taškui rasti. Tai pagrindo tiesės ir priekinio fronto liestinės sukirtimo bei papėdės aproksimavimo būdai.

Uždavinio aprašymas. Jutiklio išvestyje gaunamas fotopletizmografinis signalas (FPGS) atitinkantis deformacijos pulsinę bangą. DPB *pradžia* – tai FPGS *periodo pradžia, atitinkančios minimalią amplitudę, taškas*, kuris yra tarp einamosios bangos galinio fronto ir sekančios bangos priekinio taško 3.16 pav.



3.16 pav. Deformacijos pulsinė banga ir jos pradžia

Pulsinės bangos pradžios radimas nėra trivialus uždavinys, kaip tai gali atrodyti iš pirmo žvilgsnio. Priklausomai nuo registravimui parinktos vietos, DPB atspindžiai daugiau arba mažiau iškreipia DPB pradžios tašką 3.17 pav.(a).



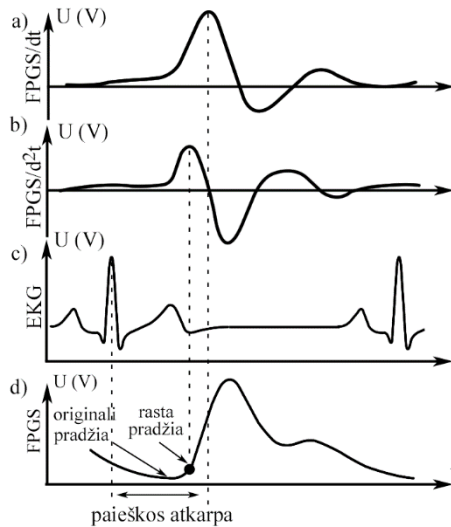
3.17 pav. Deformacijos pulsinė banga su atspindžio bangele (a), arterinė pulsinė banga be atspindžio bangelės (b), padidintas deformacijos pulsinės bangos papėdės intervalas (c)

Dėl ilgos ir plokščios DPB papėdės 3.17 pav.(b) ir 3.17 pav.(c), greta esančių reikšmių skirtumas mažas, todėl net ir nedideli APB keitiklio trigerings efekto, bei perdavimo linijos daviklis–imtuvas sąlygojami triukšmai 3.17 pav.(c) komplikuoja DPB pradžios paieškos uždavinį. Pulsinės bangos amplitudė dažniausiai būna kelis tūkstančius kartų didesnė nei perdavimo linijos daviklis–imtuvas trikdžiai, todėl jų įtaka visam signalui nedidelė. Tačiau DPB papėdėje, kur signalas apibudinamas kaip lėtai kintanti nuolatinė dedamoji, jis visiškai užgožia DPB pradžios tašką.

Antros išvestinės būdas tai vienas iš dažniausiai naudojamų būdų. Elektrokardiogramos R dantelio viršūnė nusako paieškos intervalo pradžios tašką, o FPGS pirmos išvestinės maksimumo taškas nusako paieškos intervalo pabaigos tašką. Daroma prielaida, kad DPB pradžios taškas atitinka maksimalų signalo pagreičio kitimo tašką. Maksimalaus pagreičio kitimo tašką atitinka FPGS antros išvestinės maksimali reikšmė.

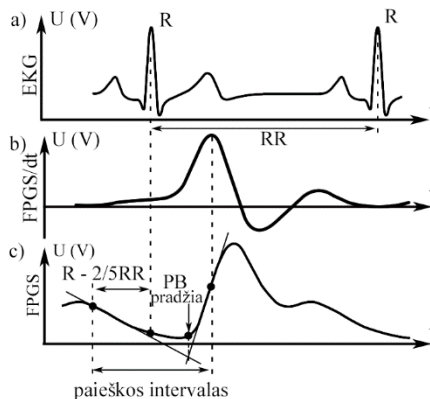
FPGS filtruojamas žemo dažnio filtru, turinčiu tiesinę fazinę charakteristiką. Po to skaičiuojama pirma ir antra išvestinės. Antroji išvestinė labai jautri trikdžiams. Jei pirmoje išvestinėje triukšmas dar nepastebimas, tai antrosios išvestinės signalė jis akivaizdus. Nustatant antros išvestinės maksimumo tašką, antra išvestinė glodinama slenkančio vidurkio langu.

FPGS antros išvestinės minimumas atitinka maksimalų neigiamą pagreitį, t.y. DPB priekinio fronto maksimalaus lėtėjimo tašką ties viršūne. Tuo tarpu jos maksimumas atitinka maksimalaus greitėjimo tašką DPB priekinio fronto pradžioje 3.18 pav.



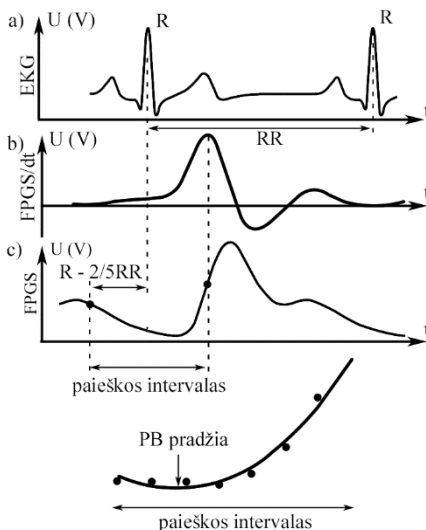
3.18 pav. FPGS pirmą išvestinę (a), FPGS antrą išvestinę (b), elektrokardiograma (c), FPGS antros išvestinės maksimumas atitinka DPB pradžią (d)

Liestinių sukirtimo būdas. Daroma prielaida, kad DPB pradžia yra tiesių išvestų per FPGS galinį ir priekinį frontą sankirtoje 3.19 pav. Tiesės ieškomos mažiausiu kvadratų metodu. Kadangi FPGS galinio fronto pabaiga, yra ties R dantelio viršūne, tai FPGS galinio fronto tiesė vedama per taškus esančius aukščiau R dantelio ir užimančius $2/5$ visos FPGS, nes priekinis FPGS frontas užima $1/5$ visos DPB. Priekinio fronto tiesės lygtis skaičiuojama iš atkarpos tarp priekinio fronto pirmos išvestinės maksimumo ir penkių žemiau esančių taškų.



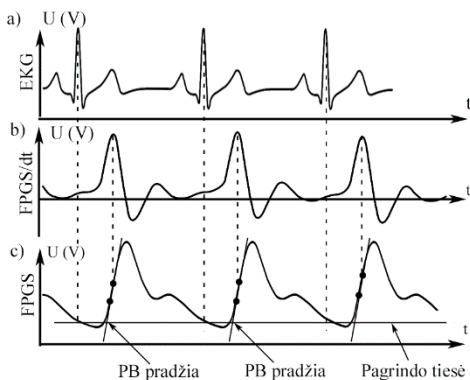
3.19 pav. Elektrokardiograma (a), FPGS pirmą išvestinę (b). DPB pradžia yra tiesių išvestų per FPGS galinį ir priekinį frontą sankirtoje (c)

DPB papėdės aproksimavimo būdas. Taikant šį būdą pirmiausia randamas paieškos intervalas, kuris prasideda nuo EKG R dantelio viršūnės ir baigiasi ties FPGS priekinio fronto tašku atitinkančiu pirmos išvestinės maksimumą. Paieškos intervalas sudalinamas į dešimt atkarpų. Per atkarpų reikšmes, mažiausių kvadratų metodu, išvedamos tiesės 3.20 pav. Tolimesnėje analizėje dalyvauja tik tiesių pradžios ir pabaigos taškai. Einamosios tiesės pradžios taško abscisės reikšmė sudedama su prieš tai buvusios tiesės pabaigos abscise ir paskaičiuojama vidutinė abscisės reikšmė duotame taške. Vidutinių reikšmių seka (FPGS papėdė) aproksimuojama trečios eilės polinomu. Taškas, kuriame papėdė įgyja mažiausią reikšmę, laikomas DPB pradžios tašku.



3.20 pav. Elektrokardiograma (a), FPGS pirma išvestinė (b), nustatomas paieškos intervalas (c), FPGS papėdės minimumas atitinka DPB pradžią (d)

Pagrindo tiesės ir priekinio fronto liestinės susikirtimo būdas. Taikant šį būdą manoma, kad DPB pradžia, tai FPGS pagrindo tiesės ir tiesės išvestos per FPGS priekinį frontą susikirtimo taškas **3.21 pav.**



3.21 pav. Elektrokardiograma (a), FPGS pirma išvestinė (b), DPB pradžia tai pagrindo tiesės ir FPGS priekinio fronto liestinės susikirtimo taškas

Iš visų FPGS reikšmių išrenkamos tos, kurios yra ties EKG R dantelių viršūnėmis. Per šiuos taškus, taikant mažiausių kvadratų metodą, išvedama tiesė. Ši tiesė pavadinta DPB sekos pagrindo tiese. FPGS priekinio fronto tiesės lygtis skaičiuojama iš atkarpos tarp priekinio fronto pirmos išvestinės maksimumo ir penkių žemiau esančių taškų. DPB sekos pagrindo tiesės ir tiesės išvestos per einamosios FPGS priekinį frontą susikirtimo taškas yra DPB pradžia.

3.2.1. Arterinės pulsinės bangos pradžios taško nustatymo būdų atsparumo triukšmui vertinimas

Registruojant tą patį dydį tomis pačiomis sąlygomis, tačiau dviem skirtingais metodais, iškyla klausimas ar gauti rezultatai pakankamai sutampa, kad būtų galima vieną metodą pakeisti kitu.

Analizuojant tą patį signalą, tuo pačiu būdu, tačiau esant dviem skirtingiems triukšmo lygiams signale, iškyla klausimas ar gauti rezultatai pakankamai sutampa, kad tuo pačiu būdu būtų galima analizuoti signalus su skirtingo lygio triukšmu. Abiem atvejais, vertinant rezultatų sutapimą, galima naudoti tą pačią metodiką.

Jei dviem metodais eilę kartų registruojamas to paties objekto tas pats dydis, tai sunku tikėtis, kad skirtingų metodų rezultatų vidurkiai bus vienodi.

Dažniausiai tikroji registruojamo dydžio reikšmė nežinoma, todėl jos geriausias įvertis – vidurkis. Vertinant skirtingais būdais arba esant skirtingam triukšmo lygiui gautų rezultatų sutapimo ribas, iš pirmuoju būdu gautų rezultatų atimami antruoju būdu gauti rezultatai. Atimties operacijos metu registruojamų dydžių vidurkio reikšmės pasinaikina ir lieka tik paklaidos, kurios pasiskirsčiusios pagal Normalųjį dėsnį. (Apdorojant eksperimentų rezultatus tai galima patikrinti braižant histogramą.).

Taigi paklaidų vidurkis turi būti artimas nuliui. Jei paklaidų vidurkis \bar{d} lygus arba nežymiai skiriasi nuo nulio, tai sakoma, kad rezultatai sutampa ir vieną registravimo būdą galima pakeisti kitu neprarandant tikslumo. Analogiškai, tuo pačiu būdu išanalizavus tą patį signalą, tačiau su dviem skirtingais triukšmo lygiais ir atėmus rezultatus, skaičiuojamų dydžių įverčiai pasinaikins ir liks skaičiavimo paklaidos, iš kurių 95% paklius į intervalą tarp vidurkio ir dvigubos standartinio nuokrypio reikšmės s : $\bar{d} - 2s$ ir $\bar{d} + 2s$ (Bland & Altman, 2010).

Vertinant registravimo metodus, iškyla klausimas apie rezultatų tikslumą (*Precision*). Tikslumas (*Precision* o ne *accuracy*) apibrėžiamas kaip reikšmių, gautų nurodytomis sąlygomis, sutapimo intervalas. Kadangi tikslumas (*precision*) priklauso nuo paklaidų išsibarstymo lygio, tai kiekybiškai vertinant tikslumą ypač svarbu apibrėžti sąlygas, kuriomis atliktas signalo įvedimas.

Sąlygos, kai rezultatų reikšmės gaunamos tuo pačiu metodu, registruojant eilę tų pačių objektų, toje pačioje laboratorijoje, to paties operatoriaus ir naudojant tą pačią įrangą, tarptautinio standarto, apibrėžiamos kaip *pasikartojamumo sąlygos*.

Esant toms pačioms *pasikartojamumo sąlygoms*, atliekant eilę to paties dydžio registravimų, paklaidų išsibarstymo intervalas išliks tas pats, tačiau keisis paklaidų reikšmės. Esant skirtingoms *pasikartojamumo sąlygoms* keisis ir paklaidų išsibarstymo intervalas, ir paklaidų reikšmės. Ši situacija gali būti modeliuojama. Skirtingas *pasikartojamumo sąlygas* galima modeliuoti atsitiktinių reikšmių sekomis su skirtingomis dispersijomis ir nuliniu vidurkiu.

Tikslumas (*Precision*), gautas esant *pasikartojamumo sąlygoms*, vadinamas *pasikartojamumo koeficientu (repeatability)*. *Pasikartojamumo koeficientas* apibūdina paklaidų išsibarstymą aptartomis registravimo sąlygomis, kai rezultatų skirtumų (t.y. paklaidų) \bar{d} vidurkis lygus nuliui.

Du kartus atlikus to paties, objekto to paties dydžio eilę registravimų, skaičiuojamas rezultatų skirtumų vidurkis:

$$d(i) = (x_2(i) - x_1(i)), \quad (3.57)$$

$$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} d(i); \quad (3.58)$$

čia N – reikšmių skaičius; x_1 – reikšmės gautos registruojant pirmą kartą; x_2 – reikšmės gautos registruojant antrą kartą; $d(i)$ – i -tosios registracijos reikšmių skirtumas; \bar{d} – skirtumų vidurkis ir standartinis nuokrypis:

$$s = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (d(i) - \bar{d})^2}. \quad (3.59)$$

Kadangi registravimai atlikti tuo pačiu metodu, ir tomis pačiomis sąlygomis, tai skirtumų vidurkis \bar{d} bus lygus nuliui. Jei vidurkis skiriasi nuo nulio, tai pasikartojamumo koeficiento skaičiuoti negalima. Taip atsitinka, kai pirmo registravimo rezultatai įtakoja antro registravimo rezultatus arba registravimo metodas įtakoja registruojamą dydį, o 95% skirtumo reikšmių bus mažesnės už $2s$ reikšmę. Kadangi reikalaujama, kad \bar{d} būtų lygus nuliui, tai *pasikartojamumo koeficientas* skaičiuojamas visas skirtumo reikšmes pakėlus kvadratu, sudėjus jas, gautą sumą padalinus iš skirtumo reikšmių skaičiaus ir ištraukus kvadratinę šaknį

$$pk = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} d(i)^2}; \quad (3.60)$$

čia pk – pasikartojamumo koeficientas.

Pasirinkus laiko ašies modeliavimo periodą $T = 1 \cdot 10^{-3}$ s ir 12 bitų kvantavimo lygį, modeliuojama trisdešimties ($R=30$) pastovaus periodo DPB seka. DPB pradžia, tai laiko momentas, kai DPB įgyja minimalią reikšmę. Modeliuojamoje sekoje yra R DPB pradžios reikšmių. Radus DPB pradžią, jos reikšmė apvalinama iki sveiko milisekundžių skaičiaus.

DPB *pradžios taško nustatymo tikslumui vertinti, skaičiuojamas pasikartojamumo koeficientas (angl. repeatability)*. Skirtingos pasikartojamumo sąlygos modeliuojamos skirtingu triukšmo lygiu fotopletizmografiniame signale (FPGS):

$$y_k = FPGS + a_k t; \quad (3.61)$$

čia t – triukšmo signalas, o jo reikšmės pasiskirsčiusios pagal Normalųjį dėsnį su vienetine dispersija ir nuliniu vidurkiu, FPGS – fotopletizmografinis signalas, a_k –

daugiklis keičiantis triukšmo reikšmių dispersiją, k – k -tosios pasikartojamumo sąlygos.

Esant pasikartojamumo sąlygoms k , signalo y_k SNR_k (Signal Noise Ratio) 3.2 lent. išlieka pastovus. Pasirinktu metodu analizuojant signalą y_k , gaunama DPB pradžios reikšmių seka x_k .

Norint gauti patikimesnius rezultatus, kiekvienoms pasikartojamumo sąlygoms k , sugeneruota $n = 1..20$ dvidešimt skirtingų triukšmo (reikšmės pasiskirsčiusios pagal Gauso dėsnį) t realizacijų su vienodu a_k . Tuo būdu gauta 20 signalo y_k realizacijų su tuo pačiu SNR_k .

$$y_{kn} = PBS + a_{kn}t ; \quad (3.62)$$

čia n – triukšmo realizacijos numeris esant k -tosioms sąlygoms.

Analizuojant signalą y_{kn} , gaunama DPB pradžios reikšmių seka x_{kn} . Pasikartojamumo koeficientui skaičiuoti sudarytos visos įmanomos sekų x_{kn} poros iš $N=20$ po du. Tokių porų skaičius bus:

$$M = C_N^2 = \frac{N!}{2!(N-2)!} ; \quad (3.63)$$

čia M – sudarytų porų skaičius.

Kiekvienai porai skaičiuojami skirtumai:

$$d_{mk}(i) = (x_{1mk}(i) - x_{2mk}(i)) ; \quad (3.64)$$

čia x_{1mk} – m -tosios poros pirma DPB pradžios reikšmių seka, esant pasikartojamumo sąlygoms k , x_{2mk} – m -tosios poros antra DPB pradžios reikšmių seka, esant pasikartojamumo sąlygoms k , $m = 1..M$, $i = 1..R$.

Skaičiuojant DPB pradžių reikšmes tuo pačiu metodu ir tomis pačiomis sąlygomis gauname:

$$\bar{d}_{mk} = \frac{1}{R} \sum_{i=0}^{R-1} d_{mk}(i) = 0 ; \quad (3.65)$$

čia R – periodų skaičius FPGS reikšmių sekoje.

Pasikartojamumo koeficientas m -tajai porai lygus:

$$pk_{mk} = \sqrt{\frac{1}{R} \sum_{i=0}^{R-1} d_{mk}(i)^2} . \quad (3.66)$$

Pasikartojamumo koeficientas visoms m poroms, esant k -tosioms sąlygoms, randamas skaičiuojant vidurkį:

$$PK_k = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} pk_{mk} . \quad (3.67)$$

Tuo pačiu būdu analizuojant signalą su skirtingais SNR_k (skirtingos pasikartojamumo sąlygos) rezultatų išsibarstymas gaunamas skirtingas. Ši situacija sumodeliuota generuojant šešias ($K = 6$) grupes po $N = 20$ signalo y sekų, gautų pagal išraišką (3.65). Atskirų grupių signalai skiriasi triukšmo signalo reikšmių dispersija.

3.1 lentelė. Triukšmo signalo reikšmių dispersija

k	1	2	3	4	5	6
a_k	0	100	200	300	400	500

Esant skirtingoms triukšmo signalo reikšmių dispersijoms, gáunamas skirtingas santykis signalas-triukšmas 3.2 lent.

3.2 lentelė. Santykio signalas – triukšmas reikšmės

k	0	1	2	3	4	5
SNR_k	∞	90,94	45,47	30,31	22,74	18,19

Lygindami PK_k koeficientus, galime daryti išvadas apie rezultatų, gautų vienu ar kitu skaičiavimo būdu, paklaidų išsibarstymą, esant skirtingiems triukšmo lygiams. Kuo mažesnis pasikartojamumo koeficientas PK_k , tuo labiau sutampa atskirų stebėjimų rezultatai esant k -tajam triukšmo lygiui signale.

DPB pradžios taško ir jo įverčio sutapimo skaičiavimas esant skirtingiems triukšmo lygiams. Kiekvienam triukšmo lygiui SNR_k generuojama po $N = 20$ PBS, o reikšmei x skaičiuojama $n = 1..N$ jos įverčių \bar{x}_{kn} :

$$\bar{x}_{kn} = \frac{1}{R} \sum_{i=0}^{R-1} x_{kn}(i); \quad (3.68)$$

čia x_{kn} – n -toji DPB pradžios reikšmių seka, kai triukšmo lygis signale SNR_k , R – periodų skaičius FPGS signale, $n = 1..20$.

Grupei k skaičiuojama DPB pradžios įverčio reikšmė k :

$$\bar{x}_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \bar{x}_{kn}. \quad (3.69)$$

Vertinant skaičiavimo rezultatų tikslumą esant skirtingiems triukšmo lygiams signale, skaičiuojamas skirtumas tarp x reikšmės ir jos įverčio \bar{x}_k :

$$d_k = x - \bar{x}_k. \quad (3.70)$$

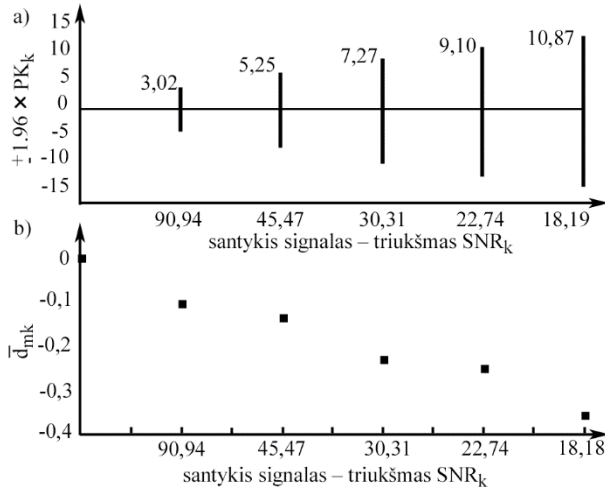
Jei skirtumas d_k (3.70) lygus ar nežymiai skiriasi nuo nulio, tai galima daryti išvadą, kad triukšmas neturi įtakos skaičiavimo rezultatų tikslumui esant duotam triukšmo lygiui grupėje k .

DPB pradžios taško nustatymo būdų atsparumo triukšmui palyginimo rezultatai. Vertinant arterinių kraujagyslių būseną, dažnai skaičiuojamas pulsinės bangos sklidimo laikas PBSL.

Skaičiavimo būdas tuo tikslesnis, kuo mažesnis paklaidų išsibarstymas esant tam pačiam SNR_k . Kuo mažiau keičiasi pasikartojamumo koeficientas PK_k , keičiantis SNR_k . (pasikartojamumo sąlygoms), tuo skaičiavimo būdas stabilesnis, nes paklaidų išsibarstymo ribos mažai keičiasi keičiantis SNR . Jei paklaidų ribos išlieka stabilios, keičiantis triukšmo lygiui signale, tai neprarandant tikslumo skaičiavimo būdas gali būti naudojamas, esant skirtingoms SNR reikšmėms. Kadangi laiko ašis modeliuojama

su periodu $T= 1 \cdot 10^{-3}$ s, tai metodų rezultatai apvalinami iki sveiko milisekundžių skaičiaus.

Liestinių sukirtimo būdas. Tai būdas, kai DPB pradžios taškas randamas ieškant liestinių, išvestų per DPB priekinį ir galinį frontus, sukirtimo taško. Paklaidų išsibarstymo intervalai ($\pm 1,96 \times PK_k$) esant skirtingam SNR_k parodyti 3.22 pav.

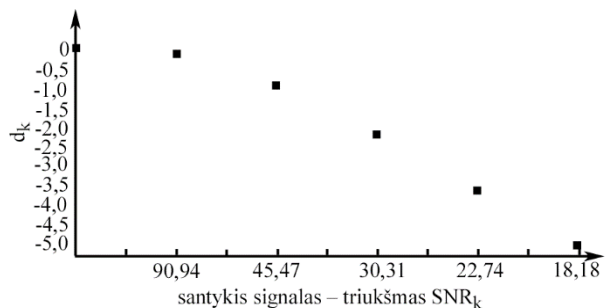


3.22 pav. Paklaidų išsibarstymas, esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis, esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b)

Iš 3.22 pav.(a) matome, kad esant maksimaliam signalas-triukšmas santykiui $SNR = 18,19$, paklaidų išsibarstymo ribos neviršys ± 1 ms su 95% pasikliautinumo intervalu. Tikimybė, kad paklaidos viršys ± 1 ms ribą $p \leq 0,05$.

Rezultatai gauti liestinių sukirtimo būdu, su visais SNR_k ($k = 1, \dots, 5$) tenkina pasikartojamumo sąlyga, t.y. skirtumų vidurkiai \bar{d}_{mk} (3,65) lygūs nuliui.

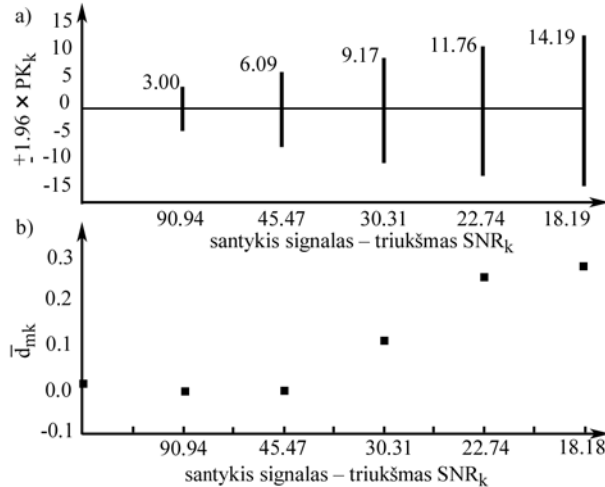
Skirtumas tarp DPB pradžios, gautos analizuojant DPB seką be triukšmo ir DPB pradžios įverčio, gauto analizuojant DPB seką su atitinkamu SNR_k parodytas 3.23 pav.



3.23 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB su atitinkamu SNR_k

Didėjant santykiui signalas-triukšmas, gaunamos didesnės DPB pradžios įverčio reikšmės. Maksimalus skirtumas neviršija 5ms.

Antros išvestinės būdas. Tai būdas, kai DPB pradžios taškas randamas ieškant DPB antros išvestinės maksimumo taško. Paklaidų išsibarstymo intervalai ($\pm 1,96 \times PK_k$), esant skirtingam SNR_k parodyti 3.24 pav.

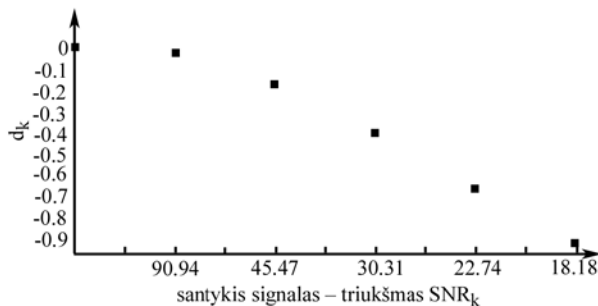


3.24 pav. Paklaidų išsibarstymas esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b)

Iš 3.24 pav.(a) matome, kad esant maksimaliam signalas-triukšmas santykiui $SNR = 18,19$, paklaidų išsibarstymo ribos neviršys ± 14 ms su 95% pasikliautinumu intervalu. Tikimybė, kad paklaidos viršys ± 14 ms ribą $p \leq 0,05$.

Rezultatai gauti antros išvestinės būdu su visais SNR_k ($k = 1..5$) tenkina pasikartojamumo sąlyga, t.y. skirtumų vidurkiai \bar{d}_{mk} (3.65) lygūs nuliui 3.24 pav.(b).

Skirtumas tarp DPB pradžios, gautos analizuojant DPB seką be triukšmo, ir DPB pradžios įverčio, gauto analizuojant DPB seką su atitinkamu SNR_k (3.70), parodyti 3.25 pav.

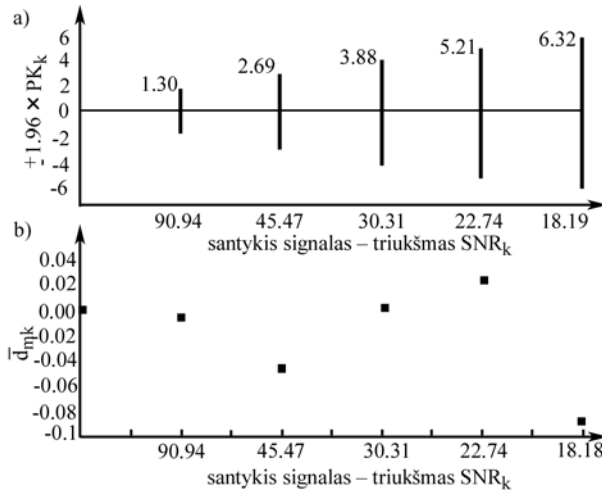


3.25 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB su atitinkamu SNR_k

Analizuojant pulsinių bangų seką antros išvestinės būdu, didėjant santykiui signalas-triukšmas, DPB pradžios reikšmės įvertis didėja. Maksimalus skirtumas 1ms.

DPB papėdės aproksimavimo būdas. Tai būdas, kai DPB pradžios taškas randamas ieškant minimumo DPB papėdėje, gautoje taikant mažiausių kvadratų

metodą ir aproksimacinį polinomą. Paklaidų išsibarstymo intervalai ($\pm 1,96 \times PK_k$), esant skirtingam SNR_k , parodyti 3.26 pav.

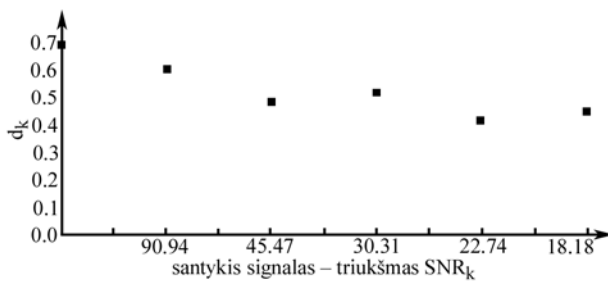


3.26 pav. Paklaidų išsibarstymas esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b)

Iš 3.26 pav.(a) matome, kad esant maksimaliam signalas-triukšmas santykiui $SNR=18,19$, paklaidų išsibarstymo ribos neviršys $\pm 6ms$ su 95% pasikliautinumo intervalu. Tikimybė, kad paklaidos viršys $\pm 6ms$ ribą $p \leq 0,05$.

Rezultatai gauti DPB papėdės aproksimavimo būdu, su visais SNR_k ($k=1..5$), tenkina pasikartojamumo sąlyga, t.y. skirtumų vidurkiai \bar{d}_{mk} (3.65) lygūs nuliui 3.26 pav.(b).

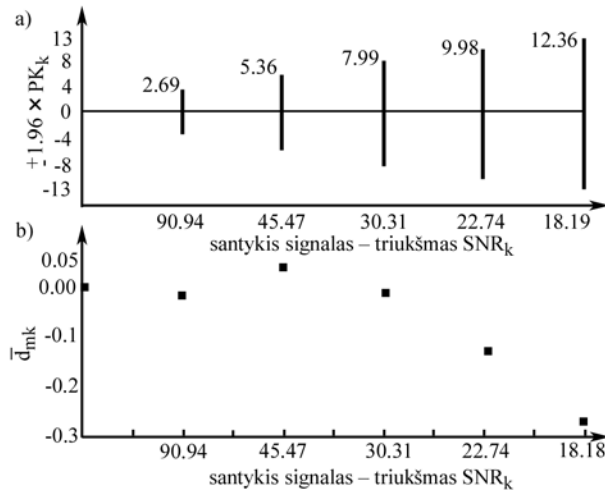
Skirtumas tarp DPB pradžios, gautos analizuojant DPB seką be triukšmo, ir DPB pradžios, įverčio gauto analizuojant DPB seką su atitinkamu SNR_k , parodyti 3.27 pav.



3.27 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB seką su atitinkamu SNR_k

Analizuojant pulsinių bangų seką, didėjant santykiui signalas-triukšmas DPB pradžios įvertis didėja. Maksimalus skirtumas 1ms.

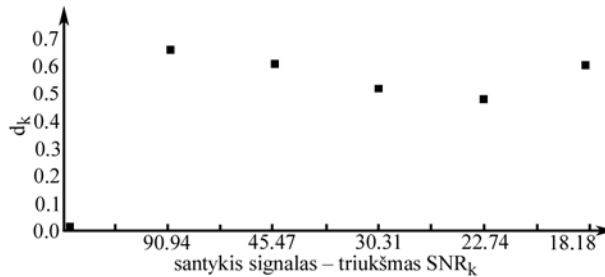
Pagrindo tiesės ir liestinės sukirtimo būdas. Tai būdas, kai DPB pradžia randama ieškant DPB sekos pagrindo tiesės ir tiesės išvestos per DPB priekinį frontą susikirtimo taško. Paklaidų išsibarstymo intervalai ($\pm 1,96 \times PK_k$) esant skirtingam SNR_k parodyti 3.28 pav. .



3.28 pav. Paklaidų išsibarstymas esant skirtingam triukšmo lygiui signale (a). Paklaidų vidurkis esant skirtingam triukšmo lygiui signale (b)

Iš 3.28 pav.(a) matome, kad esant maksimaliam signalas-triukšmas santykiui $SNR=18,19$, paklaidų išsibarstymo ribos neviršys $\pm 12ms$ su 95% pasikliautinumo intervalu. Tikimybė, kad paklaidos viršys $\pm 12ms$ ribą $p \leq 0,05$.

Rezultatai gauti pagrindo tiesės ir liestinės sukirtimo būdu, su visais SNR_k ($k = 1..5$), tenkina pasikartojamumo sąlyga, t.y. skirtumų vidurkiai \bar{d}_{mk} lygūs nuliui.



3.29 pav. Skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios ir DPB pradžios įverčio gauto analizuojant DPB seką su atitinkamu SNR_k

Didėjant santykiui signalas-triukšmas, vidutinės DPB pradžios reikšmės įvertis didėja. Maksimalus skirtumas 1ms 3.29 pav.

Augant triukšmo lygiui signale, gaunamos didesnės DPB pradžios taško reikšmės. Tai galima paaiškinti tuo, kad DPB priekinis frontas yra greičiausiai kintanti signalo dalis, todėl ji mažiausiai įtakojama triukšmo.

Didžiausias paklaidų išsibarstymas gaunamas taikant antros išvestinės būdą. Kintant triukšmo lygiui signale, paklaidų išsibarstymo ribos kinta nuo $\pm 0ms$ iki $\pm 14ms$, o skirtumas tarp *etaloninės* DPB pradžios reikšmės ir jos įverčio neviršija 1ms.

Didžiausias skirtumas tarp *etaloninės* DPB pradžios reikšmės (gaunamos analizuojant signalą be triukšmo) ir jos įverčio (gaunamo analizuojant signalą su triukšmu) gaunamas taikant liestinių sukirtimo būdą. Skirtumas tarp *etaloninės* DPB

pradžios reikšmės ir jos įverčio išauga iki 5ms, o paklaidų išsibarstymo ribos kinta nuo ± 0 ms iki ± 11 ms.

Pagrindo tiesės ir liestinės sukirtimo būdas pasiekia ± 12 ms paklaidų išsibarstymo ribą, o DPB papėdės aproksimavimo būdu gaunamos paklaidų išsibarstymo ribos neviršija ± 6 ms. Skaičiuojant abiem būdais, skirtumas tarp etaloninės DPB pradžios reikšmės ir jos įverčio gaunamas ne didesnis kaip 1ms. Keičiantis triukšmo lygiui, rezultatų, gautų pagrindo tiesės ir liestinės sukirtimo būdu, paklaidų išsibarstymo ribos keičiasi nuo ± 0 ms iki ± 12 ms, o taikant DPB papėdės aproksimavimo būdą rezultatų paklaidų išsibarstymo ribos keičiasi nuo ± 0 ms iki ± 6 ms.

Esant triukšmui signale, mažiausių paklaidų išsibarstymą ir geriausių paskaičiuotų DPB pradžios reikšmių atitikimą etaloninei reikšmei duoda DPB papėdės aproksimavimo būdas.

3.3. Triukšmui atsparios fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės sudarymas ir tyrimas

Šiame skyriuje aprašoma autoriaus sukurta DKPSS įvesties posistemė, kuri leidžia sumažinti triukšmo įtaka fotopletizmografiniam signalui ir DKPSS sistemoje atsisakyti analogas – kodas keitiklio (Girčys, E.Kazanavičius, Vrubliauskas, & Liutkevičius, 2014).

Triukšmo įtakos signalui mažinimui, šio darbo autorius siūlo fotopletizmografinio signalo įvesties posistemę, kurioje jutiklio šviesos šaltinis spinduliuoja optinį Barkerio kodą (Moharir & Selvarajan, 1974). Šis uždavinys glaudžiai susijęs su jutiklių, skirtų dėvimiems prietaisams, kūrimu, tačiau jo taikymas apima daug didesnę sritį.

Optinė Barkerio kodinė seka tai reikšmių seka $\{x_0, x_1, \dots, x_i, \dots, x_{N-1}\}$, kur $x_i = \pm 1$, tenkinanti sąlygą:

$$\rho(k) = \sum_{i=0}^{N-1-k} x_i x_{i+k} = \begin{cases} N & \text{kai } k = 0 \\ 0 \text{ arba } \pm 1, & \text{kai } k = 1, 2, \dots, N-1 \end{cases} \quad (3.71)$$

vadinama Barkerio dvejetainė kodine seka. Šiuo metu žinomų, išraišką (3.71) tenkinančių, sekų ilgiai $N = 1, 2, 3, 4, 5, 7, 11, 13$. Šios kodinės sekos taikomos aptinkant signalą triukšme. Barkerio kodinės sekos skiriasi santykiu:

$$D = \rho(0) / \rho(k)_{\max} \quad (3.72)$$

Autokoreliacinės funkcijos smailės ir maksimalios reikšmės $\rho(k)_{\max}$ santykis yra visada lygus Barkerio kodinės sekos ilgiui $N=D$. Informacijos perdavimui, naudojant optinį signalą, betarpiškas Barkerio kodo reikšmių $x_i = \{1, -1\}$ keitimas į $x_i = \{1, 0\}$ netinka, todėl reikalinga nauja kodinė seka sudaryta iš $x_i = \{1, 0\}$. Šiame darbe panaudota optinė kodinė seka sugeneruota taikant metodą aprašytą (Moharir & Selvarajan, 1974) Tarkime sekos $\{x_0, x_1, \dots, x_{m-1}\}$ reikšmės $x_i = \{1, 0\}$ Reikšmė “1” reiškia įjungtą šviesos šaltinį, o reikšmė “0” reiškia išjungtą šviesos šaltinį. Kadangi sekos pirma ir paskutinė reikšmės turi tenkinti sąlygą: $x_0 = x_{m-1} = 1$, tai sekos

papildymas nuliais iš kairės ir dešinės neturi prasmės, nes nuo to autokoreliacinės funkcijos reikšmės nesikeičia. Tarkime u_i yra skirtumas tarp $(i+1)$ -tojo ir (i) -tojo bito reikšmių. Tada galima užrašyti:

$$u_1 + u_2 + \dots + u_{n-1} = m - 1; \quad (3.73)$$

čia n – vienetų skaičius sekoje.

Akivaizdu, kad tokios sekos (3.73) autokoreliacinės funkcijos smailės reikšmė bus $\rho(0) = n$ (jei seką sudaro penki vienetai, tai autokoreliacijos reikšmė bus 5). Visi trikampės matricos:

$$M = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & \dots & \dots & \dots & S_{1(n-1)} \\ & S_{22} & S_{23} & \dots & \dots & S_{2(n-1)} \\ & & S_{33} & \dots & \dots & S_{3(n-1)} \\ & & & \dots & \dots & \dots \\ & & & & S_{(n-2)(n-2)} & S_{(n-2)(n-1)} \\ & & & & & S_{(n-1)(n-1)} \end{bmatrix}; \quad (3.74)$$

elementai skirtingi sveikieji skaičiai iš intervalo $(1, 2, \dots, m-1)$, kur m kodinės sekos ilgis. Reikšmės (S_{ij}) tenkina lygybę:

$$\left. \begin{aligned} S_{i,i} &= u_i \\ S_{i,j} &= u_i + u_{i+1} + \dots + u_j \quad \text{kur } j > i \end{aligned} \right\}. \quad (3.75)$$

Tokiu būdu sudarytos kodinės sekos autokoreliacinės funkcijos reikšmės bus mažesnės už 1 išskyrus atvejį, kai postūmio reikšmė $k=0$:

$$\rho(k) = \begin{cases} n, & k=0 \\ 0, & k=1, 2, \dots, m-1 \end{cases}. \quad (3.76)$$

Tarkime; $u_1 = 1, u_2 = 8, u_3 = 3, u_4 = 2$. Visi matricos:

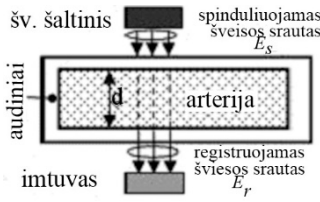
$$M = \begin{bmatrix} 1 & 9 & 12 & 14 \\ & 8 & 11 & 13 \\ & & 3 & 5 \\ & & & 2 \end{bmatrix} \quad (3.77)$$

elementai skirtingi, o kodinė seka $B_0(15, 5) = 110000000100101$. Gauta kodinė seka tinkanti šviesos šaltinio moduliacijai.

Gautąją kodinę seka pasiekta parametro reikšmė $D = 5$, kai $N = 15$. Optinis Barkerio kodas, tai pačiai parametro D reikšmei gauti, yra daug ilgesnis nei įprastinis Barkerio kodas.

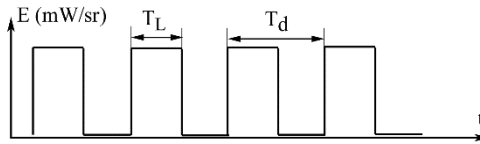
Fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės funkcionavimo algoritmas.

Fotopletizmografinį jutiklį (FPGJ) 3.30 pav. sudaro šviesos šaltinis ir šviesos imtuvas.



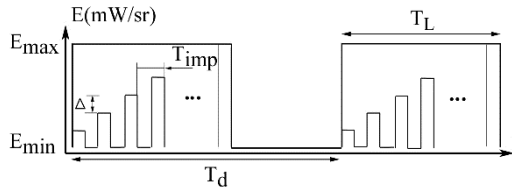
3.30 pav. Fotopletizmografinio jutiklio struktūra

Šviesos šaltinio generuojama impulsų seka sudaroma trimis etapais. Pirmajame etape, kaip parodyta 3.31 pav., pasirenkamas diskretizavimo periodas T_d ir diskretizavimo impulso plotis T_L . Antrajame etape, kiekvienas diskretizavimo impulsas



3.31 pav. T_L trukmės kodinės sekos išspinduliuojamos su periodu T_d . E - šviesos srauto intensyvumas, T_L – impulso plotis, T_d – impulso periodas

sudalinamas į K didėjančios amplitudės impulsų seką 3.32 pav. Reikšmė K taip pat nusako ir signalo kvantavimo lygių skaičių, nes imtuvo kryptimi išspinduliuojamos energijos stiprio diapazonas $E_{min} \leq E \leq E_{max}$ sudalinamas į K dalių $\Delta = (E_{max} - E_{min}) / K$, o i -tojo impulso amplitudė lygi $E[i] = i \cdot \Delta$, kur $1 \leq i \leq K$. Tai analogiška b bitų analoginiam – skaitmeniniam keitikliui, kur $K = 2^b$.



3.32 pav. T_{imp} periodu išspinduliuojami $E[i]$ amplitudės impulsai.

Kardiociklo pradžioje, kai arterijos tūris minimalus, pro ją praeis visi K šviesos impulsai. Imtuvo išvestyje gaunami impulsai suskaičiuojami. Tokiu būdu diskrečios DPB prieš paskutinę reikšmę $DPB[i]=K-1$ bus gauta tada, kai imtuvas sureaguos į $K-1$ impulsą. Esant maksimaliam arterijos tūrio pokyčiui, imtuvas sureaguos į vieną (paskutinį maksimalios amplitudės) impulsą. Kai absorbuojami visi šviesos impulsai, diskrečios DPB reikšmė $DPB[i]=0$.

Galima taikyti ir kitą DPB amplitudės nustatymo būdą. Kadangi atkarpoje T_L impulsų periodas T_{imp} pastovus, tai DPB amplitudę galima išreikšti vėlinimo tarp T_L pradžios ir pirmo imtuve pasirodžiusio impulso. Šiuo atveju gaunamas keitiklis *amplitudė–laikas*.

Abiem atvejais FPGJ jautris priklauso nuo kvantavimo lygių skaičiaus K . Impulsų skaičius, siunčiamas per periodą T_L , priklauso nuo šviesos siūstovo ir imtuvo greitaveikos. Siūloma metodika realizuoja keitiklį *amplitudė–laikas*. Keitiklio

kvantavimo paklaida lygi kvantavimo žingsnio Δ dydžiui, nes reikšmė K atitinkanti minimalią DPB reikšmę gaunama, kai pro arterijos tūrį praeina visi šviesos impulsai, įskaitant ir mažiausios amplitudės E_{min} impulsą.

Siekiant užtikrinti FPGJ išėjime gaunamo signalo atsparumą triukšmui kiekvienas impulsas T_{imp} koduojamas optine kodine seka B_0 . Tai yra per laiką T_L išspinduliuojama K kodinių sekų su K skirtingų amplitudžių. Kodinės sekos aptikimui šviesos šaltinio išėjime skaičiuojama koreliacija tarp B_0 ir šviesos imtuvo išvesties. Koreliacijos reikšmėms rasti naudojamas analoginis koreliacijos skaičiavimo įrenginys (Cappello, Gnudi, & Lamberti, 1995). Koreliacinės funkcijos smailių kiekis koreliacijos įrenginio išėjime atitinka DPB amplitudę.

3.3.1. Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės atsparumo triukšmui tyrimas

Siūlomo metodo efektyvumui vertinti atliktas modeliavimas *MatLab* (1.7 pried.) aplinkoje. Kadangi atliekamam tyrimui svarbi signalo forma, tai fotopletizmografinio (FPGS) signalo reikšmės buvo normuojamos taip, kad amplitudės reikšmės tenkintų sąlygą: $0 \leq A_{sig} \leq 1$.

Siųstuvo generuojamam šviesos srautui modeliuoti pasirinkti šie parametrai: DPB diskretizavimo periodas $T_d = 10^{-3}s$, kodinių sekų diskretizavimo periode kiekis $K = 1000$, kodinių sekų amplitudės reikšmės iš intervalo $0 \leq E \leq 1$ įgyja su žingsniu $\Delta = 1/K$. Kadangi kodinės sekos trukmė žinoma, tai žinomas ir koreliacinės funkcijos smailės pasirodymo momentas τ bei jos amplitudės $corr_{max}(i)$, $1 \leq i \leq K$ reikšmės (kai nėra triukšmo signalo). Šviesos imtuvo išvesties reikšmės skaičiuojamos prie FPGS signalo pridėdant $0 \leq A_{triukšmas} \leq 1$ amplitudės triukšmą: $\overline{FPG} = FPG + A_{triukšmas} \cdot triukšmas$.

Triukšmo sekų realizacijos paimitos iš www.physionet.org duomenų bazės. Šioje duomenų bazėje pateikiamos atsitiktinių reikšmių realizacijos su fiziologinių signalų triukšmui būdingomis statistinėmis charakteristikomis: sekos su skirtingo lygio triukšmo reikšmių koreliacija, sekos su kintančia nuolatine dedamąja ir statistinių parametrų įvairaus tipo netiesiškumais.

Algoritmas fotopletizmografinio signalo amplitudei rasti:

- 1) skaičiuojama šviesos imtuvo išėjime gaunamo signalo \overline{FPG} koreliacija su etalonine kodine seka B_0 . (B_0 . trukmė $15 \cdot T_{imp}$);
- 2) tikrinama sąlyga: Jei $corr(i, \tau) \geq corr_{max}(i)$, tai $cnt = cnt + 1$; priešingu atveju $cnt = 0$; reikšmė cnt išreiškia FPGS amplitudę laiko momentu $t = i \cdot T_d$.

Maksimali galima \overline{FPGS} reikšmė lygi K , o FPGS lygi vienetui, todėl norint palyginti \overline{FPGS} ir FPGS, signalo \overline{FPGS} reikšmės buvo dalinamos iš K .

Siūlomo metodo efektyvumui vertinti buvo skaičiuojamas paklaidų

$$err = FPGS - \overline{FPGS}; \quad (3.77)$$

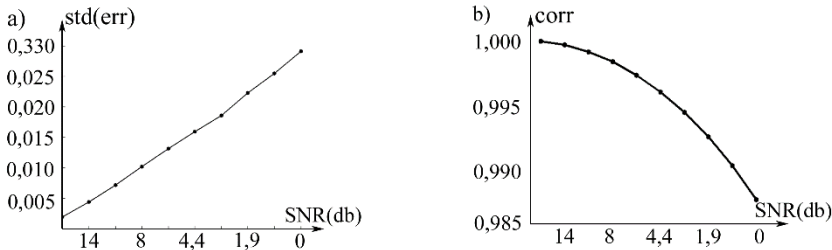


3.33 pav. Paklaidų err reikšmės kai $SNR=0dB$

reikšmių standartinis nuokrypis $std(err)$, ir triukšmo lygis SNR decibelais 3.33 pav.:

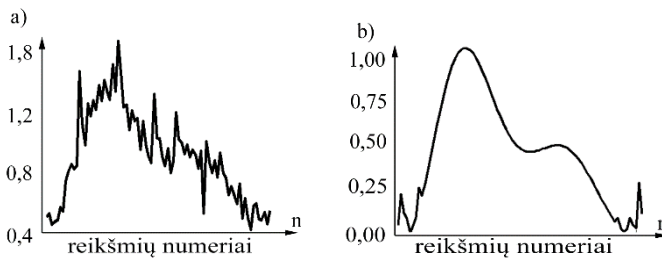
$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{A_{sig}}{A_{triukšmas}} \right). \quad (3.78)$$

Medikai interpretuodami fiziologinius signalus (ECG , EEG , EMG) analizuoja jį ieškodami charakteringų, organizmo būklę apibūdinančių signalo formų. Tai rodo, kad didžiąją informacijos dalį turi fiziologinio signalo forma, todėl siūlomo FPGJ efektyvumui vertinti triukšmo sąlygomis buvo skaičiuojamos koreliacijos reikšmės 3.34 pav.



3.34 pav. Vertinant siūlomo metodo efektyvumą buvo skaičiuojamos paklaidos reikšmių err standartinis nuokrypis $std(err)$ esant skirtingo lygio triukšmui (a), o taip pat koreliacijos reikšmės $corr$ tarp FPGS ir \overline{FPGS}

Įprastinio FPGJ ir siūlomo FPGJ išėjimo signalų reikšmės esant $SNR=0dB$ parodytos 3.35 pav.



3.35 pav. Įprastinio FPGJ išvesties signalo reikšmės (a) ir siūlomo FPGJ išvesties signalo reikšmės esant $SNR=0dB$

Gauti rezultatai rodo, jog net esant vienodam signalo ir triukšmo lygiui, signalą matuojant pasiūlytu būdu, išėjime gaunama fotopletizmograma išsaugo jai būdingą formą.

Modeliavimo rezultatai rodo, jog taikant siūlomą metodą triukšmas ne vienodai įtakoja atskiras FPGS dalis. Mažiausią amplitudę turinčios signalo dalys labiausiai įtakojamos triukšmo ir įneša pagrindinį indėlį į paklaidos *err* reikšmių išsibarstymą 3.34 pav.(a) bei koreliaciją 3.34 pav.(b). Skyriuje 3.1.3 pasiūlytas metodas, kuris leidžia PBG reikšmes paskaičiuoti iš FPGS priekinio fronto charakteristikų. Vertinant kraujotakos sistemos būklę ar diagnozuojant kai kuriuos susirgimus (pavyzdžiui II tipo diabetą), skaičiuojamos *Windkessel* modelio 3.3(b) pav. parametrų reikšmes, kurių nustatymui atliekamas išmatuotos FPGS galinio fronto formos palyginimas su modelio generuojamu galiniu frontu.

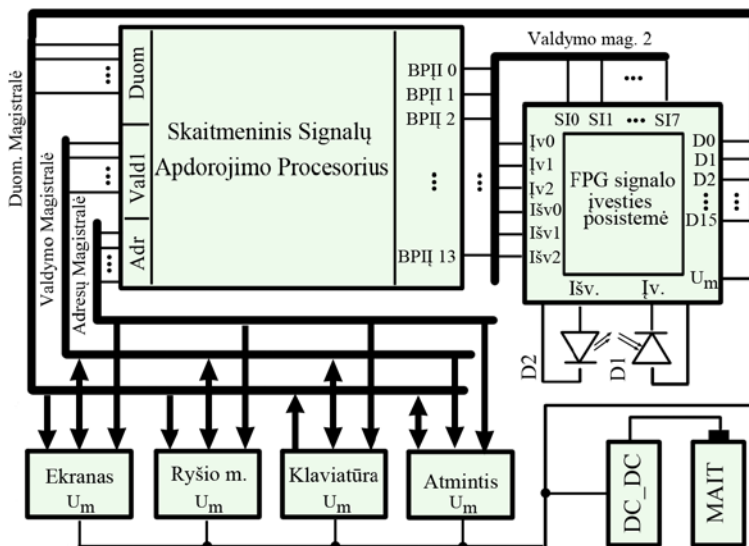
Kaip rodo modeliavimo rezultatai 3.35 pav., naudojant siūlomą FPGJ, triukšmo įtaka registruojamam signalui daug mažesnė, nei naudojant įprastinius FPGJ, todėl šių jutiklių panaudojimas dėvimose kraujotakos būklės stebėjimo sistemose, gali labai pagerinti apdorojamo signalo kokybę ir padidinti skaičiavimų patikimumą.

3.4. Dėvima kraujotakos parametrų stebėjimo sistema su triukšmui atsparia fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posisteme

Energijos taupymo DKPSS sistemose uždaviniui spręsti sukurta ne programų sistema, o komponentų jungimo būdas, tai yra kuriama struktūra iškeltam uždaviniui spręsti.

Dėvimą realaus laiko kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemą 3.36 pav. sudaro ARM CORTEX M4 procesorius, periferiniai įrenginiai ir FPGS signalo įvesties posistemė (FSAIP su ypač ekonomišku (galia 200μW (Zheng & Murray, 2008)) fotopletizmografiniu jutikliu.

Komunikacija su išoriniais įrenginiais ir FSAIP vykdoma per duomenų, adresų ir valdymo magistralės. Šiom magistralėm realizuoti naudojami procesoriaus prievadų (*angl. port*) BPII (*angl. GPIO – General Purpose I/O, liet. bendros paskirties įvestis/išvestis BPII*) kontaktai (*angl. pin*), kurie gali funkcionuoti skaitmeniniame arba analoginiame įvesties/išvesties režimuose. Pastarieji nustatomi sistemos pradinės inicializacijos etape vykdant, starto programą.



3.36 pav. Dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistemos su triukšmui atsparia fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės struktūra

Sistemos skaitmeninės posistemės išoriniai įrenginiai valdomi skaitmeniniais valdymo signalais, o FSAIP skaitmeniniais ir analoginiais signalais, todėl pristatomoje sistemoje 3.36 pav. išskirtos dvi valdymo magistralės (*Vald1*, *Vald2*).

Sistemos funkcionavimo algoritmas:

1. SISTEMOS INICIALIZACIJA etapas_1
2. SISTEMOS PRADINIŲ PARAMETRŲ NUSTATYMAS
3. SISTEMOS INICIALIZACIJA etapas_2
4. HEMODINAMINIŲ PARAMETRŲ SKAIČIAVIMAS
5. IŠORINĖ KOMUNIKACIJA
6. EITI Į 4

SISTEMOS INICIALIZACIJA etapas_1. Įjungus maitinimą vykdoma vidinėje procesoriaus atmintyje įrašyta starto programa, kuri FPGS įvesties posistemę ir periferinius įrenginius perveda į pradinę padėtį ir sistema pereina į laukimo būseną.

SISTEMOS PRADINIŲ PARAMETRŲ NUSTATYMAS. Sistemos pradinių parametrų nustatymas vykdomas per ekrane esantį meniu. Pradinių parametrų nustatymo meniu iškvietimas ir navigacija vykdomi mygtukų paspaudimais (pavyzdžiui, jei sistema realizuota laikrodžio pavidalu).

SISTEMOS INICIALIZACIJA etapas_2. Iš klaviatūros procesorius gavęs komandą pradėti kraujotakos parametrų registravimą, kreipiasi į FPGS signalo įvesties posistemę inicijuodamas šios posistemės siūstuvo parametrų (optinio Barkerio kodo išsiuntimo periodo ir šviesos diodo srovės amplitudės $I_{fmin} \leq I_f \leq I_{fmax}$) automatinio nustatymo procedūrą. Nustačius įvesties posistemės siūstuvo parametrus, ji pradeda veikti FPGS signalo įvesties režime, t.y. siūstuvą spinduliuoja amplitudė moduluotas optines Barkerio kodo sekas, kurios praėjusios pro registravimo taške esančius audinius, registruojamos įvesties posistemės imtuvu.

HEMODYNAMINIŲ PARAMETRŲ SKAIČIAVIMO etapas. Pasibaigus sistemos inicializacijos antrajam etapui, pradedamas FPGS signalo įvedimas, analizė ir kraujotakos parametrų (arterinio kraujospūdžio, pulsinės bangos sklidimo greičio (standumo įvertis) ir širdies ritmo) skaičiavimas.

Išorinė komunikacija su nutolusia aplinka vykdoma per ryšio modulį. Ryšys gali būti inicijuojamas vartotojo arba automatiškai – duomenims užpildžius į jiems skirtą atmintį.

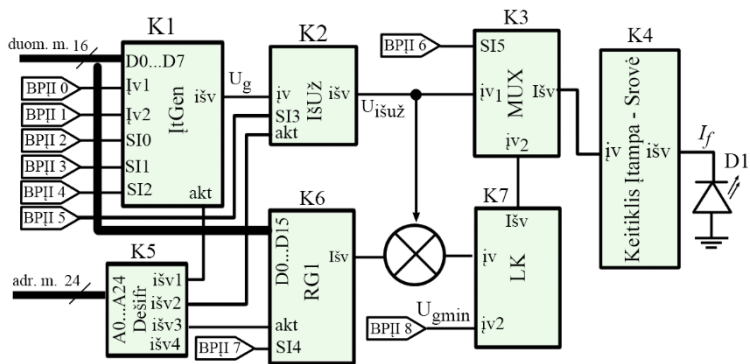
Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemę sudaro dvi dalys: procesoriaus valdomas šviesos srauto siūstuvus 3.37 pav. ir imtuvas 3.41 pav. Ši posistemė gali funkcionuoti dviejuose režimuose: 1) parametrų automatinio nustatymo režime, 2) FPGS signalo įvesties režime.

Parametrų automatinio nustatymo režimas. Iš vartotojo sąsajos procesorius gavęs komandą pradėti kraujotakos parametrų registravimą, kreipiasi į fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės (FSAIP) parametrų automatinio nustatymo procedūrą. Vykdam šią procedūrą, stiprintuvo *K13* išvesties kontaktas 3.41 pav. per komutatorių *K9* prijungiamas prie procesoriaus analoginės įvesties kontakto BPII13. Taip stiprintuvo išvestyje veikiantis signalas, procesoriuje integruotu ASK, paverčiamas skaitmeniniu signalu, o pastarąjį analizuoja sistemos inicializacijos 2-ojo etapo programa.

FPGS signalo įvesties režimas. Nustačius siūstuvo parametrus, FSAIP pradeda veikti įvesties režimu: siūstuvus spinduliuoja amplitudė moduluotas optines Barkerio kodo sekas, kurios, praėjusios per registravimo taške esančius audinius, registruojamos įvesties posistemės imtuvu. Analoginis koreliacijos įrenginys *K10* 3.41 pav. skaičiuoja koreliaciją tarp imtuvo priimamo signalo (*K13* išvesties kontaktas) ir optinio Barkerio kodo, saugomo postūmio registre (*K8*).

FSAIP siūstuvus. Jį sudaro programuojamas pjūklinės įtampos generatoriaus (*ItGen*), išrinkimo-užlaikymo įrenginys (*Iš/Už*), postūmio registras optiniam Barkerio kodui saugoti, įtampos lygio keitiklio įrenginys (*LK*), keitiklis įtampa – srovė (*ISK*), šviesos diodas *D1*.

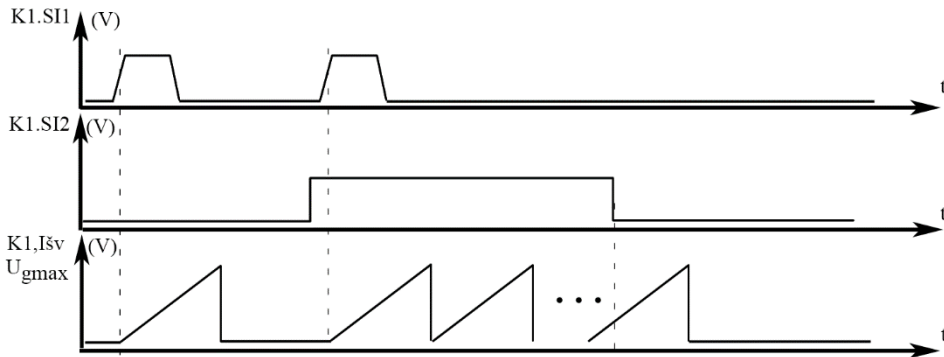
ItGen (*K1*) paskirtis generuoti periodinę (periodo T_{SG}) pjūklo formos įtampą $0 \leq U_G \leq U_m$ (čia U_m – maitinimo įtampa).



3.37 pav. Fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės siūstuvo struktūra

Generatorius turi du darbo režimus: 1) aperiodinį – vieno periodo generavimo režimą, 2) periodinį generavimo režimą.

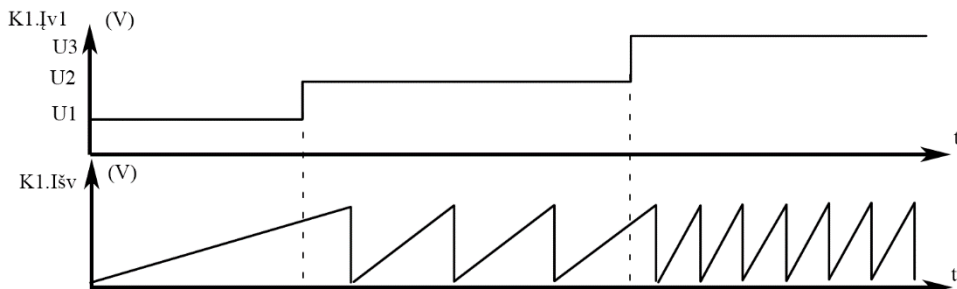
Įvestyje $K1.SI2$ veikiant loginio „0“ įtampai ir $K1.SI1$ pasirodęs paleidimo impulsas, pradeda generavimo periodą. Amplitudei pasiekus maksimalią reikšmę, įtampa $K1.Išv$ tampa lygi nuliui 3.38 pav. Įvestyje $K1.SI2$ veikiant loginio „1“ įtampai, $K1.SI1$ pasirodęs impulsas pradeda nenutrūkstamą pjūklinės įtampos generavimą. Generavimas nutraukiamas veikiant loginio „0“ įtampai, įvestyje $K1.SI2$.



3.38 pav. Pjūklinės įtampos generatoriaus periodinio ir aperiodinio generavimo režimų laikinės diagramos

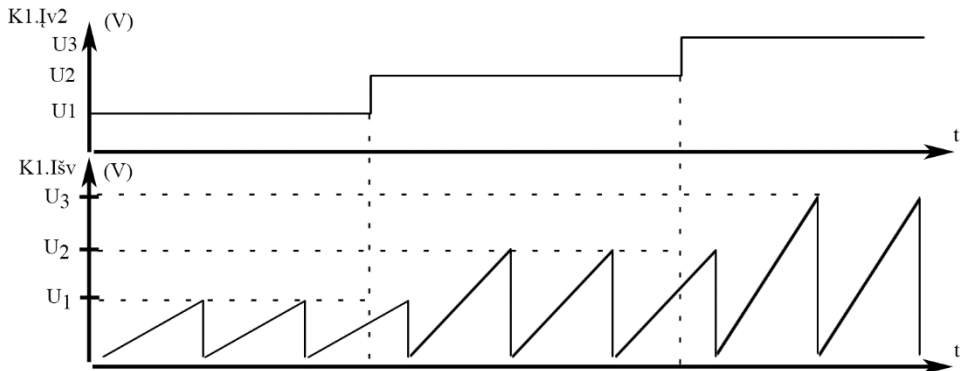
Pjūklinės įtampos generatorius (KI) turi programuojamą 8bit varžą ($AD5241$), kurią keičiant užduodamas minimalus pjūklinės įtampos periodas T_{min_SG} : kai į adresų magistralę paduodamas (KI) adresas, kurį atpažįsta adreso dešifravimo įrenginys $K5$, o į duomenų magistralę periodą atitinkanti reikšmė. Pasibaigus procesoriaus išvestyje $BPIIO$ veikiančio signalo priekiniam frontui, duomenų magistralėje esanti reikšmė išsaugoma generatoriaus vidinėje atmintyje (dažniausiai tai 8bit registras).

Nustačius maksimalų dažnį (minimalų periodą T_{SG_min}), pjūklinės įtampos 3.39 pav. dažnis $K1.Išv$ gali būti keičiamas intervale $0 \leq f_G \leq f_{Gmax}$, keičiant valdymo įtampą $K1.Įv1$ 3.39 pav.



3.39 pav. Pjūklinės įtampos generatoriaus išvesties dažnio valdymas įtampa

Generuojamos įtampos amplitudė keičiama keičiant $FSAIP$ įvesties kontakto $K1.Įv2$ įtampą 3.40 pav. Kai procesoriaus išvadas $BPII1$ yra aukšto impedanso būsenoje, generuojamos įtampos amplitudė tampa lygi maitinimo įtampai U_m .



3.40 pav. Pjūklinės įtampos generatoriaus išvesties amplitudės valdymas įtampa

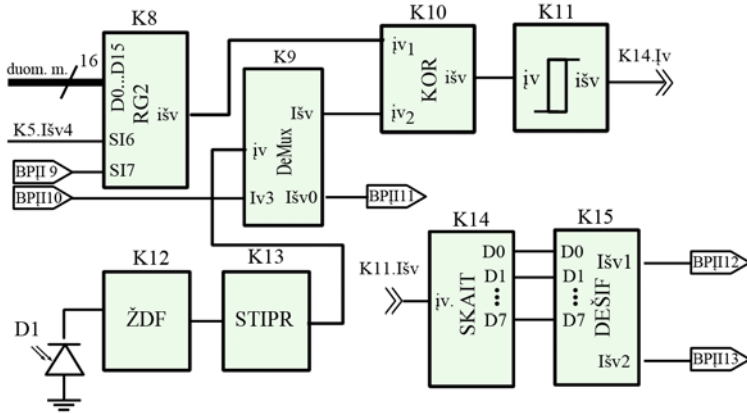
Išrinkimo–Užlaikymo įrenginys (*K2*), prievade *K2.SI3* priekinio fronto pasirodymo momentu fiksuoja *ItG* išvesties įtampos reikšmę. Ši įtampa išlaikoma *K2.Išv* iki pasirodys naujas impulsas prievade *K2.SI3*.

Optinio Barkerio kodo generatorių sudaro postūmio registrtas (*K6*). Kodo reikšmės, po vieną bitą, kiekvieno taktinio impulso, pasirodančio įvestyje *K6.SI4*, metu perduodamos į analoginį daugybos įrenginį, kur loginių „0“ ir „1“ reikšmės dauginamos iš *K2.Išv* įtampos. Tuo būdu *K1* per procesoriaus valdomą įrenginį (*K2*) realizuoja optinio Barkerio kodo, saugomo registre *K6*, amplitudės moduliaciją.

Įtampos lygio keitiklis (*K7*), tai analoginis įrenginys, kurio paskirtis užtikrinti, kad kiekvienas pjūklinės įtampos periodas prasidėtų parametų automatinio nustatymo procedūros nustatyta reikšme U_{gmin} . Įtampą U_{gmin} generuoja procesoriuje esantis SAK, kurio išvestis prijungta prie BPII8.

Keitiklis įtampa – srovė (*K4*), siūstuvo posistemės suformuotą ir *K3* išvestyje veikiančią įtampą keičia į šviesos srautą generuojančio diodo *D1* srovę f_{foto} .

Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės imtuvu 3.41 pav. priimtas optinis signalas stiprinamas ir perduodamas į komutatoriaus *K9* įvestį. Jei įvesties posistemė dirba automatinio parametų nustatymo režimu, tai *K9.Iv3* įvestyje veikia loginio „1“ įtampa, o užregistruotas signalas per *K9.Išv2* patenka į procesoriaus ASK įvestį BPII14. Jei įvesties posistemė dirba FPGS signalo įvesties režimu, tai *K9.Iv3* įvestyje veikia loginio „0“ įtampa, o užregistruotas signalas per *K9.Išv1* patenka į analoginį koreliacijos skaičiavimo įrenginį *K10*. Šis įrenginys skaičiuoja signalų, veikiančių įvestyse *K10.Iv1* ir *K10.Iv2*, koreliacinę funkciją. Koreliacinei smailei viršijus slenkstinę įtampą, analoginis palyginimo įtaisas *K11* formuoja impulso signalą. Skaitliukas *K14* juos skaičiuoja. Impulsų kiekį atitinkantis skaičius gaunamas *K14.D0* – *K14.D7* išvestyse. Dešifratorius *K15* įvertina skaitliuko išvestyje esantį skaičių ir jei jis didesnis už „1“ tai išvestyje *K15.Išv2* formuojamas loginis „1“, o *K15.Išv1* loginis „0“. Jei jis lygus vienetui, tai išvestyje *K15.Išv2* formuojamas loginis „0“, o *K15.Išv1* loginis „1“.



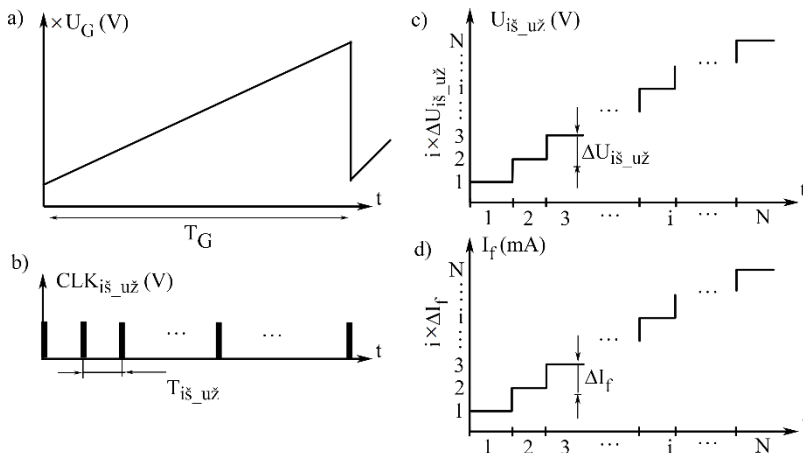
3.41 pav. Fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės imtuvo struktūra

2. SISTEMOS PRADINIŲ PARAMETRŲ NUSTATYMAS

Kiekvieno žmogaus konstitucija individuali, todėl dėvima kraujotakos parametrų stebėjimo ir apdorojimo sistema turi prisitaikyti prie kintančių registravimo vietos savybių (pavyzdžiui, skirtingų vartotojų yra skirtingas piršto tūris, odos storis, poodinis riebalinio sluoksnio dydis, arterijos skersmuo ir pan.). Šio etapo metu nustatomos fotodiodu tekančios srovės I_f kitimo ribos $I_{fmin} \leq I_f \leq I_{fmax}$. Srovės I_{fmax} dydis parenkamas taip, kad arterijos tūriui pasiekus maksimumą, siūstuvo siunčiamas signalas pasieks imtuvą, jei fotodiodu tekanti srovė tenkins sąlygą $I_f \leq I_{fmax}$, o arterijos tūriui pasiekus minimumą, fotodiodu tekanti srovė tenkins sąlygą $I_f \geq I_{fmin}$.

Srovės parinkimas atliekamas dviem etapais: 1) grubus srovės \hat{I}_{fmin} , \hat{I}_{fmax} reikšmių nustatymas, 2) srovių I_{fmin} , I_{fmax} dydžių tikslinimas. Abiem etapams realizuoti naudojamas tas pats algoritmas.

Pirmojo etapo metu fotodiodo srovės kitimo intervalas: $I_{fmin} = 1\text{mA}$, $I_{fmax} = 100\text{mA}$ ir periodas $T_G = 1\text{s}$.



3.42 pav. DKPSS įvesties posistemės darbo režimo nustatymas

Periodą T_G sudalinus į N mažesnių periodų: $T_{iš_už} = T_G/N$ 3.42 pav.(b) keitiklio įtampa – srovė išėjime srovės pokytis bus $\Delta I_f \approx I(i) - I(i-1) = Const$. Fotodiodo srovės dydis i -tajame periode: $I_f = I_{f_min} + i \cdot \Delta I_f$ (i – periodo $T_{iš_už}$ numeris ($i = 0:N-1$)). Kiekvieno periodo $T_{iš_už}(i)$ metu, naudojant APB, registruojamas fotojutiklio signalas $s(n)$ ir skaičiuojama autokoreliacinė funkcija: $korr(j) = \sum_{n=0}^{N-1} s(n)s(n-j)$. Jei $korr() = Const.$, tai reiškia, kad srovės I_f generuojamas šviesos srautas i -tajame periode per mažas tam, kad būtų užfiksuotas FPGS.

Kiekvieno i - tojo periodo metu, padidinus srovę I_f , paskaičiuojamas autokoreliacinės funkcijos reikšmių kitimo intervalas: $dkor = \text{abs}(\text{max}(kor) - \text{min}(kor))$. Kadangi srovės prieaugis ΔI_f pastovus, tai žinant periodo numerį galima paskaičiuoti to periodo metu per fotodiodą tekėjusios srovės stiprį. Fotodiodo srovės stiprio reikšmės I_{fmin}, I_{fmax} paskaičiuojamos: $\hat{I}_{f_min} = M_{f_min} \times \Delta I_f$, $\hat{I}_{f_max} = M_{f_max} \times \Delta I_f$. Periodo, kurio metu teka minimali srovė, reikalinga DPB registruoti, numeris pažymėtas M_{f_min} . Periodo, kurio metu teka maksimali srovė, reikalinga DPB registruoti, numeris pažymėtas M_{f_max} .

Algoritmas periodų numeriams M_{f_min}, M_{f_max} rasti:

JEI $dkor(i) > 0$

TAI $Max_dkor = dkor(i)$

JEI TAI PIRMAS KARTAS KAI $dkor(i) > 0$

TAI $M_{f_min} = i$;

JEI $dkor(i) > Max_dkor$

TAI $Max_dkor = dkor(i)$; $M_{f_max} = i$

Antrojo etapo metu fotodiodo srovių kitimo intervalas: $\hat{I}_{f_min} \leq I_{foto} \leq \hat{I}_{f_max}$ ir periodas $T_G = Is$. Antrajame etape srovės F_i kitimo žingsnis N kartų mažesnis nei pirmajame: $\Delta I_f = \frac{\hat{I}_{f_max} - \hat{I}_{f_min}}{N}$, todėl intervalo ribos gaunamos tikslesnės.

3.4.1. Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės suvartojamos energijos tyrimas

Dėvimos sistemos ilgalaikiam kraujotakos parametru stebėjimui turi ribotus energijos šaltinio išteklius, todėl svarbu įvertinti siūlomos sistemos energijos sąnaudas ir atsakyti į klausimą kiek laiko sistema gali nepertraukiamai funkcionuoti nekeičiant maitinimo elementų

Šiame skyriuje atliktas tyrimas parodantis kiekvieno pasiūlytos DKPSS analoginės įvesties posistemės funkcinio bloko suvartojamą energiją.

Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės (FSAIP) siūstovo vartojamos srovės tyrimas. Šią posistemę sudaro įtampa valdomas pjūklinės įtampos generatorius, išrinkimo-užlaikymo įrenginys ($Iš/Už$), postūmio registras optiniam Barkerio kodui saugoti, įtampos lygio keitiklio įrenginys (LK), keitiklis įtampa – srovė (ISK) ir šviesos diodas DI .

Pjūklinės įtampos generatoriaus (K1) srovės vartojimo tyrimas. Generuojamos pjūklinės įtampos pradinė amplitudės reikšmė ir generuojamo signalo dažnis nustatomi skaitmeninio – analoginio keitiklio (dviejų kanalų, 12 bet; SAK MAX5532) generuojamomis įtampomis prijungtomis prie įvesčių $K1.Iv1$ ir $K1.Iv2$. Pastovios įtampos palaikymui dvejuose SAK kanaluose vartojama srovė: $I_{SAK} = I_{SAK1} + I_{SAK2} = 5\mu A + 5\mu A = 10\mu A$. Komponento $K1$ sudėtyje yra etaloninės srovės generatorius ir keičiamų parametrų RC grandinė. Etaloninės srovės generatoriaus $LTC3600$ maksimali vartojama srovė priklauso nuo apkrovos (šiuo atveju, šviesos diodu DI tekančio srovės I_{foto}), o budėjimo režime jos vartojama srovė $I_{etal} = 1\mu A$. Keičiamų parametrų RC grandinė turi programuojamą varžą R (pavyzdžiui, AD5246), kurios maksimali vartojama srovė $I_R \leq 0,9\mu A$. Funkciniame bloke $K1$ esančių ir valdymo grandinę sudarančių elementų vartojama srovė $I_{vid} \leq 1\mu A$. Bendras pjūklinės įtampos generatoriaus $K1$ srovės vartojimas:

$$I_{gen} \leq I_{SAKS} + I_{etal} + I_R + I_{vid} \leq 10 + 1 + 0,9 + 1 \leq 13\mu A. \quad (3.79)$$

Siųstuvo valdymo dalies komponentų (K2 – K7) srovės vartojimo tyrimas. Išrinkimas – užlaikymas $K2$ elemento suvartojamą srovę apibūdina tik nuotėkio srovės. Kadangi jos daug mažesnės už kitų, sistemą sudarančių, elementų vartojamą srovę, tai ji nevertinama. Registravimo, DKPSS sistema, periodu analoginis multiplekseris $K3$ perjungiamas tik kelis kartus (siųstuvo parametrų automatinio nustatymo metu), todėl laikoma, kad jis dirba nusistovėjusiu režimu ir jo vartojama srovė $I_{K3} = 0,02\mu A$. Keitiklį įtampa – srovė $K4$ dažniausiai sudaro vienas operacinis stiprintuvas, kuriam realizuoti pasirinkus OPx81 šeimos operacinį stiprintuvą, suvartojama srovė bus $I_{K4} = 4\mu A$. Adreso dešifratorių $K5$ realizavus SN54LS138 pagrindu, jo vartojama srovė bus $I_{K5} = 20\mu A$. Registro (8 bit postūmio registro MC74VHC595) vartojama srovė paprastai neviršija $I = 4\mu A$. Barkerio kodui saugoti reikės dviejų registų, todėl $K6$ vartojama srovė $I_{K6} = 8\mu A$. Lygio keitiklio $K7$ (galima naudoti, TPS82690) vartojama srovė $I_{K7} = 50\mu A$. Bendra FSAIP siųstuvo vartojama srovė budėjimo režime (šviesos diodas išjungtas):

$$\begin{aligned} I_{sius_vald} &\leq I_{gen_bud} + I_{K3} + I_{K4} + I_{K5} + I_{K6} + I_{K7} \\ &\leq 13 + 0,02 + 4 + 20 + 8 + 50 \leq 95,02\mu A \end{aligned} \quad (3.80)$$

Šviesos diodo suvartojamos srovės tyrimas. Tarkim, kad signalo diskretizavimo periodas $T_d = 10^{-3}$, amplitudės kvantavimo lygių skaičius $K = 2^{12}$, *optinio Barkerio kodo* ilgis $L = 15$ bitų. Remiantis laikas – amplitudė keitiklio algoritmu, per T_d turi būti sugeneruota K skirtingos amplitudės *optinio Barkerio kodo* $B0(15, 5) = 110000000100101$ sekų. Vieno kodinės sekos bito pasirodymo periodas:

$$T_{bit} = \frac{T_d}{K \cdot L} = 1,63 \times 10^{-8} (s). \quad (3.81)$$

Šviesos diodas DI impulsus turi spinduliuoti $F_d = 1/T_{bit} = 61\text{MHz}$ dažniu. Iš 15 naudojamo kodo reikšmių tik 5 lygios vienetui. Jų išspinduliuavimo per T_d trukmė:

$$T_{„1“} = 5 \times T_{bit} = 5 \times 1,63 \times 10^{-8} = 8,15 \times 10^{-5} (s). \quad (3.82)$$

FPGS sistemose naudojamo impulsinio darbo režimo „įjungta –išjungta“ santykis (*angl.* duty cycle) 50%, todėl kodinės sekos reikšmių, lygių vienetui, per diskretizavimo periodą išspinduliavimo trukmė:

$$T_{„1“} = 0,5 \times T_{„1“} = 4,075 \times 10^{-5} (s). \quad (3.83)$$

Kai srovės impulso amplitudė $I_{foto} = 100\text{mA}$, tai efektinės (atstojamosios) srovės amplitudė per T_d :

$$I_{sv_ef} = \frac{T_{„1“}}{T_d} I_{foto} = \frac{4,075 \times 10^{-5}}{10^{-3}} 0,1\text{A} = 4,075 \mu\text{A}. \quad (3.84)$$

Bendra FSAIP siųstuvo vartojama srovė:

$$I_{sius} \leq I_{sius_vald} + I_{sv_ef} \leq 95,02 + 4,075 \leq 100 \mu\text{A}. \quad (3.85)$$

Fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės (FSAIP) imtuvo energijos suvartojimo tyrimas. Fotodiodo (šviesos imtuvo) vartojama srovė nykstamai maža palyginus su kitos sistemos komponentais, todėl ji neįvertinama. Kiti šios posistemės elementai dirba nusistovėjusiame režime.

Imtuvo (D1) išvesties signalas stiprinamas stiprintuvu $K12$. Dažniausiai fotopletizmografinio stiprintuvo stiprinimo koeficientas $K = 10^5$, o dažnių juosta iki 400KHz (pavyzdžiui, TI , „*A Single-Chip Pulsoximeter*“). Tipinė transimpedansinio stiprintuvo suvartojama srovė $I_{stipr} = 40\mu\text{A}$. Prieš keičiant analoginį signalą į skaitmeninį, siekiant išvengti persidengimo efekto, naudojamas žemo dažnio filtras. Tipinė tokio pirmos eilės filtro suvartojamos srovės reikšmė $I_{ZDF1} = 10\mu\text{A}$. Įprasta naudoti dviejų polių aktyvų ŽD filtrą $K13$, todėl $I_{ZDF} = 20\mu\text{A}$. Jutiklio suvartojama srovė gali būti paskaičiuota:

$$I_{a_apd} = I_{stipr} + I_{ZDF2} = 40\mu\text{A} + 20\mu\text{A} = 60\mu\text{A}. \quad (3.86)$$

Demultiplekserio $K9$ (pavyzdžiui, 74AUP1G19GW) vartojama srovė $I_{K9} = 0,9\mu\text{A}$. Dešifраторius $K15$ nusistovėjusio režimo vartojama srovė analogiška siųstuve komponento $K5$ vartojamai srovei: $I_{K15} = 20\mu\text{A}$. Kadangi FSAIP šviesos šaltinis dirba 61MHz impulsiniu režimu, tai ir keitklį „laikas – amplitudė“ sk 3.3, realizuojančio procesoriaus skaitliuko (*angl.* timer) $K14$ taktinis dažnis privalo būti $T_{laik} = 61\text{MHz}$. Procesoriaus skaitliuko taktiniam dažniui esant 1MHz jo vartojama srovė $I_{laik} = 8\mu\text{A}$. Skaitliukui dirbant $T_{laik} = 61\text{MHz}$ dažniu, $K14$ vartojama srovė bus $I_{K14} = (8 \times 61)\mu\text{A} = 488\mu\text{A}$. Analoginio koreliacijos skaičiavimo įrenginio (McIlrath, 2000) $K10$ vartojama srovė (maitinimo įtampa 3,3V) $I_{K10} = 66\mu\text{A}$. Įtampų palyginimo įrenginio (LP339) $K11$ vartojama srovė $I_{K11} = 60\mu\text{A}$. Registro (MC74VHC595) $K8$ vartojama srovė $I_{K8} = 4\mu\text{A}$.

Bendras analoginės įvesties posistemės imtuvo energijos srovės vartojimas paskaičiuotas pagal išraišką:

$$\begin{aligned}
 I_{imt} &= I_{a_apd} + I_{K8} + I_{K9} + I_{K10} + I_{K11} + I_{K14} + I_{K15} = \\
 &= 60\mu\text{A} + 4\mu\text{A} + 0.9\mu\text{A} + 66\mu\text{A} + 60\mu\text{A} + 488\mu\text{A} + 20\mu\text{A} \leq 699\mu\text{A}.
 \end{aligned}
 \tag{3.87}$$

Autoriaus sukurtos, procesoriumi valdomos ir dalį jo komponentų naudojančios, fotopletizmografinio signalo įvesties posistemės vartojama srovė:

$$I_{FSAJS} \leq I_{sius} + I_{imt} \leq 100\mu\text{A} + 699\mu\text{A} \leq 800\mu\text{A} . \tag{3.88}$$

Išvada. Atlikta analizė (2.4 sk.) rodo, kad vien tik procesoriuje integruoto analoginio – skaitmeninio keitiklio vartojama srovė 1,8mA. Autoriaus sukurtos visos, fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemės vartojamos srovės dydis $1,8\text{mA}/0,8\text{mA} = 2,5$ karto mažesnis. Pažymėtina ir tai, kad naudojant sukurta analoginės įvesties posistemę, kurioje realizuotas analoginės koreliacijos su *optiniu* Barkerio skaičiavimas (angl. matched filtering –suderintasis filtravimas), leidžia atsisakyti skaitmeninio filtravimo, kurį atlikdamas procesorius vartoja 1,69mA.

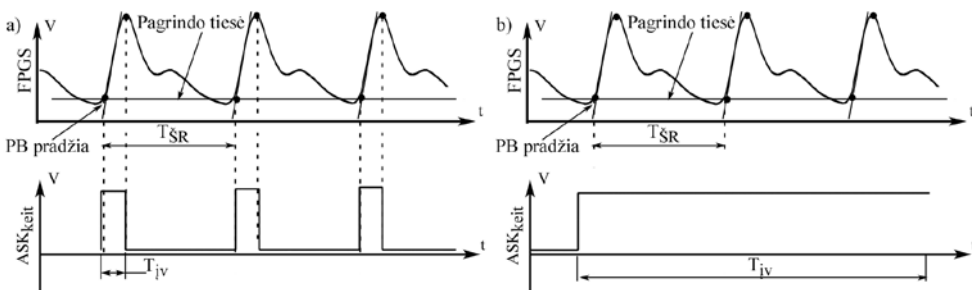
Realizavus autoriaus sukurta, triukšmui atsparią, fotopletizmografinio signalo analoginės įvesties posistemę, DKPSS vartojamos srovės dydis sumažėja:

$$\frac{I_{ASK} + I_{sk_Filt}}{I_{FSAJS}} = \frac{1,8\text{mA} + 1,69\text{mA}}{0,8\text{mA}} = 4,36 \text{ karto.}$$

Jei sistemos maitinimui pasirinkti du 3.3V „tbaletės“ tipo (LI-ion) maitinimo elementai (pavyzdžiui, vieno CR2032 talpa 250mAh), tai DKPSS funkcionavimo laikas: $(2 \times 250)\text{mAh}/3,5\text{mA} \leq 143$ valandų (~6 paros). Sistemoje įdiegus pasiūlytą jutiklį, jos nenutrūkstamo veikimo laikas ~ 26 paros.

3.4.2 Sudarytų matematinių modelių įtakos tyrimas dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos vartojamai energijai

Šiame darbe autoriaus sudaryti matematiniai modeliai suteikia galimybę kraujotakos parametrus skaičiuoti analizuojant tik priekinį FPGS frontą. Priekinio fronto trukmė sudaro 1/5 viso kardiociklo periodo T_{SR} . Jei $T_{SR} = 1\text{s}$, tai FPGS priekinio fronto duomenų įvedimo ir analizės trukmė $T_{pr} = 0,2$. Likusią kardiociklo dalį sistema perdedama į „miego“ būseną kuri gali būti nutraukta tik įvykus sąsajos su vartotoju užklausiai.



3.43 pav. FPGS įvesties ir analizės laiko intervalų diagrama: a – FPGS apdorojimo intervalai T_{iv} kai naudojami autoriaus sukurtais metodai, b – esamais metodais apdorojamas visas T_{SR}

Energijos suvartojimo tyrimas, kai siūlomi kraujotakos parametrų skaičiavimo metodai realizuojami dėvime kraujotakos parametrų stebėjimo įrenginyje *TI*, „*A Single-Chip Pulsoximeter*”. Jame realizuotų metodų, kraujotakos parametrms skaičiuoti, realizavimui turi būti žinomi visos $\dot{\text{I}}$ kradiociklo periodą $T_{\dot{\text{S}}R}$ patenkančios FPGS reikšmės 3.43 pav.(b).

Įrenginio pagrindą sudaro procesorius MSP430F2x, analoginis – skaitmeninis (APB) 12 bitų keitiklis ir impulsiniame režime veikiantis fotopletizmografinis jutiklis. Skaičiavimo režime procesoriaus vartojama srovė $I_{MSP430} = 200\mu\text{A}/\text{MHz}$, APB (diskretizavimo periodas $T_d = 1\text{ms}$) vartojama srovė $I_{ASK} = 1,8\text{mA}/\text{KHz}$. Impulsiniame režime veikiančio fotopletizmografinis jutiklio ($I_{jut} = 100\text{mA}$, $F_{jut} = 1\text{KHz}$, pašvietimo ciklas (*angl.* duty cycle) sudaro 20%) vartojama srovė $I_{jut} = 225\mu\text{A}$.

Kadangi duomenų paruošimui reikalinga atlikti daug daugiau veiksmų nei signalo analizei (išskyrus atvejus, kai naudojami optimizavimo metodai *Windkessel* parametrms rasti (P.S. *Windkessel* turi tik 5 parametrus, tuo tarpu filtrų koeficientų skaičius viršija 16)), tai analizės algoritmų įtaka energijos suvartojimui nebus vertinama.

Duomenų paruošimas atliekamas adaptyviu $L = 32$ eilės RIR filtru, kurio perdavimo funkcijos koeficientų w atnaujinimui naudojamas mažiausių kvadratų metodas. Realaus laiko sistemoje, kai $T_d = 1\text{ms}$, per T_d turi būti atlikta $N_{op} = 12288$ operacijų (detaliau skaityti 2.4sk.). Šiam uždaviniui spręsti procesoriaus taktinis dažnis turi būti:

$$F_{proc} = \frac{1}{T_{proc}} = \frac{1}{T_d / N_{op}} = \frac{1}{8,14 \times 10^{-8}} = 12,3\text{MHz}. \quad (3.89)$$

Atsižvelgiant į pasirinkto procesoriaus MSP430F2x technines charakteristikas (aktyvaus režimo srovė $I_{proc} = 200\mu\text{A}/\text{MHz}$) filtravimo algoritmui vykdyti vartojama srovė bus:

$$I_{proc} = F_{proc} \times 200 = 12,33 \times 200\mu\text{A} = 2,46\text{mA}. \quad (3.90)$$

Bendra, kraujotakos parametrms skaičiuoti, sistemos vartojama energija per kardiociklo periodą:

$$E_{sist_1} = \frac{I_{viso}}{T_{\dot{\text{S}}R}} = \frac{I_{proc} + I_{ASK} + I_{Jut}}{T_{\dot{\text{S}}R}} = \frac{2,46\text{mA} + 1,8\text{mA} + 0,255\text{mA}}{1\text{s}} = 4,25\text{mAh}; \quad (3.91)$$

čia E_{sist_1} – sistemos vartojama energija, kai apdorojami visi $\dot{\text{I}}$ $T_{\dot{\text{S}}R}$ patekę duomenys. Naudojant autoriaus sudarytus kraujotakos parametrų skaičiavimo algoritmus, analizuojamas tik priekinis FPGS frontas. Kai $T_{\dot{\text{S}}R} = 1\text{s}$, tai FPGS priekinio fronto duomenų įvedimo ir analizės trukmė $T_{pr} = 0,2\text{s}$. Likusią kardiociklo dalį sistema pervedama į „miego“ būseną, kurioje *MSP430F2x* vartojama srovė $I_{proc_mieg} = 2\mu\text{A}$.

Paskaičiuosime sistemos vartojamą atstojamąją (efektinę) srovę, kai aktyvumo periodas sudaro 20% kardiociklo periodo $T_{\dot{\text{S}}R}$:

$$E_{sist_2} = \frac{I_{viso}}{T_{\check{S}R}} = \frac{I_{proc} + I_{ASK} + I_{Jut}}{T_{\check{S}R}} = \frac{2,6mA + 1,8mA + 0,55mA}{5} = 0,86mAh. \quad (3.92)$$

Apdorojant tik priekinį frontą suvartojamos energijos kiekis sumažėja $(4,25/0,86) = 4,94$ karto. Jei sistemos maitinimui pasirinkti du 3,3V „tabletės“ tipo maitinimo elementai (pavyzdžiui, vieno CR2032 talpa 250mAh), tai DKPSS funkcionavimo laikas: $(2 \times 250)mAh / 3,5mA \leq 143$ valandų (~5 paros). Sistemoje įdiegus pasiūlytą įvesties posistemę, jos nenutrūkstamo veikimo laikas ~ 25 paros.

3.5. Išvados

1. Sudaryti matematiniai modeliai ir modeliavimo rezultatai MatLab aplinkoje rodo, kad DPB priekinio fronto statumo reikšmės ženkliai koreliuoja su DPB sklidimo greičiu ir gali būti naudojamos arterijų standumui vertinti. Naudojant sudarytą matematinį modelį, paskaičiuotų kraujospūdžio reikšmių paklaidos neviršija BHS (the British Hypertension Society.) nustatytų ribų, todėl šis modelis gali būti taikomas kraujospūdžio stebėsenai.

2. APB priekinio fronto, sudarančio 1/5 visos APB, ir kraujotakos parametrus siejantys matematiniai modeliai leidžia sutrumpinti dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos procesoriaus aktyvaus darbo režimo trukmę ir iki 80% sumažinti signalo filtravimui ir analizei tenkančios energijos kiekį.

3. Pasiūlytas DPB papėdės aproksimavimo tiesėmis būdas yra atsparus triukšmui ir leidžia nustatyti DPB priekinio fronto pradžios tašką $\pm 6ms$ tikslumu, kai signalas–triukšmas santykis siekia 18dB.

4. Įvesties posistemės siųstuvui generuojant optiniu Barkerio kodu moduliuotą šviesos srautą, foto imtuvo išvesties signale gaunamoms ir etaloninės APB koreliacija siekia $r = 0,98$ net tada kai santykis signalas–triukšmas siekia 0dB. Dėl šviesos srauto moduliavimo optiniu Barkerio kodu būdo (iš $N = 15$ optinio Barkerio kodo reikšmių tik 5 lygios „1“) ne tik pagerėja atsparumas triukšmui, bet ir jutiklio vartojamos energijos kiekis sumažėja ~50% lyginant su įprastiniais, impulsiniu režimu dirbančiais, fotopletizmografiniais jutikliais.

4. ARTERINIO KRAUJOSPŪDŽIO IR PULSINĖS BANGOS SKLIDIMO GREIČIO SKAIČIAVIMO METODŲ EKSPERIMENTINIS TYRIMAS

Šiame skyriuje aprašomi tyrimai ir įranga skirta autoriaus sukurtų kraujospūdžio ir PBG skaičiavimo matematinių modelių verifikavimui.

4.1. Eksperimentui atlikti naudota įranga

Šiame darbe atliktiems eksperimentams buvo naudojamas, ESF finansuojamame projekte „Būsto išmaniosios aplinkos tyrimai ir intelektualijų technologijų

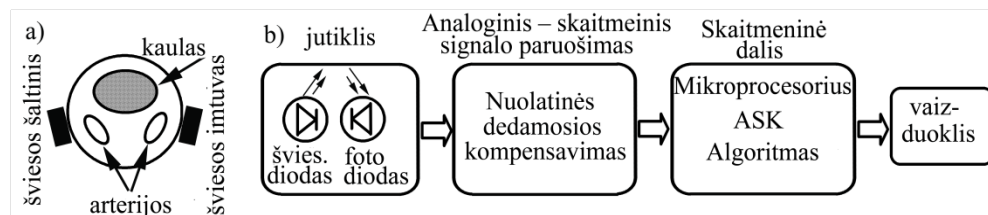


4.1 pav. Vykdant projektą BIATech sukurtas DKPSS prototipas kurį sudaro: WiFi duomenų perdavimo įrenginys, STM32373 įrankių rinkinys su integruotu kardiografu, FPGS įvesties posistemė (a). DKPSS darbo metu kompiuterio ekrane vaizduojamos kraujotakos parametrų reikšmės: fotopletizmograma, kraujospūdis, PBL, širdies ritmas (b)

kūrimas – *BIATech*“, STM32373 įrankių rinkinio (*angl.* evalution bord) pagrindu sukurtas DKPSS prototipas 4.1 pav. kurį sudaro: *WiFi* duomenų perdavimo įrenginys, STM32373–eval integruotas kardiografas, fotopletizmografinio signalo įvesties įrenginys (fotopletizmografas).

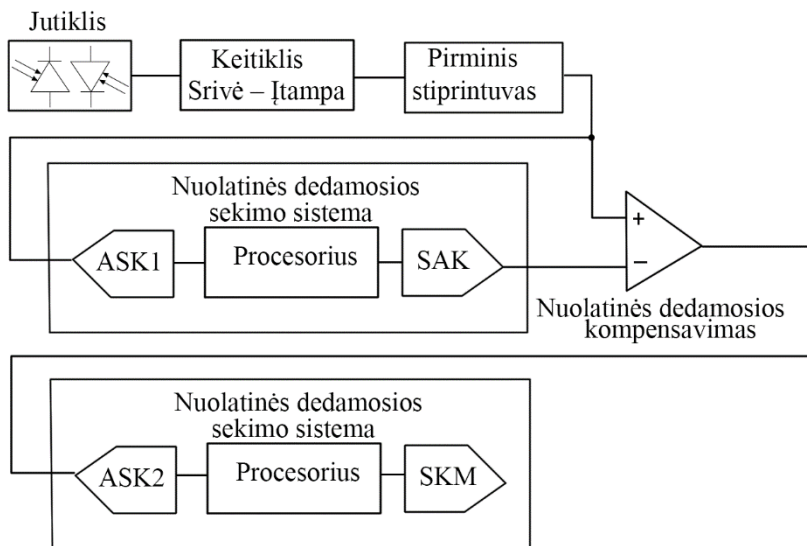
4.1.1. Eksperimentui naudoto dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos prototipo fotopletizmografinio signalo įvesties posistemė

Piršto fotopletizmogramai registruoti 4.2 pav.(b). sukurta įvesties posistemė turinti skaitmeninį nuolatinės dedamosios kompensavimą.



4.2 pav. Eksperimento metu naudoto fotopletizmografo struktūrinė schema: a – jutiklio komponentai ir jų padėtis virš piršto; b – fotopletizmografinio signalo registravimo ir apdorojimo sistema

Didžiąją fotopletizmogramos amplitudės dalį sudaro nuolatinė dedamoji 2.3 pav., todėl jos kompensavimui sukurta skaitmeninė nuolatinės dedamosios kompensavimo sistema 4.3 pav. Jutiklio išvesties srovė I_2 keičiama į įtampą U_2 , kuri turi didelės amplitudės nuolatinę dedamąją U_1 . Pastarosios reikšmei rasti U_2

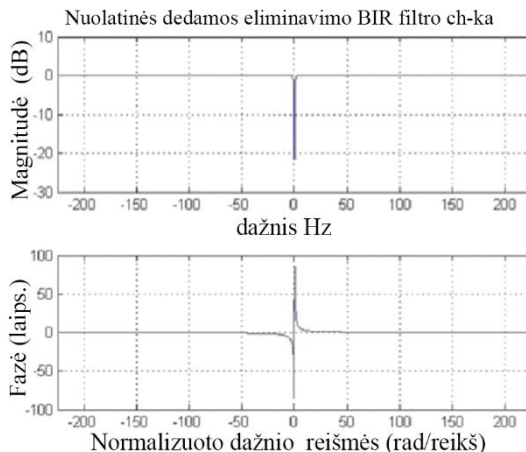


4.3 pav. DKPSS su nuolatinės dedamosios sekimo ir kompensavimo įvesties posisteme struktūrinė schema

skaitmenizuojamas ir filtruojamas skaitmeniniu, pirmos eilės BIR aukšto dažnio filtru, kurio perdavimo funkcija:

$$H(z) = Y(z)/X(z) = 1 - z^{-1} / 1 - az^{-1} . \quad (4.1)$$

Šio filtro slopinimo koeficientas 22db ($a = 0,992$), o dažninė charakteristika parodyta 4.4 pav.

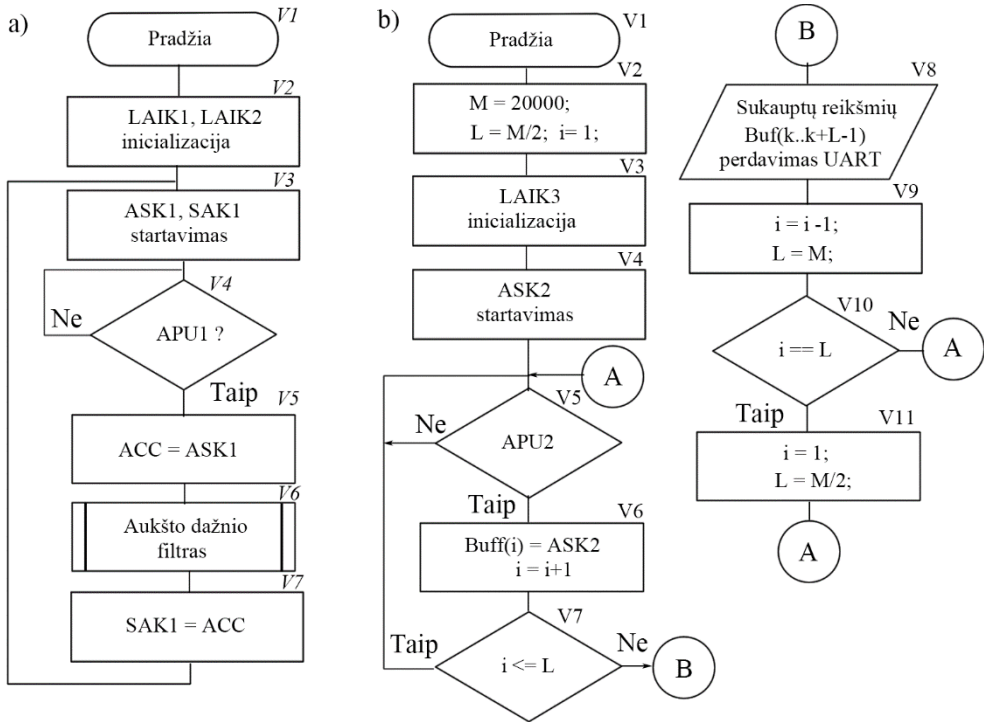


4.4 pav. BIR aukšto dažnio filtro dažninė ir fazinė charakteristikos

Fotopletizmogramos nuolatinės dedamosios radimo ir kompensavimo algoritmas. Algoritmo 4.5 pav. (a) pradžioje į laikmačius LAIK1, LAIK2 (V_2) įrašomos konstantos. Kiekvieno takto metu, konstantų reikšmės mažinamos vienetu. Laikmačio reikšmei pasiekus nulinę reikšmę, sekančio takto metu, jo perpildymo

išvestyje atsiranda aktyvus signalas, kuris įjungia keitiklius ASK1 ir SAK1 (V3). Procesoriaus taktinis dažnis CLK = 8MHz. Laikmačių konstantos parinktos taip, kad keitiklių startavimo (analoginio signalo diskretizavimo) periodas būtų $T_d = 1ms$. Po LAIK1, LAIK2 perpildymo atstatomos jų pradinės reikšmės.

Keitikliui ASK1 pradėjus darbą, procesorius laukia pertraukties signalo APU1 (V4). Keitiklis baigęs įtampas U_2 4.3 pav. keitimo periodą formuoja pertraukties signalą APU1. Pertraukties APU1 programa skaito reikšmę iš ASK1 registro ir ją rašo į akumuliatorių (V5). Iš akumulatoriaus signalo reikšmė patenka į aukšto dažnio filtrą (V7), kur filtravimo algoritmo rezultato reikšmė išsaugoma akumulatoriaus registre (ACC).



4.5 pav. Nuolatinės dedamosios sekimo sistemos funkcionavimo algoritmas (a). FPGS reikšmių kaupimo procesoriaus vidinėje atmintyje ir perdavimo į bevielio ryšio įrenginį programa (b)

Pasirodžius starto signalui iš LAIK2, filtravimo rezultatas perrašomas į SAK1 registrą. Taip procesoriaus išvestyje suformuojama įtampa U_1 (nuolatinės dedamosios įtampa). Operacinio stiprintuvo pagalba iš U_2 , atimama U_1 ir gaunama kintama dedamoji ΔU , kuri šiame darbe vadinama fotopletizmogramos signalu (FPGS).

FPGS skaitmenizavimo algoritmas. Pradedant adresu $Buff(i)$, sukapiamos vienos sekundės diskretaus FPGS (diskretizavimas $T_d = 1ms$) reikšmės ir, UART protokolu, perduodamos į bevielio ryšio duomenų perdavimo įrenginį.

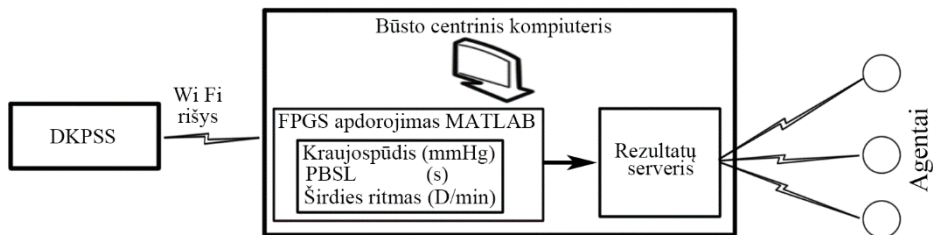
Algoritmo 4.5 pav. (b) darbo pradžioje, duomenų kaupimui, procesoriaus vidinėje atmintyje rezervuojama 4KB atminties (reikšmės ilgis 16bit). Kintamiesiems

priskiriamos pradinės reikšmės (V_2), laikmatis LAIK3 (V_3) nustatomas į pradinę būseną. Kiekvieno takto metu, LAIK3 reikšmė mažinama vienetu. Laikmačio reikšmei pasiekus nulinę reikšmę, sekančio takto metu, jo perpildymo išvestyje atsiranda aktyvus signalas kuris startuoja keitiklį ASK2 (V_4). Startavus ASK2, procesorius laukia pertraukties signalo APU2 (V_4). Keitiklis, baigęs įtampos ΔU 4.3 pav. keitimo periodą, formuoja pertraukties signalą APU2. Pertraukties APU2 programa skaito reikšmę iš ASK2, rašo ją adresu Buf(i) ir didina adreso reikšmę. Po to tikrinama sąlyga ar gautas visas, vienoje sekundėje telpantis, reikšmių kiekis (V_7). Jei ne, tai laukiama sekančio pertraukties signalo. Priešingu atveju, sukauptos reikšmės, naudojant UART protokolą, perkeliamos į duomenų perdavimo įrenginį (V_8), ir pakeičiamas duomenų buferio pabaigos adresas L (V_9). Tikrinama (V_{10}) ar pasiektas duomenims kaupti skirtos atminties pabaigos adresas M . Jei taip, tai duomenims rašyti skirtam adresui priskiriama pradinė reikšmė, duomenų pabaigos adresui priskiriama reikšmė L (11) ir laukiama naujos reikšmės pasirodymo (V_5).

4.1.2. Dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos prototipo programinė įranga

Sistemos, sukuriančios būsto išmaniąją aplinką, dalį, skirtą kraujotakos parametrų skaičiavimui ir atvaizdavimui sudaro tokie komponentai 4.6 pav.:

- DKPSS turinti $I-Fi$ ryšio galimybę,
- duomenų surinkimo iš DKPSS ir parametrų apskaičiavimo programinis kodas, veikiantis MATLAB sistemoje vartotojo kompiuteryje,
- rezultatų serveris, kuris gali perduoti paskaičiuotas kraujotakos parametrų reikšmes sprendimus priimančioms agentams.

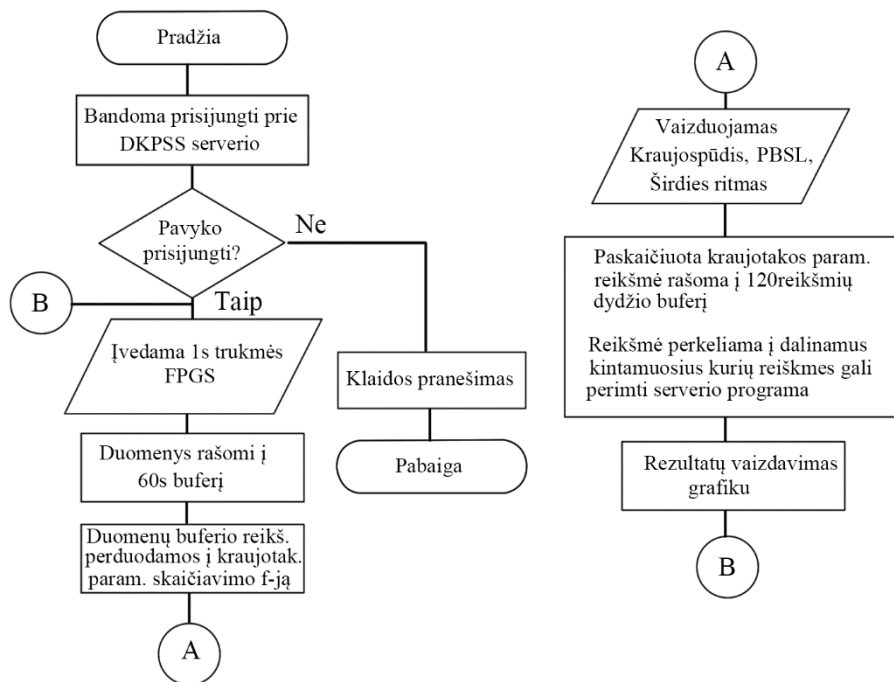


4.6 pav. Sistemos, sukuriančios būsto išmaniąją aplinką, kraujotakos parametrų nustatymo dalis

DKPSS nuolatos registruoja žmogaus fotopletizmogramą ir veikia kaip TCP/IP duomenų serveris, prie kurio WiFi ryšiu prisijungusi išmanaus būsto programa gali nuolatos gauti duomenis ir atlikti skaičiavimus. Bendravimui tarp DKPSS ir skaičiavimo surinkimo programos nenaudojamas specialus protokolas, prie serverio prisijungęs klientas iš karto ima gauti DKPSS registruojamas reikšmes.

Išmanus būsto kompiuteryje veikiantis MATLAB kodas elgiasi kaip TCP/IP klientas, kuris turi prisijungti prie DKPSS serverio ir gauti surinktus duomenis. TCP/IP klientas realizuotas naudojant standartinius MATLAB TCP/IP įrankius. Serveris duomenis persiunčia 1 sekundės ilgio dalimis, kurios, FPGS apdorojimo programoje, rašomos į 60 sekundžių ilgio duomenų buferį. FPGS signalo apdorojimo funkcija kraujotakos parametrų reikšmes skaičiuoja iš I_s atkarpos duomenų. Gautos FPGS reikšmės, bei

paskaičiuotas kraujospūdis, PBSL ir širdies ritmas atvaizduojami kompiuterio ekrane 4.1 pav.(b), naudojant standartinį MATLAB "plot" įrankį. MATLAB programinio kodo algoritmas pateiktas 4.7 pav.



4.7 pav. Duomenų surinkimo, apdorojimo ir atvaizdavimo algoritmas

Kas sekundę gaunamos momentinės reikšmės perduodamos rezultatų serveriui, iš kurio per pasirinktą TCP/IP prievadą jas gali gauti sprendimus priimančys agentai. Bendravimui tarp agentų ir serverio naudojamas paprastas tekstinis protokolas.

Rezultatų serveris parašytas Java kalba, naudojant specialią "matlabcontrol" biblioteką, leidžiančią tiesiogiai bendrauti su MATLAB programa, ir perimti norimus duomenis iš veikiančio programinio kodo. TCP/IP serveris įgyvendintas naudojant standartinės "java.net" bibliotekas.

4.2. Arterinio kraujospūdžio ir deformacijos pulsinės bangos sklidimo greičio skaičiavimo metodų eksperimentinis tyrimas

Arterinio kraujospūdžio ir DPB sklidimo greičio skaičiavimo metodų, naudojant pulsinės bangos priekinio fronto statumo reikšmes, eksperimentiniam tyrimui buvo naudojamas DKPSS prototipas 4.8pav. Jį sudaro fotopletizmogramos įvesties posistemė, STM32373 įrankių rinkinys (angl. evaluation board) su integruotu elektrokardiografą ir šešiolikos skilčių ($F_d = 1\text{KHz}$) skaitmeniniu – analoginiu keitikliu.



4.8 pav. Eksperimentinio tyrimo metu buvo naudojamas veloergonometras KETTLER, pusiau automatinis kraujospūdžio matavimo įrenginys OMRON ir sukurtas DKPSS prototipas

Bevielio duomenų perdavimo sistema užtikrina registruojamų reikšmių perdavimą į personalinį kompiuterį, kuriame realizuoti autoriaus sukurti matematiniai modeliai kraujotakos parametrų skaičiavimui.

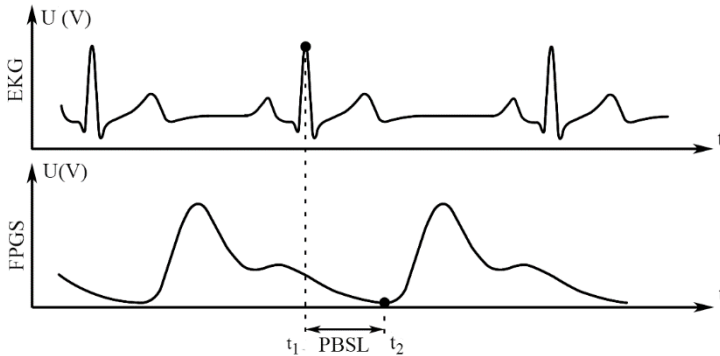
Eksperimentinio tyrimo metu, kraujotakos parametrų: širdies ritmo, pulsinės bangos sklidimo greičio, arterinio kraujospūdžio pokyčiams inicijuoti, naudojant veloergonometrą KETTLER 4.8 pav., buvo atliekamas fizinis testas. Kompiuteryje įdiegtais matematiniais modeliais paskaičiuojamų kraujospūdžio reikšmių verifikavimui buvo naudojamas pusiau automatinis kraujospūdžio matavimo įrenginys OMRON. Tyrimams naudojamos sistemos funkcionavimą užtikrina sukurta DKPSS programinė įranga.

Kraujospūdžio registravimas eksperimento metu. Reikalavimus keliamus automatiniais, ambulatoriniams kraujospūdžio stebėjimo įrenginiams apibrėžia AAMI (the Association for the Advancement of Medical Instrumentation) ir BHS (the British Hypertension Society) standartai. Jie nurodo, kad automatinio prietaiso rodmenys turi būti patikrinti palyginant juos su sfigmomanometru išmatuotomis reikšmėmis. Kadangi šis tikrinimo būdas komplikuoatas, vietoj sfigmomanometrų dažniausiai naudojami automatiniai kraujospūdžio matuokliai, kuriuose realizuotas sfigmomanometrinis registravimo metodas. Pavyzdžiui, naudojami automatiniai Colin BP-8800 (Japonija) arba Omron HEM-907 (Japonija) kraujospūdžio registravimo įrenginiai tenkinantys aukščiau minėtus standartus.

Siekiant padidinti eksperimento metu gaunamų reikšmių skaičių bei sumažinti rezultatų išsibarstymą buvo naudojamas automatinis kraujospūdžio matuoklis Omron

HEM-780. Šis prietaisas atitinka AAMI ir BHS standartus, o jo paklaida $\pm 3\text{mmHg}$ mažesnė nei reikalauja minėti standartai.

Etalonišems DPB sklidimo laiko reikšmėms rasti registruojama EKG ir fotopletizmograma. Pulsinės bangos sklidimo laikas paskaičiuotas kiekvienam širdies dūžiui. Pulsinės bangos sklidimo laikas skaičiuojamas kaip laikas tarp elektrokardiogramos R dantelio ir pulsinės bangos pradžios registravimo taške 4.9 pav. Pulsinės bangos pradžia randama taikant autoriaus skurtą papėdės aproksimavimo metodą (3.2 sk.).



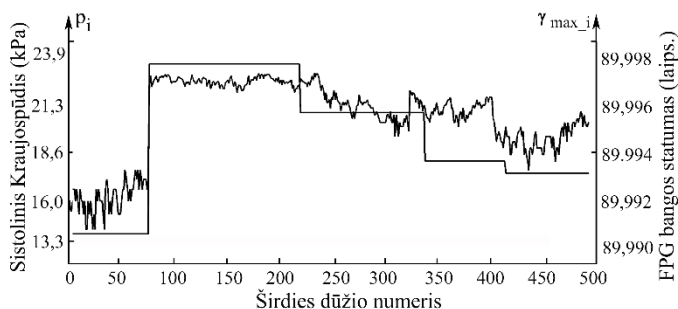
4.9 pav. Pulsinės bangos sklidimo laiko radimo principas: $PBSL = t_2 - t_1$

Eksperto tikslas patikrinti autoriaus sudarytus, sistolinio kraujospūdžio ir PBG, skaičiavimo metodus. Šiam tikslui reikalingas nemedikamentinis būdas širdies ritmui ir kraujospūdžiui keisti. Vienas tokių būdų yra tiriamojo atliekamas fizinis krūvis (kiekvienam tiriamajam jis individualus) kurio metu iššaukiami kraujospūdžio ir širdies ritmo pokyčiai pakankami, kad jie galėtų būti registruojami ambulatoriniais prietaisais. Kraujospūdžio ir DPB sklidimo laikų dinamikai registruoti pasirinktas veloergometrinis testas.

Eksperto atlikimo metodika. Eksperte dalyvavo 10 savanorių (8 vyrai ir 2 moterys), kurių amžiaus $25 \div 28$ metai. Parą prieš ekspertimą tiriamieji nevartojo kavos, alkoholio susilaikė nuo intensyvaus fizinio krūvio.

Ekspertas suskirstytas į tris etapus. *Pirmojo etapo* metu, tiriamajam sėdint ant veloergometro, matuojamas kraujospūdis, vykdomas fotopletizmogramos ir elektrokardiogramos įvedimas. *Antrojo etapo* metu tiriamasis atlieka trijų minučių fizinį testą pasiekdamas 160W momentinę galią bei $\approx 180\text{mmHg}$ sistolinio kraujospūdžio reikšmę. Šio etapo metu duomenų įvedimas nevykdomas. Po fizinio krūvio (*trečias etapas*), tiriamajam ramiai sėdint, įvedama fotopletizmograma, kardiograma bei matuojamas kraujospūdis. Įvedimas tęsiamas tol, kol tiriamojo širdies ritmas ir kraujospūdis grįžta į pradinę padėtį. Po tyrimo analizuojamos gautos reikšmės.

Arterinio kraujospūdžio nustatymo naudojant DPB priekinio fronto statumą eksperto rezultatai. Kadangi fotopletizmografinio signalo $S_{FPG}(t)$ ir arterijos skersmens $d(t)$ kitimas analogiškas, tai $d(t) \equiv S_{PPG}(t)$. Todėl deformacijos pulsinės bangos statusas buvo skaičiuojamas naudojant FPGS signalą: $\arctan(\text{tg}(\gamma)) = \arctan(S_{FPG}(t)/t)$.



4.10 pav. Tipinės, tyrimo metu gaunamos, sistolinio kraujospūdžio (p_i laužtė) ir FPGS priekinio fronto statuso (γ_{\max_i}) kreivės

Trečiojo etapo metu randamos keturios kraujospūdžio reikšmės $p_i = \max(p(t))$, $0 \leq t \leq t_s$, ($i = 1, 2, 3, 4$). Tam, kad gauti vienodą γ_{\max_i} ir p_i reikšmių skaičių, atkarpa tarp dviejų kraujospūdžio registravimo momentų užpildoma ta pačia kraujospūdžio reikšme. Tipinės, tyrimo metu gaunamos, sistolinio kraujospūdžio (p_i laužtė) ir FPGS priekinio fronto statuso (γ_{\max_i}) kreivės, parodytos 4.10 pav. Kadangi naudojamas kraujospūdžio nustatymo įrenginys nesuteikia galimybės gauti reikšmes kiekvieno dūžio metu, kraujospūdžio reikšmės buvo registruojamos atsižvelgiant į širdies ritmą. Pirmoji kraujospūdžio reikšmė gaunama trečiojo etapo pradžioje. Širdies ritmui sumažėjus 30% gaunama antroji reikšmė. Trečioji kraujospūdžio reikšmė randama širdies ritmui sumažėjus 60%. Paskutinė kraujospūdžio reikšmė matuojama ritmui pasiekus pirmojo etapo reikšmę.

Gauti rezultatai 4.1 lent. rodo, kad modeliavimo metu ir eksperimento metu gautos γ_{\max_i} reikšmės skiriasi konstanta: modeliavimo metu gautų γ_{\max_i} reikšmių pokytis siekė apytikriai 1 laipsnį, o tyrimo metų gautų γ_{\max_i} reikšmių pokytis buvo 1/1000 laipsnio.

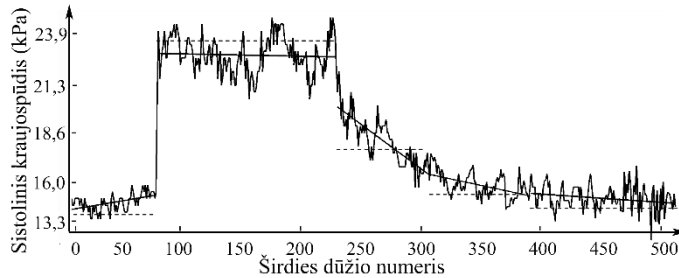
4.1 lentelė. Modeliavimo ir eksperimento metu gauto DPB priekinio fronto statuso reikšmės esant skirtingam kraujospūdžiui

Kraujospūdis mmHg	DPB statusas γ_{\max_i} (laips.)	
	Modeliavimo rezultatai	Matavimo rezultatai
150 - 180	85,8 – 86,6	89,998±0,0003
135 - 155	84,8 – 85,1	89,996±0,0006
120 - 135	83,4 – 84,0	89,994±0,0008
110 - 120	82,0 – 82,8	89,992±0,0004

Koreliacija tarp sistolinio kraujospūdžio ir FPGS signalo priekinio fronto statuso reikšmių gautų tyrimų metu reikšminga $0,955 \pm 0,025$ ($p < 0,001$). Eksperimento rezultatai atitinka modeliavimo rezultatus 3.9 pav. ir patvirtina prielaidą, jog spaudimo pulsinės bangos ir deformacijos pulsinės bangos priekinių frontų kitimo trajektorijos sutampa.

Ankstesniame skyriuje minėta, jog arterinio kraujospūdžio reikšmių dinamika paros bėgyje suteikia daug daugiau informacijos apie arterinės sistemos būklę nei

pavienės kraujospūdžio reikšmės. Atliko modeliavimo ir eksperimentų rezultatai rodo, kad kraujospūdžio dinamikai rasti pakanka matuoti FPGS signalą ir paskaičiuoti priekinio fronto statumo reikšmes.



4.11 pav. Standartiniu prietaisu išmatuotų (punktyrinė linija), pasiūlytu metodu paskaičiuotų (kreivė) sistolinių reikšmių grafikai. Paskaičiuotos sistolinio kraujospūdžio reikšmės aproksimuotos taikant mažiausių kvadratų metodą $y_i(j)$ (stora laužtės linija)

Pasiūlytas metodas suteikia galimybes paskaičiuoti ir sistolinio kraujospūdžio reikšmes. Šiam tikslui, iš pradžių turi būti išmatuotos sistolinio (p_{sis}) ir diastolinio (p_{dias}) kraujospūdžio reikšmės. Šios reikšmės naudojamos barometriniams koeficientams K rasti (3.34). Kraujospūdis paskaičiuojamas pagal (3.24).

Eksperimento metu išmatuotų ($p_i, i=1, 2, 3, 4$) ir siūlomu metodu paskaičiuotų ($p_j, j=1, 2, \dots, N$ – pulsinių bangų kiekis) kraujospūdžio reikšmių kiekis skiriasi. Siekiant suvienodinti jų kieki, atkarpos tarp dviejų išmatuotų kraujospūdžio reikšmių užpildytos ta pačia reikšme p_i (punktyrinė linija 4.11 pav. Paskaičiuotos reikšmės p_j buvo aproksimuojamos mažiausių kvadratų metodu (stora laužtės linija 4.11 pav.:

$$y(j) = a_i \times j + b_i; \quad 4.1 \quad (4.1)$$

čia – $y_i(j)$ – aproksimuotos p_j reikšmės i -tajame segmente ($\dim(y_i) = \text{kPa}$).

Išmatuotos (p_i) ir paskaičiuotos (y_i) reikšmės palygintos skaičiuojant skirtumų absoliutiniu didumu vidurkį $|\overline{\Delta}| = E[|(y_i(j) - p_i)|]$, (kur $i=1 \dots 4, j=1 \dots N$) ir standartinį nuokrypį $s.d_{\Delta}$.

Gauti rezultatai 4.2 lent. rodo, kad visais atvejais standartinis skirtumų nuokrypis (išsibarstymas) mažesnis nei 8mmHg. Tuo tarpu skirtumas tarp standartiniu įrenginių ir siūlomu metodu gaunamų reikšmių neviršija 5mmHg. Taigi, siūlomas metodas tenkina AAMI ir BHS standartus ir yra tinkamas realizuoti projektuojant dėvimus, asmeninio naudojimo kraujospūdžio stebėjimo įrenginius.

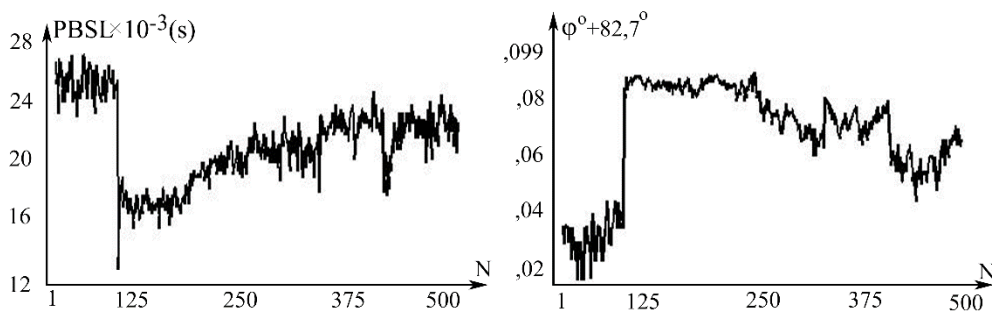
Modeliavimo ir atliktų eksperimentai patvirtina, kad DPB priekinio fronto statumas $\gamma_{max,i}$ (i – širdies dūžio numeris) kinta proporcingai arteriniam kraujospūdžiui 4.10 pav., todėl dėvimu prietaisu pakanka matuoti fotopletizmogramą ir realizavus siūlomą metodą galima gauti kraujospūdžio dinamiką paros bėgyje.

Siūlomas metodas leidžia paskaičiuoti kraujospūdžio reikšmes kiekvieno širdies dūžio metu. Siekiant mažesnio reikšmių išsibarstymo ir didesnio tikslumo, paskaičiuotas 20sek. atkarpoje kraujospūdžio reikšmes reiktų aproksimuoti taikant tiesinę regresiją ir paskaičiuoti aproksimuotų reikšmių vidurkį.

4.2 lentelė. Atitikimas tarp išmatuotų (p_i) ir aproksimuotų (y_i) sistolinio kraujospūdžio reikšmių. $|\overline{\Delta}|$ absoliutinis skirtumų vidurkis $\min(|\overline{\Delta}_i|) \leq |\overline{\Delta}| \leq \max(|\overline{\Delta}_i|)$; $s.d_\Delta$ – skirtumų standartinis nuokrypis, $\min(s.d_{\Delta_i}) \leq s.d_\Delta \leq \max(s.d_{\Delta_i})$

Nr	$ \overline{\Delta} $ (mmHg)	s.d $_\Delta$ (mmHg)
1	3,42	3,34
2	4,66	4,52
3	3,82	4,54
4	4,64	5,21
5	3,09	3,37
6	3,94	4,08
7	3,78	4,87
8	3,05	4,58
9	3,13	3,95
10	4,63	3,72

Pulsinės bangos sklidimo laiko nustatymo naudojant DPB priekinio fronto statumą eksperimento rezultatai. Eksperimento metu gaunamos būdingos $PBSL(n)$ ir $\varphi(n)$ kreivės 4.12 pav. matome, jog išilginės pulsinės bangos sklidimo laikas kinta atvirkščiai proporcingai skersinės pulsinės bangos greičiui. Tai patvirtina ir gauta reikšminga koreliacija $-93,4 \pm 5,6$ tarp $PBSL(n)$ ir $\varphi(n)$.



4.12 pav. Tipinės, eksperimento metu gaunamos $PBSL$ sklidimo laiko (a) ir DPB priekinio fronto statumo $\varphi(n)$ kreivės

$PBSL$ ir $v_r(n)$ palyginimui buvo analizuojami veloergonometrinio testo pirmojo etapo rezultatai. DPB greičių v_x ir v_r įverčiai išreikšti skirtingais dydžiais. DPB v_x įvertis išreikštas sekundėmis, o v_r DPB greitis išreikštas laipsniais. Norint palyginti šiuos du įverčius $PBSL(n)$ ir $\varphi(n)$ sekos buvo normuojamos. Po normavimo $PBSL(n)$ reikšmių kitimo intervalas $0 \leq PBSL(n) \leq 1$ ir $\varphi(n)$, reikšmių kitimo intervalas $0 \leq \varphi(n) \leq 1$. Palyginimo rezultatai 4.3 lent. rodo, kad skirtumas tarp normuotų reikšmių nedidelis, todėl vienas metodas gali būti pakeičiamas kitu.

Jei ramybės būsenoje 4.12 pav. ($1 \leq n \leq 125$) $PBSL(n)$ ir $\varphi(n)$ reikšmių išsibarstymas apie nuolatinę dedamąją yra panašus, tai trečiajame eksperimento etape

4.12 pav. ($125 \leq n \leq 500$), $\varphi(n)$ reikšmių išsibarstymas apie nuolatinę dedamąją yra daug mažesnis nei $PBSL(n)$.

4.3 lentelė. Normalizuotų $PBSL(n)$ ir $\varphi(n)$ reikšmių palyginimas

metodas	vidurkis	Standartinis nuokr.	p
$PBSL(n)$	$0,6 \pm 0,15$	$0,1 \pm 0,57$	$< 10^{-5}$
$\varphi(n)$	$0,7 \pm 0,13$	$0,06 \pm 0,37$	$< 10^{-5}$

Tai gali būti paaiškinta tuo, kad v_r reikšmėms rasti analizuojamas priekinis frontas, kuris yra greičiausiai kintanti DPB dalis, todėl mažiau įtakojama triukšmo. Didelės priekinio fronto statumo reikšmės ($82 \div 83$ laipsniai) paaiškinamos arterinės sienelės savybėmis, kurios sąlygoja tai, kad sistolės pradžioje esant nedideliems spaudimo pokyčiams skersmuo staigiai išauga.

Eksperimentinio tyrimo rezultatai rodo, kad realizuojant dėvimas, nenutrūkstamo arterinės sistemos būklės stebėjimo sistemas pulsinės bangos sklidimo laikas gali būti keičiamas fotopletizmografu matuojamos pulsinės bangos priekinio fronto statumo reikšmėmis.

Modeliavimo ir atliktų eksperimentai patvirtina, kad DPB priekinio fronto statumas γ_{max_i} (i – širdies dūžio numeris) kinta proporcingai arteriniam kraujospūdžiui, todėl dėvimu prietaisu pakanka matuoti fotopletizmogramą ir realizavus siūlomą metodą galima gauti kraujospūdžio dinamiką paros bėgyje. Pasiūlytas arterinio kraujospūdžio skaičiavimo metodas tenkina AAMI ir BHS standartus ir yra tinkamas realizuoti projektuojant dėvimus, asmeninio naudojimo kraujospūdžio stebėjimo įrenginius.

Modeliavimo ir atliktų eksperimentai patvirtina, kad DPB priekinio fronto statumo ir pulsinės bangos sklidimo laiko amplitudžių (reikšmių) kitimo trajektorijos sutampa, todėl pulsinės bangos priekinio fronto statumo reikšmės (kaip ir $PBSL$ reikšmės) gali būti arterijų standumo įverčiu.

IŠVADOS

1. Priešingai nei SPB registruojančios neinvazinės kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos, sistemos naudojančios fotopletizmografinį DPB registravimo būdą neturi ribojimų, kurie apsunkintų nenutrūkstantį 24v/7d realaus laiko kraujotakos parametrų stebėjimą. Tačiau, šiose sistemose daugiau kaip 80% visų sistemos naudojamų energijos resursų tenka analoginiam – skaitmeniniam keitikliui ir fotopletizmografinio signalo adaptyviam filtravimui. Tai labai sumažina nenutrūkstamo stebėjimo periodą, todėl reikalingi sprendimai suteikiantys galimybę prailginti sistemos nenutrūkstamo funkcionavimo laiką.
2. APB priekinio fronto, sudarančio 1/5 visos APB, ir kraujotakos parametrus siejantys matematiniai modeliai leidžia sutrumpinti dėvimos kraujotakos parametrų stebėjimo sistemos procesoriaus aktyvaus darbo režimo trukmę ir iki 80% sumažinti signalo filtravimui ir analizei tenkančios energijos kiekį.
3. APB priekinio fronto parametrų reikšmėms rasti būtinas tikslus APB pradžios identifikavimas. Sudarytas pulsinės bangos papėdės aproksimavimo tiesėmis būdas, leidžia nustatyti APB pradžios tašką $\pm 6\text{ms}$ tikslumu, kai signalas–triukšmas santykis siekia 18dB.
4. Įvesties posistemės siūstuvui generuojant optiniu Barkerio kodu moduliuotą šviesos srautą, foto imtuvo išvesties signale gaunamoms ir etaloninės APB koreliacija siekia $r=0.98$ net tada kai santykis signalas–triukšmas siekia 0dB. Dėl šviesos srauto moduliavimo optiniu Barkerio kodu (iš $N = 15$ optinio Barkerio kodo reikšmių tik 5 lygios „1“) ne tik pagerėja atsparumas triukšmui, bet ir jutiklio vartojamos energijos kiekis sumažėja iki 50% lyginant su įprastiniais, impulsiniu režimu dirbančiais fotopletizmografiniais jutikliais.
5. Siekiant ilginti nenutrūkstamo kraujotakos parametrų stebėjimo dėvimomis sistemomis periodą reikalingi sprendimai suteikiantys galimybę atsisakyti nenutrūkstamos, realaus laiko filtravimo funkcijos vykdymo ir standartinio ASK naudojimo. Šiame darbe sukurta DKPSS struktūra su triukšmui atsparia fotopletizmografinio signalo įvesties posisteme ir DKPSS funkcionavimo algoritmas. Sukurtoje DKPSS vietoj ASK naudojamas *amplitudė–laikas* keitiklis, o triukšmui atspari įvesties posistemė suteikia galimybę atsisakyti nenutrūkstamos, realaus laiko filtravimo funkcijos vykdymo, todėl sistema sunaudoja tik 20proc energijos, naudojamos tam pačiam uždaviniui spręsti žinomais metodais.

LITERATŪRA

- Alty, S. R., Angarita-Jaimes, N., Millasseau, S. C., & Chowienczyk, P. J. (2007). Predicting Arterial Stiffness From the Digital Volume Pulse Waveform. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(12), 2268-2275.
- Arezki, M., Benallal, A., & Berkani, D. (2009). Improvement of the Simplified Fast Transversal Filter Type Algorithm for Adaptive Filtering. *Journal of Computer Science*, 5(5), 347-354.
- Bai, J., Lu, H., Zhang, J., Zhao, B., & Zhou, X. (1998). Optimization and mechanism of step-leap respiration exercise in treating of cor pulmonale. *Comput Biol Med*, 28.
- Benesty, J., & Gansler, T. (2004). New insights into the RLS algorithm. *EURASIP J. Appl. Signal Process.*, 331-339.
- Berne, R. M., & Levy, M. N. (1981). *Cardiovascular Physiology*.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (2010). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *International Journal of Nursing Studies*, 47(8), 931-936.
- Brumfield, A. M., & Andrew, M. E. (2005). Digital pulse contour analysis: investigating age-dependent indices of arterial compliance. *Physiol. Meas.*, 26, 599-608.
- Campbell, N., Chockalingam, A., Fodor, J., & McKay, D. (1990). Accurate, reproducible measurement of blood pressure. *CMAJ*, 143, 19-24.
- Cappello, A., Gnudi, G., & Lamberti, C. (1995). Identification of the three-element windkessel model incorporating a pressure-dependent compliance. *Ann Biomed Eng*, 23.
- Cattivelli, F. S., & Garudadi, H. (2009). Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration. Paper presented at the Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on.
- Chan, K. W., & Zhang, Y. T. (2002). Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable step – size LMS filter.
- Chowienczyk, P. J., Kelly, R. P., MacCallum, H., Millasseau, S. C., Andersson, T. L., & Gosling, R. G. (2005). Photoplethysmographic assessment of pulse wave reflection: blunted response to endothelium-dependent beta2-adrenergic vasodilation in type II diabetes mellitus. *J Am Coll Cardiol*, 34, 2007- 2014.
- Cnossen, J. S., Vollebregt, K. C., de Vrieze, N., ter Riet, G., Mol, B. W., Franx, A., van der Post, J. A. (2008). Accuracy of mean arterial pressure and blood pressure measurements in predicting pre-eclampsia: systematic review and meta-analysis. *Bmj*, 336(7653), 1117-1120.
- Comtois, G., & Mendelson, Y. (2007). A noise reference input to an adaptive filter algorithm for signal processing in a wearable pulse oximeter. Paper presented at the Bioengineering Conference, 2007. NEBC '07. IEEE 33rd Annual Northeast.
- Cornelissen, A. J., Dankelman, J., VanBavel, E., Stassen, H. G., & Spaan, J. A. (2000). Myogenic reactivity and resistance distribution in the coronary arterial tree: a model study. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 278.
- Dae-Geun, J., Farooq, U., Seung-Hun, P., Choong-Won, G., & Minsoo, H. (2012). A Knowledge-Based Approach to Arterial Stiffness Estimation Using the Digital Volume Pulse. *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, 6(4), 366-374.
- De Lazzari, C., Darowski, M., Ferrari, G., Pisanelli, D. M., & Tosti, G. (2006). Modelling in the study of interaction of Hemopump device and artificial ventilation. *Comput Biol Med*, 36.

- Drzewiecki, G., Wang, J. J., Li, J. K. J., Kedem, J., & Weiss, H. (1996). Modeling of Mechanical Dysfunction in Regional Stunned Myocardium of the Left Ventricle. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 43.
- Fischer, E. I., Armentano, R. L., Pessana, F. M., Graf, S., Romero, L., & Christen, A. J. (2002). Endothelium-dependent arterial wall tone elasticity modulated by blood viscosity. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 282(2), 389-394.
- Foo, J. Y. A., Lim, C. S., & PingWang. (2006). Evaluation of blood pressure changes using vascular transit time. *Physiol. Meas.*, 27, 685–694.
- Fukushima, H., Kawanaka, H., Bhuiyan, M. S., & Oguri, K. (2013). Cuffless blood pressure estimation using only photoplethysmography based on cardiovascular parameters. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE.
- Fung, Y. C. (1984). *Biodynamics: Circulation*.
- Gesche, H., Grosskurth, D., KÜchler, G., & Patzak, A. (2012). Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 309-315.
- Girčys, R., Kazanavičius, E., Vrubliauskas, A., & Liutkevičius, A. (2014). Movement artefact resistant photoplethysmographic probe. *Electronics and Electrical Engineering*, 20(3), 73 - 76.
- Girčys, R., Liutkevicius, A., Vubliauskas, A., & Kazanavicius, E. (2015). Blood Pressure Estimation According to Photoplethysmographic Signal Steepness. *Information technology and control*, 44(4), 443 – 150.
- Grotenhuis, H. B., Westenberg, J. J., Steendijk, P., van der Geest, R. J., Ottenkamp, J., Bax, J. J., & Jukema, J. W. (2009). Validation and reproducibility of aortic pulse wave velocity as assessed with velocity-encoded MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(3), 521-526.
- Guyton, A. C. (2006). *Textbook of Medical Physiology*.
- Han, H., & Kim, J. (2012). Artifacts in wearable photoplethysmographs during daily life motions and their reduction with least mean square based active noise cancellation method. *Computers in Biology and Medicine*, 42(4), 387-393.
- Huotari, M., Yliaska, N., Lantto, V., Määttä, K., & Kostamovaara, J. (2009). Aortic and arterial stiffness determination by photoplethysmographic technique. *Procedia Chemistry*, 1(1), 1243-1246.
- Infra-V Smart Watch. (2015). from <https://www.indiegogo.com/projects/infrav-no-blood-glucose-vital-signs-monitor-watch#/story>
- Izzetoglu, M., Devaraj, A., Bunce, S., & Onaral, B. (2005). Motion artifact cancellation in NIR spectroscopy using Wiener filtering. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 52(5), 934-938.
- Yousef, Q., Reaz, M., & Ali, M. A. M. (2012). The Analysis of PPG Morphology: Investigating the Effects of Aging on Arterial Compliance. *MEASUREMENT SCIENCE REVIEW*, 12(6), 266-271.
- Jeays, A. D., Lawford, P. V., Gillott, R., Spencer, P. A., Bardhan, K. D., & Hose, D. R. (2007). A framework for the modeling of gut blood flow regulation and postprandial hyperaemia. *World J Gastroenterol*, 13.
- Jones, D. L., Appadwedula, S., Berry, M., Haun, M., Moussa, D., & Sachs, D. (2009). Adaptive Filtering: LMS Algorithm. The Connexions Project and licensed under the Creative Commons Attribution License.
- Klingeberg, T., & Schilling, M. (2012). Mobile wearable device for long term monitoring of vital signs. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 106(2), 89-96.

- Korakianitis, T., & Shi, Y. (2006). Numerical Simulation of Cardiovascular Dynamics with Healthy and Diseased Heart Valves. *Journal of Biomechanics*, 39.
- Kurylyak, Y., Lamonaca, F., & Grimaldi, D. (2013). A Neural Network-based method for continuous blood pressure estimation from a PPG signal. Paper presented at the Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2013 IEEE International.
- Lazović, B., Mazić, S., Zikich, D., & Žikić, D. (2015). The mathematical model of the radial artery blood pressure waveform through monitoring of the age-related changes. *Wave Motion*, 56(0), 14-21.
- Leyh, R. G., Schmidtke, C., Sievers, H. H., & Yacoub, M. H. (1999). Opening and closing characteristics of the aortic valve after different types of valve-preserving surgery. *Circulation*, 100.
- Li, J. K. J., Cui, T., & Drzewiecki, G. M. (1990). A Nonlinear Model of the Arterial System Incorporating a Pressure-dependent Compliance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37.
- Liang-Yu, S., Yao-Lin, K., Wen-Ya, T., & Weichih, H. (2012). Development of a cuffless blood pressure measurement system. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE.
- Lodi, C. A., & Ursino, M. (1999). Hemodynamic effect of cerebral vasospasm in humans: a modeling study. *Ann Biomed Eng*, 27.
- Magosso, E., & Ursino, M. (2001). A mathematical model of CO₂ effect on cardiovascular regulation. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 281.
- Marque, C., Bisch, C., Dantas, R., Elayoubi, S., Brosse, V., & Pérot, C. (2005). Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(3), 310-315.
- Maughan, W. L., Sunagawa, K., & Sagawa, K. (1987). Ventricular systolic interdependence: volume elastance model in isolated canine hearts. *Am J Physiol*, 253.
- McIlrath, L. G. (2000). A low-power analog correlation processor for real-time camera alignment and motion computation. *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, 47(12), 1353-1364.
- McQueen, D. M., Peskin, C. S., & Yellin, E. L. (1982). Fluid dynamics of the mitral valve: physiological aspects of a mathematical model. *Am J Physiol*, 242.
- Melchior, F. M., Srinivasan, R. S., & Charles, J. B. (1992). Mathematical Modeling of Human Cardiovascular System for Simulation of Orthostatic Response. *American Journal of Physiology(Heart Circ Physiol)*, 262.
- Mikyong, P., Hee Jung, K., Young, H., & Kyung-Chul, K. (2007). Cuffless and Noninvasive Measurement of Systolic Blood Pressure, Diastolic Blood Pressure, Mean Arterial Pressure and Pulse Pressure using Radial Artery Tonometry Pressure Sensor with Concept of Korean Traditional Medicine. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE.
- Milanesi, M., Martini, N., Vanello, N., Positano, V., Santarelli, M. F., Paradiso, R., Landini, L. (2006). Multichannel Techniques for Motion Artifacts Removal from Electrocardiographic Signals. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE.
- Millasseau, S. C., Guigui, F. G., Kelly, R. P., Prasad, K., Cockcroft, J. R., Ritter, J. M., & Chowienzyk, P. J. (2000). Noninvasive Assessment of the Digital Volume Pulse : Comparison With the Peripheral Pressure Pulse. *Hypertension*, 36, 952-956.

- Millasseau, S. C., Ritter, J. M., Takazawa, K., & Chowienczyk, P. J. (2006). Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger. *Journal of Hypertension*, 24(8), 1449-1456.
- Moharir, P. S., & Selvarajan, A. (1974). Optical Barker codes. *Electronics Letters*, 10(9), 154-155.
- Monte-Moreno, E. (2011). Non-invasive estimate of blood glucose and blood pressure from a photoplethysmograph by means of machine learning techniques. *Artificial Intelligence in Medicine*, 53(2), 127-138.
- Payne, R. A., Symeonides, C. N., Webb, D. J., & Maxwell, S. R. J. (2006). Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure. *J. Appl. Physiol.*, 100(1), 136-141.
- Peter, L., Noury, N., & Cerny, M. (2014). A review of methods for non-invasive and continuous blood pressure monitoring: Pulse transit time method is promising? *IRBM*, 35(5), 271-282.
- Pinheiro, E., Postolache, O., & Girao, P. (2009). Pulse arrival time and ballistocardiogram application to blood pressure variability estimation. Paper presented at the Medical Measurements and Applications, 2009. MeMeA 2009. IEEE International Workshop on.
- Qiao, Z., Yang, S., Teng, D., Anh, D., Seok-Bum, K., Li, C., & Basran, J. (2009). Pulse transit time-based blood pressure estimation using hilbert-huang transform. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE.
- Quick, C. M., Berger, D. S., & Noordergraaf, A. (1998). Apparent arterial compliance. *Am J Physiol*, 32(6), 274-280.
- Relente, A., & Sison, L. (2002). Characterization and adaptive filtering of motion artifacts in pulse oximetry using accelerometers. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint.
- Saugel, B., Dueck, R., & Wagner, J. Y. (2014). Measurement of blood pressure. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28(4), 309-322.
- Shi, Y., Lawford, P., & Hose, R. (2011). Review of Zero-D and 1-D Models of Blood Flow in the Cardiovascular System. *BioMedical Engineering OnLine*, 10(1), 1-38.
- Shriram, R., Wakankar, A., Daimiwala, N., & Ramdasi, D. (2010). Continuous cuffless blood pressure monitoring based on PTT. Paper presented at the Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT), 2010 International Conference on.
- Shukla, S. N., Kakwani, K., Patra, A., Lahkar, B. K., Gupta, V. K., Jayakrishna, A., & Vashisht, P. (2015). Noninvasive Cuffless Blood Pressure Measurement by Vascular Transit Time. Paper presented at the VLSI Design (VLSID), 2015 28th International Conference on.
- Snyder, M. F., & Rideout, V. C. (1969). Computer simulation studies of the venous circulation. *IEEE Trans Biomed Eng*, 16.
- Song, S. H., Cho, J. S., Oh, H. S., Lee, J. S., & Kim, I. Y. (2009). Estimation of blood pressure using Photoplethysmography on the wrist. Paper presented at the Computers in Cardiology, 2009.
- Steinman, D. A. (2002). Image-based computational fluid dynamics modeling in realistic arterial geometries. *Ann Biomed Eng*, 30.
- Ugnell, H., & Oberg, P. A. (1995). The Time-Variable Photoplethysmographic Signal; Dependence of the Heart Synchronous Signal on Wavelength and Sample Volume. *Med. Eng. Phys.*, 17(8), 571-578.

- Ursino, M., & Magosso, E. (2000). Acute Cardiovascular Response to Isocapnic Hypoxia. I. A Mathematical Model. *American Journal of Physiology(Heart Circ Physiol)*, 279.
- Ursino, M., & Magosso, E. (2003). Role of Short-term Cardiovascular Regulation in Heart Period Variability: A Model Study. *American Journal of Physiology(Heart Circ Physiol)*, 284.
- Vollkron, M., Shima, H., Huber, L., & Wieselthaler, G. (2002). Interaction of the Cardiovascular System with an Implanted Rotary Assist Device: Simulation Study with a Refined Computer Model. *Artificial Organs*, 26.
- Westerhof, N., Lankhaar, J.-W., & Westerhof, B. E. (2008). The arterial Windkessel. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(2), 131-141.
- WHO. (2015). Preventing chronic diseases a vital investment (Vol. 1, pp. 1 – 31): World Health Organization.
- Wong, M. Y. M., Poon, C. C. Y., & Zhang, Y. T. (2006). Can the Timing-Characteristics of Phonocardiographic Signal be Used for Cuffless Systolic Blood Pressure Estimation? Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE.
- Wood, L. B., & Asada, H. H. (2007). Low variance adaptive filter for cancelling motion artifact in wearable photoplethysmogram sensor signals. Paper presented at the 29th Annual International Conference of the IEEE. Engineering in Medicine and Biology Society.
- Zarzoso, V., Comon, P., & Kallel, M. (2006). How fast is FastICA? Paper presented at the Signal Processing Conference, 2006 14th European.
- Zhang, X., Kinnick, R. R., Fatemi, M., & Greenleaf, J. F. (2005). Noninvasive method for estimation of complex elastic modulus of arterial vessels. *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, 52(4), 642-652.
- Zheng, D., & Murray, A. (2008). Estimation of mean blood pressure from oscillometric and manual methods. Paper presented at the 2008 Computers in Cardiology.

PUBLIKACIJŲ SĄRAŠAS

Web of Science duomenų bazės leidiniuose su citavimo indeksu

1. Girčys, R., Liutkevičius, A., Vrubliauskas, A., & Kazanavičius, E. (2015) Blood pressure estimation according to photoplethysmographic signal steepness. *Information technology and control*, 44(4), p. 443-450.
2. Girčys, R., Kazanavičius, E., Vrubliauskas, A., & Liutkevičius, A. (2014). Movement artefact resistant photoplethysmographic probe. *Electronics and Electrical Engineering*, 20(3), 73-76.

Kitų tarptautinių duomenų bazių leidiniuose

1. Girčys, R., Kazanavičius, E., Obcarskas, L. (2013) Arterial pulse transit time evaluation by peripheral pulse wave measurement. *Journal of measurements in engineering*, 1(1), p. 52-58.
2. Kazanavičius, E., Girčys, R., Vrubliauskas, A., & Lugin, S. (2005) Mathematical methods for determining the foot point of the arterial pulse wave and evaluation of proposed methods. *Information technology and control*, 34(1), p. 29-36.

Periodiniuose leidiniuose ir vienkartinuose straipsnių rinkiniuose ir kt. paskelbti straipsniai

1. Girčys, R., Kazanavičius, E., Lugin, S., & Vrubliauskas, A. (2004) Mathematical model of the aortic root pressure waveform as an input function of the arterial system. *Mechanika*, 2(46), p. 42-45.

PRIEDAI

MatLab programų ir funkcijų tekstai, naudoti paveikslėliuose ir lentelėse pateiktiems rezultatams gauti, pateikti prie šio darbo pridėtame kompaktiniame diske.

SL344. 2016-09-12, 2,5 leidyb. apsk. 1. Tiražas 50 egz. Užsakymas 324.
Išleido Kauno technologijos universitetas, K. Donelaičio g. 73, 44249 Kaunas
Spausdino leidyklos „Technologija“ spaustuvė, Studentų g. 54, 51424 Kaunas