



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Rūta Gumuliauskaitė

TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS
ATPAŽINIMAS FOTOPLETIZMOGRAMOS SIGNALUOSE

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Andrius Petrėnas

Konsultantas

Andrius Sološenko

KAUNAS, 2018

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS
ATPAŽINIMAS FOTOPLETIZMOGRAMOS SIGNALUOSE

Baigiamasis magistro projektas
Biomedicininė inžinerija (621H16001)

Vadovas

(parašas) Andrius Petrėnas
(data)

Konsultantas

(parašas) Andrius Sološenko
(data)

Recenzentas

(parašas) Vaidotas Marozas
(data)

Projektą atliko

(parašas) Rūta Gumuliauskaitė
(data)

KAUNAS, 2018



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

(Fakultetas)

Rūta Gumuliauskaitė

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimas
fotopletizmogramos signaluose“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

2018 m. birželio 6 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano Rūtos Gumuliauskaitė baigiamasis projektas tema „Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimas fotopletizmogramos signaluose“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

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

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Gumuliauskaitė, Rūta. Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimas fotopletizmogramos signaluose. *Biomedicinos inžinerijos magistro* baigiamasis projektas / vadovas Andrius Petrėnas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Mokslo kryptis ir sritis: Elektros ir elektronikos inžinerija, Technologiniai mokslai

Reikšminiai žodžiai: *trumpalaikė prieširdžių tachikardija, ilgalaikė stebėseną, išeminis smegenų insultas*

Kaunas, 2018. 49 p.

SANTRAUKA

Naujausios klinikinės studijos pateikia, kad trumpalaikė prieširdžių tachikardija (TPT) yra susijusi su padidėjusiu prieširdžių virpėjimo (PV) išsivystymu ir išeminio smegenų insulto ištikimo rizika. Siekiant išvengti aritmijos komplikacijų yra svarbu anksti diagnozuoti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos patologiją. Trumpalaikė prieširdžių tachikardija gali būti atpažinta naudojant dėvimus, ilgalaikės stebėsenos prietaisus bei juose integruotus atpažinimo algoritmus. Šiame darbe pristatomas sukurtas trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo fotopletizmogramos (FPG) signaluose algoritmas, kuris remiasi tiesinio diskriminatoriaus taikymu.

Atpažinimo algoritmas ištirtas naudojant realius bei modeliuotus fotopletizmogramos signalus. Fotopletizmogramos signalai sumodeliuoti naudojant patobulintą fenomenologinį signalų generavimo modelį. Sinusinis širdies ritmas, trumpalaikės prieširdžių tachikardijos ir prieširdžių virpėjimo epizodai modeliuojami taikant trijų būsenų Markovo modelį. Modelio adekvatumas patikrintas su realiais *PhysioNet* („Computing in Cardiology Challenge 2015“) duomenų bazės signalais. Nustatyta, kad koreliacijos koeficientas tarp realių ir modeliuotų fotopletizmogramos signalų yra 0.86. Sumodeliuoti signalai perteikia aritmijai būdingus hemodinaminius pokyčius, kurie pasireiškia analizuojamos aritmijos metu.

Testuojant trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmą su modeliuotais signalais nustatyta, kad specifiškumas yra ~ 0.99, kai signalas triukšmas santykis (STS) yra nuo 0 dB iki 30 dB. Aukštas jautrumo įvertis pasiekiamas (≥ 0.89), kai STS yra bent 15 dB. Atpažinimo algoritmas geba atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus realiuose fotopletizmogramos signaluose bei yra atsparus klaidingiems aliarmams, kuriuos sukelia papildomi aritmijų tipai (prieširdžių virpėjimas, prieširdinės ekstrasistolės). Klinikinė algoritmo vertė yra atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus tikslinėse grupėse (pvz., pacientams, kuriems nustatytas neaiškios kilmės išeminis smegenų insultas).

Gumuliauskaitė, Rūta. Detection of Short Atrial Runs in Photoplethysmogram Signals. *Master's thesis in Biomedical Engineering/* supervisor Andrius Petrėnas; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics Engineering.

Research area and field: Electrical and Electronics Engineering, Technological Sciences

Key words: *atrial runs, long term monitoring, ischemic stroke*

Kaunas, 2018. 49 p.

SUMMARY

Recent clinical studies shows that short atrial runs are associated with an increased risk of atrial fibrillation (AF) and ischemic stroke. Early diagnosis of short atrial runs may prevent from the development of severe complications. Short atrial runs can be detected by using wearable monitoring devices with the integrated detection algorithms. In this work, detection algorithm of short atrial runs in photoplethysmogram (PPG) signals is proposed. It is based on a linear discriminant analysis.

Detection algorithm is evaluated on the simulated and real photoplethysmogram signals. Photoplethysmogram signals are simulated by using the improved phenomenological photoplethysmogram signal model. Sinus rhythm and episodes of atrial fibrillation and short atrial runs are simulated by three state Markov model. Adequacy of the model was evaluated with respect to real signals from the *PhysioNet* („Computing in Cardiology Challenge 2015“) database. The results show that the correlation coefficient between the real and simulated signals is 0.86. The simulated signals account for hemodynamic changes that occur during the arrhythmia of short atrial runs.

When the detection algorithm was tested on the simulated signals, the specificity is ~ 0.99 , for the signal-to-noise ratios (SNRs) from 0 dB to 30 dB. High sensitivity (≥ 0.89) is obtained when the SNR is at least 15 dB. Study findings show, that the detector is capable of detection the episodes of short atrial runs in the real photoplethysmogram signals, and is robust to false alarms due to other arrhythmias (atrial fibrillation and premature atrial beats). The detector may have clinical relevance in detection short atrial runs in target groups (e.g., after cryptogenic stroke).

TURINYS

ĮVADAS	8
1. TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS KLINIKINIAI BRUOŽAI	10
1.1 Trumpalaikė prieširdžių tachikardija ir jos ryšys su komplikacijomis	10
1.1.1 Trumpalaikė prieširdžių tachikardija	10
1.1.2 Prieširdžių virpėjimas	13
1.1.3 Prieširdinės ekstrasistolės	14
1.2 Automatiniai atpažinimo algoritmai	15
1.3 Duomenų bazės analizė	17
1.4 Skyrių apibendrinančios išvados	18
2. TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS MODELIAVIMAS	20
2.1 Fenomenologinis signalų generavimo modelis	20
2.2 Elektrokardiogramos modelis	20
2.2.1 Trijų būsenų Markovo modelis	20
2.2.2 Sinusinio širdies ritmo modeliavimas	22
2.2.3 Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos modeliavimas	23
2.2.4 Prieširdžių virpėjimo modeliavimas	23
2.2.5 Prieširdinių ekstrasistolių modeliavimas	24
2.3 Fotopletizmogramos signalo modeliavimas	24
2.3.1 Fotopletizmogramos impulso modeliavimas	25
2.3.2 Fotopletizmogramos signalo modeliavimas	26
2.4 Skyrių apibendrinančios išvados	27
3. FOTOPLETISMOGRAMOS MODELIO ADEKVATUMO TYRIMAS	28
3.1 Skyrių apibendrinančios išvados	30
4. TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS ATPAŽINIMO ALGORITMAS	31
4.1 Pirminis signalo apdorojimas	31
4.2 Požymių išskyrimas	32
4.3 Klasifikatoriaus įgyvendinimas	33

4.3.1 Klasifikatoriaus apmokymas	33
4.3.2 Klasifikavimo parametrų parinkimas	34
4.3.3 Klasifikatoriaus testavimas.....	35
4.4 Skyrių apibendrinančios išvados	36
5. ATPAŽINIMO ALGORITMO PATIKIMUMO TYRIMAS	37
5.1 Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimas fotopletizmogramos signale.....	37
5.1.1 Vertinimo kriterijai	37
5.2 Klasifikavimo parametrų parinkimas	38
5.2.1 Požymių rinkinio parinkimas	38
5.2.2 Lango ilgio ir klasifikavimo slenksčio parinkimas	39
5.3 Algoritmo tyrimas su modeliuotais fotopletizmogramos signalais	42
5.4 Algoritmo tyrimas su realiais signalais	44
5.5 Skyrių apibendrinančios išvados	45
IŠVADOS.....	46
INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS.....	47

IVADAS

Prieširdžiuose kylantys ritmo sutrikimai, tokie kaip dažnos prieširdžių ekstrasistolės ar trumpalaikė prieširdžių tachikardija, ilgą laiką buvo priskiriami prie nepavojingų širdies ritmo sutrikimų. Naujausi moksliniai tyrimai rodo, kad jie yra susiję tiek su prieširdžių virpėjimo išsivystymo tikimybe, tiek su padidėjusia išeminio smegenų insulto ištikimo rizika [1 – 8]. Tokie širdies ritmo sutrikimai gali progresuoti į sudėtingas aritmijos formas, todėl siekiant išvengti komplikacijų, svarbu laiku atpažinti aritmijos atvejus, paskirti gydymą bei stebėti progresą [9]. Automatiniai aritmijos atpažinimo metodai remiasi elektrokardiogramos signalo analize bei jos interpretavimu. Esama prieširdžių aritmijų ilgalaikės stebėsenos įranga yra brangi ir invazinė (implantuojami prietaisai) arba registravimo trukmė yra ribota bei prietaisas nepatogus dėvėti (Holterio stebėseną). Norint užtikrinti pacientui netrukdančią ilgalaikę stebėseną, reikia technologinių sprendimų, kuriuos būtų galima integruoti į šiuolaikiškus, ilgalaikiai stebėsenai tinkamus išmaniuosius prietaisus (pavyzdžiui, išmaniają apyrankę ar laikrodį), gebančius nuolatos registruoti fotopletizmogramos signalą.

Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos fotopletizmogramos signale, atpažinimo algoritmams kurti ir vystyti yra reikalinga anotuočių signalų duomenų bazė, kuri leistų tinkamai įvertinti sukurto algoritmo patikimumą. Esamas realių fotopletizmogramos signalų kiekis yra nepakankamas tam, kad kiekybiškai įvertinti algoritmo veikimą bei pateikti tinkamas išvadas apie jo gebėjimą atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus, todėl reikalingas fenomenologinių signalų generavimo modelis, su anotuotais fotopletizmogramos signalais.

Šiame darbe pristatomas trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmas, kuris remiasi fotopletizmogramos signalo analize. Algoritmo patikimumas įvertintas naudojant modeliuotus bei realius fotopletizmogramos signalus. Patobulintas fotopletizmogramos signalų generavimo modelis, leidžiantis valdyti sinusinio širdies ritmo, prieširdžių virpėjimo bei trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodų pasirodymo dažnumą ir trukmę. Naudojant modeliuotus signalus ištirtas algoritmo gebėjimas atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus, kai vyrauja sinusinis širdies ritmas bei atsitiktinai pasirodo prieširdinės ekstrasistolės bei prieširdžių virpėjimo epizodai. Nuolatinis paciento būklės vertinimas yra svarbus siekiant atpažinti besimptomius trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus, tiriant sąsajas su širdies aritmijomis, kitomis komplikacijomis bei vertinant visą patologijos eigą.

Tyrimo tikslas ir uždaviniai

Tyrimo tikslas – sukurti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo fotopletizmograme algoritmą, skirtą diegti į išmaniuosius dėvimus prietaisus. Tikslui pasiekti išskelti uždaviniai:

1. išanalizuoti klinikinius trumpalaikės prieširdžių tachikardijos požymius;
2. sudaryti fotopletizmogamos signalų duomenų bazę;
3. sukurti ir iširti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmą;
4. iširti algoritmo patikimumą, kai signale vyrauja papildomi širdies ritmo sutrikimai.

Mokslinis naujumas

Analizuojant literatūrą nerasta technologinių sprendimų, kurie būtų skirti atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus fotopletizmogamos signaluose.

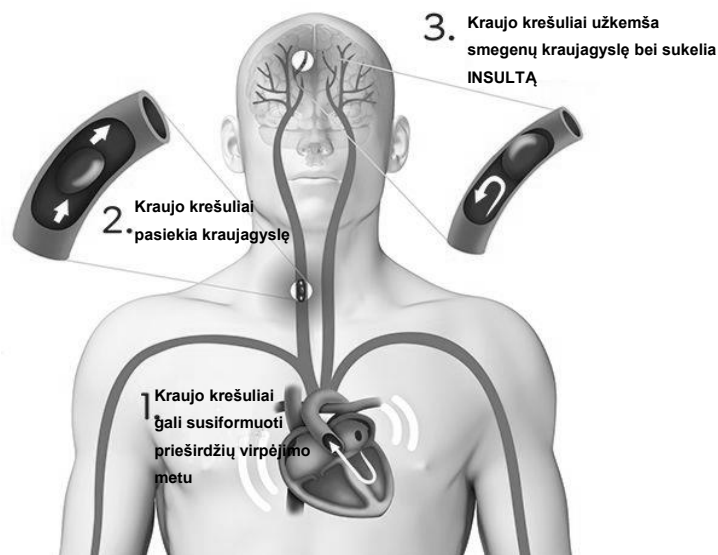
Darbo aktualumas

Magistro tematika siejasi su LMT mokslininkų grupių projekto, „Poinsultinės būklės pacientų prieširdžių aritmijų ilgalaikės netrukdančios stebėsenos metodai – AFterSTROKE“, uždaviniais.

1. TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS KLINIKINIAI BRUOŽAI

1.1 Trumpalaikė prieširdžių tachikardija ir jos ryšys su komplikacijomis

Naujausi tyrimai rodo, kad anksčiau nepavojingais laikyti prieširdžių sutrikimai: dažnos prieširdžių ekstrasistolės bei trumpalaikė prieširdžių tachikardija, dabar susiję su prieširdžių virpėjimo bei padidėjusia išeminio smegenų insulto ištikimo rizika. *Amerikos širdies asociacija* (angl. *American Heart Association*) pateikia, kad apie 87 % insulto atvejų yra išeminio pobūdžio [3]. Pagrindinė priežastis dėl kurios gali ištikti tokio tipo insultas yra netinkamas arba visiškai nutrūkęs kraujo pritekėjimas į smegenis, dėl ko žūva smegenų ląstelės bei įvyksta smegenų infarktas. Išeminio insulto atvejai, kurie siejami su progresuojančiomis širdies patologijomis išsivysto dėl susidariusių kraujo krešulių. Kraujo krešuliai užkemša smegenų arterijas bei taip sutrikdo tinkamą kraujo ir maistingų medžiagų pernašą (1.1 pav.).



1.1 pav. Išeminio smegenų insulto išsivystymo aiškinimas [10]

Siekiant sumažinti išeminio insulto pasireiškimo skaičių yra svarbu laiku nustatyti, įvertinti bei tinkamai interpretuoti naujas, kliniškes priežastis, kuriant algoritmus pritaikomus dėvimose, nuolatinio stebėjimo sistemose.

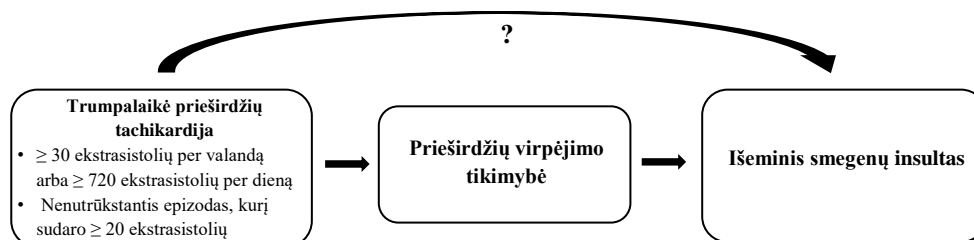
1.1.1 Trumpalaikė prieširdžių tachikardija

Trumpalaikė prieširdžių tachikardija – tai tachiaritmijų grupė, kuriai pasireiškus elektriniai impulsai kyla prieširdžiuose bei taip sutrikdo normalią sinoatrialinio mazgo veiklą. Dėl šios tachikardijos įprastai pakinta širdies ritmas, jis svyruoja 150 – 220 kartų per minutę ribose. Staigiai padidėjęs širdies susitraukimo dažnis turi neigiamos įtakos širdies funkcionavimui, širdis nepripildoma reikiamu kraujo kiekiu, dėl to kiekvieno širdies susitraukimo metu per mažai kraujo

išstumiami į organizmą [11]. Priežastys, kurios susijusios su patologijos išsivystymu bei progresavimu:

- organizme esančių elektrolitų disbalansas;
- alkoholio vartojimas;
- apsinuodijimas vaistais;
- lėtinės plaučių ligos;
- endokrininės sistemos ligos;
- stresas.

Jei tachikardijos priepuoliai pasireiškia dažnai, patologija gali būti diagnozuojama analizuojant elektrokardiogramos signalą. Siekiant gauti tyrimus, kuriais remiantis būtų galima tikslingiau patvirtinti ar atmesti diagnozę, naudojant Holterio monitorių atliekama ilgalaikė 24 ar 48 valandų paciento stebėseną. Priklausomai nuo simptomų stiprumo bei tachikardijos lygio, remiantis užregistruotos elektrokardiogramos duomenimis, specialistas gali paskirti tinkamą gydymą bei sustabdyti aritmijos eigą, kuri gali turėti papildomą poveikį sveikatai. Binici [5] bei Larsen [4] atliekamų tyrimų tikslas buvo įvertinti ar prieširdinės tachiaritmijos patologijos: itin dažnos ekstrasistolės ir jų epizodai, nepriklausomai nuo prieširdžių virpėjimo, gali turėti sąsają su insulto ištikimo tikimybe (1.2 pav.) .



1.2 pav. Mokslinėje literatūroje analizuojamos trumpalaikės prieširdžių tachikardijos sąsajos su prieširdžių virpėjimu ir išeminiu smegenų insultu. Adaptuota iš [4]

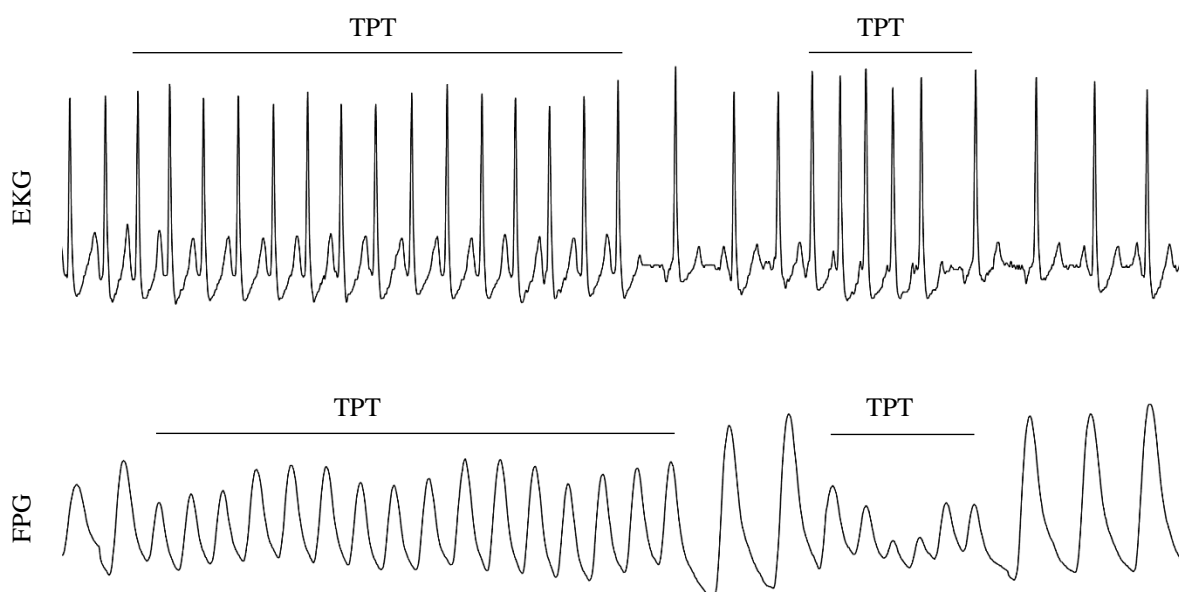
Pirminiai kriterijai, kurie buvo analizuojami norint įvertinti insulto riziką – pavienės, dažnos prieširdinės ekstrasistolės bei nenutrūkstantys jų epizodai, kurie aptinkami esant itin suaktyvėjusiai prieširdžių veiklai. Klinikinėse išvadose pateikiama, kad daugiau nei 30 kartų per valandą pasirodančios ekstrasistolės bei nenutrūkstantys jų epizodai, kuriuos sudaro ne mažiau nei 20 iš eilės aptinkamų ekstrasistolių, yra siejami su padidėjusia išeminio smegenų insulto rizika [4, 5]. Pateikiamų studijų metu buvo analizuojama ta pati duomenų bazė, kurią iš viso sudaro 678 vyrų bei moterų fiziologiniai, 48 valandų trukmės elektrokardiogramos signalai. Pacientų amžiaus vidurkis – $64,5 \pm 6,8$ metai. Rezultatuose pateikiama, kad trumpalaikė prieširdžių tachikardija buvo nustatyta 99 tiriamiesiems. 2010 metų tyrimų išvadose nurodoma, kad išeminis smegenų insultas užregistruotas 10 pacientų, o prieširdžių virpėjimo patologija – 7 pacientams. Atnaujinus

informaciją apie sergančiųjų žmonių sveikatos būklę bei palyginus 2015 metų ir 2010 metų tyrimų rezultatus, pacientų skaičius, kuriems diagnozuotas išeminis smegenų insultas ar prieširdžių virpėjimas, pakito daugiau nei du kartus: nustatytas 21 išeminio smegenų insulto atvejis bei 18 prieširdžių virpėjimo patologijų. Dėl susirgimų skaičiaus didėjimo teigiama, kad trumpalaikė prieširdžių tachikardija turi ryšį su prieširdžių virpėjimu bei išeminio smegenų insulto pasireiškimo tikimybe.

Remiantis pateiktomis išvalgomis bei siejant analizuojamą tachikardiją su supravetrikuline tachiaritmija galima išskirti pagrindinius, elektrokardiogramos signale aptinkamus aritmiją apibūdinančius požymius:

- morfologiniai P bangos pakitimai, jos amplitudės sumažėjimas ar net visiškai bangos susilieėjimas su elektrokardiogramoje registruojamu T danteliu;
- staigi tachikardijos pradžia, kuri pasireiškia staigiu širdies susitraukimo dažnio padidėjimu;
- širdies susitraukimų dažnis vyrauja tarp 150 – 220 kartų per minutę;
- ilgesnių epizodų RR intervalų ritmo reguliarumas;
- nepilna kompensacinė pauzė, kuri stebima aritmijos pabaigoje. Jos trukmė yra ilgesnė, lyginant su sinusinio širdies ritmo RR intervalo trukme.

Išvardintos savybės yra svarbios tiek kuriant trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmus, tiek modeliuojant fenomenologinius signalus. Paveiksle 1.3 pateikiami sinchroniškai užregistruoti realūs fotopletizmogramos ir elektrokardiogramos signalų pavyzdžiai, kuriuose galima išskirti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus.

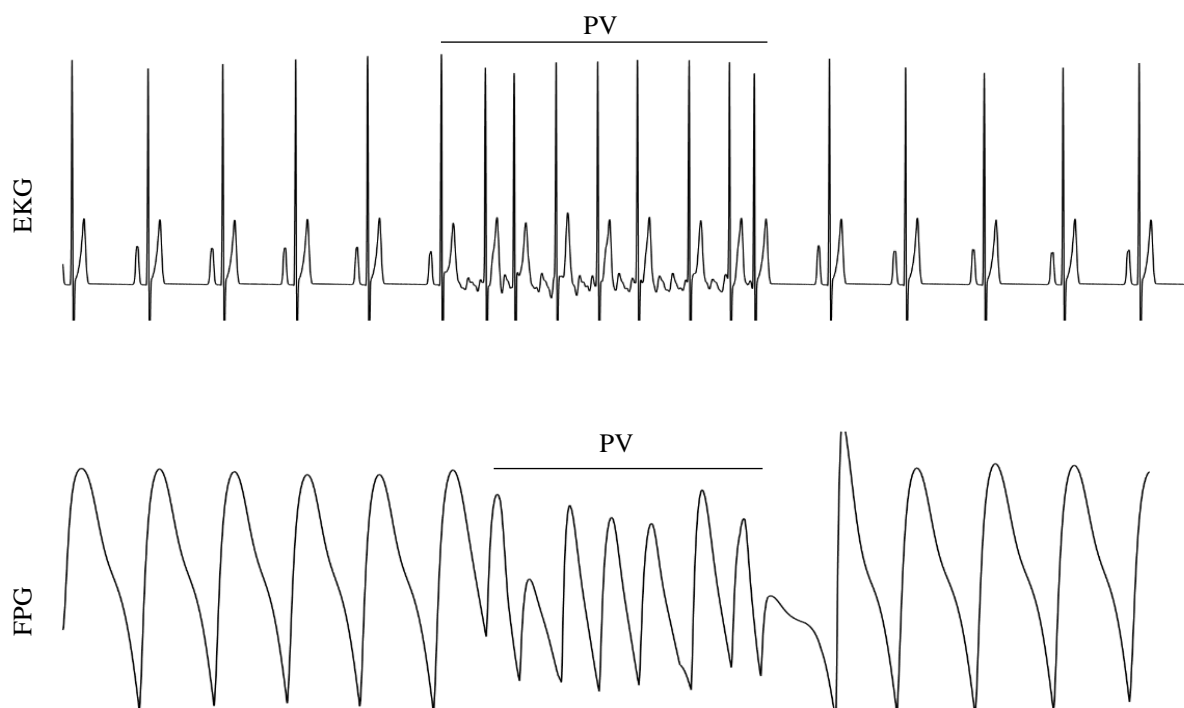


1.3 pav. Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodas sinchroniškai užregistruotuose elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signaluose

1.1.2 Prieširdžių virpėjimas

Prieširdžių virpėjimas yra viena iš labiausiai pasaulyje paplitusių širdies ligų. Širdies aritmijos metu pasireiškia mechaninis ir elektrinis prieširdžių veiklos sutrikimas. Elektriniai impulsai atsiradę prieširdžiuose yra chaotiški, prieširdžių susitraukimo dažnis, lyginant su normaliu, labai išauga ir gali siekti 300 – 600 kartų per minutę. Nustatyta, kad aritmija dažniau aptinkama vyresniems žmonėms, kurių amžius yra virš 65 metų. Aritmija yra siejama su visuomenės senėjimu, hipertenzijos atvejų daugėjimu, dažnesniu viršsvorio pasitaikymu bei kitų širdies ligų pasireiškimu. Prieširdžių virpėjimas gali būti asimptotis, kai pasireiškus trumpalaikiam aritmijos epizodui pacientas nepajaučia simptomų [6].

PV yra progresuojanti liga. Pirmiausia nustatomi trumpi ir retai pasirodantys paroksizminiai prieširdžių virpėjimo epizodai, todėl gydymo efektyvumas priklauso nuo prieširdžių virpėjimo stadijos ir jos vystymosi [12]. Negydoma aritmija gali prisidėti prie sudėtingų sveikatos pasekmių, kurios susijusios su širdies nepakankamumu, miokardo infarktu, kraujo spaudimo padidėjimu, inkstų ligomis bei trombų susidarymu širdyje. Dėl neritmingų prieširdžių susitraukimo yra tikimybė susidaryti kraujo krešuliams, kurie gali patekti į galvos smegenis bei taip užkimšti jų kraujagysles, dėl ko atsiranda išeminio smegenų insulto ištikimo rizika [13].



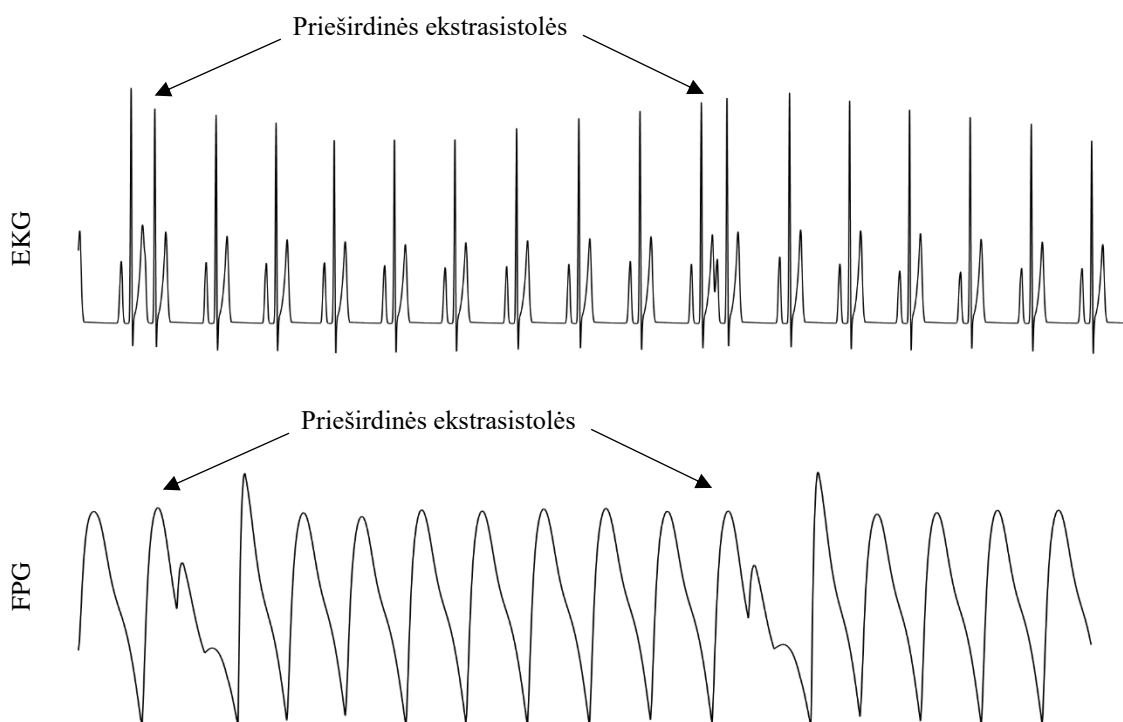
1.4 pav. Prieširdžių virpėjimas elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalais

Svarbu atpažinti prieširdžių virpėjimo epizodus (1.4 pav.) tam, kad išvengtų ligos progresavimo bei gretutinių susirgimų išsivystymo. Įprastai prieširdžių virpėjimas diagnozuojamas iš elektrokardiogramos signalo (1.4 pav.), nors didelis dėmesys skiriamas ir fotopletizmogramos signalo analizei. Kuriami fotopletizmogramos signalo analizei pagrįsti

automatiniai prieširdžių virpėjimo atpažinimo algoritmai, kurie pritaikyti diegti į išmaniuosius prietaisus, kai fotopletizmogamos signalas registruojamas naudojant išmaniojo telefono kamerą ar išmaniają apyrankę [14, 15]. Aritmijai progresavus, prieširdžių virpėjimas gali būti aptinkamas trumpoje fiziologinio signalo atkarpoje, kai tuo tarpu pajutus pirmuosius simptomus nėra lengva įvertinti ligos stadiją. Dažnai reikalingas išsamesnis paciento ištyrimas, kuris perteiktų širdies darbą kasdieninės veiklos metu, todėl trumpalaikio signalo registravimas tampa neinformatyvus, reikalingas ilgos trukmės įrašas, kuris specialistui leistų įvertinti sveikatos būklę bei pateikti išvadas dėl tolimesnio gydymo.

1.1.3 Prieširdinės ekstrasistolės

Prieširdinės ekstrasistolės yra dažnai pasitaikantis širdies ritmo sutrikimas, kuris ypač dažnas vyresnio amžiaus žmonėms. Nustatyta, kad senstant prieširdinių ekstrasistolijų pasirodymas vis dažnėja. Ilgą laiką, klinikinėje praktikoje, prieširdinės ekstrasistolės (1.5 pav.) buvo laikomos nereikšmingomis, todėl nebuvo metodų jų kontrolei [16].



1.5 pav. Prieširdinės ekstrasistolės elektrokardiogramos ir fotopletizmogamos signalė

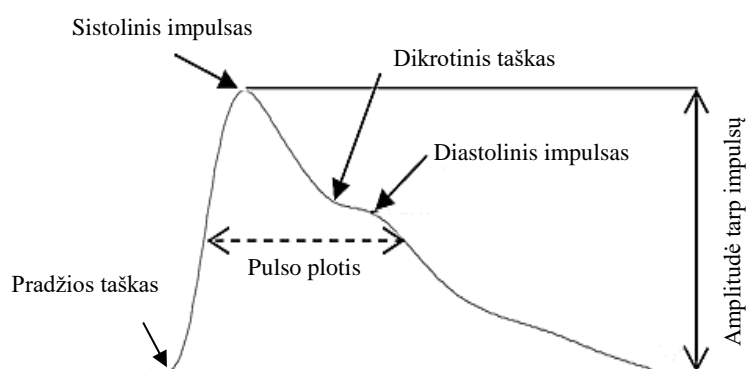
Pastaruoju metu, daug dėmesio skiriama klinikinių priežasčių paieškai, kurios galėtų paaiškinti neaiškios kilmės prieširdžių virpėjimo, miokardo infarkto bei išeminio smegenų insulto išsivystymo atvejus. Tyrimų studijos pateikia, kad ekstrasistolės yra dažnai užregistruojamos pacientams, kuriems nustatomas prieširdžių virpėjimas. Pateikiama, kad jei paros metu užregistruotų ekstrasistolijų skaičius yra mažiau nei 100, tai PV išsivystymo tikimybė – 9 %, jei nustatomas skaičius yra daugiau kaip 1000, prieširdžių virpėjimo rizika padidėja apie 4 kartus

(40 %) [6]. Nustatyta, kad prieširdžių virpėjimas turi ryšį su išeminiu smegenų insultu, todėl šiuo atveju ekstrasistolių pasirodymą galima laikyti kaip netiesioginiu išeminio smegenų insulto rizikos veiksniu. 2016 metų studijos pateikė, kad nepriklausomas prieširdines ekstrasistoles galima sieti su išeminio smegenų insulto pasireiškimu [9]. Visgi nenurodomos tikslios klinikinės išvados, apibūdinančios kiekybines ekstrasistolių dažnumo pasirodymo vertes, kurios gali būti laikomos pavojingomis ir siejamos su patologijomis [7]. Vėlesniais metais, išsami esamų straipsnių analizė parodė, kad dar nėra vienoda nuomonė, kuri pateiktų išvadas apie prieširdinių ekstrasistolių poveikį sveikatai [16]. 2010 metų [5] bei 2015 metų [4] tyrimų publikacijose pateikiamas tikslesnis prieširdinių ekstrasistolių pasikartojimų skaičius, kuris siejamas su išeminio smegenų insulto rizika, tačiau dėl registruojamo itin didelio prieširdžių veiklos suaktyvėjimo, šių ekstrasistolių pasirodymas priskiriamas trumpalaikiai prieširdžių tachikardijai. Esant šiai aritmijai valandos trukmės signale registruojama daugiau nei 30 prieširdinių ekstrasistolių arba signale pasirodo epizodai, kuriuos sudaro 20 ir daugiau prieširdinių ekstrasistolių.

1.2 Automatiniai atpažinimo algoritmai

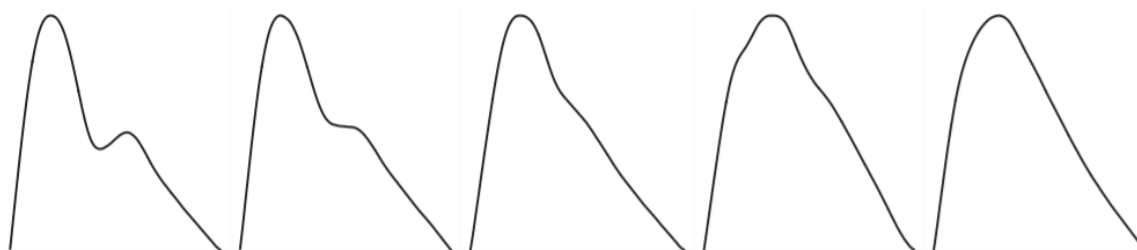
Klinikinėje praktikoje elektrokardiogramos signalo analizė yra plačiausiai taikomas metodas, stebėti paciento širdies veiklą bei jos pakitimus. Įprastai analizuojamos trumpos signalo atkarpos, kuriuose ne visuomet galima nustatyti patologijos požymius. Esant išsamesnio ištyrimo būtinybei, naudojamas Holterio monitorius bei registruojamas 24 – 48 valandų elektrokardiogramos signalas. Signalai apdorojami bei analizuojami taikant automatinius EKG signalų vertinimo metodus [6, 17, 18, 19]. Visgi, ilgalaikė stebėseną, kuri pagrįsta Holterio monitoriaus naudojimu įprastai kelia nepatogumą pacientui. Elektrokardiogramos registravimo metu reikalingas elektrodų išdėstymas krūtinės srityje, susiduriama su judėjimo bei kasdieninės veiklos atlikimo diskomfortu.

Didelis dėmesys skiriamas naujų technologinių sprendimų paieškai, kurie užtikrintų pacientui netrukdančią ilgalaikę stebėseną. Vystomi algoritmai, kurie analizuoja fotopletizmogros signalą bei nustato pakitusią širdies darbo veiklą [20]. Fotopletizmogros signalą aprašo 6 pagrindiniai parametrai (1.6 pav.)



1.6 pav. Fotopletizmogros signalą apibūdinantys parametrai [18]

Sistolinis impulsas apibūdina skilvelių susitraukimo momentą. Dikrocinis taškas, kuris signale ne visuomet yra pastebimas, nurodo skilvelių atsipalaidavimo momentą, kurio metu užsidaro aortos vožtuvas. Diastolinis impulsas, tai banga, kuri registruojama kai kraujas sklinda į kapiliarus [21]. Fotopletizmogramos signale galima išskirti ir pradžios tašką, kuris eina prieš sistolinį impulsą. Fotopletizmogramos morfologija gali keistis dėl amžiaus bei klinikinės būsenos. Įprastai signale pastebimas dikrocinio taško pakitimas arba visiškai jo išnykimas, todėl yra išskiriami 5 fotopletizmogramos pulsų tipai (1.7 pav.) [22, 32]. Pirmuoju atveju matomas dikrocinio taško įlinkimas, antrajame pulse ties dikrocinio tašku keičiasi kampas bei registruojama horizontali linija. Trečiasis pulsas įdubimo neturi, bet stebimas nežymus kampo pasikeitimas, kai tuo tarpu ketvirtajame bei penktajame pulse dikrocinis taškas yra visiškai išnykęs. Pateikiamos charakteristikos bei jų varijavimas signale leidžia vertinti širdies darbo veiklą, kuri gali būti analizuojama remiantis automatiniais algoritmais.



1.7 pav. Fotopletizmogramos pulsų tipai, kai stebimas dikrocinio taško pakitimas [22]

Be pagrindinių fotopletizmogramos signalą apibūdinančių charakteristikų, sukurta aritmijos atpažinimo algoritmų, kurie remiasi papildomų požymių analize. Lentelėje 1.1 pateikiami literatūroje analizuojami požymiai.

1.1 lentelė Fotopletizmogramos signalą apibūdinantys požymiai, kurie naudojami aritmijoms atpažinti

Ritmo tipas	Požymiai	Literatūra
Skilvelinės ir prieširdinės ekstrasistolės	<ol style="list-style-type: none"> 1. Pulso amplitudė 2. Laiko intervalas tarp pulsų 3. Išvestinis požymis: amplitudės ir laiko intervalo santykis (AIR) 	[23]
Priešlaikinis skilvelių susitraukimas	<ol style="list-style-type: none"> 1. Laiko intervalas tarp teigiamų gretimų pulsų $i(m_p)$ 2. Laiko intervalas tarp neigiamų, gretimų pulsų $i(m_n)$ 3. Pulso plotis $w(m_0)$ 4. Kylančio fronto amplitudė a_r 5. Krentančio fronto amplitudė a_f 6. Išvestiniai FPG signalo galios požymiai 	[24, 20, 25]

	7. Laikiniai požymiai, kurie normuojami pagal normalų širdies susitraukimų dažnį	
Skilvelių tachikardija	1. Vidutinė intervalo trukmė apskaičiuota slenkančiame, FPG signalo 8 pikų lange 2. Vidutinė intervalo trukmė tarp RR dantelių, apskaičiuota slenkančiame, EKG signalo 8 pikų lange	[26]
Priešlaikinis skilvelių susitraukimas bei skilvelių tachikardija	1. Laiko intervalų tarp pikų ir pulso amplitudės vidurkis, vidutinė kvadratinė šaknis ir standartinis nuokrypis įvertinamas segmente 2. Gretimų pikų laiko intervalas ir pulso amplitudžių skirtumo vidurkis, vidutinė kvadratinė šaknis ir standartinis nuokrypis įvertinamas segmente 3. Dviejų, pagrindinių harmonikų santykis (LF/HF)	[27]

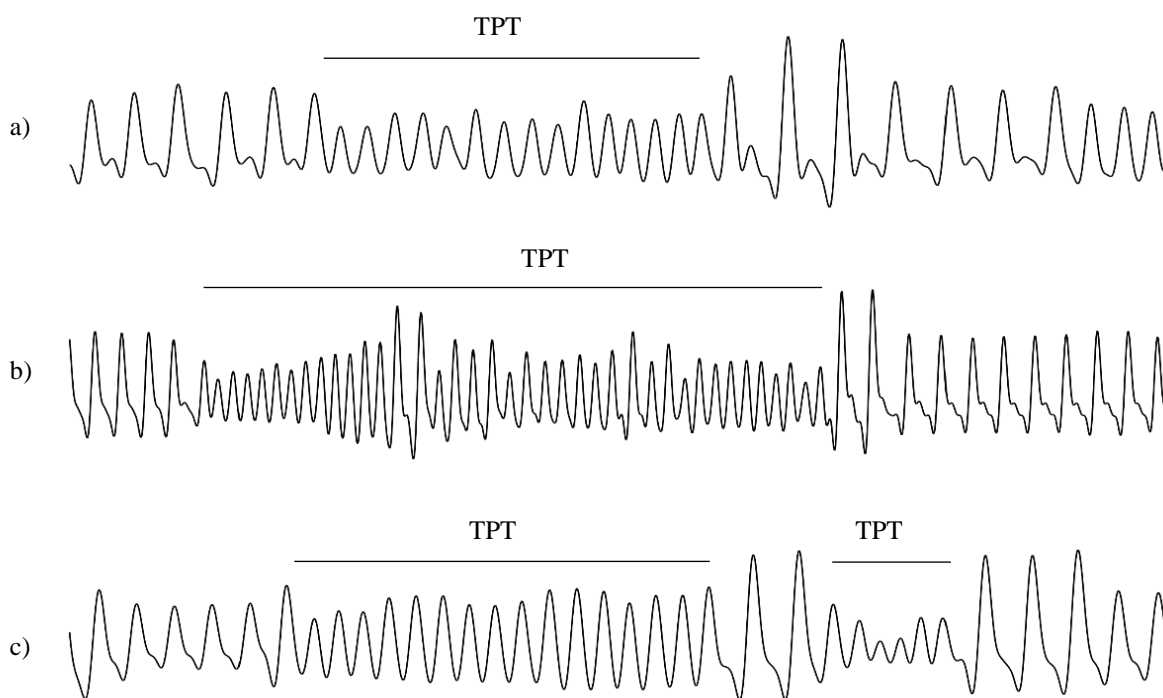
Dėl sprendžiamos problemos naujumo nėra pateikiamų algoritmų, kurie būtų naudojami atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus fotopletizmogros signaluose. Plačiausiai analizuojama priešlaikinių skilvelių susitraukimo ir skilvelių tachikardijos atpažinimo metodika.

1.3 Duomenų bazės analizė

Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos fotopletizmogros signalė, atpažinimo algoritmams kurti ir vystyti yra reikalinga anototų signalų duomenų bazė, kuri leistų tinkamai įvertinti sukurto algoritmo patikimumą. Išanalizuota *University of Queens Vital Sign Database* (UQVSD) ir *PhysioNet* realių signalų duomenų bazės. UQVSD duomenų bazėje yra talpinami 32 sinchroniški elektrokardiogramos ir fotopletizmogros signalų rinkiniai, kurie užregistruoti skirtingų chirurginių atvejų metu, kai pacientams buvo taikoma anestezija [28]. Kiekvieną rinkinį sudaro nuo 2 iki 30 sinchroniškų signalų įrašų, kurių kiekvieno trukmė yra 10 minučių. Signalų diskretizavimo dažnis yra 100 Hz. Taikant RR dantelių detektorius bei remiantis nustatytu širdies ritmo dažniu, išanalizuoti visi duomenų bazės signalai. UQVSD duomenų bazėje neaptikta fotopletizmogros signalų su tachiaritmijos epizodais, turinčiais panašumų su trumpalaikė prieširdžių tachikardija.

PhysioNet „Computing in Cardiology Challenge 2015“ realių signalų duomenų archyve išanalizuoti 280, sinchroniškai užregistruoti, penkių minučių trukmės elektrokardiogramos ir fotopletizmogros įrašai, kurių diskretizavimo dažnis 250 Hz [29]. Duomenų bazę sudaro

signalai užregistruoti pacientams, kuriems buvo taikyta intensyvi terapija. Rasti 3 signalai (1.8 pav.), kuriuose nustatyti ilgesni, pasikartojantys bei analizuojamus požymius atitinkantys trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodai. Ilgiausią epizodą sudaro nenutrūkstamai pasikartojančios 37 ekstrasistolės. Signaluose yra ir epizodų, kuriuose prieširdinių ekstrasistolių kiekis yra mažesnis palyginus su analizuotais kriterijais, tačiau vertinant atpažinimo algoritmą ir trumpesni trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodai gali būti priskiriami prie teisingai atpažintų epizodų.



1.8 pav. PhysioNet duomenų bazės fotopletizmogramos signalai su trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais

Visgi, esamas realių signalų kiekis yra nepakankamas tam, kad kiekybiškai įvertinti atpažinimo algoritmo veikimą bei pateikti tinkamas išvadas apie jo gebėjimą atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus fotopletizmogramos signale. Reikalingas patikimas fenomenologinių signalų generavimo modelis, tinkantis modeliuoti aritmijas fotopletizmogramos signale. Literatūroje pateikiama signalų generavimo modelių, kurie geba generuoti pavienius fotopletizmogramos impulsus, tačiau nėra sujungiami į vientisą, diskretinį signalą bei neperteikia aritmijai būdingų požymių [30, 31].

1.4 Skyrių apibendrinančios išvados

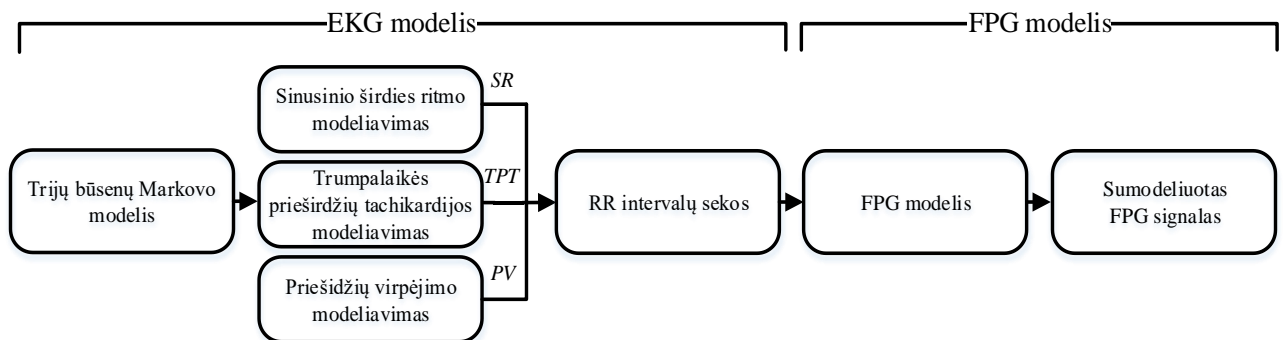
1. Mokslinėje literatūroje pateikiama, kad tachiaritmijos, prieširdinės ekstrasistolės ir trumpalaikė prieširdžių tachikardija, kurios anksčiau buvo laikytos nepatologinėmis turi ryšį su smegenų išeminio insulto ir prieširdžių virpėjimo išsivystymo rizika.

2. Išanalizavus literatūrą nerasta sukurtų algoritmų, kurie gebėtų atpažinti ir įvertinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus fotopletizmogramos signale.
3. Nustatyta, kad realių signalų duomenų kiekis yra nepakankamas, kuriant bei tiriant trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmą, todėl reikalingas fenomenologinis signalų generavimo modelis, gebantis modeliuoti fotopletizmogramos signalus su trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais.

2. TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS MODELIAVIMAS

2.1 Fenomenologinis signalų generavimo modelis

Šiame skyriuje pristatomas fenomenologinis signalų generavimo modelis. Blokinė modelio schema pateikiama 2.1 paveiksle. Fotopletizmogramos signalų modeliavimą sudaro du pagrindiniai etapai. Pirmiausia, remiantis prieširdžių virpėjimo elektrokardiogramos signalu generavimo modeliu [12] sugeneruojamos RR intervalų sekos, kuriuose perteikiami skirtingi širdies ritmai. Fotopletizmogramos modeliavimas yra paremtas RR intervalų naudojimu, todėl sumodeliavus RR intervalus bei pritaikius fotopletizmogramos modelį gaunamas sumodeliuotas fotopletizmogramos išėjimo signalas. [32].



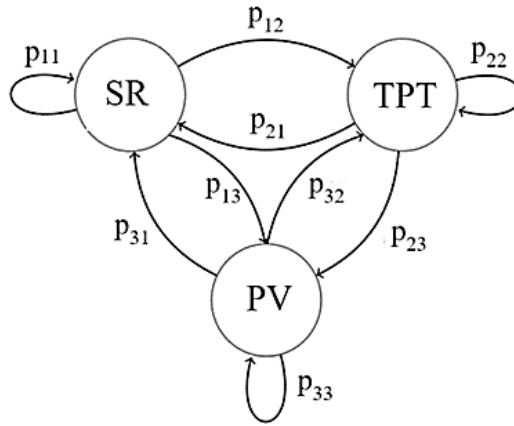
2.1 pav. Blokinė fenomenologinių signalų modeliavimo schema

2.2 Elektrokardiogramos modelis

RR intervalų sekos modeliuojamos taikant elektrokardiogramos modelį [12]. Elektrokardiogramos modelio programoje integruota kodo dalis, kuri remiasi Markovo modelio naudojimu bei leidžia sinusiniame širdies ritme atsitiktinai generuoti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos bei prieširdžių virpėjimo epizodus. Pasirinktina sumodeliuotame signalu yra galimybė įterpti atsitiktinai pasirodančias pavienes prieširdines ekstrasistoles, todėl sumodeliuota RR intervalų seka gali būti su keturiais skirtingais ritmais, leidžiančiais visapusiškai ištirti sukurto algoritmo galimybes, atpažįstant dominančius trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus. Modeliuojamų fotopletizmogramos signalų diskretizavimo dažnis yra 250 Hz. Kadangi signalo trukmė priklauso nuo pasirinkto RR intervalų skaičiaus, galima sumodeliuoti įvairaus ilgio signalus.

2.2.1 Trijų būsenų Markovo modelis

Skirtingiems epizodams, sinusiniam širdies ritmui, trumpalaikiai prieširdžių tachikardijai ir prieširdžių virpėjimui generuoti, naudojamas trijų būsenų Markovo modelis, kurio schema bei perėjimai tarp būsenų pateikiami 2.2 paveiksle.



2.2 pav. Trijų būsenų Markovo modelio schema, apibrėžianti SR, TPT ir PV būsenas bei jų pasikeitimą, kurios aprašomos tikimybinėmis funkcijomis

Perėjimai tarp būsenų aprašomi:

$$P = \begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

kur p_{11} – tikimybė likti sinusinio širdies ritmo (SR) būsenoje; p_{22} – tikimybė likti prieširdžių virpėjimo (PV) būsenoje; p_{33} – tikimybė likti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos (TPT) būsenoje; p_{12} – tikimybė iš sinusinio širdies ritmo būsenos pereiti į prieširdžių virpėjimo būseną; p_{13} – tikimybė iš sinusinio širdies ritmo pereiti į trumpalaikės prieširdžių tachikardijos būseną; p_{21} – tikimybė iš prieširdžių virpėjimo būsenos pereiti į sinusinio širdies ritmo būseną; p_{23} – tikimybė iš prieširdžių virpėjimo būsenos pereiti į trumpalaikės prieširdžių tachikardijos būseną; p_{31} – tikimybė iš trumpalaikės prieširdžių tachikardijos būsenos pereiti į sinusinio širdies ritmo būseną; p_{32} – tikimybė iš trumpalaikės prieširdžių tachikardijos būsenos pereiti į prieširdžių virpėjimo būseną.

Signalų modeliavimo metu pasirinkta taikyti bei ištirti tris aritmijų profilius, kurie leidžia keisti modeliuojamų aritmijų ir sinusinio širdies ritmo pasirodymo dažnumą bei trukmę. Profiliai yra aprašomi eksperimentiškai pasirinktomis, tikimybes nurodančiomis vertėmis. Tyrimo metu pasirinkta naudoti 3 pagrindinius profilius, kai:

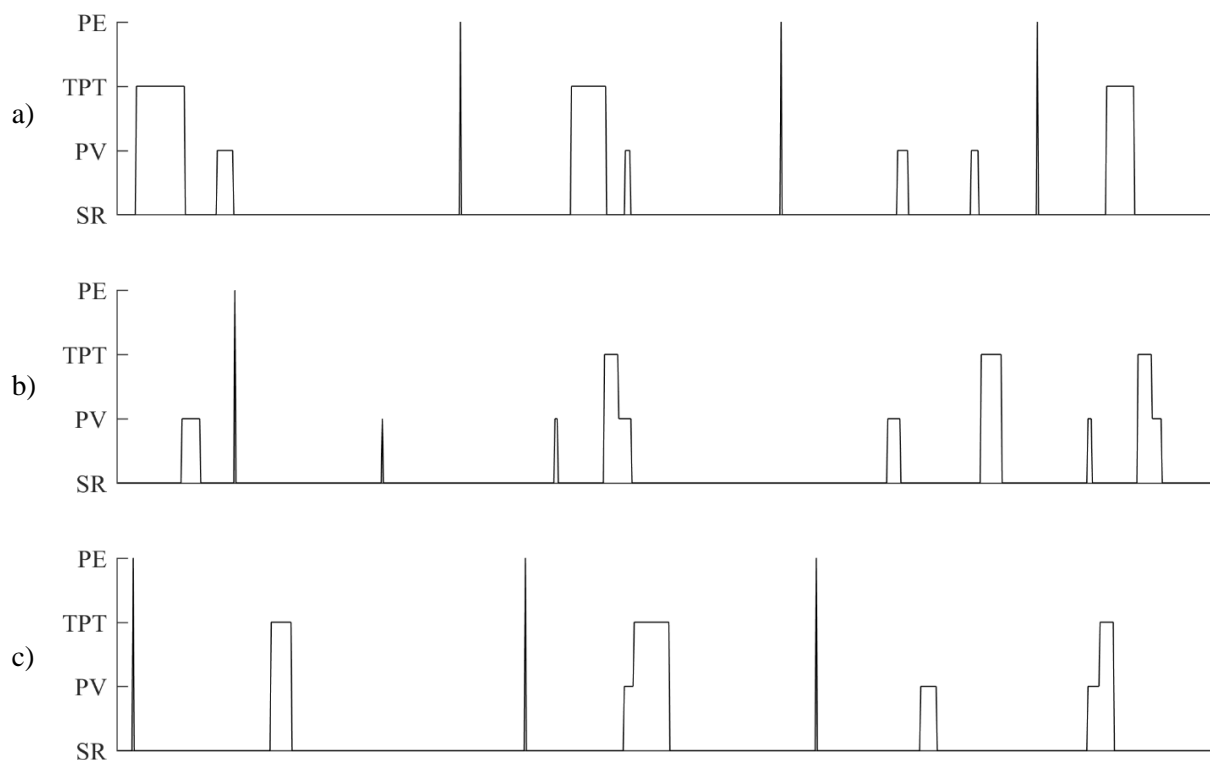
- tikimybė iš sinusinio širdies ritmo pereiti į trumpalaikę prieširdžių tachikardiją ir prieširdžių virpėjimą yra vienoda 0.01;
- tikimybė iš prieširdžių virpėjimo pereiti į trumpalaikę prieširdžių tachikardiją yra 0.01, o iš trumpalaikės prieširdžių tachikardijos į prieširdžių virpėjimą – 0;
- tikimybė iš trumpalaikės prieširdžių tachikardijos pereiti į prieširdžių virpėjimą yra 0.01, o iš prieširdžių virpėjimo į trumpalaikę prieširdžių tachikardiją – 0.

Analizuojamųjų aritmijų profiliai pasirinkti siekiant ištirti algoritmo gebėjimą atpažinti prieširdžių virpėjimo, prieširdinių ekstrasistolijų bei trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodų

ribas, kai stebimas skirtingas jų pasirodymas signale, t.y. analizuojamos aritmijos seka viena paskui kitą arba pasirodo atskirais epizodais. Paveiksle 2.3 pateikiamas 1 valandos ilgio signalas, su skirtingais širdies ritmais. Keturi lygiai nurodo skirtingų aritmijų bei sinusinio širdies ritmo epizodų trukmes:

- 0 – sinusinis širdies ritmas
- 1 – prieširdžių virpėjimas
- 2 – trumpalaikė prieširdžių tachikardija
- 3 – prieširdinės ekstrasistolės.

Pirmajame paveiksle galima matyti, kad kiekvieną aritmijos epizodą skiria sinusinis širdies ritmas, antruoju ir trečiuoju atveju yra sumodeliuotų prieširdžių virpėjimo ir trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodų, kurie seka vienas paskui kitą. Tiriant bei anotuojant fotopletizmogramos signalus keturių lygių nelieka. Sinusinis širdies ritmas, prieširdžių virpėjimas ir prieširdinės ekstrasistolės yra priskiriamos 0 lygiui, o trumpalaikė prieširdžių tachikardijos epizodai – 1.



2.3 pav. Aritmijų išsidėstymas signale, kai fotopletizmogramos signalai modeliuojami taikant tris skirtingus aritmijų profilius: a) aritmijos pasirodo atskirais epizodais; b) prieširdžių virpėjimo epizodas pasirodo po trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodo; c) trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodas pasirodo po prieširdžių virpėjimo epizodo

2.2.2 Sinusinio širdies ritmo modeliavimas

Sinusinio ritmo metu RR intervalai generuojami remiantis parasimpatine simuliacija ir baroreflexine reguliacija, kurios aprašomos dviejų komponentų galios spektru:

$$S(F) = \frac{P_1}{\sqrt{2\pi\sigma_{v,1}^2}} \exp\left[-\frac{(F - F_1)^2}{2\sigma_{v,1}^2}\right] + \frac{P_2}{\sqrt{2\pi\sigma_{v,2}^2}} \exp\left[-\frac{(F - F_2)^2}{2\sigma_{v,2}^2}\right] \quad (2)$$

kur F_1 ir F_2 yra vidutinis dažnis, kurio standartinis nuokrypis $\sigma_{v,1}^2$ bei $\sigma_{v,2}^2$; P_1 ir P_2 – spektro galia. Žemo – aukšto dažnio galios santykis nustatomas remiantis P_1/P_2 santykiu. RR intervalai yra gaunami taikant $S(F)$ atvirkštinę Furje transformaciją. Širdies ritmas bei jo variavimas yra valdomas pridėdant kompensacinę vertę [12]. Parametrai, kurie apibūdina sinusinio ritmo epizodus bei jų charakteristikas pateikiami 2.1 lentelėje. Reikšmės, kurios pateikiamos skliaustuose gali įgyti vertes nurodyto intervalo ribose.

2.1 lentelė Sinusinį širdies ritmą apibūdinantys parametrai

Parametras	Reikšmė
Vidutinis širdies ritmas	[50, 90] k/min
Standartinis nuokrypis	[0.5, 3] k/min
Mayer bangos dažnis, F_1	0.1 Hz
Kvėpavimo dažnis, F_2	[0.2, 0.5] Hz
Standartinis F_1 nuokrypis $\sigma_{v,1}^2$	0.01 Hz
Standartinis F_2 nuokrypis $\sigma_{v,2}^2$	0.01 Hz
Žemo – aukšto dažnio galios santykis, P_1/P_2	[0.5, 2]

2.2.3 Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos modeliavimas

RR intervalai, kurie perteikia trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus modeliuojami atsižvelgiant į kliniškes, trumpalaikę prieširdžių tachikardiją apibūdinančias charakteristikas: širdies ritmo dažnį bei nepilnos kompensacinės pauzės trukmę. Širdies ritmo dažnio padidėjimas bei reguliarūs RR intervalai generuojami sutrumpinant sinusinio širdies ritmo RR intervalo trukmę. Ši vertė pasirenkama priklausomai nuo generuojamo širdies susitraukimo dažnio, trumpalaikės prieširdžių tachikardijos metu. Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos pabaigą lydi nepilna, kompensacinė pauzė. Jos trukmė 30% ilgesnė lyginant su sinusinio širdies ritmo RR_{sin} intervalo trukmėmis.

2.2 lentelė Trumpalaikę prieširdžių tachikardiją apibūdinantys parametrai

Parametras	Reikšmė
Vidutinis širdies ritmas	[150, 220] k/min
Kompensacinės pauzės trukmė	$1/3 \cdot RR_{sin}$

2.2.4 Prieširdžių virpėjimo modeliavimas

Atrioventrikulinio mazgo modelis pritaikytas generuoti RR intervalus, kurie pasireiškia prieširdžių virpėjimo metu. Modelis remiasi prielaida, kad skilvelius aktyvuoja į AV mazgą

atsklindantys prieširdiniai impulsai, kurių vidutinis sklidimo dažnis yra λ_{AI} . Impulsų sklidimas yra valdomas remiantis Poissono procesu [12]. RR intervalų seka r_1, r_2, \dots, r_M generuojama remiantis:

$$p(r_1, r_2, r_M) = \prod_{m=1}^M \left(\gamma p_{r,1}(r_m) + (1 - \gamma) p_{r,2}(r_m) \right), \quad (3)$$

kur M – RR intervalų skaičius, γ – tikimybė, kad prieširdžių impulsas, kurio refrakterinis periodas τ_1 yra sutrumpintas, sklis per atrioventrikulinį mazgą. Tikimybė, kad prieširdžių impulsas, kurio refrakterinis periodas yra τ_2 , sklis kitu keliu, yra lygi $(1 - \gamma)$. Dvi eksponentinės tankio funkcijos $p_{r,1}(r)$ ir $p_{r,2}(r)$ aprašomos:

$$p_{r,i}(r) = \begin{cases} \frac{\lambda_{AI}(r - \tau_i)}{\tau_p} \exp \left[-\frac{\lambda_{AI}(r - \tau_i)^2}{2\tau_p} \right], & \tau_i \leq r \leq \tau_i + \tau_p \\ \lambda_{AI} \exp \left[-\frac{\lambda_{AI}\tau_p}{2} - \lambda_{AI}(r - \tau_i - \tau_p) \right], & r \geq \tau_i + \tau_p, \end{cases} \quad (4)$$

kai $i=1, 2$. τ_p apibūdina maksimalų refrakterinio periodo pailgėjimą, kurį sukelia pakitęs laidumas. τ_p reikšmė yra tokia pati, nepriklausomai nuo kelio, kuriuo sklinda impulsas. λ_{AI} yra susijęs su f bangų ritmo pasikartojimu.

2.3 lentelė Prieširdžių virpėjimo epizodų modeliavimą aprašantys parametrai

Parametras	Reikšmė
Tikimybė pasirinkti lėčiausią impulso sklidimo kelią	0.6
Trumpesnysis refrakterinis periodas, τ_1	0.25 s
Maksimalus refrakterinis periodo pailgėjimas, τ_p	0.1 s
Skirtumas tarp refrakterinių periodų	0.2 s

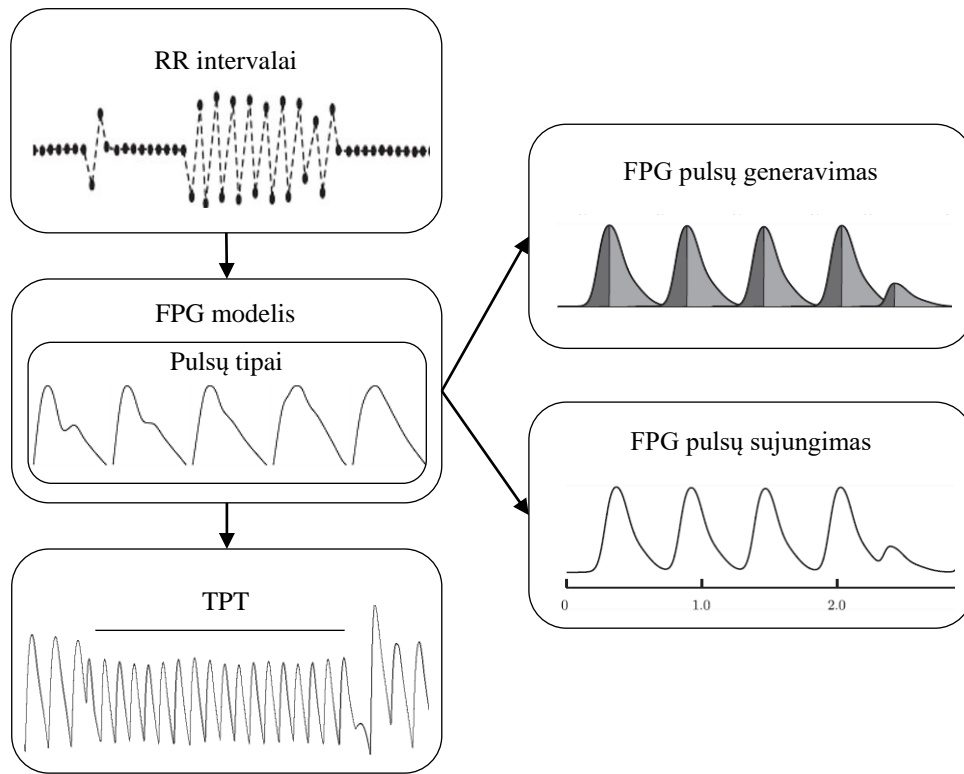
2.2.5 Prieširdinių ekstrasistolių modeliavimas

Elektrokardiogramos generavimo modelis leidžia pasirinktinai įterpti ir pavienes prieširdines ekstrasistoles RR intervalų sekoje. Prieširdinių ekstrasistolių pasirodymas yra valdomas pritaikant dviejų būsenų Markovo modelį. RR intervalas esantis prieš prieširdinę ekstrasistolę yra 25% trumpesnis lyginant su sinusinio ritmo RR intervalu. Po prieširdinės ekstrasistolės stebima pauzė – RR intervalo trukmė yra 25% ilgesnė nei normalus, sinusinio ritmo RR intervalas, todėl įterpiant pavienes prieširdinės ekstrasistolės atsižvelgta į pateiktas reikšmes.

2.3 Fotopletizmogramos signalo modeliavimas

Trumpalaikė prieširdžių tachikardija modeliuota taikant fotopletizmogramos signalo generavimo modelį (2.4 pav.) [32]. RR intervalai yra naudojami, kaip fotopletizmogramos modelio įėjimas, nuo kurio priklauso sugeneruotas išėjimo signalas (2.6 pav.). Fotopletizmogramos modelis yra sudarytas iš dviejų pagrindinių dalių: pavienio fotopletizmogramos pulso generavimo ir pulsų sujungimo į vientisą signalą. Modelis leidžia

pasirinkti ir norimą pulso tipą, kuris perteikia morfologines charakteristikas sumodeliuotame fotopletizmogramos signale (1.7 pav.).



2.4 pav. Fotopletizmogramos signalo modeliavimo struktūrinė schema

2.3.1 Fotopletizmogramos impulso modeliavimas

FPG pulsas modeliuojamas taikant log - normaliąją ir dvi Gauso kreives. Log - normalioji funkcija aprašoma:

$$\varphi_1(t; m, \sigma_1) = \begin{cases} \frac{1}{t\sqrt{2\pi\sigma_1^2}} e^{-\frac{(\ln(t/m))^2}{2\sigma_1^2}}, & t > 0, \\ 0, & t \leq 0, \end{cases} \quad (5)$$

čia t – laikas; m – mastelio parametras; σ_1^2 – pulso formą apibūdinantis parametras.

Gausinė kreivė gaunama:

$$\varphi_1(t; \sigma_1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_1^2}} e^{-\frac{t^2}{2\sigma_1^2}}, \quad i = 2, 3, \quad (6)$$

čia t – pulso plotį apibūdinantis parametras. Pavienis pulsas gaunamas tiesiškai sujungus kreives:

$$\varphi(t, \theta) = \omega_1 \varphi_1(t - \tau_1, m, \sigma_1) + \sum_{i=2}^3 \omega_i \varphi_i(t - \tau_i; \sigma_i) + a, \quad (7)$$

čia a – nuolatinė dedamoji. Modelį apibūdinantys parametrai yra sujungiami į vektorių, kuris aprašomas:

$$\theta = \omega_1, \omega_2, \omega_3, \tau_1, \tau_2, \tau_3, \varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, a, \quad (8)$$

FPG pulso parametrai pasirinkti pritaikius netiesinį, mažiausių kvadratų metodą:

$$J(\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} (y(t) - \varphi(t; \theta))^2 dt, \quad (9)$$

$$\hat{\theta} = \operatorname{argmin} J(\theta),$$

čia $\hat{\theta}$ – reikšmė, apibūdinanti trijų funkcijų parametrus, su kuriais klaida tarp sumodeliuoto FPG pulso $(t; \theta)$ ir FPG pulso šablono $y(t)$ (1.7 pav.), taikomo atvaizduoti morfologinius pakitimus signale, yra mažiausia.

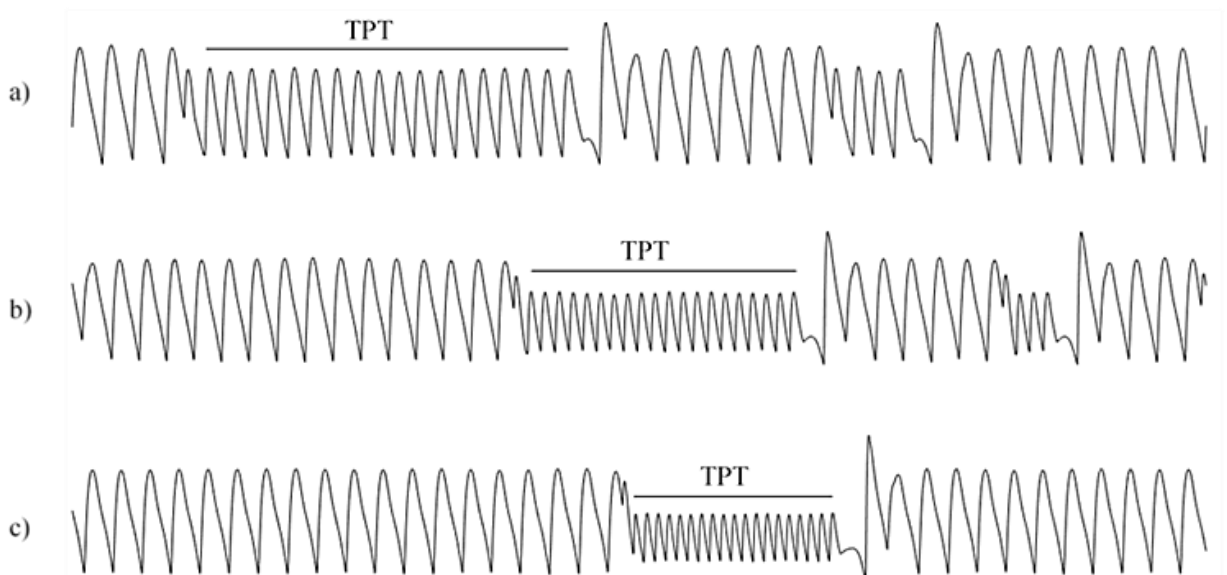
2.3.2 Fotopletizmogramos signalo modeliavimas

Vientisas fotopletizmogramos signalas sugeneruojamas sujungiant sumodeliuotus FPG pulsus, pasirodančius δ_k laiko momentais:

$$x(n) = \sum_{k=1}^K s_k(n - \delta_k) + v(n), \quad (10)$$

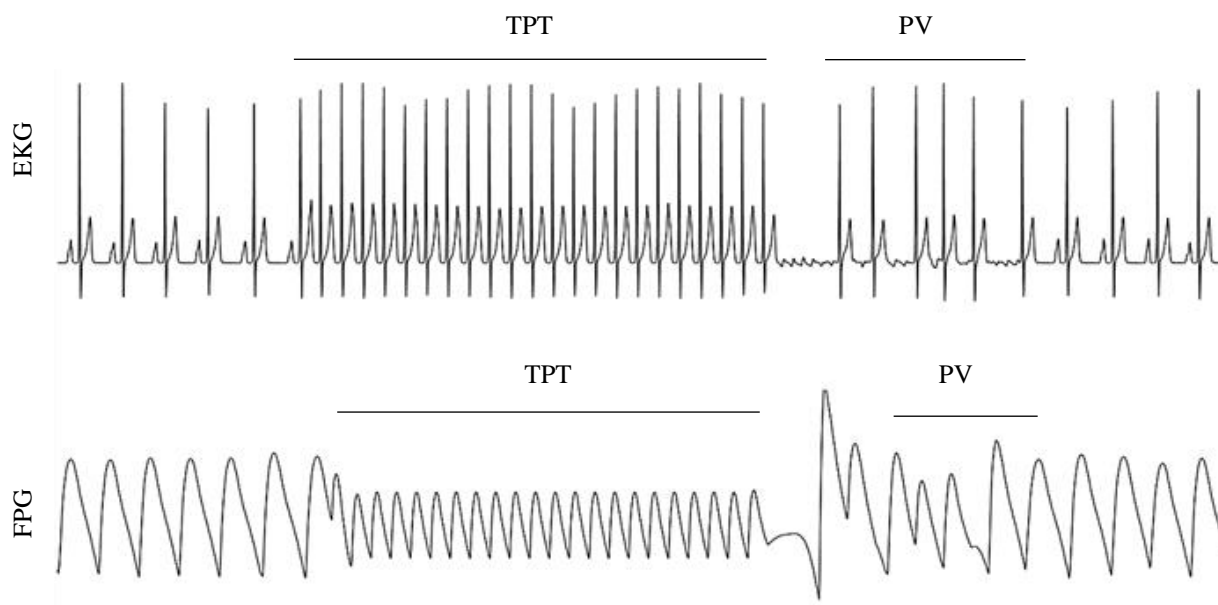
čia, K – pulsų skaičius sugeneruotame signale; $v(n)$ – triukšmo dedamoji.

Greimų RR intervalų trukmės turi įtakos sugeneruoto signalo pavienio pulso pločiui bei amplitudei. Pulso plotis nurodo sistolinės ir diastolinės fazės pokyčius, o amplitudės pasikeitimai yra susiję su kraujo prisipildymu skilveliuose, kiekvieno širdies susitraukimo metu. Pasireiškus aritmijai sutrumpėja diastolės trukmė bei sumažėja pulso amplitudė, lyginant su sinusiniu ritmu, kai širdies ritmas yra pastovus (2.5 pav.).



2.5 pav. Sumodeliuotas fotopletizmogramos signalas su trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais, kai širdies susitraukimų dažnis trumpalaikės prieširdžių tachikardijos metu: a) 110 k/min; b) 150 k/min; c) 220 k/min

Paveiksle 2.6 pateikiami sumodeliuoti elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalai, kuriuose galima stebėti, kaip trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodas pereina į prieširdžių virpėjimo epizodą.



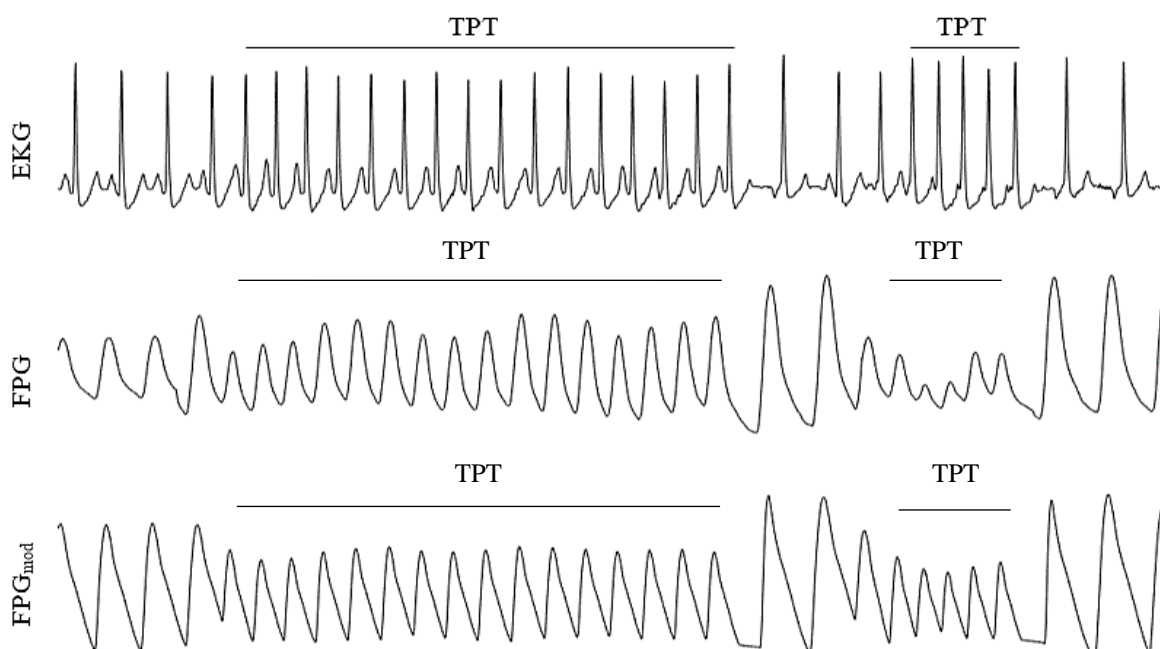
2.6 pav. Sumodeliuoti elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalai, kuriuose trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodas pereina į prieširdžių virpėjimo epizodą

2.4 Skyrių apibendrinančios išvados

1. Įvertinus, kad esamas realių signalų kiekis yra nepakankamas, fotopletizmogramos signalai su trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais sumodeliuoti taikant elektrokardiogramos bei fotopletizmogramos generavimo modelius.
2. Elektrokardiogramos modelis patobulintas integruojant papildomas modeliavimo galimybes, leidžiančias sinusiniame širdies ritme atsitiktinai įterpti tris aritmijos tipus: prieširdines ekstrasistoles, prieširdžių virpėjimą bei trumpalaikę prieširdžių tachikardiją.
3. Fenomenologinis modelis leidžia keisti širdies susitraukimo dažnį, valdyti aritmijų pasirodymą bei jų epizodų trukmę. Remiantis RR intervalų sekomis yra galimybė modeliuoti įvairios trukmės signalus.

3. FOTOPLETISMOGRAMOS MODELIO ADEKVATUMO TYRIMAS

Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos generavimo modelio adekvatumas iširtas naudojant realius *PhysioNet* duomenų bazės signalus, kurioje pateikti sinchroniškai užregistruoti penkių minučių trukmės elektrokardiogramos bei fotopletizmogramos signalai. Remiantis RR intervalais, kurie aptikti realiame elektrokardiogramos signale, sumodeliuoti fotopletizmogramos signalai ir palyginti su realiais fotopletizmogramos signalais. Paveiksle 3.1 pateikiamas realaus bei sumodeliuoto fotopletizmogramos signalo pavyzdys. Tarp pirmojo trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodo realiame ir sumodeliuotame signale galima pastebėti vizualinius tarpusavio panašumus. Lyginant antrąjį epizodą, matomas amplitudinis skirtumas. Tikėtina, kad šis skirtumas stebimas dėl RR intervalų trukmių nereguliarumo. Fotopletizmogramos signalo generavimo modelis yra mažiau jautrus nežymiems širdies susitraukimo dažnio pakitimams trumpoje signalo atkarpoje.



3.1 pav. Sinchroniškai užregistruoti elektrokardiogramos (EKG) ir fotopletizmogramos (FPG) *PhysioNet* duomenų bazės signalai bei sumodeliuotas fotopletizmogramos (FPG_{mod}) signalas

Modelio adekvatumas patikrintas apskaičiuojant vidutinę kvadratinę paklaidos šaknį tarp realaus ir sumodeliuoto fotopletizmogramos signalo:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (11)$$

čia n – atskaitų skaičius signale; y_i – modeliuotas signalas; \hat{y}_i – signalo įvertis. Vidutinės kvadratinės paklaidos šaknies įvertis yra jautrus amplitudiniams pakitimams, todėl prieš skaičiavimus signalai yra normuojami pagal amplitudę.

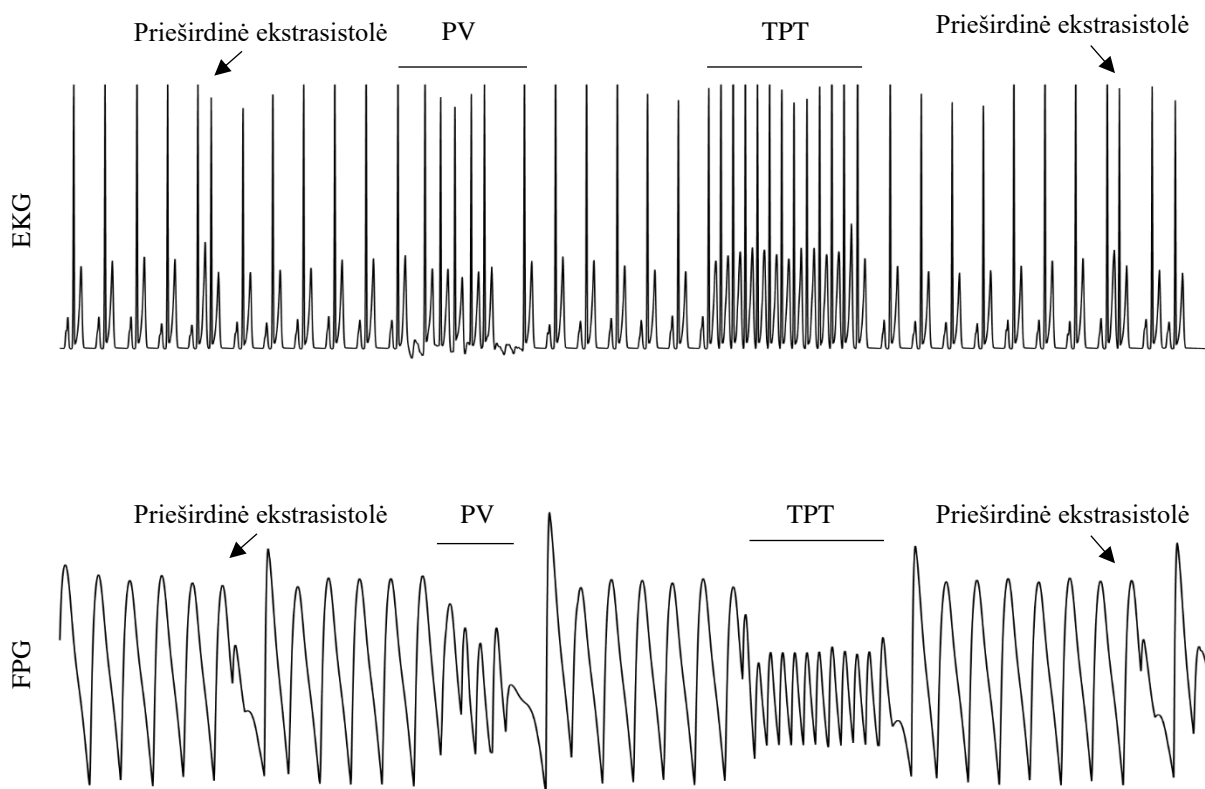
Nustatytas koreliacijos koeficientas, kuris parodo ryšio tarp dviejų signalų stiprumą. Šiuo atveju, įvertina sumodeliuotų ir realių signalų tarpusavio panašumą. Lyginant su vidutinės kvadratinės paklaidos šaknies įverčiu, koreliacijos koeficientas yra normalizuotas iš anksto žinomose ribose bei gali įgauti reikšmes intervalo $[-1 \ 1]$ ribose. Kai reikšmės artėja prie 1, nurodomas lyginamų signalų tarpusavio panašumas, o kai koreliacijos koeficientas artėja prie 0 panašumas tarp signalų neegzistuoja.

Nustatyta, kad mažiausia vidutinė kvadratinė paklaidos šaknis tarp realaus ir sumodeliuoto fotopletizmogramos signalo yra 0.09, o didžiausias apskaičiuotas koreliacijos koeficientas – 0.91. Tarpusavio ryšys tarp dviejų signalų yra labai stiprus. Likusių signalų tarpusavio ryšys yra stiprus (3.1 lentelė).

3.1 lentelė Modelio adekvatumo kiekybinis tyrimas

Signalas	RMSE	Koreliacijos koeficientas
t351	0.09	0.91
t235	0.12	0.85
t737	0.11	0.82

Paveiksle 3.2 pateikiamas sumodeliuotas signalo pavyzdys, kuriame vyrauja sinusinis širdies ritmas su prieširdinėmis ekstrasistolėmis, prieširdžių virpėjimo ir trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais.



3.2 pav. Sumodeliuoti elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalai su prieširdinėmis ekstrasistolėmis, prieširdžių virpėjimo ir trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais

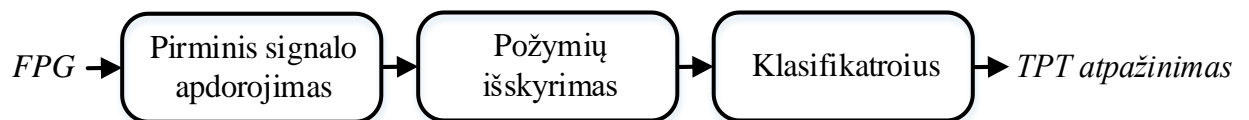
Elektrokardiogramos signalo RR intervalų sekos naudojamos sumodeliuoto fotopletizmogramos signalo anotavimo metu. Remiantis turimomis anotacijomis ištirtas siūlomo trumpalaikės prieširdžių tachikardijos algoritmo gebėjimas atpažinti analizuojamus trumpalaikės prieširdžių tachikardijos fotopletizmogramos signale.

3.1 Skyrių apibendrinančios išvados

1. Ištyrus modelio adekvatumą su realiais signalais nustatytas, sumodeliuotų ir realių signalų tarpusavio panašumas, kuris įvertintas apskaičiuojant koreliacijos koeficientą bei vidutinę kvadratinę paklaidos šaknį.
2. Sumodeliuoti signalai perteikia panašius bei realiam signalui būdingus požymius, kurie pasireiškia trumpalaikės prieširdžių tachikardijos metu. Galima matyti fotopletizmogramos signalo pulso pločio bei amplitudės pasikeitimus, dažnio varijavimą.

4. TRUMPALAIKĖS PRIEŠIRDŽIŲ TACHIKARDIJOS ATPAŽINIMO ALGORITMAS

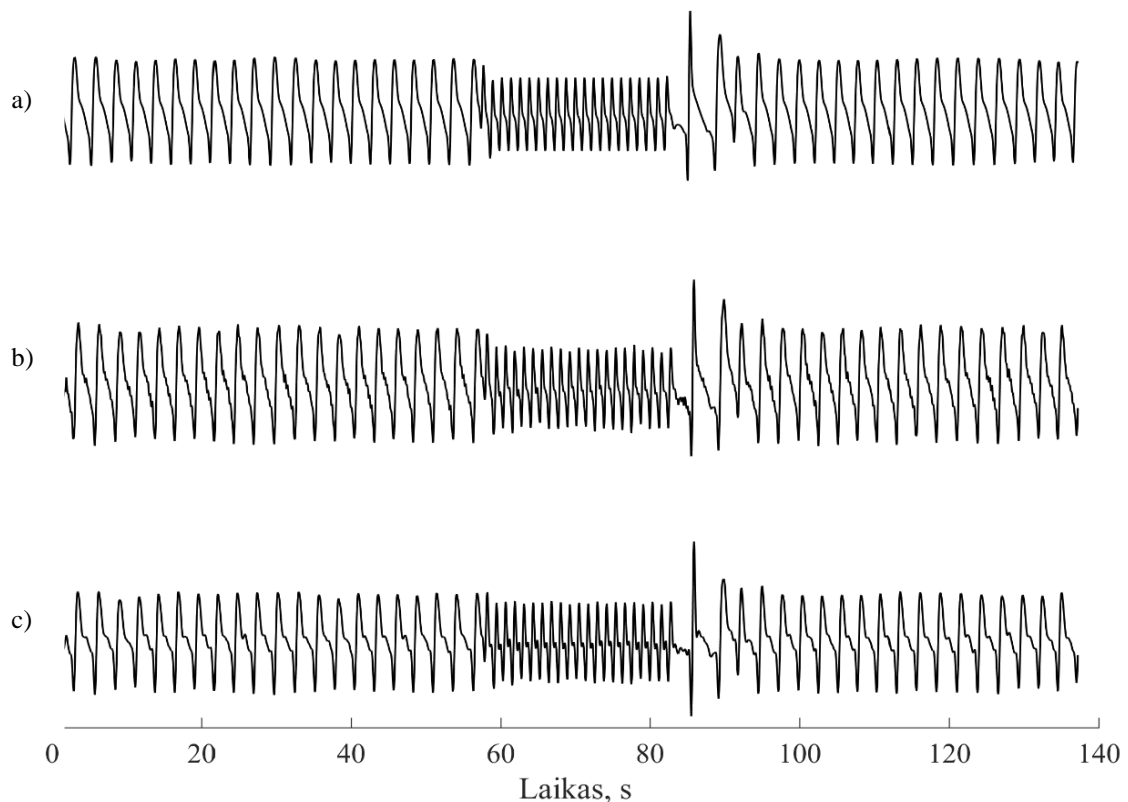
Šiame skyriuje aprašomas trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmas, kuris pagrįstas fotopletizmogramos signalo analize. Atpažinimo algoritmo blokinė schema pateikiama 4.1 paveiksle. Siūlomą algoritmą sudaro trys pagrindiniai blokai. Pirmiausia įgyvendinamas pirminis fotopletizmogramos signalo apdorojimas. Toliau seka požymių, kurie apibūdina fotopletizmogramos signalo pulsus, išskyrimas. Išskirti požymiai taikomi trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo metu bei gaunamas atpažinimo algoritmo išėjimo rezultatas. Kiekvienas blokas plačiau aprašomas kituose poskyriuose.



4.1 pav. Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmo blokinė schema

4.1 Pirminis signalo apdorojimas

Fotopletizmogramos signalas yra filtruojamas. Aukšto dažnio komponentės pašalinamos taikant žemų dažnių filtrą, kurio pjūvio dažnis 5 Hz. Bazinė linija pašalinama taikant 0.4 Hz pjūvio dažnio aukštų dažnių filtrą. Signalas prieš apdorojimą, kai STS lygis yra 20 dB bei signalas po apdorojimo pateikiamas 4.2 paveiksle.



4.2 pav. Sumodeliuotas fotopletizmogramos signalas: a) be triukšmo; b) su triukšmu, kai STS yra 20 dB; c) po pirminio apdorojimo

4.2 Požymių išskyrimas

Ištirti trys požymių rinkiniai (4.1 lentelė), kurie apibūna fotopletizmogramos signalo pulsus. Pirmąjį požymių rinkinį sudaro klinikiniai, trumpalaikę prieširdžių tachikardiją apibūdinantys požymiai: amplitudiniai ir širdies susitraukimo dažnio pakitimai (4.3 pav.) bei išvestinis požymis (12), kuris nurodo pulso amplitudės ir intervalo tarp gretimų pulsų santykį [23]:

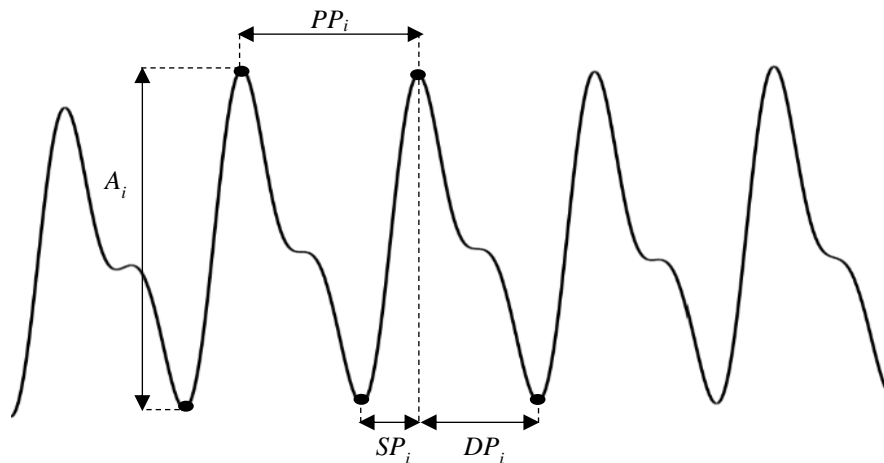
$$APP = \frac{A_i}{PP_i} \quad (12)$$

čia, A_i – i – tojo pulso amplitudė, PP_i – i – tojo intervalo trukmė tarp gretimų pulsų.

Antrąjį požymių rinkinį sudaro sistolinė pulso trukmė ir diastolinė pulso trukmė bei gautų verčių tarpusavio santykis.

$$SDS = \frac{SP_i}{DP_i} \quad (13)$$

čia, SP_i – i – tojo pulso sistolinė trukmė, DP_i – i – tojo diastolinė trukmė.



4.3 pav. Požymių išskyrimas iš fotopletizmogramos signalo

Trečiasis požymių rinkinys apjungia 6 požymius, kurie naudojami pirmajame ir antrajame rinkinyje. Lentelėje 4.1 pateikiami požymių rinkiniai, kurie tiriami klasifikatoriaus apmokymo metu.

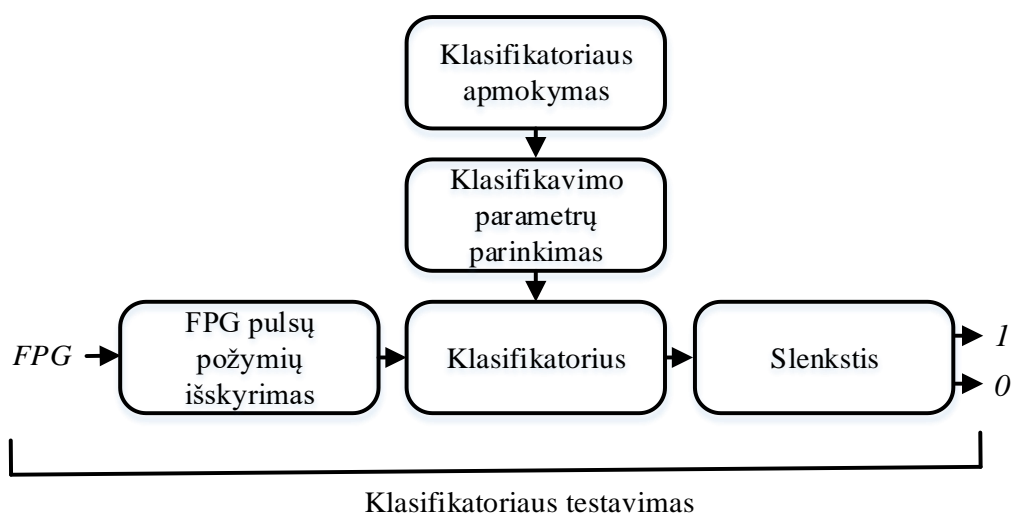
4.1 lentelė Požymių rinkiniai, kurie naudojami apmokant klasifikatorių

Požymiai	Požymių rinkinys		
	I	II	III
Pulso amplitudė	x		x
Laiko intervalas tarp pulsų	x		x
APP	x		x
Sistolinė pulso trukmė		x	x
Diastolinė pulso trukmė		x	x
SDS		x	x

Analizuojami požymiai išskiriami remiantis aptiktais pulsų pikais, fotopletizmogramos signale. Pulsų pikai aptinkami naudojant pikų detektorių su adaptyviuoju slenksčiu. Slenkstis adaptuojamas įvertinant P – tąjį procentilį, slenkančiame 2 sekundžių lange. Tolimesnio pulso paieška vykdoma intervale, kuris išskiriamas tarp aptinkamų pulsų. Intervalas adaptuojamas dauginant išskirtą intervalą su eksperimentiškai nustatytu daugikliu M [33].

4.3 Klasifikatoriaus įgyvendinimas

Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimas fotopletizmogramos signale įgyvendintas taikant klasifikatorių – tiesinį diskriminatorių. Pagrindinis klasifikatoriaus tikslas yra priskirti analizuojamą fotopletizmogramos epizodą numatytai klasei – 0 arba 1. Klasifikavimą sudaro trys pagrindiniai blokai. Pirmiausia klasifikatoriaus apmokymas, kurio metu naudojami skirtingų ritmų signalai bei juos apibūdujantys požymių rinkiniai. Toliau pasirenkami klasifikavimo parametrai, kurie taikomi klasifikatoriaus testavimo metu. Klasifikatorius testuojamas naudojant realius bei modeliuotus fotopletizmogramos signalus, su skirtingais širdies ritmų tipais, morfologiniais fotopletizmogramos signalo pakitimais bei kintančiu STS lygiu. Paveiksle 4.4 pateikiami pagrindiniai klasifikavimo blokai, kurie aprašomi tolimesniuose poskyriuose.

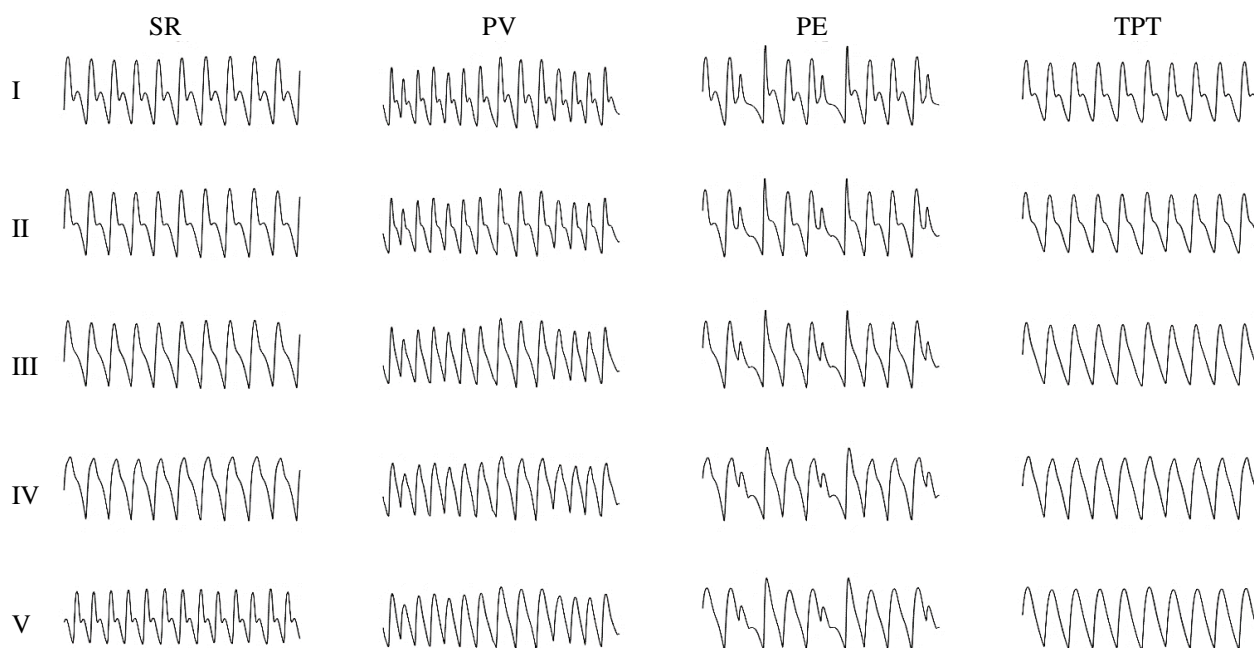


4.4 pav. Klasifikatoriaus įgyvendinimo blokinė schema

4.3.1 Klasifikatoriaus apmokymas

Klasifikatoriaus apmokymo metu naudojami 95 sumodeliuoti fotopletizmogramos signalai. Kiekvienas signalas yra 1.5 minutės ilgio. Apokymo duomenų bazę sudaro 15 signalų su sinusiniu širdies ritmu, 15 signalų su prieširdžių virpėjimu bei 15 signalų su prieširdinėmis ekstrasistolėmis. Likusieji, 45 signalai yra su trumpalaikė prieširdžių tachikardija. Signalai sumodeliuoti taikant penkis skirtingus pulsų tipus, kurie perteikia morfologinius pakitimus fotopletizmogramos signale (4.5 pav.). Apokant klasifikatorių signalo požymiai apskaičiuoti

naudojant 30 pulsų lango ilgį. Nustatyti požymiai, aprašantys skirtingus signalų tipus yra suvidurkinami, taip gaunant atskirus požymių rinkinius kiekvienam signalui.



4.5 pav. Apmokymo signalų duomenų bazė

Signalai su sinusiniu širdies ritmu, prieširdžių virpėjimu bei prieširdinės ekstrasistolės yra laikomi klaidingu aliarmu („0“ – žemas lygis), o trumpalaikė prieširdžių tachikardija yra teisingas aliarmas („1“ – aukštas lygis).

4.3.2 Klasifikavimo parametrų parinkimas

Klasifikatoriaus gebėjimą atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus fotopletizmogramos signale apsprendžia tinkamas klasifikavimo parametrų naudojimas. Tiriant klasifikatorių sprendžiama požymių rinkinio, lango ilgio, kuriame skaičiuojami pulsų požymiai ir trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo slenkstinės vertės parinkimo problema.

Apmokant klasifikatorių ištirti trys požymių rinkiniai. Pagal gautus rezultatus pasirinktas rinkinys, kurio požymiai labiausiai skiria analizuojamus širdies ritmo tipus bei yra mažiausiai jautrūs jų išskyrimui iš fotopletizmogramos signalo.

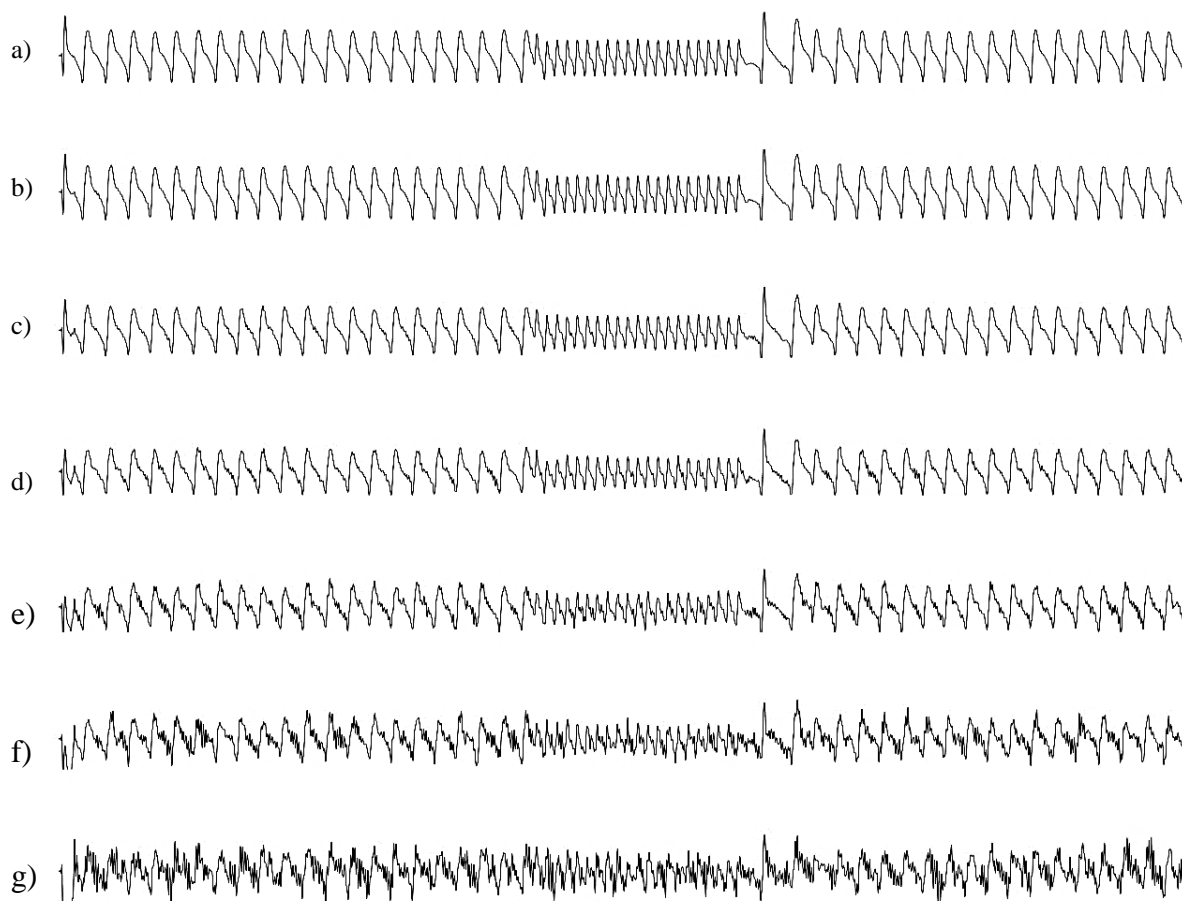
Lango ilgis pasirinktas analizuojant 6 valandų trukmės signalą, kuris sumodeliuotas taikant penkis pulsų tipus, skirtingus aritmijos profilius bei kintantį STS lygį intervale nuo 20 dB iki 30 dB. Klasifikavimo rezultatai gauti, kai naudojamas slenkamas 3, 4, 6, 8 ir 10 pulsų lango ilgis. Klasifikatoriaus gebėjimas atpažinti skirtingus epizodus nustatytas įvertinus plotą po ROC kreive. Pagal pasirinktą lango ilgį nustatytas trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo slenkstis, kurį viršijančios išėjimo reikšmės yra priskiriamos 1, o mažesnės nei slenkstinė reikšmė yra

laikomos 0. Pasirinktas požymių rinkinys, lango ilgis ir slenkstinė atpažinimo vertė yra naudojama klasifikatorių testuojant su sumodeliuotus bei realiais fotopletizmogamos signalais.

4.3.3 Klasifikatoriaus testavimas

Klasifikatoriaus testavimo metu naudojami sumodeliuoti bei realūs *PhysioNet* duomenų bazės signalai, kuriuose nustatyti epizodai, turintys panašumų su trumpalaikę prieširdžių tachikardija. Modeliuotų fotopletizmogamos signalų duomenų bazę sudaro 25, 1 valandos trukmės signalai. Sudarant duomenų bazę pirmiausia 5 signalai sumodeliuoti taikant skirtingas RR intervalų sekas bei kiekvienam signalui pritaikyti 5 skirtingi fotopletizmogamos pulsų tipai, kurie leidžia visapusiškai įvertinti klasifikatoriaus galimybes teisingai atpažinti analizuojamus, trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus.

Įvertintas klasifikatoriaus gebėjimas atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus, kai sumodeliuotuose signaluose stebimas kintantis STS lygis. Pasirinktas STS lygis yra nuo 0 dB iki 30 dB (4.6 pav.). Sumodeliuoti signalai anotuojami remiantis RR intervalų sekomis, kurios modeliuojamos taikant elektrokardiogramos generavimo modelį.



4.6 pav. Sumodeliuoti fotopletizmogamos signalai su skirtingu STS lygiu: a) 30 dB; b) 25 dB c) 20 dB; d) 15 dB; e) 10 dB f) 5 dB g) 0 dB

PhysioNet duomenų bazės signalai yra 5 minučių trukmės. Analizuojamuose signaluose galima aptikti epizodus, kurie turi panašumų su trumpalaikę prieširdžių tachikardija. Realūs fotopletizmogramos signalai anotuoti rankiniu būdu, trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus pažymint 1, o likusius epizodus 0.

4.4 Skyrių apibendrinančios išvados

1. Fotopletizmogramos pulsus apibūdinantys požymių rinkiniai sudaryti remiantis literatūroje pateikimais požymiais, kurie naudojami atpažįstant skirtingas aritmijas fotopletizmogramos signaluose.
2. Klasifikatorius įgyvendinimą sudaro trys pagrindiniai etapai: klasifikatorius apmokymas, klasifikavimo parametrų parinkimas bei klasifikatoriaus testavimas.
3. Klasifikatorius apmokytas naudojant sumodeliuotų fotopletizmogramos signalų duomenų bazę be triukšmo priimant, kad sinusinis širdies ritmas, prieširdinės ekstrasistolės bei prieširdžių virpėjimas yra klaidingas aliarmas, o trumpalaikę prieširdžių tachikardija – teisingas aliarmas.
4. Siekiant gauti kuo patikimesnius klasifikavimo rezultatus, pasirinkti trys, nekintantys klasifikavimo parametrai: požymių rinkinys, lango ilgis, kuriame skaičiuojami požymiai bei trumpalaikės prieširdžių tachikardijos slenkstinė atpažinimo vertė.
5. Testavimo signalų duomenų bazę sudaro realūs ir sumodeliuoti fotopletizmogramos signalai. Dėl realių signalų duomenų bazės trūkumo testuojant naudojami signalai, kurie sumodeliuoti taikant skirtingus fotopletizmogramos signalo pulsų tipus bei kintantį STS lygį.

5. ATPAŽINIMO ALGORITMO PATIKIMUMO TYRIMAS

5.1 Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimas fotopletizmogramos signale

Šiame skyriuje pateikiami vertinimo kriterijai, kurie taikyti tiriant klasifikatoriaus patikimumą. Pristatomi pasirinkti klasifikavimo parametrai, kurie naudojami tiriant klasifikatorių su modeliuotais bei realiais fotopletizmogramos signalais. Įvertinta klasifikavimo parametru įtaka analizuojamiems patikimumo rezultatams.

5.1.1 Vertinimo kriterijai

Klasifikatoriaus gebėjimas atpažinti analizuojamus trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus fotopletizmogramos signale įvertintas remiantis jautrumo (14), specifiškumo (15) bei Matthewso koreliacijos koeficiento įverčiais (16). Patikimumo kriterijus apibūdina keturi diagnostiniai klasifikavimo parametrai:

- *TT (teisingai teigiamas)* – algoritmas teisingai atpažįsta trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodą, kai trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodas yra fotopletizmogramos signale;
- *TN (teisingai neigiamas)* – algoritmas teisingai atpažįsta epizodą, kai trumpalaikės prieširdžių tachikardijos fotopletizmogramos signale nėra;
- *KT (klaidingai teigiamas)* – algoritmas atpažįsta trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodą, nors trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodo fotopletizmogramos signale nėra;
- *KN (klaidingai neigiamas)* – algoritmas neatpažįsta trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodo, nors trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodas yra fotopletizmogramos signale.

Jautrumas nurodo teisingai atpažintų trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodų santykį su visais atpažintais trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais.

$$Jautrumas = \frac{TT}{TT + KN} \quad (14)$$

Specifiškumas nurodo santykį tarp teisingai atpažintų epizodų skaičiaus, kuriuose nėra trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodų su visų epizodų skaičiumi, kuriuose nėra trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodų.

$$Specifiškumas = \frac{TN}{TN + KT} \quad (15)$$

Matthewso koreliacijos koeficientas (MKK) apjungia keturis tyrimo rezultatų klasifikavimo parametrus bei nurodo koreliaciją tarp prognozuojamos klasifikatoriaus išėjimo bei tikrosios įėjimo reikšmės:

$$MKK = \frac{TT \cdot TN - KT \cdot KN}{\sqrt{(TT + KT) \cdot (TT + KN) \cdot (TN + KT) \cdot (TN + KN)}} \quad (16)$$

Matthewso koreliacijos koeficientas naudojamas esant skirtingam klasių dydžiui, todėl yra informatyvus patikimumo įvertis analizuojant skirtingus fotopletizmogramos signalus su kintančios trukmės trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais. Matthewso koreliacijos koeficientas gali įgauti reikšmes intervale nuo -1 iki 1 taip nurodant klasifikatoriaus gebėjimą klasifikuoti. Klasifikatorius yra laikomas patikimu, kai išėjimo vertė artėja prie 1. Jei ši vertė yra lygi -1 prognozuojamos vertės yra priešingos tikrosioms įėjimo vertėms. Matthewso koreliacijos koeficientui artėjant prie 0, klasifikatorius laikomas visiškai nepatikimu.

5.2 Klasifikavimo parametrų parinkimas

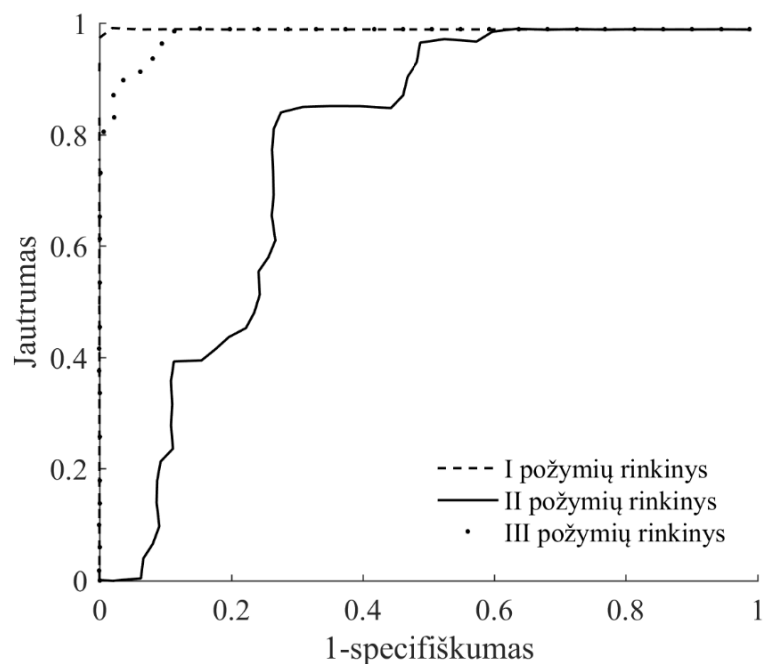
Ištirta klasifikavimo parametrų įtaka klasifikavimo rezultatams. Požymių rinkinio, lango ilgio, kuriame skaičiuojami pulsų požymiai ir trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo slenkstinės vertės pasirinkimas pateikiamas tolimesniuose poskyriuose.

5.2.1 Požymių rinkinio parinkimas

Apmokant klasifikatorių su 95 sumodeliuotais fotopletizmogramos signalais nustatyta, kad didžiausias plotas po ROC kreive (5.1 pav.) gaunamas kai pasirenkamas I požymių rinkinys. Rinkinį sudarančių požymių išskyrimas iš fotopletizmogramos signalo remiasi pulso amplitudės, laiko intervalo tarp gretimų pulsų pikų ir santykio tarp gautų verčių kiekvienam pulsui apskaičiavimu. Rinkinio požymiams įtakos turi teisingas fotopletizmogramos pulso pradžios taško bei sistolinio impulso nustatymas fotopletizmogramos signale.

Taikant II požymių rinkinį, plotas po ROC kreive yra mažiausias. Pastebėta, kad skirtumas tarp fotopletizmogramos pulso sistolinės trukmės, diastolinės trukmės bei trukmių santykio, kai vertinami skirtingi širdies ritmai yra nepakankamas, kad klasifikatorius galėtų patikimai nustatyti kuriam ritmui priklauso analizuojamas epizodas.

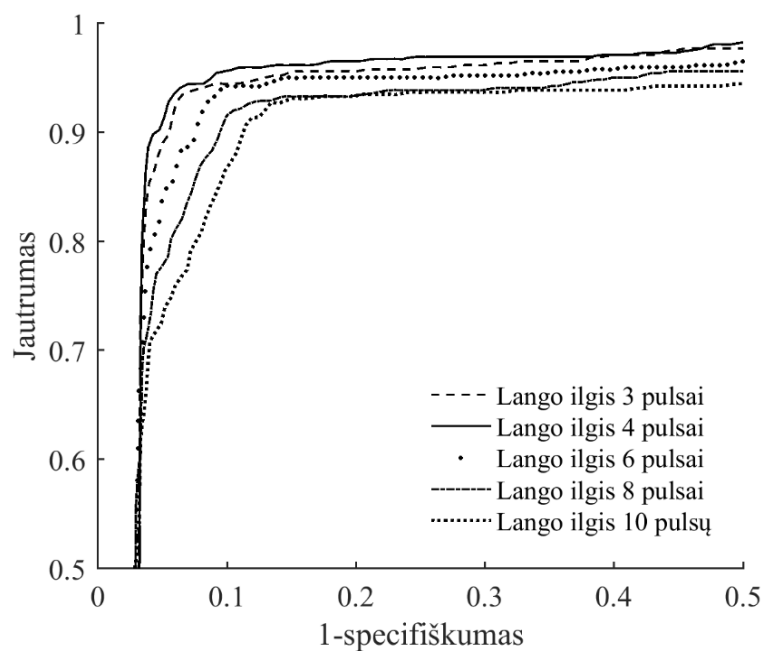
Plotas po ROC kreive artėja prie 1, kai pasirenkamas III požymių rinkinys, kurį apibūdina visi anksčiau išvardinti požymiai. Įvertinus gautus rezultatus galima teigti, kad II rinkinio požymiai didelės įtakos neturi, klasifikatorius geba atpažinti epizodus remiantis I rinkinio požymiais, kai klasifikavimo rezultatai yra geriausi. Visgi, siekiant gauti kuo patikimesnius rezultatus, klasifikatorių testuojant bus taikomas I požymių rinkinys kurį apibūdina du klinikiniai ir vienas išvestinis požymis (5.1 lentelė).



5.1 pav. Plotas po ROC kreive, kai klasifikatorius apmokomas naudojant tris skirtingus požymių rinkinius

5.2.2 Lango ilgio ir klasifikavimo slenksčio parinkimas

Lango ilgio parinkimas remiasi sumodeliuoto 6 valandų trukmės fotopletizmogramos signalo analize. Modeliuojant signalą naudojami 5 pulsų tipai, skirtingas STS lygis nuo 20 dB iki 30 dB bei 3 aritmijų profiliai. Tiriant lango įtaką klasifikavimo rezultatams nustatyta, kad didžiausias plotas po ROC kreive (5.2 pav.) gaunamas, kai sumodeliuoto signalo pulsus apibūdinančių požymių vidurkis vertinamas slenkančiame 4 pulsų ilgio lange.

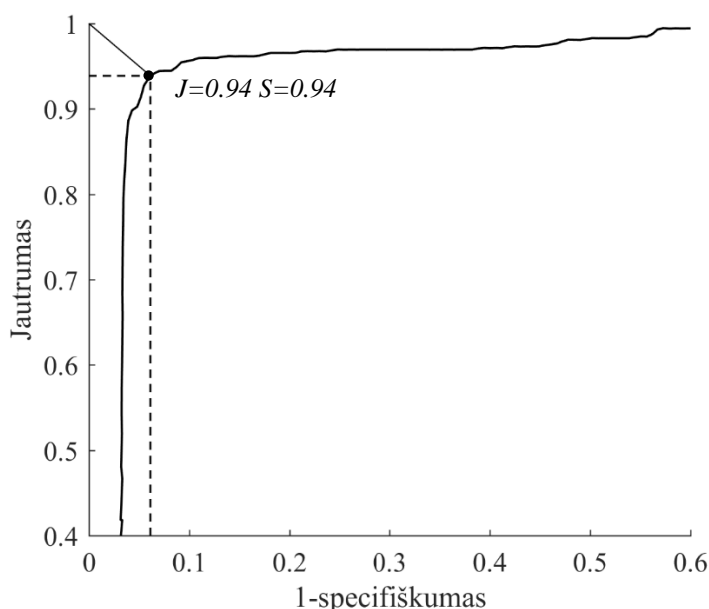


5.2 pav. Plotas po ROC kreive, kai klasifikatorius tiriama taikant 3, 4, 6, 8 ir 10 pulsų ilgio langus

Didinant lango ilgį plotas po ROC kreive mažėja, nors pastebėta ir išimtis, 3 pulsų lango ilgio plotas po ROC kreive yra mažesnis, lyginat su kreivės plotu, kai naudojamas 4 pulsų lango ilgis. Pasirenkant per ilgą lango ilgį į jo ribas gali patekti skirtingų ritmų tipai. Pavyzdžiui, jei fotopletizmogramos signalo sinusiniame širdies ritme yra epizodas su trumpalaike prieširdžių tachikardija, tai epizodo ribų nustatymas priklauso nuo slenkančio lango ilgio, kuriame skaičiuojamas į jį patenkančių pulsų požymių vidurkis. Pasirinkus 6 pulsų lango ilgį bei slenkant jį per fotopletizmogramos signalą tam tikru laiko momentu langas apims du sinusinio širdies ritmo bei keturis trumpalaikės prieširdžių tachikardijos pulsus. Apskaičiuotas požymių vidurkis bus artimas trumpalaikės prieširdžių tachikardijai bei klasifikatorius per anksti nustatys aritmijos pradžią. Tokio tipo problema pastebima nustatant ir aritmijos epizodo pabaigą.

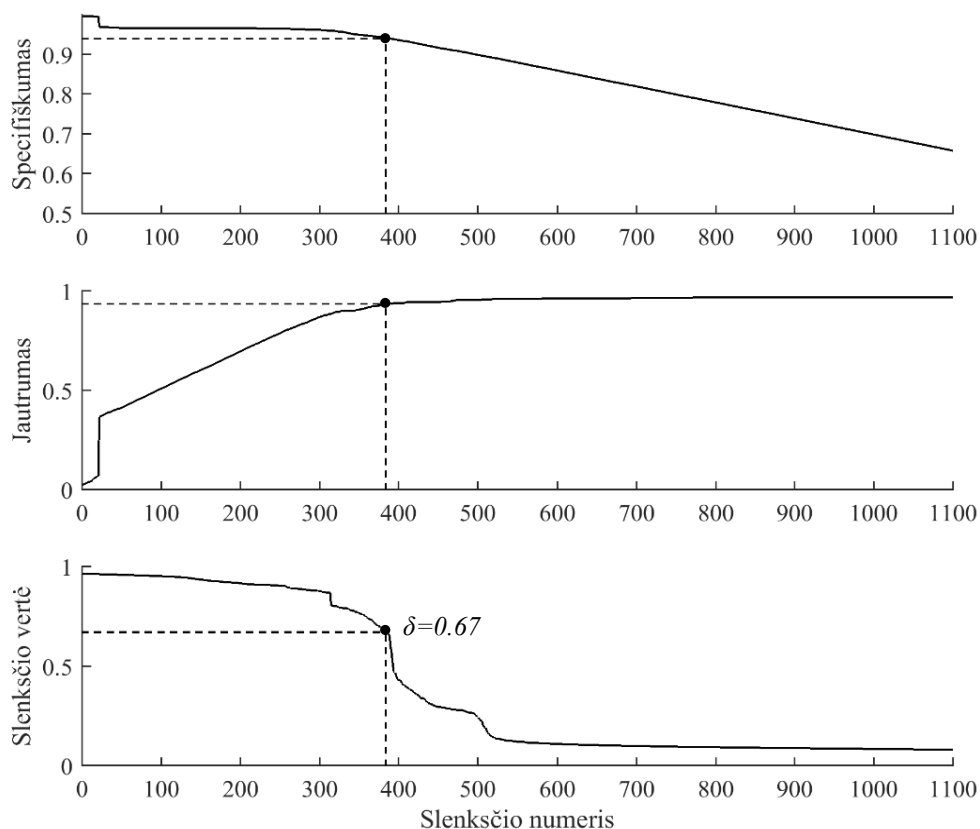
Plotas po ROC kreive, kai pasirenkamas 3 bei 4 pulsų lango ilgis skiriasi nežymiai (0.95 bei 0.96). Pasirinkus per mažą lango ilgį, tikimybė teisingai nustatyti epizodo ribas ypač sumažėja, kai viena aritmija seka paskui kitą bei aritmijas apibūdinantys požymiai yra tarpusavyje panašūs. Netinkamas lango ilgio pasirinkimas sumažina galimybę teisingai atpažinti tikrąją trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodo pradžią ir pabaigą.

Remiantis ROC kreive kai požymiai skaičiuojami 4 pulsų ilgio lange, nustatyta ir trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo slenkstinė vertė, kuri pasirinkta ties tašku kai atstumas iki kairiojo ROC kreivės kampo yra trumpiausias. Jautrumas ir specifiškumas ties šiuo tašku yra lygus 0.94 (5.3 pav.).



5.3 pav. Optimaliausių jautrumo ir specifiškumo verčių parinkimas, kai požymiai skaičiuojami 4 pulsų ilgio lange

Paveiksle 5.4 pateikiamas sąryšis tarp jautrumo ir specifiškumo kiekvienai slenkščio vertei. Ties pasirinktomis jautrumo bei specifiškumo vertėmis slenkstinė klasifikavimo vertė δ yra lygi 0.67.

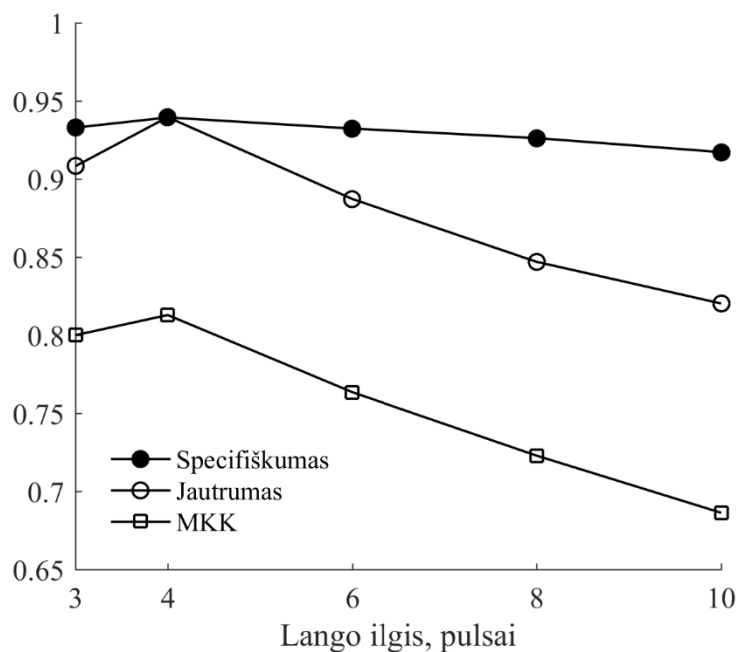


5.4 pav. Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo slenkstinės vertės parinkimas

Galima pastebėti, kad specifiškumas ima mažėti, o jautrumo vertė nebekinta, kai slenkstinė atpažinimo vertė mažėja. Pasirinkta trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo slenkstinė vertė yra optimaliausia norint išvengti klaidingų aliarmų pasirodymo bei siekiant teisingai atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus fotopletizmogramos signale.

Pasirinkus klasifikavimo slenkstinę reikšmę, įvertinta skirtingo ilgio lango įtaką klasifikavimo rezultatams. Lango ilgio įtaka jautrumo, specifiškumo bei Matthewso koreliacijos koeficiento reikšmėms pateikiama 5.5 paveiksle. Specifiškumo vertės, t.y. klasifikatoriaus gebėjimas teisingai atpažinti epizodus, kuriuose nėra trumpalaikės prieširdžių tachikardijos, kinta nežymiai bei lango ilgio pasirinkimas didelės įtakos neturi. Jautrumo vertė bei tikimybė teisingai atpažinti patologinius epizodus mažėja, kai didinamas lango ilgis, kuriame skaičiuojami fotopletizmogramos pulsus apibūdinantys požymiai (5.5 pav.).

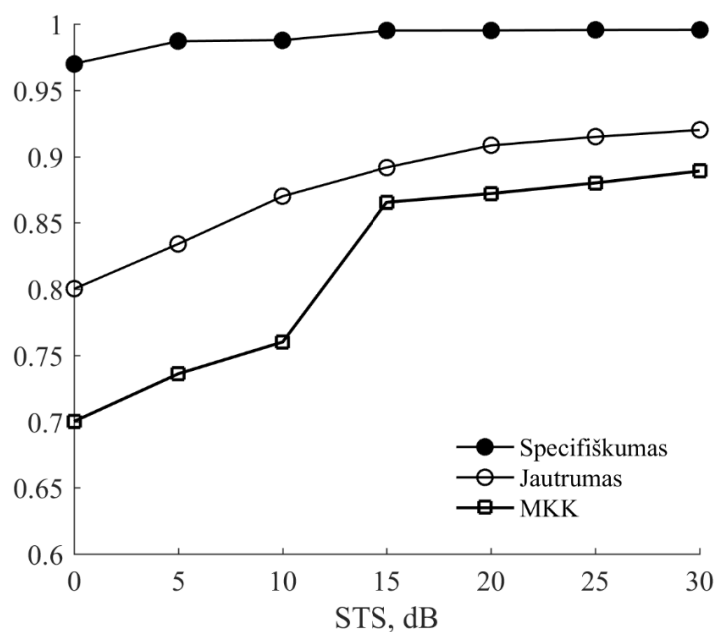
Lango ilgio keitimas turi įtakos ir Matthewso koreliacijos koeficiento vertei. Apskaičiuojama reikšmė mažėja didinat lango ilgį, todėl galima teigti, kad klasifikatorius nebesugeba patikimai atpažinti fotopletizmogramos signale esančių trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodų. Palyginus rezultatus, kai požymių vidurkiai skaičiuojami 3 ir 4 pulsų lango ilgyje, skirtumas pastebimas tarp jautrumo ir Matthewso koreliacijos koeficiento įverčių, specifiškumo vertė išlieka nepakitusi.



5.5 pav. Lango ilgio, kuriame skaičiuojami fotopletizmogramos pulsų požymiai, įtaka jautrumo, specifiškumo ir Matthewso koreliacijos koeficiento vertėms

5.3 Algoritmo tyrimas su modeliuotais fotopletizmogramos signalais

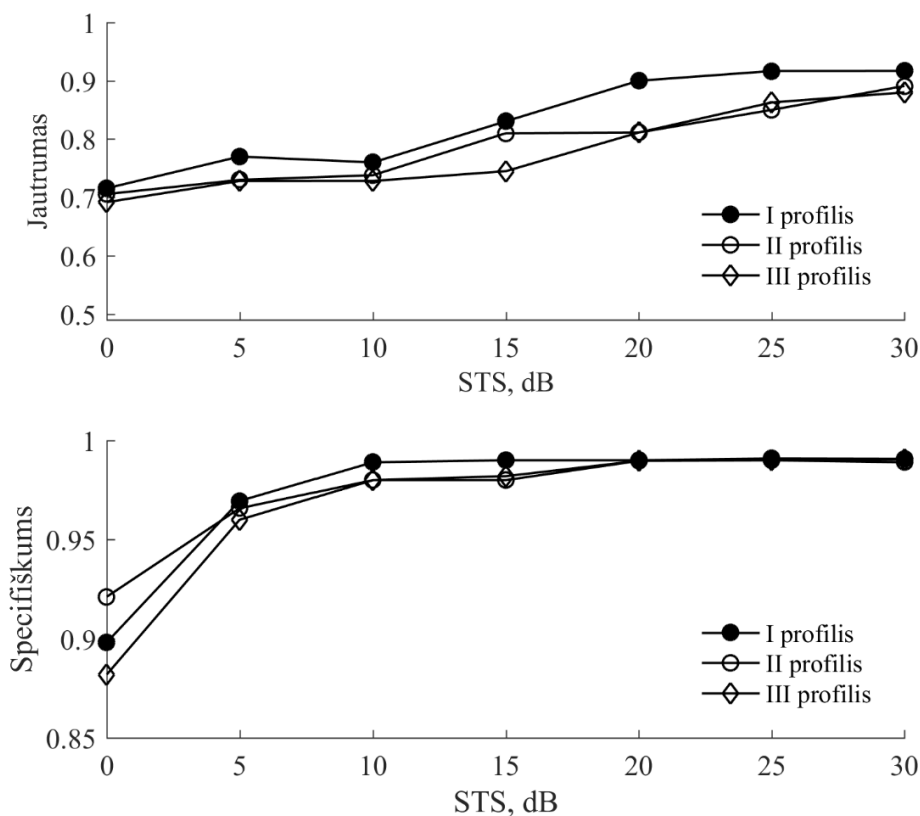
Klasifikatorius testuojamas su 25 sumodeliuotais fotopletizmogramos signalais. Kiekvienas signalas yra 1 valandos ilgio. Signalai sumodeliuoti naudojant 5 fotopletizmogramos pulsų tipus bei skirtingą STS lygį, kuris keičiamas intervale nuo 0 dB iki 30 dB. Fotopletizmogramos signalo pulsų požymiai skaičiuojami slenkančiame 4 pulsų ilgio lange, o pasirinkta trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo slenkstinė vertė δ yra 0.67 (5.4 pav.). Paveiksle 5.6 pavaizduoti rezultatai, kai vertinama STS lygio įtaka jautrumo, specifiškumo bei Matthewso koreliacijos koeficiento vertėms.



5.6 pav. STS lygio fotopletizmogramos signalė įtaka jautrumo, specifiškumo ir Matthewso koreliacijos koeficiento vertei

Algoritmas leidžia pasiekti ≥ 0.89 jautrumą bei ≥ 0.87 Matthewso koreliacijos koeficientą kai STS lygis yra 15 dB ir daugiau. Atpažinimo algoritmo specifiškumas yra ~ 0.99 , kai STS lygis fotopletizmogamos signale yra nuo 0 dB iki 30 dB. Kadangi požymiai skaičiuojami remiantis atpažintais pulsų pikais fotopletizmogamos signale, didėjantis triukšmo lygis trukdo tinkamai juos nustatyti bei taip gauti teisingas, pulsus apibūdinančias požymių reikšmes. Kai triukšmo lygis mažėja, klasifikatoriaus patikimumas bei galimybė teisingai atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus, jų pradžios ir pabaigos ribas fotopletizmogamos signale, didėja.

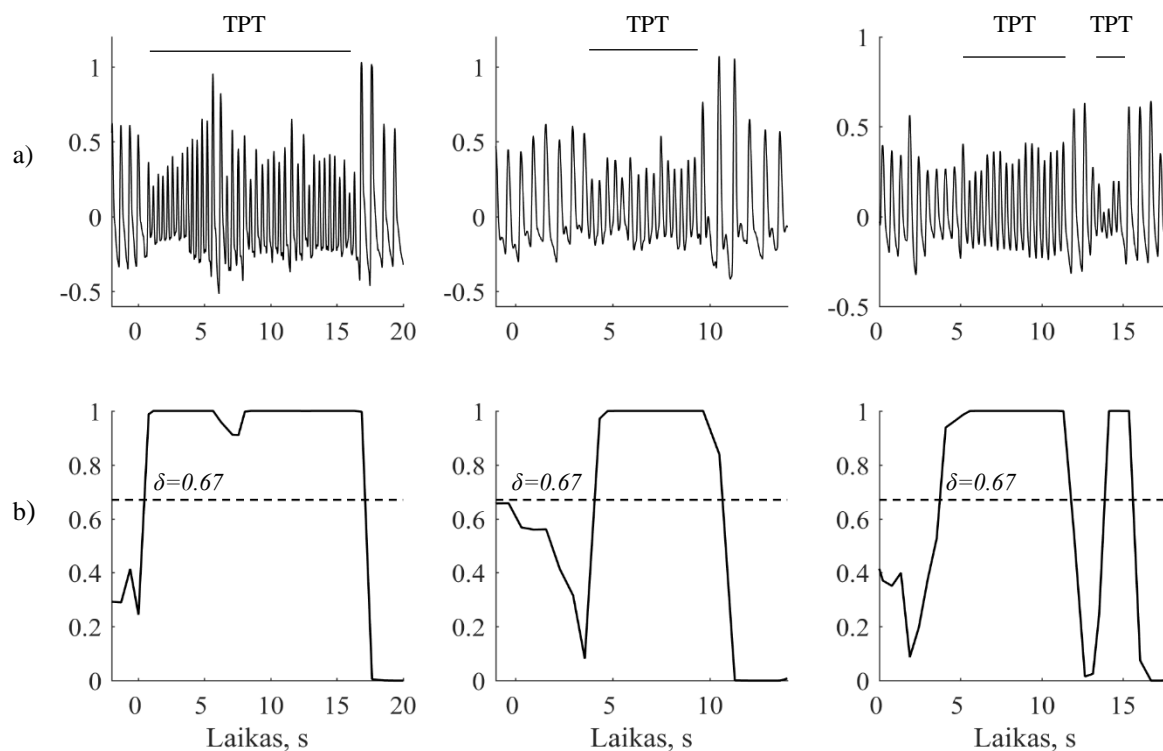
Įvertintas ir klasifikatoriaus atsakas, kai signalai modeliuojami taikant tris aritmijų profilius, kurie apsprendžia sinusinio širdies ritmo ir aritmijų išsidėstymą fotopletizmogamos signale (žr. 2.2.1). Ištirti 3 signalai, kuriuos modeliuojant naudojamas skirtingas aritmijos profilis bei 5 fotopletizmogamos signalo pulsų tipai. Kiekvienam signalui pritaikytas STS lygis nuo 0 dB iki 30 dB. Sumodeliuotų signalų trukmė yra 5 valandos. Paveiksle 5.7 pateikiama STS lygio bei skirtingo aritmijos profilio įtaka jautrumo ir specifiškumo įverčiams. Pastebima, kad geriausi klasifikavimo rezultatai gaunami kai analizuojami signalai, kurie sumodeliuoti taikant I aritmijos profilį. Klasifikatorius geba tiksliau atpažinti aritmijos epizodus kai tarp jų yra įsiterpęs sinusinis širdies ritmas. Aritmijų epizodams pasirodant vienas paskui kitą, klasifikatoriaus patikimumas tinkamai atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodo ribas mažėja, nes į slenkantį 4 pulsų langą, kuriame skaičiuojama požymių vidurkio reikšmė, patenka skirtingus aritmijos tipus apibūdinantys požymiai.



5.7 pav. STS lygio ir skirtingų aritmijos profilių įtaka jautrumo ir specifiškumo įverčiams

5.4 Algoritmo tyrimas su realiais signalais

Nustatytas klasifikatoriaus gebėjimas atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus realiuose fotopletizmogramos signaluose. Paveiksle 5.8 pateikiami realūs fotopletizmogramos signalai su trumpalaikės prieširdžių tachikardijos anotacijomis bei klasifikatoriaus išėjimo rezultatais. Klasifikatoriaus išėjimo reikšmės, kurios viršija 0.67 slenkstinę vertę yra priskiriamos trumpalaikėi prieširdžių tachikardijai, o kurios yra žemiau slenkstinės vertės yra laikomos, sinusinį širdies ritmą nurodančiais epizodais.



5.8 pav. Atpažinimo rezultatai tiriant realius fotopletizmogramos signalus: a) įėjimo signalas
b) klasifikatoriaus išėjimo rezultatas

Analizuojant anotuotus fotopletizmogramos signalus bei klasifikavimo rezultatus galima pastebėti, kad atpažinimo algoritmas ne visais atvejais nustato tikrąjį trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodo pradžios bei pabaigos pulsą. Pavyzdžiui, antrajame paveiksle atpažinimo algoritmas per vėlai užregistruoja trumpalaikės prieširdžių tachikardijos pabaigą, kai tuo tarpu trečiajame paveiksle stebima priešinga situacija. Klaidingus aliarmus sukelia staigūs dažnio bei amplitudės varijavimo pasikeitimai. Manoma, kad sukaupus realių fotopletizmogramos signalų duomenų bazę bei klasifikatorių apmokius su realiais signalais, klaidingų aliarmų kiekis sumažėtų. Visgi, galima teigti, kad sukurtas atpažinimo algoritmas yra jautrus atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus ir realiuose fotopletizmogramos signaluose.

5.5 Skyrių apibendrinančios išvados

1. Tyrimas parodė, kad geriausi klasifikavimo rezultatai gaunami naudojant I požymių rinkinį, kai pulsus apibūdinantys požymiai yra skaičiuojami 4 pulsų ilgio lange. Remiantis trumpiausiu atstumu iki ROC kreivės kairiojo kampo kriterijumi, pasirinkta slenkstinė trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo vertė yra 0.67.
2. Tiriant sumodeliuotus fotopletizmogramos signalus, kai keičiamas STS lygis nuo 0 dB iki 30 dB, patikimumas didėja kai STS yra daugiau nei 10 dB. Didėjant triukšmo lygiui galimybė teisingai išskirti fotopletizmogramos pulsų požymius mažėja, todėl ir epizodų atpažinimas yra sudėtingesnis.
3. Ištyrus tris aritmijų profilius, kurie leidžia sumodeliuoti signalus, su skirtinga aritmijų pasirodymo tikimybe, pastebėta, kad klasifikatorių apibūdinantys patikimumo įverčiai skiriasi nežymiai. Skirtumas pastebimas tarp sumodeliuotų signalų, kai taikomas I aritmijos profilis bei II ar III aritmijų profilis.

IŠVADOS

1. Remiantis klinikiniais požymiais, trumpalaikė prieširdžių tachikardija yra laikomas 20 ir daugiau iš eilės pasirodančių prieširdinių ekstrasistolų epizodas arba 30 ir daugiau pavienių prieširdinių ekstrasistolų valandos eigoje. Aritmiją charakterizuoja staigi jos pradžia, 150 – 220 širdies susitraukimų per minutę, stabilus ritmas bei nepilna kompensacinė pauzė, kuri stebima pasibaigus trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodui. Išanalizuoti aritmijos požymiai yra svarbūs modeliuojant fotopletizmogramos signalus bei kuriant trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimo algoritmą.
2. Sudaryta modeliuotų ir realių fotopletizmogramos signalų duomenų bazė. Dėl anotuotų fotopletizmogramos signalų su trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodais trūkumo, nuspręsta fotopletizmogramos signalus modeliuoti. Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus bei giminingas aritmijas pasiūlyta modeliuoti taikant trijų būsenų Markovo grandinę ir patobulintą fotopletizmogramos signalų generavimo modelį. Įgyvendinta galimybė modeliuoti skirtingos morfologijos signalus, panaudojant penkis fotopletizmogramos pulsų tipus. Modeliuojamuose signaluose galima keisti STS lygį.
3. Trumpalaikės prieširdžių tachikardijos atpažinimas fotopletizmogramos signale įgyvendintas pasitelkus tiesinį diksriminatorių. Ištyrus algoritmą su modeliuotais signalais nustatyta, kad atpažinimo algoritmas pasiekia ≥ 0.89 jautrumą, kai STS lygis yra 15 dB ir daugiau. Nustatyta, kad STS lygis didelės įtakos algoritmo specifiškumui neturi – specifiškumas yra ~ 0.99 , kai STS yra nuo 0 dB iki 30 dB. Testuojant algoritmą su realiais fotopletizmogramos signalais nustatyta, kad sukurtas atpažinimo algoritmas geba teisingai atpažinti trumpalaikės prieširdžių tachikardijos epizodus, tačiau pastebimi pavieniai algoritmo aliarmai dėl atsitiktinai pasitaikančio širdies susitraukimo dažnio ir pulso amplitudės varijavimo.
4. Iširta skirtingų aritmijos profilių, kurie apsprendžia aritmijų pasiskirstymą laike ir STS lygio įtaka atpažinimo algoritmo patikimumo rezultatams. Didžiausias skirtumas stebimas tarp I ir II arba III aritmijos profilių. Jautrumas didėja, mažėjant triukšmo lygiui signale, tačiau specifiškumui analizuojami aritmijų profiliai žymios įtakos neturi.

INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS

- [1] Stroke statistics, 2017. [interaktyvus] [žiūrėta 2017 m. lapkričio 13 d.]. Prieiga per internetą: https://www.stroke.org.uk/sites/default/files/state_of_the_nation_2017_final_1.pdf.
- [2] Sveikatos statistika. [interaktyvus] [žiūrėta 2017 m. lapkričio 25 d.]. Prieiga per internetą: http://stat.hi.lt/default.aspx?report_id=169.
- [3] American Heart Association. [interaktyvus] [žiūrėta 2017 m. gruodžio 13 d.]. Prieiga per internetą: http://www.strokeassociation.org/STROKEORG/AboutStroke/TypesofStroke/IschemicClots/Ischemic-Stroke-Clots_UCM_310939_Article.jsp#.WpJbOahl_cs.
- [4] LARSEN B. S. et al., Excessive Atrial Ectopy and Short Atrial Runs Increase the Risk of Stroke Beyond Incident Atrial Fibrillation, *Journal of JACC*. 2015, 66 (3), 232-241.
- [5] BINICI Z. et al., Excessive supraventricular ectopic activity and increased risk of atrial fibrillation and stroke., *Circulation*. 2010, 121(17), 1904-1911. ISSN 0009-7322.
- [6] PETRĖNAS, A. Detection of Brief Episode Paroxysmal Atrial Fibrillation. Doctoral ed. Kaunas: Kaunas University of Technology, 2015.
- [7] O'Neal WT. et al., Premature Atrial Contractions on the Screening Electrocardiogram and Risk of Ischemic Stroke: The Reasons for Geographic and Racial Differences in Stroke Study. *Neuroepidemiology*. 2016, 47(1), 53–58.
- [8] GLADSTONE DJ. et al., Atrial premature beats predict atrial fibrillation in cryptogenic stroke: Results from the EMBRACE trial. *Stroke* 46 (4) (2015) 936-941.
- [9] HIMMELREICH J. et al., Premature atrial contractions (PACs) as a prognostic factor for atrial fibrillation (AF), transient ischemic attack (TIA), ischemic stroke and mortality: a systematic review. [interaktyvus] [žiūrėta 2017 m. gruodžio 18 d.]. Priei. [interaktyvus] [žiūrėta 2017 m. gruodžio 18 d.]. Prieiga per internetą: http://www.crd.york.ac.uk/PROSPERO/display_record.asp?ID=CRD42017055311.
- [10] Stroke [interaktyvus] [žiūrėta 2018 m. balandžio 5 d.]. Prieiga per internetą: <http://virclinic.com/stroke/acute-ischemic-stroke>.
- [11] LINK M. et al., Evaluation and Initial Treatment of Supraventricular Tachycardia. *New England Journal of Medicine* 367 (15) (2012) 1438-1448.
- [12] PETRĖNAS A. et al., Electrocardiogram Modeling During Paroxysmal Atrial Fibrillation: Application to the Detection of Brief Episodes. *Physiol Meas*. 38 (11) (2016) 2058-2080.

- [13] VIOL F. et al., Mechanisms And Management Of Thrombo-Embolism In Atrial Fibrillation. *J Atr Fibrillation* 7(3) (2014) 1112.
- [14] CORINO V. et alt., Detection of atrial fibrillation episodes using a wristband device. *Physiological Measurement* 38(5) (2017) 787.
- [15] CHAN P. et al., Diagnostic Performance of a Smartphone-Based Photoplethysmographic Application for Atrial Fibrillation Screening in a Primary Care Setting. *J Am Heart Assoc.* 15(7) (2016).
- [16] HUANG BT. et al., Relation of premature atrial complexes with stroke and death: Systematic review and meta-analysis. *Clin Cardiol.* 40(11) (2017)962-969.
- [17] LADAVICH S. et al., Rate-independent detection of atrial fibrillation by statistical modeling of atrial activity. *Biomedical Signals Processing and Control.* 18 (2015) (274-281).
- [18] CHUANG C. Using correlation coefficient in ECG waveform for arrhythmia detection. *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.* 17 (3) (2005) 147.
- [19] GOTHWAL H. Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast fourier transform and artificial neural network. *Journal of Biomed Science and Engineering* 4 (2011) 289-296.
- [20] SOLOŠENKO A. et al., Automatic premature ventricular contraction detection in photoplethysmographic signals. in *Proc. IEEE BioCAS.* (2014) 49–52.
- [21] ELGENDI, M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews* 8 (1) (2012) 14-25.
- [22] DAWBER T R. et al., Characteristics of the dicrotic notch of the arterial pulse wave in coronary heart disease. *Angiology* 24(4) (1973), 244{255}.
- [23] SUZUKI T. Development of the irregular pulse detection method in daily life using wearable photoplethysmographic sensor. *IEEE Eng Med Biol Soc.* (2009) 6080-3.
- [24] SOLOŠENKO A. et alt., Automatic extrasystole detection using photoplethysmographic signals. in *Proc. 13th Mediterranean Conf. Medical and Biological Engineering and Computing* 41 (2013) 985–988.
- [25] SOLOŠENKO A. et al., Photoplethysmography-based method for automatic detection of premature ventricular contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems.* IEEE, ISSN 9 (5) (2015) 662–669.
- [26] VIGNESH K. et al., Enhancing Accuracy of Arrhythmia Classification by Combining Logical and Machine Learning Techniques. *Comput. Cardiol.* (42) (2015) 733–6.

- [27] LUISA F et al., Method for Classifying Cardiac Arrhythmias using Photoplethysmography. *IEEE Eng Med Biol Soc.* 6574 (7) (2015).
- [28] Univesity of Queens Vital Sign Satabase (UQVSD) . [interaktyvus] [žiūrėta 2017 m. gruodžio 15 d.] Prieiga per internetą: <https://outbox.eait.uq.edu.au/uqdlu3/uqvitalsignsdataset/index.html>.
- [29] PhysioNet duomenų bazė. [interaktyvus] [žiūrėta 2017 m. gruodžio 13 d.]. Prieiga per internetą: <https://physionet.org/challenge/2015>.
- [30] WANG L. et al., Multi-Gaussian fitting for pulse waveform using weighted least squares and multi-criteria decision making method. *Comput. Biol. Med.* 43 (11) (2013) 1661–1672.
- [31] HUOTARI M. et al., Photoplethysmography and its detailed pulse waveform analysis for arterial stiffness. *J. Struct. Mech.* 44 (4) (2011) 345–362.
- [32] SOLOŠENKO A. et. alt., et al., Modeling of the photoplethysmogram during atrial fibrillation. *Comput Biol Med.* 81 (2017) 130-138.
- [33] SOLOŠENKO A. et al., Detection of Atrial Fibrillation using a Smart Wristwatch. 2018.