

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

ANDRIUS SOLOŠENKO

ŠIRDIES ARITMIJŲ APTIKIMAS
FOTOPLETIZMOGRAMOS SIGNALUOSE

Daktaro disertacijos santrauka

Technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija (01T)

2018, Kaunas

Disertacija rengta 2013–2017 metais Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos institute. Mokslinius tyrimus rėmė Lietuvos mokslo taryba.

Mokslinis vadovas:

prof. dr. Vaidotas MAROZAS (Kauno technologijos universitetas, technologijų mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija, 01T).

Redagavo:

Inga Nanartonytė (leidykla „Technologija“)

Elektros ir elektronikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:

doc. dr. Elena JASIŪNIENĖ (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija, 01T) – **pirmininkė**;

prof. habil. dr. Audrius AIDIETIS (Vilniaus universitetas, biomedicinos mokslai, medicina, 06B);

prof. dr. Raquel BAILÓN (Saragosos universitetas, technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija, 01T);

prof. dr. Arminas RAGAUSKAS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija, 01T);

prof. dr. Saulius ŠATKAUSKAS (Vytauto Didžiojo universitetas, biomedicinos mokslai, biofizika, 02B).

Disertacija bus ginama viešame elektros ir elektronikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje 2018 m. vasario 15 d. 11 val. Kauno technologijos universiteto Rektorato salėje.

Adresas: K. Donelaičio g. 73-402, 44249 Kaunas, Lietuva. Tel. + 370 37 300 042; faks. + 370 37 324 144; el. paštas doktorantura@ktu.lt.

Disertacijos santrauka išsiųsta 2018 m. sausio 15 d. Su disertacija galima susipažinti interneto svetainėje <http://ktu.edu> ir Kauno technologijos universiteto bibliotekoje (K. Donelaičio g. 20, 44239 Kaunas).

SANTRUMPOS

- A* – klasifikavimo santykis;
- AC* – kintamoji dedamoji;
- DC* – nuolatinė dedamoji;
- DNT* – dirbtinis neuronų tinklas;
- EKG* – elektrokardiograma;
- FPG* – fotopletizmograma;
- J* – jautrumas;
- LED* – šviesos diodas;
- PD* – fotodetektorius;
- PP* – intervalai tarp gretimų FPG impulsų;
- PS* – priešlaikiniai susitraukimai;
- PSS* – priešlaikiniai skilvelių susitraukimai;
- PV* – prieširdžių virpėjimas;
- RR* – intervalai tarp vienas po kito einančių širdies ciklų;
- S* – specifiškumas;
- SKI* – signalo kokybės indeksas;
- STS* – signalo ir triukšmo santykis;
- SR* – sinusinis ritmas;
- ŠSD* – širdies susitraukimų dažnis.

ĮVADAS

Tyrimo aktualumas

Priešlaikiniai skilvelių susitraukimai (PSS) ir prieširdžių virpėjimas (PV) yra vieni dažniausiai pasitaikančių širdies ritmo sutrikimų, paveikiantys atitinkamai iki 4 % ir 2 % visų gyventojų [1, 2].

PSS yra sukeliama antrinių širdies ritmo vedlių – ektopinių židinių, kurie yra skilveliuose ir verčia juos susitraukti anksčiau laiko. Žinoma, jog PSS atsiranda ir sveikose širdyse, nesukeldami žalingo poveikio sveikatai. Ankstesni tyrimai rodė, jog, nesergant struktūrine širdies liga, PSS gali būti laikomi nepavojingais [3]. Tačiau, remiantis naujausiais tyrimais, galima paneigti PSS nepavojingumą ir sieti juos su įvairiais sveikatos sutrikimais. Pavyzdžiui, padidėjęs PSS dažnis įtarus širdies ligą yra siejamas su širdies nepakankamumu ir staigia mirtimi [4]. PSS taip pat gali sukelti kitas aritmijas, pvz., skilvelių virpėjimą [5] ir prieširdžių virpėjimą [6]. Keletas tyrimų parodė, jog PSS gali būti diagnozuojami staigiai mirčiai prognozuoti net tiems žmonėms, kurie neserga širdies ligomis. Tai ypač taikoma, jei PSS atsiranda prieš fizinę krūvį ir po jo [4].

Kadangi dėl PSS kraujotaka paprastai nebūna efektyvi, ypač esant dažniems PSS, pvz., bigeminijos (kas antras dūžis yra priešlaikinis) ir trigeminijos (kas trečias dūžis yra priešlaikinis) atvejais, tokia būklė gali sukelti galvos svaigimą arba laikiną sąmonės praradimą [7]. Be to, PSS gali atsirasti ir pacientams, turintiems lėtinę inkstų ligą [8], nes ja sergant vyksta elektrolitų kaita (pvz., mažas kalio ir kalcio kiekis kraujyje), sukianti elektrolitų disbalansą vykdant tokias procedūras, kaip hemodializė.

PV tampa pasauline širdies ir kraujagyslių ligų epidemija, kuri paveikia beveik 3 % visų suaugusiųjų, vyresnių nei 20 metų [9]. Didesnis PV paplitimas yra tarp vyresnio amžiaus pacientų, turinčių rimtų sveikatos sutrikimų, tokių kaip hipertenzija, širdies nepakankamumas ir koronarinių arterijų ligos. Dėl visuomenės senėjimo per ateinančius dešimtmečius prognozuojamas tris kartus didesnis PV paplitimas [10]. PV dažnai yra besimptomis (nuo 55 iki 80 % visų PV atvejų), todėl anksti aptikti PV yra svarbu norint išvengti tokių ligų, kaip insultas [11].

Daugeliu atvejų PSS ir PV turi savitą morfologiją, todėl gana lengvai atpažįstami elektrokardiogramose (EKG). Dėl to PSS ir PV charakteristikos, tokios kaip dažnis ir morfologija, dažniausiai yra įvertinamos pasitelkiant įprastus Holterio monitorius. Nors ir yra sukurta įvairių aritmijų aptikimo technologijų, daugybę metų Holterio monitoriai ir širdies įvykių

registratoriai yra naudojami tiriant rizikos grupės asmenis dėl PPS ir PV. Kadangi PV dažnai būna besimptomis [12, 13] ir svarbu jį aptikti pradinėse stadijose, atsiranda pacientams patogių stebėjimo technologijų poreikis. Medicinos technologijų pažanga leido svarstyti ir kitokias strategijas. Pavyzdžiui, buvo nustatyta, jog kasdienis protarpinis stebėjimas naudojant rankinius EKG registratorius padidino aptiktų aritmijos epizodų skaičių, palyginti su 24 valandų Holterio stebėseną [14]. Nors atsirandantys rankiniai EKG registratoriai yra patogūs naudoti, 10-s EKG nėra pakankama norint aptikti paroksizminį PV. Be to, prie paciento krūtinės tvirtinami elektrodai, reikalingi EKG registruoti, gali sukelti diskomfortą, riboti judesio laisvę ir padidinti ligotumo jausmą, ypač dėvint keletą dienų [15]. Dėl šios priežasties svarbu sukurti patogias stebėsenos technologijas, suteikiančias galimybę atlikti stebėseną ilgesnį laiko periodą, pvz., savaitę ir mėnesį, nes tai leistų padidinti tikimybę aptikti PV [16].

Šiuo metu implantuojami prietaisai yra vienintelė technologija, leidžianti patogiai atlikti PV stebėseną. Tačiau implantuojami prietaisai yra invaziniai ir brangūs, todėl negali būti naudojami labai plačiai. Pastaruoju metu fotopletizmografija yra svarstoma kaip alternatyva EKG, taikytina atpažinti PV [17, 18]. Išmaniojo telefono kameros naudojimu paremta programa leidžia registruoti fotopletizmogramą (FPG), kuri atspindi kraujo tūrio kitimą piršte, todėl tokių impulsų sekos gali būti panaudotos PV sukeltiems nereguliarumams aptikti. Nors išmaniojo telefono kamera paremtas detektorius leidžia greitai patikrinti, ar pacientas turi PV, toks būdas nėra tinkamas nepertraukiamai stebėsenai.

Auganti komercinių išmaniųjų laikrodžių bei apyrankių, gebančių registruoti FPG signalus ir aptikti pulsą, paklausa atveria patogios ilgalaikės PSS ir PV stebėsenos galimybes. Kadangi kol kas nėra gairių interpretuoti FPG signalus, EKG turėtų būti sinchroniškai registruojama tam, kad būtų galima validuoti PSS ir PV diagnozę. Toks stebėsenos būdas gali būti labai naudingas atrenkant pacientus, kuriems būtų galima skirti Holterio monitorius.

Mokslinė ir technologinė problema

Šioje daktaro disertacijoje sprendžiama klinikinės svarbos mokslinė ir technologinė problema – ar dažniausiai pasitaikančios aritmijos – priešlaidiniai skilvelių susitraukimai ir prieširdžių virpėjimas – gali būti patikimai aptinkamos remiantis tik fotopletizmogramos signalais? Siekiant rasti patogių ir patikimų aritmijų stebėsenos bei aptikimo būdą, turi būti išspręstos alternatyvių signalų parinkimo bei su požymiais ir triukšmais susijusių klaidingų aliarmų problemos.

Darbinė hipotezė

Darbe iškelta hipotezė, kad tiek priešlaikiniai skilvelių susitraukimai, tiek prieširdžių virpėjimas gali būti patikimai aptinkami naudojant ir analizuojant požymius, išskirtus iš elektrokardiogramai alternatyvių signalų, pavyzdžiui, fotopletizmogramos, ir įvertinant šių signalų kokybę. Hipotezė yra patikrinama lyginant gautus rezultatus su rezultatais, pateiktais prietaisuose moksliniuose šaltiniuose, naudojant tiek klinikinius, tiek simuliuotus duomenis.

Tyrimo objektas

Tyrimas pagrįstas automatinį priešlaikinių skilvelių susitraukimų ir prieširdžių virpėjimo aptikimo fotopletizmografiniuose signaluose algoritmu kūrimu ir tyrimu.

Tyrimo tikslas

Šios disertacijos tikslas yra fotopletizmogramos modeliavimo ir apdorojimo metodų neinvazinei ilgalaikiai širdies aritmijų stebėsenai atlikti sukūrimas ir tyrimas.

Tyrimo uždaviniai

1. Išanalizuoti duomenų bazėse pateikiamą mokslinę literatūrą, susijusią su širdies aritmijomis, stebėsenos metodais, fotopletizmografiniais signalais bei biosignalų apdorojimu.
2. Sukurti ir ištirti fotopletizmografinių signalų modelį, galintį simuliuoti įvairias aritmijas, tokias kaip priešlaikiniai širdies susitraukimai ir prieširdžių virpėjimas.
3. Sukurti ir ištirti fotopletizmograma pagrįstą priešlaikinių skilvelių susitraukimų atpažinimo metodą.
4. Sukurti ir ištirti fotopletizmograma pagrįstą prieširdžių virpėjimo atpažintimo metodą.

Mokslinis naujumas

Šioje daktaro disertacijoje siūlomas fotopletizmogramos modelis, leidžiantis simuliuoti FPG signalus su įvairiais širdies įvykiais, pradedant nuo

normalaus sinusinio ritmo ir baigiant priešlaikiniais susitraukimais bei prieširdžių virpėjimu. FPG signalai yra generuojami į modelį įvedant tik RR intervalų sekas, išskirtas tiek iš EKG signalų, tiek naudojant RR intervalų generatorius. Modelyje yra naudojami skirtingi FPG impulsai, kuriais įvertinamas amžius ir kraujagyslių būklė. Dėl šių savybių modelis yra unikalus ir tinka automatiniams FPG pagrįstiems aritmijų atpažinimo algoritmams kurti ir bandyti.

Buvo sukurti du didelio patikimumo PSS ir PV aptikimo algoritmai, galintys veikti realiuoju laiku. Abu algoritmai pagrįsti požymiais, išskirtais tik iš FPG signalų. Laikiniai, amplitudiniai ir dažnių srities požymiai yra naudojami atskiriant dominančią aritmiją nuo kitų aritmijų bei triukšmų. Algoritmas buvo kuriamas turint omeny panaudojimą dėvimose sistemose. Sprendžiant iš prieinamų mokslinės literatūros šaltinių, šiuo metu nėra sukurta patikimų FPG signalais pagrįstų sprendimų ilgalaikiai aritmijų stebėsenai ir aptikimui. Dėl šios priežasties siūlomų algoritmų ambulatorinis panaudojimas leistų patogiai, rentabiliai ir patikimai aptikti PSS bei PV.

PSS aptikimo algoritmas paremtas trimis vienas po kito einančiais intervalais, apibrėžiančiais vieną impulsą, dažniniais požymiais ir artefaktų aptikimu. Širdies dūžiai į priešlaikinius ir normalius yra klasifikuojami dirbtiniu neuronų tinklu. Išskirti požymiai yra normuojami atsižvelgiant į įvertinto normalaus sinusinio ritmo dažnį, taikant dažnio srities analizę. FPG segmentai su artefaktais yra aptinkami pasitelkiant artefaktų detektorių ir nėra įtraukiami į analizę, tokiu būdu mažinant klaidingų aliarmų skaičių esant mažam signalo ir triukšmo santykiui.

Siūlomas PV aptikimo algoritmas paremtas intervalų tarp gretimų širdies susitraukimų analize ir FPG signalo kokybės įvertinimu. PV aptikimo dalis pagrįsta patobulintu, modifikuotu ir FPG signalams pritaikytu mažo kompleksiško algoritmu [19]. Algoritme buvo įgyvendinti sprendimai, mažinantys priešlaikinių susitraukimų, bigeminijos bei sinusinės aritmijos įtaką algoritmo specifiškumui. Signalo kokybė įvertinama išskirtus FPG impulsus lyginant su iš anksto algoritme nustatytu šablonu, kuris adaptuojasi prie tiriamo FPG signalo morfologijos. PV detektoriaus išėjimas yra keičiamas atsižvelgiant į įvertintą FPG signalo kokybę, sudarant sąlygas patikimai aptikti PV kokybiškose FPG signalo dalyse ir mažinti klaidingų aliarmų skaičių esant mažam signalo ir triukšmo santykiui.

Praktinė vertė

1. Sukurti ambulatorinės PSS ir PV stebėsenos sprendimai gali būti taikomi šiais tikslais:

- (a) dėl didelio modeliuotų FPG signalų panašumo į realius signalus siūlomas FPG signalų modelis gali būti naudojamas FPG pagrįstiems aritminių aptikimo algoritmams kurti, bandyti ir triukšmui iš signalų pašalinti;
 - (b) fotopletizmograma paremtas priešlaikinių skilvelių susitraukimų detektorius gali būti taikomas patikimai ir patogiai ambulatorinei ilgalaikiai priešlaikinių skilvelių susitraukimų stebėsenai realiuoju laiku, pavyzdžiui, hemodializės metu, atlikti;
 - (c) prieširdžių virpėjimo aptikimo fotopletizmogramos signaluose metodas gali būti taikomas patikimai, rentabiliai ambulatorinei ilgalaikiai pacientų, įtariamų turint trumpalaikius ir retus prieširdžių virpėjimo epizodus po miokardo infarkto bei insulto, stebėsenai atlikti.
2. Šioje disertacijoje pateikti metodai buvo sukurti ir taikyti gavus šių projektų paramą:
- (a) Europos socialinio fondo remiamas Jungtinių tyrimų programos projektas *Intelektualių dėvimų jutiklių sistema žmogaus sveikatingumo stebėsenai – iMON*(Nr. VP1-3.1-SMM-10-V-02-004), 2013–2015.
 - (b) EK 7BP programos projektas *Personalized patient empowerment and shared decision support for cardiorenal disease and comorbidities – CARRE (Personalizuotas pacientų įgalinimas ir jungtinių sprendimų palaikymas kardiorenalinių bei susijusių susirgimų atvejais)*(Nr. 611140), 2013–2016.
 - (c) Lietuvos mokslo tarybos finansuojamas mokslininkų grupių projektas *Automatiniai algoritmai prieširdžių virpėjimo išsivystymo rizikai po ūminio miokardo infarkto prognozuoti – AFAMI*(Nr. MIP088/15), 2015–2017.

Tyrimo rezultatų apibavimas

Daktaro disertacijos rengimo metu buvo publikuoti 2 moksliniai straipsniai tarptautiniuose žurnaluose, turinčiuose citavimo indeksą. Iš viso paskelbta 11 mokslinių publikacijų. Pagrindiniai tyrimo rezultatai buvo pristatyti 6 konferencijose, tarp jų ir visame pasaulyje žinomose *IEEE Biomedical Circuits and Systems (BioCAS) 2014* ir 44-ojoje *Computing in Cardiology 2017* konferencijose. Tyrimai buvo teigiamai įvertinti tiek tarptautiniu, tiek vietiniu mastu: *BioCAS 2014* straipsnis buvo atrinktas tarp 20 didžiausių

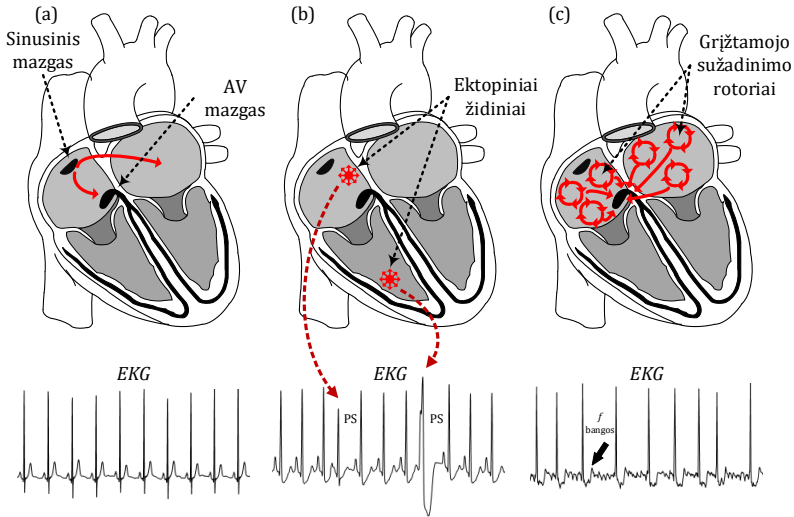
indėlių į konferenciją įnešusių straipsnių ir gautas kvietimas straipsnį praplėsti bei publikuoti specialiaame žurnalo *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* leidime; pirmoji vieta buvo suteikta konferencijos *Mokslas – sveikatai* (Lietuvos sveikatos mokslų universitetas) sekcijos *Signalai ir modeliavimas* pranešimui; jaunųjų mokslininkų parodoje-konkurse *KTU Technorama 2015* (Kauno technologijos universitetas) su bendraautoriais laimėtas prizas už investuoti patraukliausią projektą.

Ginamieji teiginiai

1. Fotopletizmogramos modelis, skirtas aritmijoms, tokioms kaip priešlaikiniai skilvelių susitraukimai ir prieširdžių virpėjimas, simuliuoti, leidžia generuoti FPG signalus naudojant iš EKG išskirtus požymius. FPG modelis gali būti taikomas kuriant ir vertinant FPG pagrįstus aritmijų atpažinimo metodus.
2. Priešlaikiniai skilvelių susitraukimai gali būti patikimai aptinkami remiantis iš FPG signalų išskirtais ritmo ir amplitudiniais požymiais, kartu pasitelkiant artefaktų aptikimą ir dirbtinių neuronų tinklu paremtą klasifikatorių.
3. Kombinuojant EKG signalais parentą prieširdžių virpėjimo aptikimo algoritmą su patobulinimais ir modifikacijomis, adaptuojant jį FPG signalams ir taikant FPG signalų kokybės įvertinimą, galima patikimai aptikti prieširdžių virpėjimą pasitelkiant tik FPG signalais pagrįstą analizę.

1. KLINIKINĖ PRIEŠLAIKINIŲ SKILVELIŲ SUSITRAUKIMŲ IR PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO SVARBA IR DIAGNOZAVIMAS

1.1 pav. parodytas širdies elektrinis aktyvumas esant normaliam sinusiniam ritmui ir priešlaikinių susitraukimų bei prieširdžių virpėjimo atvejais.



1.1 pav. Širdis ir elektrinė veikla: (a) esant normaliam sinusiniam ritmui, (b) priešlaikinių prieširdžių ir skilvelių susitraukimų metu ir (c) prieširdžių virpėjimo metu

Priešlaikiniai skilvelių susitraukimai. Priešlaikiniai skilvelių susitraukimai (PSS) yra ankstyvi širdies skilvelių susitraukimai, kurie gali pasitaikyti tiek struktūriškai normaliose širdyse, tiek esant struktūrinei širdies ligai. Kitaip nei esant normaliam sinusiniam ritmui, elektriniai impulsai PSS metu sužadunami ne sinusiniame mazge, o antriniuose ritmo vedliuose, kurie yra skilveliuose (ektopiniai židiniai). PSS yra vieni dažniausiai pasitaikančių ritmo sutrikimų ir anksčiau buvo laikomi nekeliančiais pavojaus [20]. PSS aptinkami 1 % sveikų žmonių, registruojant standartinę 12 derivacijų elektrokardiogramą, ir 40–75 % žmonių, registruojant EKG Holterio monitoriumi 24–48 val. [4]. Tačiau žmonėms, sergantiems širdies liga, PSS pasireiškia dažniau [21]. PSS siejami su padidėjusia staigios mirties rizika [22]. Žmonės, kuriems būdingi dažni PSS (daugiau nei 1, atliekant standartinę EKG įrašą,

arba daugiau nei 30 per valandą), turi du kartus didesnę kardialinės mirties riziką nei tie, kurie nekenčia nuo dažnų PSS [23]. 10 metų atliekant tyrimą registruojant 10 s trukmės EKG įrašus buvo pastebėta tris kartus didesnė prieširdžių virpėjimo išsivystymo rizika [6]. 85 % pacientų, kenčiančių nuo PSS, atsirandančių fizinio krūvio metu, buvo aptiktos struktūrinės miokardo ir perikardo anomalijos [24]. PSS gali sukelti ir kitas rimtas aritmijas, pvz., skilvelių tachikardiją, kuri gali pereiti į mirtiną skilvelių virpėjimą [25]. Dažni PSS (pvz., keletą tūkstančių per dieną) buvo siejami su kairiojo prieširdžio padidėjimu ir kardiomiopatijos išsivystymu [26]. PSS atsiradimas gali būti mažinamas pasitelkiant abliacijos terapijas [27].

Prieširdžių virpėjimas. Prieširdžių virpėjimas (PV) yra vienas labiausiai paplitusių širdies aritmijos tipų [28]. PV yra nereguliarus ritmas, kurio metu elektriniai impulsai prieširdžiuose yra generuojami chaotiškai ir kuris pasižymi nereguliais skilvelių susitraukimais.

Epidemiologiniai duomenys rodo, jog nuo 1990 iki 2010 metų naujai aptiktų PV atvejų padaugėjo 5 mln. [29]. PV paplitimas didėja su amžiumi: nuo jo kenčia 0,14 % jaunesnių nei 50 metų, 4 % 60–70 metų ir 14 % vyresnių nei 80 metų žmonių [30]. PV yra viena iš insulto priežasčių: 15 % visų pacientų, patyrusių insultą, turėjo PV [31]. Europoje pacientų, kenčiančių nuo PV, gydymui kasmet išleidžiama 6,2 mlrd. eurų ir trečdalis šios sumos sudaro guldymo į ligoninę išlaidos [32].

Pagrindinės pacientų, kenčiančių nuo PV, daugėjimo priežastys yra višumenės senėjimas, augantis hipertenzija sergančių, antsvorį turinčių žmonių skaičius, padidėjęs išgyvenamumas esant širdies nepakankamumui ir miokardo infarktui. Visos šios priežastys sukelia struktūrinius miokardo pakitimus, todėl padidina PV išsivystymo riziką [29]. Kita vertus, PV aptinkamumas didėja ir dėl naujų aritmijų aptikimo technologijų, tokių kaip implantuojami širdies ritmo monitoriai, trumpalaikės stebėsenos prietaisai bei naujos PV diagnozavimo gairės, atsiradimo.

Aritmijų diagnozavimas. Aritmijos yra diagnozuojamos pagal širdies ritmo nereguliarumą ir patvirtinamos registruojant EKG signalą. Pavyzdžiui, PSS metu širdies susitraukimo impulsai yra platūs ir turi nenormalų QRS kompleksą su trumpesniu intervalu prieš susitraukimą ir ilgesniu po susitraukimo. PV atveju EKG signalė nėra P bangos ir pastebimi nereguliarūs skilvelių susitraukimai [33]. Besivystančios technologijos suteikia įvairių pacientų stebėsenos ir aritmijų aptikimo galimybių.

Taikomi trys pagrindiniai širdies elektrinio aktyvumo įvertinimo remiantis EKG būdai: ramybės EKG, fizinio krūvio EKG ir ambulatorinis

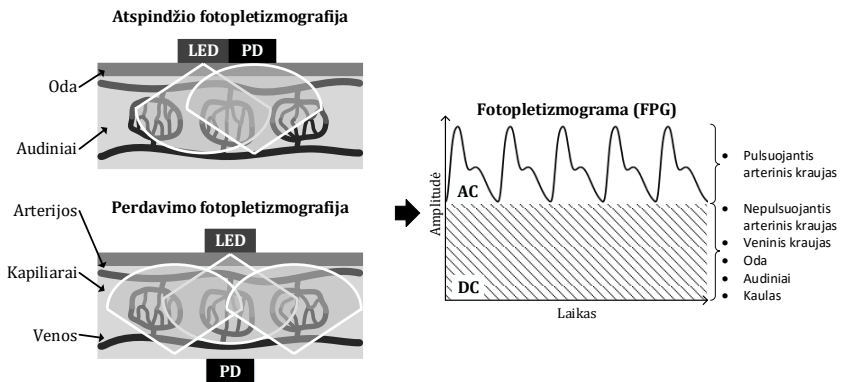
EKG registravimas. Ramybės ir krūvio metu registruojamos EKG paprastai naudojamos aptikti aritmijoms, kurių dažnis yra didelis arba kurios yra pastovios. O ambulatorinis EKG registravimas yra skirtas aptikti retai pasitaikančioms aritmijoms.

Ramybės arba krūvio EKG yra registruojamos gydytojo kabinete arba ligoninėje. Prie paciento krūtinės, rankų ir kojų yra tvirtinami 10–15 elektrodų. Registruojant ramybės EKG, pacientas viso registravimo metu guli ramiai, o krūvio EKG yra registruojama pacientui užsiimant fizine veikla, pvz., bėgant bėgimo takeliu 5–15 minučių. Tiems pacientams, kurie negali atlikti fizinių pratimų, širdis yra stimuliuojama specialiais vaistais, kurie sukuria krūvio metu veikiančios širdies efektą.

Retai pasitaikančioms ar įtariamoms aritmijoms aptikti yra skiriamas ambulatorinis EKG įrašymo įrenginys arba įvykių registratorius, kuris EKG registruoja tada, kai yra įtartinas ritmas arba pacientas pajutęs pats jį paspaudžia. Ambulatorinis EKG registravimas atliekamas ne ligoninėje, pavyzdžiui, paciento namuose.

2. FPG PAGRĮSTAS ARITMIJŲ APTIKIMAS

Fotopletizmografija yra santykinai paprastas, optinis, neinvazinis metodas, taikomas hemodinaminiam pokyčiams kraujotakos sistemoje stebėti, apšviečiant audinius tam tikro bangos ilgio šviesa. Fotopletizmografijos principas paremtas kraujo savybe absorbuoti šviesą labiau už aplinkinius audinius. Fotopletizmografinis jutiklis yra sudarytas iš šviesos šaltinio (LED) ir fotodetektoriaus (PD), priimančio neabsorbuotą šviesą. Šviesos, priimanos PD, intensyvumas keičia išėjimo įtampos signalą, kuris yra proporcingas kraujo tūriui kitimui kraujagyslėse sulig kiekvienu širdies dūžiu. Išėjimo įtampa parodo tik santykinius kraujo tūrio pokyčius, todėl tikrasis tūris šiuo metodu nėra matuojamas. Daugiausia naudojamos dvi fotopletizmografijos konfigūracijos: atspindžio ir perdavimo. Jos yra iliustruotos 2.1 pav.



2.1 pav. Atspindžio ir perdavimo fotopletizmografijos principas ir fotopletizmogramos signalo sandara

Kaip matoma 2.1 pav., FPG signalas yra sudarytas iš kelių komponentų, kurių vienas yra kintantis (kintamoji dedamoji – AC), o kitas – pastovus (nuolatinė dedamoji – DC). Kai šviesa sklinda biologiniais audiniais, ji yra absorbuojama pulsuojančiu arteriniu krauju, veniniu krauju, kaulais, odos pigmentais ir kitais gretimai esančiais audiniais. Todėl kintamoji komponentė susijusi su pokyčiais kraujo tūryje kiekvieno širdies dūžio metu. DC komponentė atsiranda dėl audiniais atspindėtos šviesos ir priklauso nuo audinių struktūros bei veninio ir arterinio kraujo tūrio. DC komponentė taip pat šiek tiek kinta dėl kvėpavimo. AC komponentės dažnis priklauso nuo

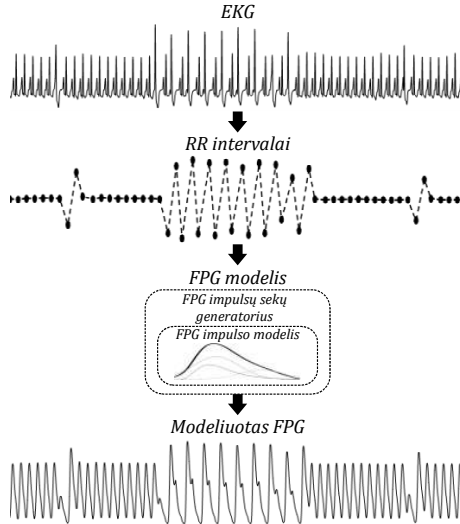
širdies ritmo.

Fotopletizmografijos panaudojimas aritmijai aptikti buvo pasiūlytas Shelley [34]. Kitaip negu Holterio monitoriai, FPG pagrįsti prietaisai gali pasiūlyti pigesnę ir patogesnę aritmijų stebėseną, nes tam nereikia prie kūno tvirtinamų elektrodų [35]. Fotopletizmografinis jutiklis yra patogesnis naudoti nei EKG elektrodai, nes gali būti pritvirtintas, pavyzdžiui, ant piršto, integruotas į ausines, sukurtas kaip kaktos raištis arba naudojamas kaip riešinis jutiklis. Todėl iki dabar fotopletizmografiją buvo svarstoma taikyti priešlaikiniams širdies susitraukimams [36, 37, 38, 39] bei prieširdžių virpėjimui aptikti naudojant išmaniojo telefono kamerą [40, 41, 42, 43]. Tačiau iki šiol sukurti metodai nėra tinkami ilgalaikiai stebėsenai.

3. SIŪLOMI FPG SIGNALŲ MODELIAVIMO IR ARITMIJŲ APTIKIMO METODAI

3.1. FPG signalų modeliavimas aritmijų metu

Šiame poskyryje pristatomas inovatyvus fenomenologinis modelis, skirtas simuluoti FPG signalams širdies aritmijų metu. EKG RR intervalų sekos yra naudojamos kaip siūlomo modelio įėjimas (žr. 3.1 pav.). Modelis sudarytas iš dviejų pagrindinių dalių: vieno FPG impulso modeliavimo ir impulsų sekos, jungiančios atskirus impulsus į vientisą FPG signalą, modeliavimo.



3.1 pav. Siūlomo FPG signalų modelio blokinė schema

3.1.1. FPG impulso modeliavimas

FPG impulsas yra modeliuojamas kombinuojant tris funkcijas: vieną lognormaliojo skirstinio ir dvi Gauso, kurios reiškia tiesioginę ir atspindėtas bangas. Lognormaliojo pasiskirstymo funkcija yra apibrėžta:

$$\varphi_1(t; m, \sigma_1) = \begin{cases} \frac{1}{t\sqrt{2\pi\sigma_1^2}} e^{-\frac{(\ln(t/m))^2}{2\sigma_1^2}}, & t > 0, \\ 0, & t \leq 0, \end{cases} \quad (3.1)$$

čia t – laikas, m – mastelio parametras ir σ_1^2 – formos parametras. Gauso funkcija yra apibrėžta:

$$\varphi_i(t; \sigma_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2}} e^{-\frac{t^2}{2\sigma_i^2}}, \quad i = 2, 3, \quad (3.2)$$

čia σ_i^2 yra pločio parametras. FPG impulsas yra modeliuojamas sujungiant $\varphi_1(t; m, \sigma_1)$, $\varphi_2(t; \sigma_2)$, ir $\varphi_3(t; \sigma_3)$ funkcijas pagal formulę:

$$\varphi(t; \boldsymbol{\theta}) = w_1 \varphi_1(t - \tau_1; m, \sigma_1) + \sum_{i=2}^3 w_i \varphi_i(t - \tau_i; \sigma_i) + a, \quad (3.3)$$

čia a yra nuolatinė dedamoji. Patogumo dėlei visi modelio parametrai yra sujungti į vieną vektorių:

$$\boldsymbol{\theta} = [w_1, w_2, w_3, \tau_1, \tau_2, \tau_3, m, \sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, a]. \quad (3.4)$$

Parametrai FPG impulsui modeliuoti buvo randami pasitelkiant netiesinį mažiausiųjų kvadratų metodą:

$$J(\boldsymbol{\theta}) = \int_{-\infty}^{\infty} (y(t) - \varphi(t; \boldsymbol{\theta}))^2 dt, \quad (3.5)$$

$$\hat{\boldsymbol{\theta}} = \arg \min_{\boldsymbol{\theta}} J(\boldsymbol{\theta}), \quad (3.6)$$

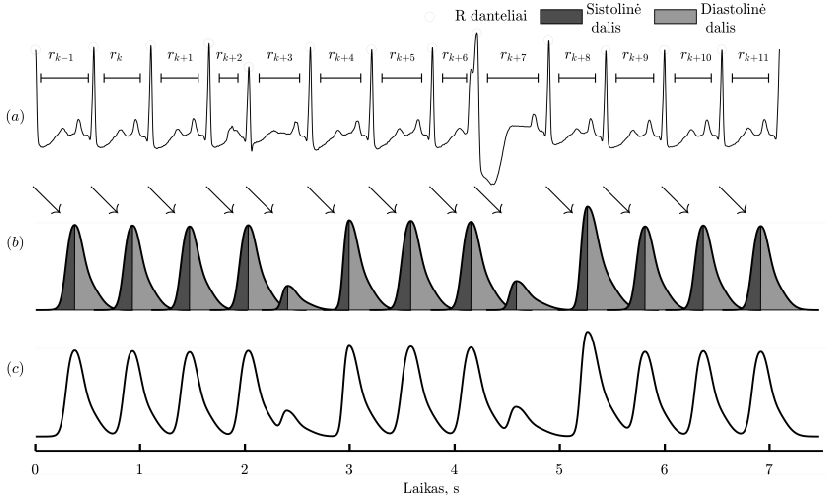
čia $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ yra vektorius, mažinantis skirtumą tarp FPG impulso šablono $y(t)$ ir modeliuoto FPG impulso $\varphi(t; \boldsymbol{\theta})$. Prieš klaidos minimizavimą kiekvienas FPG impulso šablonas buvo normuojamas pagal amplitudę.

Kadangi FPG impulso morfologija kinta priklausomai nuo amžiaus ir klinikinės būklės, tyrime naudojami FPG impulsų šablonai, aprašyti Dawber'o [44].

3.1.2. FPG impulso kontekstualizavimas

FPG impulsas yra sudarytas iš sistolinės ir diastolinės dalių, kurių kiekviena priklauso nuo gretimų RR intervalų. k -tajam impulsui formuoti yra naudojami du laiko masteliai, atvirkščiai proporcingi RR intervalams:

$$\beta_{s,k} = \begin{cases} \frac{1}{r_k}, & \frac{r_k}{r_{k-1}} \leq \eta_0, \\ \frac{1}{r_{k-1}}, & \text{kitais atvejais,} \end{cases} \quad (3.7)$$



3.2 pav. FPG signalo modeliavimo žingsniai: (a) EKG signalas su aptiktais R danteliais ir atitinkamais RR intervalais, (b) modeliutos sistolinės ir diastolinės dalys, sujungtos į impulsus, ir (c) gautas modeliutas FPG signalas

$$\beta_{d,k} = \begin{cases} \frac{1}{r_{k+1}}, & \frac{r_k}{r_{k-1}} \leq \eta_0, \\ \frac{1}{r_k}, & \text{kitais atvejais,} \end{cases} \quad (3.8)$$

čia r_k nurodo RR intervalą prieš k -tąjį impulsą. Slenkstinė vertė η_0 nurodo, ar impulsas yra susijęs su priešlaikiniu susitraukimu.

FPG impulso amplitudė yra laikoma proporcinga r_k , jei dūžis nėra priešlaikinis. Jeigu dūžis yra priešlaikinis, amplitudė yra keičiama pasitelkiant eksponentinę priklausomybę. FPG impulso amplitudė yra keičiama pagal formulę:

$$\alpha_k = \begin{cases} 0,58 \cdot r_k^{1.32}, & \frac{r_k}{r_{k-1}} \leq \eta_0 \text{ or } \frac{r_{k+1}}{r_k} \geq \eta_1, \\ r_k, & \text{kitais atvejais,} \end{cases} \quad (3.9)$$

čia slenkstinė vertė η_1 nurodo, ar ankstesnis dūžis yra priešlaikinis, ir atitinkamai leidžia sumažinti amplitudę.

k -tasis FPG impulsas, pažymėtas $s_{a,k}(t)$, yra modifikuojamas keičiant

$\varphi(t; \hat{\theta})$ amplitudę pagal α_k , o plotį pagal $\beta_{s,k}$ arba $\beta_{d,k}$:

$$s_{a,k}(t) = \begin{cases} \alpha_k \cdot \varphi(\beta_{s,k}(t - t_p); \hat{\theta}), & -\infty < t < t_p, \\ \alpha_k \cdot \varphi(\beta_{d,k}(t - t_p); \hat{\theta}), & t_p \leq t < \infty, \end{cases} \quad (3.10)$$

čia t_p yra laikas ties didžiausiu teigiamu pikų $\varphi(t; \hat{\theta})$. Galiausiai $s_{a,k}(t)$ diskretizavimas yra atliekamas pagal formulę:

$$s_k(n) = s_{a,k}(t = nT), \quad n = 0, 1, \dots \quad (3.11)$$

čia T nurodo diskretizavimo intervalo ilgį.

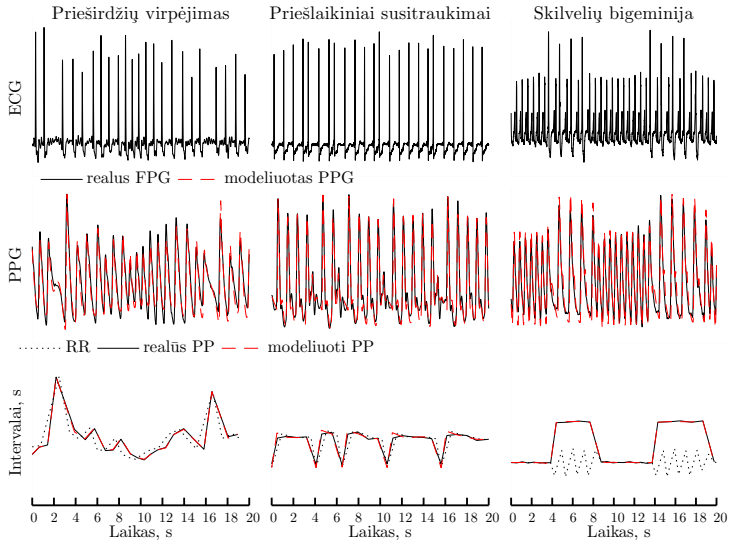
3.1.3. Sujungo FPG signalo modeliavimas

Modeliuotas FPG signalas $x(n)$ yra generuojamas tarpusavyje sujungiant atskirus sumodeliuotus FPG impulsus pagal dūžio momentus δ_k , gautus iš EKG RR intervalų, ir pridendant triukšmą $v(n)$,

$$x(n) = \sum_{k=1}^K s_k(n - \delta_k) + v(n), \quad (3.12)$$

čia K nurodo impulsų skaičių signale. FPG signalo generavimo žingsniai yra pavaizduoti 3.2 pav.

Realių ir modeliuotų FPG signalų pavyzdžiai prieširdžių virpėjimo, priešlaikinių susitraukimų bei skilvelių bigeminijos atvejais yra parodyti 3.3 pav. Akivaizdu, jog modeliuoti signalai atitinka realius ir tais atvejais, kai yra ritmo nereguliarumų. Be to, yra matomas skirtumas tarp EKG RR intervalų bei atitinkamų FPG intervalų tarp gretimų pikų (PP), tačiau panašumas tarp realių ir modeliuotų FPG PP intervalų išlieka.

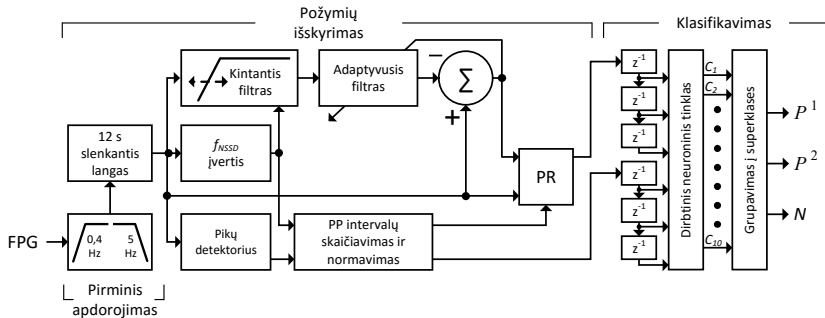


3.3 pav. Sinchroniškai registruoti EKG ir FPG signalai iš MIMIC duomenų bazės lyginant su simuliuotais FPG signalais (prieširdžių virpėjimo, sinusinio ritmo su priešlaikiniais susitraukimais ir sinusinio ritmo su skilvelių bigeminija). Apačioje yra pateikti tiek EKG RR intervalai, tiek realių bei modeliutų FPG signalų intervalai tarp gretimų pikų (PP)

3.2. FPG pagrįstas priešlaikinių skilvelių susitraukimų aptikimas

Šiame poskyryje yra pristatomas priešlaikinių skilvelių susitraukimų aptikimo metodas, paremtas išvestiniais FPG signalo galia pagrįstais požymiais bei laikiniais požymiais. Vienas pagrindinių siūlomo metodo ypatumų yra laikinių požymių normavimas pagal normalų širdies susitraukimų dažnį, kuris yra įvertinamas kombinuojant laikinį apdorojimą ir spektrinę signalų analizę. Dėl šios priežasties, kitaip nei ankstesniuose darbuose, toks sprendimas leidžia aptikti priešlaikinius skilvelių susitraukimus netgi skilvelių bigeminijos epizodų atvejais. Kartu klaidingiems aliarmams minimizuoti buvo atliktas artefaktų aptikimas.

Siūlomas priešlaikinių skilvelių susitraukimų aptikimo ir klasifikavimo metodas paremtas laikiniais (intervalais tarp gretimų impulsų – PP) bei išvestiniais galia paremtais parametrais (galių santykiais – PR), gautais iš kiekvieno FPG impulso. Metodas yra sudarytas iš trijų pagrindinių dalių: FPG signalo pirminio apdorojimo, požymių išskyrimo bei požymių klasifikavimo (žr. 3.4 pav.).



3.4 pav. Siūlomo metodo blokinė schema. Čia f_{NSSD} yra normalus širdies susitraukimų dažnis, PP – intervalas tarp gretimų impulsų, PR – galių santykis. Išėjimai pažymėti N , P^1 ir P^2 , atitinkamai reiškia normalų dūžį, priešlaikinį skilvelių susitraukimą be matomo FPG impulso bei priešlaikinį skilvelių susitraukimą su mažos amplitudės impulsu

3.2.1. Pirminis apdorojimas ir požymių išskyrimas

Aukštadažniams triukšmams ir bazinės linijos dreifui mažinti FPG signalas yra filtruojamas juostiniu 0,4–5 Hz filtru. Šie pjūvio dažniai atitinka mažiausią ir didžiausią širdies susitraukimų dažnius. 12 s slenkantis langas su 50 % sanklota yra naudojamas požymiams išskirti. Teigiami FPG pikai yra aptinkami taikant slenkstinės vertės kirtimo metodą. Galiausiai atliekant tam tikras operacijas yra įvertinamas normalus ŠSD (f_{NSSD}).

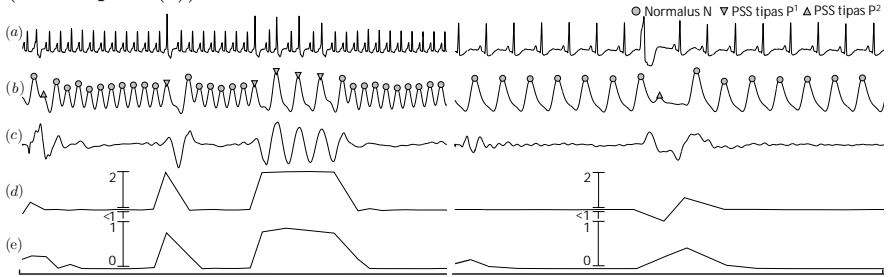
Įvertinant f_{NSSD} yra svarbu mažinti impulsinių triukšmų įtaką, nes atliekant spektrinę analizę šie triukšmai gali būti klaidingai susieti su f_{NSSD} . Dėl šios priežasties pirmiausia FPG amplitudė yra apribojama diapazone $\pm 0,7std$, o gautas signalas yra nuglotninamas slenkančio vidurkio filtru. Tada skaičiuojama gautojo signalo pirmoji išvestinė, kuri veikia kaip žemųjų dažnių filtras ir išryškina aukštesnio dažnio komponentes. Ši operacija ypač veiksminga tada, kai FPG segmentuose yra bigeminijos epizodų, kurie gali sumažinti signalo dažnį du kartus, palyginti su normaliu sinusiniu ritmu. Toliau f_{NSSD} yra įvertinamas fiksuojant dažnį ties didžiausia spektro amplitudė. Galiausiai išskirtys yra pašalinamos filtruojant f_{NSSD} sekas su trečiosios eilės medianos filtru.

Tam, kad PP požymiai būtų nepriklausomi nuo ŠSD, prieš įvedant į klasifikatoriaus įėjimą, jie yra normuojami pagal įvertintą f_{NSSD} :

$$PP_k = \frac{(p_k - p_{k-1}) f_{NSSD}}{f_s}, \quad (3.13)$$

čia k – PP numeris, p_j – teigiamų pikų indeksai, f_s – diskretizacijos dažnis (Hz), f_{NSSD} – normalus susitraukimų dažnis (Hz). Normuoti PP intervalai yra apytiksliai lygūs 1, kai širdies ritmas yra normalus, tačiau gali būti tiek mažiau, tiek daugiau nei 1, kai yra PSS.

Antrasis žemųjų dažnių filtras yra charakterizuojamas pagal kintantį pjūvio dažnį ir naudojamas iš FPG signalo išskirti aukštesnių dažnių komponentams (nuo f_{NSSD} iki 5 Hz). Šiuo filtru nufiltruotas signalas siunčiamas į rekursyvųjį mažiausiųjų kvadratų RMK adaptatyviojo filtro atraminį įėjimą (dešimtosios eilės, 0,999 užmirštumo koeficientas). Kadangi FPG impulsai su PSS yra žemesnių dažnių, nufiltravus RMK filtru gaunamas signalas yra tik su PSS dedamosiomis, o normalių dūžių dedamosios yra nuslopinamos (žr. 3.5 pav. (c)).



3.5 pav. FPG signaluose aptiktų PSS pavyzdžiai: (a) synchroniškai registruotas EKG, (b) FPG su PSS po pirminio apdorojimo, (c) adaptatyviojo filtro išėjimas, (d) normuoti intervalai tarp gretimų impulsų (PP) ir (e) galių santykiai (PR)

Galių santykiai (PR) yra apskaičiuojami segmentuose tarp dviejų gretimų FPG impulsų, naudojant FPG signalą po pirminio apdorojimo ($s_k^{bp}(n)$) ir FPG signalą po adaptatyviojo filtravimo ($s_k^{af}(n)$):

$$PR_k = \frac{\sum_{n=1}^N \left(s_k^{af}(n) - \overline{s_k^{af}} \right)^2}{\sum_{n=1}^N \left(s_k^{bp}(n) - \overline{s_k^{bp}} \right)^2}, \quad (3.14)$$

čia k – segmento numeris, N – segmento ilgis, $\overline{s_k^{af}}$ yra $s_k^{af}(n)$ amplitudė, $\overline{s_k^{bp}}$ – vidutinė $s_k^{bp}(n)$ amplitudė.

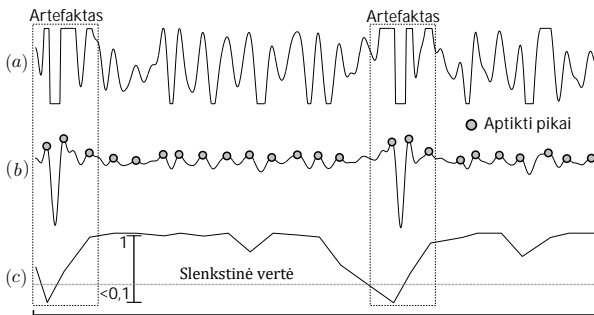
3.2.2. Klasifikavimas

Aciklinis dirbtinis neuronų tinklas (DNT) tiek su tiesiniais, tiek su netiesiniais išėjimo neuronais buvo tiriamas klasifikuojant atskirus FPG

impulsus. Kadangi kiekvienas FPG impulsas yra aprašomas 3 intervalais (ankstesniu, dabartiniu ir tolesniu), atsižvelgiant į dūžio tipą ir triukšmą, gali būti sudaromos įvairios intervalų kombinacijos, todėl yra racionalu dūžius suskirstyti į didesnę skaičių, pvz., 10, klasių tam, kad būtų sumažinta klasifikavimo klaidų tikimybė. Šios 10 klasių toliau grupuojamos į 3 superklases, pažymėtas P^1 , P^2 ir N . Neuronų skaičius paslėptame sluoksnyje empiriškai nustatytas į 40. Mokant DNT, buvo taikomas atbulinės klaidos propagacijos metodas.

3.2.3. Artefaktų aptikimas

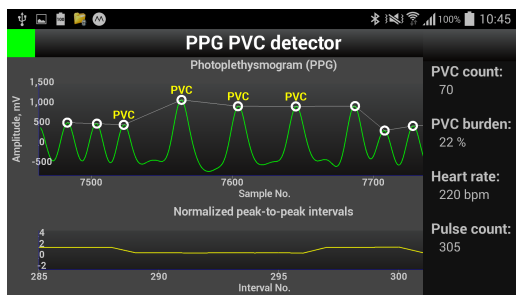
Judesio sukelti artefaktai yra pagrindinė problema, stabdanti FPG signalais paremtų aritmijos aptikimo algoritmų kūrimą. Siekiant sumažinti klaidingų aliarmų skaičių, buvo sukurtas artefaktų detektorius. Artefaktų aptikimo procesas yra iliustruotas 3.6 pav. Analizės lange artefaktai yra aptinkami pagal rezultata, gautą padalijant pagal amplitudę apribotą FPG signalą iš FPG signalo po pirminio apdorojimo. Kadangi apriboto FPG signalo amplitudė yra mažesnė, kai yra artefaktas, šis santykis artėja link 0. Artefaktas aptinkamas, kai santykio vertė yra mažesnė už empiriškai nustatytą 0,3 slenkstinę vertę. Remiantis prielaida, jog artefaktas gali sugadinti gretimus FPG impulsus, 4 impulsai prieš artefaktą ir po jo taip pat yra atmetami ir neklasifikuojami.



3.6 pav. Artefaktų aptikimo FPG signaluose pavyzdys: (a) pagal amplitudę apribotas FPG signalas, (b) FPG signalas po pirminio apdorojimo ir (c) signalų (a) ir (b) santykis

3.2.4. Priešlaikinių skilvelių susitraukimų algoritmo realiojo laiko versijos įgyvendinimas

Realioju laiku veikianti PSS detektoriaus versija buvo įgyvendinta kaip išmaniojo telefono *Android* programa. Tam buvo pasirinkta algoritmo konfigūracija, naudojanti PP požymius, DNT su netiesiniais išėjimais ir neturinti 3.4 schemos blokų 6, 7 ir 8. FPG signalas iš *MIMIC* duomenų bazės yra siunčiamas į programą per asmeninį kompiuterį, naudojant parašytą *LabVIEWTM* programą, kuri nuskaito .mat failus ir siunčia signalą po vieną atskaitą. Tokiu būdu asmeninis kompiuteris simuliuoja pacientą, turintį FPG jutiklį. 3.7 pav. parodytas programos, veikiančios išmaniajame telefone, programinis langas. FPG signalo segmentas su bigeminijos epizodu metu tinkamai atpažintais PSS yra pavaizduotas lango viršuje. Apačioje esantis signalas rodo normuotus intervalus tarp gretimų pikų (PP). Slankiojantis informacinis langas dešinėje pusėje rodo informaciją apie aptiktų PSS skaičių, PSS procentinę dalį, bendrąjį aptiktų dūžių skaičių bei širdies ritmą.

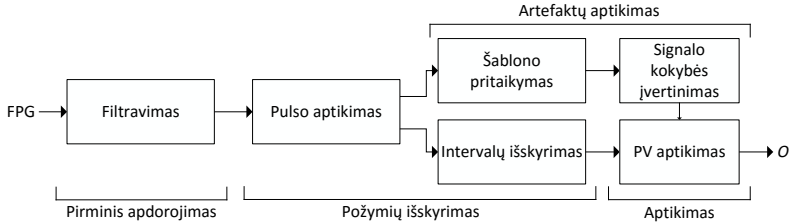


3.7 pav. Programinis sukurtos PSS aptikimo algoritmo programos langas. Programa rodo bigeminijos epizodo metu aptiktus PSS ir kitus ritmą apibūdinančius parametrus

3.3. FPG pagrįstas prieširdžių virpėjimo aptikimas

Šiame poskyryje yra pristatomas siūlomas FPG signalais pagrįstas metodas, skirtas ilgalaikiai prieširdžių virpėjimo stebėsenai ir aptikimui. Siūlomame detektoriuje yra įgyvendinti sprendimai, skirti klaidingiems aliarmams minimizuoti: ektopinių dūžių filtravimas, bigeminijos epizodų slopinimas, sinusinės aritmijos slopinimas ir FPG signalo kokybės įvertinimas. Pasiūlyti sprendimai gali būti pritaikyti bet kokiame RR intervalų analize pagrįstame detektoriuje. Siūlomo PV aptikimo FPG signaluose detektoriaus

dalis, skirta PV aptikti, buvo įgyvendinta remiantis patobulintu ir modifikuotu [19] algoritmu. Siūlomo detektoriaus blokinė schema yra pateikta 3.8 pav. Algoritmas yra sudarytas iš keturių pagrindinių dalių: pirminio apdorojimo, požymių išskyrimo ir artefaktų bei PV aptikimo.



3.8 pav. Siūlomo PV aptikimo metodo blokinė schema

3.3.1. Pirminis apdorojimas

FPG signalas daugiausia sudarytas iš žemesnio dažnio komponentų, todėl aukštesnio dažnio dedamosios yra pašalinamos aukštųjų dažnių filtru su 5 Hz pjūvio dažniu. Bazinės linijos dreifas yra pašalinamas su pirmosios eilės mažiausių vidutinių kvadratų (MVK) adaptyviuoju filtru [45].

3.3.2. Pikų aptikimas

Remiantis Aboy [46], FPG pikams aptikti yra naudojamas pikų detektorius su adaptyviuoju slenksčiu. Slenkstinė vertė yra adaptuojama imant P -tąjį procentilį 2 s trukmės FPG segmente. Pikų paieškos intervalas yra adaptuojamas filtruojant išskirtus intervalus tarp gretimų impulsų trečiosios eilės medianos filtru ir dauginant jį iš eksperimentiškai nustatyto daugiklio M .

3.3.3. Signalų kokybės indeksas

Artefaktai ir klaidingai aptikti FPG pikai yra identifikuojami pasiitelkiant signalo kokybės indeksą (SKI). SKI yra pagrįstas tarpusavio koreliacija tarp išskirto FPG impulso bei FPG impulso šablono. Tarpusavio koreliacijos funkcija pateikta:

$$R_{k,\tau} = \sum_{i=0}^{N-1} f_{k,n} g_{k,n-\tau}, \quad (3.15)$$

čia $f_{k,n}$ – išskirtas FPG impulsas, $g_{k,n}$ – šablonas, τ – vėlinimas, $k - k$ -tasis impulsas. Tiek išskirtas FPG, tiek FPG impulso šablonas yra normuojami pagal vidurkį ir standartinę nuokrypį. Vėlinimas esant didžiausiai koreliacijos vertei yra randamas:

$$\tau_k = \arg \max_n R_{k,n}, \quad (3.16)$$

čia k yra k -toji vėlinimo vertė. Didžiausia koreliacija yra randama:

$$c_k = R_{k,\tau_k}. \quad (3.17)$$

FPG impulso šablonas yra adaptyvus, todėl šablonas pakeičiamas nauju, jeigu tarpusavio koreliacija c_k viršija 0,95, o vėlinimas τ_k yra $\pm 0,05$ s ribose. Šablonas atnaujinamas pagal formulę:

$$g_{k,n} = \begin{cases} f_{k,n}, & c_k \geq \mu \text{ IR } \tau_{min} \leq \tau_k \leq \tau_{max} \\ g_{k,n}^h, & \text{kitu atveju,} \end{cases} \quad (3.18)$$

čia μ – tarpusavio koreliacijos slenkstinė vertė, τ_{min} ir τ_{max} – tarpusavio koreliacijos vėlinimai atitinkamai tarp išskirto impulso ir šablono, $g_{k,n}^h$ – impulsas šablonas.

Galiausiai FPG signalo SKI yra randamas pagal formulę:

$$Q_k = \begin{cases} 1, & c_k \geq \mu \\ 0, & \text{kitu atveju,} \end{cases} \quad (3.19)$$

čia 1 reiškia aukštą FPG impulso kokybę. 3.9 pav. parodyti pagrindiniai FPG signalo kokybės įvertinimo žingsniai.

3.3.4. Priešlaikinių susitraukimų filtravimas

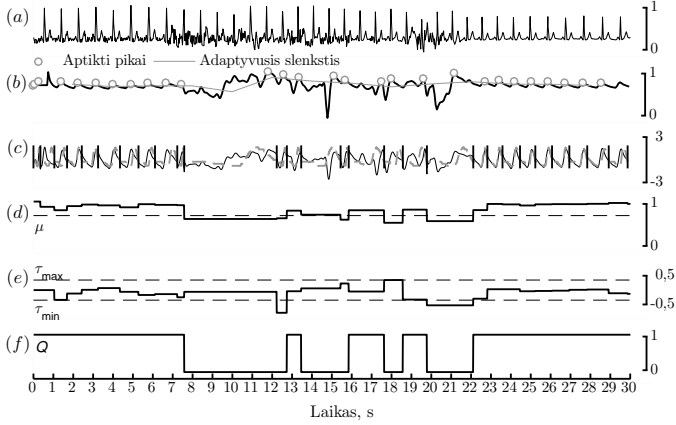
Priešlaikiniai susitraukimai aptinkant PV gali sukelti klaidingus aliarmus. Todėl pavieniams priešlaikiniams susitraukimams filtruoti naudojamas trečiosios eilės medianos filtras. Medianos filtras yra apibrėžtas formule:

$$p_{m,k} = \text{median}\{p_{k-1}, p_k, p_{k+1}\}, \quad (3.20)$$

čia p_k nurodo k -tojo PP intervalo trukmę sekundėmis.

Paprastai PV yra siejamas su padidėjusiu ŠSD, todėl RR intervalų trukmių vidurkis gali būti panaudojamas kaip požymis PV detektoriumi. Eksponentinis vidurkinimas yra aprašytas formule:

$$p_{t,k} = p_{t,k-1} + \alpha(\Gamma(p_{m,k}) - p_{t,k-1}), \quad (3.21)$$



3.9 pav. Signalo kokybės įvertinimas: (a) EKG, (b) FPG, (c) FPG impulsų išskyrimas, (d) tarpusavio koreliacija, (e) teigiami ir neigiami vėlinimai, (f) gautas SKI

čia α ($0 < \alpha < 1$) nurodo glotninimo laipsnį, $K(\cdot)$ yra išotinta tiesinė perdavimo funkcija, aprašyta:

$$K(p_{m,k}) = \begin{cases} 0, & p_{m,k} < 0 \\ p_{m,k}, & 0 < p_{m,k} < 1 \\ 1, & p_{m,k} \geq 1. \end{cases} \quad (3.22)$$

3.3.5. PP intervalų nereguliarumas

Slenkančiame N ilgio analizės lange, esančiame laiko momentu k , yra nustatomas porinių PP intervalų kombinacijų, besiskiriančių daugiau nei γ sekundžių, skaičius. Šis vėliau normuojamas pagal didžiausią vertę $N(N-1)/2$, pvz.:

$$I_{t,k} = \begin{cases} 2 \frac{\sum_{i=0}^{N-2} \sum_{j=i+1}^{N-1} H(|p_{k-i} - p_{k-j}| - \gamma)}{N(N-1) \cdot p_{t,k}}, & z_k > 2, \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.23)$$

čia $H(\cdot)$ yra Heaviside'o funkcija. $I_{t,k}$ yra artimas 0, kai ritmas reguliarus, ir artėja link 1 esant PV.

3.3.6. Bigeminijos slopinimas

Kai PV aptikimas grindžiamas tik laikinių požymių analize, bigeminijos epizodai gali būti klaidingai priskirti PV. Dėl šios priežasties buvo atliktas bigeminijos slopinimas. Prie FPG signalų ypatumų pritaikytas bigeminijos slopinimas yra aprašytas formule:

$$B_k = \left(\frac{\sum_{j=0}^{N-1} b_{k-j}}{\sum_{j=0}^{N-1} b_{m,k-j}} - 1 \right)^2, \quad (3.24)$$

čia N yra sveikasis lyginis skaičius, b_k ir $b_{m,k}$ – atitinkamai medianos filtru nufiltruoti intervalų p_k ir $p_{m,k}$ santykiai:

$$b_k = \text{median} \left\{ \frac{p_{k-1}}{p_k}, \frac{p_k}{p_{k+1}}, \frac{p_{k+1}}{p_{k+2}} \right\}, \quad (3.25)$$

$$b_{m,k} = \text{median} \left\{ \frac{p_{m,k-1}}{p_{m,k}}, \frac{p_{m,k}}{p_{m,k+1}}, \frac{p_{m,k+1}}{p_{m,k+2}} \right\}. \quad (3.26)$$

3.3.7. Signalų sujungimas ir PV aptikimas

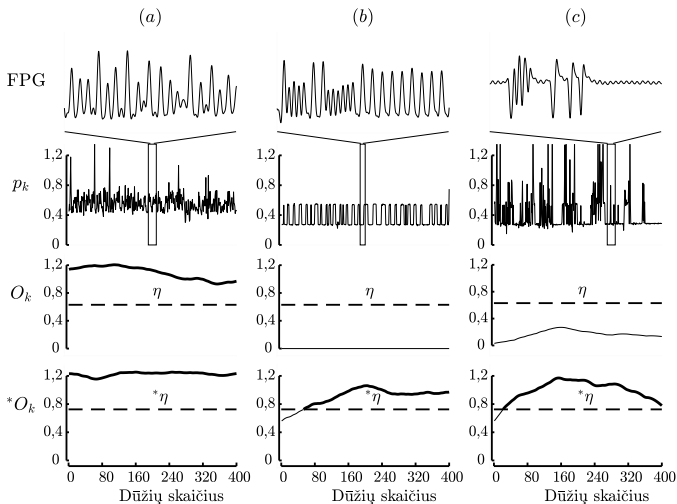
Sprendimo funkcijai įgyvendinti buvo taikomas paprastas signalų sujungimas \mathcal{O}_k : čia \mathcal{O}_k yra identiškas $B_{t,k}$, jei $B_{t,k}$ neviršija fiksuotos slenkstinės vertės δ , kitu atveju ši vertė yra identiška $I_{t,k}$, pvz.:

$$\mathcal{O}_k = \begin{cases} I_{t,k}, & B_{t,k} \geq \delta \\ B_{t,k}, & B_{t,k} < \delta. \end{cases} \quad (3.27)$$

3.10 pav. iliustruoja FPG signalams pritaikyto ir originalaus PV aptikimo algoritmų išėjimus, atitinkamai \mathcal{O}_k ir $^*\mathcal{O}_k$, kartu su iš FPG signalų išskirtais intervalais p_k su PV, sinusiniu ritmu su bigeminijos epizodais bei artefaktais. Akivaizdu, jog PV atveju tiek FPG signalams pritaikyto, tiek originalus algoritmų išėjimai viršija slenkstines vertes, atitinkamai η ir $^*\eta$. Tačiau, kitaip negu originalaus, FPG signalams pritaikyto algoritmo išėjimas neviršija slenkstinės vertės η esant bigeminijai ir artefaktams, todėl klaidingi aliarmai nėra sukeliami.

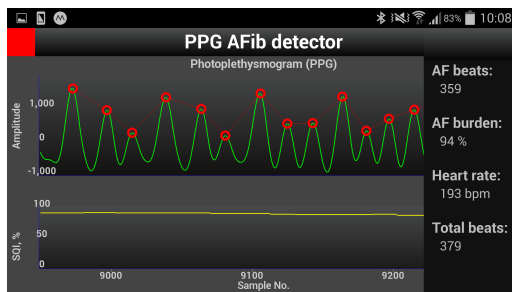
3.3.8. Prieširdžių virpėjimo algoritmo realiojo laiko versijos įgyvendinimas

PV aptikimo algoritmo versija, veikianti realiuoju laiku, buvo įgyvendinta kaip *Android* programa išmaniajam telefonui. Kaip ir PSS detektoriaus atveju, FPG signalas į programą yra perduodamas *Bluetooth* ryšiu.



3.10 pav. FPG signalams pritaikyto ir originalaus algoritmų išėjimai (O_k ir $*O_k$) gauti panaudojant intervalus tarp gretimų impulsų iš FPG signalų su prieširdžių virpėjimu, skilvelių bigemija ir artefaktais. Brūkšninė linija rodo slenkstines PV aptikimo vertes η ir $*\eta$

3.11 pav. parodytas išmaniajame telefone veikiančios programos langas. FPG segmentas yra pavaizduotas viršutinėje lango dalyje. Apatinėje lango dalyje pavaizduotas įvertintas SKI. Slankiojanti juosta dešinėje rodo svarbią su širdies ritmu susijusią informaciją – dūžių su PV skaičių, procentinę dūžių su PV dalį ir bendrąjį dūžių skaičių.



3.11 pav. Pagrindinis *Android* programos, skirtos PV FPG signaluose aptikti, langas. Lange pavaizduotas FPG signalo segmentas su PV, įvertintas segmento SKI bei kiti ritmą apibūdinantys parametrai

4. SUKURTŲ METODŲ PATIKIMUMO ĮVERTINIMAS

4.1. FPG modeliavimas esant aritmijai

4.1.1. Duomenys ir patikimumo įverčiai

Siūlomas FPG modelis buvo įvertintas naudojant realius FPG signalus iš *Physionet MIMIC*, *University of Queens Vital Sign Database (UQVSD)* bei *MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (AFDB)* duomenų bazių.

FPG modelio patikimumas buvo bandomas dviem būdais: lyginant su realiais signalais ir pritaikant siūlomą modelį PV detektoriaus bandymams.

Siūlomo FPG modelio adekvatumas buvo tiriamas lyginant simuliuotus FPG signalus su signalais iš *MIMIC* ir *UQVSD* duomenų bazių. Šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos (E) tarp realaus ir modeliuoto signalų buvo panaudota įvertinant modelio veikimo patikimumą:

$$E = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (u_m(n) - x_m(n))^2}, \quad (4.1)$$

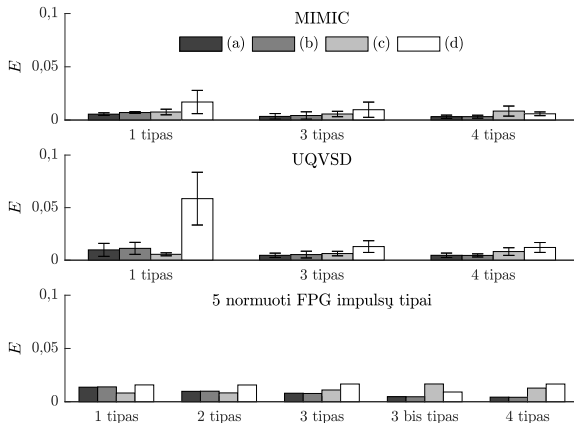
čia M – segmentų skaičius, m – segmento numeris, N – atskaitų skaičius segmente, n – atskaitos numeris, $u_m(n)$ – realus signalas. Prieš E skaičiavimą tiek realus, tiek modeliuotas signalai buvo normuojami pagal amplitudę.

PV detektoriaus (žr. [19]) bandymams buvo naudojamos 25 anototos RR intervalų sekos iš *AFDB* duomenų bazės. Kadangi FPG signalų morfologija priklauso nuo įvairių sąlygų, pvz., amžiaus ir klinikinės būklės, bandymams buvo naudojami FPG signalai, modeliuoti pasitelkiant 5 FPG impulsų tipus (žr. [44]), todėl iš viso buvo analizuojami 125 modeliuoti FPG signalai. Pikų ir PV detektoriaus patikimumas buvo tiriamas atskirai pagal atitinkamai preciziškumą (P), jautrumą (J) ir specifiškumą (S), keičiant STS 0–30 dB diapazone.

4.1.2. Rezultatai

FPG impulso modeliavimas. Pasiūlytas FPG impulso modelis buvo lyginamas su kitais impulsų modeliais, pagrįstais gama ir dviem Gauso funkcijomis, trimis lognormaliojo skirstinio funkcijomis ir trimis Gauso funkcijomis [47, 48]. Rezultatai pateikti 4.1 pav. Jame viršutinė diagrama rodo vidutines kvadratinės šaknies paklaidas, gautas pasitelkiant įvairius FPG

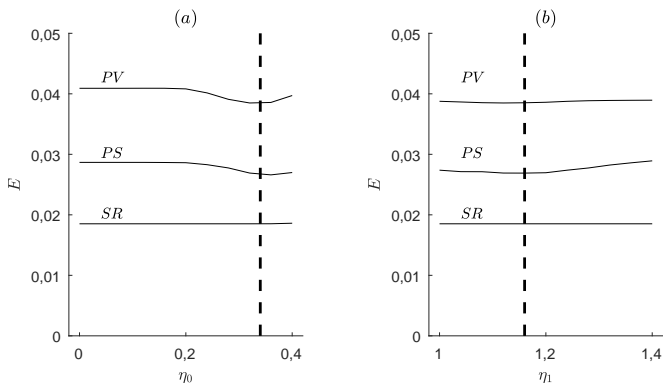
impulsų modeliavimo būdus ir 56 realius impulsus iš *MIMIC* duomenų bazės, sugrupuotus į atitinkamus impulsų tipus. Mažiausia paklaida buvo gauta pasitelkiant lognormalųjį skirstinį ir dvi Gauso funkcijas. Vidurinis grafikas rodo rezultatus, gautus taikant tuos pačius modelius, bet naudojant realius impulsus iš *UQVSD* duomenų bazės. Šiuo atveju didžiausia paklaida buvo gauta modeliui, paremtu trimis Gauso funkcijomis, o mažiausia paklaida su trečiojo tipo ir ketvirtojo tipo impulsais buvo gauta pasitelkiant lognormaliojo skirstinio ir dviejų Gauso funkcijų modelius. Apatinis grafikas rodo paklaidas, gautas modeliuojant penkis skirtingus FPG impulsų tipus (žr. [44]). Panašios paklaidos buvo gautos tiek modeliais, paremtais lognormaliojo skirstinio funkcija ir dviem Gauso funkcijomis, tiek gama ir dviem Gauso funkcijomis, tačiau didžiausia paklaida gauta taikant trijų Gauso funkcijų modelį.



4.1 pav. Šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos, nuo viršaus į apačią: 56 normuotiems FPG impulsams (3 – 1 tipo, 40 – 3 tipo ir 13 – 4 tipo) iš *MIMIC* duomenų bazės, 32 normuotiems FPG impulsams (3 – 1 tipo, 20 – 3 tipo ir 9 – 4 tipo) iš *UQVSD* duomenų bazės ir 5 normuotiems impulsams (žr. [44]) taikant skirtingus modelius: (a) lognormaliojo skirstinio ir Gauso, (b) gama ir Gauso, (c) lognormaliojo skirstinio, (d) Gauso

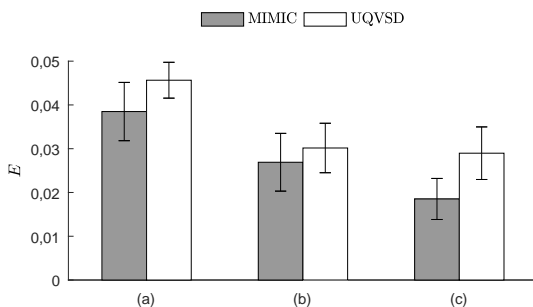
FPG sekos modeliavimas. 4.2 pav. parodyta šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos kaip funkcija nuo slenkstinių verčių η_0 ir η_1 , atitinkamai naudojamų (3.7)–(3.9) formulėse. Remiantis gautomis kreivėmis, tinkamiausios η_0 ir η_1 vertės yra atitinkamai 0,8 ir 1,4.

4.3 pav. matyti, jog mažiausia šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos gauta esant signalams su sinusiniu ritmu ir sinusiniu ritmu su prieš-



4.2 pav. Šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos tarp 1 min modeliuotų ir realių FPG signalų kaip funkcijos nuo slenkstinių verčių (a) η_0 , (b) η_1 (3.7)–(3.9) formulėse. Horizontalios linijos rodo atrinktas slenkstines vertes esant įvairiems širdies ritmo tipams: prieširdžių virpėjimui (PV), sinusiniam ritmui su priešlaikiniais susitraukimais (PS) ir sinusiniam ritmui (SR)

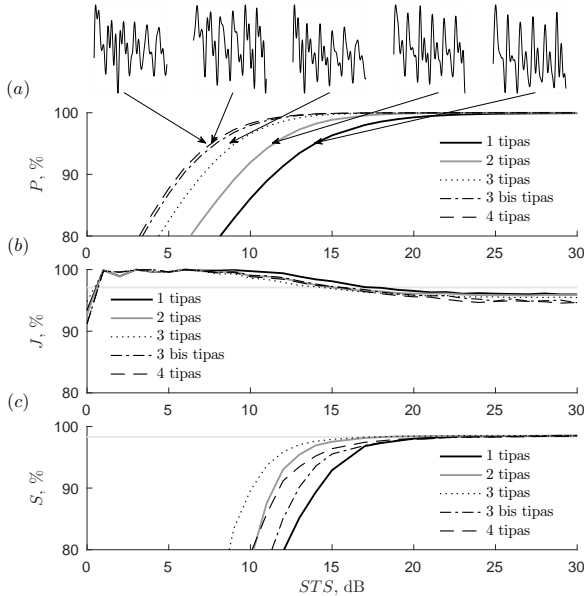
laikiniais susitraukimais. O paklaida E artėja link 0,1 esant signalams su prieširdžių virpėjimu.



4.3 pav. Šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos 1 min FPG signalams su (a) prieširdžių virpėjimu, (b) sinusiniu ritmu su priešlaikiniais susitraukimais, (c) sinusiniu ritmu. FPG signalai buvo modeliuoti pasitelkiant lognormaliojo skirstinio ir Gauso funkcijas

4.4 pav. demonstruojamas pikų detektoriaus tikslumas (P) ir prieširdžių virpėjimo detektoriaus jautrumas (J) bei specifiškumas (S), kaip priklausomybės nuo STS bei FPG impulso tipo. Akivaizdu, jog tiek pikų, tiek prieširdžių virpėjimo detektorių veikimo patikimumas krinta ties tam tikru STS ir priklauso nuo FPG impulso tipo. Jautrumas mažėjant STS

didėja dėl to, jog aptinkami dėl triukšmo atsiradę papildomi pikai signale, sudarantys intervalų nereguliarumus, kurie sukelia klaidingus aliarmus.



4.4 pav. (a) Pikų aptikimo tikslumas, (b) prieširdžių virpėjimo detektoriaus jautrumas bei (c) specifiškumas. FPG signalų pavyzdžiai, kai $P = 95\%$ su atitinkamais signalo ir triukšmo santykiais yra pateikti viršuje. Jautrumas ir specifiškumas (atitinkamai $97,1\%$ ir $98,3\%$) naudojant RR intervalų sekas iš *AFDB* duomenų bazės yra pavaizduoti horizontaliomis taškinėmis linijomis

Svarbus siūlomo FPG modelio privalumas yra tas, jog simuliuotiems FPG signalams generuoti gali būti naudojamos anotuotų EKG signalų su aritmijomis duomenų bazės, pavyzdžiui, *MIT-BIH Arrhythmia*, *MIT-BIH Atrial Fibrillation*, *Long Term Atrial Fibrillation* duomenų bazės, arba sintetinių RR intervalų sekų generatoriai (pvz., [49, 50]). Tokiu būdu galima palyginti FPG signalais paremtų detektorių veikimą su EKG signalams pritaikytais detektoriais.

4.2. FPG pagrįstas priešlaikinių skilvelių susitraukimų aptikimas

4.2.1. Duomenys

Klinikiniai signalai. Algoritmas buvo kuriamas pasitelkiant 18 FPG signalų iš *MIMIC II* duomenų bazės. 25 1–2 val. trukmės FPG signalai iš

MIMIC duomenų bazės ir 1 signalas (100 minučių trukmės), užregistruotas Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos institute, buvo naudojami algoritmo bandymams. Vengiant požymių išskyrimo paklaidų, visi signalai buvo diskretizuojami iki 500 Hz.

PSS FPG signaluose buvo anotuojami atsižvelgiant į sinchroniškai registruotus EKG signalus. Pirmiausia PSS EKG signaluose buvo aptinkami panaudojant automatinį RR intervalų aptikimo algoritmą. Tada gautos RR intervalų sekos buvo naudojamos rankiniam EKG morfologijos įvertinimui. Jį atliekant buvo įsitikinama, jog tam tikras intervalų nereguliarumas iš tikrųjų yra dėl PSS. Galiausiai su PSS susiję FPG impulsai rankiniu būdu buvo anotuojami žymėmis P^1 arba P^2 pagal anksčiau aprašytą procedūrą. Likusieji FPG impulsai buvo priskiriami prie normalių ir žymimi N .

Simuliuoti signalai. Simuliuoti FPG signalai buvo generuojami pasitelkiant siūlomą FPG modelį [51]. Kadangi FPG modelis naudoja RR intervalų sekas kaip įėjimą, sintetinių RR intervalų sekų generatorius buvo panaudotas šioms sekoms generuoti [49]. RR sekų generatorius gali generuoti tiek normalų sinusinį ritmą, tiek ritmą su priešlaikiniais susitraukimais, esant skirtingam širdies susitraukimų dažniui.

4.2.2. Patikimumo vertinimo kriterijai

Metodo patikimumas buvo vertinamas pagal jautrumą (J), specifškumą (S) ir klasifikavimo santykį (A). Dėl didelio skirtumo tarp normalių impulsų ir impulsų su PSS skaičiaus panaudotas papildomas įvertis – Matthews'o koreliacijos koeficientas (M).

Metodas buvo bandomas naudojant DNT tiek su tiesiniu, tiek su netiesiniu išėjimu. DNT mokymui buvo panaudotas tiek visas požymių rinkinys (PP ir PR požymiai), tiek sumažintas požymių rinkinys, sudarytas tik iš normuotų PP intervalų.

Pirminis metodo bandymas buvo atliekamas nenaudojant artefaktų detektoriaus. Vėliau tik atrinktos geriausiai veikiančios ir mažiausiai skaičiavimo išteklių naudojančios metodo konfigūracijos (naudojant tik PP požymius, tiesinius DNT išėjimus ir pašalinus 6, 7 ir 8 blokus 3.4 schemoje) pakartotinai buvo išbandytos kartu su artefaktų detektoriumi.

4.2.3. Rezultatai

Klinikiniai signalai. Rezultatai su klinikiniais signalais yra pateikti 4.1–4.4 lentelėse. Rezultatai 4.1 lent. rodo, jog nėra žymios priklausomybės nuo naudojamų DNT išėjimo neuronų tipo, tačiau šiek tiek geresni rezultatai

buvo gauti pasitelkus DNT su tiesiniu išėjimu. Kita vertus, DNT, mokyti naudojant tik PP požymius, pasiekia didesnę klasifikavimo tikslumą tada, kai naudojami netiesiniai išėjimo neuronai (žr. 4.2 lent.).

4.1 lentelė. Klasifikavimo rezultatai, gauti naudojant tiek PP, tiek PR požymius: (a) patikimumo rodikliai, (b) sumaišymo matricos

		DNT su tiesiniu išėjimu			DNT su netiesiniu išėjimu		
Klasė ⇒		N	P^1	P^2	N	P^1	P^2
(a)	$J, \%$	99,4	94,2	93,1	99,3	93,2	91,6
	$S, \%$	94,2	99,6	99,8	93,1	99,5	99,8
	$A, \%$	99,3	99,5	99,8	99,3	99,5	99,8
	$M, \%$	78,3	79,3	75,2	78,0	77,5	75,2
Klasė ⇒		N	P^1	P^2	N	P^1	P^2
(b)	N	255002	133	57	254867	156	70
	P^1	1122	2295	1	1236	2271	1
	P^2	496	8	786	468	9	773

4.2 lentelė. Klasifikavimo rezultatai, gauti naudojant tik intervalų tarp gretimų impulsų požymius: (a) patikimumo rodikliai, (b) sumaišymo matricos

		DNT su tiesiniu išėjimu			DNT su netiesiniu išėjimu		
Klasė ⇒		N	P^1	P^2	N	P^1	P^2
(a)	$J, \%$	99,3	90,5	84,0	99,0	91,2	91,0
	$S, \%$	89,1	99,6	99,8	92,6	99,4	99,7
	$A, \%$	99,2	99,5	99,7	99,0	99,3	99,7
	$M, \%$	74,4	77,1	66,8	71,7	73,5	66,5
Klasė ⇒		N	P^1	P^2	N	P^1	P^2
(b)	N	255069	222	134	253302	186	53
	P^1	1134	2205	1	1499	2237	0
	P^2	610	9	709	768	13	746

DNT su netiesiniu išėjimu ir visu požymių rinkiniu buvo išbandytas kartu su artefaktų detektoriumi. Artefaktų detektoriaus panaudojimas leido sumažinti klaidingų aliarmų skaičių apytiksliai 60 %. Todėl specifiškumas S esant P^1 ir P^2 tipų PSS padidėjo atitinkamai nuo 99,6 / 99,8 % iki 99,9 / 99,9 %. Tačiau artefaktų detektorius sumažino aptikimo jautrumą J nuo atitinkamai 94,2 / 93,1 % iki 93,2 / 92,4 % (4.3 lent.). Tai gali būti paaiškinta tuo, jog atmetant artefaktais sugadintas signalo dalis buvo taip pat atmetami ten buvę impulsai su PSS.

Mažiausiai išteklį reikalaujanti algoritmo konfigūracija rodo šiek tiek

4.3 lentelė. Klasifikavimo rezultatai, gauti naudojant DNT su netiesiniu išėjimu, PP ir PR požymius bei artefaktų detektorių: (a) patikimumo rodikliai, (b) sumaišymo matricos

		Klasė ⇒	N	P^1	P^2
(a)		$J, \%$	99,8	93,2	92,4
		$S, \%$	93,3	99,9	99,9
		$A, \%$	99,7	99,8	99,8
		$M, \%$	87,7	91,3	78,7
		Klasė ⇒	N	P^1	P^2
(b)		N	255891	158	63
		P^1	262	2270	1
		P^2	373	8	780

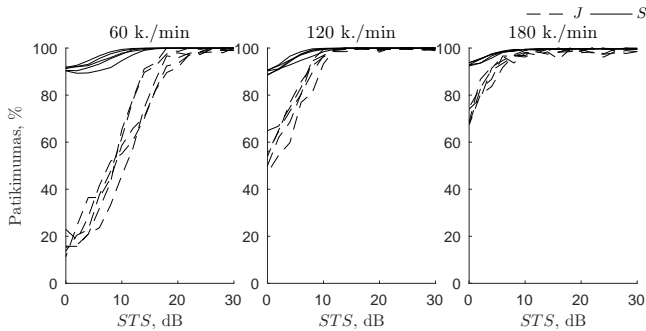
4.4 lentelė. Klasifikavimo rezultatai, gauti naudojant DNT su tiesiniu išėjimu, PP požymius ir artefaktų detektorių: (a) patikimumo rodikliai, (b) sumaišymo matricos

		Klasė ⇒	N	P^1	P^2
(a)		$J, \%$	99,7	89,5	83,2
		$S, \%$	88,2	99,9	99,8
		$A, \%$	99,5	99,8	99,7
		$M, \%$	81,9	87,5	68,3
		Klasė ⇒	N	P^1	P^2
(b)		N	254696	246	137
		P^1	362	2181	1
		P^2	523	9	683

prastesnius aptikimo rezultatus, palyginti su geriausius rezultatus rodančia konfigūracija (žr. 4.3 ir 4.4 lent.). Papildžius šią konfigūraciją artefaktų detektoriumi, klaidingų aliarmų skaičius sumažėjo apytiksliai 63 %, palyginti su rezultatais, gautais nenaudojant artefaktų detektoriaus. Specifiškumas S esant P^1 tipo PSS padidėjo nuo 99,6 % iki 99,9 %, tačiau specifiškumas esant P^2 tipo PSS nepakito. O jautrumas J abiejų PSS tipų atveju atitinkamai sumažėjo nuo 90,5 / 84,0 % iki 89,5 / 83,2 %.

Realiuoju laiku veikianti versija su simuliuotais signalais. 4.5 pav. pateikti PSS aptikimo rezultatai, gauti su simuliuotų FPG signalų duomenų baze ties skirtingais STS lygiais, kintančiais nuo 0 iki 30 dB.

Kaip kompromisinis variantas tarp jautrumo ir specifiškumo bei algoritmo kompleksiskumo buvo išbandyta algoritmo konfigūracija, naudojanti



4.5 pav. PSS aptikimo jautrumo (J) ir specifiškumo (S) priklausomybės nuo STS, panaudojant simuliuotus FPG signalus su 5 skirtingais impulsų tipais ir ties skirtingais ŠSD

PP požymius ir DNT su netiesiniu išėjimu. Rezultatai rodo, jog daugeliu atvejų PSS gali būti patikimai aptikti esant iki 20 dB STS, kai ŠSD yra 60 k./min ($J = 94,4 \pm 3,1$ % ir $S = 99,98 \pm 0,01$ %). Esant aukštesniam ŠSD (120–240 k./min), PSS gali būti patikimai aptikti ir esant 10 dB STS. Šiuo atveju vidutinės jautrumo ir specifiškumo vertės visų impulsų tipų atveju yra atitinkamai $96,6 \pm 0,9$ % ir $99,06 \pm 0,6$ %. Esant 0 dB STS, vidutinė specifiškumo vertė yra $91,9 \pm 1,6$ %.

4.3. FPG pagrįstas prieširdžių virpėjimo aptikimas

4.3.1. Duomenų bazė ir patikimumo vertinimas

Simuliuoti signalai. Algoritmas buvo kuriamas pasitelkiant *Long Term Atrial Fibrillation Database (LTAfDB)* duomenų bazę [52, 53]. *LTAfDB* yra sudaryta iš 84 EKG įrašų, registruotų nuo pacientų, kenčiančių nuo paroksizminio ar pastovaus PV, kurių dauguma trunka 24 val. Ši duomenų bazė sudaryta iš 9 mln. dūžių, iš kurių 59 % yra PV metu.

MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (AFDB) [54, 53], *MIT-BIH Arrhythmia Database (MITDB)* [53] ir *MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (NSRDB)* [53] duomenų bazės buvo naudojamos algoritmo patikimumo tyrimams. *AFDB* duomenų bazėje yra 25 10 val. trukmės EKG įrašai su PV (43 % visų dūžių). *MITDB* duomenų bazė yra sudaryta iš 48 pusvalandžio trukmės EKG įrašų. *NSRDB* duomenų bazėje yra 18 24 val. trukmės EKG signalų be širdies aritmijų, todėl ši duomenų bazė yra tinkama PV detektoriaus specifiškumui įvertinti.

Simuliuoti FPG signalai PV detektoriumi bandyti buvo generuojami

pasitelkiant FPG modelį (žr. [51]) ir kaip jo įėjimą naudojant RR intervalų sekas iš *LTA*FDB ir *AF*DDB duomenų bazių.

Klinikiniai signalai. Klinikinių signalų duomenų bazė buvo surinkta iš signalų, įrašytų Kulautuvos reabilitacijos ligoninėje. Į tyrimą buvo įtrauktos dvi pagrindinės pacientų grupės. Pirmoji grupė buvo sudaryta iš 15 pacientų, turinčių PV; bendroji EKG įrašų trukmė buvo 316,2 val. ($21 \pm 3,8$ val. vienam pacientui). Antrajai grupei priklausė 19 pacientų, neturinčių PV; bendroji EKG įrašų trukmė 411,1 val. ($21,6 \pm 3,1$ val. vienam pacientui). Leidimas registruoti signalus buvo patvirtintas Kauno regioninio biomedicininio tyrimų etikos komiteto (Nr. BE-2-20).

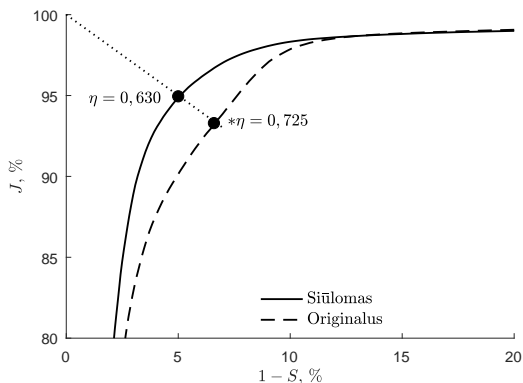
Patikimumo vertinimo kriterijai. Algoritmo patikimumas buvo vertinamas pagal jautrumą (J), specifiškumą (S), klasifikavimo santykį (A) bei Matthews'o koreliacijos koeficientu (M). Jautrumas yra apibrėžiamas kaip teisingai aptiktų dūžių su PV skaičius, padalytas iš visų dūžių su PV, o specifiškumas yra apibrėžiamas kaip teisingai atpažintų dūžių be PV skaičius, padalytas iš visų dūžių be PV. Klasifikavimo santykis yra santykis tarp teisingai atpažintų dūžių su ir be PV ir visų dūžių skaičiaus signale.

4.3.2. Rezultatai

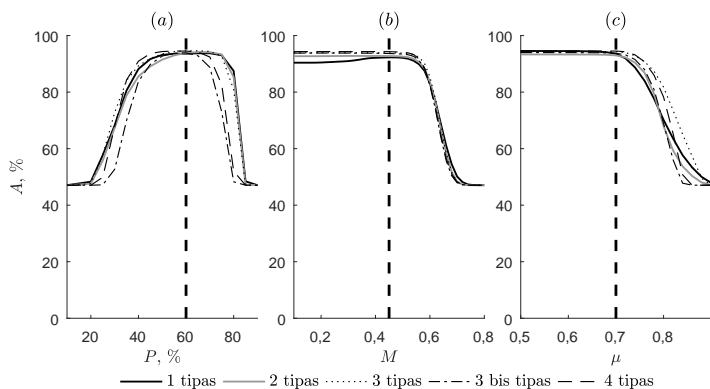
Parametry parinkimas. 4.6 pav. vaizduojamos siūlomo bei originalaus algoritmų ROC kreivės, gautos naudojant RR intervalų sekas iš *LTA*FDB duomenų bazės. PV aptikimo slenkstinė vertė η buvo pakeista iš originalios vertės 0,725 į 0,630. Slenkstinė vertė buvo parinkta ties tašku, kur tiek jautrumo, tiek specifiškumo vertės yra apytiksliai lygios 95 %.

4.7 pav. a ir b dalyse pavaizduotos PV aptikimo patikimumo A priklausomybės nuo pikų aptikimo slenkščio P bei nejaunos intervalo daugiklio M esant skirtingiems FPG impulsų tipams. Geriausias aptikimo patikimumas buvo gautas, kai $P = 0,6$ ir $M = 0,45$. 4.7 pav. c dalyje matoma artefaktų aptikimo slenkstinės vertės μ įtaka PV klasifikavimo santykiui A . Kad artefaktas nebūtų priskiriamas normaliam FPG impulsui, naudojama didesnė $\mu = 0,7$ vertė, kuriai esant PV klasifikavimo santykis jau pradeda mažėti.

Prieširdžių virpėjimo aptikimas simulioutuose signaluose. 4.8 pav. pateikti siūlomo ir originalaus algoritmų rezultatai ties skirtingomis STS (0–30 dB) vertėmis, naudojant signalus su skirtingais FPG impulsų tipais. Siūlomo algoritmo specifiškumas 0–10 dB STS diapazone yra apytiksliai 100 %, o originalaus algoritmo specifiškumas pradeda mažėti nuo 10 dB.

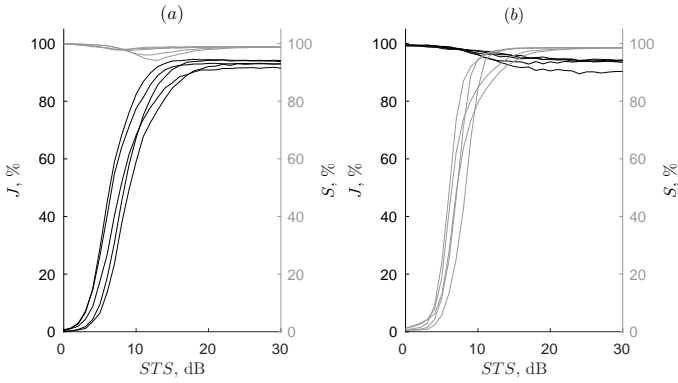


4.6 pav. Originalaus ir FPG signalams pritaikyto detektoriaus ROC kreivės

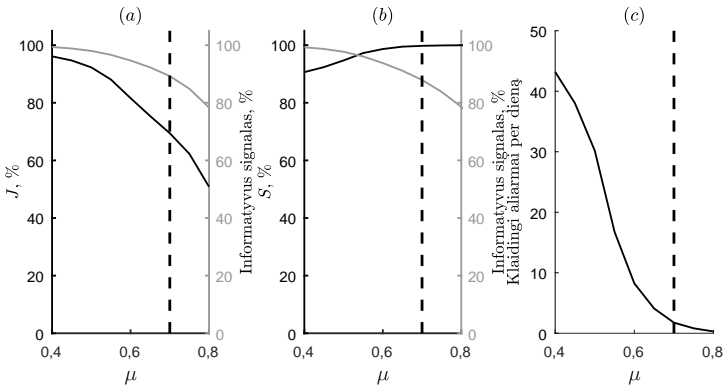


4.7 pav. PV klasifikavimo santykio priklausomybė nuo: (a) pikų detektoriaus slenkstinės vertės, (b) pikų detektoriaus intervalo daugiklio ir (c) artefaktų detektoriaus slenkstinės vertės, esant skirtingiems FPG impulsų tipams

Prieširdžių virpėjimo aptikimas klinikiniuose signaluose. 4.9 pav. demonstruoja siūlomo algoritmo patikimumą su realiais FPG signalais ties skirtingomis signalo kokybės indekso vertėmis (40–80 %). Siūlomu metodu PV realiuose signaluose aptiktas esant jautrumui $J = 69,42\%$ ir specifiskumui $Sp = 99,76\%$.



4.8 pav. Siūlomo (a) ir originalaus (b) PV aptikimo algoritmų jautrumas ir specifškumas ties skirtingais STS lygiais



4.9 pav. PV aptikimo patikimumas naudojant realius FPG signalus ties skirtingais SKI slenksčiais: (a) jautrumas naudojant signalus su pastoviu PV, (b) specifškumas naudojant signalus be PV ir (c) vidutinis klaidingų aliarmų skaičius per dieną

5. IŠVADOS

1. Aritmių paplitimas auga dėl visuomenės senėjimo ir paprastai siejamas su širdies ir kraujagyslių ligomis, gyvenimo būdu bei nuolat tobulėjančiomis diagnostinėmis galimybėmis. Šiuo metu yra įvairių strategijų ir įrangos, skirtos aritmijoms aptikti, tačiau dauguma jų paremtos EKG registravimu, kuriam reikia ne mažiau kaip dviejų elektrodų, tvirtinamų prie kūno arba laikomų rankomis atitinkamai ilgalaikiai arba trumpalaikiai stebėsenai. Kuriami ir tiriami nauji, patogesni ir rentablesni metodai, kuriuos taikant naudojami alternatyvūs signalai, pvz., fotopletizmogramos. Tačiau, norint mažinti judesio triukšmų įtaką aritmijos atpažinimui, tokiu principu veikiantys metodai taikomi tik trumpalaikiai stebėsenai, pvz., pridėdant pirštą prie išmaniojo telefono kameros. Dėl šių priežasčių yra reikalingi fotopletizmogramos signalais pagrįsti signalo apdorojimo metodai ir algoritmai, leidžiantys atlikti ilgalaikę stebėseną.
2. Fotopletizmograma paremtų aritmijų aptikimo metodų kūrimui ir bandymams trūksta anotuojų duomenų bazių. Dėl šios priežasties buvo sukurtas fotopletizmogramos modelis, galintis simuliuoti tiek normalų sinusinį ritmą, tiek įvairias aritmijas, tokias kaip priešlaikiniai susitraukimai ir prieširdžių virpėjimas. Taikant šį modelį, simuliuotiems signalams generuoti naudojama ritmu pagrįsta informacija, išskirta iš anotuoju elektrokardiogramos signalų arba ritmo simulatorių. Tyrimas parodė, jog siūlomu metodu generuojami signalai vizualiai atitinka realius fotopletizmogramos signalus, o vidutinė kvadratinė paklaida tarp modeliuotų ir realių signalų neviršija 0,1. Šiuo metu tai yra vienintelis fotopletizmogramos modelis, skirtas simuliuoti aritmijoms. Šis modelis yra tinkamas fotopletizmograma paremtų aritmijų aptikimo metodams kurti ir bandyti.
3. Sukurtas priešlaikinių skilvelių susitraukimų atpažinimo algoritmas, paremtas tik fotopletizmogramos signalų analize. Svarbiausios siūlomo algoritmo charakteristikos yra ritmu paremtos informacijos, išskirtų požymių normavimo pagal įvertintą sinusinio ritmo dažnį, artefaktų atpažinimo ir dirbtinio neuronų tinklo klasifikatoriaus panaudojimas priešlaikiniams skilvelių susitraukimams atpažinti ir klasifikuoti. Šios charakteristikos leidžia aptikti ne tik pavienius priešlaikinius skilvelių susitraukimus, bet ir bigeminijos epizodus. Klaidingi aliarmai yra mažinami pasitelkiant artefaktų aptikimą. Palyginti su žinomais algorit-

mais, siūlomas algoritmas rodo geresnius rezultatus ($J = 94,4 \pm 3,1$ % ir $S = 99,98 \pm 0,01$ % bandant su simuliuotais signalais ir $J = 94$ % ir $S = 99,7$ % su klinikiniais signalais) ir galėtų būti naudojamas priešlaikiniams skilvelių susitraukimams stebėti ambulatoriškai. Realioju laiku veikianti algoritmo versija buvo įgyvendinta kaip *Android* programa išmaniajam telefonui, todėl šis algoritmas yra tinkamas naudoti dėvimose sistemose, tokiose kaip FPG registruojantys išmanieji laikrodžiai ir apyrankės.

4. Sukurtas patikimas fotopletizmograma pagrįstas prieširdžių virpėjimo aptikimo metodas, apimantis ritmu paremtą PV atpažinimą ir signalo kokybės įvertinimą. Prieširdžių virpėjimo aptikimo dalis paremta modifikuotu ir patobulintu mažo kompleksiskumo prieširdžių virpėjimo algoritmu, adaptuotu iš fotopletizmogramos išskirtiems požymiams. Fotopletizmogramos signalo kokybės įvertinimo dalis paremta koreliacija tam, kad būtų galima atskirti normalius fotopletizmogramos impulsus nuo triukšmais sugadintų. Tyrimas parodė, jog, kombinuojant prieširdžių virpėjimo atpažinimą su signalų kokybės įvertinimu, galima pasiekti didelį aptikimo jautrumą (>90 % pradėdant nuo 20 dB STS su simuliuotais signalais, blogiausiu atveju, kai yra naudojami 1 tipo FPG impulsai, ir iki 98,6 % bandant su klinikiniais signalais) ir išskirtinai didelį specifiškumą netgi esant mažam STS (beveik 100 %, kai STS yra 0–10 dB intervale, bandant su simuliuotais signalais ir 99,9 % bandant su klinikiniais signalais). Siūlomas algoritmas gali būti taikomas ilgalaikiai ambulatorinei prieširdžių virpėjimo stebėsenai ir įgyvendinamas dėvimose sistemose, tokiose kaip išmanieji laikrodžiai ir apyrankės. Realioju laiku veikianti algoritmo versija buvo įgyvendinta kaip išmaniojo telefono *Android* programa.

LITERATŪROS SĄRAŠAS

- [1] KOSTIS, J. B. et al. Premature ventricular complexes in the absence of identifiable heart disease. *Circulation*, 1981, 63 (6), 1351–1356.
- [2] JANUARY, C. T. et al. 2014 AHA/ACC/HRS Guideline for the Management of Patients With Atrial Fibrillation: Executive Summary: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society. *Journal of the American College of Cardiology*, 2014, 64 (21), 2246–2280.
- [3] KENNEDY, H. L. et al. Long-Term Follow-up of Asymptomatic Healthy Subjects with Frequent and Complex Ventricular Ectopy. *New England Journal of Medicine*, 1985, 312 (4), 193–197.
- [4] NG, G. A. Treating patients with ventricular ectopic beats. *Heart*, 2006, 92 (11), 1707–1712.
- [5] SANTORO, F. et al. Ventricular Fibrillation Triggered by PVCs from Papillary Muscles: Clinical Features and Ablation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 2014, 25 (11), 1158–1164. ISSN: 1540-8167.
- [6] WATANABE, H. et al. ST-segment abnormalities and premature complexes are predictors of new-onset atrial fibrillation: The Niigata Preventive Medicine Study. *American Heart Journal*, 2006, 152 (4), 731–735. ISSN: 0002-8703.
- [7] GARCIA-TOUCHARD, A. et al. Ventricular ectopy during REM sleep: implications for nocturnal sudden cardiac death. *Nat Clin Pract Cardiovasc Med*, 2007, 4 (5), 284–288. ISSN: 1743-4297.
- [8] SHAMSEDDIN, K. M. et al. Sudden cardiac death in chronic kidney disease: epidemiology and prevention. *Nature Reviews Nephrology*, 2011 (3), 145–154.
- [9] HAIM, M. et al. Prospective national study of the prevalence, incidence, management and outcome of a large contemporary cohort of patients with incident non-valvular atrial fibrillation. *Journal of the American Heart Association*, 2015, 4 (1), e001486.
- [10] COLILLA, S. et al. Estimates of current and future incidence and prevalence of atrial fibrillation in the U.S. adult population. *American Journal of Cardiology*, 2013, 112 (8), 1142–1147.

- [11] KISHORE, A. et al. Detection of atrial fibrillation after ischemic stroke or transient ischemic attack: a systematic review and meta-analysis. *Stroke*, 2014, 45 (2), 520–526.
- [12] LOWRES, N. et al. Screening to identify unknown atrial fibrillation. A systematic review. *Thrombosis and Haemostasis*, 2013, 110 (2), 213–222.
- [13] LIP, G. Y. et al. Prognosis and treatment of atrial fibrillation patients by European cardiologists: one year follow-up of the EURObservational Research Programme-Atrial Fibrillation General Registry Pilot Phase (EORP-AF Pilot registry). *European Heart Journal*, 2014, 35 (47), 3365–3376.
- [14] KIRCHHOF, P. Integrated care of patients with atrial fibrillation: the 2016 ESC atrial fibrillation guidelines. *Heart*, 2017. ISSN: 1355-6037.
- [15] ROSERO, S. Z. et al. Ambulatory ECG Monitoring in Atrial Fibrillation Management. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 2013, 52 (2), 143–152.
- [16] CHARITOS, E. I. et al. A comprehensive evaluation of rhythm monitoring strategies for the detection of atrial fibrillation recurrence: insights from 647 continuously monitored patients and implications for monitoring after therapeutic interventions. *Circulation*, 2012, 126 (7), 806–814.
- [17] LEE, J. et al. Atrial Fibrillation Detection Using an iPhone 4S. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60 (1), 203–206. ISSN: 0018-9294.
- [18] MCMANUS, D. D. et al. PULSE-SMART: Pulse-Based Arrhythmia Discrimination Using a Novel Smartphone Application. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 2016, 27 (1), 51–57.
- [19] PETRENAS, A. et al. Low-complexity detection of atrial fibrillation in continuous long-term monitoring. *Computers in Biology and Medicine*, 2015, 65, 184–191. ISSN: 0010-4825.
- [20] GAITA, F. et al. Long-term follow-up of right ventricular monomorphic extrasystoles. *Journal of the American College of Cardiology*, 2001, 38 (2), 364–370.
- [21] BIKKINA, M. et al. Prognostic implications of asymptomatic ventricular arrhythmias: the Framingham Heart Study. *Annals of Internal Medicine*, 1992, 117 (12), 990–996.

- [22] ABDALLA, I. S. et al. Relation between ventricular premature complexes and sudden cardiac death in apparently healthy men. *American Journal of Cardiology*, 1987, 60 (13), 1036–1042.
- [23] ATAKLTE, F. et al. Meta-Analysis of Ventricular Premature Complexes and Their Relation to Cardiac Mortality in General Populations. *The American Journal of Cardiology*, 2013, 112 (8), 1263–1270.
- [24] JESERICH, M. et al. Patients with exercise-associated ventricular ectopy present evidence of myocarditis. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2015, 17 (1), 100. ISSN: 1532-429X.
- [25] CHUGH, S. S. et al. Epidemiology of sudden cardiac death: clinical and research implications. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 2008, 51 (3), 213–228.
- [26] PARK, Y. et al. Frequent Premature Ventricular Complex Is Associated with Left Atrial Enlargement in Patients with Normal Left Ventricular Ejection Fraction. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 2014, 37 (11), 1455–1461.
- [27] BELHASSEN, B. Radiofrequency ablation of "benign" right ventricular outflow tract extrasystoles. *Journal of the American College of Cardiology*, 2005, 45 (8), 1266–1268.
- [28] MUNGER, T. M. et al. Atrial fibrillation. *Journal of Biomedical Research*, 2014, 28 (1), 1–17.
- [29] CHUGH, S. S. et al. Worldwide Epidemiology of Atrial Fibrillation: A Global Burden of Disease 2010 Study. *Circulation*, 2013, 129 (8), 837–847.
- [30] ZONI-BERISSO, M. et al. Epidemiology of atrial fibrillation: European perspective. *Clinical Epidemiology*, 2014, 213.
- [31] MENEZES, A. R. et al. Atrial Fibrillation in the 21st Century: A Current Understanding of Risk Factors and Primary Prevention Strategies. *Mayo Clinic Proceedings*, 2013, 88 (4), 394–409.
- [32] KIM, M. H. et al. Estimation of Total Incremental Health Care Costs in Patients With Atrial Fibrillation in the United States. *Circulation: Cardiovascular Quality and Outcomes*, 2011, 4 (3), 313–320.
- [33] FERGUSON, C. et al. Atrial fibrillation: Stroke prevention in focus. *Australian Critical Care*, 2014, 27 (2), 92–98.
- [34] SHELLEY, K. H. Photoplethysmography: beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate. *Anesthesia and Analgesia*, 2007, 105 (6 Suppl), 31–36.

- [35] ALLEN, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 2007, 28 (3), 1–39.
- [36] SUZUKI, T. et al. Development of the irregular pulse detection method in daily life using wearable photoplethysmographic sensor, 2009, 6080–6083. ISSN: 1557-170X.
- [37] GIL, E. et al. Heart Rate Turbulence Analysis Based on Photoplethysmography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60 (11), 3149–3155. ISSN: 0018-9294.
- [38] DRIJKONINGEN, L. et al. Validation of a smartphone based photoplethysmographic beat detection algorithm for normal and ectopic complexes. *Computing in Cardiology 2014*, 2014, 845–848. ISSN: 0276-6574.
- [39] POLANIA, L. F. et al. Method for classifying cardiac arrhythmias using photoplethysmography. *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015.
- [40] LEWIS, M. et al. Screening for atrial fibrillation: sensitivity and specificity of a new methodology. *British Journal of General Practice*, 2011, 61 (582), 38–39.
- [41] MCMANUS, D. D. et al. A novel application for the detection of an irregular pulse using an iPhone 4S in patients with atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 2013, 10 (3), 315–319.
- [42] CHAN, P.-H. et al. Diagnostic Performance of a Smartphone-Based Photoplethysmographic Application for Atrial Fibrillation Screening in a Primary Care Setting. *Journal of the American Heart Association*, 2016, 5 (7).
- [43] FREEDMAN, B. Screening for Atrial Fibrillation Using a Smartphone: Is There an App for That? *Journal of the American Heart Association*, 2016, 5 (7).
- [44] DAWBER, T. R. et al. Characteristics of the dicrotic notch of the arterial pulse wave in coronary heart disease. *Angiology*, 1973, 24 (4), 244–255.
- [45] LAGUNA, P. et al. Adaptive filtering of ECG baseline wander. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1992 14th Annual International Conference of the IEEE*, 1992, 2, 508–509.
- [46] ABOY, M. et al. An automatic beat detection algorithm for pressure signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52 (10), 1662–1670. ISSN: 0018-9294.

- [47] WANG, L. et al. Multi-Gaussian fitting for pulse waveform using Weighted Least Squares and multi-criteria decision making method. *Computers in Biology and Medicine*, 2013, 43 (11), 1661–1672.
- [48] LIU, C. et al. Modelling arterial pressure waveforms using Gaussian functions and two-stage particle swarm optimizer. *Biomed Research International*, 2014, 923260. ISSN: 2314-6133.
- [49] MCSHARRY, P. et al. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50 (3), 289–294. ISSN: 0018-9294.
- [50] LIAN, J. et al. Open source model for generating RR intervals in atrial fibrillation and beyond. *Biomedical Engineering Online*, 2007, 6, 9.
- [51] SOLOŠENKO, A. et al. Modeling of the Photoplethysmogram During Atrial Fibrillation. *Computers in Biology and Medicine*, 2017, 81, 130–138. ISSN: 0010-4825.
- [52] PETRUTIU, S. et al. Abrupt changes in fibrillatory wave characteristics at the termination of paroxysmal atrial fibrillation in humans. *Europace*, 2007, 9, 466–470.
- [53] GOLDBERGER, A. L. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation*, 2000, 101 (23), 215–220.
- [54] MOODY, G. B. et al. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. *Computers in Cardiology*, 1983, 10, 227–230.
- [55] AGARWAL, S. K. et al. Premature ventricular complexes and the risk of incident stroke: the Atherosclerosis Risk In Communities (ARIC) Study. *Stroke; a journal of cerebral circulation*, 2010, 41, 588–593. ISSN: 1524-4628.
- [56] HIROSE, H. et al. Cardiac mortality of premature ventricular complexes in healthy people in Japan. *Journal of Cardiology*, 2010, 56 (1), 23–26. ISSN: 0914-5087.
- [57] BENJAMIN, E. J. et al. Impact of Atrial Fibrillation on the Risk of Death. *Circulation*, 1998, 98 (10), 946–952. ISSN: 0009-7322.
- [58] LOWRES, N. et al. Can screening for atrial fibrillation be implemented at scale? *EP Europace*, 2016, 18 (10), 1449.

PUBLIKACIJŲ DISERTACIJOS TEMA SĄRAŠAS

Publikacijos tarptautiniuose moksliniuose žurnaluose, turinčiuose cituojamumo rodiklį *Thomson Reuters Web of Knowledge* duomenų bazėje

1. Sološenko, A.; Petrėnas, A.; Marozas, V.; Sörnmo, S. Modeling of the photoplethysmogram during atrial fibrillation. *Computers in Biology and Medicine*. Elsevier, ISSN 0010-4825, 2017, vol. 81, p. 130–138. [IF: 1.521].
2. Sološenko, A.; Petrėnas, A.; Marozas, V. Photoplethysmography-based method for automatic detection of premature ventricular contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. IEEE, ISSN 1932-4545, 2015, vol. 9, iss. 5, p. 662–669. [IF: 2.482].

Publikacijos tarptautinėse duomenų bazėse referuojamuose leidiniuose

1. Stankevičius, D.; Petrėnas, A.; Sološenko, A.; Grigutis, M.; Januškevičius, T.; Rimševičius, L.; Marozas, V. "Photoplethysmography-based system for atrial fibrillation detection during hemodialysis". *XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016, MEDICON'2016. IFMBE Proceedings*. Springer, ISBN 1680-0737, vol. 57, Paphos, Cyprus. 2016, p. 79–82.
2. Sološenko, A.; Marozas, V. "Automatic premature ventricular contraction detection in photoplethysmographic signals". *In Proceedings of the 2014 IEEE/CAS-EMB Biomedical Circuits and Systems Conference, edition 2014. BioCAS'2014, EPFL, IEEE*, Lausanne, Switzerland. 2014, p. 49–52.
3. Sološenko, A.; Marozas, V. "Automatic extrasystole detection using photoplethysmographic signals". *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, MEDICON'2013. IFMBE Proceedings*. Springer, ISSN 1680-0737, vol. 41, Seville, Spain. 2014, p. 985–988.

Kitos mokslinės publikacijos recenzuojamuose leidiniuose

Publikacijos periodiniuose leidiniuose

1. Januškevičius, T.; Grigutis, M.; Rimševičius, L.; Sološenko, A.; Stankevičius, D.; Miglinas, M. Damoklo kardas: Širdies įvykiai dializės metu. *Medicinos teorija ir praktika / Vilniaus medicinos draugija*. 2015, vol. 21, no. 2.2. ISSN 1392-1312, p. 251–255.

Publikacijos tarptautinių konferencijų leidiniuose

1. Patašius, M.; Sološenko, A.; Marozas, V.; Lukoševičius, A. "Extensible system for gathering and storing of biomedical signals". *Biomedical engineering 2014: Proceedings of the 18th international conference*, Kaunas University of Technology, Biomedical Engineering Institute, November, Kaunas, Lithuania. *Technologija*, ISSN 2029-3380, 2014, p. 89–92.
2. Sološenko, A.; Marozas, V. "Smartphone based application for online premature ventricular contraction detection". *Biomedical Engineering 2014: Proceedings of the 18th International Conference*, Kaunas University of Technology Biomedical Engineering Institute, November, Kaunas, Lithuania. *Technologija*, ISSN 2029-3380, 2014, p. 174–177.
3. Vizbara, V.; Sološenko, A.; Stankevičius, D.; Marozas, V. "Comparison of green, blue and infrared light in wrist and forehead photoplethysmography". *Biomedical Engineering 2013: Proceedings of the 17th International Conference*, Kaunas University of Technology Biomedical Engineering Institute, November, Kaunas, Lithuania. *Technologija*, ISSN 2029-3380, 2013, p. 78–81.

Santraukos mokslinių konferencijų medžiagoje

1. Sološenko, A.; Marozas, V. "Automatic detection of ventricular extrasystoles (Automatinis skilvelių ekstrasistolių atpažinimas)". *Science for Health 2014: 7th National Conference for Doctoral Students (Mokslas – sveikatai: Nacionalinė doktorantų mokslinė konferencija)*. Lithuanian University of Health Sciences, April, Kaunas, Lithuania. 2014, p. 85–86.
2. Sološenko, A.; Petrėnas, A.; Marozas, V. "Investigation of premature beat detection using photoplethysmogram (Priešlaikinių širdies susi-

traukimų atpažinimo fotopletizmogramoje tyrimas)". *Interdisciplinary Research in Physical and Technological Sciences: 7th Conference of Young Scientists (Fizinių ir technologijos mokslų tarpdalykiniai tyrimai: 7-oji jaunųjų mokslininkų konferencija)*. Lithuanian Academy of Sciences, February, Vilnius, Lithuania. 2017, p. 62–63.

Santraukos mokslinėse parodose / konkursuose

1. Sološenko, A.; Grigutis, M.; Januškevičius, T.; Stankevičius, D.; Petrėnas, A.; Rimševičius, L.; Marozas, V. Realaus laiko sistema prieširdžių virpėjimui atpažinti hemodializės metu. Kaunas, Lithuania, *KTU Technorama 2015*. Santaka Valley, May, Kaunas, Lithuania, 2015, p. 62–63.
2. Stankevičius, D.; Sološenko, A.; Petrėnas, A.; Daukantas, S.; Mickus, T.; Skibarkienė, J.; Marozas, V.; Kubilius, R. Pacientui netrukdanti ilgalaikės stebėsenos sistema miokardo infarkto sukeltiems prieširdžių virpėjimo epizodams atpažinti). *KTU Technorama 2016*. Santaka Valley, May, Kaunas, Lithuania, 2016, p. 130–131.

ABSTRACT

Relevance of the research

Premature ventricular contractions (PVCs) and atrial fibrillation (AF) are the most commonly encountered cardiac disorder in humans, affecting up to 4% and 2% of the general population, respectively [1, 2].

PVCs are initiated by the secondary pacemakers – the ectopic foci, located in the ventricles, therefore causing them to contract prematurely. It is well known that PVCs may occur even in healthy hearts with no significant impact on overall well-being. Accordingly, early studies have suggested that PVCs could be considered as benign in the absence of structural heart disease [3]. However, more recent studies have denied the benignity of PVCs, linking them to various health abnormalities. For example, increased frequency of PVCs has been associated with heart failure and sudden death if a heart disease was suspected [4, 23]. PVCs have also been found to be a trigger of other serious heart arrhythmias such as a ventricular fibrillation [5], and atrial fibrillation [6, 55].

Several studies have shown, e.g., [56], that PVCs have a potential to be used as a predictor of sudden cardiac death in men even without recognized heart disease. This particularly applies if frequent PVCs occur during physical exercise [4], and especially during the phase of recovery [4]. Since PVCs usually cause inefficiency in blood circulation, notably in cases of multiple frequent PVCs, i.e., bigeminy (every 2nd beat is premature) and trigeminy (every 3rd beat is premature), such condition may lead to a dizziness or a temporal loss of consciousness [7]. In addition, PVCs are common in patients with chronic kidney disease [8], being a consequence of electrolyte shifts (e.g., low blood potassium and calcium), resulting in electrolyte imbalance during procedures such as hemodialysis.

AF has emerged as a world-wide cardiovascular epidemic, affecting nearly 3% of adults aged >20 years [9]. Considerably greater AF prevalence is found in older individuals and patients with serious health conditions such as hypertension, heart failure and coronary artery disease. Due to fast ageing of society, the prevalence is expected to increase up to 3-fold in the upcoming decades [10]. AF is often asymptomatic, and cover from 55% to 80% of all AF cases [12, 13], thus timely diagnosis of subclinical (silent) AF is crucial in order to prevent from severe outcomes such as stroke [11] and death [57].

In most cases, PVCs and AF have a distinctive morphology, thus are

relatively easy detectable in electrocardiogram (ECG). Hence, PVC and AF characterising properties, such as frequency and morphology, are usually evaluated using conventional Holter monitors. Although various technologies have been developed for arrhythmia detection, for many years, only ECG-based Holter monitors and event recorders are routinely used in clinical practice to detect PVCs and AF in high-risk patients. Since AF is often asymptomatic [12, 13], patient-friendly screening technologies are highly desirable so that AF can be captured at an early stage. Advancements in medical technology have allowed to consider other strategies. For example, it has been shown that daily intermittent screening using handheld ECG recorders results in considerably higher arrhythmia detection rates compared to the standard 24 hour Holter monitoring [58, 14]. Nevertheless such emerging hand-held ECG recorders are particularly easy to use, a 10-s ECG is not enough to detect paroxysmal AF. Moreover, the electrodes used to record ECG are attached to the patient's chest, resulting in discomfort, limited freedom of movement, and increased feeling of unhealthiness, especially after wearing the device for several days [15]. Therefore, it is essential to develop unobtrusive screening technologies capable of monitoring longer periods of time, i.e., days and weeks, resulting in a larger number of identified AF cases [16].

Currently, implantable devices are the only available technologies providing a convenient way for continuous AF monitoring. However, implantable devices are invasive and costly, therefore not suitable for mass AF screening. Recently, photoplethysmography has been considered as an alternative approach to detect AF [17, 18, 42, 43]. Smartphone camera-based application allows to acquire photoplethysmogram (PPG) waveform which reflects blood volume changes in a finger, thus pulse sequence can be used for finding AF caused irregular pulse. While smartphone camera-based AF detector offers a fast way to check for AF, such approach is inherently not suitable for continuous monitoring.

With an increasing number of commercially available wristwatch or bracelet-type devices capable of acquiring PPG, and thus pulse rate, opens the opportunity to screen for PVCs and AF for an unlimited period of time in cost effective an unobtrusive way. Although no guidelines exist on clinical interpretation of PPG signal, and an ECG should inevitably be recorded to confirm PVC and AF diagnosis, such PPG-based screening has potential to be valuable to select individuals from larger population for prolonged ECG monitoring.

Scientific-technological problem

This doctoral thesis covers a scientific-technological problem of clinical relevance whether the most common cardiac arrhythmias, such as the premature ventricular contractions and atrial fibrillation, could be reliably detected by using solely the photoplethysmogram signals? To address the problem of unobtrusive and reliable arrhythmia monitoring and detection, the selection of alternative signals, features and noise-related issues, such as the problem of frequent false alarms, has to be solved.

Working hypothesis

The hypothesis is formulated that both the premature ventricular contractions and atrial fibrillation could be reliably detected by analysing features, extracted from the alternative signals to electrocardiogram, e.g., photoplethysmogram signals, with an addition of automatic signal quality verification. The hypothesis is verified by the comparison of the obtained results with those provided in the scientific literature, using both clinical and simulated datasets.

Research object

The research is based on the development and investigation of the algorithms for automatic detection of premature ventricular contractions and atrial fibrillation in photoplethysmogram signals.

The aim of the research

The aim of this doctoral thesis is to develop and investigate photoplethysmogram signal modeling and processing methods for noninvasive long-term monitoring of cardiac arrhythmia.

The objectives of the research

1. To critically analyse the available literature in the fields of heart arrhythmia and monitoring methods, on the genesis of photoplethysmogram signals and on the availability of biomedical signal databases recorded during arrhythmias.
2. To develop and investigate a photoplethysmogram model capable of simulating various arrhythmias including premature ventricular contractions and atrial fibrillation.

3. To develop and investigate a photoplethysmogram-based method for the detection of premature ventricular contractions.
4. To develop and investigate a photoplethysmogram-based method for the detection of atrial fibrillation.

Scientific novelty

In this doctoral thesis, a phenomenological photoplethysmogram model, capable of simulating PPG signals during various cardiac events, starting from a normal sinus rhythm and ending with premature contractions and atrial fibrillation is proposed. PPG signals are generated by applying only RR interval series as an input to the model, obtained either from ECG signals or using RR interval simulators. The model also makes use of different PPG pulse types to account for age and vascular condition. The described qualities make this model one of a kind and, therefore, suitable for the development and the assessment of PPG-based arrhythmia detection algorithms.

High performance, real-time capable algorithms, one for PVC and the other for AF detection have been developed. Both algorithms rely on the features extracted solely from the PPG signals. Temporal, amplitude and frequency domain features are employed in order to distinguish arrhythmia of interest from other types of arrhythmias and noises. The algorithms have been developed for the application in wearable systems in mind. Currently there are no reliable solutions for a long-term PPG-based arrhythmia detection described in the scientific literature. Therefore, ambulatory application of the proposed algorithms would enable an unobtrusive, cost-effective and reliable solution for a long-term screening of PVCs and AF.

The PVC detection algorithm rely on three subsequent intervals describing a single beat, frequency domain features, and artifact detection. The classification of heart beats into premature and normal is accomplished by the artificial neural network. The extracted features are normalized according to the heart rate of a normal sinus rhythm, determined by employing a frequency domain-based estimator. Artifact-corrupted PPG segments are detected by the artifact detector and skipped before beat classification, thus reducing false alarms in a low signal to noise ratio environment.

The AF detection algorithm combines the analysis of the time intervals between successive heartbeats and PPG signal quality assessment. AF detection rely on the improved, modified and PPG-optimized low-complexity algorithm [19]. Approaches for minimizing the influence of other arrhythmia on the specificity of the algorithm, i.e., ectopic beats, bigeminy and

sinus arrhythmia, were employed. The signal quality assessment is performed by comparing the extracted PPG pulses with a predefined template, which adapts to the morphology of a specific PPG signal. The output of the detector is modified according to the quality of the PPG signal, providing a reliable performance in terms of high AF detection accuracy in quality signals and high specificity even at low signal to noise ratios, i.e., during motion-induced artifacts, thus minimizing false alarms.

Practical significance

1. The developed solutions for ambulatory monitoring of PVCs and AF can be used in the following clinical applications:
 - (a) Due to the high resemblance to the real photoplethysmogram signals, a developed photoplethysmogram model could be employed in the development and assessment of the PPG-based arrhythmia detection methods, in signal denoising.
 - (b) Potoplethysmogram-based detector of premature ventricular contractions can be used for a reliable and unobtrusive ambulatory long-term screening or applied in a real-time calculation of premature ventricular beats, e.g., during hemodialysis procedures.
 - (c) A method for detection of atrial fibrillation using photoplethysmogram signals has potential to be used for a reliable, cost-effective ambulatory long-term screening of AF in patients suspected of having brief and rare episodes of AF or in patients after myocardial infarctions or ischemic strokes.
2. The methods provided in this thesis have been developed and used in support of the following projects:
 - (a) "Intellectual wearable sensors system for human wellness monitoring – iMON" under the European Social Fund (No. VP1-3.1-SMM-10-V-02-004), 2013-2015.
 - (b) "Personalized patient empowerment and shared decision support for cardiorenal disease and comorbidities – CARRE" funded by the European Commission Framework Programme 7 (No. 611140), 2013-2016.
 - (c) "Automatic algorithms for atrial fibrillation risk prediction after acute myocardial infarction – AFAMI" supported by the Research Council of Lithuania (No. MIP088/15), 2015-2017.

Approval of the results

The doctoral thesis resulted in two scientific papers, published in the international scientific journals referred to in the Thomson Reuters Web of Science database, while in total the results have been published in 11 scientific papers. The essential results have been presented in 6 conferences, including the worldwide recognized IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) 2014, and the 44th conference of Computing in Cardiology 2017 (CinC2017). The research has been positively assessed both internationally and domestically: BioCAS 2014 paper has been selected as one of the top 20 contributions to the conference and invited for publishing the extended version in the Special Issue of the IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems journal, received the 1st place award for the presentation at the section of "Signals and Modeling" at the conference "Science for Health 2014" (Lithuanian University of Health Sciences), as well as a prize for the most attractive project for business (with coauthors) at the Young Scientists Exhibition "KTU Technorama 2015" (Kaunas University of Technology).

The statements presented for defence

1. Photoplethysmogram model for simulating various arrhythmias, including premature contractions and atrial fibrillation can generate PPG signal by using the data extracted from ECG signals. Photoplethysmogram model can be used for the development and assessment of the PPG-based arrhythmia detection methods.
2. Premature ventricular contractions can be reliably detected by using rhythm and amplitude-based features, extracted from PPG signals, in combination with artifact detection and artificial neural network-based decision logic.
3. A combination of an ECG-derived and modified rhythm-based atrial fibrillation detector and PPG signal quality assessment provides a reliable approach for the detection of atrial fibrillation by relying solely on PPG signal analysis both during screening and long-term monitoring.

Informacija apie disertacijos autorių

- Andrius Sološenko gimė 1988 m. Daugpilyje, Latvijoje.

Išsilavinimas

- 2007 m. baigė Kauno „Varpo“ gimnaziją.
- 2011 m. baigė Kauno technologijos universitetą ir gavo elektronikos inžinerijos bakalauro laipsnį.
- 2013 m. baigė Kauno technologijos universitetą ir gavo biomedicininės inžinerijos magistro laipsnį.
- 2013–2017 m. buvo Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos instituto doktorantas.

Darbo patirtis

- 2011–2012 m. dirbo UAB „Baltnetos komunikacijos“ inžinieriumi.
- 2012–2013 m. dirbo UAB „Informacinių technologijų pasaulis“ elektronikos inžinieriumi.
- 2013–2017 m. dirbo Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos institute jaunesniuju mokslo darbuotoju.

Moksliniai interesai

- Skaitmeninis signalų apdorojimas, programų kūrimas, automatinis aritmijų atpažinimas ir charakterizavimas remiantis fotopletizmografija.
- Yra paskelbęs 12 publikacijų, iš kurių 2 publikuotos tarptautiniuose moksliniuose žurnaluose, turinčiuose cituojamumo rodiklį *Thomson Reuters Web of Knowledge* duomenų bazėje.
- El. paštas andrius.solosenko@ktu.lt.

UDK 621.391 + 616.12-008.318](043.3)

SL344. 2017-12-22, 3,5 leidyb. apsk. l. Tiražas 50 egz.

Išleido Kauno technologijos universitetas, K. Donelaičio g. 73, 44249 Kaunas

Spausdino leidyklos „Technologija“ spaustuvė, Studentų g. 54, 51424 Kaunas