

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

Marius Gailius

**PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASISTOLIŲ ATPAŽINIMAS
FOTOPLETIZMOGRAMOJE**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Lekt. dr. Andrius Petrėnas

KAUNAS, 2016

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA**

**PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASISTOLIŲ ATPAŽINIMAS
FOTOPLETIZMOGRAMOJE**

Baigiamasis magistro projektas
Biomedicininė inžinerija (621H16001)

Vadovas

(parašas) Lekt. dr. Andrius Petrėnas
(data)

Recenzentas

(parašas) Doc. dr. Darius Jegelevičius
(data)

Projektą atliko

(parašas) Marius Gailius
(data)

KAUNAS, 2016



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

(Fakultetas)

Marius Gailius

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Prieširdinių ekstrasistolių atpažinimas fotopletizmogramoje“
AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 16 m. birželio _____ d.
Kaunas

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

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

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Gailius, M. Prieširdinių ekstrasistolių atpažinimas fotopletizmograme. Biomedicininės inžinerijos magistro kvalifikacinio laipsnio baigiamasis projektas / vadovas lekt. dr. Andrius Petrėnas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra. Kaunas, 2016. 44 psl.

SANTRAUKA

Prieširdžių virpėjimas yra sparčiai plintanti senstančios visuomenės problema. Prieširdžių virpėjimas dažnai būna asimptominis, dėl šios priežasties manoma, kad sergančiųjų šia liga skaičius gali siekti iki 2% pasaulio populiacijos. Prieširdžių virpėjimas yra progresuojanti liga ir kuo ankstesnėje stadijoje nustatoma, tuo lengvesnis jos gydymas. Taigi labai aktualu atrinkti žmones kuriems prieširdžių virpėjimo rizika didžiausia. Jau seniai įtariama, kad yra ryšys tarp prieširdinių ekstrasistolių ir prieširdžių virpėjimo, tačiau tik 2015 m. Gladstone et. al. publikuoti tyrimai parodė tiesioginį ryšį tarp prieširdinių ekstrasistolių skaičiaus paros bėgyje ir prieširdžių virpėjimo egzistavimo tikimybės. Įprastai, ekstrasistolės aptinkamos elektrokardiogramos įrašė, tačiau šis metodas nepatogus ilgalaikiam stebėjimui. Dėl šios priežasties buvo ištirtos galimybės atpažinti prieširdines ekstrasistoles fotopletizmogamos signale. Atlikus tyrimą buvo įrodyta, kad prieširdines ekstrasistoles galima atpažinti naudojant tik fotopletizmogamos signalą. Sukurtas algoritmas ištirtas naudojant Physionet MIMIC II duomenų bazės ir Biomedicininės inžinerijos institute užregistruotais signalais. Sukurtu algoritmu gautas 0.78 Matthewso koreliacijos koeficientas testuojant su Physionet MIMIC II duomenų bazės signalais ir 99% specifiškumas testuojant su sveikų žmonių fotopletizmogamos signalais. Sukurtas prieširdinių algoritmas tinkamas įdiegti į mažą įterptinę sistemą, pavyzdžiui išmanųjį laikrodį su fotopletizmografiniu jutikliu.

Reikšminiai žodžiai:

Prieširdžių virpėjimas, prieširdinės ekstrasistolės, fotopletizmografija

Gailius, M. Detection of Atrial Premature Beats in Photoplethysmogram. Final project of biomedical engineering qualification degree / supervisor lect. dr. Andrius Petrėnas; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics engineering

Kaunas, 2016. 44 psl.

SUMMARY

Atrial fibrillation is rapidly growing problem of aging world population. To make matters worse, atrial fibrillation is usually asymptomatic. Because of this it is estimated, that up to 2% of all population may have atrial fibrillation. Atrial fibrillation is progressive disease and if it is diagnosed in a late stage, its treatment becomes complicated. Therefore, it is of utmost importance to select people who has the greatest risk of atrial fibrillation. In Gladstone et. al. article, published in 2015, it was shown that number of atrial premature beats in twenty-four hours is related to the risk of atrial fibrillation. Atrial premature beats usually are detected using electrocardiogram, however this method is uncomfortable for long term monitoring. Therefore, it was decided to investigate idea of detecting atrial premature beats using only photoplethysmogram. During the investigation a method for detecting atrial premature beats in photoplethysmogram was created. Method was tested using Physionet MIMIC II data base and achieved 0.78 Matthews correlation coefficient. Furthermore, method showed 99% specificity when tested on signals acquired from healthy volunteers. Therefore, it was proved that created method is suitable for detecting atrial premature beats and can be installed in a small wearable device with plethysmography sensor.

Keywords:

Atrial fibrillation, atrial premature beat, photoplethysmogram

Turinys

IVADAS	6
1 PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO PROBLEMAS APŽVALGA	8
1.1 Pagrindiniai principai: mechanizmai, simptomai, klasifikacija, terapija.....	8
1.2 Paplitimas, gretutinės ligos, rizikos veiksniai.....	10
2 ŠIRDIES VEIKLOS ILGALAIKIO REGISTRAVIMO TECHNOLOGIJOS.....	12
2.1 Elektrokardiografija	12
2.2 Fotopletizmografija.....	13
3 PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASISTOLIŲ ATPAŽINIMO METODŲ APŽVALGA.....	15
3.1 Ekstrasistolių klinikinis vertinimas.....	15
3.2 Prieširdinės ekstrasistolės	15
3.3 Skilvelinės ekstrasistolės	16
3.4 Prieširdinių ir skilvelinių ekstrasistolių palyginimas.....	17
3.5 Širdies ritmo analize grįsti automatinio atpažinimo metodai	20
4 FOTOPLETIZMOGRAMOS SIGNALO KOKYBĖS VERTINIMO METODAI	22
5 PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASISTOLIŲ ATPAŽINIMO ALGORITMAS	25
5.1 Fotopletizmogramos signalo kokybės įvertinimas.....	25
5.2 Vidutinio širdies ritmo prognozavimas.....	30
5.3 Prieširdinių ekstrasistolių radimas	31
6 FOTOPLETIZMOGRAMOS SIGNALŲ DUOMENŲ BAZĖS SUDARYMAS.....	32
6.1 Physionet MIMIC II duomenų bazės signalai ir jų anotavimas.....	32
6.2 Išmaniuoju laikrodžiu užregistruoti fotopletizmogramos signalai	33
7 PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASITOLIŲ ATPAŽINIMO METODO REZULTATAI.....	35
7.1 Diagnostinių sprendimų tikslumo vertinimo įverčiai	35
7.2 Rezultatai gauti tiriant Physionet MIMIC II duomenų bazės signalus	36
7.3 Rezultatai gauti tiriant išmaniuoju laikrodžiu užregistruotus signalus	39
7.4 Prieširdžių virpėjimo rizikos tikimybės korekcija pagal prieširdinių ekstrasistolių aptikimo algoritmo jautrumą.....	39
8 IŠVADOS.....	40
9 LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	41

ĮVADAS

Prieširdžių virpėjimas (PV) yra plačiausiai paplitusi širdies aritmija, kuria serga apie 33 milijonus žmonių pasaulyje, o jai gydyti skiriamos ypač didelės lėšos (pavyzdžiui, Europos Sąjungoje 13 milijardų eurų per metus) [1]. PV sukelia prieširdžiuose atsiradę elektrinių signalų šaltiniai, dėl kurių prieširdžių susitraukimų dažnis išauga iki 400-600 kartų per minutę ir tampa nereguliarus. Prieširdžiams virpant nereguliariai jie išstumia ne visą juose esantį kraują. Likus kraujui prieširdžiuose padidėja tikimybė jog susidarys krešuliai. Iš atliktų tyrimų matyti, kad PV atsiradimas padidina insulto riziką 5 kartus [2]. Taip pat nustatyta kad PV, kaip nepriklausomas faktorius, padidina mirties riziką iki 90% [2]. Įprastai PV išsivystymo laipsnį įvertina gydytojas atsižvelgdamas į paciento simptomus bei elektrokardiogramos įrašą užregistruotą apžiūros metu.

PV yra progresuojanti liga - pirminiai prieširdžių virpėjimo epizodai yra reti, trumpi ir nutrunkantys savaime. Dėl šios priežasties terapijos priemonių efektyvumas labai priklauso nuo to, kokio tipo PV yra diagnozuojamas. Siekiant atpažinti PV ankstyvoje stadijoje, reikia dėvėti elektrokardiogramos monitoravimo įrangą ilgą laiką kuri yra nepatogi ir dažnai sunkiai prieinama. Siekiant išvengti šių problemų reikia atrinkti kandidatus kuriems rizika sirgti PV yra didžiausia.

Gladstone et al. [3] 2015 m. publikuoti tyrimai parodė, kad prieširdžių virpėjimo egzistavimo tikimybę galima prognozuoti remiantis prieširdinių ekstrasistolių skaičiumi per parą. Žinant tai atsiveria galimybės atrinkti kandidatus ilgalaikiam monitoravimui remiantis vien tik paros prieširdinių ekstrasistolių skaičiumi.

Darbinė hipotezė

Sparčiai populiarėjant dėvimiems išmaniesiems įrenginiams tampa vis paprasčiau nuolat registruoti širdies ritmą. Pavyzdžiui, dauguma išmaniųjų laikrodžių turi integruotą fotopletizmogramos jutiklį. Pasitelkus šią funkciją keliama hipotezė, kad prieširdines ekstrasistoles galima atpažinti fotopletizmogramoje ir tokiu būdu įvertinti jų skaičių per parą.

Tyrimo tikslas

Tyrimo tikslas – sukurti ir ištirti prieširdinių ekstrasistolių atpažinimo fotopletizmografiniuose signaluose algoritmą, tinkamą įdiegti dėvimame įrenginyje.

Tyrimo tikslui pasiekti išsikelti šie **uždaviniai**:

1. Išanalizuoti klinikinius prieširdinių ekstrasistolių požymius.
2. Sukurti ir ištirti judesio artefaktų fotopletizmogramoje atpažinimo algoritmą.
3. Sukurti ir ištirti prieširdinių ekstrasistolių fotopletizmogramoje atpažinimo metodą.
4. Sudaryti fotopletizmografinių signalų duomenų bazę.
5. Ištirti pasiūlytą metodą naudojant realius fotopletizmogramos signalus.

Naudojami signalai

Algoritmo kūrimui bus naudojami signalai iš Physionet MIMIC II [4] duomenų bazės.

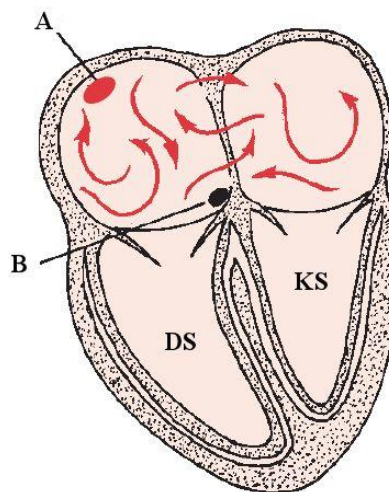
Mokslinis naujumas

Darbo kūrimo metu autoriui nebuvo žinomi kiti darbai, kuriuose nagrinėjama prieširdinių ekstrasistolių aptikimo fotopletizmogramoje problema.

1 PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO PROBLEMOS APŽVALGA

1.1 Pagrindiniai principai: mechanizmai, simptomai, klasifikacija, terapija

Prieširdžių virpėjimas – neįprastas širdies ritmas sukeltas elektrinio aktyvumo įvairiose prieširdžių dalyse 1.1 pav. Įprastai prieširdžius sužadina sinusinis mazgas, tačiau PV atveju prieširdžiai sužadinami padrikai aktyvuojamų židinių esančių pačiuose prieširdžiuose. Dėl tokio chaotiško prieširdžių sužadinimo, jų susitraukimų dažnis pasiekia 400 – 600 kartų per minutę. PV metu stimuliuojami ne tik prieširdžiai, bet ir atrioventrikulinis mazgas ir skilveliai, tačiau dėl atrioventrikulinio mazgo filtruojančių savybių ne visi PV metu kilę impulsai aktyvuoja skilvelius. Dėl šios priežasties PV metu skilveliai aktyvuojami nereguliariai ir tai pasireiškia sumažėjusiu širdies išstumiamo kraujo kiekiu [5].



1.1 pav. Elektrinis aktyvumas širdyje esant prieširdžių virpėjimui. A – sinusinis mazgas, B - atrioventrikulinis mazgas, DS – dešinysis skilvelis, KS – kairysis skilvelis. Adaptuota iš [6]

PV simptomai labai įvairūs tarp pacientų tačiau didžioji dalis aptiktų PV atvejų yra asimptominiai – be pastebimų simptomų [7]. Tarp pacientų, kurie geba atpažinti PV, labiausiai paplitę šie simptomai[7]:

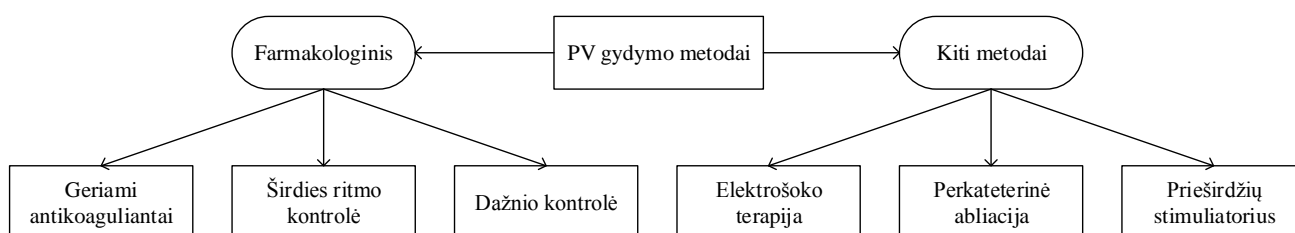
- Širdies plakimo pojūčiai įskaitant neregulius smarkius permušimus
- Žemas kraujo spaudimas
- Skausmas krūtinėje
- Galvos svaigimas
- Nuovargis, dusulys ir silpnumas
- Nerimas

Manoma, kad asimptominis PV gali sudaryti iki 80% visų PV atvejų [7], [8], [9], [10]. Dėl šios priežasties didelė dalis sergančiųjų nežino, kad turi šią problemą ir yra negydomi. Iš šito seka, kad dalis žmonių gyvena su padidėjusia insulto rizika [2].

PV virpėjimas yra progresuojanti liga. Ankstyvoje stadijoje pasireiškia trumpalaikis, savaime nutrūkstantis PV, kuris laikui bėgant gali peraugti į pastovų, netgi medikamentais nesustabdomą PV. Pagal Europos kardiologijos asociacijos rekomendacijas išskiriami penki PV tipai [11]:

- Pirma PV diagnozė - šiai grupei priskiriami pacientai, kuriems PV diagnozuotas pirmą kartą nepriklausomai nuo PV trukmės ar kitų simptomų.
- Paroksizminis PV - PV epizodai nutrunka spontaniškai, įprastai per 48 valandas. Tačiau PV epizodas gali tęstis iki 7 dienų.
- Nuolatinis PV - PV epizodai trunka ilgiau nei 7 dienos arba yra sustabdomi.
- Ilgalaikis nuolatinis PV - PV epizodai pasireiškia ilgiau nei metus naudojant širdies ritmą koreguojančius medikamentus.
- Pastovus PV - pripažįstama, kad pacientas patiria PV ir vietoj širdies ritmo kontrolės pereinama prie širdies susitraukimo dažnio kontrolės medikamentais.

PV gydymas labai priklauso nuo aptikto PV stadijos. Plačiausiai praktikoje naudojami PV gydymo metodai pateikti 1.2 pav. Dažniausiai pasirenkamas farmakologinis gydymas naudojant antikoaguliantus ar širdies ritmą kontroliuojančius vaistus [7]. Heidbuchel et al. [12] atlikti tyrimai parodė, kad antikoaguliantai padidina kraujavimo komplikacijų riziką, o širdies ritmą kontroliuojantys vaistai gali sukelti gyvybei pavojingas skilvelines aritmijas. Nors ir teisingai parinkti medikamentai gali efektyviai padėti, tačiau gydytojai ne visada būna susipažinę su naujausia informacija. Dėl šios priežasties antikoaguliantai naudojami netinkamai ir PV gydomas neefektyviai [13].

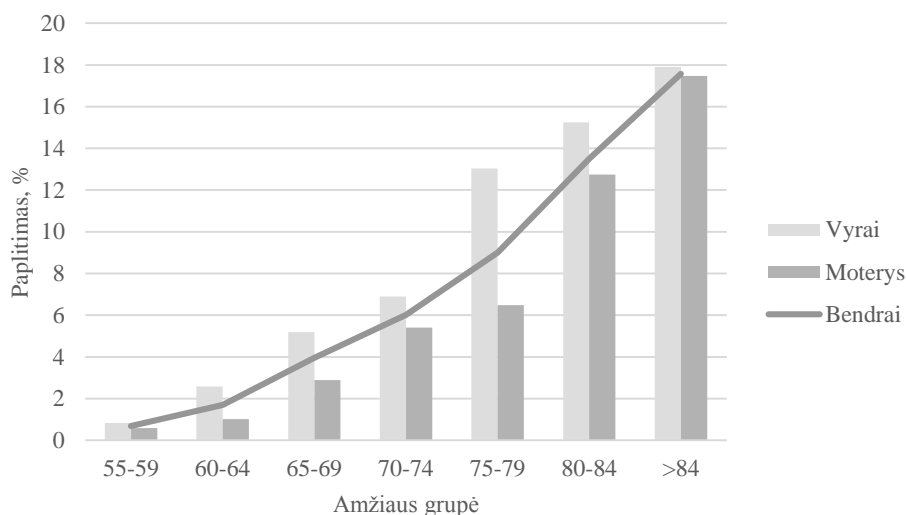


1.2 pav. Plačiausiai naudojami PV gydymo metodai. Adaptuota iš [14]

Ne farmakologiniai PV gydymo būdai taikomi rečiau, iki 10% pacientų [7]. Pastaraisiais metais pastebėta, kad perkateterinė abliacija daug efektyvesnis gydymo metodas nei vaistai, ypač jeigu naudojama ankstyvoje PV stadijoje [15], [16]. Atitinkamai, jeigu perkateterinė abliacija naudojama vėlyvoje PV stadijoje, reikalinga keletas procedūrų bei papildomas gydymas širdies ritmą kontroliuojančiais vaistais [17]. Dėl šios priežasties tampa vis aktualiau PV aptikti ankstyvoje stadijoje.

1.2 Paplitimas, gretutinės ligos, rizikos veiksniai

PV yra labiausiai paplitusi aritmija, kuria manoma serga 33 milijonai žmonių visame pasaulyje [1]. Prognozuojama, kad sergančiųjų skaičius gali būti daug didesnis - 2% pasaulio gyventojų, dėl nediagnozuoto, asimptominio, PV virpėjimo [11]. Tikimybė sirgti prieširdžių virpėjimu labai išauga senstant – 12% senjorų virš 75 metų diagnozuotas PV [18]. PV diagnozės ir amžiaus ryšys pateiktas 1.3 pav. Grafike taip pat matyti, kad PV labiau paplitęs tarp vyrų nei moterų, ypač tarp jaunesnių nei 79 m.



1.3 pav. PV paplitimas pagal amžiaus grupes. Adaptuota iš [18]

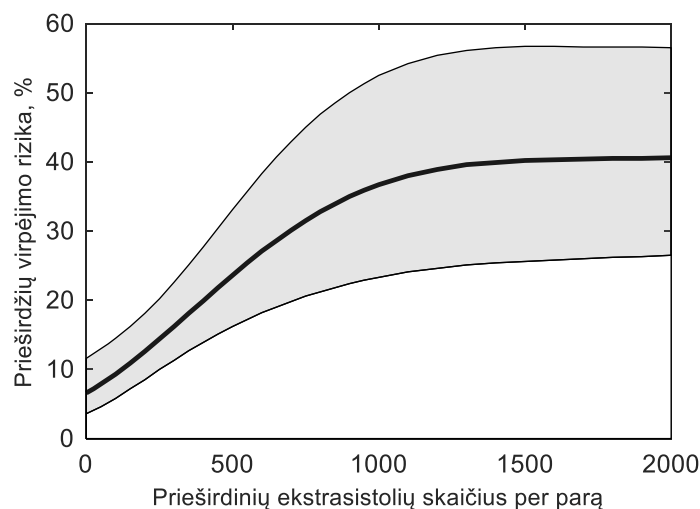
Chugh et. al [1] 2013 publikuotas tyrimas parodė, kad naujai aptikto PV atvejų skaičius nuo 1990 iki 2010 išaugo 5 milijonais. Manoma, kad keletas svarbių veiksnių prisidėjo prie šito – sėkmingas kitų širdies ligų gydymas, ilgesnė vidutinė gyvenimo trukmė, padidėjęs kraujospūdis ir nutukimas. Taip pat tobulėjančios technologijos prisidėjo prie padidėjusio PV identifikavimo – implantuojami širdies monitoriai ir įvykių registratoriai.

PV savaime nėra gyvybei pavojinga širdies aritmija, tačiau siejamas su įvairiomis gretutinėmis ligomis [19]:

- Širdies funkcijos nepakankamumu. Iki 56% pacientų taip pat diagnozuotas ir PV.
- Miokardo infarktas. PV aptinkamas 23% pacientų po miokardo infarkto.
- Išeminis insultas. Iki 51% pacientų taip pat diagnozuotas ir PV.
- Supraventrikulinė tachikardija. PV būdingas sergantiems prieširdžių plazdėjimu ir prieširdžių tachikardija, paplitimas 58% ir 27% atitinkamai.
- Aukštas kraujo spaudimas. PV nustatomas 70% šių pacientų.
- Inkstų ligos. PV nustatomas 10-15% šių pacientų ir iki 18% hemodializės pacientams.
- Miego apnėja. 50% sergančiųjų šia liga aptiktas PV.

Pavojingiausias iš gretutinių ligų – išeminis insultas. Jis įvyksta kai užblokuojama kraujotaka tam tikroje smegenų dalyje. Manoma, kad 25-30% išeminių insultų kyla dėl trombų ir dauguma šių atvejų siejama su PV [20], [21]. Dėl tromboembolinės prigimties PV sukeltų insultų pasekmės ypač sunkios. Taip pat PV siejamas su asimptominiiais insultais, kurių pasekmės pajaučiamos tik praėjus tam tikram laikui po insulto.

Prieširdžių virpėjimui priskiriamas gana didelis kiekis rizikos faktorių. Svarbiausieji – amžius, aukštas kraujospūdis, širdies funkcijos nepakankamumas, nutukimas, širdies vožtuvų ligos, šeimos ligų istorija. Bendru atveju bet kokia širdies būseną, dėl kurios padidėja kairysis prieširdis padidina PV riziką. Pastaruoju metu vis daugiau dėmesio skiriama prieširdinėms ekstrasistolėms, kaip PV rizikos faktoriui. Gladstone et al. [3] 2015 m. publikuotuose tyrimų rezultatuose nurodytas ryšys tarp prieširdinių ekstrasistolių kiekio ir PV. Gauta priklausomybė pateikta 1.4 pav. Grafike galime pastebėti, jog esant daugiau nei 1000 prieširdinių ekstrasistolių per parą prieširdžių virpėjimo aptikimo tikimybė pasiekia ~40% ir įsisotina. Dėl šios priežasties prieširdines ekstrasistoles galima bandyti aptikti paprastu ir nebūtinai ypač didelio jautrumo metodu. Pavyzdžiui aptikus 2000 prieširdinių ekstrasistolių per parą nebus svarbu ar algoritmo jautrumas 0.8 ar 0.99.

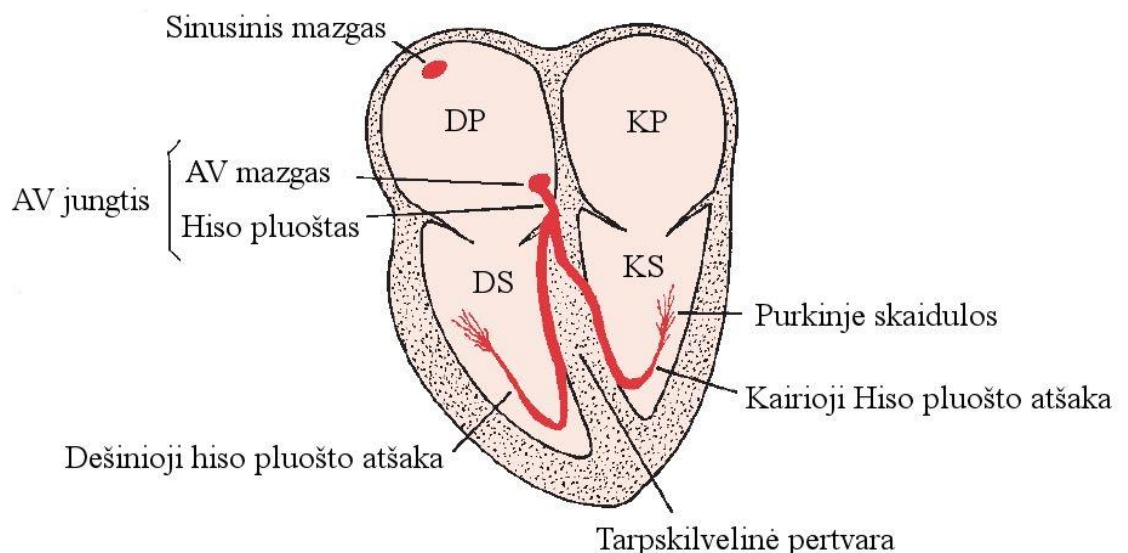


1.4 pav. Ryšys tarp prieširdžių virpėjimo tikimybės ir prieširdinių ekstrasistolių skaičiaus paroje. Pilkai pažymėtas 95% pasikliautinis intervalas. Adaptuota iš [3]

2 ŠIRDIES VEIKLOS ILGALAIKIO REGISTRAVIMO TECHNOLOGIJOS

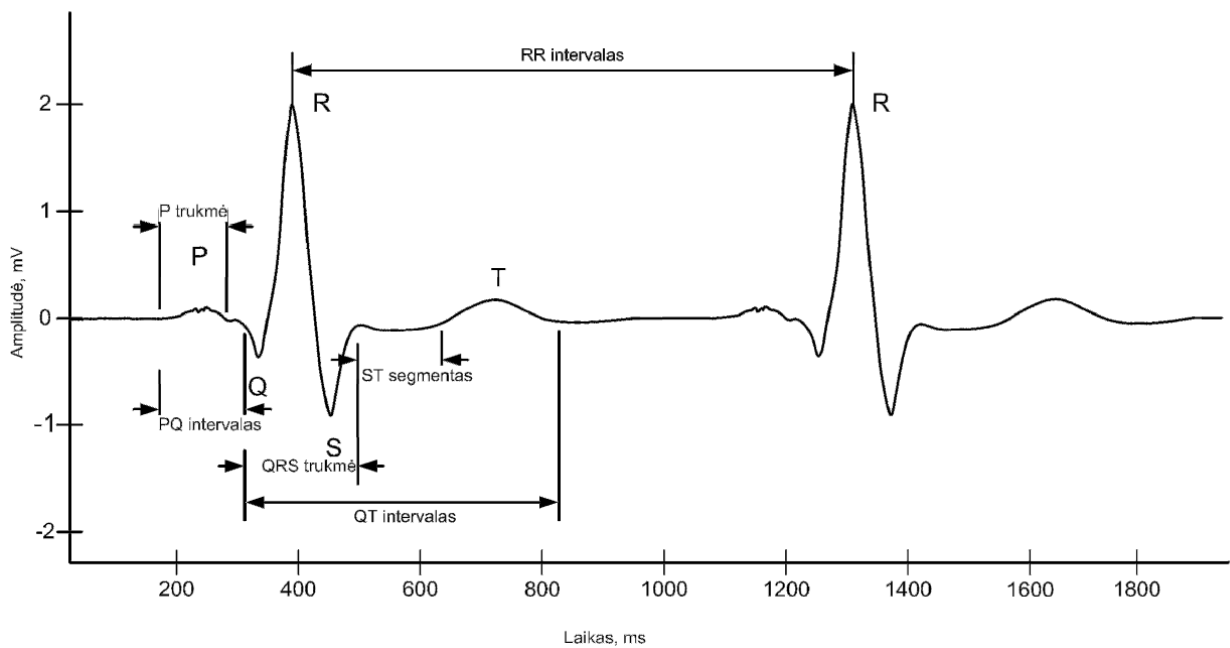
2.1 Elektrokardiografija

Elektrokardiografija – širdies sukeltų elektrinių potencialų, atspindinčių mechaninę širdies veiklą, registravimas. Širdies struktūra ir svarbiausieji elektriniai mazgai atvaizduoti 2.1 pav. Sveikos širdies ritmą kontroliuoja sinusinis mazgas. Šis mazgas generuoja elektrinius impulsus, nuo kurių prasideda širdies ciklas. Ramybės būsenoje sinusinis mazgas reguliuoja širdies ritmą tarp 60 ir 100 susitraukimų per minutę. Sinusinio mazgo generuojamų impulsų dažnis yra valdomas simpatinės ir parasimpatinės nervų sistemų, prisitaikant prie kūno poreikių. Elektriniam impulsui kilus sinusiniame mazge, jis plinta prieširdžiais. Prieširdžiai susitraukia, išstumia kraują į skilvelius. Plintantis elektrinis impulsas pasiekia AV mazgą ir toliau plisdamas Hiso pluoštu priverčia skilvelius susitraukti išstumiant kraują į kraujotakos sistemą.



2.1 pav. Širdies sandara ir svarbiausi elektriniai mazgai. DP – dešinysis prieširdis, KP – kairysis prieširdis, DS – dešinysis skilvelis, KS – kairysis skilvelis. Adaptuota iš [22]

Minėtieji elektriniai procesai gali būti stebimi kūno paviršiuje elektrokardiogramos (EKG) pavidalu. Elektrokardiogramos signalo pavyzdys pateiktas 2.2 pav. Elektrokardiogramoje P banga charakteringa prieširdžių susitraukimui. Po P bangos iki Q dantelio vyksta elektrinio impulso perdavimas AV mazgui. Impulsui pasiekus AV mazgą, EKG pasidaro neigiamas – Q dantelis. Tada sujaudinamos širdies skilvelių raumenų ląstelės – R dantelis. Sujaudinus visas skilvelių raumenų ląsteles, elektrinis širdies vektorius vėl tampa neigiamas, kas atitinka S dantelį. Taigi, QRS kompleksas apibūdina skilvelių susitraukimą. Po kurio laiko skilveliai repoliarizuojasi (atsipalaiduoja) ir tai elektrokardiogramoje užregistruojama kaip T dantelis. Skilvelių susitraukimas (QRS kompleksas) atitinka sistolės pradžią, kai kraujas išstumiamas iš širdies. Diastolė prasideda kai skilveliai atsipalaiduoja ir širdis prisipildo krauju. Diastolės metu kraujas teka kraujagyslėmis dėl arterijų elastingumo.

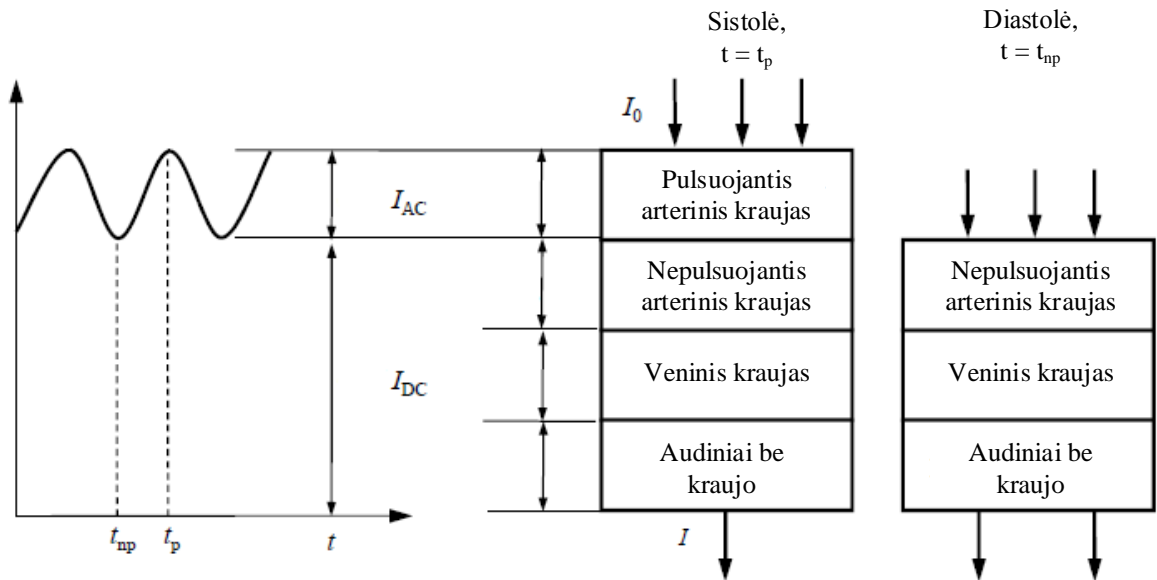


2.2 pav. Elektrokardiogramos signalas ir jo segmentai [23]

Norint užregistruoti elektrokardiogramą, pakanka matuoti įtampą tarp dviejų taškų (elektrodų), tačiau reikia pabrėžti, kad signalo forma priklauso nuo matavimo taškų pozicijos. Dėl šios priežasties, naudojami standartiniai elektrodų išdėstymo būdai, o gauti signalai vadinami derivacijomis. Turbūt plačiausiai paplitusios Einthoveno derivacijos. Esant šiam jungimui, elektrodai dedami ant galūnių – kairės ir dešinės rankų bei kairės kojos. Gaunamos tris derivacijos: I – elektrinis signalas tarp kairės ir dešinės rankų, II – elektrinis signalas tarp kairės kojos ir dešinės rankos, III – elektrinis signalas tarp kairės kojos ir kairės rankos.

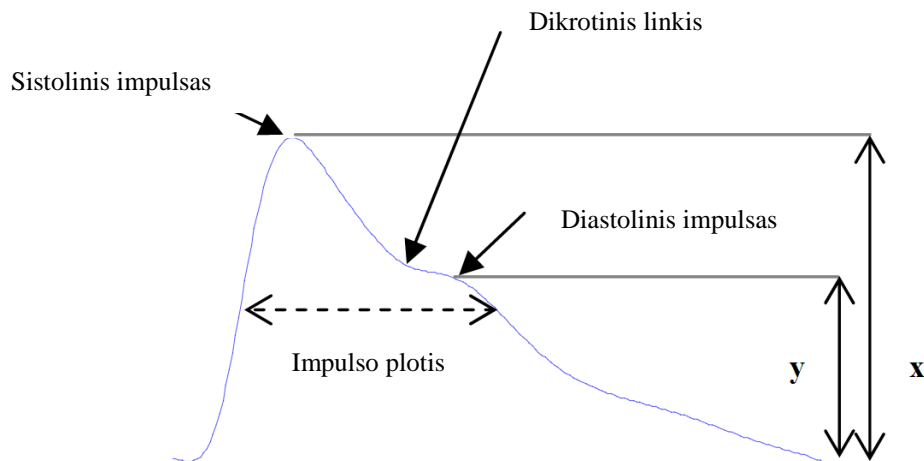
2.2 Fotopletizmografija

Fotopletizmograma – optiniu būdu gauta pletizmograma, kūno dalies ar organo tūrio matavimas. Fotopletizmograma matuojama naudojant pulsoksimetrą kuris apšviečia odą ir matuoja šviesos sugėrimo pokyčius laike. Auksiniu standartu laikomas pirštą peršviečiantis pulsoksimetras, juo patikimai galima išmatuoti širdies ritmą ir kraujo įsisotinimą deguonimi [24]. Peršviečiantis pulsoksimetras ir juo gautas signalas aiškinami naudojant sekcijų modelį, kuris pateiktas 2.3 pav. Naudojant peršviečiantį pulsoksimetrą fotopletizmogramos signalas turi ryškią nuolatinę dedamą, kurios lygyje yra pulsuojančioji dedamoji. Ši pulsuojančioji dedamoji sudaro vos 5% signalo, lyginant su nuolatine. To priežastis yra tai, kad reikia peršviesti santykinai daug audinių, kurių tūris nesikeičia kartu su kraujo pulsacijomis. Dėl to, kad reikalinga peršviesti prie naudingo signalo neprisidedančius audinius ir naudingo signalo amplitudė yra maža, fotopletizmograma ypač jautri judesio artefaktams.



2.3 pav. Peršvietimo fotopletizmografijos sekcijų modelis. I_{AC} – pulsuojančioji fotopletizmogramos signalo dalis, I_{DC} – nuolatinė fotopletizmogramos signalo dalis, I_0 – krentančios šviesos intensyvumas, I – jutiklį pasiekusios šviesos intensyvumas. Adaptuota iš [25]

Užregistruotos fotopletizmogramos impulso pavyzdys pateiktas 2.4 pav. Pagrindiniai fotopletizmogramos charakteringieji taškai pažymėti grafike. Sistolinis impulsas atitinka skilvelių susitraukimą. Dikrotinis linkis atitinka momentą, kai skilveliai atsipalaiduoja ir juose esantis slėgis pasidaro mažesnis nei kraujo slėgis aortoje. Tuo momentu, kol visiškai užsidaro skilvelių vožtuvai, dalis kraujo iš aortos patenka atgal į skilvelius, truputį krinta slėgis aortoje ir fotopletizmogramoje tai pasimato kaip įdubimas. Diastolinis impulsas atsiranda dėl kraujo slėgio atspindžio bangos, kuri susidaro impulsui pasiekus kapiliarus. Reikia paminėti, kad tarp QRS komplekso kardiogramoje ir sistolinio impulso fotopletizmogramoje gali būti iki 1.5s vėlinimas. Šis vėlinimas atsiranda dėl to, kad elektrokardiograma atspindi širdies elektrinę veiklą, o fotopletizmograma – mechaninį kraujagyslių išsiplėtimą tam tikroje kūno vietoje. Taip pat šis vėlinimas gali būti koreguojamas vaistais, didinančiais kraujagyslių elastingumą.



2.4 pav. Fotopletizmogramos impulso pavyzdys. Adaptuota iš [26]

3 PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASISTOLIŲ ATPAŽINIMO METODŲ APŽVALGA

3.1 Ekstrasistolių klinikinis vertinimas

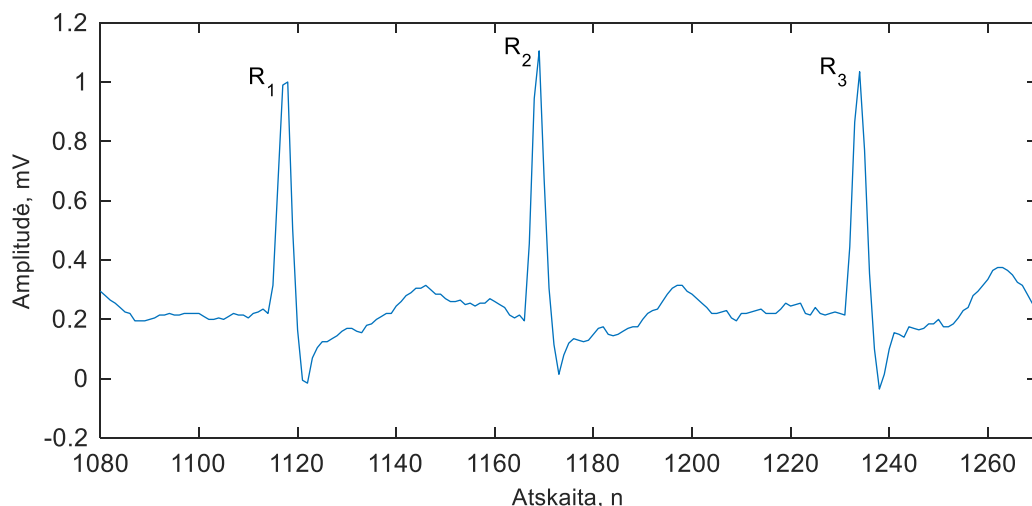
Ekstrasistolė – priešlaikinis širdies susitraukimas, kurį sukelia elektrinis impulsas, kilęs ne sinusiniame mazge. Pagal elektrinio impulso kilimo vietą ekstrasistolės skirstomos į prieširdines, atrioventrikulinio mazgo ir skilvelines. Šiame darbe neapstatinėjamos atrioventrikulinio mazgo ekstrasistolės, nes jas labai sunku atskirti nuo prieširdinių.

3.2 Prieširdinės ekstrasistolės

Prieširdinės ekstrasistolės įvyksta kai elektrinis impulsas kyla dešiniajame arba kairiajame prieširdžiuose, o ne sinusiniame mazge. Dėl šios priežasties prieširdžių depoliarizacija vyksta neįprastai. Tačiau Hiso pluošto bei skilvelių depoliarizacija įvyksta įprastu keliu. Golderger nurodyti pagrindiniai prieširdinių ekstrasistolių požymiai [27]:

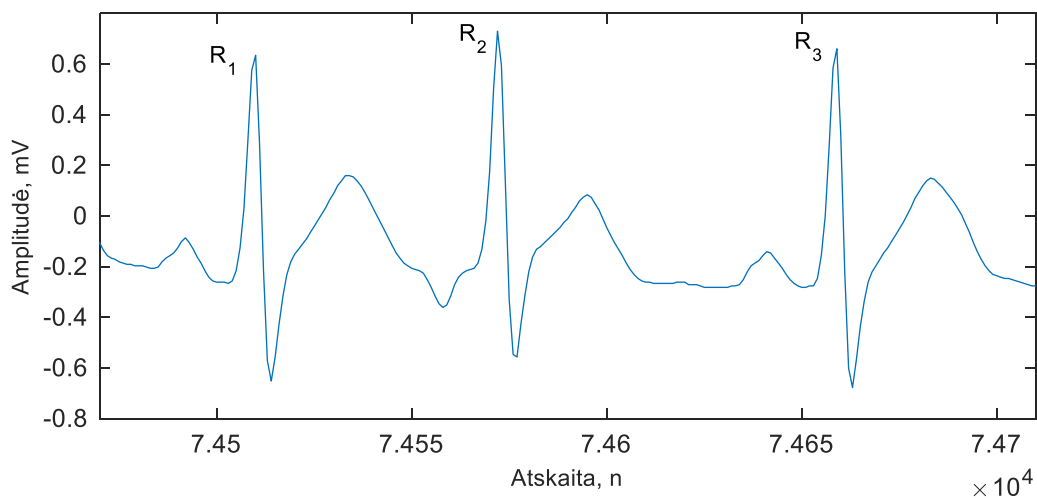
1. Prieširdžių depoliarizacija yra priešlaikinė.
2. P banga dažnai yra neįprastos formos ir/arba pasižymi neįprastu PR intervalu. Kai kuriais atvejais P banga gali persidengti su T banga. P banga kartais gali būti persidengusi su QRS kompleksu.
3. Po prieširdinės ekstrasistolės dažnai seka kompensacinė pauzė.
4. Prieširdinės ekstrasistolės QRS komplekso forma dažniausiai atitinka normalų ritmą.

Remiantis šiais požymiais buvo anotuojami Physionet MIMIC II duomenų bazės signalai. Analizuoti signalai kurie turi II Einthoveno derivacijos kanalą, kadangi šioje derivacijoje aiškiai išreikšta ir P banga ir R dantelis. Toliau pateiksime tipinių prieširdinių ekstrasistolių pavyzdžių. 3.1 pav. pavaizduota prieširdinė ekstrasistolė (R_2), kurios P banga persidengia su ankščiau buvusiu T banga.



3.1 pav. Prieširdinė ekstrasistolė II-oje Einthoveno derivacijoje (R_2). P ir T bangos persidengusios.

Paveiksle 3.2 pav. pavaizduota prieširdinė ekstrasistolė (R_2), kurios P dantelis invertuotas. Vėlgi, QRS kompleksas toks pat kaip kiti ir po ekstrasistolės kompensacinė pauzė.

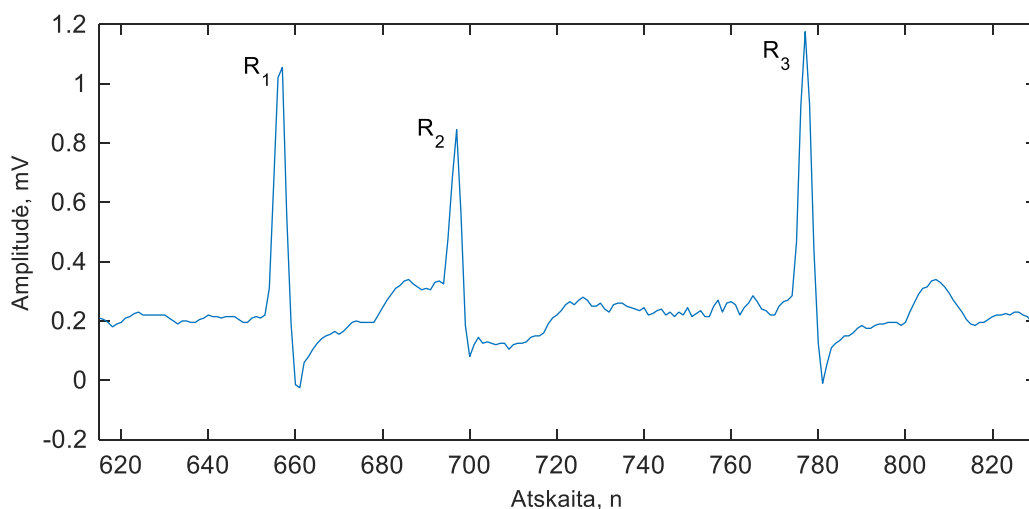


3.2 pav. Prieširdinė ekstrasistolė II-oje Einthoveno derivacijoje (R_2). Invertuota P banga.

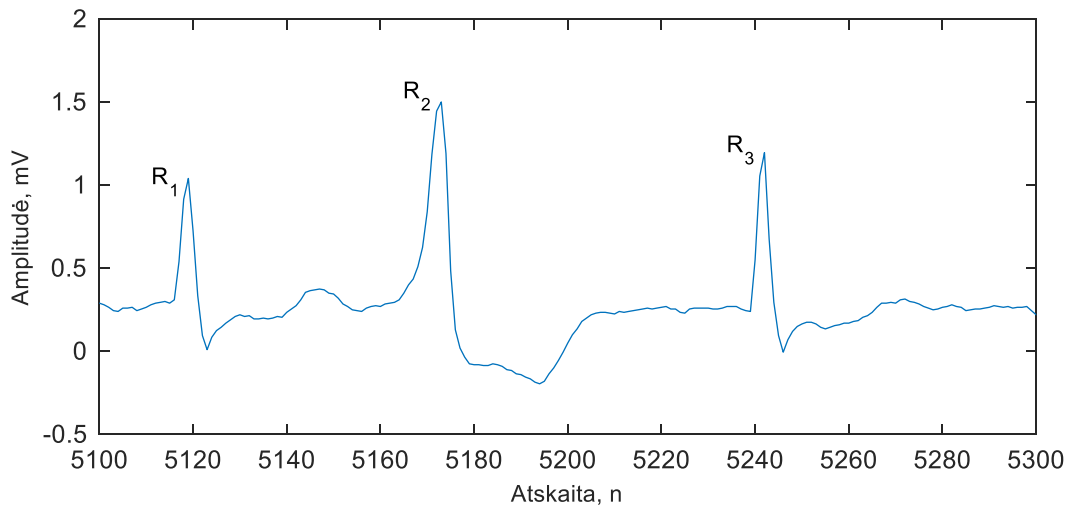
3.3 Skilvelinės ekstrasistolės

Skilvelinės ekstrasistolės tai priešlaikiniai širdies dūžiai, kurių šaltinis yra skilveliuose. Skilvelinių ekstrasistolių atveju depoliarizacija kyla kairiajame arba dešiniajame skilveliuose. Dėl to skilveliai nėra žadinami kartu ir žadinimo impulsas plinta skilveliais neįprastai. Todėl skilvelinių ekstrasistolių metu QRS kompleksas būna platesnis nei įprastai. Skilvelinėms ekstrasistolėms būdingi šie požymiai [28]:

1. QRS kompleksas įvykta anksčiau nei turėtų pagal sinusinį ritmą.
2. QRS kompleksas neįprastos formos – didesnės arba mažesnės amplitudės, ilgiau trunkantis.
3. Dažnai R dantelis ir T banga priešingo poliarumo.



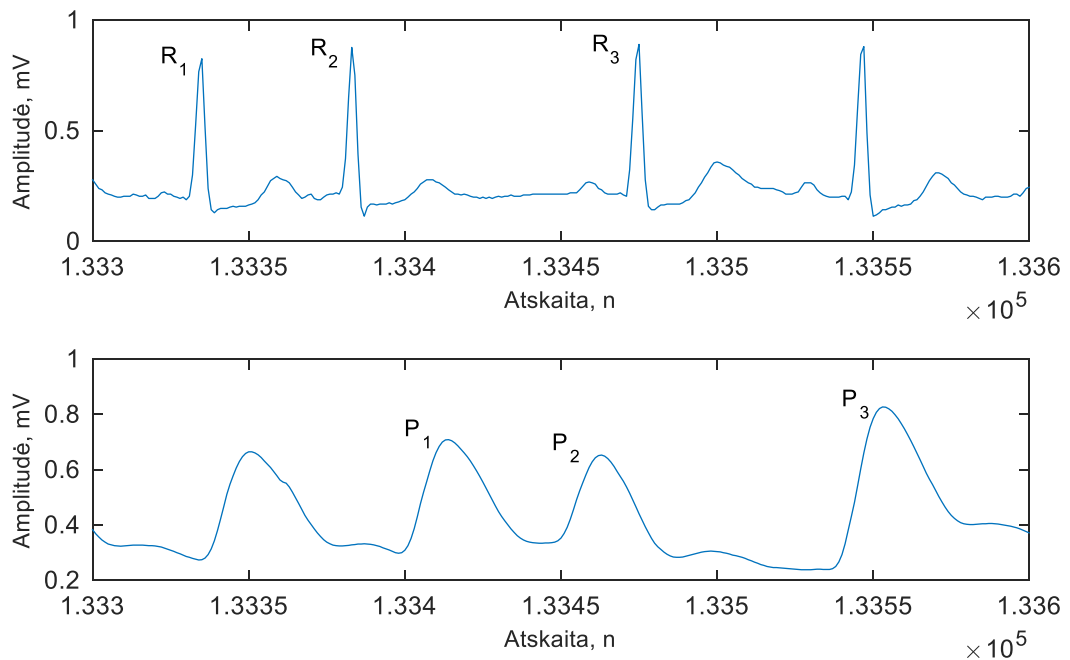
3.3 pav. Skilvelinė ekstrasistolė (R_2). Amplitudė mažesnė nei įprastų QRS kompleksų



3.4 pav. Skilvelinė ekstrasistolė (R_2). Amplitudė didesnė nei įprastų QRS kompleksų bei R dantelio ir T bangos poliarumas priešingas

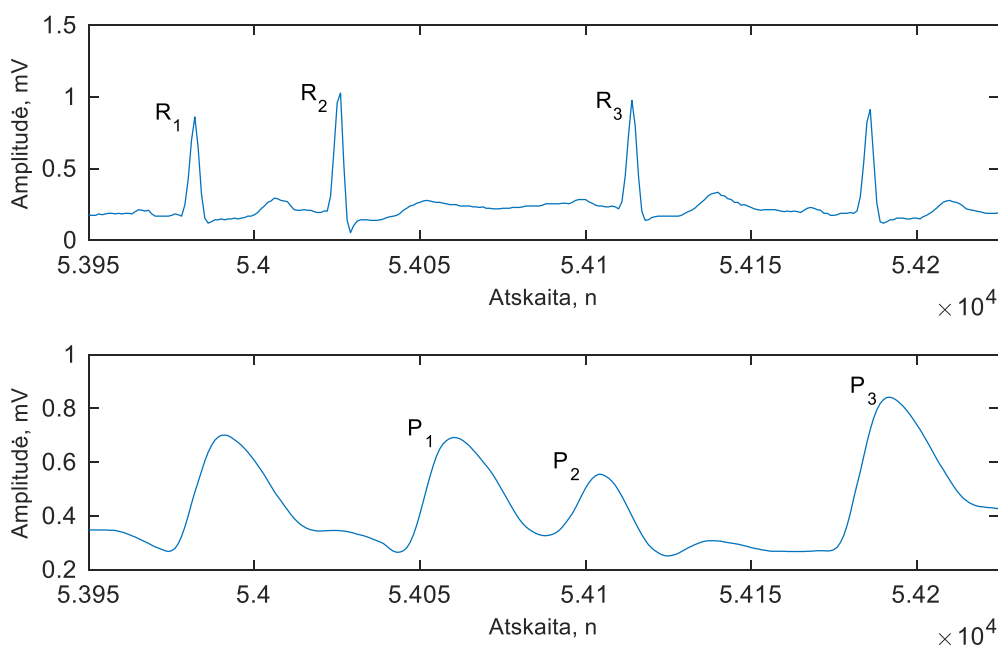
3.4 Prieširdinių ir skilvelinių ekstrasistolių palyginimas

Pagal išstumiamo kraujo kiekį įprastai prieširdinės ekstrasistolės yra efektyvesnės nei skilvelinės [29]. Nors prieširdinės ekstrasistolės įvyksta anksčiau nei turėtų pagal sinusinį ritmą, tačiau jų metu kraujas iš prieširdžių yra išstumiamas į skilvelius ir tik tada įvyksta skilvelių susitraukimas. Todėl prieširdinės ekstrasistolės dažnai, ypač pavienių ekstrasistolių atveju, nesiskiria savo forma analizuojant fotopletizmogramos signalą. Šis atvejis pavaizduotas 3.5 pav. Tokiems atvejams aptikti pakanka analizuoti laiko intervalus tarp pūpsnių fotopletizmogramos signale.



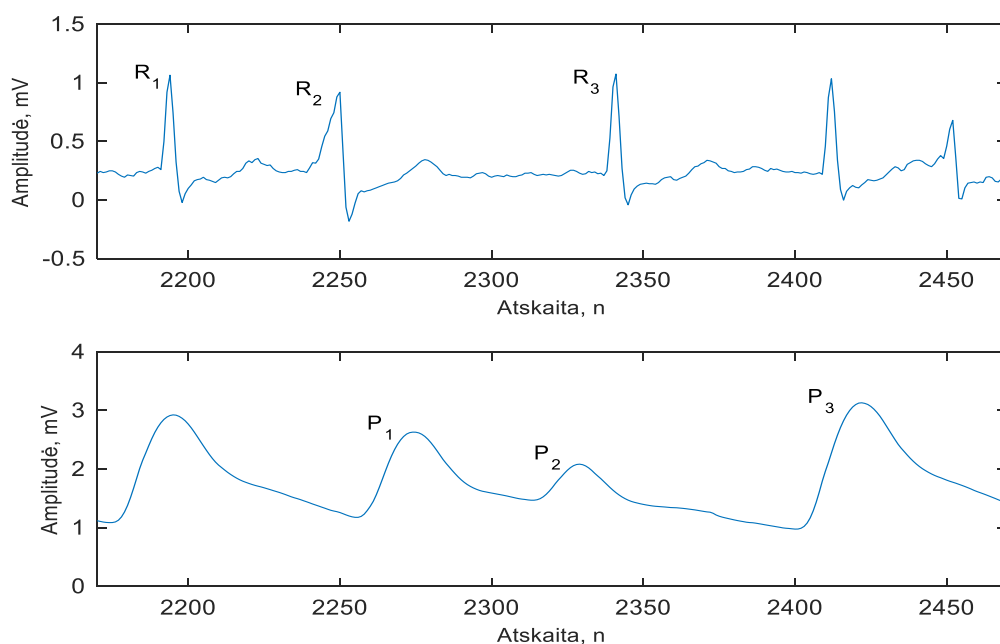
3.5 pav. Pavienė prieširdinė ekstrasistolė – R_2 ir P_2 atitinkamai. Prieširdinės ekstrasistolės metu širdies išstumto kraujo kiekis praktiškai nepakitęs lyginant su normaliu FPG impulsu

Sudėtingesnis atvejis, kai prieširdinė ekstrasistolė įvyksta ypač anksti ir širdies išstumiamo kraujo tūris sumažėja, lyginant su normaliu ritmu. Tai pavaizduota 3.6 pav. Tokius atvejus aptikti sunkiau, nes pūpsnio amplitudė sumažėjusi.



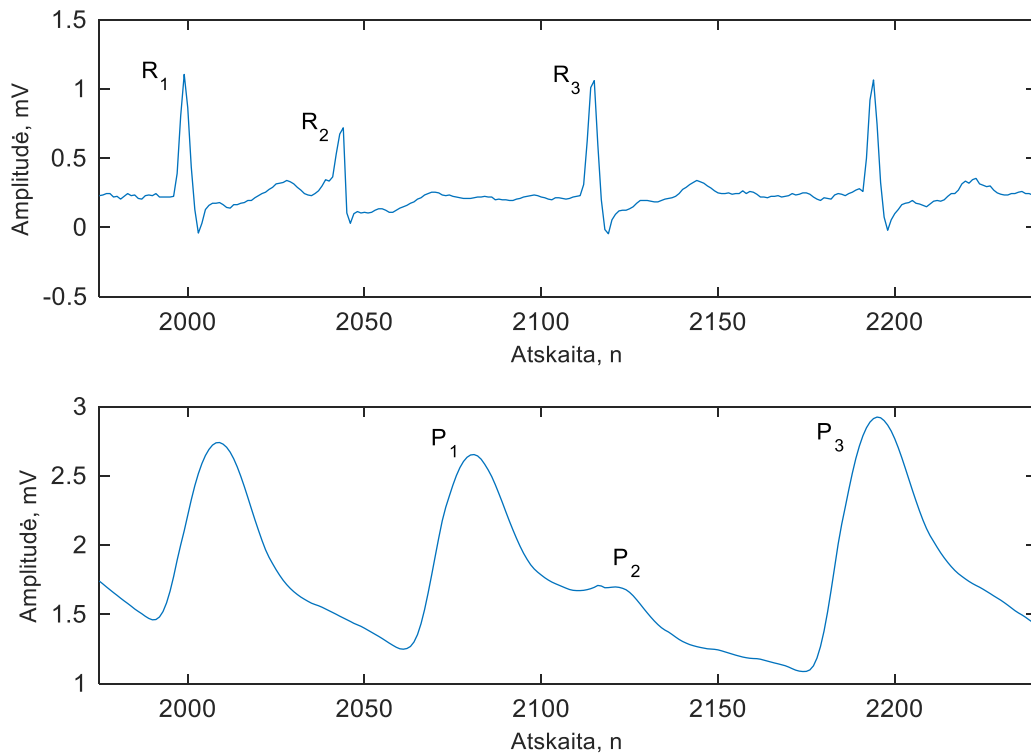
3.6 pav. Pavienė prieširdinė ekstrasistolė – R_2 ir P_2 atitinkamai. Prieširdinės ekstrasistolės metu širdies išstumto kraujo kiekis sumažėjęs lyginant su normaliu FPG impulsu

Taip pat, panašios morfologinės savybės būdingos santykinai vėlyvoms skilvelinėms ekstrasistolėms. Šis atvejis pavaizduotas 3.7 pav. Norint atskirti šiuos du ekstrasistolių tipus reikia analizuoti ir intervalus tarp pūpsnių fotopletizmogramoje ir pūpsnių amplitudes. Manome, kad šiuos du ekstrasistolių tipus bus sunku atskirti vien remiantis fotopletizmograma.

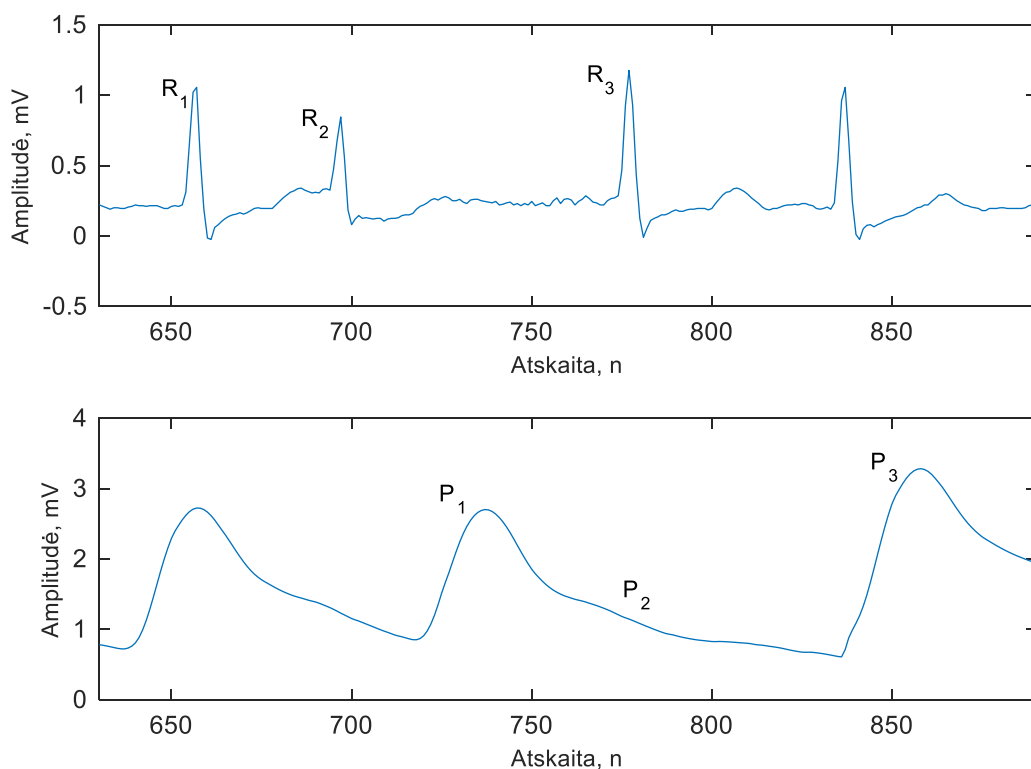


3.7 pav. Pavienė skilvelinė ekstrasistolė - R_2 ir P_2 atitinkamai. Skilvelinės ekstrasistolės metu širdies išstumto kraujo kiekis tik dalinai sumažėjęs lyginant su normaliu FPG impulsu

Skilvelinės ekstrasistolės pagal išstumto kraujo kiekį dažniausiai yra hemodinamiškai neefektyvios. Dėl šios priežasties, joms fotopletizmogramoje būdinga maža pūpsnio amplitudė (3.8 pav.) arba jo visai nebūna (3.9 pav.).



3.8 pav. Paviėnė skilvelinė ekstrasistolė - R₂ ir P₂ atitinkamai. Skilvelinės ekstrasistolės metu širdies išstumto kraujo kiekis labai sumažėjęs lyginant su normaliu FPG impulsu



3.9 pav. Paviėnė skilvelinė ekstrasistolė - R₂ ir P₂ atitinkamai. Skilvelinė ekstrasistolė nesukuria impulso fotopletizmogramoje

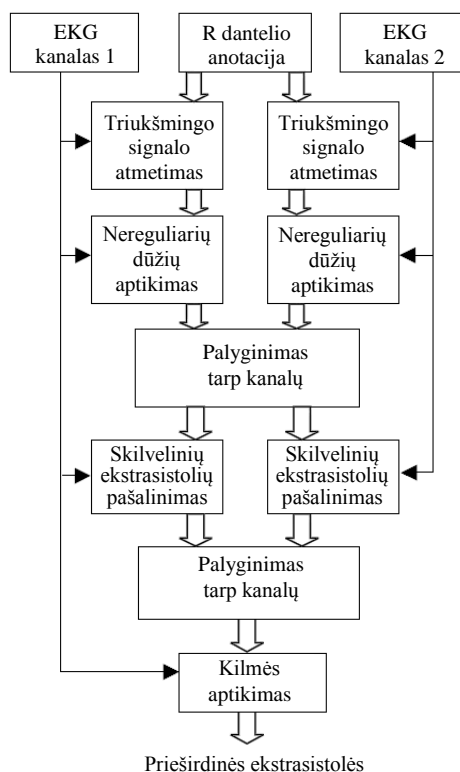
Apžvelgę ekstrasistolijų požymius, manome kad kuriant prieširdinių ekstrasistolijų aptikimo fotopletizmograme algoritmą būtina atsižvelgti į šiuos klinikinius požymius:

- Pūpsnių fotopletizmograme išsidėstymą laike. Pavienės prieširdinės ekstrasistolės dažniausiai išsiskiria tik ankstyvumu ir kompensacine pauze.
- Pūpsnio fotopletizmograme amplitudės santykį su prieš tai buvusiu, kad būtų galima nuspręsti, ar ekstrasistolė prieširdinė ar skilvelinė. Labai ankstyvų prieširdinių ekstrasistolijų pūpsnių fotopletizmograme amplitudė santykinai maža. Vėlyvų skilvelinių ekstrasistolijų pūpsnių fotopletizmograme amplitudė santykinai didelė.
- Įvertinti pūpsnio amplitudę ir jo ankstyvumą. Labai ankstyvus mažus pūpsnius priskirti prieširdinėms ekstrasistolėms.

Algoritme visas trukmes vertinti kaip santykį su normaliu širdies ritmu. Fotopletizmogamos pūpsnių amplitudes lyginti su normalaus širdies darbo amplitudėmis arba prieš tai buvusio pūpsnio amplitude. Būtina įgyvendinti fotopletizmogamos signalo kokybės įvertinimą, kad nereikėtų ieškoti ekstrasistolijų judesio artefaktuose.

3.5 Širdies ritmo analize grįsti automatinio atpažinimo metodai

Metodai priklausantys šiai grupei grindžiami intervalų tarp R dantelių analize. Tipinis šios srities metodo pavyzdys pristatytas Visinescu et al. [30]. Algoritmo struktūra pateikta 3.10 pav.



3.10 pav. Visinescu et al. siūlomo prieširdinių ekstrasistolijų aptikimo algoritmo schema. Adaptuota iš [30].

Naudojant dviejų kanalų elektrokardiogramos įrašą aptinkami R danteliai. R dantelių anotavimo kokybė pagerinama lyginant R dantelių aptikimo algoritmo rezultatus tarp dviejų skirtingų EKG kanalų. Tik abiejuose kanaluose aptikti R danteliai laikomi tikrais.

Po R dantelių aptikimo randami nereguliarūs RR intervalai. Nereguliais vadinami visi RR intervalai kurie tenkina sąlygą (1). Čia RR – intervalas tarp dominančio R dantelio ir prieš tai buvusio dantelio, RR_m – paskutinių 6 sinusinių RR intervalų vidurkis. Tačiau šią sąlygą tenkina ne tik prieširdinės ekstrasistolės, bet ir skilvelinės.

$$RR < 0.8RR_m \quad (1)$$

Norint atskirti prieširdines ekstrasistoles nuo skilvelinių panaudotos dvi sąlygos (2) ir (3). Žinoma, kad prieširdinių ekstrasistolių QRS kompleksas nesiskiria nuo sinusinio ritmo QRS komplekso. Taigi įvertinama dominančio QRS komplekso QS trukmė lyginant su sinusiniu ritmu (2). Čia QS_m – 6 paskutinių sinusinių QRS kompleksų trukmių vidurkis, QS – dominančio QRS komplekso trukmė. Taip pat analizuojama ir dominančio QRS komplekso amplitudė (3). Čia QR – dominančio QRS komplekso amplitudė, QR_m - 6 paskutinių sinusinių QRS kompleksų amplitudžių vidurkis. Ekstrasistolės tenkinančios šias dvi sąlygas yra laikomos prieširdinėmis.

$$0.5QS_m < QS < 2QS_m \quad (2)$$

$$0.66QR_m < QR < 1.33QR_m \quad (3)$$

Straipsnio autoriai naudodami apibūdintą algoritmą pasiekė 0.88 diagnostinį tikslumą ir 0.87 specifiškumą.

4 FOTOPLETIZMOGRAMOS SIGNALO KOKYBĖS VERTINIMO METODAI

Šiuo metu analizuojant fotopletizmogramos signalą įprasta apskaičiuoti širdies pulsą bei kraujo įsisotinimą deguonimi. Tačiau siekiama daugiau - manoma kad analizuojant fotopletizmogramos signalą galima gauti šiuos fiziologinius įverčius [24]:

- Kraujo tūrio pokyčius
- Kraujospūdį
- Širdies išstumiamo kraujo tūrį
- Kvėpavimo ritmą
- Kraujagyslių būklę

Tačiau dėl savo kilmės fotopletizmogramos signalas yra labai jautrus išoriniams veiksniams. Pagrindiniai artefaktų šaltiniai yra judesiai, aplinkos apšvietimas bei prasta kraujotaka [31]. Dažnai artefaktai netgi užgožia fotopletizmogramos signalą ir dėl to imama daryti klaidas interpretuojant jį. Klaidų kiekis gali būti labai žymus – Monstaerio et. al. [32] atliktame tyrime paaiškėjo, kad net 85% su apnėja susijusių žemo deguonies įsisotinimo aliarmų buvo klaidingi.

Dėl šių priežasčių, prieš apdorojant fotopletizmogramos signalą ir darant išvadas būtina įsitikinti, kad apdorojamas signalas, o ne artefaktai. Literatūroje vyrauja du požiūriai į fotopletizmogramos kokybę – fotopletizmograma ir artefaktai yra tarpusavyje nesusiję, tačiau persidengę laiko/dažnio srityse ir šiuos komponentus galima atskirti. Šalinant artefaktus mėginta naudoti slenkančio vidurkio filtravimą [33], nepriklausomų komponentų analizę [34] ir kitus metodus. Dauguma šio tipo metodų pasižymi sudėtingais skaičiavimo algoritmais, dėl ko nėra tinkami įgyvendinti dėvimoje įterptinėje sistemoje.

Kitas problemos sprendimas yra atmesti netinkamas fotopletizmogramos signalo atkarpas ir analizuoti tik kokybiškus impulsus. Vertinant signalo kokybę analizuojama morfologinė informacija. Kadangi fotopletizmogramos impulsų forma priklauso nuo jutiklio naudojimo vietos bei žmogaus fiziologinės būklės, straipsnyje [35] pasiūlyta impulso šabloną sudaryti automatiškai. Fotopletizmogramos impulso šablonas sukuriamas pagal impulsus, aptiktus signalo pradžioje, naudojant 30s langą. Daroma prielaida, kad FPG impulsai yra kvaziperiodiniai, o triukšmas yra atsitiktinis. Dėl šios priežasties, esant FPG signalui, koreliacija tarp impulsų santykinai aukšta. Norint įvertinti FPG impulso trukmės kitimą, kintant širdies ritmui, panaudoti du metodai. Pirmuoju šablono ilgis paderinamas naudojant tiesinę interpoliaciją. Antruoju metodu šablono ilgis paderinamas naudojant dinaminį laiko iškreipimą (*angl. dynamic time warping*). Galiausiai vertinama ar FPG impulsas yra apribojamas įėjimo dinaminio diapazono. Taip gauti 4 signalo kokybės įverčiai:

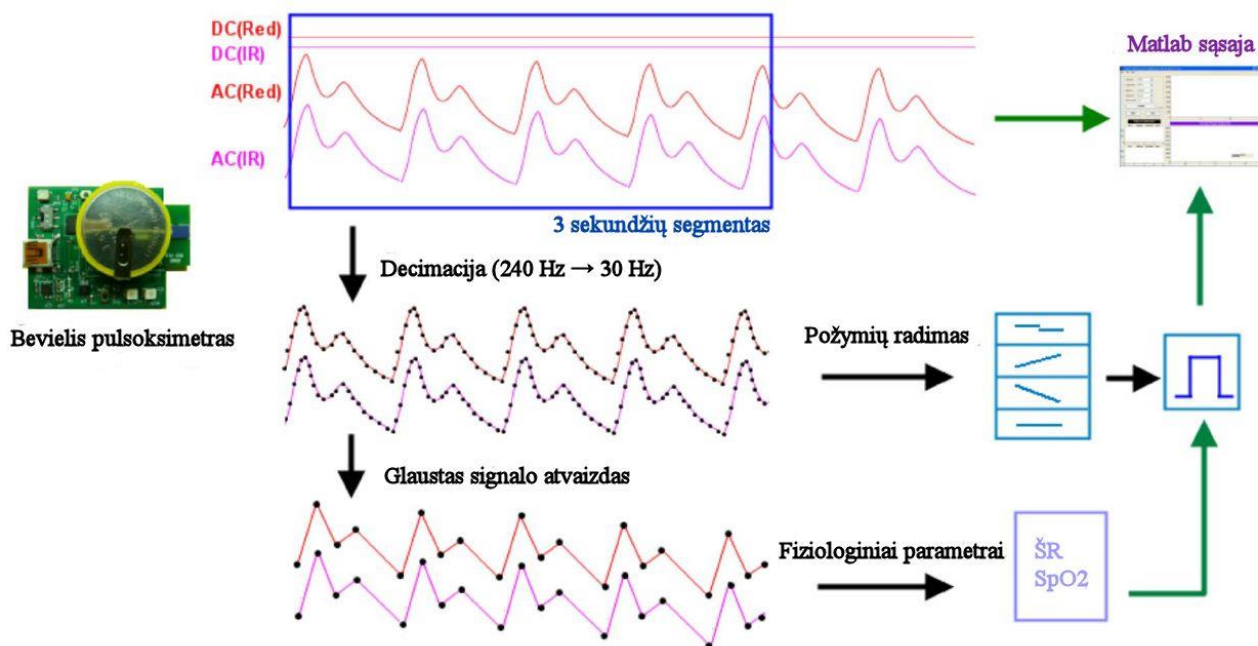
1. Tiesioginės koreliacijos. Koreliacijos vertė tarp analizuojamo FPG impulso ir sukurto šablono
2. Tiesinės interpoliacijos. Šablono ilgis paderintas pagal analizuojamo FPG impulso ilgį naudojant tiesinę interpoliaciją ir skaičiuojama koreliacija tarp naujo šablono ir FPG impulso.
3. Dinaminio laiko iškreipimo. Šablono ilgis paderintas pagal analizuojamo FPG impulso ilgį naudojant dinaminį laiko iškreipimą ir skaičiuojama koreliacija tarp naujo šablono ir FPG impulso.
4. Signalų ribojimo. Laiko, kurio metu FPG impulsas yra apribotas procentinė išraiška.

Keletas fotopletizmogramos signalo kokybės įverčių naudojami siekiant pagerinti FPG impulsų aptikimą keičiantis širdies ritmui ar signalo formai. Tačiau remiantis šiuo metodu nėra suformuluotų absoliučių taisyklių FPG impulsams išskirti. Tai reiškia, kad jeigu FPG signalas yra užterštas periodiniais artefaktais, pavyzdžiui, bėgimo metu, algoritmas sukurs šabloną pagal artefaktus ir laikys juos kokybišku signalu. Taip pat šis metodas reikalauja gana daug skaičiavimo resursų – tris kartus skaičiuojama koreliacija bei atliekama dinaminio laiko iškreipimo operacija, kas nėra tinkama dėvimai įterptinei sistemai.

Li et al. straipsnyje [36] pasiūlytas metodas FPG signalo segmentų vertinimui, naudojant glaustą signalo atvaizdą (*angl. compact representation*). FPG signalas decimuojamas iki 30 Hz ir atliekama požymių paieška. Metodo veikimo principas pateiktas 4.1 pav. Pasiūlyti 4 FPG signalo požymiai 3s lange:

- Bazinės linijos variavimo lygis. Bazinei linijai pasikeitus per nustatytą analogas – kodas keitiklio skilčių skaičių variacijos skaitiklis didinamas.
- Didėjančių verčių kiekis. Skaičiuojamas viena po kitos didėjančių signalo atskaitų kiekis.
- Mažėjančių verčių kiekis. Skaičiuojamas viena po kitos mažėjančių signalo atskaitų kiekis.
- Įsisotinimo indeksas. Skaičiuojama kiek laiko signalas įsisotinęs 3s lange.

Naudojant didėjančių ir mažėjančių verčių kiekis apskaičiuojamas išvestinis parametras – krentančių ir kylančių verčių kiekių santykis. Pagal straipsnio [36] autorius esant įprastam fotopletizmogramos signalui šis santykis yra artimas 2. To priežastis yra santykinai trumpas diastolinis intervalas bei ilgesnis sistolinis intervalas.



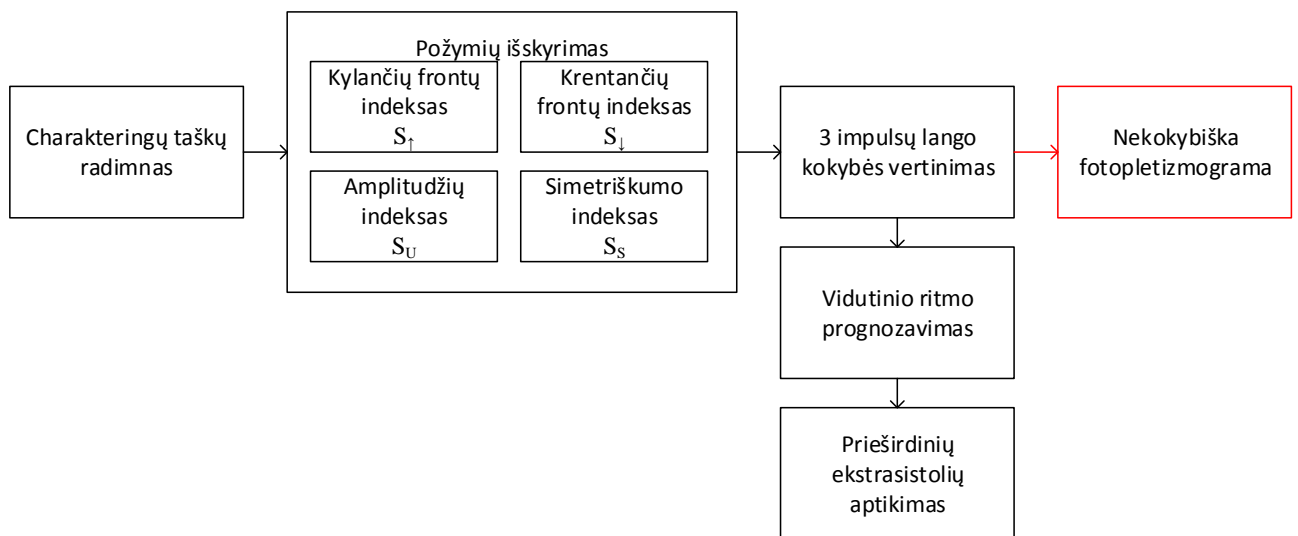
4.1 pav. FPG kokybės vertinimas naudojant glaustą signalo vaizdą. Adaptuota iš [36].

Apskaičiavus anksčiau minėtus FPG signalo įverčius jie panaudojami sprendimų medyje. Pirmiausia vertinamas bazinės linijos variacijos kiekis norint aptikti judesio kiekį signale. Po to tikrinamas įsisotinimo indeksas bei galiausiai krentančių ir kylančių verčių santykis. Skaičiuojant fiziologinius įverčius naudojamos tik tos signalo atkarpos kurios tenkina visas tris sąlygas.

Aprašytas metodas puikiai tinka įgyvendinti įterptinėje sistemoje – atliekamos tik verčių išrinkimo masyvė ir palyginimo operacijos. Taip pat nėra reikalingas didelis kiekis darbinės atminties – saugomas tik 3s segmentas diskretizuotas 30 Hz dažniu. Tačiau straipsnyje nėra tirtas krentančių ir kylančių verčių kiekių santykis esant aukštam širdies ritmui.

5 PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASISTOLIŲ ATPAŽINIMO ALGORITMAS

Prieširdinių ekstrasistolių atpažinimo fotopletizmograme algoritmą išskirsime į dvi pagrindines dalis. Pirmoji dalis atsakinga už signalo kokybės įvertinimą bei charakteringų taškų radimą. Antroji dalis naudodama charakteringus taškus ieško ekstrasistolių. Bendra metodo schema pateikta 5.1 pav. Pirmiausia fotopletizmograme signale išskiriami charakteringi taškai – minimumai ir maksimumai. Tada pagal nustatytus charakteringus taškus išskiriami 4 požymiai, pagal kuriuos sprendžiama ar FPG signalo atkarpa tinkama tolimesnei analizei. Jeigu atkarpa tinkama analizei atliekamas prieširdinių ekstrasistolių aptikimas.

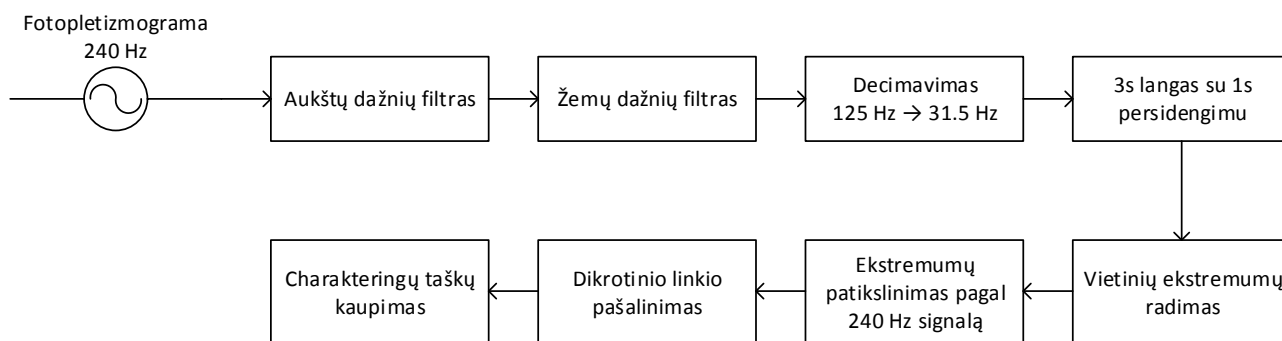


5.1 pav. Bendra prieširdinių ekstrasistolių aptikimo metodo schema

5.1 Fotopletizmogamos signalo kokybės įvertinimas

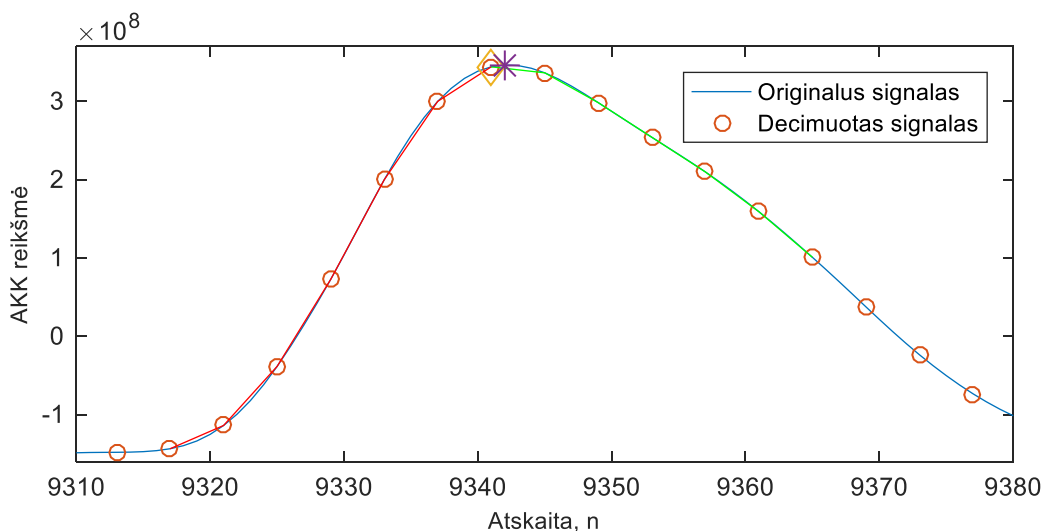
Įvertinant fotopletizmogamos signalo kokybę remtasi idėjomis iš [36] straipsnio. FPG kokybės įvertinimas susideda iš dviejų etapų – charakteringų taškų radimo ir kokybės įvertinimo.

Charakteringų taškų radimo schema pateikta 5.2 pav. Pirmiausia signalas filtruojamas aukštų ir žemų dažnių filtrais. Aukštų dažnių filtro pjūvio dažnis 0.5 Hz, žemų – 5 Hz. Aukštų dažnių filtras sumažina bazinės linijos kitimą laike. Žemų dažnių filtro paskirtis pašalinti aukšto dažnio triukšmą, pavyzdžiui elektros tinklo 50 Hz ir 100 Hz apšvietimo trikdžius. Taip pat žemų dažnių filtras apriboja juostą iki tinkamos decimacijai. MIMIC II duomenų bazės signalas decimuojamas 4 kartus, iki 31.5 Hz. Tada analizei naudojamas 3s langas su 1s persidengimu. Persidengimas reikalingas, kad teisingai būtų randami ekstremumai lango pabaigoje.



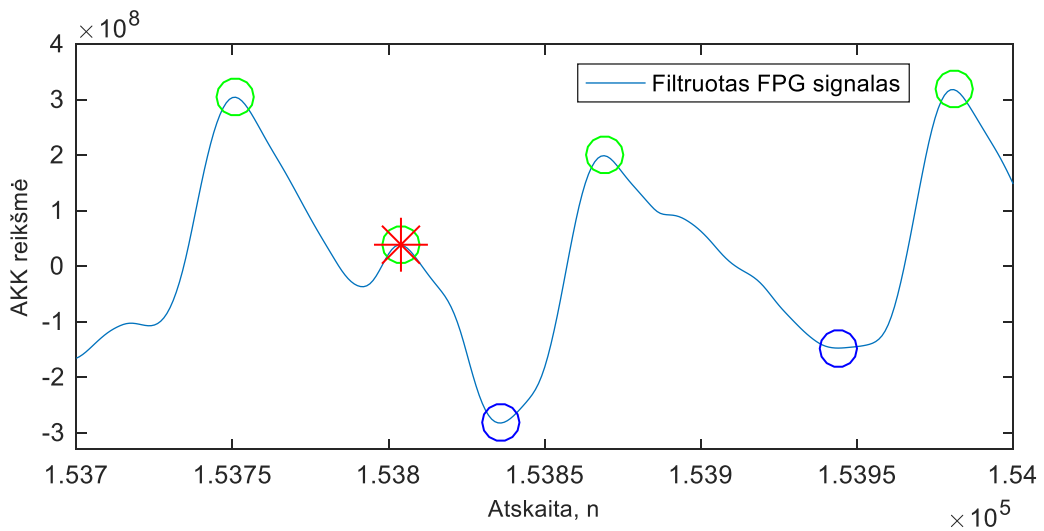
5.2 pav. Charakteringų taškų radimo schema

Vietiniai ekstremumai randami ieškant taško, prieš kurį ir po kurio yra 6 mažesnės reikšmės einančios viena po kitos. Po to ekstremumo koordinatė patikslinama pagal nedecimuotą signalą. Maksimumo atradimas signale iliustruotas 5.3 pav. Raudona linija pažymėtos 6-ios reikšmės mažesnės už ekstremumą, esančios iki jo. Žalia linija analogiškai pažymėtos 6-ios sekančios po ekstremumo. Decimuotame signale rastas ekstremumas pažymėtas rombu. Kadangi decimuoto signalo diskretizavimo dažnis žemas – 31.5 Hz, ekstremumo koordinatė patikslinama pagal nedecimuotą signalą. Tai reikia atlikti, nes nors ir 30 Hz FPG ir patogu apdoroti, tačiau ieškant intervalų tarp FPG impulsų gauname prastą skyrą laike. Dėl šios priežasties pasirinktas tarpinis variantas - ekstremumai apytiksliai randami decimuotame signale ir patikslinami originaliame signale.



5.3 pav. Maksimumo radimas signale. Rombu pažymėtas maksimumas rastas decimuotame signale, žvaigždute – patikslintas maksimumas nedecimuotame signale. Raudona linija pažymėtos reikšmės iki ekstremumo, žalia – po ekstremumo

Ieškant širdies ritmo fotopletizmogramos signale mūsų nedomina vietiniai maksimumai atsirandantys dėl diastolinio impulso. Siekiant pašalinti šiuos maksimumus atliekamas perteklinių maksimumų atmetimas. Tai atliekama atmetant tuos maksimumus tarp kurių nėra minimumo. Paliekamas tas maksimumas, kurio amplitudė didžiausia. Perteklinių maksimumų atmetimas iliustruotas 5.4 pav.



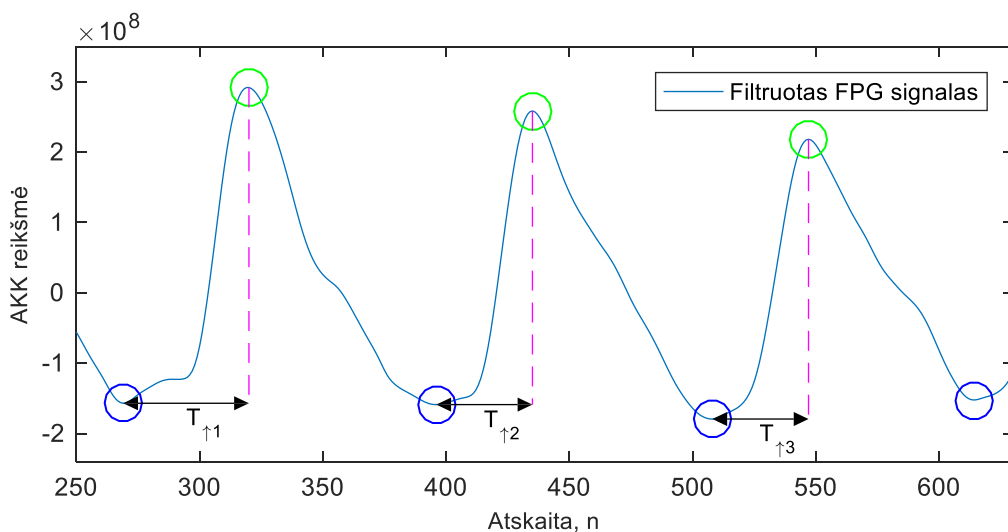
5.4 pav. Perteklinio maksimumo atmetimas. Žaliais apskritimais pažymėti rasti maksimumai, mėlynais – minimumai. Raudona žvaigždute pažymėtas atmetas maksimumas.

Radus charakteringus taškus fotopletizmogramos signalė jie naudojami signalo kokybei vertinti. Algoritmas remiasi ta pačia prielaida kaip ir [35] – kad FPG impulsai laike yra kvazistacionarūs ir koreliuoti, o judesio artefaktai ne. Tačiau vietoje koreliacijos skaičiavimo panaudojami įverčiai gauti pasinaudojus charakteringais taškais. Skaičiuojami šie impulsų parametrai – kylančių frontų trukmių santykis, krentančių frontų trukmių santykis, amplitudžių santykis, simetrijos indeksas.

Kylančio fronto trukmė apibrėžiama kaip intervalas tarp maksimumo ir prieš jį esančio minimumo, iliustracija 5.5 pav. Apskaičiavus trijų FPG impulsų kylančių frontų trukmes, skaičiuojami frontų kokybės indeksai $S_{\uparrow 2/1}$ ir $S_{\uparrow 3/1}$:

$$S_{\uparrow 2/1} = \frac{T_{\uparrow 2}}{T_{\uparrow 1}} \quad (4)$$

$$S_{\uparrow 3/1} = \frac{T_{\uparrow 3}}{T_{\uparrow 1}} \quad (5)$$

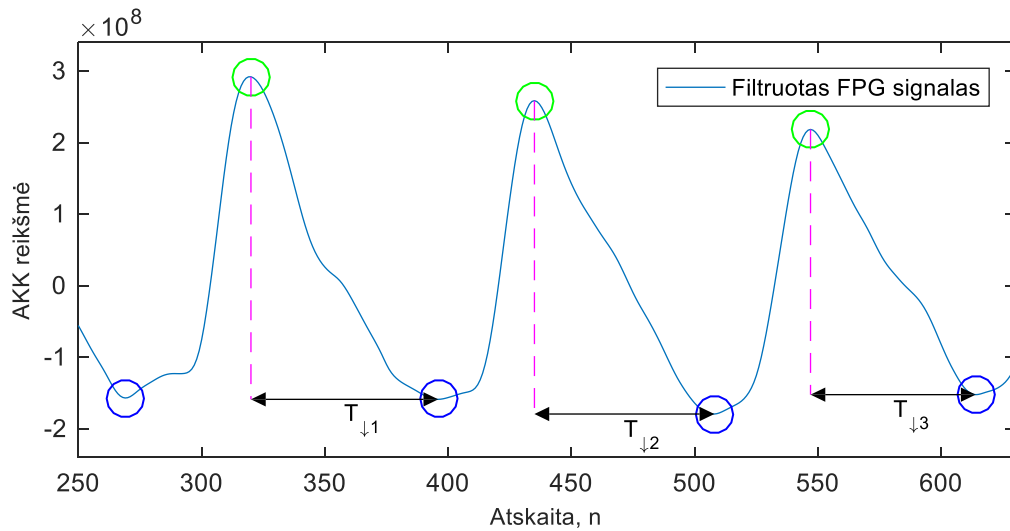


5.5 pav. Kylančių frontų trukmės radimas. Žaliu apskritimu pažymėti automatiškai aptikti maksimumai, mėlynu - minimumai

Analogiškai kylančių frontų trukmėms apskaičiuojamos ir krentančių frontų trukmės - 5.6 pav. Krentančių frontų kokybės indeksai $S_{\downarrow 2/1}$ ir $S_{\downarrow 3/1}$ apskaičiuojami naudojant šias formules:

$$S_{\downarrow 2/1} = \frac{T_{\downarrow 2}}{T_{\downarrow 1}} \quad (6)$$

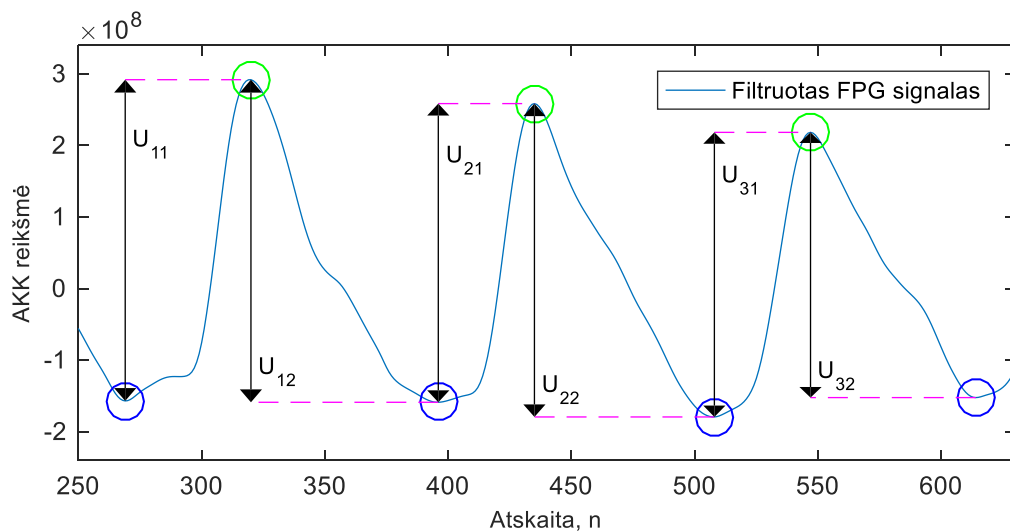
$$S_{\downarrow 3/1} = \frac{T_{\downarrow 3}}{T_{\uparrow 1}} \quad (7)$$



5.6 pav. Krentančių frontų trukmės radimas. Žaliu apskritimu pažymėti automatiškai aptikti maksimumai, mėlynu - minimumai

Impulso amplitudė skaičiuojama pasinaudojus rasta charakteringais fotopletizmogramos taškais 5.7 pav. Impulso amplitudė laikoma skirtumu tarp maksimumo ir minimumų iš kairės bei dešinės vidurkis.

$$U_1 = \frac{(U_{11} + U_{12})}{2} \quad (8)$$



5.7 pav. Impulsų amplitudės skaičiavimas. Žaliu apskritimu pažymėti automatiškai aptikti maksimumai, mėlynu - minimumai

Impulsų amplitudžių kokybės indeksai $S_{U2/1}$ ir $S_{U3/1}$ apskaičiuojami naudojant:

$$S_{U2/1} = \frac{U_2}{U_1} \quad (9)$$

$$S_{U3/1} = \frac{U_3}{U_1} \quad (10)$$

Taip pat siekiant atmesti impulsus, kurių frontų amplitudės labai skiriasi skaičiuojami impulso simetriškumo indeksai S_{S1} , S_{S2} ir S_{S3} :

$$S_{S1} = \frac{U_{12}}{U_{11}} \quad (11)$$

$$S_{S2} = \frac{U_{22}}{U_{21}} \quad (12)$$

$$S_{S3} = \frac{U_{32}}{U_{31}} \quad (13)$$

Kadangi fotopletizmogramos impulsai yra panašūs į vienas kitą, kokybės indeksai turi gautis artimi vienetui. Nustačius kokybės koeficientų ribas jie visi panaudojami signalo kokybei įvertinti. Jeigu FPG signalo kokybės indeksas tenkina ribas, laikoma kad viena taisyklė tenkinama ir kintamasis *TenkinaTaisyklių* padidinamas vienetu. Tokiu principu, kintamasis *TenkinaTaisyklių* gali įgauti reikšmes nuo 0 iki 9. Jeigu gautas 0, tai reiškia, kad analizuojamoje FPG signalo atkarpoje nei vienas kokybės įvertis netenkina nustatytų ribų ir impulsai FPG signale nėra kvazistacionarūs. Jeigu kintamasis *TenkinaTaisyklių* įgyja reikšmę 9, tai reiškia, kad analizuojamoje FPG signalo atkarpoje visi kokybės įverčiai tenkina nustatytas ribas ir impulsai FPG signale yra kvazistacionarūs. Tarpinės kintamojo *TenkinaTaisyklių* reikšmės rodo FPG signalo užterštumą artefaktais. Fotopletizmogramos signalo kokybės įvertinimo algoritmo pseudokodas pateiktas 5.8 pav.

```

TenkinaTaisyklių = 0
Analizuojamas slenkantis 3 impulsų langas:
{
  Ar S↑2/1 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar S↑3/1 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar S↓2/1 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar S↓3/1 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar SU2/1 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar SU3/1 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar SS1 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar SS2 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
  Ar SS3 tenkina ribas?:
    TenkinaTaisyklių++
}
Ar TenkinaTaisyklių daugiau nei nustatyta riba?:
3 impulsų langas laikomas kokybišku

```

5.8 pav. Signalų kokybės įvertinimo pseudokodas

5.2 Vidutinio širdies ritmo prognozavimas

Siekiant atpažinti ekstrasistoles fotopletizmogramos signale, reikia apskaičiuoti tikėtiną normalų vidutinį širdies ritmą. Šio prognozuojamo normalaus ritmo atžvilgiu bus vertinama ar analizuojamas intervalas tarp FPG impulsų yra ekstrasistolė. Širdies ritmo prognozuojama vidutinė vertė įvertinama remiantis [37] pasiūlytu metodu. Prognozuojama ritmo vertė apskaičiuojama naudojantis eksponentinio vidurkinimo filtru:

$$r_t = \alpha^2 r(n) + 2(1 - \alpha)r_t(n - 1) - (1 - \alpha^2)r_t(n - 2) \quad (14)$$

Čia r_t – prognozuojama vidutinė ritmo vertė, r – apskaičiuota ir trečios eilės medianos filtru nufiltruota širdies ritmo vertė. α reikšmė pasirinkta tokia pat kaip naudojama straipsnyje – 0.02.

5.3 Prieširdinių ekstrasistolių radimas

Prieširdinės ekstrasistolės išsiskiria sutrumpėjusiu intervalu tarp impulsų ir kompensacine pauze. Taip pat, kompensacinio impulso amplitudė įprastai yra didesnė. Įvertinus šiuos požymius sprendžiama ar nagrinėjamas fotopletizmogramos impulsas yra ekstrasistolė. Ekstrasistolių aptikimo algoritmą iliustruoja pseudokodas pateiktas 5.9 pav.

```
Analizuojami visi intervalai tarp impulsų:  
{  
  Ar analizuojamas intervalas kokybiškoje signalo atkarpoje?:  
  Ar einamasis intervalas trumpesnis 10% nei prognozuotas?:  
  Ar sekantis intervalas ilgesnis 10% nei prognozuotas?:  
  Ar sekančio impulso amplitudė didesnė?:  
  Aptikta prieširdinė ekstrasistolė
```

5.9 pav. Prieširdinių ekstrasistolių aptikimo pseudokodas

6 FOTOPLETIZMOGRAMOS SIGNALŲ DUOMENŲ BAZĖS SUDARYMAS

6.1 Physionet MIMIC II duomenų bazės signalai ir jų anotavimas

Prieširdinių ekstrasistolijų aptikimo fotopletizmogramoje algoritmui kurti naudojami Physionet MIMIC II [4] duomenų bazės signalai. Šios duomenų bazės privalumas – laisvai prieinami įvairūs sinchronizuoti bio-signalai. Duomenų bazėje galima rasti šiuos signalus:

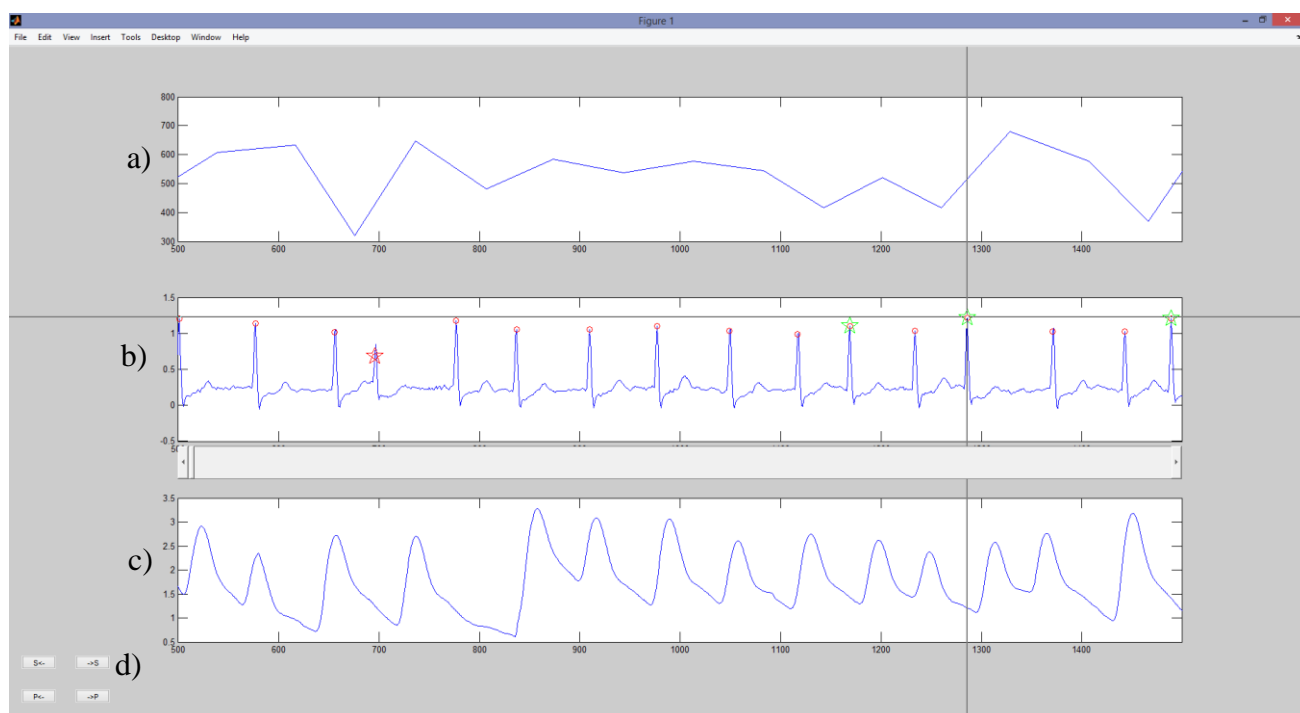
- Elektrokardiogramą. Duomenų bazėje galima rasti įvairių elektrokardiogramos derivacijų: Einthoveno (I, II, III), Goldbergerio (AVF, AVL, AVR) ir kitų. Viename signale nebūna visų minėtų derivacijų, tik dalis. Tai priklauso nuo to kokia įranga padarytas įrašas.
- Kraujo spaudimo signalą. Duomenų bazėje pateikiama daug šio signalo variantų – invazinis ir neinvazinis, taip pat išskiriama kurioje kūno vietoje signalas užregistruotas. Galimos signalo registravimo vietos: smegenys, šlaunies arterija, kairysis ir dešinysis prieširdžiai, plaučių arterija, gimdos arterija.
- Fotopletizmograma. Pateikiamas nekalibruotas ir neapdorotas signalas iš peršviečiančio piršto pulsoksimetro.
- Kvėpavimas. Pateikiamas nekalibruotas kvėpavimo signalas, gautas matuojant krūtinės impedansą.

Įrašuose labai retai būna visi minėti signalai. Įprastai būna kažkurio vieno tipo elektrokardiogramos derivacijos, vienas kraujospūdžio signalas ir fotopletizmograma. Physionet MIMIC II duomenų bazėje pateikiami signalai yra 125 Hz diskretizavimo dažnio.

Didžiausiai Physionet MIMIC II duomenų bazės trūkumas yra tai, kad dauguma signalų nėra anotuoti ar kaip nors kitaip patikrinti. Todėl gana įprasta, kad pavyzdžiui įrašė egzistuoja fotopletizmogramos signalas, kurio visos reikšmės lygios „0“. Dėl šios priežasties, reikėjo susikurti įrankį duomenų bazės signalams anotuoti. Signalų parsisiuntimui iš Physionet MIMIC II duomenų bazės pasinaudota WFDB įrankiu skirtu Matlab aplinkai [38]. Parsisiuntus signalą, išskiriama Einthoveno II derivacija ir Pan-Tomkins algoritmu automatiškai atpažįstami R danteliai [39]. Po to anotacijos lange atvaizduojami RR intervalai, Einthoveno II derivacijos ir fotopletizmogramos signalai.

Sukurto anotacijos įrankio darbinis langas pateiktas 6.1 pav. Anotavimo metu matomi RR intervalai (6.1 pav. a), originalus II Einthoveno derivacijos signalas (6.1 pav. b) ir fotopletizmograma (6.1 pav. c). Grafikų X ašys valdomos klaviatūros klavišais „←“ ir „→“. Norint pažymėti ekstrasistolę R dantelis pasirenkamas pele ir spaudžiant klavišą „P“ arba „S“ pažymima ekstrasistolė. Spaudžiant klavišą „P“ pažymima prieširdinė ekstrasistolė, „S“ – skilvelinė. Jeigu atidaromas

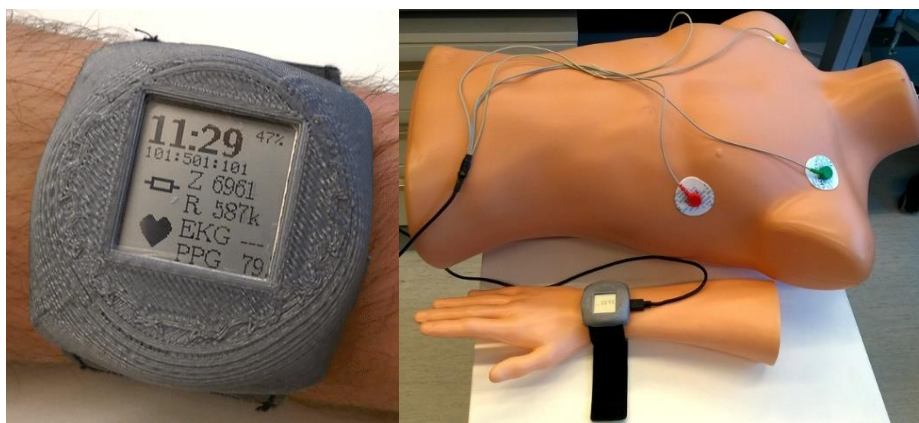
signalas turintis pažymėtų ekstrasistolių, jas greitai peržiūrėti naudojant mygtukus (6.1 pav. d). „S←“ mygtukas paeina viena skilveline ekstrasistole atgal, o „→S“ – viena skilveline ekstrasistole į priekį. Analogiškai veikia ir „P←“, „→P“ mygtukai, skirti anksčiau rastų prieširdinių ekstrasistolių peržiūrai. Darbo metu peržiūrėta ~ 10 valandų sinchronizuotų elektrokardiogramos ir fotopletizmogamos įrašų. Elektrokardiogramos signale pažymėta 117 prieširdinių ir 342 skilvelinės ekstrasistolės. Tačiau tik nedidelė pažymėtų ekstrasistolių dalis turi sinchronizuotai užregistruotą kokybišką FPG signalą.



6.1 pav. Sukurtas MIMIC II duomenų bazės signalų anotacijos įrankis. a) – RR intervalų grafikas, b) – II Einthoveno derivacijos grafikas, c) - fotopletizmogamos grafikas, d) – mygtukai pažymėtų ekstrasistolių peržiūrai.

6.2 Išmaniuoju laikrodžiu užregistruoti fotopletizmogamos signalai

Sukurtam prieširdinių ekstrasistolių algoritmui išbandyti buvo sudaryta sveikų žmonių fotopletizmogamos signalų duomenų bazė. Fotopletizmogamos signalai užregistruoti Biomedicininės inžinerijos institute sukurtu išmaniuoju laikrodžiu 6.2 pav.



6.2 pav. Fotopletizmogamos signalams registruoti naudotas išmanusis laikrodis (kairėje), laikrodžio naudojimo pavyzdys (dešinėje)

Naudotas išmanusis laikrodis registruoja šiuos signalus:

- Elektrokardiogramą, Einthoveno I, II, III derivacijas, 500 Hz diskretizavimo dažnis
- Fotopletizmogramą, 250 Hz diskretizavimo dažnis
- Galvaninį odos laidumą, 50 Hz diskretizavimo dažnis
- Impedanso pletizmogramą, 50 Hz diskretizavimo dažnis

Užregistruotos 5 sveikų savanorių apie 1 valandos trukmės fotopletizmogramos. Registruojant signalus laikrodis buvo uždėtas ant rankos, šiek tiek aukščiau nei dedamas įprastas laikrodis. Tokia pozicija pasirinkta siekiant sumažinti judesio artefaktus kylančius dėl judesio. Signalai užregistruoti dirbant kompiuteriu. Sinchronizuotų signalų registravimas atveria galimybes atlikti tolimesnius tyrimus vertinant prieširdinių ekstrasistolių kiekį. Kadangi prieširdinės ekstrasistolės siejamos su stresu [26], galima plėsti tyrimus siekiant iširti galvaninio odos laidumo bei fizinio aktyvumo daromą įtaką prieširdinių ekstrasistolių kiekiui.

7 PRIEŠIRDINIŲ EKSTRASITOLIŲ ATPAŽINIMO METODO REZULTATAI

7.1 Diagnostinių sprendimų tikslumo vertinimo įverčiai

Automatiniai algoritmai, darantys diagnostinius sprendimus daro klaidas, todėl reikalinga metodika šiems algoritmams įvertinti kokybiškai. Galimi 4 diagnostinio sprendimo rezultatai:

- Teisingas teigiamas (TT) – diagnostinis algoritmas teisingai nustato ligą sergančiajam.
- Klaidingas teigiamas (KT) – diagnostinis algoritmas neteisingai nustato ligą sveikam pacientui.
- Teisingas neigiamas (TN) – diagnostinis algoritmas teisingai nustato, kad pacientas sveikas.
- Klaidingas neigiamas (KN) – sergančiam pacientui diagnostinis nustato, kad pacientas sveikas.

Diagnostinio sprendimo rezultatus, atvaizduotus 4 įverčiais sunku interpretuoti. Dėl šios priežasties naudojant minėtus įverčius skaičiuojami išvestiniai parametrai. Dažniausiai skaičiuojami išvestiniai parametrai yra jautrumas, specifiškumas, diagnostinis tikslumas ir Matthewso koreliacijos koeficientas. Jautrumas parodo kuri ligos atvejų dalis buvo teisingai priskirta ligai.

$$Jautrumas = \frac{TT}{TT + KN} \quad (15)$$

Specifiškumas nurodo kuri dalis atvejų be ligos buvo teisingai priskirta sveikiems.

$$Specifiškumas = \frac{TN}{TN + KT} \quad (16)$$

Diagnostinis tikslumas apibendrina visus 4 diagnostinio sprendimo rezultatus. Tačiau norint jį teisingai naudoti, klasifikuojami atvejai turi būti panašaus dydžio. Antraip rezultatas gaunamas neinformatyvus.

$$Diagnostinis\ tikslumas = \frac{TT + TN}{TT + KT + KN + TN} \quad (17)$$

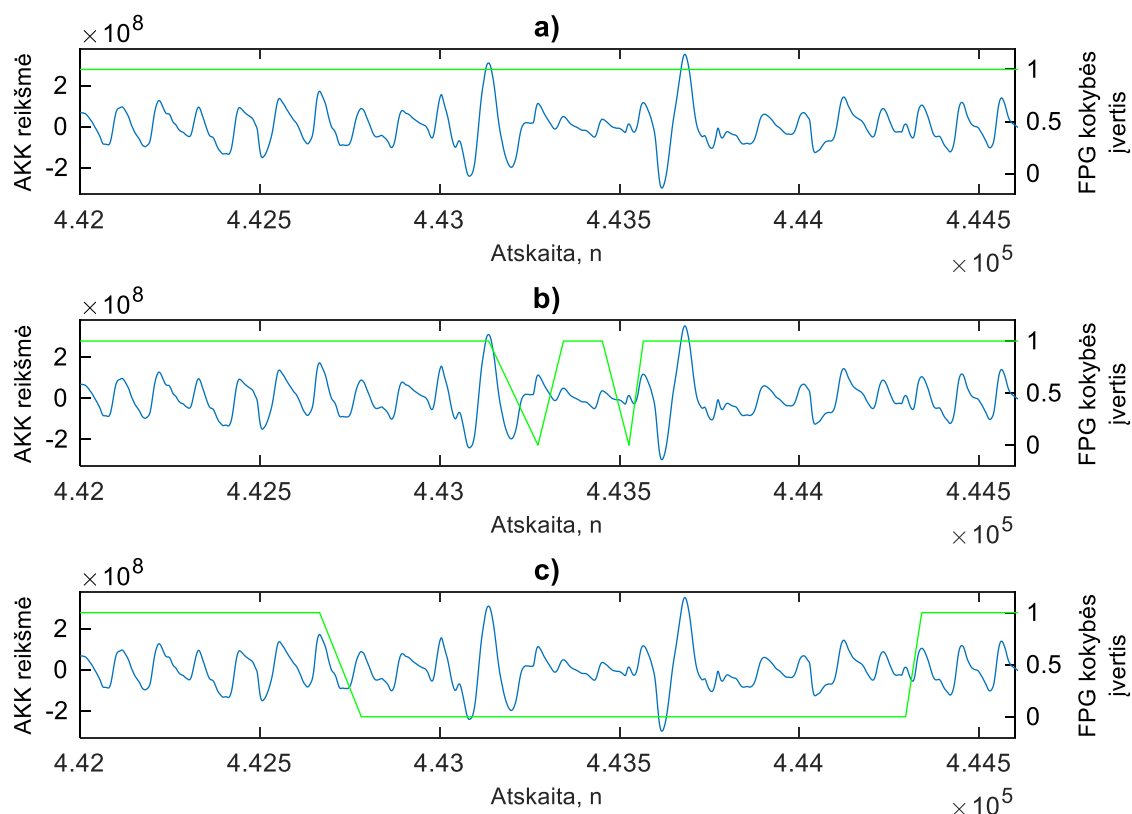
Matthewso koreliacijos koeficientas (MKK) taip pat apibendrina visus 4 diagnostinio sprendimo rezultatus. MKK pranašumas yra tai, kad jis išlieka informatyvus esant skirtingiems klasių dydžiams. Dėl šios priežasties sukurtas ekstrasistolijų atpažinimo algoritmas vertinamas skaičiuojant MKK.

$$MKK = \frac{TT \cdot TN - KT \cdot KN}{\sqrt{(TT + KT) \cdot (TT + KN) \cdot (TN + KT) \cdot (TN + KN)}} \quad (18)$$

7.2 Rezultatai gauti tiriant Physionet MIMIC II duomenų bazės signalus

Sukurtas prieširdinių ekstrasistolių atpažinimo algoritmas išbandytas naudojant MIMIC II duomenų bazės signalus. Duomenų bazėje signalai įvairios kokybės – kokybiško signalo epizodai keičiasi su neanalizuotais artefaktų epizodais. Toks signalas pasirinktas, kad kartu įvertinti ir prieširdinių ekstrasistolių aptikimo ir fotopletizmogramos signalo kokybės vertinimo algoritmus. Kadangi tirtuose signaluose sistolinių fotopletizmogramos impulsų daug daugiau nei ekstrasistolių, įvertinant algoritmą didžiausias dėmesys skiriamas Matthewso koreliacijos koeficientui.

Pirmiausia išbandyta FPG signalo kokybės nustatymo bloko dalis. Algoritmo jautrumas artefaktams priklauso nuo to kokia dalis apskaičiuotų FPG signalo kokybės įverčių turi tenkinti nustatytus rėžius. 7.1 pav. pateikti FPG signalo kokybės vertinimo rezultatai kai minimalus atitinkamų taisyklių skaičius nustatytas 2 - 7.1 pav. a), 5 - 7.1 pav. b) ir 9 - 7.1 pav. c). Matome, kad esant mažam būtinų taisyklių kiekiui, 2 ir 5 atitinkamai, abejotinos kokybės signalas laikomas kokybišku. Geriausiai signalo artefaktai atmetami naudojant visus 9 kokybės įverčius. Taigi, naudojant FPG signalo kokybės vertinimo algoritmą sėkmingai atmetamos nekokybiškos signalo atkarpos.



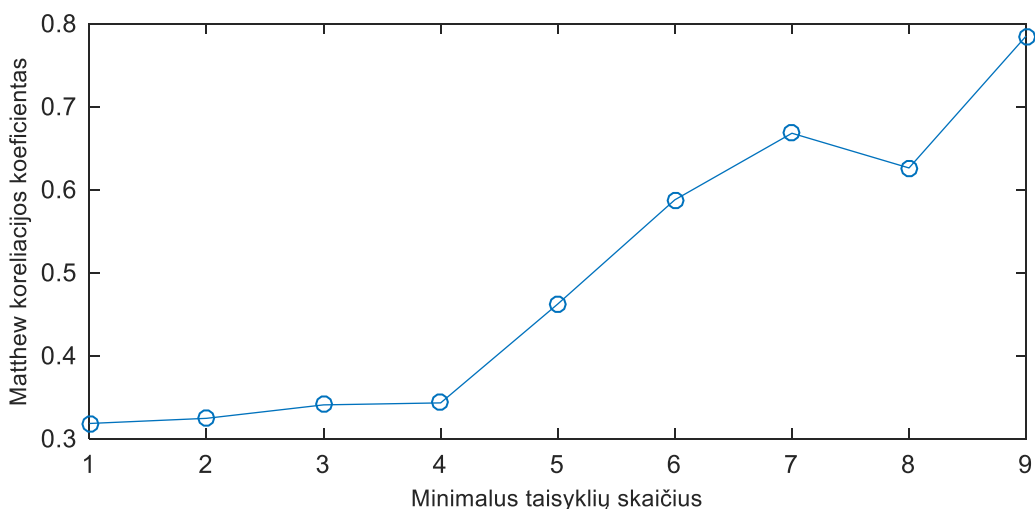
7.1 pav. FPG signalo kokybės įvertinimo rezultatai. Mėlynai – filtruotas FPG signalas. Žaliai – FPG signalo kokybės įvertis. a) – FPG signalas turi tenkinti 2 iš 9 kokybės įverčių, kad būtų laikomas kokybišku. b) - FPG signalas turi tenkinti 5 iš 9 kokybės įverčių, kad būtų laikomas kokybišku. c) - FPG signalas turi tenkinti 9 iš 9 kokybės įverčių, kad būtų laikomas kokybišku.

Prieširdinių ekstrasistolių aptikimo algoritmas įvertintas esant kraštutiniams signalo kokybės įvertinimo atvejams – kai visas signalas laikomas kokybišku ir kai fotopletizmogramos signalas turi tenkinti visas 9 signalo kokybės sąlygas. Algoritmo rezultatai esant šiems kraštutiniams atvejams pateikti 7.1 lentelėje. Aiškiai matyti, kad signalo kokybės įvertinimas atneša naudos - Matthewso koreliacijos koeficientas išauga daugiau nei dvigubai.

7.1 lentelė. Algoritmo veikimo įvertinimas kai analizuojamas visas signalas ir kai nekokybiškos signalo atkarpos atmetamos. Naudoti anotuoti Physionet MIMIC II duomenų bazės signalai.

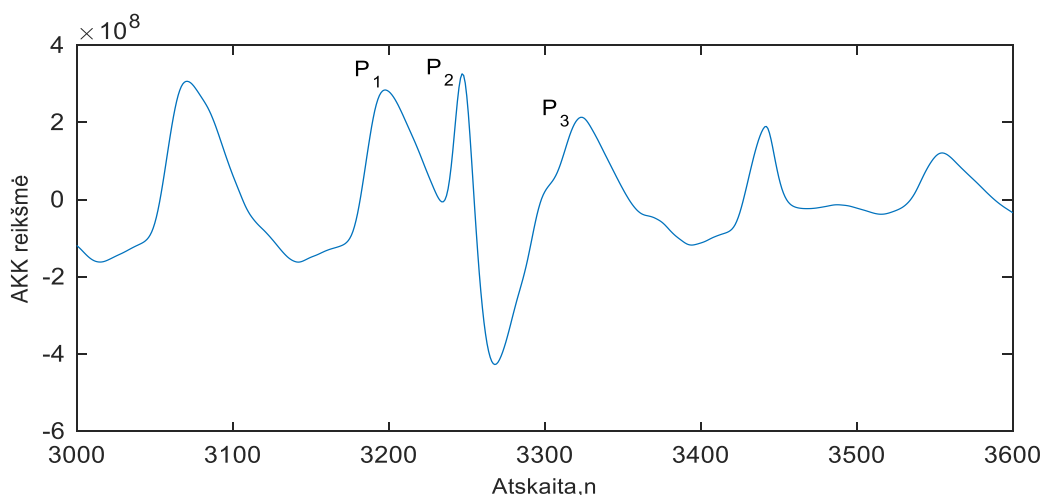
Parametras	Analizuojamas visas FPG signalas	Nekokybiškos atkarpos neanalizuojamos
Matthewso koreliacija	0.31	0.78
Jautrumas	44.89 %	88.98 %
Specifiškumas	97.42 %	99.85 %
Diagnostinis tikslumas	96.43 %	99.80 %

Prieširdinių ekstrasistolių atpažinimo algoritmas taip pat buvo išbandytas kai signalas turi tenkinti tarpinį skaičių taisyklių, nuo 1 iki 9. Gauta Matthewso koreliacijos priklausomybė nuo naudojamo taisyklių skaičiaus pateikta 7.2 pav. Matome, kad Matthewso koreliacijos koeficientas didėja, analizuojant vis kokybiškesnį fotopletizmogramos signalą.



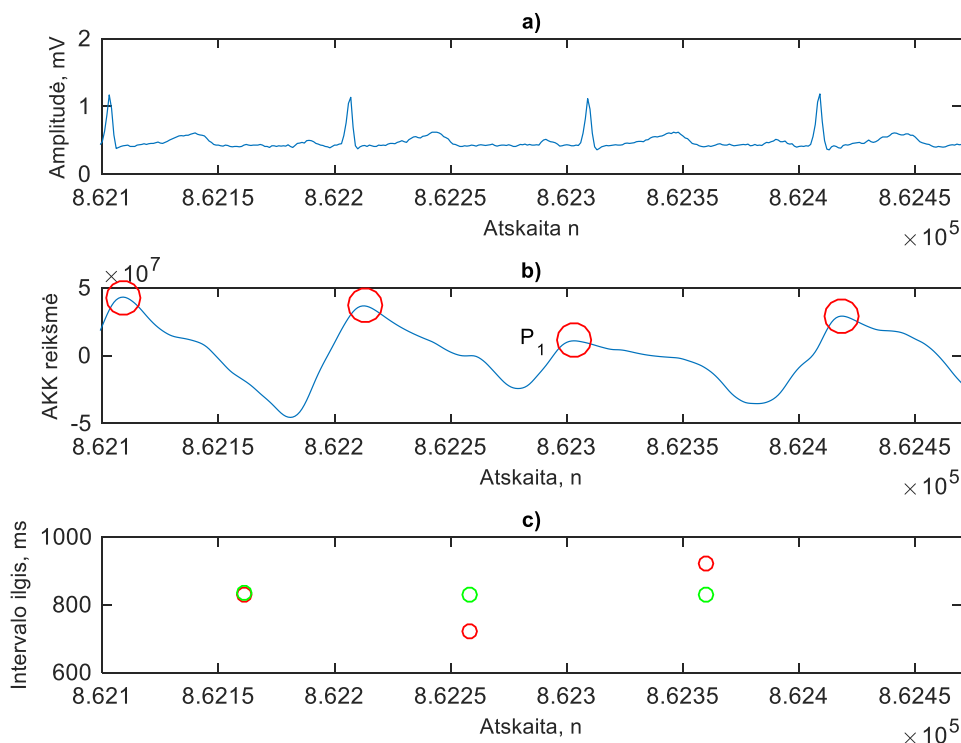
7.2 pav. Matthewso koreliacijos koeficiento priklausomybė nuo minimalaus reikalingo tenkinti taisyklių skaičiaus

Vertinant fotopletizmogramos kokybę ne visada lengvai galima nuspręsti ar matomas signalas yra tikra fotopletizmograma ar artefaktas. Tokio atvejo pavyzdys pateiktas 7.3 pav. Kad šito išvengti reikia atraminio fotopletizmogramos šaltinio. Šiam tikslui EKG signalą panaudoti sudėtinga, nes egzistuoja santykinai ilgas, kartais netgi 1s, vėlinimas tarp EKG R dantelių ir fotopletizmogramos impulsų. Šiai problemai spręsti būtų galima mėginti naudoti keletą fotopletizmogramos jutiklių uždėtų skirtingose kūno vietose.



7.3 pav. Judesio artefakto, panašaus į FPG pavyzdys. Signale sunku nuspręsti, ar P₂ yra ekstrasistolė ar judesio artefaktas

Atliekant darbą pastebėta, kad dalis klaidingai aptiktų prieširdinių ekstrasistolių pagal impulsų formą ir išsidėstymą laike labai panašios į tikras. Tokios ekstrasistolės iliustracija pateikta 7.4 pav. Aptikta ekstrasistolė atitinka visus požymius – ekstrasistolinis intervalas sutrumpėjęs, po jo seka kompensacinė pauzė, ekstrasistolės impulso amplitudė sumažėjusi lyginant su normaliu bei kompensacinio impulso amplitudė didesnė. Tačiau vertinant elektrokardiogramą nesunkiai pastebima, kad ekstrasistolės nėra. Taigi ne visada įmanoma patikimai aptikti prieširdines ekstrasistoles remiantis tik fotopletizmogramos signalu.



7.4 pav. Klaidingai aptikta ekstrasistolė. a) – sinchroniškai užregistruota elektrokardiograma, II atvadas. b) – sinchroniškai užregistruota fotopletizmograma, raudonu apskritimu pažymėti aptikti maksimumai, P₁ - pažymėta aptikta prieširdinė ekstrasistolė c) – apskaičiuoti intervalai tarp fotopletizmogramos impulsų, raudonai – intervalas tarp impulsų, žaliai – prognozuojamas vidutinis intervalas tarp impulsų

7.3 Rezultatai gauti tiriant išmaniuoju laikrodžiu užregistruotus signalus

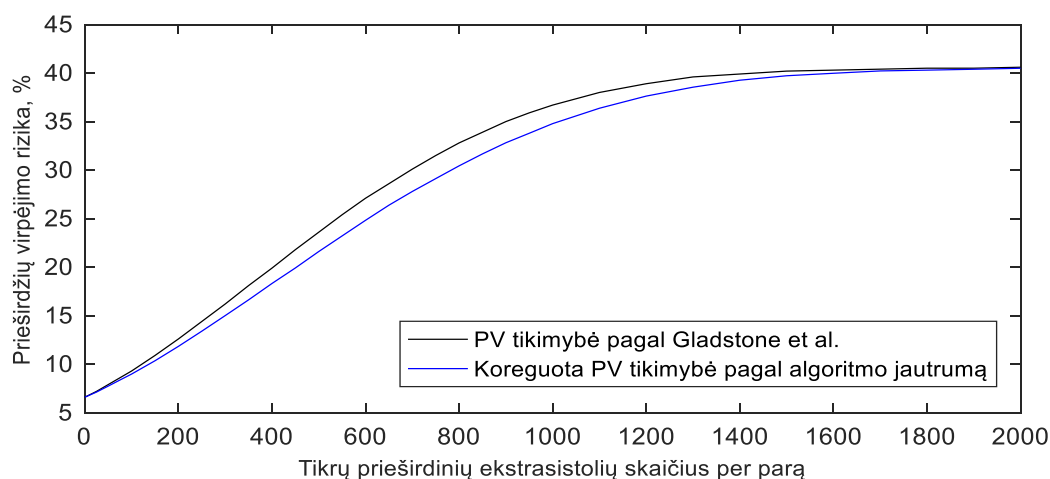
Siekiant patikrinti prieširdinių ekstrasistolių atpažinimo algoritmo specifiškumą ekstrasistoles pamėginta aptikti FPG įrašė kuriame nėra ekstrasistolių. Testavimui naudoti signalai užregistruoti Biomedicininės inžinerijos institute sukurtu laikrodžiu. Išanalizuoti 5 savanorių, apie valandos trukmės FPG įrašai. Rezultatai pateikti 7.2 lentelėje. Pagal gautą specifiškumą matyti, kad sukurtas algoritmas veikia patikimai nesant prieširdinių ekstrasistolių. Taip pat reikia paminėti, kad registruojant šiuos signalus nepavyko išvengti judesio artefaktų. Artefaktais užteršto FPG signalo atkarpos buvo atmetos FPG kokybės vertinimo algoritmo.

7.2 lentelė. Automatinio prieširdinių ekstrasistolių aptikimo algoritmo testavimo rezultatai. Testavimui naudoti Biomedicininės inžinerijos institute užregistruoti signalai

Tiriamasis	Įrašo trukmė, min	Aptikta ekstrasistolių	Specifiškumas, %
Savanoris 1	65	0	100
Savanoris 2	67	4	99.91
Savanoris 3	63	3	99.8
Savanoris 4	60	0	100
Savanoris 5	69	13	99.64
Vidurkis	65	4	99.87

7.4 Prieširdžių virpėjimo rizikos tikimybės korekcija pagal prieširdinių ekstrasistolių aptikimo algoritmo jautrumą

Testuojant prieširdinių ekstrasistolių aptikimo fotopletizmogramoje algoritmą, gautas 88.98% jautrumas. Tai reiškia, kad tik dalis iš tikrų ekstrasistolių bus aptiktos, dėl šios priežasties reikia, kad įvyktų daugiau prieširdinių ekstrasistolių norint pasiekti tokią pat tikimybę kaip parodyta Gladstone et al. [3]. Straipsnyje nurodyta tikimybės kreivė su pagal algoritmo jautrumą koreguota kreive susikerta ties 1600 prieširdinių ekstrasistolių. Kreivės atvaizduotos 7.5 pav. Taigi, aptikus 1600 prieširdinių ekstrasistolių siūlomu algoritmu fotopletizmogramoje, galima užtikrintai teigti, kad PV egzistavimo tikimybė 40%.



7.5 pav. Prieširdžių virpėjimo tikimybė koreguota pagal prieširdinių ekstrasistolių atpažinimo algoritmą

8 IŠVADOS

1. Išanalizavus klinikinius ekstrasistolių požymius nustatyti šie prieširdinių ekstrasistolių požymiai fotopletizmograme:
 - Sutrumpėjęs intervalas tarp impulsų, lyginant su normaliu širdies ritmu.
 - Prieširdinės ekstrasistolės yra hemodinamiškai efektyvios lyginant su skilvelinėmis ekstrasistolėmis. Dėl šios priežasties prieširdinių ekstrasistolių impulsai fotopletizmograme panašios amplitudės, kaip ir normalūs impulsai.
 - Po ekstrasistolės seka kompensacinis impulsas. Intervalas tarp ekstrasistolės ir kompensacinio impulsų ne mažesnis nei normalus intervalas. Taip pat, kompensacinio impulso amplitudė didesnė nei normalaus impulso.
2. Sukurtas judesio artefaktų fotopletizmograme atpažinimo algoritmas, kuris pagrįstas tuo, kad širdies ritmą atitinkantys impulsai fotopletizmograme yra simetriški ir kvazistacionarūs, o artefaktai pasireiškia įvairios formos. Kadangi artefaktai gali būti panašūs į normalius fotopletizmogamos impulsus, ne visada remiantis tik fotopletizmogama galima atskirti ar impulsas kilęs dėl širdies darbo, ar dėl artefakto.
3. Sukurtas prieširdinių ekstrasistolių fotopletizmograme atpažinimo metodas, pagrįstas charakteringų taškų (minimumų ir maksimumų signale) analize. Prieš atpažįstant ekstrasistoles, įvertinama fotopletizmogamos signalo kokybė. Galimi 3 algoritmo išėjimai: nekokybiškas signalas, impulsas yra prieširdinė ekstrasistolė, impulsas nėra prieširdinė ekstrasistolė.
4. Naudojantis sukurtu Physionet MIMIC II duomenų bazės signalų anotavimo įrankiu anotuota ~10 valandų sinchronizuotų elektrokardiogramos ir fotopletizmogamos įrašų. Darbo metu pažymėta 117 prieširdinių ekstrasistolių fotopletizmogame. Taip pat sukurta duomenų bazė naudojantis išmaniuoju laikrodžiu – užregistruota 5 savanorių ~1 valandos trukmės fotopletizmogamos.
5. Sukurtas prieširdinių ekstrasistolių atpažinimo metodas išbandytas naudojant Physionet MIMIC II duomenų bazę ir signalus užregistruotus Biomedicininės inžinerijos institute:
 - Testuojant su Physionet MIMIC II duomenų bazės signalus gautas 0.78 Matthewso koreliacijos koeficientas.
 - Testuojant algoritmą su sveikų žmonių fotopletizmogamos signalais gautas 99.87% specifiskumas.
 - Įvertinus sukurto algoritmo jautrumą nustatyta, kad 40% prieširdžių virpėjimo rizika bus pasiekta aptikus 1600 prieširdinių ekstrasistolių fotopletizmogame.

9 LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. CHUGH, S.S., et al. Worldwide Epidemiology of Atrial Fibrillation: A Global Burden of Disease 2010 Study. *Circulation*, December 17, 2013.
2. BENJAMIN, E.J., et al. Impact of Atrial Fibrillation on the Risk of Death: The Framingham Heart Study. *Circulation*, September 08, 1998, vol. 98, no. 10. pp. 946-952.
3. GLADSTONE, D.J., et al. Atrial Premature Beats Predict Atrial Fibrillation in Cryptogenic Stroke: Results from the EMBRACE Trial. *Stroke*, April 01, 2015, vol. 46, no. 4. pp. 936-941.
4. SAEED, M., et al. Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care II (MIMIC-II): A Public-Access Intensive Care Unit Database. *Critical Care Medicine*, 05, 2011, vol. 39, no. 5. pp. 952-960 PMC. ISSN 0090-3493; 1530-0293.
5. CLARK, D.M., PLUMB, V.J., EPSTEIN, A.E. ir KAY, G.N. Hemodynamic Effects of an Irregular Sequence of Ventricular Cycle Lengths during Atrial Fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology*, 10, 1997, vol. 30, no. 4. pp. 1039-1045 ISSN 0735-1097.
6. GOLDBERGER, A.L. Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach (Seventh Edition) A.L. GOLDBERGER ed., Philadelphia: Mosby, 2006 CHAPTER 15 - Supraventricular Arrhythmias: Section II Atrial Flutter and Atrial Fibrillation, pp. 175-187 ISBN 9780323040389.
7. LIP, G.Y.H., 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*, The Oxford University Press, 2014. Available from: <http://eurheartj.oxfordjournals.org/content/early/2014/08/28/eurheartj.ehu374.abstract> DOI 10.1093/eurheartj/ehu374.
8. GAILLARD, N., et al. Detection of Paroxysmal Atrial Fibrillation with Transtelephonic EKG in TIA Or Stroke Patients. *Neurology*, May 25, 2010, vol. 74, no. 21. pp. 1666-1670.
9. HEALEY, J.S., et al. Subclinical Atrial Fibrillation and the Risk of Stroke. *N Engl J Med*, 01/12; 2016/05, 2012, vol. 366, no. 2. pp. 120-129 ISSN 0028-4793.
10. LOWRES, N., NEUBECK, L., REDFERN, J. ir FREEDMAN, S.B. Screening to Identify Unknown Atrial Fibrillation. A Systematic Review. *Thrombosis and Haemostasis*, 2013, vol. 110, no. 8. pp. 213-222 ISSN 0340-6245.
11. CAMM, A.J., et al. Guidelines for the Management of Atrial Fibrillation. *European Heart Journal*, The Oxford University Press, 2010, vol. 31, no. 19. pp. 2369-2429. Available from: <http://eurheartj.oxfordjournals.org/content/31/19/2369.abstract> DOI 10.1093/eurheartj/ehq278.
12. HEIDBUCHEL, H., et al. EHRA Practical Guide on the use of New Oral Anticoagulants in Patients with Non-Valvular Atrial Fibrillation: Executive Summary. *European Heart Journal*, The Oxford University Press, 2013. Available from: <http://eurheartj.oxfordjournals.org/content/early/2013/04/25/eurheartj.eht134.abstract> DOI 10.1093/eurheartj/eht134.
13. SCHERR, D. ir JAIS, P. Atrial Fibrillation: AF Prognosis and Treatmentmdash]the European Perspective. *Nat Rev Cardiol*, print, 2014, vol. 11, no. 12. pp. 689-690 ISSN 1759-5002.

14. PETRĖNAS, A. *Detection of Brief Episode Paroxysmal Atrial Fibrillation*. Doctoral ed. Kaunas: Kaunas University of Technology, 2015 ISBN 978-609-02-1166-3.
15. MONT, L., et al. Catheter Ablation Vs. Antiarrhythmic Drug Treatment of Persistent Atrial Fibrillation: A Multicentre, Randomized, Controlled Trial (SARA Study). *European Heart Journal*, The Oxford University Press, 2014, vol. 35, no. 8. pp. 501-507. Available from: <http://eurheartj.oxfordjournals.org/content/35/8/501.abstract> DOI 10.1093/eurheartj/eh457.
16. CULLY, M. Atrial Fibrillation: Catheter Ablation is Better than Drugs to Treat Persistent AF. *Nat Rev Cardiol*, print, 2013, vol. 10, no. 12. pp. 680-680 ISSN 1759-5002.
17. JALIFE, J. D. Vu in the Theories of Atrial Fibrillation Dynamics. *Cardiovascular Research*, 11/15, 2010, vol. 89, no. 4. pp. 766-775 PMC. ISSN 0008-6363; 1755-3245.
18. HEERINGA, J., et al. Prevalence, Incidence and Lifetime Risk of Atrial Fibrillation: The Rotterdam Study. *European Heart Journal*, The Oxford University Press, 2006, vol. 27, no. 8. pp. 949-953. Available from: <http://eurheartj.oxfordjournals.org/content/27/8/949.abstract> DOI 10.1093/eurheartj/ehi825.
19. LAMORI, J.C., et al. Burden of Comorbidities among Patients with Atrial Fibrillation. *Therapeutic Advances in Cardiovascular Disease*, April 01, 2013, vol. 7, no. 2. pp. 53-62.
20. MARINI, C., et al. Contribution of Atrial Fibrillation to Incidence and Outcome of Ischemic Stroke: Results from a Population-Based Study. *Stroke*, June 01, 2005, vol. 36, no. 6. pp. 1115-1119.
21. HAHNE, K., MÄNNIG, G. ir SAMOL, A. Atrial Fibrillation and Silent Stroke: Links, Risks, and Challenges. *Vascular Health and Risk Management*, 03/07, 2016, vol. 12. pp. 65-74 PMC. ISSN 1176-6344; 1178-2048.
22. GOLDBERGER, A.L. *Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach (Seventh Edition)* A.L. GOLDBERGER ed., Philadelphia: Mosby, 2006 *CHAPTER 1 - Introductory Principles*, pp. 3-6 ISBN 9780323040389.
23. MAROZAS, V. ir JELEVIČIUS, D. *Biomedicininiu Signalu Skaitmeninis Apdorojimas*. A. VAINORAS, and V. ŠAFERIS eds., Kaunas: , 2008.
24. ALLEN, J. *Photoplethysmography and its Application in Clinical Physiological Measurement*. *Physiological Measurement*, 2007, vol. 28, no. 3. pp. R1 ISSN 0967-3334.
25. KANIUSAS, E. *Biomedical Signals and Sensors I*. 1st ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012 ISBN 978-3-642-24843-6.
26. ELGENDI, M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews*, 04/13, 2012, vol. 8, no. 1. pp. 14-25 PMC. ISSN 1573-403X; 1875-6557.
27. GOLDBERGER, A.L. *Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach (Seventh Edition)* A.L. GOLDBERGER ed., Philadelphia: Mosby, 2006 *CHAPTER 14 - Supraventricular Arrhythmias: Section I Premature Atrial and AV Junctional Beats, Paroxysmal Supraventricular Tachycardias, and AV Junctional Rhythms*, pp. 163-174 ISBN 9780323040389.

28. GOLDBERGER, A.L. Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach (Seventh Edition) A.L. GOLDBERGER ed., Philadelphia: Mosby, 2006 *CHAPTER 16 - Ventricular Arrhythmias*, pp. 189-202 ISBN 9780323040389.
29. SOYEUR, D. ir KULBERTUS, H. Acute Heart Failure C. PERRET and J.L. VINCENT eds., Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 1988 *Hemodynamic Consequences of Cardiac Arrhythmias*, pp. 181-193.
30. VISINESCU, M., BASHOUR, C., WAZNI, O. ir GOPAKUMARAN, B. *Automatic Detection of Conducted Premature Atrial Contractions to Predict Atrial Fibrillation in Patients After Cardiac Surgery*. The Cleveland Clinic Foundation, Cleveland, Ohio, USA ed. , 2004 DOI 0276-6547/04.
31. HAYES, M.J. ir SMITH, P.R. Artifact Reduction in Photoplethysmography. *Applied Optics*, 11/01, 1998, vol. 37, no. 31. pp. 7437-7446.
32. MONASTERIO, V., BURGESS, F. ir CLIFFORD, G.D. Robust Classification of Neonatal Apnoea-Related Desaturations. *Physiological Measurement*, 2012, vol. 33, no. 9. pp. 1503 ISSN 0967-3334.
33. LEE, H.W., LEE, J.W., JUNG, W.G. ir LEE, G.K. The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals. *International Journal of Control, Automation, and Systems*, 2007, vol. 5. pp. 701-706.
34. KRISHNAN, R., NATARAJAN, B. ir WARREN, S. *Motion Artifact Reduction in Photoplethysmography using Magnitude-Based Frequency Domain Independent Component Analysis*. , 2008 ISBN 1095-2055. DOI 10.1109/ICCCN.2008.ECP.71.
35. LI, Q. ir CLIFFORD, G.D. Dynamic Time Warping and Machine Learning for Signal Quality Assessment of Pulsatile Signals. *Physiological Measurement*, 2012, vol. 33, no. 9. pp. 1491 ISSN 0967-3334.
36. LI, K., WARREN, S. ir NATARAJAN, B. Onboard Tagging for Real-Time Quality Assessment of Photoplethysmograms Acquired by a Wireless Reflectance Pulse Oximeter. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2012, vol. 6, no. 1. pp. 54-63 ISSN 1932-4545.
37. PETRÉNAS, A., MAROZAS, V. ir SÖRNMO, L. Low-Complexity Detection of Atrial Fibrillation in Continuous Long-Term Monitoring. *Computers in Biology and Medicine*, 10/1, 2015, vol. 65. pp. 184-191 ISSN 0010-4825.
38. SILVA, I. ir MOODY, G.B. An Open-Source Toolbox for Analysing and Processing PhysioNet Databases in MATLAB and Octave. *Journal of Open Research Software*, 09/24, 2014, vol. 2, no. 1. pp. e27 PMC. ISSN 2049-9647.
39. PAN, J. ir TOMPKINS, W.J. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985, vol. BME-32, no. 3. pp. 230-236 ISSN 0018-9294.