

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Aurelija Zdanytė

**PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO DAUGIAKANALIŲ
ELEKTROKARDIOGRAMOS SIGNALŲ MODELIAVIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

dokt. Andrius Petrėnas

KAUNAS, 2015

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

**PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO DAUGIAKANALIŲ
ELEKTROKARDIOGRAMOS SIGNALŲ MODELIAVIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

Vadovas

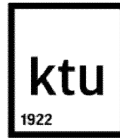
dokt. Andrius Petrėnas

Recenzentas

Projektą atliko

Aurelija Zdanytė

KAUNAS, 2015



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir Elektronikos

(Fakultetas)

Aurelija Zdanytė

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija, 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Paroksizminio prieširdžių virpėjimo daugiakanalių elektrokardiogramos signalų modeliavimas

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 15 m. gegužės 20 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano Aurelijos Zdanytės baigiamasis projektas tema „Paroksizminio prieširdžių virpėjimo daugiakanalių elektrokardiogramos signalų modeliavimas“ 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)

Zdanytė A. Paroksizminio prieširdžių virpėjimo daugiakanalių elektrokardiogramos signalų modeliavimas: Biomedicininės inžinerijos magistro baigiamasis projektas / Vadovas dokt. A. Petrėnas; Kauno technologijos universitetas; Elektros ir elektronikos fakultetas; Elektronikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2015. 53 psl.

SANTRAUKA

Prieširdžių virpėjimas yra viena svarbiausių širdies aritmijų klinikinėje praktikoje ir nors pats savaime nėra pavojingas gyvybei, tačiau lemia sudėtingas komplikacijas, tokias kaip smegenų insultas ar širdies veiklos nepakankamumas. Prieširdžių virpėjimas yra progresuojanti liga, todėl priminiai trumpi aritmijos epizodai laikui bėgant ilgėja, tampa dažnesni, kol pereina į chroninę būklę.

Pastarųjų metų tyrimai parodė, kad net labai trumpi prieširdžių virpėjimo epizodai, trunkantys <30 s, gali didinti krešulių susidarymo riziką. Taigi, tampa labai svarbu kuo anksčiau atpažinti prieširdžių virpėjimą ir paskirti gydymą. Deja, viešai prieinamų duomenų bazių trūkumas, kurioje būtų pateikti elektrokardiogramos signalai su trumpais aritmijos epizodais stabdo tokiam tikslui pritaikytų algoritmų vystymo procesą. Remiantis tuo, šiame darbe nuspręsta pasiūlyti daugiakanalių paroksizminio prieširdžių virpėjimo signalų modeliavimo būdą ir iširti jo adekvatumą realiems signalams.

Normalaus širdies ritmo P bangoms modeliuoti pasiūlyta naudoti pirmųjų trijų Hermito funkcijų sumą. P bangos modeliuojamos tik trijose ortogonaliose Franko derivacijose, o P bangos likusiose 12-oje standartinių derivacijų gaunamos panaudojus tiesinę transformacijos matricą. Prieširdžių virpėjimo f-bangoms modeliuoti pasitelktas pjūklinio signalo modelis, kuris patobulintas pridėdam žemųjų dažnių filtru apdorotą balto triukšmo komponentę. Daugiakanaliai prieširdžių virpėjimo (f-bangų) signalai modeliuojami analogišku principu. Pasiūlytas modelis leidžia gauti kintančią P ir f-bangų morfologiją tiek atskirose derivacijose, tiek laike.

Gauti rezultatai parodė, kad modeliuotų P ir f-bangų morfologija yra panaši į realių P ir f-bangų morfologiją, tačiau modeliuotų signalų adekvatumui realiems padidinti dar reikia pridėti 30 μ V (RMS) elektromiografinio triukšmo dedamąją. Modeliuotus paroksizminio prieširdžių virpėjimo prieširdžių veiklos daugiakanalius signalus numatoma naudoti sudedant su realia arba modeliuota skilvelių veiklos komponente.

Reikšminiai žodžiai: paroksizminis prieširdžių virpėjimas, daugiakanaliai elektrokardiogramos signalai, modeliavimas.

Zdanyté A. Modelling of multi-lead electrocardiogram signals during paroxysmal atrial fibrillation: Master's work in Biomedical Engineering / supervisor A. Petrėnas; Kaunas University of Technology; Faculty of Electrical and Electronics; Department of Electrical Engineering.

Kaunas, 2015. 53 p.

SUMMARY

Atrial fibrillation is the most significant arrhythmia in clinical practise. Atrial fibrillation is a progressive disorder with paroxysmal episodes becoming more frequent, and persistent, and persistent episodes often becoming permanent. Recent findings have shown that even very short atrial fibrillation episodes, lasting less 30 s might be associated with increased risk of stroke. Early detection of brief atrial fibrillation episodes is very important. However, the lack of multi-lead brief atrial fibrillation database restricts the development of more sophisticated atrial fibrillation detectors. The solution of this problem – simulated electrocardiogram signals.

The goal of this work is to propose a model for simulating surface multi-lead atrial activity signals during paroxysmal atrial fibrillation and investigate the adequacy of the atrial activity signals to real signals.

Simulation model involves realistic spatiotemporal properties of atrial activity both during sinus rhythm and atrial fibrillation including such important aspects as time evolving changes in P wave morphology and electrocardiogram lead dependent f-wave properties. P waves are simulated as a linear combination of the three first Hermite functions and 12-lead signals are obtained by applying lead transformation matrix. Multi-lead f-wave were modelled using an extended sawtooth model.

The results of the work showed that simulated P waves and f-waves morphology is comparable to that of real P and f-waves when noise components of 30 μV (RMS) is added to the model.

Keywords: paroxysmal atrial fibrillation, multi-lead electrocardiogram signals, modelling.

TURINYS

IVADAS.....	7
1 LITERATŪROS ANALIZĖ	9
1.1 Prieširdžių virpėjimo probleminė analizė sergamumo ir ekonominiu atžvilgiu.....	9
1.2 Klinikiniai prieširdžių virpėjimo nustatymo principai	11
1.3 Elektrokardiogramos signalų registravimo būdai.....	13
1.4 Paroksizminio prieširdžių virpėjimo elektrokardiografiniai požymiai.....	16
1.4.1 Normalaus ritmo P bangų požymiai	16
1.4.2 Prieširdžių virpėjimo f-bangų požymiai	18
1.5 Paroksizminio prieširdžių virpėjimo modeliavimo metodų apžvalga	21
1.6 Egzistuojančios duomenų bazės prieširdžių virpėjimo algoritmams testuoti.....	23
2 PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO PRIEŠIRDŽIŲ VEIKLOS SIGNALŲ MODELIAVIMAS.....	25
2.1 Normalaus širdies ritmo prieširdžių veiklos signalų modeliavimas	25
2.2 Paroksizminio prieširdžių virpėjimo prieširdžių veiklos signalų modeliavimas	27
3 PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO SIGNALŲ GENERAVIMO MODELIO ADEKVATUMO ĮVERČIAI.....	30
3.1 P bangų adekvatumo įvertinimo metodika.....	30
3.2 f-bangų adekvatumo įvertinimo metodika.....	30
3.3 Statistiniai duomenų apdorojimo įverčiai.....	31
4 MODELIUOTŲ PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO PRIEŠIRDŽIŲ VEIKLOS SIGNALŲ ADEKVATUMO TYRIMAS	32
4.1 Modeliuotų P bangų adekvatumo realioms P bangoms įvertinimas.....	32
4.2 Modeliuotų f-bangų adekvatumo realioms f-bangoms įvertinimas.....	34
4.3 Normalaus ritmo ir prieširdžių virpėjimo daugiakanalių elektrokardiogramos signalų modeliavimo pavyzdžiai.....	38
IŠVADOS.....	42
LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	44
Priedai:	47

IVADAS

Širdies aritmijos – visame pasaulyje sparčiai besivystanti ir plačiai paplitusi patologija [1, 2]. Prieširdžių virpėjimas (PV) – tai širdies ritmo sutrikimas, reikalaujantis ankstyvo gydymo [3]. Jei prieširdžių virpėjimas yra simptominis, ligoniai skundžiasi nemaloniais pojūčiais krūtinėje, galvos svaigimu, silpnumu, neritmišku tvinkčiojimu ar smūgiais krūtinėje ar kakle, širdies sustojimo jausmu, kas ypač pasireiškia esant ilgoms kompensacinėms pauzėms [3].

Pagal trukmę prieširdžių virpėjimas gali būti skirstomas į paroksizminį, kuris prasideda ir baigiasi savaime, nuolatinį (persistentinį) – ilgiau nei 7 d. ir ilgametį nuolatinį (permanentinį), kuris trunka ilgiau nei 12 mėn. [3]. Naujausi tyrimai rodo, kad net labai trumpi paroksizminiai PV epizodai, trumpesni nei 5-30 s, gali būti pavojaus faktorius trombam susidaryti, kas gali privesti prie smegenų insulto [4]. Paroksizminis PV kartais gali išsivystyti ir sveikiems asmenims, ypač turintiems papildomų laidumo pluoštų (Kento, Džeimso, Maheimo) [1]. Paroksizminį PV gali išprovokuoti psichinė įtampa, alkoholis, rūkymas, fizinis persitempimas ir kiti veiksniai [5].

Įvairiose studijose [6, 7] teigiama, kad net ir trumpalaikiai širdies ritmo sutrikimai (pvz. prieširdinės ekstrasistolės) gali būti prieširdžių virpėjimo atsiradimo, insulto ir mirties priežastys. Vien JAV insultas pražudo ~150 tūkst. žmonių per metus. Pagerinti populiacijos prognozes ir sumažinti liūdnujų pasekmių skaičių padėtų savalaikis paroksizminio PV atpažinimas. Taigi, savalaikė diagnostika yra svarbi širdies aritmijų terapijai, kad liga nepaūmėtų ir neapimtų kitas širdies dalis, pavyzdžiui skilvelius, čia „kova“ su aritmija yra dar sudėtingesnė ir pavojingesnė.

Pastaraisiais metais kuriami įvairūs algoritmai prieširdžių virpėjimui atpažinti, tačiau vis dar trūksta algoritmų, kurie gebėtų atpažinti ypač trumpus paroksizminio PV epizodus. Vystant aritmijų atpažinimo algoritmus yra svarbu juos įvertinti kiekybiškai ir ištirti įvairias algoritmų savybes, tokias kaip algoritmo patikimumas keičiantis ritmo tipui (atsirandant ekstrasistolėms), aritmijos epizodų trukmei ir epizodų pasikartojimų skaičiui. Nemažiau svarbu ištirti algoritmų patikimumą kintant signalo triukšmo lygiui, įvertinti algoritmo reakciją į signalo artefaktus. Norint šias savybes ištirti su realiais signalais reiktų turėti dideles anotuotų signalų duomenų bazes. Dėja, dažnai tokius paroksizminius prieširdžių virpėjimo signalus gauti yra sudėtinga arba iš vis neįmanoma. Yra didžiulis trūkumas duomenų bazių, talpinančių paroksizminius PV epizodus, ypač trumpus (< 30 s), šis trūkumas stabdo sudėtingesnių algoritmų kūrimą paroksizminiams PV epizodams atpažinti. Taip pat duomenų bazėse yra pateikiami tik dviejų derivacijų PV elektrokardiogramos signalai, kas yra didelis trūkumas kurti sudėtingesnius PV atpažinimo algoritmus, kurie naudotų didesnę elektrokardiogramos derivacijų skaičių (pvz. 3 ir daugiau).

Šiame darbe siūlomas sprendimas – modeliuoti paroksizminio prieširdžių virpėjimo daugiakanalių elektrokardiogramos signalus. Pasiūlytas paroksizminio PV signalų generavimo

modelis yra išplėsta versija modelio, kurį 2015 metais pasiūlė A. Petrėnas [8]. Pastarasis PV signalų generavimo modelis geba generuoti tik V1 ir V6 derivacijose modeliuotus prieširdžių virpėjimo elektrokardiogramos signalus, todėl šiame darbe bus pateiktas daugiakanalių signalų generavimo būdas. Šiame darbe bus apsiribota ties prieširdžių veiklos (normalaus ritmo P bangų ir prieširdžių virpėjimo f-bangų) generavimo modelio kūrimu ir tyrimu.

Darbo tikslas ir uždaviniai

Darbo tikslas – sukurti ir ištirti paroksizminio prieširdžių virpėjimo daugiakanalių prieširdžių elektrinės veiklos signalų generavimo modelį.

Darbo uždaviniai:

1. Atlikti kritinę prieširdžių virpėjimo problemos literatūros analizę.
2. Sukurti normalaus širdies ritmo prieširdžių elektrinės veiklos (P bangų) daugiakanalių signalų generavimo modelį.
3. Sukurti prieširdžių virpėjimo prieširdžių elektrinės veiklos (f-bangų) daugiakanalių signalų generavimo modelį.
4. Ištirti modeliuotų prieširdžių veiklos signalų adekvatumą realiems signalams.

Uždaviniams spręsti buvo naudojamos sekančios priemonės:

- Inžinerinių ir mokslinių skaičiavimų paketas „Matlab“ (Mathworks Inc. Natikas, Masačusetsas, JAV).
- „Physionet“ fiziologinių signalų archyvo „PTB Diagnostic“ duomenų bazės signalai [9].

1 LITERATŪROS ANALIZĖ

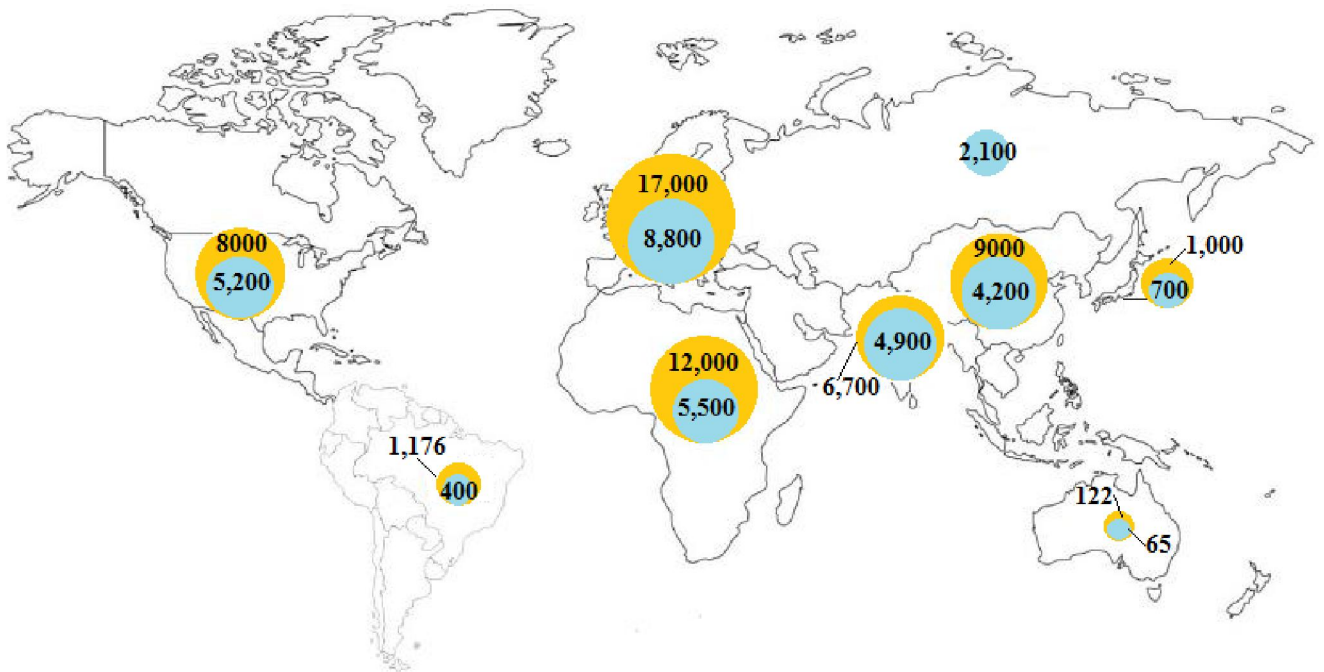
1.1 *Prieširdžių virpėjimo probleminė analizė sergamumo ir ekonominiu atžvilgiu*

Visuomenei senstant susirgimų širdies aritmijomis daugėja. Širdies aritmija – tai širdies ritmo sutrikimas, kuomet keičiasi širdies susitraukimų dažnis ir pobūdis. Širdies aritmijos metu sutrinka širdies veikla, todėl neužtikrinamas pilnavertis organų aprūpinimas krauju, o tuo pačiu ir maisto medžiagomis bei deguonimi.

Širdies ligas galima suskirstyti į tris grupes: pirmosios pažeidžia širdies raumens ir vožtuvų darbą, antrosios trukdo tekėti kraujui širdies kraujagyslėmis ir trečiosios – širdies ritmo sutrikimai. Sparčiai vystantis medicinos technologijoms medikams pavyko pristabdyti sergamumą abiejų pirmųjų grupių širdies ligomis ir pailginti pacientų gyvenimo trukmę. Dėja, kol kas nepavyko suvaldyti prieširdžių virpėjimo aritmijos, kurios paplitimas visame pasaulyje sparčiai auga [10, 11]. Lietuvoje daugiau nei pusę mirčių yra sukeltos širdies ir kraujotakos sistemos ligų. Nors mirčių skaičius dėl prieširdžių virpėjimo yra mažesnis, tačiau apsunkina gyvenimo kokybę, o jų gydymui išleidžiamos didelės lėšos.

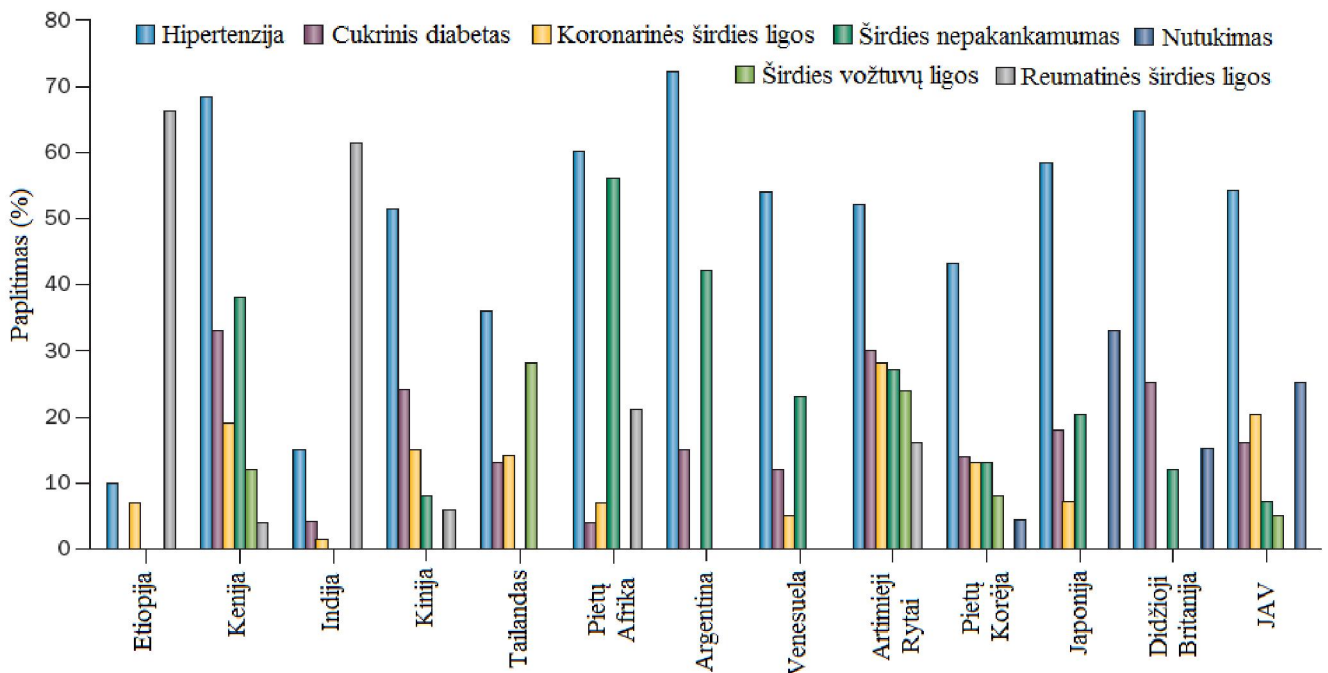
Prieširdžių virpėjimas įvardijamas kaip plintanti epidemija ir bėgant metams tik progresuoja [12]. Yra daug studijų plačiai nagrinėjančių prieširdžių virpėjimo aktualumą žmonių sergamumo atžvilgiu. Visose studijose pateikiami tik augantys prieširdžių aritmijos sergamumo atvejai. PV tai viena iš labiausiai paplitusių širdies aritmijų, kuri pasireiškia maždaug 1 – 1.5 % visų gyventojų [13]. Vien tik Jungtinėse Amerikos Valstijose 2050 metais yra prognozuojama, jog PV išplis nuo 2.44 mln. iki 12.1 mln., remiantis prielaida, kad išliks stabili amžiaus susirgimo kategorija. Jei atsitiks taip, kad susirgimo amžiaus kategorija pasieks platesnes ribas – prognozuojamas sergamumas 15.9 mln. žmonių [12].

Kitų šaltinių [14] duomenys taip pat rodo plintančius PV susirgimo mąstus (žr. 1.1. pav.). Šaltinyje teigiama, kad šiuo metu žmonių, sergančių prieširdžių virpėjimu, skaičius siekia 33 mln. visame pasaulyje. Amerikoje, vakarų Europoje ir Australijoje žmonių, sergančių PV, didėja nuo 1% iki 4% [2, 14]. Įvertinta, kad Amerikoje šiuo metu sergantieji sudaro 5,2 mln., Europoje 8,8 mln. gyventojų, taip pat nurodoma, kad virš 70% sergančiųjų PV yra vyresni nei 65 metų amžiaus. Visgi dažnai pasitaiko atvejų, kai prieširdžių virpėjimas nėra atpažįstamas laiku, todėl žmonių susirgimo amžiaus kategorija negali būti tiksliai nustatyta. Pavyzdžiui, Amerikoje diagnozė prieširdžių virpėjimas 0,1% gyventojų nustatoma jaunesniems nei 55 metų, 13% gyventojų – vyresniems nei 80 metų [14].



1.1.pav. Dabartinis prieširdžių virpėjimo paplitimas (mėlyna spalva) ir 2050 metų paplitimo prognozės (geltona spalva) pasauliniu mastu.

Yra daug rizikos veiksnių darančių įtaką prieširdžių virpėjimo atsiradimui, iš kurių svarbiausi širdies nepakankamumas, hipertenzija, cukrinis diabetas, reumatinės širdies ligos, vainikinių arterijų ligos, širdies vožtuvų ligos, didėjantis amžius, nutukimas, rūkymas, alkoholio vartojimas, obstrukcinė miego apnėja, genetika ir kt. [15]. Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 1.2. pav.) iliustruoja pagrindinių rizikos veiksnių pasiskirstymą, atitinkamai pagal ekonomikos išsivystymo lygį šalyse.



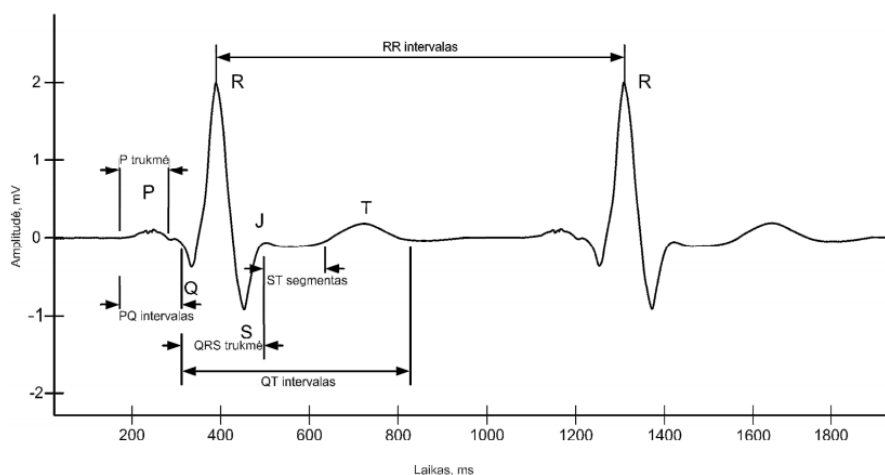
1.2.pav. Prieširdžių virpėjimo susirgimo pagrindinių rizikos veiksnių pasiskirstymas. Šalys pateiktos pagal bendrą vidaus produktą vienam gyventojui (nuo žemiausio iki aukščiausio – atitinkamai iš kairės į dešinę) [adaptuota iš 2].

Pastebima, kad daugelyje iš pateiktų šalių pagrindiniai PV rizikos veiksniai – hipertenzija, toliau seka širdies nepakankamumas ir cukrinis diabetas. Taip pat matyti, kad silpnai išsivysčiusiose šalyse (Etiopija, Indija, Pietų Afrikos šalys) susirgti prieširdžių virpėjimu, didelis rizikos veiksnys – reumatinės širdies ligos, kurių sukėlėjai – bakterinės infekcijos. Esant aukštam ekonominiam išsivystymo lygiui (Japonija, Didžioji Britanija, Amerika) šis rizikos veiksnys išnyksta, tačiau atsiranda kitas prieširdžių virpėjimo susirgimo faktorius – nutukimas. Taigi, galima daryti išvadą, kad rizikos veiksnių pasiskirstymui įtaką turi šalių išsivystymo lygis.

Prognozuojami augantys prieširdžių virpėjimo susirgimo atvejai proporcingai didina finansavimo poreikį ligoms gydyti. Pavyzdžiui, 1995 metais Didžiojoje Britanijoje buvo 534 tūkst. žmonių sergančių PV [13]. Sveikatos priežiūra ir išlaidos šiems pacientams sudarė 350 mln. eurų arba 0.62% visų Nacionalinės sveikatos tarnybos (National Health Service – NHS) išlaidų [13]. 2000 metais šios išlaidos pasiekė 655 mln. eurų, tai yra 0.97% visų NHS išlaidų [13]. Metams bėgant didėja, ir sergančiųjų skaičius, ir gydymo išlaidos. Kitų šaltinių duomenys rodo, kad vien JAV (2001 m.) buvo išleista 6.65 milijardo JAV dolerių, Prancūzijoje (2001 m.) 2.892 milijardo eurų, Italijoje (2006 m.) 3.286 milijardo eurų, Ispanijoje (2006 m.) 1.545 milijardo eurų [12]. Taigi, PV yra opi visuomenės problema.

1.2 Klinikiniai prieširdžių virpėjimo nustatymo principai

Klinikinėje elektrokardiografijoje širdies aritmijos (kartu ir prieširdžių virpėjimas) klasifikuojamos pagal elektrokardiogramos (EKG) požymius. Tai kol kas pats patikimiausias diagnostinis būdas – auksinis standartas. EKG parodo širdies elektrinį aktyvumą, leidžia nustatyti širdies susitraukimo dažnį, dar vadinamą, RR intervalų seka (laiko trukmė tarp gretimų R dantelių) (žr. 1.3. pav.). Normaliu širdies ritmu yra laikomas 60 – 90 kartų širdies susitraukimų dažnis per minutę. Nukrypimas nuo normos yra vertinamas kaip širdies aritmija.



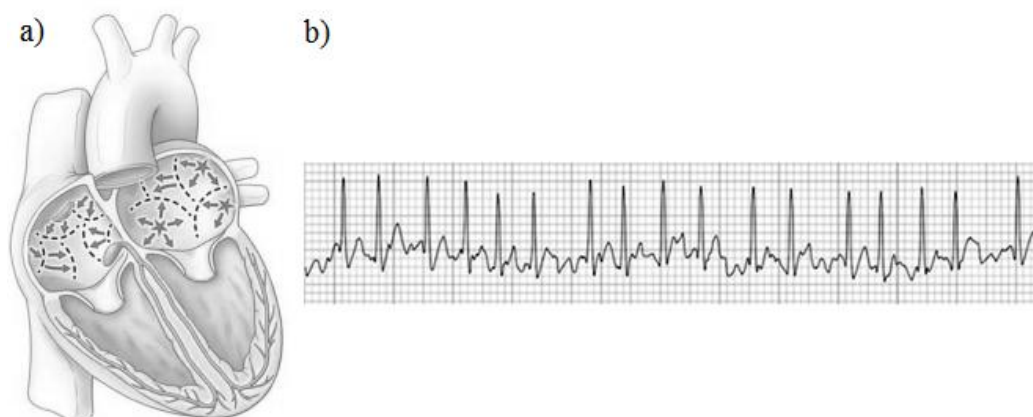
1.3. pav. Sinusinio ritmo EKG signalas ir jo segmentai [16].

Pagrindiniai EKG elementai įvardijami danteliais P, Q, R, S, T ir intervalais tarp jų, t.y. PQ, QRS, ST, QT, RR, PR. P dantelis rodo prieširdžių depoliarizaciją: kylančioji jo dalis impulso plitimą dešiniuoju prieširdžiu, nusileidžiančioji – kairiuoju. Normali P dantelio amplitudė yra nuo 0,05 iki 0,25 mV, o trukmė 0,06-0,10 s [17]. QRS kompleksas žymi skilvelių dedamosios aktyvumą, depoliarizaciją ir T banga – repoliarizaciją. Kadangi numatoma modeliuoti prieširdžių veiklos signalus, toliau šiame darbe dėmesys koncentruotas ties prieširdžių veikla ir PR intervalu.

Esant normaliam širdies ritmui, kai elektrinio impulso kelias nėra pakitęs – matomi reguliarūs RR intervalai ir prieširdžių aktyvumą žyminčios P bangos. Kai pastarąsias pakeičia prieširdžių virpėjimo f-bangos – jos žymi prieširdžių veiklos sutrikimą ir atitinkamai širdies ritmo pakitimą.

Prieširdžių virpėjimas – supraventrikulinė tachiaritmija, kurios metu prieširdžių elektrinis aktyvumas pakitęs (chaotiškas), prieširdžių skaidulos labai dažnai virpa (400–700 k./min.), todėl nėra koordinuotos prieširdžių sistolės, o skilveliai susitraukia nereguliariai. Prieširdžių virpėjimas yra pati dažniausia pastovi širdies aritmija, kuri gali tęstis valandomis, dienomis ar metais [1].

Prieširdžių virpėjimui yra būdingas grįžtamasis sužadavimo bangų plitimas ektopiniuose židiniuose. Tokiu būdu, pats PV palaiko prieširdžių virpėjimą. Prieširdžių virpėjimo metu ektopinis impulsas plinta prieširdžiuose įvairiais ratais apie natūralias kliūtis, apie anatominius ir funkcinis barjerus (apie venų angas, prieširdžių pataloginius židinius). Kai grįžtamojo sužadavimo banga, sugrįžusi prie išeities taško, randa skaidulas dar neišėjusias iš refrakterinio (sujaudinimo) periodo, ji plinta kiekvieną kartą vis kitu ratu. Taip susidaro daugybiniai, pasislenkantys grįžtamojo sujaudinimo ratai, sukeliantys prieširdžių skaidulų virpėjimą (žr. 1.4. pav.) [17].



1.4. pav. Prieširdžių virpėjimas: a) elektrofiziologinio mechanizmo iliustracija [18];
b) elektrokardiograma [19].

Prieširdžių virpėjimo požymiai elektrokardiogramoje įvardijami tokie [1]:

- 1) Nėra P bangų. Izoelektrinė linija lyg banguota kreivė, nes joje registruojamos nevienodos formos, amplitudės ir trukmės prieširdžių virpėjimo f-bangos.

- 2) RR intervalai nevienodos trukmės, kadangi prieširdžių impulsai į skilvelius patenka nereguliariai, priklausomai nuo AV mazgo laidumo savybių.
- 3) Vidutinis skilvelių susitraukimo dažnis 100–200 k./min. Skilvelių aktyvacijos dažnį lemia AV mazgo funkcinė būklė, t.y. kiek impulsų AV mazgas praleidžia į skilvelius.

PV klasifikavimas, atsižvelgiant į trukmę:

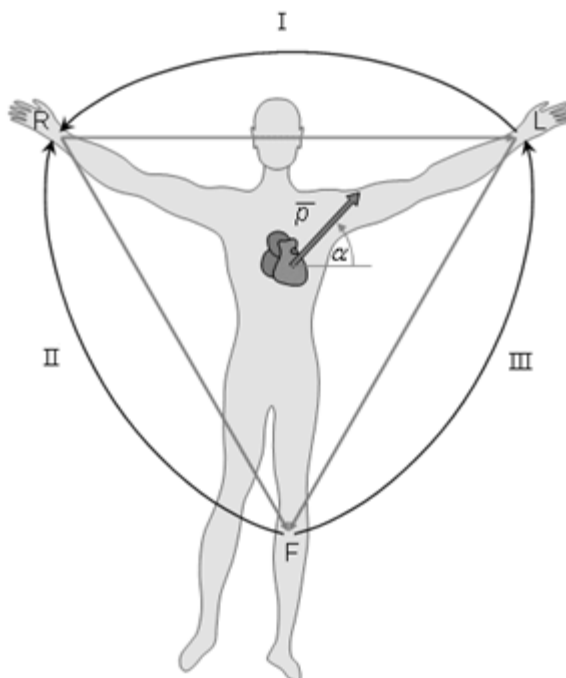
- ūminis PV – trukmė ≤ 48 val.;
- užsitęsęs, paroksizminis PV – trukmė ilgesnė kaip 48 val., bet mažesnė ar lygi 7 paroms;
- išliekamasis (persistentinis) PV – trukmė ilgesnė kaip 7 paros;
- nuolatinis (permanentinis) PV – trukmė ilgesnė kaip 1 metai.

Svarbu pabrėžti, kad kuo anksčiau yra aptinkamas prieširdžių virpėjimas, tuo didesnė tikimybė, kad terapijos priemonės (perkateterinė radiodažninė abliacija) yra efektyvios [20].

1.3 Elektrokardiogramos signalų registravimo būdai

Daugiakanaliams EKG signalams modeliuoti yra pasirinktos standartinės Einthoveno (I, II, III), Goldbergerio (aVR, aVL, aVF), krūtininės (V2, V3, V4, V5, V6) ir ortogonaliosios (Franko: X, Y, Z) derivacijos. Klinikinėje elektrokardiografijoje ortogonaliosios derivacijos retai kada taikomos, bet mokslo tiriamiesiems darbams vykdyti jos yra ganėtinai svarbios, kadangi neša papildomos informacijos.

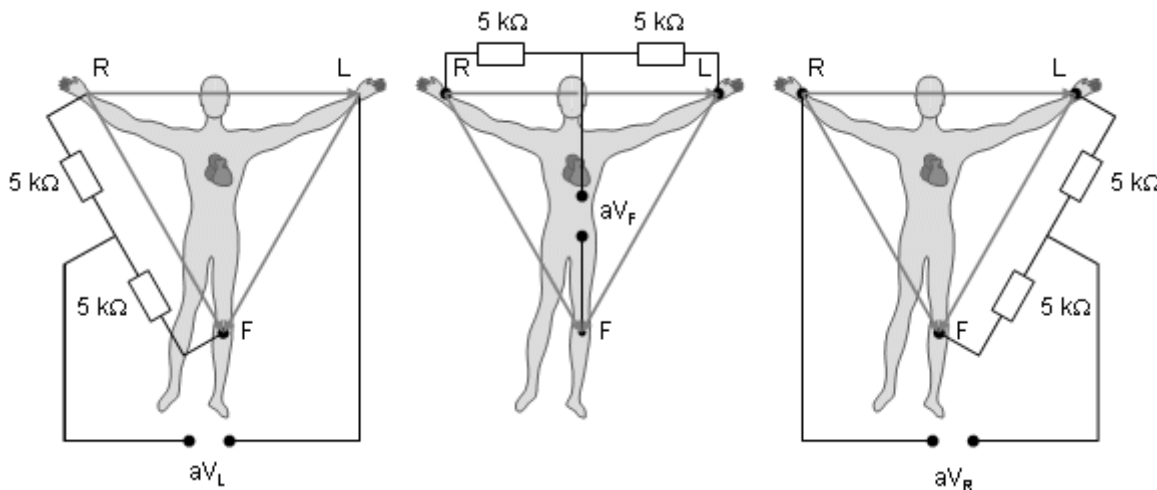
Einthoveno galūnių derivacijos yra paprasčiausias širdies signalų registravimas, gaunamos registruojant signalą tarp dviejų galūnių (žr. 1.5. pav.).



1.5. pav. Einthoveno dvipolės galūnių derivacijos [21].

I derivacija registruoja kairiosios ir dešniosios rankų bioelektrinių potencialų skirtumą, II - kairiosios kojos ir dešniosios rankos potencialų skirtumą, III - kairiosios kojos ir kairiosios rankos potencialų skirtumą.

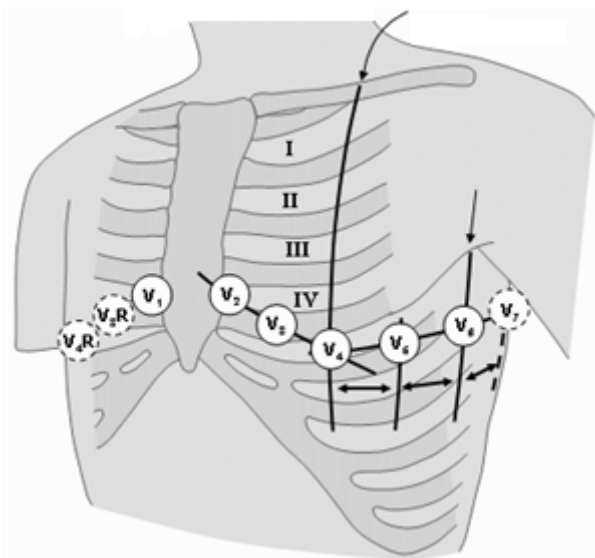
Praktikoje dar pačiai naudojamos Goldbergerio galūnių derivacijos (žr. 1.6. pav.). Norėdamas gauti stipresnį signalą, Goldbergeris panaudojo centrinį tašką trikampio jungime. Šiuo atveju gaunami 1,5 karto didesnės amplitudės signalai.



1.6. pav. Goldbergerio vienpolės galūnių derivacijos [21].

Goldbergerio derivacijos gaunamos: aVR – tarp dešinės rankos ir vidurio taško, gauto tarp kitų dviejų galūnių, aVL – tarp kairės rankos ir vidurio taško, gauto tarp kitų dviejų galūnių, aVF – tarp kairės kojos ir dviejų rankų vidurinio taško.

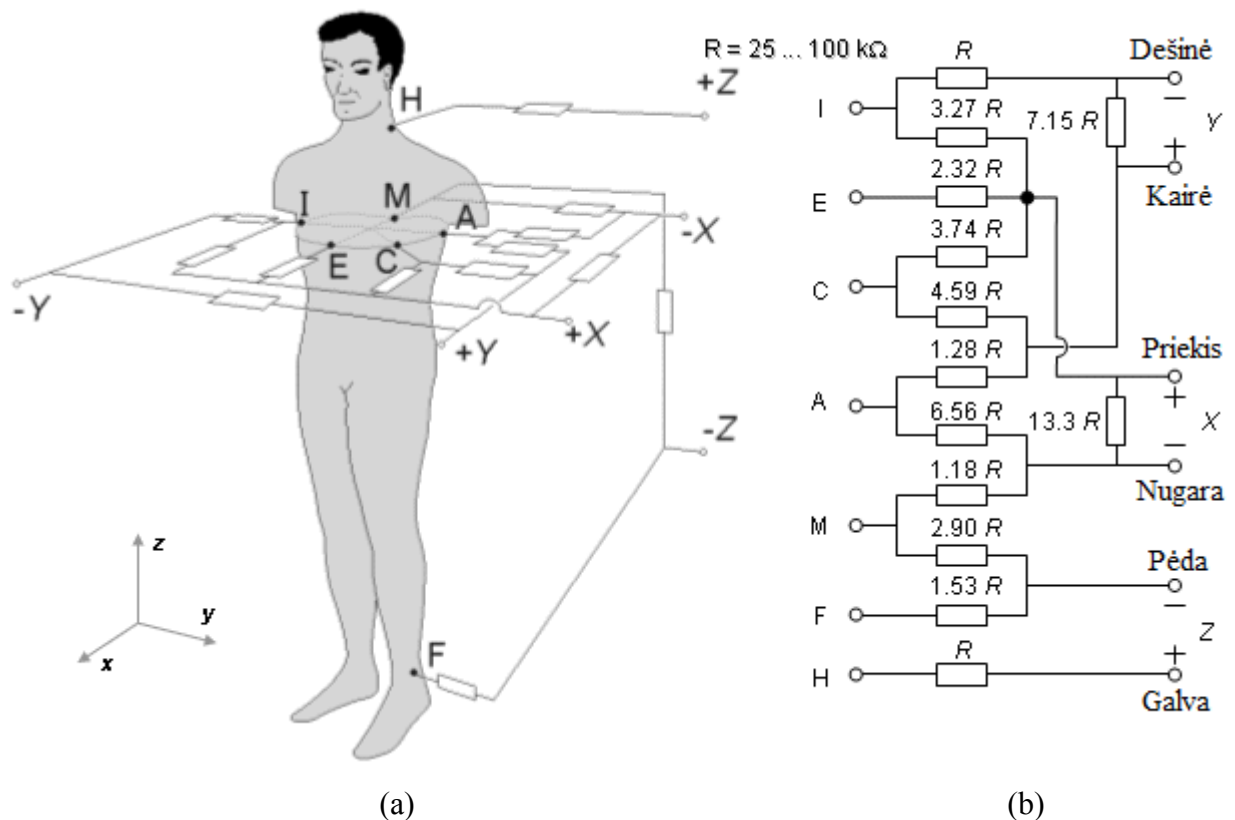
Vienpolių krūtinės derivacijų atveju signalai registruojami tam tikruose krūtinės taškuose, širdies ploto kontūro srityje, centrinio Vilsono taško atžvilgiu. Įprastai naudojamos šešios (V1-V6), o kartais netgi aštuonios (V1-V6, V7, V8) krūtinės derivacijos (žr. 1.7. pav.).



1.7. pav. Vilsono vienpolės krūtinės derivacijos su pažymėtomis elektrodų uždėjimo vietomis [21].

Šios derivacijos užregistruoja potencialų pokyčius daugiausia priekinėje širdies sienelėje ir atitinka širdies elektrinio vektoriaus dedamųjų projekcijas į horizontaliąją plokštumą.

Vektorinių arba ortogonalųjų derivacijų atveju registruojami signalų vektoriai sudaro ortogonalinę XYZ koordinačių sistemą. Šiuo atveju širdies vektoriaus dedamosios matuojamos ne paprastomis dvipolėmis derivacijomis išilgai X Y ir Z ašių, tačiau kiekvienai dedamajai formuoti naudojama keletas derivacijų. Todėl tokią derivacijų sistemą dar vadina koreguota ortogonalia Franko sistema. Prijungus daugiau elektrodų ir įjungus papildomų rezistorių, yra sukoreguojami kūno audinių įnešami iškraipymai. Tokioje sukoreguotoje matavimo sistemoje naudojami septyni elektrodai (žr. 1.8 pav. (a)).



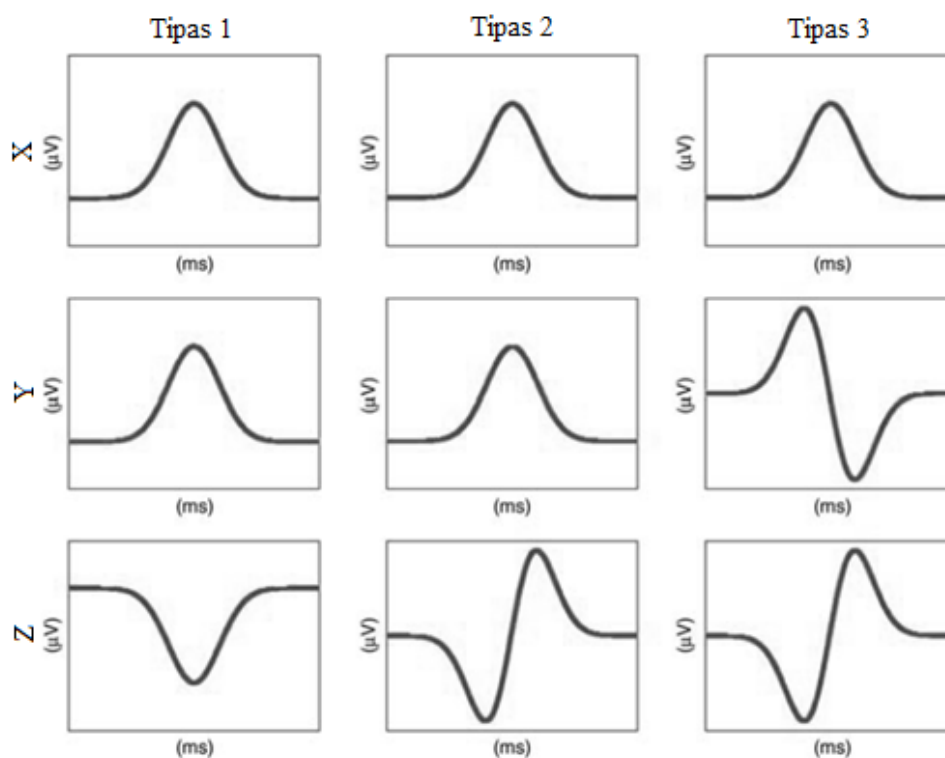
1.8. pav. Ortogonalioji Franko sistema: (a) elektrodų, uždėjimo vietos pažymėtos raidėmis I, E, C, A, M, F ir H; (b) Ortogonalioji Franko derivacijų varžų grandinė [21].

Penki elektrodai išdėstyti penktojo tarpšonkaulinio tarpo plokštumoje: E elektrodas uždedamas ties krūtinkauliu, A ir I elektrodai – iš dviejų pusių ties priekine pažasties linija, C elektrodas – kairėje priekinėje pusėje taip, kad su A elektrodu sudarytų 45° kampą, M elektrodas – ties stuburu. H elektrodas uždedamas ant kaklo iš dešinės pusės, iš priekio arba iš užpakalio, o F elektrodas – ant kairės kojos. Derivacijai V_x (toliau žymima X) gauti naudojami trys (A, C ir I) elektrodai, V_y (toliau žymima Y) – taip pat trys (H, M ir F) elektrodai, o V_z (toliau žymima Z) – net penki (I, E, C, A ir M) elektrodai. Registruojant signalus Franko vektorinėmis derivacijomis, naudojama (1.8 pav. (b)) parodyta varžų grandinė.

1.4 Paroksizminio prieširdžių virpėjimo elektrokardiografiniai požymiai

1.4.1 Normalaus ritmo P bangų požymiai

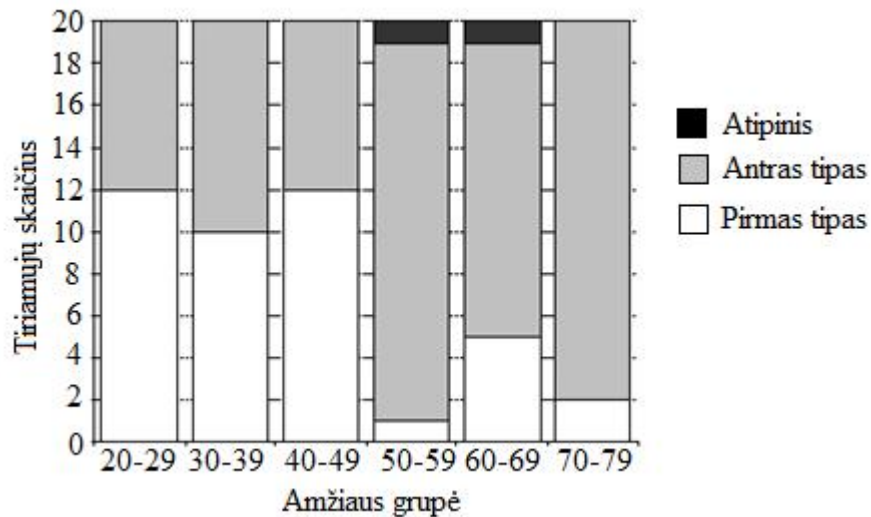
Elektrokardiografijoje prieširdžių veiklos aktyvumą normalaus ritmo metu atspindi P bangos. Įvairių studijų duomenimis [22] P bangos pagal morfologiją ir poliškumą ortogonaliose derivacijose skirstomos į pirmo, antro ir trečio tipo P bangas. Pirmojo tipo P bangos yra teigiamos X ir Y derivacijose ir neigiama P banga Z derivacijoje, antrojo tipo P bangos taip pat teigiamos X ir Y derivacijose ir bifazė (iš neigiamos į teigiamą) P banga Z derivacijoje, trečiojo tipo atveju – X derivacijoje P banga teigiama, Y derivacijoje – bifazė (iš teigiamos į neigiamą), Z derivacijoje – bifazė (iš neigiamos į teigiamą) (žr. 1.9. pav.).



1.9. pav. P bangų morfologinis klasifikavimas į atskiras klases pagal P bangų morfologiją ortogonaliose Franko derivacijose, remiantis [22].

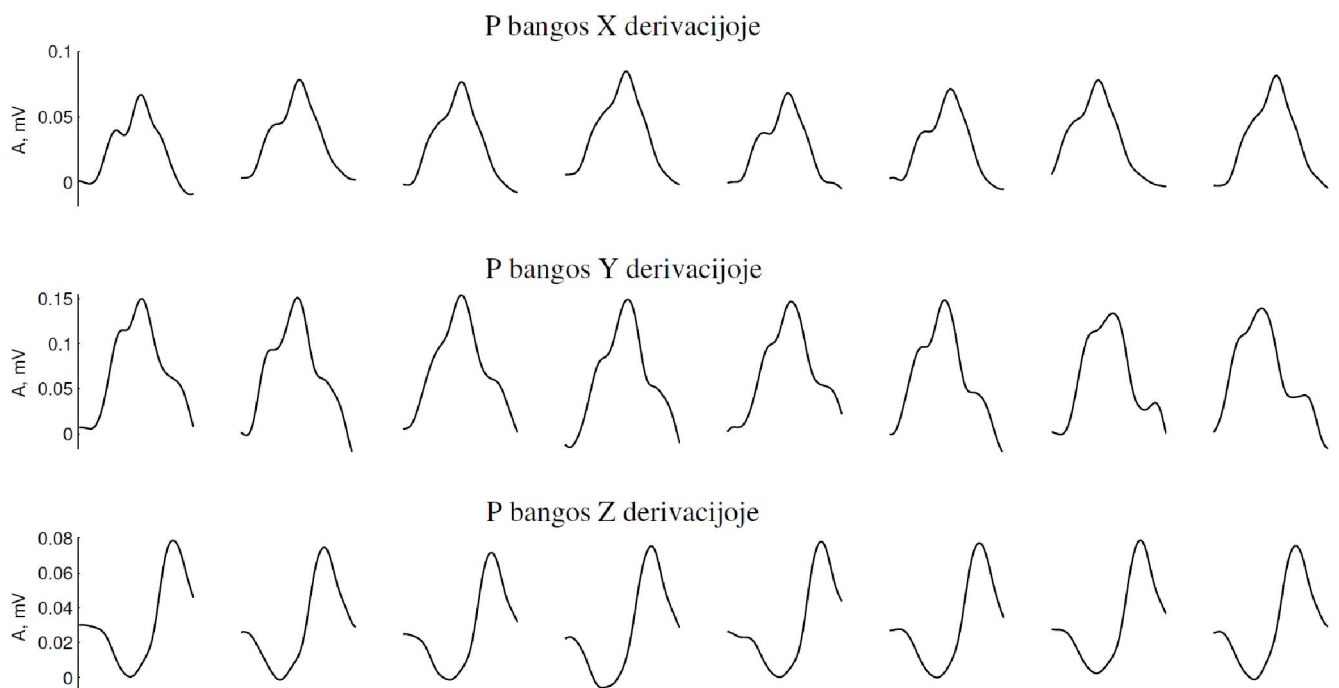
Studijoje, kurią vykdė Havmoller R. ir kt. [23] pateiktas P bangų morfologija ortogonaliose derivacijose tyrimas, kurio tikslas, nustatyti dominuojantį P bangų tipą įvairaus amžiaus žmonių populiacijoje. Tyrimo metu dalyvavo 120 sveikų žmonių (60 vyrų ir 60 moterų), kurių amžiaus ribos 20-80 metų. Pirmasis P bangų tipas buvo nustatytas 45 žmonėms (37%), o antrasis – 73 žmonėms (61%). Tyrimo metu taip pat buvo užfiksuoti 2 atvejai, kai P bangos tipas nepriklauso, nei pirmajam, nei antrajam, nei trečiajam P bangų tipui – tokie atvejai vadinami atipiniais.

Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 1.10. pav.) rodo, kad amžiaus grupė turi įtakos P bangų tipui ortogonaliosiose Franko derivacijose. Pirmojo tipo P bangos morfologija dominuoja tarp jaunų ir vidutinio amžiaus žmonių iki 50 metų, antrasis tipas – tarp vyresnių, nuo 50 metų žmonių.



1.10. pav. Pirmojo ir antrojo P bangų tipų pasiskirstymas pagal amžiaus grupę [adaptuota iš 23].

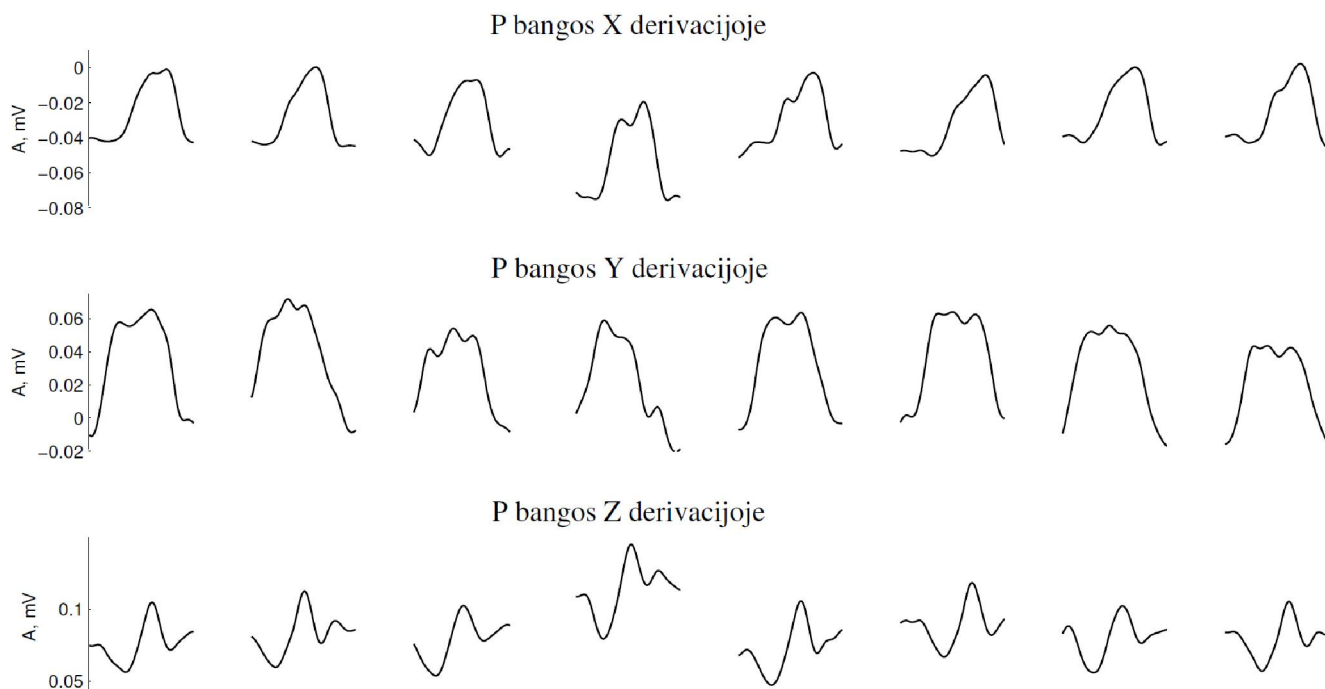
Sinusinio ritmo metu, kai nėra aptikta jokių aritmijos požymių, P bangos panašios į Gauso kreives, be išskirtinių morfologinių pokyčių. Pacientai, kurie turi trumpalaikius širdies ritmo sutrikimus, pvz.: ekstrasistoles, paroksizminį prieširdžių virpėjimą, kartais yra galimi P bangų morfologiniai pakitimai (žr. 1.11. pav.). Atvaizduoti P bangų signalai buvo iškirpti iš „PTB Diagnostic“ duomenų bazės sinusinio ritmo signalo. Be to, dar buvo atlikta P bangų morfologijos vizualinė analizė ir buvo įsitikinta, kad antrojo tipo P bangos yra dominuojančios „PTB Diagnostic“ duomenų bazėje. Pastebėti tik pavieniai pirmojo tipo P bangų atvejai.



1.11. pav. P bangos morfologiniai pokyčiai laike X, Y ir Z derivacijose. P bangos iškirptos nuosekliai viena po kitos. P bangų morfologija laike kinta nežymiai.

X ir Y derivacijose P bangos yra teigiamos. X derivacijoje yra pastebimas periodiškai pasirodantis ir išnykstantis P bangų skilimas. Y derivacijoje P bangos morfologija taip pat kinta laike. Šioje derivacijoje prieširdžių aktyvumą žyminčios bangos yra siauresnės nei X derivacijoje ir smailėjančios. Z derivacijoje, priešingai nei pastarosiose, P bangos morfologija išlieka pastovi viso signalo metu. P bangos bifazės, poliškumui pereinant iš neigiamo į teigiamą. P bangų morfologija priklauso nuo elektrinio laidumo sklidimo kelio. Morfologiniai pakitimai – tai prieširdžių laidumo kelio kitimo priežastis.

Žemiau pateiktas paveikslas iliustruoja didelius P bangų morfologinius pokyčius (žr. 1.12. pav.).



1.12. pav. P bangos morfologiniai pokyčiai laike X, Y ir Z derivacijose. P bangos iškirptos nuosekliai viena po kitos ir jų morfologija kinta gana reikšmingai.

Taigi, remiantis įvairių studijų [22, 23] tyrimais, apie prieširdžių aktyvumo elektrokardiografinius požymius, bei atlikta analize su realiai signalais, patalpintais „PTB Diagnostic“ duomenų bazėje, priimta, kad modeliuojant P bangas sinusinio ritmo metu, bus pasirinktas dominuojantis, t.y. antrasis P bangų tipas.

1.4.2 Prieširdžių virpėjimo f-bangų požymiai

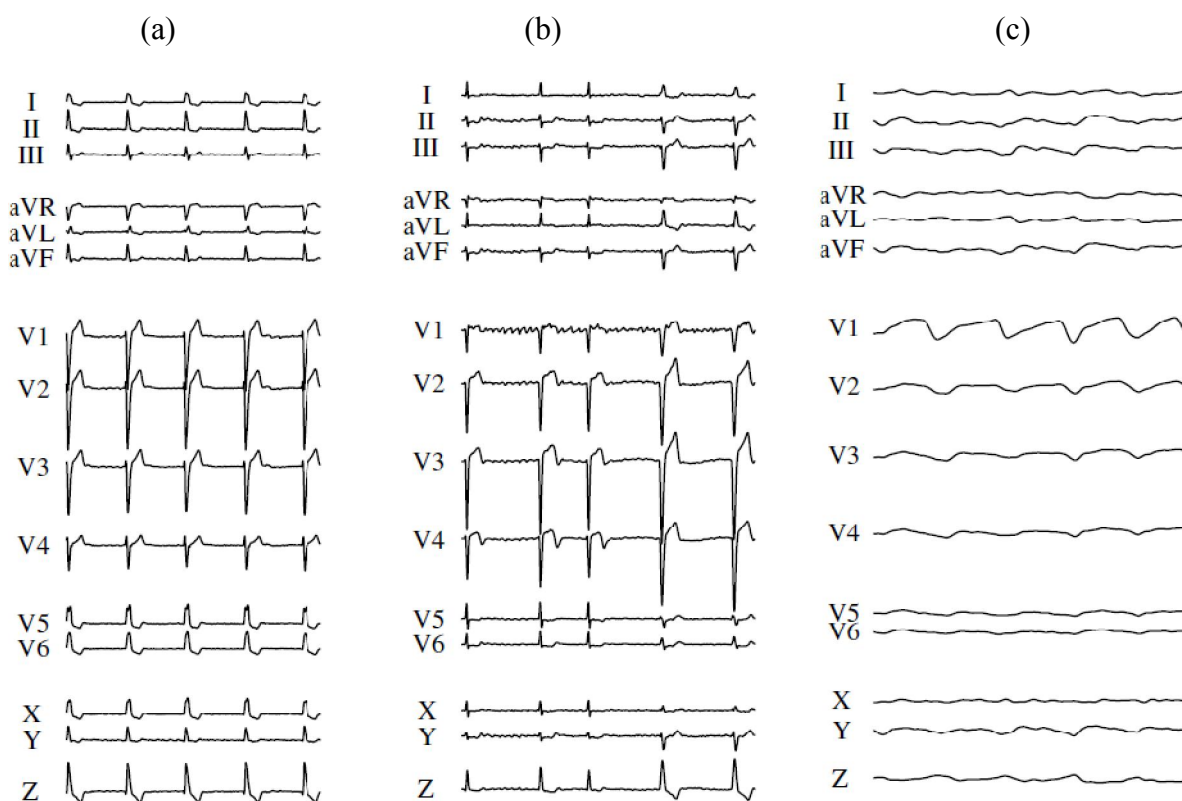
Yra žinoma, kad elektrokardiografijoje prieširdžių virpėjimo signalai (f-bangos) geriausiai matomi krūtinės derivacijose (V1, V2). Studijoje [24] pateikti prieširdžių aktyvumo EKG daugiakanaliuose signaluose amplitudžių, sinusinio ritmo ir PV metu, tyrimo rezultatai. Tyrime dalyvavo 25 sveiki žmonės ir 25 pacientai, turintys prieširdžių virpėjimą. Tyrimo rezultatai pateikti žemiau 1.13. lentelėje.

1.13 lentelė. Prieširdžių veiklos amplitudžių vertės daugiakanaliuose EKG signaluose: sveikų žmonių (P bangos) ir pacientų, turinčių prieširdžių virpėjimą (f-bangos). Rodyklė ↑ rodo amplitudės padidėjimą, ↓ – sumažėjimą [24].

Derivacijos pavadinimas	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
P bangos, μV	94	126	75	108	58	90	86	89	87	81	75	70
f-bangos, μV	54↓	75↓	78	54↓	58	71↓	110↑	97	91	72	60↓	50↓

Didžiausias prieširdžių aktyvumo EKG signalo amplitudės pokytis tarp sveikų žmonių ir pacientų, su prieširdžių virpėjimu, pastebimas V1 derivacijoje. Čia prieširdžių aktyvumo signalo amplitudė sveikiems žmonėms siekia $86 \mu\text{V}$, tuo tarpu pacientams, su prieširdžių virpėjimu, signalo amplitudė šokteli iki $110 \mu\text{V}$. Kitose (V2-V6) Vilsono vienpolėse krūtinės derivacijose, pacientams su prieširdžių virpėjimu, f-bangų amplitudės nuosekliai mažėja ties kiekviena sekančia derivacija, o derivacijose V5 ir V6 f-bangų amplitudės tampa minimalios ir susilygina su triukšmo lygiu. Tuo tarpu sveikų žmonių prieširdžių aktyvumo EKG signalų amplitudės kinta nežymiai ir išlieka pastoviam lygyje visose krūtinės derivacijose. Taip pat pastebimi amplitudžių pokyčiai I, II, aVR ir aVF derivacijose – čia amplitudės lygis sumažėjo pacientams, su prieširdžių virpėjimu.

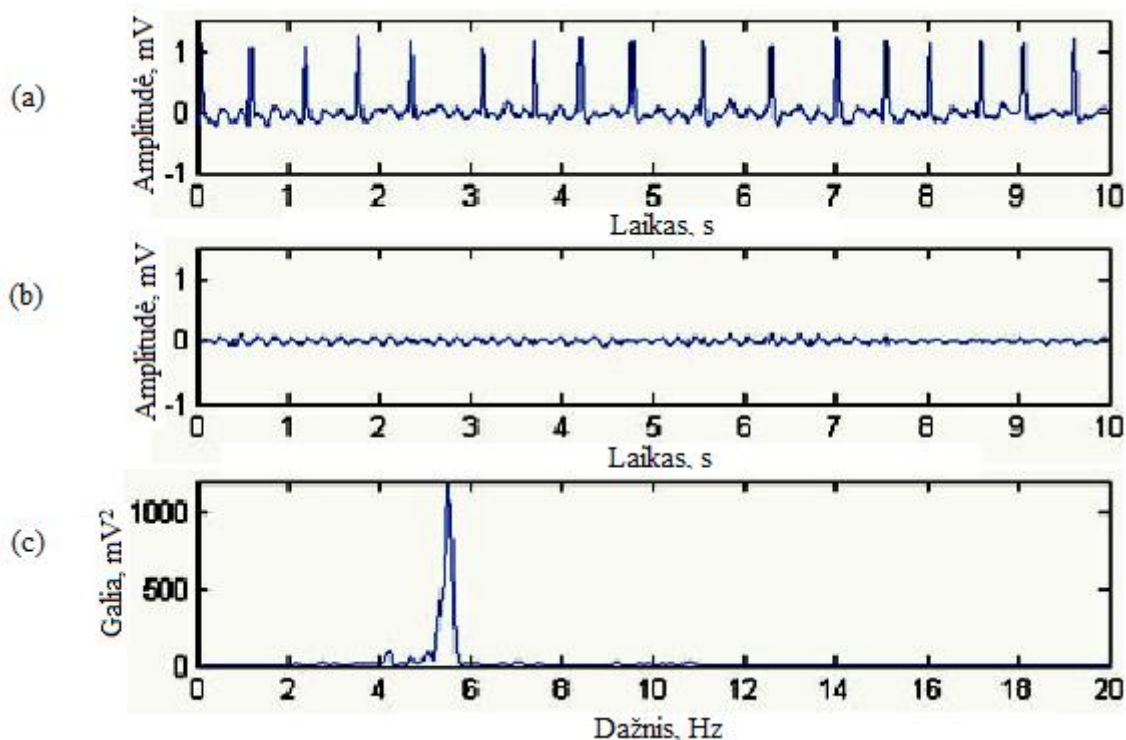
Žemiau pateikti realūs EKG daugiakanaliai signalai, paimti iš „PTB Diagnostic“ duomenų bazės, kuriuose matomi aptarti prieširdžių aktyvumo signalų amplitudžių požymiai (žr. 1.14. pav.).



1.14. pav. Prieširdžių virpėjimas daugiakanaliuose EKG signaluose: (a) EKG signalas, kai f-bangų amplitudė maža ($< 50 \mu\text{V}$); (b) EKG signalas, kai f-bangų amplitudė didelė ($> 50 \mu\text{V}$); (c) iš TQ intervalo iškirptos didelės amplitudės f-bangos (f-bangų amplitudė yra padidinta).

Paveikslas (žr. 1.14. pav.) įrodo, kad egzistuoja prieširdžių virpėjimo signalų amplitudžių įvairovė. Paveikslo (a) dalyje pateiktas signalas su mažos amplitudės f-bangomis, kurios V1 derivacijoje yra 0,059 mV, skaičiuotos pagal maksimalią f-bangų amplitudę. Tuo tarpu didelės amplitudės f-bangos (b) dalyje, V1 derivacijoje siekia net 0,263 mV. Abiejuose signaluose amplitudės lygis mažėja nuosekliai, kiekvienoje krūtinės derivacijoje, nuo V1 iki V6.

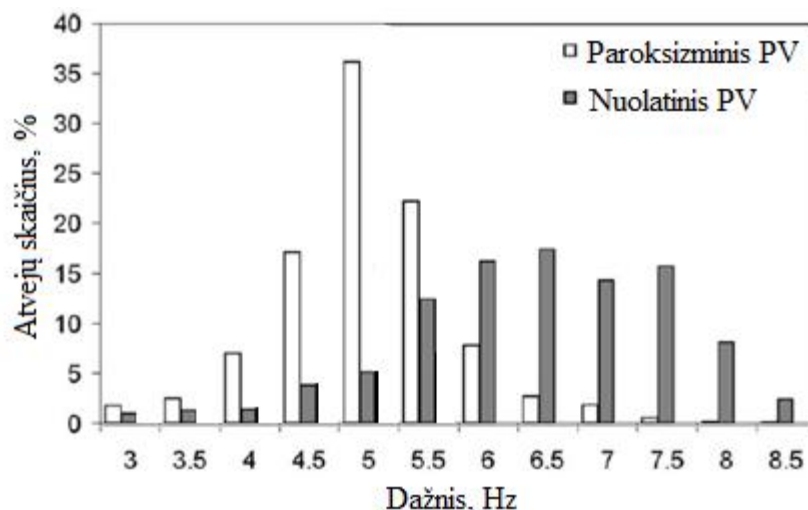
Kita labai svarbi paroksizminio prieširdžių virpėjimo charakteristika – prieširdžių virpėjimo dažnis. Studijoje [25] pateiktas tyrimas, kurio metu nustatytas dominuojantis PV dažnis paroksizminio ir nuolatinio prieširdžių virpėjimo pacientų atvejais. Tyrime dalyvavo 44 pacientai, iš jų 24 turėjo paroksizminių PV epizodų ir 20 pacientų su nuolatinio PV. Paviršiaus EKG signalai buvo registruoti klasikiniu Holterio monitoriumi. Pritaikius QRST kompleksų atėmimo metodą, gautos f-bangos ir apskaičiuavus EKG likučio galios spektrą – įvertintas virpėjimo bangų dominuojantis dažnis. Metodo principas, dominuojančiam dažniui nustatyti, pateiktas žemiau (žr. 1.15. pav.).



1.15. pav. Dešimties sekundžių Holterio monitoriumi užregistruotas EKG signalo pavyzdys: (a) EKG prieširdžių virpėjimo metu; (b) išskirtos f-bangos (pašalinti QRST kompleksai); (c) virpėjimo bangų galios spektras [adaptuota iš 25].

Tyrimo metu nustatyta, kad paroksizminio prieširdžių virpėjimo metu dominuojantis virpėjimo bangų dažnis svyruoja 4,4 – 6,5 Hz ($5,2 \pm 0,4$ Hz) ribose, o nuolatinio prieširdžių virpėjimo metu dominuoja 5,8 – 7,4 Hz ($6,6 \pm 0,4$ Hz) dažnis. Žemiau pateikta histograma, atvaizduoja dažnio pasiskirstymą paroksizminio PV ir nuolatinio PV metu (žr. 1.16. pav.). Iš pateiktos histogramos aiškiai matyti, kad paroksizminio PV metu dominuoja žemesni dažniai, nei nuolatinio PV atveju. Taip pat reiktų paminėti, jog šio tyrimo metu dalis pacientų vartojo kardioaktyvius medikamentus (beta

adrenoblokatorius, kalcio kanalų blokatorius ir kt.), kurių dėka paroksizminio PV dažnis buvo dar sumažintas (šie atvejai paveiksle nepavaizduoti).



1.16. pav. Prieširdžių virpėjimo signalo (f-bangų) dažnių pasiskirstymo histograma sergant paroksizminiu (balti stulpeliai) ir nuolatinio (pilki stulpeliai) prieširdžių virpėjimu [adaptuota iš 25].

Kitos studijos [26] tyrimo duomenys rodo, kad tarp V1 derivacijos f-bangų ir dešiniojo prieširdžio virpėjimo dažnio yra didelė koreliacija lygi 0,98. Nustatyta, kad V1 derivacijoje dominuojantis dažnis yra ribose 4,3 – 9,5 Hz ($6,8 \pm 1,1$ Hz).

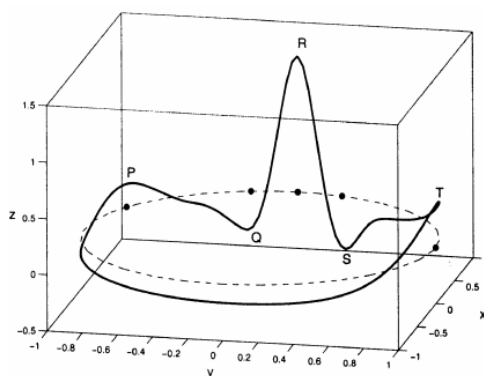
1.5 Paroksizminio prieširdžių virpėjimo modeliavimo metodų apžvalga

Neseniai, toje pačioje konferencijoje (Computing in Cardiology 2013, Saragosa, Ispanija), buvo pasiūlyti du būdai paroksizminio prieširdžių virpėjimo elektrokardiogramos signalams generuoti [27, 28]. Abu paskelbti metodai įtraukė pjūklinio signalo principu pagrįstą metodą generuoti nepertraukiamą ir atsitiktinį prieširdžių veiklos signalą (f-bangas) PV metu. Tačiau pasiūlytus metodus vienija trūkumas, susijęs su P bangų modeliavimu, nes vos pastebimi P bangų morfologijos pokyčiai nebuvo įtraukti į modelį, nei naudojant Gauso [27], nei Hermito funkcijas P bangoms modeliuoti [28]. Akivaizdu, kad vykdant automatinę signalų morfologijos analizę, prieširdžių virpėjimo atpažinimo metodai veiktų geriau nei realių signalų atveju.

Oster ir kt. pasiūlė prieširdžių virpėjimo signalų modeliavimo principą, pagrįstą plačiai naudojamu McSharry *et al* pasiūlytu sinusinio ritmo elektrokardiogramos signalų generavimo modeliu „ECGSYN“ [29].

„ECGSYN“ EKG modelis pagrįstas diferencialiniu lygčių sprendimu ir tokiu būdu generuojamas realių parametrų sintetinis signalas. Modelį iliustruojančiame paveiksle (žr. 1.17. pav.) kiekvienas pilnas apsisukimas atitinka vieną RR intervalą arba vieną širdies dūžį. Širdies ritmo variavimas EKG atkuriamas naudojant judėjimo trajektoriją z kryptimi. Atskiri EKG pikai (P, Q, R, S ir T) apibūdinami

kaip įvykiai, kurie yra teigiami ir neigiami z kryptimi. Įvykiai fiksuojami kampu ant vienetinio apskritimo.



1.17. pav. Dinaminio modelio sukurta EKG signalo, PQRST komplekso, trajektorija 3-D plokštumoje. Brūkšninė linija žymi vieną širdies ciklą, kuriame pažymėti taškai, žymi P, Q, R, S ir T pozicijas [29].

RR intervalų sekos modeliuojamos parinkus kvėpavimo ir Mayer'io bangų dažnį. Parinkti kvėpavimo ir Mayer'io bangų dažniai formuoja RR intervalų galios spektrą $S(f)$, kuris aprašomas kaip dviejų Gauso skirstinių suma (1):

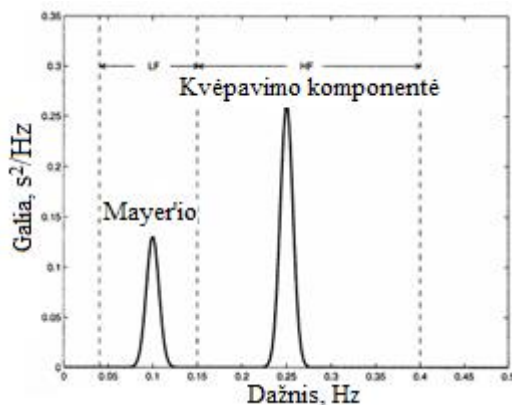
$$S(f) = \frac{\sigma_1^2}{\sqrt{2\pi c_1^2}} \exp\left(-\frac{(f - f_1)^2}{2c_1^2}\right) + \frac{\sigma_2^2}{\sqrt{2\pi c_2^2}} \exp\left(-\frac{(f - f_2)^2}{2c_2^2}\right) \quad (1)$$

čia, f_1 ir f_2 – žemo ir aukšto dažnio dedamosios;

c_1 ir c_2 – standartinės deviacijos;

σ_1^2 ir σ_2^2 - žemo ir aukšto dažnio galios.

Aukšto dažnio komponentė (0,15 – 0,4 Hz) priklauso nuo kvėpavimo. Kvėpuojamoji sinusinė aritmija plačiausiai žinoma širdies ritmo variabilumo forma. Žemo dažnio komponentė (0,04 – 0,15 Hz) vadinama Mayer'io lėtosiomis bangomis. Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 1.18. pav.) atvaizduoja galios spektrą $S(f)$, kai $f_1=0,1$; $f_2=0,25$; $c_1=0,01$; $c_2=0,01$ ir $\sigma_1^2 / \sigma_2^2=0,5$.

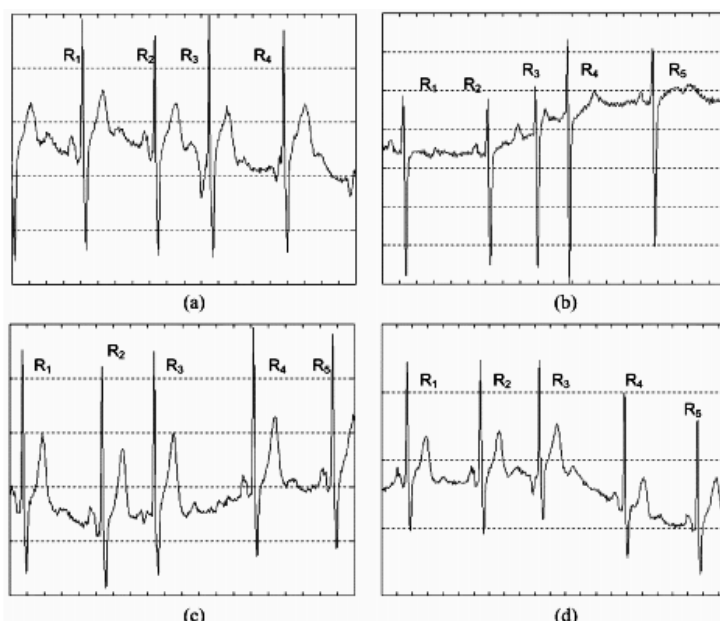


1.18. pav. RR intervalų galios spektrai, kai žemųjų ir aukštųjų dažnių galios santykis $\sigma_1^2 / \sigma_2^2=0,5$ [29].

Paveikslo iliustracijoje (žr. 1.18. pav.) matome RR intervalų sekų atvaizdavimą dažnių srityje, kurioje matomas ryškus Mayer'io ir kvėpavimo bangų dažnių pasiskirstymas.

McSharry *et al* pasiūlytas modelis „ECGSYN“ [29] pasižymi paprastumu, todėl yra lengvai nuspėjamas. Alternatyva šiam modeliui – realesnių parametrų EKG signalo generavimas [28]. Tokiems signalams generuoti naudojami QRS kompleksai, išgauti iš realių EKG signalų, triukšmas paimtas iš „MIT-BIH Noise Stress Test“ duomenų bazės, P bangos generuojamos naudojant Hermito funkcijas, o f-bangos generuojamos naudojant Gauso triukšmu užterštą trijų harmonikų sumos pjūklinį signalą. Remiantis šiuo principu bus sugeneruoti prieširdžių aktyvumo veiklos EKG signalai, esant paroksizminiam prieširdžių virpėjimui, kurių negali pasiūlyti duomenų bazės.

Taip pat modeliuojant prieširdžių veiklos signalus svarbu įvertinti, kad esant nepavojingiems širdies ritmo sutrikimams, tokiems kaip prieširdinės ekstrasistolės, gali keistis P bangų morfologija. Ekstrasistolių pasirodymas EKG signale gali būti įvairus: kas antra, kas trečia, kas ketvirta ekstrasistolė, gali būti porinės ar įterptinės ekstrasistolės (žr. 1.19. pav.) [30].



1.19. pav. Elektrokardiogramos su prieširdžių ekstrasistolėmis: (a) Sinusinio mazgo sužadinimas, $R_3R_4=R_1R_2$; (b) Įterptinė ekstrasistolė, $R_2R_4=R_1R_2$; (c) Atidėtas sinusinio mazgo sužadinimas, $R_3>100\text{ms}$, $R_3R_4>R_1R_2$; (d) Pilna kompensacinė pauzė, $R_2R_4=2 R_1R_2$ [30].

1.6 Egzistuojančios duomenų bazės prieširdžių virpėjimo algoritams testuoti

Egzistuojančios duomenų bazės PV atpažinimo algoritams testuoti yra laisvai prieinamos „Physionet“ EKG duomenų bazėje [38]: „MIT-BIH Atrial Fibrillation Database“ (AFDB), „Long Term Atrial Fibrillation Database“ (LTAfDB), „MIT-BIH Arrhythmia Database“ (200 serija), „PTB Diagnostic“.

„MIT-BIH Atrial Fibrillation“ duomenų bazę sudaro 25 ilgos trukmės prieširdžių virpėjimo EKG signalų įrašai. Ši duomenų bazė sudaryta iš dviejų derivacijų EKG įrašų. Atskirų įrašų trukmė 10 val., ± 10 mV diapazonas ir 12-bitų rezoliucija. Duomenų bazės įrašai buvo užregistruoti Beth Israel Deaconess medicinos centre, ambulatorinėmis sąlygomis, esant tipiniam įrašų dažnio juostos pločiui

nuo 0,1 Hz iki 40 Hz. Širdies ritmo anotacijos buvo parengtos rankiniu būdu, kurioje širdies ritmas suskirstytas į prieširdžių virpėjimą, prieširdžių plazdėjimą, atrioventrikulinio mazgo aritmiją ir kt.

„Long Term Atrial Fibrillation“ duomenų bazė apima 84 ilgalaikius EKG įrašus su paroksizminiu arba ilgalaikiu prieširdžių virpėjimu. Kiekvienas įrašas talpina tuo pačiu metu užregistruotus du elektrokardiogramos signalus (dveiose derivacijose), esant 12-bitų skiriamajai gebai ir 20 mV diapazone. Atskirų įrašų trukmė yra 24-25 valandos. Širdies ritmas klasifikuojamas į du tipus (PV ir ne PV), taip pat aprašomi ritmo pokyčiai.

„MIT-BIH Arrhythmia“ duomenų bazė sudaryta iš 48 valandų trukmės, ambulatoriškai užregistruotų, dviejų derivacijų EKG signalų įrašų. Signalų skiriamoji geba 11-bitų, 10 mV įtampos ribose. Signalai buvo anotuoti kardiologų.

Šiame darbe naudosime „PTB Diagnostic“ duomenų bazės signalus. Nors ši duomenų bazė talpina net 549 EKG signalus, užregistruotų 290 asmenų, tačiau čia galima rasti vos keletą signalų, su prieširdžių virpėjimo epizodais (signalų nr. pateikti 2 priede). EKG signalai užregistruoti 209 vyrams, kurių amžiaus vidurkis 57,2 ir 81 moterims, kurių amžiaus vidurkis 61,6. Pacientai suklasifikuoti į diagnostines klases: miokardo infarktas, širdies nepakankamumas, Hiso pluošto kojų blokada, aritmija, miokardo hipertrofija, širdies vožtuvų ligos, miokarditas ir kontrolinė grupė. Visiems asmenims užregistruoti 1-5 EKG signalai. Ši duomenų bazė skiriasi nuo prieš tai minėtų, nes signalai užregistruoti 15-oje derivacijų, t.y. klasikinėse (I, II, III, aVR, aVL, aVF), krūtinės (V1-V6) ir Franko (X, Y, Z) derivacijose.

Aptartas duomenų bazės vienija esminiai trūkumai – dominuoja ilgi prieširdžių virpėjimo epizodai (>> 30 s) ir beveik visose duomenų bazėse (išskyrus „PTB Diagnostic“) pateiktos tik 2 EKG signalų derivacijos. Dėl tokių trūkumų yra ribojamas sudėtingesnių paroksizminio PV atpažinimo algoritmų kūrimas bei jų testavimas. Sprendimas – modeliuoti daugiakanaliai EKG signalai.

2 PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO PRIEŠIRDŽIŲ VEIKLOS SIGNALŲ MODELIAVIMAS

2.1 Normalaus širdies ritmo prieširdžių veiklos signalų modeliavimas

Sinusinio ritmo prieširdžių aktyvumo veiklos EKG signalai modeliuojami 3-jose ortogonaliose Franko derivacijose. P bangos yra pirmų trijų Hermito funkcijų suma (1) [31]:

$$P(t) = \sum_{i=0}^2 k_i \phi_i(t), \quad (1)$$

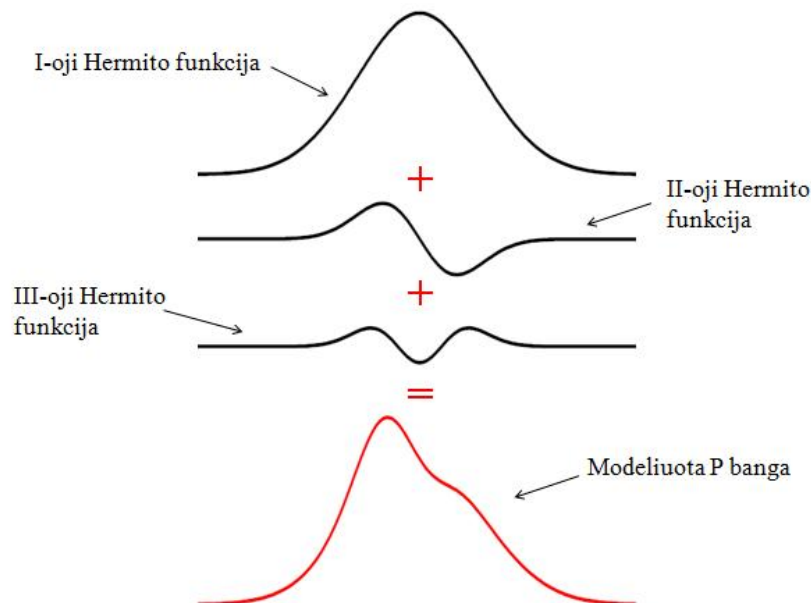
kur k_i yra svorinis (amplitudės) koeficientas kiekvienai Hermito funkcijai ϕ_i . Pirmosios trys Hermito funkcijos:

$$\phi_0(t) = \frac{1}{\sqrt{b_0\sqrt{\pi}}} e^{-t^2/2b_0^2}, \quad (2)$$

$$\phi_1(t) = \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{b_1\sqrt{\pi}}} \frac{t}{b_1} e^{-t^2/2b_1^2}, \quad (3)$$

$$\phi_2(t) = \frac{1}{\sqrt{2b_2\sqrt{\pi}}} \left(2 \cdot \frac{t^2}{b_2^2} - 1 \right) e^{-\frac{t^2}{2b_2^2}}. \quad (4)$$

Parametrai b_0 , b_1 ir b_2 nurodo kiekvienos Hermito funkcijos plotį. Kad P bangų morfologija kistų laike, svorinis koeficientas k_i kinta iš anksto numatytuose režiuose pagal sinusoidės dėsnį. Pirmųjų trijų Hermito funkcijų suma duoda modeliuotą P bangą (žr. 2.1. pav.).



2.1. pav. P bangų modeliavimo principas naudojant pirmąsias tris Hermito funkcijas.

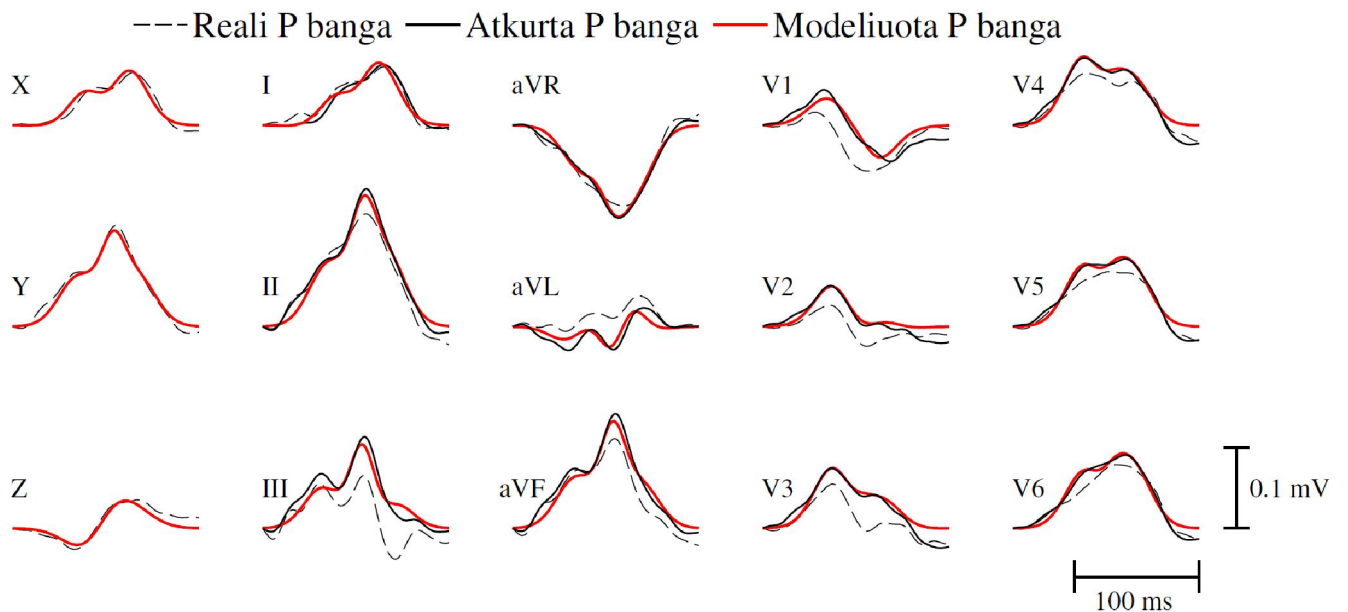
Principas, kaip generuoti prieširdžių aktyvumo 12-kos derivacijų EKG signalus, yra paprastas: prieširdžių aktyvumo P bangų signalai yra generuojamas trijose ortogonaliose Franko derivacijose ir 12-kos derivacijų signalai yra gaunami pritaikius transformacijos matricą (5):

$$S_e = TS_F, \quad (5)$$

kur S_e tai $8 \times N$ dydžio matrica, kurią sudaro EKG signalai V1-V6, I, II derivacijose, S_F $3 \times N$ dydžio matrica, kurią sudaro Franko derivacijų X, Y ir Z EKG signalai, ir T – transformacijos matrica, kurios dydis 8×3 .

P bangoms optimizuota transformacijos matrica [32] buvo pasirinkta naudoti atkuriant daugiakanalių elektrokardiogramos signalų P bangas.

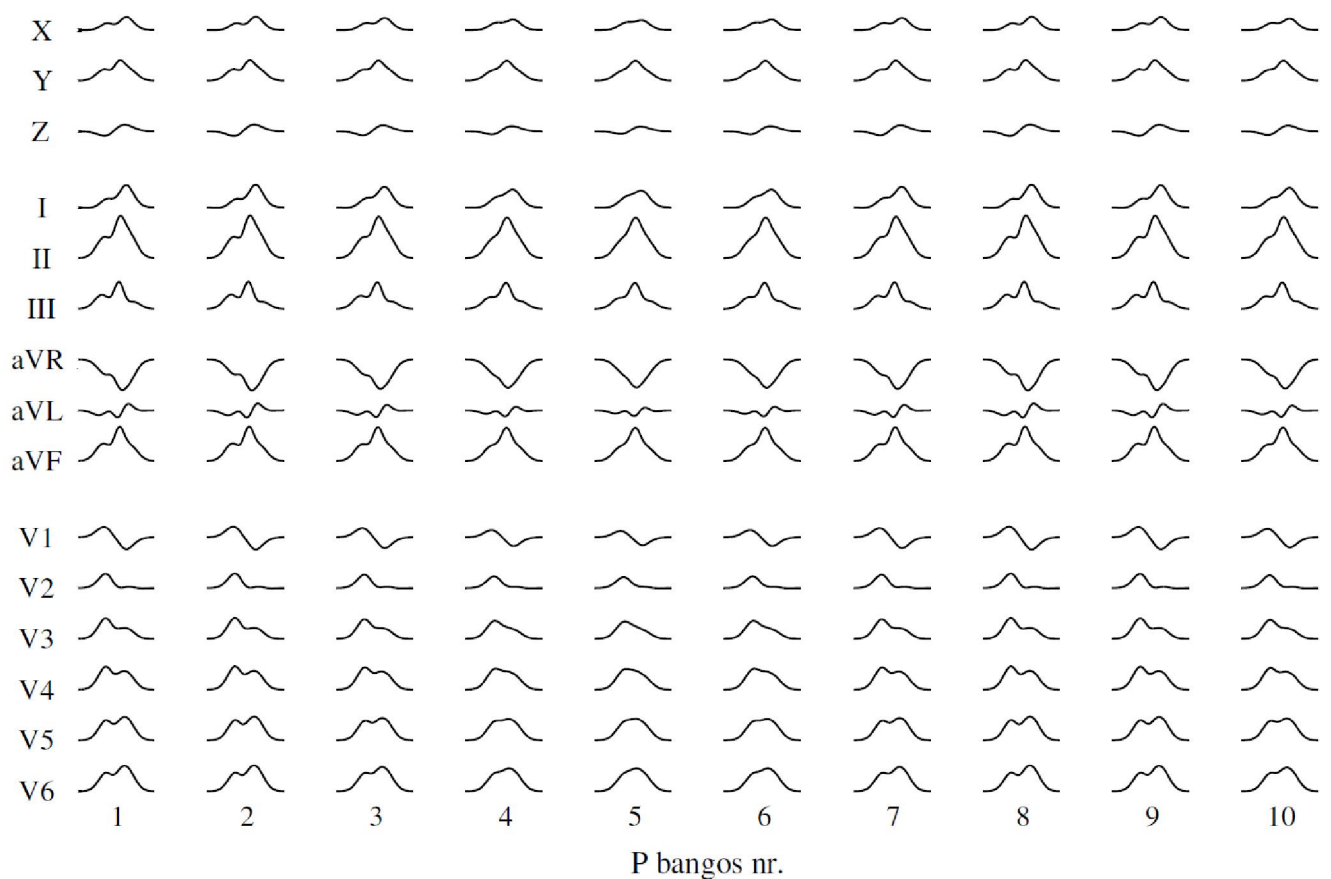
Paveiksle (žr. 2.2. pav.) matome, kad P bangos, generuojamos pritaikius Hermito funkcijas, beveik identiškai atitinka realias P bangas Franko derivacijose (X, Y ir Z). Atsižvelgiant į tai, kad standartiniai 12-kos derivacijų signalai gaunami atliekant tiesinę transformaciją iš Franko derivacijų, P bangos atkurtos iš realių signalų taip pat yra beveik identiškos sumodeliuotoms P bangoms. Pastebimas nežymus skirtumas tarp atkurtų ir realių P bangų, kuris, manoma, atsiranda dėl transformacijos matricos klaidų.



2.2. pav. Realių P bangų palyginimas su atkurtomis P bangomis iš realių ir modeliuotų P bangų signalų. P bangos Franko derivacijose generuojamos naudojant šiuos parametrus: X derivacijoje $-k_0 = 0.08$, $k_1 = 0.02$, $k_2 = 0.04$, $b_0 = 0.8$, $b_1 = 1$, $b_2 = 0.8$, Y derivacijoje $-k_0 = 0.16$, $k_1 = 0.02$, $k_2 = 0.08$, $b_0 = 0.6$, $b_1 = 0.5$, $b_2 = 0.9$, ir Z derivacijoje $k_0 = 0.02$, $k_1 = 0.04$, $k_2 = 0$, $b_0 = 0.7$, $b_1 = 1$, $b_2 = 0.1$.

Paveikslas (žr. 2.2. pav.) iliustruoja, jog galima rasti tokius Hermito funkcijų parametrus, kad P bangų morfologija taptų labai artima realioms P bangoms. Tokiu būdu galima atsitiktiniu dėsnio parenkant atitinkamus parametrus kas kartą sugeneruoti vis naują P bangos morfologiją.

Žemiau pavaizduotas paveikslas (žr. 2.3. pav.) iliustruoja modeliuotų daugiakanalių EKG signalų P bangų morfologijos pokyčius laike ir visose 15-oje derivacijų. P bangų morfologijoje pastebimas pasirodantis ir išnykstantis skilimas, kuris būdingas realioms P bangoms. Šis skilimas atsiranda dėl nustatytame intervale sinusiniu dėsnio kintančių Hermito funkcijų parametru.



2.3. pav. Sumodeliuotos daugiakanalių elektrokardiogramos signalų P bangos, einančios viena po kitos. Modeliuotų P bangų morfologija skirtinga tiek laike, tiek skirtingose derivacijose.

Remiantis 2.2 ir 2.3 pav. iliustracijomis, galima daryti išvadą, kad pasiūlytas prieširdžių veiklos generavimo modelis leidžia gauti kintančią P bangų signalo morfologiją, tiek laike, tiek atskirose derivacijose. Svarbu pabrėžti, kad daugiakanalių signalų P bangos generuojamos atsitiktinai, parenkant parametrus pagal iš anksto nustatytus rėžius.

2.2 Paroksizminio prieširdžių virpėjimo prieširdžių veiklos signalų modeliavimas

Prieširdžių virpėjimo f-bangoms generuoti yra naudojamas pjūklinio signalo modelis (6) [33]:

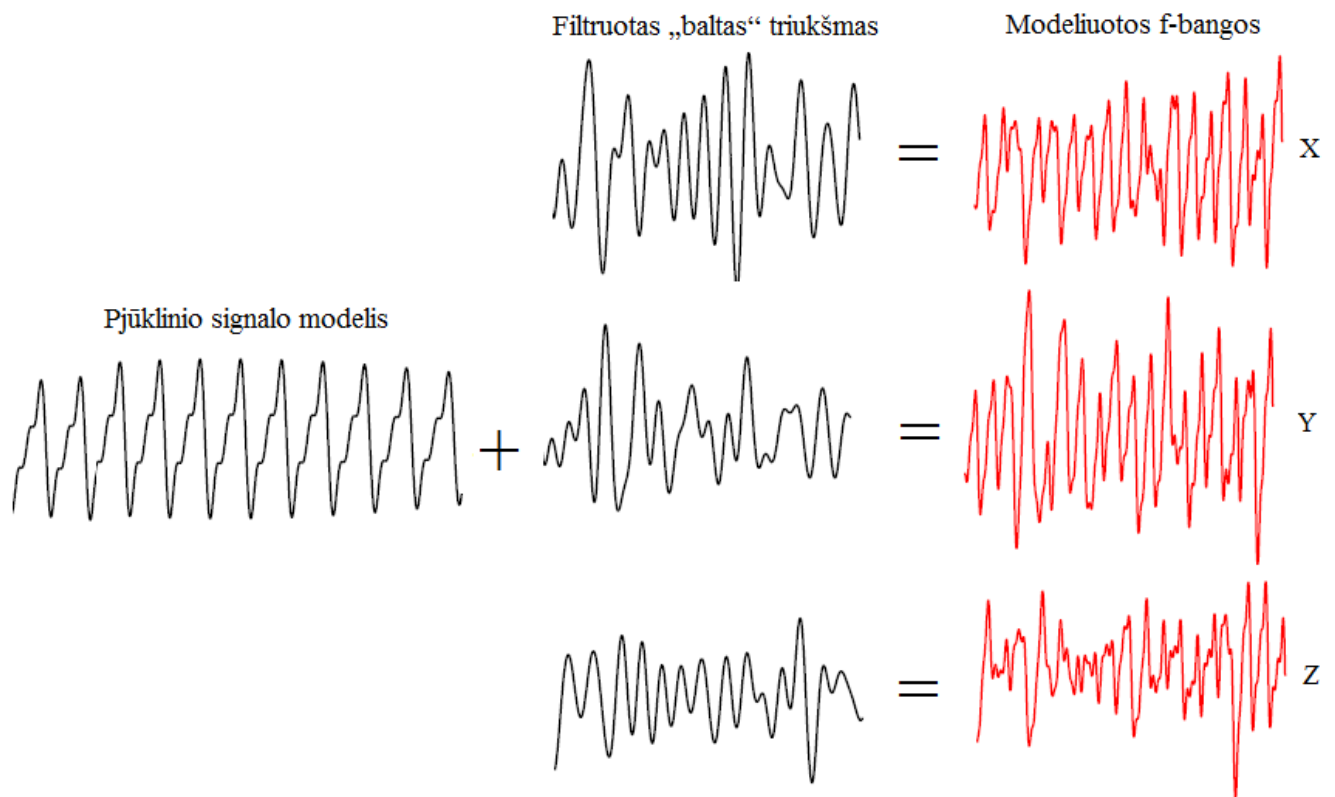
$$\vartheta(t) = \sum_{m=1}^3 a_m(t) \sin\left(2m\pi f_0 t + \frac{\Delta f}{f_f} \sin(2\pi f_f t)\right), \quad (6)$$

kur f_0 yra pagrindinis dažnis, turintis maksimalų dažnio nukrypimą Δf ir dažnio moduliacija f_f . Amplitudė randama (7):

$$a_m(t) = \frac{2}{m\pi} (a + \Delta a \sin(2\pi f_a t)), \quad (7)$$

kur a pjūklinio signalo amplitudė, Δa ir f_a atitinkamai žymi moduliacijos amplitudę ir moduliacijos dažnį. Suteikiant f-bangų morfologijai nenuspėjamumo – prie signalo $\vartheta(t)$ pridedamas filtruotas „baltas“ triukšmas [34].

Prieširdžių virpėjimo f-bangos tokiu būdu generuojamos 3-jose ortogonaliose Franko derivacijose, tačiau kiekvienoje iš derivacijų pridedama vis kita „balto“ triukšmo dedamoji. Tokiu būdu, visose 3-jose derivacijose f-bangos turi vienodą (arba labai artimą) f-bangų dominuojantį dažnį, kuris generuojant pradinį f-bangų signalą atsitiktiniu būdu parenkamas iš intervalo 3-10 Hz. Tačiau dėl pridedamos skirtingos žemųjų dažnių filtru apdorotos „balto“ triukšmo dedamosios, f-bangos X, Y ir Z derivacijose yra skirtingos, tačiau gana artimos morfologijos. Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 2.4. pav.) iliustruoja f-bangų modeliavimo principą ortogonaliose Franko derivacijose.



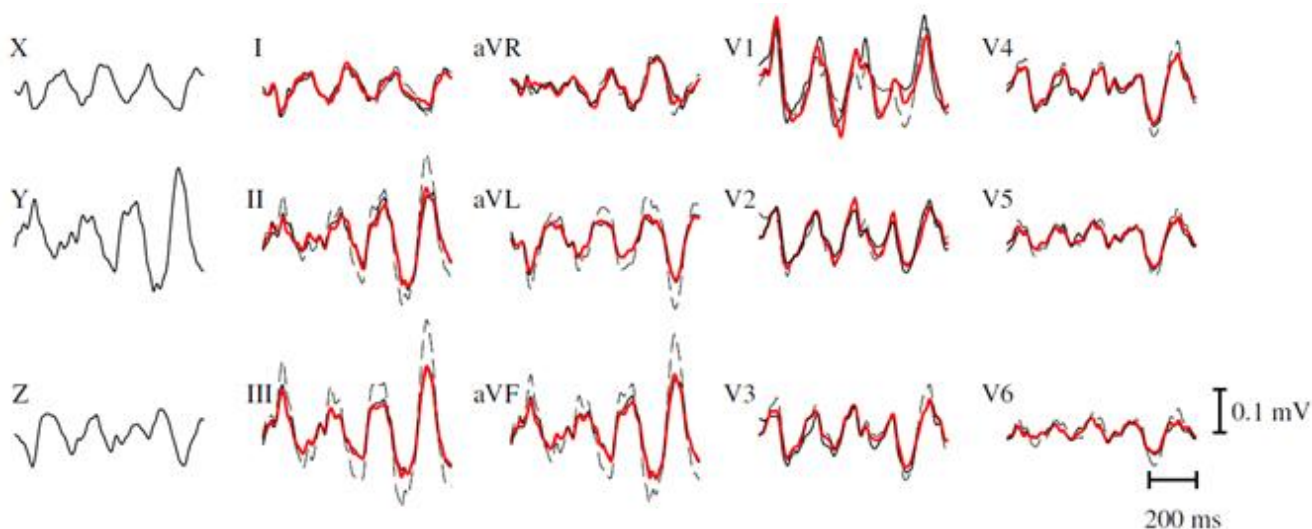
2.4. pav. Schema, iliustruojanti f-bangų modeliavimo principą ortogonaliose Franko derivacijose.

P bangų optimizavimo transformacijos matrica nėra optimali f-bangų rekonstrukcijai standartinėse derivacijose [35], taigi nuspręsta f-bangų optimizavimo transformacijos matricą gauti naudojant realias f-bangas, kurios buvo iškirptos iš TQ intervalų. Matrica T (8) buvo gauta naudojant Moore-Penrose pseudo inversiją:

$$T = S_e(S_F^T S_F)^{-1} S_F^T. \quad (8)$$

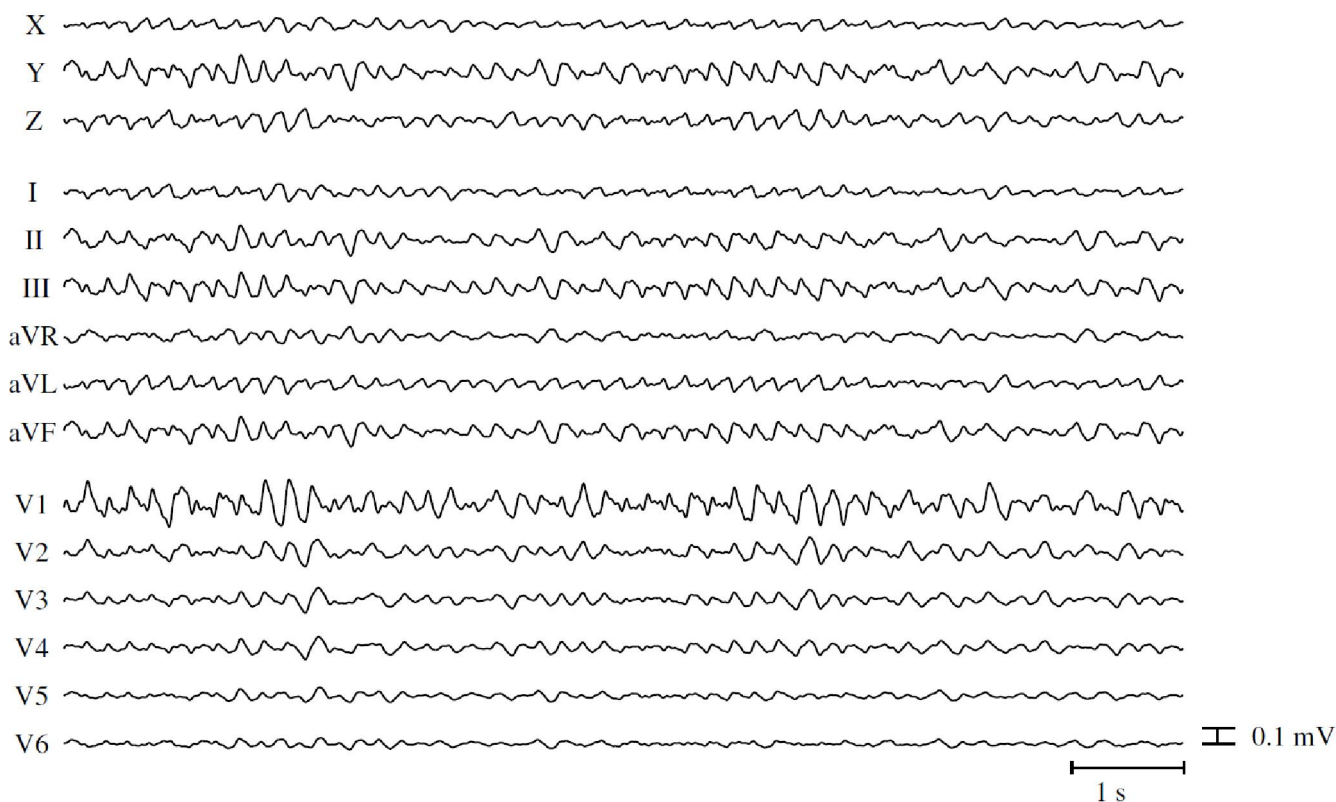
Paveikslas (žr. 2.5. pav.) iliustracija rodo, kad atkuriant f-bangas, f-bangų transformacijos matrica atkuria virpėjimo bangų signalą su mažesnėmis klaidomis nei naudojant P bangų transformacijos matricą. Pastebėta, kad naudojant P bangų optimizavimo transformacijos matricą, keliose derivacijose (II, III, aVL, aVF) gaunama daug didesnė f-bangų amplitudė. Taip pat stebimas dar svarbesnis aspektas – naudojant P bangų optimizavimo transformaciją derivacijoje V1 gaunama iškraipyta f-bangų morfologija.

— Reali f-banga --- P bangų transformacijos matrica — f-bangų transformacijos matrica



2.5. pav. Realios ir atkurtos f-bangos, naudojant P ir f-bangų optimizavimo transformacijos matricas.

Žinant, kad klinikinėje praktikoje didžiausia f-bangų amplitudė yra V1 derivacijoje ir palaipsniui mažėja iki V6 derivacijos, galime teigti, kad sugeneruotų daugiakanalių EKG signalų f-bangų amplitudė gerai atitinka realių f-bangų amplitudę (žr. 2.6. pav.).



2.6. pav. Sumodeliuotos f bangos. Virpėjimo f bangos sugeneruotos esant tokiems parametrms: $f_0 = 5$ Hz, $\Delta f = 0.25$ Hz, $f_f = 0.2$ Hz, $f_a = 0.2$ Hz, $\Delta a = a/3$.

Analogiškai kaip ir P bangų modeliavimo atveju, f-bangos modeliuojamos kas kartą atsitiktiniu dėsnio parenkant parametrus iš nustatytų rėžių.

3 PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO SIGNALŲ GENERAVIMO MODELIO ADEKVATUMO ĮVERTČIAI

3.1 P bangų adekvatumo įvertinimo metodika

Modeliuotų P bangų adekvatumo realioms P bangoms vertinti bus naudojamas P bangų panašumo indeksas [8]. Šis įvertis apskaičiuojamas randant kvadratinę klaidą tarp dviejų skirtingų PR intervalų (tikėtina P bangos buvimo vieta),

$$e_{ij} = \sum_{n=n_p}^{n_R} \left(\hat{s}(n_i - n) - \hat{s}(n_j - n) \right)^2, \quad (9)$$

čia n_p ir n_R žymi PR intervalo pradžią ir pabaigą, atitinkamai vieta fiksuojama atskaitos tašku n_i ir n_j , kai $i \neq j$. Tada, visų analizės lange esančių porų kombinacijų kvadratinė klaida vidurkinama ir suskaičiuojamas P bangų panašumo įvertis (10):

$$P = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{1}{M-i} \sum_{j=i+1}^M e_{ij}. \quad (10)$$

Kai parametro P vertė artėja prie nulio – tai prieširdžių veiklos P bangos yra panašios savo morfologija visame analizės lange, ir atvirkščiai, kai P vertė didėja – P bangos yra vis mažiau panašios tarpusavyje. Modeliuotų P bangų adekvatumas realioms P bangoms bus tuo didesnis, kuo skirtumas tarp P bangų indeksų, gautų modeliuotoms ir realioms P bangoms bus mažesnis.

3.2 f-bangų adekvatumo įvertinimo metodika

Modeliuotų prieširdžių virpėjimo f-bangų adekvatumui realioms f-bangoms vertinti naudojamas spektrinės koncentracijos (SK) įvertis, toliau vadinamas f-bangų indeksu [8, 36]. Spektrinė koncentracija apskaičiuojama pagal žemiau pateiktą išraišką:

$$SK = \frac{\sum_{0,8}^{1,17} \frac{f_c}{2f_c} P_p(f_i)}{\sum_0^2 P_p(f_i)}, \quad (11)$$

čia P_p prieširdžių virpėjimo signalo galios spektras, kuris šiuo atveju randamas parametriniu Burgo metodu (eilė = 30), kadangi f-bangų signalų trukmė iškirptuose TQ intervaluose yra tik 400-600 atskaitų, f_d – EKG diskretizavimo dažnis, f_c – f-bangų dominuojantis dažnis, f_i – spektro dažnių vektorius.

Jei f-bangos organizuotos (determinuotos), spektre duominuoja pikas, kuriame yra sutelkta didžioji dalis spektro energijos, todėl spektrinės koncentracijos vertė tampa artima vienetui, kitu atveju artėja į nulį. Taigi, modeliuotų f-bangų adekvatumas realioms f-bangoms bus tuo didesnis, kuo skirtumas tarp f-bangų indeksų (spektrinių koncentracijų), gautų modeliuotoms ir realioms f-bangoms bus mažesnis.

Taip pat darbe bus naudotas kitas parametras f-bangų adekvatumui įvertinti – tai Šenono entropija (E). Įvertis leidžia kiekybiškai įvertinti signalo neapibrėžtumą. Šenono entropija randama remiantis šia išraiška [37]:

$$E = \sum_{i=1}^{N_S} p_i \frac{\log_2 p_i}{\log_2 \frac{1}{N_S}}, \quad (12)$$

čia p_i – normalizuota RR intervalų histograma, sudaryta iš N_S stulpelių. Kai signalas yra atsitiktinis, signalo neapibrėžtumas yra didžiausias ir entropija $E \rightarrow 1$. Kai signalas yra vieno dažnio sinusoidė, tai entropija $E \rightarrow 0$. Normalizuota histograma – kai jos visų stulpelių verčių suma lygi 1. Tai padaryti galima histogramos stulpelio vertę padalinant iš visą histogramą sudarančių širdies ciklų skaičiaus:

$$p_i = \frac{n_i}{N}, \quad (13)$$

čia n_i – RR intervalų skaičius i-jame histogramos stulpelyje, N – histogramą sudarančių širdies ciklų skaičius.

3.3 Statistiniai duomenų apdorojimo įverčiai

Tiriant modeliuotų P ir f-bangų adekvatumą realiems signalams bus naudojami realūs prieširdžių veiklos signalai, iškirpti iš „PTB Diagnostic“ duomenų bazės [9]. Tolimesniuose skyriuose statistinis rezultatų pasiskirstymas pateiktas pasikliautinumo intervalu, kuris parodo, kad su 95% tikimybe, tikrasis vidurkis yra duotajame intervale:

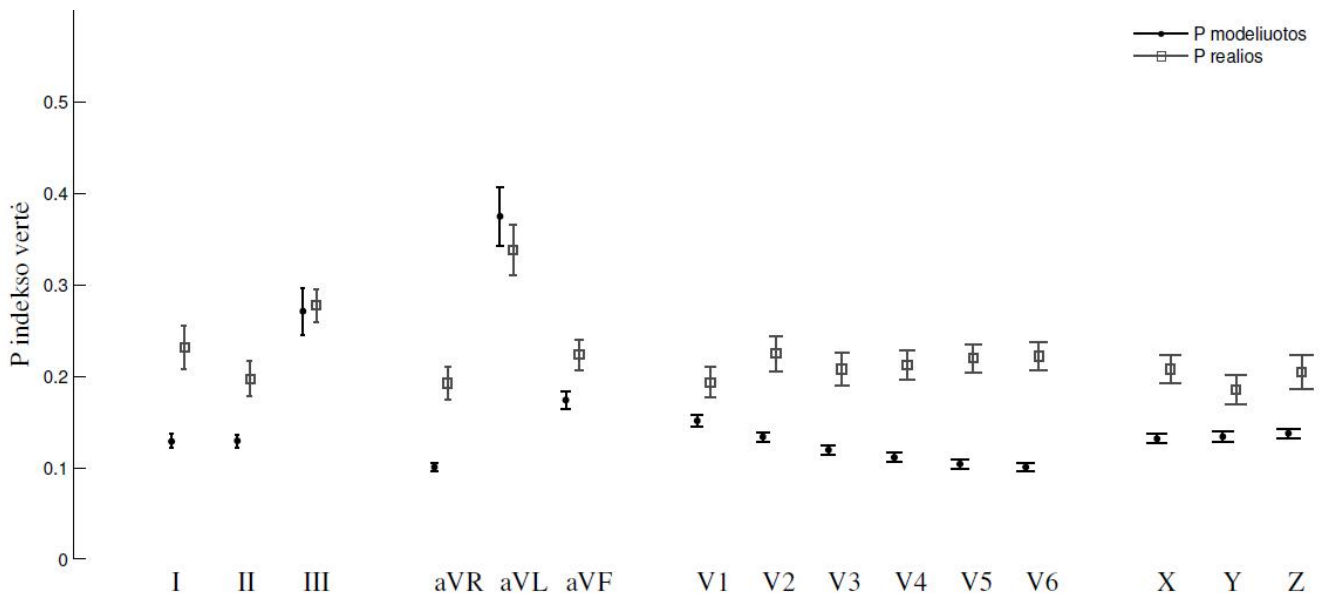
$$\bar{X}_n - A \frac{S_n}{\sqrt{n}} < \mu < \bar{X}_n + A \frac{S_n}{\sqrt{n}} \quad (11)$$

čia μ - tikrasis vidurkis, \bar{X}_n – įvertintas vidurkis, A – Stjudento koeficientas, S_n - standartinis nuokrypis, n – signalų skaičius.

4 MODELIUOTŲ PAROKSIZMINIO PRIEŠIRDŽIŲ VIRPĖJIMO PRIEŠIRDŽIŲ VEIKLOS SIGNALŲ ADEKVATUMO TYRIMAS

4.1 Modeliuotų P bangų adekvatumo realioms P bangoms įvertinimas

Modeliuotų P bangų adekvatumo tyrimui atlikti buvo naudoti realūs P bangų signalai, iškirpti iš PTB duomenų bazės ir lygiai tiek pat sugeneruotų P bangų signalų. Iš 132 realių signalų atrinkti 100 signalų (signalų nr. pateikti 1 priede), kuriuose yra mažiausiai triukšmo, o P bangose nestebima patologinių pokyčių. Žemiau pateiktame paveiksle (žr. 4.1. pav.) pateikti rezultatai, gauti apskaičiavus P bangų indekso vertes.

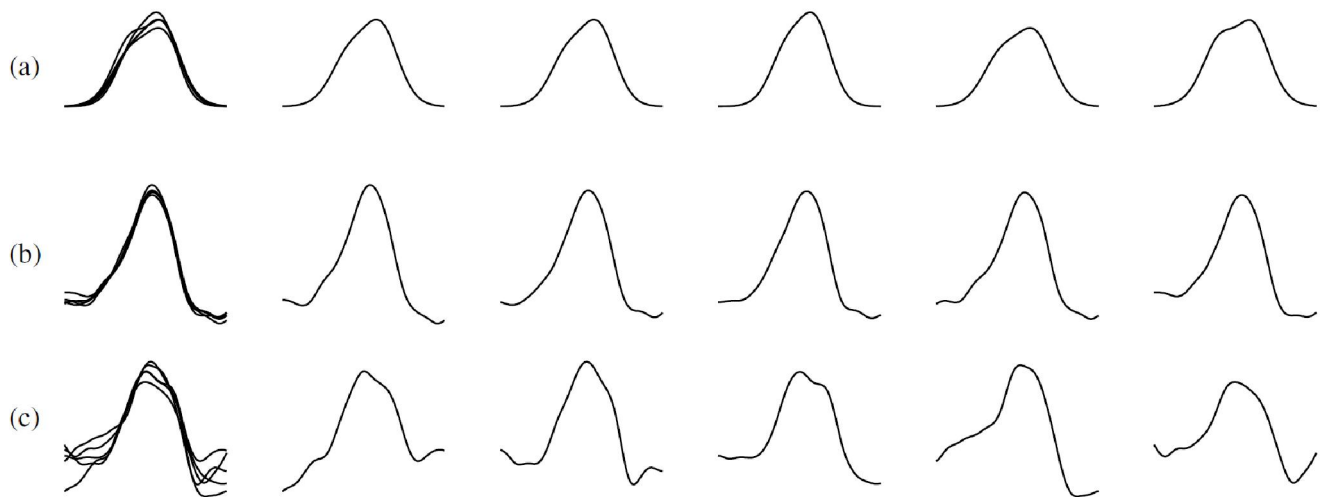


4.1. pav. Modeliuotų ir realių P bangų signalų P indekso vertės atskirose EKG derivacijose. Rezultatų statistinis pasiskirstymas pateiktas remiantis 95% pasikliautinumo intervalu.

Rezultatai (žr. 4.1. pav.) rodo P indekso vertes realių ir modeliuotų signalų atveju. Kuo ši vertė artimesnė nuliui, tuo mažesni P bangų morfologiniai ir amplitudės pokyčiai. Pastebima, kad realių P bangų indekso vertės beveik visose derivacijose, išskyrus aVL, yra didesnės nei modeliuotų P bangų indekso vertės, nes realiuose signaluose egzistuoja triukšmo dedamoji, kuri turi įtakos P indekso vertės dydžiui. Mažiausias P indekso vertės skirtumas (pokytis), ribose nuo 0,014 iki 0,054, tarp realių ir modeliuotų P bangų signalų yra III, aVL, aVF, V1 ir Y derivacijose. Likusiose derivacijose P indekso vertės skirtumas svyruoja nuo 0,062 iki 0,116. Mažesnis P indekso verčių skirtumas tarp realių ir modeliuotų P bangų signalų rodo, kad tose derivacijose modeliuotos P bangos, savo morfologija ir amplitudės lygiu, yra artimesnės realioms.

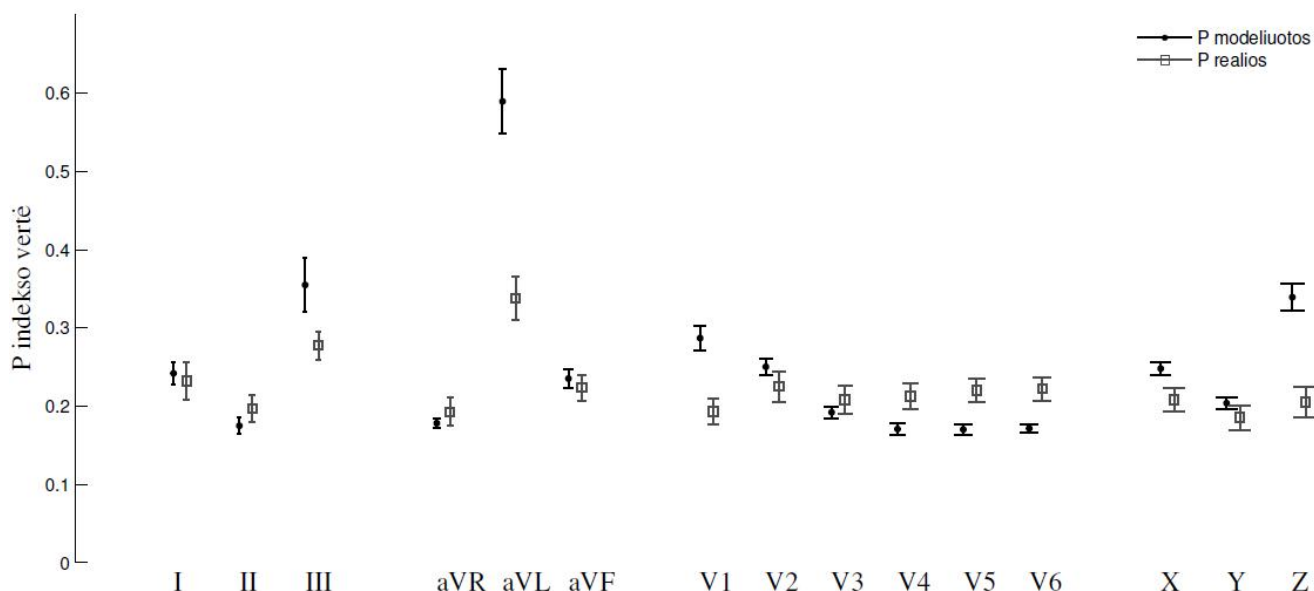
Siekiant įvertinti, kas lemia P indekso verčių sutapimą tarp modeliuotų ir realių P bangų, žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.2. pav.) iliustruoja, kokios buvo naudotos realios P bangos adekvatumo tyrime. Paveiksle pateiktos I derivacijos modeliuotos ir realios P bangos, esant skirtingoms indekso

vertėms. Kaip ir buvo galima iš anksto numatyti, realių P bangų signalų indekso vertė yra artimesnė nuliui tada, kai yra minimalūs P bangų morfologijos ir amplitudės skirtumai einant nuo vienos P bangos prie kitos (žr. 4.2. pav. (b)), o kai šios sąlygos netenkinamos – gaunama žymiai didesnė P indekso vertė (žr. 4.2. pav. (c)). Taip pat svarbu paminėti, kad realių P bangų signalų didesnes indekso vertes lemia P bangų atskaitų išsibarstymas signalų (P bangų) ribose (žr. 4.2. pav. (c)), kai tuo tarpu Hermito funkcijų principu modeliuotos P bangos visada įgauna 0 artimas vertes signalo ribose. Taigi, atliekant modeliuotų P bangų adekvatumo tyrimą realioms P bangoms, indekso verčių sutapimui turi įtakos visi aptarti veiksniai. P indekso vertės skirtumas, tarp realių ir modeliuotų P bangų signalų, atsiranda dėl triukšmo dedamosios realiuose signaluose bei morfologijos ir amplitudės pokyčių.



4.2. pav. P bangų signalų indekso vertės modeliuotų ir realių P bangų atvejais: (a) – modeliuotos P bangos, indekso vertė lygi 0,1435; (b) – realios P bangos, indekso vertė lygi 0,0918; (c) – realios P bangos, indekso vertė 0,3580.

Norint atlikti lygiavertį modeliuotų P bangų adekvatumo tyrimą realioms P bangoms – prie modeliuotų P bangų buvo pridėtas adityvinis triukšmas, kurio lygis $30 \mu\text{V}$ (RMS). Triukšmo lygis buvo nustatytas eksperimentuojant, kol buvo pasiekta tinkama P bangų indekso vertė. Elektromiografinio triukšmo signalai paimti iš „MIT-BIH Noise Stress Test“ duomenų bazės [39]. Šiuo atveju galima vertinti manomai lygiaverčius signalus, nes realūs P bangų signalai paimti „PTB Diagnostic“ duomenų bazės yra triukšmingi signalai. Modeliuotų P bangų su triukšmo dedamąja ir realių P bangų apskaičiuotos indekso vertės pateiktos (žr. 4.3. pav.) paveiksle.

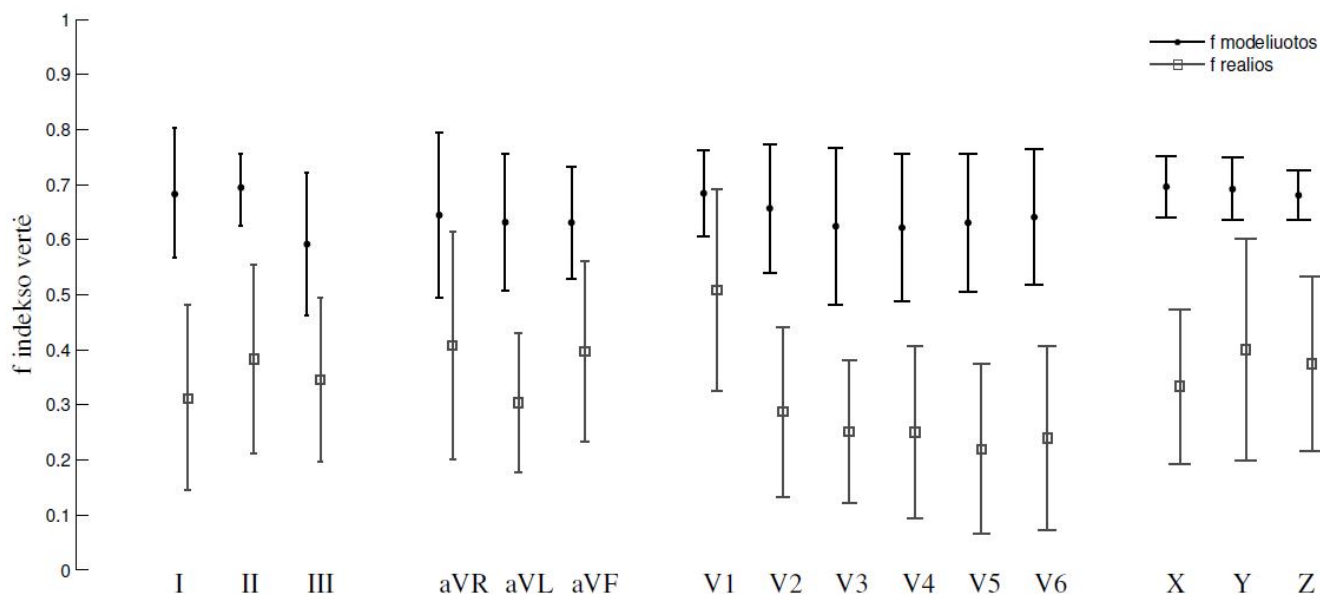


4.3. pav. Realių ir modeliuotų P bangų, su pridėta triukšmo dedamąja, signalų P indekso vertės atskirose EKG derivacijose. Rezultatų pasiskirstymas pateiktas remiantis 95% pasikliautinumo intervalu.

Rezultatai (žr. 4.3. pav.) rodo, kad triukšmo pridėjimas prie modeliuotų P bangų signalų turi įtakos indekso vertės dydžiui – indeksų vertės padidėja visose EKG derivacijose. Taip pat stebima tendencija – jeigu III, aVL, V1 ir Z derivacijose, prieš triukšmo pridėjimą prie modeliuotų P bangų, modeliuotų ir realių P bangų signalų indekso vertės buvo artimos viena kitai (žr. 4.1. pav.), tai po triukšmo pridėjimo prie modeliuotų P bangų, matomas padidėjęs indekso verčių pokytis (žr. 4.3. pav.). Priešinga situacija matoma visose likusiose derivacijose, kuriose po triukšmo pridėjimo prie modeliuotų P bangų signalų, indekso verčių pokytis tarp realių ir modeliuotų P bangų žymiai sumažėja. Pavyzdžiui, I derivacijoje prieš triukšmo pridėjimą P bangų indekso pokytis lygus 0,097, pridėjus triukšmą – 0,005, aVF derivacijoje prieš triukšmo pridėjimą indekso pokytis lygus 0,05 po triukšmo pridėjimo pokytis liko minimalus, lygus 0,001. Taigi, eksperimentas, su triukšmo pridėjimu prie modeliuotų P bangų, beveik visose derivacijose padarė teigiamą poveikį. Visų derivacijų P indeksų vertės ir jų palyginimai pateikti 3 priede, lentelėje.

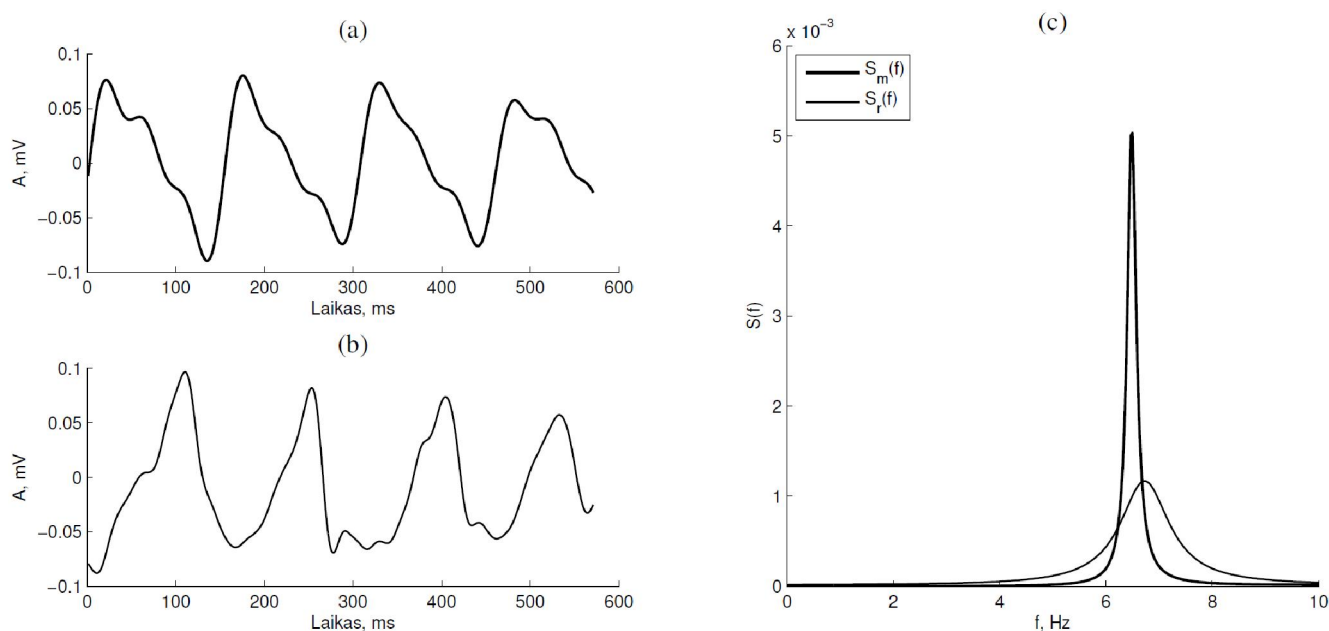
4.2 Modeliuotų f-bangų adekvatumo realioms f-bangoms įvertinimas

Modeliuotų f-bangų adekvatumo tyrimui atlikti buvo naudoti 9 realūs f-bangų signalai, paimti iš „PTB Diagnostic“ duomenų bazės, signalų TQ intervalų, kuriuose nėra skilvelių veiklos (signalų nr. pateikti 2 priede). Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.4. pav.) iliustruoja modeliuotų ir realių f-bangų indekso vertes, apskaičiuotas pritaikius spektrinės koncentracijos įvertį.



4.4. pav. Modeliuotų ir realių f-bangų signalų indekso vertės atskirose EKG derivacijose. Rezultatų pasiskirstymas pateiktas remiantis 95% pasikliautinumo intervalu.

Aukščiau pateiktame paveiksle (žr. 4.4. pav.) pastebima tendencija – modeliuotų f-bangų signalų indekso vertės visose derivacijose yra didesnės nei realių f-bangų atveju. Modeliuotų f-bangų indekso vertės svyruoja nuo 0,576 iki 0,737, realių – nuo 0,219 iki 0,407. Skirtingas f-bangų indekso vertes realių ir modeliuotų signalų atvejais aiškina žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.5. pav.).



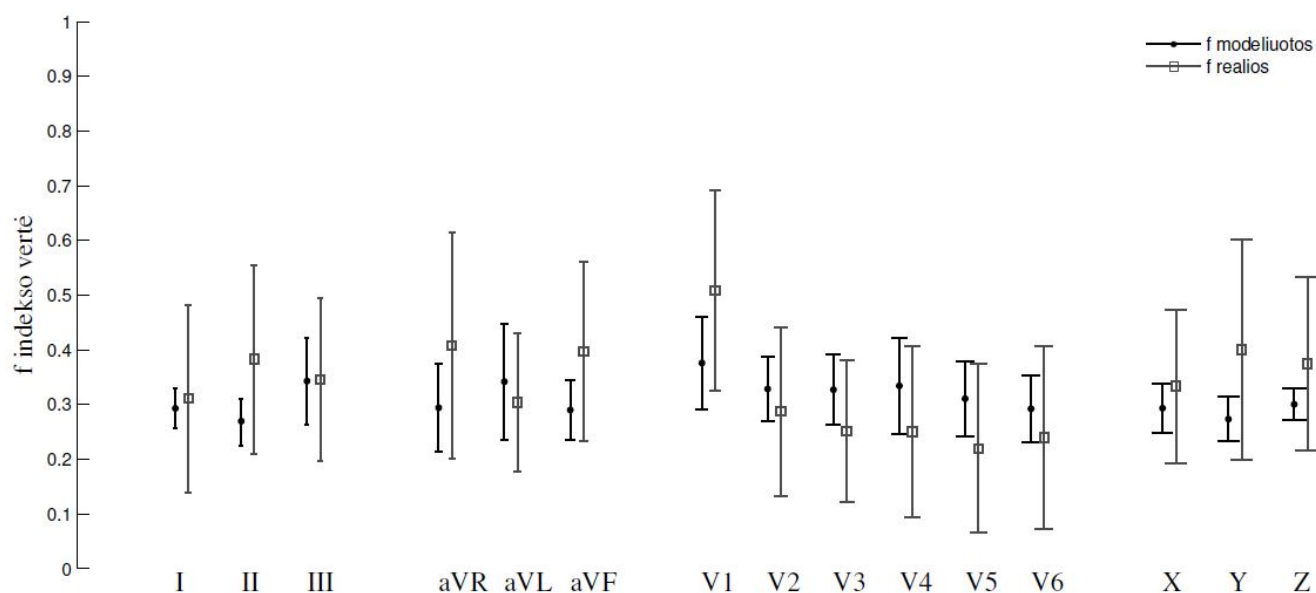
4.5. pav. Modeliuotų ir realių f-bangų signalų spektrinės koncentracijos įverčio aiškinimas: (a) – modeliuotos f-bangos; (b) – realios f-bangos; (c) – modeliuotų ir realių f-bangų spektrai.

Paveiksle (žr. 4.5. pav.) pateikti I derivacijos f-bangų signalai (a, b). Matoma, kad modeliuotų f-bangų signalas (a) yra daug labiau deterministinis (labiau nuspėjami signalo morfologiniai mokyčiai) nei realių f-bangų signalas (b). Apskaičiavus galios spektrą – gauti modeliuotų ir realių f-bangų

spektrai (c). Iš galios spektro matyti, kad šiuo atveju modeliuotų f-bangų dažnis yra koncentruotas ties 6,5 Hz, tuo tarpu realių f-bangų dažniui būdingos platesnės dažnių išsibarstymo ribos, kas mažina f-bangų indekso vertę. Taigi dėl šių priežasčių, modeliuotų f-bangų signalų indekso vertės visose derivacijose yra didesnės, nei realių f-bangų indekso vertės.

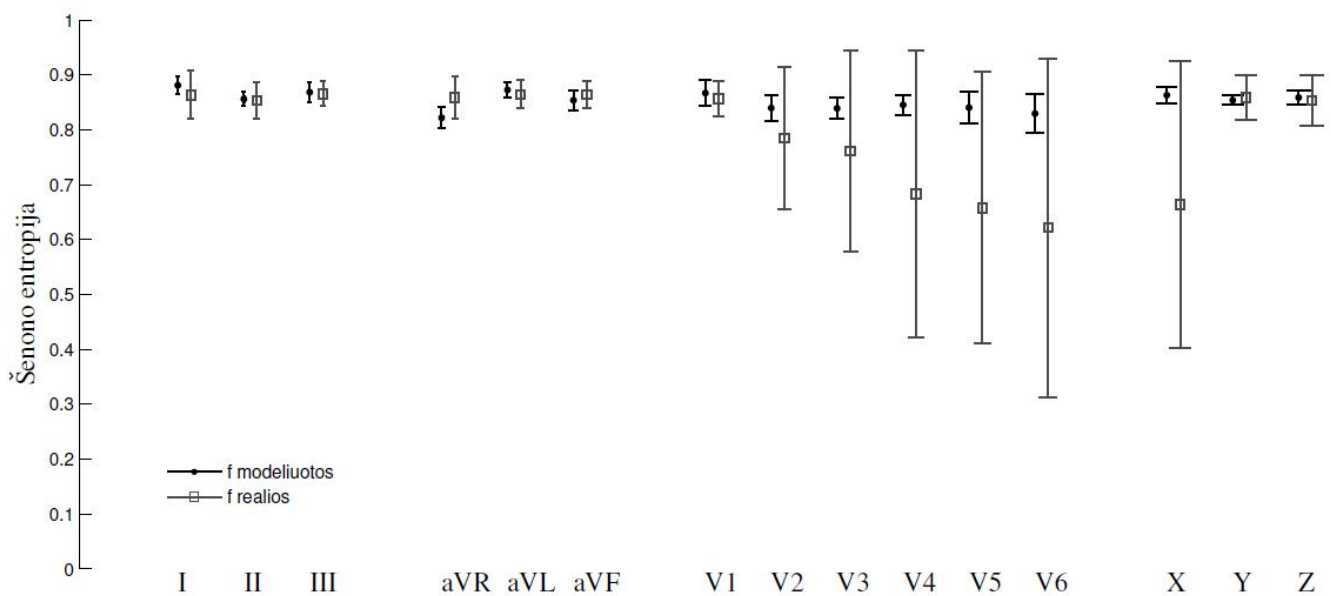
Tam, kad būtų galima geriau įvertinti modeliuotų f-bangų adekvatumą realioms f-bangoms, buvo atliktas analogiškas eksperimentas kaip ir su modeliuotomis P bangomis. Prie modeliuotų f-bangų buvo pridėta atsitiktinė triukšmo dedamoji, kurios amplitudė buvo parinkta tokia pati kaip ir P bangų atveju – 30 μV (RMS). Reikia pabrėžti, kad panašios amplitudės triukšmo dedamoji (20 – 30 μV) yra registruojama realiuose EKG signaluose.

Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.6. pav.) atvaizduoja rezultatus, apskaičiuotus pritaikius spektrinės koncentracijos įvertį, kai modeliuotos f-bangos sudėtos su elektromiografiniu triukšmu. Mažiausias f-bangų indekso verčių skirtumas, tarp realių ir modeliuotų f-bangų su triukšmu, yra III derivacijoje ir lygus 0,003, kai tyrime, be triukšmo dedamosios, šis įvertis buvo lygus 0,264. Rezultatai (žr. 4.6. pav.) rodo, kad didžiausias f-bangų indekso verčių skirtumas yra Y derivacijoje ir lygus 0,127, kai tyrime be pridėtinio triukšmo didžiausia f-bangų indekso vertė siekė 0,421 (V5 derivacijoje). Taigi, pridėtinis triukšmas prie modeliuotų f-bangų adekvatumo prasme daro neabejotinai teigiamą įtaką f-bangų indekso vertės dydžiui. Visų derivacijų f-bangų indekso vertės ir jų palyginimai pateikti 4 priede, lentelėje.



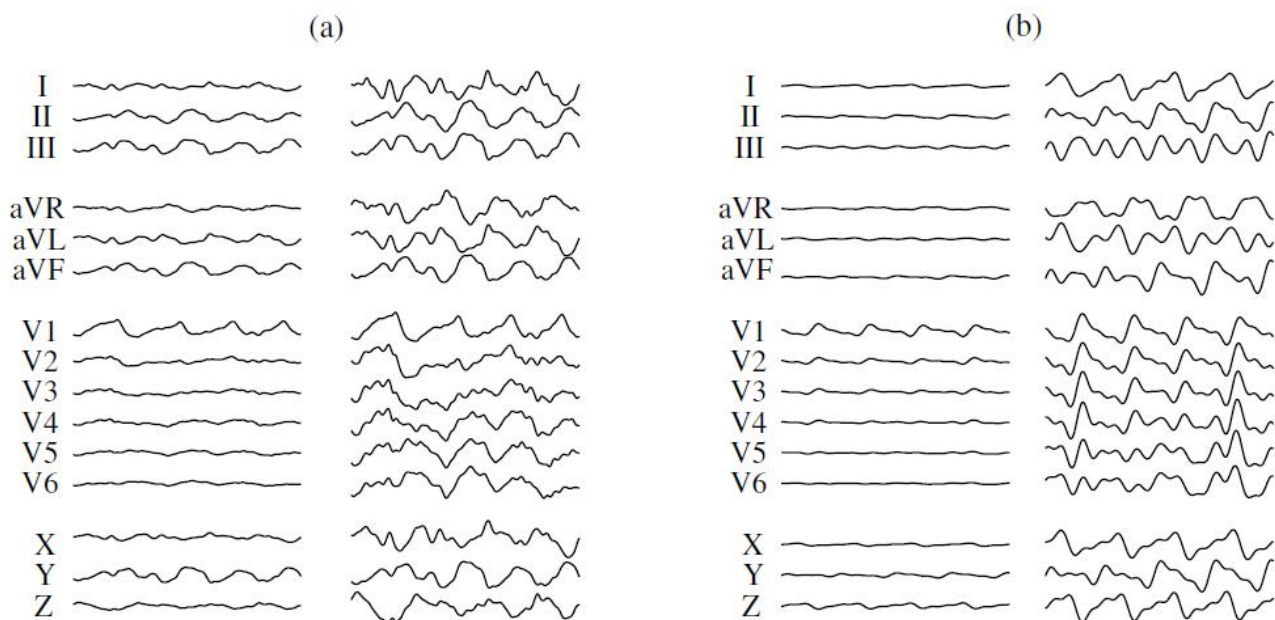
4.6. pav. Realių ir modeliuotų f-bangų, su pridėta 30 μV (RMS) amplitudės triukšmo dedamąja, signalų indeksų vertės daugiakanaliuose EKG signaluose. Rezultatų pasiskirstymas pateiktas remiantis 95% pasikliautinumo intervalu.

Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.7. pav.) rodo Šenono entropijos vertes, apskaičiuotas realiems ir modeliuotiems f-bangų signalams. Pastebima, kad standartinėse (I, II, III, aVR, aVL, aVF) ir V1, Y, Z derivacijose, modeliuotų ir realių f-bangų Šenono entropijos vertės yra artimos viena kitai. Didesni Šenono entropijos verčių išsibarstymai matomi realiuose f-bangų signaluose krūtinės (V2, V3, V4, V5, V6) ir X derivacijose. Taip yra todėl, nes visose krūtinės derivacijose pradedant nuo V1 f-bangų amplitudė palaipsniui mažėja iki V6, tuo tarpu triukšmo lygis, kuris susideda su f-bangų signalu, išlieka toks pats. To pasekoje, su lyg kiekviena krūtinės derivacija Šenono entropijos verčių išsibarstymo ribos didėja. Visų derivacijų f-bangų Šenono entropijos vertės ir jų palyginimai pateikti 5 priede, lentelėje. Reikia paminėti, kad pridėjus 30 μV (RMS) triukšmo dedamąją prie modeliuotų f-bangų, Šenono entropijos parametras kito nežymiai.



4.7. pav. Modeliuotų ir realių f-bangų signalų Šenono entropijos vertės atskirose EKG derivacijose. Rezultatų pasiskirstymas pateiktas remiantis 95% pasikliautinumo intervalu.

Paveikslas (žr. 4.8. pav.) iliustruoja vizualinį realių ir modeliuotų f-bangų palyginimą. Esminis bruožas, kuris pastebimas modeliuotuose ir realiuose daugiakanaliuose EKG virpėjimo bangų signaluose yra toks, kad didžiausia f-bangų amplitudė yra V1 derivacijoje, ir visose kitose krūtinės derivacijose mažėja nuosekliai iki V6. Tam, kad būtų galima matyti f-bangų morfologiją visose derivacijose – atliktas f-bangų normalizavimas ribose $[-2 \ 2]$. Atlikus f-bangų normalizavimą galime matyti, kad realių ir modeliuotų f-bangų morfologija yra pasikartojanti krūtinės derivacijose (V1–V6).

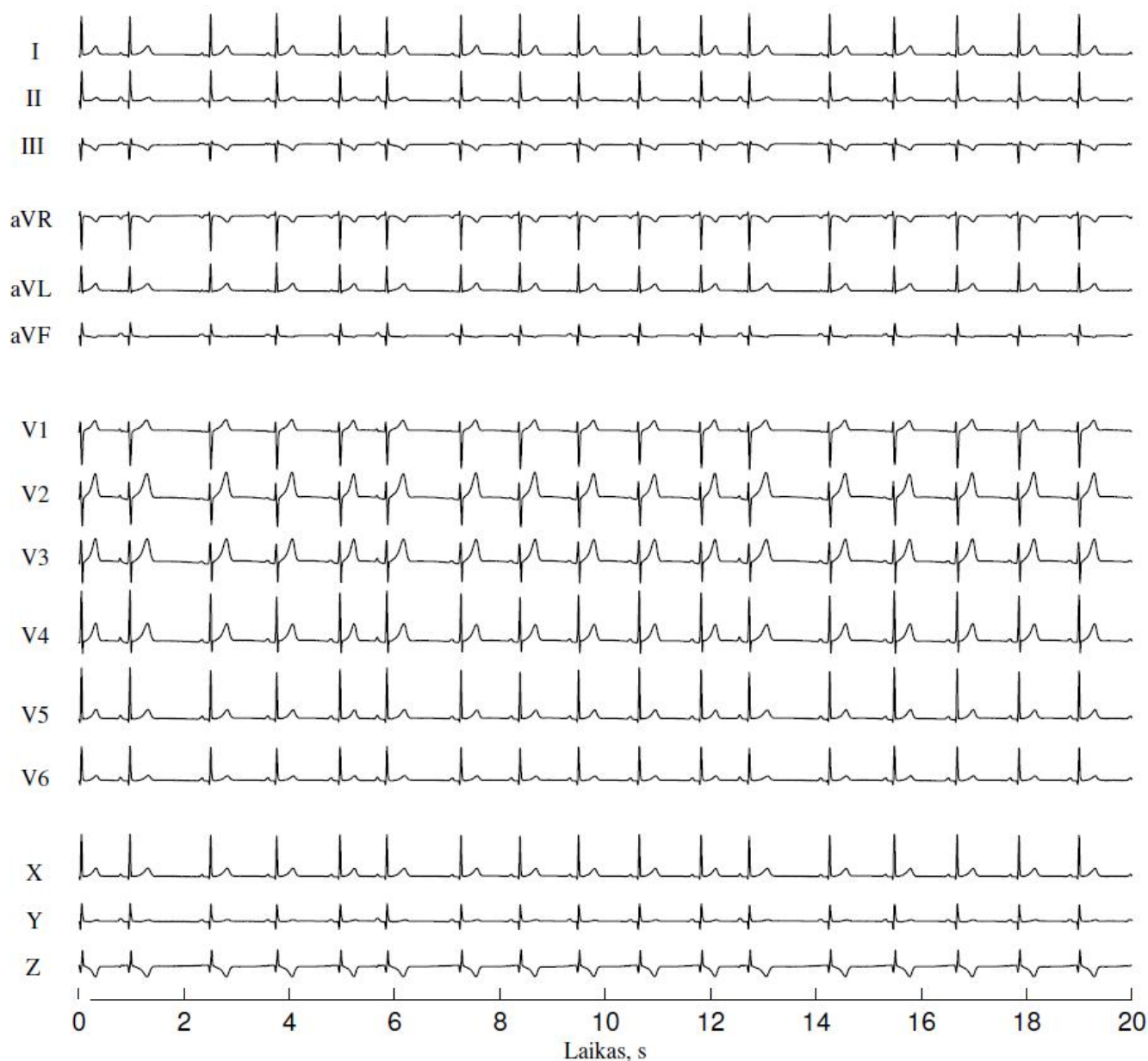


4.8. pav. Elektrokardiogramos signalų paroksizminio prieširdžių virpėjimo bangos prieš ir po normalizavimo: (a) realios f-bangos; (b) modeliuotos f-bangos.

4.3 Normalaus ritmo ir prieširdžių virpėjimo daugiakanalių elektrokardiogramos signalų modeliavimo pavyzdžiai

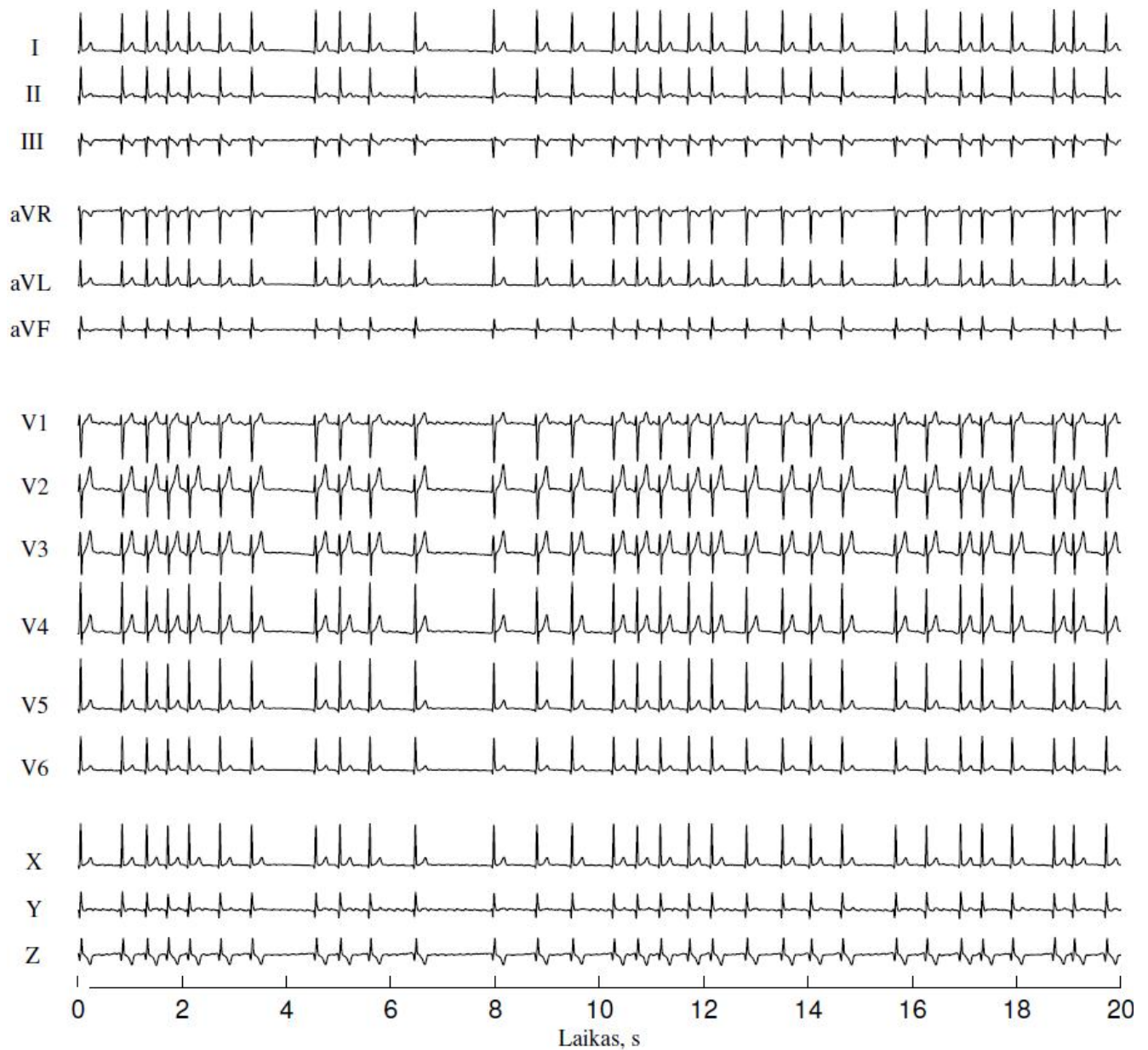
Šiame skyriuje pateikti paveikslai iliustruoja, kaip vizualiai atrodo daugiakanaliai elektrokardiogramos signalai su pridėtomis modeliuotomis prieširdžių veiklos P ir f-bangomis. Skilvelių veiklos QRST kompleksai yra iškirpti iš „PTB Diagnostic“ duomenų bazės, kiekvienos derivacijos realių signalų ir apdoroti pagal šaltinyje pasiūlytą metodiką [8]. QRST kompleksai sudėti į signalus, pagal sugeneruotą sinusinio ritmo arba prieširdžių virpėjimo RR intervalų seką.

Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.9 pav.) iliustruoja daugiakanalius elektrokardiogramos signalus sinusinio ritmo metu su pasirodančiomis ekstrasistolėmis. Visuose signaluose ekstrasistolės pasirodo maždaug ties 1 sek, 6 sek ir 12 sek. Elektrokardiogramos signalų su ekstrasistolėmis skiriamasis bruožas – sutrumpėjęs RR intervalas prieš ekstrasistolę ir pailgėjęs po jos (žr. skyrių 1.5). Prieširdžių veikla (P bangos) prieš ekstrasistolę dažnai būna skirtingos morfologijos, todėl generuojant P bangą prieš ekstrasistolę reikėtų į tai atsižvelgti ir parinkti kitokius parametrus nei visame signale. Šiuo atveju, ekstrasistolinei P bangai gauti buvo atsiktiniu būdu sugeneruotas parametru kompleksas, skirtingas nei neekstrasistolinėms P bangoms. Taigi, sukurtas P bangų generavimo modelis turi plačias pritaikymo galimybes ir esant poreikiui galima laisvai parinkti norimus P bangų parametrus atitinkamai pagal širdies ritmo sutrikimo pobūdį.



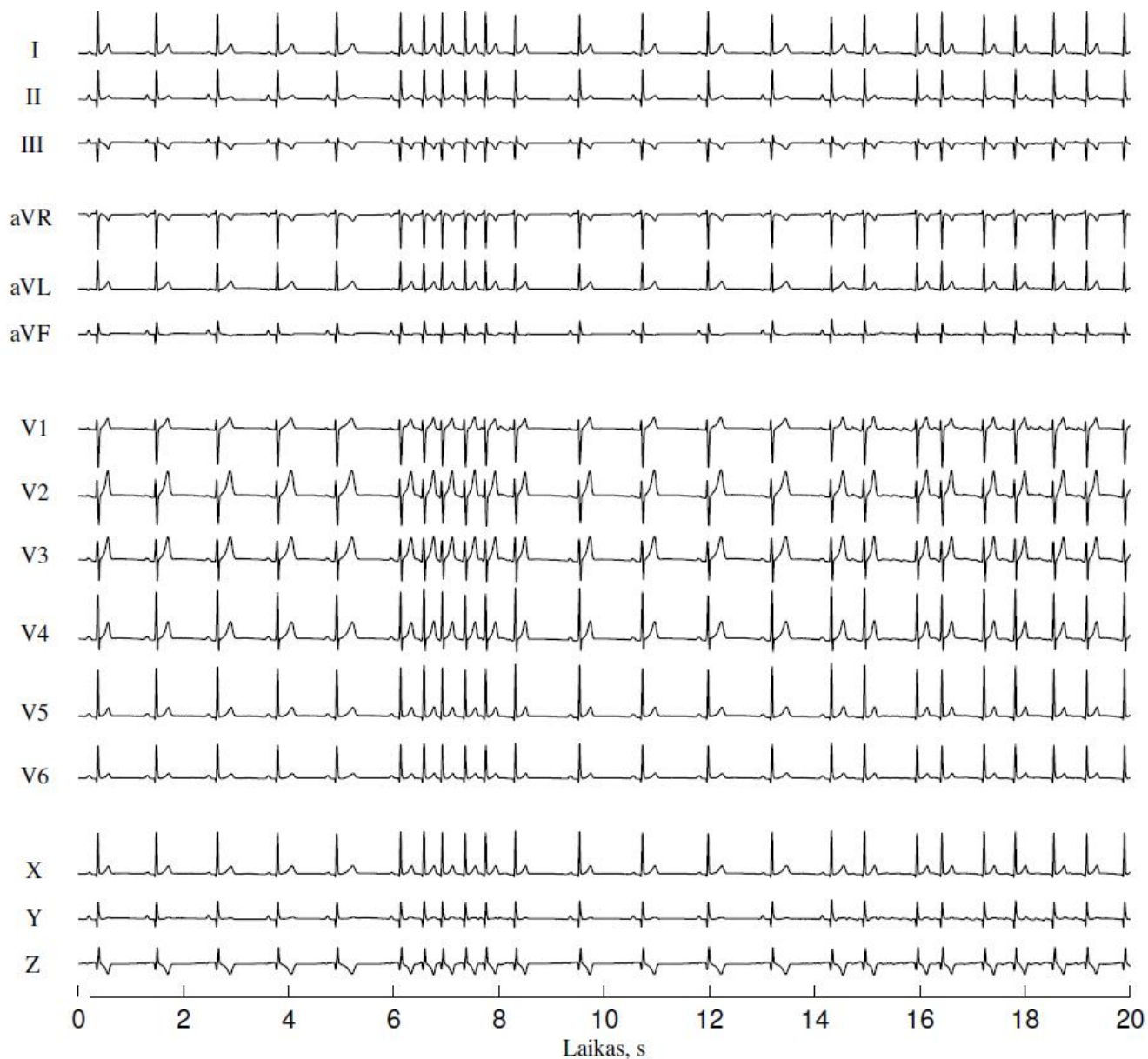
4.9. pav. Modeliuoti daugiakanaliai EKG signalai sinusinio ritmo metu su pasirodančiomis ekstrasistolėmis.

Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.10 pav.) iliustruoja nuolatinį prieširdžių virpėjimą daugiakanaliuose elektrokardiogramos signaluose. Nuolatiniam prieširdžių virpėjimui yra būdinga nereguliari RR intervalų trukmė bei P bangas pakeičiančios nepertraukiamos f-bangos. Širdies ritmo padažnėjimo metu f-bangos įžiūrėti tampa ypač sudėtinga dėl sutrumpėjusio (arba visai išnykusio) TQ intervalo. Matyti, kad didžiausia f-bangų amplitudė yra V1 derivacijoje ir kiekvienoje krūtinės derivacijoje mažėja iki V6, kai tuo tarpu skilvelių veiklos amplitudės lygis nekinta. Esant pakitusiam elektrinio impulso laidumo keliui, susidariusius refraktorinius židinius žymi nuolatinės, nenutrūkstamos f-bangos.



4.10. pav. Modeliuoti daugiakanaliai EKG signalai nuolatinio prieširdžių virpėjimo metu.

Žemiau pateiktas paveikslas (žr. 4.11. pav.) iliustruoja sinusinį širdies ritmą su trumpalaikiu prieširdžių virpėjimu. Ties 6-8 s laiko intervalu matomas labai trumpas paroksizminio PV epizodas, kurio metu pakitęs RR intervalų dažnis. Režiumuojant, analogiški sumodeliuoti daugiakanaliai EKG signalai su paroksizminiu prieširdžių virpėjimu atveria galimybes PV atpažinimo algoritmams kurti. Būtent tokių epizodų savalaikis atpažinimas yra labai svarbus prieširdžių virpėjimo progresavimui sustabdyti.



4.11. pav. Modeliuoti daugiakanaliai EKG signalai, kai normalus širdies ritmas pereina į trumpalaikį prieširdžių virpėjimą.

IŠVADOS

1. Atlikta prieširdžių virpėjimo literatūros analizė parodė, kad sergamumas prieširdžių virpėjimu nuolatos auga ir tai yra ypač didelė finansinė visuomenės problema visame pasaulyje.
 - Chroninio prieširdžių virpėjimo sergamumo mastus galėtų sumažinti savalaikė diagnostika pačios ligos vystymosi pradžioje, kai prieširdžių virpėjimo epizodai dar yra labai trumpi ir nesukeliantys esminių širdies raumens pakitimų.
 - Paroksizminio prieširdžių virpėjimo signalų modeliavimo metodų apžvalga parodė, kad trūksta signalų duomenų bazių su ypač trumpais prieširdžių virpėjimo epizodais, kurios galėtų būti panaudotos prieširdžių virpėjimo algoritmams kurti ir testuoti.
 - Remiantis tuo, nuspręsta modeliuoti daugiakanalius paroksizminio prieširdžių virpėjimo elektrokardiogramos signalus.
2. Sukurtas normalaus širdies ritmo prieširdžių elektrinės veiklos (P bangų) daugiakanalių signalų generavimo modelis. P bangos modeliuojamos panaudojant trijų pirmųjų Hermito funkcijų svertinę sumą. P bangos modeliuojamos tik trijose ortogonaliose Franko derivacijose, o likusios 12 standartinių elektrokardiogramos derivacijų gaunamos panaudojant tiesinę transformacijos matricą.
3. Sukurtas prieširdžių virpėjimo prieširdžių elektrinės veiklos (f-bangų) daugiakanalių signalų generavimo modelis. Prieširdžių virpėjimo f-bangoms generuoti buvo naudojamas pjūklinio signalo modelis. Tam, kad prieširdžių virpėjimo signalas taptų mažiau nuspėjamas, pjūklinis signalas buvo sudėtas su triukšmo komponente. Daugiakanaliams 12-kos standartinių derivacijų f-bangų signalams generuoti pritaikytas analogiškas principas, kaip ir P bangų atveju, tačiau siekiant geriau atitikti f-bangų amplitudžių tendencijas, išvesta prieširdžių virpėjimo f-bangoms optimizuota transformacijos matrica.
4. Ištirtas ir kiekybiškai įvertintas modeliuotų paroksizminio prieširdžių virpėjimo prieširdžių veiklos signalų adekvatumas realiems signalams atskirose elektrokardiogramos derivacijose.
 - Modeliuotų P bangų adekvatumui realioms P bangoms įvertinti buvo pasirinkta naudoti P bangų panašumo indeksą, kuris parodė, kad modeliuotos P bangos yra pernelyg nuspėjamos (P bangų indeksas įgavo mažesnes vertes) lyginant su realiomis P bangomis. Nustatyta, kad modeliuotų P bangų adekvatumą realioms P bangoms galima padidinti pridėdant $30 \mu\text{V}$ (RMS) amplitudės elektromiografinio triukšmo dedamąją.
 - Modeliuotų f-bangų adekvatumui realioms f-bangoms įvertinti buvo naudojami du įvertiniai: spektrinės koncentracijos įvertis (f-bangų indeksas) ir Šenono entropija. Spektrinės koncentracijos vertinimo tyrimas parodė, kad modeliuotų f-bangų indekso vertės visose derivacijose yra didesnės nei realių f-bangų signalų atveju. Nustatyta, kad

analogiškai kaip P bangų atveju, prie f-bangų signalo pridėjus 30 μV (RMS) amplitudės triukšmo dedamąją, galima sumažinti f-bangų indekso vertes ir tokiu būdu padidinti f-bangų adekvatumą realiems signalams.

LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Žaliūnas R., Zabiela P., et al. Širdies ligos // Lietuvos sveikatos mokslų universiteto vadovėlis. Trečioji laida. 2009.
2. Rehman F., Kwan F. G., Benjamin J. E. Global epidemiology of Atrial Fibrillation // *Nature Reviews Cardiology*, 2014. – P. 1–16.
3. January T. C., Wann S. L., Alpert S. J., Calkins H., Cigarroa E. J., Cleveland C., J., Conti B. J. 2014 AHA/ACC/HRS Guideline for the Management of Patients with Atrial Atrial Fibrillation. A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society // *Circulation*, 130, 2014. – P. e199-e267.
4. Rabinstein J.E. Fugate J. Mandrekar J.D., et al. Paroxysmal atrial fibrillation in cryptogenic stroke: A case control study // *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 22(8), 2013.–P. 1405–1411.
5. January Craig T., Wann Samuel L. 2014 AHA/ACC/HRC Guideline for the Management of Patients with Atrial Fibrillation: Executive Summary // *Journal of the American College of cardiology*, vol. 64, no. 21, 2014, .–P. 2247-2280.
6. Binici Z., Intzilakis T., Wendelboe Nielsen O., et al. Excessive Supraventricular Ectopic Activity and Increased Risk of Atrial Fibrillation and Stroke // *Circulation*. 2010;121:1904-1911; originally published online April 19, 2010.
7. Stahrenberg R., Weber-Kruger M., Seegers J., Edelmann F., Lahno R., et al. Enhanced Detection of Paroxysmal Atrial Fibrillation by Early and Prolonged Continuous Holter Monitoring in Patients With Cerebral Ischemia Presenting in Sinus Rhythm // *Stoke*. 2010;41:2884-2888; originally published online October 21, 2010.
8. Petrėnas A., Sörnmo L., Lukoševičius A., Marozas V. Detection of Occult Paroxysmal Atrial Fibrillation // *Med Biol Eng Comput*, 53(4), 2015. – P.287-297.
9. „PTB Diagnostic“ duomenų bazė. Prieiga internete:
<http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>.
10. Miyasaka Y., Barnes M. E., Gersh B. J., Cha S. S., Bailey K. R. Incidence and Mortality Risk of Congestive Heart Failure in Atrial Fibrillation Patients: a Community-Based Study Over Two decades // *European Heart Journal*, 27, 2006. – P. 936–941.
11. Chugh S. S., Havmoeller R., Narayanan K., Singh D. Worldwide Epidemiology of Atrial Fibrillation a Global Burden of Disease 2010 Study // *Circulation*, 129, 2014. – P. 837–847.
12. Ball J., Carrington J. M., McMurry J. V. J., Stewart S, et al. Atrial fibrillation: Profile and Burden of an Evolving Epidemic in the 21st century // *International Journal of Cardiology* 15712, 2013.–P.1 – 18.

13. Lip Y H G., Kakar P., Watson T., et al. Atrial fibrillation – the growing epidemic // Publishing Group and British Cardiovascular Society. May 2007, 93(5).–P.542 – 543.
14. Estes Mark N. A., Waldo L. A. Atrial Fibrillation. A Multidisciplinary approach to Improving Patient Outcomes // Cardiotext Publishing, 2015.
15. Menezes A. R., Lavie C. J., DiNicolantio J. J., O’Keefe J. Atrial Fibrillation in the 21st Century: a Current Understanding of Risk Factors and Primary Prevention Strategies // Mayo Clinic Proceedings, 88(4), April 2013. – P. 349–409.
16. Marozas V., Jegelevičius D. Biomedicinių signalų skaitmeninis apdorojimas // 2008, p. 195.
17. Rugienius J. Elektrinė elektrokardiografija // Ketvirtoji pataisyta laida. 2011, p. 229.
18. Link M. S., et al. Evaluation and Initial Treatment of Supraventricular Tachycardia // The New England Journal of Medicine. October 11, 2012, p.1438–1448.
19. ECG Library [žiūrėta 2014 04 05]. Prieiga internete:
<http://lifeinthefastlane.com/ecg-library/>.
20. Mont L., Bisbal F., Hernandez-Madrid A., Perez-Castellano N., Vinolas X. Catheter Ablation vs. Antiarrhythmic Drug Treatment of Persistent Atrial Fibrillation: a Multicentre, Randomized, Controlled Trial (SARA study) // European Heart Journal, October 2013.– P. 1–7
21. Malmivuo J., Plonsey R. Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields // Oxford University. 1995. Prieiga internete: <http://www.bem.fi/book/>
22. Holmqvist F., Olesen M.S., Tveit A., et al. Abnormal Atrial Activation in Young Patients with Lone Atrial Fibrillation // Europace, 13(2), 2011.–P.188–192.
23. Havmoller R., Carlson J., Holmqvist F., Herreros A., Meurling C. J., Olsson B., Platonov P. Age-related changes in P wave morphology in healthy subjects // BMC Cardiovascular Disorders 7:22, 2007.
24. Langley P., Murray A. Atrial Signal Amplitude in Healthy Subjects and Patients with Atrial Fibrillation from the 12-Lead ECG // Computers in Cardiology, 31, 2004. – P. 421–424.
25. Petriutiu S., Sahakiant A. V., Swiryn S. Abrupt Changes in Fibrillatory Wave Characteristics at the Termination of Paroxysmal Atrial Fibrillation in Humans // The European Society of Cardiology, 9, 2007. – P. 466–470.
26. Petriutiu S., Sahakiant A. V., Fisher W.G., Swiryn S. Manifestation of Left Atrial Events in the Surface Electrocardiogram during Atrial Fibrillation // Computers in Cardiology, 33, 2006.
27. Oster J., Clifford G. D. An Artificial Model of the Electrocardiogram during Paroxysmal Atrial Fibrillation // Computing in Cardiology, 40, 2013. – P. 539–542.
28. Petrėnas A., Sörnmo L., Marozas V., Lukoševičius A. A Noise–Adaptive Method for Detection of Brief Episodes of Paroxysmal Atrial Fibrillation // Computing in Cardiology, 40, 2013. – P. 739–742.

29. McSharry P. E., Clifford G. D., Tarassenko L., et al. A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003, vol. 50, iss. 3, .–P. 289–294.
30. Thong T., McNames J., Aboy M. Prediction of Paroxysmal Atrial Fibrillation by Analysis of Atrial Premature Complexes // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. April 2004, vol. 51, NO. 4, p.561–569.
31. Sörnmo L., Börjesson P. O., Nygard M. E., Pahlm O. A Method for Evaluation of QRS Shape Features Using a Mathematical Model for the ECG // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-28, no. 10, October 1981.–P.713–717.
32. Guillem M.S., Sahakian A.V., Swiryn S. Derivation of orthogonal leads from the 12-lead electrocardiogram. Performance of an atrial-based transform for the derivation of P loops // *Journal of Electrocardiology*, 41, 2008.–P.19–25.
33. Stridh M., Sörnmo L. Spatiotemporal QRST Cancellation Techniques for Analysis of Atrial Fibrillation // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 1, January 2001.–P.105–111.
34. Petrėnas A., Marozas V., Sörnmo L, Lukoševičius A. An echo state neural network for qrst cancellation during atrial fibrillation // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(10), 2012.– P.2950–2957.
35. Guillem M. S., Climent A. M., Bollmann A., et al. Limitations of Dower’s Inverse Transform for the Study of Atrial Loops during Atrial Fibrillation // *Pace*, 32, 2009. –P. 972–980.
36. Castells F., Rieta J.J., Millet J., Zarzoso V. Spatiotemporal Blind Source Separation Approach to Atrial Activity Estimation in Atrial Tachyarrhythmias // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2005, vol. 52, NO. 2, p.258–267.
37. Alcaraz R., Hornero F., Rieta J.J. Assessment of Non-Invasive Time and Frequency Atrial Fibrillation Organization Markers with Unipolar Atrial Electrograms // *Physiological Measurement*. 2011, vol. 32, p.99–114.
38. Goldberger A. L., Amaral L. A., Glass L., et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals // *Circulation*. 2000, vol. 101, iss. 23. –P. E215–220.
39. „MIT-BIH Noise Stress Test“ duomenų bazė. Prieiga internete:
<http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>.

Priedai:

Priedas Nr. 1

Realūs elektrokardiogramos signalai, naudoti modeliuotoms P bangoms iširti.

Eil. nr.	Signalų nr.	Eil. nr.	Signalų nr.	Eil. nr.	Signalų nr.	Eil. nr.	Signalų nr.
1	001/s0010_rem	26	028/s0090lrem	51	060/s0209lrem	76	092/s0354lrem
2	002/s0015lrem	27	029/s0092lrem	52	061/s0210lrem	77	093/s0367lrem
3	003/s0017lrem	28	031/s0100lrem	53	062/s0212lrem	78	094/s0368lrem
4	004/s0020arem	29	032/s0102lrem	54	064/s0220lrem	79	095/s0369lrem
5	005/s0021arem	30	033/s0105lrem	55	065/s0221lrem	80	096/s0379lrem
6	006/s0022lrem	31	034/s0109lrem	56	066/s0225lrem	81	099/s0387lrem
7	007/s0026lrem	32	035/s0110lrem	57	068/s0228lrem	82	100/s0399lrem
8	008/s0028lrem	33	036/s0111lrem	58	069/s0232lrem	83	103/s0332lrem
9	009/s0035_rem	34	037/s0112lrem	59	070/s0235lrem	84	104/s0306lrem
10	011/s0039lrem	35	039/s0129lrem	60	072/s0237lrem	85	105/s0303lrem
11	012/s0043lrem	36	041/s0132lrem	61	073/s0238lrem	86	107/s0199_rem
12	013/s0045lrem	37	042/s0135lrem	62	074/s0239lrem	87	108/s0013_rem
13	014/s0046lrem	38	043/s0141lrem	63	075/s0242lrem	88	112/s0169_rem
14	015/s0047lrem	39	045/s0147lrem	64	076/s0247lrem	89	114/s0012_rem
15	016/s0052lrem	40	046/s0156lrem	65	077/s0251lrem	90	116/s0302lrem
16	017/s0053lrem	41	048/s0171lrem	66	081/s0264lrem	91	117/s0291lrem
17	018/s0059lrem	42	050/s0174lrem	67	082/s0267lrem	92	118/s0183_rem
18	019/s0058lrem	43	051/s0179lrem	68	083/s0268lrem	93	119/s0001_rem
19	020/s0062lrem	44	052/s0190lrem	69	085/s0296lrem	94	120/s0331lrem
20	021/s0065lrem	45	053/s0191lrem	70	086/s0316lrem	95	121/s0311lrem
21	022/s0066lrem	46	054/s0192lrem	71	087/s0321lrem	96	122/s0312lrem
22	023/s0080lrem	47	055/s0194lrem	72	088/s0339lrem	97	125/s0006_rem
23	024/s0083lrem	48	057/s0198lrem	77	089/s0344lrem	98	127/s0342lrem
24	026/s0088lrem	49	058/s0216lrem	74	090/s0348lrem	99	128/s0182_rem
25	027/s0089lrem	50	059/s0208lrem	75	091/s0353lrem	100	129/s0189_rem

Realūs elektrokardiogramas signāli, naudoti modeliuotoms f-bangoms ištirti.

Eil. nr.	Signālo nr.
1	025/s0087lrem
2	097/s0380lrem
3	153/s0391lrem
4	201/s0420_rem
5	220/s0442_rem
6	253/s0488_rem
7	254/s0489_rem
8	257/s0493_rem
9	283/s0542_rem

P indekso vertės apskaičiuotos pagal P bangų panašumo įvertį (paveikslų 4.1 ir 4.3 papildymas).

Derivacijos pavadinimas	P indekso vertė			P indeksų skirtumas ¹	P indeksų skirtumas ²
	Modeliuotos P bangos be triukšmo dedamosios	Modeliuotos P bangos su triukšmu	Realios f-bangos		
I	0,135	0,237	0,232	0,097	0,005
II	0,130	0,169	0,197	0,067	0,028
III	0,262	0,310	0,277	0,015	0,033
aVR	0,103	0,174	0,192	0,089	0,018
aVL	0,384	0,558	0,338	0,046	0,022
aVF	0,173	0,222	0,223	0,05	0,001
V1	0,151	0,276	0,193	0,042	0,083
V2	0,131	0,252	0,225	0,094	0,027
V3	0,117	0,189	0,208	0,091	0,019
V4	0,11	0,166	0,212	0,102	0,046
V5	0,104	0,165	0,219	0,115	0,054
V6	0,102	0,167	0,222	0,12	0,055
X	0,137	0,243	0,208	0,071	0,035
Y	0,134	0,196	0,185	0,051	0,011
Z	0,135	0,333	0,204	0,069	0,129

¹P indeksų skirtumas apskaičiuotas tarp realių ir modeliuotų P bangų be triukšmo dedamosios.

²P indeksų skirtumas apskaičiuotas tarp realių ir modeliuotų P bangų su triukšmo dedamąja 30 μ V (RMS).

f indekso vertės apskaičiuotos pagal spektrinės koncentracijos įvertį (paveikslų 4.4 ir 4.6 papildymas).

Derivacijos pavadinimas	f indekso vertė			f indeksų skirtumas ¹	f indeksų skirtumas ²
	Modeliuotos f-bangos be triukšmo dedamosios	Modeliuotos f-bangos su triukšmu	Realios f-bangos		
I	0,677	0,293	0,311	0,366	0,018
II	0,703	0,269	0,383	0,320	0,114
III	0,610	0,343	0,346	0,264	0,003
aVR	0,639	0,294	0,407	0,232	0,113
aVL	0,651	0,341	0,303	0,348	0,038
aVF	0,662	0,291	0,396	0,266	0,105
V1	0,684	0,375	0,508	0,176	0,133
V2	0,602	0,328	0,287	0,315	0,041
V3	0,574	0,327	0,251	0,323	0,076
V4	0,617	0,334	0,249	0,368	0,085
V5	0,640	0,311	0,219	0,421	0,092
V6	0,644	0,292	0,239	0,405	0,053
X	0,701	0,293	0,333	0,368	0,04
Y	0,663	0,273	0,400	0,263	0,127
Z	0,745	0,300	0,374	0,371	0,074

¹f indeksų skirtumas apskaičiuotas tarp realių ir modeliuotų f-bangų be triukšmo dedamosios.

²f indeksų skirtumas apskaičiuotas tarp realių ir modeliuotų f-bangų su triukšmo dedamąja 30 μ V (RMS).

f indekso vertės apskaičiuotos pagal Šenono entropijos įvertį (paveikslo 4.7 papildymas).

f indekso vertė			
Derivacijos pavadinimas	Modeliuotos f-bangos be triukšmo dedamosios	Realios f-bangos	f indeksų skirtumas ¹
I	0,890	0,862	0,028
II	0,882	0,853	0,029
III	0,899	0,865	0,034
aVR	0,888	0,858	0,03
aVL	0,894	0,864	0,03
aVF	0,888	0,864	0,024
V1	0,891	0,856	0,035
V2	0,888	0,784	0,104
V3	0,882	0,761	0,121
V4	0,882	0,682	0,2
V5	0,890	0,657	0,233
V6	0,885	0,621	0,264
X	0,887	0,663	0,224
Y	0,883	0,858	0,025
Z	0,887	0,853	0,034

¹f indeksų skirtumas apskaičiuotas tarp realių ir modeliuotų f-bangų be triukšmo dedamosios.

Dalyvavimas 18-toje tarptautinėje konferencijoje „Biomedical Engineering 2014“ patvirtinimas sertifikatu. Konferencijoje pristatytas pranešimas pavadinimu „A model for simulating surface multi-lead atrial activity signals during paroxysmal atrial fibrillation“.

Petrėnas A., Zdanytė A., Marozas V. A model for simulating surface multi-lead atrial activity signals during paroxysmal atrial fibrillation // Biomedical Engineering: proceedings of International Conference, 27, 28 November 2014, Kaunas University of Technology. Kaunas : Technologija. ISSN 2029-3380. 2014, p.97–101.



Konferencijoje pristatytas pranešimas „A model for simulating surface multi-lead atrial activity signals during paroxysmal atrial fibrillation“ įvertintas III-sios vietos apdovanojimu.

