



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Aukštos kokybės epizodų ant riešo dėvimu įrenginiu
registruojamose elektrokardiogramose atpažinimo algoritmo
sukūrimas ir tyrimas**

Baigiamasis magistro projektas

Povilas Selevičius

Projekto autorius

Doc. Andrius Petrėnas

Vadovas

Daivaras Sokas

Konsultantas

Kaunas, 2023



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Aukštos kokybės epizodų ant riešo dėvimu įrenginiu
registruojamose elektrokardiogramose atpažinimo algoritmo
sukūrimas ir tyrimas**

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (6211EX002)

Povilas Selevičius

Projekto autorius

Doc. Andrius Petrėnas

Vadovas

Daivaras Sokas

Konsultantas

Doc. Darius Jegelevičius

Recenzentas

Kaunas, 2023



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Povilas Selevičius

Aukštos kokybės epizodų ant riešo dėvimu įrenginiu registruojamose elektrokardiogramose atpažinimo algoritmo sukūrimas ir tyrimas

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

1. baigiamąjį projektą parengiau savarankiškai ir sąžiningai, nepažeisdamas kitų asmenų autoriaus ar kitų teisių, laikydamasis Lietuvos Respublikos autorių teisių ir gretutinių teisių įstatymo nuostatų, Kauno technologijos universiteto (toliau – Universitetas) intelektinės nuosavybės valdymo ir perdavimo nuostatų bei Universiteto akademinės etikos kodekse nustatytų etikos reikalavimų;
2. baigiamajame projekte visi pateikti duomenys ir tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti teisėtai, nei viena šio projekto dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar elektroninių šaltinių, visos baigiamojo projekto tekste pateiktos citatos ir nuorodos yra nurodytos literatūros sąrašė;
3. įstatymų nenumatytų piniginių sumų už baigiamąjį projektą ar jo dalis niekam nesu mokėjęs;
4. suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo ar kitų asmenų teisių pažeidimo faktui, man bus taikomos akademinės nuobaudos pagal Universitete galiojančią tvarką ir būsiu pašalintas iš Universiteto, o baigiamasis projektas gali būti pateiktas Akademinės etikos ir procedūrų kontrolieriaus tarnybai nagrinėjant galimą akademinės etikos pažeidimą.

Povilas Selevičius

Patvirtinta elektroniniu būdu

Selevičius, Povilas. Aukštos kokybės epizodų ant riešo dėvimu įrenginiu registruojamose elektrokardiogramose atpažinimo algoritmo sukūrimas ir tyrimas. Magistro baigiamasis projektas / vadovas doc. Andrius Petrėnas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis (studijų krypčių grupė): Bioinžinerija, inžinerijos mokslai.

Reikšminiai žodžiai: elektrokardiograma, signalo kokybė, dėvimi įrenginiai

Kaunas, 2023. 44 p.

Santrauka

Pasaulinės sveikatos organizacijos duomenimis, širdies ir kraujagyslių ligos vis dar išlieka pirmaujančia mirtingumo priežastimi. Didėjantis nešiojamų elektrokardiogramos registravimo funkciją turinčių įrenginių prieinamumas atveria galimybes aptikti aritmijas ankstyvoje stadijoje ligai nespėjus progresuoti. Visgi, susiduriama su problema, kad įrenginių naudotojų užregistruotos elektrokardiogramos dažnai yra nepakankamos kokybės, o tai riboja įrenginių pritaikomumą klinikinėje praktikoje. Šią problemą galima spręsti sukuriant automatinius signalų kokybės vertinimo algoritmus, kurių pagalba būtų galima atrinkti tuos signalus, kurie tenkina minimalius kokybinius kriterijus. Šiame darbe sukurtas ir ištestas aukštos kokybės epizodų, ant riešo dėvimu įrenginiu registruojamose elektrokardiogramose, atpažinimo algoritmas. Kokybės vertinimo dalis remiasi signalų kokybės įverčiu, kuris apskaičiuojamas lyginant skirtingais detektoriais nustatytą QRS kompleksų laiko momentų sutaptį. Algoritmui įvertinti anotuota pacientų savarankiškai užregistruota duomenų bazė. Algoritmo jautrumas – 100 %, o specifiškumas – 78 %. Išanalizavus visus duomenų bazės signalus, pastebėta, kad to pačio dizaino atskiri laikrodžių vienetai daro įtaką elektrokardiogramos kokybei. Taip pat, nustatytas vidutiniškai silpnas neigiamas ryšys (Spearmano koreliacijos koeficientas -0,40) tarp impedanso ir elektrokardiogramos kokybės.

Selevičius Povilas. Development and Investigation of Algorithm for Detecting High-Quality Episodes in Wrist-Worn Device-Based Electrocardiograms. Master's Final Degree Project / Assoc. Prof. Andrius Petrėnas; Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): Bioengineering, Engineering Sciences.

Keywords: electrocardiogram, signal quality, wearables

Kaunas, 2023. 44 P.

Summary

According to the World Health Organization, cardiovascular diseases are still the leading cause of death. Growing accessibility to portable devices with electrocardiograph functionality is creating opportunities to increase the detection of arrhythmias in the early stages. However, electrocardiograms recorded by the users with such devices are often of insufficient quality, which limits their applicability in clinical practice. This problem can be solved by developing automatic signal quality assessment algorithms, which can be used to select signals that meet the minimum quality criteria. In this work, a high-quality episode detection algorithm in wrist-worn device-based electrocardiograms has been developed and investigated. The quality assessment part is based on the signal quality index, which is calculated by comparing the overlap of time stamps detected by different QRS detectors. To evaluate the accuracy of the algorithm, a part of the patients' independently recorded database was annotated. Algorithm reached 100 % sensitivity and 78 % specificity. After analyzing all the signals in the database, it was observed that separate units of the same design smartwatches affected the quality of the electrocardiogram. Also, a moderately weak negative relationship (Spearman correlation coefficient equal to -0.40) between impedance and electrocardiogram quality was identified.

Turinys

Lentelių sąrašas	7
Paveikslų sąrašas	8
Santrumpų sąrašas	10
Įvadas.....	11
1. Elektrokardiogramos signalų kokybės vertinimo algoritmų vystymo svarba	12
1.1. Dažniausiai elektrokardiogramos signaluose pasireiškiančių triukšmų tipai	12
1.2. Elektrokardiogramos signalo kokybės vertinimo algoritmų apžvalga	13
1.3. Nešiojami įrenginiai elektrokardiogramos signalams registruoti.....	15
1.3.1. Dedikuoti elektrokardiogramos registravimo įrenginiai	15
1.3.2. Nešiojami momentinės elektrokardiogramos registravimo įrenginiai	16
1.3.3. Išmanieji laikrodžiai su elektrokardiogramos registravimo funkcija	16
2. Duomenų bazė ir elektrokardiogramos signalų epizodų aptikimo bei kokybės vertinimo algoritmas.....	18
2.1. Duomenų bazė	19
2.1.1. Duomenų bazės charakteristikos	19
2.1.2. Duomenų bazės paruošimas tyrimui	20
2.2. Elektrokardiogramos signalų epizodų aptikimo algoritmas	22
2.2.1. Impedanso signalo analizės algoritmas	22
2.2.2. Elektrokardiogramos signalo analizės algoritmas	24
3. Rezultatai.....	26
3.1. Impedanso signalo analizės algoritmo tyrimas.....	26
3.1.1. Impedanso signalo amplitudės slenksčio elektrokardiogramos įrašams aptikti parinkimas .	26
3.1.2. Impedanso signalo trukmės slenksčio elektrokardiogramos įrašams aptikti parinkimas	27
3.1.3. Naudojamų įrenginių įtakos impedansui tyrimas	29
3.2. Elektrokardiogramos signalo kokybės vertinimo algoritmo tyrimas	30
3.2.1. Elektrokardiogramos signalo kokybės įverčio slenksčio parinkimas.....	30
3.2.2. Elektrokardiogramos signalo kokybei įtaką darančių veiksnių tyrimas.....	30
3.3. Pacientų savarankiškai užregistruotų signalų duomenų bazės tyrimas	34
Išvados	39
Literatūros sąrašas	41

Lentelių sąrašas

1 lentelė. Modernių nešiojamų elektrokardiogramos signalo registratorių techniniai parametrai....	16
2 lentelė. Atskirų įrenginių panaudojimo dažnis.....	19
3 lentelė. Subjektyviai įvertintų signalų kokybės lygių aprašymas	21
4 lentelė. Signalų kokybės lygių pavyzdžiai	21
5 lentelė. Anotuotų elektrokardiogramos signalų epizodų pasiskirstymas pagal signalo kokybės lygį	22
6 lentelė. Atskirų įrenginių panaudojimo dažnis taikant filtravimo etapus	34

Paveikslų sąrašas

1 pav. Dažniausiai elektrokardiogramos signaluose pasitaikančių triukšmų pavyzdžiai: (a) bazinės linijos kitimas (dreifas), (b) elektros energijos tinklo 50 Hz dedamoji, (c) raumenų susitraukimų, elektromiografinis, triukšmas	13
2 pav. „Holter“ prietaiso ir elektrodų išdėstymo asociacinis pavyzdys	15
3 pav. Modernūs nešiojami elektrokardiogramos signalo registratoriai	15
4 pav. Nešiojami pirštų elektrokardiogramos registratoriai	16
5 pav. Išmanieji laikrodžiai su elektrokardiogramos registravimo funkcionalumu	17
6 pav. Registruojamų signalų epizodo impedanso ir elektrokardiogramos pavyzdys (aiškinamasis paveikslas)	18
7 pav. Registruojamų signalų epizodo pavyzdys su triukšmu užteršta elektrokardiograma.....	18
8 pav. Registruojamų signalų epizodo pavyzdys su blogos kokybės signalais.....	19
9 pav. Duomenų bazės signalų registravimui naudotas dėvimas įrenginys – laikrodis (a) ir signalų registravimo principas (b).....	20
10 pav. Tyrime naudoto signalų analizės algoritmo blokinė diagrama	22
11 pav. Signalų epizodo pradžios ir pabaigos fiksavimo būdai impedanso signale: (a) kai trumpi šuoliai epizodo eigoje yra ignoruojami; (b) kai trumpi šuoliai epizodo eigoje registruojama epizodo pabaigą ir naują pradžią. Raudona linija – epizodo pradžia, juoda linija – atskaita ignoruojama, žalia linija – epizodo pabaiga.....	23
12 pav. Impedanso signalo analizės algoritmo blokinė diagrama.....	23
13 pav. Elektrokardiogramos signalo analizės algoritmo blokinė diagrama	24
14 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalių impedanso signalo reikšmių pasiskirstymas: (a) duomenys pavaizduoti histograma, (b) apibendrinti duomenys pateikti stačiakampe diagrama	27
15 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalių impedanso signalo reikšmių pasiskirstymas priklausomai nuo paciento.....	27
16 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių pasiskirstymas: (a) duomenys pavaizduoti histograma, (b) apibendrinti duomenys pateikti stačiakampe diagrama	28
17 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių pasiskirstymas priklausomai nuo paciento.....	28
18 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių vidurkių pasiskirstymas paros eigoje	29
19 pav. Impedanso signalų parametrų priklausomybės nuo įrenginio vieneto. Signalų epizodo minimalios impedanso reikšmės pasiskirstymas (a) ir trukmės pasiskirstymas (b)	29
20 pav. Elektrokardiogramos signalo kokybės vertinimo algoritmo ROC kreivė.....	30
21 pav. Kiekvieno paciento elektrokardiogramos signalų epizodų bSQI įverčio reikšmių pasiskirstymas.....	31
22 pav. Kiekvieno įrenginio vieneto elektrokardiogramos signalų epizodų bSQI įverčio reikšmių pasiskirstymas.....	31
23 pav. Registruojamų signalų epizodų kokybės (a) ir minimalių impedanso reikšmių (b) vidurkių pasiskirstymas paros eigoje	32
24 pav. Visų ir aukštos kokybės elektrokardiogramos signalų epizodų kiekio paros eigoje pasiskirstymas. Rezultatai pagal anotuotus duomenis (a); rezultatai pagal bSQI įvertį ir slenkstinę reikšmę (b).....	32
25 pav. Kokybės lygių kokybės įverčių pasiskirstymas	33

26 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalaus impedanso ir elektrokardiogramos signalo kokybės įverčio bSQI ryšys (tamsesnės spalvos apskritimai reprezentuoja aukštesnės signalo kokybės epizodus).....	33
27 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalių impedanso reikšmių pasiskirstymas (neanotuota dalis)	34
28 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių pasiskirstymas (neanotuota dalis)	35
29 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių vidurkių pasiskirstymas paros eigoje (neanotuota dalis)	35
30 pav. Registruojamų signalų epizodų elektrokardiogramos kokybės (a) ir minimalių impedanso reikšmių (b) vidurkių pasiskirstymas paros eigoje (neanotuota dalis)	36
31 pav. Impedanso signalų parametrų priklausomybės nuo įrenginio vieneto (neanotuota dalis). Registruojamų signalų epizodų minimalios impedanso reikšmės (a) ir epizodų trukmės (b) pasiskirstymas.....	36
32 pav. Kiekvieno įrenginio vieneto elektrokardiogramos signalo bSQI įverčio reikšmių pasiskirstymas (neanotuota dalis).....	37
33 pav. Visų ir aukštos kokybės elektrokardiogramos signalų epizodų kiekio paros eigoje palyginimas (neanotuota dalis).....	37
34 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalaus impedanso ir elektrokardiogramos signalo kokybės įverčio bSQI ryšys (neanotuota dalis); (tamsesnės spalvos apskritimai reprezentuoja aukštesnės signalo kokybės epizodus).....	38

Santrumpų sąrašas

Santrumpos:

EKG elektrokardiograma

bSQI signalo kokybės indeksas – apskaičiuojamas lyginant skirtingais detektoriais nustatytų QRS kompleksų laiko momentų sutaptį

Įvadas

Pasaulinės sveikatos organizacijos duomenimis, širdies ir kraujagyslių ligos vis dar išlieka pirmaujančia mirtingumo priežastimi [1]. Šios ligos atsakingos už trečdalį visų mirčių [2]. Kiekvienas žmogus gali imtis paprastų veiksnių - streso valdymo, pilnavertės mitybos, žalingų įpročių atsikratymo, reguliaraus fizinio aktyvumo, ir sumažinti riziką susirgti šiomis ligomis. Kitas sprendimas – aptikti sutrikimus kuo anksčiau. Tobulėjančios technologijos, išmanūs įrenginiai, gali tapti vienu esminių įrankių tam pasiekti [3]. Didėjantis prieinamumas prie šių technologijų, tokių kaip pvz. išmanieji laikrodžiai, lemia didėjančią ekosistema įrenginių, kurie leidžia stebėti įvairius fiziologinius žmogaus parametrus, fizinį aktyvumą [4], poilsį, kraujo prisotinimą deguonimi ir t.t. Taip pat, registruoti signalus tokius kaip fotopletizmograma ir elektrokardiograma. Šių signalų registravimas ir analizavimas gali padėti aptikti aritmijas ankstyvose stadijose [5]. Nustačius ligą ankstyvoje stadijoje yra lengviau ją gydyti, išvengti komplikacijų [6].

Užregistruoti signalus tampa vis paprasčiau, tačiau individualus signalų peržiūrėjimas ir vertinimas tiesiog neįmanomas, signalų kiekiai yra per dideli, o specialistų per mažai, nevertinant visų kitų veiksnių kaip kaštai. Todėl reikalingi automatiniai algoritmai, kurie leistų automatizuoti didžiąją dalį šio proceso – užregistruoti ir aptikti galimus sutrikimus. Specialistui reikėtų peržiūrėti ir įvertinti tik atrinktus signalų epizodus [7]. Kad šis procesas būtų kuo efektyvesnis, reikia patikimų aritmijos atpažinimo algoritmų, tačiau algoritmai nebus tikslūs, jei bus pritaikomi prastos kokybės signalams. Todėl, užregistravus signalus, pirma reikia įvertinti jų kokybę [8]. Tai sukuria naujus iššūkius. Norint visus šiuos žingsnius įvykdyti įterptinėje sistemoje, kaip pvz. minėtasis išmanusis laikrodis, reikia įvertinti ne tik algoritmų tikslumą, bet ir kompleksiškumą – atminties ir skaičiavimų reikalavimus.

Išsikeltas darbo tikslas – sukurti ir ištirti algoritmą, kuris ant riešo dėvimo įrenginiu užregistruotuose elektrokardiogramos signaluose aptiktų aukštos signalo kokybės epizodus.

Tikslui pasiekti išsikelti uždaviniai:

1. sukurti elektrokardiogramos signalų epizodų aptikimo ir signalo kokybės vertinimo algoritmą;
2. ištirti elektrokardiogramos signalų epizodų aptikimo ir signalo kokybės vertinimo algoritmą;
3. naudojant sukurtą algoritmą, ištirti pacientų savarankiškai užregistruotų elektrokardiogramos signalų epizodų kokybines charakteristikas.

1. Elektrokardiogramos signalų kokybės vertinimo algoritmų vystymo svarba

Klinikinių duomenų kiekis, kuris yra užregistruojamas ir / arba galėtų būti užregistruojamas naudojant šiuolaikines technologijas, yra daug didesnis nei žmogiškieji ištekliai, kurie leistų individualiai „rankiniu“ būdu šiuos duomenis nuosekliai išanalizuoti. Todėl yra itin svarbu kuo didesnę dalį signalų analizės etapų automatizuoti. Priešingu atveju, bus neišnaudotas visas kuriamų technologijų ir naudojant jas užregistruotų duomenų potencialas, švaistomi resursai.

Elektrokardiogramos signalas yra vienas populiariausių, dažniausiai registruojamų gyvybinių signalų. Paprastai apsilankymo pas gydytoją metu registruojama trumpa, nuo kelių iki keliasdešimt minučių trunkanti elektrokardiograma [9], tačiau ne visais atvejais sutrikimams nustatyti to užtenka. Kartais yra registruojami ilgalaikiai, iki kelių dienų trunkantys signalai [10]. Tokius signalus išanalizuoti reikia daug resursų – kvalifikuoto specialisto darbo valandų.

Paprastai, registruojant tokius signalus, svarbūs yra ne sveikus elektrokardiogramos signalo epizodus vaizduojantys duomenys, o būtent tie, kuriuose yra fiksuojama pasireiškianti aritmija. Nustatyta, kad paprastai šie epizodai, ypač ankstyvoje ligos stadijoje, pasireiškia ne reguliariai, todėl juos užregistruoti gydytojo kabinete ne visada įmanoma [11]. Dažnesnis ilgo laikotarpio elektrokardiogramos signalų registravimas padėtų spręsti šią problemą [12]. Tačiau rankinis signalų analizavimas reikalauja daug laiko. Norint efektyvinti šį procesą – jį reikia kiek galima daugiau automatizuoti. Tam reikalingi algoritmai, kurie aptiktų aritmijos epizodus signaluose. Tačiau pirma reikia užregistruoti aukštos kokybės signalus, o tai sudėtingėja, kai signalai yra registruojami ambulatoriškai. Kai signalai registruojami ne geliniais elektrodais, o sausais, pavyzdžiui, tokiais, kurie naudojami išmaniuosiuose laikrodžiuose, signalų kokybė prastėja. Dėl to kyla daug iššūkių, nes reikia rasti ne tik aritmijos epizodus, bet pirmiausia iširti ir pačius signalus, jų tinkamumą – kokybę. Visi šie žingsniai yra būtini, norint tobulinti širdies ligų - aritmijų ankstyvą nustatymą ir tolimesnių komplikacijų prevenciją.

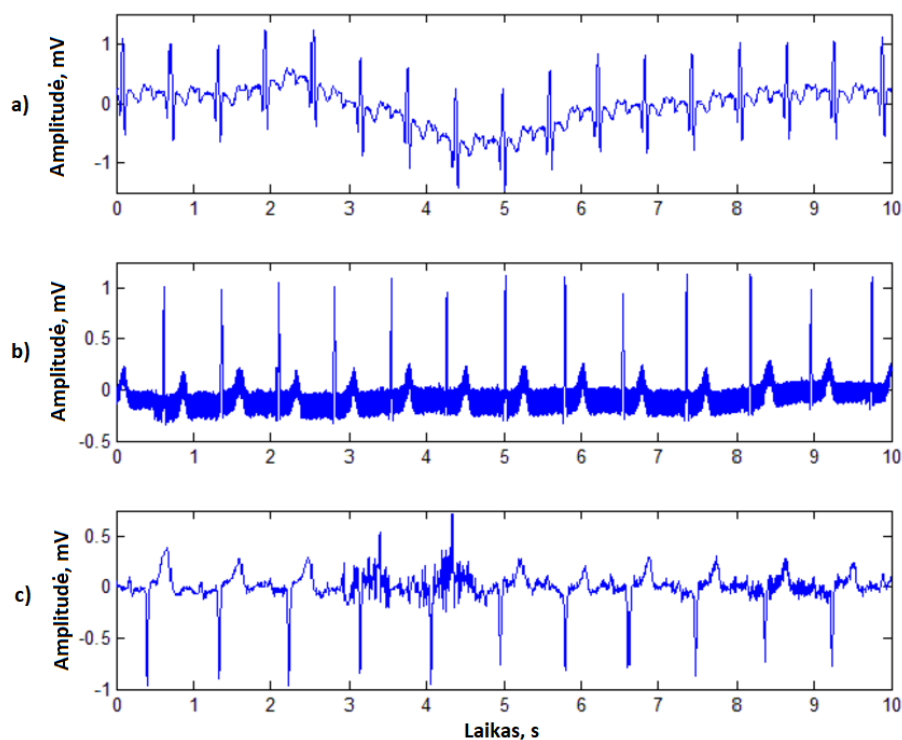
1.1. Dažniausiai elektrokardiogramos signaluose pasireiškiančių triukšmų tipai

Egzistuoja keletas dažniausiai elektrokardiogramos signaluose aptinkamų triukšmų rūšių [13], [14], [15], [16]. Tokių triukšmų pavyzdžiai pateikti **1 pav.**

Bazinės linijos kitimas / dreifas. Tai žemo dažnio triukšmas. Dažniausiai jį sukelia kvėpavimas ar kiti mechaniniai kūno judesiai, taip pat kintantis impedansas tarp elektrodų ir paciento odos [15], [17]. Paprastai šis triukšmas pasireiškia dažnių spektre tarp 0,05 Hz ir 2 Hz. Kartais bazinės linijos kitimo signalo amplitudė gali būti kelis kartus didesnė nei QRS komplekso.

Elektros energijos tinklo triukšmas – tikriausiai dažniausiai pasitaikantis triukšmas visuose biomedicininuose signaluose, nes paprastai elektros tinklas yra visur kur registruojami signalai [17]. Šis triukšmas būna koncentruotas ties 50 Hz arba 60 Hz dažniu priklausomai nuo šalies.

Raumenų susitraukimų, elektromiografinis, triukšmas. Dažniausiai šis triukšmas patenka į 20 – 1000 Hz dažnių juostą, tačiau kituose šaltiniuose galima rasti nurodytą ir 0 – 10000 Hz dažnių juostą [16]. Bet kuriuo atveju, šio tipo triukšmai persidengia su visu elektrokardiogramos dažnių spektru (0,05 – 100 Hz) [18], todėl pašalinti juos yra itin sunku [19]. Įprastomis sąlygomis išvengti šių triukšmų nėra sudėtinga – pacientas turi atsipalaiduoti ir nejudėti. Tačiau, jei žmogus kenčia nuo, pavyzdžiui, nevalingų judesių, šių triukšmų išvengti praktiškai neįmanoma.



1 pav. Dažniausiai elektrokardiogramos signaluose pasitaikančių triukšmų pavyzdžiai: (a) bazinės linijos kitimas (dreifas), (b) elektros energijos tinklo 50 Hz dedamoji, (c) raumenų susitraukimų, elektromiografinis, triukšmas (pritaikyta iš [20])

Vienus triukšmus, kaip pvz. bazinės linijos dreifas, identifikuoti ir pašalinti yra lengviau, kiti, tokie kaip elektromiografinis triukšmas, gali stipriai persidengti su elektrokardiogramos dažnių spektru. Kartais triukšmas gali būti panašus į siekiamas atpažinti aritmijas. Priklausomai nuo aplinkybių, signale gali vyrauti vieno ar keleto tipų triukšmai.

1.2. Elektrokardiogramos signalo kokybės vertinimo algoritmų apžvalga

Elektrokardiogramos signalų kokybės vertinimas yra svarbus žingsnis siekiant užtikrinti tikslią diagnostiką. Prastai užregistruotas elektrokardiogramos signalas, gali būti sugadintas triukšmų ir atitinkamai prarasti naudingą informaciją apie širdies veiklą. Nagrinėti, ar taikyti algoritmus tokiems signalams yra netikslinga, todėl būtina įvertinti jų kokybę.

Dažniausiai signalo kokybės vertinimo algoritmai būna sudaryti iš trijų pagrindinių žingsnių [13]:

- (i) Pirminis apdorojimas – skaitmeninis signalų filtravimas ir / ar dekompozicijos metodų taikymas.
- (ii) Požymių išskyrimas – laiko ir dažnių srities informacijos, signalų morfologijos ir panašių parametrų išskyrimas.
- (iii) Klasifikavimas.

Viename moksliniame straipsnyje buvo pasiūlytas elektrokardiogramos signalų kokybės vertinimo algoritmų skirstymas į penkias kategorijas [13]:

- (i) Atraminių taškų radimu pagrįstų požymių ir eksperimentiniu būdu nustatytų taisyklių taikymo algoritmai. Pavyzdžiui, naudojant QRS kompleksų parametrus ir šablonų

atitikimą (angl. „*template matching*“) [21], arba analizuojant signalų pasiskirstymą erdvėje tarp QRS kompleksų [22]. Šių algoritmų trūkumas taikant nešiojamuose įrenginiuose tas, kad jie reikalauja tikslaus R dantelių aptikimo. Kartais signalai, arba jų dalys, būna užgožti triukšmo ir R dantelių identifikavimas gali būti netikslus.

- (ii) Atraminių taškų radimu pagrįstų požymių ir mašininio mokymu pagrįsti algoritmai. Pavyzdžiui, algoritmas įtraukiantis iki 7 įvairių parametrų per elektrokardiogramos derivaciją ir klasikinius mašininio mokymo algoritmus, tokius kaip atraminių vektorių modelis ar daugiasluoksnis perceptronas. [23]. Žinoma, tokie algoritmai yra sunkiai pritaikomi nešiojamuose įrenginiuose, nes mašininio mokymu pagrįsti algoritmai reikalauja daugybės resursų, kurių nešiojami įrenginiai neturi. Tokio tipo algoritmai labiau tinkami naudoti stacionariuose įrenginiuose (tokiuose kaip personaliniai kompiuteriai, serveriai).
- (iii) Požymių, kurie nenaudoja atraminių taškų, ir eksperimentiniu būdu nustatytų taisyklių taikymo algoritmai. Tokio tipo algoritmai tiria signalų energijos pasiskirstymą skirtingose spektro dalyse, pvz. santykį tarp 5-20 Hz ir 0-62,5 Hz, koreliaciją tarp skirtingų elektrokardiogramos kanalų signalų ir pnš. [24] ar tiesiog kombinaciją įvairių taisyklių susijusių su amplitudės pokyčiais, signalo nebuvimu (amplitudė lygi 0), amplitudės standartiniu nuokrypiu ir panašiai [25]. Šie algoritmai lengviau pritaikomi nešiojamuose įrenginiuose, nors kai kurios operacijos, kaip spektro analizė, gali būti sudėtinga apdoroti naudojant mikroprocesorių.
- (iv) Požymių, kurie nenaudoja atraminių taškų, ir mašininio mokymu pagrįsti algoritmai. Šie algoritmai skiriasi nuo algoritmų aprašytų (iii) dalyje tuo, kad vietoje apibrėžtų taisyklių pritaiko mašininio mokymu pagrįstus algoritmus [26], todėl, kaip ir buvo minėta anksčiau, jie nėra tinkami plačiam panaudojimui nešiojamuose įrenginiuose.
- (v) Signalų filtravimu pagrįsti algoritmai. Tai tikriausiai skaičiavimų kiekiu paprasčiausi algoritmai iš šių penkių kategorijų. Vienas tokio pobūdžio algoritmas elektrokardiogramos signalą filtruoja 6-iais skirtingų tipų (žemo, aukšto, pralaidos juostos) ir dažnių ruožų (1, 4, 20, ir t.t. Hz) skaitmeniniais filtrais, taip bandant išskirti skirtingo tipo triukšmus, kurie yra būdingi tiems dažnių ruožams, ir pritaiko slenkstines reikšmes [27]. Visas signalų apdorojimas vyksta laiko srityje. Kitas mažo kompleksiško algoritmas tikrina skirtingų QRS detektorių sutapimą, t.y. ar skirtingi detektoriai aptinka tuos pačius širdies dūžius [28]. Pastarasis algoritmas ir bus tiriamas šiame darbe. Tiesa, straipsnyje aprašytas algoritmas naudoja daugiau papildomų žingsnių ir įverčių, tačiau šiame darbe bus naudojama būtent ši dalis. Algoritmas bus detalčiau nagrinėjamas tolimesniuose skyriuose.

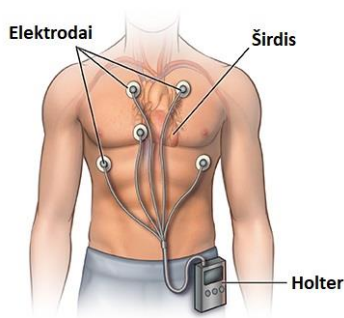
Elektrokardiogramos signalų kokybei įvertinti pasitelkiami įvairaus pobūdžio, kompleksiško algoritmai. Pasirinktas algoritmas priklauso nuo konkrečių aplinkybių ir tikslų, kur ir kam jis bus taikomas. Šiame darbe buvo pasirinktas algoritmas atsižvelgiant į jo pritaikomumą nešiojamuose įrenginiuose, tokiuose, kaip laikrodis, kuriuo buvo užregistruoti naudojamos duomenų bazės signalai (aprašyta tolimesniuose skyriuose).

1.3. Nešiojami įrenginiai elektrokardiogramos signalams registruoti

Rinkoje egzistuoja ne vienas nešiojamas įrenginys elektrokardiogramos signalams registruoti. Nuo nepertraukiamos ilgalaikės iki momentinės signalų registracijos. Nuo medicinoje naudojamų „Holter“ iki komercinių įrenginių. Šie komerciniai įrenginiai patvirtinti JAV maisto ir vaistų administracijos (FDA), todėl tinkami registruoti elektrokardiogramos signalus.

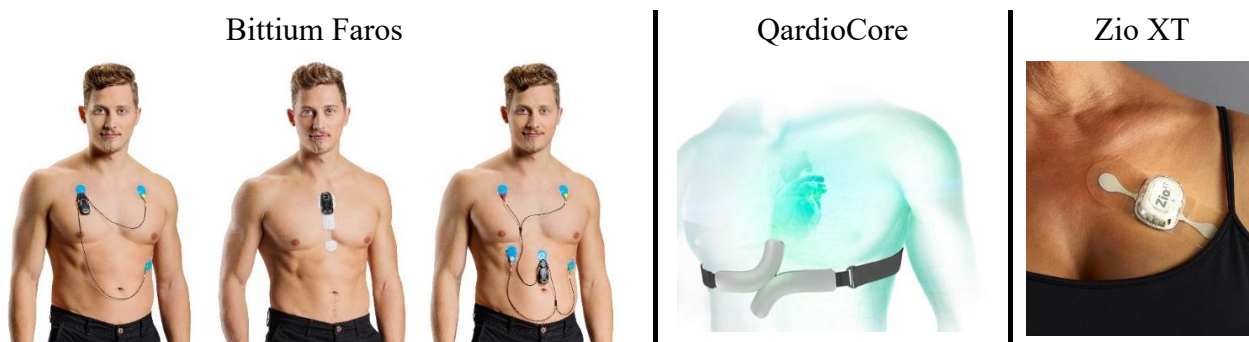
1.3.1. Dedikuoti elektrokardiogramos registravimo įrenginiai

Apart klasikinių „Holter“ prietaisų, tokių kaip pavaizduotas **2 pav.**, rinkoje yra ir modernesnių sprendimų. Neretai naujesni sprendimai yra patogesni. Nors klasikinio „Holter“ prietaiso dėvėjimas nesukelia itin didelio diskomforto, jis yra skirtas nepertraukiamam signalų registravimui iki kelių dienų ar kelių savaitių [29]. Tokiu atveju komfortas tampa svarbus, nes tai gali lemti pačio paciento nusiteikimą procedūrai, kas atitinkamai gali lemti tai, ar pacientas įrenginį atsakingai naudos visą skirtą laiką.



2 pav. „Holter“ prietaiso ir elektrodų išdėstymo asociacinis pavyzdys (pritaikyta iš [30])

Modernūs nešiojami elektrokardiografai dažnai būna pleistro arba krūtinės diržo tipo. Vienas profesionalesnių modernaus „Holter“ tipo monitorių – „Bittium Faros“ [31]. Prietaisas leidžia pasirinkti 1 kanalo arba 3 kanalų signalų registravimo režimus. Yra kelios tvirtinimo konfigūracijos - pritvirtinti naudojant elektrodų pleistrą arba vienkartinius gelinius elektrodus su laidais, taip pat kaip naudojant klasikinį „Holter“ monitorių. Kiti rinkoje išsiskiriantys įrenginiai yra „QardioCore“ [32] krūtinės diržas ir „Zio XT“ [33] pleistras. Šie įrenginiai gali būti naudojami ilgo laikotarpio nuolatiniam elektrokardiogramos signalų registravimui. Laikotarpis siekia nuo vienos dienos iki dviejų savaitių. Visus prietaisus galima pamatyti **3 pav.**



3 pav. Modernūs nešiojami elektrokardiogramos signalo registratoriai (pritaikyta iš [31], [32], [33])

Šių prietaisų techninių parametrų palyginimą galim matyti **1 lentelėje**. Galima matyti, kad skiriasi įrenginių diskretizavimo dažnis, signalų registravimo skiriamoji geba ir t.t.

1 lentelė. Modernių nešiojamų elektrokardiogramos signalo registratorių techniniai parametrai [20])

	EKG registravimo kanalų kiekis	Diskretizavimo dažnis, Hz	Skiriamoji geba, bitai	Signalų registravimo trukmė vienu baterijos įkrovimu, dienos
Bittium Faros	1 / 3	250 / 1000	24	14 / 7
QardioCore	1	600	16	1
Zio XT	1	200	10	14

Tokių profesionalių įrenginių, kaip „Bittium Faros“, trūkumas yra kaina - kuri, priklausomai nuo konfigūracijos, gali siekti kelis tūkstančius eurų. Todėl, itin platus tokių įrenginių paplitimas, bent jau kol kas, tikriausiai nėra įmanomas. Tačiau egzistuoja ir paprastesnės, pigesnės alternatyvos, kurios gali padėti spręsti širdies ligų aptikimo ir nustatymo problemas.

1.3.2. Nešiojami momentinės elektrokardiogramos registravimo įrenginiai

Rinkoje galima rasti ir į plačią rinką orientuotų produktų. Pavyzdžiui, nešiojamų elektrokardiogramos registratorių skirtų registruoti pirštų elektrokardiogramos signalus. Vienas iš tokius prietaisus siūlančių gamintojų - „AliveCore“ [34]. Šio gamintojo produktas, pavadinimu „KardiaMobile“, parodytas **4 pav.** Įrenginys skirtas naudoti su išmaniuoju įrenginiu. Gamintojas siūlo ir dėklą kuris leidžia registratorių nešioti kartu su išmaniuoju telefonu. Tokius produktus siūlo ir daugiau gamintojų, pavyzdžiui, „Wiwe“ [35] arba „MyDiagnostick“ [36] (**4 pav.**).



4 pav. Nešiojami pirštų elektrokardiogramos registratoriai (pritaikyta iš [34], [35], [36], [37])

Šie prietaisų veikimas yra patvirtintas ir moksliniuose straipsniuose [38], [39], [40]. Tyrimų rezultatai įrodo šių įrenginių panaudojimo galimybes ir naudą.

1.3.3. Išmanieji laikrodžiai su elektrokardiogramos registravimo funkcija

Be dedikuotų elektrokardiogramos registratorių rinkoje atsiranda ir alternatyvių sprendimų. Pastaraisiais metais itin padidėjo išmaniųjų laikrodžių paklausa. 2021-iais metais išmaniųjų laikrodžių vartotojų skaičius pasiekė 200 milijonų [41]. Vieni populiariausių vardų šioje srityje yra: „Apple Watch“ [42], „Google Pixel Watch“ [43], „Samsung Galaxy Watch“ [44] ir „Fitbit Sense“

[45]. Kitaip nei prieš tai minėti prietaisai, išmanieji laikrodžiai leidžia registruoti trumpalaikius, arba kitaip momentinius, elektrokardiogramos signalus, paprastai - nuo keliasdešimt sekundžių iki kelių minučių. Signalų registravimo procesas, naudojant bet kurį iš šių laikrodžių, yra vienodas. Vienas arba keli elektrodai yra įmontuoti laikrodžio vidinėje pusėje ir nuolat kontaktuoja su paciento oda, kitas elektrodas įtaisytas kur nors laikrodžio išorinėje pusėje. Procesą iliustruoja nuotraukos pateiktos **5 pav.**



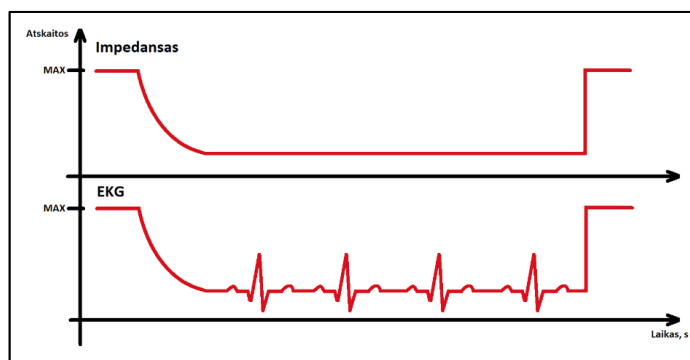
5 pav. Išmanieji laikrodžiai su elektrokardiogramos registravimo funkcionalumu (pritaikyta iš [42], [43], [44], [45])

Nors šių prietaisų pirminė paskirtis nėra panaudojimas medicininiais tikslams, gamintojai diegia naujoves susijusias su šia rinka savo įrenginiuose. COVID-19 pandemijos metu „Apple“ gamintojas išleido instrukciją pavadinimu „Apple EKG programėlės panaudojimas nuotoliniam širdies veiklos vertinimui COVID-19 pandemijos metu“ [14]. Mokslinių tyrimai parodo teigiamus šių įrenginių panaudojimo rezultatus [46], [47]. Žinoma, šie įrenginiai, taip pat, kaip ir prieš tai minėti pirštų elektrokardiogramos registratoriai, yra tik vienas iš žingsnių aritmijų diagnozavime, bendros sveikatos stebėjime. Paskutiniame sprendimo priėmimo etape tikėtina dar ilgai išliks specialistas, tačiau tokie įrenginiai leidžia efektyvinti procesus, mažina monotoniško rankinio darbo apimtį.

2. Duomenų bazė ir elektrokardiogramos signalų epizodų aptikimo bei kokybės vertinimo algoritmas

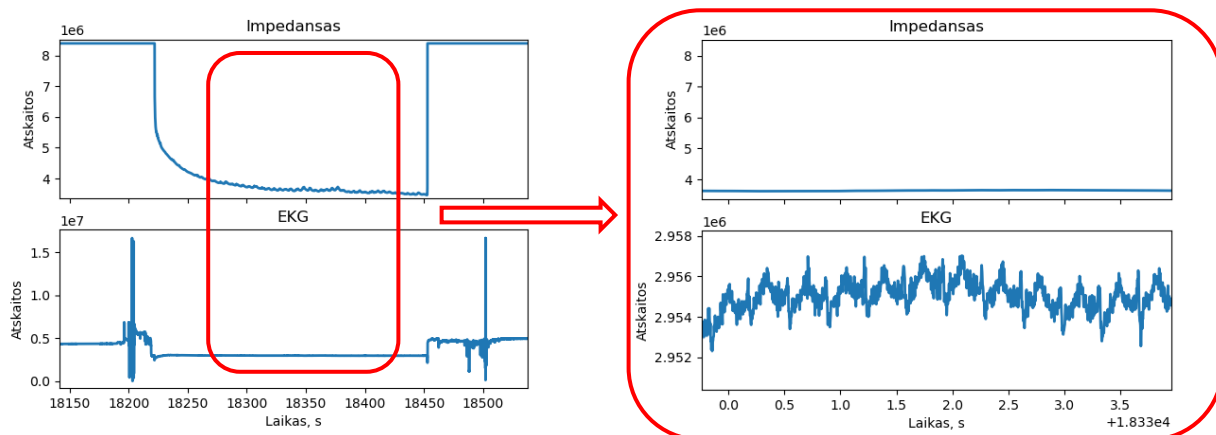
Registruojant elektrokardiogramos signalus klinikoje naudojami geliniai elektrodai, pacientas yra stacionarioje būsenoje, prižiūrimas specialisto. Signalai, užregistruoti nešiojamais prietaisais, tokiais kaip išmanieji laikrodžiai, paprastai skiriasi nuo gautų stacionariomis sąlygomis. Jų kokybė - triukšmų kiekis signale, yra daug didesnis. Todėl algoritmai, skirti tirti profesionaliai užregistruotus elektrokardiogramos signalus, tokiais atvejais ne visada yra tinkami. Tiriant nešiojamais įrenginiais užregistruotus elektrokardiogramos signalus, vienas didžiausių iššūkių tampa signalų kokybės vertinimas. Svarbu įvertinti signalo kokybę ir nuspręsti, ar signalas yra tinkamas tolimesniam tyrimui, algoritmų taikymui, ar ne.

Idealiu atveju, pacientui, naudojančiam nešiojamą elektrokardiogramos registratorių, prilietus elektrodus ir pradėjus registruoti signalų epizodą, impedanso signalo reikšmė turėtų stipriai kristi – nuo atraminės, arba aukšto impedanso lygio reikšmės, iki impedanso kurį sudaro žmogaus kūno ir kontaktų tarp elektrodų bei žmogaus odos impedansas. Tada elektrokardiogramos signale matytųsi PQRST kompleksai. Pavyzdys gali būti matomas **6 pav.**

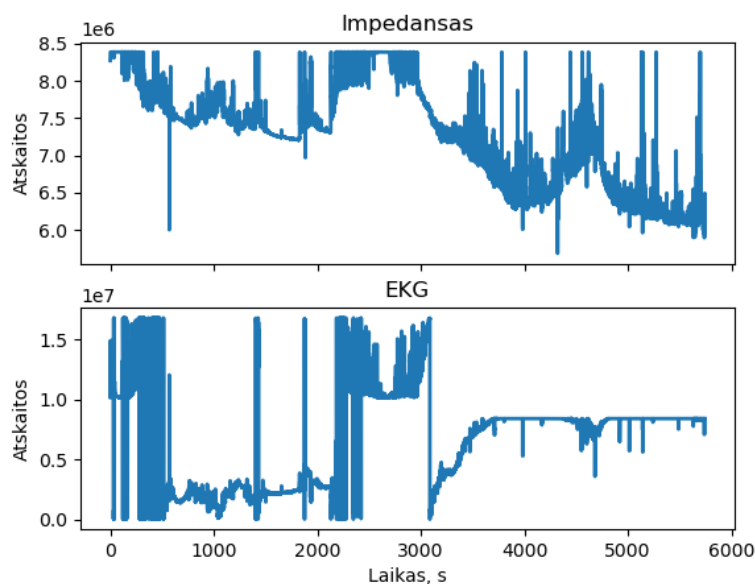


6 pav. Registruojamų signalų epizodo impedanso ir elektrokardiogramos pavyzdys (aiškinamasis paveikslas)

Gyvenimo sąlygomis užregistruoti signalai, ypač naudojant sausus elektrodus, dažnai atrodo visai kitaip. Pavyzdžiui, elektrokardiogramos signalas gali būti užterštas triukšmais kaip parodyta **7 pav.**, arba visame signale yra tik triukšmas, kaip pavaizduota **8 pav.**



7 pav. Registruojamų signalų epizodo pavyzdys su triukšmu užteršta elektrokardiograma



8 pav. Registruojamų signalų epizodo pavyzdys su blogos kokybės signalais

2.1. Duomenų bazė

Duomenų bazę sudaro 70 pacientų (23 moterys, 47 vyrai) signalai. Amžius siekė nuo 31 iki 83 metų, vidurkis 57 metai. Visi pacientai turėjo paroksizminį prieširdžių virpėjimo sutrikimą. Duomenų bazė buvo padalinta į dvi dalis. Pirmą dalį, skirtą algoritmo sukūrimui ir validavimui, sudarė 20 pacientų signalai. Antrą dalį, skirtą ištirti pacientų savarankiškai užregistruotų elektrokardiogramos signalų kokybines charakteristikas, sudarė likusių 50 pacientų signalai.

2.1.1. Duomenų bazės charakteristikos

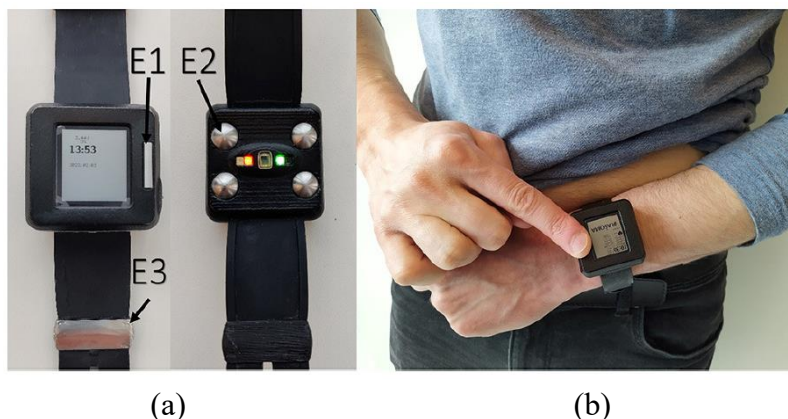
Visi duomenys, impedanso bei elektrokardiogramos signalai ir paros laikas, buvo užregistruoti dėvimu įrenginiu – išmaniuoju laikrodžiu. Signalų registravimas buvo nekontroliuojamas - pacientai buvo patys atsakingi už elektrokardiogramos registravimo procesą. Iš viso buvo panaudoti 5 vienetai įrenginių. Įrenginį ir duomenų registravimo proceso pavyzdį galima pamatyti **9 pav.** Atskirų įrenginių vienetų panaudojimo dažnį (viena pacientui buvo suteikiamas vienas įrenginys) galima pamatyti **2 lentelėje**.

2 lentelė. Atskirų įrenginių panaudojimo dažnis

Įrenginio ID	1	2	3	4	5
Panaudojimų kiekis	19	16	16	12	7

Laikrodis buvo dėvimas ištisą parą, išskyrus baterijos įkrovimo laiką ir tais atvejais, kai laikrodis galėjo būti sušlapintas (prietaisas nėra atsparus vandeniui). Registruoti signalai - impedansas ir elektrokardiogramos. Jie buvo registruojami nepertraukiamai. Impedanso diskretizavimo dažnis 50 Hz, keitiklio rezoliucija 23 bitai. Tiesa, šį impedanso signalą būtų galima dalinai vadinti netikru impedanso signalu, nes jis gautas naudojant kvėpavimo stebėjimo posistemę / kanalą (ADS129XR), kuris nėra dedikuotas impedanso reikšmės matavimui. Tačiau šiame darbe labiau domina impedanso pokytis, kritimas, ne tiksli reikšmė. Elektrokardiogramos diskretizavimo dažnis 500 Hz, keitiklio rezoliucija 24 bitai (su pliuso / minuso ženklu). Elektrokardiograma buvo registruojama dviem

kanalais: ranka-ranka (pirštas-riešas) bei ranka-pilvas (riešas-pilvas). Atitinkamai galima matyti, kad įrenginys turi tris pagrindinius elektrodus E1, E2, E3. Šiame darbe bus naudojamas tik pirmas elektrokardiogramos kanalas (ranka-ranka).



9 pav. Duomenų bazės signalų registravimui naudotas dėvimas įrenginys – laikrodis (a) ir signalų registravimo principas (b) (pritaikyta iš [48])

Pacientai buvo raginami kaip galima dažniau, arba bent kelis kartus per dieną, užregistruoti elektrokardiogramos signalus. Taip pat, laikrodyje veikia algoritmas, kuris, analizuodamas fotopletizmogramos signalus, atpažįsta aritmijos epizodus. Aptikus aritmijos epizodą, laikrodis pradėdavo vibruoti, pranešdamas vartotojui, kad reikia užregistruoti elektrokardiogramos signalus.

Pati registravimo procedūra yra gana paprasta - pacientas pradėdavo elektrokardiogramos signalų epizodo registravimą vieną elektrodą pridėdamas prie pilvo, kitą prispausdamas pirštu, kaip pavaizduota **9 pav.** (b). Trečiasis elektrodas yra vidinėje laikrodžio pusėje todėl visą laiką kontaktuoja su oda. Šiems epizodams nustatyti galima panaudoti impedanso signalą – kai yra liečiami elektrodai, impedanso lygis turėtų sumažėti, nes žmogaus kūno impedansas mažesnis nei naudojamas atraminis impedansas (240 kΩ). Tokiu būdu galima paprastai aptikti epizodus realiu laiku. Signalų analizę vykdant ne realiu laiku, nereiktų analizuoti viso elektrokardiogramos signalo, o tik atrinktus epizodus.

2.1.2. Duomenų bazės paruošimas tyrimui

Aptikus signalų registravimo epizodą impedanso kanale, galima tirti to pačio laikotarpio elektrokardiogramos signalą. Duomenų bazė nebuvo anotuota, norint tirti signalų kokybės tyrimo algoritmų tikslumą tai turėjo būti padaryta. Buvo pasirinkti 20 pacientų signalai (po 4 pacientus kiekvienam įrenginio vienetui). Naudojant impedanso signalą buvo išskirti registravimo epizodai ir anotuotai duomenų bazei parinkta po 10 kiekvieno paciento signalų epizodų. Atitinkamai buvo anotuota kiekvieno parinkto epizodo elektrokardiogramos signalo kokybė. Kadangi signalų anotavimas buvo atliekamas ne specialisto, dėl subjektyvaus vertinimo galėjo atsirasti netikslumų.

Signalai buvo suskirstyti į 4 kokybės lygius (klases). Svarbu paminėti, kad anotuojant signalus, dalies signalų kokybė būdavo ties dviejų lygių riba. Signalų kokybės lygių aprašymus galima rasti **3 lentelėje**, o signalų pavyzdžius **4 lentelėje**.

3 lentelė. Subjektyviai įvertintų signalų kokybės lygių aprašymas

Signalų kokybės lygis	Signalų savybės
3	Gera kokybė, aiškiai matomi QRS kompleksai, nėra žymesnio triukšmo
2	Pakankama kokybė, didžioji dalis R dantelių aiškiai išsiskiria iš signalo. Signale yra iki keleto trumpų atkarpų, kur signalas sugadintas arba signale matomas nuolatinis žemos amplitudės triukšmas, kuris netrukdo R dantelių aptikimui.
1	Nepakankama kokybė – signale yra tiek geros tiek blogos kokybės atkarpų. Skirtingai nei 2-to lygio signaluose, nėra aiškiai matomi didžioji dalis R dantelių.
0	Bloga kokybė, pagrįste vien tik triukšmas, naudingos informacijos – R dantelių, nesimato arba „tuščias“ - nekintantis signalas.

4 lentelė. Signalų kokybės lygių pavyzdžiai

Signalų kokybės lygis	Signalų pavyzdys (ne pilnas signalas - iškirpta / išskirta pavyzdinė dalis)
3	
2	
1	
0	

Anotavus duomenis – įvertinus jų kokybę, buvo gautus duomenų pasiskirstymas aprašytas **5 lentelėje**. Galima pastebėti, kad didesnę dalį (78%) signalų buvo blogos - nepriimtinos kokybės.

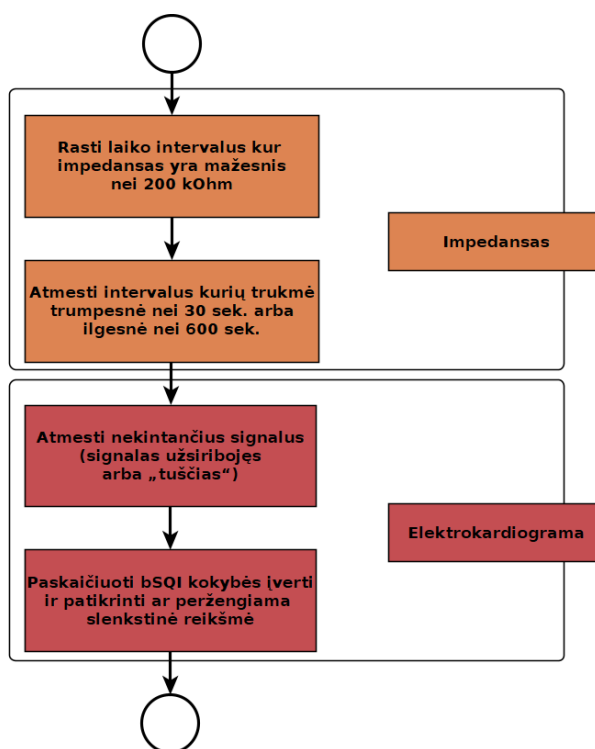
5 lentelė. Anotuotų elektrokardiogramos signalų epizodų pasiskirstymas pagal signalo kokybės lygį

Signalų kokybės lygis	Signalų kiekis	Signalų kiekis (% nuo bendro kiekio)
3	15	7,5
2	29	14,5
1	38	19
0	118	59

2.2. Elektrokardiogramos signalų epizodų aptikimo algoritmas

Kaip ir buvo minėta, duomenų bazė buvo padalinta į dvi dalis. Pirmoji šio tyrimo dalis naudoja pirmą - anotuotą duomenų dalį. Naudojant šiuos duomenis buvo ištirtas pats algoritmas, parinkti parametrai. Vėliau taikant jau sukonfigūruotą algoritmą, buvo ištirta ir antroji duomenų bazės dalis.

Tyrimo naudotą signalų analizės algoritmą sudaro keturi žingsniai, du tiriantys impedanso signalą ir du tiriantys elektrokardiogramos signalą. Algoritmo blokinę diagramą galima pamatyti **10 pav.**

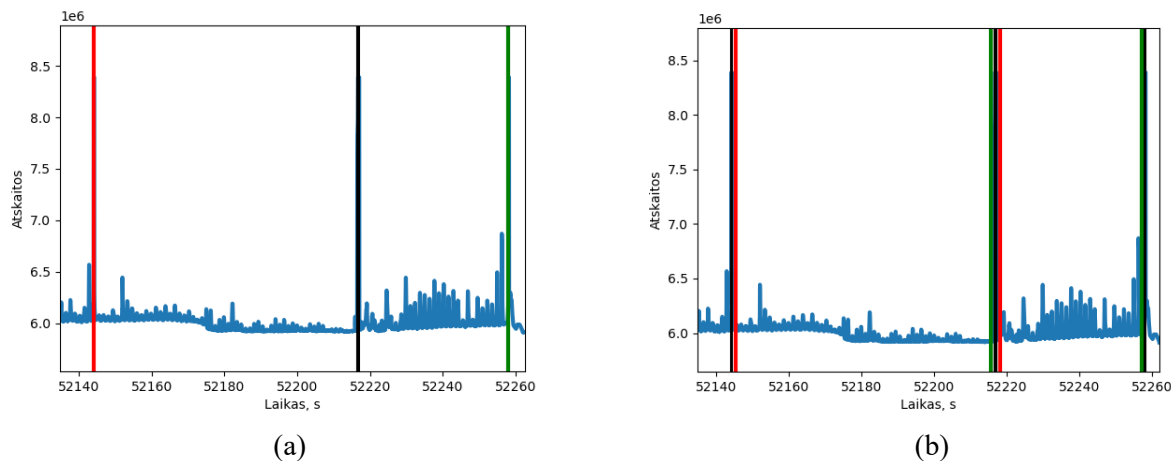


10 pav. Tyrimo naudoto signalų analizės algoritmo blokinė diagrama

2.2.1. Impedanso signalo analizės algoritmas

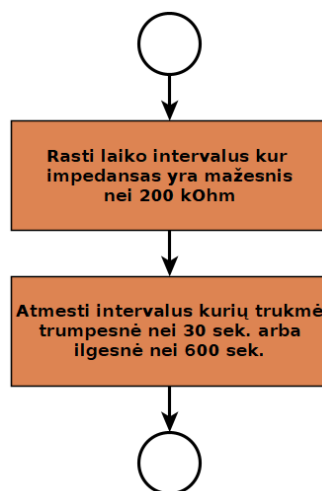
Impedanso signalo analizės algoritmas veikia tokiu principu: kai signalas peržengia nustatytą ribą - slenkstį iš aukšto į žemą lygį, fiksuojama registruojamų signalų epizodo pradžia, kai signalas peržengia slenkstį atgal, fiksuojama epizodo pabaiga. Šis būdas turi trūkumą. Impedansui leidžiantis ir krentant ne visiškai tolygiai, ties slenkstine riba gali atsirasti daug perėjimo atskaitų. Vienas iš šios problemos sprendimo būdų yra nustatyti neįtaurus juostas panaudojant dvi slenkstines ribas. Tačiau tuo atveju turi būti parenkamos dvi slenkstinės reikšmės. Kitas šios problemos sprendimo būdas yra nustatyti minimalų signalų epizodo ilgį. Kadangi minimalus epizodo ilgis ir taip bus nustatomas, šis būdas ir buvo pasirinktas.

Taip pat, reikia nustatyti, ką turėtų veikti algoritmas, kai epizodo impedanso signalo viduryje atsiranda labai trumpas impedanso šuolis, kaip pateikta **11 pav.** Taip gali atsitikti kai pacientas, registruodamas signalus, akimirksniškai atleidžia pirštus nuo elektrodų. Pirmas problemos sprendimo būdas – ignoruoti itin trumpus impedanso šuolius virš slenksčio ribos (**11 pav. a**), antras būdas – fiksuoti epizodo pabaigą ir naują pradžią (**11 pav. b**). Pirmas būdas gali būti naudingas, kai nenorima prarasti tinkamos trukmės signalo dėl itin trumpo šuolio. Pavyzdžiui, kai 30 sekundžių signale atsiranda 1 sekundės šuolis. Tačiau pasirinkus šį būdą, elektrokardiogramos signalo apdorojimas tampa sudėtingesnis – pavyzdžiui, gali reikėti iškirpti blogą signalo dalį, o skaičiuojant RR intervalų trukmes interpoliuoti duomenis. Siekiant sumažinti algoritmo kompleksumą – pasirinktas antrasis būdas.



11 pav. Signalų epizodo pradžios ir pabaigos fiksavimo būdai impedanso signalė: (a) kai trumpi šuoliai epizodo eigoje yra ignoruojami; (b) kai trumpi šuoliai epizodo eigoje registruojama epizodo pabaigą ir naują pradžią. Raudona linija – epizodo pradžia, juoda linija – atskaita ignoruojama, žalia linija – epizodo pabaiga

Be slenksčio ribos, taip pat reikia nustatyti ir minimalią, bei maksimalią epizodų trukmes. Minimalią, nes itin trumpi signalai neturi naudingos informacijos, iš kurios būtų galima daryti išvadas. Maksimalią, nes epizodų registravimas yra ne pasyvus, o aktyvus, todėl negalima tikėtis, kad pacientas liestų elektrodus itin ilgą laiko tarpą. Impedanso signalo analizės algoritmo blokinė diagrama pavaizduota **12 pav.**



12 pav. Impedanso signalo analizės algoritmo blokinė diagrama

Kadangi, norint atlikti tyrimą, buvo būtina pasirinkti pradinę impedanso signalo slenksčio reikšmę, ji buvo pasirinkta 200 k Ω . Tai reikšmė artima maksimaliai 240 k Ω ribai. Tokia reikšmė buvo parinkta norint aptikti kuo didesnę signalų registravimo epizodų kiekį pirminiame etape. Ištyrus duomenis tokiu būdu, būtų galima nustatyti kuo tikslesnę tinkamą slenksčio reikšmę.

Taip pat, buvo nustatyta 30 sekundžių minimali signalų registravimo epizodo trukmė. Tokia reikšmė buvo pasirinkta todėl, kad remiantis klinikinės gairėmis, aritmija, tokia kaip prieširdžių virpėjimas, gali būti nustatyta tiriant signalus kurių trukmė yra bent 30 sekundžių [49]. Tik tokie signalai yra laikomi kliniškai svarbiais. Maksimali reikšmė buvo pasirinkta 600 sekundžių arba 10 minučių. Kadangi pacientas neturėtų registruoti signalų ilgiau nei 5 minutes, padvigubinus šį laiko intervalą sumažinama rizika klaidingai atmesti ilgiau registruojamą gerą signalą.

2.2.2. Elektrokardiogramos signalo analizės algoritmas

Elektrokardiogramos signalo analizės algoritmas taip pat turi du etapus. Abu etapai pavaizduoti 13 pav. blokinėje diagramoje.



13 pav. Elektrokardiogramos signalo analizės algoritmo blokinė diagrama

Pirma, tikrinama ar signalas nėra tuščias – visas signalas yra vienos pastovios reikšmės, tai yra nekintantis. Ne visada impedanso signalui indikuojant epizodą, elektrokardiogramos signale jis yra registruojamas dėl nepakankamai gero kontakto ir / ar per silpnai generuojamo elektrinio signalo. Taip atsitinka, nes atskiri pacientai turi skirtingas fiziologines savybes. Tyrimo metu tokiam aptiktam signalui iš karto priskiriamas kokybės indeksas lygus 0.

Antra, vertinama signalo kokybė. Signalo kokybės vertinimui buvo pasirinktas bSQI įvertis [28]. Įverčio idėja remiasi tuo, kad skirtingi elektrokardiogramos QRS komplekso detektoriai yra jautrūs skirtingo tipo triukšmams. Taigi, lyginant kaip tiksliai skirtingi algoritmai aptinką tą patį įvykį (QRS kompleksą), galima vertinti signalo kokybę. Elektrokardiogramos signalui pritaikius du skirtingus QRS detektorius, parinkto dydžio lange tikrinama ar abu detektoriai aptiko QRS kompleksą. Straipsnyje naudojamas 150 ms langas. Tada kokybės indeksas paskaičiuojamas taip:

$$bSQI(k) = N_{sutampa}(k, w) / N_{visi}(k, w) \quad (1) ;$$

Čia $N_{sutampa}$ yra skaičius QRS kompleksų kuriuos aptinka abu detektoriai (naudojant 150 ms langą), o N_{visi} yra visi aptikti QRS kompleksai, tai yra abiejų algoritmų aptiktų QRS kompleksų suma (du kartus nekartoiant sutampančių QRS kompleksų):

$$N_{visi} = N_1 + N_2 - N_{sutampa} \quad (2) ;$$

Čia N_1 ir N_2 yra atitinkamai pirmo ir antro detektorių aptiktų QRS kompleksų skaičius. Pirmoje (1) formulėje esantis k nusako k -ąjį QRS kompleksą (vieno detektoriaus aptiktų QRS kompleksų eilės numeris). Parametras w yra visas langas kuriame skaičiuojamas bSQI indeksas, pvz. 10 sekundžių. Šiame darbe šio lango ilgis parinktas lygus viso tiriamo elektrokardiogramos signalo epizodo ilgiui.

Du straipsnyje [28] panaudoti QRS detektoriai: plačiai naudojamas *Hamilton-Tompkins* QRS detektorius [50] ir kitame moksliniame straipsnyje [51] aprašytas QRS detektorius. Pirmasis detektorius remiasi skaitmeniniu filtravimu ir integravimu. Antrasis detektorius remiasi skaitmeniniu filtravimu ir signalo ilgio transformacija (angl. „*length transform*“). Signalo – kreivės ilgis ties QRS kompleksu yra didesnis nei tokio pačio laiko lango signalo – kreivės ilgis kitoje vietoje, taigi, parinkus laiko langą artimą QRS komplekso trukmei (pvz. 130 ms), galima tikėtis, kad po signalo ilgio transformacijos signalo maksimumai žymės QRS komplekso vietą.

Vėlesniame, straipsnyje [8] autoriai tyrinėjo algoritmo patobulinimo būdus. Jie ištestavo algoritmą naudodami 10-imt skirtingų QRS detektorių. Buvo testuotos nuo dviejų iki aštuonių detektorių kombinacijos. Geriausias rezultatas – didžiausias tikslumas, buvo pasiektas naudojant 6-ių detektorių kombinaciją. Žinoma, didinant detektorių kiekį didėja ir skaičiavimo apkrova. Svarbu paminėti, kad rinkdamiesi detektorius, autoriai atsižvelgė į jų kompleksumą, įvertindami jų pritaikomumą dėvimiesiems prietaisams.

Šiame darbe bus naudojamas pirmasis algoritmo variantas – du pirminiai detektoriai. Šio darbo tikslas nėra algoritmų optimizavimas. Sukūrus ir ištyrus pilną algoritmą, toliau būtų galima tobulinti atskiras jo dalis, todėl buvo pasirinkti geriau žinomi ir plačiai taikomi algoritmai pirmajai algoritmo iteracijai.

Signalų anotavimas į 4-turis lygius leidžia plačiau ištirti duomenis, tačiau kokybės įvertinimo algoritmo rezultatas yra binarinis – kokybė priimtina arba nepriimtina, todėl 3-čio ir 2-tro kokybės lygio duomenys buvo priskirti prie priimtinos kokybės, o 1-ojo ir 0-linio prie nepriimtinos.

3. Rezultatai

Kaip jau buvo minėta anksčiau, iš pradžių algoritmas buvo tiriamas naudojant 200 anotuotų elektrokardiogramos signalų epizodus. Bendra visų epizodų trukmė buvo 20925 sekundės arba beveik 6 valandos. Nustačius tinkamas impedanso signalo analizės algoritmo parametrų reikšmes – slenkstinę reikšmę, bei minimalias ir maksimalias trukmės ribas, buvo pereita prie algoritmo elektrokardiogramos signalo analizės dalies. Nustačius optimalią kokybės indekso slenkstinę reikšmę, buvo galima iširti likusią (ne anotuotą) duomenų bazę.

Svarbu paminėti, kad pacientų numeravimas, kaip, pavyzdžiui, **15 pav.**, yra numeruojamas pagal bendrą, t.y. 70-ies pacientų bazę. Pacientai sunumeruoti chronologiškai - jei pacientas numeris 1 ir pacientas numeris 5 abu naudojo tą patį įrenginį, reiškia, kad 5 pacientas reinginį naudojo vėliau nei 1 pacientas. Toks chronologiškas duomenų pateikimas galėtų suteikti naudingos informacijos, jei, pavyzdžiui, didėjant paciento numeriui prastėja vidutinė signalų kokybė, galbūt, tai galėtų indikuoti įrenginio susidėvėjimą.

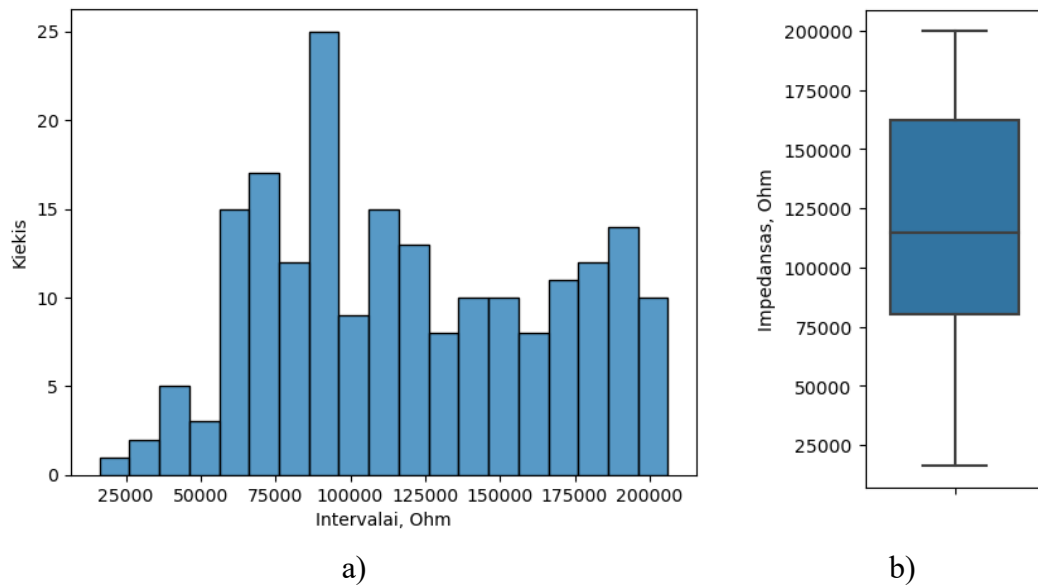
3.1. Impedanso signalo analizės algoritmo tyrimas

Visų pirma buvo norima iširti, koks galėtų būti tinkamas impedanso slenksčio lygis. Tam buvo pasirinkta tirti signalų epizodų registravimo metu pasiekiamas minimalias impedanso signalo reikšmes. Dažniausiai impedanso reikšmė viso epizodo metu kinta, paprastai - mažėja, nes gerėja kontaktas (mažėja impedansas) tarp elektrodų ir paciento odos. Neretai signalo pradžioje impedanso kritimas yra spartus, o vėliau sulėtėja, nusistovi. Atitinkamai, elektrokardiogramos signalo kokybė epizodo pradžioje būna prasta. Todėl svarbesnė yra preliminari nusistovėjusio impedanso signalo reikšmė.

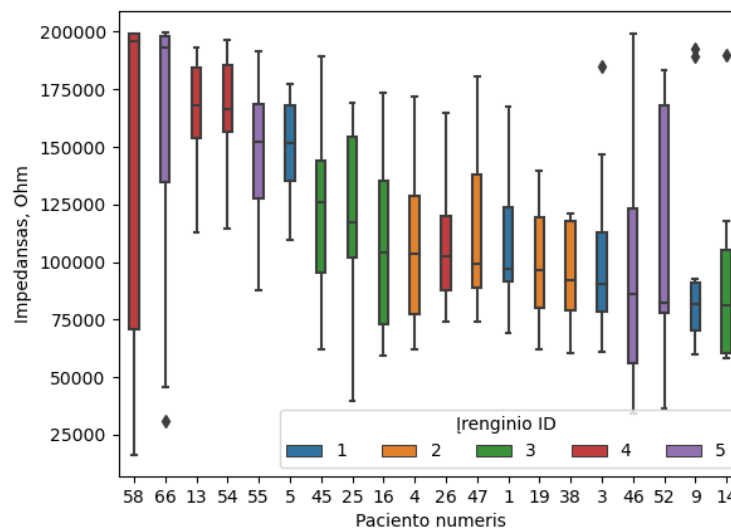
Toliau buvo tirtos epizodų trukmės. Buvo iškelta hipotezė, kad itin ilgi epizodai buvo registruojami ne tyčia – pavyzdžiui, miego metu.

3.1.1. Impedanso signalo amplitudės slenksčio elektrokardiogramos įrašams aptikti parinkimas

Pirma, rastas bendras signalų epizodų minimalių impedanso signalo reikšmių pasiskirstymas (**14 pav.**). Galima matyti, kad duomenys yra pasiskirstę gana plačiai, pagrindė tarp 50 – 200 k Ω . Tada buvo analizuojamas kiekvieno paciento duomenų pasiskirstymas. Rezultatai **15 pav.** rodo, kad tiek mediana, tiek reikšmių pasiskirstymo diapazonas buvo įvairus. Taip pat, galima pastebėti, kad aukščiausias reikšmes ir plačius duomenų pasiskirstymo diapazonus, turėjo pacientai, kurie naudojo 4 ir 5 įrenginius.



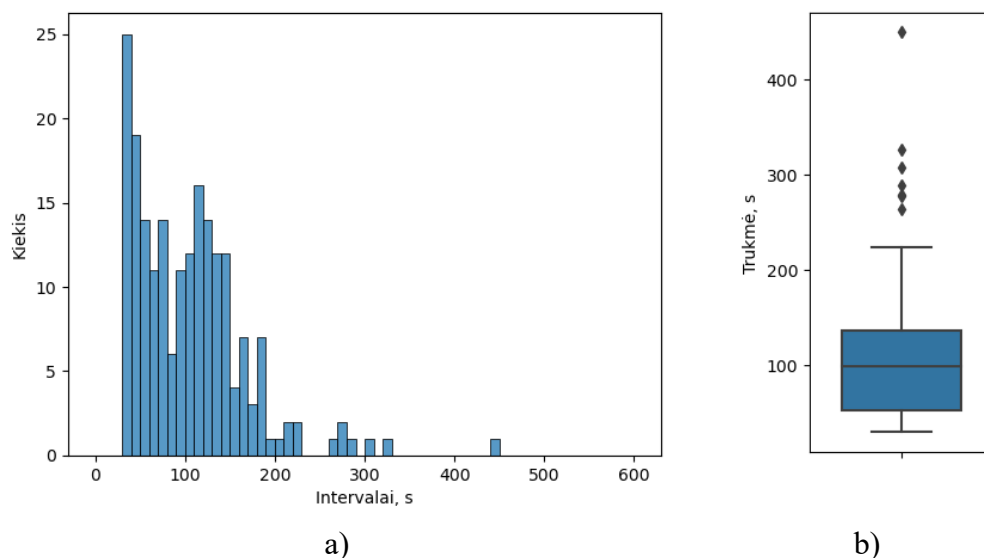
14 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalių impedanso signalo reikšmių pasiskirstymas: (a) duomenys pavaizduoti histograma, (b) apibendrinti duomenys pateikti stačiakampe diagrama



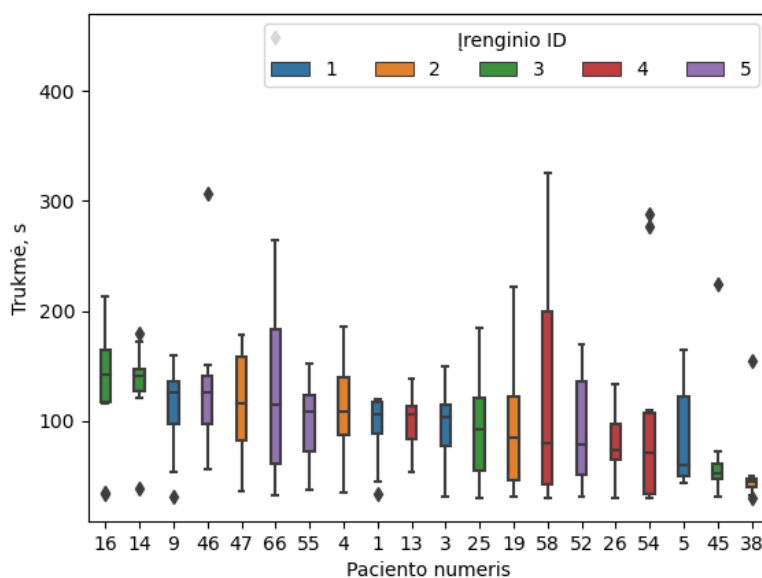
15 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalių impedanso signalo reikšmių pasiskirstymas priklausomai nuo paciento

3.1.2. Impedanso signalo trukmės slenksčio elektrokardiogramos įrašams aptikti parinkimas

Toliau buvo tiriamas signalų epizodų trukmių pasiskirstymas, rezultatus galima pamatyti **16 pav.** Didžioji dalis epizodų truko iki ~240 sekundžių, arba ~4 minučių. Tačiau yra ir ilgesnės trukmės epizodų, kurie irgi gali būti naudingi, suteikti prasmingos informacijos. Iš individualių pacientų rezultatų (**17 pav.**) išsiskyrė tik keli pacientai – numeris 66 ir 58, jų registruojamų signalų epizodų trukmės pasiskirstė žymiai plačiau nei kitų pacientų. Atitinkamai jie naudojo 5 ir 4 įrenginius.

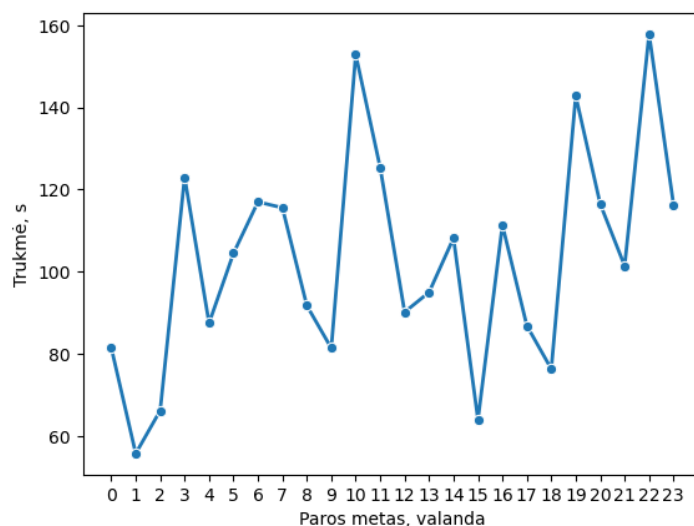


16 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių pasiskirstymas: (a) duomenys pavaizduoti histograma, (b) apibendrinti duomenys pateikti stačiakampe diagrama



17 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių pasiskirstymas priklausomai nuo paciento

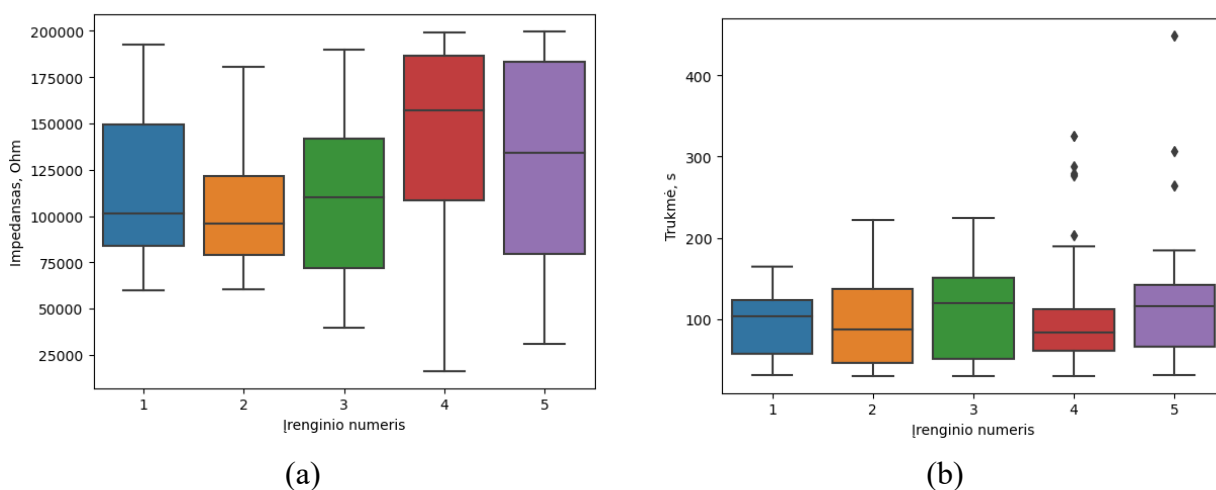
Taip pat, buvo patikrinta, ar didesnė dalis ilgų registruojamų signalų epizodų nėra užregistruojami naktį, kas galėtų indikuoti galimą netyčinį epizodų užregistravimą, pvz. užgulus prietaisą. Žvelgiant į rezultatus **18 pav.** galima matyti, kad vis dėlto žymesnių išskirčių nakties periodu nėra.



18 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių vidurkių pasiskirstymas paros eigoje

3.1.3. Naudojamų įrenginių įtakos impedansui tyrimas

Pastebėjus duomenų išskirtis, buvo iškelta hipotezė, kad atskiri įrenginiai gali daryti įtaką signalų kokybei. Nors iš techninės, įrenginio surinkimo pusės, visi prietaisai yra identiški, visada egzistuoja komponentų nominalų paklaidos, surinkimo kokybė, susidėvėjimas ir panašiai. Šiuo klausimu išsiskyrė signalų epizodai, kurie buvo registruojami 4-tu ir 5-tu įrenginiais. 19 pav. a) galima matyti, kad 4 ir 5 įrenginių duomenų pasiskirstymo diapazonas yra žymiai platesnis lyginant su likusiais įrenginiais. Taip pat, 4 įrenginio reikšmių mediana yra daug aukštesnė. Tačiau kiekvienam įrenginiui priklauso tik 4 pacientų signalai, todėl, daryti galutines išvadas būtų netikslu. 19 pav. b) dalyje galima matyti kaip pasiskirsto signalų epizodų trukmės. Apart kelių išskirčių, didesnių nuokrypių nepastebima.



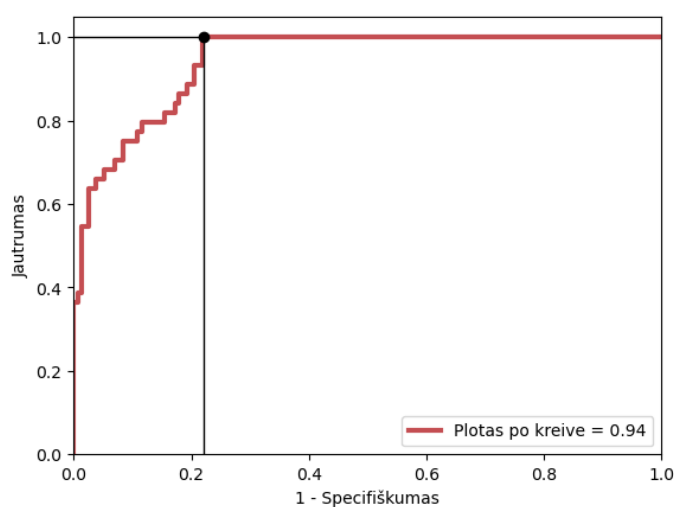
19 pav. Impedanso signalų parametrų priklausomybės nuo įrenginio vieneto. Signalų epizodo minimalios impedanso reikšmės pasiskirstymas (a) ir trukmės pasiskirstymas (b)

3.2. Elektrokardiogramos signalo kokybės vertinimo algoritmo tyrimas

Ištyrus impedanso signalų analizės algoritmą, toliau buvo tiriamas elektrokardiogramos signalo analizės algoritmas. Kaip ir buvo minėta anksčiau, kadangi kokybės įvertinimo algoritmo rezultatas yra binarinis – kokybė priimtina arba nepriimtina, 3 ir 2 kokybės lygio duomenys buvo priskirti prie priimtinos kokybės, o 1 ir 0 prie nepriimtinos.

3.2.1. Elektrokardiogramos signalo kokybės įverčio slenksčio parinkimas

Visiems anotuotiems elektrokardiogramos signalams buvo pritaikytas signalų kokybės analizės algoritmas. Visiems elektrokardiogramos signalo epizodams buvo paskaičiuotas bSQI kokybės įvertis. Tuomet, pasinaudojant anotuotais duomenimis, buvo nubrėžta ROC kreivė (**20 pav.**). Nubrėžus ROC kreivę buvo pasirinktas optimalus kokybės įverčio slenkstis, kurio vertė lygi 0,32, o plotas po kreive 0,94. Su šia slenkstine verte algoritmas pasiekė 100% jautrumą ir 78% specifiškumą.

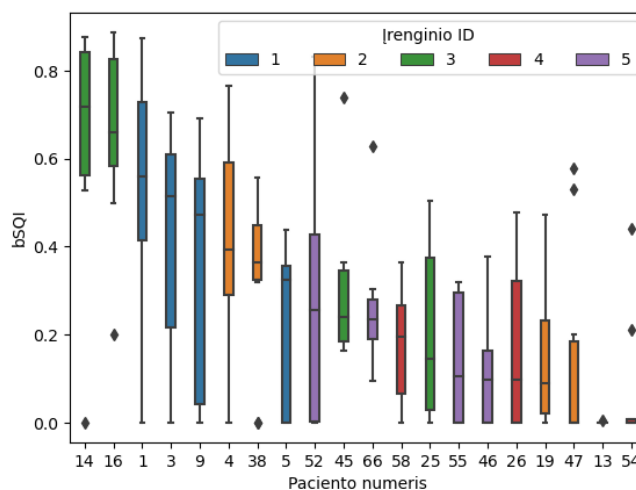


20 pav. Elektrokardiogramos signalo kokybės vertinimo algoritmo ROC kreivė

Esant poreikiui, būtų galima keisti slenksčio vertę ir mažinant jautrumą padidinti specifiškumą, tačiau, kadangi algoritmas būtų naudojamas aritmijų kontekste, priimtinau yra užregistruoti ir vėliau atmesti prastos kokybės signalus, nei neužregistruoti geros kokybės signalų ir prarasti galimai naudingą informaciją apie sutrikimus. Taigi, šiuo atveju, didesnis jautrumas yra svarbiau nei specifiškumas.

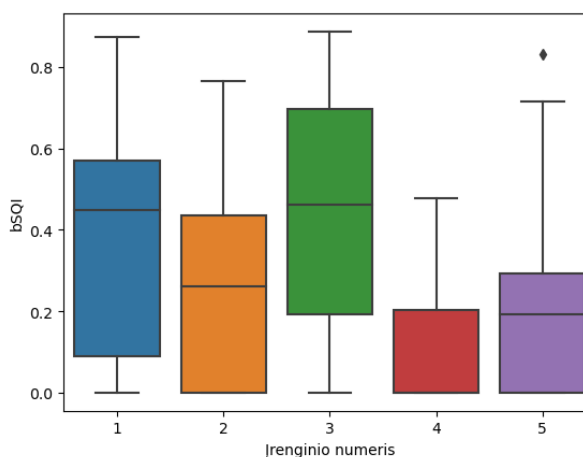
3.2.2. Elektrokardiogramos signalo kokybei įtaką darančių veiksnių tyrimas

Toliau buvo tiriama, kokie veiksniai gali daryti įtaką signalo kokybei. Pirma, buvo patikrinta signalo kokybės priklausomybė nuo paciento, rezultatai pateikti **21 pav.** Galima matyti, kad elektrokardiogramos signalų epizodų kokybės įverčiai pasiskirstę labai skirtingai priklausomai nuo paciento. T.y. nuo pacientų, kaip 14-tas ir 16-tas, kurių didžioji epizodų dalis buvo aukštos kokybės, iki pacientų kaip 13-tas ir 54-tas, kurių beveik visi epizodai buvo nepriimtinos kokybės. Tačiau kai kurių pacientų, kaip 1-tas ir 4-tas, epizodų kokybė pasiskirsčius labai plačiai.



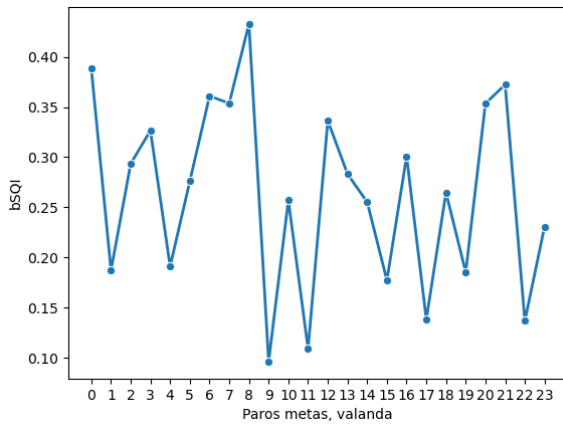
21 pav. Kiekvieno paciento elektrokardiogramos signalų epizodų bSQI įverčio reikšmių pasiskirstymas

Taip pat, buvo patikrinta ir signalų kokybės priklausomybė nuo įrenginio vieneto. Rezultatus galima matyti **22 pav.** Iš 5-ių įrenginių vienetų išsiskiria 4-tasis, kuriuo užregistruotų elektrokardiogramos signalų epizodų didžioji dalis buvo žemos kokybės.

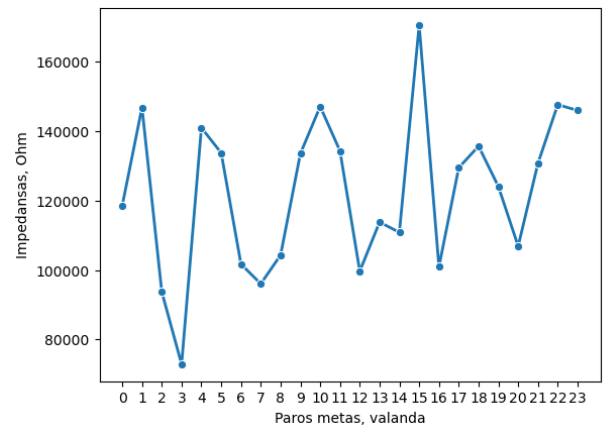


22 pav. Kiekvieno įrenginio vieneto elektrokardiogramos signalų epizodų bSQI įverčio reikšmių pasiskirstymas

Galiausiai buvo ištirta signalo kokybės priklausomybė nuo paros laiko. Taip pat kaip ir tiriant impedanso signalus, daroma prielaida, kad naktį vidutiniškai signalų kokybė galėtų būti žemesnė nei dieną, nes žmogus naktį yra mažiau budresnis, gali atlaidžiau atlikti epizodo registravimą. Papildomai, padidėja rizika signalų epizodą užregistruoti netyčia, pvz. užgulus laikrodį. Tačiau, kaip matyti **23 pav.** a dalyje, naktį vidutinė kokybė nebuvo išskirtinai prastesnė. Registruojamų signalų epizodų minimalios impedanso reikšmės irgi neišsiskyrė nei vienu paros metu (**23 pav.** b)



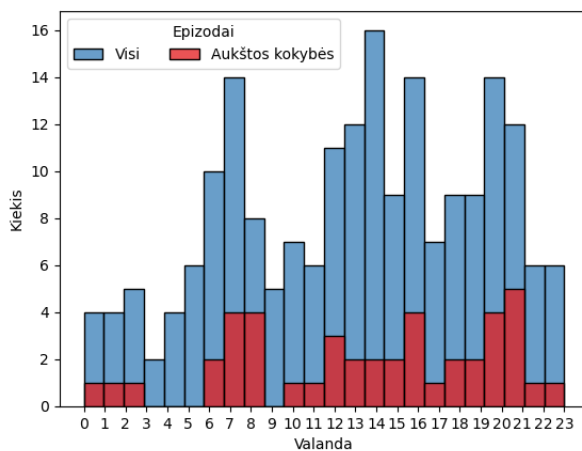
(a)



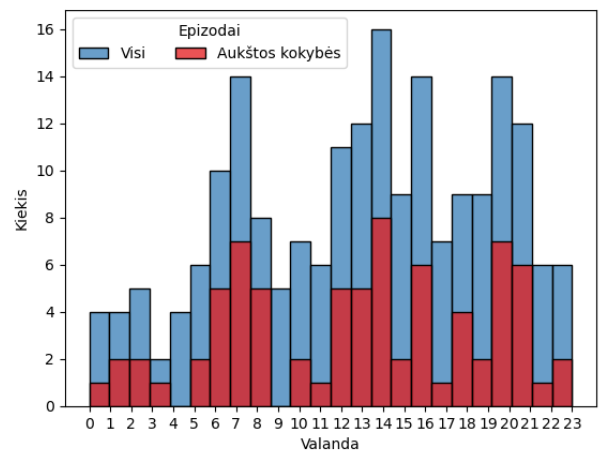
(b)

23 pav. Registruojamų signalų epizodų kokybės (a) ir minimalių impedanso reikšmių (b) vidurkių pasiskirstymas paros eigoje

Rezultatai pateikti 24 pav. rodo, kad aukštos kokybės elektrokardiogramos signalų epizodų kiekis koreliuoja su visų užregistruotų epizodų kiekiu. Taip pat, **24 pav.** pateikti rezultatai, ir su anotuotais duomenimis (a), t.y. pagal anotuotus kokybės lygius (tik 2 ir 3 lygių elektrokardiogramos signalų epizodai priskirti prie aukštos kokybės epizodų), ir su rezultatais gautais pritaikant bSQI įvertį ir 0,32 slenkstinę reikšmę (b). Kadangi buvo pasirinkta slenkstinė reikšmė lemianti 100% jautrumą ir 78% specifiškumą, galima matyti, kad **24 pav.** (b) dalyje aukštos elektrokardiogramos signalų kokybės epizodų kiekvieną valandą yra arba tiek pat, arba daugiau, nei (a) dalyje.



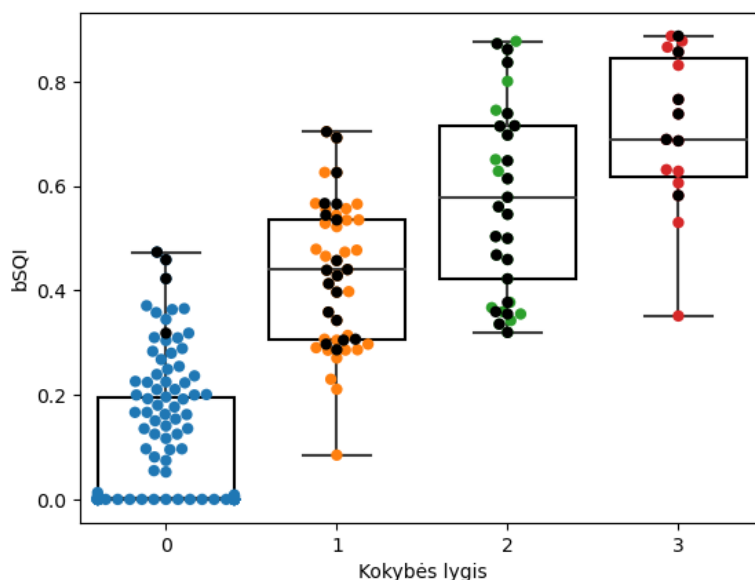
(a)



(b)

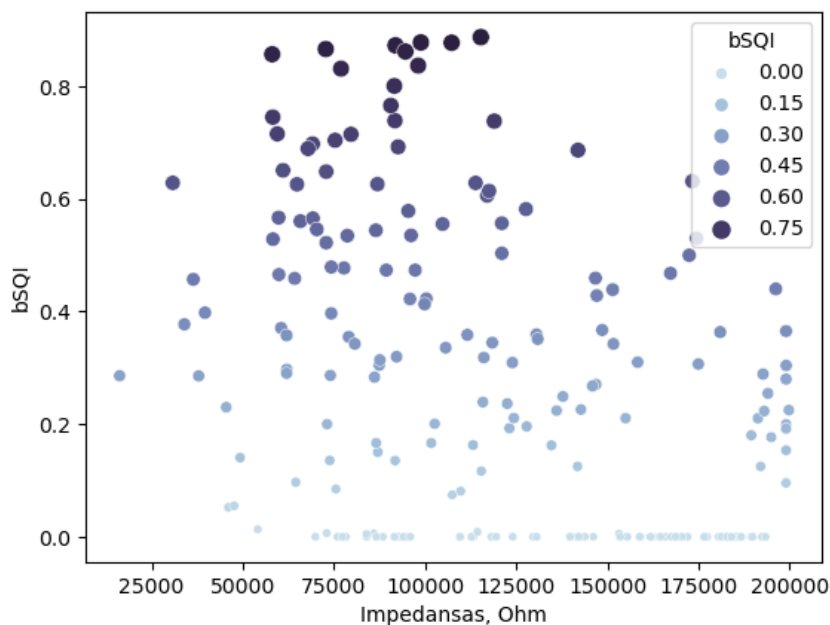
24 pav. Visų ir aukštos kokybės elektrokardiogramos signalų epizodų kiekio paros eigoje pasiskirstymas. Rezultatai pagal anotuotus duomenis (a); rezultatai pagal bSQI įvertį ir slenkstinę reikšmę (b)

Kaip buvo minėta anksčiau, anotuojant signalus, kartais signalas patekdavo ties dviejų lygių riba, tada kildavo dilema, prie kurio lygio jis labiau tinka. Taip pat, kai kuriuose signaluose buvo matomos aritmijos, kurios apsunkindavo kokybės vertinimą. Tokie signalų epizodai buvo papildomai pažymėti, tai leido juos išskirti iš visų anotuotų signalų epizodų. **25 pav.** galima matyti visų keturių signalo kokybės lygių epizodų kokybės įverčio pasiskirstymą. Juodos spalvos apskritimai žymi minėtuosius signalus. Galima matyti, kad dėl didžiosios dalies itin prastos kokybės signalų epizodų (0-inis lygis), dvejonų nekilo, tačiau dėl nemažos dalies kitų epizodų nuspręsti buvo gana sudėtinga. Tai daro įtaką rezultatams, ypač galutinio signalo kokybės vertinimo algoritmo tikslumo nustatymui.



25 pav. Kokybės lygių kokybės įverčių pasiskirstymas

Buvo išanalizuotas ir signalų epizodų minimalaus impedanso ir kokybės indekso ryšys. Rezultatus galima matyti **26 pav.** Kaip ir buvo galima tikėtis, dažniausiai aukštesnė signalų kokybė buvo pasiekama su žemesnio lygio impedansu. Impedanso kritimas lemia geresnį kontaktą tarp paciento ir elektrodų, atitinkamai gerėja ir registruojamų signalų kokybė, tačiau ryšys nėra stiprus. Paskaičiuotas Spearmano koreliacijos koeficientas, tarp signalų epizodų minimalaus impedanso ir bSQI įverčio, buvo lygus $-0,40$. T.y. didėjant impedansui bSQI įvertis mažėjo, tačiau koreliacijos koeficientas nurodo vidutiniškai silpną ryšį.



26 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalaus impedanso ir elektrokardiogramos signalo kokybės įverčio bSQI ryšys (tamsesnės spalvos apskritimai reprezentuoja aukštesnės signalo kokybės epizodus)

Galiausiai buvo paskaičiuotas užregistruotų signalų epizodų kiekis ir bendra jų trukmė prieš ir po kokybės vertinimo ir slenkstinės vertės pritaikymo. Epizodų kiekis nuo bendro 200 sumažėjo iki 44 aukštos elektrokardiogramos signalų kokybės epizodų, t.y. tik apie 22% epizodų buvo priimtinos

kokybės. Visos (susumuotos) signalų trukmės atžvilgiu tai yra 20925 s (5,8 h) ir 4831 s (1.3 h) atitinkamai arba apie 23%.

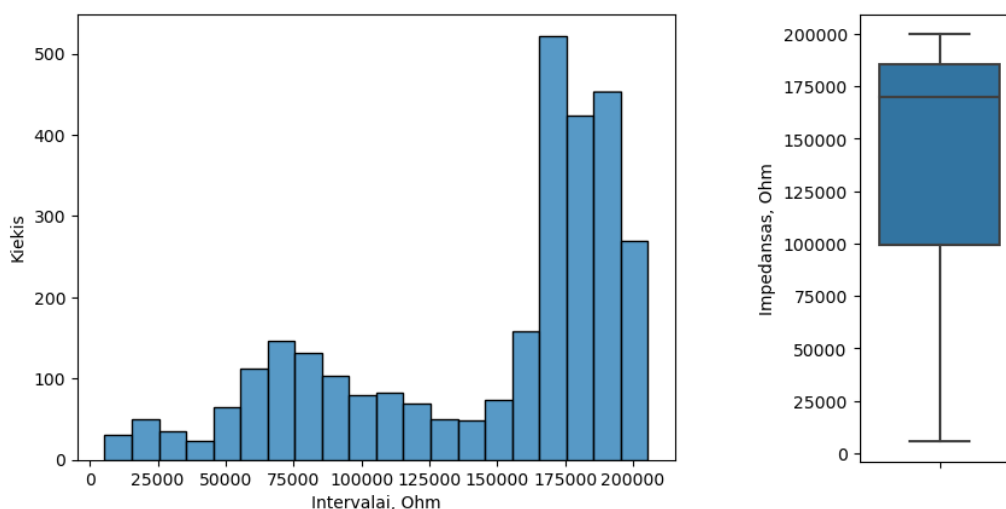
3.3. Pacientų savarankiškai užregistruotų signalų duomenų bazės tyrimas

Ištyrimus algoritmą ir parinkus tenkinančius parametrus, jis buvo pritaikytas likusiai duomenų bazės daliai (50 pacientų). Pritaikius impedanso slenksčio ir registruojamų signalų epizodų laiko filtravimą, iš 50 pacientų signalų liko tik 41 paciento signalai. Toliau pritaikius ir bSQI kokybės įverčio slenkstį, liko 39. Įrenginių, kuriais buvo registruojami signalai, panaudojimo pasiskirstymą galima pamatyti **6 lentelėje**.

6 lentelė. Atskirų įrenginių panaudojimo dažnis taikant filtravimo etapus

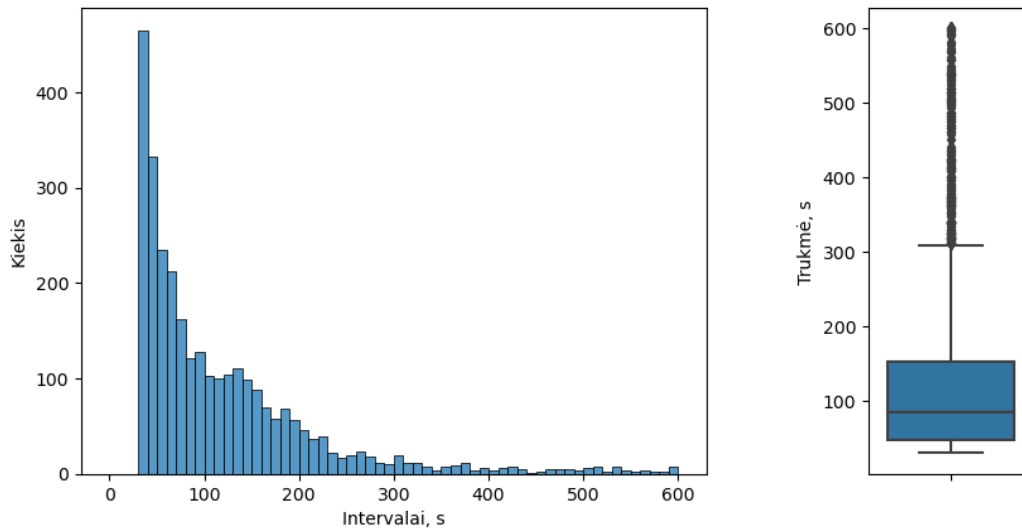
Įrenginio ID	1	2	3	4	5
Panaudojimų kiekis, pradžioje	15	12	12	8	3
Panaudojimų kiekis, po impedanso	14	10	9	6	2
Panaudojimų kiekis, po bSQI	12	10	9	6	2

Rezultatai **27 pav.** rodo, kad didesnė dalis registruojamų signalų epizodų pasižymėjo aukšta minimalia impedanso reikšme. Šios duomenų bazės dalies impedanso reikšmių pasiskirstymas stipriai skiriasi nuo anotuotos duomenų bazės dalies, kur duomenys buvo pasiskirstę daug arčiau normalaus (Gauso) skirstinio.



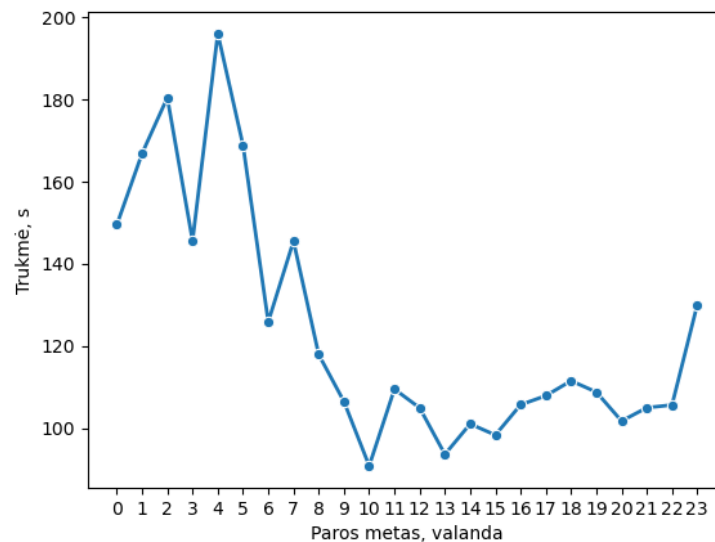
27 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalių impedanso reikšmių pasiskirstymas (neanotuota dalis)

Tuo tarpu, registruojamų signalų epizodų trukmių pasiskirstymas (**28 pav.**) buvo gana artimas prieš tai gautiems rezultatams. Nors **28 pav.** galima matyti daugiau išskirčių nei **16 pav.**, visgi didesnė dalis epizodų yra trumpesni.

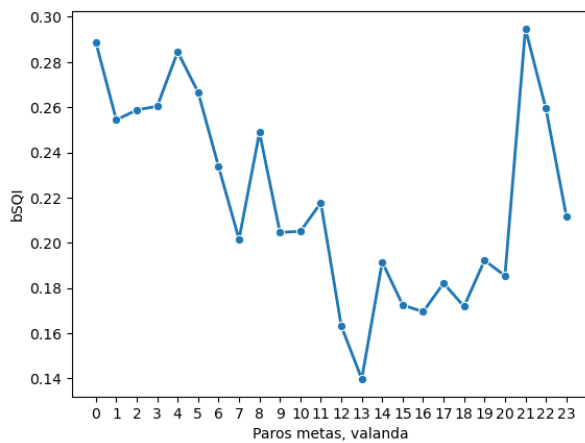


28 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių pasiskirstymas (neanotuota dalis)

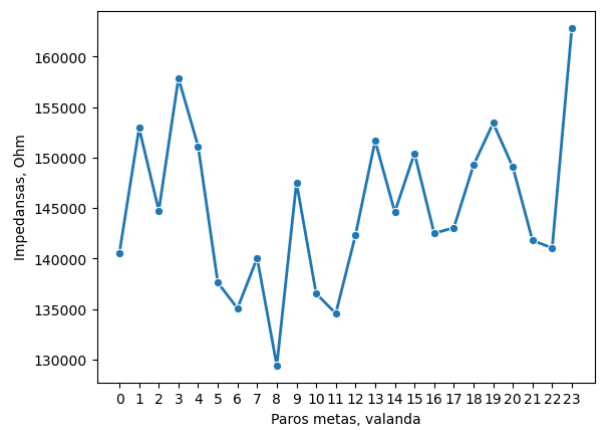
Skirtingai nei anotuotos, šios duomenų bazės rezultatai pasižymi ilgesne registruojamų signalų epizodų trukme naktį, tai galima pamatyti **29 pav.** Iš pirmo žvilgsnio, būtų galima patvirtinti prielaidą, kad nakties periodo epizodai yra ilgesni, nes dalis jų yra užregistruojami ne tyčia, pavyzdžiui, užgulus laikrodį. Tačiau, rezultatai **30 pav.** a dalyje rodo, kad aukštesnės kokybės elektrokardiogramos signalai taip pat buvo registruojami naktį. Įdomu, kad epizodų minimalios impedanso reikšmės (**30 pav.** b) naktį nebuvo žemesnės nei dieną, kai elektrokardiogramos signalų kokybė vidutiniškai buvo prastesnė.



29 pav. Registruojamų signalų epizodų trukmių vidurkių pasiskirstymas paros eigoje (neanotuota dalis)



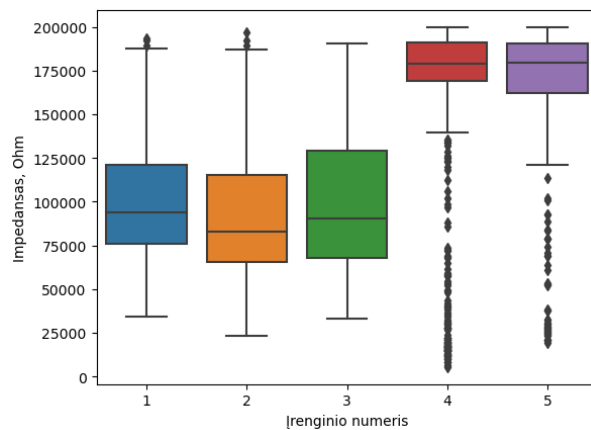
(a)



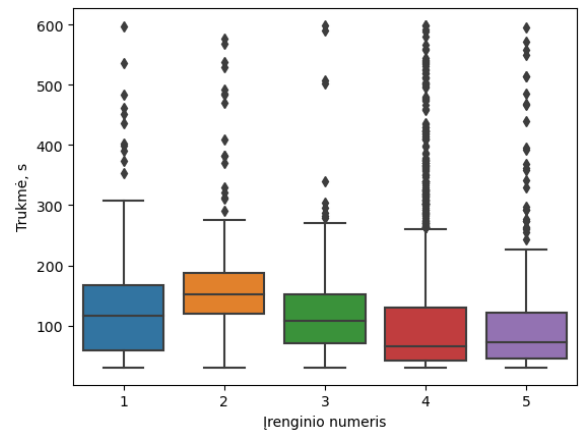
(b)

30 pav. Registruojamų signalų epizodų elektrokardiogramos kokybės (a) ir minimalių impedanso reikšmių (b) vidurkių pasiskirstymas paros eigoje (neanotuota dalis)

Rezultatai **31 pav.** **32 pav.** toliau papildo prieš tais gautus rezultatus, rodančius, prastesnius 4-to ir 5-to įrenginių vienetų rezultatus. Abiejuose paveiksluose galima matyti, kad 4 ir 5 įrenginiai išskiria iš kitų trijų. Nors **31 pav.** b dalies rezultatai nėra tokie reikšmingi, a dalies bei **32 pav.** rezultatai rodo, kad 4 ir 5 įrenginiu užregistruoti impedanso signalai buvo aukštesnės vertės, bei prastesnės kokybės. Tiesa, 5-to įrenginio panaudojimo dažnis žemesnis nei kitų keturių įrenginių, todėl šansai, kad šio įrenginio rezultatai yra tokie dėl atsitiktinumo – didesni.

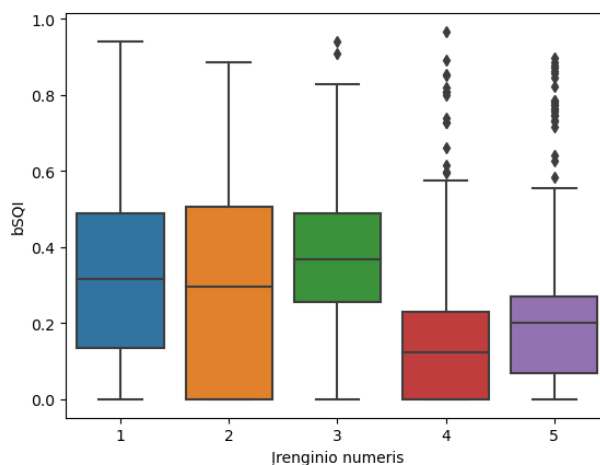


(a)



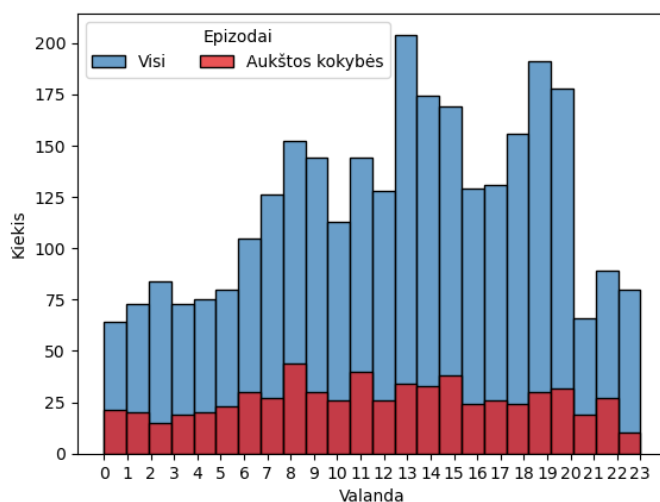
(b)

31 pav. Impedanso signalų parametrų priklausomybės nuo įrenginio vieneto (neanotuota dalis). Registruojamų signalų epizodų minimalios impedanso reikšmės (a) ir epizodų trukmės (b) pasiskirstymas



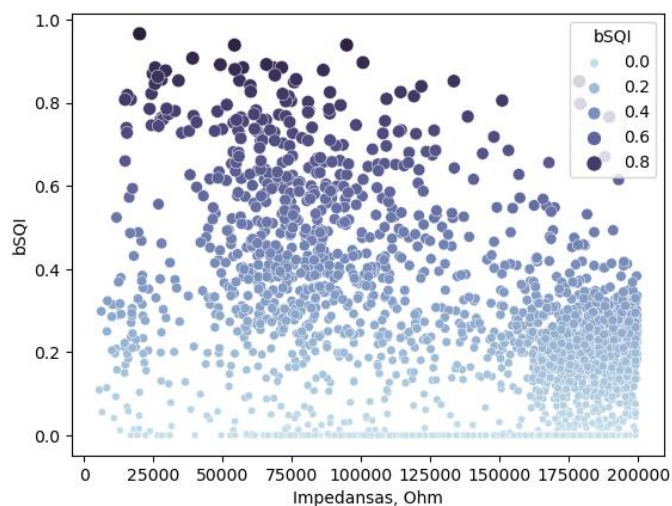
32 pav. Kiekvieno įrenginio vieneto elektrokardiogramos signalo bSQI įverčio reikšmių pasiskirstymas (neanotuota dalis)

Žvelgiant į visų ir aukštos kokybės elektrokardiogramos signalų epizodų santykį **33 pav.**, galima matyti, kad rezultatai yra panašūs kaip ir prieš tai - kuo daugiau signalų epizodų užregistruojama, tuo didesnis šansas užregistruoti daugiau aukštos elektrokardiogramos signalų kokybės epizodų.



33 pav. Visų ir aukštos kokybės elektrokardiogramos signalų epizodų kiekio paros eigoje palyginimas (neanotuota dalis)

Kaip ir praeitai duomenų bazės daliai, buvo išanalizuotas registruojamų signalų epizodų minimalaus impedanso ir elektrokardiogramos kokybės indekso ryšys. Rezultatus galima matyti **34 pav.** Ir nors galima įžiūrėti vėl tokią pačią tendenciją, šį kartą Spearmano koreliacijos koeficientas buvo dar žemesnis -0,28. Taigi, nors jis ir rodo didėjančio impedanso ir mažėjančios kokybės ryšį, jis yra silpnas.



34 pav. Registruojamų signalų epizodų minimalaus impedanso ir elektrokardiogramos signalo kokybės įverčio bsQI ryšys (neanotuota dalis); (tamsesnės spalvos apskritimai reprezentuoja aukštesnės signalo kokybės epizodus)

Galiausiai buvo paskaičiuotas užregistruotų signalų epizodų kiekis ir bendra jų trukmė prieš ir po kokybės vertinimo ir slenkstinės vertės pritaikymo. Šį kartą pradinis nustatytų signalų registravimo epizodų kiekis buvo 2928, pritaikius elektrokardiogramos signalų analizės algoritmą kiekis sumažėjo iki 638, arba 22%. Atitinkamai bendra (susumuotos) signalų trukmė sumažėjo nuo 344118 s (95,6 h) iki 89777 s (24,94 h), arba 26%.

Išvados

1. Sukurtas elektrokardiogramos epizodų aptikimo ir signalo kokybės vertinimo algoritmas, skirtas automatinio būdu analizuoti ant rankos dėvimu įrenginiu užregistruotus signalus. Elektrokardiogramos epizodams atpažinti visų pirma pasitelkiamas sinchroniškai registruojamas impedanso signalas, kurio vertei sumažėjus žemiau $200\text{ k}\Omega$ laikoma, kad registruojama elektrokardiograma. Sekančiame etape analizuojama elektrokardiogramos signalo kokybė ir randamas kokybės įvertis, kuriuo remiantis signalai klasifikuojami į kokybės klases.
2. Elektrokardiogramos epizodų aptikimo ir signalo kokybės vertinimo algoritmas ištirtas su pagal kokybę anotuota duomenų baze, užregistruota paroksizminio prieširdžių virpėjimo diagnozę turintiems pacientams kasdienėje veikloje. Algoritmo jautrumas – 100 %, o specifiškumas – 78 %.

Ištyrus registruojamų elektrokardiogramos epizodų kokybės ir impedanso minimalios reikšmės ryšį pastebėta, kad mažesnė impedanso reikšmė siejasi su aukštesne elektrokardiogramos kokybe, tačiau ryšis vidutiniškai silpnas (Spearmano koreliacijos koeficientas -0,40).

3. Ištyrus pacientų savarankiškai užregistruotų elektrokardiogramos epizodų duomenų bazę, kuri buvo nenaudota parenkant algoritmo parametrus, gauta, kad iš 2928 impedanso signalo analizės pagrindu atpažintų epizodų tik 22% priskirti ne žemesnės nei pakankamos kokybės klasei. Ištyrus registruojamų elektrokardiogramos epizodų kokybės ir impedanso minimalios reikšmės ryšį gauta silpna koreliacija (Spearmano koreliacijos koeficientas -0,28).

Galimos tolimesnių tyrimų kryptys

1. Būtų galima iširti skirtingas QRS detektorių kombinacijas naudojant nešiojamais įrenginiais užregistruotas elektrokardiogramos duomenų bases. Tai leistų nustatyti tiksliausias algoritmų kombinacijas.
2. Algoritmą prasminga iširti naudojant specialistų anotuotą duomenų bazę. Signalus anotavo bazines elektrokardiogramos signalų žinias turintis asmuo, o tai galėjo daryti įtaką rezultatams.
3. Signalų kokybės lygių reikalavimai / savybės buvo parinktos subjektyviai. Žinant kokios kokybės signalų reikia vėliau taikomiems aritmijų atpažinimo algoritmams, būtų galima objektyviai anotuoti duomenų bazę ir iširti kokybės vertinimo algoritmą.
4. Tyrimo metu pastebėta duomenų išskirtis naudojant skirtingus įrenginius. Tačiau nebuvo nustatyta tiksli priežastis. Tai iširti ir įvertinti svarbu, nes algoritmų parametrų parinkimas tampa problematiškas, jei registruojant tuos pačius signalus skirtingais įrenginiais gaunamos skirtingos reikšmės.

Literatūros sąrašas

- [1] “The top 10 causes of death.” <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> (accessed Dec. 29, 2022).
- [2] “Cardiovascular diseases (CVDs).” [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)) (accessed May 01, 2023).
- [3] A. Mizuno, S. Changolkar, and M. S. Patel, “Wearable Devices to Monitor and Reduce the Risk of Cardiovascular Disease: Evidence and Opportunities,” <https://doi.org/10.1146/annurev-med-050919-031534>, vol. 72, pp. 459–471, Jan. 2021, doi: 10.1146/ANNUREV-MED-050919-031534.
- [4] N. Rens *et al.*, “Activity data from wearables as an indicator of functional capacity in patients with cardiovascular disease,” *PLoS One*, vol. 16, no. 3, p. e0247834, Mar. 2021, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0247834.
- [5] S. Cunha *et al.*, “Raising awareness and early detection of atrial fibrillation, an experience resorting to mobile technology centred on informed individuals,” *Res. Soc. Adm. Pharm.*, vol. 16, no. 6, pp. 787–792, Jun. 2020, doi: 10.1016/J.SAPHARM.2019.08.036.
- [6] R. B. Schnabel *et al.*, “Early diagnosis and better rhythm management to improve outcomes in patients with atrial fibrillation: the 8th AFNET/EHRA consensus conference,” *EP Eur.*, vol. 25, no. 1, pp. 6–27, Feb. 2023, doi: 10.1093/EUROPACE/EUAC062.
- [7] C. C. Cheung, A. D. Krahn, and J. G. Andrade, “The Emerging Role of Wearable Technologies in Detection of Arrhythmia,” *Can. J. Cardiol.*, vol. 34, no. 8, pp. 1083–1087, Aug. 2018, doi: 10.1016/J.CJCA.2018.05.003.
- [8] F. Liu *et al.*, “Dynamic ECG Signal Quality Evaluation Based on the Generalized bSQI Index,” *IEEE Access*, vol. 6, pp. 41892–41902, Jul. 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2860056.
- [9] “ECG (electrocardiogram) | Cancer Research UK.” <https://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/tests-and-scans/ecg> (accessed May 10, 2023).
- [10] “24-Hour Holter Monitoring: Purpose, Procedure, and Results.” <https://www.healthline.com/health/holter-monitor-24h> (accessed May 10, 2023).
- [11] L. S. B. Johnson, A. P. Persson, P. Wollmer, S. Juul-Möller, T. Juhlin, and G. Engström, “Irregularity and lack of p waves in short tachycardia episodes predict atrial fibrillation and ischemic stroke,” *Heart Rhythm*, vol. 15, no. 6, pp. 805–811, Jun. 2018, doi: 10.1016/J.HRTHM.2018.02.011.
- [12] A. B. Nigusse, B. Malengier, D. A. Mengistie, G. B. Tseghai, and L. Van Langenhove, “Development of Washable Silver Printed Textile Electrodes for Long-Term ECG Monitoring,” *Sensors 2020, Vol. 20, Page 6233*, vol. 20, no. 21, p. 6233, Oct. 2020, doi: 10.3390/S20216233.
- [13] U. Satija, B. Ramkumar, and M. Sabarimalai Manikandan, “A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment,” *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 11, pp. 36–52, Feb. 2018, doi: 10.1109/RBME.2018.2810957.
- [14] S. Chatterjee, R. S. Thakur, R. N. Yadav, L. Gupta, and D. K. Raghuvanshi, “Review of noise removal techniques in ECG signals,” *IET Signal Process.*, vol. 14, no. 9, pp. 569–590, Dec. 2020, doi: 10.1049/IET-SPR.2020.0104.

- [15] G. D. Clifford, "ECG statistics, noise, artifacts, and missing data," *Adv. Methods Tools ECG Anal.*, pp. 55–99, 2006.
- [16] G. M. Friesen, T. C. Jannett, M. A. Jadallah, S. L. Yates, S. R. Quint, and H. T. Nagle, "A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 1, pp. 85–98, 1990, doi: 10.1109/10.43620.
- [17] J. A. Van Alsté and T. S. Schilder, "Removal of Base-Line Wander and Power-Line Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 12, pp. 1052–1060, 1985, doi: 10.1109/TBME.1985.325514.
- [18] M. Dai and S. L. Lian, "Removal of baseline wander from dynamic electrocardiogram signals," *Proc. 2009 2nd Int. Congr. Image Signal Process. CISP'09*, 2009, doi: 10.1109/CISP.2009.5304473.
- [19] A. Velayudhan and S. Peter, "Noise Analysis and Different Denoising Techniques of ECG Signal-A Survey," Accessed: May 10, 2023. [Online]. Available: www.iosrjournals.org.
- [20] A. C. Vinzio Maggio, M. Paula, E. Laciari, and P. David, "Quantification of Ventricular Repolarization Dispersion Using Digital Processing of the Surface ECG," *Adv. Electrocardiograms - Methods Anal.*, Jan. 2012, doi: 10.5772/23050.
- [21] C. Orphanidou, T. Bonnici, P. Charlton, D. Clifton, D. Vallance, and L. Tarassenko, "Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: Derivation and applications to wireless monitoring," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 3, pp. 832–838, May 2015, doi: 10.1109/JBHI.2014.2338351.
- [22] J. Y. Wang, "A New Method for Evaluating ECG Signal Quality for Multi-Lead Arrhythmia Analysis," 2002.
- [23] G. D. Clifford, J. Behar, Q. Li, and I. Rezek, "Signal quality indices and data fusion for determining clinical acceptability of electrocardiograms," *Physiol. Meas.*, vol. 33, no. 9, pp. 1419–1433, 2012, doi: 10.1088/0967-3334/33/9/1419.
- [24] S. A. Mann and R. Orglmeister, "A flexible PCA-based ECG-reconstruction algorithm with confidence estimation for ECG during exercise," *Comput. Cardiol. (2010)*, vol. 41, pp. 33–36, 2014.
- [25] "Simple scoring system for ECG quality assessment on Android platform | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore." <https://ieeexplore.ieee.org/document/6164599> (accessed May 11, 2023).
- [26] D. P. Tobon and T. H. Falk, "Online ECG quality assessment for context-aware wireless body area networks," *Can. Conf. Electr. Comput. Eng.*, vol. 2015-June, no. June, pp. 587–592, Jun. 2015, doi: 10.1109/CCECE.2015.7129341.
- [27] I. Jekova, V. Krasteva, I. Christov, and R. Abächerli, "Threshold-based system for noise detection in multilead ECG recordings," *Physiol. Meas.*, vol. 33, no. 9, pp. 1463–1477, 2012, doi: 10.1088/0967-3334/33/9/1463.
- [28] Q. Li, R. G. Mark, and G. D. Clifford, "Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter," *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 1, pp. 15–32, Jan. 2008, doi: 10.1088/0967-3334/29/1/002.
- [29] "Holter Monitor Explained by a Cardiologist • MyHeart." <https://myheart.net/articles/holter->

- monitors-explained-by-a-cardiologist/ (accessed May 07, 2023).
- [30] “Holter Monitor | Johns Hopkins Medicine.” <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/holter-monitor> (accessed May 07, 2023).
- [31] “ECG Devices for Cardiac Monitoring | Bittium Faros™.” <https://www.bittium.com/medical/bittium-faros> (accessed May 07, 2023).
- [32] “Qardio - State of the Heart Technology.” <https://www.qardio.com/> (accessed May 07, 2023).
- [33] “How Zio works | iRhythm.” <https://www.irhythmtech.com/patients/how-it-works> (accessed May 07, 2023).
- [34] “ECG Anywhere, Anytime | AliveCor.” <https://www.alivecor.co.uk/> (accessed May 13, 2023).
- [35] “Wiwe.” <https://www.mywiwe.com/en> (accessed May 13, 2023).
- [36] “MyDiagnostick Medical.” <https://www.mydiagnostick.com/product.html> (accessed May 13, 2023).
- [37] “MyDiagnostick helps to detect atrial fibrillation in its early stages - IO.” <https://innovationorigins.com/en/mydiagnostick-helps-to-detect-atrial-fibrillation-in-its-early-stages/> (accessed May 13, 2023).
- [38] A. Hall, A. R. J. Mitchell, L. Wood, and C. Holland, “Effectiveness of a single lead AliveCor electrocardiogram application for the screening of atrial fibrillation: A systematic review,” *Medicine (Baltimore)*, vol. 99, no. 30, p. e21388, Jul. 2020, doi: 10.1097/MD.00000000000021388.
- [39] G. Tuboly, G. Kozmann, O. Kiss, and B. Merkely, “Atrial fibrillation detection with and without atrial activity analysis using lead-I mobile ECG technology,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 66, p. 102462, Apr. 2021, doi: 10.1016/J.BSPC.2021.102462.
- [40] B. Vaes *et al.*, “The diagnostic accuracy of the MyDiagnostick to detect atrial fibrillation in primary care,” *BMC Fam. Pract.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–7, Jun. 2014, doi: 10.1186/1471-2296-15-113/TABLES/2.
- [41] “Global: smartwatches number of users 2018-2027 | Statista.” <https://www.statista.com/forecasts/1314339/worldwide-users-of-smartwatches> (accessed May 07, 2023).
- [42] “Take an ECG with the ECG app on Apple Watch - Apple Support (IE).” <https://support.apple.com/en-ie/HT208955> (accessed May 07, 2023).
- [43] “How to take an ECG reading with your Pixel Watch.” <https://9to5google.com/2022/11/22/ecg-reading-with-your-pixel-watch/> (accessed May 07, 2023).
- [44] “FDA-Cleared Electrocardiogram Monitor App is Available in the US Starting Today on Galaxy Watch3 and Galaxy Watch Active2 – Samsung Global Newsroom.” <https://news.samsung.com/global/fda-cleared-electrocardiogram-monitor-app-is-available-in-the-us-starting-today-on-galaxy-watch3-and-galaxy-watch-active2> (accessed May 07, 2023).
- [45] “Irregular Rhythm.” <https://www.fitbit.com/global/eu/technology/irregular-rhythm#how-to-get-features> (accessed May 07, 2023).

- [46] P. Jariwala and K. P. Jadhav, "Remote detection of arrhythmias using Apple watch: A useful wearable during COVID-19 pandemic," *IHJ Cardiovasc. Case Reports*, vol. 5, no. 2, pp. 119–122, May 2021, doi: 10.1016/J.IHJCCR.2021.05.002.
- [47] J. Hwang *et al.*, "Assessing Accuracy of Wrist-Worn Wearable Devices in Measurement of Paroxysmal Supraventricular Tachycardia Heart Rate," *Korean Circ. J.*, vol. 49, no. 5, pp. 437–445, Feb. 2019, doi: 10.4070/KCJ.2018.0323.
- [48] J. Bacevicius *et al.*, "High Specificity Wearable Device With Photoplethysmography and Six-Lead Electrocardiography for Atrial Fibrillation Detection Challenged by Frequent Premature Contractions: DoubleCheck-AF," *Front. Cardiovasc. Med.*, vol. 9, Apr. 2022, doi: 10.3389/FCVM.2022.869730.
- [49] G. Hindricks *et al.*, "2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS)The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC," *Eur. Heart J.*, vol. 42, no. 5, pp. 373–498, Feb. 2021, doi: 10.1093/EURHEARTJ/EHAA612.
- [50] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-33, no. 12, pp. 1157–1165, 1986, doi: 10.1109/TBME.1986.325695.
- [51] W. Zong, G. B. Moody, and D. Jiang, "A robust open-source algorithm to detect onset and duration of QRS complexes," *Comput. Cardiol.*, vol. 30, no. October 2003, pp. 737–740, 2003, doi: 10.1109/cic.2003.1291261.