



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Justinas Gasparovičius

**TEKSTILINIAIS ELEKTRODAIS REGISTRUOJAMO EKG
SIGNALO KOKYBĖS VERTINIMAS NAUDOJANT SPRENDIMŲ
MEDŽIUS**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Doc. dr. Darius Jegelevičius

KAUNAS, 2016

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

**TEKSTILINIAIS ELEKTRODAIS REGISTRUOJAMO EKG
SIGNALO KOKYBĖS VERTINIMAS NAUDOJANT SPRENDIMŲ
MEDŽIUS**

Baigiamasis magistro projektas

Studijų programos pavadinimas 621H16001

Vadovas

(parašas) Doc. dr. Darius Jegelevičius

(data)

Recenzentas

(parašas) Prof. Vaidotas Marozas

(data)

Projektą atliko

(parašas) Justinas Gasparovičius

(data)

KAUNAS, 2016



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos

(Fakultetas)

Justinas Gasparovičius

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija, 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „TEKSTILINIAIS ELEKTRODAIS REGISTRUOJAMO EKG SIGNALO
KOKYBĖS VERTINIMAS NAUDOJANT SPRENDIMŲ MEDŽIUS“
AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 ____ m. _____ d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Justino Gasparovičiaus** baigiamasis projektas tema „Tekstiliniai elektrodais registruojamo EKG signalo kokybės vertinimas naudojant sprendimų medžius“ 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)

Gasparovičius, J. Tekstiliniai elektrodais registruojamo EKG signalo kokybės vertinimas naudojant sprendimų medžius. Biomedicininės inžinerijos magistro kvalifikacinio laipsnio baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Darius Jegelevičius; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir Elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2016. 73 psl.

SANTRAUKA

Laidžiosios tekstilės elektrodus sparčiai integruojant į kasdieninių drabužių rinką, realaus laiko elektrokardiogramos kokybės įvertinimas tampa vis aktualesne tema. Tema aktuali ir dėl neišspręstų, klaidingų aliarmų problemos klinikinėje aplinkoje, kuri dažnai atsiranda dėl prastos signalo kokybės.

Šiame darbe elektrokardiogramos kokybės nustatymo problema sprendžiama, naudojant mašininį apmokymu pagrįstą sprendimų medžių algoritmą. Svarbiausi algoritmo privalumai: ypač maži skaičiavimo resursų reikalavimai, suderinami su mažų energetinių sąnaudų įterptine sistema; algoritmo našumas atskirti nekokybiškus signalo epizodus; algoritmo našumas teisingai aptikti širdies ritmą kokybiškuose epizoduose; suderinamumas su bet kokia aparatine įranga ir algoritmo sprendimų nepriklausomumas nuo kitų jutiklių informacijos. Sprendimų medis buvo apmokomas ir vertinamas remiantis kardiogramomis užregistruotomis laidžiosios tekstilės elektrodais šešioms sveikiems subjektams, simuliuotais signalais ir duomenų bazės „MIT-BIH“ įrašais. Signalų kokybės anotacijoms sudaryti buvo sukurtas automatinis elektrokardiogramos kokybės anotavimo algoritmas, kuris teikė geresnius rezultatus apmokant algoritmą ir pasižymėjo geresniu anotavimo efektyvumu nei eksperto anotacijos. Tiek algoritmo apmokymo, tiek testavimo atvejais buvo naudojami septyni signalo kokybės parametrai, paremti statistiniais įverčiais, iš kurių šeši pateko į galutinį, optimalų sprendimų medį. Sukurto algoritmo optimizacijai buvo naudojama nuosekli, logiškai sudaryta procedūrų seka. Galutinis algoritmas teikia iki 0.993 jautrumą R dantelių aptikimui kokybiškuose epizoduose ir beveik idealų specifiškumą duomenų bazės įrašų nekokybiškiems epizodams.

Optimizuotas algoritmas pritaikomas net ir mažiausiai skaičiavimo resursų turinčiai šiuolaikinei įterptinei sistemai ir gali būti įgyvendinamas, kaip bet kurios elektrokardiografinės sistemos programinės įrangos atnaujinimas.

Reikšminiai žodžiai:

Elektrokardiogramos kokybė, sprendimų medžiai, mašininis apmokymas, laidžioji tekstilė

Gasparovičius Justinas. Signal quality determination of textile electrode based ECG using decision trees. Final project of Biomedical engineering master qualification degree / supervisor doc. dr. Darius Jegelevicius; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics Engineering.

Kaunas, 2016. 73 p.

SUMMARY

As the textile electrodes continue its integration into daily smart clothing market real time electrocardiographic signal quality assessment is becoming an increasingly relevant topic. Its relevance is also related with still unsolved problem of false alarms because of bad signal quality in clinical patient monitoring systems used today. In this research machine learning based decision tree algorithm is used to solve the problem of electrocardiogram quality assessment. Main benefits of this algorithm are: as small as possible computing resources compatible with low power embedded systems, efficiency to determine not qualitative episodes, good performance while detecting heart rate in episodes assessed as qualitative, compatibility with any existing monitoring hardware and ability to waive information provided by other sensors. Decision tree was trained and tested using recordings of six people subjects using textile electrodes, various simulated data and noisy records from "MIT-BIH" database. Automatic signal quality annotation algorithm was proposed in this research which concluded in better performance for decision tree learning and a lot better efficiency compared to expert annotations. Seven signal quality indices based on statistical analysis were used to train and test an algorithm and six of them resulted in the final optimized decision tree. To optimize an algorithm stepwise logical sequence of procedures were made. The final algorithm provides up to 0.993 sensitivity for R wave detection and almost perfect specificity to segregate not qualitative episodes in database records. Optimized algorithm remained compatible with cheapest modern embedded systems and can be implemented as system firmware update in any electrocardiograph.

Keywords:

Electrocardiogram quality, decision trees, machine learning, smart textile

TURINYS

ĮVADAS.....	7
1. LITERATŪROS ANALIZĖ.....	9
1.1. ELEKTROKARDIOGRAMOS KOKYBĖS ĮVERTINIMAS NENAUDOJANT PAPILDOMŲ JUTIKLIŲ.....	9
1.1.1. Elektrokardiogramos kokybės įvertinimas paremtas signalo spektru.....	9
1.1.2. Kokybės įvertinimas remiantis EKG morfologija ir statistiniais įverčiais.....	14
1.2. ELEKTROKARDIOGRAMOS KOKYBĖS ĮVERTINIMAS NAUDOJANT SENSORIŲ SINTEZĘ.....	17
1.3. KOKYBĖS ĮVERTINIMAS PAREMTAS SPRENDIMŲ MEDŽIAIS.....	18
1.4. LITERATŪROS ANALIZĖS APIBENDRINIMAS.....	20
2. SIGNALO KOKYBĖS VERTINIMAS NAUDOJANT SPRENDIMŲ MEDŽIUS.....	21
2.1. SPRENDIMŲ MEDŽIAI.....	21
2.2. SIGNALO KOKYBĖS PARAMETRAI.....	22
2.3. SPRENDIMŲ MEDŽIO APMOKYMAS.....	26
2.3.1. Sprendimo medžių apmokymo automatinio anotavimo strategija.....	27
2.3.1.1. Lango ribų patikros funkcija automatiniam kokybės anotavimo algoritmui.....	28
2.3.1.2. Sprendimų medžio apmokymo QRS detektorius.....	29
2.3.1.3. Galutinio sprendimo langui priėmimas automatiniame kokybės anotavimo algoritme.....	31
2.3.1.4. Automatinio EKG kokybės įvertinimo algoritmo tolerancijos ribos.....	35
2.3.2. Klasifikacinių medžių genėjimas.....	35
2.4. METODO EFEKTYVUMO PARAMETRAI.....	37
2.5. TYRIME NAUDOJAMI DUOMENYS.....	39
2.6. METODO APIBENDRINIMAS.....	39
3. REZULTATAI.....	42
3.1. SPRENDIMO MEDŽIŲ APMOKYMO AUTOMATINIO ANOTAVIMO ALGORITMO NAŠUMO TYRIMAS.....	42
3.2. SPRENDIMŲ MEDŽIO NAŠUMO TYRIMAS.....	44
3.2.1. Metodo našumo priklausomybė nuo naudojamo QRS aptikimo algoritmo.....	44
3.2.2. Metodo našumo priklausomybė nuo analizės lango ilgio.....	46
3.2.3. Metodo našumo priklausomybė nuo diskretizavimo dažnio.....	48
3.2.4. Metodo našumo priklausomybė nuo kokybės parametrų rinkinio.....	49
3.2.5. Metodo našumo priklausomybė nuo signalo pirminio apdorojimo.....	50
3.2.6. Metodo našumo priklausomybė nuo medžio genėjimo.....	52
3.2.7. Rezultatų apibendrinimas.....	55
IŠVADOS IR PASIŪLYMAI.....	56
LITERATŪROS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS.....	58
PRIEDAI.....	61
PRIEDAS NR. 1 PARAMETRŲ RINKINIŲ TYRIMO REZULTATAI.....	61
PRIEDAS NR. 2 DARBO TEMA PRISTATYTI STRAIPSNIAI IR PRANEŠIMAI.....	71

IVADAS

Medicininės paskirties biosignalų registravimo ir apdorojimo įrenginiams integruojantis į eilinių vartotojų namų rinką signalų kokybė tampa vis svarbesniu registruojamo signalo kriterijumi. Prasta registruojamo signalo kokybė paverčia daugybę užregistruotų bioelektrinių signalų klinikiniu požiūriu nenaudingais, lemia klaidingus aliarmus ir neužfiksuotus kritinius epizodus. Biosignalų registravimo įrenginys, nustatantis registruojamo signalo kokybę, galėtų naudoti šią informaciją adaptyviam signalų registravimo algoritmui bei taip padidinti metodo ir įrenginio patikimumą ieškomiems kritiniams biosignalų epizodams.

Klaidingi aliarmai yra ypač nepageidautinas reiškinys. Sunku įvertinti klaidingų aliarmų įtaką vartotojui neklinikinėje aplinkoje. Bendrą jų įtakos tendenciją galima išvelgti griežčiausiai kontroliuojamoje klinikinėje aplinkoje – intensyvios priežiūros skyriuje. Priešingai nei dėvimų įrenginių atveju intensyvios priežiūros skyriai pasižymi brangia, energijos netausojančia, dideliais apdorojimo bei atminties resursais pasižyminčia ir nuolat profesionalų prižiūrima stacionaria įranga. Šia įranga registruojamų signalų kokybę užtikrina nuolat jos parametrus ir pacientą stebintis personalas bei aukštos klasės vienkartiniai elektrodai ar kitokie jutikliai. Stebimi pacientai dažniausiai guli lovoje, nėra fiziškai aktyvūs tad sukuria mažai judesių, raumenų aktyvumo ir jutiklio nestabilumo sukeltų biosignalų iškraipymų. Įvertinus tai, galima daryti prielaidą, jog tokiomis sąlygomis veikiančių įrenginių klaidingų aliarmų skaičius turėtų būti nežymus ir nedarantis didesnės įtakos pacientui. Tačiau, vienas iš naujausių tyrimų parodė, jog registruojant 77 standartiniais monitoriais aprūpintas pacientų lovas „Solar 8000i“, kuriomis per 31 dieną naudojosi 461 pacientas, buvo gauta net 2558760 aliarmų iš kurių 381560 buvo garsiniai (vidutiniškai 187 garsiniai aliarmai per dieną vienai lovai) [1]. 1154201 aliarmas buvo iššauktas pranešti apie aritmiją. 88,8 proc. anotuotų aritmijos atvejų buvo atpažinti klaidingai. Tokie aliarmų mastai lemia lėtesnį personalo atsaką [2] bei sumažina viso gydymo kokybę [3][4]. Garsiniai signalai pacientams lemia miego trūkumą [2][5][6], sukelia stresą pacientui ir personalui [7][8], silpnina imuninę sistemą [9]. Šie faktoriai turi įtakos atsigavimui po kritinių būklių ir paciento praleidžiamam laikui skyriuje [3][10]. Kitose studijose minima, kad tik 2–9 proc. visų aliarmų yra svarbūs pacientų gydymui [11].

Galima daryti prielaidą, kad šiuolaikiniuose pacientų monitoriuose naudojami algoritmai realiose situacijose veikia pastebimai prasčiau nei tyrimo stadijoje bandant juos su duomenų bazių įrašais. Taip pat aišku, kad net ir idealiomis signalo registravimo sąlygomis klaidingi biosignalų apdorojimo rezultatai ir iš jų kilę aliarmai yra labai dažnas reiškinys klinikinėje praktikoje. Dėl didelės dalies klaidingų aliarmų kalta būna prasta signalo kokybė. Nuolatinis realaus laiko signalo kokybės įvertinimas tampa ypač aktualus siekiant įgyvendinti elektrokardiografinę sistemą, kurios pagrindiniai jutikliai yra vieno kanalo sausi laidžios tekstilės elektrodai su ribota prispaudimo jėga.

Šie elektrodai pasižymi labai varijuojančiu mažos amplitudės signalu, kuris dažnai visiškai dingsta dėl nuolat kintančios prispaudimo jėgos tiriamajam atliekant kasdieninę veiklą nekontroliuojamoje aplinkoje. Šį signalą dar labiau iškraipo daug kartų už naudingą signalą didesni miografiniai, elektrinio lauko ir kiti triukšmai. Be to, kokybės įvertinimas tokiu atveju negali remtis ilgu slenkančiu langu, o turi kuo greičiau reaguoti į signalo kokybės pokyčius, kurie gali atsirasti dėl intensyvios fizinės veiklos. Įgyvendinus realaus laiko elektrokardiogramos (EKG) apdorojimo algoritmą besiremiantį signalo kokybės vertinimo metodais ir taip visai panaikinus ar sumažinus klaidingų aliarmų skaičių, būtų sukurta nuolatinės stebėsenos sistema ypač patogi vartotojui. Sistema galėtų būti integruojama į kasdieninius drabužius naudojant sausus laidžios tekstilės elektrodus. Tai leistų prisidėti prie išmanių drabužių technologinio potencialo išnaudojimo ir numatomo ypač didelio šios rinkos augimo. Jei 2013 metais buvo parduota daugiau nei 100 000 vienetų tokių rūbų, 2020 metais numatoma parduoti nuo 10.2 [12] iki 26 [13] milijonų tokių produktų. Įgyvendinta sistema labai pasitarnautų kūdikių ir mažų vaikų su įgimtomis širdies ligomis, kurių Lietuvoje gimsta apie 1 proc. [14] stebėjimui, sportininkams siekiantiems pasiekti užsibrėžtą širdies ritmo ribų vykdant treniruotę bei eiliniam piliečiui suinteresuotam savo sveikata bei sveika gyvensena.

Šio darbo **tikslas** yra sukurti ir ištirti kiek įmanoma mažiau skaičiavimo resursų reikalaujantį, realaus laiko tekstilinais elektrodais registruojamos elektrokardiogramos kokybės įvertinimo algoritmą, paremtą mašininio apmokymu. Siekiant įgyvendinti tikslą buvo suformuoti tokie darbo **uždaviniai**:

1. Išnagrinėti literatūros šaltinius ir išsiaiškinti bei apibendrinti šiuolaikinius elektrokardiografinių signalų kokybės nustatymo metodus bei tendencijas
2. Pasirinkti metodą labiausiai tinkantį ieškomam pritaikymui, jį modifikuoti ir adaptuoti siekiant metodą patobulinti bei pritaikyti mažų energetinių sąnaudų įterptinei sistemai
3. Ištirti siūlomo metodo našumo priklausomybę nuo įvairių sąlygų ir kriterijų
4. Numatyti tolimesnes vystymo kryptis

1. LITERATŪROS ANALIZĖ

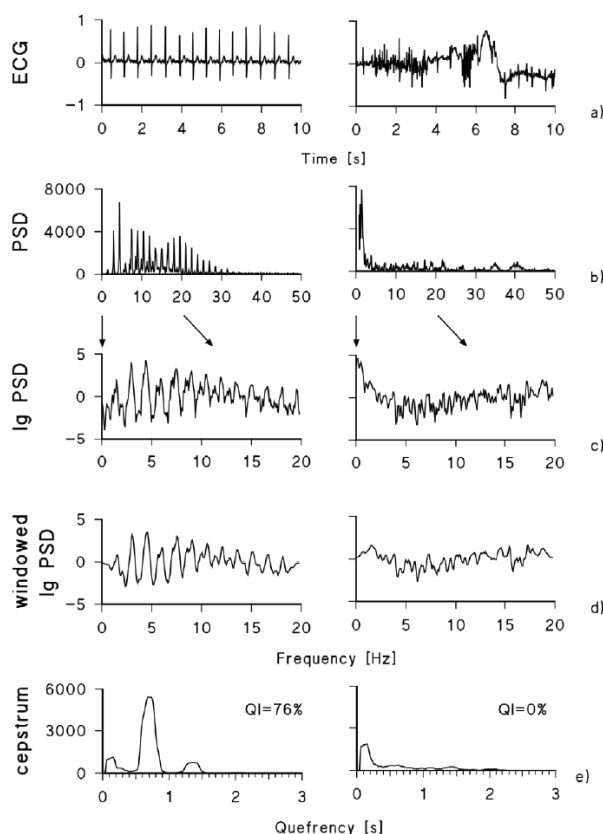
1.1. Elektrokardiogramos kokybės įvertinimas nenaudojant papildomų jutiklių

Egzistuoja keli galimi kokybės įvertinimo algoritmo įgyvendinimo scenarijai. Vienas iš jų yra naudoti papildomus jutiklius (akcelerometrą, įtempimo jutiklį, miografą ar kt.) bei gautus duomenis sintezuoti į kokybės įvertinimo metodiką. Tačiau daugeliu atveju patrauklesnis kokybės įvertinimo scenarijai, kurie naudoja tik informaciją, gautą iš elektrokardiografo. Nenaudojant papildomų jutiklių signalo kokybės įvertinimas vykdomas vien tik programinės įrangos lygyje.

1.1.1. Elektrokardiogramos kokybės įvertinimas paremtas signalo spektru

Elektrokardiogramos kokybės įvertinimas mokslininkus domina siekiant išvengti galimų klaidų įvairiose srityse. Pirmą kartą automatinio kokybės radimo algoritmo medicinoje prireikė siekiant užtikrinti nutolusių telemedicinos įrenginių signalo kokybę [15]. Šie nutolę įrenginiai, dažniausiai paciento naudojami namuose niekam neprižiūrint. Pirmieji įrenginiai būdavo prijungiami telefonine linija, o pacientas su implantuotu širdies stimuliatoriumi tiesiog paskambinęs daktarui galėjo pateikti informaciją apie jo širdies ir stimuliatoriaus veiklą užkoduotą garsiniu paketu. Vėliau tokie ir panašūs įrenginiai būdavo prijungiami prie interneto, bet bendra tendencija nesikeitė: pacientas būdavo apmokomas kaip elgtis su įranga, tačiau labai dažnu atveju nesugebėdavo garantuoti signalo kokybės ir gydytojas gaudavo iškraipytus duomenis. Buvo pradėta galvoti apie nuo vartotojo nepriklausančias signalo kokybės užtikrinimo priemones telemedicinoje. Pigiausias ir greičiausias būdas tai padaryti - naudojant programinę įrangą. Pirmieji tokio tipo tyrimai atlikti jau prieš du dešimtmečius [16]. Buvo bandoma ieškoti stiprintuvo įsisotinimo įtampos gautame signale bei matuoti signalo galią šešių rėžių juostiniu filtru. Metodas parodė išvesto kokybės indikatorius koreliaciją su signalo energija (ypač žemuose dažniuose), apsiribojimų skaičiumi ir ekspertų anotacijomis. Labai panašus metodas pristatytas ir vėlesnėje publikacijoje [17]. Šioje publikacijoje taip pat išsiaiškinta, kad signalo galios įvertinimas po juostinio filtro neatitinka kokybės indekso, kai stebimi žemo dažnio iškraipymai ir stiprintuvas neįsisotina. Panaši problema liečia ir [18] šaltinio metodą, besiremiantį keliais filtruotais signalo rėžiais. Artefaktai, mažesni nei staigūs judesių sukelti iškraipymai, tokios metodikos yra nepastebimi.

Kitas šaltinis orientavosi į realaus laiko apdorojimo sistemą su mažais skaičiavimo resursais [19]. Šaltinyje bandomas metodas paremtas prielaida, jog esant aukštam signalo ir triukšmo santykiui (STS) EKG primena kvazi-periodinę funkciją ir jos spektras daugiausiai susideda iš širdies ritmo dedamosios harmonikų. Ši tendencija dingsta signale padaugėjus triukšmo, tad pagal spektrinių dedamųjų išsidėstymo tvarką galima spręsti apie EKG signalo kokybę (1.1 pav.).



1.1 pav. Šaltinyje pateikto algoritmo veikimo stadijos kokybiškam (kairėje) ir nekokybiškam (dešinėje) signalams: a) Pirminiai signalai, b) Jų galios spektras, c) spektras po logaritminės transformacijos (0–20Hz), d) Nufiltruotas spektras pritaikius lango funkciją [19]

Siekiant pamatyti ieškomą tendenciją skaičiuojamas parametras angliškai pavadintas „cepstrum“. Šis parametras yra susijęs su galios spektro santykiu. Jei nagrinėjamas signalas $x(t)$, o jo Furjė spektras $FT\{x(t)\}$, tai galios spektras randamas:

$$PSD(f) = |FT\{x(t)\}|^2 \quad (1)$$

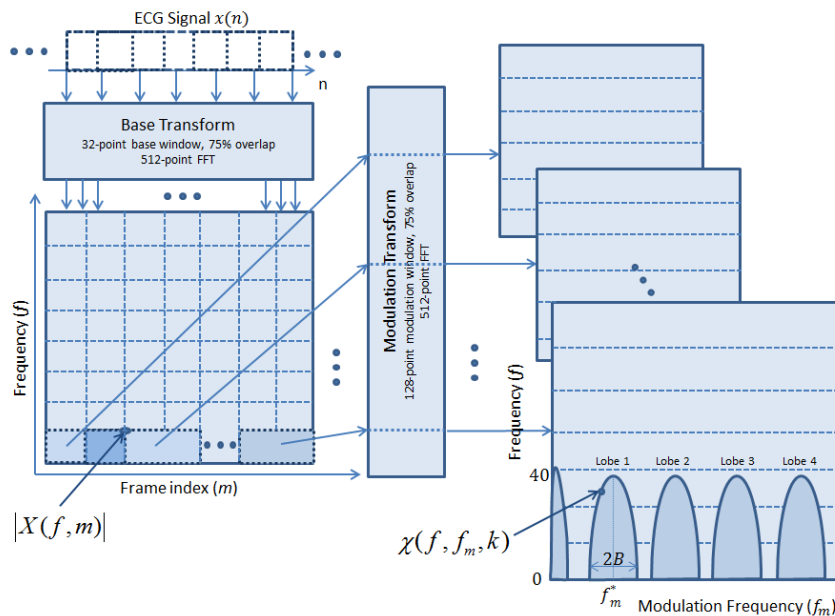
Šaltinyje skaičiuojamas parametras „cepstrum“ (CPS) yra galios spektro logaritmo galios spektras:

$$CPS(t) = |FT\{\log(PSD(f))\}|^2 \quad (2)$$

Parametras CPS parodo, ar spektre yra dedamoji širdies ritmo ribose išsidėsčiusi vienodais tarpais (harmonikomis) bei kokia jos spektrinė galia. Metodas paremtas 10 sekundžių ilgio lango spektro analize, pritaikant jam logaritminę funkciją ir pašalinant nuolatinę dedamąją. Tada signalas filtruojamas trečios eilės slenkančio vidurkio filtru ir pritaikoma lango funkcija. Rezultatui atlikus dar vieną Furjė transformaciją skaičiuojamas dominuojančios komponentės galios santykis su viso signalo galios spektru ir randamas kokybės indeksas išreikštas procentais. Šiuo metodu nesunku aptikti elektrodų kontakto dingimą ir rastas kokybės indekso dydis vizualiai koreliuoja su matomu triukšmu signale. Tačiau straipsnio autoriai neieškojo objektyvių našumo kriterijų, nelygino

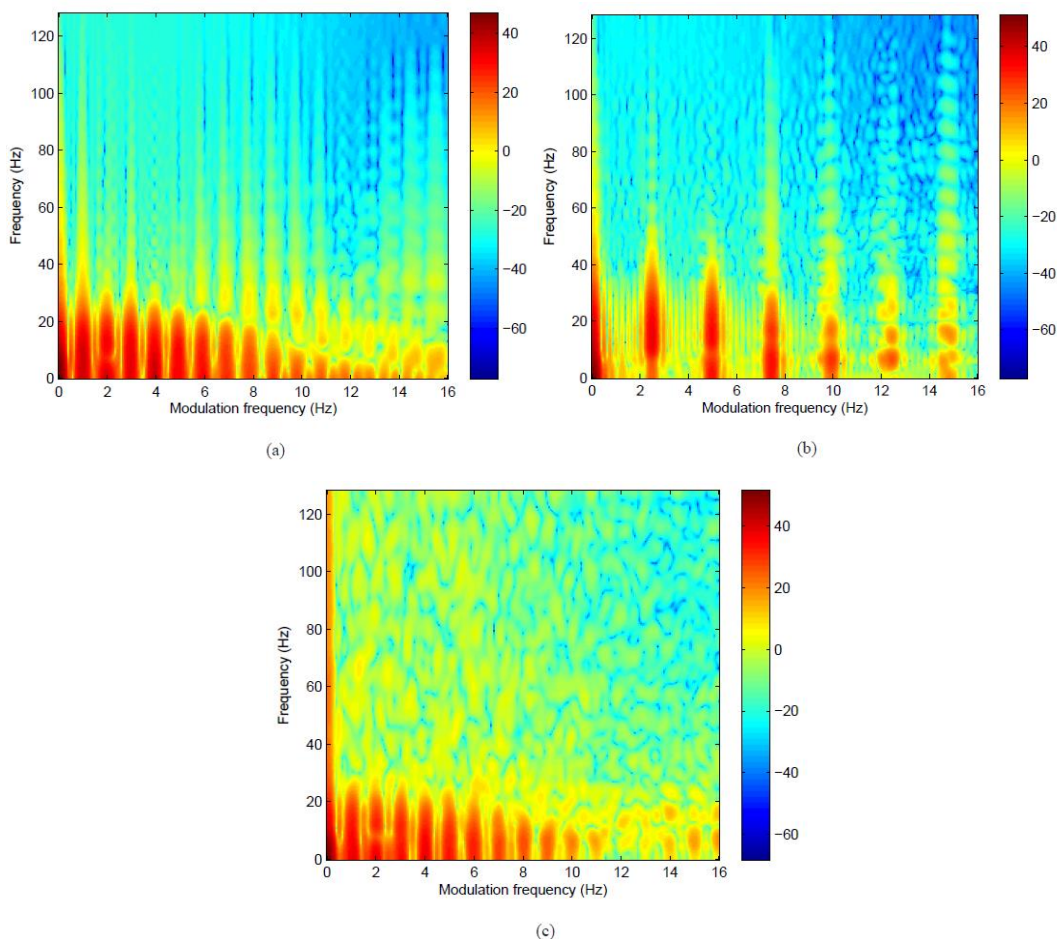
algoritmo našumo su anotacijomis bei naudojo vienkartinus elektrodus signalo registravimui. Dešimties sekundžių analizės langas taip pat gali būti kiek per ilgas atpažinti kai kuriuos širdies darbo sutrikimus.

Kitas tyrimas [20] labiau įsigilino į elektrokardiogramos spektre galimai slypinčią informaciją ir nusprendė tyrinėti ne dominuojantį spektro dažnį, o trumpai atsirandančias ir kintančias spektro komponentės galimai susietas su signalu esamu triukšmu. Algoritmo etapai pavaizduoti 1.2. pav. Pirmiausiai EKG signalas $x(t)$ ($F_{\text{diskretizavimo}}=256$ Hz) nuosekliai segmentuojamas sinusiniais 32 atskaitų langais persidengiančiais 75 proc. Šiems segmentams atliekama 512 atskaitų Furjė transformacija ir gaunamas signalo spektras. Spektrinėms komponentėms $|X(f,m)|$ (kur m – segmento numeris) pritaikomas dar vienas „moduliacijos“ 128 atskaitų langas taip pat su 75 proc. persidengimu bei rezultatui skaičiuojama dar viena Furjė transformacija gaunant taip vadinamą „moduliacijos“ spektrogramą $\chi(f,f_m,k)$ kur f yra standartinis dažnis, f_m – „moduliacijos“ dažnis, o k – antrosios transformacijos segmento numeris.



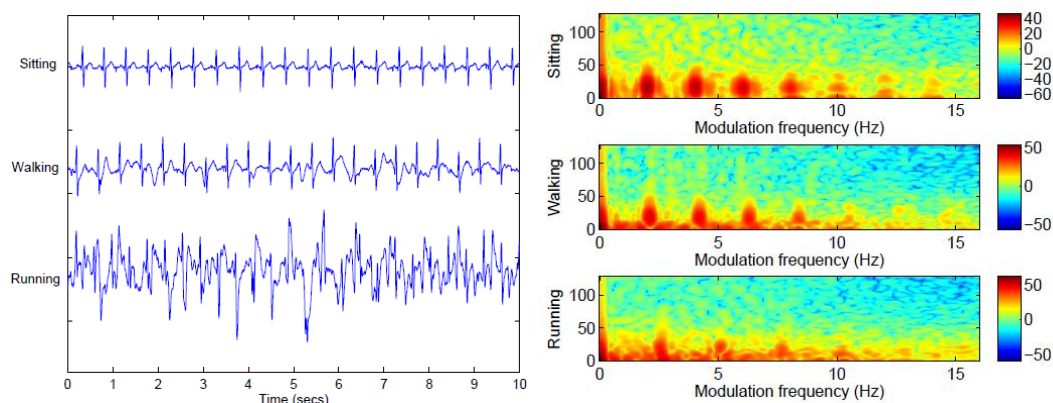
1.2 pav. „Moduliacijos“ dažniu paremto EKG kokybės algoritmo etapai [20]

Gautasis „moduliacijos“ dažnis atspindi spektrinių komponentių kitimo dažnį. Autoriai teigia, jog signalė atsiradus triukšmui nesusijusiam su įprastais EKG iškreipymais, jų kitimo greitis skirsis ir taip pavyks išgauti „aklą“ STS išskyrimą iš signalo.



1.3 pav. „Moduliacijos“ spektrogramos sintezuotoms kardiogramoms: a) Švari kardiograma su 60 k/min širdies ritmu, b) Švari kardiograma su 150 k/min širdies ritmu, c) Užteršta triukšmu kardiograma su 60 k/min širdies ritmu ir 5 dB STS santykiu [20]

1.3 pav. pavaizduotos gautos „moduliacijos“ spektrogramos su švariais ir užterštu sintezuotais EKG signalais. Galima pastebėti, kad signale atsiradus triukšmui spektrinėse dedamosiose tapo matomos netolygiu greičiu besikeičiančios komponentės, tačiau spręsti apie signalo kokybę iš tokios spektrogramos sunku. Tam autoriai sukūrė ir specifinius kokybės parametrus, pagrįstus tyrinėjamu spektru. Autoriai apskaičiavo lapelio, turinčio didžiausią energijos kiekį, santykį su energijos kiekiu širdies dažnio ribose: $0.3 \text{ Hz} < f_m < 3 \text{ Hz}$. Iš šių parametrų buvo apskaičiuota liekamoji moduliacijos energija, moduliacijos energija kiekvienam segmentui ar jų vidurkiui. Buvo gauti geri rezultatai su sintezuotais signalais, „Physionet Challenge 2011“ duomenų baze bei 23 savanorių anotacijomis naudojant vieno kanalo tekstilinių elektrodų marškinėliais – sąlygomis beveik idealiai atitinkančiomis ieškomas šioje literatūros analizėje.



1.4 pav. Marškinėliais su tekstilniais elektrodais užregistruota vieno kanalo elektrokardiograma sėdint, einant ir bėgant bei jos „moduliacijos“ dažnių spektrogramos [20]

Marškinėliais su tekstilniais elektrodais užregistruoti signalai pavaizduoti 1.4 pav. Kaip ir su sintezuotais signalais galima pastebėti moduliacijos spektro lapelių bei aplinkinių dažnių variacijas signale atsiradus triukšmui.

Šis tyrimas leidžia daryti prielaidą, jog „moduliacijos“ dažnis gerai atspindi EKG kokybę bei tyrimai beveik idealiai atitinka sistemą, kuriai ir skirtas šis darbas neleidžia abejoti parametro našumu norimomis sąlygomis. Tiesa, autoriai nemini nieko apie jėgą, kuria elektrodai buvo prispausti bei jų pirminį paruošimą. Įvertinant skaičiavimo resursus, dviguba Furjė transformacija kiekvienai atkarpai yra labai imlus skaičiavimo resursams darbas, skirtas atlikti mažai, energetiškai efektyviai įterptinei sistemai.

Kiti pažymėtini literatūroje minimi spektriniai kokybės parametrai yra: santykinė signalo galia bazinėje linijoje (3) [21], santykinė galia QRS komplekse (4) [22] bei santykinė galia QRS komplekse lyginant su visu signalo spektru (5) [21].

$$\int_{1\text{Hz}}^{40\text{Hz}} P(f)df / \int_{0\text{Hz}}^{40\text{Hz}} P(f)df \quad (3)$$

$$\int_{5\text{Hz}}^{15\text{Hz}} P(f)df / \int_{5\text{Hz}}^{40\text{Hz}} P(f)df \quad (4)$$

$$\int_{5\text{Hz}}^{20\text{Hz}} P(f)df / \int_{0\text{Hz}}^{Fn} P(f)df \quad (5)$$

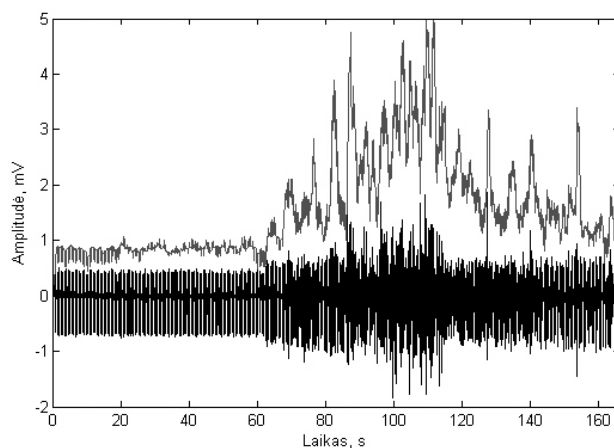
Šie parametrai paremti naudingo signalo, triukšmo arba bazinės linijos energijų santykiais reikalauja klasikinės greitosios Furjė transformacijos. Šis uždavinys yra vienas iš mažiausiai reiklų atminties bei skaičiavimo resursams iš kokybės parametru paremtų spektru. Neatmetama tikimybė, jog bus rasta ir dar mažiau reiklų ir aktualesnių signalo kokybės įverčių žvelgiant į signalą ne iš spektrinės

perspektyvos. Neatmetant EKG signalo spektro kaip kokybės kriterijaus buvo gilinamasi į galimai mažiau skaičiavimo resursų reikalaujančius algoritmus.

1.1.2. Kokybės įvertinimas remiantis EKG morfologija ir statistiniais įverčiais

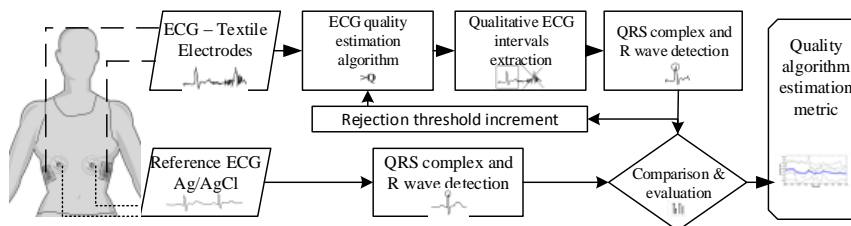
Elektrokardiogramos kokybė žmogui pirmiausiai asocijuojasi su signalo morfologija. Patyręs ekspertas nesunkiai gali įvertinti EKG kokybę kriterijais „gera“, „prasta“ ir „signalo nėra“ (matomas vien triukšmas) pažvelgęs į signalo amplitudės kitimą laike. Tačiau, kaip ir minėta anksčiau, signalo kokybė sistemoje į kurią orientuojamasi neišvengiamai kis ir tolesniam algoritmui reikia objektyvesnių kokybės įvertinimo rodiklių. Buvo ieškota šaltinių, kuriuose algoritmai remiasi signalo morfologija ar išvestiniais statistiniais parametrais ir galimai reikalauja nedaug skaičiavimo resursų. Klasikiniai metodai remiasi izoelektrinės linijos tarp prieširdžių depoliarizacijos ir skilvelių depoliarizacijos analize [26]. Teoriškai ši kardiogramos atkarpa turėtų būti tiesi linija ties izoelektriniu amplitudės lygiu, jei signalas visiškai neiškraipomas. Atliekant elementarius vidutinės kvadratinės vertės ar amplitudžių lyginimo su R dantelio amplitudė matavimus gaunamas kokybės indeksas. Tiesa, šie algoritmai turi vieną didelį trūkumą – QRS radimo algoritmas privalo veikti nuolat ir apdoroti visą iš signalo gautą informaciją, net kai stebimas vien triukšmas. Tai ne tik didina skaičiavimo resursų reikalavimus, papildomai eikvoja įrenginio energiją, tačiau taip pat dėl klasikinių QRS aptikimo algoritmų adaptyvumo savybių dažnai judesių sukeltas didelės amplitudės triukšmas ilgam laikui užriboja visas slenkstines algoritmo vertes ir algoritmo našumas tampa labai mažas tam tikrą laiko tarpą po iškraipymų. Tas pats būdinga ir apskaičiuoto širdies ritmo nereguliarumu paremtais kokybės nustatymo algoritmams. Kiek paprastesni, be pirminio QRS segmento radimo veikiantys algoritmai, remiasi elementariais matavimais kaip: nulio lygio kirtimas, amplitudės virš slenksčio padidėjimas, pikų aptikimas [27] ir t.t. Šių algoritmų pagrindinė problema yra tai, jog remiantis vienu kriterijumi kokybės nustatymo našumas yra labai prastas. Kokybės nustatymas būna paremtas tam tikra slenkstine riba ir dažnai pritaikomas tik tai specifinei platformai, kuriai buvo kurtas. Taip pat šie algoritmai būna testuojami su santykinai geros kokybės vienkartiniais elektrodais registruotais signalais ir galimai parodytų prastą našumą, dėl tekstilinių elektrodų signalo iškraipymo specifikos.

Su tokia problema nesusiduria metodo, pagrįsto diferencijuojančiu ir slenkančio vidurkio filtru autoriai [28]. Metodas susideda iš trijų etapų: įėjimo signalas filtruojamas 10–50 Hz juostiniu filtru, ieškoma signalo išvestinė – t.y. taikomas diferencijuojantis filtras ir galiausiai pritaikomas slenkančio vidurkio filtras. Algoritmo rezultatas pavaizduotas 1.5 pav.



1.5 pav. Diferencijuojančiu ir slenkančio vidurkio filtro paremto algoritmo rezultato palyginimas su vertintu kardiogramos segmentu naudojant tekstilinius elektrodus. Plona juoda linija pažymėtas algoritmo rezultatas[28]

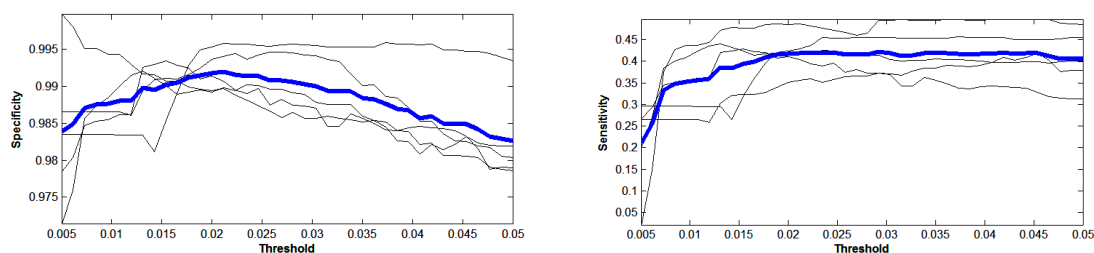
Signale daugėjant triukšmo sukeltiems amplitudės pikams po diferencijuojančio filtro lieka vis didesnės amplitudės signalas. Šiam signalui pritaikius slenkančio vidurkio filtrą, galima pamatyti triukšmo atsiradimo ir dingimo laiko momentus. Algoritmo paskirtis yra neleisti QRS aptikimo algoritmui veltui apdoroti sugadintas EKG atkarpas, jam pateikiant tik tas signalo sritis, kuriose kokybės algoritmo rezultatas neviršija užsibrėžtos ribos. Atlikti bandymai su marškinėliais, kuriuose integruoti tekstiliniai elektrodai parodė, kad algoritmo pateikiami rezultatai koreliuoja su eksperto anotacijomis koreliacijos koeficientu, siekiančiu 0.7–0.9 skirtingiems įrašams. Siekiant objektyviau įvertinti algoritmo našumą buvo pabandyta sukurti metodiką šiam ir kitiems panašaus turinio algoritmams tirti [29]. Metodikos pagrindas yra atraminio (vienkartiniais elektrodais lygiagrečiai užregistruoto) kanalo naudojimas nustatant, ar tekstilniais elektrodais užregistruotos EKG signalo atkarpos kokybės nustatymo algoritmo įvertintos kaip „kokybiškos“ yra statistiškai susijusios su atraminiu kanalu 1.6 pav.



1.6 pav. Kokybės nustatymo algoritmų tyrimo metodika [29]

Nagrinėjama metodika QRS detektoriaus apdorojimą nuolat naudoja atraminiui kanalui ir tekstilniais elektrodais užregistruotoms „kokybiškoms“ atkarpoms (bandomo algoritmo įvertintoms kaip „kokybiškos“). Bandomas diferencijuojančiu ir integruojančiu filtrais paremtas algoritmas su atraminiu kanalu buvo vertinamas pagal penkis kriterijus: R dantelio atpažinimo klaidą, jautrumą ir specifiškumą R dantelių atpažinimui, R dantelio amplitudžių santykį bei QRS segmentų abipusę koreliaciją. Pastarieji du kriterijai nesikeitė keičiant bandomo algoritmo slenkstinę ribą (ieškant

optimalių veikimo sąlygų) ir buvo atmesti kaip nenešantys informacijos apie signalo kokybę. Kituose šaltiniuose [30][31] panašiam statistiniam palyginimui naudojami ir kiti našumo kriterijai.



1.7 pav. Bandomo algoritmo jautrumo ir specifiškumo priklausomybės nuo bandomo algoritmo kokybės slenkstinės vertės ieškant aptinkant R dantelius [29]

Gautos bandomo algoritmo jautrumo ir specifiškumo priklausomybės pateiktos 1.7 pav. Algoritmo specifiškumas, naudojant optimalią slenkstinę vertę, atrodytų labai aukštas ir leidžiantis pasiekti mažą klaidingų aliarmų skaičių. Tačiau vėliau paaiškėjo, kad tai yra klaidinga prielaida. Standartinis specifiškumo nustatymo metodas neturi prasmės vertinant R dantelių elektrokardiogramoje aptikimo našumą. Plačiau tai bus paaiškinta metodiniame skyriuje. Jautrumas priešingai nei specifiškumas yra tinkamas įvertinti EKG kokybės algoritmo našumą. Tiriama algoritmo atveju, jis buvo žemas net ir prie optimalios slenkstinės vertės, o tai lemtų daugiau nei pusę „nepastebėtų“ R dantelių ir galiausiai nepastebėtų rizikingų epizodų. Pasiiekti rezultatai yra visai nepanašūs į koreliacijos koeficientus gautus lyginant įrašus su eksperto anotacija. Tai reiškia, jog vaizdinė signalo kokybės koreliacija nebūtinai garantuoja gerą R dantelių ar kitų parametrų aptikimą, kuris turėtų būti nesudėtingas, jei signalas tikrai kokybiškas.

Apibendrinant, tirta algoritmo privalumai yra: mažas reikiamų operacijų skaičius (išskyrus nestandartinius filtrus), rezultatai patikrinti su idealiu taikomajai sistemai registravimo rinkiniu (sausais tekstiliniiais elektrodais su žinoma prispaudimo jėga) ir greita algoritmo reakcija į triukšmo lygio pokyčius. Didžiausi trūkumai yra adaptyvumo savybių nebūvimas, kas labai blogina algoritmo našumą laidžios tekstilės atveju registruojant ilgesnį laiką (dėl nusistovėjimo ar dėl persislinkimo visiškai pakitus bazinės linijos bei signalo amplitudės lygiui), labai mažas jautrumas realiomis sąlygomis, nepilnai ištirtas algoritmo našumas susietas su klaidingais aptikimais. Didžiausia algoritmo problema, jog jis reikalauja didžiausio įmanomo lango persidengimo (langas perskaičiuojamas kiekvienai atskaitai) ir dviejų niekur kitur signalo apdorojime nepritaikomų filtrų. Šie trūkumai neužtikrinta algoritmo pritaikymo įterptinei sistemai. Deja, su tokiomis problemomis susiduria dauguma algoritmų, paremtų vienu signalo kokybės kriterijumi ar parametru.

Signalų morfologija paremti kokybės kriterijai nebūtinai turi būti ypač paprasti ir savaime suprantami. Egzistuoja nemažai sudėtingais statistiniais ryšiais pagrįstų signalo kokybės parametrų. Prie jų priskiriamas ekscesas [32], tikimybinio skirstinio asimetrijos koeficientas [21], kompleksiskumas, mobilumas [33] ir kt. Priešingai nei spektriniais parametrais paremti kokybės

parametrai, šių parametru kitimą susieti su signalo pokyčiais yra sudėtinga. Tačiau pastarieji parametrai reikalauja kur kas mažiau skaičiavimo resursų ir galimai gali objektyviai įvertinti kokybę ilgame signalo lange. Laikant statistinius kokybės parametrus prioritetiniais kokybės įverčiais, buvo apžvelgti metodai, kurių kokybės įvertį nulemia informacija gauta iš kitų sensorių.

1.2. Elektrokardiogramos kokybės įvertinimas naudojant sensorių sintezę

Retas šiuolaikinis su medicina susijęs įrenginys turi tik vieną registruojamo signalo kanalą. Dažniausiai tokiuose įrenginiuose kitos biologinės kilmės kanalai nėra tarpusavy susieti ir naudojami kaip atskiri informacijos šaltiniai, kuriuos įvertinti ir sieti gali tik žinių turintis ekspertas. Tačiau egzistuoja visa eilė algoritmų ir tyrimų bandančių panaudoti kelis informacinius kanalus spręsti problemoms, nagrinėjamos ir šioje apžvalgoje.

Klinikinės paskirties kardiogramos atveju, pirminiai tokio panaudojimo šaltiniai yra kiti kardiogramos kanalai [34][35]. Šių algoritmų pranašumas tas, kad tie patys algoritmo etapai gali būti naudojami visiems kanalams, o specializuoto algoritmo pagalba nesunku atmesti nekokybiškas arba atjungtas elektrodų poras. Kiek sudėtingesnės sistemos naudoja visai kitos prigimties biologinį signalą, pavyzdžiui, kraujo spaudimas. [36] straipsnio autoriai tris kokybės kriterijus išskaičiuoja naudodami skirtingus kardiografo kanalus, o ketvirtas kriterijus remiasi ir nuolatinio kraujo spaudimo matavimo parodymais. Lyginant su kitais kokybės įvertinimo metodais, šis geba našiai veikti esant sudėtingiems patologiniams kardiogramos epizodams. Tačiau, tokių sudėtingų kanalų naudojimas labai išplečia prietaiso techninius reikalavimus ir dažnai toks prietaisas įgyvendinamas tik naudojant jį kaip stacionarią klinikinę įrangą. Kadangi ši analizė orientuota į pigią dėvimą sistemą, išsamiau nagrinėti tik tie kokybės įvertinimo algoritmai, kurie sensorių sintezei panaudoja paprastus, lengvus, patogius ir pigius sensorius.

Didžiausi iškraipymai elektrokardiogramą registruojant laidžios tekstilės elektrodais gaunami esant kūno judesiams. Žinant šią tendenciją logiška atraminiu kanalu pasirinkti kaip nors kūno judesius įvertinantį sensorių. Pirmieji tokie bandymai prasidėjo daugiau nei prieš du dešimtmečius. [37][38] tyrimuose naudoti odos įsitempimo arba poslinkio jutikliai specifiniuose taškuose registruojant kardiogramą. Šie tyrimai nebuvo surišti su kokybės matavimu, o skirti adaptyviam EKG triukšmo filtravimui. Buvo bandomi įvairūs sensoriai, net iš pirmo žvilgsnio nesusiję, kaip kad šviesos jutikliai. Mikroelektromechaninių sistemų perversmui įsibėgėjus atsirado ir pirmieji bandymai adaptyviam filtravimui panaudoti akcelerometrą [39]. Autorius be akcelerometro, kuris įvertina pagreičius, panaudojo ir magnetorezistyvinių jutiklių, įvertinantį odos įsitempimą, taip kurdamas net trijų skirtingų kilmių signalų sintezę adaptyviam filtravimui. Reikia pažymėti, kad kai signalo registravimui naudojama laidži tekstilė, adaptyvus filtravimas negarantuoja, kad nors menkiausias kardiogramos apraiškos bus rastos. Taip yra dėl to, jog dažnai judesių metu signalo ir

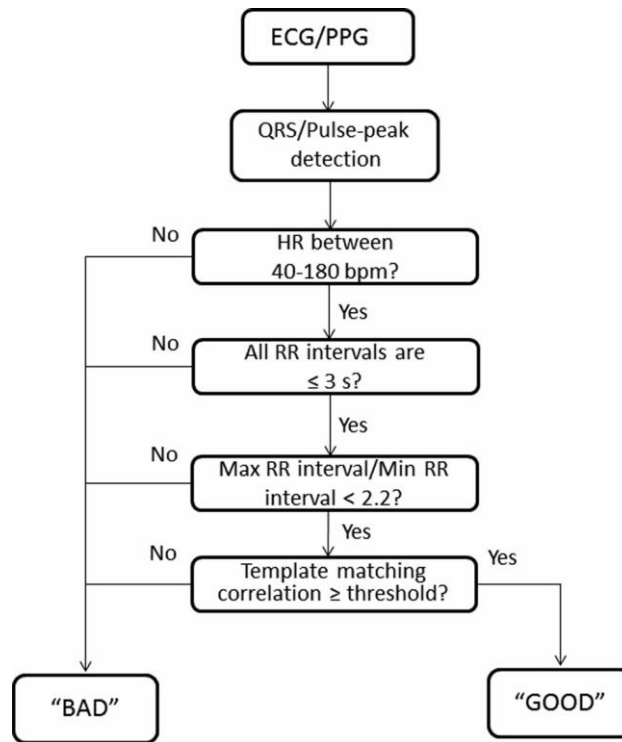
triukšmo santykis yra pernelyg prastas arba kontaktas su oda būna visiškai dingęs. Tad pasitikėti vien adaptyviu filtravimu naudojant tekstilinius elektrodus jokiū būdu negalima. Tačiau akcelerometro, kaip pigaus, nekontaktinio ir mažai energijos reikalaujančio jutiklio panaudojimas signalo kokybei įvertinti yra labai aktuali ir mažai ištyrinėta sritis. Galima padaryti išvadą, kad įvairių sensorių sintezė EKG kokybės įvertinimo algoritmui galimai suteiktų didesnę našumą, tačiau algoritmas liktų pritaikomas tik specifinei įrangai, reikalautų daugiau skaičiavimo resursų, galimai didintų įrenginio kainą ir negarantuotų epizodų atmetimo kai elektrodų kontakto su oda visai nėra. Šiame darbe prioritentinė užduotis lieka išvengti papildomų sensorių naudojimo esant patenkinamam algoritmo našumui.

1.3. Kokybės įvertinimas paremtas sprendimų medžiais

Anksčiau aptarti EKG kokybės vertinimo algoritmai pasižymi įvairiu skaičiavimo resursų poreikiu ir našumu skirtingomis sąlygomis. Patrauklus sprendimas siekiant pagerinti visos sistemos našumą nustatinėjant kokybę gali būti sprendimų medžio panaudojimas. Sprendimų medžio galutiniu produktu galima vadinti paprastą algoritmą, kuris susieja įvairius kokybės įvertinimo kriterijus loginiais hierarchiniais sąryšiais. Tokie medžiai gali būti gana efektyvūs apjungiant paprastus kokybės vertinimo kriterijus.

Šaltinyje [27] minimas sprendimų medis naudoja anksčiau minėtus elementarius, daugiausiai su amplitude susietus kriterijus. Remiantis keturiais tokiais kriterijais naudojant „IR“ bei „ARBA“ loginius sąryšius gautas labai neblogas rezultatas – jautrumas atskaitoms, siekiantis 0,933. Tiesa, šis algoritmas paremtas viso įrašo analize (atmeta arba priima kaip kokybišką visą įrašą), o ne tam tikru signalo langu, tad neveiks realiu laiku.

Vienas naujesnių sprendimų medžių [34] buvo sukurtas atsižvelgiant į šiuolaikinius klinikinių ir dėvimų įrenginių tendencijas ir tikslingai aprėpė dvi sritis – elektrokardiogramos bei fotopletizmogramos kokybės įvertinimą naudojant tą patį algoritmą. Šį medį sudaro vien tik „jei“ logika bei kelios operacijos, iš kurių sudėtingiausios yra pulsinė bangos/QRS detektorius ir koreliacijos su užsibrėžtu šablonu skaičiavimas (1.8 pav.).



1.8 pav. Sprendimų medis tinkantis elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos kokybės įvertinimui [34]

Metodas remiasi tik signalo morfologija, tad yra lengvai pritaikomas įterptinei sistemai. Autoriai taip pat numatė ir galimus sprendimus susietus su pagrindiniu trūkumu – nuolatiniu pikų detektorių veikimu. Autoriai siūlo taupyti energiją kuriam laikui nenaudojant detektoriaus ir kitų sprendimo medžio šakų kai geros kokybės signalas stabiliai gaunamas tam tikrą periodą. Pasiiekti rezultatai labai geri – jautrumas siekia 0,91–0,94 o specifiškumas 0,95–0,97 % atitinkamai fotopletizmogramai ir elektrokardiogramai lyginant su anotacijomis. Tiesa, elektrokardiograma registruota vienkartiniais elektrodais ir krūtinės diržu, tad našumas su mažos prispaudimo jėgos tekstiliniiais elektrodais nėra žinomas. Taip pat reikalingi abiejų signalų šablonai, kurie nėra atnaujinami, todėl gali neveikti pakeitus elektrokardiogramos derivaciją arba fotopletizmogramos registravimo vietą. Tačiau tapo aišku, kad sprendimų medžiai yra tikslingas kelias siekiant pagerinti nepakankamai našaus kokybės įvertinimo kriterijaus patikimumą, prijungiant dar kelis elementarius, mažai operacijų reikalaujančius kokybės įvertinimo kriterijus.

Tiesa, sudėtingiausia sprendimų medžių dalis yra algoritmo apmokymas, kurio metu medis ir yra sudaromas. Kiekvienam pritaikymui šis apmokymas privalo būti specializuotas ir galiausiai jis nulemia visą algoritmo našumą. Kadangi medžio apmokymas gali būti pagrįstas sudėtingais mašininio apmokymo algoritmais, jis reikalauja specifinio duomenų paruošimo, dažnai užtrunkančio daug kartų daugiau nei pats apmokymas. Blogiausia, jog straipsniai nagrinėjantys sprendimų medžius EKG kokybės įvertinimui nemini kokiomis sąlygomis medis buvo apmokytas ir kaip buvo paruošti apmokymui skirti duomenys. Dauguma kokybės parametrų slenkstinių reikšmių panašu yra ne

mašininio apmokymo rezultatas, o loginiai samprotavimai. Todėl viena svarbiausių šio darbo dalių bus objektyvios metodikos kūrimas siekiant mašininio apmokymo pagalba sukurti ir optimizuoti sprendimų medį.

1.4. Literatūros analizės apibendrinimas

Apibendrinus literatūros analizę buvo išsiaiškinta, kad naudingos informacijos apie elektrokardiografinio signalo kokybę galima rasti įvairiose signalo projekcijose, tokiose kaip morfologija, spektras ir aukštesnės eilės statistiniai parametrai. Taip pat suvokta, jog vienu kokybės kriterijumi pagrįsta EKG kokybės nustatymo metodika yra nepakankamai veiksminga realiomis sąlygomis ir gali veikti nenuspėjamai esant įvairioms būsenoms. Sprendimų medžiai gali potencialiai pagerinti atskirų metodų efektyvumą juos jungiant ir naudojant paprastas logines operacijas, pagal hierarchinę kokybės parametrų struktūrą. Atliktoje literatūros analizėje nebuvo rasta sprendimų medžių ar panašių algoritmų tenkinančių visas ieškomo pritaikymo sąlygas. Taip pat buvo pastebėta, jog sprendimų medžių skirtų EKG kokybės įvertinimui apmokymo sąlygos ir kriterijai nėra aprašomi tyrinėtuose moksliniuose šaltiniuose ir galimai yra labai svarbi šio darbo įgyvendinimo bei tyrimo dalis. Nuspręsta, jog akcelerometro panaudojimas EKG kokybės įvertinimui gali turėti naudos EKG kokybės įvertinimui. Tačiau prioritetinės tyrimo kryptys išlieka metodai ir algoritmai nereikalaujantys papildomos įrangos, taip suteikiant metodui universalumo taikyti jį jau esamai įrangai bei adaptuoti galutinę sistemą kitiems biosignalams. Nuspręsta tyrimą tęsti gilinant žinias apie sprendimų medžių veikimo principus, reikalingus medžio darbinis duomenis ir apmokymo galimybes.

2. SIGNALO KOKYBĖS VERTINIMAS NAUDOJANT SPRENDIMŲ MEDŽIUS

Pasirinktas sprendimų medžiais pagrįstas EKG kokybės nustatymo metodas reikalauja suvokti klasifikacinių medžių koncepciją ir esminius veikimo principus.

2.1. Sprendimų medžiai

Sprendimų medžių algoritmas buvo pristatytas prieš daugiau nei 30 metų [41]. Algoritmas paremtas „ID3“ klasifikaciniu algoritmu [42]. „ID3“ pagrindinė užduotis yra požymių suskirstymas į klases pagal pavyzdinius duomenis. Jei požymis idealiai klasifikuojamas „ID3“ sustoja, kitu atveju algoritmas rekursyviai skaido duomenis, kol gauna „geriausius“ požymius kiekvienai klasei. Šiam skirstymui „ID3“ naudoja „godžios paieškos“ (*angl. greedy search*) metodą, kuris naudojant mašininio apmokymo problemų sprendimo euristikas, sukuria vietinį optimalų pasirinkimą kiekvienam etape ir taip stengiasi rasti globaliai optimalų sprendimą. „Godžioji paieška“ vadinama „godžia“, nes ji renkasi pirmą, greičiausiai prieinamą sprendimą, paremtą lokaliais duomenimis ir neįvertinant prieš tai buvusios ar būsimos informacijos. Tai leidžia gauti ypač greitą sprendimų kelią, kurį galime laikyti lokalių optimalių sąlygų „vidurkiu“. Akivaizdu, kad tokio tipo euristikom besiremianti klasifikatoriaus paieška turi labai didelę galimybę suklysti, tačiau praktikoje paieškos dažniausiai užtenka paprastiems požymiams išskirti, be to, algoritmas yra ypač greitas. Pagrindinis kriterijus, pagal kurį „ID3“ algoritmas skirsto duomenis yra duomenų homogeniškumas, o tiksliau – entropija. Algoritmui duomenis suskirsčius į požymius pagal entropiją sprendimų medis toliau remiasi informacijos prieaugiu (*angl. Information gain*) t.y. entropijos sumažėjimas duomenis suskirsčius pagal požymius. Sprendimų medžio kūrimo tikslas yra surasti požymius, kurie teikia didžiausią informacijos prieaugį.

Praktiškai sprendimų medį galime laikyti klasifikatoriumi, kuris pateiktas taisyklių forma. Šios taisyklės turi mazginius taškus. Šie taškai gali būti dviejų rūšių: lapų mazgas, rodantis tikslią klasės vertę (epizodas kokybiškas ar ne) ir sprendimų taškas, kuris apibūdina, koks testas turi būti atliktas su požymiu, siekiant nuspręsti kuriam lapų mazgui jis bus priskirtas. Tokia struktūra leidžia lengvai žmogui interpretuoti sprendimų medžių rezultata, priešingai nei naudojant neuroninius tinklus.

Sprendimų medžiui apmokymo procedūros metu reikalingi dveji duomenų rinkiniai: „stebėjimai“ (*angl. observations*) ir „išvados“ (*angl. conclusions*). „Stebėjimai“ yra turima informacija apie signalą, galimai pats signalas. „Išvados“ yra rezultatai, kurie apmokymo metu nurodo algoritmui kokias klases bandoma išskirti. Šio pritaikymo atveju „išvados“ yra EKG signalo kokybės anotacijos, pagal kurias sprendimų medis turi suvokti koks signalas yra laikomas kokybišku, o koks atmetiniu. Sprendimų medį apmokius ir naudojant realiu laiku „išvados“ tampa algoritmo išėjimo duomenimis ir yra prognozuojamos pagal „stebėjimus“. Tampa akivaizdu, kad metodo efektyvumą iš esmės nulems „stebėjimai“, tad į juos reikia atkreipti ypatingą dėmesį.

2.2. Signalų kokybės parametrai

Sprendimų medžiui būtina pateikti kuo labiau su EKG signalo kokybe koreliuojančią informaciją. Siekiant kuo tikslesnio klasifikavimo rezultato pateikiami duomenys privalo turėti didelę informacijos prieaugį. Bandant hipotetiškai numatyti, kokie signalai yra potencialūs „stebėjimai“, sprendimų medį galima laikyti protingu asmeniu, kuris neturi sukaukęs visiškai jokios informacijos apie išorinį pasaulį. Tokiam asmeniui pateikus neapdorotą elektrokardiogramą jis nesuprastų, kuri signalo dalis yra triukšminga, nes nesuprastų pačios triukšmo sąvokos ir neturėtų informacijos apie elektrokardiograminio signalo morfologiją bei specifiką. Tarkime, tokiam asmeniui pateikiamas juostiniu filtru išskirtas signalo triukšmas, kurio amplitudė laike akivaizdžiai didėja ir mažėja. Teoriškai atsirastų didelė tikimybė, jog šiam išgalvotam asmeniui davus užduotį nurodyti, kur signale matoma daug triukšmo, jis suvoks, kad didelė pateikto signalo amplitudė reiškia „daug triukšmo“, o maža „mažai triukšmo“. Remiantis šia analogija daroma prielaida, kad neapdorotas signalas šiuo atveju yra labai klaidinantis ir sudėtingas „stebėjimas“, o šiam tikslui labiausiai praverstų išgrynintas signale esantis triukšmas.

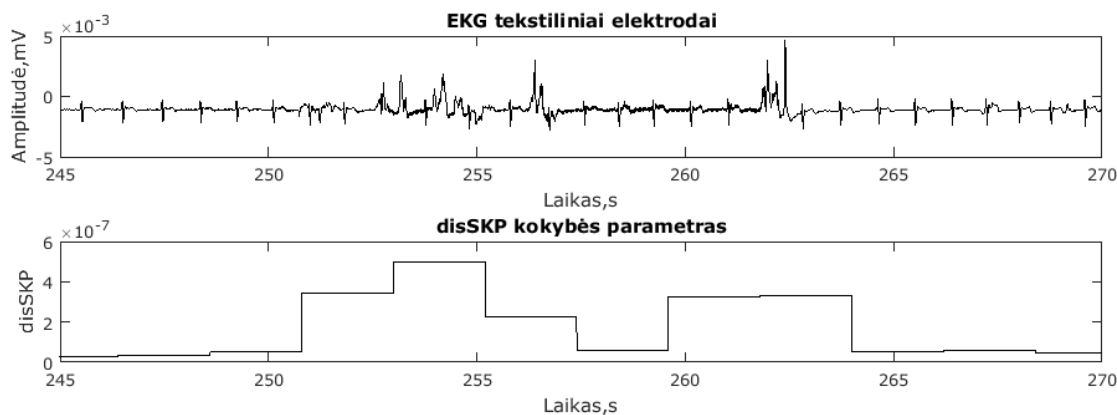
Pagrindinė problema siekiant išskirti potencialiai naudingus „stebėjimus“ (išgrynintą triukšmą) yra pačios elektrokardiogramos prigimtis. Kelis milivoltus siekiantis elektrinis potencialas turi prasiskverbti pro visą eilę skirtingų charakteristikų audinių kaip odos sluoksniai, kaulai ar raumenys. Prasiskverbęs link elektrodų šis signalas tampa potencialu žmogaus kūno paviršiuje. Žmogaus kūną galime laikyti didelio ploto kondensatoriumi, turinčiu talpą su maitinimo linijomis ir indukuojančiu ant stebimo paviršiaus plataus spektro elektromagnetinę spinduliuotę. Šis „kondensatorius“ juda erdvėje, savo judėjimui sukurdamas dešimtis milivoltų siekiančius miograminius signalus, kurių spektras persidengia su naudingų signalų. Be šių iškraipymų žmogaus kūnas dar kvėpuoja, sukuriant reguliarius signalo kelio pokyčius krūtinės ąstoje. Šie iškraipymai yra tik dalis elektrokardiogramoje stebimo triukšmo rūšių. Nemažai šių triukšmų persipina spektrinėmis dedamosiomis, atsiranda ir dingsta nenusipėjamais laiko momentais, jų spektras ir energija taip pat labai varijuoja laike bei tarp skirtingų subjektų ar aplinkos sąlygų. Todėl tampa aišku, kodėl algoritmai, naudojantys vieną kokybės indeksą (bandantys įvertinti vienos rūšies triukšmą) nėra pakankamai veiksmingi. Gerai išskyrus aukšto dažnio triukšmą signalo kokybę gali visiškai sunaikinti žemo ar vidutinio dažnio triukšmai. Todėl neegzistuoja formulės, kuri vienareikšmiškai įvertintų elektrokardiograminio signalo triukšmo lygį. Iš čia atsiranda būtinybė triukšmą signale įvertinti iš kuo įvairesnių signalo projekcijų.

Kadangi sistemą bandoma pritaikyti vieno kanalo mažų energetinių sąnaudų įterptinei sistemai, atsiranda kokybės parametru ribojimų. Siekiant padaryti sistemą efektyvią kokybės parametrai

ieškomam pritaikymui privalo reikalauti mažai skaičiavimo ir atminties resursų. Peržiūrėjus literatūros šaltinius buvo atrinkti tokie reikalavimus tenkinantys signalo kokybės parametrai (SKP):

- 1) $disSKP$ – dispersija (6) kur A yra atskaitų masyvas lange, o \bar{x} šių atskaitų vidurkis. Šis parametras yra daugelio tolimesnių kokybės parametrų tarpinis įvertis ir atspindi signalo amplitudės nuokrypį nuo vidurkio. Tikėtina, kad aukšto dažnio triukšmas pasižymės dideliu nuokrypiu nuo signalo vidurkio lyginant su kokybišku EKG epizodu (2.1 pav.).

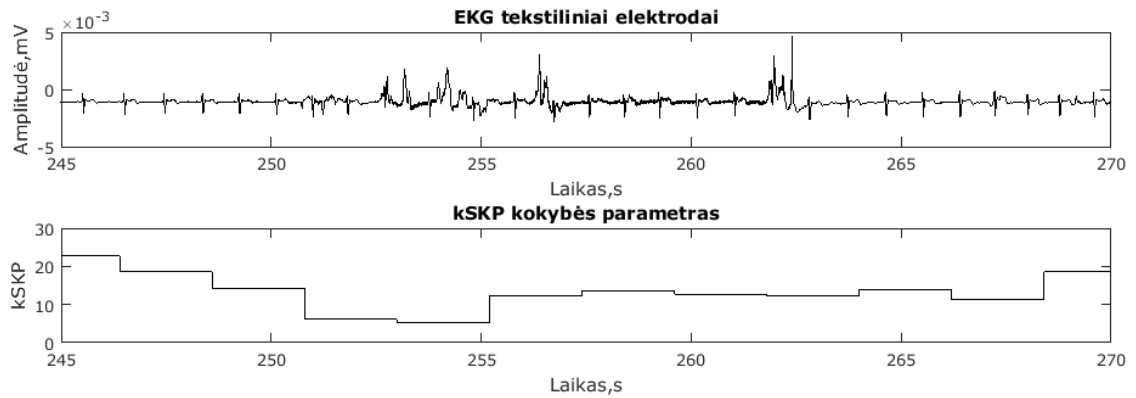
$$disSKP = |A - \bar{x}|^2 \quad (6)$$



2.1 pav. $disSKP$ kokybės parametro kitimas laike apskaičiuotas tekstilinių elektrodų EKG įrašui 3s ilgio lange su 1s persidengimu

- 2) $kSKP$ – ekscesas [32] (7), kur n yra atskaitų skaičius, \bar{x} – lango atskaitų verčių aritmetinis vidurkis, o $disSKP$ – lango dispersija. Ekscesas yra trečios eilės statistinis momentas apibūdinantis atsitiktinio dydžio pasiskirstymo tankio kreivės smailaviršūniškumą. Tikimasi, kad triukšmingos elektrokardiogramos ekscesas (2.2 pav.) bus panašus į Gauso (normaliojo skirstinio).

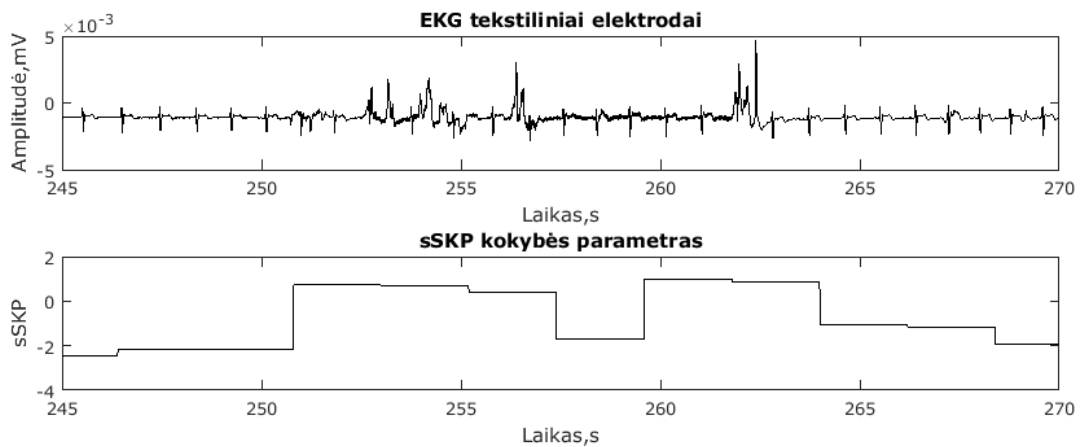
$$kSKP = \frac{1}{n \cdot disSKP^2} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4 - 3 \quad (7)$$



2.2 pav. kSKP kokybės parametro kitimas laike apskaičiuotas tekstilinių elektrodų EKG įrašui 3s ilgio lange su 1s persidengimu

- 3) sSKP - asimetrijos koeficientas [21] (8). Vietoj pasiskirstymo tankio kreivės aštrumo laipsnio asimetrijos koeficientas įvertina šios kreivės asimetriškumą. Manoma, kad nekokybiškos kardiogramos asimetrijos koeficientas primins Gauso skirstinio (pasiskirstymo tankio kreivė bus simetriška) ir taip padės įvertinti triukšmo lygį signalė (2.3 pav.).

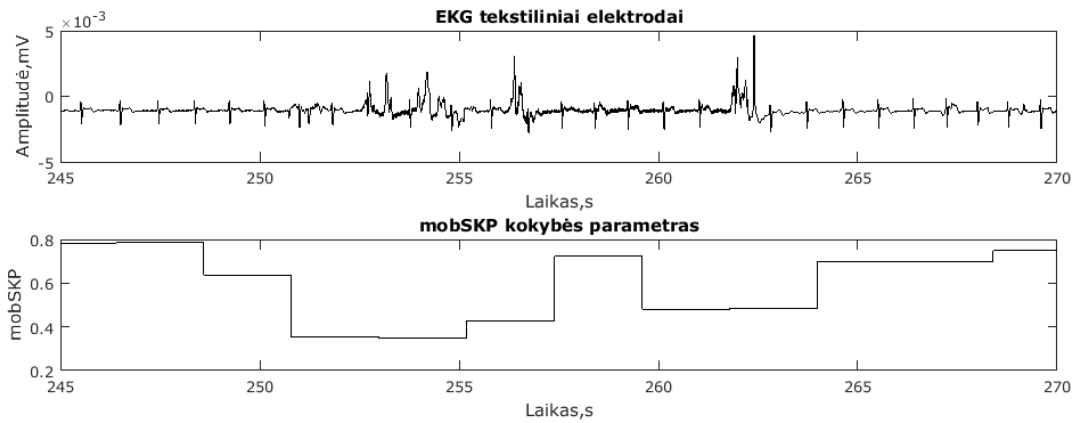
$$sSKP = \frac{1}{n \cdot disSKP^{3/2}} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3 \quad (8)$$



2.3 pav. sSKP kokybės parametro kitimas laike apskaičiuotas tekstilinių elektrodų EKG įrašui 3s ilgio lange su 1s persidengimu

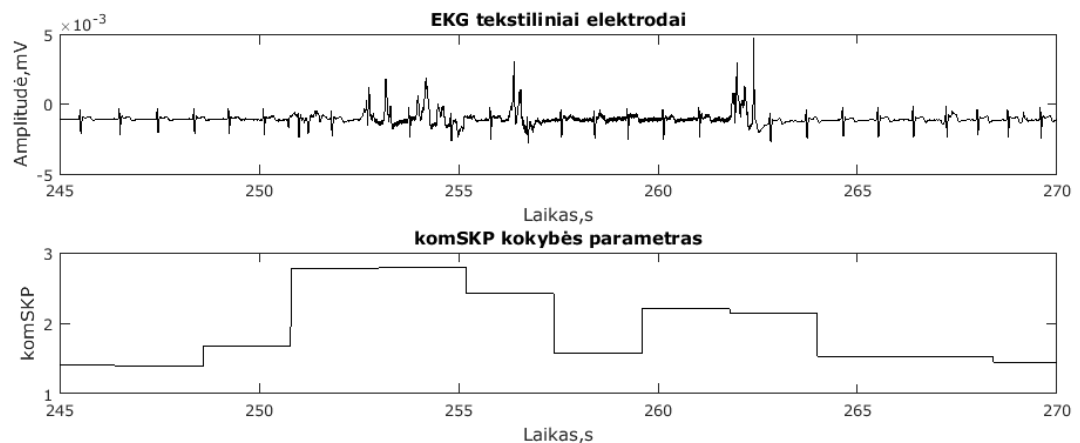
- 4) mobSKP – mobilumas [33] (9), kur A' yra signalo išvestinė, o μ' - signalo išvestinės vidurkis. Daroma prielaida, kad šis santykis padės geriau išskirti amplitudės pokyčius atsirandančius dėl triukšmo, o ne signalo morfologijos pokyčių (2.4 pav.).

$$mobSKP = \sqrt{\frac{|A' - \mu'|^2}{disSKP}} \quad (9)$$



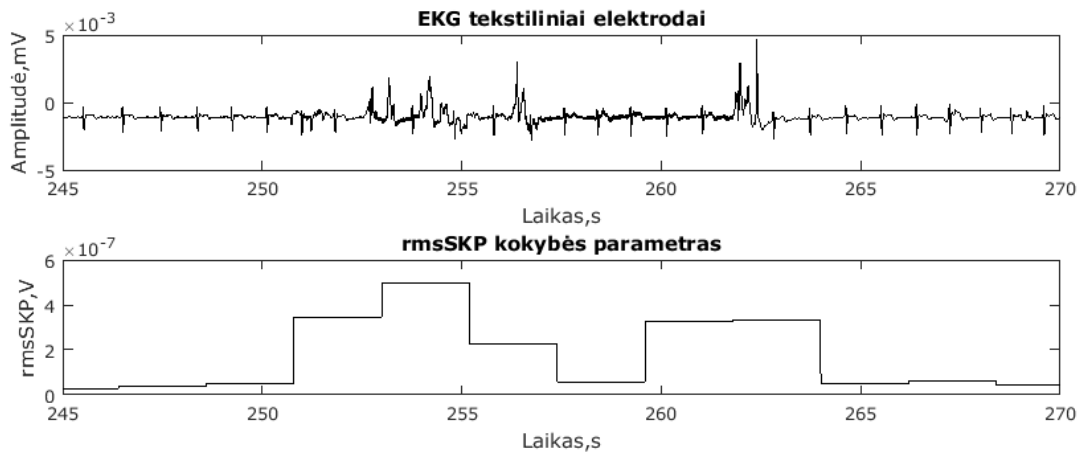
2.4 pav. mobSKP kokybės parametro kitimas laike apskaičiuotas tekstilinių elektrodų EKG įrašui 3s ilgio lange su 1s persidengimu

- 5) komSKP - kompleksiskumas [33] yra santykis tarp signalo antrosios išvestinės mobilumo ir mobSKP. Šis parametras galimai dar aiškiau išreiškia signalo morfologijai nebūdingus iškraipymus atsirandančius dėl triukšmo įtakos (2.5 pav.).



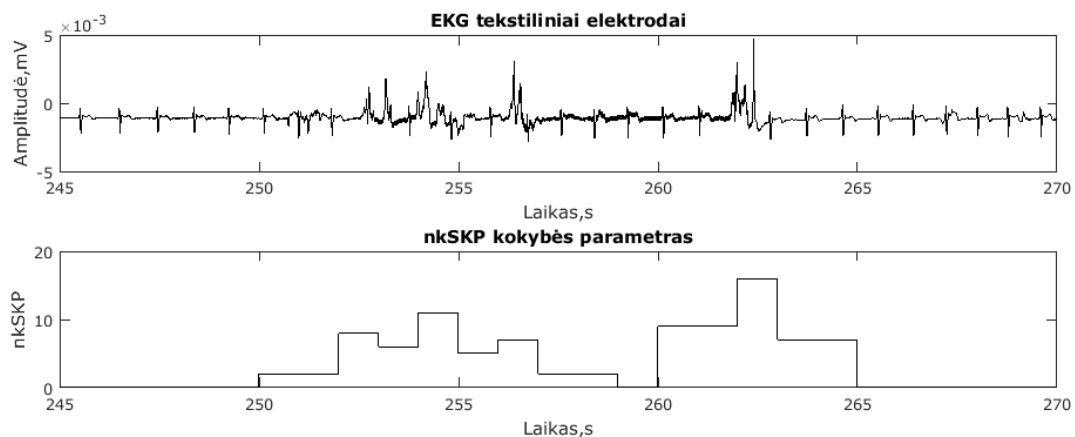
2.5 pav. komSKP kokybės parametro kitimas laike apskaičiuotas tekstilinių elektrodų EKG įrašui 3s ilgio lange su 1s persidengimu

- 6) rmsSKP - vidutinė kvadratinė amplitudės vertė [43]. Kokybės parametras skirtas atpažinti bendrą triukšmo sukeltą amplitudės vidutinės kvadratinės vertės pokytį analizuojamame lange (2.6 pav.).



2.6 pav. rmsSKP kokybės parametro kitimas laike apskaičiuotas tekstilinių elektrodų EKG įrašui 3s ilgio lange su 1s persidengimu

- 7) nkSKP – nullo kirtimų įvertis [33]. Elementarus kokybės parametras nurodantis, kiek kartų signalas lange kirto nullo ribą. Esant švariam EKG signalui vienas QRS kompleksas gali sukelti 3–5 nulių kirtimus per periodą, o aukšto dažnio triukšmas bent keliais kartais daugiau. Šis parametras neatsiejamai priklausomas nuo širdies ritmo ir bazinės linijos pašalinimui skirtu filtro (2.7 pav.).



2.7 pav. nkSKP kokybės parametro kitimas laike apskaičiuotas tekstilinių elektrodų EKG įrašui 3s ilgio lange su 1s persidengimu

2.3. Sprendimų medžio apmokymas

Kadangi sprendimų medžių sukūrimas yra paremtas mašininio apmokymo algoritmais, jo našumas labai priklauso nuo apmokymo sąlygų ir strategijos. Paprastai neuroninio tinklo ar sprendimų medžio apmokymas tokiems uždaviniams remiasi žmogaus sukurtomis signalų anotacijomis.

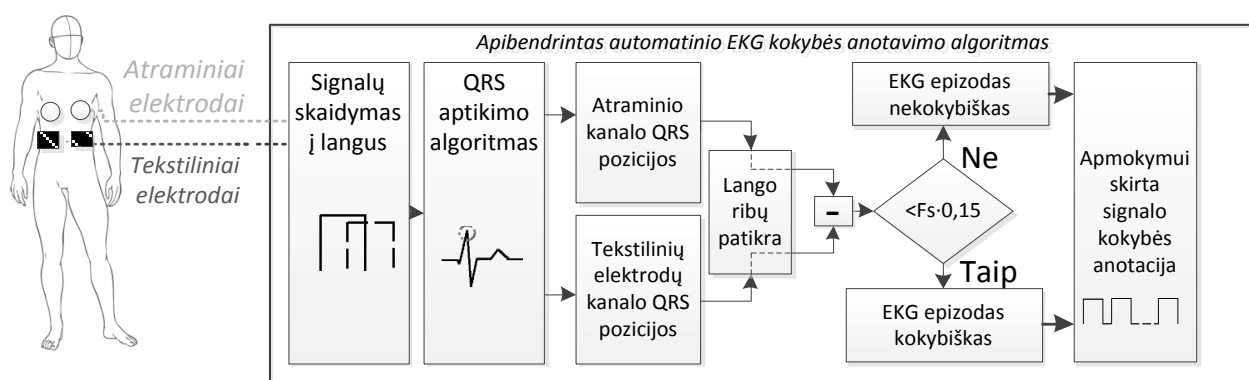
Žmogaus anotacijos yra lengvas būdas tikslingai sprendimų medžiui perteikti ekspertų sukauptą patirtį apie signalo specifiką ir triukšmo charakteristikas. Ekspertas dažniausiai idealiai atskiria momentus, kada signalo išvis nėra ir stebimas vien triukšmas bei geba įvertinti nenumatytus atvejus,

kaip akivaizdūs registravimo įrangos sutrikimai. Tačiau šis apmokymo kelias turi daug neigiamų savybių: visada egzistuoja neatitikimas tarp kelių ekspertų anotacijų, šis anotavimo būdas užtrunka labai ilgai ir reikalauja nemažai žmogiškų pastangų, žmogaus dėmesio ir nuovargio specifika neleidžia ekspertams išlaikyti vienodo objektyvumo tam tikriems parametrams (analizuojant ilgus įrašus) bei žmonėms sunku įvertinti ne morfologinius signalo pokyčius. Taip pat sprendimų medžio apmokymo procese naudojant žmogaus sukurtas anotacijas labai sunku sprendimų medžiui netiesiogiai numatyti prioritėtines užduotis. Pavyzdžiui, ekspertui nurodoma elektrokardiogramą anotuoti klasifikuojant ją į dvi grupes: signalo kokybė patenkinama širdies ritmo nustatymui ir signalo kokybė nepatenkinama širdies ritmo nustatymui. Ekspertas tokiu atveju nežino ribos, nuo kurios signalo kokybė yra garantuojanti teisingą R dantelių aptikimą. Dėl šios priežasties tai nereiškia, kad sprendimų medis apmokytas pagal eksperto anotaciją turės teigiamą poveikį sistemoje, kurios vienintelis tikslas yra širdies ritmo nustatymas.

Kadangi pirminė daugumos elektrokardiografų funkcija yra širdies ritmo nustatymas (arba QRS segmentų aptikimas), nuspręsta laikant šią užduotį prioritetine sukurti sprendimų medžio apmokymo algoritmą panaikinantį kuo daugiau žmogaus anotavimui būdingų trūkumų ir taip padedant geriau apmokyti kuriamą sprendimų medį.

2.3.1. Sprendimo medžių apmokymo automatinio anotavimo strategija

Kadangi viena svarbiausių eksperto anotavimo problemų yra anotavimui reikalingas laikas, buvo bandoma tai išspręsti visą procesą automatizuojant ir paverčiant signalo kokybės anotavimą visiškai, ar bent jau didžiąja dalimi, mašininu darbu. Siūlomo algoritmo pagrindinė užduotis yra priversti sprendimų medį apsimokyti taip, jog jo prioritėtinė užduotis taptų atskirti signalų epizodus, kuriuose R dantelio pozicijas galima nustatyti patikimai (2.8 pav.).



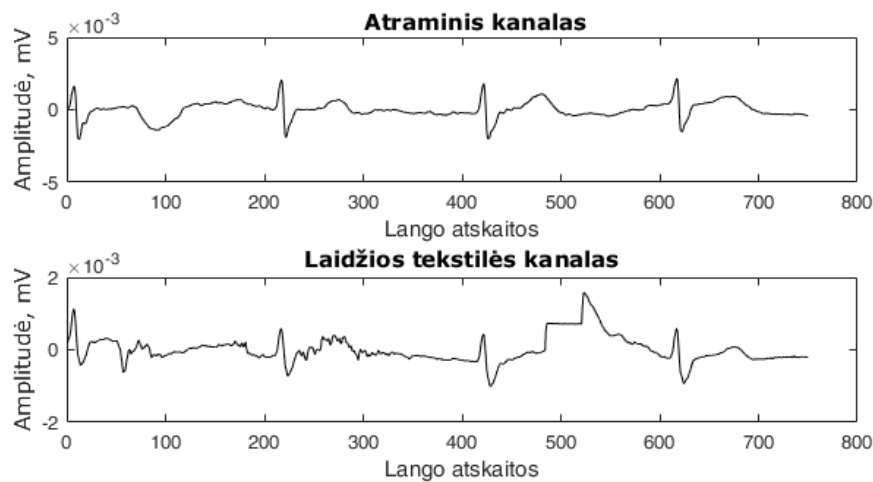
2.8 pav. Siūlomas EKG signalo kokybės tinkamos tiksliai R dantelių nustatymui automatinio anotavimo algoritmas

Algoritmui naudojama elektrokardiograma lygiagrečiai registruojant tekstilinių elektrodų ir klinikinės kokybės vienkartinę elektrodų kanalų. Abu kanalai suskaidomi į lango ilgio atkarpas ir pateikiami pasirinktam QRS aptikimo algoritmui, kuris nustatinėja R dantelių pozicijas. Tekstilinais

elektrodais užfiksuotų R dantelių pozicijos automatinio anotacijos sudarymo algoritmo lyginamos su atraminio kanalo R dantelių pozicijomis. Tiesa, siekiant šį metodą įgyvendinti, reikia atsižvelgti į galimas klaidas atsirandančias dėl algoritmo specifikos.

2.3.1.1. Lango ribų patikros funkcija automatiniam kokybės anotavimo algoritmui

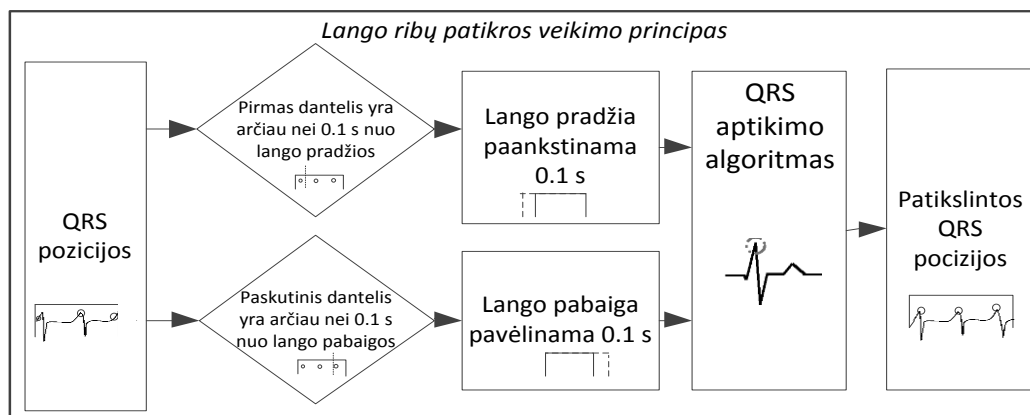
Kadangi signalas yra skaidomas langais, visada atsiranda didelė tikimybė, jog lango pradžia ar pabaiga dalinai „nukirs“ elektrokardiografinio signalo QRS kompleksą (2.9 pav.).



2.9 pav. QRS aptikimo algoritmui pateikiamos lango atskaitos, kai lango pradžia arba pabaiga „nukerta“ QRS komplekso dalį

Tokiu atveju pirmojo arba paskutiniojo dantelio pozicijos radimo tikslumas yra labai priklausomas nuo QRS aptikimo algoritmo specifikos. Pavyzdžiui, klasikinis Pan Tompkins [44] QRS aptikimo algoritmas dažnai nespėja nusistatyti algoritmui būtinos adaptyvios slenkstinės R dantelio reikšmės, kai R dantelis pasirodo pačioje įrašo pradžioje (kaip 2.9 pav.). Dėl to pirmieji rasti danteliai dažnai yra neteisingi ir skiriasi tarp dviejų kanalų, nors ir signaluose nėra ypač didelio triukšmo. Net ir atsižvelgus į tai, kad algoritmo langai tarpusavy galės persidengti tam tikru santykiu, tai negarantuoja, jog nepersidengiantys langų epizodai nebus priskiriami atmetiniams.

Problema buvo išspręsta automatinio kokybės anotavimo algoritme įterpus paprastą lango ribų patikros funkciją (2.10 pav.).



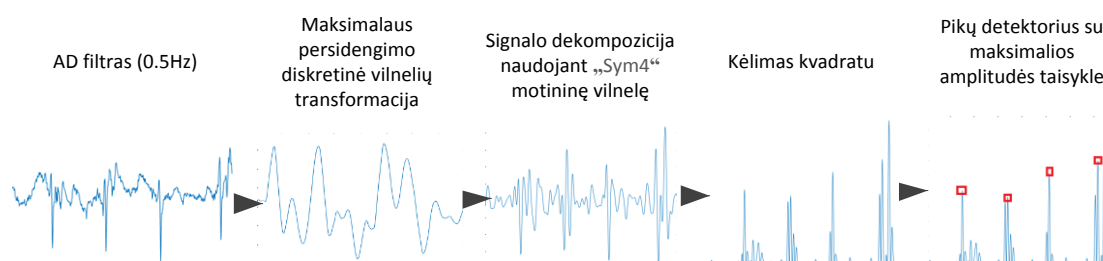
2.10 pav. Lango ribų patikros funkcijos papildančios automatinio anotavimo algoritmą veikimo principas kiekvienam iš kanalų

Langu ribų patikros funkcija veikia remiantis taisykle, jog jei aptikti R danteliai (signalų ekstremumai) yra labai arti (arčiau nei 0.1s) nuo lango pradžios ar pabaigos, langą reikia plėsti į atitinkamą pusę per dešimtadalį sekundės. Dešimtadalio sekundės riba pasirinkta atsižvelgiant į žmogaus širdies anatomiją. Hiso pluošto ir Purkinjė skaidulų laidumas sveikai širdžiai turėtų teikti vidutinį apie 100 ms QRS komplekso ilgį. Atsižvelgus į rezultatą, jog R dantelis matomas anksčiau nei ši riba daroma prielaida, kad QRS kompleksas buvo „nukirstas“. Net ir esant nesveikai širdžiai (laidumas pablogėjęs ar dėl kitų priežasčių QRS kompleksas trunka ilgiau ar trumpiau) tai nereiškia, kad ši riba turėtų sugadinti anotavimą, nes svarbiausia šiuo atveju yra tik R dantelio pozicija lyginant su QRS aptikimo algoritmo adaptyvumo ar kitomis savybėmis. Langu patikros funkcija leidžia lango ribas praplėsti tik vieną kartą, nes kitaip signale esant daug triukšmo langai plėstųsi iki nenuspėjamų dydžių. Šiuo atveju yra aišku, jog lango ilgis anotuojamame signale yra daugiausiai 0.2 sekundės ilgesnis nei nustatytas, o kadangi langai turės persidengti, šis lango ilgio pokytis neturėtų sutrikdyti mašininio apmokymo jei persidengimas bus toks pat arba ilgesnis.

2.3.1.2. Sprendimų medžio apmokymo QRS detektorius

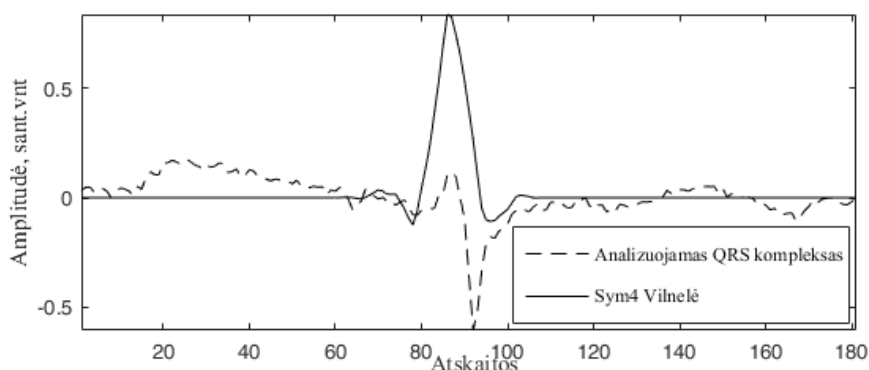
Kaip jau buvo minėta, klasikinio Pan Tompkins QRS detektoriaus adaptyvumo savybės nėra pačios tinkamiausios trumpiems langams analizuoti. Iš kitos pusės Pan Tompkins algoritmas yra labai greitas ir ypač paprastai įgyvendinamas „C“ programavimo kalboje (mikroprocesoriuje). Kadangi apmokymas ir signalo anotavimas yra vykdomas ne mikroprocesoriuje, o stacionariame kompiuteryje, šiam tikslui galima naudoti ir sudėtingesnius bei daugiau resursų reikalaujančius QRS aptikimo algoritmus. Iš kitos pusės, prioritetinga galutinio algoritmo užduotis lieka naudoti kuo paprastesnį algoritmą realaus laiko mikroprocesorinėje sistemoje. Žinoma, iškyla grėsmė, jog dėl skirtingų QRS nustatymo metodų naudojimų apmokyme ir realaus laiko algoritme bendras našumas sumažės, bet tai bus galima patikrinti ir įvertinti.

Egzistuoja visa eilė skirtingų metodų rūšių kaip galima nustatyti QRS komplekso pozicijas elektrokardiogramoje: remiantis adaptyviu slenksčiu, išvestinėmis, skaitmeninių filtrų rezultatais, neuroniniais tinklais, Hilberto transformacija, vilnelių transformacija ir sintetiniais metodais [45]. Visi algoritmai turi savo teigiamų ir neigiamų savybių bei gali pasižymėti įvairiu našumu testuojant su skirtingomis duomenų bazėmis [46]. Vienas iš našiausių ir lengviausiai įgyvendinamų metodų neparemtų adaptyviu slenksčiu remiasi vilnelių transformacija [47]. Vilnelių transformacija yra viena iš populiariausių šių dienų laiko–dažnio transformacijų. Priešingai nei Furjė transformacijos atveju po vilnelių transformacijos išlieka tiek dažninė tiek laikinė informacija. Tai leidžia įgyvendinti daugybę signalų triukšmo mažinimo metodų ir sukurti mažiau triukšmui atsparų QRS detektorių.



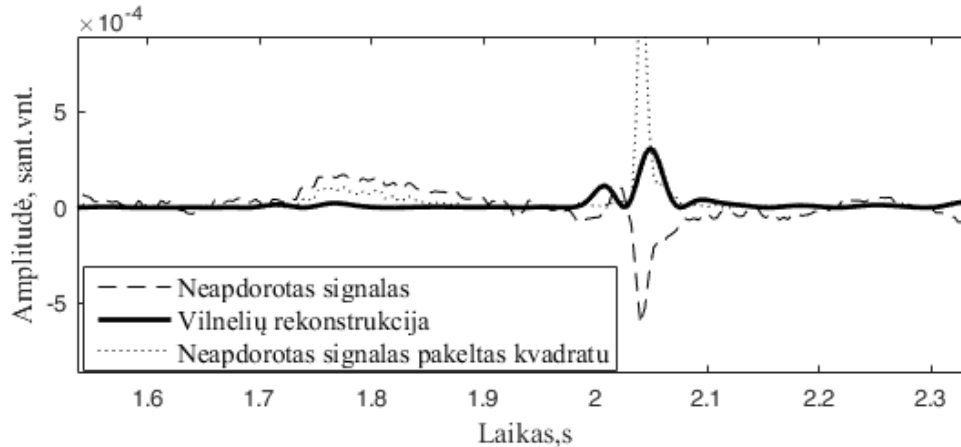
2.11 pav. Vilnelių transformacija paremto QRS detektoriaus veikimo etapai

Sukurtas vilnelių transformacija paremtas QRS detektorius įgyvendintas kiek įmanoma paprasčiau. Algoritmo paprastas įgyvendinimas didina tikimybę išlaikyti gerą sprendimų medžio našumą („nepiristi“ medžio prie vilnelių transformacija paremto detektoriaus) realiu laiku naudojant kitus detektorius (2.11 pav.). Algoritmas naudoja tik aukšto dažnio filtru nufiltruotą signalą, kuriam pritaiko maksimalaus persidengimo diskretinę vilnelių transformacijos funkciją. Tada signalas rekonstruojamas naudojant „The MathWorks, Inc. Matlab“ programinio paketo motininę vilnelę „Sym4“ skirtą būtent QRS kompleksų atpažinimui (2.12 pav.)



2.12 pav. Tekstilniais elektrodais užregistruoto QRS komplekso ir „Sym4“ motininės vilnelės palyginimas

Vilnelių transformacija negarantuoja visiško triukšmo pašalinimo, o transformacijos kvadratinė vertė pasižymi ir matomais „Q“ bei „S“ segmentų pikais (2.13 pav.).



2.13 pav. Vilnelių transformacijos rezultatas lyginant su originaliu signalu

Siekiant išvengti klaidingų triukšmo ar kitų QRS segmento dalių atpažinimo įvesta 2.11 pav. minima maksimalios galimos amplitudės taisyklė. Ši taisyklė įveda fiksuotą reikalavimą, jog pikai lange negali būti mažesni nei 43 proc. maksimalaus piko amplitudės lygio. Teoriškai šalia esančių R dantelių amplitudžių santykį turėtų keisti tik kvėpavimo sukelta moduliacija elektrokardiogramai. Klinikinių elektrodų atveju pastebėta, jog paprastai R dantelių aukščiai skiriasi apie 10–20 proc. tarp gretimų dantelių. Tačiau tiriamieji signalai užregistruoti tekstiliniiais elektrodais yra labai triukšmingi, o jų bazinė linija varijuoja per daug, kad su ja idealiai susidorotų antros eilės filtras. Buvo atliktas trumpas bandymas ir eksperimentiškai nustatyta, kad R dantelių amplitudžių santykis tarp gretimų dantelių naudojant antros eilės AD filtrą gali varijuoti iki 43 proc. subjektui atliekant fizinius pratimus. Ši riba ir buvo pasirinkta siekiant padidinti vilnelių transformacija paremto algoritmo našumą.

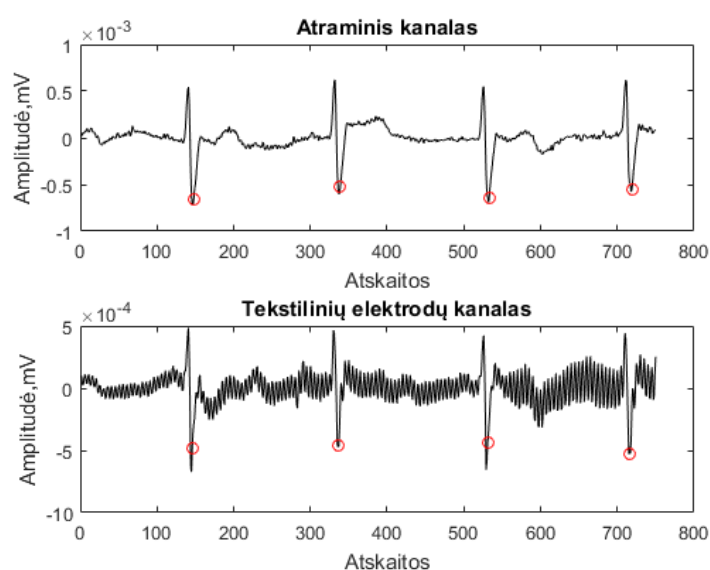
Trumpame lange abiemis kanalams radus potencialiai teisingas R dantelių pozicijas, anotavimo algoritmas turi priimti galutinį sprendimą susietą su signalo kokybę.

2.3.1.3. Galutinio sprendimo langui priėmimas automatiniame kokybės anotavimo algoritme

Tolesnis automatinio kokybės sudarymo algoritmo veikimas pagrįstas paprasta R dantelių pozicijų įvertinimo logika įvertinant tolerancijos ribas. Jeigu visų R dantelių iš eilės pozicijos tarp abiejų kanalų sutampa, algoritmas anotuoja šį epizodą kaip kokybišką. Jeigu tekstilinių elektrodų kardiogramoje pastebimas dantelis, kurio nėra atraminiame signale arba atraminiame signale randamas dantelis nerastas tekstilinių elektrodų kanale, epizodas traktuojamas kaip nekokybiškas. Taip netiesiogiai vertinama tekstiliniiais elektrodais užregistruoto signalo kokybė remiantis ne vien morfologija (kaip anotuojant žmogui), bet visa eile žmogui nematomų parametru, kuriais remiasi QRS aptikimo algoritmas.

Iki šios ribos anotavimo algoritmo darbas buvo pagrįstas prielaida, jog atraminis (klinikinių elektrodų) elektrokardiografinis kanalas yra visada idealus ir iš jo galima patikimai nustatyti QRS kompleksų pozicijas. Tačiau realiose sąlygose šie elektrodai taip pat gali būti ypač triukšmingi, o tekstiliniai elektrodai prasčiau nei vienkartiniai elektrodai gali veikti tik esant judesiams. Todėl sistema sinchroniškai registruojanti tekstilinių ir klinikinių elektrodų signalus šiame tyrime bandoma esant dideliame fiziniam aktyvumui. Klinikiniai elektrodai nuo tekstilinių elektrodų skiriasi tik geresniu tvirtinimu ir laidumu elektros srovei. Šie elektrodai taip pat surenka daug neišvengiamo triukšmo, o kartais signalas visai dingsta. Iš čia kyla keturi galimi užregistruotų kanalų tarpusavio epizodų atvejai ir priemonės jų neigiamų savybių išvengimui:

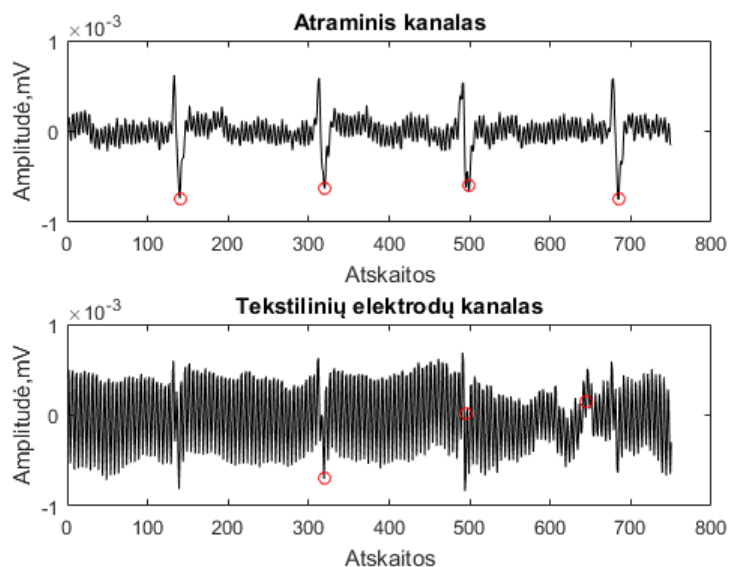
a) Atraminis ir tekstilinių elektrodų kanalai yra pakankamos kokybės (2.14 pav.)



2.14 pav. Elektrokardiogramos epizodas, kuriame atraminis ir anotuojamas kanalai yra pakankamai kokybiški. Signalų epizodas automatinio anotavimo algoritmo traktuojamas kaip kokybiškas

Šis atvejis yra idealus anotacijai, jokių papildomų taisyklių ar sprendimų be aprašytų viršuje nereikia.

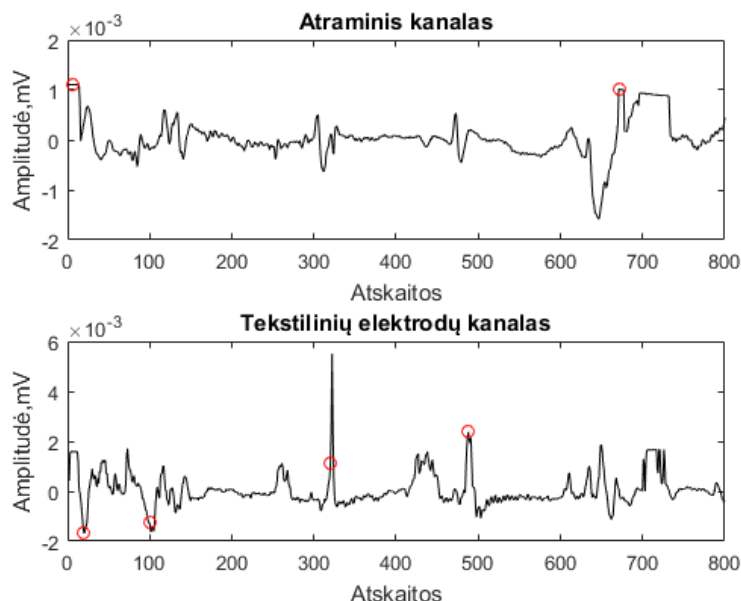
b) Atraminis kanalas pakankamos kokybės, o tekstilinių elektrodų kanalo kokybė atmestina (2.15 pav.)



2.15 pav. Elektrokardiogramos epizodas, kuriame atraminis kanalas yra pakankamai kokybiškas, o tiriamo kanalo atmetinas. Signalų epizodas automatinio anotavimo algoritmo traktuojamas kaip nekokybiškas

Vienam ar daugiau dantelių neatitikus atraminio kanalo R dantelių pozicijų epizodas atmetamas remiantis anksčiau aprašytomis dantelių tarpusavio pozicijų taisyklėmis. Toks epizodas yra labai dažnas esant didesniems judesiams.

c) Atraminis ir tekstilinių elektrodų kanalai triukšmingi (2.16 pav.)

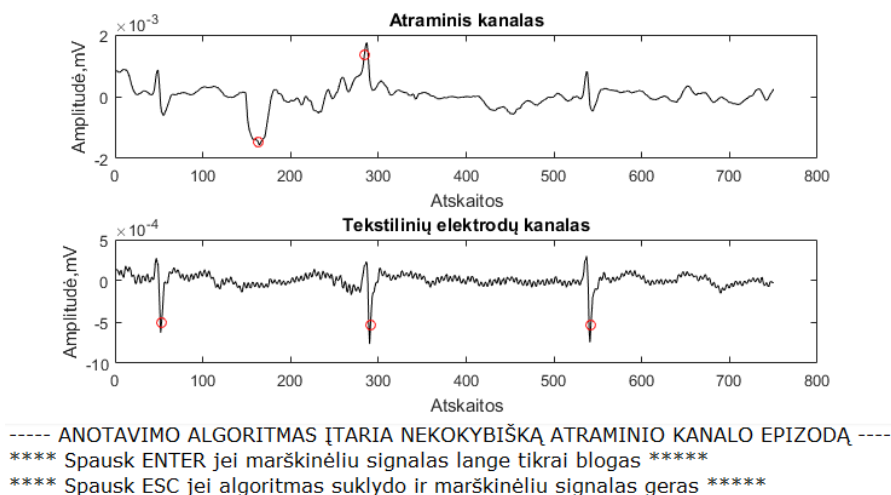


2.16 pav. Elektrokardiogramos epizodas, kuriame atraminis ir tiriamas kanalai yra nekokybiški. Signalų epizodas automatinio anotavimo algoritmo traktuojamas kaip nekokybiškas

Šiuo atveju abiejuose kanaluose randamos triukšmo atskaitos iš kurių bent viena (o dažniausiai visos) yra išsimėčiusios skirtinguose signalo lango vietose. Epizodas nesunkiai atskiriamas kaip nekokybiškas pagal tas pačias anksčiau aprašytas dantelių tarpusavio padėties taisykles. Kadangi abu

kanalai yra sugadinti triukšmo priimama prielaida, jog triukšmo epizodu metu yra per didelis bet kokiam kardiogramos apdorojimui t.y. nesvarbu, kad iš atraminio kanalo negalime gauti informacijos, algoritmas teisingai įvertina epizodą kaip nekokybišką.

d) Atraminis kanalas triukšmingas, o tekstilinių elektrodų kanalas netriukšmingas (2.17 pav.)



2.17 pav. Elektrokardiogramos epizodas, kuriame atraminis kanalas yra nekokybiškas, o laidžiosios tekstilės kanalas pakankamai kokybiškas. Šiuo atveju taikomas pusiau automatinio anotavimo sprendimo priėmimas reikalaujantis iš vartotojo sprendimo patvirtinimo

Šis ketvirtas atvejis iš visų prieš tai aptartų yra pats sudėtingiausias ir kontraversiščiausias. Teoriškai tokios galimybės kai klinikiniai elektrodai veikia prasčiau nei tekstiliniai judesio metu neturėtų būti. Pasirodo, jog greičiausiai darant specifines raumenų grupes ypač apkraunančius fizinius pratimus (kojų kėlimas gulint apkrauna labiau apatinę pilvo preso dalį, kur tvirtinami atraminiai elektrodai) arba kūnui esant tam tikroje padėtyje (remiantis pilvu į žemę), dėl padėties ant kūno skirtumų tarp elektrodų porų, tekstilinių elektrodų kanalas sugeba veikti geriau nei atraminis kanalas. Naudojant elementarias taisykles kaip ir prieš tai buvusiais atvejais šis tekstilinių elektrodų kanalo epizodas būtų anotuojamas kaip nekokybiškas ir tai klaidintų mašininį apmokymą bei grėstų viso algoritmo našumo sumažėjimu. Nors ir tokių epizodų pastebėta santykinai mažai, jie reikalauja ypatingo dėmesio. Iš turimos informacijos (nėra trečio su širdies ritmu susijusio kanalo) neįmanoma numatyti, kuriuose epizoduose negalima pasitikėti atraminio elektrokardiografo kanalu. Buvo padaryta išvada, kad su turima įranga ir duomenimis nepavyks įgyvendinti idealaus visiškai automatinio anotavimo proceso. Tik dėl šių epizodų anotavimo procesą teko papildyti pasirinktina žmogaus įsikišimo galimybe. Pasirinkus tokią funkciją, anotavimo procesas turėtų būti perkvalifikuotas į pusiau automatinį.

Pusiau automatinio anotavimo veikimo principas paprastas. Algoritmas veikia visiškai automatiškai iki ribos, kai randamas epizodas, kuriame R dantelių atskaitos skiriasi radikalai (daugiau nei 2–3 danteliais). Tada programa yra stabdoma ir vartotojui pranešama, jog epizodas bus

traktuojamas kaip nekokybiškas, nebent vartotojas mato akivaizdžią jo klaidą. Vartotojui pateikiami abu epizodai ir iš jo laukiama viena iš dviejų klaviatūros klavišo paspaudimo (2.17 pav.). Vartotojui paspaudus įvedimo klavišą (*angl. Enter*) algoritmo sprendimas nekeičiamas, o paspaudus išėjimo klavišą (*angl. Esc*) priimama prielaida, jog atraminis kanalas yra nekokybiškas bei anotacija automatiškai pataisoma. Taip vartotojas „trukdomas“ tik įtartinais epizodais, o tai vis tiek turėtų daug kartų pagreitinti įprastinį anotavimo procesą. Jei įrašas buvo registruojamas esant mažam fiziniam aktyvumui ar kitaip užtikrinama, jog atraminis signalas visada geros kokybės, šią pusiau automatinio anotavimo funkciją galima išjungti ir paversti algoritmą visiškai automatiniu. Priešingu atveju, algoritmo papildymas užtikrina taisyklingą kokybės anotavimą įvairiomis fizinio aktyvumo sąlygomis.

2.3.1.4. Automatinio EKG kokybės įvertinimo algoritmo tolerancijos ribos

Siekiant kuo taisyklingiau įgyvendinti automatinį kokybės anotavimo algoritmą teko sukurti tam tikras išimtis atsirandančias dėl izoliuotų elektrokardiografinių kanalų skirtumo. Šiame automatinio apmokymo algoritme signalo epizoduose radus QRS segmentus, kurių R danteliai nutolę vienas nuo kito ne toliau nei per 100 milisekundžių, danteliai traktuojami kaip sutampantys. 100 milisekundžių tolerancijos riba buvo nustatyta eksperimentiškai tarpusavyje lyginant sinchroniškai užregistruotų signalų morfologiją. Dėl tekstilinių elektrodų kintančios prispaudimo jėgos ir santykinai mažo signalo ir triukšmo santykio lyginant su klinikiniais elektrodais, signalų frontai ir pikai yra nežymiai iškraipomi. Tai gali įvykti ir dėl elektrokardiografo pasyvinės RC filtro grandinės bei skaitmeninių aukšto bei žemo dažnio filtrų. Šie iškraipymai paveikia QRS aptikimo algoritmo darbą ir lemia rastos R dantelio pozicijos nukrypimą per mažiau nei 100ms, nors signale nesimato akivaizdžių triukšmo apraiškų. Galutiniame algoritmo pritaikyme toks tolerancijos langas neturėtų sukelti neigiamos įtakos, nes širdies ritmas bus nustatomas tik iš vieno kanalo absoliučių atskaitų (signalų pikai bus iškraipomi pagal tą patį dėsnį) ir algoritmas nepriklausys nuo kitų kanalų.

Šis tolerancijos langas teoriškai nepaveiks ir galutinio anotacijos sprendimo langui, kai signalas yra labai nekokybiškas arba naudingo signalo nėra visai. Jeigu signale matomas vien triukšmas, išlieka tikimybė, jog atraminio ir tekstilinių elektrodų kanalo pikai bus nutolę per mažiau nei 100ms. Tačiau algoritmas epizodą kokybišku laiko tik tuo atveju, kai visos rastos vertės tenkina toleranciją ir nė vienam iš kanalų nėra aptikta jokių kitų pikų. Tikimybė, kad du kanalai pasižymės tokia savybe yra labai maža ir praktiškai neturėtų paveikti anotavimo kokybės.

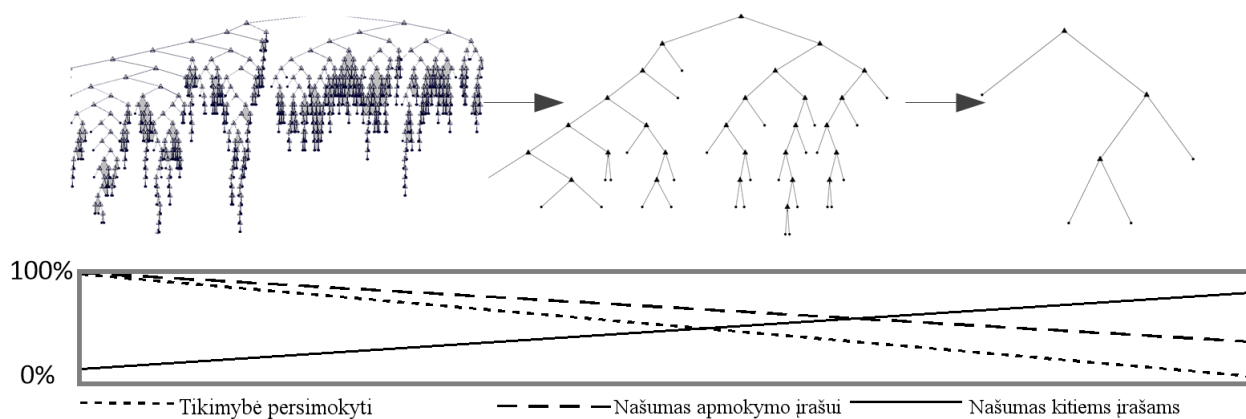
2.3.2. Sprendimų medžio genėjimas

Kaip ir bet kokiai mašininio apmokymui rūšiai, sprendimų medžių apmokyme egzistuoja didelė galimybė algoritmą „permokyti“ naudojant apmokymo duomenis. Pavyzdžiui, jei sprendimų medį

apmokysime su labai trumpu elektrokardiogramos įrašu, kurį idealiai anotavo žmogus ar automatizuotas algoritmas, sprendimų medis turės labai mažai informacijos ir ją labai greitai susies. Mažas informacijos kiekis reiškia tai, jog sprendimų medis sukurs po vieną taisyklę kokybės parametrams galimai kiekvienai signalo atskaitai. Taip pat šis medis parodys neabejotinai idealų našumą tam pačiam įrašui, su kuriuo jis buvo apmokytas. Tačiau jei tiriant sprendimų medžio efektyvumą bus naudojamas kitas, labai ilgas įrašas, taisyklės skirtos kiekvienai pirmojo įrašo atskaitai neturės visiškai jokios prasmės. Dėl to sprendimų medžio efektyvumas vis labiau artės į atsitiktinio spėjimo tikimybės erdvę (2.18 pav.). Negalima atmesti ir prielaidos, jog sprendimų medis galimai kiekvienai atskaitai po taisyklę sukurs ir labai ilgam apmokymo įrašui. Svarbesnę prasmę apmokymo įrašui turi ne jo trukmė, o signalo variabilumas laike. Kuo apmokyme įrašė bus įvairesnių triukšmo lygių ir rūšių, EKG dantelių amplitudžių ir iškraipymų, tuo sunkiau sprendimų medžiui bus persimokant sukurti po taisyklę kiekvienai atskaitai ir jo apmokymas paremtas informacijos prieaugiu artės prie apibendrinto, „visuotinio“ kokybiškos kardiogramos vaizdinio atsispindinčio kokybės parametruose. Dėl šios priežasties apmokyme naudojami ilgi, kiek įmanoma daugiau skirtingų subjektų elektrokardiogramų įrašai daryti įvairiomis situacijomis nuo ramybės būsenos iki maksimalaus fizinio aktyvumo. Tačiau net ir toks apmokymo stilius neteikia informacijos, ties kuria riba sprendimų medis „persimokys“ ir pradės kurti tik tam apmokymo rinkiniui būdingas taisykles. Dėl to sprendimų medį reikia genėti.

Sprendimų medžio genėjimas primena fizinio vaismedžio genėjimą atliekamą soduose, nes abu veiksmai pašalina nereikalingas medžio šakas taip padidinant medžio teikiamą naudą. Šiuo atveju ieškoma nauda yra medžio efektyvumas atskiriant EKG kokybę širdies ritmo nustatymui. Yra keli būdai kaip sprendimų medis gali būti genėjamas. Vienas iš tokių būdų jį genėti – medžio kūrimo metu naudoti tarpusavio validaciją. Validacinis genėjimas ieškomam pritaikymui nėra pats tinkamiausias, nes apmokymo metu paklaida įvertinama tik atskaitų atžvilgiu. Tad genėjimo metodo naudojimas nereiškia, kad apgenėtas medžio variantas geriau atskirs R dantelius epizoduose (vykdys prioritetinę savo užduotį). Taip pat tarpusavio validacija prailgina medžio sukūrimo procesą, bei įveda atsitiktinių procesų medžio apmokyme, dėl kurių kiekvienas sukurtas medis apmokytas tomis pačiomis sąlygomis yra skirtingas.

Pasirinktas medžio genėjimo metodas yra daug greitesnis, paprastesnis ir atsparesnis klaidoms atsirandančioms dėl atskaitų ir R dantelių atskyrimo skirtumų. Tokio genėjimo metu pirmiausiai sukuriamas pilnas, dažniausiai persimokęs sprendimų medis (2.18 pav.).



2.18 pav. Supaprastinta sprendimų medžio genėjimo dilema ieškant optimalių medžio šakų skaičiaus

Jį sudaro šimtai ar net tūkstančiai šakų, medžio našumas su apmokymo įrašais idealus, o su nematytais apmokytais prastas. Tada šio medžio šakos pradedamos genėti nuo apatinių (mažiausiai reikšmingų) ir perskaičiuojami efektyvumo parametrai. Sekančiame etape šakos toliau mažinamos nuo mažiausiai reikšmingų, kol medžio išvis nelieka (visada laikoma, jog signalas kokybiškas). Kadangi genėjimo procesas nesusijęs su sudėtingomis skaičiavimo operacijomis, o yra tiesiog masyvo elementų trynimasis, tai nereikalauja skaičiavimo resursų. Gaunamos efektyvumo parametrų kreivės leidžia įvertinti, ties kokių šakų skaičiumi medis savo darbą atlieka geriausiai su tiriamu duomenų rinkiniu. Šie efektyvumo parametrai gali būti susieti su tiesiogine medžio užduotimi (širdies ritmo nustatymu) ir taip rastas optimalus medžio genėjimo lygis.

2.4. Metodo efektyvumo parametrai

Kuriamas sprendimų medis turi pasižymėti dviem savybėmis: atskirti signalo epizodus, kurie nėra pakankamai kokybiški tolesniam signalo apdorojimui ir užtikrinti, jog signalai įvertinti kaip kokybiški teiktų patikimus širdies ritmo atpažinimo įverčius. Suformuotos dvi metodo efektyvumo įvertinimo strategijos. Metodo našumą galima įvertinti remiantis atskaitomis (langų kiekis teisingai arba klaidingai priskirtas vienai ar kitai kokybės klasei lyginant su žmogaus ar automatine anotacija) arba prioritetine sprendimų medžio savybe – R dantelių aptikimu (R dantelių pozicijos rastos signalų epizoduose, kuriuos medis palaikė kokybiškais lyginant su atraminiu kanalu). R dantelių aptikimu paremtas metodo efektyvumo tyrimas yra svarbesnis kriterijus galutinei sistemai, todėl jis bus prioritetas efektyvumo parametras. Informacija apie langus (atskaitas) nebus naudinga širdies ritmo nustatymui našumo įvertinimui, tačiau pravės siekiant įvertinti kiek medžio „prognozė“ panaši į signalo anotaciją.

Dažniausiai kokio nors klasifikacinio metodo efektyvumas biomedicinos srityje įvertinamas sprendimus priimančia ypatybių kreive (*angl. Receiver operating characteristic curve*). Ją sudaro metodo jautrumo (teigiama klasė priskirta teigiamai klasei) ir specifiškumo (neigiama klasė teisingai

identifikuota kaip neigiama) priklausomybė. Kadangi medžio apmokymui gali būti naudojama žmogaus ar pusiau automatinė anotacija, iš pirmo žvilgsnio šių charakteristikų nustatymas neturėtų kelti problemų. Jeigu sprendimus priimanti ypatybių kreivė skaičiuojama langams (atskaitoms), problemų ištis nekyla. Bėdos atsiranda siekiant tokią charakteristiką atvaizduoti R dantelių aptikimo našumui. Konkreti problema yra specifiškumo nustatymas. Kadangi specifiškumas nustatomas pagal formulę:

$$\text{Specifiškumas} = TN / (TN + KT) \quad (10)$$

kur „teisingi neigiami (TN)“ rezultatai specifiškumo nustatymo formulėje yra visos atskaitos, kuriose QRS aptikimo algoritmas nei atraminiamė nei tiriamajame signale nerado R dantelių (visos atskaitos išskyrus R dantelių atskaitas). „Klaidingos teigiamos (KT)“ atskaitos nurodo kiek dantelių nerasta atraminiamė signale, kurie yra rasti tiriamajame signale t.y. kokybės algoritmas neapsaugojo QRS algoritmo nuo blogos kokybės signalo ir pastarasis suklydo. Kadangi R dantelis QRS aptikimo algoritmo atpažįstamas kaip viena maksimalios amplitudės atskaita, esant 60 k/min širdies ritmui yra randama tik viena atskaita per sekundę. Jei diskretizavimo dažnis yra 500 Hz, gauname 499 „TN“ atskaitas per sekundę. Kai analizuojamas įrašas, kurio trukmė siekia valandas ar paras gaunamas nepagrįstai didelis „TN“ skaičius lyginant su „KT“. Todėl matuojamas specifiškumas tokiems algoritmams yra praktiškai visada nepagrįstai aukštas ir viršija 0.99. Šis gautas skaičius praktiškai neneša naudingos informacijos ir priklauso nuo diskretizavimo dažnio. Jautrumas šiuo atveju yra tinkamas našumo parametras, nes siejasi tik su R dantelių kiekiu ir randamas pagal formulę:

$$\text{Jautrumas} = TT / (TT + KN) \quad (11)$$

kur TT – yra teisingi teigiami sprendimai, rodantys, jog R dantelis buvo rastas teisingai. KN – klaidingi neigiami sprendimai, rodantys, kiek R dantelių, esančių atraminiamė kanale, nebuvo pastebėta tekstilinių elektrodų kanalo epizoduose, kuriuos kokybės įvertinimo algoritmas įvertino kaip kokybiškus. Tad jautrumo skaičiavimuose yra išvengiama priklausomybės nuo diskretizavimo dažnio, tačiau be specifiškumo sprendimus priimančios ypatybių kreivės nubrėžti negalima, kaip ir pasakyti koks yra metodo našumas nerasti QRS kompleksų ten kur jų nėra (atsparumas triukšmui).

Problemai spręsti panašias temas tyrinėjančiuose straipsniuose buvo sugalvoti keli išvestiniai parametrai. Vienas iš jų yra jautrumo ir specifiškumo tarpinis variantas siekiant išvengti priklausomybės nuo diskretizavimo dažnio, pavadintas tikslumu (*angl. precision*):

$$\text{Tikslumas} = TT / (TT + KT) \quad (12)$$

Tikslumas atspindi santykį R dantelių, kurie aptikti teisingai lyginant su rasta danteliais, kurių ten neturėjo būti. Dažniausiai neesami danteliai atsiranda dėl triukšmo, todėl šis išvestinis parametras netiesiogiai įvertina kokybės įvertinimo algoritmo atsparumą triukšmui.

2.5. Tyrime naudojami duomenys

Pirminiame tyrime naudoti šešių žmonių įrašai ir keturi skirtingai simuliuoti signalai. Žmonių elektrokardiografiniai įrašai (žymimi „Ž“ 2.1 lentelė) buvo registruojami atliekant įvairią veiklą nuo ramybės būsenos iki intensyvaus fizinio aktyvumo. Įrašai daryti subjektams dėvint marškinėlius su prisiūtais įvairaus dydžio ir medžiagų tekstiliniai elektrodais. Siekiant nepermokyti algoritmo su tam tikra įranga, elektrodais ar marškinėlių tipu, šie kintamieji buvo keičiami ir maišomi tarp subjektų. Simuliuotose įrašuose (žymimi „S“ 2.1 lentelė) sąlygos buvo stacionarios (simuliuotas fiksuotas širdies ritmas) arba signalo visai nebuvo (buvo stebimas vien triukšmas).

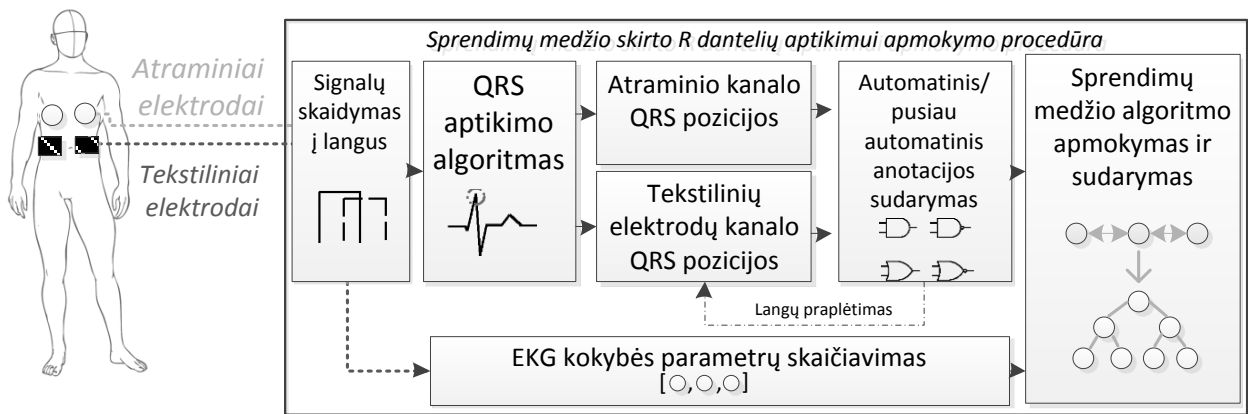
2.1 lentelė. Tyrime naudoti duomenys

Įrašo subjekto kodas	Vizuali nekokybiško signalo dalis, %	Pastaba
Ž1(1-4)	Varijavo tarp įrašų	Keturi įrašai daryti su skirtingais marškinėliais ir elektrodais. Laiko tarpas tarp įrašų bent 2 mėnesiai
Ž2	~50	Ž2–Ž6 įrašyti naudojant visiškai kitą aparatinę įrangą, elektrodus (jų dydžius, medžiagą) ir marškinėlius nei kiti įrašai
Ž3	~50	
Ž4	~50	
Ž5	~50	
Ž6	~50	
S0	100	Įrenginio elektrodai kybojo ore (signalu niekada nebuvo), retkarčiais liečiami prie įvairių paviršių simuliuojant nekontaktinę elektrodų būseną
S60	0	Signalas simuliuotas „Fluke Biomedical ProSim 8“ paciento stimulatoriaus 60 k/min širdies ritmu
S180	0	Signalas simuliuotas „Fluke Biomedical ProSim 8“ paciento stimulatoriaus 180 k/min širdies ritmu
S280	0	Signalas simuliuotas „Fluke Biomedical ProSim 8“ paciento stimulatoriaus 280 k/min širdies ritmu

Įrašuose S60, S180 ir S280 simuliuoti širdies ritmai (atitinkamai 60, 80 ir 280 k/min) parinkti siekiant įvertinti, ar automatinio anotavimo algoritmo tolerancijos ribos ir QRS algoritmų neįtautos laikas neturės įtakos anotavimo kokybei įvairiose širdies ritmo, būdingo žmogui, ribose. Įrašas, kuriame registruotas vien triukšmas (S0) įrašytas siekiant patikrinti, ar anotavimo algoritmas bei sprendimų medis pasižymės pakankamu atsparumu triukšmui bei anotuos visą signalą kaip netinkamos kokybės kai elektrodai nekontaktuos su oda. Taip pat šis įrašas patvirtins arba paneigs anotavimo algoritmo aprašymo metu iškeltą teoriją, jog triukšmas tarp dviejų elektrokardiografo kanalų yra pakankamai mažai koreliuotas ir determinuotas, kad QRS aptikimo algoritmas tolerancijos ribose rastų sutampančius neesamus R dantelius ir taip pakenktų anotacijos kokybei.

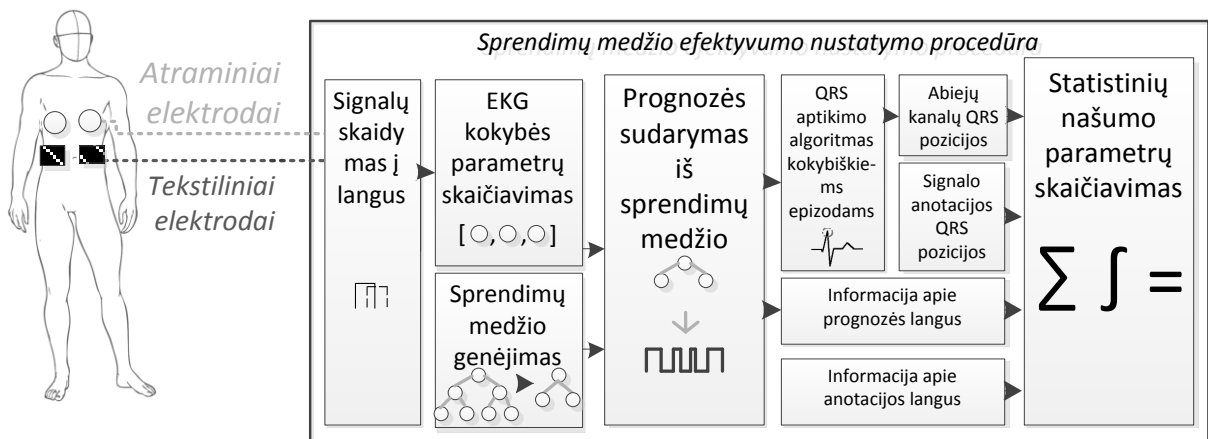
2.6. Metodo apibendrinimas

Apibendrinant tyrimo metodą galima suskirstyti į du etapus: sprendimų medžio apmokymo ir tyrimo.



2.19 pav. Sprendimų medžio, skirto R dantelių aptikimui apibendrinta apmokymo procedūra

Sprendimų medžio apmokymas (2.19 pav.) vykdomas pradžioje apmokymo signalus suskaidant į langus su fiksuoto dydžio persidengimu. Kiekvienam tekstilinių elektrodų langui suskaičiuojami 7 kokybės parametrai, kurie bus vienintelė sprendimų medžiui žinoma informacija apie signalą ir jo kokybę. Lygiagrečiai šiai operacijai vilnelių transformacija paremtas QRS aptikimo algoritmas langus analizuoja ir nustatius, jog lango pradžia ar pabaiga ribojasi su QRS kompleksu lango ilgis praplečiamas 0.1 s į reikiamą pusę. Galimai teisingi abiejų kanalų R dantelių duomenys apdorojami automatinio arba pusiau automatinio (priklausomai nuo pasirinkimo) signalo kokybės anotacijos algoritmu. Remiantis dantelių sutapimu per fiksuoto ilgio tolerancijos ribą ir kitomis loginėmis taisyklėmis, sudaroma signalo kokybės anotacija, kuri sprendimų medžiui nurodys išvadas, pagal kurias reikia klasifikuoti langus pagal apskaičiuotų kokybės parametų vertes.



2.20 pav. Sprendimų medžio, skirto R dantelių aptikimui apibendrinta efektyvumo parametų nustatymo blokinė diagrama

Siekiant ištirti sprendimų medžio efektyvumą elektrokardiografinio signalo kokybės analizei vykdoma dalinai atvirkštinė procedūra nei medžio apmokymui (2.20 pav.). Įrašai, nenaudoti medžio apmokyme, skaidomi į fiksuoto ilgio langus. Šiuose languose skaičiuojami tie patys septyni kokybės parametrai. Remiantis kokybės parametų vertėmis, palygintomis sprendimų medžio, sukuriama signalo kokybės įvertinimo prognozė (idealiu atveju tokia pati kaip ir signalo anotacija). Epizodams,

įvertintiems kaip „kokybiški“, atliekama QRS kompleksų paieška. Gauti QRS kompleksai lyginami su atraminio kanalo ir automatizuotos anotacijos rezultatais, siekiant išsiaiškinti R dantelių aptikimo našumo parametrus tiriamam įrašui. Lygiagrečiai skaičiuojami ir atskaitų (langų) klasifikavimo našumo parametrai siekiant ištirti, kaip gerai algoritmas išskiria kokybiškų epizodų atskaitas lyginant su automatizuotos anotacijos informacija.

3. REZULTATAI

Siekiant iširti siūlomo metodo našumą ir rasti jo optimalias veikimo sąlygas, metodas buvo pradėtas tirti nuo pirmojo žingsnio, tiesiogiai nesusijusio su mašininu apmokymu: pasiūlyto automatinio anotavimo algoritmo (2.8 pav.).

3.1. Sprendimo medžių apmokymo automatinio anotavimo algoritmo našumo tyrimas

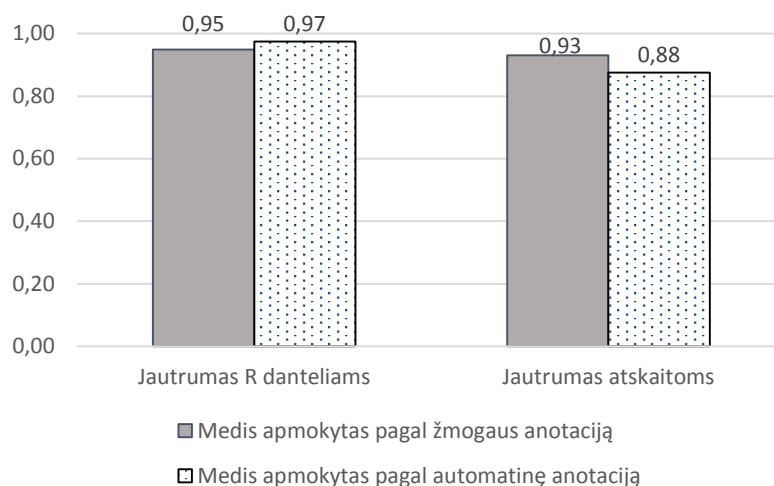
Vienas iš netiesioginių būdų įvertinti, kaip gerai paruošti mašininio apmokymo duomenys – skaičiuoti mašininio apmokymo, naudojančio šiuos duomenis, trukmę. Kuo EKG kokybės parametrai labiau koreliuos su anotacijos nurodyta kokybe, tuo greičiau sprendimo medžio algoritmas suras ryšius tarp parametrų bei anotacijos ir sukurs geresnį sprendimų medį. Taip pat apmokymo procese galima naudoti tarpusavio validaciją ir leisti algoritmui pačiam ieškoti optimalaus genėjimo lygio taip žymiai prailginant apmokymo procesą. Apmokymo laiko trukmės tyrimui buvo naudotas santykinai trumpas 30 min „Ž1“ subjekto įrašas. Automatinio anotavimo algoritmas tirtas išjungus pusiau automatinio anotavimo funkciją, padedančią teisingiau įvertinti epizodus, kaip 2.17 pav. Šios funkcijos išjungimas turi neigiamą įtaką anotacijos kokybei, tačiau leis objektyviau įvertinti anotavimui reikalingą laiką. Apmokymo laikas skaičiuotas trim atvejais: naudojant siūlomą automatinio anotavimo sudarymą, tradicinę žmogaus sudarytą anotaciją ir klaidinančią (visiškai su duomenimis nesusijusią) atsitiktiniu dėsnio suformuotą anotaciją kaip kontrolinį rodiklį (3.1 lentelė).

3.1 lentelė. Sprendimų medžio apmokymo laikai esant skirtingiems anotavimo metodams

Kokybės anotacijos tipas	Klasifkacinio medžio apmokymo vidutinis laikas, s	
	Naudojant tarpusavio validaciją apmokymo procese	Nenaudojant tarpusavio validacijos apmokymo procese
Atsitiktiniu dėsnio sudaryta klaidinanti anotacija	18686,88	35,82
Žmogaus sudaryta anotacija	519,08	0,84
Automatinis anotavimo algoritmas	494,31	0,79

Lyginant su žmogaus sudaryta anotacija, automatinio algoritmo anotacija pagreitino procesą 6 %. Kelių parų įrašams santykinis laiko pagreitėjimas bus žymus ir sieks valandų eilę. Žinoma, daugiausiai laiko sutaupė pačios anotacijos sudarymas, nes pusvalandžio įrašą žmogus anotuoja maždaug valandą, o automatinis algoritmas – iki kelių sekundžių, neoptimizavus jo greičiui. Atsitiktiniu dėsnio suformuota anotacija pailgino medžio apmokymą bent 35 kartus, taip įrodant kokybės parametrų koreliacijos su anotacija įtaką medžio apmokymo greičiui.

Aktualesnis automatinio anotavimo įtakos kriterijus sprendimų medžio apmokymui – pagal anotaciją apmokyto medžio našumas R dantelių aptikimui (3.1 pav.).



3.1 pav. Sprendimų medžio jautrumas R dantelių atpažinimui ir įrašo atskaitoms naudojant apmokymą pagal žmogaus sukurtą EKG kokybės anotaciją ir siūlomą automatinę anotavimo algoritmą. Rezultatai gauti naudojant įrašą nenaudotą apmokyme

Atlikus bandymus su sprendimų medžiais paaiškėjo, kad kai medis apmokomas naudojant siūlomą automatinio kokybės anotavimo metodą, jo jautrumas įvertinant atskaitų kokybę sumažėja. Tačiau šis parametras neturi įtakos galutinės sistemos skaičiuojamiems parametrams (širdies ritmui). Įtakos taikomos sistemos duomenų kokybei turi tik jautrumas R dantelių radimui, kuris pagerėjo, lyginant su medžiu, apmokytu naudojant žmogaus sukurtą anotaciją.

Kadangi tarp tyrime naudojamų įrašų (2.1 lentelė) yra ir simuliuotų aparatinės įrangos, remiantis jais, galima įvertinti automatinio anotavimo algoritmo našumą atskiriant du kritinius epizodus: kai visas įrašas yra kokybiškas (S60,S180,S280) ir kai įraše fiksuojamas vien triukšmas (S0).

3.2 lentelė. Automatinio kokybės anotavimo algoritmo našumas simuliuotiems įrašams

Įrašo subjekto kodas	Nekokybiško signalo dalis, %	Automatinio kokybės anotavimo algoritmo įvertinta nekokybiško signalo dalis, %
S0	100	100
S60	0	0
S180	0	0
S280	0	0

Automatinio kokybės anotavimo algoritmo našumas (3.2 lentelė.) buvo idealus prie visų širdies ritmo ribų bei naudingam signalui visai neegzistuojant. Tai įrodo, kad anotacijos sudarymo algoritmo tolerancijos ribos kartu su QRS algoritmo nejautos ribomis neturi neigiamos įtakos signalo anotavimui. Visiškai nekokybiško signalo (S0) idealus anotavimas įrodo, kad anotavimo algoritmas atsparus galimai koreliuotam triukšmui tarp dviejų kanalų ir gerai atskiria momentus, kai signalo visai nėra.

Neatsiradus objektyvių argumentų, kodėl automatinis anotavimo algoritmas negali būti naudojamas sprendimų medžio apmokymui, visi tolimesni tyrimai vykdyti naudojant automatinio anotavimo funkciją.

3.2. Sprendimų medžio našumo tyrimas

Sprendimų medžio našumas galimai priklauso nuo įvairių medžio apmokyme ir realizavime naudojamų parametrų. Numatoma, kad svarbiausi iš šių parametrų yra QRS aptikimo algoritmas, lango ilgio ir persidengimo tarp langų santykis, diskretizavimo dažnis, kokybės parametrų rinkinio sudėtis, elektrokardiogramos pirminis apdorojimas, apmokymo įrašų sudėtis ir genėjimo lygis. Kadangi būtų sunku įvertinti visų šių parametrų priklausomybę nuo sprendimų medžio našumo atvaizduotą daugiamatėje erdvėje, bus bandoma logiška seka įvertinti kiekvieną iš parametrų, taip randant optimalias sprendimų medžio apmokymo ir naudojimo realiu laiku sąlygas.

3.2.1. Metodo našumo priklausomybė nuo naudojamo QRS aptikimo algoritmo

Viena iš pirmų užduočių, siekiant rasti optimalias sprendimų medžio veikimo sąlygas, yra pasirinkti realiu laiku naudojamą QRS aptikimo algoritmą. Vilnelių transformacija paremtas QRS aptikimo algoritmas naudotas automatinio anotavimo algoritme (2.11 pav.) geriau tinka anotacijai sudaryti ir palyginti dantelius tarp dviejų kanalų. Tačiau tai nereiškia, kad jis idealiai veikia realiu laiku bei susidoroja su neidealiais sprendimų medžio sprendimais, kai santykinai triukšmingas signalas algoritmui pateikiamas kaip pakankamai kokybiškas. Siekiant šią teoriją pagrįsti, vilnelių transformacija paremtas QRS aptikimo algoritmas buvo palygintas su paprasčiausiu klasikiniu Pan Tompkins QRS aptikimo algoritmu. Kadangi egzistuoja nemaža tikimybė, jog skirtingi įrašai gali pasižymėti varijuojančiu efektyvumu su vienu iš algoritmų, buvo sudaryti trys įrašų rinkiniai (3.3 lentelė), kuriuose apmokymo ir tyrimo įrašai buvo keičiami.

3.3 lentelė. Tyrime naudotų įrašų rinkinių sudėtis

Irašų rinkinio numeris	Apmokymo įrašai	Tyrimo įrašai
1	Ž1(2-4), Ž4, Ž5, Ž6, S0, S60, S180, S280	Ž3, Ž2, Ž1(1)
2	Ž1(1,3,4), Ž2, Ž3, Ž6, S0, S60, S180, S280	Ž5, Ž4, Ž1(2)
3	Ž1(1-3), Ž2, Ž3, Ž4, S0, S60, S180, S280	Ž5, Ž6, Ž1(4)

Įrašų rinkiniai parinkti taip, jog tyrimams naudojamų įrašų daugumą sudarytų įrašai iš subjektų, nematytų apmokyme. Simuliuoti įrašai (S0–S280) naudoti visuose rinkiniuose tik apmokyme, nes jie galimai iškreiptų statistiką R dantelių aptikimui dėl savo homogeniškumo. Rezultatai atlikti naudojant 250Hz diskretizavimo dažnį ir 3s ilgio langą su 1s persidengimu. Įrašai prieš kiekvieną QRS aptikimo algoritmą buvo filtruoti antros eilės Batervorto aukšto dažnio filtru su atkirtos dažniu ties 0.5Hz. Gauti rezultatai (3.4 ir 3.5 lentelės) parodė kiek netikėtą priklausomybę (3.2 pav.). Buvo tikimasi, kad sprendimų medis veiks geriausiai su vilnelių transformacija paremtu QRS aptikimo algoritmu dėl fakto, jog, remiantis jo rezultatais, buvo sudarytos apmokymo anotacijos. Jautrumo R danteliams

atžvilgiu visais atvejais su užduotimi prie tų pačių sąlygų susidorojo Pan Tompkins R dantelių aptikimo algoritmas.

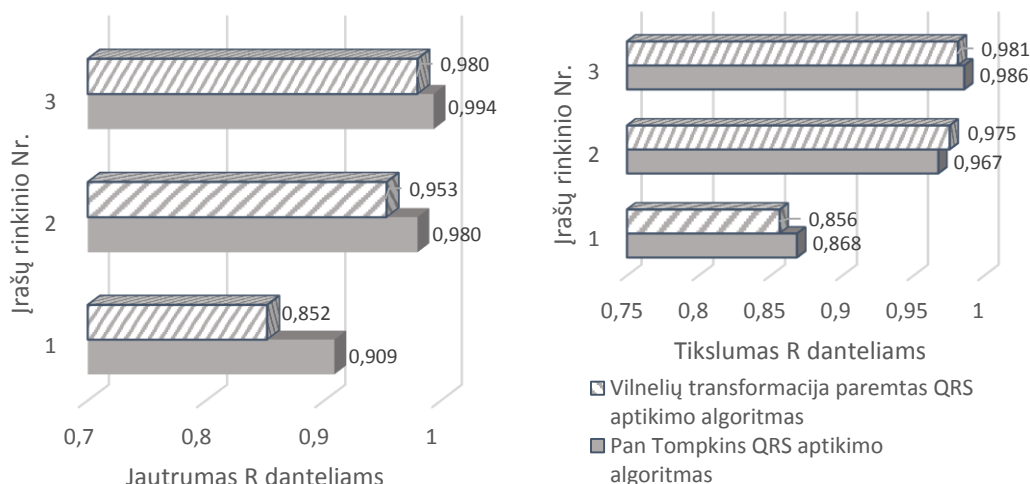
3.4 lentelė. Jautrumas R danteliams naudojant skirtingus QRS aptikimo algoritmus

Jautrumas R danteliams			
Įrašų rinkinio Nr.	1	2	3
Pan Tompkins QRS aptikimo algoritmas	0,908	0,979	0,993
Vilnelių transformacija paremtas QRS aptikimo algoritmas	0,851	0,953	0,979

3.5 lentelė. Tikslumas R danteliams naudojant skirtingus QRS aptikimo algoritmus

Tikslumas R danteliams			
Įrašų rinkinio Nr.	1	2	3
Pan Tompkins QRS aptikimo algoritmas	0,868	0,967	0,985
Vilnelių transformacija paremtas QRS aptikimo algoritmas	0,856	0,975	0,981

Tikslumas R danteliams atžvilgiu vilnelių transformacija paremtas QRS aptikimo algoritmas tik antrame failų rinkinyje buvo pranašesnis už Pan Tompkins algoritmą (3.2 pav.).

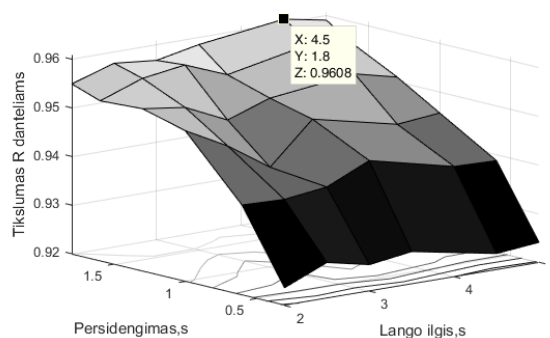
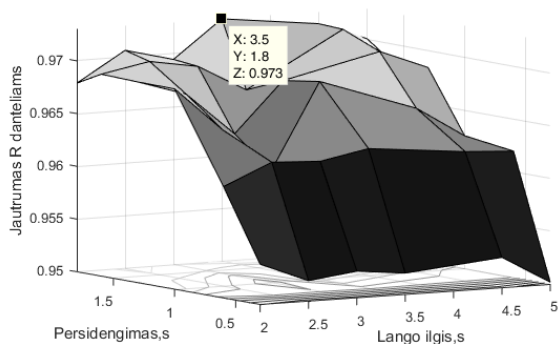


3.2 pav. Jautrumas ir tikslumas R danteliams naudojant du skirtingus QRS aptikimo algoritmus su trim skirtingais įrašų rinkiniais

Pan Tompkins QRS aptikimo algoritmas galimai geriau susitvarkė su epizodais, kuriuos sprendimų medis anotavo kaip kokybiškus. Tai nereiškia, kad šiuose epizoduose triukšmo visai nebuvo, tad juose buvęs triukšmo lygis galėjo klaidinti vilnelių transformacija paremtą QRS aptikimo algoritmą neturintį jokių adaptyvių slenkstinių reikšmių. Remiantis šiais rezultatai buvo nuspręsta toliau tyrimuose naudoti Pan Tompkins QRS aptikimo algoritmą.

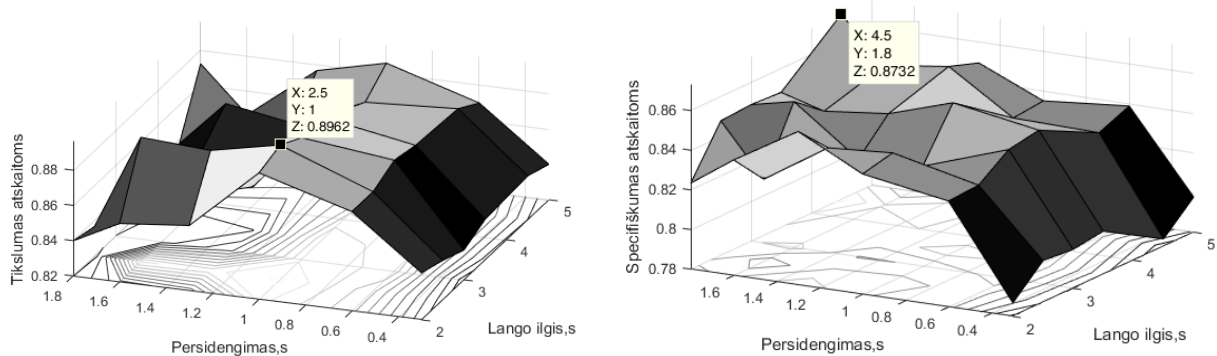
3.2.2. Metodo našumo priklausomybė nuo analizės lango ilgio

Analizės lango ilgio ir persidengimo santykis yra labai svarbi kokybės įvertinimo algoritmo dalis. Šis kriterijus gali lemti kelis kartus ilgesnį ar trumpesnį mažų energetinių sąnaudų įrenginio tarnavimo laiką, nes pastarieji parametrai nulemia kokybės parametrų skaičiavimo laiką ir reikiamus jiems suskaičiuoti energetinius sistemos resursus. Šis tyrimas gali būti labai ilgas, nes tiriant metodo našumą nuo lango dydžio ir persidengimo reikia perskaičiuoti anotacijas, kokybės parametrų vertes ir iš naujo apmokyti sprendimų medį. Tad buvo apsiribota logiškai galimomis šių parametrų ribinėmis vertėmis. Lango dydžio minimali reikšmė pasiūlyta remiantis prielaida, jog ramybės būsenoje širdies ritmui (60–70 k/min) būdingas apytiksliai vienas R dantelis per sekundę. Siekiant aptikti bent vieną širdies ritmo įverti reikia bent du kartus ilgesnio lango (2s). Maksimali lango ilgio vertė nustatyta remiantis mikroprocesorių atminties apribojimais. Nors ir optimalus diskretizavimo dažnis dar nėra žinomas, jis neišvengiamai bus aukštesnis nei 100 Hz dėl EKG morfologijos specifikos. Bendru atveju pigūs mažų energetinių sąnaudų mikroprocesoriai vargu ar sugebės išlaikyti daugiau nei 5s duomenų operatyviojoje atmintyje, kuri taip pat bus naudojama ir duomenų bei radijo paketų apdorojimui ir procesus valdančiai programinei įrangai. Nustačius galimo lango ilgo ribas (2–5s), pagal jas buvo derinamos persidengimo dalies ilgis tarp langų. Mažų energetinių sąnaudų mikroprocesorinė sistema, kurios taktinis dažnis dažniausiai būna iki 24Mhz, nesugebės kiekvienam langui kokybės parametrų perskaičiuoti ties kiekviena nauja lango atskaita (kartu atliekant kitas užduotis kaip radijo ryšio palaikymas, signalų filtravimas ir t.t.). Nuspręsta langų persidengimo ribas apriboti iki 0.2 – 1.8 s, taip užtikrinant, kad trumpiausias langas (2s) persidengs bent su 0.2s tarpu. Šio eksperimento sprendimų medžių apmokymuose buvo naudojami visi kokybės parametrai, o anotacijos sudarytos naudojant potencialiai prastesnį visiškai automatinį anotavimo režimą. Tyrime naudotas 250Hz diskretizavimo dažnis. Apmokymo ir tyrimo duomenų rinkinį sudarė tie patys rinkiniai iš prieš tai buvusio bandymo (3.3 lentelė). Našumo parametrai skaičiuoti imant visų trijų įrašų rinkinių suskaičiuotų rezultatų vidurkį. Siekiant išvengti medžių persimokymo įtakos šiame eksperimente visi medžiai apriboti iki 6 šakų.



3.3 pav. Našumo R danteliams kriterijų priklausomybė nuo lango ilgio ir persidengimo tarp langų santykio. Atvaizduotas rezultatas yra trijų įrašų rinkinių rezultatų vidurkis. Išskirti taškai rodo našumo parametrų maksimalias reikšmes

Didžiausias jautrumas R danteliams pasiektas naudojant 3.5s ilgio langą su maksimaliu 1.8 s persidengimu (3.3 pav.). Bendra tendencija R dantelio aptikimo jautrumui ir tikslumui yra didėjantis našumas ilgėjant persidengimui. Tai yra suprantama, nes medis būtų jautriausias, jeigu langai persidengtų visomis atskaitomis išskyrus vieną ir kokybės parametrai diskretizavimo periodo greičiu reaguotų į triukšmo atsiradimą ar dingimą. Tačiau šiuo tyrimu įrodyta, kad santykinai aukštam R dantelių aptikimo našumui (0.973 dalinai optimizavus algoritmą) pasiekti tai nėra privaloma sąlyga ir yra reali galimybė įgyvendinti skaičiavimų resursams atlaidesnę sistemą su mažesnio lygio langų persidengimu. Didžiausias aptikimo jautrumas gautas prie to pačio persidengimo, tačiau sekunde ilgesnio lango (3.3 pav.). Šis sekundės pokytis galėjo būti ir paklaida dėl mažo tyrimo rezultatų diskretiškumo (visa analizuojama matrica tik 6x6x6 elementų). Tačiau sekunde ilgesnis ar trumpesnis langas nėra viską keičianti algoritmo aplinkybė. Svarbiausia šiame tyrime buvo išsiaiškinti bendrą tendenciją, kad trumpas persidengimas (trumpesnis nei 1s) bei per ilgas arba per trumpas langas (trumpesnis nei 2s ar ilgesnis nei 4.5) gali apčiuopiamai suprastinti R dantelių aptikimo našumą ir neturėtų būti naudojami.



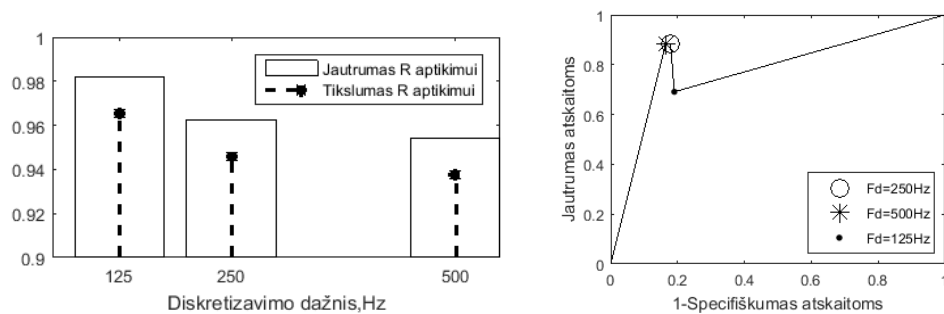
3.4 pav. Našumo atskaitoms priklausomybė nuo lango ilgio ir persidengimo tarp langų santykio. Atvaizduotas rezultatas yra trijų įrašų rinkinių rezultatų vidurkis. Išskirti taškai rodo našumo parametrų maksimalias reikšmes

Tiriamų parametrų priklausomybių vientisumas yra kur kas mažesnis tiriant našumo parametrus atskaitoms (3.4 pav.). Nors ir bendra tendencija išlieka – per trumpas langas (iki 1s) kenkia algoritmo našumui teisingai atskirti atskaitas, tačiau priklausomybė nuo lango jautrumui atskaitoms yra kur kas sudėtingesnė. Didžiausias jautrumas atskaitoms gautas prie trumpo lango (2.5s) ir persidengimo (1s). Esant ilgesniam persidengimui jis krenta. Sunku įvertinti, kodėl galėjo susiformuoti tokia priklausomybė. Svarbiausia yra žinoti, kad specifiškumas (gebėjimas teisingai identifikuoti atskaitas, kurios yra nepakankamai kokybiškos) didžiausias prie tokių pačių sąlygų kaip ir R dantelių

išskyrimas. Siekiant pasiekti prioritetinius tikslus (teisingas širdies ritmo nustatymas) buvo pasirinktas 4s lango ilgis su 1.8s persidengimu.

3.2.3. Metodo našumo priklausomybė nuo diskretizavimo dažnio

Be lango ilgio ir jo persidengimo santykio, būsimo baterija maitinamo įrenginio veikimo laiką (ar bet kokio kito įrenginio kainą) taip pat įtakoja ir diskretizavimo dažnis. Kadangi jau žinoma, jog lango ir jo persidengimo reikės santykinai ilgų, bateriją galima bandyti taupyti mažu diskretizavimo dažniu. Kadangi tyrime naudojami įrašai įrašyti 500 Hz diskretizavimo dažniu ir jis yra pakankamai didelis gerai atskirti R dantelius bei garantuoja gerą širdies ritmo diskretiškumą, šiame tyrime diskretizavimo dažnį bus bandoma tik mažinti. Pasirinkti signalų apdorojime įprasti dažnių režiai: 250Hz ir 125Hz. Tyrime naudoti tie patys trys įrašų rinkiniai kaip ir prieš tai buvusiuose tyrimuose (3.3 lentelė), o atvaizduoti rezultatai yra visų trijų rinkinių rezultatų vidurkiai (3.5 pav.). Lango ilgis parinktas remiantis prieš tai buvusiu tyrimu - 4s (su 1.8s persidengimu). Tyrime buvo panaudoti visi 7 kokybės parametrai, o sprendimų medis vėl genėtas tik iki 6 šakų siekiant išvengti persimokymo neigiamos įtakos. Įrašai filtruoti prieš tai tyrime naudotu aukšto dažnio filtru.



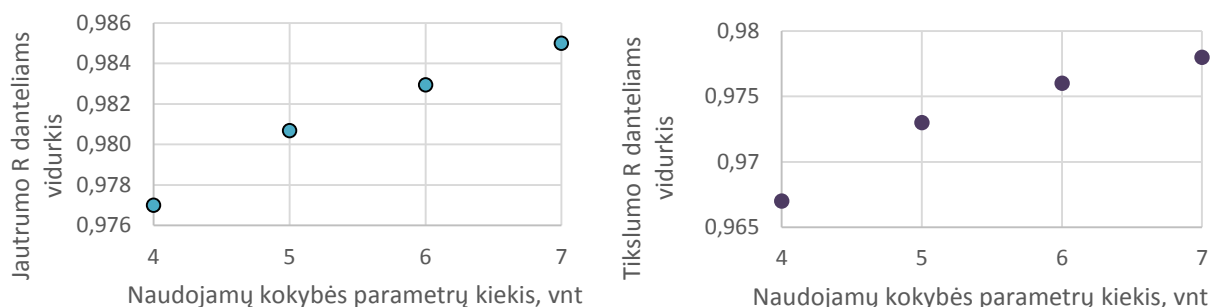
3.5 pav. Sprendimų medžio našumo priklausomybė nuo diskretizavimo dažnio

Gauti rezultatai (3.5 pav.) parodė priešingą R dantelių aptikimo efektyvumo priklausomybę nuo diskretizavimo dažnio nei buvo galima tikėtis. Klasikinė teorija teigia, kad kuo diskretizavimo dažnis yra aukštesnis, tuo lengviau aptikti teisingus R dantelius (nes R taško kylantį ir krentantį frontą sudaro daugiau atskaitų). Iš kitos pusės ši teorija yra priimta laikantis prielaidos, jog signale yra mažas triukšmo lygis. Bendru skaitmeninės signalų apdorojimo logikos požiūriu, kuo diskretizavimo dažnis yra žemesnis, tuo siauresnė yra pralaidos juosta ir galimai mažesnė tikimybė į signalą patekti aukšto dažnio triukšmo. Gali būti, kad būtent todėl 125 Hz diskretizavimo dažnis parodė didžiausią našumą R dantelių jautrumui ir tikslumui, o 500Hz – mažiausią. Kai diskretizavimo dažnis yra 125Hz, Naikvisto dažnis vos viršija 60Hz ir galimai apsaugo signalą nuo miograminio triukšmo ir tinklo dažnio harmonikų taip palengvinant QRS aptikimo algoritmo darbą. Iš kitos pusės našumas atskaitoms (3.5 pav. dešinėje) labiau primena klasikinę teoriją ir panašu, jog atskaitų kokybės įvertinimui geriausiai tinka 500Hz diskretizavimo dažnis. Tiesa, 250Hz diskretizavimo dažnis pagal plotą po kreive mažai atsilieka nuo 500Hz. Siekiant kiek įmanoma labiau taupyti energiją ir

skaičiavimo resursus buvo nuspręsta pasirinkti kompromisą ir naudoti 250Hz diskretizavimo dažnį tolimesniems tyrimams.

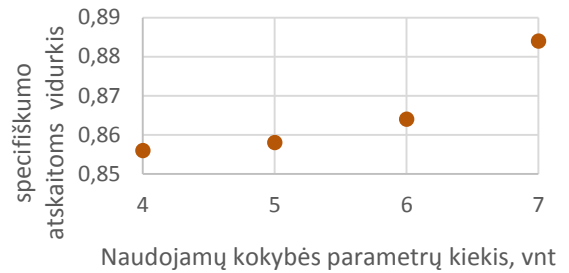
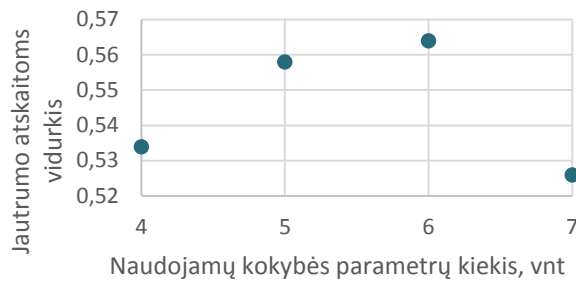
3.2.4. Metodo našumo priklausomybė nuo kokybės parametrų rinkinio

Siekiant ištirti metodo našumo priklausomybę nuo kokybės parametrų rinkinio, medis buvo išbandytas su visais kokybės parametrų rinkiniais iki mažiausiai keturių galimų parametrų. Keturių parametrų minimali riba nustatyta remiantis hipoteze, jog jei signalo kokybės bus nustatinėjama remiantis mažiau nei keturiais parametrais, atsiras didelė rizika algoritmui tapti neatspariam trikdžiui, kuris nėra įvertintas turimuose signalų rinkiniuose t.y. algoritmas gali tapti nestabilus. Tyrimo sąlygos parinktos remiantis prieš tai darytais tyrimais ($F_d=250\text{Hz}$, lango ilgis 4s, lango persidengimas 1.8s, naudojamas Pan Tompkins algoritmas, medis genėtas iki 6 šakų). Rezultatai pateikti priede Nr. 1. Rezultatai kaip ir ankstesniuose tyrimuose pateikti kaip trijų įrašų rinkinių vidurkis nuo didžiausio iki mažiausio. Analizuojant priede pateikiamus duomenis, tampa aišku, jog pasiektas sprendimų medžio našumas priklausomai nuo apmokymo rinkinio failų gali būti vienodas naudojant sprendimų parametrų rinkinius sudarytus iš keturių arba šešių parametrų. Taip yra dėl to, jog skirtingi parametrai yra nevienodai aktualūs tam tikriems apmokymo failų rinkiniams. Tačiau, suskaičiavus našumą kiekvienam iš kokybės parametrų rinkinių (rinkiniai sudaryti pagal naudotą kokybės parametrų skaičių), buvo atrastos elementarios priklausomybės (3.6 pav. ir 3.7 pav.).



3.6 pav. Našumo parametrų R dantelių aptikimui priklausomybė nuo naudojamų kokybės parametrų kiekio. Duomenys yra visų įmanomų kokybės parametrų rinkinių vidurkis trims duomenų rinkiniams

Naudojamų kokybės parametrų kiekio priklausomybė nuo jautrumo ir tikslumo R dantelių aptikimui vidurkių šiam parametrų kiekiui (3.6 pav.) akivaizdžiai nurodo, jog sprendimų medis geriausiai veikia naudojant visus 7 kokybės parametrus. Jei nors vieno parametro atsisakoma ir sudaromi visi įmanomi kitų parametrų rinkiniai R dantelių aptikimo tikimybė aiškiai suprastėja.



3.7 pav. Našumo parametrų atskaitoms priklausomybė nuo naudojamų kokybės parametrų kiekio. Duomenys yra visų įmanomų kokybės parametrų rinkinių vidurkis trims duomenų rinkiniams

Analizuojant kokybės parametrų kiekio priklausomybę našumui atskirti atskaitas, buvo nustatyta kiek sudėtingesnė priklausomybė. Jautrumas atskaitoms šiuo atveju nėra geriausias naudojant visus kokybės parametrus. Specifiškumas atskaitoms tuo tarpu išlieka geriausias naudojant visus septynis kokybės parametrus. Svarbesnė algoritmo funkcija turėtų būti geras atsparumas triukšmui (specifiškumas atskaitoms), todėl buvo apsispręsta naudoti visus septynis kokybės parametrus sprendimų medžio sudaryme ir naudojime realaus laiko sistemoje. Kadangi naudojant visus kokybės parametrus neįmanoma sudaryti jokių kitų kokybės parametrų rinkinių, nėra prasmės tirti, kurie iš parametrų yra mažiau ar daugiau svarbūs apmokymui.

3.2.5. Metodo našumo priklausomybė nuo signalo pirminio apdorojimo

Sprendimų medžio veikimui įtaką daro ir pirminis signalo apdorojimas. Galima iškelti kelias pirminio apdorojimo strategijas:

- Signalas visai neapdoroti. Tokiu atveju priimama prielaida, kad sprendimų medis išmoks kaip turi atrodyti kokybiškas naudingas signalas ir atsiradus visiškai nefiltruotam triukšmui signale įvertins, kad signalas tapo nekokybiškas. Remiantis kita prielaida, galima nuspėti, jog sprendimų medis atras ryšius tarp anotacijos ir bazinės linijos svyravimų įtakos kokybės parametrams, esant didesniam kūno judesiui. Šiam pasirinkimui labiausiai sumaišyti gali netikslūs kokybės parametro nkSKP (nulių kirtimų skaičius) įverčiai, nes signale nebus pašalinta bazinė linija.
- Filtruojant išgauti kuo švaresnį naudingą signalą. Šiuo atveju priimama prielaida, kad signalą nufiltravus juostiniu filtru ir taip išskyrus QRS kompleksą (5–30 Hz), sprendimų medis gaus labiau koncentruotą informaciją apie triukšmą, kurio spektras persidengęs su QRS kompleksu. Tai galimai leistų padidinti sprendimų medžio jautrumą širdies ritmo aptikimui.
- Filtruojant išgauti vien triukšmą. Toks variantas yra gana kontraversiškas, nes juo daroma hipotezė, kad elektrokardiografinio signalo kokybės įvertinimui nereikalingas pats elektrokardiografinis signalas, o tik jį supantis triukšmas. Nufiltravus signalą

užtvariniu filtru (5–30Hz) būtų atsikratyta naudingo signalo ir sprendimų medis galimai apsimokytų vien pagal triukšmo kitimo specifiką. Didžiausia numatoma problema čia gali kilti siekiant įvertinti, ar elektrodai išvis uždėti ant kūno (ar egzistuoja naudingas signalas). Kaip ir a variante, iškyla grėsmė, kad tokiu atveju nkSKP kokybės parametras nebus naudingas.

- d) Filtruojant atmesti tik specifinius, nepageidautinus reiškinius. Šiuo pasirinkimu būtų pašalinama tik bazinė linijos svyravimai arba aukšto dažnio triukšmas. Tad šį atvejį galima skirstyti į tris pogrupius: AD filtro (nuo 0.5 Hz), ŽD filtro (iki 40Hz), AD ir ŽD filtrų. Šis variantas yra tarsi a, b ir c strategijų kompromisas, nes šiuo atveju medis apsimokytų ir pagal naudingą signalą ir pagal dalinį triukšmą.

Tyrimas buvo vykdomas naudojant iki šiol rastus optimalius sprendimo medžio parametrus (diskretizavimo dažnis – 250 Hz, lango ilgis 4s, persidengimo tarp langų ilgis 1.8s, naudojami visi 7 kokybės parametrai ir Pan Tompkins QRS aptikimo algoritmas). Tyrimui taip pat naudota iki šiol tyrimuose naudoti įrašų rinkiniai (3.3 lentelė). Pateikti rezultatai yra šių įrašų rinkinių vidurkiai. Naudoti filtrai yra elementarūs antros eilės Batervorto topologijos filtrai.

3.6 lentelė. Sprendimų medžio našumo kriterijų priklausomybė nuo pirminio signalo apdorojimo strategijos

Strategijos pavadinimas	AD filtro pjūvio dažnis, Hz	ŽD filtro pjūvio dažnis, Hz	Jautrumas R dantelių aptikimui	Tikslumas R dantelių aptikimui	Jautrumas atskaitoms	Specifiškumas atskaitoms
a	-	-	0,921 ±0,092	0,927 ±0,077	0,469 ±0,402	0,877 ±0,125
b	5	30	0,950 ±0,064	0,970 ±0,039	0,379 ±0,271	0,900 ±0,080
c	30	5	0,950 ±0,064	0,970 ±0,039	0,379 ±0,271	0,900 ±0,080
d1	0.5	-	0,985 ±0,016	0,978 ±0,030	0,526 ±0,359	0,884 ±0,081
d2	-	40	0,974 ±0,018	0,962 ±0,024	0,508 ±0,392	0,896 ±0,084
d3	0.5	40	0,985 ±0,019	0,988 ±0,016	0,418 ±0,261	0,914 ±0,061

Gavus rezultatus (3.6 lentelė) paaiškėjo, kad geriausia pirminio signalo apdorojimo strategija naudojant sprendimų medžius yra bazinės linijos pašalinimas. Svarstybinos abi versijos – filtruoti tik bazinę liniją (d1) ir filtruoti bazinę liniją bei aukštesnio dažnio triukšmą (d3). Nors ir tokiu pačiu jautrumu R dantelių aptikimui bei geresniu jautrumu atskaitų klasifikavimui pasižymi vien bazinės linijos filtravimas (d1), jis nusileidžia tikslumui R danteliams bei specifiškumui atskaitoms naudojant abu filtrus (d3). Tiesa, naudojant tik vieną filtrą taupomi energetiniai ir skaičiavimo resursai, tačiau kadangi naudojami tik antros eilės filtrai, nuspręsta resursų šiame etape netaupyti ir optimaliais parametrai laikyti d3 signalo pirminio apdorojimo strategiją. Nereikia pamiršti ir fakto, kad tie patys

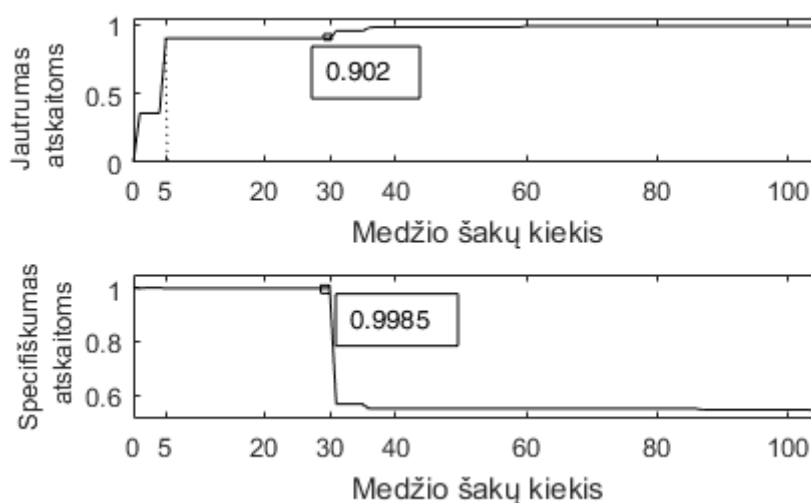
filtrai gali būti panaudoti ir QRS aptikimo algoritmui, tad didelių skaičiavimo resursų nuostolių šiame etape sukurta nebuvo.

3.2.6. Metodo našumo priklausomybė nuo medžio genėjimo

Sprendimų medžio šakų skaičius yra paskutinis šiame tyrime ieškomas sprendimų medžio parametras. Jis parinktas paskutiniu, nes jo sąryšis su kitais parametrais yra labiausiai nenuspėjamas ir logiškai nesuprantamas. Tyrimas atliekamas naudojant iki šio rastos optimalius sprendimų medžio parametrus. Kadangi tai yra paskutinė algoritmo optimizavimo procedūra, ji buvo atliekama kitaip nei iki šiol vykdytos optimizavimo procedūros. Šiame etape medis apmokomas naudojant visus turimus įrašus siekiant išgauti maksimalią įrašų teikiamą naudą apmokymui (dėl jų skirtumų). Medžio našumo nustatymui bus naudojami atviros prieigos duomenų bazės „The MIT–BIH Noise Stress Test Database“ [48] EKG duomenys. Tokį tyrimo metodikos pokytį lėmė tai, jog iki šiol vykdytų optimizavimo procedūrų metu buvo naudojami tas pats failų rinkinys (kuris buvo suskaidytas į tris failų rinkinius) ieškant optimalių algoritmo veikimo sąlygų. Tokiu atveju iškyla reali grėsmė, jog optimalios sąlygos bus susietos tik su vienu failų rinkiniu (su labai ribotais subjektais, įranga ir t.t.). Kadangi siekiama algoritmą paversti kiek įmanoma universalesniu, našumo nustatymas naudojant optimizavimo procese nenaudotus duomenis leidžia pasiekti dviejų tikslų: patikrinti ar rastos optimalios vertės teikia norimą našumą su optimizavimo procese nenaudotais duomenimis ir rasti paskutinę optimalią sąlygą (medžio šakų kiekį) remiantis papildytu duomenų rinkiniu.

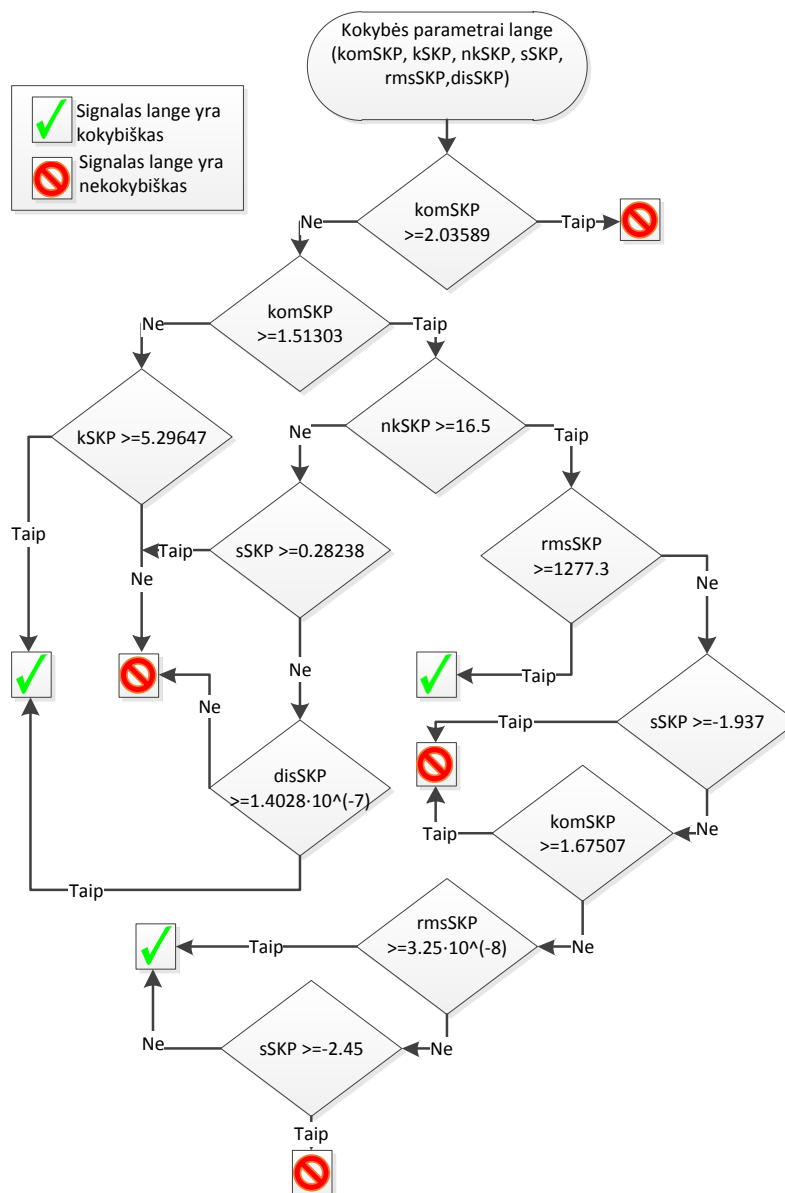
Iš pasirinktos duomenų bazės parinkti trys triukšmingiausi įrašai 118e_6 (STS 6dB), 118e00 (STS 0dB) ir 118e06 (STS -6dB). Kiekvienas iš jų yra pusvalandžio trukmės. Šiuose įrašuose užregistruotas tipiniams ambulatoriniams EKG duomenims būdingas triukšmas įskaitant EMG artefaktus, bazinės linijos svyravimus ir elektrodo judėjimo artefaktus. Siekiant palengvinti įrašų anotavimą, jie buvo sintezuoti naudojant atskirus vien triukšmo ir švaraus signalo epizodus. Triukšmo signalas įrašytas su savanoriais, naudojant standartinius klinikinius elektrodus ir įrangą. Švaraus signalo atkarpos paimtos iš „MIT-BIH Arrhythmia“ duomenų bazės [49]. Abu epizodai sujungti panaudojus „noise stress test for ECG analysis programs“ metodą. Įrašai pasižymi periodine savybe, jog signalas yra visiškai kokybiškas dvi minutes, po kurių seka dviejų minučių ypač triukšmingo signalo segmentas. Išimtis galioja tik pirmajai švaraus signalo atkarpai, kuri tęsiasi ne dvi, o penkias minutes. Šiuose įrašuose buvo naudota visiškai kita aparatinė įranga, derivacija, elektrodai, diskretizavimo dažnis ir signalo stiprinimas. Dėl šių priežasčių signalo amplitudė ir morfologija labais skiriasi nuo tekstiliniams elektrodais užregistruoto signalo ir sprendimų medis neveikė per pirmuosius bandymus. Dėl šių priežasčių (labiausiai dėl derivacijos pokyčio) buvo nuspręsta mažiausiai triukšmingą įrašą (118e06) iš duomenų bazės panaudoti sprendimų medžio apmokyme, o medžio našumo įvertinimui naudoti tik likusius apmokyme nematytus triukšmingiausius įrašus

(118e00, 118e06). Apmokyme naudotos elektrokardiogramos (118e06) ilgis sudarė tik 0,9% visų apmokymo duomenų imties. Dėl to buvo padaryta prielaida, jog bus išvengta persimokymo tik duomenų bazės įrašams bei sprendimų medžiui suteikta informacijos apie galimas derivacijas, signalo amplitudžių ribas ir kitus skirtumus atsiradusius dėl anksčiau minėtų pokyčių. Kadangi naudota duomenų bazė neturi atraminio visiškai netriukšmingo kanalo, našumo parametrai R dantelių aptikimui šio tyrimo metu nebuvo vertinami. Bet kuriuo atveju R dantelių našumo vertinimas nebuvo būtinas, nes epizodai duomenų bazėje laikomi kokybiškais yra beveik idealios kokybės ir neturėtų sudaryti jokių keblumų bet kokiam QRS detektoriumi. Apmokytas sprendimų medis buvo genimas po vieną šaką.



3.8 pav. Sprendimų medžio našumo priklausomybė nuo šakų kiekio genint medį.

Gauti rezultatai (3.8 pav.) atskleidė įdomius rezultatus. Didžiausias medžio jautrumas išgaunamas naudojant daugiau nei 40 medžio šakų. Tačiau ties ta riba taip pat atsiranda ypač didelis specifiškumo kritimas. Iki 30 šakų specifiškumas yra praktiškai idealus ir beveik nė vienas triukšmingas epizodas nėra priskiriamas kokybiškam. Jautrumas ties trisdešimties šakų riba yra mažesnis nei iki šiol matytiems rezultatams, bet yra patenkinamas ir siekia 0.9. Įdomiausia priklausomybė yra ruože nuo 5 iki 30-ies atskaitų. Šiam medžiui praktiškai nesvarbu ar naudojamos 5 ar 30 šakų, gauti rezultatai yra praktiškai identiški. Šis ruožas ir yra optimalus pagal teikiamą našumą atskaitoms, tad teoriškai galima rinktis optimalią ribą bet kur nuo 5 iki 30 galimų medžio šakų. Tiesa, reikia pastebėti, jog rizikinga pasirinkti ribinį šakų skaičių (5 arba 30), nes šio ruožo pradžia ir pabaiga pasižymi labai žymiu našumo pablogėjimu šakų skaičių padidinus arba pamažinus vienetu (3.8 pav.). Taip iškyla rizika kituose signaluose „peršokti“ į vieną iš ypač mažo algoritmo efektyvumo zonų. Didėjant šakų skaičiui kyla rizika medžio genėjimą per daug optimizuoti tiriamiesiems duomenims, tad optimali genėjimo riba pasirinkta prie minimalaus efektyvaus regiono šakų skaičiaus pridėjus kelias šakas apsidraudimui – 8.



3.9 pav. Galutinis optimaliai apgenėtas sprendimų medis EKG kokybės įvertinimui

Apgenėtas sprendimų medis (3.9 pav.) nėra lengvai suvokiamas žmogui. Pagrindinis ir svarbiausias kokybės kriterijus, pasak sprendimų medžio, yra signalo kompleksiskumas (komSKP). Medis remiantis šio parametro įverčiu iškart gali pasakyti, jog signalas yra netinkamos kokybės jei įverčio vertė viršija medžio nustatytą ribą (2.03589). Ši riba žmogui neasocijuojasi su jokiais EKG morfologiniais pokyčiais, nes kompleksiskumas yra sudėtingas kokybės parametras, kuriam suskaičiuoti reikia ir taip jau sunkiai žmogaus vaizduotei suprantamų statistinių kriterijų (antros eilės išvestinės deviacija ir kt.). Logiškai suprasti galima tik kelias ribas, iš kurių viena yra nulinis kirtimas lange (nkSKP). Iš šios ribos galima pasakyti, kad signalui nulinę ribą kertant daugiau nei 16.5 kartų (keturių sekundžių lange) yra nemaža tikimybė, kad signalas yra nekokybiškas. Kadangi tarp apmokymo duomenų buvo ir įrašai pasižymintis 60 ir 280 k/min širdies ritmu, galima teigti, jog ši riba numatyta visoms galimoms širdies ritmo riboms. Tiesa, šis kokybės parametras nedaro galutinio

sprendimo, o pagal rezultatą tai patiki padaryti kitiems kokybės parametrams. Vienas iš tokių yra vidutinė kvadratinė amplitudės vertė (rmsSKP). Remiantis ja, galima teigti, jog jei signalas įvertintas aukštesnių statistinių įverčių dar vis kelia abejonių, jo vidutinė vertė lange neturi būti mažesnė nei 1.3 V (nes riba 3.9 pav. pateikta milivoltais) jei signalas yra kokybiškas. Pagal šią informaciją tik dar kartą galima įsitikinti, jog mašininis apmokymas yra ypač sudėtinga procedūra ir logiškai sudėlioti tokių kokybės ribų žmogus nesugebėtų, nes nematytų jose logikos. Dar nepaminti kokybės parametrai figūruojantys medyje yra ekscesas (kSKP), asimetrijos koeficientas (sSKP) ir dispersija (disSKP).

3.2.7. Rezultatų apibendrinimas

Apibendrinant rezultatus galima teigti, jog automatinis EKG kokybės anotavimo algoritmas teikia sprendimų medžio apmokymui didesnę objektyvumą ir užtikrina geresnę R dantelių aptikimą. Nustatyta, kad automatinis kokybės anotavimo algoritmas sugeba atskirti epizodus, kai signalo visai nėra bei teisingai sukuria anotaciją, paremtą R dantelių aptikimu ir prie labai aukšto širdies ritmo (280 k/min). Taip pat išsiaiškinta, kad realiu laiku patikimiau už vilnelių transformacija paremtą QRS aptikimo algoritmą veikia klasikinis Pan Tompkins algoritmas. Nustatyta, kad lango dydis turi mažą įtaką sprendimų medžio našumui lyginant su persidengimo tarp langų santykiu. Rasta bendra tendencija, kad kuo persidengimo laipsnis didesnis, tuo algoritmas našesnis. Keturių sekundžių langui persidengimo riba buvo apribota iki 1.8s grubiai atsižvelgiant į sistemos, kuriai kuriamas algoritmas, skaičiavimo resursus. Išsiaiškinta, kad žemas diskretizavimo dažnis (250 Hz) nesumažina, o net padidina algoritmo našumą R dantelių aptikimui. Tyrimo metu nebuvo nustatyta, kurie kokybės parametrų rinkiniai yra tinkamiausi sprendimų medžio apmokymui, nes buvo išsiaiškinta, jog efektyviausiai medžiai apsimoko naudojant visus kokybės parametrus, o ne jų rinkinius. Ištyrus metodo priklausomybę nuo pirminio apdorojimo paaiškėjo, kad geriausiai algoritmas veikia pašalinus signalo bazinę liniją ir apribojus signalo spektrą iki maždaug 40Hz žemo dažnio filtru. Rastas optimalus medžio šakų skaičius – aštuonios šakos.

IŠVADOS IR PASIŪLYMAI

1. Išnagrinėjus literatūros šaltinius paaiškėjo, kad auganti išmaniosios tekstilės drabužių rinka ir vis dar neišspręsta klaidingų aliarmų problema, klinikiniuose pacientų monitoriuose, reikalauja ypač efektyvių sprendimų EKG kokybės įvertinimui realaus laiko sistemose. Nei vienas iš aptartų metodų netenkino išsikeltų kriterijų. Tačiau sprendimų medžiai pasirodė potencialiai geriausias metodo vystymo kelias. Nuspręsta sukurti mašininu apmokymu paremtą sprendimų medį, kurio pagrindinė užduotis būtų EKG kokybės įvertinimas gerai nustatant širdies ritmą, o algoritmas tiktų ir mažų energetinių sąnaudų įterptinei sistemai.

2. Kadangi mašininis apmokymas reikalauja kuo tikslesnių apmokymo duomenų, žmogaus anotacija pasirodė nepakankamai objektyvi ir efektyvi sprendžiamam uždaviniui. Sukurtas automatinio anotavimo algoritmas nereikalauja žmogaus darbo, bent šimtus kartų sutrumpina signalo anotavimui reikalingą laiką, 5–6 % sutrumpina sprendimų medžio apmokymui reikalingą laiką ir 2 % padidina algoritmo jautrumą R dantelių aptikimui. Sprendimų medžio algoritmo apdorojamais duomenimis pasirinkti septyni kokybės parametrai, tinkantys mažų energetinių sąnaudų įterptinei sistemai. Numatyta medžio genėjimo procedūra užtikrino greitą genėjimą, paremtą atskaitų klasifikavimo ir širdies ritmo nustatymo našumu optimizuojant algoritmą.

3. Ieškant optimalių algoritmo apmokymo ir įgyvendinimo parametrų, nustatyta, kad algoritmas veikia patenkinamai su klasikiniu Pan Tompkins QRS aptikimo algoritmu. Taip pat išsiaiškinta, kad optimalus lango ilgis naudojamas algoritme yra keturios sekundės, o persidengimas kiek įmanoma ilgesnis. Apribotas 1.8s ilgio persidengimas pasirinktas siekiant sumažinti algoritmo skaičiavimo resursų poreikį. Dėl tos pačios priežasties parinktas ir žemas diskretizavimo dažnis. Tyrimas parodė, jog sumažinus diskretizavimo dažnį iki 250 Hz galima išgauti apie 2% našumo padidėjimą širdies ritmo nustatymui. Optimalių kokybės parametrų rinkinio (skirto sprendimų medžio apmokymui) paiešką nutraukė rezultatai, įrodę, kad sprendimų medis yra našiausias naudojant visus galimus kokybės parametrus. Tiriant signalo pirminio apdorojimo strategijas padaryta išvada, jog algoritmas geriausiai veikia signalą filtruojant juostiniu 0.5–40Hz filtru. Optimalus sprendimų medžio genėjimo lygis apribotas iki aštuonių šakų siekiant išvengti persimokymo su apmokymu. Įrodyta, jog metodo našumas naudojant tekstilinius elektrodus integruotus į rūbus naudojant įvairią įrangą ir elektrodus, tarp šešių skirtingų subjektų gali pasiekti tokias našumo ribas: jautrumą R dantelių nustatymui iki 0.993, tikslumą R dantelių nustatymui iki 0.985, jautrumą atskaitoms iki 0.87 ir specifiškumą atskaitoms iki 0.88. Testuojant algoritmą su ambulatorinių įrašų „MIT–BIH“ duomenų bazės triukšmingais signalais įmanoma gauti jautrumą atskaitoms iki 0.901 bei specifiškumą atskaitoms iki 0.999 kas garantuoja klaidingų aliarmų ar širdies ritmo verčių nebuvimą. Iš šių rezultatų galima

spręsti, jog sprendimų medis yra labiau linkęs klysti atmetant kokybiškus epizodus, nei nekokybiškus epizodus palaikant kokybiškais (taip sukeliant netikrų aliarmų).

4. Sekantys algoritmo vystymo etapai galėtų būti vykdomi dviem kryptimis: siekiant padidinti algoritmo jautrumą tarp skirtingų subjektų arba apmokant algoritmą (kartu nustatant algoritmo našumą) nestandartiniams elektrokardiogramos epizodams (kaip prieširdžių virpėjimas, aritmijos ar ekstrasistolės). Pirmąjį vystymo kelią būtų galima įgyvendinti apmokyme naudojant daugiau subjektų EKG įrašų, ieškant daugiau aktualių kokybės parametrų ar suteikiant algoritmui adaptyvaus filtro savybių. Antroji vystymo kryptis galėtų būti įgyvendinta kaip metodika, apmokant sprendimų medį atpažinti signalo kokybę ir prioritetine užduotimi laikant rizikingų širdies būsenų atpažinimą.

LITERATŪROS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS

- [1] DREW B. J., HARRIS P., ZÈGRE–HEMSEY J. K., MAMMONE T., SCHINDLER D., SALAS-BONIR., BAI Y., TINOCO A., DING Q., HU X. Insights into the Problem of Alarm Fatigue with Physiologic Monitor Devices: A Comprehensive Observational Study of Consecutive Intensive Care Unit Patients, PLoS One, 2014
- [2] CHAMBRIN M. C. Review: alarms in the intensive care unit: how can the number of false alarms be reduced?, Crit Care, 2001, p. 184–8
- [3] DONCHIN Y., SEAGULL F.J. The hostile environment of the intensive care unit, Curr Opin Crit Care., 2002
- [4] IMHOFF M., KUHL S. Alarm algorithms in critical care monitoring, Anesth Analg 2006, 1525–37, 2006
- [5] MEYER T.J., EVELOFF S.E., BAUER M.S., SCHWARTZ W.A., HILL N.S., MILLMAN R.P. Adverse environmental conditions in the respiratory and medical ICU settings, Chest 1994;105(4):1211–6, 1994
- [6] Parthasarathy S., Tobin M.J. Sleep in the intensive care unit. Intens Care Med, 2004;30(2):197–206, 2004
- [7] BAKER C.F. Discomfort to environmental noise: heart rate responses of SICU patients, Crit Care Nurs Q 1992;15(2):75–90, 1992
- [8] MORRISON W.E., HAAS E.C., SHAFFNER D.H., GARRETT E.S., FACKLER J.C. Noise, stress, and annoyance in a pediatric intensive care unit, CritCare Med 2003;31(1):113–9, 2003
- [9] BERG S. Impact of reduced reverberation time on sound-induced arousals during sleep, Sleep 2001;24(3):289–92, 2001
- [10] HAGERMAN I., RASMANIS G., BLOMKVIST V., ULRICH R., ERIKSEN C.A., THEORELL T. Influence of intensive coronary care acoustics on the quality of care and physiological state of patients. Int J Cardiol 2005;98(2):267–70, 2005
- [11] TSIEN C.L., FACKLER J.C. Poor prognosis for existing monitors in the intensive care unit. Crit Care Med 1997;25(4):614–9, 1977
- [12] TRACTICA, The Wearable Devices Market is Poised for Expansion into Smart Clothing and Body Sensors, 2015
- [13] GARTNER, Forecast: Wearable Electronic Devices for Fitness, Worldwide, 2014
- [14] PETRAUSKAITÈ J., VANKEVIČIENÈ R., ŽVIRBLYTÈ R., JONKAITIENÈ R. Įgimtos vaikų širdies ydos, Vaiko širdies asociacija, [interaktyvus] [Žiūrėta 2015-06-22] Prieiga per internetą: <http://www.vaikosirdis.lt/index.php/en/congenital-heart-defects/38-sirdiesydos.html>
- [15] REDMOND S. J., XIE1 Y., CHANG1 D., BASILAKIS J., LOVELL1 N. H. Electrocardiogram signal quality measures for unsupervised telehealth environments. Physiological Measurement, , 2012
- [16] ALLEN J., MURRAY A. Assessing ECG signal quality on a coronary care unit, Physiological Measurement, 249–58, 1996
- [17] BASILAKIS J., LOVELL N. H., REDMOND S. J., CELLER B. G. Design of a decision support architecture for management of remotely monitored patients IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed. 14 1216–26, 2010

- [18] REDMOND S. J., BASILAKIS J., CELLER B. G., LOVELL N. H. An investigation of the impact of artifact detection on heart rate determination from unsupervised electrocardiogram recordings, Irish Signals and Systems Conf. .p 6, 2009
- [19] CASTIGLIONI P., MERIGGI P., FAINI A. Cepstral Based Approach for Online Quantification of ECG Quality in Freely Moving Subjects, Computing in Cardiology, 2011
- [20] TOBON D., FALK T., MAIER M. MS-QI: A Modulation Spectrum-Based ECG Quality Index for Telehealth Applications, IEEE Trans Biomed Eng., 2014
- [21] CLIFFORD G.D., LOPEZ D., LI Q., REZEK I. Signal Quality Indices and Data Fusion for Determining Acceptability of Electrocardiograms Collected in Noisy Ambulatory Environments, Computing in Cardiology, 2011, p. 285 – 288.
- [22] BEHAR J., OSTER J., LI Q., CLIFFORD G.D. A Single Channel ECG Quality Metric, Computing in Cardiology (CinC), 2012, p. 381 – 384.
- [23] BEHAR J., OSTER J., LI Q., CLIFFORD G. ECG Signal Quality During Arrhythmia and its Application to False Alarm Reduction, IEEE Transactions Biomedical Eng, vol. 60, no. 6, 2013, p. 1660–1666
- [24] HE T., CLIFFORD G., TARASSENKO L. Application of independent component analysis in removing artefacts from the electrocardiogram, Neural Computing & Applications, vol. 15, no. 2, , 2006, p. 105–116
- [25] Clifford G. D. *et al.* ECG statistics, noise, artifacts, and missing data, Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis, 2006, p. 55–99
- [26] KARIMIPOUR A., HOMAEINEZHAD M.R. Real-time electrocardiogram P-QRS-T detection-delineation algorithm based on quality-supported analysis of characteristic templates, Comput Biol Med, 2014
- [27] HAYN D., JAMMERBUND B., SCHREIER G. ECG quality assessment for patient empowerment in mHealth applications, Computing in Cardiology, 2011, p.353–356
- [28] GOGOLINSKAITĖ D., JEGELEVIČIUS D. Tekstiliniai elektrodais registruojamos elektrokardiogramos signalų kokybės vertinimas, Telekomunikacijos ir elektronika - 2014 : studentų mokslinės konferencijos programa ir pranešimų medžiaga, 2014, p. 41-44
- [29] GASPAROVIČIUS J., GOGOLINSKAITĖ D., JEGELEVIČIUS D. Framework for Testing of ECG Signal Quality Metrics, Conference “Biomedical Engineering Vol 18, No 1“, 2014
- [30] ANDREONI A., FANELLI I. Sensor validation for wearable monitoring system in ambulatory monitoring: application to textile electrodes, 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare and Workshops, 2013, p. 169-175
- [31] RATTFALT L., AHLSTROM C. , BERGLIN L., LINDEN M. A Canonical Correlation Approach to Heart Beat Detection in Textile ECG Measurements, Advances in Medical, Signal and Information Processing, 2006
- [32] LI Q., MARK R.G., CLIFFORD G.D. Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter, Physiol Meas. 2008, p. 15–32.
- [33] ALDECOA B., LOPETEGI T., ROMERO I. Assessment of different methods to estimate electrocardiogram signal quality, Computing in Cardiology., 2011, p. 609 – 612
- [34] FIROOZABADI R., GREGG R.E., ZENGO B., BABAEIZADEH S. Automatic real-time quality assessment of a 12-lead ECG recording, Computing in Cardiology Conference (CinC), 2014

- [35] ODSTRCILIK T., KUZILEK J., CHUDACEK V., LHOTSKA L., Scoring system for 12 lead ECG quality assessment, Computing in Cardiology (CinC), 2012
- [36] LI Q., MARK R. G., CLIFFORD G. D. Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources, Physiol Meas., 2008, p.15–32
- [37] HAMILTON P.S., CURLEY M.G. Adaptive removal of motion artifact [ECG recordings], Proc. 19th Annu. Int.Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1997
- [38] LIU Y., PECHT M. Reduction of skin stretch induced motion artifacts in electrocardiogram monitoring using adaptive filtering, Engineering in Medicine and Biology Society, 2006.
- [39] TONG D. A., BARTELS K. A., HONEYAGER K. S., Adaptive reduction of motion artifact in the electrocardiogram, Proc.nd Joint EMBS/BMES Conf. (Houston, TX, USA) vol 2, 2002 p. 1403–1404,
- [40] TAKALOKASTARI T., ALASAARELA E., KINNUNEN M., JAMSA T. Quality of the Wireless Electrocardiogram Signal During Physical Exercise in Different Age Groups, Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of (Volume:18 , Issue: 3), 2014
- [41] BREIMAN L., FRIEDMAN J. H., OLSHEN R. A., STONE C. J. Classification and regression trees, Monterey, CA: Wadsworth & Brooks/Cole Advanced Books & Software, 1984
- [42] QUINLAN, J. R. Induction of Decision Trees. Mach. Learn. 1, 1 (Mar. 1986), 1986, p.81-106
- [43] GHOLINEZHADASNEFESTANI S., TEMKO A., STEVENSON N., BOYLAN G., LIGHTBODY G., MARNANE W. Assessment of Quality of ECG for Accurate Estimation of Heart Rate Variability in Newborns, IEEE EMBS International Conference on Engineering in Medicine and Biology, 2015, p. 5863 – 5866
- [44] PAN J. AND TOMPKINS W. J., A real-time QRS detection algorithm, IEEE Trans Biomed Eng., 1985, p. 230-236
- [45] UKÖHLER B., HENNIG C., ORGLMEISTER R. The Principles of Software QRS Detection, IEEE Eng Med Biol Mag., 2002
- [46] LLAMEDO M., MARTÍNEZ J.P., QRS detectors performance comparison in public databases, Computing in Cardiology 2014, 2014, p. 357 – 360
- [47] ZOU Y. *ET AL.* An Energy-Efficient Design for ECG Recording and R-Peak Detection Based on Wavelet Transform, IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, 2015, p. 119-123
- [48] MOODY G.B., MULDROW W.E., MARK R.G. A noise stress test for arrhythmia detectors. Computers in Cardiology, 1984, p. 381-384
- [49] MOODY G.B., MARK R.G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. IEEE Eng in Med and Biol, 2001, p. 45-50

PRIEDAI

Priedas Nr. 1 parametų rinkinių tyrimo rezultatai

Kokybės parametų rinkinys	Jautrumas R dantelių aptikimui			
	Irašų rinkinio Nr.			Vidurkis
	1	2	3	
komSKP kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,969	0,996	0,997	0,987
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,969	0,996	0,997	0,987
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,969	0,996	0,997	0,987
komSKP kSKP rmsSKP nkSKP	0,969	0,994	0,997	0,987
komSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,970	0,993	0,997	0,987
komSKP disSKP nkSKP	0,970	0,993	0,997	0,987
komSKP rmsSKP nkSKP	0,970	0,993	0,997	0,987
komSKP kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,969	0,994	0,997	0,987
komSKP kSKP disSKP nkSKP	0,969	0,994	0,997	0,987
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP sSKP disSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP ,kSKP ,sSKP,mobSKP ,rmsSKP,disSKP ,nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,967	0,991	0,998	0,985
komSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,960	0,997	0,997	0,985
komSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,960	0,997	0,997	0,985
komSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,960	0,997	0,997	0,985
mobSKP rmsSKP nkSKP	0,969	0,987	0,998	0,984
komSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,964	0,993	0,995	0,984
komSKP mobSKP disSKP	0,964	0,993	0,995	0,984
komSKP mobSKP rmsSKP	0,964	0,993	0,995	0,984
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP	0,961	0,996	0,995	0,984
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,961	0,996	0,995	0,984
komSKP kSKP mobSKP disSKP	0,961	0,996	0,995	0,984
mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,968	0,987	0,998	0,984
mobSKP disSKP nkSKP	0,968	0,987	0,998	0,984
komSKP kSKP disSKP	0,961	0,995	0,995	0,984
komSKP kSKP rmsSKP disSKP	0,961	0,994	0,995	0,983
komSKP kSKP rmsSKP	0,961	0,994	0,995	0,983
komSKP rmsSKP disSKP	0,964	0,989	0,995	0,983
komSKP kSKP sSKP rmsSKP	0,953	0,995	0,995	0,981
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,953	0,995	0,995	0,981
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,953	0,995	0,995	0,981

kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,961	0,985	0,998	0,981
kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,961	0,985	0,998	0,981
komSKP kSKP sSKP disSKP	0,953	0,993	0,995	0,980
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,953	0,993	0,995	0,980
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,953	0,993	0,995	0,980
komSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,952	0,988	0,998	0,979
komSKP sSKP nkSKP	0,954	0,985	0,997	0,979
kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,961	0,972	0,998	0,977
kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,958	0,974	0,997	0,976
kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,958	0,974	0,997	0,976
komSKP mobSKP nkSKP	0,942	0,989	0,997	0,976
kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,958	0,971	0,997	0,975
sSKP rmsSKP nkSKP	0,951	0,977	0,996	0,975
sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,951	0,977	0,996	0,975
komSKP kSKP sSKP nkSKP	0,941	0,985	0,998	0,974
komSKP kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,941	0,985	0,998	0,974
komSKP kSKP mobSKP nkSKP	0,933	0,993	0,997	0,974
sSKP disSKP nkSKP	0,951	0,976	0,996	0,974
kSKP rmsSKP nkSKP	0,941	0,986	0,996	0,974
kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,941	0,986	0,996	0,974
kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,944	0,981	0,998	0,974
komSKP kSKP nkSKP	0,933	0,989	0,997	0,973
sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,931	0,988	0,998	0,972
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,931	0,988	0,998	0,972
sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,931	0,988	0,998	0,972
kSKP disSKP nkSKP	0,940	0,980	0,996	0,972
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,927	0,988	0,998	0,971
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,927	0,988	0,998	0,971
kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,927	0,987	0,998	0,971
mobSKP rmsSKP disSKP	0,933	0,981	0,995	0,970
sSKP mobSKP rmsSKP	0,921	0,987	0,996	0,968
rmsSKP disSKP nkSKP	0,935	0,973	0,996	0,968
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,921	0,981	0,996	0,966
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,907	0,986	0,996	0,963
kSKP mobSKP rmsSKP	0,907	0,986	0,996	0,963
kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,907	0,986	0,996	0,963
kSKP rmsSKP disSKP	0,908	0,979	0,995	0,961
komSKP kSKP sSKP	0,909	0,969	0,988	0,955
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,907	0,961	0,996	0,955
kSKP mobSKP disSKP	0,907	0,961	0,996	0,955
kSKP mobSKP nkSKP	0,881	0,981	0,994	0,952
sSKP mobSKP disSKP	0,921	0,929	0,997	0,949
kSKP sSKP mobSKP	0,889	0,959	0,994	0,947
sSKP mobSKP nkSKP	0,872	0,973	0,997	0,947
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,852	0,994	0,995	0,947
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,852	0,994	0,995	0,947

komSKP sSKP rmsSKP	0,852	0,994	0,995	0,947
komSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,852	0,994	0,995	0,947
komSKP sSKP mobSKP disSKP	0,852	0,993	0,995	0,947
komSKP sSKP disSKP	0,852	0,993	0,995	0,947
kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,907	0,933	0,997	0,946
komSKP kSKP mobSKP	0,838	0,988	0,997	0,941
komSKP kSKP sSKP mobSKP	0,855	0,980	0,987	0,941
sSKP rmsSKP disSKP	0,904	0,922	0,991	0,939
kSKP sSKP disSKP	0,906	0,899	0,991	0,932
kSKP sSKP rmsSKP	0,906	0,896	0,992	0,931
kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,906	0,895	0,992	0,931
komSKP sSKP mobSKP	0,811	0,979	0,987	0,926
kSKP sSKP nkSKP	0,792	0,933	0,980	0,902

Kokybės parametrų rinkinys	Tikslumas R dantelių aptikimui			
	Įrašų rinkinio Nr.			Vidurkis
	1	2	3	
komSKP ,kSKP ,sSKP,mobSKP ,rmsSKP,disSKP ,nkSKP	0,966	0,987	0,998	0,984
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,966	0,986	0,998	0,983
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,952	0,987	0,998	0,979
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,946	0,992	0,998	0,979
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,946	0,992	0,998	0,979
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,946	0,992	0,998	0,979
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,946	0,992	0,998	0,979
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,946	0,992	0,998	0,979
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,946	0,992	0,998	0,979
kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,951	0,985	0,999	0,978
kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,951	0,985	0,998	0,978
kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,940	0,996	0,998	0,978
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,940	0,996	0,998	0,978
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,940	0,996	0,998	0,978
komSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,943	0,993	0,998	0,978
komSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,943	0,993	0,998	0,978
komSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,943	0,993	0,998	0,978
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,943	0,992	0,999	0,978
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,943	0,992	0,998	0,978
komSKP kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,943	0,992	0,998	0,978
komSKP kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,943	0,992	0,998	0,978
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,943	0,992	0,998	0,978
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,943	0,992	0,998	0,978
komSKP kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,944	0,991	0,998	0,977
komSKP kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,937	0,996	0,998	0,977
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,937	0,996	0,998	0,977
komSKP kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,937	0,996	0,998	0,977
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,944	0,989	0,998	0,977

komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,940	0,989	0,998	0,976
mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,940	0,989	0,998	0,976
sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,940	0,989	0,998	0,976
sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,948	0,978	0,998	0,975
sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,934	0,996	0,993	0,974
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,934	0,996	0,993	0,974
kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,934	0,996	0,993	0,974
kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,934	0,989	0,998	0,974
kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,935	0,988	0,998	0,974
kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,935	0,988	0,998	0,974
kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,935	0,988	0,998	0,974
kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,934	0,992	0,993	0,973
kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,934	0,992	0,993	0,973
kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,934	0,992	0,993	0,973
kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,934	0,991	0,993	0,973
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,950	0,973	0,995	0,973
komSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,934	0,990	0,993	0,972
komSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,934	0,990	0,993	0,972
komSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,950	0,972	0,995	0,972
komSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,950	0,972	0,995	0,972
komSKP sSKP disSKP nkSKP	0,934	0,984	0,998	0,972
komSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,934	0,984	0,998	0,972
komSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,925	0,995	0,993	0,971
komSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,931	0,990	0,992	0,971
komSKP sSKP mobSKP disSKP	0,925	0,995	0,993	0,971
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,925	0,995	0,993	0,971
komSKP kSKP disSKP nkSKP	0,925	0,994	0,993	0,971
komSKP kSKP rmsSKP nkSKP	0,925	0,994	0,993	0,971
komSKP kSKP rmsSKP disSKP	0,925	0,993	0,993	0,970
komSKP kSKP mobSKP nkSKP	0,937	0,976	0,995	0,969
komSKP kSKP mobSKP disSKP	0,937	0,976	0,994	0,969
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP	0,936	0,972	0,995	0,968
komSKP kSKP sSKP nkSKP	0,936	0,972	0,995	0,968
komSKP kSKP sSKP disSKP	0,936	0,972	0,995	0,967
komSKP kSKP sSKP rmsSKP	0,936	0,968	0,994	0,966
komSKP kSKP sSKP mobSKP	0,924	0,971	0,997	0,964
komSKP kSKP sSKP	0,924	0,971	0,997	0,964
komSKP kSKP mobSKP	0,911	0,986	0,993	0,963
komSKP kSKP rmsSKP	0,924	0,960	0,997	0,960
komSKP kSKP disSKP	0,911	0,973	0,993	0,959
komSKP kSKP nkSKP	0,905	0,975	0,997	0,959
komSKP sSKP mobSKP	0,897	0,985	0,993	0,958
komSKP sSKP rmsSKP	0,897	0,982	0,993	0,957
komSKP sSKP disSKP	0,904	0,970	0,998	0,957
komSKP sSKP nkSKP	0,904	0,970	0,998	0,957
komSKP mobSKP rmsSKP	0,904	0,970	0,997	0,957

komSKP mobSKP disSKP	0,891	0,979	0,994	0,955
komSKP mobSKP nkSKP	0,882	0,983	0,993	0,952
komSKP rmsSKP disSKP	0,882	0,983	0,993	0,952
komSKP rmsSKP nkSKP	0,911	0,949	0,993	0,951
komSKP disSKP nkSKP	0,910	0,956	0,984	0,950
kSKP disSKP nkSKP	0,863	0,994	0,993	0,950
kSKP rmsSKP nkSKP	0,863	0,994	0,993	0,950
kSKP rmsSKP disSKP	0,863	0,994	0,993	0,950
kSKP mobSKP nkSKP	0,863	0,994	0,993	0,950
kSKP mobSKP disSKP	0,863	0,993	0,993	0,950
kSKP mobSKP rmsSKP	0,863	0,993	0,993	0,950
kSKP sSKP nkSKP	0,877	0,974	0,992	0,948
kSKP sSKP disSKP	0,870	0,978	0,994	0,947
kSKP sSKP rmsSKP	0,882	0,962	0,993	0,946
kSKP sSKP mobSKP	0,897	0,945	0,993	0,945
sSKP disSKP nkSKP	0,880	0,968	0,984	0,944
sSKP rmsSKP nkSKP	0,872	0,961	0,994	0,942
sSKP rmsSKP disSKP	0,854	0,975	0,992	0,940
sSKP mobSKP nkSKP	0,853	0,978	0,984	0,938
sSKP mobSKP disSKP	0,881	0,940	0,993	0,938
sSKP mobSKP rmsSKP	0,889	0,913	0,983	0,929
mobSKP rmsSKP disSKP	0,848	0,948	0,983	0,927
mobSKP rmsSKP nkSKP	0,903	0,888	0,983	0,925
mobSKP disSKP nkSKP	0,903	0,886	0,983	0,924
rmsSKP disSKP nkSKP	0,902	0,886	0,983	0,924

Kokybės parametrų rinkinys	Jautrumas atskaitoms			
	Įrašų rinkinio Nr.			Vidurkis
	1	2	3	
komSKP ,kSKP ,sSKP,mobSKP ,rmsSKP,disSKP ,nkSKP	0,808	0,796	0,697	0,767
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,808	0,796	0,697	0,767
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,808	0,796	0,697	0,767
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,836	0,771	0,676	0,761
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,808	0,771	0,676	0,752
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,808	0,770	0,676	0,752
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,808	0,770	0,676	0,752
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,836	0,771	0,635	0,747
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,836	0,768	0,635	0,746
kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,870	0,727	0,607	0,735
kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,870	0,727	0,607	0,735
kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,870	0,727	0,607	0,735
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,863	0,727	0,602	0,731
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,863	0,727	0,602	0,731
komSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,863	0,727	0,602	0,731
komSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,808	0,728	0,619	0,718

komSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,808	0,726	0,619	0,718
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,808	0,726	0,619	0,718
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,858	0,631	0,648	0,712
komSKP kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,808	0,726	0,600	0,712
komSKP kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,808	0,726	0,600	0,712
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,808	0,726	0,600	0,711
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,808	0,636	0,676	0,707
komSKP kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,808	0,635	0,676	0,706
komSKP kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,808	0,626	0,676	0,703
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,858	0,631	0,607	0,699
komSKP kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,858	0,631	0,607	0,699
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,808	0,610	0,658	0,692
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,573	0,674	0,593	0,613
mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,856	0,217	0,655	0,576
sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,836	0,210	0,675	0,574
sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,856	0,217	0,614	0,562
sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,856	0,217	0,614	0,562
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,836	0,210	0,635	0,560
kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,836	0,210	0,635	0,560
kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,637	0,532	0,497	0,555
kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,856	0,143	0,651	0,550
kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,849	0,143	0,641	0,545
kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,849	0,143	0,641	0,545
kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,849	0,143	0,641	0,545
kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,856	0,143	0,633	0,544
kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,760	0,104	0,732	0,532
kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,856	0,144	0,596	0,532
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,856	0,143	0,596	0,532
komSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,808	0,260	0,515	0,528
komSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,856	0,144	0,579	0,526
komSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,856	0,143	0,579	0,526
komSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,849	0,143	0,568	0,520
komSKP sSKP disSKP nkSKP	0,849	0,143	0,568	0,520
komSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,849	0,143	0,567	0,520
komSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,438	0,535	0,493	0,489
komSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,801	0,131	0,534	0,489
komSKP sSKP mobSKP disSKP	0,801	0,131	0,534	0,489
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,801	0,131	0,523	0,485
komSKP kSKP disSKP nkSKP	0,562	0,190	0,685	0,479
komSKP kSKP rmsSKP nkSKP	0,562	0,168	0,680	0,470
komSKP kSKP rmsSKP disSKP	0,571	0,254	0,576	0,467
komSKP kSKP mobSKP nkSKP	0,571	0,254	0,576	0,467
komSKP kSKP mobSKP disSKP	0,637	0,251	0,497	0,461
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP	0,479	0,171	0,728	0,460
komSKP kSKP sSKP nkSKP	0,559	0,153	0,650	0,454
komSKP kSKP sSKP disSKP	0,559	0,153	0,633	0,448

komSKP kSKP sSKP rmsSKP	0,532	0,152	0,643	0,442
komSKP kSKP sSKP mobSKP	0,434	0,137	0,734	0,435
komSKP kSKP sSKP	0,434	0,138	0,717	0,430
komSKP kSKP mobSKP	0,434	0,137	0,717	0,429
komSKP kSKP rmsSKP	0,441	0,124	0,710	0,425
komSKP kSKP disSKP	0,441	0,124	0,694	0,420
komSKP kSKP nkSKP	0,441	0,124	0,694	0,419
komSKP sSKP mobSKP	0,473	0,150	0,633	0,419
komSKP sSKP rmsSKP	0,427	0,122	0,693	0,414
komSKP sSKP disSKP	0,427	0,138	0,677	0,414
komSKP sSKP nkSKP	0,427	0,138	0,677	0,414
komSKP mobSKP rmsSKP	0,427	0,084	0,727	0,413
komSKP mobSKP disSKP	0,539	0,151	0,545	0,412
komSKP mobSKP nkSKP	0,571	0,084	0,569	0,408
komSKP rmsSKP disSKP	0,427	0,084	0,709	0,406
komSKP rmsSKP nkSKP	0,637	0,081	0,489	0,402
komSKP disSKP nkSKP	0,363	0,135	0,673	0,390
kSKP disSKP nkSKP	0,470	0,155	0,530	0,385
kSKP rmsSKP nkSKP	0,422	0,141	0,569	0,378
kSKP rmsSKP disSKP	0,443	0,082	0,598	0,374
kSKP mobSKP nkSKP	0,422	0,120	0,576	0,373
kSKP mobSKP disSKP	0,422	0,120	0,576	0,373
kSKP mobSKP rmsSKP	0,445	0,142	0,518	0,368
kSKP sSKP nkSKP	0,445	0,142	0,518	0,368
kSKP sSKP disSKP	0,445	0,141	0,511	0,366
kSKP sSKP rmsSKP	0,436	0,151	0,510	0,366
kSKP sSKP mobSKP	0,436	0,151	0,510	0,366
sSKP disSKP nkSKP	0,495	0,080	0,500	0,358
sSKP rmsSKP nkSKP	0,427	0,084	0,561	0,357
sSKP rmsSKP disSKP	0,436	0,126	0,504	0,355
sSKP mobSKP nkSKP	0,546	0,084	0,410	0,347
sSKP mobSKP disSKP	0,537	0,069	0,429	0,345
sSKP mobSKP rmsSKP	0,553	0,075	0,396	0,341
mobSKP rmsSKP disSKP	0,438	0,083	0,493	0,338
mobSKP rmsSKP nkSKP	0,345	0,124	0,545	0,338
mobSKP disSKP nkSKP	0,438	0,083	0,486	0,336
rmsSKP disSKP nkSKP	0,491	0,084	0,410	0,329

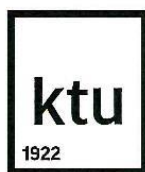
Kokybės parametrų rinkinys	Specifiškumas atskaitoms			
	Įrašų rinkinio Nr.			Vidurkis
	1	2	3	
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,850	0,988	0,885	0,908
kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,850	0,981	0,887	0,906
kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,856	0,973	0,886	0,905
kSKP mobSKP nkSKP	0,879	0,969	0,863	0,904

sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,859	0,964	0,887	0,903
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,859	0,964	0,886	0,903
sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,859	0,964	0,886	0,903
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,856	0,957	0,885	0,900
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,856	0,957	0,885	0,900
sSKP mobSKP disSKP	0,825	0,980	0,888	0,898
komSKP kSKP mobSKP	0,793	0,991	0,907	0,897
kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,857	0,955	0,877	0,896
komSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,874	0,962	0,851	0,896
komSKP kSKP sSKP	0,833	0,982	0,865	0,893
kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,859	0,959	0,856	0,891
kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,859	0,959	0,856	0,891
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,827	0,968	0,879	0,891
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,827	0,968	0,879	0,891
komSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,827	0,968	0,879	0,891
kSKP sSKP mobSKP	0,809	0,973	0,882	0,888
komSKP sSKP nkSKP	0,858	0,961	0,845	0,888
komSKP kSKP sSKP mobSKP	0,806	0,982	0,873	0,887
komSKP kSKP sSKP mobSKP nkSKP	0,846	0,961	0,853	0,887
kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,859	0,942	0,858	0,886
kSKP mobSKP disSKP	0,812	0,983	0,858	0,884
komSKP kSKP sSKP nkSKP	0,846	0,961	0,845	0,884
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,807	0,969	0,876	0,884
komSKP sSKP mobSKP	0,791	0,987	0,873	0,884
komSKP ,kSKP ,sSKP,mobSKP ,rmsSKP,disSKP ,nkSKP	0,807	0,968	0,876	0,884
komSKP kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,807	0,969	0,868	0,881
komSKP mobSKP nkSKP	0,869	0,954	0,820	0,881
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,807	0,968	0,868	0,881
komSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,827	0,968	0,848	0,881
komSKP sSKP disSKP nkSKP	0,827	0,968	0,848	0,881
komSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,827	0,968	0,848	0,881
sSKP mobSKP nkSKP	0,810	0,953	0,876	0,880
sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,825	0,926	0,886	0,879
komSKP kSKP mobSKP nkSKP	0,849	0,956	0,831	0,879
kSKP sSKP disSKP	0,854	0,970	0,810	0,878
komSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,808	0,968	0,856	0,877
komSKP disSKP nkSKP	0,808	0,968	0,856	0,877
kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,866	0,968	0,798	0,877
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,807	0,968	0,853	0,876
kSKP sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,866	0,959	0,803	0,876
kSKP sSKP disSKP nkSKP	0,866	0,959	0,803	0,876
sSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,855	0,966	0,801	0,874
sSKP disSKP nkSKP	0,855	0,965	0,801	0,874
komSKP kSKP nkSKP	0,849	0,943	0,829	0,874
komSKP kSKP sSKP rmsSKP nkSKP	0,807	0,968	0,845	0,873
komSKP rmsSKP nkSKP	0,808	0,968	0,842	0,873

sSKP rmsSKP disSKP	0,842	0,974	0,802	0,873
sSKP rmsSKP nkSKP	0,855	0,966	0,796	0,872
komSKP kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,820	0,938	0,852	0,870
komSKP kSKP disSKP nkSKP	0,820	0,938	0,852	0,870
kSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,861	0,963	0,780	0,868
mobSKP rmsSKP nkSKP	0,778	0,950	0,871	0,866
mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,778	0,950	0,871	0,866
mobSKP disSKP nkSKP	0,778	0,950	0,871	0,866
kSKP disSKP nkSKP	0,860	0,959	0,780	0,866
kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,854	0,970	0,774	0,866
kSKP rmsSKP nkSKP	0,861	0,963	0,774	0,866
komSKP kSKP rmsSKP nkSKP	0,820	0,938	0,838	0,865
kSKP sSKP nkSKP	0,842	0,957	0,796	0,865
kSKP sSKP rmsSKP	0,854	0,969	0,766	0,863
kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,812	0,920	0,856	0,863
kSKP mobSKP rmsSKP	0,812	0,920	0,856	0,863
kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,850	0,806	0,885	0,847
mobSKP rmsSKP disSKP	0,759	0,906	0,866	0,843
sSKP mobSKP rmsSKP	0,825	0,807	0,886	0,839
komSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,818	0,834	0,861	0,838
komSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,818	0,834	0,861	0,838
komSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,818	0,834	0,847	0,833
rmsSKP disSKP nkSKP	0,752	0,968	0,768	0,829
komSKP kSKP disSKP	0,821	0,781	0,824	0,809
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,813	0,758	0,855	0,809
komSKP kSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,813	0,758	0,855	0,809
komSKP kSKP rmsSKP	0,821	0,778	0,824	0,808
komSKP kSKP rmsSKP disSKP	0,821	0,778	0,824	0,808
komSKP kSKP mobSKP disSKP nkSKP	0,820	0,750	0,853	0,808
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP nkSKP	0,820	0,750	0,853	0,808
komSKP rmsSKP disSKP	0,810	0,785	0,827	0,807
komSKP kSKP sSKP mobSKP disSKP	0,813	0,754	0,855	0,807
komSKP kSKP sSKP rmsSKP	0,813	0,758	0,847	0,806
komSKP kSKP sSKP disSKP	0,813	0,754	0,847	0,805
komSKP kSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,813	0,752	0,847	0,804
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP nkSKP	0,820	0,750	0,839	0,803
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,821	0,749	0,825	0,798
komSKP kSKP mobSKP disSKP	0,821	0,749	0,825	0,798
komSKP kSKP mobSKP rmsSKP	0,821	0,749	0,825	0,798
kSKP rmsSKP disSKP	0,800	0,722	0,841	0,788
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,749	0,755	0,852	0,785
komSKP sSKP mobSKP rmsSKP	0,749	0,755	0,852	0,785
komSKP sSKP mobSKP disSKP	0,749	0,753	0,852	0,785
komSKP sSKP rmsSKP disSKP	0,747	0,756	0,850	0,784
komSKP sSKP rmsSKP	0,747	0,756	0,850	0,784
komSKP sSKP disSKP	0,747	0,753	0,850	0,783

komSKP mobSKP rmsSKP disSKP	0,829	0,697	0,819	0,782
komSKP mobSKP rmsSKP	0,829	0,697	0,819	0,782
komSKP mobSKP disSKP	0,829	0,697	0,819	0,782





DIPLOMA

Justinas Gasparovičius

Prepared and presented a paper in the conference

E²TA - 2016

On the topic:

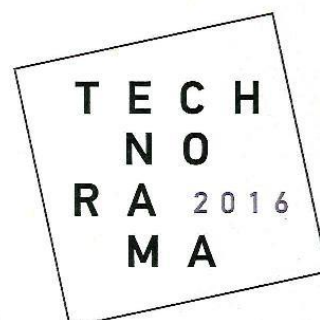
***Sprendimų medžio, skirto EKG
kokybės vertinimui, apmokymo būdo
tyrimas***

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Algimantas Valinevičius', is positioned above the printed name of the official.

*Prof. Algimantas Valinevičius
Chairman of the organizing committee
Dean of the Electronics and Electrical Engineering Faculty*

K a u n a s, 2016 04 28

SERTIFIKATAS



Šiuo sertifikatu pažymima, kad

Justinas Gasparovičius

Dalyvavo jaunųjų mokslininkų parodoje-konkurse
„Technorama‘16“, kurioje pristatė darbą

**Klasifikacinių sprendimų medžių panaudojimas
realaus laiko EKG signalų kokybės įvertinimui**

„Technorama 2016“ darbų
vertinimo komisijos pirmininkė
KTU mokslo prorektorė

Asta Pundzienė

A blue ink handwritten signature of Asta Pundzienė.