



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

QT intervalo įvertinimo metodų tyrimas dėvimais prietaisais užregistruotuose elektrokardiogramos signaluose

Baigiamasis magistro projektas

Emilis Vitkauskas

Projekto autorius

Prof. Vaidotas Marozas

Vadovas

Kaunas, 2025



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

QT intervalo įvertinimo metodų tyrimas dėvimais prietaisais užregistruotuose elektrokardiogramos signaluose

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (6211EX002)

Emilis Vitkauskas

Projekto autorius

Prof. Vaidotas Marozas

Vadovas

Doc. Dr. Andrius Petrėnas

Recenzentas

Kaunas, 2025



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Emilis Vitkauskas

QT intervalo įvertinimo metodų tyrimas dėvimais prietaisais užregistruotuose elektrokardiogramos signaluose

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

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

Emilis Vitkauskas

Patvirtinta elektroniniu būdu

Vitkauskas, Emilis. QT intervalo įvertinimo metodų tyrimas dėvimais prietaisais užregistruotuose elektrokardiogramos signaluose. Magistro baigiamasis projektas / vadovas prof. Vaidotas Marozas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

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

Reikšminiai žodžiai: staigi širdies mirtis; EKG; signalų apdorojimas; dėvimi prietaisai.

Kaunas, 2025. 43 p.

Santrauka

Nuo staigios širdies mirties kasmet miršta 1 iš 100 žmonių. Vienas iš staigios mirties indikatorių – pailgėjęs QT intervalas. Kardiologai QT intervalą vertina iš elektrokardiogramos (EKG) signalo, užregistruoto klinikinėje aplinkoje. Siekiant anksti aptikti pailgėjusį QT intervalą arba jį stebėti vartojant vaistus su šalutiniais poveikiais, reikia registruoti EKG ne tik klinikose, bet ir už jų ribų. Dėl to kyla poreikis QT intervalą stebėti dėvimais prietaisais. Šiame darbe buvo atrinkti 3 žinomi metodai QT intervalo trukmei įvertinti: tangentinis, slenkstinis ir *Philips*. Šie metodai ištirti ir palyginti panaudojant dėvimu prietaisu *KTU_Watch* užregistruotus signalus. QT intervalai anotuoti rankiniu būdu. Papildomam palyginimui panaudoti atraminės duomenų bazės *MUSIC* EKG signalai. Dėvimu prietaisu užregistruotų signalų tyrimo rezultatai parodė, kad QT intervalų trukmes tiksliau įvertina tangentinis metodas, nei slenkstinis ar *Philips*. Tangentiniam metodui vidutinė kvadratinė paklaida (RMSE) siekė 17,5 ms, sisteminė paklaida –14,6 ms, atsitiktinė $\pm 19,6$ ms. *Philips* metodas pasiekė 22,7 ms RMSE, –5,5 ms sisteminę ir $\pm 44,5$ ms atsitiktinę paklaidas. Slenkstinis metodas buvo netiksliausias – 30,2 ms RMSE, 22,7 ms sisteminę ir $\pm 40,3$ ms atsitiktinę paklaidos. Atliekant tyrimą buvo pastebėta atraminės *MUSIC* duomenų bazės QT intervalų klaidingo žymėjimo problema esant nestandartinei EKG signalo morfologijai, kurią sukelia invertuotos T bangos, tachikardija.

Vitkauskas, Emilis. Evaluation of QT Interval Estimation Methods in Wearable Electrocardiogram Recordings. Master's Final Degree Project / supervisor Prof., Vaidotas Marozas; faculty of electrical and electronics engineering, Kaunas University of Technology.

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

Keywords: Sudden cardiac death, wearable devices.

Kaunas, 2025. 43 p.

Summary

Each year, 1 in 100 people dies from sudden cardiac death. One of its indicators is a prolonged QT interval. Cardiologists typically assess the QT interval from electrocardiogram (ECG) signals recorded in clinical settings. To enable early detection of QT prolongation or monitor it when using medications with side effects, ECG monitoring is essential not only in clinics but also beyond them. This creates a need to monitor the QT interval using wearable devices. In this study, we selected three well-known methods for QT interval duration estimation: the tangential, threshold-based, and Philips methods. We evaluated these methods and compared them using signals recorded by the wearable device *KTU_Watch*. We annotated the QT intervals manually. For additional comparison, we used a reference ECG signals from the MUSIC database. The analysis of signals recorded with the wearable device showed that the tangential method estimates QT interval durations more accurately than the threshold-based or Philips methods. The tangential method achieved a root mean square error (RMSE) of 17.5 ms, with a systematic error of -14.6 ms and a random error of ± 19.6 ms. The Philips method reached an RMSE of 22.7 ms, with a systematic error of -5.5 ms and a random error of ± 44.5 ms. The threshold-based method was the least accurate, with a 30.2 ms RMSE, a systematic error of 22.7 ms, and a random error of ± 40.3 ms. During the study, we observed an issue of incorrect QT interval annotations in the MUSIC reference database, particularly in cases of non-standard ECG morphology caused by inverted T-waves and tachycardia.

Turinys

Lentelių sąrašas	7
Paveikslų sąrašas	8
Santrumpų ir terminų sąrašas	10
Įvadas.....	11
1. Literatūros analizė.....	12
1.1. QTc intervalo klinikinė reikšmė	12
1.1.1. QT intervalo fiziologija	12
1.1.2. QTc intervalo patofiziologija	13
1.2. QTc įvertinimo metodų apžvalga	14
1.2.1. Pirminis apdorojimas.....	14
1.2.2. Klinikinio QTc įvertinimo metodai	16
1.2.3. Automatinio QTc įvertinimo metodai	16
1.2.4. Ant riešo dėvimų prietaisų, turinčių EKG registravimo funkciją, analizė	17
2. QTc intervalo įvertinimo algoritmų tyrimas	21
2.1. QTc įvertinimo algoritmų tyrimo metodika	21
2.2. Bazinės linijos pašalinimas.....	21
2.3. EKG signalo R dantelių atpažinimas.....	22
2.4. QRST kompleksų sinchroninis vidurkinimas.....	22
2.5. Q bangos pradžios atpažinimas	23
2.6. T bangos pabaigos įvertinimo metodai.....	25
2.6.1. Tangentinis metodas	25
2.6.2. Slenkstinis metodas	25
2.6.3. Philips metodas.....	26
2.7. QT intervalo įvertinimas ir korekcija	27
2.8. Duomenys.....	27
2.8.1. Dėvimu prietaisu užregistruotas EKG signalų rinkinys	27
2.8.2. Atraminė EKG signalų duomenų bazė	29
2.9. Statistiniai rezultatų įvertinimo rodikliai.....	30
3. QTc įvertinimo algoritmų tyrimo rezultatai.....	32
3.1. Bazinės linijos pašalinimo metodų tyrimo rezultatai	32
3.2. QRST sinchroninio vidurkinimo kokybės tyrimas.....	32
3.3. QTc įvertinimo Bland–Altman'o analizė	33
4. Diskusija	37
Išvados	40
Literatūros sąrašas	41

Lentelių sąrašas

1 lentelė. <i>KTU_Watch</i> dėvimo prietaisu užregistruotų signalų parametrai	28
2 lentelė. QTc įvertinimo algoritmų palyginimas.....	34

Paveikslų sąrašas

1 pav. Skilvelių veikimo potencialo iliustracija [10].....	12
2 pav. Pailgėjusio QT intervalo (LQTS) iliustraciją [14]. Čia pavaizduotas skilvelių veikimo potencialas (A) ir EKG (B) esant normaliai skilvelių repoliarizacijos trukmei (juoda) ir kai repoliarizacija užtrunka per ilgai (raudona).....	13
3 pav. EKG signalų artefaktų iliustracija. Čia pavaizduotas kokybiškas EKG signalas (a), raumenų triukšmu paveiktas EKG signalas (b) ir judesio artefaktų paveiktas EKG signalas (c) [19].....	15
4 pav. Neapdorotas (a) (priartintas (b)) ir su modifikuotu sinc filtru [20] nufiltruotas (c) (priartintas (d)) EKG signalas	16
5 pav. <i>Samsung Galaxy Watch 7</i> užregistruoto EKG signalo iliustracija	18
6 pav. EKG registravimo <i>Withings ScanWatch</i> laikrodžiu iliustracija [34].....	18
7 pav. <i>Withings</i> laikrodžiu užregistruoto EKG signalo iliustracija.....	19
8 pav. <i>KTU_Watch</i> laikrodžiu užregistruoto EKG signalo iliustracija	19
9 pav. QT įvertinimo algoritmų tyrimo schema	21
10 pav. R dantelių radimo <i>R-DECO</i> įrankiu iliustracija.....	22
11 pav. QRST komplekso sinchroninio vidurkinimo metodo iliustracija.....	23
12 pav. QRST kompleksų vidurkio pavyzdys	23
13 pav. Q bangos pradžios atpažinimo algoritmo schema	24
14 pav. Q bangos pradžios radimo iliustracija. Čia EKG signalo (a) išvestinėje (b) parenkamas Q bangos ieškojimo intervalas (c) kuriame randama išvestinės viršūnė (d)	24
15 pav. Q bangos pradžios radimo iliustracija. Čia EKG signalo (a) išvestinėje (b) parenkamas Q bangos ieškojimo intervalas (c) kuriame randama išvestinės viršūnė (d)	24
16 pav. Tangentinio metodo adaptacijos veikimo iliustracija. Paveikslėlyje pažymėta T bangos viršūnė (a), T bangos dešinio šono stačiausias taškas (b), liestinė (c), izolinija (d) ir rastas T bangos pabaigos taškas (e).....	25
17 pav. Slenkstinio metodo funkcinė schema. Paveikslėlyje pažymėtas 5 % nuo T bangos amplitudės slenkstis (a) ir rastas T bangos pabaigos taškas (b).....	26
18 pav. Philips algoritmo veikimo principo iliustracija iš algoritmą aprašančio straipsnio [30]	26
19 pav. Philips algoritmo adaptacijos veikimo iliustracija. Paveikslėlyje pabrėžtas T bangos viršūnė ir toliau už T bangos pabaigos esantį tašką jungianti linija (a), didžiausias skirtumas tarp nubrėžtos linijos ir QRST komplekso (b) ir rastas T bangos pabaigos taškas (c)	27
20 pav. Dėvimu prietaisu <i>KTU_Watch</i> (a) EKG signalo registravimas (b) [37].....	28
21 pav. <i>KTU_Watch</i> užregistruoto signalo pavyzdys.....	28
22 pav. <i>Matlab</i> įrankio <i>Signal Labeler</i> darbinis langas.....	29
23 pav. <i>MUSIC</i> duomenų bazės kokybiško EKG signalo pavyzdys.....	30
24 pav. <i>MUSIC</i> duomenų bazės neįprasto EKG signalo pavyzdys	30
25 pav. Bazinės linijos pašalinimo algoritmo parametrų įtakos iliustracija. Čia neapdorotas EKG signalas (a) filtruojamas su MS filtru, kai filtro m parametras yra 3600 (b), 36 (c) ir 360 (d). Visi apdorojimo variantai lyginami su tiesiniu filtru (e).....	32
26 pav. Nekokeybiškų QRST kompleksų (raudona) atrinkimo iliustracija	33
27 pav. Kokybiškų (a) bei nekokeybiškų (b) QRST kompleksų vidurkių pavyzdys.....	33
28 pav. T bangos pabaigos radimo dėvimu prietaisu užregistruotuose signaluose algoritmų palyginimas Bland–Altman'o diagramomis. Su klinikiniu būdu lyginamas (a) tangentinis, (b) slenkstinis ir (c) Philips metodai. Idealios susitarimo ribos – raudonos punktyrinės linijos.....	35

29 pav. T bangos pabaigos radimo <i>MUSIC</i> duomenų bazės signaluose algoritmų palyginimas Bland–Altman'o diagramomis. Su klinikiu būdu lyginamas (a) tangentinis, (b) slenkstinis ir (c) Philips metodai	36
30 pav. Problematiško <i>MUSIC</i> duomenų bazės EKG signalo pavyzdys	37
31 pav. Prasto duomenų bazės anotavimo iliustracija. Čia juoda snaigė – aptikta T bangos pabaiga klinikiu būdu duomenų bazę anotavusių asmenų (a), tangentiniu metodu (b), slenkstiniu metodu (c) ir Philips metodu (d).....	38

Santrumpų ir terminų sąrašas

Santrumpos:

EKG – elektrokardiograma

LQTS – pailgėjusio QT intervalo sindromas (angl. *Long QT Syndrome*)

AHA – angl. American Heart Association

Terminai:

Izolinija – horizontali linija EKG signale, kurioje nevyksta joks elektrinis žadinimas

QRST kompleksas – vienas pilnas širdies skilvelių susitraukimo ir atsipalaidavimo ciklas

Įvadas

Dėl staigios širdies mirties kasmet miršta daugiau nei 300 tūkstančių amerikiečių [1] ir daugiau nei 250 tūkstančių europiečių [2]. Staigia širdies mirtimi laikoma netikėta mirtis, kai nuo širdies komplikacijų mirštama per mažiau nei valandą nuo simptomų pradžios [3]. Viena iš staigios mirties priežasčių – pailgėjusio QT intervalo sindromas. QT intervalas apibrėžia širdies skilvelių susitraukimo bei atsipalaidavimo seką [4]. Šio intervalo trukmei įtaką gali daryti tam tikri vaistai [4], lytis, amžius, įgimtos patologijos, ir daug kitų [5]. QT intervalas vertinamas kardiologų, užregistravus 12-os atvadų EKG [6]. Tačiau, norint stebėti šį intervalą reguliariai, reikalingas dažnas EKG registravimas ir QT vertinimas. Šiam tikslui pasiekti gali būti pasitelkiami ant riešo dėvimi prietaisai (toliau – dėvimi prietaisai), tokie kaip išmanūs laikrodžiai, turintys EKG registravimo galimybę. Įprastai QT vertinamas iš II arba V₅ atvadų [7], tačiau dėvimais prietaisais dažniausiai registruojami I atvado EKG signalai [8]. Dėvimais prietaisais užregistruoti EKG signalai yra jautresni trikdžiams ir judesio artefaktams, nei klinikose užregistruoti EKG [9]. Dėl šių priežasčių, įvertinti QT intervalą dėvimais prietaisais užregistruotuose signaluose yra sudėtingiau ir reikalauja papildomo apdorojimo bei tinkamų algoritmų parinkimo. Šiame darbe buvo tiriama galimybė vertinti QT intervalą dėvimais prietaisais, pasiūlant kelis potencialius QT intervalo vertinimo metodus bei pirminio apdorojimo algoritmą.

Tyrimo objektas – signalų apdorojimo algoritmai QT intervalo trukmei įvertinti.

Tikslas – ištirti QT intervalo trukmės įvertinimo metodus, tinkamus dėvimais prietaisais užregistruotų EKG signalų analizei.

Uždaviniai:

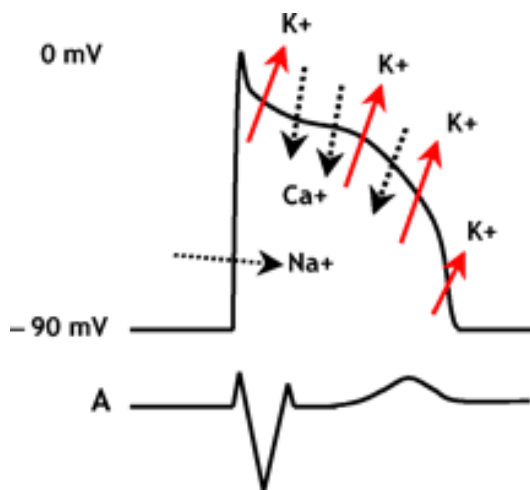
1. išanalizuoti QT intervalo trukmės klinikinę reikšmę ir įvertinimo metodus;
2. pasiūlyti ir įgyvendinti QT intervalo trukmės įvertinimo metodus, tinkamus analizuoti dėvimais prietaisais užregistruotus EKG signalus.
3. ištirti pasiūlytus QT intervalo įvertinimo metodus panaudojant EKG signalų duomenų rinkinius.
4. parengti išvadas ir rekomendacijas.

1. Literatūros analizė

1.1. QTc intervalo klinikinė reikšmė

1.1.1. QT intervalo fiziologija

QT intervalas apibrėžia širdies skilvelių elektrinės depoliarizacijos ir repoliarizacijos seką – skilvelių veikimo potencialą. Šis veikimo potencialas atsiranda dėl jonų pernašos iš ir į ląstelę. Pagrindinis QT intervale vykstantis procesas – natrio bei kalcio jonų judėjimas į ląstelę (depolarizacija), kuri seka kalio jonų judėjimas iš ląstelės ir kalcio jonų judėjimas į ląstelę (repoliarizacija) [5]. Šis procesas pavaizduotas 1 pav.



1 pav. Skilvelių veikimo potencialo iliustracija [10]

1 pav. galima pamatyti, kad skilvelių repoliarizacijos metu, kai veikimo potencialas leidžiasi, vyksta kalio ir kalcio jonų mainai. Elektrokardiogramoje QT intervalas sutartinai matuojamas nuo Q bangos pradžios [11], prieš prasidedant skilvelių depoliarizacijai, iki T bangos pabaigos, kai pasibaigia skilvelių repoliarizacija [4, 7, 12]. Šis intervalas natūraliai kinta, priklausomai nuo širdies susitraukimų dažnio, trumpėdamas kai širdis plaka greitai, ir ilgėdamas, kai ji plaka lėčiau. Dėl šios priežasties, siekiant tinkamai įvertinti skilvelių repoliarizacijos trukmę, QT intervalas būna koreguojamas [4] atsižvelgiant į širdies ritmo dažnį ir gaunamas QTc (angl. corrected QT) [12].

QT intervalo koregavimui yra naudojamos kelios formulės. Viena tokių – H. C. Bazeto formulė [4, 12, 13]:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}; \quad (1)$$

čia, RR – laiko intervalas tarp dviejų R dantelių, sekundėmis. Ši formulė puikiai tinka esant įprastam ar lėtesniam širdies ritmui, tačiau ji gali įvesti paklaidų esant tachikardijai. Tuo atveju naudojama kita, panaši formulė. Tai L. S. Fridericijos formulė [4, 13]:

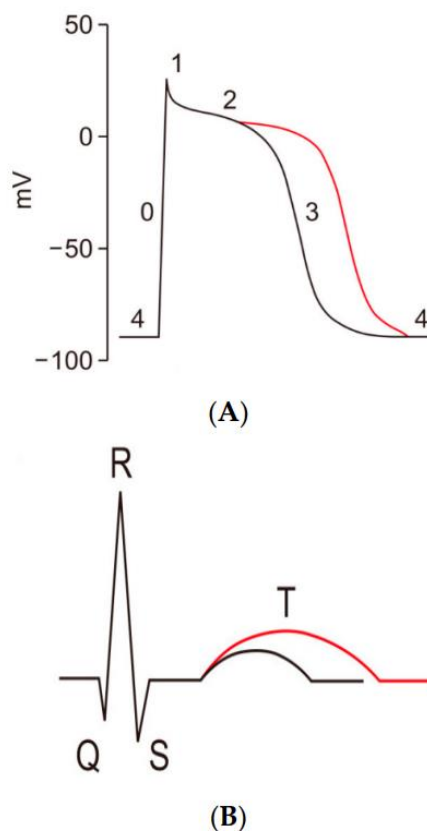
$$QTc = \frac{QT}{\sqrt[3]{RR}}; \quad (2)$$

tačiau, ši formulė tampa mažiau patikima esant lėtesniam širdies ritmui, dėl to dažniausiai naudojama Bazeto formulė [4]. Yra ir kitų formulių skirtų QT intervalo korekcijai [4], tačiau jos naudojamos retai.

QT intervalo trukmė priklauso nuo kalio arba natrio jonų pernašos per ląstelės sienelę trukmės [5]. Sveikų žmonių QTc viršutinė riba yra 450 ms vyrams ir 470 moterims. Viršijant šias ribas, padidėja rizika širdies ligoms [5].

1.1.2. QTc intervalo patofiziologija

QT intervalo pailgėjimas gali būti susijęs su kalio kanalų blokada, kai kalio jonai per lėtai pajuda iš ląstelės, o tai lemia pailgusią skilvelių repoliarizaciją. Jei širdies raumuo nespėja atsipalaiduoti laiku, gali kilti aritmijos, tokios kaip polimorfinė skilvelių tachikardija (žinomos pagal prancūzišką terminą *torsades de points*), kai skilvelių susitraukimo dažnis padidėja iki 150–300 kartų per minutę [4]. Taip pat atsiranda rizika staigiai mirčiai [4]. 2 pav. pateikta QT pailgėjimo mechanizmo iliustracija



2 pav. Pailgėjusio QT intervalo (LQTS) iliustraciją [14]. Čia pavaizduotas skilvelių veikimo potencialas (A) ir EKG (B) esant normaliai skilvelių repoliarizacijos trukmei (juoda) ir kai repoliarizacija užtrunka per ilgai (raudona)

2 pav. pateiktoje iliustracijoje matosi, kaip pailgėjęs veikimo potencialo repoliarizacijos etapas lemia pailgėjusią T bangą, o tuo pačiu – pailgėjusį QT intervalą. Pailgėjusio QT intervalo trukmė laikoma ribine, kai QT trukmė yra didesnė nei 450 ms moterims ir 430 ms vyrams, o pailgėjusi, kai QT trukmė yra didesnė nei 470 ms moterims ir 450 ms vyrams [4]. Viršutinė QTc riba suaugusiems yra apie 430 ms, kurią perkopus padidėja rizika sunkioms širdies ligoms [15].

Natūraliai pailgėjęs QTc priskiriamas įgimtam pailgėjusio QT intervalo sindromui (angl. congenital long QT syndrome, LQTS). Įgimto LQTS simptomai gali būti – pailgėjęs QT intervalas, alpimas, įgimtas kurtumas, polimorfinė skilvelių tachikardija, traukuliai ar net staigi mirtis [16]. QT pailgėjimą taip pat gali sukelti kai kurie antiaritminių, antihistamininių bei antimikrobinių vaistų grupės vaistai [4]. Dar vienas potencialus QT pailgėjimo rizikos faktorius – hemodializė, po kurios gali sumažėti kalcio koncentracija kraujyje, taip pailgindama skilvelių repoliarizaciją, pailgindama QT intervalą ir padidindama riziką pavojingoms aritmijoms [17]. Kalio koncentracijos kraujyje sumažėjimas (hipokalemija) bei moteriškoji lytis taip pat siejami su QT intervalo pailgėjimu [18].

Siekiant sumažinti QT intervalo pailgėjimą, pirma išsiaiškinamos pailgėjimo priežastys – ar tai paveldėtas, genetinis QT pailgėjimas, ar vaistų sukeltas pailgėjimas, ar dėl kitų priežasčių pailgėjęs QT intervalas. Išsiaiškinus priežastį, pradedamas gydymas ir pastovus EKG stebėjimas, kol QT intervalas grįžta į normos ribas [6]. Taip pat skiriami beta adrenoblokatoriai gydimui, o didesnės rizikos pacientams implantuojami kardioverteriai/defibriliatoriai [6]., tokioms kaip polimorfinė skilvelių tachikardija ir staigi širdies mirtis (angl. sudden cardiac death) [7].

1.2. QTc įvertinimo metodų apžvalga

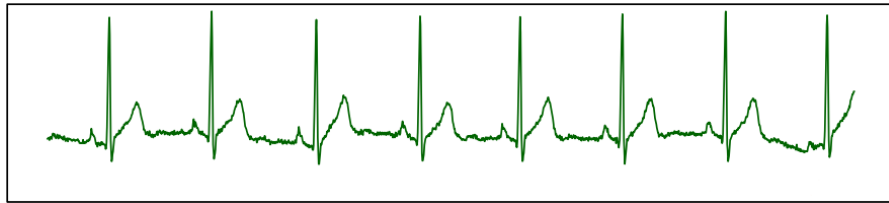
1.2.1. Pirminis apdorojimas

EKG signalai gali prarasti kokybę, o kartu ir tiriamąją vertę, dėl šių, dažnų priežasčių [9]:

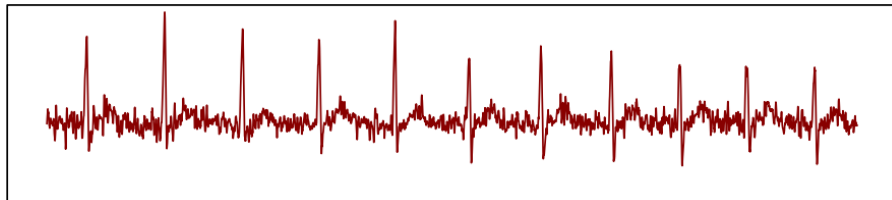
- Bazinės linijos iškraipymų,
- Elektros tinklo trikdžių,
- Raumenų sukkelto signalo triukšmo,
- Artefaktų dėl elektrodų judėjimo odos atžvilgiu,

Pirminis EKG signalo apdorojimas labai svarbus dėvimų prietaisų atveju, kadangi dėvimais prietaisais užregistruoti signalai yra dažniau paveikiami judesio artefaktų. Klinikose EKG signalai registruojami pacientui ramiai gulint, todėl klinikose šių artefaktų išvengiama [19]. Judesio artefaktai dėvimais prietaisais užregistruotuose EKG signaluose atsiranda, kai žmogus, dėvinti prietaisą, užsiima aktyvia veikla. Tokia veikla gali lemti prietaiso judėjimą odos atžvilgiu, kas EKG signale pasireiškia kaip staigūs amplitudės šuoliai. Judesio bei raumenų veiklos sukelti artefaktai pavaizduoti 3 pav.

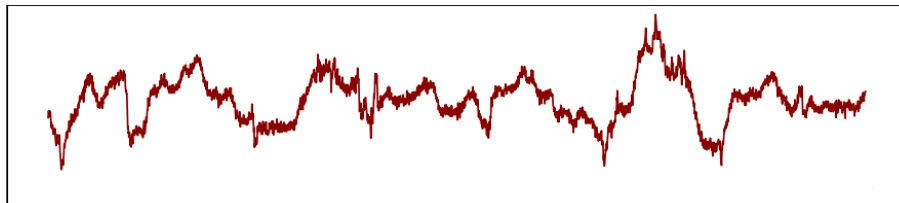
a)



b)

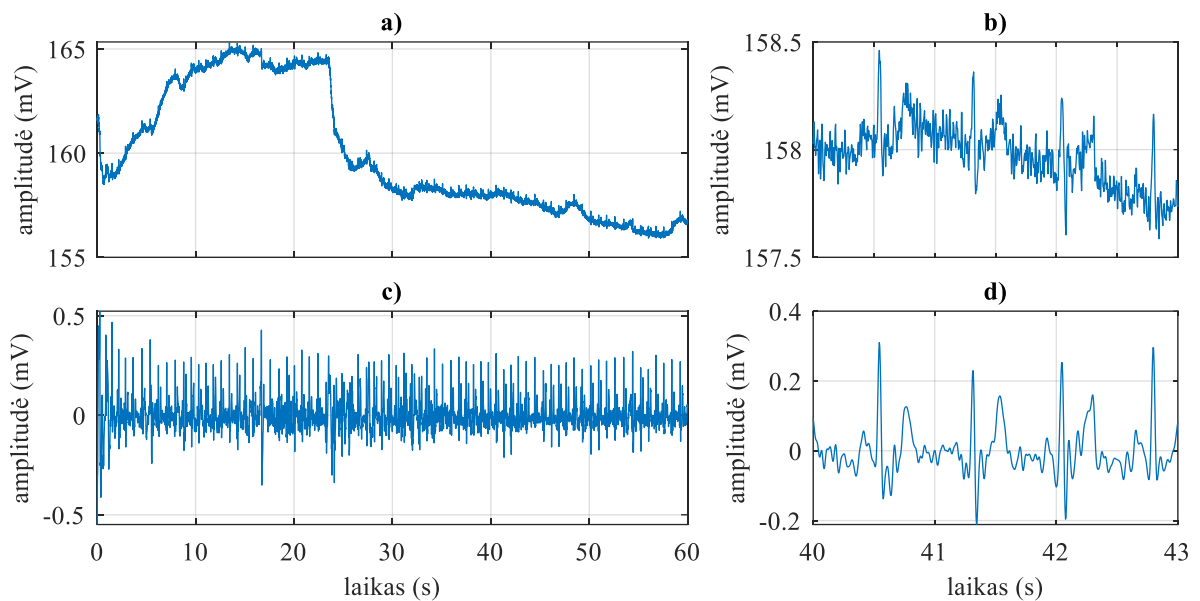


c)



3 pav. EKG signalų artefaktų iliustracija. Čia pavaizduotas kokybiškas EKG signalas (a), raumenų triukšmu paveiktas EKG signalas (b) ir judesio artefaktų paveiktas EKG signalas (c) [19]

3 pav. pateiktoje iliustracijoje galima matyti EKG signalo kokybės nykimą dėl judesio sukeltų artefaktų (c). Toks signalas, kuris matomas iliustracijoje, negalėtų būti naudojamas vertinti sveikatai dėl per didelio signalo iškraipymo. Bandyti išvengti šių artefaktų yra nerealistiška, nes tektų stebėti kaip pacientas atlieka EKG registravimą už klinikos ribų. Dažniausiai su artefaktais tvarkomasi atliekant signalų apdorojimą. Tačiau įprastas EKG signalų apdorojimas neapima judesio sukeltų artefaktų. Iš iliustracijos matosi, kad šie iškraipymai yra staigūs ir statūs, todėl yra plačiajuosčiai dažnių srityje. Tokie statūs iškraipymai imituoja EKG signalo R dantelio impulsinę morfologiją, todėl ir artefaktų, ir QRS komplekso dažnių spektras dalinai persidengia. Paprastais tiesiniais filtrais apdoroti tokį signalą, nepaveikiant natūralios QRS kompleksų morfologijos, sudėtinga. Dėl to šiame darbe buvo tiriamas ir vėliau naudojamas modifikuotas, sinc funkcijos filtras. Judesio artefaktais paveikto EKG signalo pavyzdys pateiktas 4 pav. iliustracijoje.



4 pav. Neapdorotas (a) (priartintas (b)) ir su modifikuotu sinc filtru [20] nufiltruotas (c) (priartintas (d)) EKG signalas

4 pav. pavaizduotoje iliustracijoje galima matyti, kad atlikus pirminį apdorojimą, iš signalo panaikinami bazinės linijos iškraipymai bei aukšto dažnio triukšmas. Taip signalas paruošiamas tolimesniam apdorojimui bei reikšmingų taškų išskyrimui.

1.2.2. Klinikinio QTc įvertinimo metodai

QT intervalas dažniausiai ieškomas II atvade, tačiau jei jame matoma matavimui per plokščią T bangą, pasirenkamas V₅ atvadas. AHA rekomenduoja naudoti atvadą, kuriame labiausiai išreikšta T banga [7]. Klinikose dažniausiai naudojami du QT intervalo įvertinimo metodai: tangentinis ir slenkstinis. Tangentiniu metodu T bangos pabaiga randama brėžiant liestinę per stačiausią T bangos šono tašką iki izolinijos. Taškas, kuriame ši liestinė kerta izoliniją, laikomas T bangos pabaiga. Kitu metodu, slenkstiniu, T bangos pabaiga randama ties tašku, kuriame T bangos dešinysis šonas pasiekia izoliniją [13]. Vertinant kūdikių ar pacientų su prieširdžių virpėjimu QT intervalą, rekomenduojama vertinti keleto QRST kompleksų QT intervalus ir išvesti įvertinimų vidurkį [21].

S. Viskin tyrime [22] nustatyta, kad mažiau nei 50 % jų stebėtų kardiologų sugebėjo teisingai įvertinti pailgėjusį QT intervalą, o automatizuotos QT intervalo vertinimo sistemos turėjo mažesnę nei 50 % jautrumą vertinant pailgėjusį QT intervalą. T bangos pabaigą gali būti sudėtinga nustatyti, todėl rekomenduojama ją atidėti pasitelkiant liestinės metodiką, kai nuo T bangos viršūnės iki izolinijos dešinėje bangos pusėje esančios brėžiama liestinė bangos paviršiumi. Ten kur liestinė kertasi su izolinija – laikoma T bangos pabaiga [6].

1.2.3. Automatinio QTc įvertinimo metodai

Automatiniai QT intervalo vertinimai nėra plačiai priimami, kadangi keli tyrimai parodė, kad automatiniai metodai vertindami QT intervalą įveda nemažas paklaidas [21]. Automatiniam QT įvertinimui svarbu teisingai įvertinti T bangos pabaigą, kuri yra blankiau išreikšta nei QRS komplekso pradžia. Q bangos pradžia galima nesunkiai rasti dėl bangos stataus šlaito, kuo T banga nepasižymi.

T bangos pabaigos apibrėžimas – taškas, kuriame T banga pasiekia izoliniją, tačiau realiose situacijose šis apibrėžimas retai pritaikomas [23].

Literatūroje QRS komplekso pradžia surandama išgaunant EKG signalo išvestinę ir ieškant jos nulio kirtimo taškų tame intervale, kuriame tikimasi rasti QRS komplekso pradžią (2–120 ms intervalas iki R dantelio) [24]. Taip pat naudojama vilnelių transformacija [25], signalo ilgio transformacija [26] ir daug kitų. T bangos pabaigos vertinimo algoritmų irgi yra daug ir jie gali būti skirstomi į globalius (taikomus visam EKG signalui) bei lokalius ar individualius (vienai derivacijai ar QRST kompleksui) [23].

Vienas iš automatinų T bangos pabaigos įvertinimo metodų – tangentinis, kuriuo T bangos pabaiga randama brėžiant liestinę per stačiausią T bangos dešiniojo krašto tašką ir randant šios liestinės susikirtimo su izoliniją tašką [27]. Šis metodas yra atitinkmuo klinikose naudojamo tangentinio metodo, tik atliekamas automatiškai.

Kitas metodas – slenkstinis, kai randamas taškas, kuriame T bangos dešinysis kraštas nusileidžia ir kertasi su izolinija [27], tačiau yra ir kitoks apibrėžimas, kai T bangos pabaiga laikomas taškas, kuris yra T bangos dešiniajame krašte, ties 5 % nuo T bangos amplitudės [28]. Šis apibrėžimas naudingas tokiais atvejais, kai T banga yra virš izolinijos ir jos nepasiekia. Išvestinės slenksčio metodas, panašiai į įprastą slenksčio metodą, randa T bangos pabaigą T bangos išvestinės nulio linijos kirtimo vietoje [29]. Šis metodas irgi atitinka klinikose naudojamą slenkstinį metodą, tik atliekamas automatiškai.

2009 metais Philips sukūrė QT intervalo įvertinimo algoritmą [30]. Šio algoritmo principas – nuo T bangos viršūnės brėžiama linija link neapibrėžto taško, kažkur už taško kur manomai bus T bangos pabaiga. Tada, ieškomas taškas laike, ties kuriuo yra didžiausias skirtumas tarp nubrėžtos linijos ir EKG signalo. Šis taškas laikomas T bangos pabaiga [30].

1.2.4. Ant riešo dėvimų prietaisų, turinčių EKG registravimo funkciją, analizė

Šiais laikais daug dėvimų prietaisų išleidžiami su EKG registravimo funkcija. Iš jų du turi FDA leidimą vertinti QT intervalą [31]. Tačiau šie įrenginiai – ne laikrodžiai. Kol kas vienintelis komerciškai prieinamas QTc vertinimo funkciją turintis laikrodis yra *Withings ScanWatch* [32].

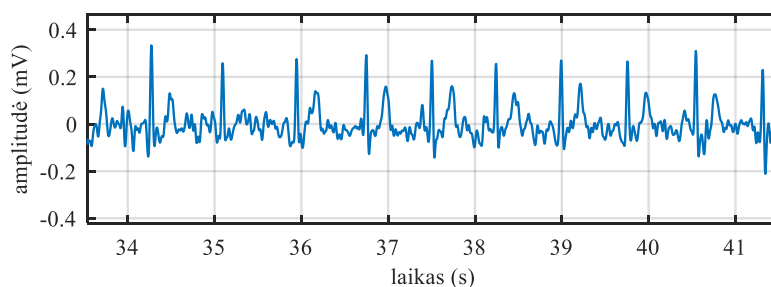
Vienas iš komerciškai prieinamų laikrodžių su EKG signalo registravimo funkcija – *Samsung Galaxy Watch 7*. Šis laikrodis matuoja I-os derivacijos EKG signalą tarp riešo, ant kurio uždėtas laikrodis, bei piršto, kuriuo matuojant liečiamas vienas iš laikrodžio mygtukų. Laikrodžio naudojimo instrukcijose nurodoma, kad šis prietaisas – ne medicininis, o pritaikytas asmeniniam sveikatos stebėjimui, todėl nėra tinkamas klinikiniam stebėjimams atlikti [33]. 5 pav. pavaizduotas *Samsung Galaxy Watch 7* užregistruoto EKG signalo pavyzdys.



7 pav. Withings laikrodžiu užregistruoto EKG signalo iliustracija

7 pav. matomoje ataskaitoje, kaip ir *Samsung Galaxy Watch 7* atveju, matome EKG signalą, klasifikuojamą kaip sinusinis ritmas. Tik šioje ataskaitoje pateikta ir QT intervalo vertinimo analizė, nurodanti, kad užregistruotame EKG signale įvertintas 343 ms QT intervalas, kuris po koregavimo pateikiamas kaip 402 ms.

KTU_Watch EKG signalą registruoja taip pat, kaip ir prieš tai paminėti laikrodžiai – I derivacija tarp viršutinių galūnių. Tačiau šis prietaisas turi galimybę registruoti ir II bei III derivacijas, panaudojant papildomą elektrodą laikrodžio dirželio šone. Šis elektrodas matuojant glaudžiamas prie pilvo, taip išgaunant kitas dvi derivacijas. Tačiau šiame tyrime, dėl tikslingesnio lyginimo, buvo panaudoti tik I-os derivacijos signalai. Vienas toks signalas pavaizduotas 8 pav. iliustracijoje.



8 pav. *KTU_Watch* laikrodžiu užregistruoto EKG signalo iliustracija

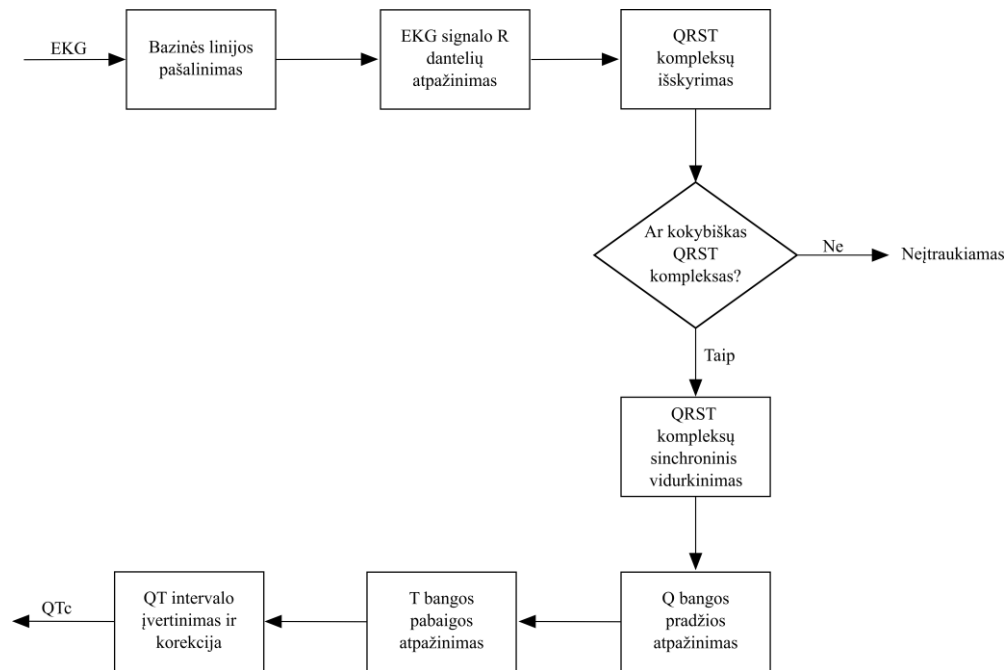
Šis signalas buvo gautas .mat duomenų pavidalu, todėl jokių anotacijų ar vertinimų nėra. Šiuo laikrodžiu užregistruoti EKG signalai buvo naudojami šiame tyrime.

Spaccarotella [35] atliko tyrimą su *Apple Watch*, kuriuo parodė, kad juo užregistruoti EKG signalai gali būti naudojami QT intervalui įvertinti. Tyrime iš *Apple Watch* laikrodžiu užregistruotų EKG signalų vertino QT intervalą ir lygino su standartiniais EKG signalais. Lyginama buvo ir I II ir III atvada, gaunami pridedant laikrodį skirtingose kūno vietose, kad išgauti reikiamus atvadus. Jų tyrimo apribojimai – QT intervalai buvo vertinami kardiologo, ant popieriaus atspausdintų EKG signalų, o vertinti signalai buvo normalaus, sinusinio ritmo. Tai reiškia, kad automatinis QT intervalų vertinimas nebuvo ištirtas ir tebėra svarbi tyrimų sritis.

2. QTc intervalo įvertinimo algoritmų tyrimas

2.1. QTc įvertinimo algoritmų tyrimo metodika

Sudėtingiausias QT intervalo įvertinimo aspektas – rasti T bangos pabaigą. Siekiant ją atpažinti, dažniausiai apibrėžiamas langas, kuriame tikimasi ją rasti, ir tame lange naudojamos amplitudės slenksčio ar kitos metodikos, kurių pagalba randama T bangos pabaiga [30]. Šiame darbe buvo ištirti trys T bangos pabaigos atpažinimo metodai: tangentinis, slenkstinis ir *Philips*. Bendro tyrimo algoritmo schema pateikta 9 pav.



9 pav. QT įvertinimo algoritmų tyrimo schema

9 pav. pateiktos schemos atskirtos dalys detaliau aprašytos tolimesniuose poskyriuose.

2.2. Bazinės linijos pašalinimas

Dėvimais prietaisais registruojamų EKG signalų bazinė linija yra stipriai iškraipyta dėl judesio artefaktų bei elektrodų kontakto su oda nepastovumo [9]. Jai šalinti reikalingi specialūs algoritmai, pajėgūs pašalinti bazinę liniją, tačiau išlaikyti pradinę EKG signalo morfologiją.

Šiame darbe bazinei linijai pašalinti buvo naudotas filtras, kuris remiasi sinc funkcija. Kadangi sinc funkcija iš savęs negali būti naudojama kaip filtras, ji yra dauginama iš Gauso lango funkcijos. Šis filtras turi du įvesties parametrus – m , kuris kontroliuoja signalo glotnumą, bei n , kuris nusako kiek pabangavimų turės sinc funkcija (n privalo būti lyginis, nes sinc funkcija – simetrinė) [20]. Filtro branduolys a pateiktas (3) formulėje

$$a_i = A \cdot w_\alpha(x) \cdot \sin\left(\frac{n+4}{2}\pi x\right) / \left(\frac{n+4}{2}\pi x\right); \quad (3)$$

čia A – daugiklis, kurio pagalba tenkinama sąlyga:

$$\sum_{i=-m}^m a_i = 1; \quad (4)$$

w_a – lango funkcija, iš kurios dauginama sinc funkcija. Jos apibrėžimas pateikiamas (5) formulėje.

$$w_a(x) = e^{-\alpha x^2} + e^{-\alpha(x+2)^2} + e^{-\alpha(x-2)^2} - 2e^{-\alpha} - e^{-9\alpha}; \quad (5)$$

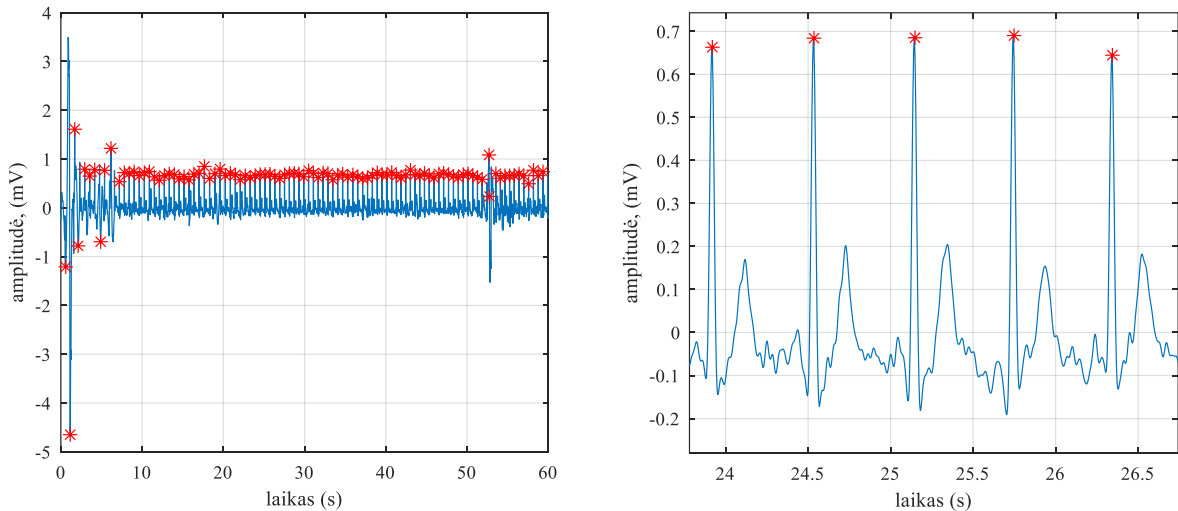
x apibrėžimas pateikiamas (6) formulėje.

$$x = \frac{i}{m+1}; \quad (6)$$

Rezultatų skyriuje pasiūlytas bazinės linijos pašalinimo algoritmas yra lyginamas su standartiniu metodu – juostiniu filtru, kurio dažnių juosta 0,5–40Hz.

2.3. EKG signalo R dantelių atpažinimas

R dantelių atpažinimas atliekamas panaudojant *R-DECO* – atviros prieigos QRS kompleksų atpažinimo įrankį [36]. *R-DECO* QRS kompleksus atpažįsta paverčiant EKG signalą į viršutinę bei apatinę gaubtines, iš kurių išskaičiuojama vidurinė gaubtinė, atimant viršutinę gaubtinę iš apatinės. Šioje gaubtinėje ieškomi QRS kompleksai apibrėžtame lango plotyje bei taikant ribojančius slenksčius. Vėliau vykdomas apvalymas, kuriam vykstant atmetami įprastos fiziologijos neatitinkantys taškai. *R-DECO* įrankiu aptiktų R dantelių EKG signale pavyzdys pateiktas 10 pav.



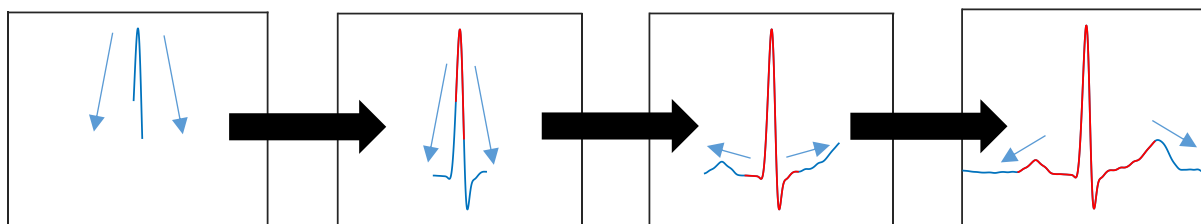
10 pav. R dantelių radimo *R-DECO* įrankiu iliustracija

10 pav. matosi, kad *R-DECO* R dantelius aptinka ir po EKG signalo iškraipymų, tokių kaip matomi ties pirmomis įrašo sekundėmis, tad yra patikimas įrankis R danteliams rasti. Po R dantelių suradimo, toliau vykdomas QRST kompleksų sinchroninis vidurkinimas.

2.4. QRST kompleksų sinchroninis vidurkinimas

Kokybiški QRST kompleksai buvo atrenkami lyginant RT intervalo trukmes. Įvertinus visų QRST kompleksų RT intervalus, toliau buvo randama moda, kuri buvo laikoma QRST kompleksų kokybės

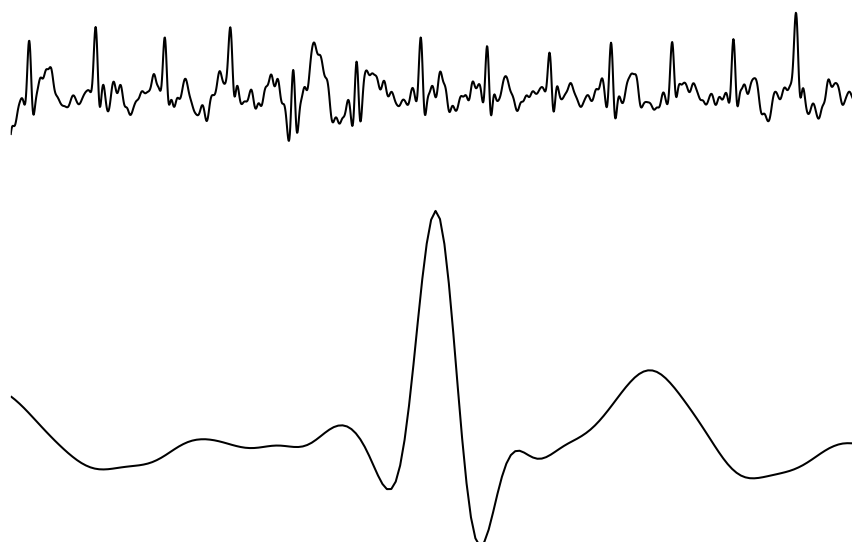
vertinimo parametru. Jei vieno QRST komplekso RT intervalas nepatenka į šio kriterijaus ribas ($\pm 5\%$ nuo modos), toks QRST kompleksas laikomas nekokybišku ir į vidurkinimą neįtraukiamas. Vieno QRST komplekso atskaitų išrinkimo pavyzdys pateiktas 11 pav.



11 pav. QRST komplekso sinchroninio vidurkinimo metodo iliustracija

11 pav. pateikta iliustracija prarodo, kaip visų QRST kompleksų išrinkimas prasideda nuo R dantelio viršūnės ir vyksta kol pasiekia apibrėžtą ilgį – 95 % RR intervalų trukmių kvantilis, t.y. pasirenkamas RR intervalas, esantis arti trumpiausio RR intervalo.

Išrinkti QRST kompleksai toliau vidurkinami panaudojant *mean()* funkcija *Matlab* programiniame pakete. Vidurkinimo pavyzdys pateiktas 12 pav.

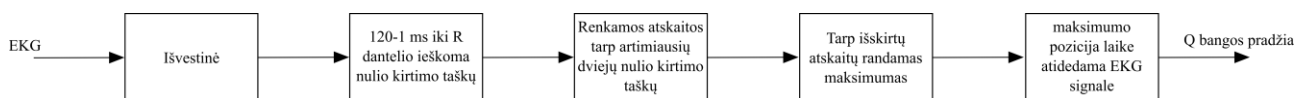


12 pav. QRST kompleksų vidurkio pavyzdys

Iš 12 pav. galima matyti, kad QRST kompleksų vidurkinimas sumažina atsitiktinio triukšmo sukeltus morfologinius iškraipymus ir paryškina svarbiausius signalo elementus – Q ir T bangas. Atlikus QRST sinchroninį vidurkinimą, toliau atliekamas Q bangos pradžios atpažinimas.

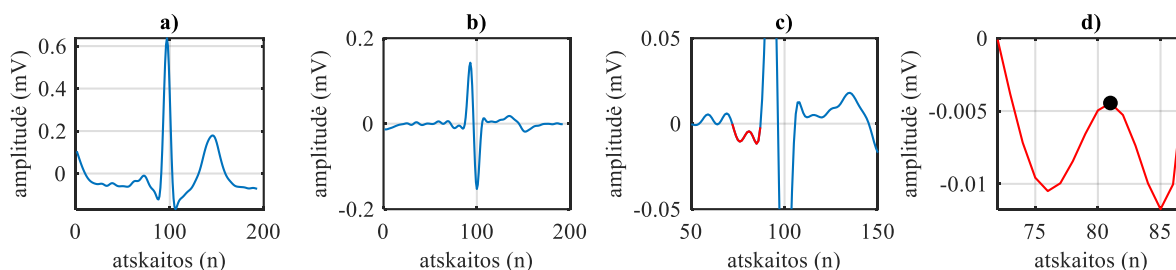
2.5. Q bangos pradžios atpažinimas

Q bangos pradžia buvo randama QRST komplekso išvestinėje, intervale į kairę nuo surasto R dantelio ieškant dviejų nulio kirtimo taškų, iš kurių tolimesnis nuo R dantelio laikomas Q bangos pradžios tašku. Jeigu randamas tik vienas nulio kirtimo taškas, o antrasis tik priartėja prie nulio linijos, tai Q bangos tašku laikomas minimumas nuo pradinio ieškojimo lango pradžios iki pirmo nulio kirtimo taško. Q bangos pradžios atpažinimo algoritmo schema pateikta 13 pav.



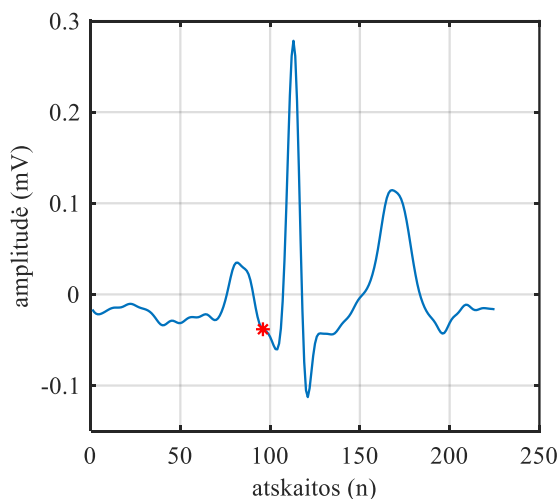
13 pav. Q bangos pradžios atpažinimo algoritmo schema

13 pav. pateikta Q bangos pradžios atpažinimo schema vizualiai perteikta 14 pav.



14 pav. Q bangos pradžios radimo iliustracija. Čia EKG signalo (a) išvestinėje (b) parenkamas Q bangos ieškojimo intervalas (c) kuriame randama išvestinės viršūnė (d)

14 pav. parodo, kodėl siekiant atpažinti Q bangos pradžią, reikalingas maksimumo ieškojimas. Išvestinėje intervalas, kuriame ieškoma Q bangos pradžia, niekada nekerta nulio taško, todėl įprastas nulio taško kirtimo metodas neveikia ir maksimumo reikia ieškoti atskirai, apibrėžtame intervale. Galiausiai, atpažinus Q bangos pradžia, įvertinama T bangos pabaiga. Signale atidėta Q bangos pradžia pateikta 15 pav.



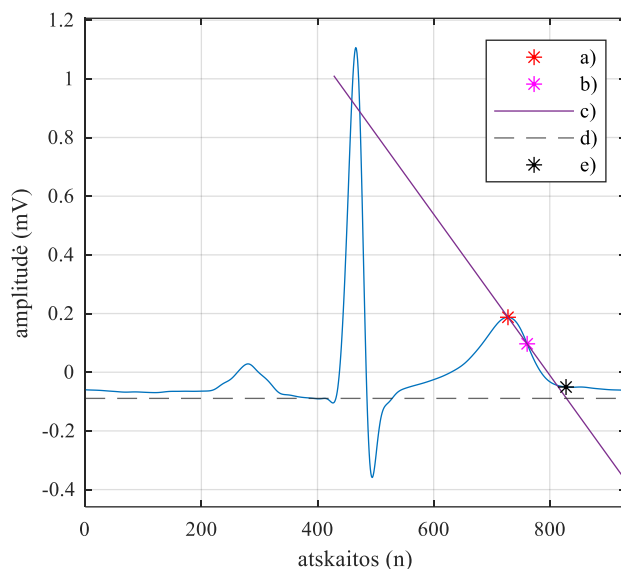
15 pav. Q bangos pradžios radimo iliustracija. Čia EKG signalo (a) išvestinėje (b) parenkamas Q bangos ieškojimo intervalas (c) kuriame randama išvestinės viršūnė (d)

15 Pav. matosi, kad Q bangos pradžia atidedama tinkamai. Toliau pateikiami T bangos įvertinimo metodai.

2.6. T bangos pabaigos įvertinimo metodai

2.6.1. Tangentinis metodas

Tangentiniu metodu T bangos pabaiga randama brėžiant liniją nuo T bangos viršūnės pro stačiausią tašką T bangos dešiniajame šone. Taškas, kuriame ši linija kerta izoliniją, laikomas T bangos pabaiga. Izolinija laikomas Q bangos pradžios taškas, nes rasti PQ intervalą dažnai nerealistiška dėl sudėtingos EKG morfologijos. Tangentinio metodo veikimo iliustracija pateikta 16 pav.

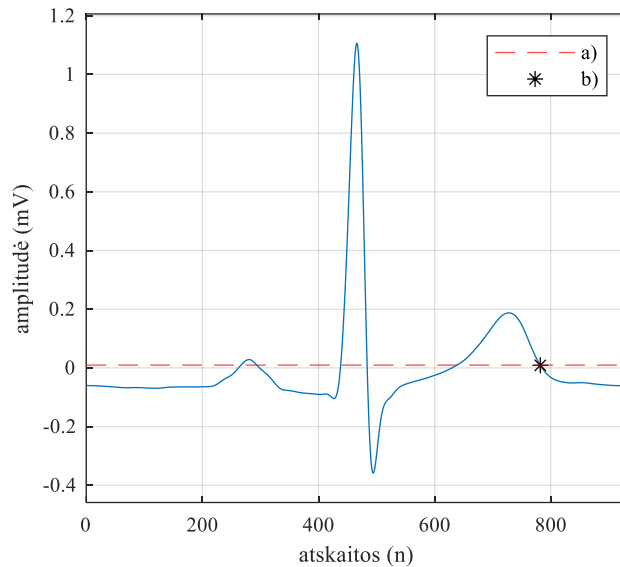


16 pav. Tangentinio metodo adaptacijos veikimo iliustracija. Paveikslėlyje pažymėta T bangos viršūnė (a), T bangos dešinio šono stačiausias taškas (b), liestinė (c), izolinija (d) ir rastas T bangos pabaigos taškas (e)

16 pav. galima matyti, kad T banga iki atidėtos izolinijos nenusileidžia, todėl T bangos pabaiga atidedama toje vietoje, kur liestinė liečiasi su izolinija.

2.6.2. Slenkstinis metodas

Šiame tyrime, slenkstiniu metodu T bangos pabaiga buvo randama už T bangos viršūnės ieškant taško, kuriame T bangos amplitudė nusileidžia iki 5 % nuo T bangos viršūnės amplitudės. Šio metodo veikimo iliustracija pateikta 17 pav.

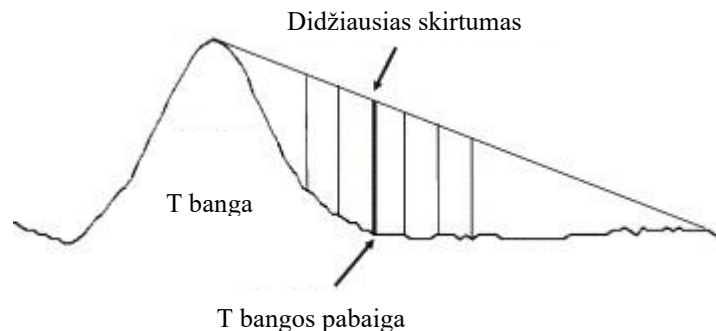


17 pav. Slenkstinio metodo funkcinė schema. Paveikslėlyje pažymėtas 5 % nuo T bangos amplitudės slenkstis (a) ir rastas T bangos pabaigos taškas (b)

17 pav. pateiktoje iliustracijoje pavaizduotas T bangos pabaigos įvertinimas slenkstiniu metodu.

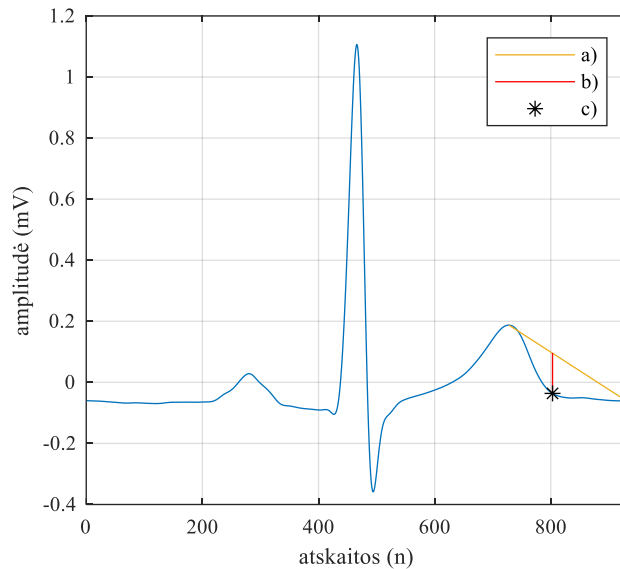
2.6.3. Philips metodas

Philips naudoja metodą, kai brėžiama linija nuo T bangos viršūnės iki taško už tos zonos, kurioje tikimasi rasti T bangos pabaigą. Tuomet, randami amplitudės skirtumai tarp linijos ir EKG signalo intervale po linija. Toje vietoje, kur skirtumas didžiausias – žymima T bangos pabaiga [30].



18 pav. Philips algoritmo veikimo principo iliustracija iš algoritmą aprašančio straipsnio [30]

Philips atveju, registruojami 12-os atvadų, 10-ties sekundžių intervalo EKG signalai. Kadangi tokiam trumpam intervalui įvyksta nedidelis skaičius širdies susitraukimų, problema iškyla bandant atlikti QRST kompleksų vidurkinimą su nedideliu QRST kompleksų skaičiumi. Iš 10-ties sekundžių intervalo EKG signalo išskiriami panašiausi QRST kompleksai ir jie apjungiami naudojant aritmetinį vidurkinimą. Šiam QRST kompleksų vidurkiui taikomas anksčiau minėtas linijos brėžimo metodas QT intervalui rasti [30]. *Philips* metodo veikimo iliustracija pateikta 19 pav.



19 pav. Philips algoritmo adaptacijos veikimo iliustracija. Paveikslėlyje pabrėžtas T bangos viršūnę ir toliau už T bangos pabaigos esantį tašką jungianti linija (a), didžiausias skirtumas tarp nubrėžtos linijos ir QRST komplekso (b) ir rastas T bangos pabaigos taškas (c)

19 pav. matomas *Philips* metodo veikimas. Čia linija tiesiama iki QRST komplekso pabaigos ir randamas didžiausias skirtumas tarp nubrėžtos linijos ir QRST komplekso.

2.7. QT intervalo įvertinimas ir korekcija

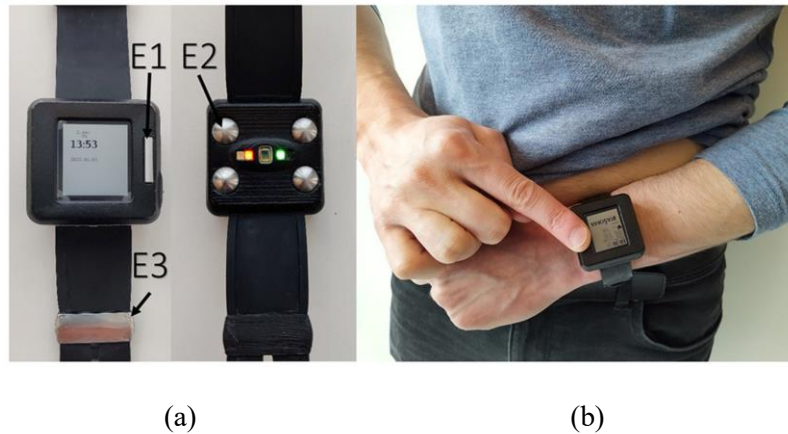
QT intervalas įvertinamas atimant įvertinto T bangos pabaigos taško laikinę reikšmę iš įvertinto Q bangos pradžios taško laikinės vertės. Gauta vertė dalinama iš diskretizavimo dažnio bei dauginama iš 1000, kad gautumėm QT, išreikštą milisekundėmis.

QT koreguojamas naudojant H. C. Bazeto formulę (1)

2.8. Duomenys

2.8.1. Dėvimo prietaisu užregistruotas EKG signalų rinkinys

Šiam tyrimui surinktas duomenų rinkinys užregistruotas panaudojant ant riešo dėvimą prietaisą *KTU_Watch*. Šis prietaisas gali registruoti I, II ir III atvadų EKG, tačiau siekiant įvertinti QT intervalą dažniausiai dėvimais prietaisais registruojamame atvade, panaudoti tik I atvado EKG signalai. Dėvimo prietaiso iliustracija pateikta 20 pav.



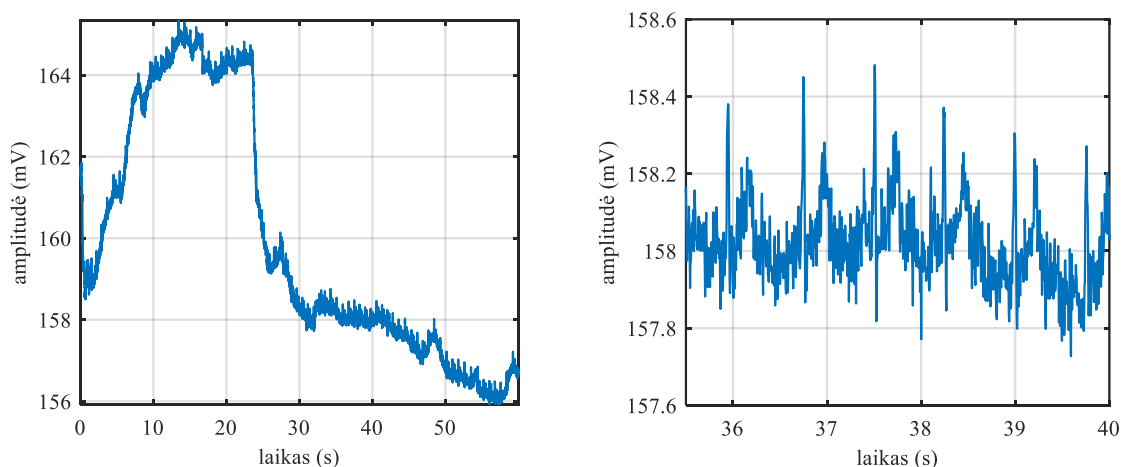
20 pav. Dėvimo prietaisu *KTU_Watch* (a) EKG signalo registravimas (b) [37]

20 pav. matomas *KTU_Watch* laikrodžio viršutinė bei apatinė pusės. Taip pat pateiktas 3-jų atvadų registravimo pavyzdys, kai vienas laikrodžio elektrodas pridedamas prie pilvo, o kitas liečiamas su priešingos rankos pirštu. *KTU_Watch* užregistruotų signalų ir pačio prietaiso parametrai pateikti 1 lentelėje.

1 lentelė. *KTU_Watch* dėvimo prietaisu užregistruotų signalų parametrai

Parametras	Vertė
Signalų sk.	17
Atvadas	I (tarp galūnių)
Signalų ilgis	60 sek.
Diskretizavimo dažnis	250 Hz

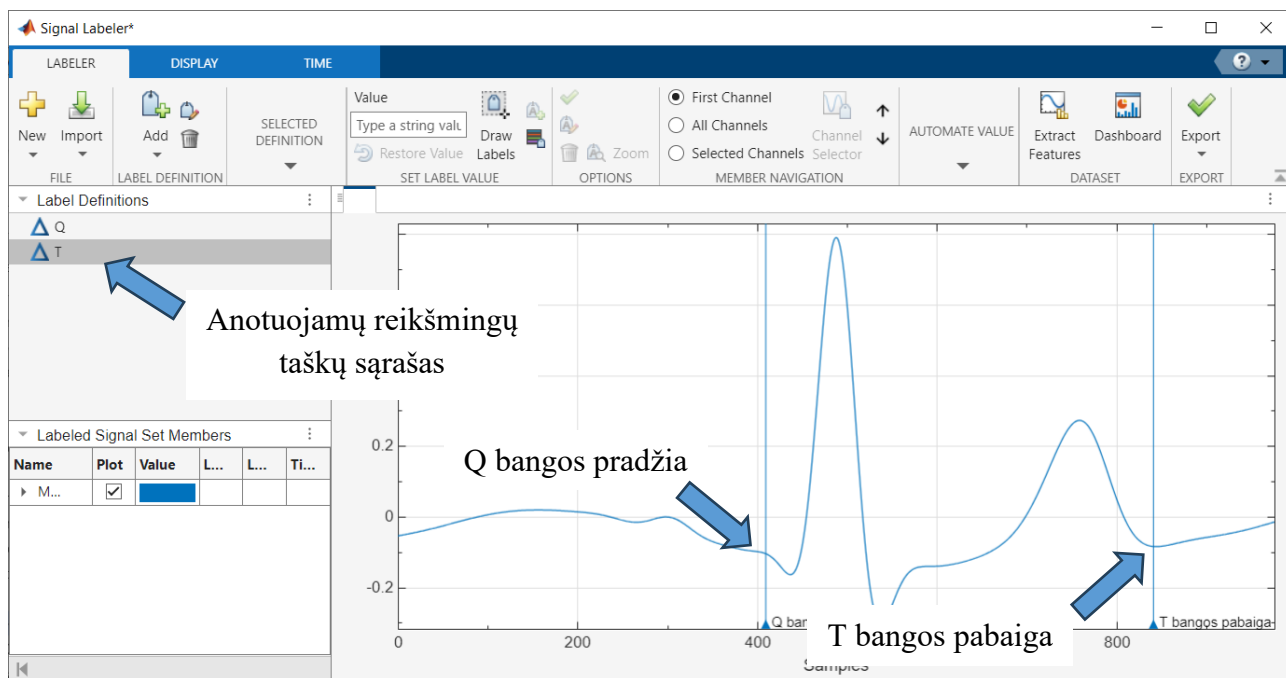
Vienas iš 17 signalų, pateiktų 1 lentelėje, pavaizduotas 1 pav. iliustracijoje.



21 pav. *KTU_Watch* užregistruoto signalo pavyzdys

21 pav. matomas signalas turi dėvimais prietaisais užregistruoto EKG signalams būdingus, didelės amplitudės artefaktus. *KTU_Watch* dėvimo prietaisu užregistruotų signalų anotavimas buvo atliktas

klinikiniu būdu, panaudojant MATLAB programinį įrankį *Signal Labeler*. Anotavimo *Signal Labeler* įrankiu pavyzdys pateiktas 22 pav.

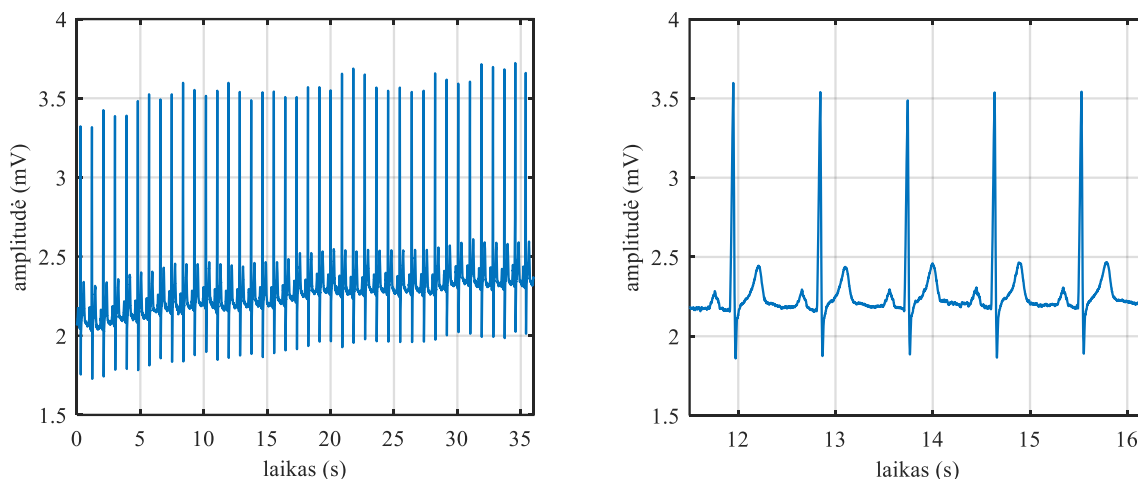


22 pav. Matlab įrankio *Signal Labeler* darbinis langas

22 pav. matomu anotavimo įrankiu anotacijos buvo sudėtos panaudojant tangentinį metodą, remiantis klinikinio QT intervalo vertinimo rekomendacijomis [6].

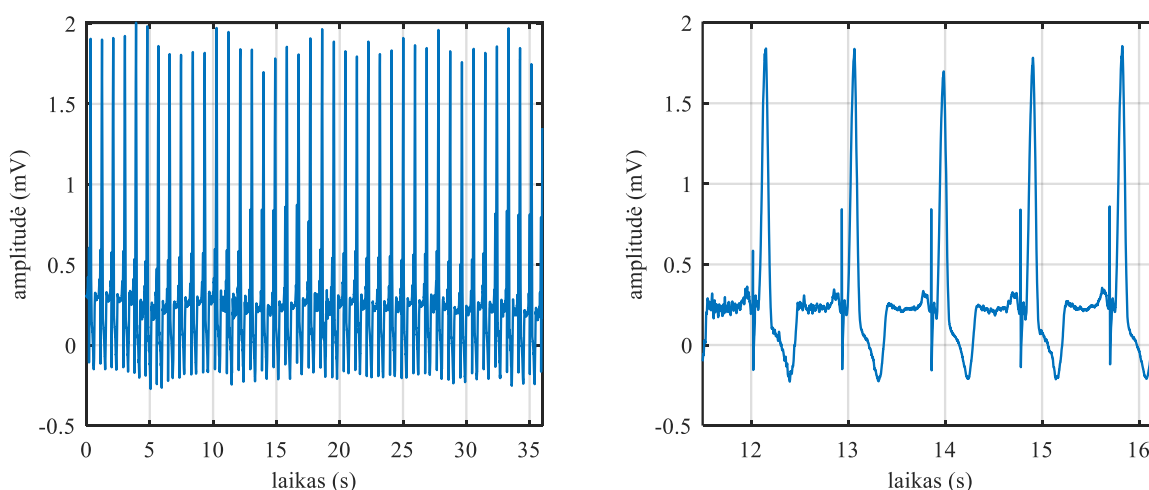
2.8.2. Atraminė EKG signalų duomenų bazė

MUSIC – tai duomenų bazė, kuri buvo surinkta ispanų, vykdžiusių tyrimą apie staigią širdies mirtį esant chroniniam širdies nepakankamumui [38]. Šio tyrimo esmė – sukurti staigios mirties ambulatoriniams chroninio širdies nepakankamumo pacientams modelį. Duomenų bazė pradėta kaupti nuo 2003, renkant klinikinius bei Holterio monitoriaus EKG signalus ir kitus parametrus iš chroninio širdies nepakankamumo pacientų. Iš viso surinkta duomenų iš 992 pacientų, iš kurių 687 užregistruoti klinikiniu EKG prietaisu, o panaudotas 451 EKG signalas. Ši duomenų bazė buvo pasirinkta todėl, nes ji pateikiama su QT ir QTc įvertinimais, su kuriais galima lyginti tiriamų metodų įvertintus QT ir QTc. Kokybiško klinikinio EKG signalo iš *MUSIC* duomenų bazės pavyzdys pateiktas 23 pav.



23 pav. *MUSIC* duomenų bazės kokybiško EKG signalo pavyzdys

23 pav. galima matyti, kad užregistruotas EKG signalas yra aukštos kokybės ir gali būti naudojamas QT intervalo vertinimui net ir papildomai neapdorojus. Kitas, neįprastas *MUSIC* duomenų bazės EKG signalas pateiktas 24 pav.



24 pav. *MUSIC* duomenų bazės neįprasto EKG signalo pavyzdys

24 pav. pateiktas EKG signalas užregistruotas paciento, turinčio implantuotą širdies stimuliatorių. Sunkios būklės pacientų EKG signalai gali turėti specifišką morfologiją, kuri apsunkina automatinį QT intervalo vertinimą.

2.9. Statistiniai rezultatų įvertinimo rodikliai

Siekiant palyginti automatinius QT intervalo vertinimo metodus su klinikiniu vertinimo metodu, pasitelkta Bland–Altman'o analizė, kuri vizualiai parodo sisteminę ir atsitiktinę paklaidas.

Globalioms paklaidoms įvertinti panaudotas RMSE, parodantis absoliučias paklaidas, bendram vaizdui sudaryti. Bland–Altman'o diagramos parametrai gaunami naudojant (7) ir (8) formules.

$$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\hat{s} - s); \quad (7)$$

čia $\bar{d}$ – sisteminė paklaida, $\hat{s}$ – atraminiu metodu gauti rezultatai, o s – lyginamu metodu gauti rezultatai, N – rezultatų skaičius.

$$\sigma = \pm 1,96SD; \quad (8)$$

čia SD – rezultatų skirtumų standartinė deviacija. RMSE gaunamas naudojant (9) formulę.

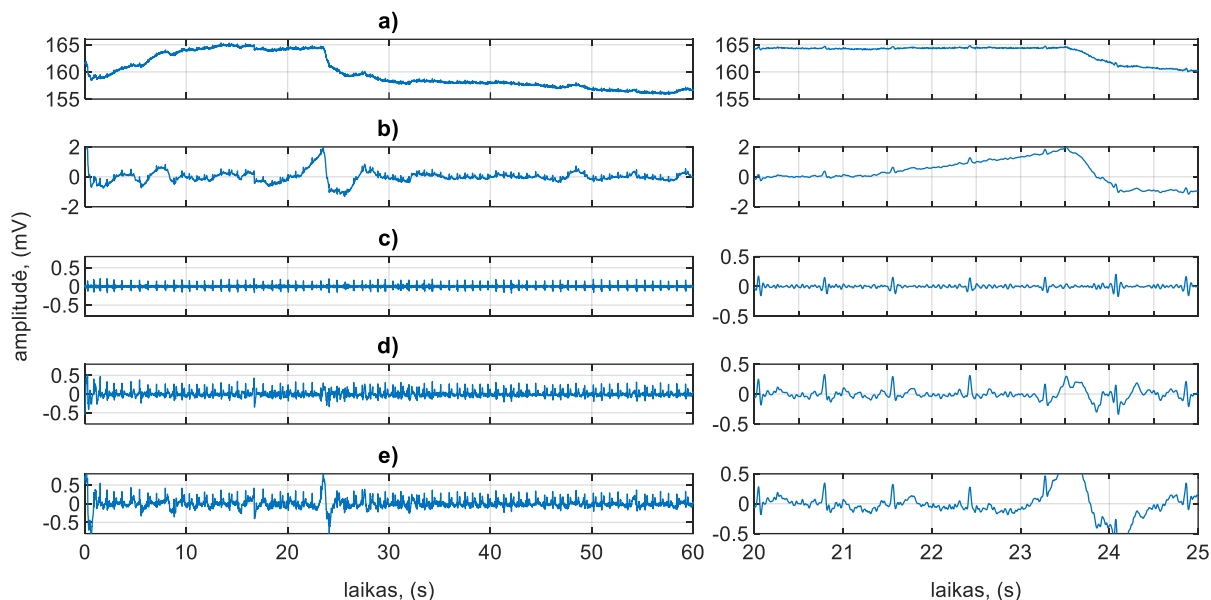
$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{(\hat{s}_i - s_i)^2}{N}}; \quad (9)$$

čia $\hat{s}$ – atraminiu metodu gauti rezultatai, o s – lyginamu metodu gauti rezultatai, N – rezultatų skaičius.

3. QTc įvertinimo algoritmų tyrimo rezultatai

3.1. Bazinės linijos pašalinimo metodų tyrimo rezultatai

Kadangi MS filtrą aprašantis straipsnis jį naudojo kaip žemų dažnių filtrą, nėra literatūros, kurioje būtų nurodytas filtrą apibūdinantis parametras m . Dėl šios priežasties, parametras m buvo nustatytas eksperimentiškai, jį keičiant ir vizualiai stebint EKG signalo kokybę. Šio eksperimento rezultatai pateikti 25 pav.

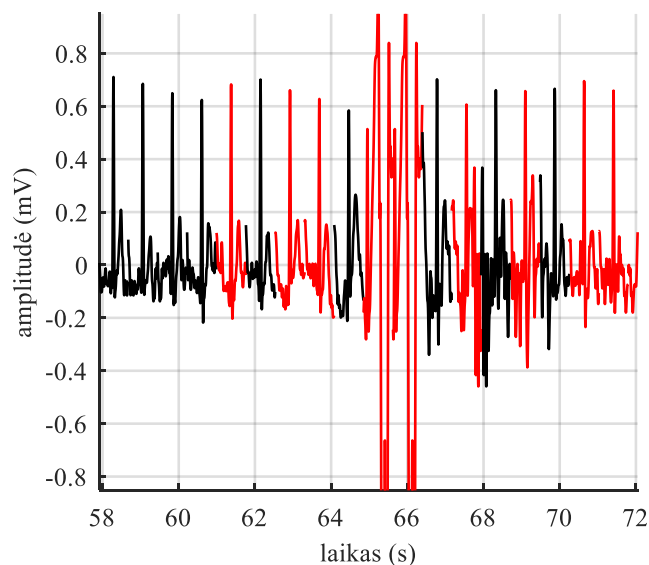


25 pav. Bazinės linijos pašalinimo algoritmo parametrų įtakos iliustracija. Čia neapdorotas EKG signalas (a) filtruojamas su MS filtru, kai filtro m parametras yra 3600 (b), 36 (c) ir 360 (d). Visi apdorojimo variantai lyginami su tiesiniu filtru (e)

25 pav. galima matyti, kad geriausias rezultatas, kai bazinė linija yra maksimaliai nuslopinta, tačiau signalas neiškraipytas, gaunamas m parametrai esant $m=360$ (d). Esant per dideliui parametrai m , bazinė linija nuslopinama mažiau ir toks EKG signalas netinka tolimesniems matavimams. Tuo tarpu per mažas m lemia EKG signalo iškraipymus, dėl kurių EKG signalas taip pat sugadinamas. Dar galima pastebėti, kad optimalus MS filtras (d) geriau pašalina bazinę liniją nei tiesinis filtras (e), kadangi tiesinis filtras nesusitvarko su staigiais bazinės linijos šuoliais. Šiame darbe buvo naudotas MS filtras su $m=36$.

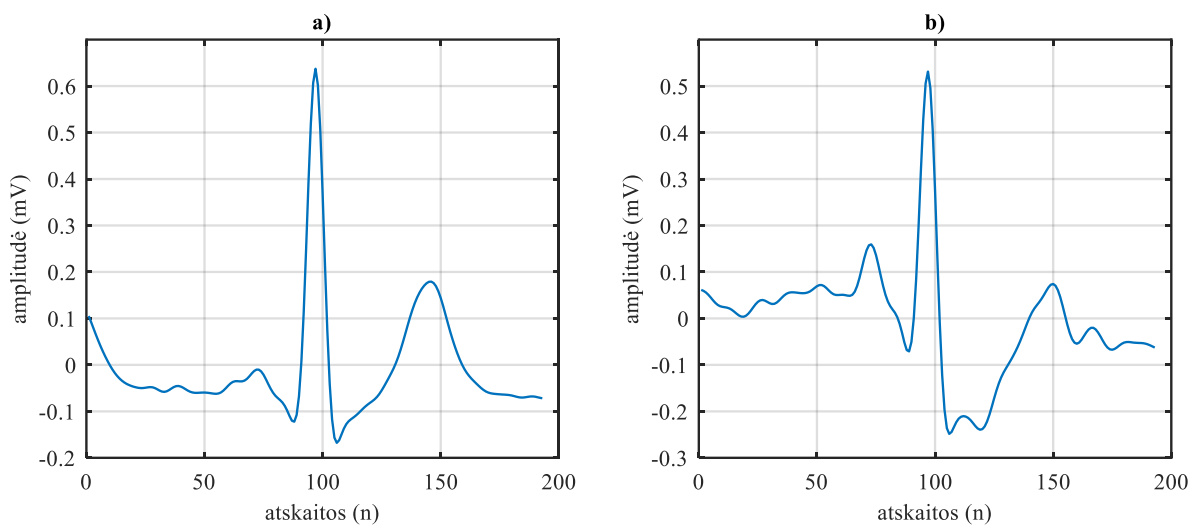
3.2. QRST sinchroninio vidurkinimo kokybės tyrimas

Siekiant sumažinti QRST kompleksų morfologijos iškraipymą, į jų vidurkinimą nebuvo įtraukiami prastos kokybės QRST kompleksai. Šiuo atveju, kokybė buvo vertinama pagal RT intervalo trukmę. Visi QRST kompleksai neatitinkantys šio kriterijaus buvo neįtraukiami. Atrinktų kokybiškų ir nekokybiškų QRST kompleksų pavyzdys pateiktas 26 pav.



26 pav. Nekokybiškų QRST kompleksų (raudona) atrinkimo iliustracija

Paveiksle 26 pav. galima pastebėti, kad atrenkami ne tik RT intervalo režių neatitinkantys QRST kompleksai, bet ir labai triukšmingi QRST kompleksai, kurių RT intervalas išmatuojamas klaidingai dėl prastos kokybės. Šis efektas, nors atsitiktinis, padeda atrinkti prastos kokybės QRST kompleksus. Atrinktų geros kokybės ir prastos kokybės QRST kompleksų pavyzdžiai pateikti 27 pav.



27 pav. Kokybiškų (a) bei nekokybiškų (b) QRST kompleksų vidurkių pavyzdys

Šiame pavyzdyje galime matyti, kad atrinkti prastos kokybės QRST kompleksai pasižymi perskelta T banga ir kitais morfologiniais iškreipymais, kurie yra nepalankūs vertinant QT intervalą

3.3. QTc įvertinimo Bland–Altman'o analizė

Atlikus tyrimą su visais *KTU_Watch* laikrodžiu užregistruotais signalais, rezultatai buvo sudėti ir pateikti 2 lentelėje.

2 lentelė. QTc įvertinimo algoritmų palyginimas

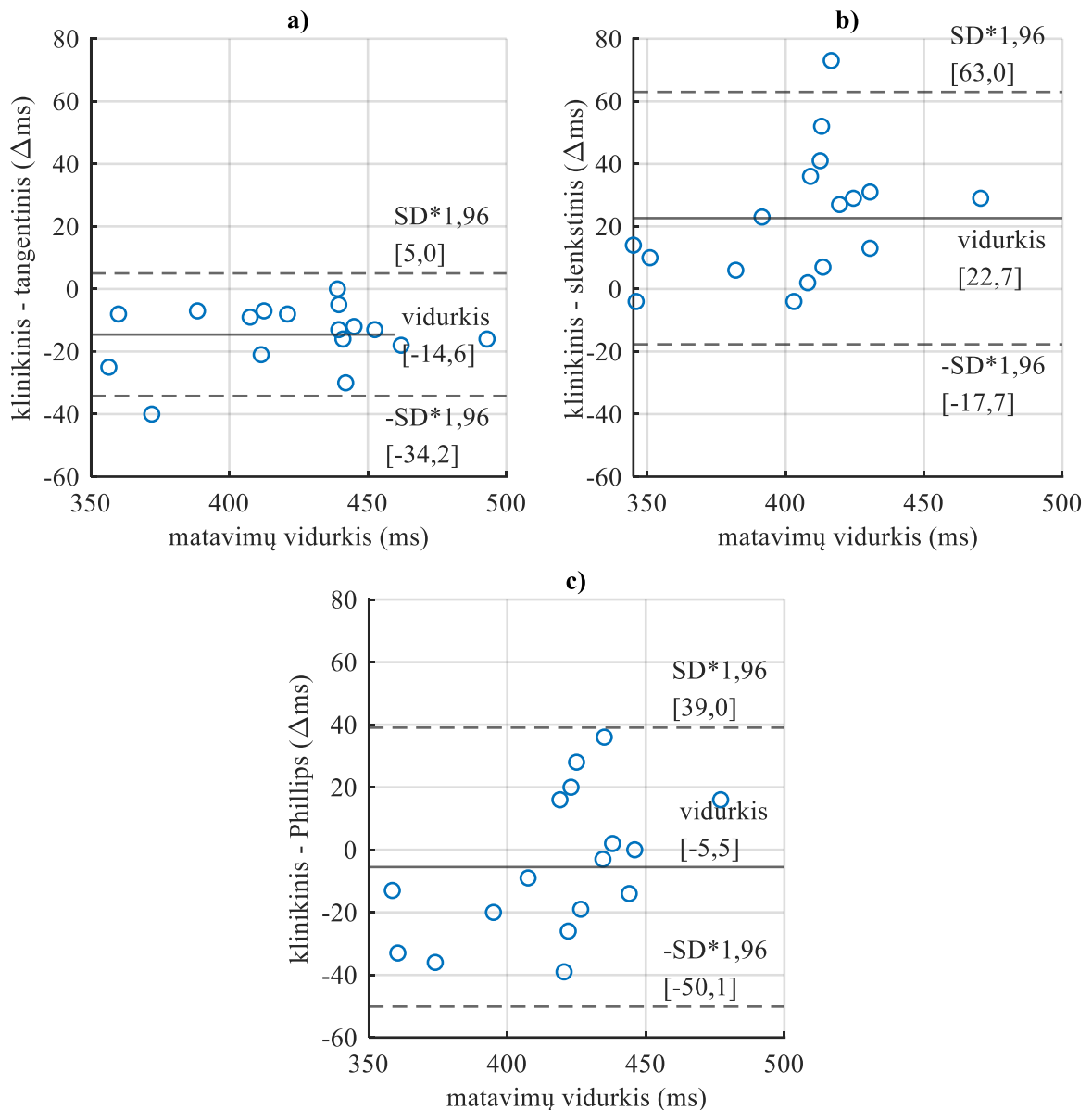
Signalų Nr.	klinikiniu būdu įvertintas QTc [ms]	Tangentiniu metodu įvertintas QTc [ms]	Skirtumas tarp klinikiniu būdu ir tangentiniu metodu įvertintų QTc [Δms]	slenkstiniu metodu įvertintas QTc [ms]	Skirtumas tarp klinikiniu būdu ir slenkstiniu metodu įvertintų QTc [Δms]	Philips metodu įvertintas QTc [ms]	Skirtumas tarp klinikiniu būdu ir <i>Philips</i> metodu įvertintų QTc [Δms]
1	385	392	-7	379	6	405	-20
2	403	412	-9	380	23	412	-9
3	417	425	-8	410	7	436	-19
4	427	457	-30	391	36	411	16
5	453	471	-18	380	73	417	36
6	446	459	-13	415	31	446	0
7	352	392	-40	338	14	365	-13
8	401	422	-21	405	-4	440	-39
9	409	416	-7	407	2	435	-26
10	344	369	-25	348	-4	377	-33
11	437	442	-5	424	13	451	-14
12	439	451	-12	410	29	437	2
13	433	446	-13	392	41	413	20
14	439	439	0	387	52	411	28
15	433	449	-16	406	27	436	-3
16	485	501	-16	456	29	469	16
17	356	364	-8	346	10	392	-36

RMSE [ms]
17.52

RMSE [ms]
30.19

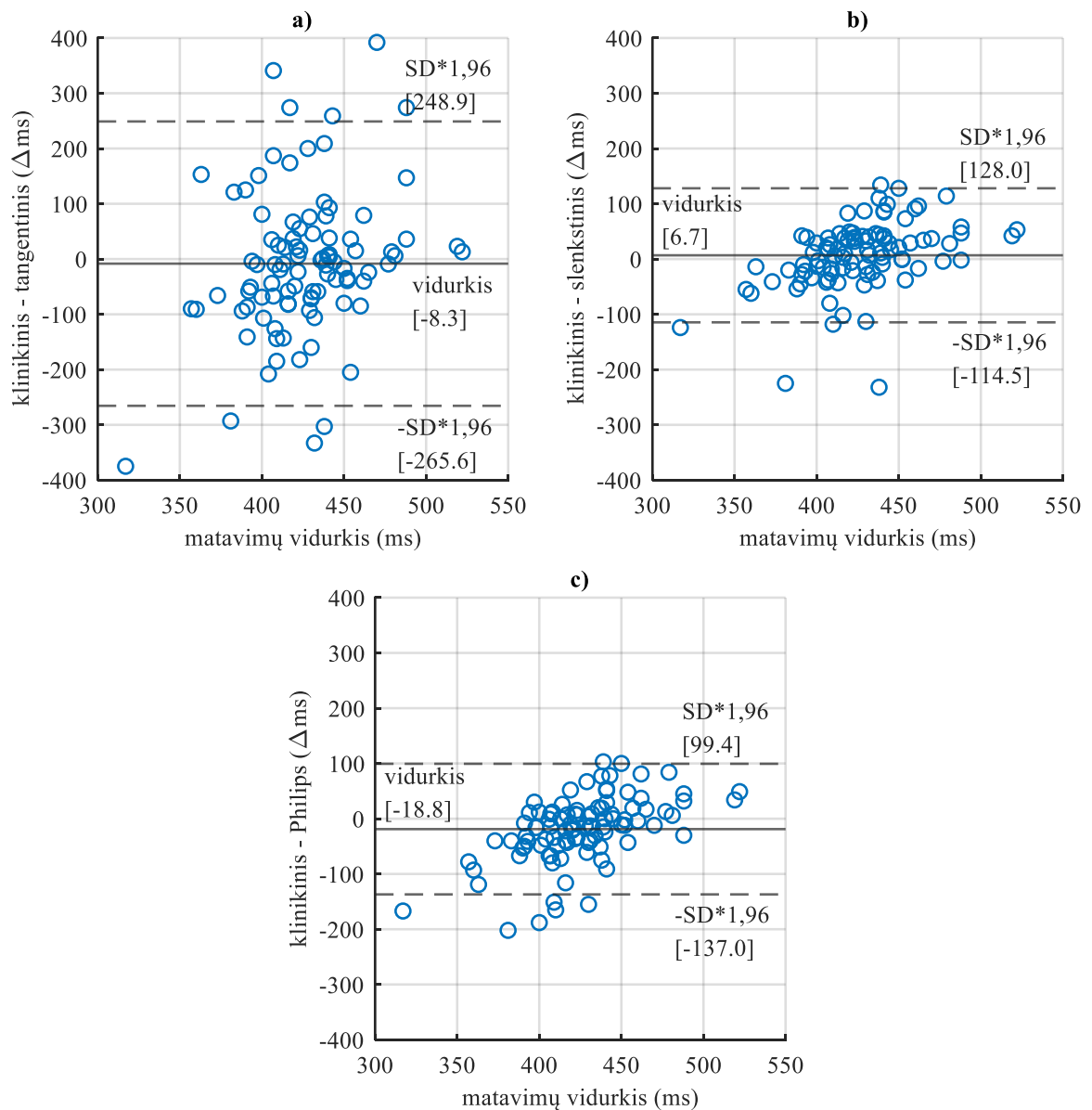
RMSE [ms]
22.74

Iš 2 lentelės galima matyti, kad mažiausia RMSE vertė gauta QT intervalą vertinant tangentiniu metodu (17.52ms), o didžiausia – slenkstiniu (30,19ms). Per daug nuo tangentinio metodo neatitrūko ir *Philips* metodas (22,74ms). Visi įverčiai pateikiami Bland–Altman'o diagramose 28 pav.



28 pav. T bangos pabaigos radimo dėvimo prietaisu užregistruotuose signaluose algoritmų palyginimas Bland–Altman‘o diagramomis. Su klinikiu būdų lyginamas (a) tangentinis, (b) slenkstinis ir (c) Philips metodai. Idealios susitarimo ribos – raudonos punktyrinės linijos

Iš 28 pav. galima matyti, kad nors *Philips* metodas turi mažiausią sisteminę paklaidą (-5,5ms), šio metodo atsitiktinė paklaida yra didžiausia ($\pm 44,5$ ms). Mažiausią atsitiktinę paklaidą turi tangentinis metodas ($\pm 19,6$ ms). Tas pats tyrimo procesas buvo pritaikytas *MUSIC* duomenų bazei. Tyrimo su *MUSIC* duomenų baze rezultatai pateikti 29 pav.

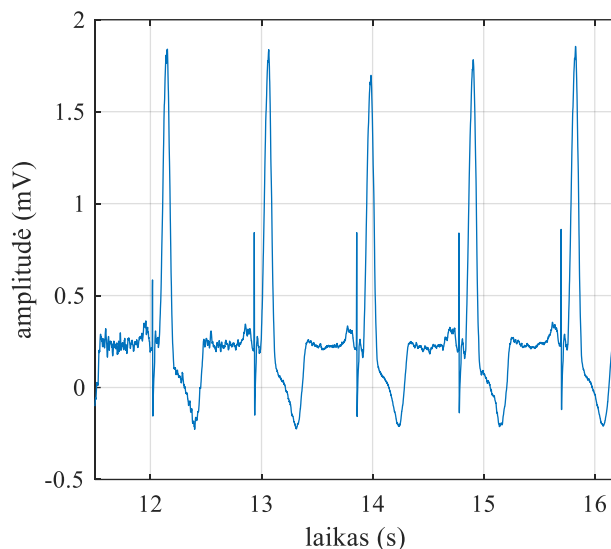


29 pav. T bangos pabaigos radimo *MUSIC* duomenų bazės signaluose algoritmų palyginimas Bland–Altman'o diagramomis. Su klinikiu būdų lyginamas (a) tangentinis, (b) slenkstinis ir (c) Philips metodai

29 pav. matoma proporcinė sisteminė paklaida, kuri ryškiausia tangentinio metodo atveju. Tai parodo, kad metodas yra linkęs pervertinti, kai realus QT yra mažas, ir nuvertinti, kai QT yra didelis. Bendrai matomos labai didelės sisteminės ir atsitiktinės paklaidos.

4. Diskusija

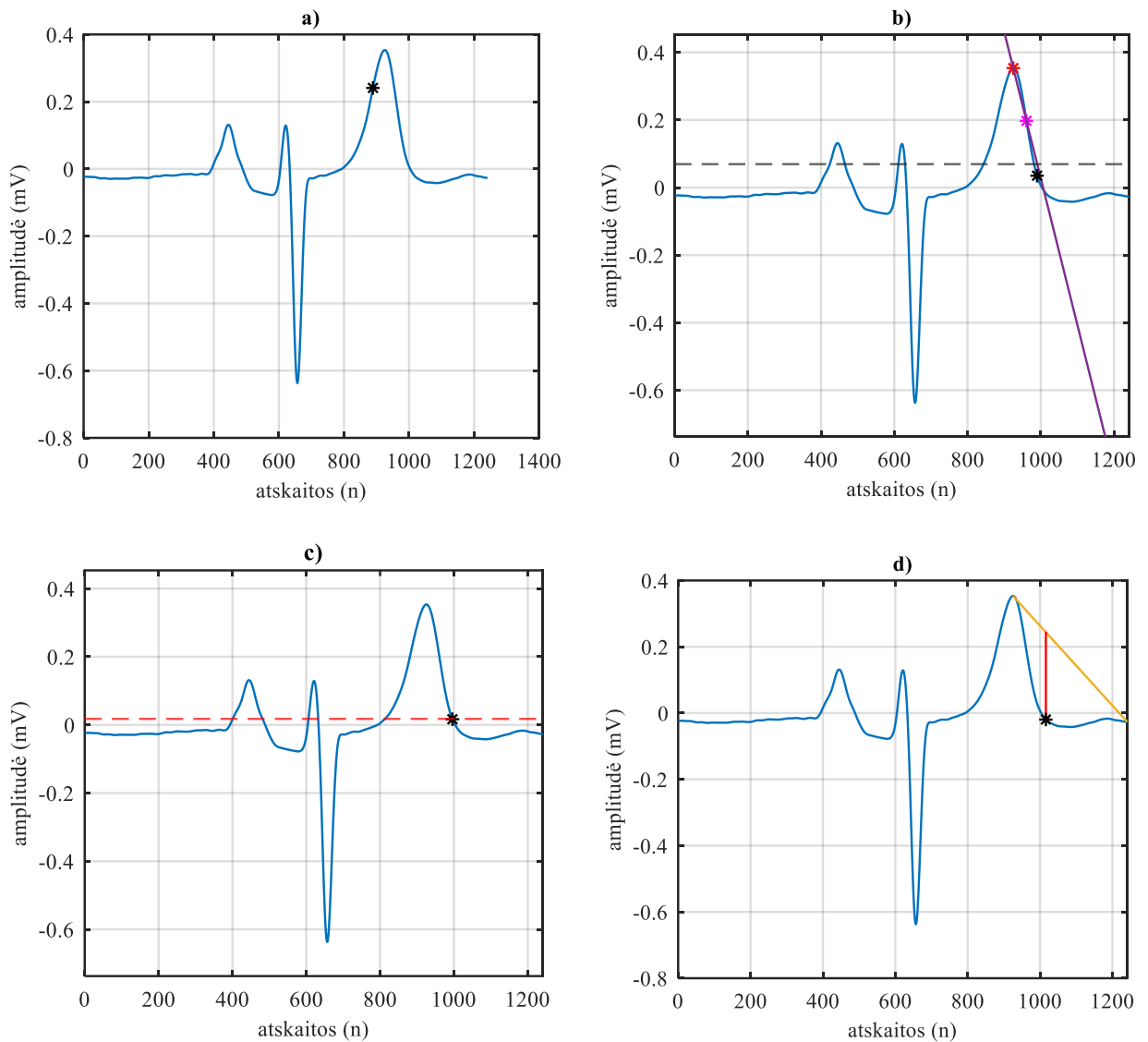
Atliekant šį tyrimą, teko susidurti su problematiškų EKG signalų atvejų problema. Kadangi *MUSIC* duomenų bazė surinkta iš širdies nepakankamumu sergančių pacientų, jų EKG signalai pasižymi sveikam žmogui neįprasta morfologija. Vieno tokio signalo pavyzdys pateiktas 30 pav.



30 pav. Problematiško *MUSIC* duomenų bazės EKG signalo pavyzdys

30 pav. iliustruoja paciento, turėjusio miokardo infarktą, kraujotakos sistemos operacijas bei turintį implantuotą širdies stimuliatorių. Įvertinti QT intervalą tokiuose signaluose, kuriuose T bangos aukštis viršija QRS komplekso amplitudę du kartus, būna sudėtinga, nes kliūtis gali atsirasti viso proceso pradžioje, bandant atpažinti R dantelius. Net teisingai atskyrus R dantelius nuo T bangų, tolimesni žingsniai irgi gali būti paveikti tokios morfologijos signalų.

Šį tyrimą apribojo ir *MUSIC* duomenų bazės neteisingo žymėjimo problema. Ši problema galėjo kilti dėl to, nes duomenų bazės anotacijose pateikti QT ir QTc galėjo būti matuoti kitame, nepateiktame signale. Tai indikuoja ir kiti parametrai, kaip ekstrasistolės, kurių prie kelių pacientų ataskaitų pateikta daugiau kaip 10000 [38]. Tokio skaičiaus 1196 sekundžių pateiktame EKG signale negali būti, todėl galima daryti prielaidą, kad visi EKG parametrai buvo daryti iš didesnio kiekio EKG signalų, kurie duomenų bazėje nepateikti. Šį neteisingo žymėjimo efektą galima pamatyti 31 pav.



31 pav. Prasto duomenų bazės anotavimo iliustracija. Čia juoda snaigė – aptikta T bangos pabaiga klinikinio būdu duomenų bazę anotavusių asmenų (a), tangentiniu metodu (b), slenkstiniu metodu (c) ir Philips metodu (d)

Paveiksle 31 pav. matyti, kad nuo Q bangos atidėjus iš duomenų bazės gautą QT intervalą (a), T bangos pabaiga atsiduria aukštai, ties T bangos viduriu. Tiriami metodai (b, c ir d) šiuo atveju, bent vizualiai, tiksliau atitinka T bangos pabaigos lokaciją. Šis fenomenas kartojasi su dauguma *MUSIC* duomenų bazės signalų.

Jau paminėtame Viskin [22] tyrime buvo nustatyta, kad beveik pusė kardiologų nesugeba teisingai įvertinti sveikų pacientų QTc. Iš to kyla klausimas, ar galima pasitikėti automatiniais QTc vertinimo algoritmais, jeigu pasiūlytus algoritmus lyginant su klinikose įvertintais duomenimis, atsiranda tikimybė, kad anotacijos tuose duomenyse yra sudėtos klaidingai. Viskin su komanda tame pačiame tyrime parodė, kad būtent QT intervalo ekspertai ir aritmijų ekspertai įvertindavo QT intervalą teisingai 8–9 kartus iš 10-ties. Tačiau, pacientų atveju, svarbiausia būtų, kad kardiologai ir bendros praktikos gydytojai galėtų tinkamai įvertinti QT intervalą, kad būtų išvengiama uždelstų diagnozių.

Tolimesni tyrimai šioje srityje turėtų koncentruotis į duomenų parinkimą. To reikia ne tik siekiant išvengti anotavimo triukšmo, bet ir atsirenkant duomenis, kuriuos anotavo QT intervalų ekspertas ar kitoks profesionalas, galintis teisingai įvertinti QT intervalus.

Išvados

1. Literatūros analizė parodė, kad yra didelis poreikis stebėti QT intervalą ir laiku aptikti jo pailgėjimą. Tiek įgimtas, tiek įgytas QT intervalo pailgėjimas gali lemti netikėtą ir staigią mirtį. Šiuo metu nėra visuotinai priimto apibrėžimo QT intervalui vertinti, tik rekomendacijos, dėl to kyla netikslumų, nes pusė kardiologų negali teisingai įvertinti pailgėjusio QT intervalo. Klinikoms taikomos rekomendacijos QT vertinti iš II ar V₅ atvadų neapima dėvimų prietaisų, kurie dažniausiai registruoja tik I atvado EKG signalus.
2. Šiame darbe pasiūlyti trys QT intervalo įvertinimo metodai: tangentinis, slenkstinis ir *Philips*. Visi trys metodai aprašyti ir įgyvendinti pagal juos pateikiančią literatūrą. Taip pat pasiūlytas pirminio apdorojimo algoritmas, paremtas sinc funkcijos filtru. Šis pirminio apdorojimo algoritmas geriau atliko dėvimais prietaisais užregistruotiems EKG signalams būdingų iškreipimų slopinimą nei standartinis juostinis filtras.
3. Parinkti EKG signalų duomenų rinkiniai leido ištirti QT intervalo vertinimo algoritmus su dėvimu prietaisu (*KTU_Watch*) ir su klinikiu prietaisu (*MUSIC*) užregistruotais EKG signalais. Sunkumų sukėlė *MUSIC* duomenų bazė, nes ji pasižymi neteisingo žymėjimo problema. Duomenų bazės anotacijose pateikti QT intervalai, pagal kuriuos atidėjus Q bangos pradžią ir T bangos pabaigą EKG signale, dažnai atsirasdavo netikėtose, realybės neatitinkančiose vietose. Taip galėjo atsitikti dėl į duomenų bazę patekusių sunkiomis kardiovaskulinėmis ligomis, miokardo infarktu, sunkia tachikardija, sergančių pacientų. Sergant šiomis ligomis stipriai iškreipomas EKG signalo morfologija ir T bangos forma.
4. Pasiūlyto QT intervalo įvertinimo metodo tyrimas parodė, kad tinkamiausias metodas QT intervalo vertinimui dėvimais prietaisais užregistruotuose signaluose yra tangentinis. Šiuo metodu vertinant QT intervalą gauta 17,5 ms RMSE vertė bei –14,6 ms sisteminę ir ±19,6 ms atsitiktinę paklaidas. Kitas, prasčiau vertinimą atlikęs metodas buvo *Philips* metodas, kurio RMSE buvo 22,7 ms, o sisteminė bei atsitiktinė paklaidos buvo –5,5 ms ir ±44,5 ms, atitinkamai. Prasčiausias rezultatas buvo slenkstinio metodo, kuris turėjo 30,2 ms RMSE ir 22,7 ms bei ±40,3 ms sisteminę bei atsitiktinę paklaidas.
5. Galimos tolesnių tyrimų kryptys QT intervalo įvertinimo tikslumui padidinti:
 - Keliapakopis QRST kompleksų kokybės vertinimo algoritmas, kuris atrinktų ne tik kokybiškus QRST kompleksus, bet ir reprezentatyviausius realiam EKG signalo QT intervalui.
 - Atlikti EKG signalo interpoliavimą prieš vertinant QT intervalą, kad įvertinta vertė turėtų galimybę būti arčiau realiosios vertės.
 - Atlikti tokio pobūdžio tyrimą su pilnai anotuota EKG signalų duomenų baze, kurioje būtų Q bangos pradžios bei T bangos pabaigos anotacijos.

Dėvimų prietaisų panaudojimas QT intervalui stebėti už klinikos ribų yra perspektyvi tyrimų sritis ir, atlikus daugiau tyrimų su dėvimais prietaisais užregistruotais EKG signalais, galėtų būti pritaikomas praktikoje.

Literatūros sąrašas

1. ZIPES, Douglas P. ir WELLENS, Hein J. J. Sudden Cardiac Death. *Circulation*, vol. 98 (1998), nr. 21, pp. 2334–2351. Prieiga per: <https://www.ahajournals.org/doi/full/10.1161/01.CIR.98.21.2334>. [žiūrėta 2025-05-20].
2. EMPANA, Jean-Philippe, LERNER, Ivan, VALENTIN, Eugenie, FOLKE, Fredrik; BÖTTIGER, Bernd ir kt. Incidence of Sudden Cardiac Death in the European Union. *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 79 (2022), nr. 18, pp. 1818–1827. Prieiga per: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35512862/>. [žiūrėta 2025-05-20].
3. KUMAR, Akshay; AVISHAY, Dor Mordehay; JONES, Calvin Richard; SHAIKH, Juber Dastagir; KAUR, Roopvir ir kt. Sudden cardiac death: epidemiology, pathogenesis and management. *Reviews in Cardiovascular Medicine*, vol. 22 (2021), nr. 1.
4. REINGARDIENE, Dagmara ir VILCINSKAITE, Jolita. Vaistai, ilginantys QTc. Staigios mirties rizika. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, vol. 43 (2007), nr. 4, pp. 347–53.
5. BEDNAR, Martin M.; HARRIGAN, Edmund P.; ANZIANO, Richard J.; CAMM, A. John ir RUSKIN, Jeremy N. The QT interval. *Progress in Cardiovascular Diseases*, vol. 43 (2001), nr. 5, Supplement, pp. 1–45. Prieiga per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0033062001000275>. [žiūrėta 2025-05-20].
6. INDRARATNA, Praveen; TARDO, Daniel; DELVES, Madeline; SZIRT, Richard ir NG, Ben. Measurement and Management of QT Interval Prolongation for General Physicians. *Journal of General Internal Medicine*, vol. 35 (2020), nr. 3, pp. 865.
7. GIUDICESSI, John R.; NOSEWORTHY, Peter A. ir ACKERMAN, Michael J. The QT Interval. *Circulation*, vol. 139 (2019), nr. 24, pp. 2711–2713.
8. KHUNTE, Akshay; SANGHA, Veer; OIKONOMOU, Evangelos K.; DHINGRA, Lovedeep S.; AMINORROAYA, Arya ir kt. Detection of left ventricular systolic dysfunction from single-lead electrocardiography adapted for portable and wearable devices. *npj Digital Medicine*, vol. 6 (2023), nr. 1, pp. 1–10. Prieiga per: <https://www.nature.com/articles/s41746-023-00869-w>. [2025-05-17].
9. MARTIN, T.; JOVANOVIĆ, E. ir RASKOVIĆ, D. Issues in Wearable Computing for Medical Monitoring Applications: A Case Study of a Wearable ECG Monitoring Device., pp. 43–49. Atlanta, GA, USA: IEEE Comput. Soc, (2000).
10. BRUGADA, Ramon; HONG, Kui; CORDEIRO, Jonathan M. ir DUMAINE, Robert. Short QT syndrome. *CMAJ*, vol. 173 (2005), nr. 11, pp. 1349–1354. Prieiga per: <https://www.cmaj.ca/content/173/11/1349>. [2025-05-20].
11. YOUNG, William J.; LAHROUCHI, Najim; ISAACS, Aaron; DUONG, ThuyVy; FOCO, Luisa ir kt. Genetic analyses of the electrocardiographic QT interval and its components identify additional loci and pathways. *Nature Communications*, vol. 13 (2022), nr. 1, pp. 5144.
12. AMBHORE, A.; TEO, S. G.; OMAR, A. R. ir POH, K. K. Importance of QT interval in clinical practice. *Singapore Medical Journal*, vol. 55 (2014), nr. 12, pp. 607.

13. VINK, Arja Suzanne; NEUMANN, Benjamin; LIEVE, Krystien V. V.; SINNER, Moritz F.; HOFMAN, Nynke ir kt. Determination and Interpretation of the QT Interval. *Circulation*, vol. 138 (2018), nr. 21, pp. 2345–2358.
14. HWANG, Sang Youn; LIU, Hongqun ir LEE, Samuel S. Dysregulated Calcium Handling in Cirrhotic Cardiomyopathy. *Biomedicines*, vol. 11 (2023), nr. 7, pp. 1895.
15. WALSH, EDWARD P.; ALEXANDER, MARK E. ir CECCHIN, FRANK. Electrocardiography and Introduction to Electrophysiologic Techniques In: *Nadas' Pediatric Cardiology*, pp. 145–181 Anonymous Elsevier, (2006).
16. KRAHN, Andrew D.; LAKSMAN, Zachary; SY, Raymond W.; POSTEMA, Pieter G.; ACKERMAN, Michael J. ir kt. Congenital Long QT Syndrome. *JACC: Clinical Electrophysiology*, vol. 8 (2022), nr. 5, pp. 687–706.
17. KIM, Esther D. ir PAREKH, Rulan S. Calcium and Sudden Cardiac Death in End-Stage Renal Disease. *Seminars in Dialysis*, vol. 28 (2015), nr. 6, pp. 624–635.
18. TROJAK, Benoit; ASTRUC, Karine; PINOIT, Jean-Michel; CHAUVET-GELINIER, Jean-Christophe; PONA VOY, Eddy ir kt. Hypokalemia is associated with lengthening of QT interval in psychiatric patients on admission. *Psychiatry Research*, vol. 169 (2009), nr. 3, pp. 257–260.
19. LAI, Jiewei; TAN, Huixin; WANG, Jinliang; JI, Lei; GUO, Jun ir kt. Practical intelligent diagnostic algorithm for wearable 12-lead ECG via self-supervised learning on large-scale dataset. *Nature Communications*, vol. 14 (2023), nr. 1, pp. 3741.
20. SCHMID, Michael; RATH, David ir DIEBOLD, Ulrike. Why and How Savitzky–Golay Filters Should Be Replaced. *ACS Measurement Science Au*, vol. 2 (2022), nr. 2, pp. 185–196.
21. DILAVERIS, Polychronis; PANTAZIS, Antonios; GIALAFOS, Elias; GIALAFOS, John; TOUTOUZAS, Pavlos ir kt. Assessment of ventricular repolarization alterations in subjects with early repolarization. *International journal of cardiology*, vol. 96 (2004), nr. 2, pp. 273–9.
22. VISKIN, Sami; ROSOVSKI, Uri; SANDS, Andrew J.; CHEN, Edmond; KISTLER, Peter M. ir kt. Inaccurate electrocardiographic interpretation of long QT: the majority of physicians cannot recognize a long QT when they see one. *Heart rhythm*, vol. 2 (2005), nr. 6, pp. 569–74.
23. JQ Xue. QT interval measurement: What can we really expect?. *2006 Computers in Cardiology* (2006), pp. 385–388.
24. WU, C. Y. ir CHIU, H. W. A semi-automatic QT interval measurement based on digital filters. *2006 Computers in Cardiology* (2006), pp. 317–320.
25. CHEN, X.; XIE, W.; DONG, L.; TIN, Z. K. ir SANKARANARAYANAN, M. Reliable automated QT interval measurement for clinical evaluation. *2006 Computers in Cardiology* (2006), pp. 373–376.
26. ZONG, W.; MOODY, G. B. ir JIANG, D. A Robust Open-Source Algorithm to Detect Onset and Duration of QRS Complexes., pp. 737–740. IEEE, (2003).
27. NEUMANN, Benjamin; VINK, A. Suzanne; HERMANS, Ben J. M.; LIEVE, Krystien V. V.; CÖMERT, Didem ir kt. Manual vs. automatic assessment of the QT-interval and corrected QT.

Europace : European pacing, arrhythmias, and cardiac electrophysiology : journal of the working groups on cardiac pacing, arrhythmias, and cardiac cellular electrophysiology of the European Society of Cardiology, vol. 25 (2023), nr. 9.

28. HUNT, Anthony Charles. Accuracy of popular automatic QT interval algorithms assessed by a 'gold standard' and comparison with a Novel method: computer simulation study. *BMC cardiovascular disorders*, vol. 5 (2005), pp. 29.

29. SALVI, Vaibhav; KARNAD, Dilip R.; PANICKER, Gopi Krishna; NATEKAR, Mili; HINGORANI, Pooja ir kt. Comparison of 5 methods of QT interval measurements on electrocardiograms from a thorough QT/QTc study: effect on assay sensitivity and categorical outliers. *Journal of Electrocardiology*, vol. 44 (2011), nr. 2, pp. 96–104.

30. ZHOU, Sophia H.; HELFENBEIN, Eric D.; LINDAUER, James M.; GREGG, Richard E. ir FEILD, Dirk Q. Philips QT Interval Measurement Algorithms for Diagnostic, Ambulatory, and Patient Monitoring ECG Applications. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 14 (2009), nr. s1.

31. WAN, Elaine Y.; GHANBARI, Hamid; AKOUM, Nazem; ITZHAK ATTIA, Zachi; ASIRVATHAM, Samuel J. ir kt. HRS White Paper on Clinical Utilization of Digital Health Technology. *Cardiovascular Digital Health Journal*, vol. 2 (2021), nr. 4, pp. 196–211.

32. MANNHART, Diego; HENNINGS, Elisa; LISCHER, Mirko; VERNIER, Claudius; DU FAY DE LAVALLAZ, Jeanne ir kt. Clinical Validation of Automated Corrected QT-Interval Measurements From a Single Lead Electrocardiogram Using a Novel Smartwatch. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, vol. 9 (2022).

33. Samsung Electronics. *Samsung Galaxy Watch 7 Manual*. (2024). Prieiga per: <https://www.manualpdf.in/samsung/galaxy-watch-7/manual?p=159>.

34. Withings. *Move ECG - Recording My Electrocardiogram (ECG)*. Prieiga per: <https://support.withings.com/hc/en-us/articles/360023490874-Move-ECG-Recording-my-electrocardiogram-ECG>. [žiūrėta 2025-05-19]

35. SPACCAROTELLA, Carmen Anna Maria; MIGLIARINO, Serena; MONGIARDO, Annalisa; SABATINO, Jolanda; SANTARPIA, Giuseppe ir kt. Measurement of the QT interval using the Apple Watch. *Scientific Reports*, vol. 11 (2021), nr. 1, pp. 10817. Prieiga per: <https://www.nature.com/articles/s41598-021-89199-z>. [žiūrėta 2025-05-19].

36. MOEYERSONS, Jonathan; AMONI, Matthew; VAN HUFFEL, Sabine; WILLEMS, Rik ir VARON, Carolina. R-DECO: an open-source Matlab based graphical user interface for the detection and correction of R-peaks. *PeerJ. Computer science*, vol. 5 (2019), pp. e226.

37. BACEVICIUS, Justinas; ABRAMIKAS, Zygimantas; DVINELIS, Ernestas; AUDZIJONIENE, Deimile; PETRYLAITE, Marija ir kt. High Specificity Wearable Device With Photoplethysmography and Six-Lead Electrocardiography for Atrial Fibrillation Detection Challenged by Frequent Premature Contractions: DoubleCheck-AF. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, vol. 9 (2022).

38. MARTIN, Alba; BAYÉS-DE-LUNA, Antonio; VAZQUEZ, Rafael; CAMINAL, Pere; LAGUNA, Pablo ir kt. The MUSIC Database: Sudden Cardiac Death in Heart Failure Patients. December. (2024).