



**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

Mantas Jucevičius

**TALPINIŲ JUTIKLIŲ TAIKYMAS ŠIRDIES VEIKLOS
TYRIMUOSE**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas
Doc. dr. Darius Kybartas

KAUNAS, 2017

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

**TALPINIŲ JUTIKLIŲ TAIKYMAS ŠIRDIES VEIKLOS
TYRIMUOSE**

Baigiamasis magistro projektas
Biomedicininė inžinerija (621H16001)

Vadovas
doc. dr. Darius Kybartas

Recenzentas
dr. Saulius Daukantas

Projektą atliko
Mantas Jucevičius

KAUNAS, 2017



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos fakultetas

(Fakultetas)

Mantas Jucevičius

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Biologinių audinių elektrinės talpos pokyčių registravimo įrenginys“
AKADEMINIO SAŽINGUMO DEKLARACIJA

20 17 m. birželio 5 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano, **Manto Jucevičiaus**, baigiamasis projektas tema „Talpinių jutiklių taikymas širdies veiklos tyrimuose“ 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)

Jucevičius, M. Talpinių jutiklių taikymas širdies veiklos tyrimuose: Biomedicininės inžinerijos magistro baigiamasis projektas/ vadovas doc. dr. Darius Kybartas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Raktiniai žodžiai: talpinis, jutiklis, širdis, stebėseną.

Kaunas, 2017. 53 p.

SANTRAUKA

Gyvybinių funkcijų stebėseną yra neatskiriama šiuolaikinės medicinos dalis. Elektromagnetiniais reiškiniais paremti kvėpavimo ir širdies veiklos jutikliai veikia be elektrinio kontakto ir turi galimybę būti realizuoti be jungiamųjų laidų. Jie gali būti integruoti į baldus, automobilių sėdynes, neįgaliųjų vežimėlius ar čiužinius. Nepaisant akivaizdžių privalumų, bekontakčių jutiklių sritis yra labai vangiai plėtojama, yra vos keletas publikacijų kur aprašoma elektromagnetiniais jutikliais užfiksuota širdies veikla. Šio darbo tikslas yra ištirti talpos matavimo principu veikiančių širdies aktyvumo stebėsenos jutiklių elektrodus ir pasiūlyti optimalią jų konfigūraciją. Eksperimentų bei baigtinių elementų modelio tyrimų metu išanalizuota bei palyginta 10 įvairių dydžių ir formų aktyviųjų talpinio jutiklio elektrodų. Pasiūlytas optimalus širdies tyrimams naujos struktūros jutiklis su fraktaline aktyviaja dalimi ir vienoje plokštėje realizuotais persidengiančiais elektrodais. Toks jutiklis yra mažesnis, vientisas ir su juo išvengiama elektrodų tarpusavio judėjimo įtakos. Širdies veiklos aktyvumo analizei sukurtas algoritmas, apdorojantis talpos kitimo dėl plaučių ir širdies veiklos signalus ir juose atpažįstantis širdies ritmo impulsus. Metodo validumas patvirtintas sulyginant juo gautus signalus su atraminių elektrokardiogramos signalu. Siekiant patikrinti sistemos veikimą realiomis sąlygomis, atliktas tyrimas su keturių savanorių grupe įvairiose fizinio aktyvumo būsenose. Gauti rezultatai yra pakankamai patikimi, nors algoritmą klaidino filtravimui atsparūs judesio artefaktai, o ties kvėpavimo kreivės šlaitais esantys širdies impulsai po filtravimo gauti gerokai žemesnės amplitudės. Išanalizavus 16 skirtingų 60s trukmės signalų, daugelis jų atitiko EKG užfiksuotą širdies ritmą. Skirtumas sudarė ne daugiau 3 kartų per minutę (kpm) nuo realaus širdies ritmo. Svarbiausias šio darbo rezultatas - sukurtas naujas ir patogus naudoti fraktalinis jutiklis, pasižymintis aukštu jautrumu ir dideliu registravimo gyliu. Šio tipo jutiklių taikymas turi dideles perspektyvas talpiniuose biomediciniuose gyvybinių funkcijų registravimo prietaisuose.

Jucevičius, Mantas. Application of capacitive sensors in heart activity monitoring: Final project of Biomedical Engineering Master's degree/ supervisor doc. dr. Darius Kybartas; Kaunas University of Technology, Faculty of Electricity and Electronics, Department of Electronics Engineering.

Key words: capacitive, sensors, heart, biomedical, monitoring.

Kaunas, 2017. 53 psl.

SUMMARY

Vital signs' monitoring is an indispensable part of modern medicine. In contrary to most contemporary clinical methods, sensors based on electromagnetic coupling work without electrical contact, and they have a possibility to be implemented without connecting cables. Also, they can easily be integrated in chairs, vehicle seats, wheel-chairs and mattresses. Despite that, this field is hardly developed – there are only several publications, in which heart activity is detected using electromagnetic sensors. The aim of this work is to research the electrodes of capacitive sensors and to propose an optimal electrode configuration for heart activity monitoring. By performing experiments and using a model of finite elements, a total of 10 different active capacitive electrodes are analyzed and compared. A novel capacitive sensor was proposed, that was the most suitable for heart activity monitoring. It has active fractal electrode and both electrodes overlapping on one plate. Sensor of this structure is smaller, solid, and it avoids the deviations from movements between electrodes. To compliment the research, signal processing and heart beat detecting algorithm was created. Validity of the method was confirmed by comparing capacitive signals with reference ECG signal. To test the system in realistic conditions, a test with four subjects in two physical activation states was executed. The results of the test were creditable, even though the algorithm was often misled by movement-induced artifacts. Also, heart beats located on the slopes of breathing curve, are left with very low amplitudes after the high-pass filtering. After analyzing sixteen (60 sec.) signals, a maximum inaccuracy of 3 beats per minute (bpm) (from the real heart rate) was observed. The main accomplishment of this work is that a new, effective, sensitive and penetrative fractal capacitive sensor was created. That could be used and improved in future capacitance - based biomedical research. There is a potential for these sensors to be applied in capacitive biomedical vital signs' monitoring devices.

PADĖKA

Dėkoju savo darbo vadovui doc. dr. Dariui Kybartui už kantrybę ir humoro jausmą bei bendrakursei Monikai Chreptavičiūtei už 6 metus suremtais pečiais. Didžiausią padėką skiriu savo šeimai: mamai, tėčiui ir Vaclovui, kurie dėl mano studijų jaudinosi daugiau nei aš pats.

TURINYS

SANTRUMPŲ SĄRAŠAS	8
ĮVADAS	9
1 LITERATŪROS APŽVALGA	11
1.1 Problematika	11
1.2 Širdies veiklos mechaniniai aspektai	13
1.3 Talpos matavimo metodai	14
1.4 Elektrodo sistemos	16
1.4.1 Dviejų talpinių elektrodo sistema	16
1.4.2 Keturių talpinių elektrodo sistema	18
1.4.3 Talpinio ir induktyvinio jutiklių sistema	19
1.5 Elektrodo realizavimas	22
2 METODINĖ DALIS	23
2.1 Elektrodo talpa ir elektrinio lauko pasiskirstymas	23
2.2 Vientisiniai jutikliai ir jų konstrukcijos	25
2.2.1 Vienpusių elektrodo koncepcija	25
2.2.2 Vientisinių jutiklių tyrimas	26
2.2.3 Tyrimas baigtinių elementų modeliu	27
2.2.4 Širdies veiklos talpinių signalų įvertinimas	28
2.3 Fraktaliniai jutikliai	29
2.4 Naudota aparatūra	29
2.4.1 FDC2214 EVM	29
2.4.2 Biopac MP36	30
2.5 Signalų registravimas	31
2.5.1 Aukštų dažnių filtras	32
2.6 Širdies ritmo atpažinimo problemos	34
2.7 Impulsų atpažinimas	37
2.8 Tiriamųjų grupės tyrimas	37
3 REZULTATAI	38
3.1 Jutiklių elektrinio lauko pasiskirstymo modeliavimo rezultatai	38
3.2 Vientisinių jutiklių tyrimai	39
3.2.1 Baigtinių elementų modelio tyrimas	39
3.2.2 Vientisinių jutiklių eksperimentinis tyrimas	40
3.2.3 Širdies impulsų amplitudžių tyrimas	40
3.3 Fraktalinių jutiklių tyrimas	41
3.4 Metodo validumo patvirtinimas	44
3.5 Tiriamųjų grupės tyrimas	45
IŠVADOS IR PASIŪLYMAI	49
INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS	51

PRIEDAI	53
Priedas 1. Įvairių audinių laidumai σ ir santykinės dielektrinės skvarbos ϵ 100kHz–25MHz diapazone	53

SANTRUMPŲ SĄRAŠAS

ŠRV – Širdies ritmo variabilumas

PV – Prieširdžių virpėjimas

EKG – Elektrokardiograma

ADF – Aukštų dažnių filtras

ŽDF – Žemų dažnių filtras

NIR – Neribotos impulsinės reakcijos (filtras)

kpm – Kartai per minutę

TT – Teisingas teigiamas

KT – Klaidingas teigiamas

TN – Teisingas neigiamas

KN – Klaidingas neigiamas

IVADAS

Gyvybinių funkcijų stebėseną yra neatskiriama šiuolaikinės medicinos dalis. Vis dėlto, beveik visi praktikoje naudojami komerciniai prietaisai reikalauja elektrinio kontakto ir jungiamųjų laidų. Visuomenė yra su tuo susitaikiusi ir priima tai kaip įprastą problemą. Antra vertus, yra daug situacijų, kurių metu fiziologinių funkcijų jutiklių jungiamieji laidai apriboja jų panaudojimo galimybes. Tokios sferos yra sportas, aktyvi rehabilitacija, pirmoji pagalba sunkiai prieinamose vietose, kario fizinės būklės stebėseną, tolimųjų reisų vairuotojų savijautos monitoringas ir t.t.

Biomedicininis tyrimų centrai plėtoja daugybę naujų bevielų ir bekontakčių technologijų, tačiau problema lieka iki galo neišspręsta. Egzistuoja keletas metodų leidžiančių be elektrinio kontakto registruoti širdies veiklą, pavyzdžiui EKG registravimas su ypatingai aukšto impedanso EPIC elektrodais, tačiau šis metodas yra itin sunkiai realizuojamas ir brangus. Taip pat yra keletas metodų fiziologinių procesų registravimui didesniu (iki keleto metrų) nuotoliu. Tai įgyvendinama radaro arba vibrokardiografijos metodais. Deja, šie metodai yra jautrūs judesiams ir triukšmams, todėl praktiniam panaudojimui jie yra nepakankamai tiksūs.

Vienas iš galimų sprendimo būdų yra elektromagnetinių laukų pokyčius registruojantys jutikliai. Elektrinio lauko linijos gali išsiskverbti į audinius kiaurai rūbus, o jutikliai veikia be elektrinio kontakto. Nors šiuo metu nėra pasiūlyta veiksmingų ir patikimai veikiančių talpinių jutiklių sistemų, tačiau sritis turi perspektyvų tobulėjimui. Šiame darbe pasiūlyta nauja jutiklio struktūra, su fraktaliniu aktyviuoju elektrodu ir persidengiančiais elektrodais, sutalpintais vienoje plokštelėje. Su šiuo jutikliu galima ženkliai sumažinti tokias talpinių matavimų problemas kaip neatsparumas judesio triukšmams, sudėtingas ekranavimas bei dėl jungiamųjų laidų atsirandančios parazitinės talpos ir induktyvumai. Aparatinė dalis gali būti itin mažų gabaritų, o visas prietaisas gali būti sutalpintas ant paties jutiklio ir sverti pakankamai mažai, kad būtų neįjuntamas. Be to, tokius jutiklius galima integruoti į kėdžių atlošus, automobilių sėdynes, neįgaliųjų vežimėlius, ar čiužinius. Tai labai palengvintų nuolatinę ir ilgalaikę stebėseną.

Elektromagnetiniais reiškiniais paremti gyvybinių funkcijų stebėjimo prietaisai turi dideles perspektyvas būti naudojami kritinėse situacijose, pavyzdžiui, sekti paciento gyvybinėms funkcijoms, jam dar esant sudaužytame automobilyje. Elektromagnetiniai jutikliai kol kas yra mažai naudojami praktikoje, daugelis vystomų metodų apsiriboja kvėpavimo stebėseną, dėl sunkumų registruojant ir išskiriant širdies veiklą. Šiuo darbu siekiama praplėsti talpinių jutiklių panaudojimo sferą širdies veiklos stebėsenai, pasiūlyti optimalią tokių jutiklių elektrodų formą ir konfigūraciją.

Darbo tikslas yra ištirti talpinių elektrodų galimybes ir pasiūlyti optimalią jutiklio elektrodų formą širdies veiklos stebėsenai.

Darbo uždaviniai:

1. Apžvelgti literatūrą apie talpinių jutiklių panaudojimą fiziologiniams procesams registruoti bei talpos matavimo metodus.
2. Eksperimentų ir kompiuterinio modeliavimo metodais nustatyti tinkamiausius širdies veiklos stebėsenai skirtų elektrodų dydžius ir formas.
3. Sukurti algoritmą širdies veiklos atpažinimui užregistruotuose talpos kitimo signalų įrašuose.
4. Nustatyti pasiūlytų jutiklių veiksmingumą, išbandant juos su tiriamųjų grupe.

Uždaviniams spręsti naudotos priemonės:

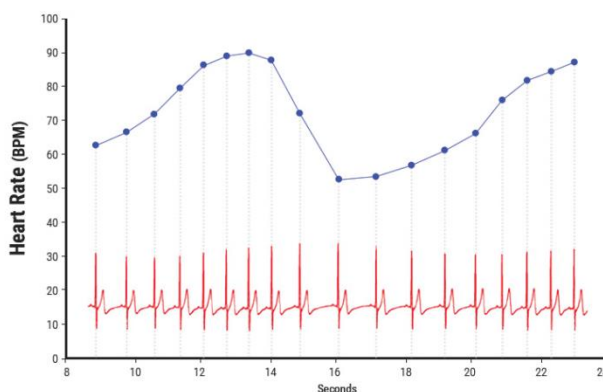
- „Comsol Multiphysics 5.2“ - daugiafunkcinė platforma skirta simuliuoti ir spręsti fizikiniams modeliams bei uždaviniams.
- „Mathworks Matlab a2016r“ - inžinerinių ir mokslinių skaičiavimų paketas.
- „Biopac MP36“ biomedicininų signalų registratorius kartu su „National Instruments LabView“ programine įranga.
- „Texas Instruments FDC2214 EVM“ talpos matavimo modulis kartu su „Sensing Solutions EVM GUI“ grafine vartotojo sąsaja.

1 LITERATŪROS APŽVALGA

1.1 Problematika

Širdies ritmo nuolatinė stebėseną yra svarbi ne tik širdies problemų turintiems žmonėms, tačiau yra ir labai veiksminga priemonė ankstyvoje ligų diagnostikoje. Širdies ritmo sutrikimai, dar vadinami aritmijomis, atsiranda sutrikus širdies veiklą koordinuojančių elektrinių mazgų veikimui. To pasekoje, širdis gali plakti per greitai, per lėtai arba nereguliariai. Daugeliu atvejų retai pasikartojantys abnormalaus širdies ritmo epizodai nėra labai pavojingi ir gali būti gydomi laikantis sveikesnio gyvenimo būdo. Tačiau pacientui dažnai alpstant, dažnai patiriant širdies permušimus (ekstrasistolės), prieširdžių virpėjimą ar nutikus netikėtam mikroinfarktui, aritmijos gali būti labai pavojingos ar net mirtinos.

Vien širdies ritmo variabilumas (ŠRV) yra labai informatyvus parametras [1]. Sveiko žmogaus širdies ritmo dažnis natūraliai varijuoja sinusoide, ir jo pastovumas gali reikšti rimtą sutrikimą. Dar 1970m. pastebėta, iš šio parametro sumažėjimo galima iš anksto prognozuoti autonominės neuropatijos pasireiškimą diabetu sergantiems pacientams. Pakitęs ŠRV gali prognozuoti artėjančią miokardo infarktą, širdies nepakankamumą. Naujagimiams mažas ŠRV gali prognozuoti padidėjusią riziką staigios mirties sindromui. Svarbu atsižvelgti į tai, kad ŠRV mažėja organizmui senstant, todėl vertinant šį parametą būtina atsižvelgti į paciento amžiaus grupę. 1.1 pav. pateikiamas sveikos širdies ritmo variabilumo pavyzdys.



1.1 pav. Sveikos širdies ritmo variabilumas [1]

Išankstiniai širdies dūžiai, dar vadinami ekstrasistolėmis, nebūtinai reiškia, kad žmogus yra ligotas. Yra žinoma [2], jog 1-4% populiacijos gali pasireikšti ekstrasistolės ir nėra pagrindo nerimauti jei jos neviršija 1 kpm dažnio. Vis dėlto, joms pasireiškiant dažniau, reikalingas gydymas ir šią problemą įmanoma nustatyti tik nuolatinės stebėsenos metodais.

Tachikardija yra aritmijos forma, kai širdies plakimo dažnis yra per didelis. Normalus širdies ritmas suaugusiam žmogui yra 60-100 kpm. Būseną, kai būna viršyta 100 kpm riba, jau yra vadinama tachikardija. Daugelis žmonių patiria laikinus epizodus, vadinamus sinusine tachikardija. Ji sukeliama jaudulio, streso, nerimo ar fizinės veiklos ir yra visiškai nepavojinga. Kai tachikardija pasireiškia ramybės būsenoje be logiškos priežasties, tai jau galima laikyti sutrikimu. Nors daugelis tachikardijos rūšių ir nepavojingos, skilvelių tachikardija (dar vadinama skilvelių virpėjimu), kurios metu širdies ritmas pakyla iki 150-200 kpm yra viena iš dažniausių infarkto priežasčių. JAV nuo šio sutrikimo per metus miršta apie 300 000 žmonių [3].

Viena iš pavojingesnių aritmijų yra prieširdžių virpėjimas (PV) [4]. Savaime, pats sutrikimas nėra mirtinas, tačiau jis ženkliai padidina insulto riziką. 15 iš 100 insulto atvejų sukeliama PV. Virpant prieširdžiams, širdžiai tampa sunku tinkamai varinėti kraują. Tai veda į padidėjusią krešulių riziką, kurie nukeliavę į smegenis gali užkimšti arterijas ir sukelti insultą. Taip pat, negydomas ir dažnai pasikartojantis PV gali nuvarginti širdies raumenį. Ši kondicija vadinama kardiomiopatija, ji gali vesti į širdies nepakankamumą ir į nepagydomą paciento neįgalumą. 1.2 pav. pateikiamas normalios EKG ir EKG užregistruotos PV metu palyginimas.



ECG tracing of a normal heart rhythm.



In atrial fibrillation, the tracing shows tiny, irregular "fibrillation" waves between heartbeats. The rhythm is irregular and erratic.

1.2 pav. Normalios EKG ir EKG užregistruotos PV metu palyginimas [5]

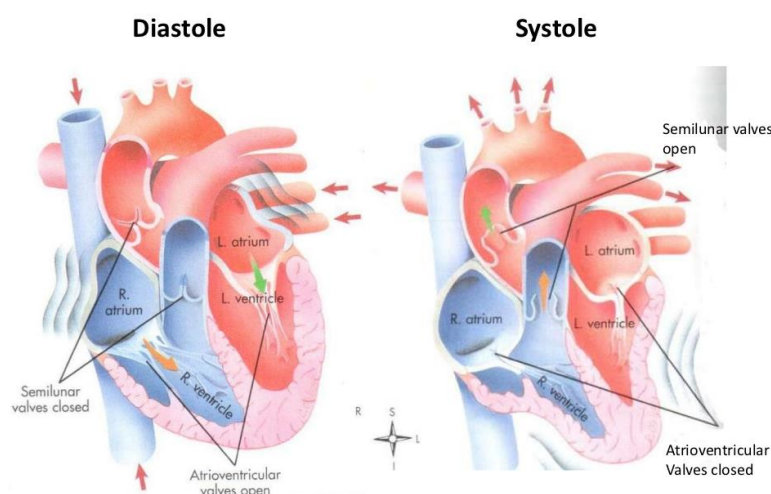
Kadangi abnormalaus širdies ritmo epizodai pasireiškia pacientui dirbant, jaudinantis, ar dėl kitų nespėjamų priežasčių dienos eigoje, juos yra sudėtinga užregistruoti. Pirminės priežiūros centruose elektrokardiograma (EKG) registruojama trumpą laiką tarpą ir tuo metu esant normaliam širdies ritmui, gali būti neinformatyvi. Todėl išsivysčiusiose šalyse įprasta praktika yra išleisti pacientus visai parai namo su portabiliais širdies monitoriais. Vis dėlto, kad gauti tokią aukšto lygio diagnostiką, ypač skurdesnėse šalyse, dažniausiai pacientas turi turėti rimtų nusiskundimų. Taigi, jis jau pats jaučia sutrikimą. Čia ir atsiranda poreikis belaidžiams bekontaktiems širdies ritmo registratoriams. Pigus, belaidis ir bekontaktis širdies ritmo

registravimas gali būti itin veiksminga išankstinė diagnostikos priemonė ir atlikti didžiulį širdies ligų prevencijos vaidmenį pasaulyje.

Elektromagnetiniais reiškiniais paremti gyvybinių funkcijų stebėjimo prietaisai turi dideles perspektyvas būti naudojami kritinėse situacijose. Jie kompaktiški, jautrūs, veikia per rūbus, todėl gali būti naudojami paramedikų nustatyti ir sekti paciento gyvybinėms funkcijoms, pavyzdžiui, jam dar esant sudaužytame automobilyje.

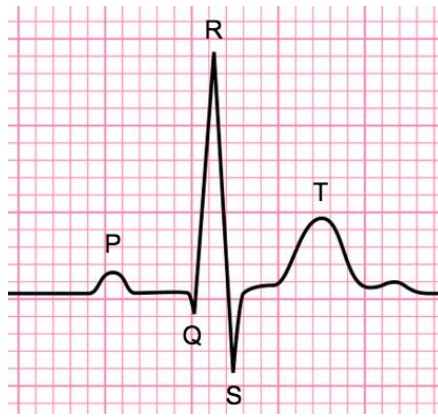
1.2 Širdies veiklos mechaniniai aspektai

Vienas širdies darbo ciklas susidaro iš užsipildymo krauju (sistolė) ir susitraukimo tą kraują išstumiant (diastolė) [6]. Sistolė ir diastolė atskirai vyksta tiek prieširdžiuose, tiek skilveliuose. 1.3 pav. pateikiama skilvelių iliustracija abejais darbo ciklais. Kairėje pusėje matoma, kaip diastolės metu abiejų skilvelių (atriaventrikuliniai) vožtuvai yra atdari, ir į širdį plūsta kraujas. Dešinėje pusėje atvaizduota širdis sistolės metu susitraukusiais skilveliais ir atdarais plaučių bei aortos vožtuvais.



1.3 pav. Širdis skilvelių diastolės ir sistolės metu [6]

Kardiogramoje vienas širdies darbo ciklas gali būti apibrėžtas PQRST kompleksu, kuris pateikiamas 1.4 pav. P bangos metu vyksta prieširdžių aktyvacija (depolarizacija). Susitraukdami jie galutinai pripildo krauju skilvelius ir juose sukelia aukštą slėgį. QRS kompleksas parodo skilvelių depolarizaciją. Depolarizuoti skilveliai susitraukia ir išstumia kraują. Kairysis į aortą, o dešinysis į plaučius. S-T intervale vyksta skilvelių repolarizacija.



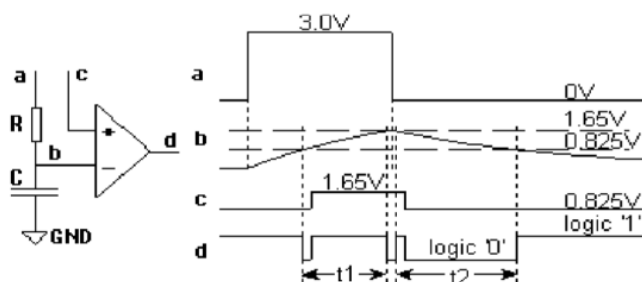
1.4 pav. Vienas širdies darbo ciklas elektrokardiogramoje [7]

Širdžiai plakant, jos priekinė sienelė juda ašimi statmena krūtinės plokštumai. Taip pat, vyksta ženklūs širdies fizinių išmatavimų pokyčiai, ir kinta širdį užpildančio kraujo kiekis joje. Dėl šių priežasčių kinta dalies krūtinės laštos dielektrinės savybės. Tuo remiantis, dielektrinių savybių pokyčiams jautriais elektromagnetiniais jutikliais turėtų būti įmanoma užregistruoti širdies mechaninį aktyvumą.

1.3 Talpos matavimo metodai

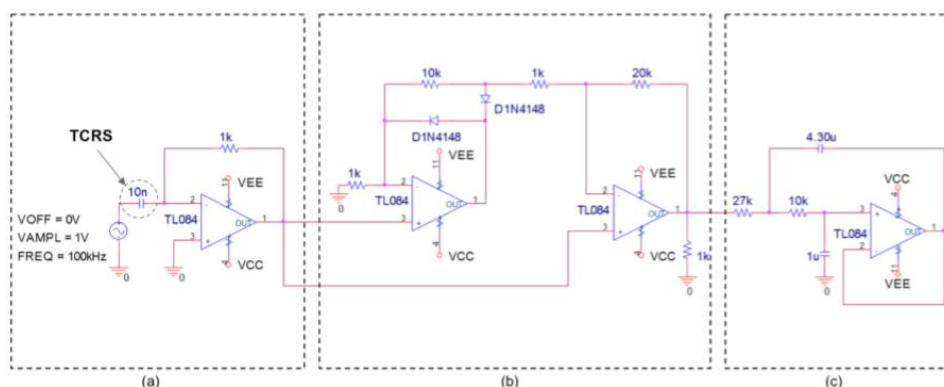
Prieš analizuojant talpinius elektrodus, būtina apžvelgti būdus, kaip galima išmatuoti elektrinę talpą. Elektrinę talpą galima išmatuoti daugybe būdų, tačiau biomedicininį signalų registravimui realiu laiku, matavimo metodas turi atitikti tam tikrus greitaveikos ir tikslumo reikalavimus. Šiame skyriuje bus apžvelgiami keli talpos matavimo principai naudoti fiziologinių parametrų registravimui.

Impulsinis talpos matavimo metodas [8] veikia įtampų palyginimo loginiuose vartuose principu (1.5 pav.). Apdorojimo sistema kontroliuoja a taško įtampą, nustatydamą ją arba į „kritimą“ - loginį 0 (0 V), arba į „kilimą“ - loginį 1 (3 V). Taško c įtampą apdorojimo sistema taip pat kontroliuoja, tačiau jame įtampa keičiama tarp 0,825 V ir 1,65 V. Tokios įtampos pasirinktos todėl, kad su duota maitinimo įtampa manipuluojant talpinį elementą C, laikas jam užsikrauti nuo 0,825 V iki 1,65 V (arba analogiškai išsikrauti) yra proporcingas talpinio elemento C dydžiui. Taigi, tokiu būdu sekant laiką, per kurį talpa užsikrauna iki ribinės įtampos, galima nustatyti tos talpos dydį.



1.5 pav. Impulsinis talpos matavimo metodas [8]

Savaime susibalansuojančio tiltelio metodas. Talpos pokyčius galima sekti naudojant savaime susibalansuojantį tiltelį. 1.6 pav. pateikiama schema pasiūlyta [9] šaltinyje, skirta matuoti mažiems talpos pokyčiams kvėpavimo stebėsenoje. Analoginė šio metodo realizacija sudaryta iš trijų pagrindinių dalių. Pirmoji yra savaime susibalansuojantis tiltelis. Antroji - aukšto impedanso AC – DC keitiklis. Trečioji – antros eilės Butterworth'o filtras 10 Hz pjūvio dažniu, reikalingu sekti lėtai vykstantiems biologiniams procesams. Matuojamos talpos kitimą nusako kintanti išėjimo įtampa. Testuojant nustatytas prototipo jautrumas – 0,01 nF. Deja, atsižvelgiant į ankstesniuose tyrimuose pasiektą jautrumą, talpiniams širdies matavimams šio metodo jautrumas yra šiek tiek per mažas.



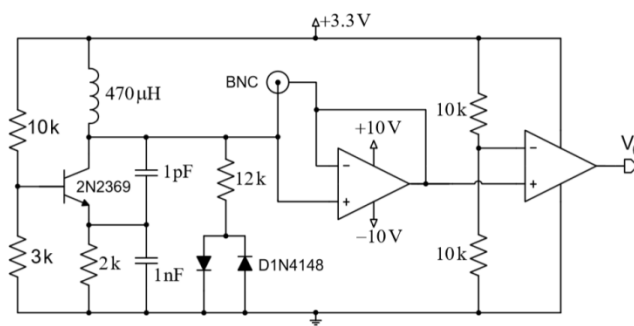
1.6 pav. Schema matuojanti mažus talpos pokyčius panaudojant savaime susibalansuojantį tiltelį. a – Savaime susibalansuojantis tiltelis, b – aukšto impedanso AC - DC keitiklis, c- antros eilės Butterworth'o filtras su 10 Hz pjūvio dažniu. [9]

LC autogeneratoriumi paremtas jutiklis aprašytas [10] šaltinyje. Jo principinė schema pateikiama 1.7 pav. Ji susideda iš trijų pakopų. Pirmoji – aukšto kokybės faktoriaus (Q) Collpitts'o autogeneratorius. Reikalingas aukštas dažnio stabilumas, ir tikslus tranzistoriaus darbo taško parinkimas. Taip pat, turi būti naudojamas tranzistorius su kuo žemesne kolektoriaus – bazės sandūros talpa. Antroji pakopa yra grandinė, sudaryta iš rezistoriaus ir dviejų lygiagrečiai sujungtų (priešingais poliais) diodų prijungtų prie žemės. Ši pakopa:

- padidina kokybę Q,

- padeda jutiklio grandinėje išvengti operacinio stiprintuvo sukeltų triukšmų,
- stabilizuoja įtampą tiekiamą operaciniui stiprintuvui, taip stabilizuodama ir visą sistemą.

Trečioji pakopa leidžia sumažinti parazitinių talpų efektą, kurios atsiranda pačioje grandinėje ties elektrodais ar žmogaus kūnu. Tai padaroma naudojant atraminį operacinį stiprintuvą, atliekantį ‚buferio‘ vaidmenį. Išėjimo signalas formuojamas komparatoriumi, kuris verčia sinusinį signalą į meandrinį. Jo išėjime turimas signalas paduodamas į mikrovaldiklį arba kitus matavimo įtaisus, ir ten nustatomas išėjimo signalo dažnis. Šis metodas įgyvendintas darbinio dažniu kintančiu ~600 - 900 kHz ribose. Tokiu atveju nesudėtinga mikrovaldikliu išmatuoti signalo dažnį. Vis dėlto, didesniuose dažniuose reikalingi ypatingai aukštos greیتaveikos mikrovaldikliai.



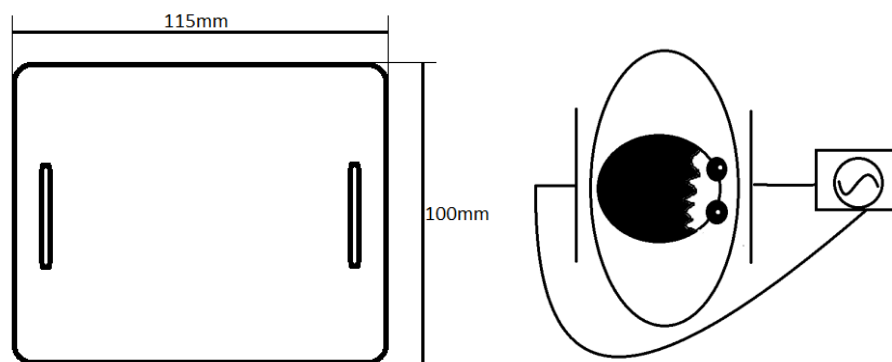
1.7 pav. LC autogeneratoriumi paremtas jutiklis [10]

Šis metodas geriausiai atitinka tikslumo ir greیتaveikos sąlygas, nes gaunamas tiesiogiai biomedicininėmis kreivėmis moduluotas dažnio signalas.

1.4 Elektrodojų sistemos

1.4.1 Dviejų talpinių elektrodojų sistema.

Panašūs rezultatai gauti ir ankstesniuose tyrimuose atliktuose bakalaурinio darbo [11] metu, panaudojant Colpitts'o autogeneratorių ir dvi elektrodojų plokšteles. Elektrodojai buvo ties širdimi, vienas ant krūtinės ir vienas ant nugaros. 1.8 pav. pateikiamas vieno elektrodo brėžinys ir tyrimo struktūrinė schema.

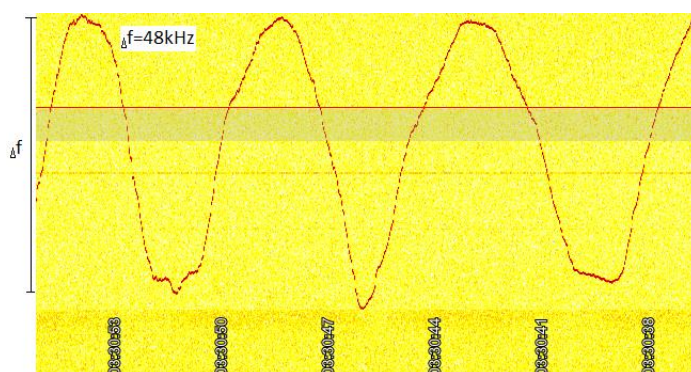


1.8 pav. Elektrodo brėžinys ir tyrimo struktūrinė schema [11]

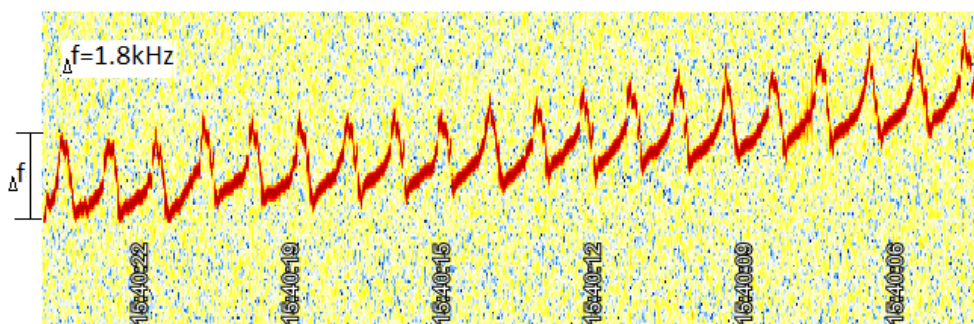
Talpinio jutiklio struktūra:

- Jutiklį sudaro dviejų stačiakampių elektrodo matrica,
- Elektrodo išmatavimai – 10 x 11,5 cm.
- Abu elektrodai yra dvisluksniai, atstumas tarp sluoksnių sudarančių vario plokštelių – 1mm. Dielektrinis užpildas – stiklo tekstolitas.
- Elektrodo nugarėlės, t.y. išoriniai sluoksniai, prijungti prie žemės ekranavimo tikslais.
- Aktyvieji elektrodo sluoksniai prijungti kaip dvi paprastą kondensatorių sudarančios plokštelės į Collpitts‘o autogeneratoriaus generuojamą dažnį nulemiančią grandinę.

1.9 - 1.10 pav. pateikiamos metodu užfiksuotos kvėpavimo ir širdies veiklos kreivės.



1.9 pav. Užfiksuota kvėpavimo kreivė [11]

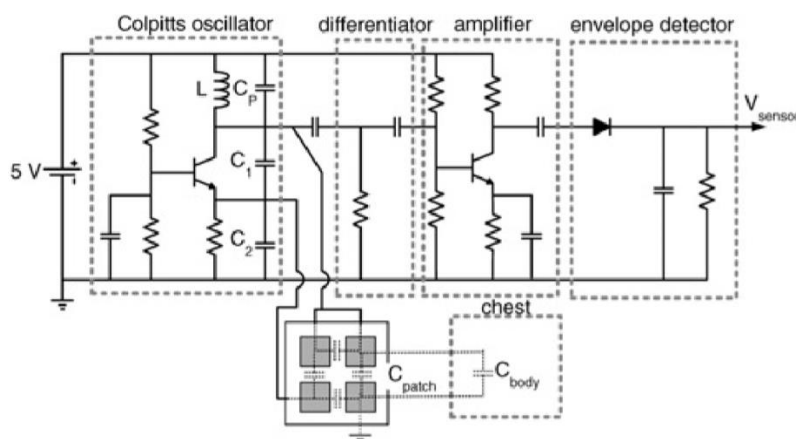


1.10 pav. Užfiksuota širdies veiklos kreivė [11]

Didžiausias metodo minusas yra elektrodų tarpusavio judėjimas. Tiriamajam kvėpuojant, kinta atstumas tarp plokštelių. Iškvėpiant, dėl krūtinės laštos dielektrinių savybių kitimo, sumažėja sistemos bendra talpa. Tačiau, iškvėpiant sumažėja ir atstumas tarp plokštelių, o tai sistemos elektrinę talpą didina. Taigi, priešingi poveikiai mažina sistemos amplitudę. Taip pat, elektrodų jungiamieji laidai sudaro parazitines talpas ir induktyvumus, kurios taip pat trikdo matavimus. Nors elektrodų nugarėlės ekranuotos, ši sistema turi ir ekranavimo problemą. Kadangi atstumas tarp elektrodų yra gan didelis, t.y. žmogaus krūtinės laštos storio, elektrinio lauko linijos gan plačiai pasklinda po erdvę ir todėl metodas yra labai neatsparus judesio triukšmams, ypačingai tiriamojo rankų judesiams.

1.4.2 Keturių talpinių elektrodų sistema

Pietų Korėjos mokslininkų darbe, [12] šaltinyje, aprašytas vienas sėkmingiausių Collpitts'ο autogeneratoriaus metodo pritaikymų. Jis įgyvendintas panaudojant keturių elektrodų sistemą. Prietaisui laisvai dirbant 760 kHz dažniu, gautas net 1 fF tikslumas. Metodas realizuotas panaudojant Colpitts'ο autogeneratorių, kurio generuojamą dažnį nulemia keturių elektrodų sistema. Kaip ir kitose šio metodo realizacijose, demoduliuvus gautą signalą gaunami kvėpavimo ir širdies veiklos signalai. 1.11 pav. pateikiama preliminari prietaiso schema.



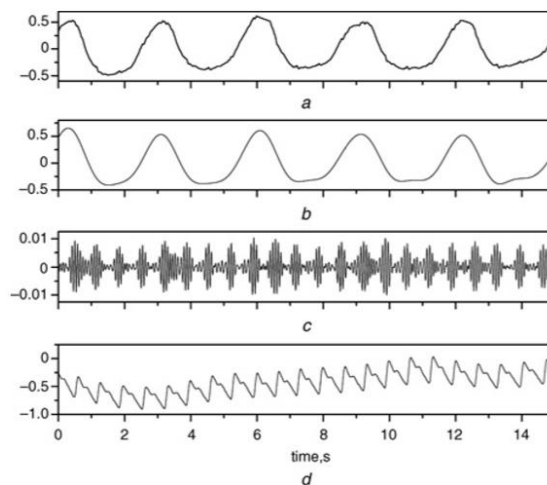
1.11 pav. Plaučių ir širdies veiklos registratorius su keturių elektrodų jutikliu [12]

Talpinio jutiklio struktūra:

- Jutiklį sudaro keturių kvadrinių elektrodų matrica,
- Kiekvieno elektrodo centras, nuo dviejų gretimų elektrodų centrų nutolęs 6cm atstumu.
- Elektrodų kraštinių ilgis – 3 cm.

Šiuo metodu gauti puikūs rezultatai – išskirtos tiek kvėpavimo, tiek širdies veiklos kreivės.

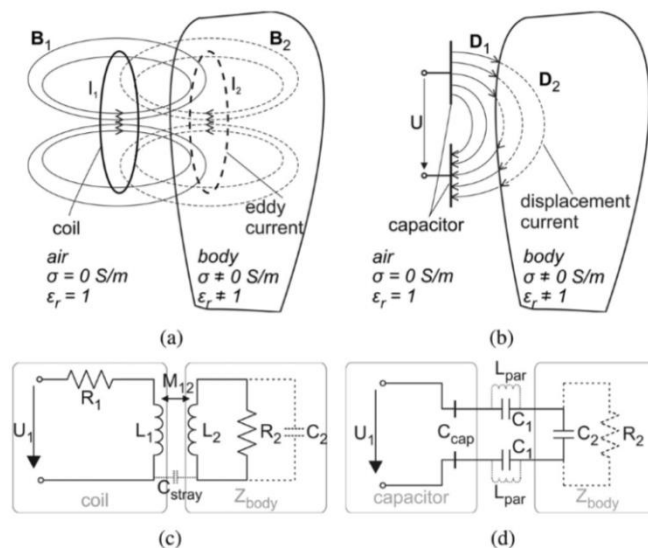
1.12 pav. pateikiamos gautos kreivės kartu su atraminiu fotopletizmografijos signalu.



1.12 pav. Keturių elektrodų matrica gauti kvėpavimo ir širdies ritmo signalai. a) Prototipu užregistruotas signalas; b) iš užregistruoto signalo išskirtas kvėpavimo signalas; c) iš užregistruoto signalo išskirtas širdies ritmas; d) piršto fotopletizmograma [12]

1.4.3 Talpinio ir induktyvinio jutiklių sistema

Elektromagnetinės sąsajos metodas gali būti įgyvendintas tiek remiantis elektrine talpa, tiek induktyvumu. [13] šaltinyje aprašyta sistema, kurioje Helmholtzo biomedicininio technologijų instituto vadovo Steffen'o Leonhardt'o tyrimų grupė apjungė abu efektus – elektrinę talpą ir induktyvumą. 1.13 pav. pateikiama abiejų metodų veikimo principai ir ekvivalentinės grandinės. Ši sistema kurta plaučių ir širdies veiklos stebėsenai.

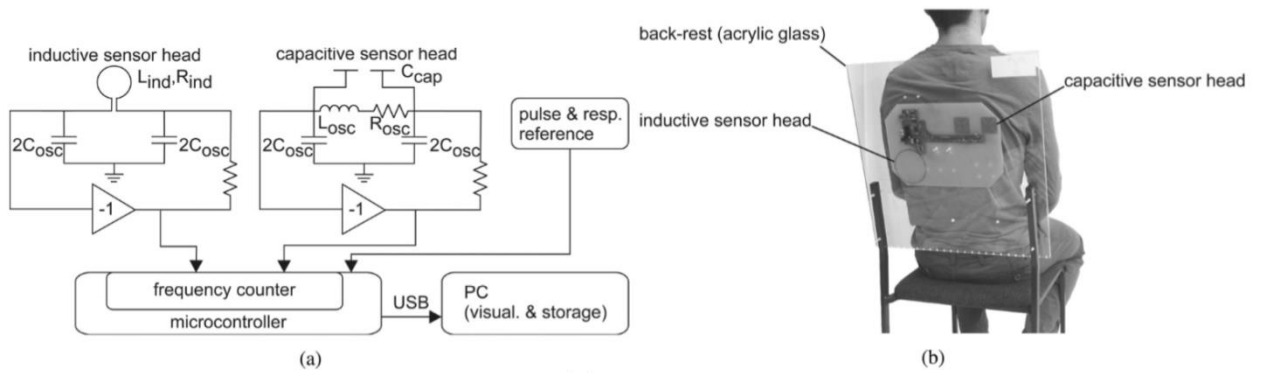


1.13 pav. Induktyvinio (a ir c) bei talpinio (b ir d) metodų fizikiniai veikimo principai ir ekvivalentinės grandinės [13]

Induktyvinio jutiklio veikimas remiasi magnetinių srovių indukcija tiriamoje zonoje. Per ritę tekanti kintama srovė indukuoja magnetinį lauką. Šis magnetinis laukas indukuoja kintamą srovę krūtinės ląstoje. Savo ruožtu, ši srovė indukuoja antrinę magnetinę lauką, kuris indukuoja antrinę srovę atgal į ritę. Tokiu būdu, rite tekanti srovė yra tiesiogiai susijusi su krūtinės ląstoje vykstančiais mechaniniais procesais.

Talpinio jutiklio veikimas remiasi šalutinėmis elektrinio lauko linijomis ir jomis tekančiomis slinkties srovėmis (displacement currents). Kintamas elektrinis laukas krūtinės ląstoje sukuria sroves, kurios keičia elektrinį lauką dėl kintančių terpės dielektrinių savybių. Todėl keičiasi ir tarp plokštelių susidariusi elektrinė talpa. Tokiu būdu elektrinės talpos kitimas tiesiogiai susijęs su krūtinės ląstoje vykstančiais mechaniniais procesais.

Abiejų jutiklių matavimo principas yra analogiškas. Kiekvienas jų yra virpėjimo dažnį nulemiančios grandinės dalis atskiruose Collpitts'o autogeneratoriuose, skiriasi jutiklio forma, taigi ir būdas kaip į kūną perduodamas elektromagnetinis laukas. Sistema turi po vieną išėjimo signalą kiekvienam jutikliui. Šių signalų dažnis yra moduluotas krūtinės ląstos mechaninių procesų. Dažnio svyravimai nustatomi prieš tai juos pavertus meandriniais ir prijungus prie dažnio skaičiuoklio. Dažnio skaičiuoklis realizuotas panaudojant mikrovaldiklio (MSP430F5435A, Texas Instruments) skaičiavimo įėjimus. 1.14 pav. pateikiama sistemos struktūrinė schema, ir kėdės atloše įmontuoto jutiklių prototipo įmontuoto kėdėje.



1.14 pav. a) Sistemos struktūrinė schema; b) jutiklių prototipas įmontuotas kėdės atloše [13]

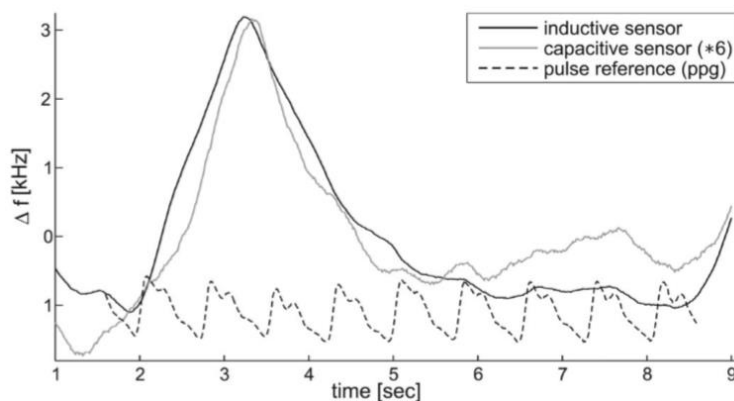
Talpinio jutiklio struktūra:

- Jutiklį sudaro du kvadratiniai elektrodai,
- Elektrodų centrai nutolę vienas nuo kito 5cm atstumu,
- Elektrodų kraštinių ilgis – 3 cm.

Indukcinio jutiklio struktūra:

- Ritė plokščia ir tik vienos apvijos. Kitaip tariant – apskritimas, kurio skersmuo yra 9 cm.

1.15 pav. pateikiamas abejais jutikliais užregistruotas vienas kvėpavimo ciklas kartu su atraminiu fotopletizmografijos signalu.



1.15 pav. Induktyviniu ir talpinu jutikliais gautas krūtinės ląstos signalas, bei atraminė fotopletizmograma [13]

Pasak straipsnio autorių, gaunamuose signaluose signale širdies veikla yra matoma, tačiau užtikrintų pulso matavimų rezultatuose nepateikiama. Nepaisant to, straipsnio autoriai priėjo keletą itin reikšmingų išvadų susijusių su širdies veiklos tyrimais:

- Sistemos darbiniai dažniui viršijus 11 MHz, kvėpavimo signalo kokybė ženkliai krinta, o širdies – ženkliai padidėja. Tai yra ganėtinai neįprastas atradimas, atsižvelgiant į tai, kad didinant sistemos darbinį dažnį, elektrinio lauko linijų įsiskverbimo į audinius gylis mažėja, o širdis yra daugiau nutolusi nuo jutiklio nei plaučiai. Iškelta hipotezė, kad taip gali būti dėl kintančių audinių dielektrinių savybių prie skirtingų dažnių.

- Krūtinės ląstos dielektrinės savybės yra ženkliai nulemiamos kūno kompozicijos. Didelis riebalų ir vandens kiekis labai kenkia matavimas, todėl, labai daug įtakos turi tiriamojo kūno sudėjimas.

- Kadangi išėjimo signalas moduluojamas vidinių organų judėjimo, judesių sukeltas triukšmo neįmanoma atskirti nuo širdies veiklos. Todėl, rekomenduotina tyrimus atlikti statiškam pacientui, pvz. sėdint.

1.5 Elektrodo realizavimas

Apžvelgus talpinių jutiklių panaudojimą galima padaryti keletą išvadų. Visų pirma, visi literatūroje aprašyti jutikliai yra sudaryti iš dviejų ir daugiau elektrodų. Elektrodai arba yra greta vienas kito ir vienoje plokštumoje, arba dedami iš priešingų krūtinės ląstos pusių. Elektrodų išdėstymas vienoje plokštumoje ženkliai padidina jutiklio matmenis, daro jį neatspariu triukšmams, ypač judesiams iš priešingos pusės nei matuojama. Elektrodų elektrinio lauko linijos eina iš abiejų pusių, todėl tokio jutiklio nugarėlė yra ne mažiau jautri nei darbinė pusė. Apibūsinus elektrodų išdėstymą [8, 11] taip pat sukelia ekranavimo problemos ir padaro jutiklius itin neatsparius judesio trukšmams, ypač tiriamojo rankų judesiams. Be to, elektrodų jungiamieji laidai sukuria parazitines talpas ir induktyvumus, kurie taip pat iškraipo signalą. Apžvelgtoje literatūroje buvo analizuojamos optimalios elektrodų pozicijos plaučių veiklos registravimui, tačiau informacijos apie optimalią jutiklio poziciją ir elektrodų išdėstymą širdies veiklos stebėsenai nepavyko rasti. Svarbiausia išvada, susijusi su jutiklio tvirtinimo pozicija, yra jog reikia vengti jutiklį pritvirtinti per žemai, kad į registravimo lauką nepatektų pakilusi diafragma [8]. Skirtingose diafragmos pusėse esantys organai turi skirtingas dielektrines savybes, todėl virš jos pritvirtinus jutiklį, padidėtų kvėpavimo įtaka signale.

Iš esmės, visos metodo problemos kyla iš to, kad naudojama daugiau nei vienas elektrodas. Labai tikėtina, jog pasiūlius naujos struktūros jutiklį, kuris būtų kompaktiškas ir vientisas, būtų išvengiama didelė dalis triukšmų, judesio artefaktų, ir ekranavimo problemų.

2 METODINĖ DALIS

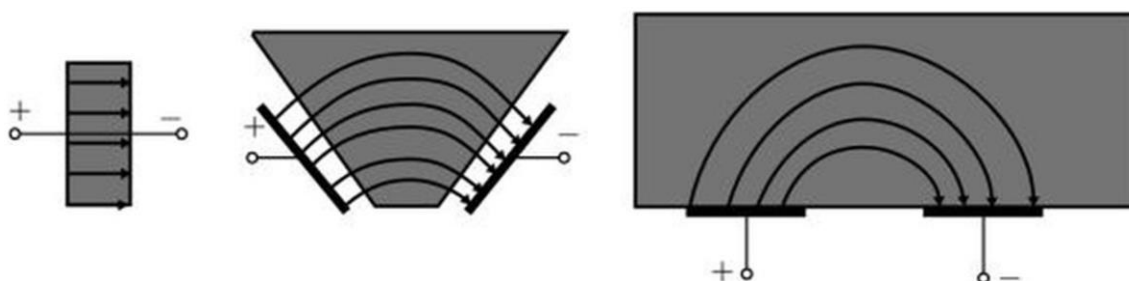
2.1 Elektrodo talpa ir elektrinio lauko pasiskirstymas

Kondensatorius - tai dviejų elektrodų sistema, turinti savybę kaupti elektros energiją, tarp jų sukurtame elektriniame lauke. Tarp dviejų elektrodų esanti talpa gali būti išreikšta:

$$C = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{A}{d} \quad (2.1)$$

čia C – matuojama talpa, A – persidengiantis elektrodų plotas, d – atumas tarp elektrodų, $\varepsilon_0 = 8,8541 \cdot 10^{-12} \text{F/m}$ ($\text{C}^2/(\text{N m}^2)$) – vakuumo dielektrinė skvarba, ε_r – tarp elektrodų esančios medžiagos santykinė dielektrinė skvarba. Elektrinės talpos pokyčių tyrimai remiasi tarp elektrodų esančios medžiagos dielektrinėmis savybėmis. Biologinių audinių santykinės dielektrinės skvarbos prie įvairių dažnių pateikiamos 1 priede [14].

Egzistuoja būdas seksti audinių talpos pokyčius ir elektrodams esant vienoje plokštumoje. 2.1 pav. pateikiama, kaip elektrinio lauko linijos išsidėsto elektrodams pereinant iš lygiagreto išdėstymo į plokštuminį. Iš iliustracijos matoma, kad matavimas įmanomas tarp elektrodų esant bet kokiam kampui.



2.1 pav. Elektrinio lauko linijų išsidėstymas elektrodams pereinant iš lygiagreto išdėstymo į plokštuminį [15]

Analitinė formulė tokiam elektrodų išdėstymui pasiūlyta Nassr'o 2011 m [16].

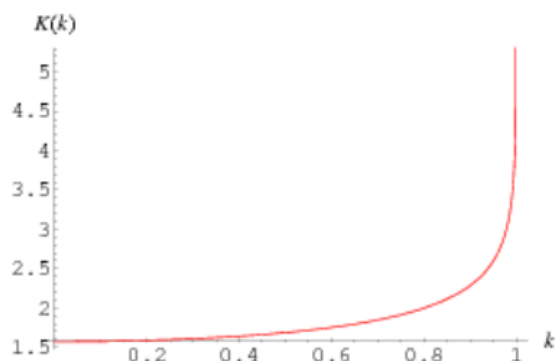
$$C = \varepsilon_0 \frac{K(k'_0)}{K(k_0)} \quad (2.2)$$

$$k_0 = g/(s + g) \quad (2.3)$$

$$k'_0 = \sqrt{1 - k_0^2} \quad (2.4)$$

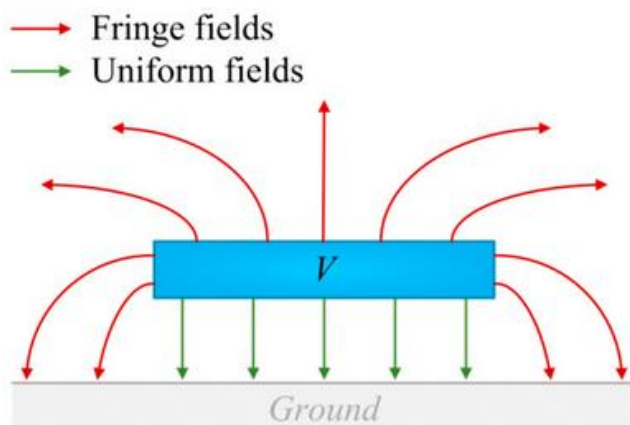
$K(k)$ – pilnujų pirmos eilės eliptinių integralų funkcija [17] (angl. function of the complete elliptic integrals of the first kind). Čia s – elektrodų plotis, g – atstumas tarp elektrodų. Ši funkcija atvaizduota 2.2 pav., diskretiniame lygmenyje ji gali būti apskaičiuota naudojantis išraiška:

$$K(k) = F\left(\frac{1}{2}\pi, k\right) = \frac{\pi}{2} \sum_{n=0}^{\infty} \left[\frac{(2n-1)!!}{(2n)!!} \right]^2 k^{2n} \quad (2.5)$$



2.2 pav. Pilnujų pirmos eilės eliptinių integralų funkcijos priklausomybė nuo k [17]

Minėtos matematinės išraiškos puikiai paaiškina, kodėl egzistuoja šalutinės elektrinio lauko linijos. Jeigu jos gali eiti į vienoje plokštumoje esantį elektrodą, reiškia jos gali užlinkti ir į po jomis esantį pasyvų elektrodą. Šalutinės elektrinio lauko linijos kondensatoriuje iliustruotos 2.3 pav. Žalios linijos yra tiesioginės, o raudonos – šalutinio elektrinio lauko.



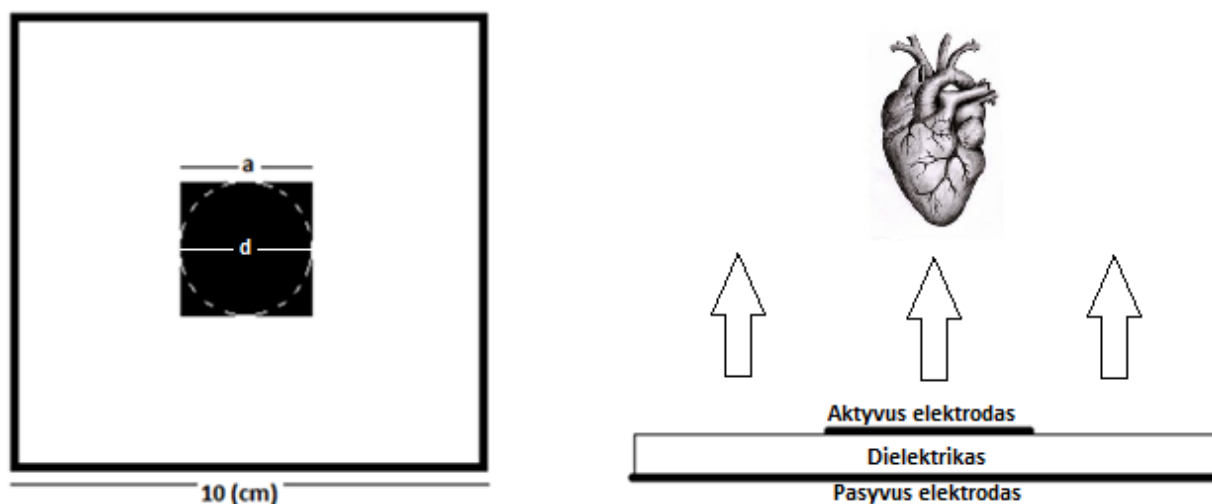
2.3 pav. Šalutinės elektrinio lauko linijos kondensatoriuje [18]

Atsižvelgiant į šį efektą, galima teigti, jog virš kondensatoriaus esančios erdvės dielektrinės savybės turi įtakos jo talpai. Tai reiškia, jog kondensatoriaus talpai įtakos gali turėti ir toje erdvėje vykstantys fiziologiniai procesai, kurių metu kinta audinių dielektrinės savybės, pvz., plakanti žmogaus širdis.

2.2 Vientisiniai jutikliai ir jų konstrukcijos

2.2.1 Vienpusių elektrodų koncepcija

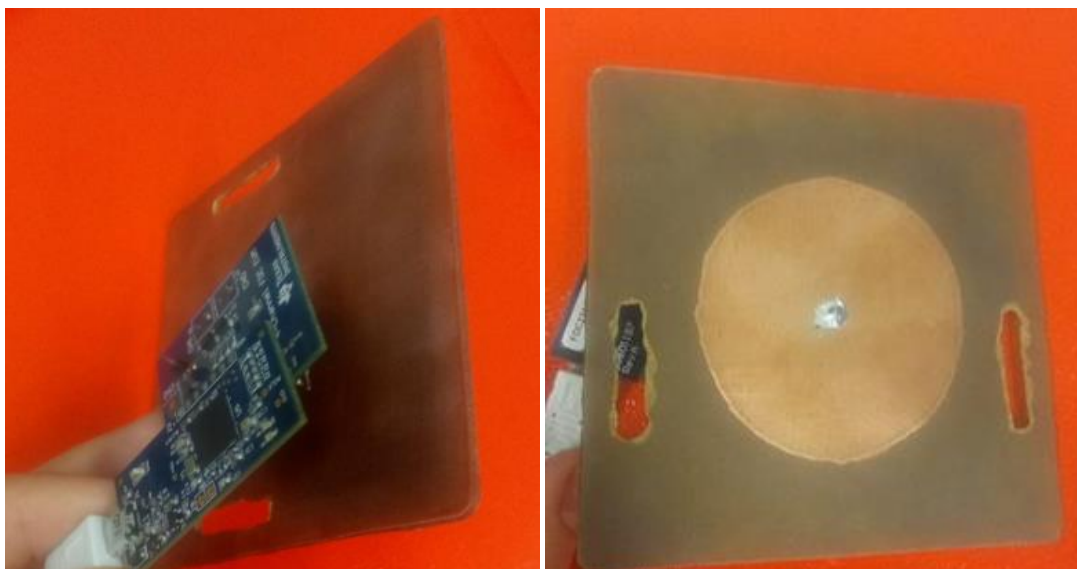
Pasinaudojant šalutinių elektrinio lauko linijų efektu, yra galimybė talpinius matavimus vykdyti su vienu jutikliu. Pasiūlyta preliminari jutiklio struktūra – didesnio dydžio pasyvus elektrodas dalis ir mažesnis, vientisas aktyvus elektrodas, kurie yra atskirti plonu dielektriko sluoksniu. Dėl vientiso aktyvaus elektrodo paviršiaus, toliau šie jutikliai bus įvardinami kaip **vientisiniai jutikliai**. Sistemos turinčios tik vieną jutiklį naudojimas turi daugybę privalumų. Tai leidžia visiškai pašalinti laidus ir sukurti praktišką bei kompaktišką įrenginį. Atsižvelgiant į tai, jog visos elektrinio lauko linijos eina iš mažo aktyvaus elektrodo į didelį pasyvų, pasyvus elektrodas atlieka ir ekranavimo funkciją. Todėl, už jo esančioje erdvėje vykstantys procesai beveik neturi įtakos registruojamam signalui. 2.4 pav. pateikiamas vientisinio jutiklio prototipo brėžinys bei veikimo kryptis.



2.4 pav. Vientisinio jutiklio brėžinys bei veikimo kryptis

Panaudojant baigtinių elementų modelį, sumodeliuotas vientisinių jutiklių elektrinio lauko linijų išsidėstymas ir elektrinio potencialo pasiskirstymas. Modeliavimo rezultatai pateikti 3.1 skyriuje. Iš šio tyrimo nustatyta, kad jutikliai turi tokias elektromagnetines savybes kaip ir tikėtasi, ir gali būti panaudoti širdies veiklos stebėsenai.

Suprojektuoti ir pagaminti 6 vientisinių jutiklių prototipai. Trys su kvadratiniais aktyviais elektrodais (kraštinės $a_1=2$ cm; $a_2=4$ cm; $a_3=6$ cm) ir trys su apvaliais aktyviais elektrodais kurių skersmenys $d_1=2$ cm; $d_2=4$ cm; $d_3=6$ cm. 2.5 pav. pateikiamos jutiklio, su $d=6$ cm skersmens apskritu aktyviu elektrodu, nuotraukos.

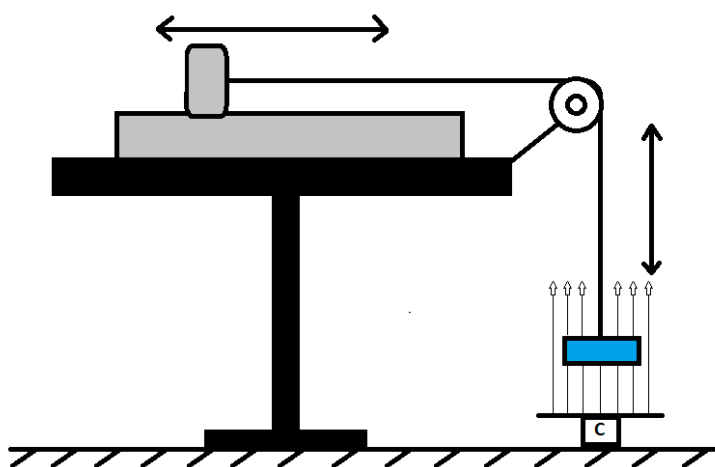


2.5 pav. Vientisinio jutiklio prototipas ($d=6$ cm) prijungtas prie talpos matavimo modulio

Kadangi jutiklių veikimo principas paremtas elektromagnetiniais procesais, turi būti išvengta bet kokio elektrinio kontakto su tiriamuoju, tvirtinimo diržais, ar kitais objektais. Todėl, visi elektrodai buvo padengti laku.

2.2.2 Vientisinių jutiklių tyrimas

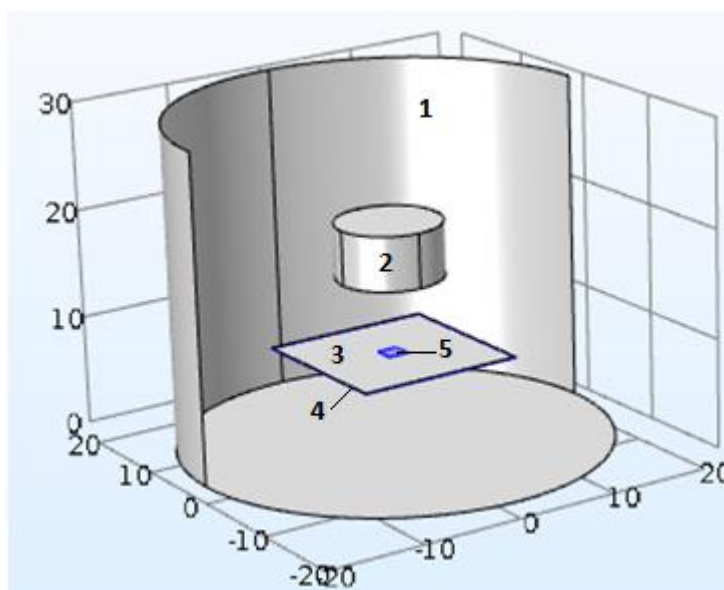
Siekiant išsiaiškinti kaip skirtingų jutiklių talpa keičiasi priklausomai nuo fantomo nuotolio, atliktas ΔC priklausomybės nuo atstumo tyrimas. Kaip fantomą nuspręsta naudoti $d=10$ cm skersmens ir $h=5$ cm aukščio cilindro formos plastikinį indelį pilną vandens. Fantomas buvo tiksliai, 1cm žingsniu keliamas tolyn nuo elektrodo 0-13 cm atstumu ir fiksuojama bendra sistemos elektrinė talpa. 2.6 pav. pateikiama eksperimento schema.



2.6 pav. Eksperimento schema

2.2.3 Tyrimas baigtinių elementų modeliu

Naudojantis programa „COMSOL Multiphysics 5.2“ [20] sumodeliuota indentiška sistema kaip ir gyvai atliktame tyrime. 2.7 pav. pateikiamas baigtinių parametru modelio atvaizdas.



2.7 pav. Virtualus baigtinių parametru modelis

Modelį sudaro:

1. Didžiausias matomas cilindras yra užpildytas oru – tai yra eksperimento terpė. Jo aukštis yra $h=30\text{cm}$, o skersmuo – $d=20\text{cm}$. Paveiksle šio cilindro išorinė pusė yra nematoma, kad būtų matomi kiti modelio elementai.

2. Mažesnis cilindras yra fantomas – jis užpildytas vandeniu. Jo aukštis yra $h=5\text{cm}$, o skersmuo – $d=10\text{cm}$.

3. Stiklo tekstolito dielektrinė elektrodo plokštelė. Ji yra kvadratinė, kraštinės ilgis $a=10\text{cm}$. Storis - $h=1\text{mm}$.

4. Tiesiai po dielektriku yra varinė pasyvaus elektrodo plokštelė. Ji taip pat yra kvadratinė, kraštinės ilgis $a=10\text{cm}$. Storis - $h=0.1\text{mm}$.

5. Aktyvusis elektrodas. Jo storis taip pat yra $h=0.1\text{mm}$, medžiaga – varis. Šiame paveiksle jis yra kvadratinis, tačiau iš viso eksperimentui reikalingi 6 baigtinių elementų modeliai - kiekviename modelyje po skirtingą jutiklį. Jų išmatavimai tokie patys, kaip ir realiai pagamintų vientisinių jutiklių prototipų. Trys kvadratiniais aktyviaisiais elektrodais, kurių kraštinių ilgių

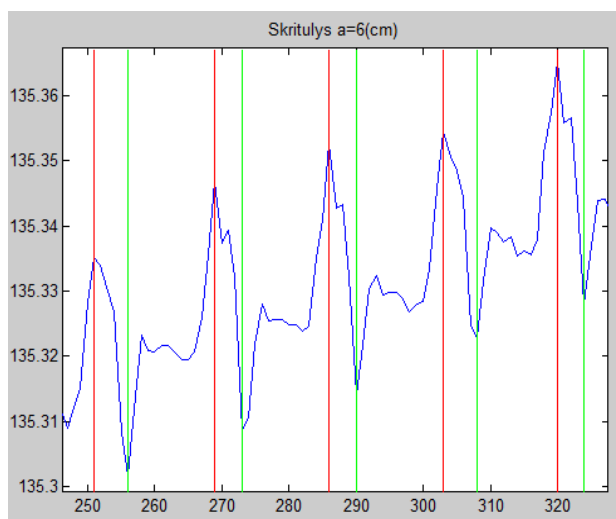
yra $a_1=2\text{cm}$, $a_2=4\text{cm}$, $a_3=6\text{cm}$ ir trys apvaliais aktyviaisiais elektrodais, kurių skersmenys yra $d_1=2\text{cm}$, $d_2=4\text{cm}$, $d_3=6\text{cm}$.

Skaičiavimams naudotas vidutinio tankio, trikampis tinklelis. Skaičiavimų eilės tvarka tinklelyje kontroliuota remiantis fizikiniais principais (physics controlled mesh).

Šio eksperimento tikslas buvo atkartoti realiai vykdytą eksperimentą virtualiai, ir palyginti gautus rezultatus. Eksperimentas vykdytas, keičiant fantomo nuotolį nuo elektrodo 0-13cm atstumu, 1cm žingsniu. Sekama kiek kas žingsnį sumažėja jutiklio talpa išmatuojant elektrinę talpą tarp aktyvaus ir pasyvaus elektrodų.

2.2.4 Širdies veiklos talpinių signalų įvertinimas

Siekiant nustatyti geriausiai praktiškai veikiančią vientisinę jutiklį, bei rasti tikslias priežastis ir parametrus nulemiančius jutiklių jautrumą, atliktas širdies veiklos sukeltų (elektrinės talpos) impulsų amplitudžių tyrimas. Su kiekvienu jutikliu, tam pačiam tiriamajam, nekvėpuojant ir esant ramybės būsenoje, užregistruotas 30 s signalas. Naudojantis „Matlab R2016a“ programa sukurtas minimumų ir maksimumų detekcijos algoritmas (2.8 pav.), randantis širdies veiklos sukeltų talpos pokyčių (ΔC) amplitudžių vidurkį. Algoritmas apskaičiuoja skirtumą tarp kiekvieno gretimo minimumo ir maksimumo, t.y. kiekvieno impulso amplitudę. Po to, apskaičiuojama vidutinė impulsų amplitudė.

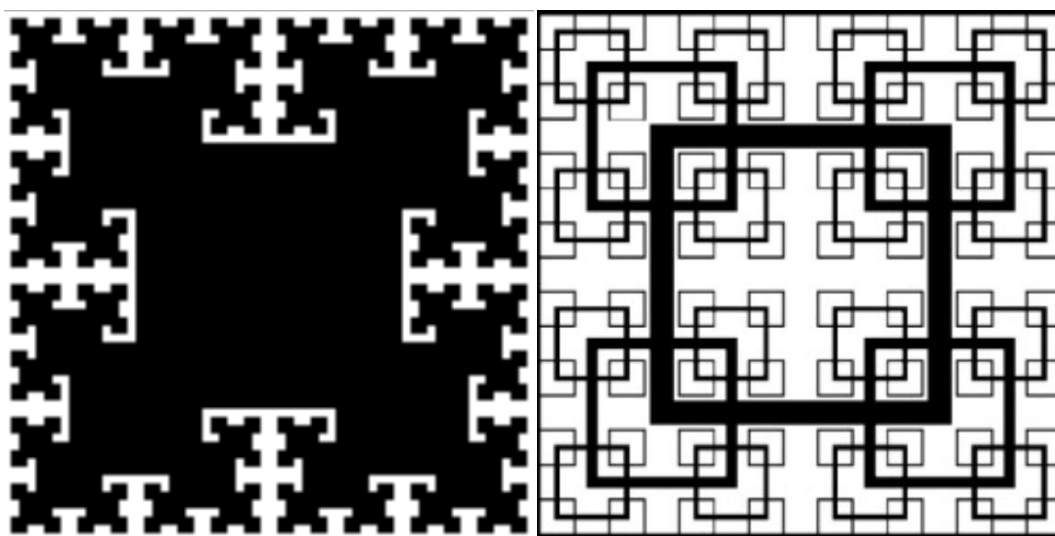


2.8 pav. Širdies impulsų minimumai ir maksimumai išskirti talpiniame signale

2.3 Fraktaliniai jutikliai

Gavus širdies impulsų amplitudžių tyrimo rezultatus, iškelta hipotezė, kad jutiklio praktiniam veiksmingumui gali turėti įtakos aktyviojo elektrodo perimetras. Nuspręsta šią hipotezę patikrinti aktyviesiems elektrodams suteikus tokią formą, kurios perimetras būtų kaip įmanoma didesnis. Nuspręsta naudoti fraktalinių figūrų formą. Teoriškai, fraktalas yra nesibaigianti, savo formą skirtinguose mastelio lygmenyse atkartojanti figūra.

Suprojektuoti ir pagaminti dviejų rūšių **fraktaliniai jutikliai**. Du pilnaviduriai, kurių aktyviųjų elektrodų kraštinės yra $a_1=6$ cm; $a_2=10$ cm ir du tokių pačių išmatavimų tuščiaviduriai. Abiejų fraktalinių figūrų vaizdai pateikiami 2.9 pav. Visų suprojektuotų jutiklių pasyvūs elektrodai yra kvadratiniai su 10cm kraštine, taip pat kaip ir ankstesniuose tyrimuose.

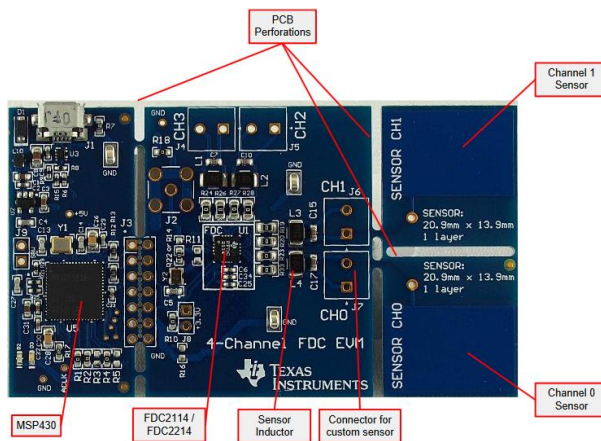


2.9 pav. Pilnavidurė (kairėje) ir tuščiavidurė (dešinėje) fraktalinės figūros

2.4 Naudota aparatūra

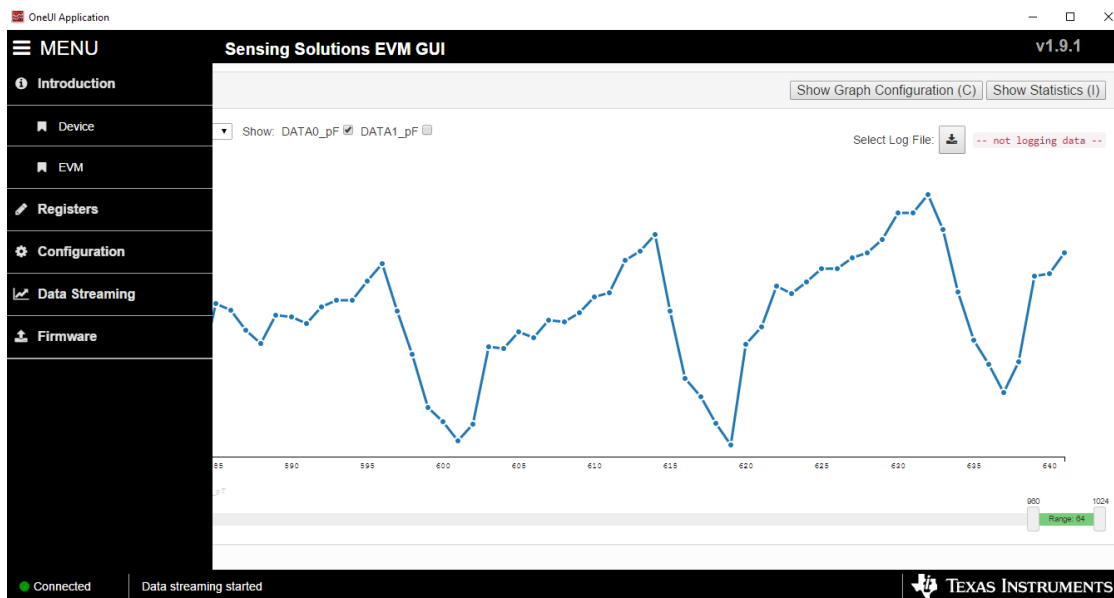
2.4.1 FDC2214 EVM

Talpos pokyčiams registruoti naudotas „Texas Instruments“ [19] 28 bitų spartos talpos matavimo modulis „FDC2214 EVM“ turintis galimybę panaudoti 4 kanalus. Jo nuotrauka pateikiama 2.10 pav.



2.10 pav. FDC2214 EVM talpos matavimo modulis [19]

Jo veikimo principas paremtas anksčiau aprašytu Collpitts'o autogeneratoriaus metodu. Modulis yra prijungiamas prie kompiuterio USB kabeliu ir turi specialiai jam modifikuotą grafinės vartotojo sąsajos „Sensing Solutions EVM GUI“ versiją. Sąsaja labai patogi modulio nustatymų keitimui ir signalų registravimui. Užregistruoti duomenys gali būti eksportuoti kableliu atskirtų reikšmių formatu „.csv“ (comma separated values). Mokslinei duomenų analizei ir apdorojimui vartotojo sąsaja netinkama, tačiau visiškai pakankama stebėti preliminarium registruojamo signalo vaizdai (2.11 pav.).



2.11 pav. Grafinė vartotojo sąsaja „Sensing Solutions EMV GUI“

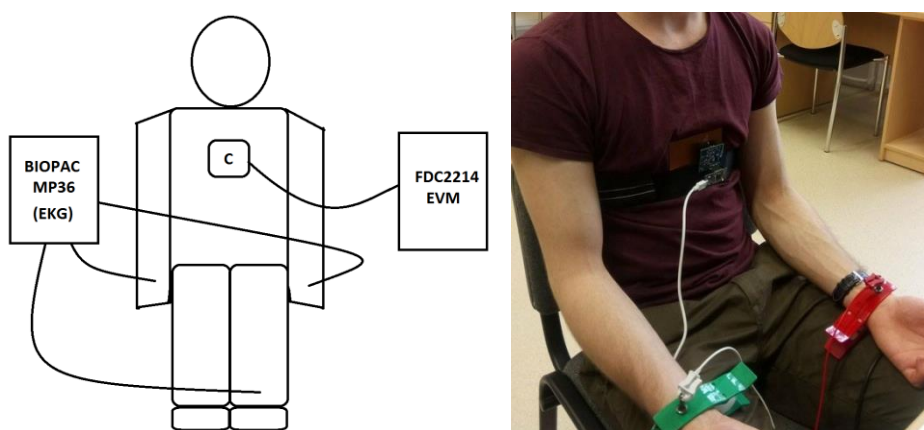
2.4.2 Biopac MP36

Atraminiai elektrokardiogramos (EKG) signalai buvo registruojami su „Biopac Systems Inc.“ gamybos biomedicininų signalų registratoriumi „Biopac MP36“. Signalai registruoti 1kHz

diskretizavimo dažniu. EKG registruota 0,5-3 Hz diapazone. Naudotas 0.5 Hz aukštų dažnių filtras (ADF) ir 50 Hz užtvarinis filtras ($Q=1$). Taip pat 66.5 Hz ($Q=0,5$) ir 38,5 ($Q=1$) žemų dažnių filtrai (ŽDF). Kanalo stiprinimas – $\times 10000$.

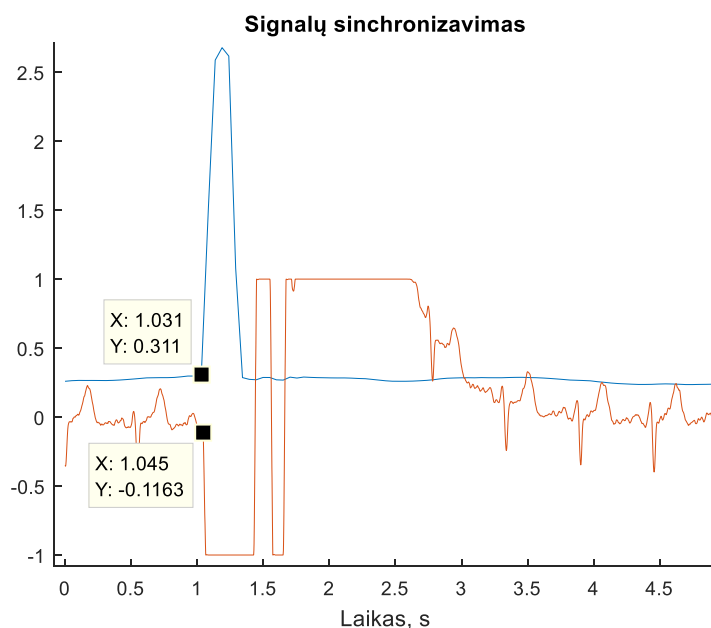
2.5 Signalų registravimas

Visi signalai registruoti laboratorinėmis sąlygomis, kartu su atraminiu, trijų derivacijų EKG signalu. Talpinis jutiklis pritvirtintas krūtinės viduryje, jutiklio apačią sulyginus su krūtinkaulio apačia. Eksperimento schema ir nuotrauka pateikiamos 2.12 pav.



2.12 pav. Signalų registravimo schema ir nuotrauka

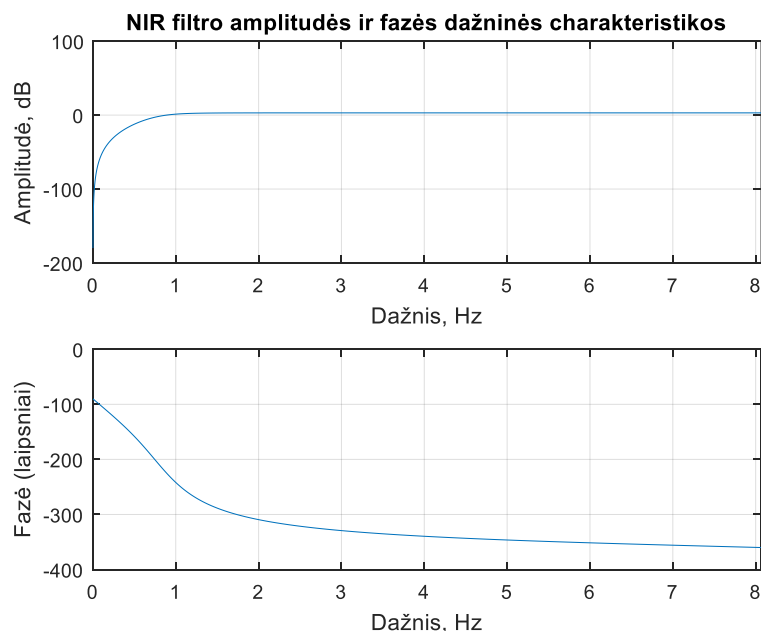
Svarbiausia eksperimento sąlyga - kaip įmanoma tiksliau sinchronizuoti tiriamąjį ir atraminį signalus. Dėl skirtingos šių biomedicininų signalų prigimties, sudėtinga vienu tikslu ir veiksmingu metodu abiejuose signaluose pažymėti tikslų laiko momentą signalų sinchronizavimui. EKG, kuri registruota su „Biopac MP36“, žymos variantai buvo arba specializuotas mygtukas, arba elektrinis impulsas signale sukeltas tiriamajam abejomis rankomis prisiliečiant prie nedidelės įtampos baterijos. Nei vienas iš šių metodų nebuvo efektyvus talpiniuose matavimuose, nes prie talpinio modulio nebuvo galimybės prijungti specializuoto mygtuko, o elektrinis impulsas iš baterijos neturėjo pakankamos įtakos signalui. Nuspręsta lygiagrečiai taikyti atskirus būdus laikinei žymai sukurti. Talpiniame signale žyma sukurta prisiliečiant pirštu prie pasyvios elektrodo plokštelės, o kardiogramoje – trumpam atjungiant vieną elektrodą. Sinchronizavimo momentas pateiktas 2.13 pav.



2.13 pav. Tiriomojo ir atraminio signalų laikinio sinchronizavimo momentas

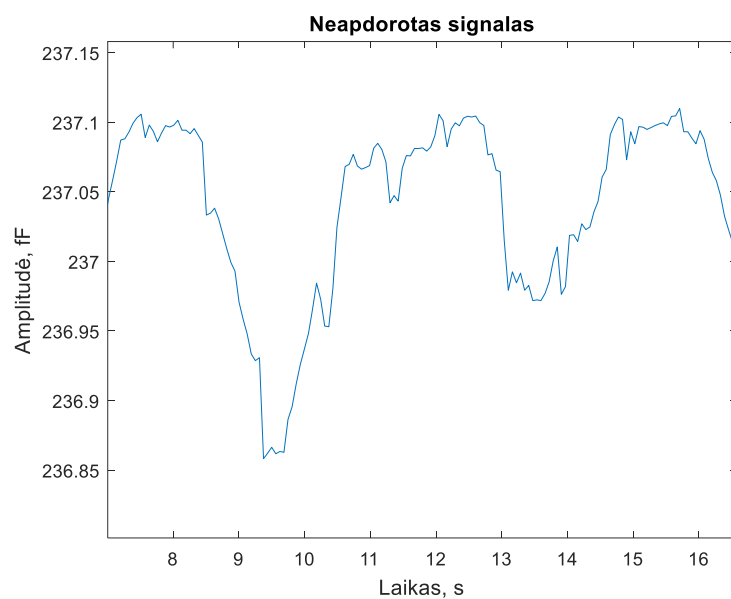
2.5.1 Aukštų dažnių filtras

Signalai filtruoti neribotos impulsinės reakcijos (NIR) Butterworth'o ADF. Jo amplitudiniai parametrai yra $A_{stop}=4$ dB ir $A_{pass}=0,1$ dB, o dažniniai parametrai yra $F_{stop}=2$ Hz ir $F_{pass}=1$ Hz. 2.14 pav. pateikiamos filtro amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos.

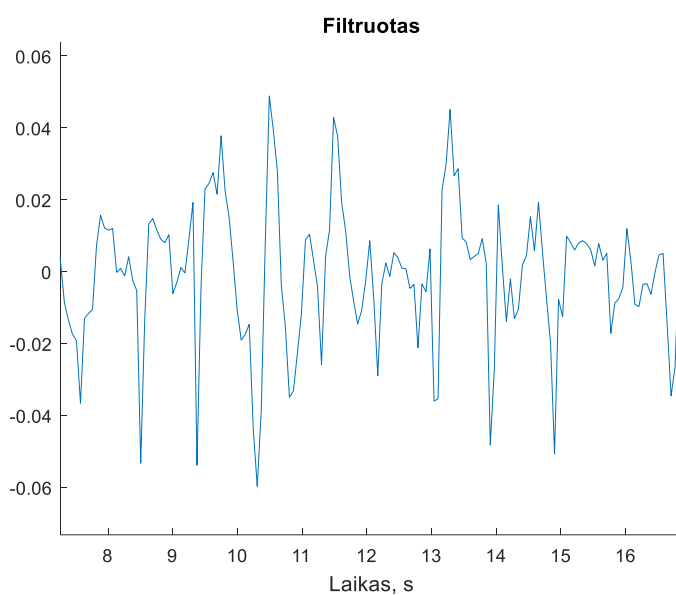


2.14 pav. Naudoto Butterworth'o NIR filtro amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos

2.15 pav. pateikiamas neapdorotas signalas. Jame matomi trys kvėpavimo ciklai ir ~12-14 širdies ciklų. 2.16 pav. pateikiamas signalas po filtravimo.

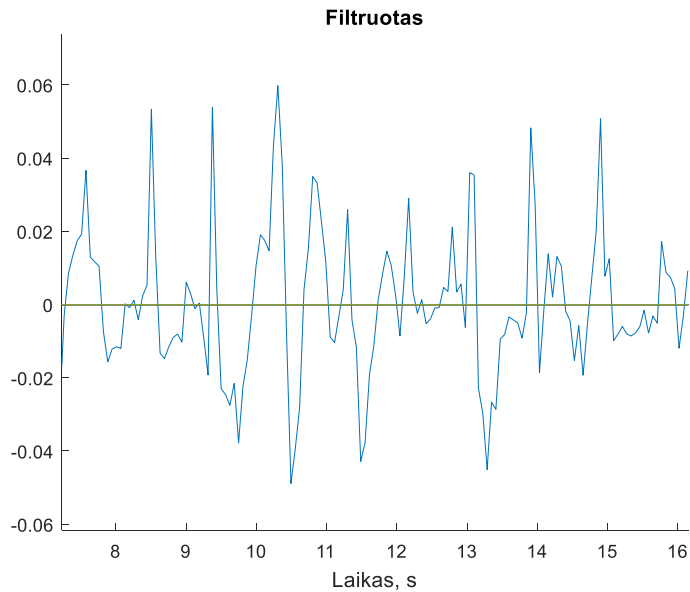


2.15 pav. Neapdorotas signalas



2.16 pav. Signalas po filtravimo

Kadangi širdies susitraukimų metu užregistruoti talpos impulsai buvo neigiami, priimtas sprendimas apdorojant ir atvaizduojant signalą invertuoti. Panaši praktika taikoma ir kituose hemodinaminiuose tyrimuose. Invertuotas signalas pateikiamas 2.17 pav.



2.17 pav. Signalas po filtravimo, invertuotas

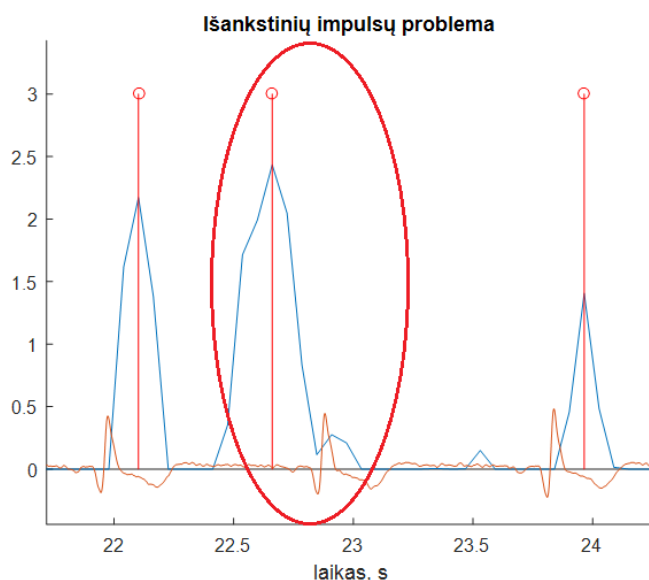
Reikia atkreipti dėmesį, jog signalo amplitudė yra gan stipriai moduluota kvėpavimo ritmu. Dėl ženkliai didesnės kvėpavimo amplitudės, širdies impulsai kartais yra beveik visiškai uždengiami įkvėpimo ir iškvėpimo šlaitų. Todėl, išfiltravus kvėpavimą, kai kurie širdies impulsai yra labai žemos amplitudės. Be to, metodas itin neatsparus judesio artefaktams. Todėl, nėra galimybės diferencijuoti, naudoti netiesinio operatoriaus ar kitaip didinti širdies impulsų amplitudės, nes dalis širdies impulsų yra mažesnės amplitudės nei kai kurie judesio artefaktai. Šie metodai buvo išbandyti, ir po jų signalas prarado visą naudingą informaciją. Siekiant sumažinti signalo netolygumus išbandyti Savitsky-Golay ir slenkančio vidurkio filtrai. Jie taip pat nebuvo veiksmingi - nors ir sugltonino impulsų šlaitus, šie filtrai sumažino silpnų širdies impulsų amplitudę, taip dar labiau apsunkindami jų atpažinimą. Atsižvelgiant į tai, judesio artefaktų problema sprendžiama impulsų atpažinimo dalyje, pikų detekcijos algoritme, aprašytame 2.8 skyrelyje.

Prieš impulsų atpažinimą, mažesnės už 0 signalo reikšmės yra prilyginamos 0, ši riba 2.17 pav. pažymėta žalia linija. Taip išvengiama chaotiškos apatinės signalo dalies keliamų klaidų.

2.6 Širdies ritmo atpažinimo problemos

Išankstiniai impulsai. Labai svarbu atkreipti dėmesį į neišvengiamų išankstinių impulsų problemą. Prieš pat širdies impulsus, kurie yra ant kvėpavimo kreivės šlaitų, kartais pasireiškia pašaliniai, kenksmingi artefaktai. Ši klaida matoma 2.18 pav. Labiausiai tikėtina, kad jie yra atsiradę po filtravimo, ties staigiais pokyčiais signale, tiriamajam pradedant įkvėpti arba iškvėpti orą. Šie artefaktai būna ganėtinai arti širdies impulsų ir viršija juos amplitude, nes dėl susilieji-

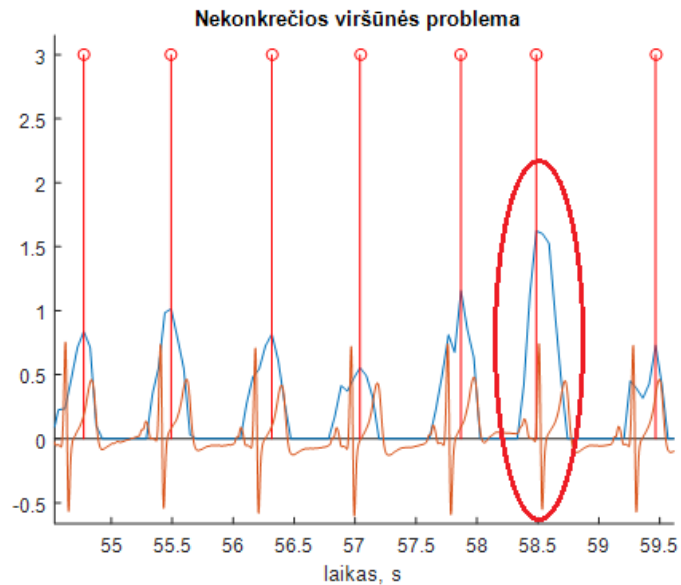
su kvėpavimo šlaitu tose vietose širdies impulsai būna ypatingai žemos amplitudės. Vis dėlto, algoritmas, užfiksavęs triukšmo artefaktą, šalia esančio žemesnės amplitudės širdies impulso dažniausiai neberegistruoja. Todėl, ši klaida neturi įtakos bendram širdies impulsų skaičiui. Šių artefaktų dydis ir pasireiškimo dažnis visiems tiriamiesiems yra skirtingi. Didžiausia koreliacija matoma tarp artefaktų pasireiškimo dažnio ir tiriamojo riebalinio bei raumeninio sluoksnių storio krūtinės srityje.



2.18 pav. Išankstinių impulsų problema

Taip pat, daug įtakos triukšmų atsiradimui turi ir bendra užregistruoto signalo kokybė, nes metodas yra ganėtinai neatsparus judesiams. Todėl, kitas kenksmingų artefaktų šaltinis yra tiriamojo **judesių sukelti triukšmai**.

Nekonkrečių viršūnių problema. Dar viena problema apdorojant talpinius signalus, yra signalo viršūnių neapibrėžtumas. Jis dažniausiai pasireiškia tiriamiesiems su didesniu riebalų sluoksniu krūtinės srityje, kurių širdies amplitudė yra kiek žemesnė ir signalai yra labiau užteršti triukšmu. Šią problemą puikiai iliustruoja 2.19 pav. Matoma, kad nors visų impulsų viršūnės yra ganėtinai panašiai nukrypę nuo QRS komplekso, vienas iš jų dėl savo didesnės amplitudės ir viršūnės formos yra užfiksuotas šiek tiek anksčiau.



2.19 pav. Nekonkrečios viršūnės problema

Nei išankstinių impulsų, nei nekonkrečių viršūnių problema nėra kritinė. Metodą naudojant tik širdies ritmo stebėsenai, ši problema beveik neturėtų realios įtakos bendram matavimo rezultatui.

- Vidurkinant keletą Δt tarp širdies dūžių, viršūnių nuokrypiai dažniausiai vienas kitą kompensuoja. T.y. jei viena viršūnė atpažinta anksčiau, Δt iki kitos viršūnės bus atitinkamai didesnis. Jūdviejų vidurkis atitiks realų širdies darbo periodą.
- Skaičiuojant širdies ritmą iš vidutinio laiko skirtumo tarp impulsų ir pastebėjus didelį intervalo nuokrypį nuo normos, impulsą galima tiesiog išmesti iš skaičiavimų.
- Skaičiuojant iš dūžių skaičiaus per tam tikrą laiko langą, klaidos įtaka yra atvirkščiai proporcinga laiko lango dydžiui. Taip pat, ji pasireiškia tik tol kol neatsiranda sekantis teisingas impulsas, t.y., iki ~ 1 s.

Dėl šių priežasčių, daugelis judesio artefaktų taip pat neturi didelės įtakos. Jie iškraipo skaičiavimus tik tada, kai:

- tiriamasis ypatingai daug juda,
- jei jie atsiranda tiksliai laiko momentu, kai algoritmas gali priimti juos kaip greitesnį širdies ritmą.

Į visus minėtus impulsų atpažinimo sunkumus atsižvelgta kuriant impulsų atpažinimo algoritmą, aprašytą 2.7 skyrelyje.

2.7 Impulsų atpažinimas

Širdies impulsams signale išskirti sukurtas specifiskas pikų detekcijos algoritmas. Algoritmas susideda iš 4 dalių, atitinkama eilės tvarka:

1. 0,2 sekundės po impulso viršūnės negali būti už ją didesnės reikšmės.
2. Algoritmas skaičiuoja nuo matavimo pradžios patvirtintų širdies impulsų vidurkį, ir viršūnė negali būti pripažinta kaip širdies impulsas, jei yra mažesnė nei 15 % to vidurkio. Tai padeda išvengti smulkių triukšmų neapibrėžiant tikslių apribojimų amplitudei, nes skirtingų tiriamųjų signalai turi labai skirtingas amplitudes.
3. Intervalas tarp širdies impulsų negali būti mažesnis, nei 60 % paskutinių 3 intervalų vidurkio.
4. Po užfiksuotos viršūnės dar 0,25 s algoritmas nepripažįsta *jokių* kitų viršūnių kaip širdies impulsų. Šis apribojimas yra būtinas dėl judesio artektų, kurie nors ir daugeliu atvejų neviršija širdies impulsų (1 sąlyga), yra pakankamos amplitudės, kad tam tikrais laiko momentais apeitų kitas sąlygas. Tai apriboja metodo galimybes matuoti širdies ritmą didesnę iki 240 kpm, tačiau šis dažnis viršija net kraštutinius patologinius atvejus, t.y yra beveik neįmanomas.

Svarbu atkreipti dėmesį, kad algoritmas nėra sukurtas ekstrasistolių ir įvairių aritmijų atpažinimui, tačiau jis tik analizuoja turimą signalą ir pati signalo informacija nėra iškraipoma. Patobulinius signalų apdorojimo algoritmus galimas ir įvairių patologijų atpažinimas. Vis dėlto, tam reikėtų sumažinti registravimo metu atsirandančių judesio artektų kiekį. Tai galėtų būti daroma pagaminus tekstilinius fraktalinius jutiklius, kurie pritaikytų prie žmogaus kūno formos, taip išvengiant dėl jutiklio judėjimo kylančių triukšmų.

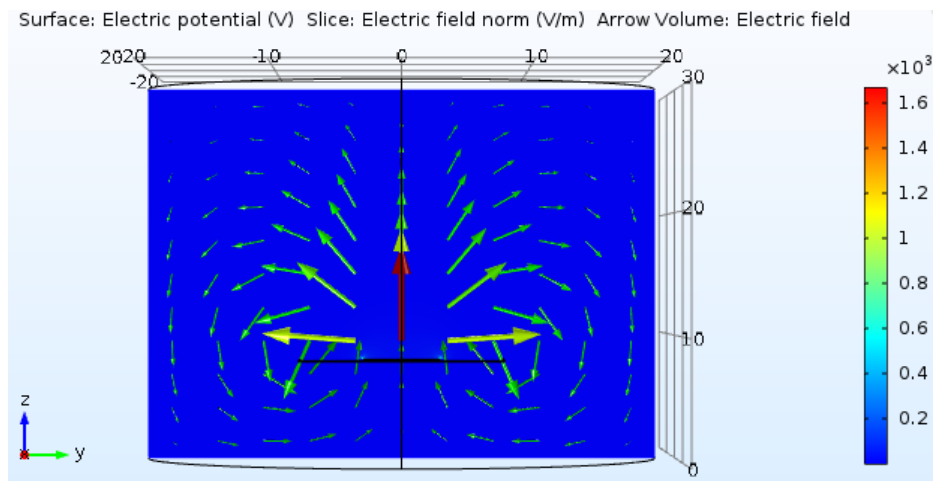
2.8 Tiriamųjų grupės tyrimas

Iš viso eksperimente dalyvavo keturi tiriamieji: du vyrai ir dvi moterys. Kiekvieno iš jų širdies veikla užregistruota po keturis kartus, 60 s (arba didesnės) trukmės signalais. Du kartus registruota ramybės būsenoje, ir du kartus po fizinio krūvio. Lygiagrečiai registruoti ir atraminiai EKG signalai. Signalų apdorojimas atliktas naudojantis „Matlab r2016a“ programa. Visi signalai registruoti, apdoroti ir tirti identiškomis sąlygomis. Atliekant tyrimą, filtravimo ir impulsų atpažinimo algoritmai bei jų kalibravimo parametrai buvo galutiniai ir nekeičiami. Taip buvo daroma, siekiant išsiaiškinti metodo lankstumą esant skirtingiems pacientams, bei dėl tikslios ir sąžiningos jautrumo analizės.

3 REZULTATAI

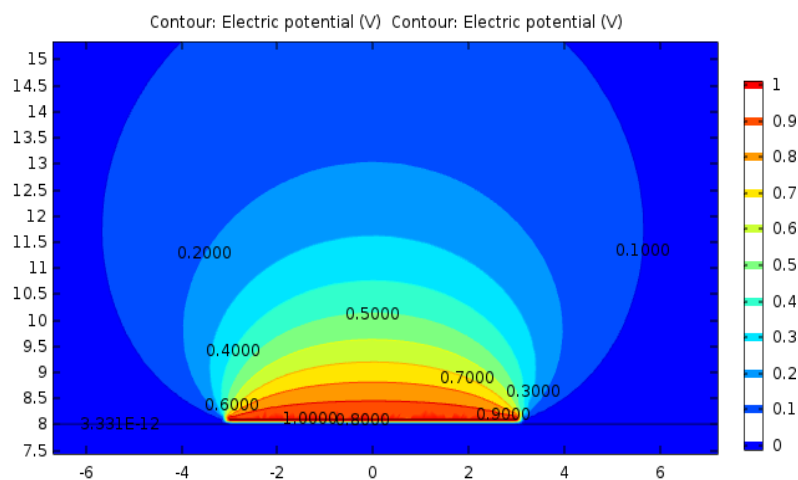
3.1 Jutiklių elektrinio lauko pasiskirstymo modeliavimo rezultatai

Naudojantis programa „COMSOL Multiphysics 5.2“ sumodeliuotas vientisinių jutiklių elektrinio lauko pasiskirstymas, kuris yra pateikiamas 3.1 pav. Prie aktyvaus elektrodo prijungta įtampa $U=1V$. Pasyvus elektrodas yra kvadratinis su 10 cm kraštine, aktyvus - taip pat kvadratinis, su 4 cm kraštine. Plokštelių storis $h=0.1$ mm, atstumas tarp elektrodų – 1 mm. Dielektrikas – stiklo tekstolitas, laidininkas – varis.



3.1 pav. Elektrinio lauko linijos aplink jutiklį

Siekiant išsiaiškinti, koku atstumu nuo jutiklio esančių kūnų dielektrinių savybių kitimas vis dar turėtų pakankamai įtakos bendrai sistemos talpai, 3.2 pav. atvaizduotas elektrinio potencialo pasiskirstymas.



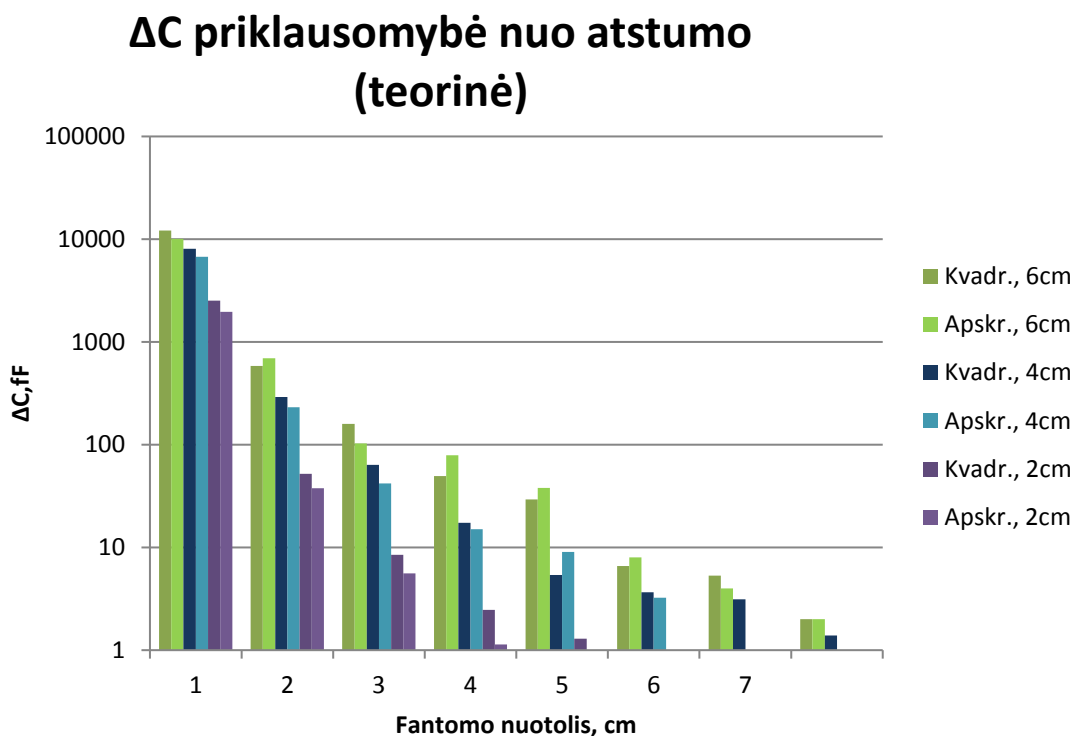
3.2 pav. Elektrinio potencialo pasiskirstymas virš jutiklio

Kaip ir tikėtasi, elektrinio lauko linijos išeina iš jutiklio plokštumos į virš aktyvaus elektrodo esančią erdvę. Elektrinis potencialas nusilpsta iki 10 % pradinės vertės nuo jutiklio nutolus 9 cm atstumu. Tai yra pakankamas atstumas, kad būtų pasiekta širdis ir jos dielektrinių savybių kitimas plakant turėtų įtakos bendrai jutiklio talpai.

3.2 Vientisinių jutiklių tyrimai

3.2.1 Baigtinių elementų modelio tyrimas

Naudojantis baigtinių elementų modeliu atlikti tokie patys matavimai kaip ir gyvai vykdytame tyrime – fantomas nuo jutiklio buvo tolinamas 0-13 cm atstumu, 1cm žingsniu. 3.3 pav. pateikiama diagrama parodanti kiek sumažėja kiekvieno jutiklio talpa, fantomui nutolus 1 cm.

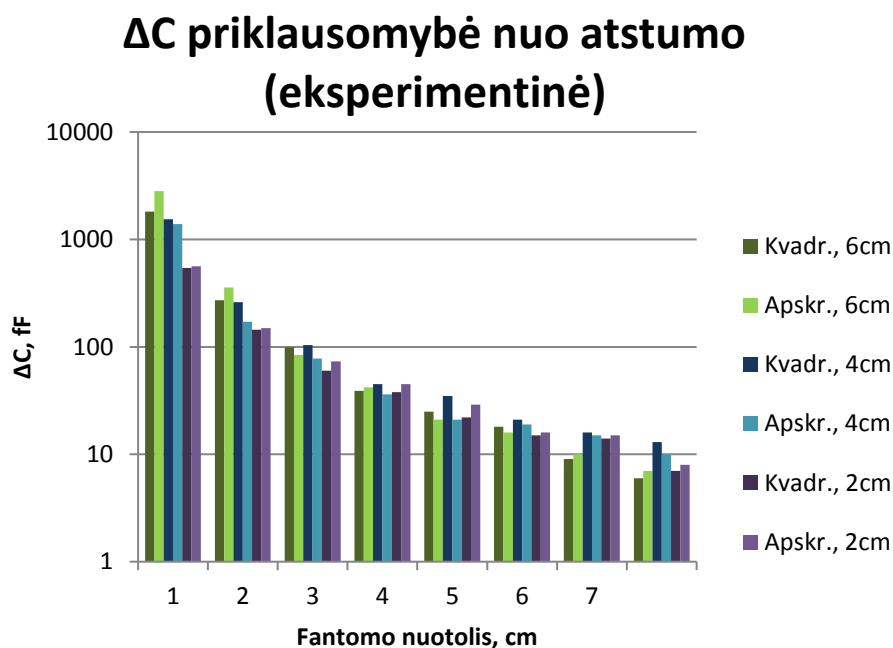


3.3 pav. Teorinė ΔC priklausomybė nuo atstumo

Grafike akivaizdžiai matoma, jog jutikliai su didžiausio ploto aktyviaisiais elektrodais rodo geriausius rezultatus.

3.2.2 Vientisinių jutiklių eksperimentinis tyrimas

Vientisinių jutiklių eksperimentinio tyrimo metu buvo siekiama išsiaiškinti, kiek iš tikro pakinta kiekvieno elektrodo talpa, nuo jo fantomui nutolus fiksuotu atstumu. Fantomas nuo jutiklio buvo tolinamas 0-13 cm atstumu, 1 cm žingsniu. Gautos jutiklių ΔC priklausomybės nuo fantomo nuotolio pateikiamos 3.4 pav.



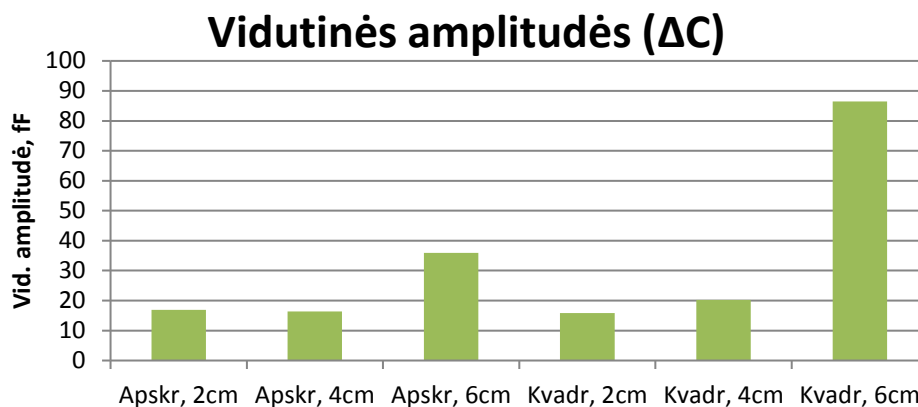
3.4 pav. Eksperimentinė ΔC priklausomybė nuo atstumo

Deja, iš šio gyvai atlikto eksperimento sudėtinga prieiti prie tvirtų ir konkrečių išvadų, nes visų elektrodų rezultatai ganėtinai panašūs. Juose trūksta loginio ryšio ir sistemingos priklausomybės nuo dydžio ar formos.

Labiausiai tikėtina, jog šio tyrimo rezultatų nesistemiškumas kilo dėl pilnutinės sistemos talpos nepastovumo. Jis gali būti sukeltas matavimo modulio automatinio kalibravimosi, elektrinio krūvio kaupimosi t.t. Beje, šios matavimo problemos nėra kliūtis gyvai vykdomuose biologiniuose matavimuose, nes naudingą informaciją neša ΔC apskaičiuotas tarp 0,1 – 1 s intervalu užregistruotų verčių.

3.2.3 Širdies impulsų amplitudžių tyrimas

3.5 pav. pateikiamos visais šešiais vientisiniais jutikliais užregistruotų 30s trukmės signalų vidutinės širdies impulsų amplitudės.



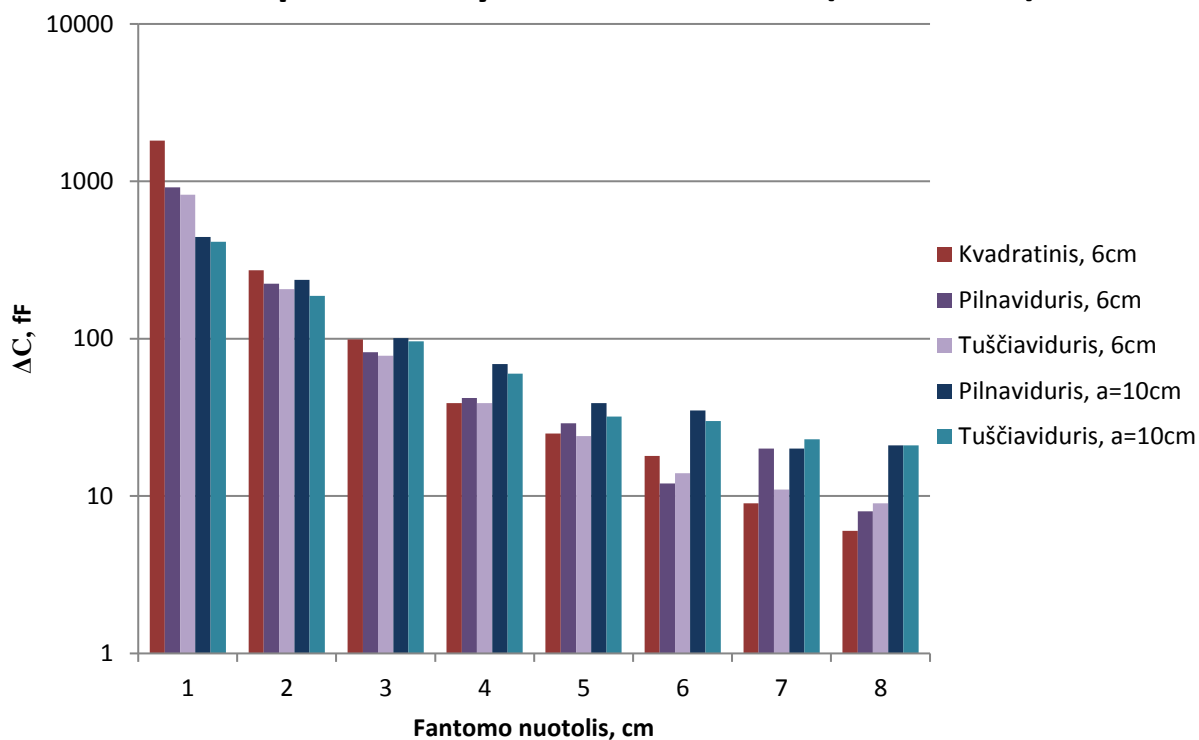
3.5 pav. Vidutinės širdies impulsų amplitudės, ΔC

Praktiškai ištyrus jutiklių veiksmingumą, už kitus ženkliai pranašesnis pasirodė jutiklis su $a=6$ cm kraštinės kvadratinio aktyvių elektrodu. Ankstesni šio jutiklio rezultatai per daug nesiskyrė nuo jutiklio su $d=6$ cm skersmens apskritu aktyviu elektrodu. Kodėl taip yra? Iškelta hipotezė, jog jo praktinį veiksmingumą sustiprino tai, kad jis turėjo didžiausią perimetrą. Todėl nuspręsta pabandyti aktyviems elektrodams suteikti fraktalinių figūrų formą, kurios turi mažą paviršiaus plotą ir didelį perimetrą.

3.3 Fraktalinių jutiklių tyrimas

Su fraktaliniais jutikliais pakartotas analogiškas praktinis eksperimentas kaip ir su vientisiniais. Faktalinių jutiklių eksperimentinio tyrimo metu kaip ir anksčiau buvo siekiama išsiaiškinti, kiek iš tikro pakinta kiekvieno elektrodo talpa, nuo jo fantomui nutolus fiksuotu atstumu. Fantomas nuo jutiklio buvo tolinamas 0-13 cm atstumu, 1cm žingsniu. 3.6 pav. pateikiami tyrimo rezultatai kartu su vientisinių jutiklių tyrimuose geriausias rezultatus parodžiusiu jutikliu, su $a=6$ cm kvadratinio aktyviu elektrodu.

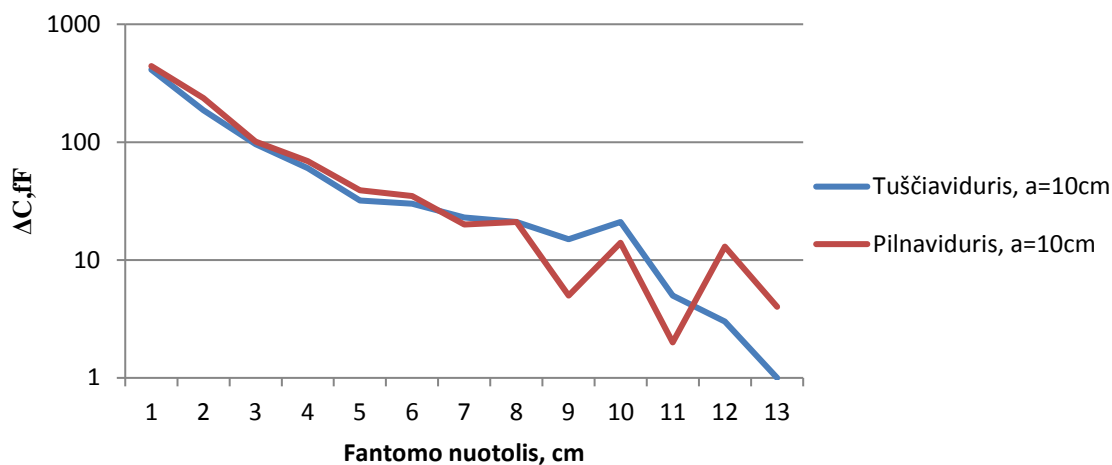
ΔC priklausomybė nuo atstumo (fantomas)



3.6 pav. Eksperimentinė fraktalinių jutiklių ΔC priklausomybė nuo nuotolio

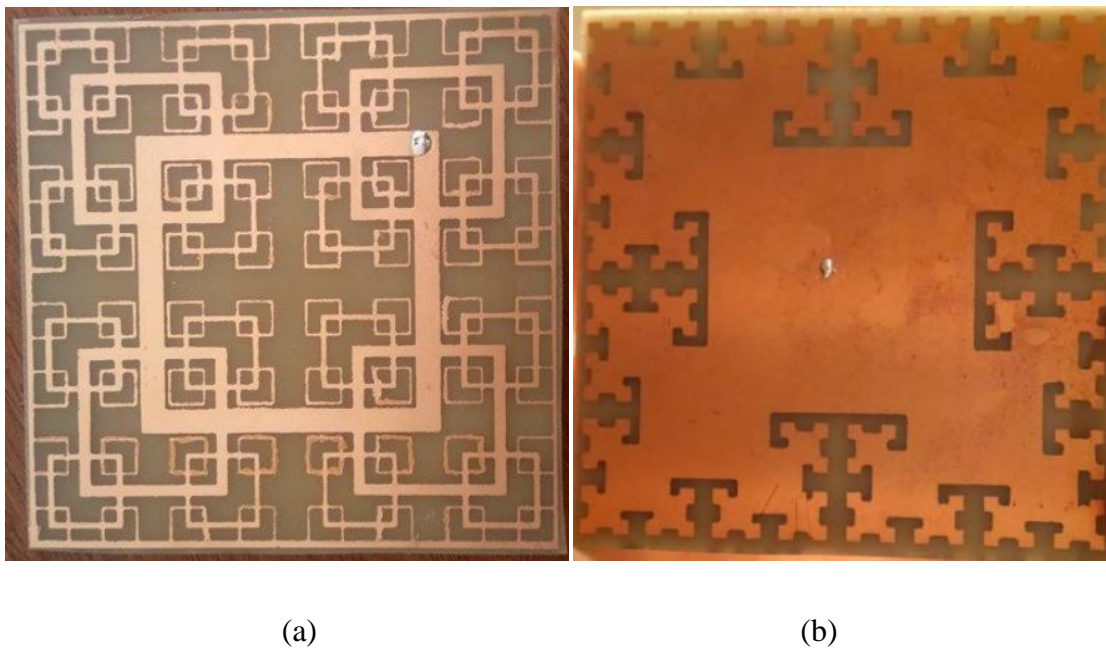
Reikia atkreipti dėmesį į tai, kad svarbiausia yra ne didelis talpos skirtumas 0-2 cm fantomo nuotolio zonoje, bet didelis ΔC ir pastovus jo išlaikymas tolesniu atstumu. Per didelis jautrumas 0-2 cm zonoje netgi kenksmingas, nes iš šios zonos (rūbai, oda, riebalai ir raumenys) ateina didžiausi triukšmai ir judesio artefaktai. Atsižvelgus į šią pastabą, diagramoje matoma jog visi 4 fraktaliniai jutikliai parodė geresnius rezultatus nei geriausias vientisinis jutiklis. Mažuose atstumuose, kai didelis jautrumas yra kenksmingas, jų talpa mažiausiai jautri dielektriko pokyčiams. Esminėje zonoje - dideliuose atstumuose, fraktaliniai jutikliai stabiliai išlaiko stiprų jautrumą, kai vientisinio jutiklio jautrumas ženkliai krenta. Didesnieji ($a=10$ cm) fraktaliniai jutikliai (3.8 pav.) ypatingai veiksmingi. Siekiant rasti patį geriausią jutiklį galutiniams eksperimentams, 3.7 pav. palygintos pilnos abiejų didžiųjų fraktalinių jutiklių ΔC priklausomybės nuo fantomo nuotolio.

Fraktalinių jutiklių ($a=10\text{cm}$) ΔC priklausomybė nuo atstumo



3.7 pav. Fraktalinių jutiklių su 10cm pločio aktyviu elektrodu ΔC priklausomybė nuo fantomo nuotolio

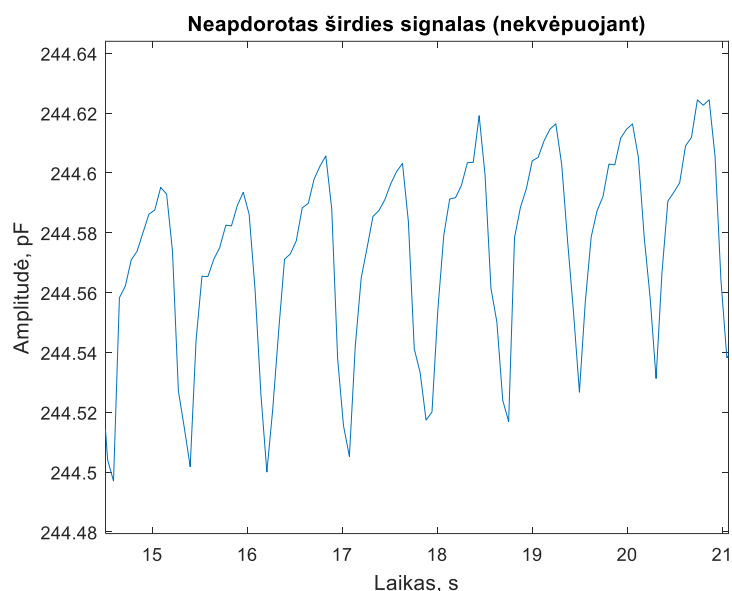
Matoma, jog 1-8 cm nuotoliu jutikliai veikia bene identišškai. Didesniu nuotoliu jutiklis su pilnaviduriu aktyviu elektrodu praranda tiesiškumą, o jutiklis su tuščiaviduriu aktyviu elektrodu beveik idealiai jį išlaiko. Todėl, tolimesniems tyrimams ir pasirinktas fraktalinis jutiklis su tuščiaviduriu $a=10\text{ cm}$ pločio aktyviu fraktaliniu elektrodu. Jo nuotrauka pateikiama 3.8 pav. (a).



3.8 pav. Fraktalinis jutiklis su a) tuščiaviduriu $a=10\text{ cm}$ pločio aktyviu fraktaliniu elektrodu ir b) pilnaviduriu $a=10\text{ cm}$ pločio aktyviu fraktaliniu elektrodu

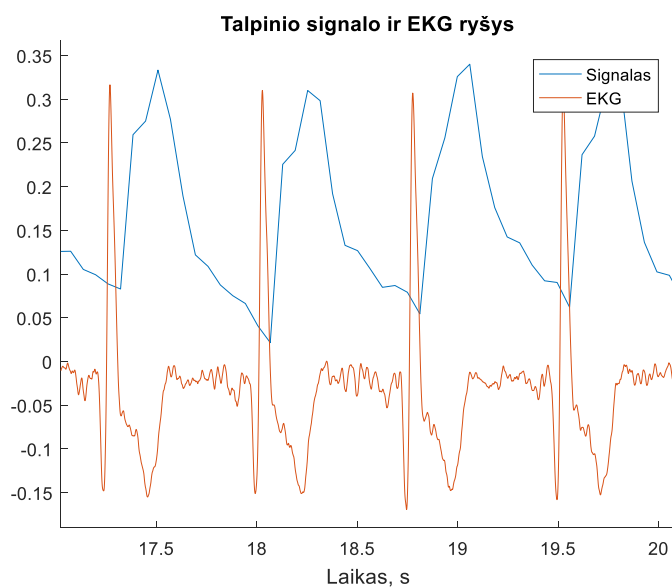
3.4 Metodo validumo patvirtinimas

Siekiant patvirtinti metodo validumą, su fraktaliniu jutikliu buvo užregistruotas širdies ritmas, tiriamajam sulaikius kvėpavimą. Paraleliai buvo registruojama EKG su „Biopac MP36“. 3.9 pav. pateikiama neapdoroto talpinio širdies signalo ištrauka.



3.9 pav. Neapdorotas širdies signalas užregistruotas fraktaliniu jutikliu nekvėpuojant

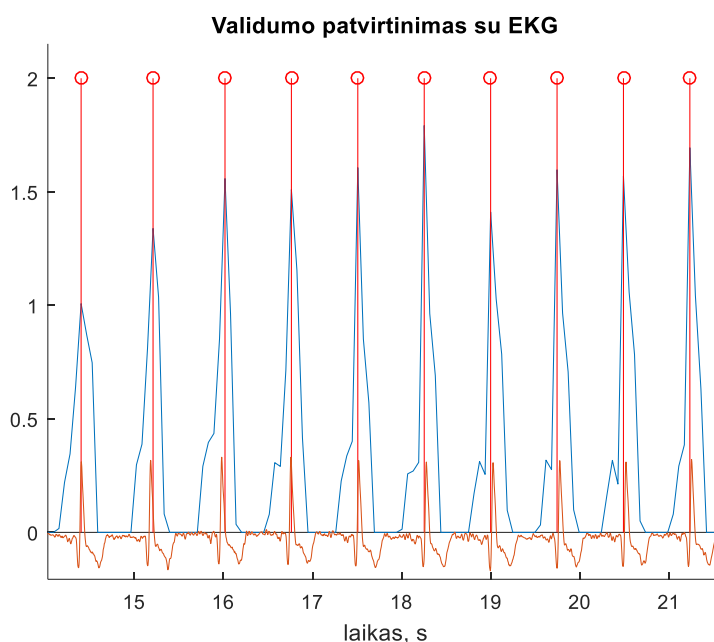
3.10 pav. pateikiamas fraktaliniu jutikliu užregistruoto (invertuoto) signalo sulyginimas su EKG.



3.10 pav. Fraktaliniu jutikliu gauto (invertuoto) signalo sulyginimas su EKG

Matome, jog signalų ryšys yra logiškas ir atitinka fiziologinių širdies procesų laikinę dinamiką. Nors ir dėl sinchronizavimo sunkumų galima $\sim 0,1$ s paklaida, talpinio signalo impulsas akivaizdžiai prasideda netrukus po QRS komplekso, kuris atspindi greitą dešiniojo ir kairiojo skilvelių depolarizaciją. Netrukus, abu skilveliai susitraukia išstumdami kraują, ir tai aiškiai matosi jutiklio talpos kitime.

3.11 pav. pateikiamas grafikas, kuriame matomas fraktaliniu jutikliu užregistruotas signalas (po apdorojimo), pikų detekcijos algoritmu atpažinti signalo maksimumai, ir laike sinchronizuota kardiograma.



3.11 pav. Fraktaliniu jutikliu nekvėpuojant užregistruotas širdies signalas kartu su laike sinchronizuota kardiograma

Visi širdies impulsai 45 s trukmės talpiniame signale sutapo su kardiogramos QRS kompleksais. Tai įrodo, kad signalo kitimas yra sąlygojamas širdies veiklos ir patvirtina, jog siūlomas metodas yra validus.

3.5 Tiriamųjų grupės tyrimas

Šiame skyriuje pateikiami ir palyginami duomenys apibūdinantys metodo veiksmingumą keturiems skirtingiems tiriamiesiems. Matavimų duomenys imti iš 60 s signalo atkarpų. Širdies ritmas matuojamas kartais per minutę (kpm). 3.1 lentelėje pateikiami tiriamųjų fiziniai duomenys. 3.2 lentelėje pateikiama detali visų ištirtų signalų informacija. Lentelėje pateikiami įverčiai:

- *teisingi teigiami (TT)* – teisingai algoritmo atpažinti širdies impulsai;
- *klaidingi teigiami (KT)*– klaidingi impulsai, algoritmo užfiksuoti neesant širdies veiklos;
- *klaidingi neigiami (KN)*- algoritmo neužfiksuoti širdies impulsai;
- *širdies ritmas, kpm (C)* – širdies impulsų skaičius per minutę, rastas siūlomu talpiniu metodu;
- *širdies ritmas, kpm (EKG)* – širdies impulsų skaičius per minutę, rastas iš atraminio EKG signalo;
- *rezultato nuokrypis* - skirtumas tarp siūlomu ir atraminiu metodu rastų širdies plakimo dažnių;
- *jautrumas* – santykis, tarp teisingai atpažintų širdies impulsų skaičiaus ir realaus širdies impulsų skaičiaus.

Kadangi šis algoritmas nėra klasifikatorius tarp dviejų rūšių impulsų (kaip, pvz., tarp normalaus širdies darbo ciklą ir ekstrasistolijų), teisingų neigiamų (TN) algoritmo sprendimų nėra. Todėl, specifiškumo ir tikslumo apskaičiuoti neįmanoma, kadangi tam reikalingas TN įvertis.

3.1 lentelė. Tiriamųjų fiziniai duomenys

Tiriamojo nr.	Lytis	Svoris, kg	Ūgis, cm	Krūtinės dydis	Kūno sudėjimas
1	mot.	51	159	A	Lieknas
2	mot.	60	173	C	Vidutinis
3	vyr.	65	178	-	Lieknas
4	vyr.	92	188	-	Vidutinis

3.2 lentelė. Eksperimento rezultatai

Tiriamąjo nr.	Fizinė būseną	Širdies ritmas, kpm (EKG)	Širdies ritmas, kpm (C)	TT	KT	KN	Rezultato nuokrypis	Jautrumas
1	rami	106	106	106	0	0	0	100,00%
	rami	104	105	104	1	0	1	99,05%
	po krūvio	118	116	79	0	2	-2	100,00%
	po krūvio	113	112	110	2	3	-1	98,21%
2	rami	70	72	64	6	4	2	91,43%
	rami	74	77	72	5	2	3	93,51%
	po krūvio	86	86	82	4	4	0	100,00%
	po krūvio	87	90	80	10	7	3	88,89%
3	ramus	73	73	73	0	0	0	100,00%
	ramus	65	66	65	1	0	1	98,48%
	po krūvio	99	97	92	5	7	-2	94,85%
	po krūvio	105	106	100	6	5	1	94,34%
4	ramus	71	72	71	1	0	1	98,61%
	ramus	75	75	75	0	0	0	100,00%
	po krūvio	91	90	91	0	1	-1	100,00%
	po krūvio	83	83	83	0	0	0	100,00%

Maksimalus metodu užfiksuoto širdies ritmo nuokrypis yra 3kpm. Akivaizdu, jog metodus nėra tinkamas klinikiniam tyrimams, nes nėra visiškai patikimas. Svarbu atkreipti dėmesį, kad šiuo atveju jautrumo įvertis nėra tiksliai atspindintis realybės. Pvz. tiriamąjo nr. 4, pirmame matavime po fizinio krūvio, matome jog TT įvertis sutampa su realiu širdies impulsų skaičiumi per minutę, todėl jautrumas yra 100 %. Vis dėlto, viena KN klaida šiek tiek iškraipo galutinį širdies ritmo įvertį. Taip pat, dėl klaidingų teigiamų impulsų kompensavimosi klaidingais neigiamais, kai kuriuose, žemesnį metodo jautrumą parodžiusiuose matavimuose, rezultato nuokrypis yra minimalus arba jo išvis nėra. Pavyzdžiui, tiriamosios nr.2 antrame matavime po krūvio (pats prasčiausias rezultatas) matome, kad signalas buvo toks triukšmingas, kad algoritmas užfiksavo net 10 širdies impulsų ten, kur jų nebuvo, ir 7 buvusių neužfiksavo. Vis dėlto, galutinis širdies ritmo įvertis yra pakankamai tikslus, kad metodus galėtų būti naudojamas buitiniams kasdienės stebėsenos tikslais. Taip pat, svarbu atsiminti, kad šio darbo tikslas nėra sukurti galutinį signalų apdorojimo ir impulsų atpažinimo algoritmą. Iš užregistruotų duomenų, aukštesnės kvalifikacijos signalų apdorojimo specialistai galėtų gauti dar geresnius rezultatus.

Taip pat, dar yra daug kur patobulinti elektrodus, taip dar labiau sumažinant judesio triukšmų įtaką.

Svarbiausias šio darbo rezultatas - sukurtas naujas ir patogus naudoti fraktalinis jutiklis, pasižymintis aukštu jautrumu ir dideliu registravimo gyliu.

IŠVADOS IR PASIŪLYMAI

1. Informacijos šaltiniuose aprašyti talpiniai jutikliai yra sudaryti iš dviejų ir daugiau elektrodų. Elektrodai arba yra greta vienas kito ir vienoje plokštumoje, arba dedami iš priešingų krūtinės ląstos pusių. Elektrodų išdėstymas vienoje plokštumoje ženkliai padidina jutiklio matmenis, daro jį neatspariu triukšmams, ypačingai judesiams iš priešingos pusės nei matuojama. Apibūsis elektrodų išdėstymas taip pat sukelia ekranavimo problemas ir padaro jutiklius itin neatspariais judesio trukšmams, ypačingai tiriamojo rankų judesiams. Todėl, siūloma sukurti vienoje plokštėje realizuotą elektrodą, neturintį šių problemų.

2. Panaudojant baigtinių elementų modelį ir laboratorinius eksperimentus, išanalizuoti ir palyginti šeši įvairių dydžių ir formų vientisinių jutiklių prototipai. Laboratorinio eksperimento metu palyginus šių prototipų jautrumą, konkrečių rezultatų gauta nebuvo. Baigtinių elementų modelio tyrimo metu nustatyta, kad didžiausi talpos pokyčiai tolstant nuo fantomo buvo matomi su jutikliais, turinčiais didžiausius aktyvius elektrodus. Atlikus širdies impulsų amplitudžių tyrimą, nustatyta, kad geriausias yra jutiklis su $a=6$ cm pločio kvadratinio aktyviuoju elektrodu. Iškėlus hipotezę, kad aktyviosios dalies perimetro didinimas gali pagerinti jutiklio kokybę, pagaminti ir ištirti keturi skirtingų dydžių ir formų fraktaliniai jutikliai. Jų visų rezultatai ženkliai lenkė geriausio vientisinio jutiklio rezultatus. Nustatyta, kad geriausias yra fraktalinis jutiklis su $a=10$ cm pločio aktyviuoju elektrodu.

3. Sukurtas algoritmas apdorojantis talpinius signalus ir juose atpažįstantis širdies impulsus. Metodo validumas patvirtintas sulyginant juo gautus signalus su atraminiu elektrokardiogramos signalu.

4. Atlikus tyrimą su keturių tiriamųjų grupe ir išanalizavus šešioliką 60 s trukmės signalų, maksimalus nuokrypis nuo realaus širdies ritmo buvo 3kpm. Taigi, gauti rezultatai nėra idealūs. Pastebėta, kad algoritmas prasčiau atpažįsta širdies impulsus, kai tiriamasis yra po fizinio krūvio. Tai gali būti paaiškinta tuo, kad greitas ir gilus kvėpavimas sukelia daugiau judesio artefaktų. Taip pat, prastesni rezultatai gauti su tiriamaisiais, turinčiais didesnę riebalinę sluoksnį krūtinės srityje. Visais atvejais, ties kvėpavimo šlaitais esantys širdies impulsai po filtravimo yra labai žemos amplitudės. Dėl greito kvėpavimo, kreivės šlaitai yra statūs ir dar labiau uždengia širdies impulsus. Be to, po fizinio krūvio, kvėpavimo šlaitai pasitaiko tankiau nei ramybės būsenoje. Vis dėlto, šio darbo tikslas nėra sukurti galutinį širdies veiklos atpažinimo algoritmą. Darbo tikslas yra pasiektas – sukurtas naujoviškas, aukšto jautrumo ir didelio matavimo gylio talpinis fraktalinis jutiklis, kuris galėtų būti naudojamas ir toliau tobulinamas elektromagnetiniais reiškiniais paremtuose

biomedicininiuose tyrimuose. Šis elektrodas turi dideles perspektyvas talpiniuose biomedicininiuose gyvybinių funkcijų registravimo prietaisuose.

5. Tolimesniuose tyrimuose siūloma išbandyti laidžios tekstilės fraktalinį jutiklį. Jis prisitaikytų prie kūno linkių ir būtvų atsparesnis netyčiniams tiriamųjų judesiams. Taip pat, tyrimai šiame darbe atlikti naudojant gamyklinį talpos matavimo modulį. Tikėtina, kad būtų įmanoma išgauti didesnę jautrumą, suprojektavus specifinį Collpitts'o autogeneratoriumi paremtą talpos matuoklį turintį aukštesnę nei 11 MHz darbinį dažnį.

INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS

1. Science of Heart. Chapter 03: Heart Rate Variability. [interaktyvus]. *HeartMath Institute*. [žiūrėta 2017 m. sausio 20 d.]. Prieiga per internetą: <https://www.heartmath.org/research/science-of-the-heart/heart-rate-variability/>
2. MERINO J. L., PEREZ-SILVA A. Frequent ventricular extrasystoles: significance, prognosis and treatment. *E-Journal of the ESC Council for Cardiology Practice* [interaktyvus]. January 2011, vol. 9, no. 17 [žiūrėta 2017 m. sausio 20 d.]. Prieiga per internetą: <https://www.escardio.org/Journals/E-Journal-of-Cardiology-Practice/Volume-9/Frequent-ventricular-extrasystoles-significance-prognosis-and-treatment>
3. M.D. COMPTON S.J. Ventricular Tachycardia [interaktyvus]. *Medscape*. December 2015 [žiūrėta 2017 m. sausio 25 d.]. Prieiga per internetą: <http://emedicine.medscape.com/article/159075-overview?pa=mNc1cToTm%2BrogPHe0%2BYwYVBHsTN6btqXk%2FINtjZhNf6ZSuBFQhW2U9CvEqrh%2FMabrblgTXjhGVeZgAQvKvLOiwhCTQq25Ki1mL6i64Z7Vg%3D>
4. Complications from Atrial Fibrillation [interaktyvus]. *Heart Rythm Society*. [žiūrėta 2017 m. sausio 25 d.]. Prieiga per internetą: <http://www.hrsonline.org/Patient-Resources/Heart-Diseases-Disorders/Atrial-Fibrillation-AFib/Complications-from-AFib>
5. Atrial Fibrillation [interaktyvus]. *Sutter Heart & Vascular Institute* [žiūrėta 2017 m. sausio 28 d.]. Prieiga per internetą: http://www.baylorhearthospital.com/bhvh/images/BHVVH_EKG_of_AF.jpg
6. BROWNRIGG K. Mechanical and Electrical Activity of the Heart [interaktyvus]. *Health & Medicine, Technology*. 2011 [žiūrėta 2017 m. balandžio 20 d.]. Prieiga per internetą: <https://www.slideshare.net/amoor010/mechanical-electrical-activity-of-the-heart>
7. The PQRST Heart Trace [interaktyvus]. [žiūrėta 2017 m. balandžio 20 d.]. Prieiga per internetą: <http://www.ti.com/lit/ug/snou138/snou138.pdf>
8. CHENG, J., LUKOWICZ, P. Towards wearable capacitive sensing of physiological parameters. *Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. July 2008, p. 272–273
9. SHIN H., YUN Y., MIN S.D. Simplified Structural Textile Respiration Sensor based on Capacitive Pressure Sensing Method. *IEEE Sensors Journal*. September 2014, vol. 14, no. 9, p. 3245 - 3251
10. LUIS J.A., ROMERO L.M.R., GÓMEZ-GALÁN J.A., HERNÁNDEZ D.N., ESTUDILLO-VALDERRAMA M. A., BARBAROV-ROSTÁN G. , RUBIA-MARCOS C.

Design and Implementation of a Smart Sensor for Respiratory Rate Monitoring. *Sensors*. February 2014, vol. 14, no, p. 3019–3032.

11. JUCEVIČIUS M. Biologinių audinių elektrinės talpos pokyčių registravimo įrenginys. *Bakalauro baigiamasis projektas. Kauno technologijos universitetas*. June 2015, p. 19-33

12. OUM J.H., LEE S.E., KIM D.-W., HONG S. Non-Contact Heartbeat and Respiration Detector using Capacitive Sensor with Collpitts Oscillator. *Electronics Letters*. January 2008, ol. 44, no. 2, p. 87-88

13. TEICHMANN D., FOUSSIER J., JIA J., LEONHARDT S. Noncontact Monitoring of Cardiorespiratory Activity by Electromagnetic Coupling. *IEEE Transactions On Biomedical Engeneering*. August 2013, vol. 60, no. 8, p. 2142-2152

14. ANDREUCETTI D., FOSSI R. Dielectric properties of human tissues: definitions, parametric model, computing codes [interaktyvus]. 2000 [žiūrėta 2017 m. kovo 15 d.]. Prieiga per internetą: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>

15. SIVAYOGAN T. Design and Development of a Contactless Planar Capacitive Sensor. *Master's Thesis. University Of Toronto*. November 2013, p. 48

16. NASSR A., EL-DAKHAKHNI W. Improved interdigital sensors for structural health monitoring of composite retrofit systems. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*. May 2011, vol. 30, no. 7, p. 621-629

17. Complete Elliptic Integral of the First Kind [interaktyvus]. *Wolfram MathWorld*. [žiūrėta 2017 m. vasario 5 d.]. Prieiga per internetą:

<http://mathworld.wolfram.com/CompleteEllipticIntegraloftheFirstKind.html>

18. WANG Y.T., HU Y.C, CHU W.C., CHANG P.Z. The Fringe-Capacitance of Etching Holes for CMOS-MEMS. *Micromachines*. July 2015, vol. 6, p. 1617-1628

19. FDC2114 and FDC2214 EVM User's Guide [interaktyvus]. *Texas Instruments Incorporated*. June 2015, [žiūrėta 2017 m. gegužės 12 d.]. Prieiga per internetą: <http://www.ti.com/lit/ug/snou138/snou138.pdf>

20. Computing Capacitance [interaktyvus]. *Comsol*. [žiūrėta 2017 m. gegužės 12 d.]. Prieiga per internetą:

https://www.comsol.com/model/download/384031/models.acdc.capacitor_dc.pdf

PRIEDAI

Priedas 1. Įvairių audinių laidumai σ ir santykinės dielektrinės skvarbos ϵ 100kHz–25MHz diapazone

Lentelė sudaryta remiantis [14] šaltinio duomenų baze.

f=100kHz	Laidumas σ (S/m)	Santykinė dielektrinė skvarba ϵ
Kraujas	0,703	5120
Širdis	0,215	9845,8
Plautis (įkvėpus)	0,107	2581,3
Plautis (iškvėpus)	0,272	5145,3
Kepenys	0,085	7498,9
f=1MHz	Laidumas σ (S/m)	Santykinė dielektrinė skvarba ϵ
Kraujas	0,822	3026,3
Širdis	0,328	1967,3
Plautis (įkvėpus)	0,136	733,18
Plautis (iškvėpus)	0,334	1170,5
Kepenys	0,187	1535,7
f=4MHz	Laidumas σ (S/m)	Santykinė dielektrinė skvarba ϵ
Kraujas	1,016	777,75
Širdis	0,432	596,28
Plautis (įkvėpus)	0,188	286,16
Plautis (iškvėpus)	0,398	362,71
Kepenys	0,263	454,23
f=10MHz	Laidumas σ (S/m)	Santykinė dielektrinė skvarba ϵ
Kraujas	13,131	45,109
Širdis	11,835	42,241
Plautis (įkvėpus)	4,207	16,149
Plautis (iškvėpus)	10,116	37,951
Kepenys	9,391	32,45
f=25MHz	Laidumas σ (S/m)	Santykinė dielektrinė skvarba ϵ
Kraujas	34,152	26,12
Širdis	31,361	25,097
Plautis (įkvėpus)	11,195	10,034
Plautis (iškvėpus)	27,528	22,756
Kepenys	23,763	18,865