



**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS**  
**ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

**Mindaugas Tumalskis**

**BEKONTAKČIO ŠIRDIES RITMO REGISTRAVIMO**  
**ELEKTROMAGNETINIAIS IMPULSINIAIS RADARAIŠ**  
**TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

**Vadovas**

Doc. dr. Darius Jegelevičius

**KAUNAS, 2017**

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS**

**ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

**ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA**

**BEKONTAKČIO ŠIRDIES RITMO REGISTRAVIMO  
ELEKTROMAGNETINIAIS IMPULSINIAIS RADARAIŠ  
TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas  
Biomedicininė inžinerija (621H16001)

**Vadovas**

Doc. dr. Darius Jegelevičius

**Recenzentas**

Prof. dr. Vaidotas Marozas

**Projektą atliko**

Mindaugas Tumalskis

**KAUNAS, 2017**



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos fakultetas

(Fakultetas)

Mindaugas Tumalskis

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Bekontakčio širdies ritmo registravimo elektromagnetiniais impulsiniais radarais tyrimas“

**AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA**

20 \_\_\_\_ m. \_\_\_\_\_ d.

Kaunas

Patvirtinu, kad mano, **Mindaugo Tumalskio**, baigiamasis projektas tema „Bekontakčio širdies ritmo registravimo elektromagnetiniais impulsiniais radarais tyrimas“ 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)

Tumalskis, Mindaugas. Bekontakčio širdies ritmo registravimo elektromagnetiniais impulsiniais radarais tyrimas. *Biomedicininės inžinerijos magistro* baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Darius Jegelevičius; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Mokslo kryptis ir sritis: Elektros ir elektronikos inžinerija, Technologijos mokslai.

Reikšminiai žodžiai: *biomedicininų signalų apdorojimas, impulsinis radaras, širdies ritmas.*

Kaunas, 2017. 52 psl.

## SANTRAUKA

Širdies ir kraujagyslių ligos sudaro didžiąją dalį mirčių atvejų visame pasaulyje. Vienas iš veiksnių, rodančių šių ligų atsiradimą, yra širdies ritmas. Šiuo metu naudojami širdies ritmo registravimo metodai yra nepatogūs dėl nuolatinio kontakto su žmogaus kūnu. Šiame darbe pristatomas širdies ritmo registravimas bekontakčiu (nuotoliniu) būdu naudojant impulsinius elektromagnetinius radarus.

Tyrime apžvelgiami naujausi straipsniai, kuriuose radarai taikomi gyvybinių funkcijų, tokių kaip kvėpavimas ir širdies ritmas, registravimui. Tyrimo metu išbandyti du impulsiniai radarai – NVA-R631 ir X2M200 (Novelda AS). Išbandyta keletas metodų, kuriais siekiama išskirti kokybiškesnį širdies ritmo signalą iš radaro signalo. Tyrime pateikiami modeliavimo ir eksperimentiniai rezultatai. Eksperimentinių rezultatų adekvatumo įrodymui radaru užregistruotas širdies ritmo signalas palyginimas su tuo pačiu metu užregistruotu elektrokardiogramos širdies ritmu. Tyrimo rezultatai rodo impulsinio radaro gebėjimą registruoti žmogaus širdies ritmą, tačiau galimos nemažos paklaidos, kai radaro antenos nėra tiesiai atsuktos į žmogaus krūtinę.

Tumalskis, Mindaugas. Research of Contactless Heart Rate Registration Using Electromagnetic Impulse Radars. Final project of *Biomedical Engineering Master's degree* / supervisor assoc. prof. dr. Darius Jėgelevičius; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics Engineering.

Research area and field: Electrical and Electronics Engineering, Technological Sciences.

Key words: *biomedical signal processing, impulse radar, heart rate.*

Kaunas, 2017. 52 p.

## **SUMMARY**

Cardiovascular diseases take big part of death cases in the entire world. One of the factors which can warn about the ability of these diseases to appear is heart rate. Currently used heart rate registration means is uncomfortable because of constant contact with human body. In this work, contactless (remote) heart rate registration using electromagnetic impulse radar, is presented.

In this research, recent articles where radars are used in vital signs, such as breathing and heart rate registration, are reviewed. Two radars were used in this research – NVA-R631 and X2M200 (Novelda AS). Few methods were used to extract heart rate signal from radar signal with better quality. Modeling and experimental results are presented in this research. For experimental results proof of adequacy, heart rate signal is compared with electrocardiograph heart rate, which is registered at the same time. Results of this research show that impulse radar can register human heart rate but considerable errors are possible when radar antennas are not facing directly at human chest.

## **PADĖKA**

Dėkoju darbo vadovui doc. dr. Dariui Jegelevičiui už suteiktą pagalbą vykdant tyrimą ir ruošiant darbą bei išsakytas vertingas pastabas ir naudingus patarimus. Taip pat dėkoju Biomedicininės inžinerijos institutui už suteiktą techninę įrangą ir galimybę atlikti bandymus instituto laboratorijoje. Dėkoju mamai ir visiems artimiesiems už palaikymą siekiant užsibrėžto tikslo.

# TURINYS

<i>SANTRUMPŲ IR ŽENKLŲ AIŠKINIMO ŽODYNAS</i> .....	8
<i>IVADAS</i> .....	9
<i>1. APŽVALGINĖ DALIS</i> .....	10
1.1. <i>Širdies veiklos stebėsenos aktualumas</i> .....	10
1.2. <i>Bekontakčiai širdies ritmo registravimo metodai</i> .....	11
1.2.1. <i>Vibroardiografija</i> .....	11
1.2.2. <i>Vaizdo įrašo metodas</i> .....	12
1.2.3. <i>Elektromagnetinių bangų metodas</i> .....	13
1.3. <i>Širdies ritmo registravimo radaru problemos</i> .....	14
1.4. <i>Širdies ritmo signalo apdorojimo metodai</i> .....	15
1.5. <i>Impulsinių radarų apžvalga</i> .....	18
1.6. <i>Apžvalginės dalies apibendrinimas, darbo tikslas ir uždaviniai</i> .....	21
<i>2. ŠIRDIES RITMO REGISTRAVIMO RADARU METODIKA</i> .....	22
2.1. <i>Metodai</i> .....	22
2.2. <i>Modeliavimas</i> .....	25
2.3. <i>Eksperimentai</i> .....	28
2.4. <i>Antrojo skyriaus apibendrinimas</i> .....	31
<i>3. REZULTATAI</i> .....	32
3.1. <i>Modeliavimo rezultatai</i> .....	32
3.2. <i>Eksperimentų rezultatai</i> .....	35
3.3. <i>Trečiojo skyriaus apibendrinimas</i> .....	44
<i>IŠVADOS IR PASIŪLYMAI</i> .....	45
<i>INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS</i> .....	46
<i>PRIEDAI</i> .....	49
<i>Priedas 1. Mokslinės publikacijos darbo tema</i> .....	49
<i>Priedas 2. Sertifikatas ir diplomas</i> .....	49
<i>Priedas 3. Impulsinių radarų antenų kryptingumo diagramos</i> .....	50

## SANTRUMPŲ IR ŽENKLŲ AIŠKINIMO ŽODYNAS

<b>EKG</b>	Elektrokardiograma
<b>GFT</b>	Greitoji Furje transformacija
<b>ŠKL</b>	Širdies ir kraujagyslių ligos
<b>ŠR</b>	Širdies ritmas
<b>ŠRV</b>	Širdies ritmo variabilumas
<b>UWB</b>	Ypač plačiajuostis (angl. <i>Ultra Wide Band</i> )



## IVADAS

Širdies ir kraujagyslių ligos (ŠKL) sudaro didžiąją dalį mirčių atvejų visoje Europoje [1]. Ankstyvas šių ligų aptikimas yra sudėtingas, kadangi žmonės turi nuolat tikrinti savo sveikatą pas gydytojus. Tačiau, kaip žinoma, žmonės dažniausiai numoja ranka ir eina pas daktarus tik tada, kai jaučia simptomus. Tačiau tokiu atveju liga jau gali būti pažengusi, jos gydymas tampa sudėtingas ir ne visuomet sėkmingas. Pagal [2] – [4] straipsniuose pateikiamą informaciją galima pastebėti, jog širdies ritmas (ŠR) gali būti vienu iš veiksnių, leidžiančių diagnozuoti ŠKL. Šiuolaikiniai ŠR stebėjimo įrenginiai reikalauja tiesioginio kontakto su žmogumi (elektrogardiograma, pulsoksimetras, ŠR matuojantys laikrodžiai, apyrankės, diržai ir kt.), dėl kurio žmogus jaučiasi nepatogiai, ypač kai reikia nuolat sekėti ŠR. Šiame darbe aprašomas bekontaktis (nėra tiesioginio kontakto su žmogaus kūnu) ŠR registravimo impulsiniais radarais tyrimas. Apžvelgti tyrimai [5], [6], [7], [8], [9], [10] rodo šio ŠR registravimo būdo potencialą. Šiuo metodu registruojami širdies veiklos sukelti kūno judesiai, todėl žmogus registravimo metu turi būti ramybės būsenoje (neatlikti staigių judesių) tam, kad būtų galima lengviau išskirti širdies veiklą atspindintį judesį. Tokiu atveju registravimas galimas miego metu arba tiems, kurie mažai juda, pavyzdžiui, senyvo amžiaus. Taigi, šio metodo pagrindinės problemos yra tokios: 1) sunku aptikti silpną krūtinės judėjimą, kurį sukelia širdies judesiai kitų judesių fone; net ir ramybės būsenoje daug stipresnis kvėpavimo signalas užgožia ŠR signalą; 2) kitų judesių dažnis gali persipinti su ŠR dažniu, o tuomet šių dvejų signalų atskyrimas tampa sudėtingas.

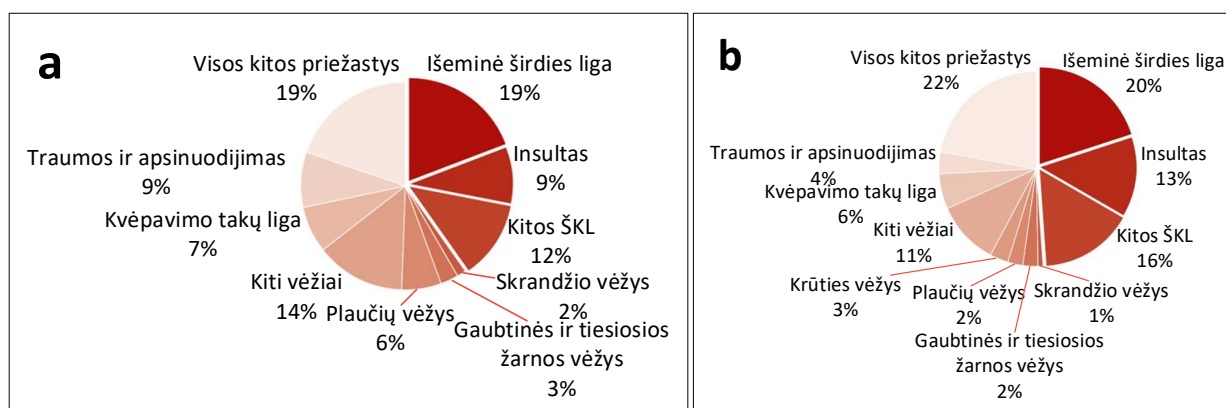
Šiame darbe atliktas tyrimas su modeliavimo ir eksperimentiniais ŠR signalais. Širdies judesių sukeltas krūtinės judėjimo signalas modeliuojamas atsižvelgiant į aprašytą informaciją apžvelgtuose straipsniuose apie tokio tipo signalus. Su modeliuojamu signalu išbandomi keturi, antrajame skyriuje minimi, pirminiai radaro signalo apdorojimo metodai ir parenkamas geriausias, kuris taikomas eksperimentų metu užregistruotiems signalams. Eksperimentai atliekami: 1) laboratorinėmis sąlygomis su fantomu ir žmogumi; 2) kasdieninėmis sąlygomis su žmogumi (miego metu). Taigi, šio tiriamojo darbo tikslas yra ištirti impulsinių radarų galimybes registruoti ŠR bekontakčiu būdu bei sudaryti metodą, kuriuo būtų galima analizuoti užregistruotą ŠR signalą. Darbe tiriami du „Nolvelda AS“ impulsiniai radarai – NVA-R631 ir X2M200.

# 1. APŽVALGINĖ DALIS

## 1.1. Širdies veiklos stebėsenos aktualumas

Širdies ir kraujagyslių ligos sudaro didžiąją dalį mirčių tiek Europoje, tiek ir pasaulyje. 2017 metų vasario mėnesį sudaryta Europos širdies ir kraujagyslių ligų statistika [1] rodo, jog ŠKL sudaro 45 % (3,9 mln.) mirčių atvejų Europoje ir 37 % (1,8 mln.) Europos Sąjungoje. Pastaroji statistika palyginama su 2008 metų duomenimis [11] – 48 % (4,3 mln.) mirčių atvejų Europoje ir 42 % (2 mln.) Europos Sąjungoje. Remiantis 2012 metų statistika ŠKL sudaro 31 % (17,5 mln.) mirties priežasčių pasaulyje [12].

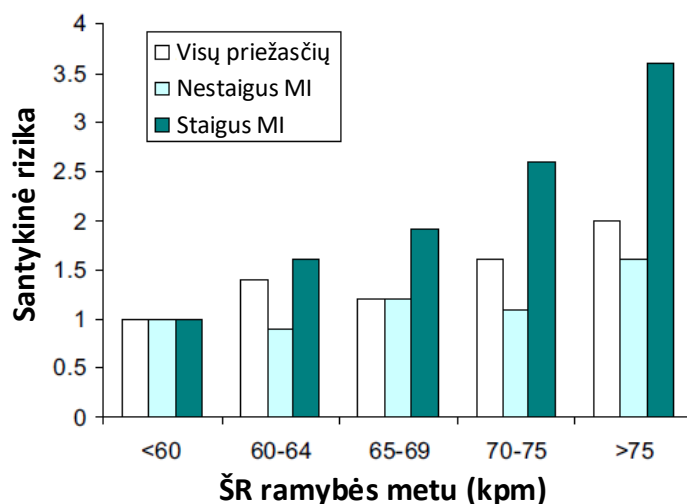
ŠKL yra pagrindinės mirties priežastys vyrams daugelyje Europos šalių (išskyrus 12), o moterims – beveik visose Europos šalyse (išskyrus 2) pagal [1] publikacijoje pateiktą statistiką. Mirtį sukeliančių priežasčių pasiskirstymas pagal lytį pateikiamas 1.1 paveiksle.



1.1 pav. Mirtį sukeliančių priežasčių pasiskirstymas: a) vyrams; b) moterims [1], [13]

Statistiniai grafikai rodo, jog 40 % mirties priežasčių vyrams sudaro ŠKL, o moterims – 49 %. Lietuvoje paskutiniai (2014 metų) ŠKL duomenys rodo, jog 47 % mirties priežasčių vyrams sudaro ŠKL, o moterims – net 65 % [1].

Lyginant pastaruosius metus su 2008-aisiais matomas mirtingumo nuo ŠKL sumažėjimas keliais procentais, tačiau tai vis tiek išlieka pagrindine mirties priežastimi Europoje. Norint mažinti sergamumą ir mirtingumą nuo širdies ir kraujagyslių ligų reikalinga ne tik sveika gyvensena, ankstyvas ligos diagnozavimas, tačiau reikia identifikuoti veiksnius sukeliančius šias ligas. Aprašyti tyrimai [2] – [4] rodo, jog tokiu veiksniumi gali būti laikomas širdies ritmas. Teigiama, jog aukštas ŠR susijęs su padidėjusia rizika sirgti ŠKL, o 10 kartų per minutę (kpm) padidėjęs ŠR 20 % padidina riziką mirti nuo ŠKL [2]. Kitame tyrime [3] teigiama, jog širdies ritmo variabilumas (ŠRV) gali nusakyti padidėjusią riziką sirgti ŠKL – mažėjantis ŠRV didina riziką. Paveiksle (žr. 1.2 pav.) pateikiama diagrama rodo sąryšį tarp mirties santykinės rizikos ir ŠR ramybės metu.



1.2 pav. Sveikų vyrų ŠR ir santykinės rizikos mirti sąryšis. ŠR ramybės metu duomenys sudaryti iš 5713 vyrų, kurie nežinojo arba įtarė galimą širdies negalavimą. MI – miokardo infarktas [4].

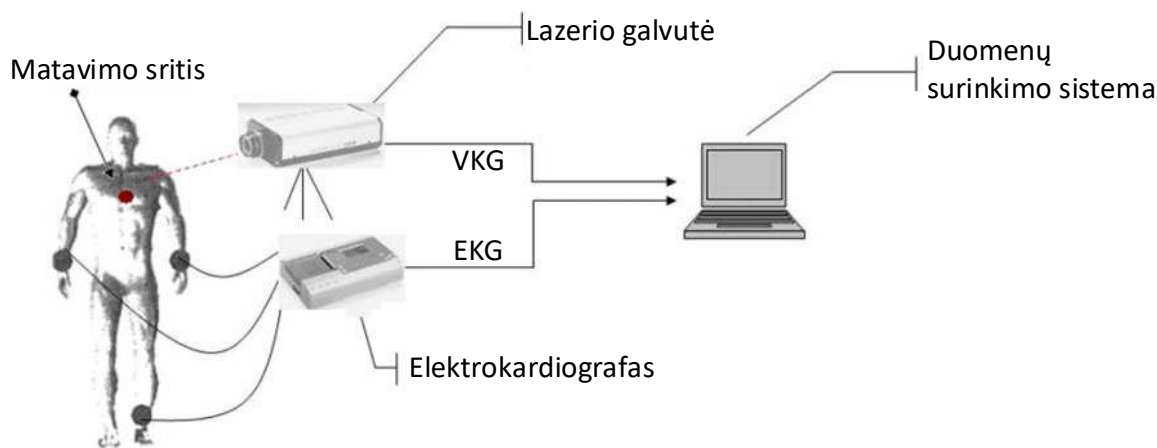
Apžvelgtų tyrimų rezultatai rodo, jog ŠR gali būti laikomas nepriklausomu ŠKL rizikos veiksniumi. Tuomet kyla klausimas – kaip stebėti žmonių ŠR kasdien? Taikant šiuolaikinius metodus (elektrokardiograma (EKG), pulsoksimetras ir kt.) reikalingas nuolatinis kontaktas su žmogaus kūnu, o tai bėgant laikui sukelia diskomfortą. Dėl šios priežasties nuolatinis ŠR registravimas tokiais metodais yra nepatogus.

## 1.2. Bekontakčiai širdies ritmo registravimo metodai

Šiuolaikiniai ŠR registravimo metodai reikalauja kontakto su žmogumi. Pvz., EKG, atliekama dedant elektrodus ant žmogaus, fonokardiograma – dedant mikrofoną ant krūtinės, o pulsoksimetras dedamas ant piršto arba ausies spenelio. EKG gali būti atliekama, kai elektrodai jau yra įtaisyti balduose, bet tuomet žmogus turi būti tokioje pozicijoje, kad jis liestų elektrodus [14]. Visi šie metodai sukelia diskomfortą, ypač tuo atveju, kai norima stebėti žmonių sveikatą namuose. Alternatyva – bekontakčiai širdies veiklos stebėsenos metodai. Galima išskirti keletą skirtingų rūšių: vibrokardiografijos, vaizdo įrašo ir elektromagnetinių bangų.

### 1.2.1. Vibrokardiografija

Bekontaktis ŠR matavimas lazeriu detektuojant odos deformacijas dėl pulso bangos vadinamas vibrokardiografija (VKG). Matavimas atliekamas naudojant vieno taško lazerinį *Doplerio* vibrometrą (prietaisas matuojantis paviršiaus vibracijas bekontakčiu būdu), kuris nukreipiamas į žmogaus kaklo odą, ties kuria yra miego arterija. Taigi minėtu prietaisu matuojamas odos paviršiaus judėjimas, kurį sukelia pulso banga sklisdama miego arterija. Paveiksle (žr. 1.3 pav.) pateikiamas VKG pavyzdys.

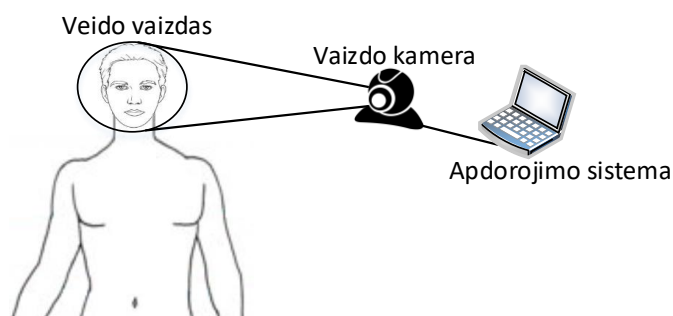


1.3 pav. Vibrokardiografijos principas (adaptuota iš [14])

Iš pavyzdžio matyti, jog tuo pačiu metu dar buvo matuojama ir EKG, kad būtų galima palyginti gautus rezultatus. Galima iš karto pastebėti didelį šio metodo trūkumą – lazerio galvutę visuomet reikia perderinti žmogui pajudėjus arba žmogus turi nejudėti viso matavimo metu. Be to, kaklo odą turi nedengti drabužiai.

### 1.2.2. Vaizdo įrašo metodas

Kitas būdas, kuriuo galima užregistruoti ŠR bekontakčiu būdu – vaizdo įrašo metodas. Apžvelgtas tyrimas [15] rodo, jog apdorojant žmogaus veido vaizdo įrašus galima išskirti tūrinį kraujo pulsą. Pagal šio pulso pasirodymo laiko momentus galima apskaičiuoti ŠR. Tūrinis kraujo pulsas nustatomas iš spalvų komponentių (raudonos, žalios ir mėlynos), nes jos keičiasi priklausomai nuo ŠR pokyčio – atspindėtas nuo veido šviesos intensyvumas skiriasi dėl skirtingo kraujo tūrio. Apibendrinta schema pateikiama 1.4 paveiksle.



1.4 pav. Bekontakčio ŠR registravimo iš vaizdo įrašo apibendrinta schema

Pagal apžvelgto tyrimo gautus rezultatus nustatyta, jog ŠR išmatuoto vaizdo įrašo metodu paklaida priklauso nuo vaizdo įrašo ilgio. Šis metodas pagal gautus rezultatus turi 1,88 kpm vidutinę kvadratinę paklaidą ir 0,99 koreliacijos koeficientą. Tačiau trūkumas panašus į VKG – pacientas turi stengtis nejudėti, kad jo veido vaizdas būtų fiksuojamas kamera.

### 1.2.3. Elektromagnetinių bangų metodas

Elektromagnetinių bangų metodo principas – radaru išsiunčiamas mikrobangų signalas objekto link ir registruojamas priimamas atspindys nuo jo. Pagal tai, kokią elektromagnetinę bangą skleidžia radaras, šiuo metodu veikiančios prietaisai skirstomi į keletą grupių [16]:

- nepertraukiamos bangos (angl. *CW* – *Continuous Wave*), kai siunčiama elektromagnetinė banga yra pastovios amplitudės ir dažnio;
- dažniu moduluotos nepertraukiamos bangos (angl. *FMCW* – *Frequency Modulated Continuous Wave*), kai siunčiama elektromagnetinė banga yra pastovios amplitudės, bet keičiamas dažnis;
- impulso suspaudimo (angl. *Pulse Compression*), kai siunčiamas elektromagnetinės bangos impulsas yra moduluojamas, o priimamas impulsas koreliuojamas su išsiųstuoju;
- ypač plačiajuostės (UWB) impulsinės bangos, kai siunčiami labai trumpi (nanosekundžių ar pikosekundžių eilės) elektromagnetinės bangos impulsai ir stebimas grįžusių impulsų atspindys.

Šių radaro grupių palyginimas pateikiamas 1.1 lentelėje.

1.1 lentelė. Radarų palyginimas pagal išsiunčiamo elektromagnetinio signalo tipą [16]

<b>Radaras</b> <b>Charakteristika</b>	<b>CW</b>	<b>FMCW</b>	<b>Impulso suspaudimo</b>	<b>UWB impulsinis</b>
Atstumo skiriamoji geba	Neįmanoma	Gera (jei plačiajuostis)	Gera	Gera
Doplerinė skyra	Išlaikymo trukmė*	Išlaikymo trukmė	$PRT^{**} \times M^{***}$	$PRT \times M$
Detektavimo laukas (su ta pačia maksimalia galia)	Ilgas	Ilgas	Nedidelis	Nedidelis
Doplerinis dviprasmiškumas (angl. <i>Doppler ambiguity</i> )	Nėra	PRT	PRT	PRT
Signalų apdorojimo sudėtingumas	Mažas	Didelis	Didelis	Mažas
Kaina	Maža	Didelė (jei plačiajuostis)	Didelė	Nežymi

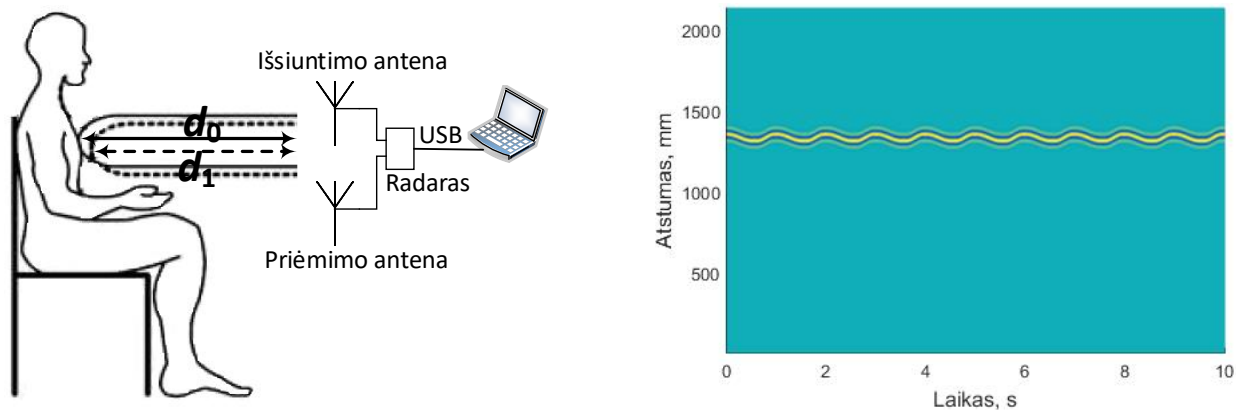
\* Laiko trukmė, kurios metu objektas yra antenos matymo lauke.

\*\* Impulsų atsikartojimo trukmė (angl. *Pulse Repetition Time*).

\*\*\* Lėtojo laiko reikšmių kiekis.

Šiame darbe tiriami UWB impulsiniai radarai. Pastarieji pasižymi maža suvartojama galia dėl trumpų (nanosekundžių arba pikosekundžių eilės) siunčiamų impulsų, kuriuos generuoja impulsų generatoriai. Išsiunčiant impulsus tuo pačiu metu aktyvuojama ir uždelsimo linija, kuri atlieka priimamų atspindžių diskretizavimą. Išmatuojant laiką tarp išsiunčiamo ir priimamo

signalu galima paskaičiuoti atstumą iki objekto, nuo kurio atsispindėjo signalas. ŠR matavimas radaru atliekamas naudojant šį principą. Kadangi atstumas nuo radaro iki krūtinės (taip pat plaučių, širdies ir kt.) keičiasi dėl kvėpavimo ir širdies plakimo sukeltų judesių, galima registruoti atstumo pokyčio kreives. Tokio radaro principas bendroju atveju pateikiamas 1.5 paveiksle.



1.5 pav. Kairėje – impulsinio radaro principas.  $d_0$  – vienu laiko momentu atstumas nuo radaro iki krūtinės,  $d_1$  – kitu laiko momentu atstumas nuo radaro iki krūtinės [14]; dešinėje – radaro signalo pavyzdys

Apžvelgti tyrimai [17], [18] rodo, jog impulsiniais UWB radarais galima stebėti kvėpavimo ritmą. Taip pat yra atlikta tyrimų stebint ŠR, tačiau daugeliu atveju naudojami ne impulsiniai, o nepertraukiamos bangos Dopleriniai radarai. Šie radarai turi nulinio taško (angl. *Null-Point*) problemą (silpnas išėjimo signalas bei netikslūs matavimo rezultatai, kai siunčiamo ir priimamo signalų fazės skiriasi per  $0^\circ$  ar  $180^\circ$ ) [5], kuriai spręsti siūlomi įvairūs metodai [19], [20]. Impulsiniai radarai šio trūkumo neturi.

Paskutinį dešimtmetį vykdyti tyrimai [6], [7], [8] [21] parodo, jog ŠR galima stebėti bekontakčiu būdu naudojant radarus. Kvėpavimo signalo dedamosios atskyrimas nepertraukiamos bangos radaruose aptiriamas M. Zakrzewski ir kitų autorių publikacijoje [6]. Antenų parametrų tyrimas siekiant nustatyti širdies ritmą iš didelio atstumo nepertraukiamos bangos radarais aptiriamas [21] straipsnyje. Straipsnyje [7] aprašomas tyrimas rodo, jog širdies ritmo aptikimo paklaida UWB impulsiniu radaru siekia iki 4 %. ŠR tyrimai yra atliekami ir su gyvūnais [22].

### 1.3. Širdies ritmo registravimo radaru problemos

Apibrėžti normalų širdies ritmą yra sudėtinga, nes kiekvieno žmogaus jis yra skirtingas. Tačiau žinoma, jog bradikardija laikoma, kai ŠR mažesnis už 60 kpm, o tachikardija, kai ŠR didesnis už 90 – 100 kpm. Taigi, normalų širdies ritmą galime laikyti 60 – 90 kpm arba 1 – 1,67 Hz. Taigi normaliam vidutiniam ŠR registravimui reikalingas apie 10 Hz diskretizavimo dažnis.

Tačiau jei norim registruoti ir dažnesnį ŠR, reikalingas didesnis diskretizavimo dažnis. ŠRV vertinimui iš elektrokardiogramos naudojamas iki 5 kHz diskretizavimo dažnis, todėl ir radaras analogiškam vertinimui turėtų registruoti signalą 5 kHz diskretizavimo dažniu. Tai yra problematiška, nes tiriamu impulsiniu radaru tokio registravimo diskretizavimo dažnio nepasiekama. Tačiau apžvelgtas tyrimas [23] rodo, jog net ir 50 Hz diskretizavimo dažniu įrašytą EKG signalą galima interpoliuoti ir tuomet skaičiuoti ŠRV, o eksperimentų rezultatai rodo, jog esant 50 Hz diskretizavimo dažniui gaunama RR intervalų standartinio nuokrypio paklaida iki 1 %, o procentas gretimų RR intervalų porų, kurie skiriasi nuo bet kurio RR intervalo daugiau nei 50 ms, iki 1,21 %.

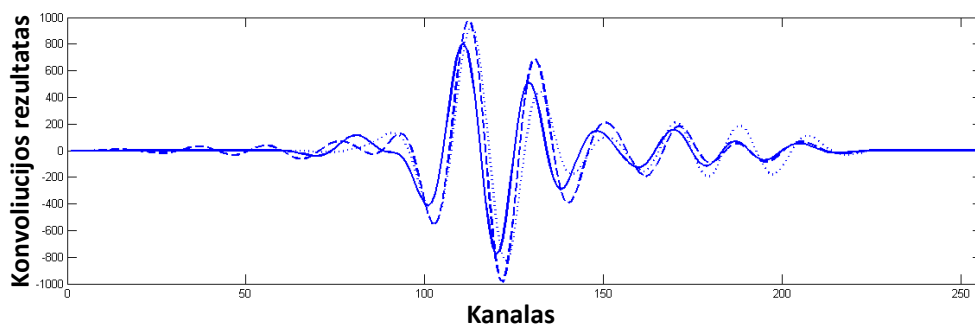
Tiriamas impulsinis radaras ŠR registruoja sekdamas širdies judesius. Pateikiami [24] tyrimo rezultatai rodo, jog kairės pusės širdies judesys į kairę, į nugarą ir žemyn siekia 4 – 6 mm (skirtumas tarp vyrų ir moterų nežymus). Kadangi širdies judesiai yra pakankamai mažos amplitudės, tai jų sukeliamas krūtinės judesys yra dar silpnesnis, todėl kyla sunkumų išskirti šį judesį iš triukšmo. Norint sumažinti triukšmo lygį galima keisti radaro parametrus, tačiau tokiu atveju mažėja registravimo diskretizavimo dažnis, kurio įtaka jau buvo aptarta. Be aplinkinių triukšmų yra užregistruojamas ir kvėpavimo signalas, kuris šiuo atveju taip pat laikomas nepageidaujamu. Kvėpavimo signalą galima panaikinti filtruojant, tačiau jei kvėpavimo dažnis persidengs su ŠR dažniu, tai filtravimas bus neefektyvus.

#### **1.4. Širdies ritmo signalo apdorojimo metodai**

ŠR signalo apdorojimas yra sudėtingas siekiant gauti tikslus rezultatus. Ypač daug problemų sudaro ŠR signalo persipynimas su kvėpavimo signalu tiek morfologija (priklauso individualiai nuo žmogaus), tiek spektru. Tačiau yra pasiūlyta įvairių metodų šiai problemai spręsti.

Pradinis dominančio signalo nuskaitymas iš radaro signalo daugeliu atveju atliekamas stebint stipriausią judantį atspindėtuvą. Pvz., kvėpavimo signalui išskirti [17] straipsnyje siūloma atlikti impulsinio radaro signalo konvoliuciją su Gauso impulsu (panašiu į siunčiamą radaro signalą). Konvoliucija atliekama su radaro signalu kiekvienu laiko momentu ir skaičiuojamas maksimalus konvoliucijos rezultatas (žr. 1.6 pav.).

Laiko momentais fiksuojant konvoliucijos rezultato maksimumą gaunama kreivė, kuri atitinka kvėpavimo signalą (kartu ir užslėptą ŠR signalą). Šis metodas patogus, kai nėra žinomas tikslus atstumas iki stebimo objekto ir nėra kitų stiprių judančių atspindėtuvų radaro matymo lauke.



1.6 pav. Impulsinio radaro signalo konvoliucijos su Gauso impulsu rezultatas (3 skirtingais laiko momentais) [17]

ŠR ir kvėpavimo signalo atskyrimas filtravimo būdu gali būti neefektyvus jei signalai yra artimo dažnio. Be to, kvėpavimo dažnio sekančios harmonikos taip pat gali daryti neigiamą įtaką ŠR skaičiavimo tikslumui. Tačiau yra metodų, kurie remiasi kitais veiksniais, galinčiais atskirti signalus. Nepriklausomų komponentių analizės (angl. *ICA – Independent Component Analysis*) būdu galima surasti šiuos veiksnius, kurie atskirtų dominantį signalą. Šis metodas remiasi statistiniais signalo įverčiais. Apžvelgtoje [6] publikacijoje pateikiamas ICA panaudojimo pavyzdys, kai registravimas atliekamas dviem nepertraukiamos bangos radarais. ŠR signalas yra atskiriamas nuo kvėpavimo signalo ir turi aštresnius pikus, lyginant su paprasto filtravimo rezultatais. Kvėpavimo signalas po ICA yra vis dar matomas, tačiau žymiai sumažėjęs ir panaikinamas aukštųjų dažnių filtru. ŠRV paklaida (dūžis-dūžis intervalo) lyginant su EKG siekia iki 76 ms.

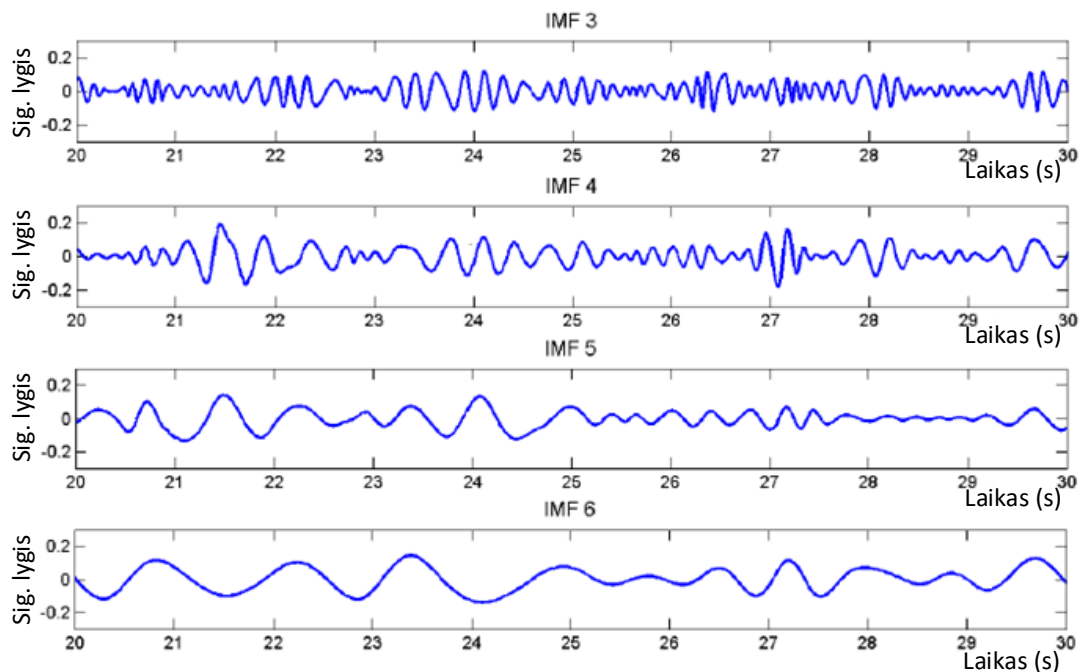
Kitame straipsnyje ICA naudojama su vieno radaro duomenimis ir atraminiu signalu (kuris panašus į norimą išskirti signalą) [25]. Šiuo atveju pagrindinė problema yra sudaryti atraminį signalą, nes kiekvieno žmogaus ŠR signalas yra skirtingas.

Apžvelgtime [9] straipsnyje pateikiami dar du metodai ŠR atskirti nuo kvėpavimo signalo – empirinė modų dekompozicija (angl. *EMD – Empirical Mode Decomposition*) ir vilnelių paketų dekompozicija (angl. *WPD – Wavelet Packet Decomposition*). Impulsiniu radaru užregistruotas signalas laikomas multikomponentiniu. Abu aprašyti metodai skirtingais būdais užregistruotą signalą suskaido į monokomponentinius signalus (žr. 1.7 pav.), kuriuos sudėjus gaunamas pradinis signalas. Sudėjus tik tam tikras monokomponentes gaunamas ŠR signalas.

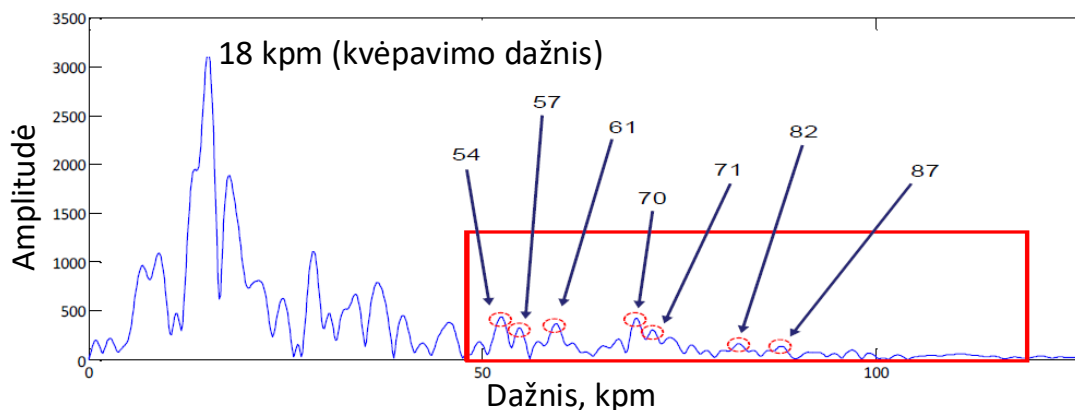
Turint ŠR signalą galiausiai belieka surasti jo vidutinį dažnį tam tikro ilgio laiko intervaluose arba atlikti dūžis-dūžis intervalų skaičiavimą ŠRV analizės atveju. Skaičiuojant vidutinį ŠR tiriamas signalo spektras – dažniausiai surandama pagrindinė dedamoji, ir jos dažnis laikomas vidutiniu ŠR skaičiuojamame intervale. Tačiau pagal [5] straipsnį, toks skaičiavimas nėra tikslus. Šiame apžvelgtime straipsnyje pateikiamas algoritmas, kuris įvertina ŠR signalo harmonikas nagrinėjamame ir buvusiam ŠR signalo intervale, taip sumažinant vidutinio ŠR



paklaidą. Apžvelgtame [10] straipsnyje pateikiamas detalus algoritmas, kaip spektre stebint ŠR harmonikas apskaičiuojamas vidutinis ŠR. Pateikiami rezultatai rodo, jog šiuo algoritmu gautas vidutinis ŠR yra tikslesnis lyginant su vienos harmonikos algoritmais – išnyksta staigūs dažnio pokyčiai. Algoritmo esmė – pasirinktame dažnio lange (kur egzistuoja normalus ŠR) statistiškai tikrinamos spektro dedamosios, kurios nėra kartotinos kvėpavimo pagrindinės dedamosios dažniui (žr. 1.8 pav.). Pirmiausia pasirinktame dažnio lange parenkamos, tarkime 3, dažnio dedamosios su didžiausiomis amplitudėmis ir vertinamas atsikartojimo dažnis kiekvienos iteracijos (t. y. kito laiko momento) metu. Dažniausiai besikartojanti dedamoji laikoma širdies ritmu. Tokiu būdu registruojamas ŠR yra be staigių pokyčių.



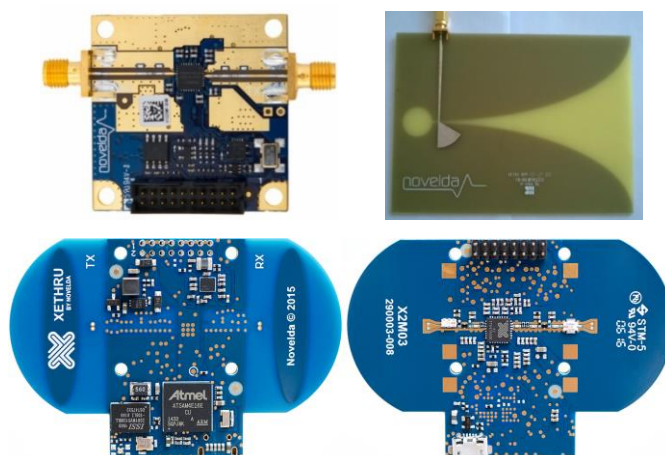
1.7 pav. Keturios komponentės atskirtos iš pradinio signalo EMD metodu [9]



1.8 pav. Spektro dedamųjų skaičiavimo pavyzdys [10]

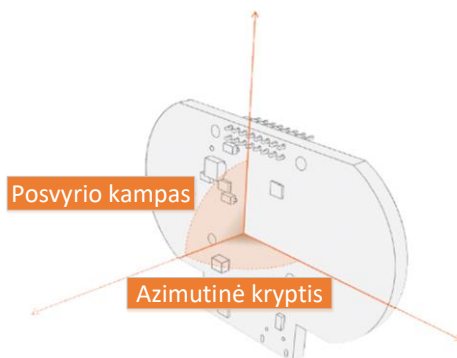
## 1.5. Impulsinių radarų apžvalga

Šiame darbe tiriamos norvegų įmonės „Novelda AS“ impulsinių radarų NVA-R631 ir „Xethru“ X2M200 galimybės registruoti širdies ritmą. Impulsinio radaro veikimą jau aptarėme 1.2.3 skyriuje, tačiau kiekvienas iš radarų turi savo specifiką. Tiriamų radarų schemotechninis sprendimas realizuotas specializuotu integriniu grandynu, pagamintu komplementaraus metalo-oksido, puslaidininkio (KMOP) (angl. *CMOS – Complementary Metal-Oxide Semiconductor*) technologijos pagrindu. Paveiksle (žr. 1.9 pav.) pavaizduoti tiriami radarai.



1.9 pav. Impulsinio radaro NVA-R631 vaizdas viršuje kairėje; Vivaldi antena – viršuje dešinėje; X2M200 radaro – apačioje

NVA-R631 naudojamos dvi Vivaldi antenos (impulso siuntimui ir priėmimui), kurių dažnių juostos plotis nuo 0,9 iki 5 GHz, o spinduliavimo plotis –  $20^\circ$  E (elektrinėje) plokštumoje ir  $50^\circ$  H (magnetinėje) plokštumoje. X2M200 taip pat naudoja dvi antenas, tačiau jos yra integruotos radaro spausdintinio montažo plokštėje. Pastarosios antenos matymo laukas azimutine kryptimi siekia  $110^\circ$ , o posvyrio (angl. *elevation*) kampas –  $90^\circ$ . Azimutinės krypties ir posvyrio kampo vaizdas X2M200 radare pateikiamas 1.10 paveiksle. Abiejų radarų antenų kryptingumo diagramos pateikiamos priede Nr. 3 [26].

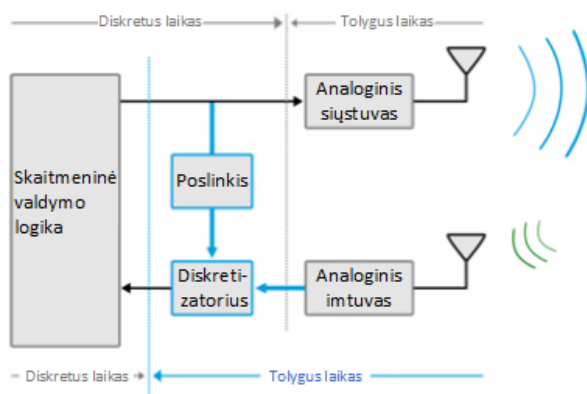


1.10 pav. Azimutinė kryptis ir posvyrio kampas X2M200 radaro antenoms [26]

„Novelda AS“ integriniuose grandynuose įgyvendinta technologija, kuri vadinama tolydaus laiko dvejetainiu įvertinimu (angl. *CTBV – Continuous Time Binary Valued*) [27]. Dėl

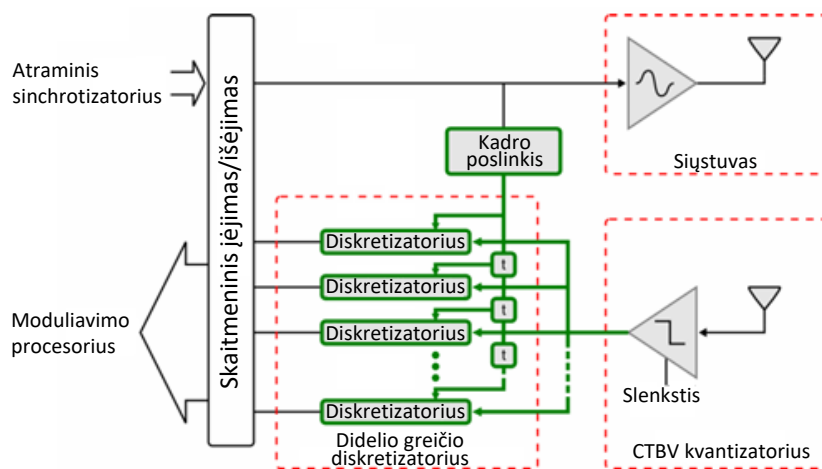
šios technologijos panaudojimo ženkliai sumažėja energijos sąnaudos, nes ji leidžia atsisakyti kvarcinio generatoriaus, kuris nustato taktų dažnį. Loginių elementų vėlinimas (angl. *Gate Delays*) pakeičia sinchroninį taktinį dažnį.

Didelė skiriamoji geba laike pasiekama emituojant trumpesnius nei vienos nanosekundės Gauso impulsus. Įprastai tokiam signalui priimti reikėtų naudoti labai greitą ir daug energijos vartojantį diskretizatorių. Tačiau šiuose radaruose problema sprendžiama panaudojant stroboskopinį diskretizavimą, kurio veikimo iliustracija pateikiama 1.11 paveiksle.



1.11 pav. Stroboskopinio diskretizatoriaus veikimas [27]

Kiekviena priimama elektromagnetinio atspindžio banga yra diskretizuojama tam tikrais laiko tarpais (laiko poslinkiu po išsiųsto signalo). Tačiau tokiu būdu išgaunamas tik vienas signalo taškas. Norint gauti visus taškus radare stroboskopinis diskretizavimas yra praplečiamas tiriant CTBV kodavimo charakteristikas. Laiko srityje CTBV skiriamoji geba yra artima begalybei. Priimamą analoginį signalą didelio greičio tolygus 1-o bito skaitmenizatorius (angl. *Quantizer*) paverčia į dvejetainę seką (pvz. 10011101...). 1.12 paveiksle žalia linija atvaizduojamas CTBV signalo kelias.



1.12 pav. CTBV veikimas radare [27]

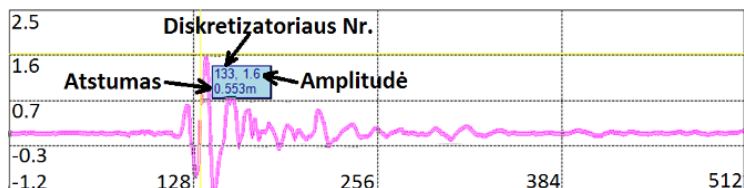
Į lygiagrečius diskretizatorius paduodamas užkoduotas signalas. Trigeryje signalas uždelsiamas atitinkama laiko poslinkio trukme. Diskretizatorių veikimo laikas taip pat atskirtas

laiko poslinkiu. Šiuose diskretizatoriuose diskretizuojamas CTBV signalas, tačiau tai atitinka pavienių bitų diskretizavimą, todėl vietoj vieno slenksčio diskretizavimo metodo naudojamas skleisto slenksčio diskretizavimo (angl. *Swept Threshold Sampling*) metodas. Skleidžiant slenkstį per dominančią sritį atliekamas diskretizavimas.

Pagrindiniai dominantys skirtumai tarp tiriamų radarų:

- NVA-R631 diskretizavimo dažnis 36 GHz, o X2M200 – 39 GHz;
- NVA-R631 diskretizatorių kiekis lygus 512, o X2M200 – 256;
- NVA-R631 siunčiamų impulsų centrinis dažnis yra 3,5 GHz, o X2M200 – 7,3 GHz.

Radaro matymo laukas yra sudalintas į 512 taškų, šiuo atveju vadinamų diskretizatorių (X2M200 radaro atveju diskretizatorių kiekis lygus 256), kurių kiekvienas registruoja atspindžio amplitudę tam tikrame atstume (diskretizatoriaus numeris padaugintas iš atstumo tarp diskretizatorių, t. y. 4,16 mm NVA-R631 radaro atveju) registruojamo kadro momentu. Čia kadru vadinamas laiko momentas, kuomet radaras užregistruoja visų diskretizatorių duomenų vektorių (512 reikšmių). Tokio registruojamo radaro kadro (toliau radaro signalo) pavyzdys pateikiamas 1.13 paveiksle.



1.13 pav. Radaro signalo pavyzdys vienu laiko momentu

Gaunamų NVA-R631 radaro duomenų matricos vaizdas pateikiamas 1.14 paveiksle.

	1	50	50	50	50	50	...
	2	52	52	52	52	52	...
	3	55	56	57	56	55	...
	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
	510	50	50	50	50	50	...
	511	40	40	40	40	40	...
	512	37	37	37	37	37	...
Diskretizatoriaus Nr.							
	1	2	3	4	5	...	
							Registruojamo kadro Nr.

1.14 pav. Impulsinio radaro NVA-R631 veikimo principas idealiu atveju. Judantis objektas ties 3-čiuoju diskretizatoriumi.

Žinodami atstumą iki tiriamo objekto galime pasirinkti diskretizatorių, kurio amplitudę seksime laike. Tarkime, kad idealiu atveju priimamo signalo amplitudė kinta tik ties tiriamu

objektu (pagal 1.14 paveikslėlį ties 3-čiuoju diskretizatoriumi). Taigi, sekdami tik šio taško amplitudės pokytį gauname objekto judėjimo kreivę.

## **1.6. Apžvalginės dalies apibendrinimas, darbo tikslas ir uždaviniai**

Atlikta ŠKL analizė rodo, jog mirtingumas nuo šių ligų yra labai aukštas (45 % Europoje), todėl reikalingos priemonės galinčios stebėti žmogaus širdies veiklą nesukeliant diskomforto. Siūloma įvairių sprendimų (vibroekardiografija, vaizdo įrašo analizė), tačiau jų trūkumai užkerta kelią pritaikyti šias priemones kasdieninėmis sąlygomis. Vis dėlto elektromagnetinių bangų radarai rodo galimybę matuoti ŠR įprastomis sąlygomis bekontakčiu būdu, jei stebimas objektas neatlieka staigių judesių. Taigi ŠR stebėjimas gali būti atliekamas žmogaus poilsio metu. Pavyzdžiui, žmogus miegodamas savo poziciją pakeičia nežymiai, todėl tai nesudaro kliūčių ŠR matavimui radaru. Tačiau dėl radaro matavimo principo kartu su ŠR registruojamas ir kvėpavimo signalas, kuris užgožia ŠR signalą. Jei kvėpavimo ir širdies ritmo dažniai nepersidengia tai jų atskyrimas įgyvendinamas filtruojant signalus.

Šiame skyriuje taip pat apžvelgiami įvairūs signalo apdorojimo metodai skirti atskirti ŠR signalą nuo kvėpavimo – tai nepriklausoma komponentų analizė, empirinė modų dekompozicija ir vilnelių paketų dekompozicija. Visi iš apžvelgtų metodų rodo galimybę atskirti dominantį signalą, tačiau dar yra kur tobulėti. Taip pat buvo apžvelgiamas ŠR signalo spektro analizės algoritmas panaudojant šio signalo harmonikas, kad būtų galima pasiekti tikslesnius vidutinio ŠR įvertinimo rezultatus.

Šiame darbe bekontaktis ŠR registravimo tyrimas atliekamas su dviem impulsiniais radarais – NVA-R631 ir X2M200. Abu radarai yra to pačio gamintojo, tačiau skiriasi kai kuriomis charakteristikomis (žr. 1.5 skyrių). Iki šiol šiais impulsiniais radarais atlikti tyrimai rodo galimybę stebėti kvėpavimo ritmą. Daugiausia tyrimų susijusių su ŠR matavimu radaru atlikta taikant nepertraukiamos bangos radarus.

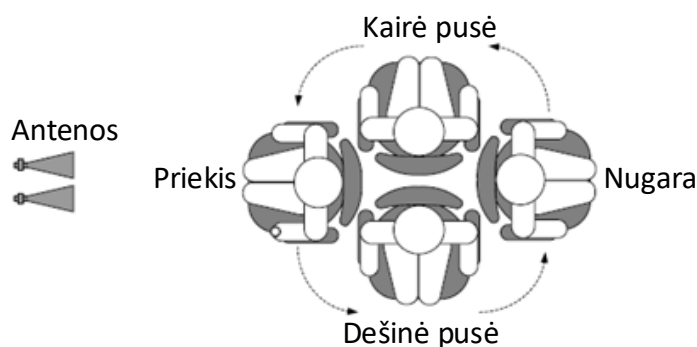
Darbo tikslas – ištirti impulsinių radarų galimybes registruoti ŠR bekontakčiu būdu bei sudaryti metodą, kuriuo būtų galima analizuoti užregistruotą ŠR signalą.

Darbo uždaviniai:

1. Sudaryti žmogaus ŠR užregistravimo impulsiniu radaru matematinį signalų modelį.
2. Ištirti ŠR išskyrimo iš užregistruoto radaro signalo metodus ir parinkti geriausią/ius.
3. Atlikti bekontakčio ŠR matavimo eksperimentus su fantomu ir žmogumi.
4. Ištirti atrinktus metodus su eksperimentiniais ŠR signalais bei palyginti gautus rezultatus.

## 2. ŠIRDIES RITMO REGISTRAVIMO RADARU METODIKA

Šiame skyriuje apžvelgiami tyrime taikomi metodai, pateikiami jų vykdymo algoritmai, apibūdinama modeliavimo metodika ir aprašomi atlikti eksperimentai. Pirmajame skyriuje buvo nurodyta, jog kairės pusės širdies judesys į kairę, į nugarą ir žemyn siekia 4 – 6 mm. Krūtinės judesiai, kuriuos sukelia širdis yra mažesni (0,2 – 0,5 mm pagal [25] straipsnį). Tokio dydžio judesius galima aptikti tiriamais radarais (NVA-R631 ir X2M200), kurių techninėje dokumentacijoje teigiama, jog radaru galima fiksuoti judesius mažesnius už milimetrą (angl. *Sub-mm Resolution*). Nors beveik visomis kryptimis judesys yra panašus, tačiau pagal [28] straipsnyje aprašytą tyrimą didžiausias ŠR tikslumas gaunamas, kai radaro antenos atsuktos į nugarą. Pateikiami rezultatai gauti atliekant matavimus su 350  $\mu$ W ir 14,2  $\mu$ W galios lygiais prie skirtingų atstumų nuo antenos iki žmogaus (0,5 m, 1 m, 1,5 m, 2 m, 2,5 m). Šio eksperimento schema pavaizduota 2.1 pav.

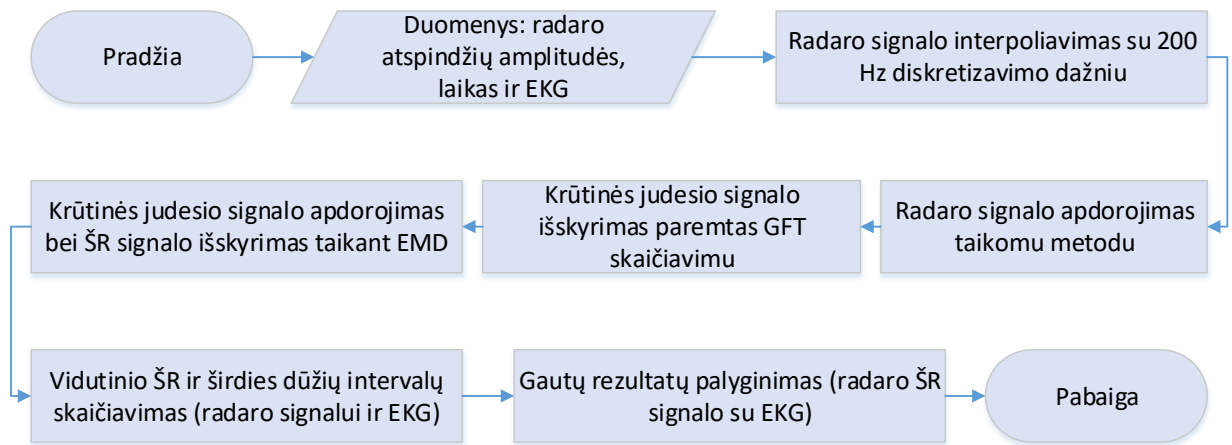


2.1 pav. ŠR matavimas radaru iš 4 krypčių [28]

Vidutinio ŠR tikslumas buvo nustatomas palyginus gautus radaro duomenis su pulsoksimetro duomenimis. Didžiausias tikslumas (nuo 96 iki 100 %) gaunamas 0,5 m atstumu, kai radaro antenos atsuktos į nugarą. Straipsnyje teigiama, jog toks rezultatas gaunamas, nes atliekant matavimą iš nugaros pusės judesys dėl kvėpavimo yra silpniausias (amplitudė jau panašios eilės kaip ir ŠR).

### 2.1. Metodai

Šio darbo tyrime buvo išbandyti keturi metodai (algoritmai) krūtinės judesio signalo išskiriami iš impulsinio radaro signalo. Krūtinės judesio signalas sudarytas iš kvėpavimo, širdies ritmo ir bendro žmogaus judesio signalų. Šiame tyrime domina ŠR signalas, todėl pritaikoma empirinė modų dekompozicija ŠR signalui išskirti iš krūtinės judesio signalo. Apibendrinta algoritmo schema pateikiama 2.2 paveiksle.

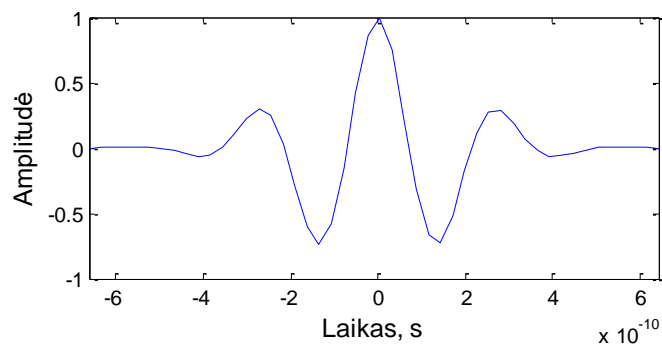


2.2 pav. Bendras tyrimo metu gautų rezultatų apdorojimo algoritmas

Pirmajame algoritmo etape atrenkami duomenys: impulsinio radaro (gaunama duomenų matrica kaip pavaizduota 1.14 pav.) ir EKG (atraminis signalas). Radaro duomenų matrica pažymima  $\mathbf{D}(d_{nr}, t)$ , čia  $d_{nr}$  – diskretizatoriaus numeris (1, 2, ..., 512 su NVA-R631 arba 1, 2, ..., 256 su X2M200),  $t$  – laikas. Kadangi radaras registruoja duomenis nepastoviais laiko momentais, tai sekančiame etape atliekama užregistruotų duomenų interpoliacija su 200 Hz diskretizavimo dažniu. Tuomet turimi duomenys apdorojami vienu iš taikomų metodų:

1) Tiesioginis ŠR signalo išskyrimas iš radaro signalo. Šis metodas remiasi pačiu impulsinio radaro veikimo principu. Žinodami tikslų atstumą iki tiriamo objekto galime pasirinkti vektorių atstumo ašyje, kurio duomenys (signalo lygio kitimas) atitiks užregistruoto objekto judesio kreivę. Taip pat šis metodas gali būti naudojamas ir nežinant tikrojo atstumo iki objekto, tačiau jį galime rasti taikant greitąją Furje transformaciją (GFT) ieškant spektro maksimumo (žr. GFT algoritmo aprašymą).

2) Atraminio signalo konvoliucija su radaro signalu. Šis metodas panašus į [17] metodą kvėpavimo ritmui išskirti, tačiau šiuo atveju sekamas ne maksimalus konvoliucijos rezultatas, bet taškas, kuriame daugiausia GFT maksimumų reikšmių. Atraminis signalas yra Gauso impulsas (2.3 pav.), kurio centrinis dažnis lygus radaro išsiunčiamo signalo centriniam dažniui (pvz., 3,5 GHz).



2.3 pav. Gauso impulso pavyzdys (amplitudė normuota)



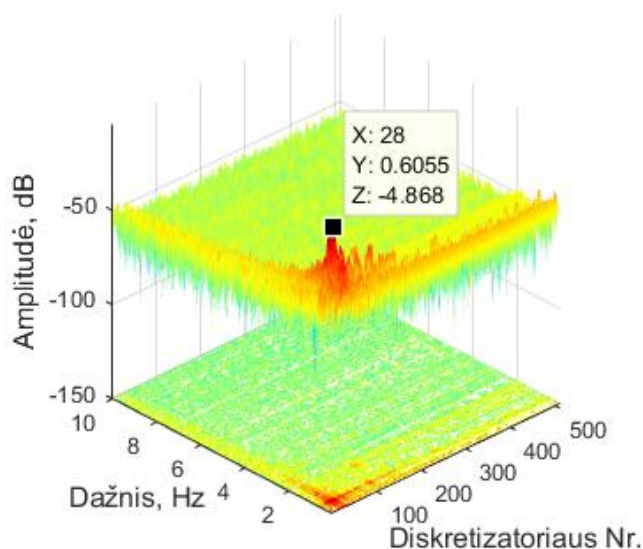
3) Radaro signalo Hilberto transformacija. Atliekant Hilberto transformaciją gauname analitinį signalą, kuris turi realią ir menamą dalis. Reali dalis atitinka originalų signalą, o menama – originalų signalą perstumtą per  $90^\circ$ . Šiuo atveju tolesniam apdorojimui naudojama menama signalo dalis.

4) Radaro signalo kvadratinė amplitudės demoduliacija. Šiuo atveju originalus radaro signalas dauginamas iš kosinusinio signalo, kurio dažnis lygus radaro centriniam dažniui (gaunamas  $I$  signalas) ir iš tokio pat sinusinio signalo (gaunamas  $Q$  signalas). Abu signalai prafiltruojami žemųjų dažnių Batervorto filtru, kurio centrinis dažnis lygus radaro centriniam dažniui. Tuomet apskaičiuojama fazė tarp  $I$  (laikomas realia dalimi) ir  $Q$  (laikomas menama dalimi). Tolimesniam apdorojimui naudojamas fazės signalas.

Po pastarojo apdorojimo turima duomenų matrica yra tokio paties dydžio kaip ir pradžioje. Iš šios duomenų matricos reikia pasirinkti tik vieną vektorių (diskretizatoriaus numerį, kuris žymimas  $d\_nr$ ), kuris ir atitiktų krūtinės judesio signalą. Šio vektoriaus paieška aprašoma GFT algoritmu (prieš tai nufiltruojama nuolatinė dedamoji):

```
for d_nr = 1 : 1 : 512
    tarpinis_maks(d_nr) = max(GFT(D(d_nr, t)));
end
[maksimumas, d_nr] = max(tarpinis_maks(d_nr));
```

Pirma skaičiuojama visų 512 vektorių GFT (bent 10 sekundžių ilgyje). Tada ieškoma maksimali GFT vertė kiekviename vektoriuje – gauname 512 verčių ( $tarpinis\_maks(d\_nr)$ ). Galiausiai ieškoma maksimali vertė ( $maksimumas$ ) ir jos indeksas ( $d\_nr$ ) tarp prieš tai gautų 512-os verčių. Gautas indeksas atitinka ieškomo vektoriaus numerį. Visų 512-os diskretizatorių spektras parodytas 2.4 paveiksle.



2.4 pav. Impulsinio radaro NVA-R631 diskretizatorių spektras. Diskretizatoriaus Nr. atitinka atstumą.



Pavaizduotame diskretizatorių spektre, pažymėtas maksimalus taškas, kuris ir ieškomas GFT algoritmu. Pateiktame pavyzdyje matyti, jog didžiausi judesiai susitelkę ties 28-uoju diskretizatoriumi.

Gavus norimą signalą atliekamas galutinis signalo apdorojimas (filtravimas 0,85 Hz ADF ir 10 Hz ŽDF filtrais), ŠR signalo išskyrimas EMD metodu ir gautų rezultatų atvaizdavimas bei palyginimas su EKG (spektro ir širdies dūžių intervalų).

## 2.2. Modeliavimas

Pirmojoje tyrimų stadijoje atliekamas impulsinio radaro signalo registravimo modeliavimas „MATLAB R2015a“ programiniu paketu. Modeliavimas susideda iš dviejų etapų: registruojamo signalo (širdies veiklos) modeliavimo ir pačio impulsinio radaro signalo modeliavimo.

Prieš tai buvo minėta, jog impulsiniais radarais stebimas krūtinės judėjimas, kurį registruojant galima išgauti kvėpavimo ir širdies ritmus. Pirmia modeliuojamas širdies sukeltas krūtinės paviršiaus judėjimas pagal [29] publikacijoje aprašytą MRCW (angl. *Modified Raised Cosine Waveform*) modelio lygtį:

$$MRCW(f, t, \beta_1, \beta_2, A, X) = \begin{cases} A, & \text{jei } \frac{1}{2f} - T_{a1} \leq t \leq \frac{1}{2f} + T_{a2} \\ A \cos\left(\frac{2\pi f}{\beta_1} \left(t - \frac{1}{2f} - T_{a1}\right)\right), & \text{jei } T_{b1} < t < \frac{1}{2f} - T_{a1} \\ A \cos\left(\frac{2\pi f}{\beta_2} \left(t - \frac{1}{2f} - T_{a2}\right)\right), & \text{jei } \frac{1}{2f} + T_{a2} < t < \frac{1}{f} - T_{b2} \\ -A, & \text{kitu atveju} \end{cases} \quad (1)$$

Nežinomieji nariai  $T_{a1}$ ,  $T_{a2}$ ,  $T_{b1}$  ir  $T_{b2}$  iš 1-os lygties apskaičiuojami:

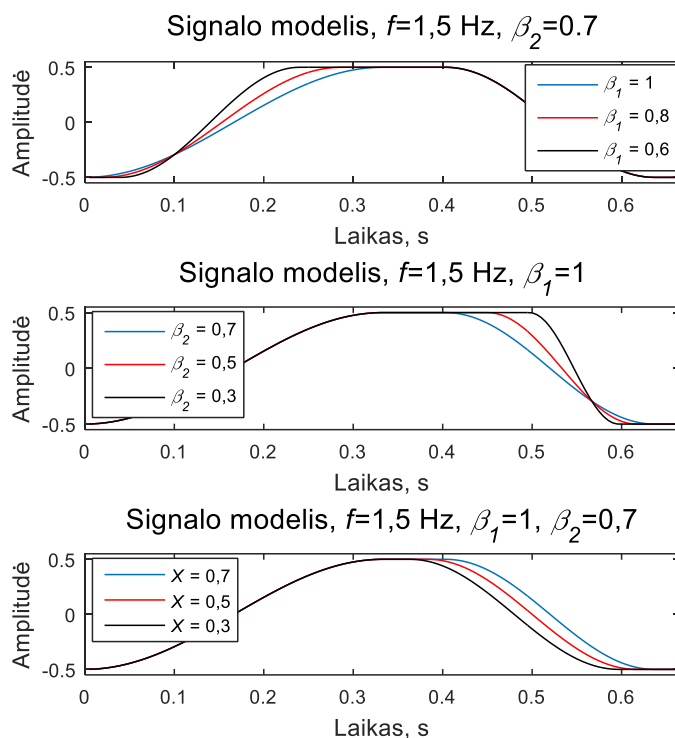
$$T_{a1} = \frac{X(1-\beta_1)}{2f}, \quad T_{a2} = \frac{X(1-\beta_2)}{2f}, \quad (2, 3)$$

$$T_{b1} = \frac{(1-X)(1-\beta_1)}{2f}, \quad T_{b2} = \frac{(1-X)(1-\beta_2)}{2f}, \quad (4, 5)$$

čia  $t$  – laikas,  $f$  – signalo dažnis,  $\beta_1$  ir  $\beta_2$  atitinkamai didėjančios ir mažėjančios signalo dalies užaugimo/nukritimo greitis,  $A$  – signalo intensyvumas (amplitudė),  $X$  – signalo užlaikymo santykis, kuris laikomas santykiu tarp signalo užlaikymo trukmės su visa signalo trukme. Pastarieji parametrai keičiami tol, kol pasiekama signalo forma, panaši į [14] ir [25] straipsniuose pateikiamus širdies sukeltus krūtinės judesio signalus. Parenkant parametrus atsižvelgiama į tai, jog širdies ciklo veiklos metu sistolė trunka apie 1/3, o diastolė – 2/3 visos širdies ciklo trukmės. Tas pats modelis gali būti naudojamas ir kvėpavimo signalo modeliavimui,

tačiau parametrai perderinami taip, kad modeliuojamo signalo morfologija atitiktų kvėpavimo signalą.

Modeliuojamo signalo priklausomybė nuo parametrų atvaizduojama 2.5 paveiksle. Mažinant  $\beta_1$  parametą mažiname signalo augimo greitį, o  $\beta_2$  – signalo mažėjimo greitį. Mažinamas parametras  $X$  mažina signalo užlaikymo trukmę.



2.5 pav. Modeliuojamo signalo priklausomybė nuo parametrų (amplitudė normuota)

Kitas etapas – sumodeliuoti signalų registravimą impulsiniu radaru. Žinant radaro duomenis (žr. 1.5 skyrelį) pirma apskaičiuojama radaro skiriamoji geba:

$$d = \frac{c}{2f_d}, \quad (6)$$

čia  $c$  – šviesos greitis (299792548 m/s),  $f_d$  – radaro diskretizavimo dažnis. NVA-R631 atveju gauname 4,16 mm, o X2M200 – 3,8 mm.

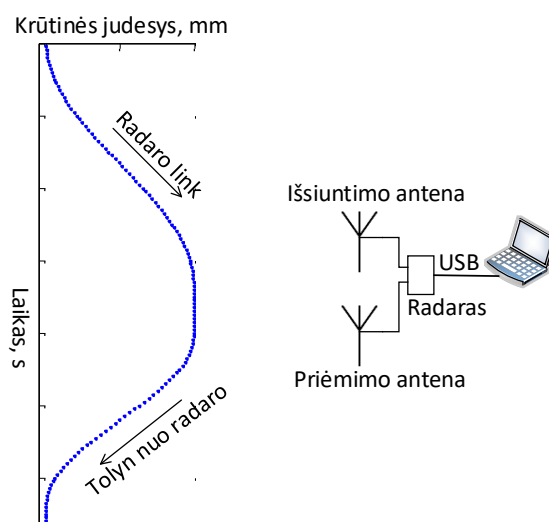
Žemiau pateikiamas signalo registravimo modelis NVA-R631 radaru. Pirma apibrėžiame kintamuosius:  $x$  – širdies sukeltas krūtinės judesio signalas,  $g$  – sumodeliuotas gausinis impulsas ( $f_c = 3,5$  GHz),  $N_{\text{diskr}} = 512 \times 100$  (radaro diskretizavimo dažnį padidiname 100 kartų) – diskretizatorių skaičius,  $d = 4,16/100$  – radaro skiriamoji geba milimetrais,  $A$  – signalo  $x$  amplitudė milimetrais,  $n$  – diskretizatoriaus numeris, ties kuriuo modeliuojamas signalas.

Modeliavimo eiga:

- 1) Signalas  $x$  normuojamas  $x = x/\max(x)$ .
- 2) Apskaičiuojamas signalo momentinės vertės indeksas:  $x = (A/d) \times x$ .

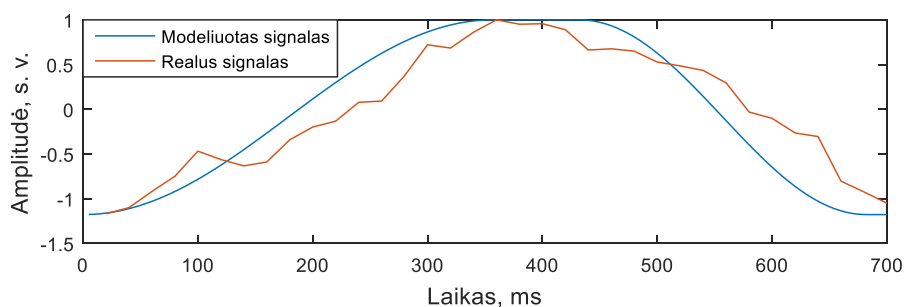
- 3) Sudaromas nulių vektorius, kurio ilgis  $N_{\text{diskr}}$ .
- 4) Į nulių vektorių įterpiamas vienetinis impulsas ties indeksu  $j = n + x$ .
- 5) Sudaromas triukšmo vektorius, kurio reikšmės pasiskirsčiusios pagal normalųjį skirstinį ir sudedamas su 4-o etapo rezultatu.
- 6) Atliekama 5-ame etape gauto signalo konvoliucija su Gauso impulsu.
- 7) Gauto signalo 6-ame etape diskretizavimo dažnis sumažinamas 100 kartų.
- 8) Kartojami žingsniai 4 – 7 tiek kartų, kiek  $x$  signalas turi reikšmių.

Krūtinės judesio signalo registravimas radaru pavaizduotas 2.6 pav. Radaras tam tikrais laiko momentais (priklauso nuo signalo registravimo diskretizavimo dažnio) registruoja atspindžius nuo aplinkos, o šiuo idealiu atveju nuo vieno taško. Šį tašką radaro registruojamoje  $x$  ašyje (atstumo) slenkame tokiu dėsniu, kaip krūtinės judesio signalas  $y$  ašyje (amplitudės), t. y. gauname jog dominantis taškas juda radaro link / nuo radaro pagal krūtinės judesio kreivę.



2.6 pav. Modeliuojamas signalo registravimas impulsiniu radaru

Modeliuojant X2M200 radaro signalo registravimą prieš tai minėti etapai išlieka tie patys, tačiau pakeičiamas diskretizatorių skaičius ir skiriamoji geba. Modeliuoto ir radaru užregistruoto realaus mechaninio krūtinės judesio signalo palyginimas pateikiamas 2.7 paveiksle.

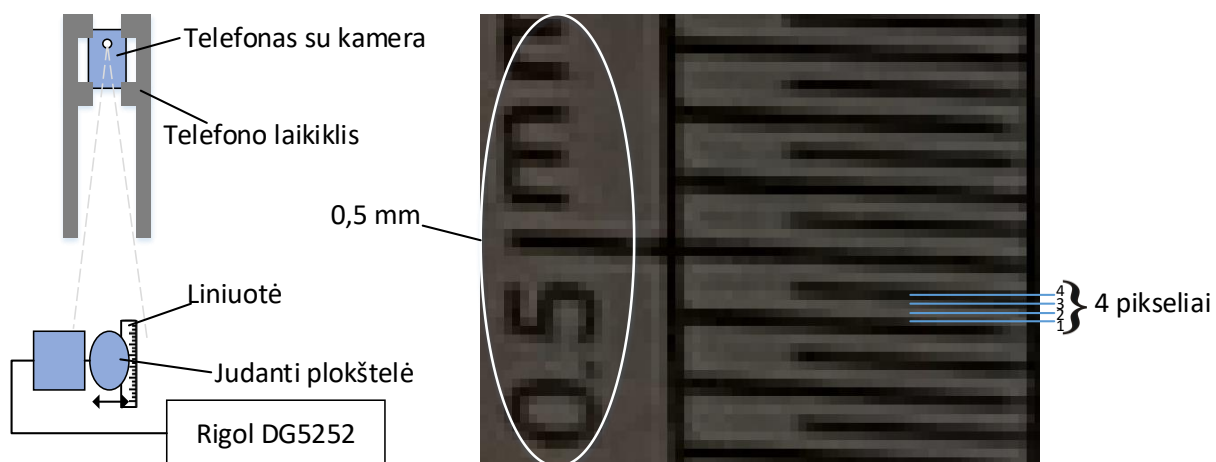


2.7 pav. Modeliuotas ir realus krūtinės mechaninio judesio signalas. Visame darbe radaro signalo ir iš jo išgautų kitų signalų amplitudė žymima sutartiniais vienetais.

## 2.3. Eksperimentai

Eksperimentams atlikti buvo naudojami NVA-R631 ir X2M200 impulsiniai radarai, Biopac MP36 biomedicininų duomenų surinkimo sistema, Faros 180 biomedicininų duomenų surinkimo sistema, elektromagneto pagalba stumdoma plokštelė (skersmuo 12 cm) ir Rigol DG5252 signalų generatorius. Su Biopac MP36 atliekamas atraminis širdies ritmo matavimas – EKG registravimas (diskretizavimo dažnis 1000 Hz), o su Faros 180 – EKG registravimas miego metu (diskretizavimo dažnis 250 Hz). Signalų generatorius Rigol DG5252 naudojamas kaip elektromagneto stumdomos plokštelės žadinimo šaltinis. Be to, keičiant signalų generatoriaus dažnį ir įtampą reguliuojamas plokštelės judesių dažnis ir amplitudė. Visų eksperimentų metu impulsinių radarų duomenys registruojami kompiuteriu „MATLAB R2015a“ programinės įrangos pagalba. NVA-R631 radaru signalas registruojamas nepastoviomis laiko atkarpomis, o X20M200 radaro funkcijos leidžia atlikti signalo registravimą pastoviomis atkarpomis, kas 20 ms.

Plokštelės judesio amplitudė nuo paduodamos įtampos nėra žinoma, todėl visų pirma buvo atliekamas eksperimentas šių judesių amplitudei nustatyti (eksperimentinė schema 2.8 pav. kairėje). Judančios plokštelės judėjimas buvo filmuojamas telefono kamera (Samsung Galaxy S6, 60 kadrų per sekundę, 1920x1080 rezoliucija). Be to, tame pačiame atstume buvo padėta ir liniuotė, kurios skiriamoji geba 0,5 mm (2.8 pav. dešinėje). Nustatyta, jog vieno pikselio vertė lygi  $0,5 \text{ mm} / 4 \text{ pikselių} = 0,125 \text{ mm/piks}$ . Dėl galimų paklaidų laikome, jog 1 pikselis atitinka  $0,125 \pm 0,125 \text{ mm}$ . Žinant vieno pikselio reikšmė buvo apskaičiuojamos plokštelės judesio amplitudės prie įvairių įtampos ir dažnio reikšmių (įtampa keičiama nuo  $1 V_{pp}$  iki  $13 V_{pp}$  po  $1 V_{pp}$ , o dažnis ties kiekviena įtampa keičiamas nuo 1 Hz iki 4 Hz po 1 Hz). Judesio amplitudės matavimas ties skirtingu dažniu atliekamas dėl fantomo inercinių savybių.



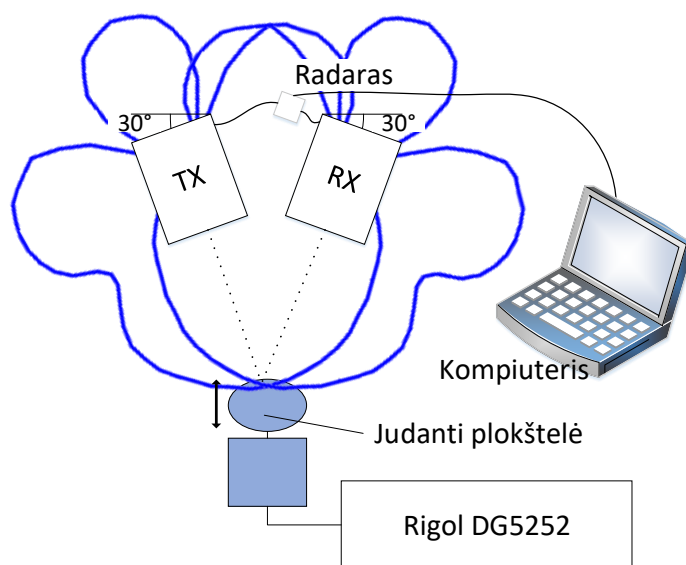
2.8 pav. Kairėje: judančios plokštelės judesio amplitudės priklausomybės nuo žadinimo įtampos ir dažnio eksperimentinė schema; dešinėje – liniuotės vaizdas nufilmuotas kamera

Tyrimo eksperimentus galima suskirstyti į tris grupes:

1. Mažos trukmės (iki kelių minučių) eksperimentai su fantomu (keičiamas dažnis ir judesio amplitudė).
2. Mažos trukmės (iki kelių minučių) žmogaus ŠR registravimas radaru (tuo pačiu metu registruojama EKG su Biopac MP36).
3. Didelės trukmės (iki 6 val.) ŠR registravimas radaru kasdieninėmis sąlygomis (tuo pačiu metu registruojama EKG su Faros 180).

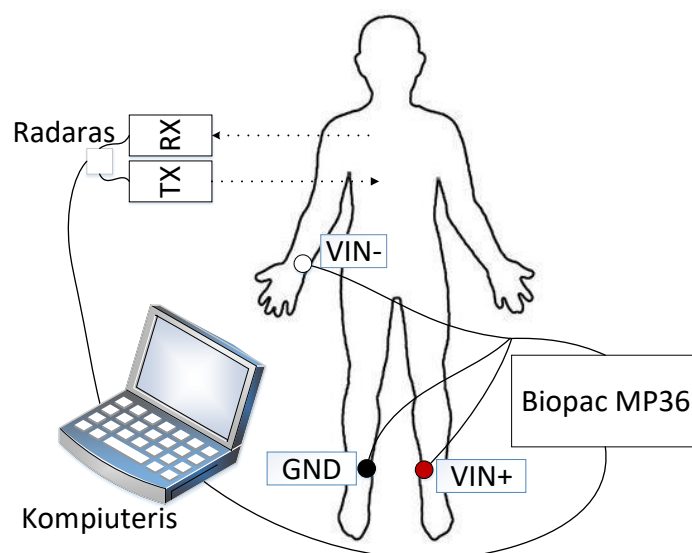
Pirmos grupės eksperimento schema pateikiama 2.9 pav. Antenos buvo pasukamos  $30^\circ$  kampų, kad būtų galima sumažinti atstumą nuo radaro, kuriame susikerta antenų laukai horizontalioje plokštumoje (elektromagnetinė energija didesnė, kuo stebimas objektas arčiau radaro). Mėlyna linija pavaizduotas antenos kryptingumo diagramos pavyzdys (tikroji antenos kryptingumo diagrama gali skirtis) vizualiai  $30^\circ$  antenų pasukimo naudai suprasti.

Eksperimentas atliekamas keičiant fantomo judesio amplitudę ir dažnį, siekiant nustatyti, kokio dydžio judesius impulsinis radaras geba fiksuoti ir kokią įtaką turi skirtingas judesio dažnis. Fantomo atstumas iki impulsinio radaro nebuvo fiksuojamas, tačiau jis siekė iki 1 m. Registravimo trukmė – iki 2 min.



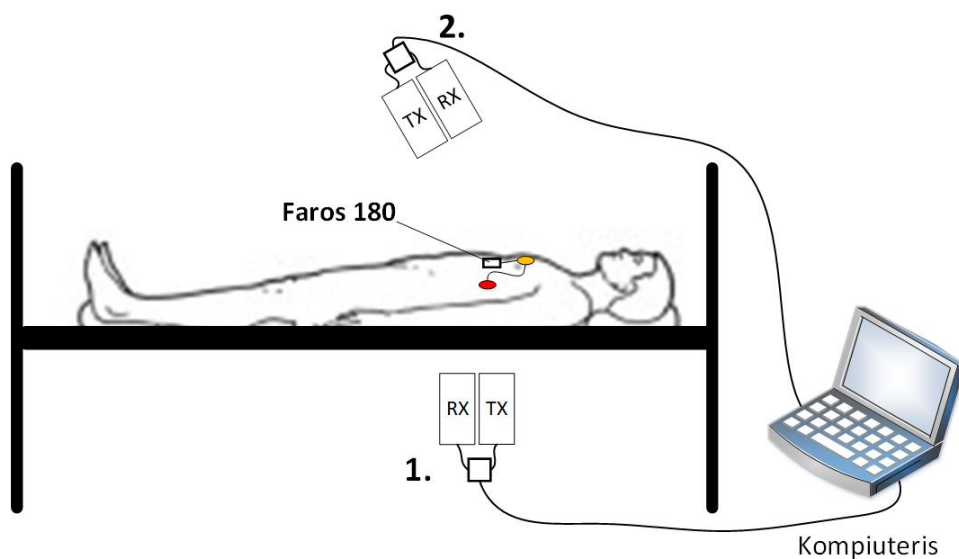
2.9 pav. Eksperimentinė schema registruojant fantomo judesius impulsiniu radaru (1-oji eksperimentų grupė)

Antroji eksperimentų grupė atliekama registruojant žmogaus krūtinės judesius impulsiniais radarais. Eksperimentinė schema pateikiama 2.10 paveiksle. Eksperimentas atliekamas keičiant žmogaus poziciją, kaip pavaizduota 2.1 paveiksle (iš priekio, iš nugaros ir iš abiejų šonų). Tuo pačiu metu registruojama ir EKG (II derivacija), kaip atraminis ŠR signalas. Žmogaus atstumas iki impulsinio radaro nebuvo fiksuojamas, tačiau jis siekė iki 1 m. Registravimo trukmė – iki 2 min.



2.10 pav. Eksperimentinė schema registruojant žmogaus krūtinės judesius impulsiniu radaru (2-oji eksperimentų grupė)

Trečioji eksperimentų grupė atliekama registruojant žmogaus krūtinės judesius impulsiniu radaru X2M200 ilgą laiko atkarpą (iki 6 val.) kasdieninėmis sąlygomis. Eksperimentinė schema pateikiame 2.11 paveiksle.



2.11 pav. Eksperimentinė schema registruojant žmogaus krūtinės judesius impulsiniu radaru X2M200 kasdieninėmis sąlygomis (3-ioji eksperimentų grupė). 1) Radaras po lova, nukreiptas į nugarą; 2) Radaras ant stalo, kampu nukreiptas į krūtinę.

Eksperimentas buvo atliekamas du kartus, esant skirtingoms radaro pozicijoms žmogaus atžvilgiu, kurios 2.11 paveiksle pažymėtos numeriais 1 ir 2. Tuo pačiu metu registruojama EKG su Faros 180.

## 2.4. Antrojo skyriaus apibendrinimas

Pirmojoje skyriaus dalyje aptariami 4 metodai, kurie taikomi išskirti ŠR signalą iš radaro signalo. Pirmasis metodas (tiesioginis ŠR signalo išskyrimas iš radaro signalo) yra paprasčiausias, nes šiuo atveju nėra taikomas signalų apdorojimas, o tiesiog žinant stebimo objekto vietą pasirenkamas dominantis signalas. Kiti trys metodai skiriasi nuo pirmojo, nes jiems taikomas signalų apdorojimas. Šiais metodais gauti rezultatai palyginami trečiajame skyriuje. Įvairūs metodai išbandyti siekiant nustatyti, ar įvairūs apdorojimo metodai padeda pagerinti dominančio signalo kokybę. Taip pat aprašytas sugalvotas GFT algoritmas, skirtas automatiniam dominančio signalo aptikimui radaro signale.

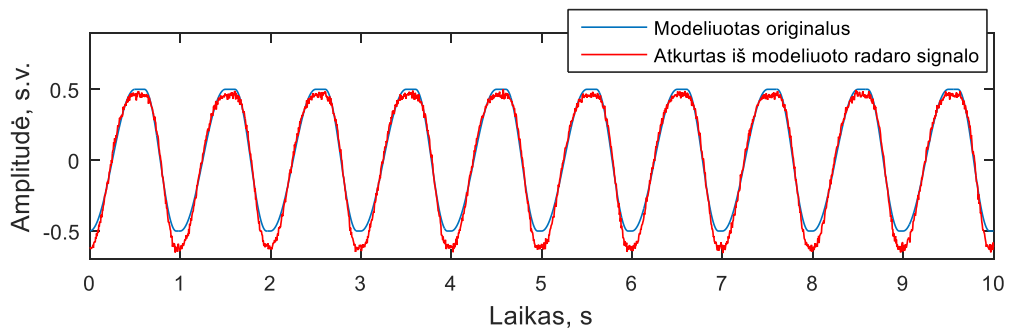
Antrojoje skyriaus dalyje aptariamas signalų modeliavimas. Pirmiausia matematinėmis formulėmis, aprašytomis [29] straipsnyje, aprašomas modeliuojamas ŠR (krūtinės judėjimo dėl širdies judesių) signalas. Aptariamas signalo formos pokytis keičiant įvairius modelio parametrus. Gautas modeliuotas signalas naudojamas modeliuojant šio signalo registravimą impulsiniu radaru.

Paskutinėje skyriaus dalyje aptariami suplanuoti eksperimentai, aprašyta naudojama įranga. Eksperimentai yra suskirstyti į tris grupes: mažos trukmės su fantomu, mažos trukmės su žmogumi ir didelės trukmės su žmogumi. Eksperimentų metu, kai registruojamas žmogaus ŠR signalas, tuo pačiu metu registruojamas ir atraminis signalas – EKG. Visi modeliavimo ir eksperimentų rezultatai aptariami sekančiame skyriuje.

### 3. REZULTATAI

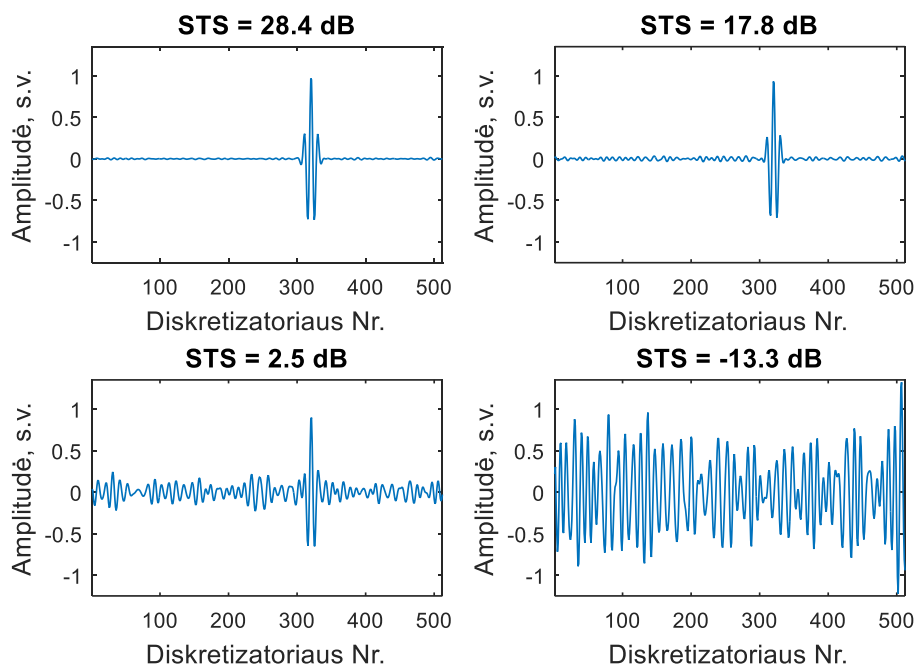
#### 3.1. Modeliavimo rezultatai

Pirmajame modeliavimo etape buvo sumodeliuojamas krūtinės judesio signalas (kurį sukelia širdies judesiai) pagal 1 lygtį, su parametru reikšmėmis:  $\beta_1 = 1$ ,  $\beta_2 = 0,7$  ir  $X = 0,7$ . Gautas signalas pavaizduotas 3.1 pav. mėlyna linija. Tuomet buvo modeliuojamas prieš tai sumodeliuoto krūtinės signalo registravimas radaru. Originalaus ir atkurto krūtinės judesio signalo iš radaro signalo palyginimas pateikiamas 3.1 pav., kai radaro signalo signalas–triukšmas santykis (STS) lygus 28,4 dB.



3.1 pav. Mėlyna linija – modeliutas krūtinės judesio signalas; raudona linija – atkurtas krūtinės judesio signalas iš modeliuito radaro signalo

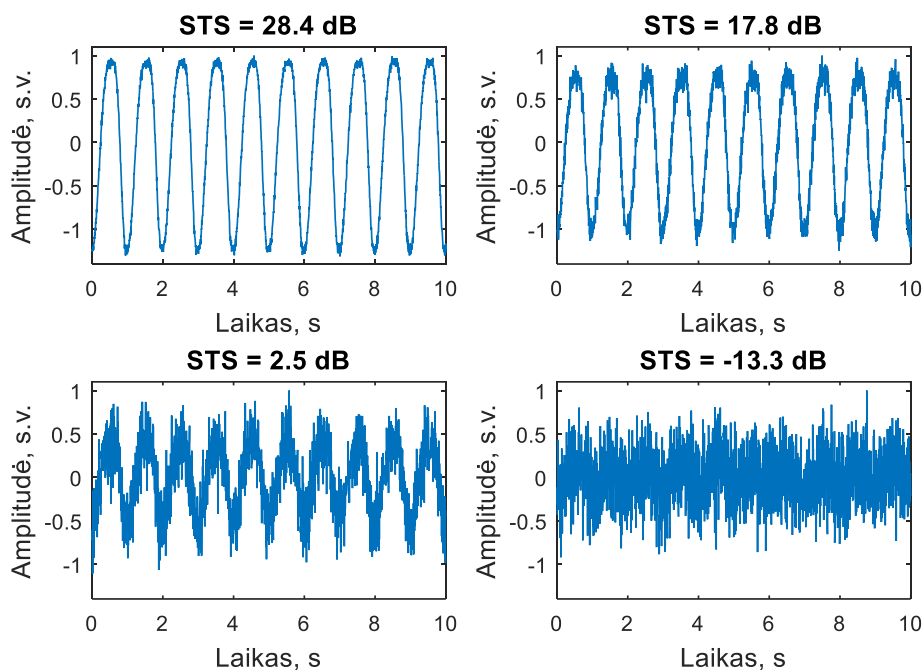
Pirma plačiau nagrinėjamas modeliuojamas radaro signalas. Sumodeliuoti radaro signalai esant skirtingam STS lygiui pavaizduoti 3.2 paveiksle (primename, jog diskretizatoriaus numeris atitinka atstumą).



3.2 pav. Radaro signalo modelis prie skirtingo STS lygio

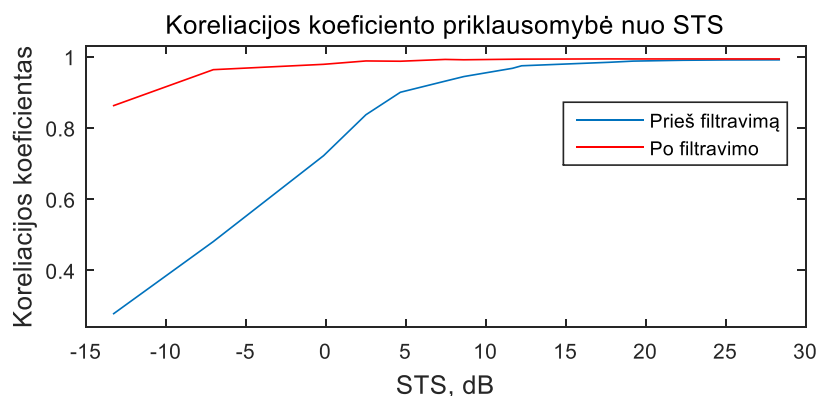


Esant silpnam triukšmui (STS = 28,4 dB) matomas ryškus atspindys tik nuo dominančios srities. Tačiau STS sumažėjus iki -13,3 dB modeliuojamas atspindys nuo krūtinės radaro signale vizualiai nebematomas. Tačiau žinodami, kurioje vietoje yra atspindys nuo krūtinės (arba rasdami pagal II skyriuje minėtą GFT algoritmą), galime išskirti krūtinės judesio signalą (žr. 3.3 pav.).



3.3 pav. Iš radaro signalo atkurti krūtinės judesio signalai prie skirtingo STS

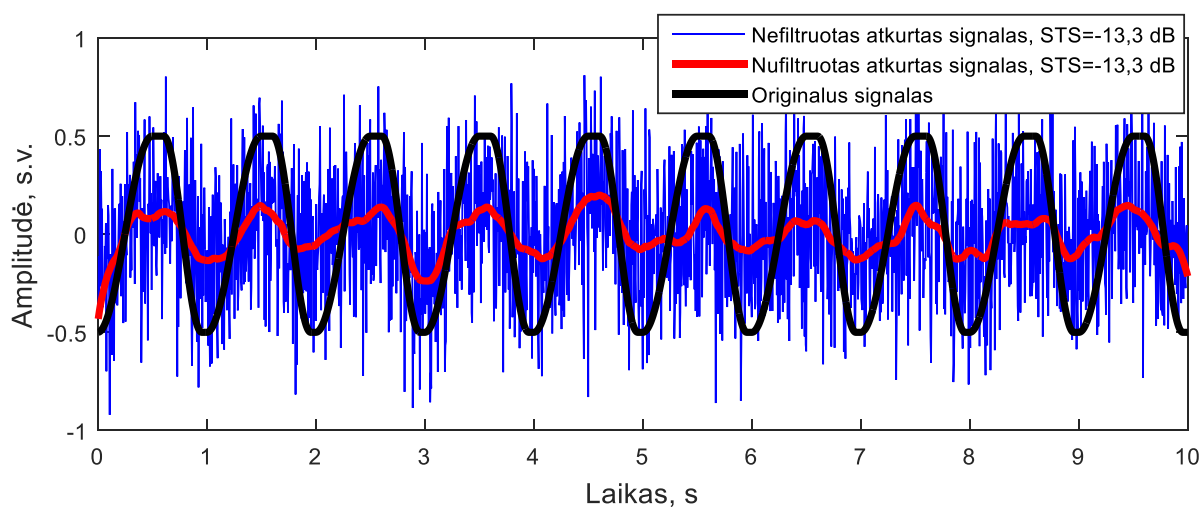
Vizualiai žiūrint sunku nustatyti, kiek atkurtas signalas su triukšmu panašus į originalų signalą be triukšmo, todėl buvo ištirta koreliacijos koeficiento (tarp modeliuoto originalaus ir atkurto signalo) priklausomybė nuo triukšmo lygio (3.4 pav.).



3.4 pav. Koreliacijos koeficiento priklausomybė nuo STS tarp modeliuoto originalaus ir atkurto signalo

Iš mėlynos kreivės matoma, jog STS nukritus iki maždaug 5 dB, koreliacijos koeficientas staiga pradeda mažėti. Tačiau ši priklausomybė gauta neatlikus jokio signalo apdorojimo. Pritaikius 30-os eilės slenkamo vidurkio filtrą triukšmas yra stipriai sumažinamas ir tuo pačiu

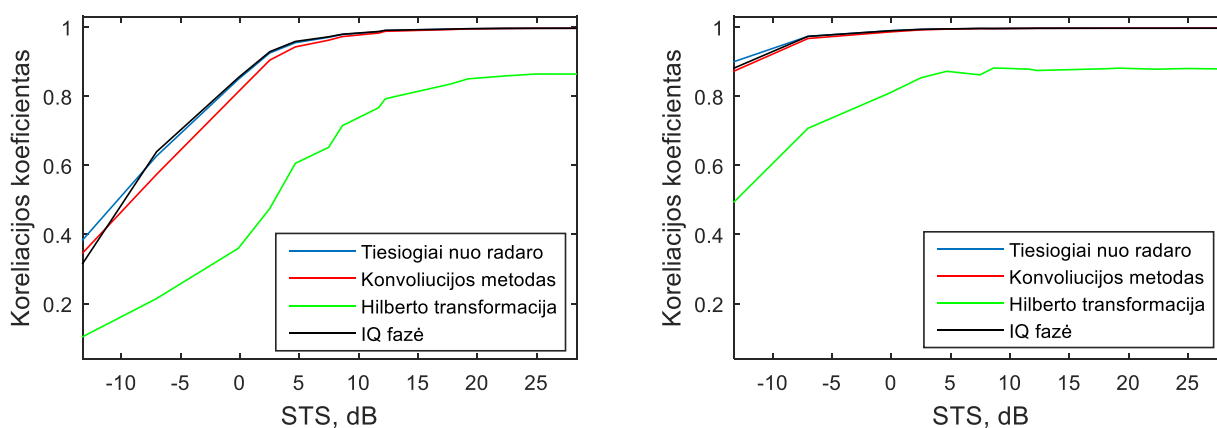
išlaikomas aukštas ( $> 0,8$ , žr. 3.6 pav.) koreliacijos koeficientas. Krūtinės judesio signalo pavyzdys, kai STS = -13,3 dB prieš filtravimą ir po jo pateikiamas 3.5 paveiksle.



3.5 pav. Krūtinės judesio signalo palyginimas esant dideliui triukšmo lygiui

Ištyrus 3.5 pav. atvaizduotų signalų spektrą, buvo nustatyta, jog originalaus signalo dominuojantis dažnis lygus 1,006 Hz, o atkurto filtruoto ir nefiltruoto signalo – taip pat 1,006 Hz (dažninė skyra 9,8 mHz).

Antrajame skyriuje aprašyti keturi metodai, kurie naudojami krūtinės judesio signalui išskirti iš radaro signalo. Visi nagrinėti metodai išbandyti su krūtinės judesio modelio signalu. Apskaičiuotos koreliacijos koeficiento reikšmės tarp kiekvieno metodu išskirto signalo ir originalaus signalo pateikiamos 3.6 paveiksle.



3.6 pav. Koreliacijos koeficiento priklausomybė nuo STS pri skirtingų signalo išskyrimo metodų. Kairėje – prieš filtravimą, dešinėje – po filtravimo slenkamo vidurkio filtru.

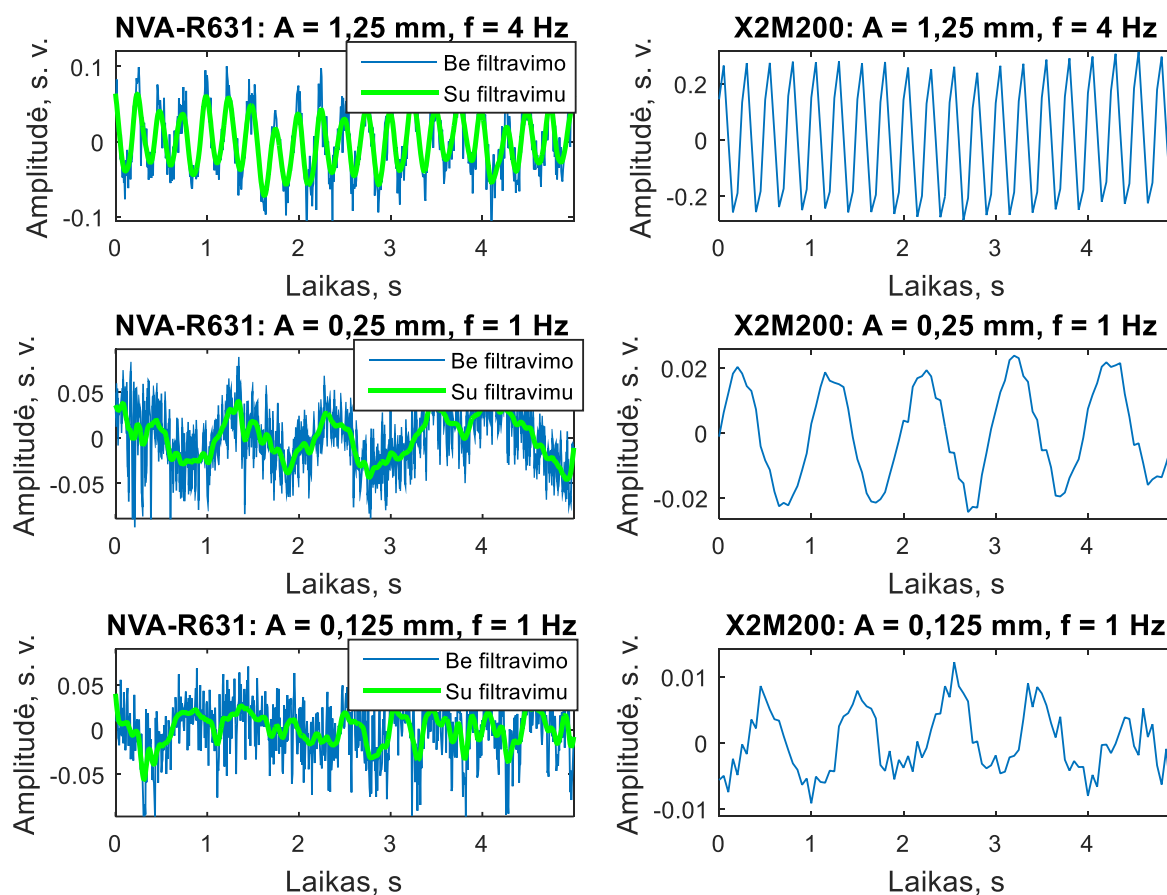
Iš gautų kreivių matoma, jog geriausiu koreliacijos koeficientu didėjant triukšmui pasižymi tiesioginis signalo išskyrimas iš radaro signalo. Dėl šios priežasties eksperimentiniuose signaluose naudojamas pastarasis metodas.

### 3.2. Eksperimentų rezultatai

Primename, jog tyrimo eksperimentai suskirstyti į tris grupes:

1. Mažos trukmės (iki kelių minučių) eksperimentai su fantomu (keičiamas dažnis ir judesio amplitudė).
2. Mažos trukmės (iki kelių minučių) žmogaus ŠR registravimas radaru (tuo pačiu metu registruojama EKG su Biopac MP36).
3. Didelės trukmės (iki 6 val.) ŠR registravimas radaru kasdieninėmis sąlygomis (tuo pačiu metu registruojama EKG su Faros 180).

Pirmajame eksperimentų etape buvo tiriamas fantomas – judanti plokštelė. Abiem tiriama impulsiniais radarais buvo išmatuojamas to pačio dažnio ir tos pačios amplitudės fantomo judėjimas. Rezultatai pavaizduoti 3.7 paveiksle.



3.7 pav. Rezultatai gauti atlikus eksperimentus su fantomu. A – plokštelės judesio amplitudė, f – jos dažnis.

Iš gautų rezultatų galima pastebėti, jog X2M200 radaras yra atsparesnis triukšmams (X2M200 radaro rezultatai pateikiami nepritaikius filtravimo, o NVA-R631 – pritaikius 10-os eilės slenkamojo vidurkio filtrą). Tačiau matome, jog slenkamojo vidurkio filtras, užapvalina signalo pikus. Taip pat patikriname abejais radarais gautų signalų spektrus. Gauti rezultatai

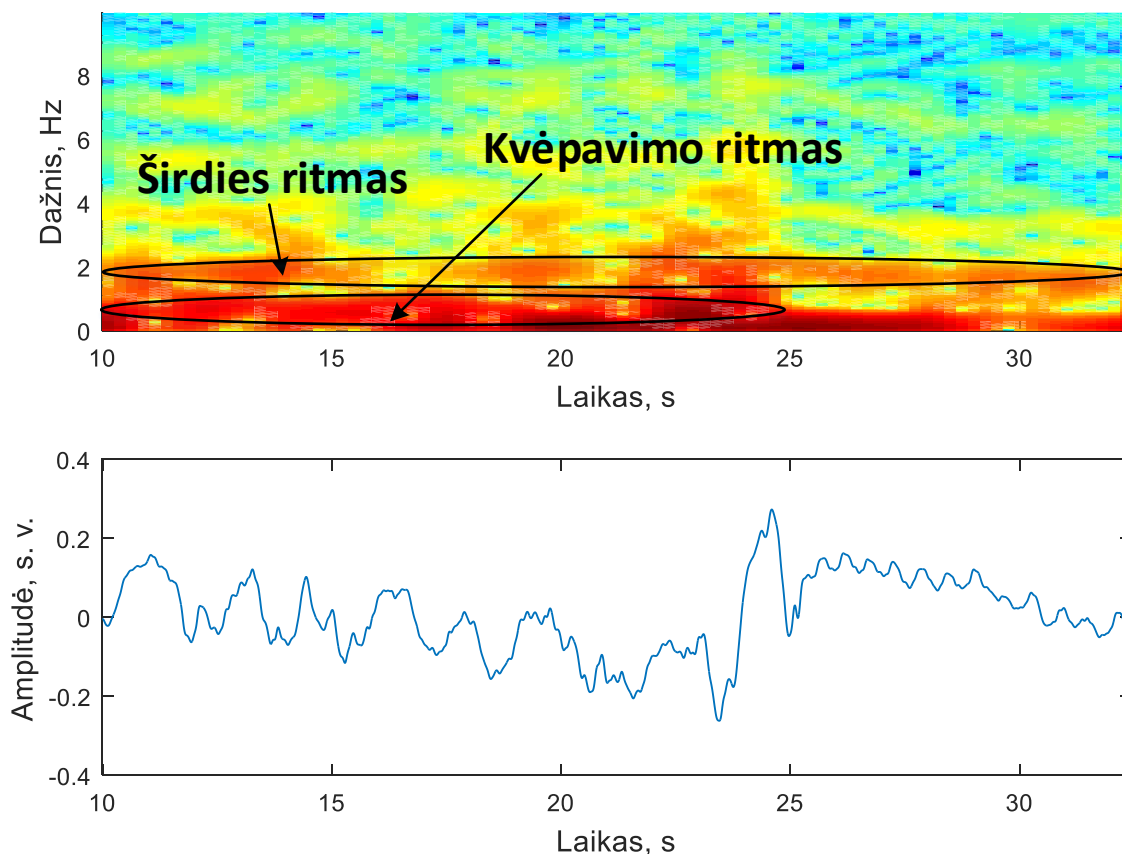
pateikiami 3.1 lentelėje (dažninė skyra su NVA-R631 lygi 19,5 mHz, o su X2M200 – 15,6 mHz).

3.1 lentelė. NVA-R631 ir X2M200 dominuojančių spektro dedamųjų palyginimas

	NVA-R631	X2M200
$A = 1,25 \text{ mm}, f = 4 \text{ Hz}$	4,0039 Hz	4 Hz
$A = 0,125 \text{ mm}, f = 1 \text{ Hz}$	2,0017 Hz	1,0156 Hz
$A = 0,25 \text{ mm}, f = 1 \text{ Hz}$	0,9961 Hz	1 Hz

Pagal lentelės duomenis matome, jog NVA-R631 radaru 0,125 mm judesių amplitudės surastas dažnis klaidingas.

Antrajame eksperimentų etape buvo registruojamas žmogaus ŠR abiem radarais ir dar tuo pačiu metu registruojama EKG. Žmogus pozicija radaro atžvilgiu pavaizduota eksperimentų aprašyme (žr. 2.10 pav.). Pirma atvaizduojama neapdoroto krūtinės judesio signalo spektrograma (žr. 3.8 pav.).

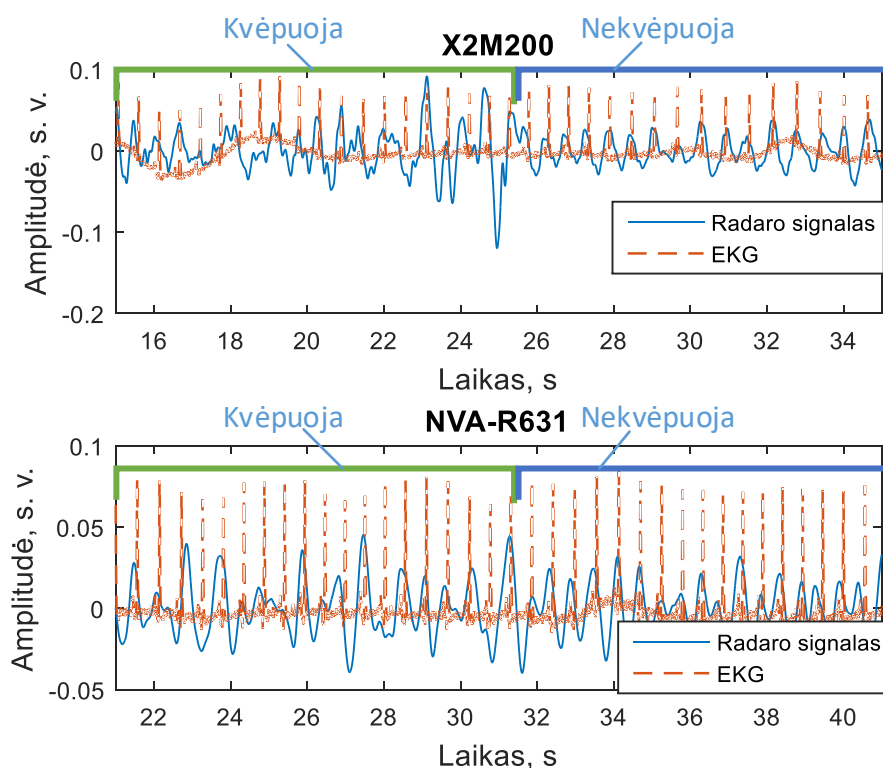


3.8 pav. Krūtinės judesio signalo spektrograma (viršuje) ir laiko srities signalas (apačioje).

Žmogus kvėpuoja 10 – 25 s intervale, nekvėpuoja 25 – 35 s intervale.

Spektrogramoje matyti, jog ŠR ir kvėpavimo ritmą spektre galima atskirti pagal dažnį, todėl abiejų radarų signalai buvo nufiltruoti ketvirtos eilės Batervorto 0,85 Hz aukštųjų dažnių

filtru (ADF) ir 10 Hz žemųjų dažnių filtru (ŽDF). NVA-R631 užregistruotas signalas dar papildomai filtruotas 30 eilės slenkamo vidurkio filtru. EKG signalas filtruotas Batervorto 0,1 Hz ADF. ŠR signalo pavyzdys pateikiamas 3.9 paveiksle. Eksperimento rezultatai atvaizduoti žmogui kvėpuojant ir nekvėpuojant.



3.9 pav. Išskirtas žmogaus ŠR po filtravimo

Eksperimentinių signalų grafikai rodo užregistruoto signalo koreliaciją su EKG. Norint nustatyti, koks yra EKG ir užregistruoto signalo vidutinis ŠR skaičiuojamas spektras. Gauti rezultatai pateikiami 3.2 lentelėje (dažninė skyra radaro signalui lygi 4,9 mHz, o EKG signalui – 3,1 mHz).

3.2 lentelė. NVA-R631 ir X2M200 radaro signalo ir EKG dominuojančių spektrų dedamųjų palyginimas

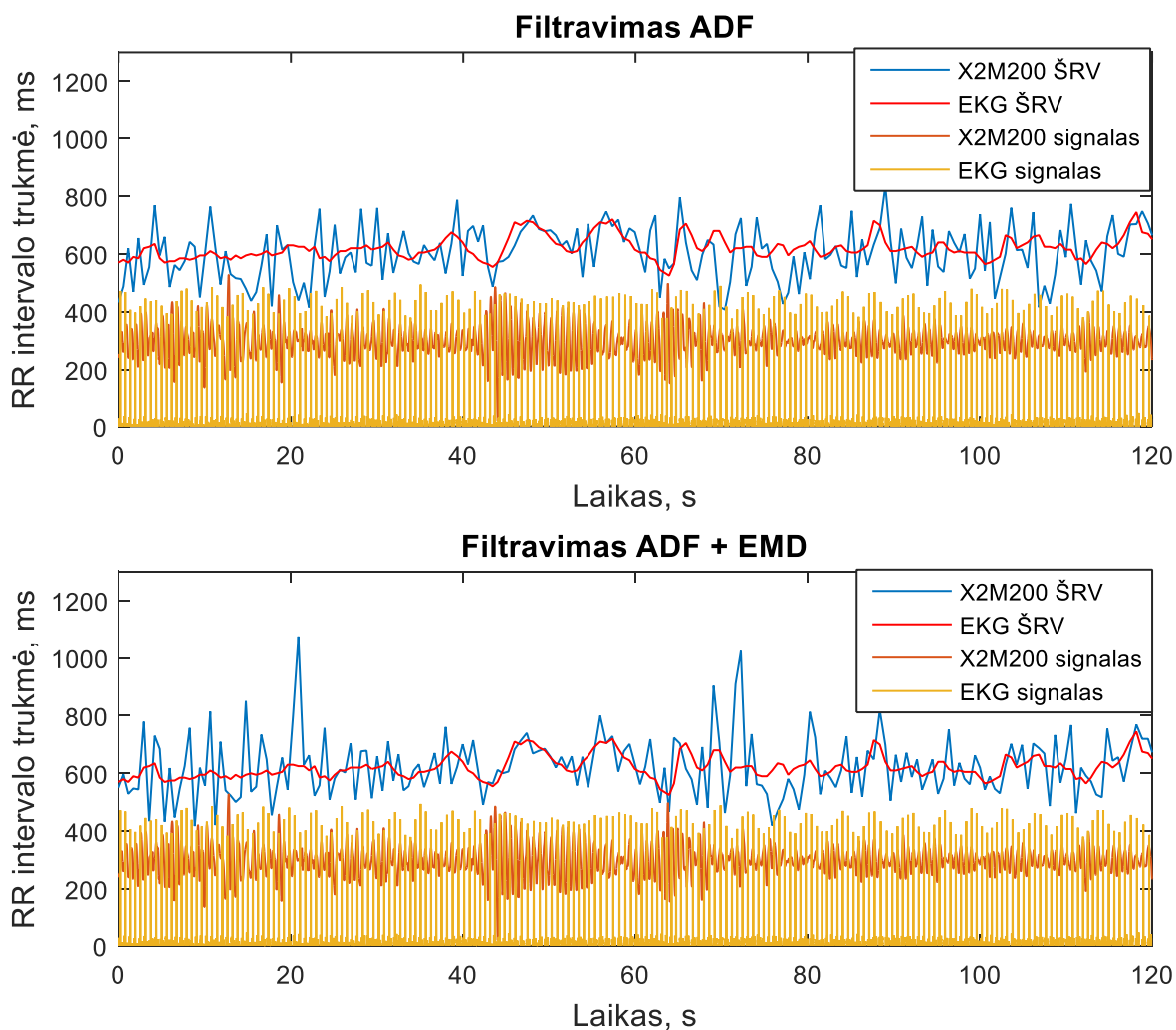
	NVA-R631	X2M200
EKG	1,843 Hz	1,855 Hz
Radaro signalas	1,841 Hz	1,841 Hz

Šiame eksperimente gaunamas dažnio netikslumas – 14 mHz (0,84 kpm).

Antrojo skyriaus pradžioje paminėjome, jog [28] straipsnyje aprašytame eksperimente geriausi ŠR rezultatai gaunami, kai radaras yra nukreiptas į žmogaus nugarą. Šis eksperimentas buvo išbandytas ir su šiame darbe tiriamais impulsiniais radarais. Gauti rezultatai yra priešingi pateiktam straipsniui – užregistruotas ŠR signalas iš žmogaus nugaros pusės yra silpnas ir

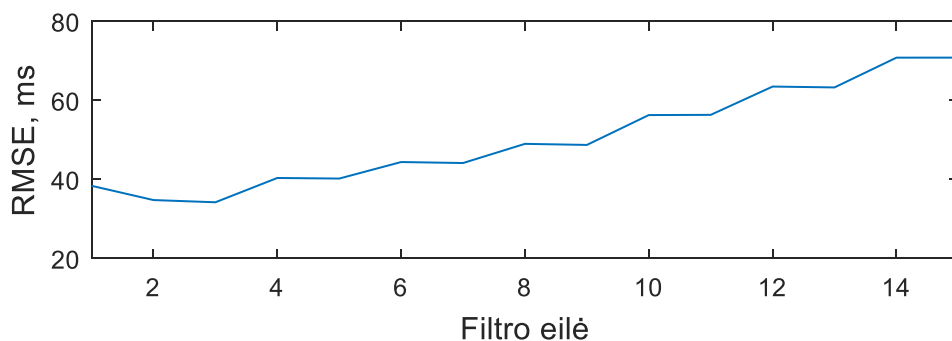
netikslus. Galima daryti išvadą, jog norint gauti tikslesnius rezultatus atliekant matavimą iš nugaros, reikia didesnės galios signalo.

Toliau atliekama ŠRV analizė – patikrinama radaro širdies dūžių intervalų trukmių signalo paklaida lyginant su EKG RR intervalų trukmių signalu dviem atvejais: 1) tik filtruojant radaro signalą 0,85 Hz ADF; 2) filtruojant radaro signalą 0,85 Hz ADF ir pritaikius EMD. Gauti rezultatai pateikiami 3.10 paveiksle.



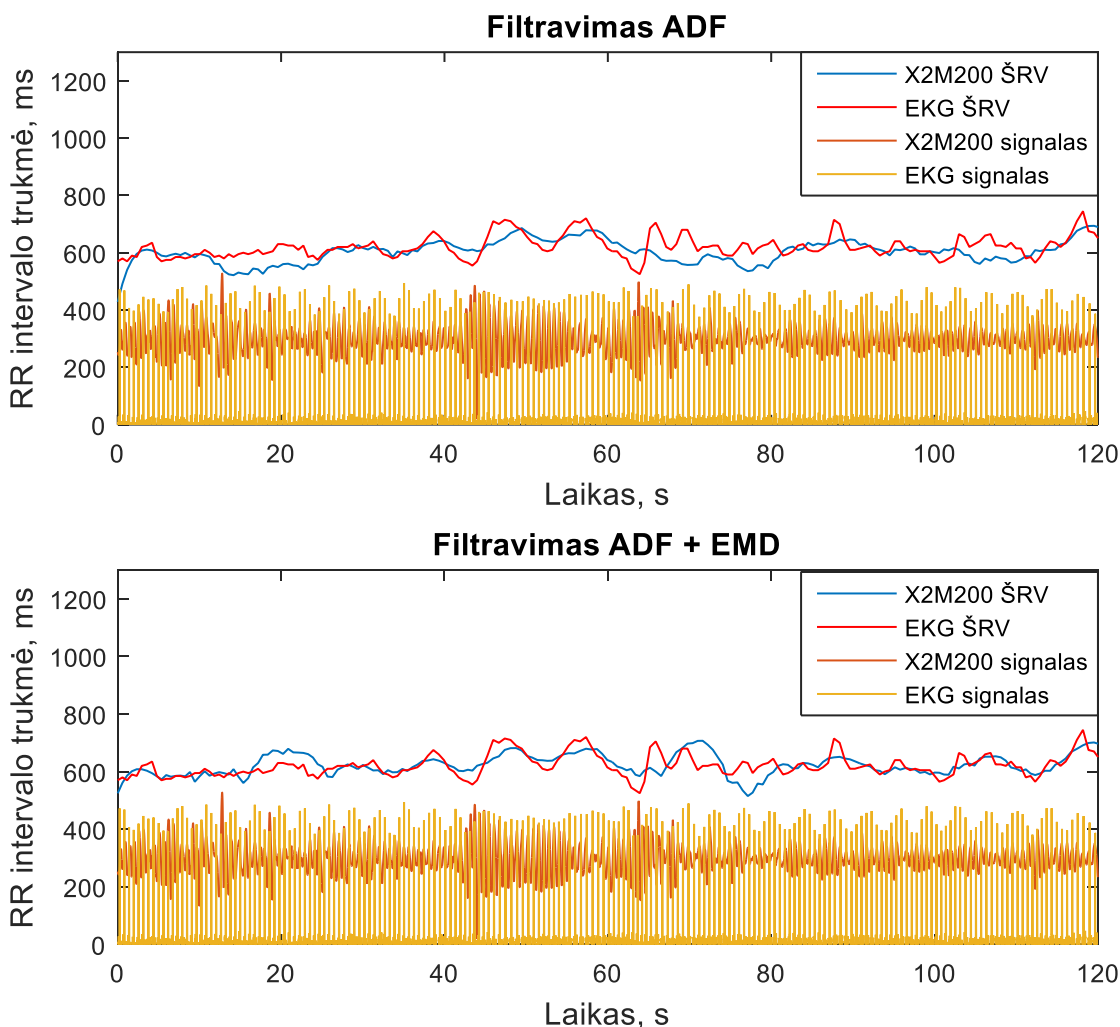
3.10 pav. RR intervalų palyginimas prie skirtingų apdorojimo metodų

Siekiant palyginti ŠRV skirtumą radaru ir EKG, buvo apskaičiuojama vidutinė kvadratinė klaida (angl. *RMSE* – *Root Mean Squared Error*) tarp šių dviejų signalų. Panaudojus tik ADF filtrą  $RMSE = 91,4$  ms, o panaudojus ADF filtrą ir EMD –  $RMSE = 94,3$  ms. *RMSE* skirtumas tarp šių dviejų apdorojimo metodų yra nežymus. *RMSE* bandoma sumažinti, pritaikius Savitzky-Golay filtrą radaro širdies dūžių intervalų signalui. *RMSE* priklausomybė nuo filtro eilės (filtravimo atkarpa – 19 reikšmių) pateikiama 3.11 paveiksle. Iš pateiktos priklausomybės matoma, jog mažiausia *RMSE* reikšmė yra ties trečia filtro eile.



3.11 pav. RMSE priklausomybė keičiant Savitzky-Golay filtro eilę

Tuomet pagal parinktus filtro parametrus nufiltruojamas radaro širdies dužių intervalų trukmių signalas ir patikrinama šių intervalų trukmių signalo paklaida lyginant su EKG RR intervalų trukmių signalu (žr. 3.12 pav.).

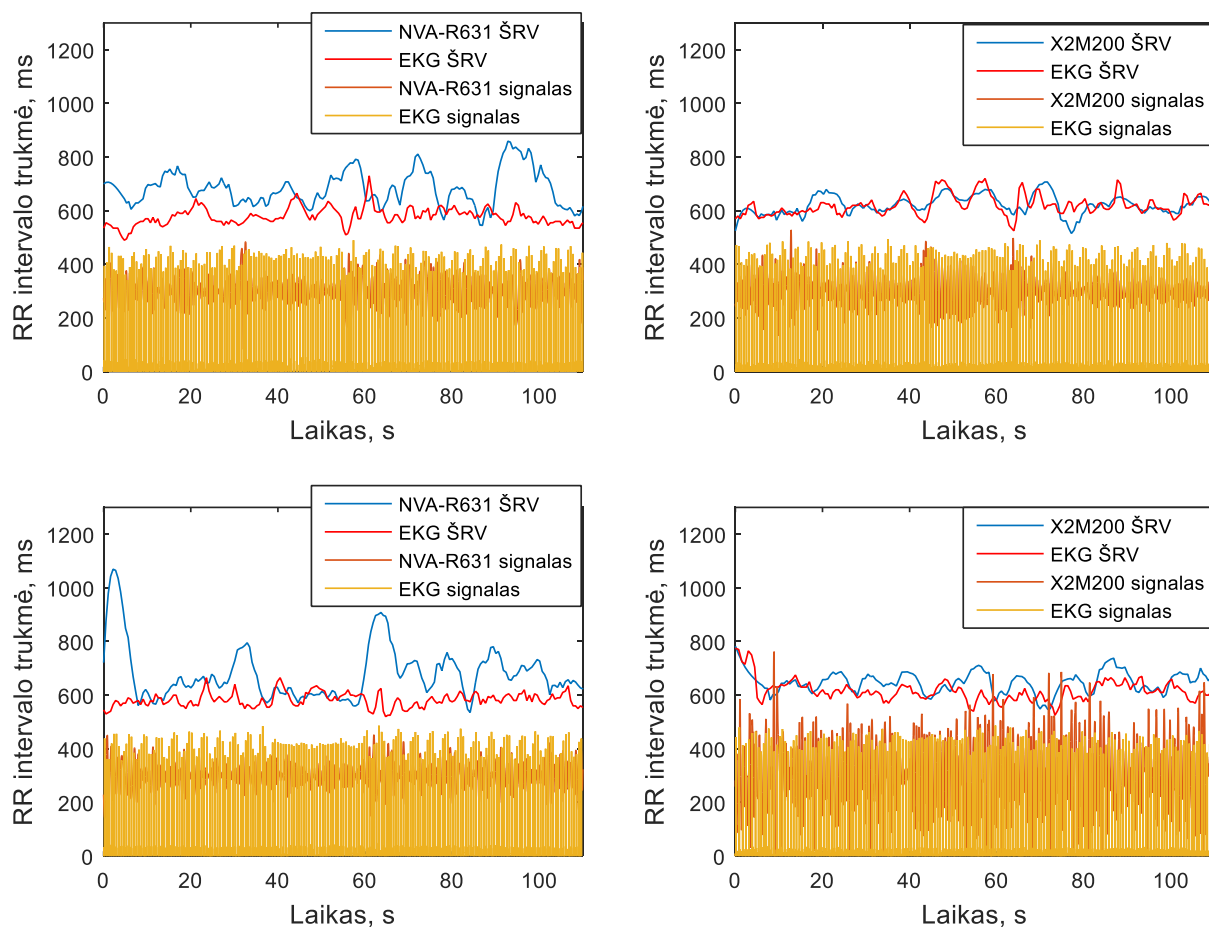


3.12 pav. RR intervalų palyginimas prie skirtingų apdorojimo metodų po filtravimo Savitzky-Golay filtru

Gaunami tokie rezultatai: panaudojus tik ADF filtrą  $RMSE = 43,8$  ms, o panaudojus ADF ir EMD –  $RMSE = 34,2$  ms. Šiuo atveju rezultatai geresni taikant EMD. Po to išbandomi kiti radarų signalai su gautais Savitzky-Golay filtro parametrais. Radarų signalai filtruojami 0,85 Hz



ADF ir tuomet taikoma EMD. Atrinkus dominančias EMD komponentas gaunami 3.13 paveiksle pateikti rezultatų grafikai.



3.13 pav. Abejų radarų RR intervalų palyginimas prie skirtingų apdorojimo metodų po filtravimo Savitzky-Golay filtru

Tada kiekvienu atveju apskaičiuojama RMSE reikšmė, kurios rezultatai pateikiami 3.3 lentelėje.

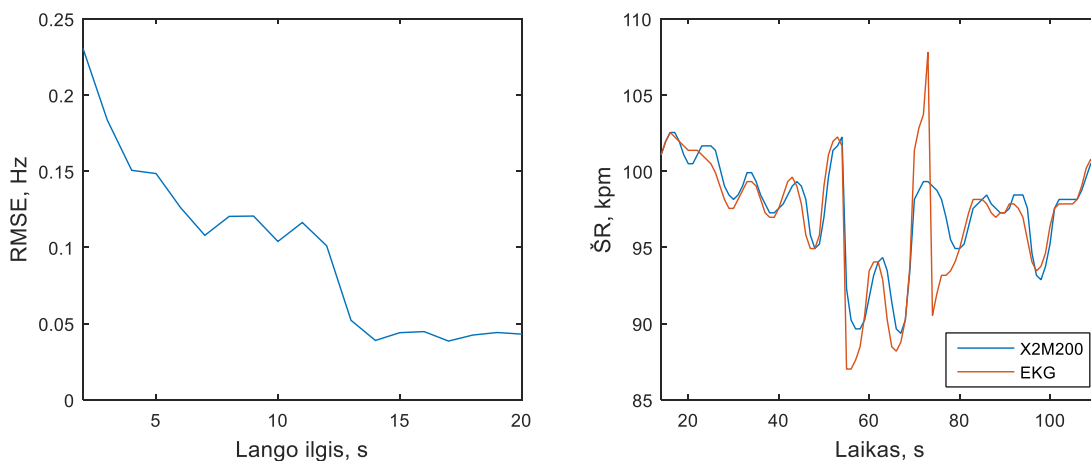
3.3 lentelė. NVA-R631 ir X2M200 RMSE reikšmės EKG atžvilgiu

	<b>NVA-R631</b>	<b>X2M200</b>
RMSE, ms	128 ir 147,6	34,2 ir 53,4

X2M200 radaro atveju gaunama mažesnė RMSE dėl didesnio šio radaro atsparumo triukšmui. NVA-R631 signalas buvo filtruojamas slenkamojo vidurkio filtru, dėl to šio signalo pikai labiau užapvalinami, todėl ir užregistruojamas piko laiko indeksas su didesne paklaida.

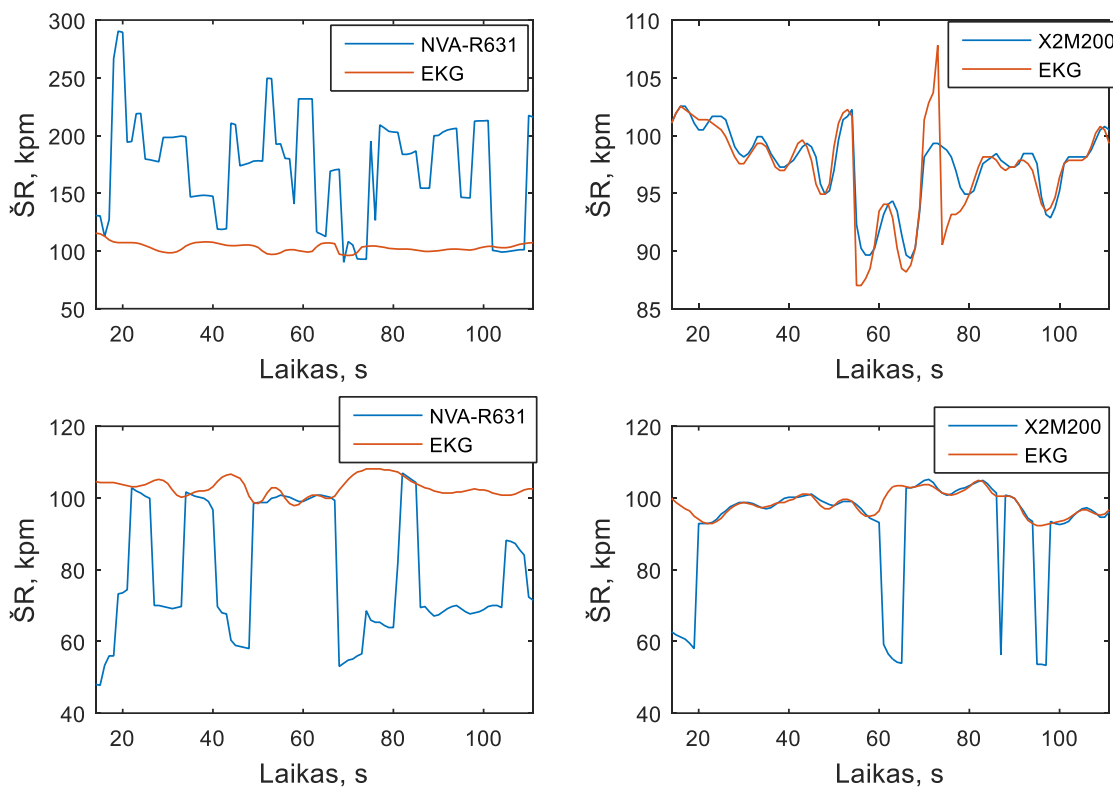
Toliau su tais pačiais signalais buvo skaičiuojamas vidutinis ŠR surastame lango ilgyje (langas slenkamas po 1 sekundę į priekį). Optimalus lango ilgis nustatytas tikrinant RMSE paklaidą tarp EKG ir radaro signalo pagrindinių spektrinių dedamųjų keičiant lango ilgį (žr. 3.14 pav. kairėje). Nustatyta, jog optimalus lango ilgis tiriamam signalui – 14 sekundžių.





3.14 pav. Vidutinio ŠR analizės rezultatai: kairėje – optimalaus lango ilgio parinkimas; dešinėje – vidutinis ŠR, kai lango ilgis lygus 14 s

Kitame grafike (žr. 3.15 pav.) pateikiami abiem radarais apskaičiuotas vidutinis ŠR (lango ilgis – 14 s).



3.15 pav. Apskaičiuotas abiem radarais išmatuotas ŠR

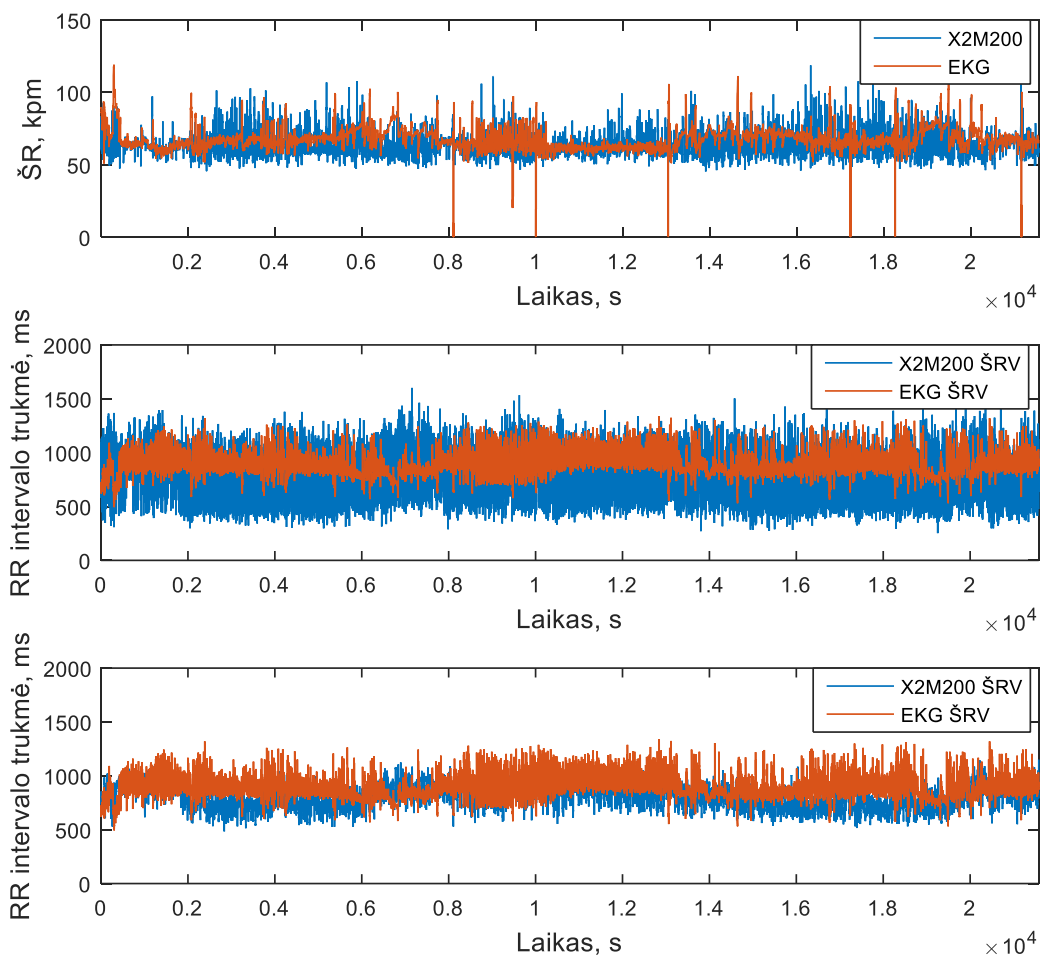
Kiekvienu atveju apskaičiuojama RMSE reikšmė, kurios rezultatai pateikiami 3.4 lentelėje.

3.4 lentelė. NVA-R631 ir X2M200 RMSE reikšmės EKG atžvilgiu

	<b>NVA-R631</b>	<b>X2M200</b>
RMSE, kpm	83,3 ir 30,5	2 ir 16,1

Iš pateiktų rezultatų galima pastebėti, jog NVA-R631 radaro signalui apskaičiuotas vidutinis ŠR yra klaidingas dėl jame vyraujančių triukšmų. Tačiau ir X2M200 radaro atveju pastebima momentų, kuomet ŠR stipriai skiriasi nuo EKG apskaičiuoto ŠR.

Paskutiniame eksperimentų etape matuojamas miegančio žmogaus ŠR tik su X2M200 radaru. Tuo pačiu metu registruojama EKG su Faros 180 duomenų surinkimo prietaisu, eksperimento trukmė – apie 6 val. Pavyzdyje pateikiamas atvejis, kai radaras buvo virš lovos, nukreiptas į miegančio žmogaus krūtinę (žr. 2.11 pav.). Šiems signalams taip pat buvo skaičiuojami RR intervalai bei vidutinis ŠR (žr. 3.16 pav.).



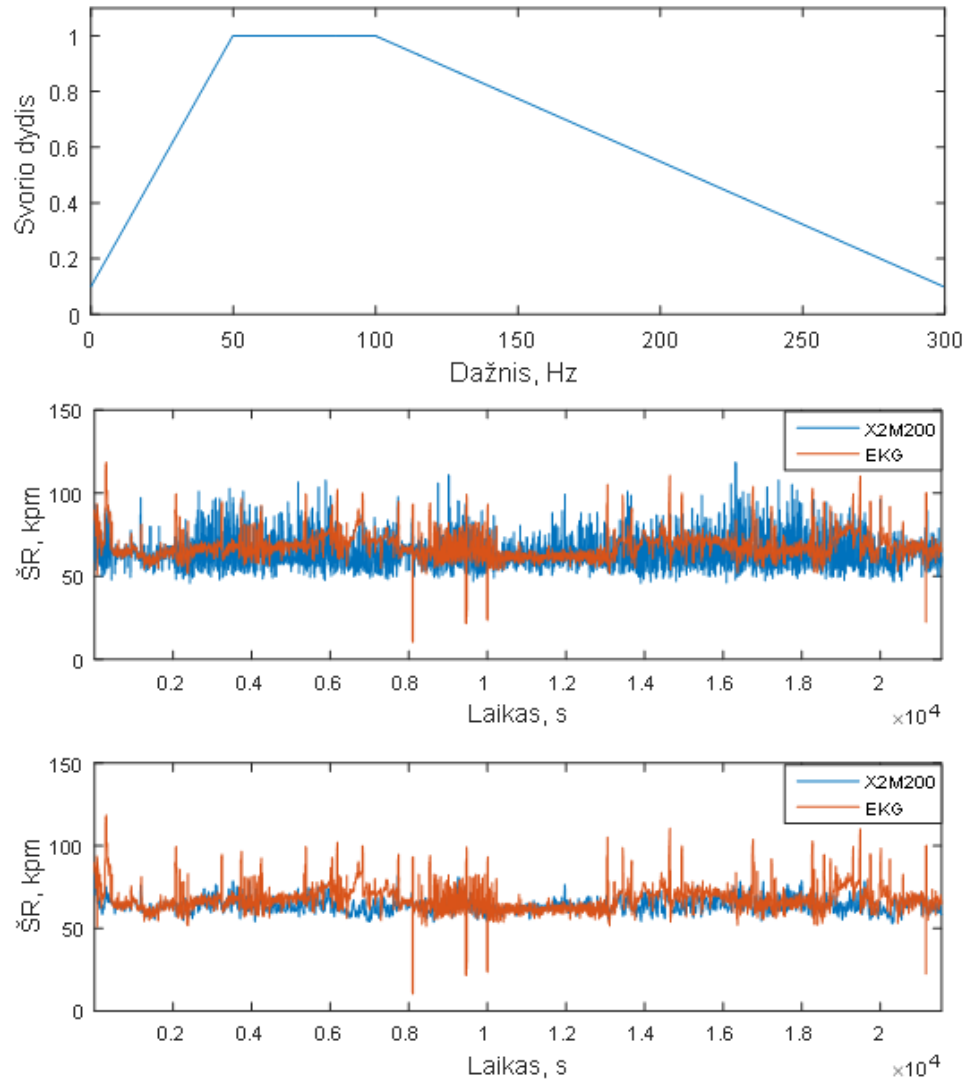
3.16 pav. Miego metu gauti eksperimentiniai rezultatai: viršuje – vidutinis ŠR, kai lango ilgis lygus 14 s; viduryje – RR intervalų palyginimas; apačioje – RR intervalų palyginimas po filtravimo Savitzky-Golay filtru

Radaru užregistruotas ŠR signalas filtruojamas 0,85 Hz ADF ir 15-os eilės slenkamojo vidurkio filtru. Kiekvienu atveju apskaičiuojama RMSE (EKG atžvilgiu) ir RR intervalų skirtumų vidutinę kvadratinę reikšmę (angl. *RMSSD – Root Mean Square of the Successive Differences*):

- ŠR RMSE = 11,4 kpm (0,19 Hz).

- Radaro RR intervalų (be Savitzky-Golay filtro) RMSE = 295,4 ms; RMSSD = 249 ms.
- Radaro RR intervalų (su Savitzky-Golay filtro) RMSE = 228 ms; RMSSD = 28,5 ms.
- EKG RMSSD = 66 ms.

Iš gautų rezultatų matoma, jog paklaidos yra nemažos. Joms sumažinti panaudojama dažninės srities svorių funkcija ir tuomet apskaičiuotas ŠR signalas filtruojamas 15-os eilės slenkamojo vidurkio filtru (žr. 3.17 pav.).



3.17 pav. Viršuje – svorių funkcija; viduryje – vidutinis ŠR pritaikius dažninę svorių funkciją; apačioje – vidutinis ŠR pritaikius dažninę svorių funkciją ir slenkamojo vidurkio filtrą

Svorių funkcija pritaikyta atsižvelgiant į tai, jog normalus ŠR yra intervale nuo 50 iki 100 kpm, o už šio intervalo ribų, spektro dedamosios tolydžiai slopinamos. Po svorių funkcijos pritaikymo ir filtravimo slenkamojo vidurkio filtru vidutinio ŠR RMSE sumažinama iki 9 kpm (0,15 Hz).

### 3.3. Trečiojo skyriaus apibendrinimas

Rezultatai gauti su modeliavimu signalu rodo, jog tiesioginis ŠR signalo nuskaitymas nuo radaro signalo turi geriausią koreliacijos koeficientą (apie 0,9) lyginant su originaliu modelio signalu, kai yra didinamas triukšmo lygis. Konvoliucijos ir IQ fazės metodu gaunamas tik šiek tiek mažesnis (per 0,02 – 0,03) koreliacijos koeficientas. Tačiau Hilberto transformacijos metodu gautas signalas turi žymiai mažesnę koreliacijos koeficientą.

Eksperimentiniams signalams buvo naudojamas tik tiesioginis ŠR signalo nuskaitymas iš radaro signalo. Eksperimentų su fantomu rezultatai parodė, jog X2M200 impulsinis radaras yra atsparesnis triukšmui ir geba registruoti mažesnės amplitudės judesius lyginant su NVA-R631 impulsiniu radaru. Registruojant žmogaus ŠR geresni rezultatai gauti taip pat su X2M200 impulsiniu radaru. X2M200 radarui esant priešais krūtinę užregistruotas vidutinis ŠR tikslumas lyginant su EKG siekia iki  $\pm 2$  kpm, tačiau jis gali nukristi ir iki  $\pm 16$  kpm, ar daugiau, kai klaidingai nustatoma pagrindinė dažnio dedamoji. Prastesni rezultatai gaunami, kai nagrinėjamas ilgas ŠR signalas, užregistruotas žmogui miegant. Paklaidos atsiranda dėl žmogaus apsivertimo lovoje, todėl radaras nėra visą laiką tiesiogiai atsuktas į krūtinę, dėl to bėgant laikui keičiasi ir registruojamo signalo stiprumas (tuo pačiu kokybė).

## IŠVADOS IR PASIŪLYMAI

Darbą apibendrinančios išvados:

1. Atlikta mokslinės literatūros analizė rodo, jog galimas bekontaktis ŠR registravimas impulsiniais radarais. Tokio registravimo nauda – žmonės miego metu gali nevaržomai registruoti savo ŠR ir aptikti širdies sutrikimus dar ankstyvoje stadijoje (ŠKL sudaro didžiąją dalį mirčių Europoje).
2. Ištirti keturi radaro signalo apdorojimo metodai. Atliktas tyrimas su matematinio modelio signalais parodė, jog tiesioginis ŠR signalo nuskaitymas (nėra jokio papildomo apdorojimo) iš radaro signalo turi geriausias rezultatus prie įvairaus triukšmo lygio. Dėl šios priežasties šis būdas naudojamas su eksperimentų metu užregistruotais radaro signalais. Tačiau koreliacija tarp atkurto ir originalaus modeliuoto signalo didelio triukšmo atveju (STS = -13,3 dB) lygi tik 0,38, o po filtravimo slenkamojo vidurkio filtru – 0,9. Tačiau po filtravimo tampa sunku nustatyti pikinę vertę, nes jos užsiapvalina. Dėl šios priežasties didėja paklaidos skaičiuojant laiko intervalą tarp širdies dūžių.
3. Sudarytas algoritmas ŠR signalui išskirti ir apdoroti. Algoritmo pagalba radaro signale surandamas ir išskiriamas ŠR signalas. Tada apskaičiuojamos širdies dūžių intervalų trukmės, vidutinis ŠR ir atliekamas palyginimas su atraminiu signalu (EKG). Gauti rezultatai stipriai priklauso nuo registruojamo signalo kokybės, o ši priklauso nuo radaro padėties žmogaus atžvilgiu. Geriausia užregistruoto signalo kokybė gaunama, kai radaro antenos atsuktos į žmogaus krūtinę statmenai. Apskaičiuoto vidutinio ŠR RMSE sumažinama nuo 11,4 kpm iki 9 kpm pritaikius dažninę svorių funkciją bei slenkamojo vidurkio filtrą.

Galimos tolimesnių tyrimų kryptys:

- Kitų impulsinių (arba kitokių) radarų tyrimas registruojant žmogaus ŠR arba naujų specializuotų tokiems matavimams radarų kūrimas ir bandymas.
- Apdorojimo algoritmų tobulinimas/sukūrimas, siekiant gauti geresnius rezultatus (triukšmo mažinimas, geresnis ŠR signalo išskyrimas ir kt.).
- Išbandyti kitus ŠR įvertinimo parametrus. Šiame darbe buvo apskaičiuojamas vidutinis ŠR, RR intervalų trukmės ir RMSSD.

## INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS

1. European Cardiovascular Disease Statistics, 2017 Edition. Published by the European Heart Network AISBL, Rue Montoyer 31, B-1000 Brussels, Belgium , February 2017, p. 7-17.
2. PERRET-GUILLAUME, C., JOLY, L., BENETOS, A. Heart Rate as a Risk Factor for Cardiovascular Disease. *Progress in Cardiovascular Diseases*. Vol. 52, 2009, p. 6–10.
3. THAYER, J., F., YAMAMOTO, S., S., BROSSCHOT, J., F. The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *International Journal of Cardiology*. Vol. 141, May 2010, p. 122–131.
4. FOX, K., et. al. Resting Heart Rate in Cardiovascular Disease. *Journal of the American College of Cardiology*. Vol. 50, No. 9, August 28, 2007, p. 823–830.
5. NGUYEN, V., JAVAID, A., Q., WEITNAUER, M., A. Spectrum-Averaged Harmonic Path (SHAPA) Algorithm for Non-Contact Vital Sign Monitoring with Ultra-wideband (UWB) Radar. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE, 26-30 Aug. 2014, p. 2241–2244.
6. ZAKRZEWSKI, M., VANHALA, J. Separating Respiration Artifact in Microwave Doppler Radar Heart Monitoring by Independent Component Analysis. *SENSORS*, 2010 IEEE, 1-4 Nov. 2010, p. 1368–1371.
7. REN, L., KOO, Y., S., WANG, Y., FATHY, A., E. Noncontact Heartbeat Detection using UWB Impulse Doppler Radar. Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems (BioWireleSS), 2015 IEEE Topical Conference on Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems, 25-28 Jan. 2015, p. 14–16.
8. REN, L., WANG, H., NAISHADHAM, K., KILIC, O., FATHY, A., E. Phase-Based Methods for Heart Rate Detection Using UWB Impulse Doppler Radar. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. Vol. 64, Issue 10, Oct. 2016, p. 3319–3331.
9. JIAN, Q., YANG, J., YU, Y., BJÖRKHOLM, P., MCKELVEY, T. Detection of Breathing and Heartbeat by Using a Simple UWB Radar System. The 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014), 18 September 2014, p. 3078–3081.
10. KHAN, F., CHO, S., H. A Detailed Algorithm for Vital Sign Monitoring of a Stationary/Non-Stationary Human through IR-UWB Radar. *Sensors (Basel)*, 2017 Feb 4, Vol. 17, Issue 2, p. 3–10.

11. European Cardiovascular Disease Statistics, 2008 Edition. Published by the European cardiovascular disease statistics, European Heart Network, Brussels, England., 2008, p. 7-10.
12. World Health Organization. Cardiovascular diseases (CVDs) [interaktyvus]. Fact sheet, Reviewed September 2016 [žiūrėta 2017 m. sausio 7 d.]. Prieiga per internetą: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>
13. TOWNSEND, N., WILSON, L., BHATNAGAR, P., WICKRAMASINGHE, K., RAYNER, M., NICHOLS, M. Cardiovascular disease in Europe: epidemiological update 2016. *European Heart Journal*. Vol. 37, 2016, p. 3235.
14. SCALISE, L. Non Contact Heart Monitoring. Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis, PhD. Richard Millis (Ed.). Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche, Università Politecnica delle Marche, Italy. ISBN: 978-953-307-923-3, InTech, 2012, p. 81–106.
15. YU, Y., RAVEENDRAN, P., LIM, C. Dynamic heart rate measurements from video sequences. *Biomedical Optics Express*. Vol. 6, No. 7, 1 Jul 2015, p. 2466–2480.
16. WANG, Y. UWB Pulse Radar for Human Imaging and Doppler Detection Applications. PhD diss., University of Tennessee, 2012, p. 10.
17. TAHERI, T., SANT'ANNA, A. Non-Invasive Breathing Rate Detection Using a Very Low Power Ultra-wide-band Radar. 2014 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine, 2-5 November, 2014, p. 78–83.
18. WISLAND, D., T., GRANHAUG, K., PLEYM, J., R., ANDERSEN, N., STØA, S., HJORTLAND, H., A. Remote Monitoring of Vital Signs Using a CMOS UWB Radar Transceiver. New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), 2016 14th IEEE International, 26-29 June 2016.
19. PAN, W., WANG, J., HUANGFU, J., LI, C., RAN, L.. Null point elimination using RF phase shifter in continuous-wave Doppler radar system. *Electronics Letters*. Vol. 47, Issue 21, October 13 2011, p. 1196–1198.
20. A.D. Droitcour, O. Boric-Lubecke, V.M. Lubecke. Range correlation and I/Q performance benefits in single-chip silicon Doppler radars for noncontact cardiopulmonary monitoring. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 52, Issue 3, March 2004, p. 838–848.
21. BABOLI, M., SINGH, A., HAFNER, N., LUBECKE, V. Parametric Study of Antennas for Long Range Doppler Radar Heart Rate Detection. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, 28 Aug.-1 Sept. 2012, p. 3764–3767.

22. SACHS, J., HELBIG, M., KMEC, M., HERRMANN, R., SCHILLING, K., PLATTES, S., FRITSCH, H., C. Remote Heartbeat Capturing of High Yield Cows by UWB Radar. Radar Symposium (IRS), 2015 16th International, 24-26 June 2015.
23. MAHDIANI, S., JEYHANI, V., PELTOKANGAS, M., VEHKAOJA, A. Is 50 Hz high enough ECG sampling frequency for accurate HRV analysis? 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), p. 5948–5951.
24. TAN, W., XU, L., WANG, X., QIU, D., HAN, G., HU, D. Estimation of the displacement of cardiac substructures and the motion of the coronary arteries using electrocardiographic gating. *OncoTargets and Therapy*. Vol. 6, 2013 Sep 20, p. 1325–1332.
25. SHAFIQ, G., VELUVOLU, K., C. Surface Chest Motion Decomposition for Cardiovascular Monitoring. *Scientific Reports* 4:5093, May 2014, p. 3–8.
26. X2M200 Datasheet. X2M200 Respiration Module. XeThru Datasheet By Novelda AS, Rev. F Preliminary - November 14. 2016, p. 17–20.
27. ANDERSEN, N., LANDE, T., S. Nanoscale Impulse Radar. Novelda AS, Rev. 1.7, 2012-08-09, p. 1–5.
28. LI, C., LIN, J., XIAO, J. Robust Overnight Monitoring of Human Vital Signs by a Noncontact Respiration and Heartbeat Detector. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006, p. 2235–2238.
29. HSIEH, C., CHIU, Y., SHEN, Y., CHU, T., HUANG, Y. A UWB Radar Signal Processing Platform for Real-Time Human Respiratory Feature Extraction Based on Four-Segment Linear Waveform Model. *IEEE Transactions On Biomedical Circuits And Systems*, Vol. 10, No. 1, February 2016, p. 220–221.

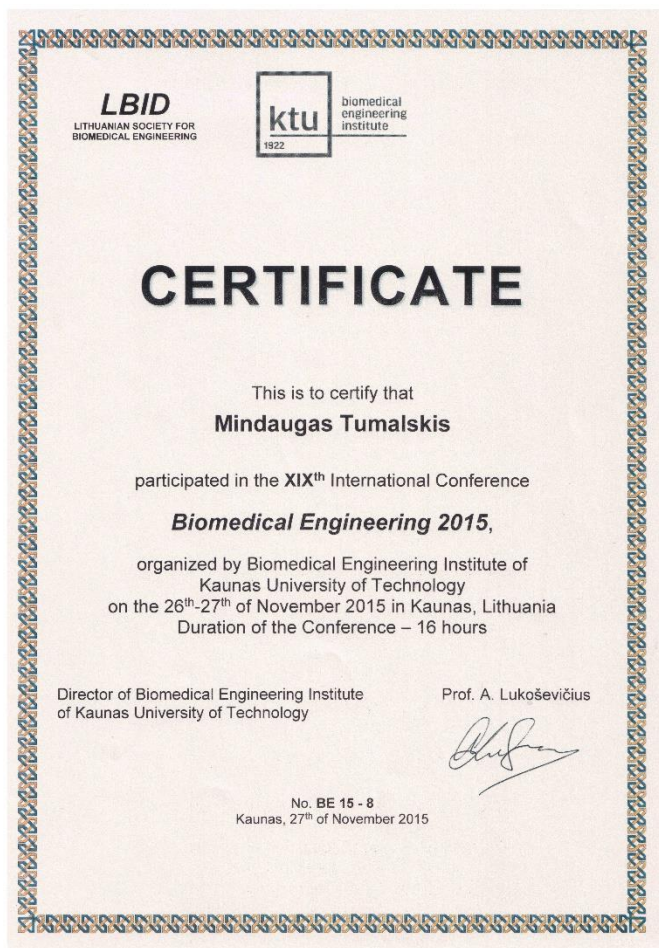


## PRIEDAI

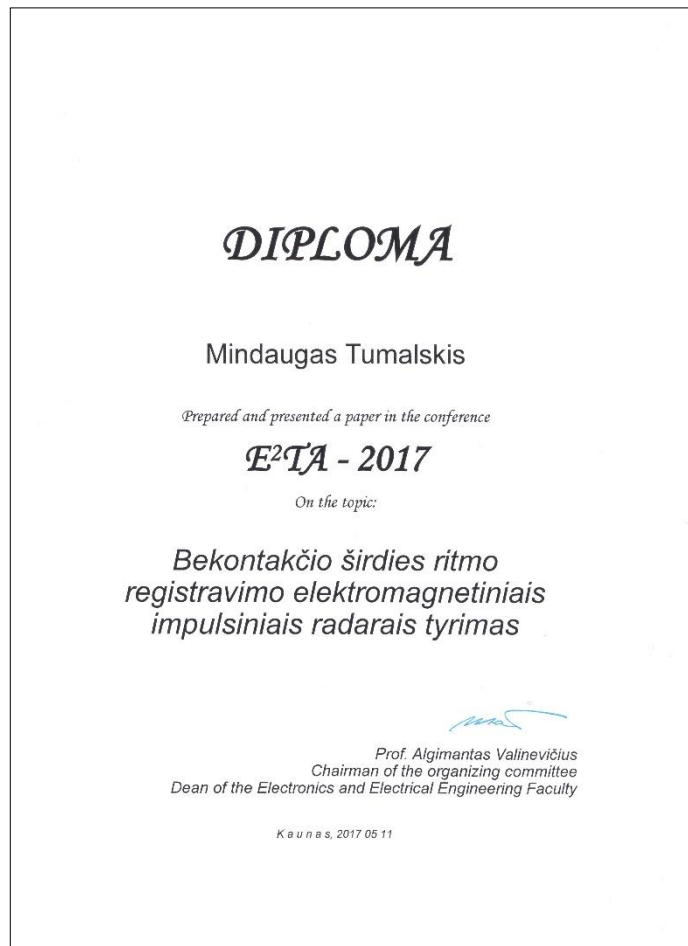
### Priedas 1. Mokslinės publikacijos darbo tema

- Mindaugas Tumalskis, Darius Jegelevičius. Application of UWB Radar for Human Respiration Monitoring // Biomedical Engineering 2015: Proceedings of 19<sup>th</sup> Annual International Biomedical Engineering Conference, Kaunas University of Technology, 26-27 November, 2015 / Kaunas University of Technology Biomedical Engineering Institute p. 39–44.
- Mindaugas Tumalskis, Darius Jegelevičius. Bekontaktio širdies ritmo registravimo elektromagnetiniais impulsiniais radarais tyrimas // E<sup>2</sup>TA 2017 : 14-os studentų mokslinės konferencijos pranešimų medžiaga, Kaunas, Gegužės 11, 2017 // Kauno Technologijos Universitetas p. 36–41.

### Priedas 2. Sertifikatas ir diplomas

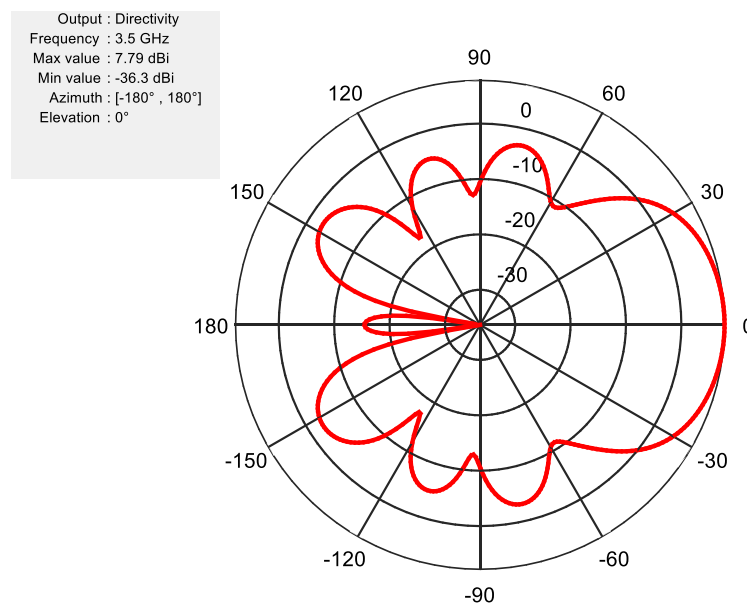


Sertifikatas, liudijantis apie dalyvavimą tarptautinėje mokslinėje konferencijoje „Biomedical Engineering 2015“



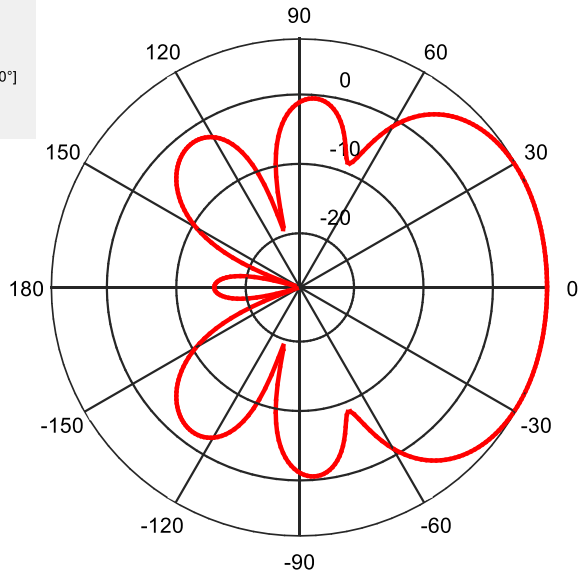
Diplomas, liudijantis apie dalyvavimą studentų mokslinėje konferencijoje „E<sup>2</sup>TA 2017“

### Priedas 3. Impulsinių radarų antenų kryptingumo diagramos



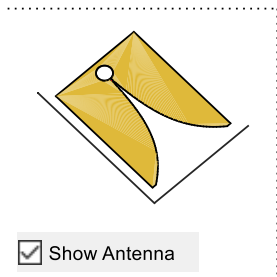
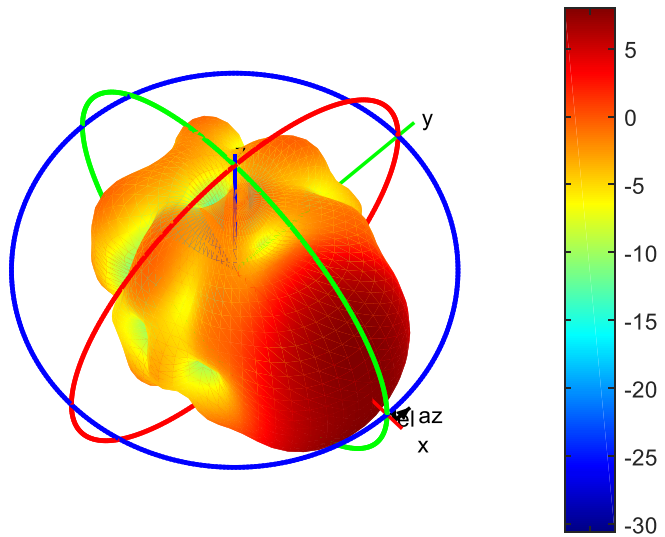
Vivaldi antenos kryptingumo diagrama: azimutinė kryptis, spinduliavimo dažnis 3,5 GHz.

Output : Directivity  
Frequency : 3.5 GHz  
Max value : 7.99 dBi  
Min value : -27.8 dBi  
Azimuth : 0°  
Elevation : [-180°, 180°]

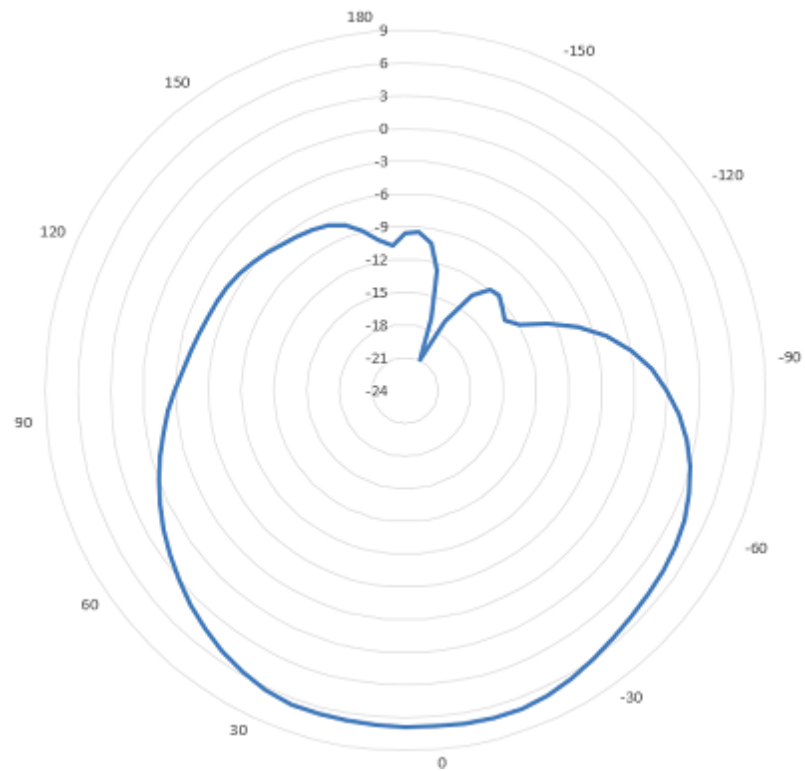


Vivaldi antenos kryptingumo diagrama: posvyrio kampas, spinduliavimo dažnis 3,5 GHz.

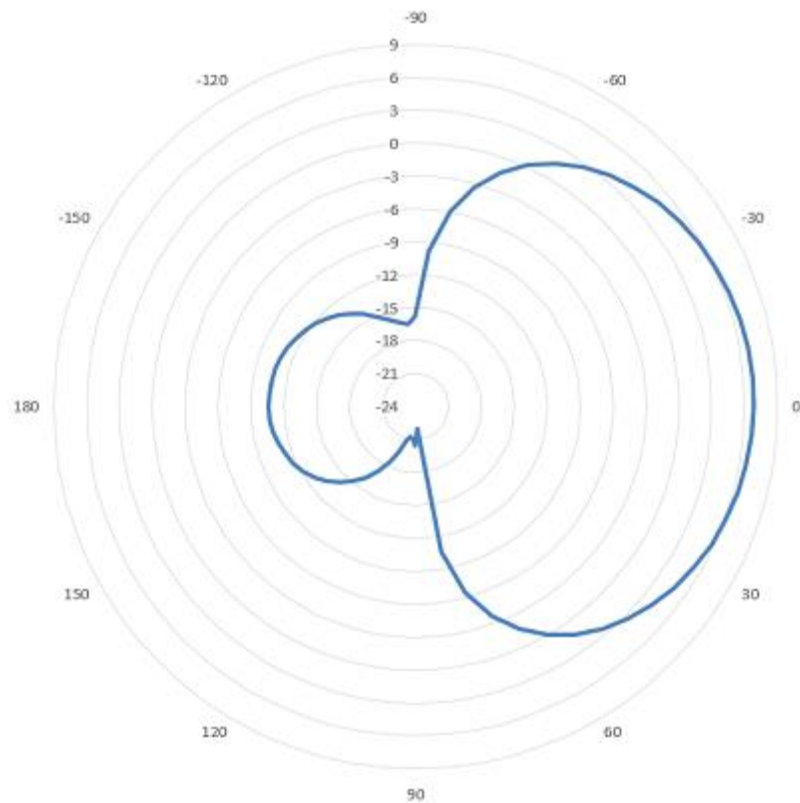
Output : Directivity  
Frequency : 3.5 GHz  
Max value : 7.98 dBi  
Min value : -30.6 dBi  
Azimuth : [-180°, 180°]  
Elevation : [-90°, 90°]



Vivaldi antenos kryptingumo diagrama: 3D vaizdas, spinduliavimo dažnis 3,5 GHz.



X2M200 įmontuotos antenos kryptingumo diagrama: azimutinė kryptis, spinduliavimo dažnis 7,5 GHz.



X2M200 įmontuotos antenos kryptingumo diagrama: posvyrio kampas, spinduliavimo dažnis 7,5 GHz.