



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Bekontaktis kvėpavimo ir širdies ritmo registravimas
elektromagnetiniais impulsiniais radarais**

Baigiamasis magistro projektas

Mindaugas Mažeika

Projekto autorius

doc. dr. Darius Jegelevičius

Vadovas

Kaunas, 2021



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Bekontaktis kvėpavimo ir širdies ritmo registravimas elektromagnetiniais impulsiniais radarais

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicinė inžinerija (6211EX002)

Mindaugas Mažeika

Projekto autorius

doc. dr. Darius Jegelevičius

Vadovas

doc. dr. Darius Kybartas

Recenzentas

Kaunas, 2021



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Mindaugas Mažeika

Bekontaktis kvėpavimo ir širdies ritmo registravimas elektromagnetiniais impulsiniais radarais

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

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

Mindaugas Mažeika

Patvirtinta elektroniniu būdu

Mažeika, Mindaugas. Bekontaktis kvėpavimo ir širdies ritmo registravimas elektromagnetiniais impulsiniais radarais. Magistro baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Darius Jegelevičius; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

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

Reikšminiai žodžiai: kvėpavimo ritmas, širdies ritmas, bekontaktis registravimas, radarai, signalų apdorojimas.

Kaunas, 2021. 55 psl.

Santrauka

Kvėpavimo ir širdies ritmas yra du iš keturių pagrindinių gyvybinių parametrų ir yra siejami su daugybe ligų. Kontaktiniai kvėpavimo ir širdies ritmo registravimo metodai riboja žmogaus judesius, yra netinkami registruoti naujagimių, smarkiai kūną apdegusių ar užkrečiamomis ligomis sergančių žmonių gyvybinius parametrus. Šio darbo tikslas – ištirti nekontaktinio žmogaus kvėpavimo ir širdies ritmo registravimo galimybes naudojant elektromagnetinį impulsinį radarą. Tikslui pasiekti apžvelgiami kvėpavimo ir širdies ritmo registravimo elektromagnetiniais impulsiniais radarais metodai, sudaromas kvėpavimo ir širdies darbo radaro signalo modelis, siūlomas radaro signalo apdorojimo algoritmas žmogaus kvėpavimo ir širdies ritmui registruoti bei ištiriamas pasiūlytas signalų apdorojimo algoritmas atliekant modeliuotus ir realius eksperimentus.

Apžvalginėje dalyje aprašomas kvėpavimo ir širdies ritmo stebėsenos aktualumas, registravimo metodai, pagrindžiama bekontakčio registravimo svarba. Taip pat, apžvelgiami elektromagnetinių radarų tipai bei signalų apdorojimo algoritmai, su kuriais lyginamas siūlomas algoritmas. Metodologinėje dalyje aprašomas suprojektuotas ir pagamintas kvėpavimo ir širdies darbo fantomas, radaro signalo modelis, siūlomas algoritmas kvėpavimo ir širdies ritmui registruoti, atliekamų eksperimentų planas bei statistiniai metodai. Rezultatų dalyje pateikiami atliktų modeliuotų ir realių eksperimentų rezultatai. Modeliuotų eksperimentų metu aptiktas kvėpavimo ritmas nuo tikrojo skiriasi $0,04 \pm 0,09$ RPM, o širdies ritmas – $-0,63 \pm 1,72$ BPM. Realių eksperimentų metu aptiktas kvėpavimo ritmas nuo tikrojo skiriasi $0,08 \pm 0,49$ RPM, o širdies ritmas – $-4,19 \pm 3,89$ BPM.

Mažeika, Mindaugas. Contactless Registration of Respiration and Heart Rate Using Electromagnetic Pulsed Radars. Master's Final Degree Project / supervisor Assoc. Prof. Dr. Darius Jegerlevičius; Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): bioengineering, engineering sciences.

Keywords: respiration rate, heart rate, contactless registration, signal processing.

Kaunas, 2021. 55 p.

Summary

Respiration and heart rate are two out of four most important Vital signs and are related to a variety of diseases. Contact-based respiration and heart rate measuring methods restrict person's movements, are unsuitable to register new-borns', people's with severe burns, people's with contagious diseases Vital signs. The goal of this work is to investigate the feasibility of contactless registration of respiration and heart rate using electromagnetic pulsed radar. To reach this goal the methods to register respiration and heart rate using electromagnetic pulsed radars are reviewed, a respiration and heart rate radar's signal's model is established, a radar's signal processing algorithm to register human's respiration and heart rate is proposed and investigated by performing modelled and real experiments.

The theoretical section provides a review of respiration and heart rate monitoring's importance, methods, motivates the importance of contactless registering. This section also provides a review of the types of electromagnetic reviews and signal processing algorithms, with which proposed algorithm is compared. The methodological section presents designed and made Vital signs phantom, its signal's model, proposed signal processing algorithm to register respiration and heart rate, the plan of performed experiments, and statistical methods. In research section the results of performed experiments are presented. During modelled experiments detected respiration rate differed from the actual by $0,04 \pm 0,09$ RPM, while detected heart rate differed from the actual by $-0,63 \pm 1,72$ BPM. During real experiments detected respiration rate differed from the actual by $0,08 \pm 0,49$ RPM, while detected heart rate differed from the actual by $-4,19 \pm 3,89$ BPM.

Turinys

| | |
|--|-----------|
| Paveikslų sąrašas | 7 |
| Santrumpų sąrašas | 10 |
| Įvadas | 11 |
| 1. Apžvalginė dalis | 12 |
| 1.1. Kvėpavimo ritmo stebėsenos aktualumas | 12 |
| 1.1.1. Kvėpavimo ritmo registravimo metodai | 14 |
| 1.2. Širdies ritmo stebėsenos aktualumas | 18 |
| 1.2.1. Širdies ritmo registravimo metodai | 19 |
| 1.3. Bekontakčio kvėpavimo ir širdies registravimo aktualumas | 22 |
| 1.4. Elektromagnetinių radarų apžvalga | 22 |
| 1.4.1. Palyginimas ir priimto sprendimo motyvacija..... | 25 |
| 1.5. Algoritmų apžvalga | 26 |
| 1.5.1. Kvėpavimo ritmo aptikimas miego metu | 27 |
| 1.5.2. Širdies ritmo aptikimas atliekant Furjė transformaciją ir empirinę modulį dekompoziciją.. | 29 |
| 2. Metodai | 30 |
| 2.1. Kvėpavimo ir širdies darbo fantomas | 30 |
| 2.1.1. Kvėpavimo ir širdies darbo radaro signalo modelis..... | 32 |
| 2.2. Siūlomas algoritmas kvėpavimo ir širdies ritmui registruoti | 34 |
| 2.3. Eksperimentų planas | 36 |
| 2.3.1. Eksperimentai su fantomu | 36 |
| 2.3.2. Eksperimentai su žmogumi..... | 37 |
| 2.4. Statistiniai metodai | 38 |
| 3. Rezultatai | 39 |
| 3.1. Signalų apdorojimo tarpiniai rezultatai | 39 |
| 3.2. Eksperimentai su fantomu | 40 |
| 3.3. Eksperimentai su žmogumi | 44 |
| Išvados | 47 |
| Literatūros sąrašas | 48 |
| Priedai | 56 |
| 1 priedas. Papildomi eksperimentų su fantomu rezultatai | 56 |
| 2 priedas. Papildomi eksperimentų su žmogumi rezultatai | 60 |

Paveikslų sąrašas

| | |
|--|----|
| 1 pav. Populiariausi kontaktiniai KR registravimo metodai ir su jais susijusios kūno sritys, kuriose turi būti dedami jutikliai (adaptuota iš [48])..... | 14 |
| 2 pav. Populiariausi bekontakčiai KR registravimo metodai ir su jais susijusios kūno sritys, kurias registruoja nuotoliniai jutikliai (adaptuota iš [54]) | 17 |
| 3 pav. EKG registravimo principas; čia RA – dešinės rankos elektrodas (angl. <i>right arm</i>); LA – kairės rankos elektrodas (angl. <i>left arm</i>); RL – dešinės kojos elektrodas (angl. <i>right leg</i>); LL – kairės kojos elektrodas (angl. <i>left leg</i>) [75] | 20 |
| 4 pav. Pereinančios šviesos (a) ir atsispindėjusios šviesos (b) FPG registravimo principas; čia ŠŠ – šviesos šaltinis; ŠD – šviesos detektorius (adaptuota iš [78]) | 20 |
| 5 pav. Širdies ritmo nustatymo iš slėgio bangų principas (adaptuota iš [79])..... | 21 |
| 6 pav. ŠR nustatymo radaru principas (adaptuota iš [81]) | 21 |
| 7 pav. Širdies ritmo nustatymo lazerine doplerio vibrokardiografija principas (adaptuota iš [82]) | 22 |
| 8 pav. Nuotolinės FPG principas (adaptuota iš [83])..... | 22 |
| 9 pav. Supaprastinta gyvybinių parametrų registravimo CW radaru schema (adaptuota iš [84]) . | 23 |
| 10 pav. FMCW signalas: (a) dažnio kitimas laiko atžvilgiu, (b) <i>chirp</i> formos signalas laiko srityje [84] | 24 |
| 11 pav. SFCW signalas: (a) dažnio kitimas laiko atžvilgiu, (b) <i>chirp</i> formos signalas laiko srityje (adaptuota iš [84]) | 24 |
| 12 pav. (a) Impulsinis signalas laiko srityje, (b) impulsinio signalo spektras, (c) IR-UWB radaro struktūrinė schema (adaptuota iš [84]) | 25 |
| 13 pav. „Acconeer AB“ A111 radaro struktūrinė schema (adaptuota iš [89])..... | 26 |
| 14 pav. „Acconeer AB“ A111 radaro išsiunčiamas signalas laiko srityje, Vienas signalas paprastai susideda iš keleto tūkstančių impulsų [89]..... | 26 |
| 15 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo izometrinis vaizdas | 30 |
| 16 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo vaizdas iš viršaus (kairėje) ir apačios (dešinėje) | 31 |
| 17 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo vaizdas iš kairės (kairėje) ir dešinės (dešinėje) | 31 |
| 18 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo vaizdas iš priekio (kairėje) ir galo (dešinėje)..... | 32 |
| 19 pav. Vienas modeliuotas įkvėpimo ir iškvėpimo ciklas; čia $A_r = 3 \text{ mm}$; $f_r = 0,2 \text{ Hz}$; $p = 3$.. | 33 |
| 20 pav. Modeliuoto kvėpavimo signalo 20 s trukmės atkarpa; čia $A_r = 3 \text{ mm}$; $f_r = 0,2 \text{ Hz}$; $p = 3$ | 33 |
| 21 pav. Vienas modeliuotas širdies darbo ciklas; čia $A_h = 0,3 \text{ mm}$; $T_b = 0,05 \text{ s}$; $f_b = 0,9 \text{ Hz}$; $f_h = 1,1 \text{ Hz}$ | 33 |
| 22 pav. Modeliuoto širdies darbo signalo 20 s trukmės atkarpa; čia $A_h = 0,3 \text{ mm}$; $T_b = 0,05 \text{ s}$; $f_b = 0,9 \text{ Hz}$; $f_h = 1,1 \text{ Hz}$ | 34 |
| 23 pav. Siūlomas signalų apdorojimo algoritmas KR ir ŠR registruoti IR-UWB radaru | 34 |
| 24 pav. Filto, naudojamo nufiltruoti su kvėpavimo ir širdies darbo nesusijusius atspindžius, amplitudės dažninė charakteristika | 35 |
| 25 pav. Filto, naudojamo išskirti kvėpavimo sukeltus judesius, (viršuje) ir filto, naudojamo išskirti širdies darbo sukeltus judesius, (apačioje) amplitudės dažninės charakteristikos..... | 35 |

| | |
|--|----|
| 26 pav. Minimalaus numatomo kvėpavimo ciklo (viršuje) ir minimalaus numatomo širdies darbo ciklo (apačioje) trukmės trikampiai langai..... | 36 |
| 27 pav. Supaprastinta eksperimentų su fantomu schema | 37 |
| 28 pav. Supaprastinta eksperimentų su žmogumi schema..... | 38 |
| 29 pav. IQ duomenų gaubtinė prieš (a) ir po (b) filtravimo juostiniu filtru; signalo pokyčiai nuo prieš tai buvusios matavimo atskaitos (c) | 39 |
| 30 pav. Suskaičiuoti koeficientai (a); koeficientai po filtravimo (b); pagal gaubtinės amplitudę koreguoti koeficientai (c)..... | 40 |
| 31 pav. Išskirtas bendras judesio signalas ir iš jo išskirti kvėpavimo ir širdies darbo sukeltų judesių signalai (a); išskirtas kvėpavimo signalas po integravimo ir amplitudės normalizavimo bei atpažinti įkvėpimai (b); išskirtas širdies darbo signalas po integravimo ir amplitudės normalizavimo bei atpažinti širdies susitraukimai (c) | 40 |
| 32 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet veikia tik kvėpavimo motoras, kurio judesio amplitudė nustatyta į 8 mm; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą | 41 |
| 33 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, širdies plakimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, o ritmas į 80 BPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą | 41 |
| 34 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet veikia tik širdies plakimo motoras, kurio judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą..... | 42 |
| 35 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet širdies plakimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, o ritmas į 15 RPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą..... | 42 |
| 36 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet veikia tik kvėpavimo motoras, kurio ritmas nustatytas į 15 RPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą | 43 |
| 37 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet kvėpavimo motoro ritmas nustatyta į 15 RPM, širdies plakimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, o ritmas į 80 BPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą..... | 43 |
| 38 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet veikia tik širdies plakimo motoras, kurio ritmas nustatytas į 80 BPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą | 44 |
| 39 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet širdies plakimo motoro ritmas nustatytas į 80 BPM, kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, o ritmas į 15 RPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą | 44 |
| 40 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, išmatuoto atramine įranga; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą ... | 45 |
| 41 pav. Siūlomų ir lyginamų algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, išmatuoto atramine įranga; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą | 45 |

| | |
|---|----|
| 42 pav. Atramine įranga ir siūlomu bei lyginamu algoritmu aptikto KR variabilumo kreivės 30 min intervale | 46 |
| 43 pav. Atramine įranga ir siūlomu bei lyginamu algoritmu aptikto ŠR variabilumo kreivės 30 min intervale | 46 |

Santrumpų sąrašas

BPM – širdies dūžiai per minutę (angl. *beats per minute*);

CW – nepertraukiamos bangos (angl. *continuous wave*);

EKG – elektrokardiograma;

EMD – empirinė modų dekompozicija;

FMCW – dažniu moduluotos nepertraukiamos bangos (angl. *frequency-modulated continuous wave*);

FPG – fotopletizmograma;

IR-UWB – impulsiniai ypač plačiajuosčiai (angl. *impulse-radio ultra wideband*);

KR – kvėpavimo ritmas;

RGB – raudona, žalia, mėlyna spalvos (angl. *red, green, blue*);

RPM – įkvėpimai per minutę (angl. *respirations per minute*);

SFCW – pakopinio dažnio nepertraukiamos bangos (angl. *stepped-frequency continuous wave*);

ŠR – širdies ritmas.

Įvadas

KR ir ŠR yra du iš keturių pagrindinių gyvybinių parametrų, o jų stebėjimas yra labai svarbus siekiant užkirsti kelią žmonių būklės prastėjimui, trumpinti ligoninėje praleidžiamo laiko dalį, mažinti sergamumą, mirtingumą ir gydymo išlaidas [1]. Tiek KR, tiek ŠR yra siejami su daugybe ligų: širdies sustojimu [2], apnėja [3], pneumonija [4], dusuliu [5], hipertenzija [6], širdies nepakankamumu [7], vainikinių arterijų liga [8], insultu [9]. Dažniausiai naudojami KR ir ŠR registravimo metodai (krūtinės judesių matavimas įtempimo jutikliais, kvėpavimo srauto matavimai, įkvepiamo ir iškvepiamo oro temperatūros matavimai, elektrokardiograma, fotopletizmograma, slėgio bangų matavimai) yra kontaktiniai, t.y. reikalauja tiesioginio kontakto su žmogaus kūnu. Šie metodai riboja žmogaus judesius, yra netinkami registruoti naujagimių, smarkiai kūną apdegusių ar užkrečiamomis ligomis sergančių žmonių gyvybinius parametrus. Tokie kontaktinių KR ir ŠR registravimo metodų trūkumai lemia vis didėjantį poreikį gyvybinius parametrus registruoti bekontakčiu metodu.

Tyrimų [10, 11, 12, 13, 14] rezultatai rodo, kad KR ir ŠR gali būti patikimai registruojami bekontakčiu būdu elektromagnetiniais impulsiniais radarais. Kvėpavimo ir širdies darbo sukeltų judesių signalus galima išskirti atliekant šių radarų išsiunčiamų impulsų atspindžių nuo kūno laikinę arba dažninę analizę. Elektromagnetiniai impulsiniai radarai pasižymi aukšta atstumo ir jo pokyčių matavimo geba, žemomis energijos sąnaudomis, jų plačiajuosčiai impulsai gerai skverbiasi pro elektriškai nelaidžius objektus (pvz., drabužius). Kadangi KR ir ŠR registravimas elektromagnetiniu impulsiniu radaru yra pagrįstas kūno (krūtinės arba kaklo) judesių registravimu, tai šio metodo tikslumas itin priklauso nuo pašalinių judesių nebuvimo, todėl geriausi rezultatai pasiekiami žmogui mažai judant (pvz., miegant, vairuojant, dirbant kompiuteriu, žiūrint televizorių).

Darbo tikslas – ištirti nekontaktinio žmogaus kvėpavimo ir širdies ritmo registravimo galimybes naudojant elektromagnetinį impulsinį radarą.

Darbo uždaviniai:

1. apžvelgti kvėpavimo ir širdies ritmo registravimo elektromagnetiniais impulsiniais radarais metodus;
2. sudaryti kvėpavimo ir širdies darbo radaro signalo modelį;
3. pasiūlyti radaro signalo apdorojimo algoritmą žmogaus kvėpavimo ir širdies ritmui registruoti;
4. ištirti pasiūlytą signalų apdorojimo algoritmą atliekant modeliuotus ir realius eksperimentus.

1. Apžvalginė dalis

1.1. Kvėpavimo ritmo stebėsenos aktualumas

Kvėpavimas yra gyvybiškai svarbi žmogaus kūno fiziologinė funkcija – ji užtikrina dujų mainus, rūgščių-šarmų reguliavimą ir kitas homeostazines funkcijas [15]. Suaugusių žmonių normali KR vertė yra 12–20 RPM, o vaikams ši vertė kinta priklausomai nuo amžiaus [16]. Sveikatos stebėsenoje KR suteikia informaciją apie klinikinį būklės prastėjimą, gresiantį širdies sustojimą, padeda diagnozuoti sunkią pneumonijos stadiją [2], KR priklauso nuo daugelio veiksnių, įskaitant emocinį stresą, protinę apkrovą, šaltį, karštį [17, 18]. Fizinės veiklos metu KR yra geras fizinių pastangų ir nuovargio indikatorius [19]. Toliau darbe aptariamos šios sritys, kuriose KR stebėjimas yra svarbus: bandant aptikti kvėpavimo veiklą, nepageidaujamus širdies reiškinius, apnėjos epizodus; diagnozuojant pneumoniją, dusulį; nustatant skausmo, emocinio streso, protinės apkrovos lygį; vertinant fizinę veiklą, aplinkos sąlygų daromą įtaką.

Nekontaktinis kvėpavimo veiklos aptikimas yra vertingas ieškant išgyvenusiųjų civilinių ar karinių nelaimingų atsitikimų atvejais [20] bei jaunesniems nei vienu metų amžiaus vaikams, kuriems gresia staigios kūdikių mirties sindromas [21]. Tikslus kvėpavimo veiklos nustatymas taipogi yra labai svarbus kvėpavimo ir širdies sistemų gaivinimo metu [15]. Paprastai tokiose situacijose kvėpavimo veikla yra įvertinama rankiniu skaičiavimu, tačiau net ir apmokytiems medicinos studentams bei sveikatos priežiūros profesionalams dažnai tai yra sudėtingas uždavinys [15]. Dėl šios priežasties objektyvus KR įvertinimas kvėpavimo ir širdies sistemų gaivinimo procedūros metu gali palengvinti tokios ekstremalios situacijos valdymą [15].

Tyrimų [22, 23] duomenimis KR yra tiksliausiai mirtinas širdies ligas indikuojantis gyvybinis parametras ir todėl kvėpavimo ritmas geriausiai nuspėja galimą širdies sustojimą [22]. Tyrimo [24] metu buvo nustatyta, kad KR didesnis nei 27 RPM yra geresnis gresiančio kvėpavimo ir širdies sistemų sustojimo indikatorius nei ŠR ar kraujospūdis. Atlikti tyrimai [25] rodo, kad ramybės KR padidėja prieš įvykstant širdies sustojimui, todėl KR stebėjimas gali padėti anksti diagnozuoti ir suvaldyti mirtinas širdies ligas [2].

Miego apnėja yra rimtas kvėpavimo sistemos sutrikimas, susijęs su neurokognityvinių ir širdies bei kraujagyslių ligų pasekmėmis [26]. Miego apnėja yra siejama su suprastėjusia miego kokybe, nuovargiu dienos metu, mieguistumu, neuropsichiatriniais sutrikimais, bendros gyvenimo kokybės suprastėjimu [27]. Laikoma, kad žmogui miego apnėjos epizodas pasireiškia tuomet, kai jo kvėpavimas sustoja arba beveik sustoja bent 10 sekundžių, todėl norint aptikti šiuos epizodus reikia stebėti kvėpavimo veiklą [3]. Laiku diagnozuota miego apnėja bei jos paūmėjimų atpažinimas gali sumažinti sergamumą, mirtinumą bei ekonominę naštą sveikatos priežiūros sistemoms [15]. Dažnas KR stebėjimas leidžia pasiekti šiuos tikslus.

Pneumonija yra pagrindinė jaunesnių nei 5 metų amžiaus vaikų mirties priežastis, o Pasaulio Sveikatos Organizacija siūlo KR įvertinimą naudoti kaip pagrindinį metodą diagnozuoti pneumoniją [28], ypač neturtingose ir vidutinio turtingumo šalyse, kuriose tinkamu laiku diagnozuoti vaikams būdingą pneumoniją yra didelis iššūkis dėl ribotų medicininių resursų [4]. Vaikams būdingos pneumonijos sukeltos mirtys gali būti išvengiamos laiku pastebint sutrikimą ir suteikiant tinkamą gydymą [29]. Sunki pneumonijos forma yra laikoma tuomet, kai KR yra daugiau nei 60 RPM vaikams iki 2 mėnesių,

daugiau nei 50 RPM vaikams nuo 2 iki 11 mėnesių bei daugiau nei 40 RPM vaikams nuo 12 iki 59 mėnesių [30]. Ši užkrečiama liga yra pavojinga ne tik vaikams, bet ir vyresnio amžiaus suaugusiems bei lėtinėmis kvėpavimo takų ligomis sergantiems žmonėms [31]. Be to, tokie pneumonijos protrūkiai, kaip tas, kurį sukėlė COVID-19 pandemija, kelia didelius medicininius, socialinius bei ekonominius iššūkius visame pasaulyje [32]. Šie faktoriai įrodo, kad ankstyvas pneumonijos diagnozavimas stebint KR, kurio vertei pneumonija daro didelę įtaką, gali sumažinti pacientų mirtingumą.

Dusulys yra dažnas lėtinėmis obstrukcinėmis kvėpavimo sistemos ir kitomis kvėpavimo bei širdies sistemų ligomis sergančių žmonių simptomas [2]. Be to, dusulys gali reikšti išsivysčiusią sportinės veiklos netoleranciją bei pernelyg didelį sėdint praleidžiamą laiką ir gali suprastinti gyvenimo kokybę [2]. Dusulys, kaip simptomas, pasireiškia nesugebėjimu pakankamai įsisavinti deguonies ir tai sukelia padidėjusį ramybės KR [5]. Ryšys tarp KR ir dusulio pastebimas tiek ramybės, tiek fizinės veiklos metu [15].

Tyrimai [34, 35] rodo, kad skausmas daro įtaką kvėpavimui ir įprastai padidina KR. Skausmo sukelti psichologiniai ir elgesio pokyčiai (diskomfortas, baimė) yra labiausiai KR didinantys skausmo efektai [15]. Tyrimo [36] metu pastebėta, kad didesnis nei 25 RPM KR skausmo lygį indikavo geriau nei ŠR ar kraujospūdis. Taip pat pastebėta, kad, pacientui davus dažniausiai naudojamų skausmą malšinančių vaistų, KR sumažėja labiau nei pulso oksimetrijos metodu išmatuotas kraujo prisotinimas deguonimi [37]. Tokia KR priklausomybė nuo skausmo lygio yra ypatingai naudinga tuomet, kai norima nustatyti negalinti kalbėti žmonių ar naujagimių skausmo lygį [35].

Tyrimo [38] metu pastebėta, kad KR padidėjimas yra tiesiogiai susijęs su žmogaus jautrumo socialinėms situacijoms įverčiu. Todėl KR yra laikomas geru kriterijumi identifikuojant emocines būsenas [39]. Pavyzdžiui, KR padidėja panikos priepuolių metu ir šis padidėjimas yra didesnis tarp žmonių, kuriems yra diagnozuotas panikos sutrikimas, nei tarp žmonių, kuriems diagnozuota socialinių situacijų fobija [34]. Tyrimo [18] metu tiesiogiai stimuliuojant migdolinę liauką pastebėtas staigus KR padidėjimas, todėl galima teigti, kad KR gebėjimas atspindėti emocinį stresą gali būti priskirtas faktui, kad tiek KR, tiek emocinis valdymas yra reguliuojami tų pačių smegenų sričių.

KR yra jautrus įvairovei protinių užduočių ir didėja proporcingai užduoties sunkumui [40]. Todėl KR registravimas gali padėti įvertinti protinės apkrovos lygį [15]. Ši KR savybė yra ypač aktuali protiškai sunkiais užduoties atliekantiems darbuotojams – chirurgams, kariams, pilotams [40]. KR išlieka jautrus protinei apkrovai net ir fizinės veiklos metu, nes tyrimų [41] metu pastebėta, kad, fizinę veiklą papildžius protine apkrova, KR padidėja daugiau nei tik atliekant tą pačią fizinę veiklą be protinės apkrovos.






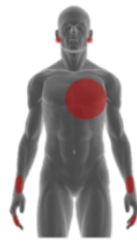

KR yra glaudžiai susijęs su fizinės veiklos metu patiriamu krūviu nepriklausomai nuo veiklos trukmės, formato (pvz., nepertraukiama ar su pertraukomis) bei rūšių (pvz., važiavimas dviračiu ar bėgimas) [42, 43] tol, kol veikla yra aukšto intensyvumo [44]. Kitaip nei kiti fiziologiniai parametrai, KR greitai reaguoja į intensyvumo padidėjimą bei sumažėjimą, todėl yra tinkamas vertinti fizinę veiklą su pertraukomis, pvz., futbolu, užsiimančių žmonių fizinį aktyvumą [45].

KR taip pat yra labai jautrus ir aplinkos sąlygų (karščio, šalčio, žemos deguonies koncentracijos) daromai įtakai [15]. KR padidėjimas dėl aplinkos karščio pastebimas tiek ramybės metu, tiek atliekant fizinę veiklą [34]. Ryšys tarp KR ir kūno temperatūros gali būti panaudojamas identifikuojant

darbuotojus, kuriems gresia perkaitimo rizika. Tai yra aktualu ugniagesiams, tropiniame klimate dirbantiems, masiniuose renginiuose tvankiose patalpose dalyvaujantiems darbuotojams [46]. KR yra jautrus ir šalčio sukeltam stresui, ypač tuomet, kai šalta pasidaro labai greitai [15]. Staiga į šaltą vandenį patekusio žmogaus KR gali viršyti ir 60 RPM [34]. Todėl šaltomis sąlygomis dirbančių darbuotojų (pvz., kareivių, jūrininkų) KR stebėjimas gali iš anksto įspėti apie gresiantį sušalimą [47].

1.1.1. Kvėpavimo ritmo registravimo metodai

KR registravimo metodai yra klasifikuojami į kontaktinius (žr. 1 pav.) ir bekontakčius (žr. 2 pav.) Kontaktiniai metodai skirstomi į septynias pagrindines kategorijas pagal matavimo pobūdį: srauto matavimas, garsų registravimas, oro temperatūros matavimas, oro drėgnumo matavimas, oro sudėties analizė, krūtinės judesių registravimas bei širdies veiklos moduliacija [48].

| Kontaktiniai metodai | | | | | | |
|---|--|---|---|---|---|---|
| Kvėpavimo srautas | Kvėpavimo garsai | Oro temperatūra | Oro drėgnumas | Oro analizė | Krūtinės judesiai | Širdies veiklos moduliacija |
| Srauto matavimai | Akustiniai matavimai | Temperatūros matavimai | Santykinės drėgmės matavimai | CO₂ matavimai | Tempimo matavimai | Biopotencialų matavimai |
| Diferenciniai srauto matuokliai | Mikrofonai | Termistoriai | Talpuminiai jutikliai | Infrarediniai jutikliai | Varžiniai jutikliai | EKG jutikliai |
| Turbininiai srauto matuokliai |  | Termoporos | Varžiniai jutikliai |  | Talpuminiai jutikliai | Šviesos intensyvumo matavimai |
| Karšto laido anemometrai | | Piroelektriniai jutikliai | Nanokristalų ir nanodalelių jutikliai | | Indukciniai jutikliai | |
| Šviesolaidiniai jutikliai | | Šviesolaidiniai jutikliai | Šviesolaidiniai jutikliai | Šviesolaidiniai jutikliai | Šviesolaidiniai jutikliai | |
|  | |  |  | | Impedanso matavimai |  |
| | | | | | Krūtinės impedanso jutikliai | |
| | | | | | Judesio matavimai | |
| | | | | | Akselerometrai | |
| | | | | | Girokopai | |
| | | | | | Magnetometrai | |
| | | | | |  | |

1 pav. Populiariausi kontaktiniai KR registravimo metodai ir su jais susijusios kūno sritys, kuriose turi būti dedami jutikliai (adaptuota iš [48])

Kvėpuojamo oro srauto matuokliai, kuriuos naudojant galima registruoti KR, gali būti naudojami matuoti kvėpavimo metu įkvėpamo ir iškvėpamo oro tūrį ir (ar) greitį. Tokie matuokliai gali būti diferenciniai, turbininiai, karšto laido anemometrai arba šviesolaidiniai [48]. Šie jutikliai pasižymi geru tikslumu, jautrumu bei dažnine skyra [48]. Kvėpavimo srauto matuokliai turi būti atviri žmogaus įkvėpamo ir iškvėpamo oro srautui, todėl, nors paprastai yra mažo dydžio, yra ganėtinai kliudantys kasdieninei veiklai ir nepanaudojami ilgalaikiams nepertraukiamais matavimams.

Kvėpuojant žmogaus gerkle ir kvėpavimo takais judantis oras sukuria garsą, kurį analizuojant galima nustatyti įkvėpimo bei iškvėpimo fazes, o iš jų KR [49]. Dažniausiai šiame KR registravimo metode naudojami jutikliai yra mikrofonai, kurie įrašinėja garso bangų sukeltus slėgio pokyčius. Šis metodas

yra populiarus dėl lengvo mikrofonų integravimo į dėvimus įrenginius, tačiau vis dar retai naudojamas dėl didelio aplinkos keliamo triukšmo bei užregistruojamų su kvėpavimu nesusijusių paciento garsų.

Iškvepiamo oro temperatūra visuomet yra didesnė už įkvepiamo oro (ši yra lygi aplinkos temperatūrai). Temperatūrų skirtumas gali siekti net apytiksliai 15 °C [50], todėl įvairūs temperatūros jutikliai gali padėti įvertinti KR analizuojant įkvepiamo ir iškvepiamo oro temperatūros skirtumus. Dažniausiai šiam tikslui naudojami temperatūros jutikliai yra termistoriai, termoporos bei piroelektriniai jutikliai [48]. Jie yra pozicionuojami šnervių ar (ir) burnos lygyje ir dažnai yra integruoti mechaniniuose įvirtinimuose arba veido kaukėse tam, kad būtų mechaniškai stabilesni ir mažiau jautrūs kūno judesiams. Visi temperatūros jutikliai turi būti atviri žmogaus įkvepiamo ir iškvepiamo oro srautui, todėl ganėtinai trukdo kasdieninei veiklai.

Įkvepiamas ir iškvepiamas oras skiriasi vandens garų kiekiu, todėl yra pasiūlyta keletas skirtingų jutiklių ir jų konfigūracijų, skirtų įvertinti kvėpavimo signalą iš vandens garų skirtumo įkvepiamame ir iškvepiamame ore. Įkvepiamo oro santykinis drėgnumas normaliomis aplinkos sąlygomis yra 40–80 %, o iškvepiamo oro – 100 % [51]. Elektrinių drėgmės jutiklių principas yra pagrįstas kurio nors vieno elektrinio parametro jautrumu santykinę drėgmei. Dažniausiai tai yra elektrinė talpa arba varža, tačiau pastaruoju metu pastebimas didėjantis jutiklių su nanodalelėmis, nanokristalais, grafenu populiarumas [48]. Visi vandens garų įkvepiamame ir iškvepiamame ore skirtumą matuojantys jutikliai turi būti atviri žmogaus įkvepiamo ir iškvepiamo oro srautui, o kai kurie dar ir yra minimaliai invaziniai – dedami nosies ertmės viduje. Santykinė oro drėgmė yra nustatoma šnervių ar (ir) burnos lygyje, dažniausiai jutiklius integruojant veido kaukėse.

Kvėpavimo metu deguonies ir anglies dvideginio (CO₂) kiekis skiriasi įkvepiamame ir iškvepiamame ore dėl ląstelinio kvėpavimo. CO₂ procentinė dalis ore kinta nuo tipiškai 0,04 % įkvėpimo metu iki 6 % iškvėpimo metu [52], todėl CO₂ kitimo analizė gali būti panaudota vertinant KR. Šiam tikslui galima panaudoti keletą į CO₂ koncentracijų įkvepiamame ir iškvepiamame ore skirtumus reaguojančių cheminių jutiklių, tačiau dažniausiai naudojami elektriniai arba optiniai jutikliai. Kvėpavimo veiklos vertinimas iš iškvepiamo oro CO₂ kiekio vadinamas kapnografija. CO₂ jutikliai pasižymi geru tikslumu ir reakcijos laiku, tačiau turi būti atviri žmogaus įkvepiamo ir iškvepiamo oro srautui ir jiems reikia pneumatinių sujungimų ir vamzdelių dujų surinkimui, todėl yra ganėtinai nepatogūs ir trukdo vykdyti kasdieninę veiklą. Dažnai CO₂ koncentracija yra matuojama šnervių arba lūpų lygyje ir tam reikia veido kaukių. Toks matavimas yra ganėtinai nejautrus kūno judesiams, todėl dažnai naudojamas sportinės veiklos metu [48]. Vienas didžiausių CO₂ jutiklių trūkumas yra jų jautrumo priklausomybė nuo kitų dujų (oro) komponentų bei aplinkos faktorių (drėgmės, temperatūros ir pan.) [48].

Kvėpavimą įgalina kvėpavimo raumenų, tarp kurių svarbiausi yra diafragma ir tarpšonkauliniai raumenys, darbas. Įkvėpimo metu diafragma susitraukia ir nusileidžia žemyn, todėl susidaro slėgio skirtumas ir oras patenka į plaučius. Tarpšonkaulinių raumenų susitraukimas pakelia šonkaulius, o tai lemia krūtinės ertmės padidėjimą bei leidžia daugiau oro patekti į plaučius. Šis oro kiekis plaučiuose gali padidinti krūtinės sienos diametrą iki 7 cm [53]. Dėl šios priežasties krūtinės judesių registravimu pagrįsti KR registravimo metodai yra plačiai tiriama ir taikomi. Populiariausi KR registravimo metodai analizuojant krūtinės judesius yra pagrįsti krūtinės:

- paviršiaus įtempimu dėl kvėpavimo veiklos;

- pilnutinės varžos pokyčiais;
- judesiais erdvėje – pasivirimu, pagreičiu, greičiu.

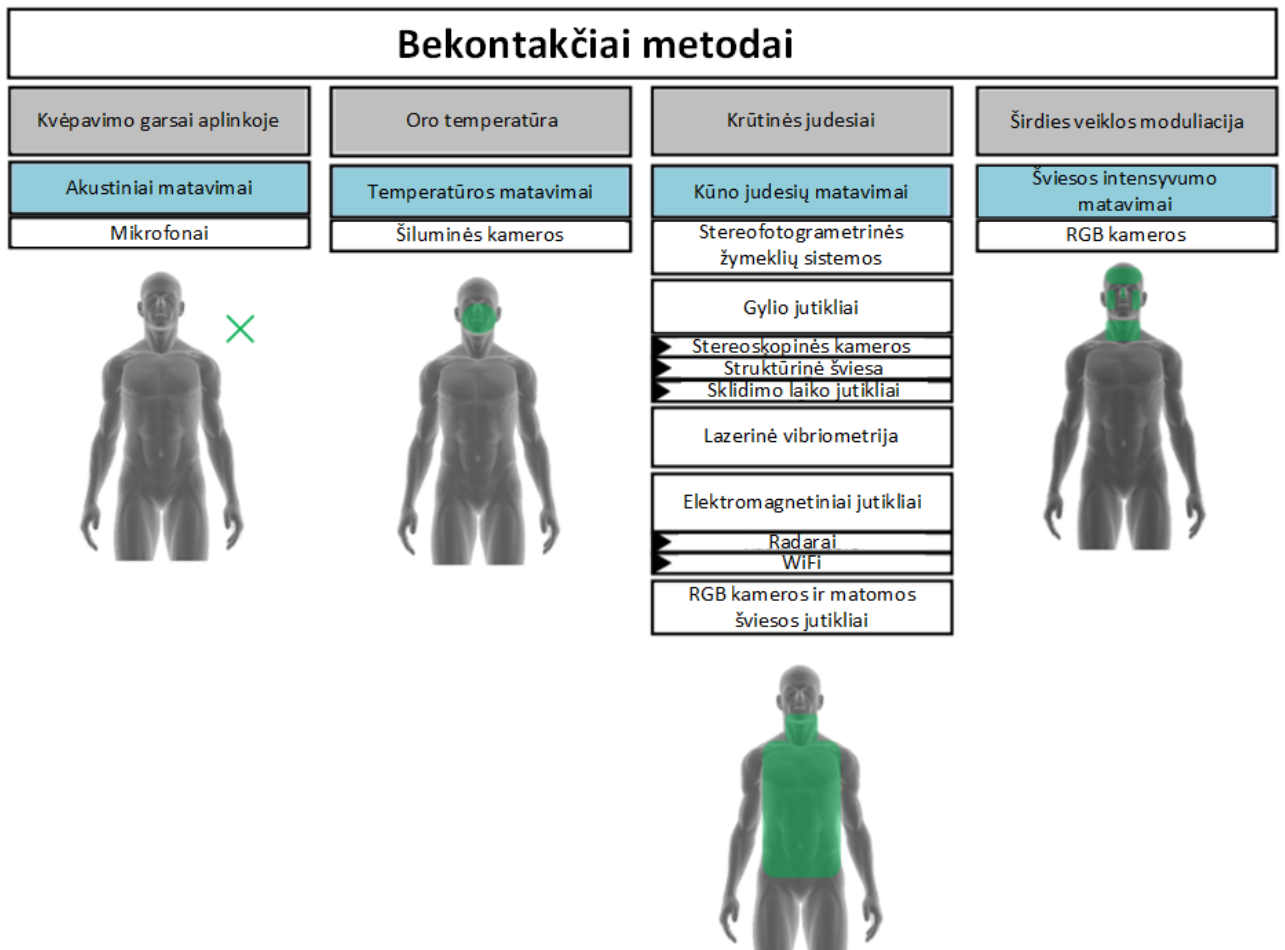
Įtempimo ir judesio jutikliai yra itin tinkami KR registruoti, nes jie gali būti integruoti tiesiai į drabužius. Krūtinės paviršiaus įtempimui registruoti skirti varžiniai, talpuminiai, indukciniai jutikliai gali būti įterpiami į drabužius dar jų gaminimo metu, o krūtinės judesiams erdvėje registruoti skirti akcelerometrai, giroskopai bei magnetometrai gali būti pritvirtinami prie drabužių tam tikrose, norimose vietose [48]. Šie jutikliai netrukdo vykdyti kasdieninę veiklą (ypač lyginant su kituose metoduose naudojamais jutikliais). Nors ir yra reikalingi laidai, kuriais jutikliams paduodama elektros energija, juos galima nesunkiai integruoti į drabužių audinį [48]. Krūtinės paviršiaus įtempimo jutikliai yra plačiai naudojami stebint miego apnėją bei vertinant KR, tačiau turi ir didelį trūkumą – jautrumą su kvėpavimu nesusijusiems judesiams.

Bekontaktis KR registravimas yra naudojamas tais atvejais, kai reikalingas stebėjimas, kuris netrukdo vykdyti kasdieninę veiklą. Bekontaktis KR registravimas ypač populiarėja sveikatos priežiūroje įstaigose (siekiant sumažinti kontakto metu perduodamų ligų atvejus), darbo aplinkose (emocinio streso ilgalaikiam, netrukdančiam dirbti stebėjimui), sportinėse veiklose (bekontakčiai metodai nevaržo judesiu) [54]. Bekontakčiai metodai skirstomi į keturias pagrindines kategorijas pagal matavimo pobūdį: garsų registravimas, oro temperatūros matavimas, krūtinės judesiu registravimas bei širdies veiklos moduliacija [54].

Kvėpavimo veikla sukelia tipinius įkvėpimo ir iškvėpimo metu atsirandančius garsus [55]. Metodai, kurių metu aplinkoje esančiais mikrofonais klausomasi kvėpavimo garsų, dažnai naudojami siekiant nustatyti miego apnėjos bei knarkimo įvykius, tačiau yra tinkami ir nepertraukiamam KR registravimui. Tokiu atveju pagrindinis iššūkis yra garso įrašuose atskirti įkvėpimo ir iškvėpimo fazes. Lyginant su kitais metodais, bekontakčiai akustiniai KR registravimo metodai turi pranašumą – kvėpavimo garsus galima užregistruoti naudojant komerciškai prieinamus įrenginius [54]. Pagrindinis šio metodo trūkumas registruojant KR yra tai, kad kai kuriais atvejais sudėtinga tiksliai išskirti kvėpavimo garsus dėl metodo jautrumo aplinkiniams garsams – foninei muzikai, vėjo bei eisimo triukšmui.

Šnervių ar burnos srityje užregistruojami temperatūros pokyčiai yra sukeliama dėl kvėpavimo judinamo oro. Pasitelkiant šiluminį vaizdinimą galima bekontakčiu būdu registruoti įkvėpimo ir iškvėpimo oro temperatūrą [54]. Tiesa, šis metodas reikalauja nepertraukiamo ir automatinio veido (jo dalių) atpažinimo ir sekimo [56]. Perėjimai iš įkvėpimo į iškvėpimo fazes ir atvirkščiai sukelia pastebimus spinduliavimo intensyvumo – temperatūros – pokyčius burnos ir nosies srityse. Dėl šio proceso dinaminės kilmės registruojamas temperatūros pokytis gali būti išreiškiamas kaip nuo laiko ir pozicijos priklausanti funkcija. Siekiant registruoti KR šiluminėmis kameromis svarbu turėti gerą signalas-triukšmas santykį [54]. Tam reikia dominančią (burnos ir nosies) sritį parinkti labai atidžiai ir dažnai ieškoti kompromiso. Dominanti sritis turi būti pakankamai didelė, kad kompensuotų su kvėpavimu nesusijusius judesius, kurie gali sumažinti kameros registruojamą temperatūros intensyvumą, bet pakankamai maža, kad pastebėtų kvėpavimo sukeltus pikselių intensyvumo pokyčius.

Su kvėpavimo veikla susiję kūno judesiai gali būti registruojami norint išskirti vidutinį ar momentinį KR [54]. Paprastai šie judesiai yra registruojami peties, kaklo, krūtinės arba pilvo srityse panaudojant stereofotogrametrinę žymeklių sistemą, gylio jutiklius, lazerinę vibrometriją, elektromagnetinius



2 pav. Populiariausi bekontakčiai KR registravimo metodai ir su jais susijusios kūno sritys, kurias registruoja nuotoliniai jutikliai (adaptuota iš [54])

jutiklius arba matomos šviesos ir RGB jutiklius [54].

Kvėpavimo metu tūris krūtinės viduje keičiasi ir tai sukelia krūtinės paviršiaus judesius [54]. Šie judesiai gali būti užregistruojami ant krūtinės paviršiaus dedant pasyvius, t.y. nešviečiančius, arba aktyvius, t.y. šviečiančius, optinius žymeklius ir šiam tikslui skirtomis kameromis sekant šių žymeklių judesių trajektorijas erdvėje [57]. Nors žymekliai ir yra uždėti ant žmogaus, toks metodas laikomas bekontakčiu, nes optiniai jutikliai (kameros) neturi tiesioginio kontakto su tiriamuoju [54]. Šio metodo principas yra žymeklių sekimas norint gauti jų dvimates ar trimates trajektorijas laiko atžvilgiu [54]. Tokiam metodui reikalingos dvi ar daugiau kameros norint įgyvendinti trianguliacijos principą, tačiau dažnai naudojama šešių kamerų sistema [57].

Gylio jutikliai gali išgauti gylio (atstumo) informaciją iš signalų naudojant aktyvius arba pasyvius metodus. Aktyvus metodas naudoja kontroliuojamus tam tikros struktūros skleidžiamos energijos šaltinius, o pasyvus metodas naudoja trianguliacijos principą [58]. Gylio jutikliai yra patogesni nei kiti metodai tuo metu, kai žmogaus oda nėra matoma arba dominančią sritį yra sunku sekti ar aiškiai surasti [54]. Taip pat, kitaip nei dauguma kitų metodų, gylio jutikliai nereikalauja papildomo apšvietimo ir gali būti naudojami tamsoje. Tačiau, šio metodo signalas-triukšmas santykis stipriai priklauso nuo su kvėpavimu nesusijusių judesių ir atstumo tarp jutiklių bei žmogaus [54].

Lazeriniai jutikliai gali būti naudojami netiesiogiai matuoti KR. Šis metodas yra pagrįstas *Doplerinio*

postūmio paieška išsibarsčiusioje šviesoje, kai lazerio spindulys yra nukreiptas į krūtinės paviršių, kuris juda kvėpuojant [59]. Didžiausias šio metodo trūkumas yra atspindžio artefaktai, kuriuos sukelia atspindinčio paviršiaus charakteristikos [54]. Šį trūkumą galima dalinai pašalinti ant krūtinės paviršiaus pozicionavus mažą labai gerai lazerio spindulį atspindinčios juostos gabalėlį arba užlašinus kelis lašus aliejaus [60]. Taip pat, lazerinė vibrometrija gali signalą registruoti tik nuo vieno taško ir todėl paprastai su kvėpavimu nesusiję judesiai stipriai iškraipo signalą. Dėl šios priežasties šis metodas negali būti naudojamas sportinę veiklą atliekantiems žmonėms.

Kvėpavimo bangos ir ritmas gali būti užregistruojami naudojant matavimo sistemas, veikiančias radijo dažnių signalų pagrindu. Šie elektromagnetiniai signalai gali būti 3 kHz – 300 GHz dažnio [54].

Radarai gali būti panaudojami matuoti atstumą iki objekto naudojant radijo arba mikro bangas. Radaro sistema paprastai susideda iš siųstuvo, kuris kuria elektromagnetines bangas radijo (0–300 GHz) arba mikro (300 MHz – 300 GHz) bangų diapazone, siųstuvo antenos, imtuvo antenos (dažnai būna tik viena antena, kuri atlieka abejas funkcijas) bei procesoriaus, kuris apskaičiuoja objekto savybes. Iš imtuvo sklindančios impulsinės arba nepertraukiamos radijo bangos atsispindi nuo objekto ir grįžta į imtuvą taip suteikdamos informaciją apie objekto vietą [54].

IR-UWB radaras veikia spinduliuodamas periodiškus impulsinius signalus. Šie ypač trumpi impulsai turi labai plačią dažnių juostą ir keletą privalumų: gerą skverbimą, atsparumą bandymui blokuoti tam tikrą dažnių diapazono juostą, gali būti panaudojami aplinkoje, kurioje vienu metu veikia keletas radijo bangų šaltinių. Impulsiniai radarai geba suteikti daug informacijos per nedidelį atstumą sunaudojant labai nedaug energijos bei prasiskverbti pro objektus, nuo kurių atsispindėtų siauresnės dažnio juostos signalai [54].

CW radarų energija yra skleidžiama žinomą stabilium dažniu ir atsispindėjusi nuo objektų sugrįžta į imtuvą. Tačiau šie radarai nesuteikia informacijos apie atstumą iki objekto. CW radarų siųstuvai ir imtuvai yra susieti, todėl šiems radarams yra būdinga nuolatinės srovės dedamoji ir žemo dažnio triukšmas, kuris gali daryti įtaką objekto aptikimo rezultatams. CW radarų pogrupis yra FMCW radarai. Šie radarai bangas skleidžia tam tikrais intervalais ir, matuojant atsispindėjusio signalo dažnį, galima išmatuoti laiko intervalą tarp bangos išsiuntimo ir atsispindėjusios bangos priėmimo. Tai leidžia įvertinti atstumą iki objekto. Paprastai banga yra moduluojama tiesiškai didinant signalo dažnį. Kvėpavimo sukeltas išorinio krūtinės paviršiaus judėjimas moduluoja atsispindėjusį signalą. Tai leidžia užregistruoti kvėpavimo kreivę ir iš jos apskaičiuoti KR vertes [54].

RGB kameros ir matomos šviesos jutikliai geba registruoti vaizdo įrašus tam tikru diskretizavimo dažniu ir iš jų kadru galima apskaičiuoti KR. Tai galima pasiekti trimis būdais: analizuojant pasirinkto dominančio regiono pikselių intensyvumo verčių pokyčius, judesio vektorių individualizavimas siekiant apskaičiuoti signalo optinį kelią pagal vaizdo gradientus arba padidinant vaizdą taip, kad padidėtų krūtinės paviršiaus judesio amplitudė [54].

1.2. Širdies ritmo stebėsenos aktualumas

Mirtys dėl širdies ir kraujagyslių sistemos ligų sudaro didžiausią mirčių dalį pasaulyje [61]. Įrodymų, kad padidėjęs ramybės ŠR daro neigiamą įtaką šiai sistemai yra ganėtinai daug – ramybės ŠR yra susijęs su hipertenzija, išemine širdies liga, širdies nepakankamumu bei insultu [62].

Tyrimų [63, 64] metu pastebėta, kad ramybės ŠR yra susijęs su padidėjusiu sergamumu širdies ir kraujagyslių sistemos ligomis bei mirtingumu nuo jų. Žinoma, kad ramybės ŠR padidėjimas 10 BPM yra susijęs su bent 20 % padidėjusia rizika mirti nuo širdies ligų [65]. Tyrimo [66], kuriame dalyvavo 18462 tiriamieji, metu pastebėta, kad mirtingumas nuo širdies ir kraujagyslių ligų padidėja po 10 % kas 10 BPM padidėjusį ŠR. Tyrimo [67], kuriame buvo analizuojama 112680 tiriamųjų sveikatos būklė, metu pastebėta, kad tiriamieji, kurių ramybės ŠR yra didesnis nei 80 BPM, turi 44 % didesnę tikimybę susirgti širdies ir kraujagyslių ligomis bei 54 % tikimybę mirti nuo jų nei tie tiriamieji, kurių ramybės ŠR yra mažesnis nei 65 BPM.

Tyrime [68] pastebėta, kad kiekvieną kartą ramybės ŠR padidėjus 10 BPM rizika susirgti širdies nepakankamumu išauga 16 %, o tyrimo [69] rezultatai parodė, kad ramybės ŠR padidėjimas vos 1 BPM padidina riziką susirgti širdies nepakankamumu 4 %. Didelė meta analizė [70], kurioje buvo vertinami 19209 pacientai, rado, kad vaistų pagalba ramybės ŠR sumažinus 5 BPM rizika mirti nuo širdies nepakankamumo sumažėja vidutiniškai 18 %.

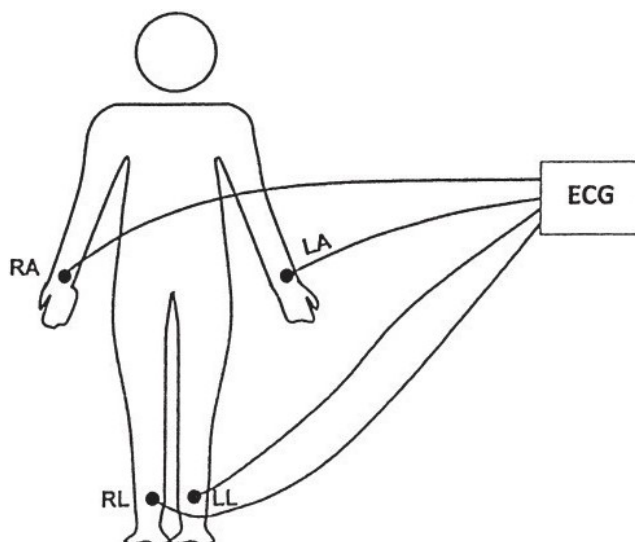
Aune'as ir kolegos savo atliktoje meta analizėje [64] pastebėjo, kad ramybės ŠR padidėjimas 10 BPM padidina riziką susirgti vainikinių arterijų liga 7 % ir 9 % riziką patirti staigią širdies mirtį. Kita didelė meta analizė [71], kurioje buvo vertinami 1227511 tiriamieji, rado, kad ramybės ŠR padidėjimas 10 BPM padidina riziką susirgti vainikinių arterijų liga 12 %. Wang'o ir kolegų atliktas tyrimas [8] atskleidė, kad aukštesnis ramybės ŠR yra susijęs su rimtesne vainikinių arterijų ligos forma. Fox'o ir kolegų atliktas tyrimas [72] parodė, kad ramybės ŠR didesnis nei 70 BPM yra susijęs su padidėjusia rizika patirti mirtiną arba nemirtiną miokardo infarktą – kiekvieną kartą ramybės ŠR padidėjus 5 BPM rizika patirti miokardo infarktą padidėja 11,3 %.

Aune'o ir kolegų atliktoje meta analizėje [64] matoma, kad ramybės ŠR padidėjimas 10 BPM padidina riziką patirti insultą 6 %, o Woodward'o ir kolegų atliktas tyrimas [67] rodo, kad tiriamieji, kurių ramybės ŠR didesnis nei 80 BPM, turi 47 % didesnę riziką patirti hemoraginį insultą, 38 % – išeminį insultą ir net 68 % – neklasifikuojamą insultą nei žmonės, kurių ramybės ŠR yra mažesnis nei 65 BPM. Tyrimo [73], kurio metu buvo vertinami 3185 pacientai, pastebėta, kad aukštesnis ramybės ŠR patekimo į ligoninę dėl hemoraginio insulto metu yra susijęs su didesniu mirtingumu bei didesne negalia išgyvenimo atveju.

1.2.1. Širdies ritmo registravimo metodai

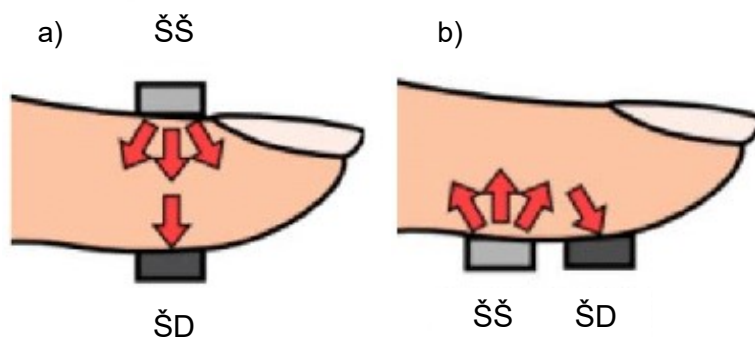
Širdies ritmo registravimo metodus taip pat galima klasifikuoti į kontaktinius ir bekontakčius. Populiariausi kontaktiniai metodai yra EKG, FPG bei slėgio bangų matavimai [74].

Įvairiais širdies susitraukimo ir atsipalaidavimo etapais sinusinis širdies mazgas generuoja elektrinius impulsus, kurie plinta visu širdies audiniu ir verčia jos raumenis ritmiškai susitraukti ir atsipalaiduoti. Sugeneruoti impulsai gali būti aptinkami tinkamose vietose ant žmogaus kūno uždėtais elektrodais (žr. 3 pav.), o šių impulsų laikinė suma vadinama EKG [74]. Vidutinis ŠR iš EKG yra suskaičiuojamas tam tikrą laiką (paprastai 15, 30 arba 60 sekundžių) matuojant laiko intervalus tarp dviejų gretimų R dantelių (R-R intervalus) ir šias vertes suvidurkinant. Tuomet šis vidurkis yra perskaičiuojamas į BPM.



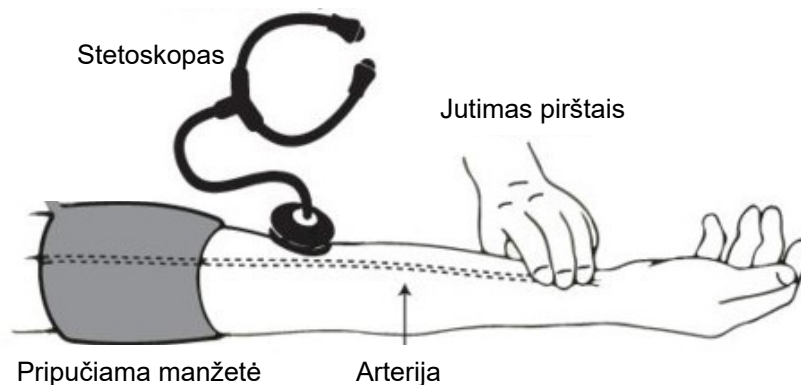
3 pav. EKG registravimo principas; čia RA – dešinės rankos elektrodas (angl. *right arm*); LA – kairės rankos elektrodas (angl. *left arm*); RL – dešinės kojos elektrodas (angl. *right leg*); LL – kairės kojos elektrodas (angl. *left leg*) [75]

FPG yra optinis matavimo metodas, kuris gali būti panaudotas aptikti kraujo tūrio pokyčius audiniuose [76]. FPG metodas gali būti dviejų tipų (žiūr. 4 pav.): pereinančios (dažniau naudojama klinikinėmis aplinkybėmis) arba atsispindėjusios (dažniau naudojama nešiojamuose įrenginiuose) šviesos. Abiem atvejais paprastą fotopletizmografą sudaro šviesos šaltinis bei detektorius [77]. Iš širdies atsklidusiai pulso bangai esant kūno dalyje (dažniausiai rankos piršte arba ausies spenelyje), kurioje matuojama fotopletizmograma, arterinio kraujo kiekis neženkliai padidėja, o bangai nusklidus toliau sumažėja. Vidutinis ŠR iš FPG yra suskaičiuojamas tam tikrą laiką (paprastai 15, 30, 60 sekundžių) matuojant laiko intervalus tarp dviejų gretimų sistolinių pikų ir šias vertes suvidurkinant. Tuomet šis vidurkis yra perskaičiuojamas į BPM.



4 pav. Pereinančios šviesos (a) ir atsispindėjusios šviesos (b) FPG registravimo principas; čia ŠŠ – šviesos šaltinis; ŠD – šviesos detektorius (adaptuota iš [78])

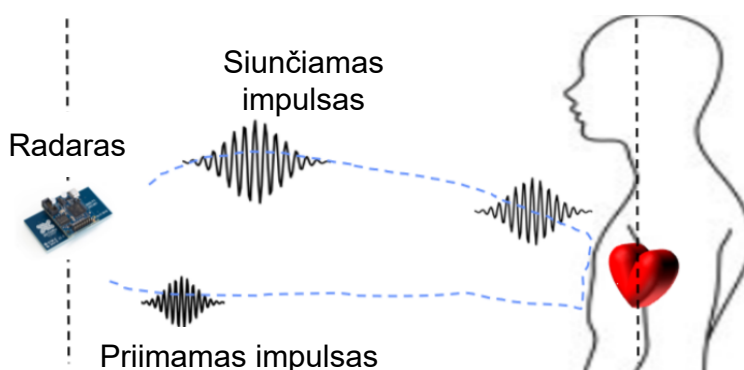
ŠR registravimas slėgio bangų matavimo metodu yra pats seniausias. Ritmiškas širdies susitraukimas ir atsipalaidavimas sukelia kintantį slėgį kraujagyslių sienelėse, todėl pačios kraujagyslės pradeda ritmiškai pulsuoti širdies plakimo ritmu [74]. Šiuo metodu ŠR galima registruoti tiek apčiuopiant kurią nors arteriją pirštais, tiek, manžete dalinai užspaudus arteriją, slėgio (arba pjezo) jutiklių manžetėje ar stetoskopo pagalba (žr. 5 pav.) Dėl to, kad šis metodas daugeliu atvejų reikalauja dalinai sustabdyti kraujotaką kurioje nors galūnėje, jis nėra tinkamas nepertraukiamam ar dažnam ŠR matavimui [77].



5 pav. Širdies ritmo nustatymo iš slėgio bangų principas (adaptuota iš [79])

Dažniausiai naudojami bekontaktiniai ŠR registravimo metodai veikia radarų, lazerių arba vaizdų apdorojimo principais [80].

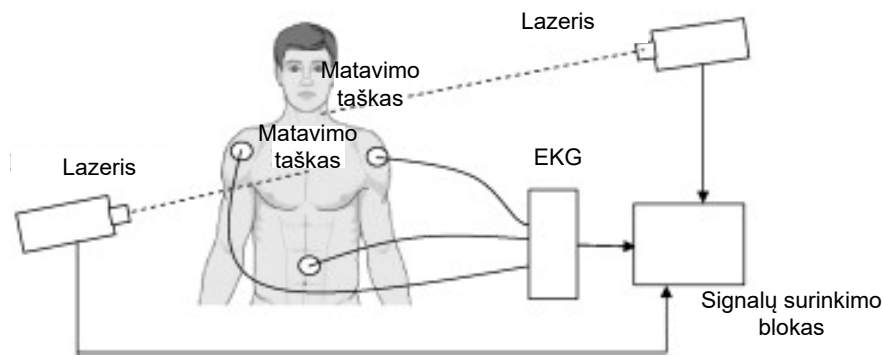
ŠR gali būti registruojamas pasitelkiant radarus, kurių siųstuvo antena yra nukreipta į žmogaus pusę ir spinduliuoja nepertraukiamas bangas arba impulsus. Šie impulsai atsispindi nuo dėl širdies plakimo judančio krūtinės paviršiaus arba dėl kraujo tekėjimo judančių audinių aplink miego arteriją ir yra priimami imtuvo antenos (žr. 6 pav.) Ritmiški krūtinės išsiplėtimai bei susitraukimai dėl širdies veiklos yra pastebimi radaro imtuvu užregistruotame signale, iš kurio vėliau galima apskaičiuoti ŠR.



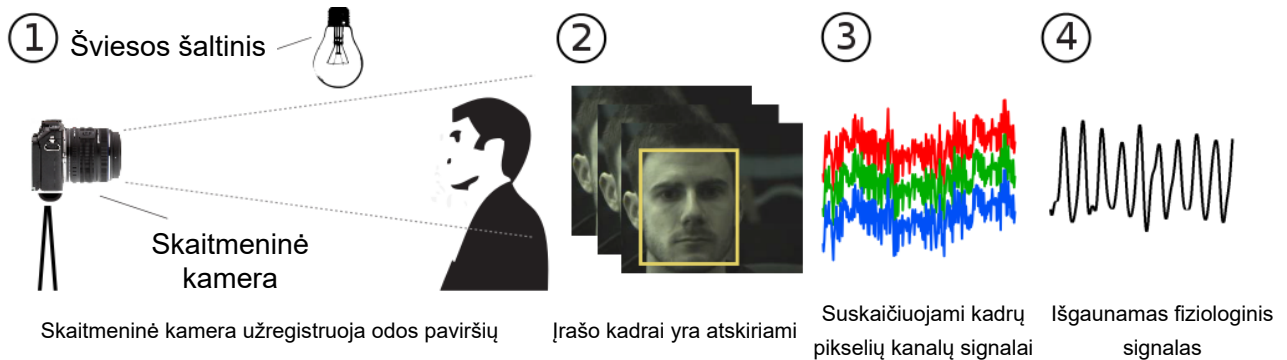
6 pav. ŠR nustatymo radaru principas (adaptuota iš [81])

Lazerinė doplerio vibrokardiografija yra bekontaktis ŠR matavimo metodas, kurio metu panaudojant lazerį yra matuojami dėl širdies plakimo atsiradę kūno paviršiaus judesiai. Paprastai lazeris yra nukreipiamas arba į krūtinę ir registruoja jos judesius, kuriuos širdis sukelia atlikdama savo kraujo varymo funkciją, arba į atvirą odos paviršių ir registruoja jo vibracijas, atsiradusias dėl arti odos paviršiaus esančių arterijų sienelių judėjimo jomis sklindant pulso bangoms (žr. 7 pav.)

Širdies ritmą galima įvertinti ir atliekant vaizdų analizę – nuotolinę FPG. Šis metodas veikia tuo principu, kad iš gerai apšviestoje patalpoje nufilmuoto žmogaus odos paviršiaus įrašo kadru įmanoma išskirti pikselių kanalų RGB signalus, o tuomet iš jų apskaičiuoti ŠR (žr. 8 pav.)



7 pav. Širdies ritmo nustatymo lazerine doplerio vibrokardiografija principas (adaptuota iš [82])



8 pav. Nuotolinės FPG principas (adaptuota iš [83])

1.3. Bekontaktio kvėpavimo ir širdies registravimo aktualumas

Bekontaktis KR ir ŠR registravimas yra aktualus tokiomis aplinkybėmis:

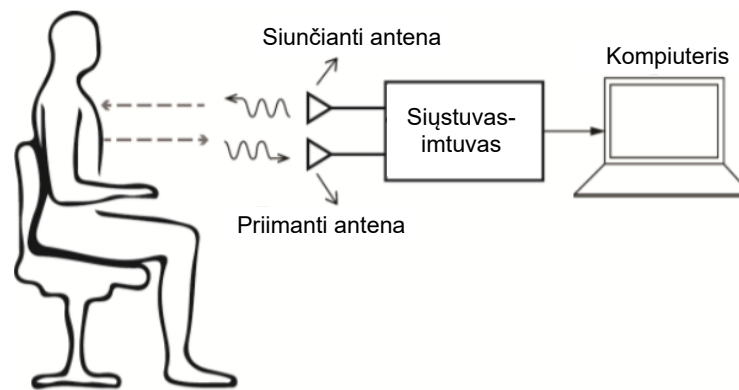
1. registruojant naujagimių gyvybinius parametrus;
2. registruojant smarkiai kūną apdegusių žmonių gyvybinius parametrus;
3. registruojant užkrečiamomis ligomis sergančių žmonių gyvybinius parametrus;
4. kuomet ilgas kontaktinis gyvybinių parametrų registravimas trukdytų užsiimti kita veikla ar erzintų;
5. kuomet reikalingas dažnas periodišką gyvybinių parametrų registravimas netrukdam užsiimti kasdienine veikla;
6. kuomet yra rizika, kad žmogus pamirš užregistruoti savo gyvybinius parametrus arba vengs tai daryti.

1.4. Elektromagnetinių radarų apžvalga

Priklausomai nuo išsiunčiamo signalo tipo, radarai gali būti CW, IR-UWB, FMCW arba SFCW [84].

CW radarai yra naudojami dažniausiai dėka jų paprastumo – įprastą radarą sudaro tik priimančios bei siunčiančios antenų prijungtas siųstuvas-imtuvas bei skaitmeninis signalų apdorojimo įrenginys. Supaprastinta CW radaro schema pateikta 9 paveiksle. Siųstuvas per siunčiamąją anteną spinduliuoja nepertraukiamą vieno dažnio bangos signalą link žmogaus krūtinės, o atspindėjusi banga yra užre-

gistruojama priimančiaja antena.



9 pav. Supaprastinta gyvybinių parametrų registravimo CW radaru schema (adaptuota iš [84])

Laiko srityje išsiunčiamas signalas $T(t)$ gali būti išreikštas pagal (1.1) formulę, o priimamas signalas $R(t)$ pagal (1.2) formulę:

$$T(t) = A_t \cos(\omega t + \varphi(t)); \quad (1.1)$$

$$R(t) = A_r \cos \left[\omega t - \frac{4\pi}{\lambda} (d_0 + x(t)) + \varphi \left(t - \frac{2d_0}{c} \right) \right]; \quad (1.2)$$

čia A_t – išsiunčiamo signalo amplitudė; ω – išsiunčiamo signalo kampinis dažnis; φ – signalo pradinė fazė; A_r – priimamo signalo amplitudė; λ – signalo bangos ilgis; $x(t)$ – krūtinės judesio momentinė pozicija, apskaičiuojama pagal (1.3) formulę; d_0 – pastovus atstumas tarp antenų ir tiriamojo; c – šviesos greitis.

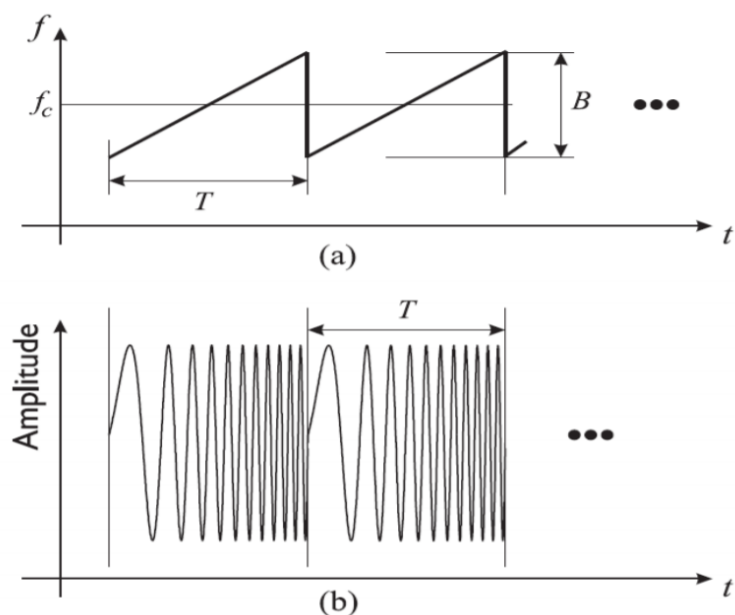
$$x(t) = A_b \cos(\omega_b t + \varphi_b) + A_h \cos(\omega_h t + \varphi_h); \quad (1.3)$$

čia A_b – krūtinės judesio dėl kvėpavimo amplitudė; ω_b – krūtinės judesio dėl kvėpavimo dažninio pagreičio pokytis; φ_b – krūtinės judesio dėl kvėpavimo sukeltas fazės poslinkis; A_h – krūtinės judesio dėl širdies plakimo amplitudė; ω_h – krūtinės judesio dėl širdies plakimo dažninio pagreičio pokytis; φ_h – krūtinės judesio dėl širdies plakimo sukeltas fazės poslinkis.

Kaip matoma iš (1.1) ir (1.2) išraiškų, krūtinės judesiai moduluoja išsiųsto signalo dažnį ir fazę. Ši moduliacija vadinama *Doplerio* efektu, todėl galima teigti, kad visi CW radarai veikia *Doplerio* efekto principu. CW radarai gali suteikti informaciją apie objekto santykinį judėjimą radaro atžvilgiu, tačiau negali suteikti informacijos apie atstumą iki to objekto.

FMCW radarų sistemose išėjimo signalo dažnis kinta tiesiškai laiko atžvilgiu. Kaip matoma 10 paveikslo (b) dalyje, kiekvieną signalo periodą T generuojamas nepertraukiamas *chirp* formos signalas. Toks signalas yra sugeneruojamas tiesiškai kontroliuojama įtampa žadinant nuo įtampos priklausomą osciliatorių.

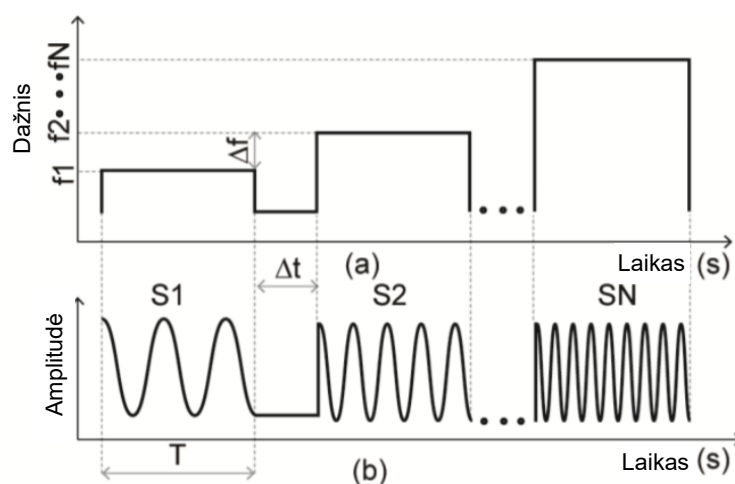
FMCW radarai geba aptikti tiek atstumą iki objekto, tiek jo Doplerinę informaciją – judėjimą link ar



10 pav. FMCW signalas: (a) dažnio kitimas laiko atžvilgiu, (b) *chirp* formos signalas laiko srityje [84]

nuo radaro.

SFCW radarų veikimo principas yra panašus į FMCW radarų. SFCW radarų atveju N signalo kadru, kurių dažnis skiriasi Δf , yra išsiunčiami link objekto su Δt laiko intervalu tarp jų (žr. 11 pav.)

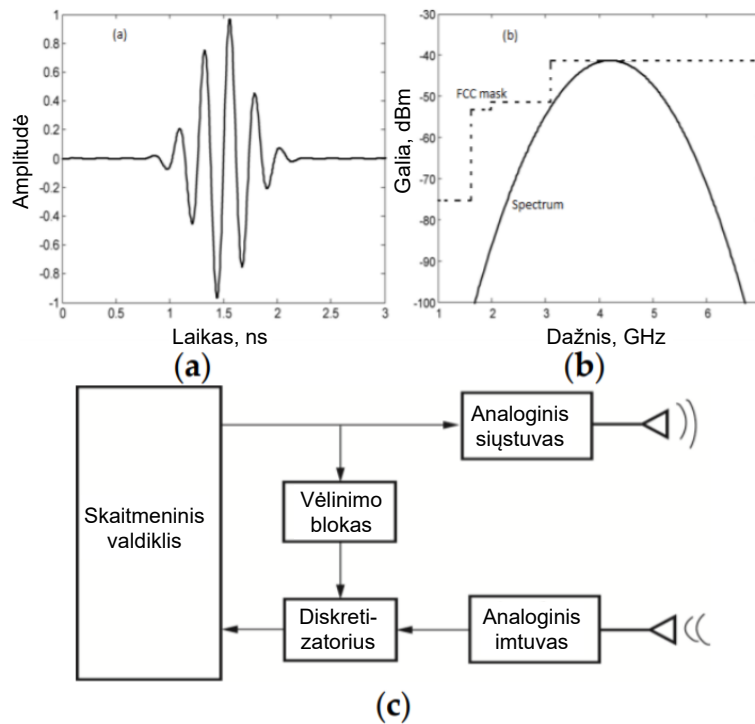


11 pav. SFCW signalas: (a) dažnio kitimas laiko atžvilgiu, (b) *chirp* formos signalas laiko srityje (adaptuota iš [84])

SFCW radarai turi ganėtinai gerą jautrumą siekiant aptikti judesius, tačiau jų efektyvumas galios sunaudojimo atžvilgiu yra žemas bei siunčiami signalai negali prasiskverbti pro kliūtis.

Impulsinių veikimo principas yra pagrįstas laiko srityje trumpų (mažiau nei nanosekundės trukmės) moduluotų ar nedomuliuotų impulsų siuntimu radaro siųstuvu link paciento. Atsispindėjęs aidas yra užregistruojamas imtuvu. Populiariausias impulsinis radaras yra IR-UWB radaras. Tipinė tokio radaro architektūra pateikta 12 paveikslo (c) dalyje. Atsispindėjusių impulsų atspindžiai yra priimami analoginiu imtuvu ir diskretizuojami panaudojant suvėlintą išsiunčiamo impulso kopiją. Vėlinimo

blokas sukuria vėlinimą, lygų impulso sklidimo laikui – laikui, kurį impulsas sklinda nuo siųstuvo antenos ir atgal į imtuvo anteną. Tipinis IR-UWB radaro impulsas parodytas 12 paveikslo (a) dalyje, o jo spektras (c) dalyje.



12 pav. (a) Impulsinis signalas laiko srityje, (b) impulsinio signalo spektras, (c) IR-UWB radaro struktūrinė schema (adaptuota iš [84])

1.4.1. Palyginimas ir priimto sprendimo motyvacija

Radarų tipų palyginimas atliktas remiantis [84, 85, 86] tyrimų duomenimis ir pateiktas 1 lentelėje.

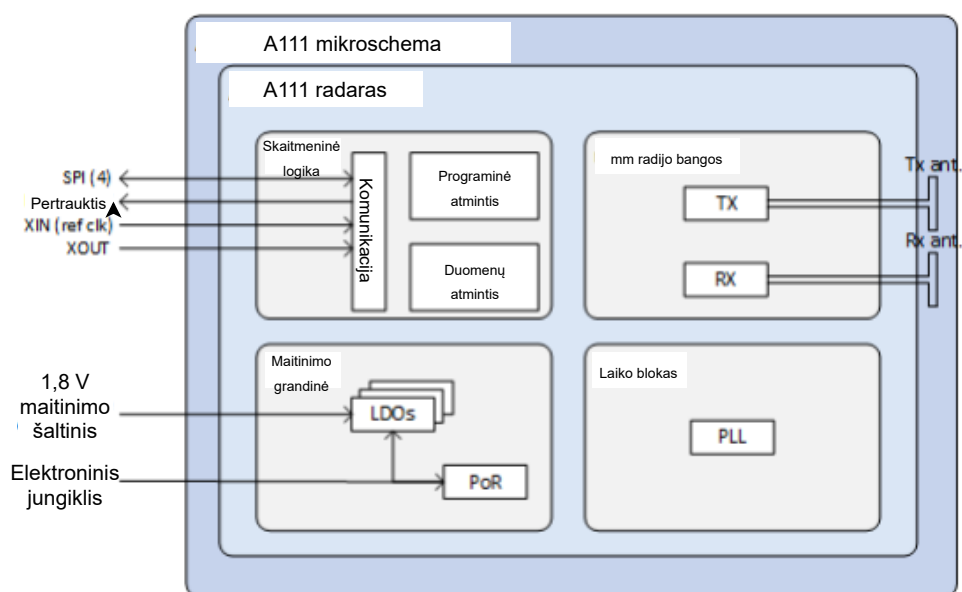
1 lentelė. Skirtingų radarų tipų palyginimas

| | CW | FMCW | SFCW | IR-UWB |
|---|------------|----------------------------------|-----------|---------------|
| Atstumo matavimas | Neįmanomas | Tikslus, jei dažnio juosta plati | Geras | Labai geras |
| Skverbti pro elektriškai nelaidžius objektus | Neįmanoma | Neįmanoma | Neįmanoma | Įmanoma |
| Sistemos sudėtingumas | Nedidelis | Didelis | Nedidelis | Labai didelis |
| Skiriamoji geba atstumo atžvilgiu | Gera | Gera | Gera | Labai gera |
| Kaina | Maža | Didelė | Didelė | Labai didelė |
| Energijos sąnaudos | Aukštos | Aukštos | Vidutinės | Labai žemos |
| Signalų apdorojimo metodų paprastumas | Geras | Prastas | Geras | Labai geras |

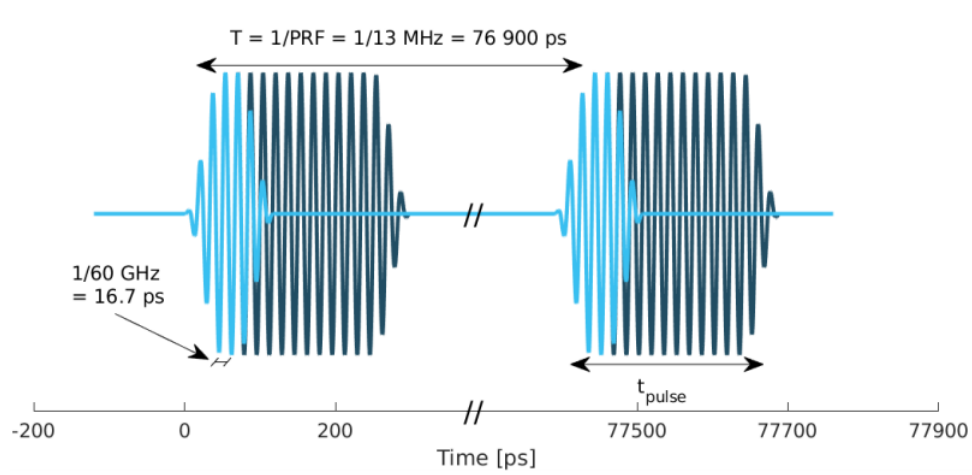
Remiantis 1 lentelės duomenimis, IR-UWB radaras yra geriausias pasirinkimas. Jo gebėjimai tiksliai ir aukšta geba registruoti atstumą ir jo pokyčius, skverbti pro elektriškai nelaidžius objektus (pvz., drabužius, čiužinį, kėdės atlošą) yra labai aktualūs siekiant registruoti žmogaus KR ir ŠR. Labai

žemos energijos sąnaudos ir nedaug skaičiavimo resursų reikalaujantys signalų apdorojimo metodai leidžia pritaikyti šiuos radarus sistemose, kurių energijos šaltiniai yra baterijos ar akumuliatoriai.

Šiame darbe pasirinkta naudoti „Acconeer AB“ IR-UWB radarą A111 [87], patalpintą XM112 modulyje [88]. A111 radaro struktūrinė schema pavaizduota 13 paveiksle. Šis radaras impulsus skleidžia 60 GHz dažniu (žiūr. 14 pav.), todėl jo atstumo skiriamoji geba yra 0,48 mm. Taip pat, toks aukštas radaro dažnis lemia tai, kad jis yra atsparus visiems natūraliems triukšmų šaltiniams – elektromagnetiniam triukšmui, dulkėms, objekto spalvai, tiesioginei ir netiesioginei šviesai [89]. Tokio radaro vidutinės galios sąnaudos yra 3 mW registruojant atspindžius 10 Hz dažniu ir 20 mW registruojant atspindžius 100 Hz dažniu [89]. Todėl toks radaras gali ilgai veikti gaudamas energiją vien iš baterijų.



13 pav. „Acconeer AB“ A111 radaro struktūrinė schema (adaptuota iš [89])



14 pav. „Acconeer AB“ A111 radaro išsiunčiamas signalas laiko srityje, Vienas signalas paprastai susideda iš keleto tūkstančių impulsų [89]

1.5. Algoritmų apžvalga

Nuo žmogaus atsispindėję elektromagnetinių impulsų atspindžiai suteikia informaciją ne tik apie gyvybinių parametrų vertes, bet ir apie aplinkoje esančius objektus bei nejudančias žmogaus kūno

dalis. Šios su KR ir ŠR nesusijusios signalo komponentės trukdo tinkamai įvertinti dominančius parametrus ir turi būti pašalintos iš signalo pačioje signalo apdorojimo proceso pradžioje [90]. Dažniausiai ši operacija įgyvendinama atliekant kilpinį rekursinį filtravimą, vienos vertės dokompoziciją, Kalmano filtravimą arba vidurkinimą [90]. Tuomet signalai yra analizuojami laiko arba dažnių srityje siekiant aptikti ir išskirti su kvėpavimu ar širdies darbu susijusius judesius. Ši operacija dažniausiai įgyvendinama atliekant Furjė transformaciją, EMD, vilnelių transformaciją, laiko eilučių filtravimą arba analizę [90]. Išskyrus kvėpavimo ar širdies darbo sukeltų judesių signalus, skaičiuojami intervalai tarp jų pikų, o šios reikšmės vėliau perskaičiuojamos į RPM ir BPM.

1.5.1. Kvėpavimo ritmo aptikimas miego metu

Šis algoritmas skirtas KR registruoti tuo metu, kai žmogus nejuda (miega) ir tik kvėpavimo sukelti judesiai gali būti aptikti [91].

Šį algoritmą galima suskirstyti į tris dalis:

1. kvėpuojančio žmogaus judesių išskyrimas;
2. Furjė transformacijos atlikimas kiekvieno atstumo tarp radaro ir objekto signalui;
3. kvėpavimo dažnio aptikimas spektre.

Užregistruoti IQ duomenys gali būti išreiškiami taip, kaip parodyta (1.4) išraiškoje:

$$x[s, d]; \quad (1.4)$$

čia s – matavimo indeksas; d – atstumo indeksas.

Kadangi gretimos atstumo atskaitos yra stipriai koreliuotos, IQ duomenų geba atstumo srityje gali būti sumažinta iki x_D pagal (1.5) formulę:

$$x_d[s, d] = x[s, dD + D/2]; \quad (1.5)$$

čia D – gebos atstumo srityje sumažinimo faktorius (dažnai artimas 100). Gebos atstumo srityje sumažinimo tikslas yra sumažinti duomenų kiekį tolimesniems matavimams.

Sekantis žingsnis yra paprastas triukšmą slopinantis žemų dažnių filtravimas laiko srityje, kuris yra atliekamas pagal (1.6) formulę:

$$\bar{x}[s, d] = \alpha_{iq}\bar{x}[s - 1, d] + (1 - \alpha_{iq})x_D[s, d]; \quad (1.6)$$

čia α_{iq} – filtro koeficientas, apskaičiuojamas pagal (1.7) formulę:

$$\alpha_{iq} = e^{-2/(\tau_{iq}f_s)}; \quad (1.7)$$

čia τ_{iq} – filtro trukmė sekundėmis; f_s – diskretizavimo dažnis.

Paskutinis šios algoritmo dalies žingsnis yra IQ duomenų fazės ištiesinimas, atliekamas pagal (1.8)

formulę:

$$\phi[s] = \alpha_\phi \phi[s-1] + \angle \left\{ \sum_{d=0}^{N_d-1} \bar{x}_D[s,d] \bar{x}_D^*[s-1,d] \right\}; \quad (1.8)$$

čia $\phi[s]$ – matavimo fazė; α_ϕ – aukštų dažnių filtro koeficientas, apskaičiuojamas pagal (1.9) formulę; N_d – kiekvieno matavimo atskaitų skaičius po gebos atstumo srityje sumažinimo.

$$\alpha_\phi = e^{-2f_{low}/f_s}; \quad (1.9)$$

čia f_{low} – filtro pjūvio dažnis.

Pirmosios signalo apdorojimo algoritmo dalies rezultatas yra kiekvienam matavimui suskaičiuota ji reprezentuojanti viena fazės vertė.

Miegančio žmogaus krūtinės judesiai gali būti aptikti kaip virpesiai fazės signale $\phi[s]$. Iš jo išskirti KR galima Furjė transformacijoje ieškant pikų.

Dažniausiai radaru duomenys yra registruojami kvėpavimo dažniui (0,1–1 Hz) aptikti nereikalingai dideliu diskretizavimo dažniu, todėl, siekiant sumažinti apdorojamų duomenų dydį, rekomenduotina šiame etape sumažinti diskretizavimo dažnį. Prieš atliekant šią operaciją signalą būtina nufiltruoti antros eilės Batervorto žemų dažnių filtru. Nufiltruoto fazės signalo $\bar{\phi}[s]$ diskretizavimo dažnis tuomet gali būti sumažinamas pagal (1.10) formulę:

$$\bar{\phi}_M[s] = \bar{\phi}[Ms]; \quad (1.10)$$

čia M – diskretizavimo dažnio sumažinimo koeficientas, parinktas taip, kad signalo $\bar{\phi}_M[s]$ diskretizavimo dažnis būtų maždaug 10 Hz. Toks diskretizavimo dažnis atitinka 5 Hz Naikvisto dažnį, kuris yra gerokai aukštesnis nei tikėtina maksimalus kvėpavimo dažnis (1 Hz).

Diskretinė Furjė transformacija atliekama pasirinktam žemu dažniu nufiltruoto ir sumažinto diskretizavimo signalo lango dydžiui. Dažninė geba priklauso nuo duomenų dydžio laiko srityje, todėl, norint ją pagerinti, spektro pikas yra interpoliuojamas pagal (1.11) formulę darant prielaidą, kad piko forma yra Gauso.

$$f_p = f[i_p] + \frac{\Delta f}{2} \frac{\log P[i_p+1] - \log P[i_p-1]}{2 \log P[i_p] - \log P[i_p+1] - \log P[i_p-1]}; \quad (1.11)$$

čia f_p – interpoliavimu patikslintas didžiausio piko dažnis; i_p – prieš interpoliavimą gauto didžiausio piko dažnio indeksas; P – signalo galia; Δf – dažninė spektro geba.

Paskutinis algoritmo etapas yra patikrinti, ar spektro pikas yra pakankamai aukštas lyginant su spektriniu triukšmu. Triukšmo lygis nustatomas skaičiuojant vidutinį galios lygį pusėje spektro atskaitų, kurių galia yra mažiausia. Jeigu pikas yra didesnis nei triukšmas padaugintas iš slenksčio λ_p , kvėpavimo dažnis skaitomas aptiktu ir yra perskaičiuojamas į KR.

1.5.2. Širdies ritmo aptikimas atliekant Furjė transformaciją ir empirinę modų dekompoziciją

Šis algoritmas gali būti suskirstytas į tris dalis:

1. signalo apdorojimas;
2. Greitosios Furjė transformacijos skaičiavimas;
3. Išskirto judesio apdorojimas bei ŠR išskyrimas atliekant EMD.

Signalų apdorojimas pradedamas nuo signalo interpoliavimo iki 200 Hz diskretizavimo dažnio. Tuomet užregistruotų IQ duomenų kiekviena dedamoji filtruojama juostiniu Batervorto filtru, kurio centrinis dažnis sutampa su radaro impulso juostos centriniu dažniu. Tuomet suskaičiuojamas IQ duomenų fazės signalas, kuris yra toliau naudojamas algoritme.

Siekiant fazės signale surasti atstumą, kuriame atsispindėtų krūtinės judesiai, skaičiuojama Greitoji Furjė transformacija kiekvienam matavimui ir ieškomas atstumas, kuriame GFT pikas yra stipriausias. Tuomet surandamas atstumas, kuriame GFT pikas yra stipriausias daugiausiai kartų. Laikoma, kad šiame atstume užregistruotas signalas yra sukeltas krūtinės judesių.

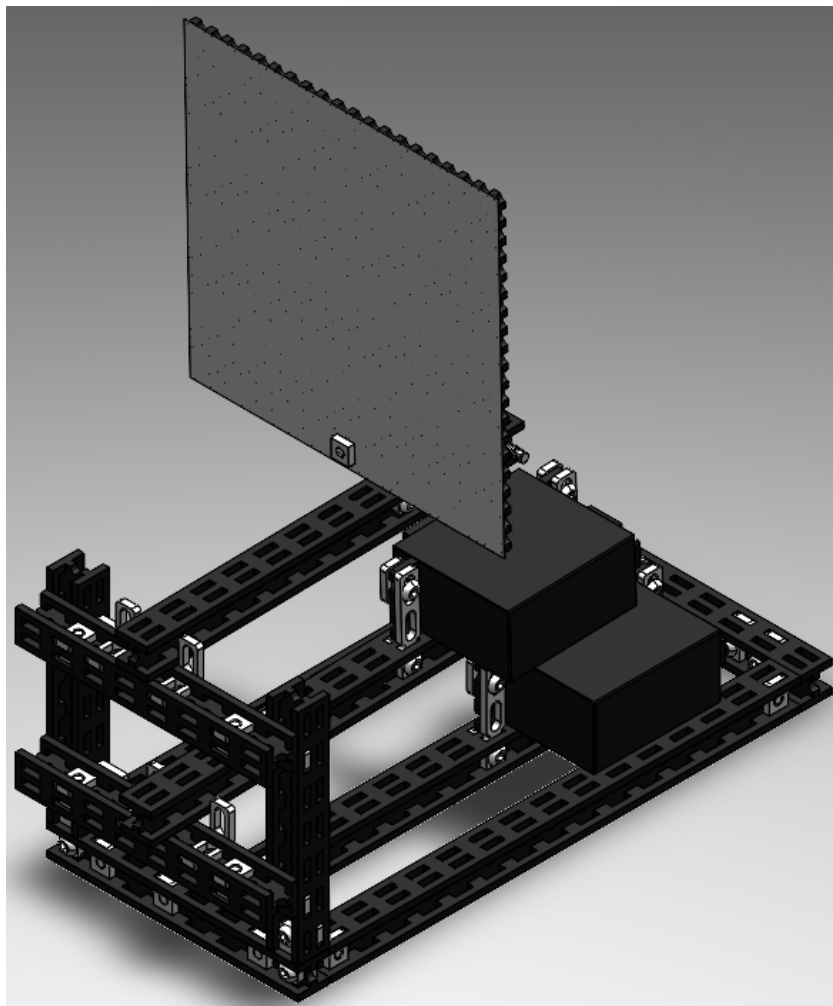
Išskyrus dominantį signalą, jis yra dar kartą nufiltruojamas aukšto ir žemo dažnio filtrais. Tuomet, signalui atliekama empirinė dedamųjų dekompozicija, kuri iš pradžių signalą suskaido į monokomponentinius signalus, iš kurių sudėjus tik tam tikrus signalus gaunamas ŠR signalas. Matuojant atstumus tarp šio signalo pikų suskaičiuojamas ŠR.

2. Metodai

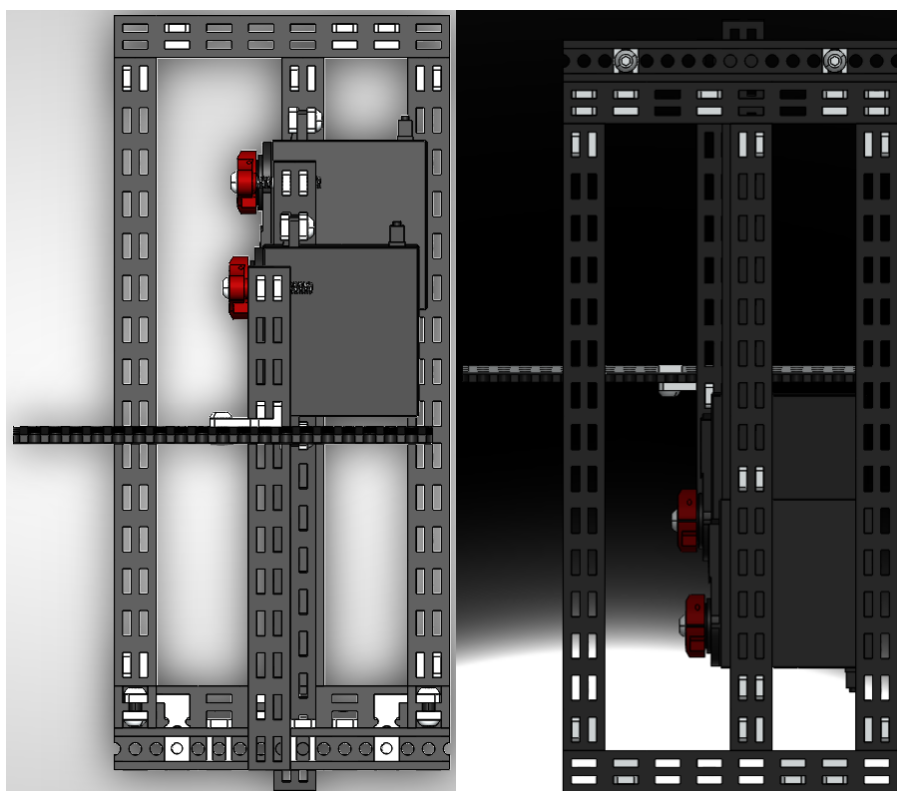
2.1. Kvėpavimo ir širdies darbo fantomas

Eksperimentams, kurių metu norima iširti algoritmų galimybes registruoti KR ir ŠR esant įvairioms parametru (ritmų ir krūtinės paviršiaus judesių amplitudės) vertėms, yra reikalingas fantomas. Kadangi krūtinės paviršius daugiausiai juda kvėpuojant ir tik papildomai juda dirbant širdžiai, tai naudojamas fantomas turi būti toks, kuris elektromagnetinių bangų atspindėtuva (reprezentuojantį krūtinės paviršių) judintų taip, kad jo judesiai atitiktų krūtinės judesius, sukeliamus kvėpavimo ir širdies darbo. Toks fantomas buvo suprojektuotas ir pagamintas panaudojant *Totem Maker* [92] konstruktoriaus rinkinį bei du servo motorus, valdomus *Totem RoboBoard X4* [93] plokštėje esančiu ESP32 mikrovaldikliu [94].

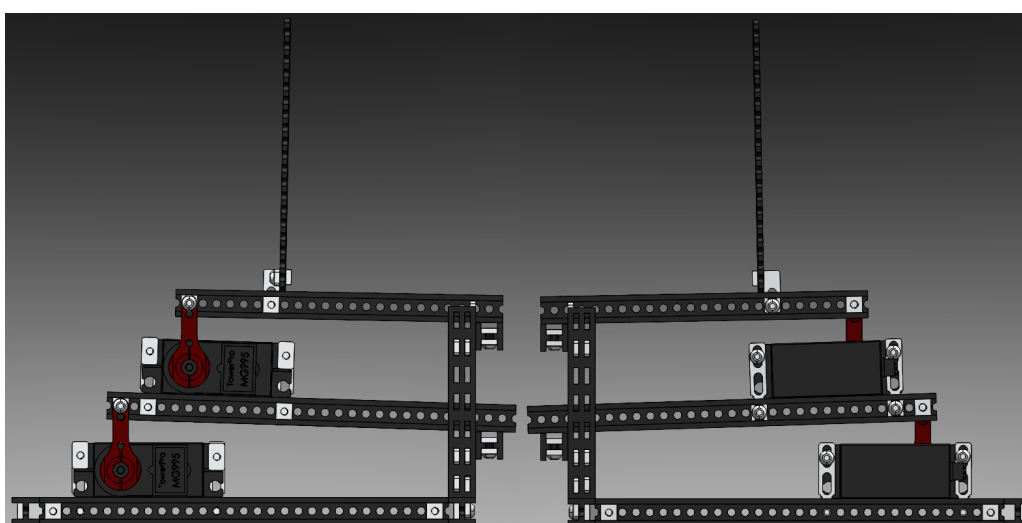
Pirmasis motoras, simuliuodamas krūtinės judesius kvėpuojant, judina platformą, ant kurios pritvirtintas antrasis motoras bei elektromagnetinių bangų atspindėtuvas. Antrasis motoras, simuliuodamas krūtinės judesius dėl širdies darbo, papildomai judina elektromagnetinių bangų atspindėtuva. *Solid-Works* programine įranga sumodeliuoto fantomo vaizdai pateikti 15, 16, 17, 18 paveiksluose.



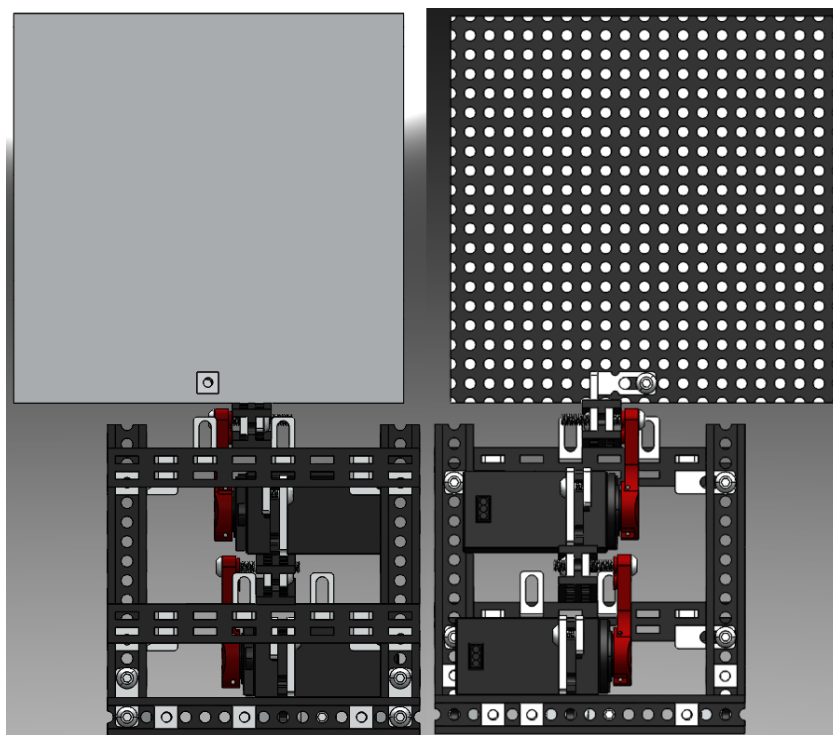
15 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo izometrinis vaizdas



16 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo vaizdas iš viršaus (kairėje) ir apačios (dešinėje)



17 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo vaizdas iš kairės (kairėje) ir dešinės (dešinėje)



18 pav. Suprojektuoto ir pagaminto kvėpavimo ir širdies darbo fantomo vaizdas iš priekio (kairėje) ir galo (dešinėje)

2.1.1. Kvėpavimo ir širdies darbo radaro signalo modelis

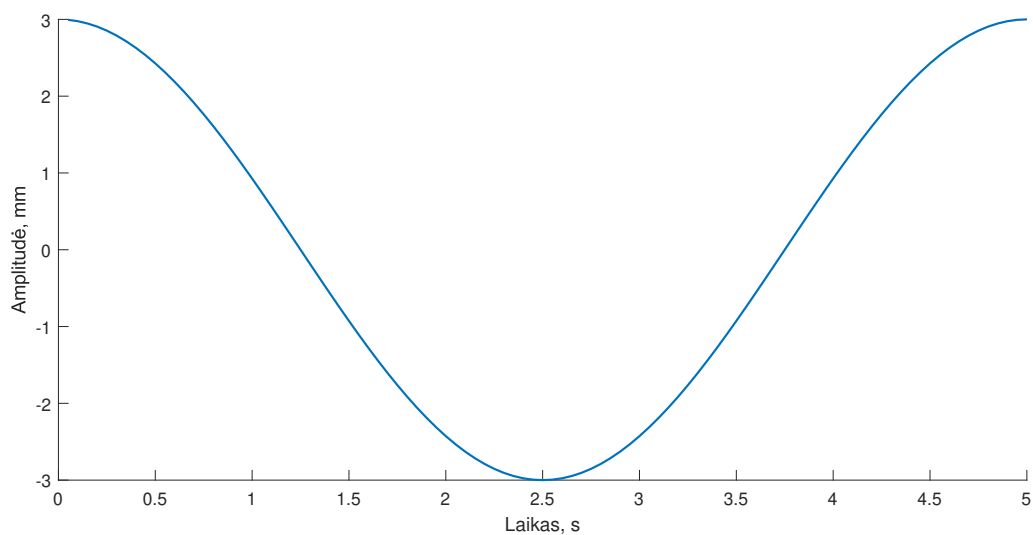
Krūtinės paviršiaus judesiai kvėpuojant $x_r(t)$ ir dirbant širdžiai $x_h(t)$ įgyvendinti pagal Weishaupt'o ir kolegų pasiūlytus [95] modelius, aprašytus atitinkamai (2.1) ir (2.2) formulėse. Vienas įkvėpimo ir iškvėpimo ciklas pateiktas 19 paveiksle, o 20 s trukmės signalas pateiktas 20 paveiksle. Vienas širdies darbo ciklas pateiktas 21 paveiksle, o 20 s trukmės signalas pateiktas 22 paveiksle.

$$x_r(t) = A_r (1 - 2 (\sin(\pi f_r t)^p)); \quad (2.1)$$

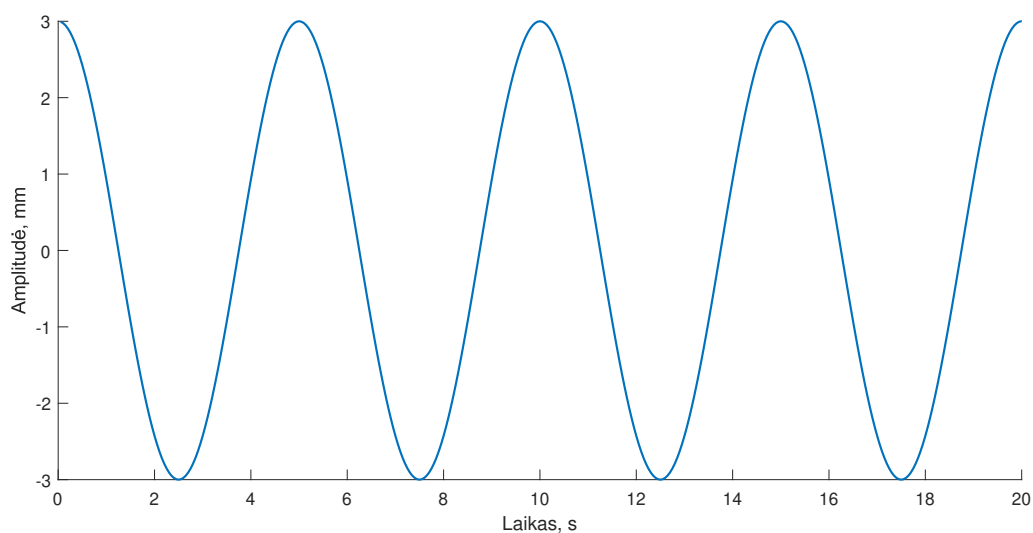
čia t – laikas; A_r – judesio amplitudė; f_r – kvėpavimo dažnis; p – signalo formos parametras.

$$x_h(t) = 2A_h \left(e^{-\frac{t}{T_b}} + \left(\left(\frac{\sqrt{2}}{\omega_b T_b} \right) \sin \left(\frac{\omega_b t}{\sqrt{2}} \right) - \cos \left(\frac{\omega_b t}{\sqrt{2}} \right) \right) e^{-\frac{\omega_b t}{\sqrt{2}}} \right); \quad (2.2)$$

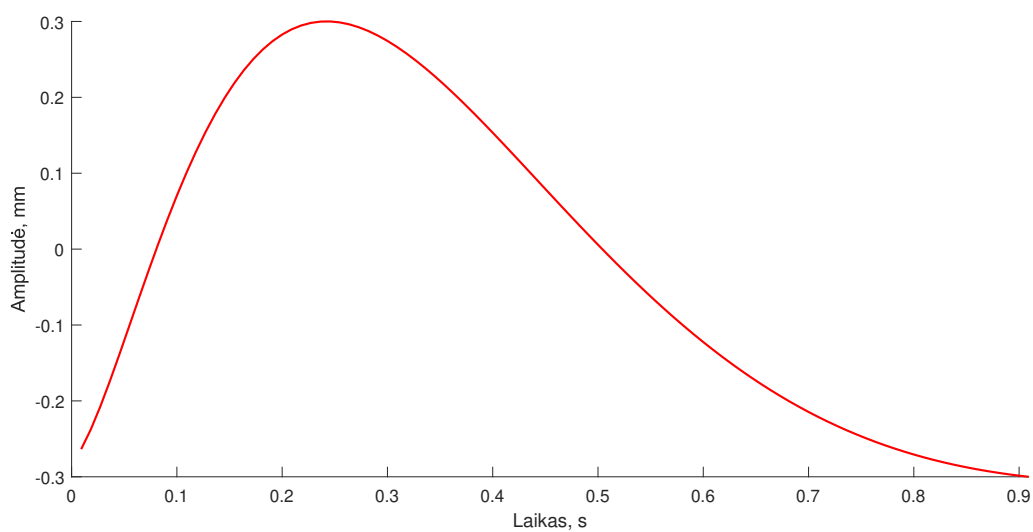
čia t – laikas; A_h – judesio amplitudė; T_b – impulso laiko konstanta; ω_b – filtro kampinis dažnis. Tokio signalo trukmė turi būti lygi norimam ciklo periodui, o ilgesnis signalas gaunamas šią atkarpą kartojant norimu širdies plakimo dažniu f_h .



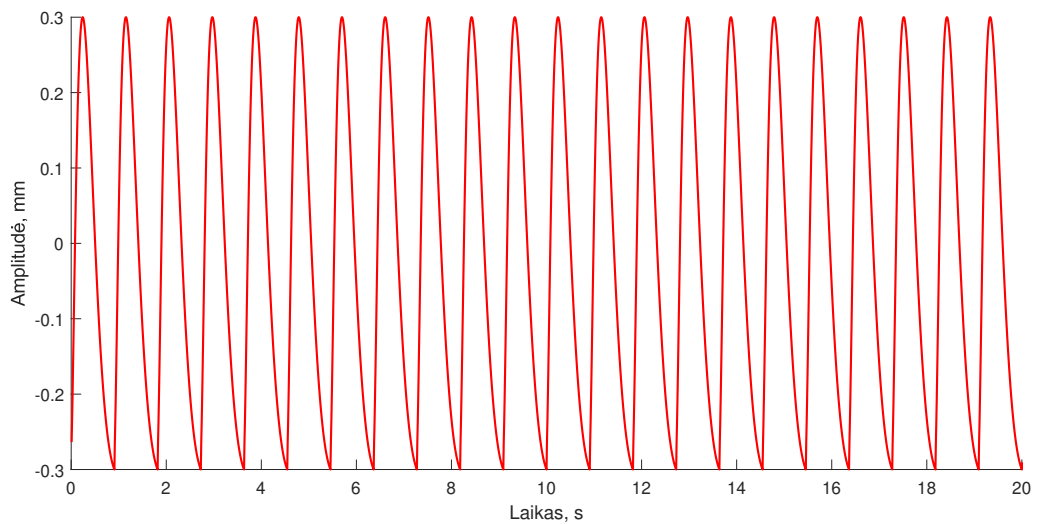
19 pav. Vienas modeliuotas įkvėpimo ir iškvėpimo ciklas; čia $A_r = 3 \text{ mm}$; $f_r = 0,2 \text{ Hz}$; $p = 3$



20 pav. Modeliuoto kvėpavimo signalo 20 s trukmės atkarpa; čia $A_r = 3 \text{ mm}$; $f_r = 0,2 \text{ Hz}$; $p = 3$



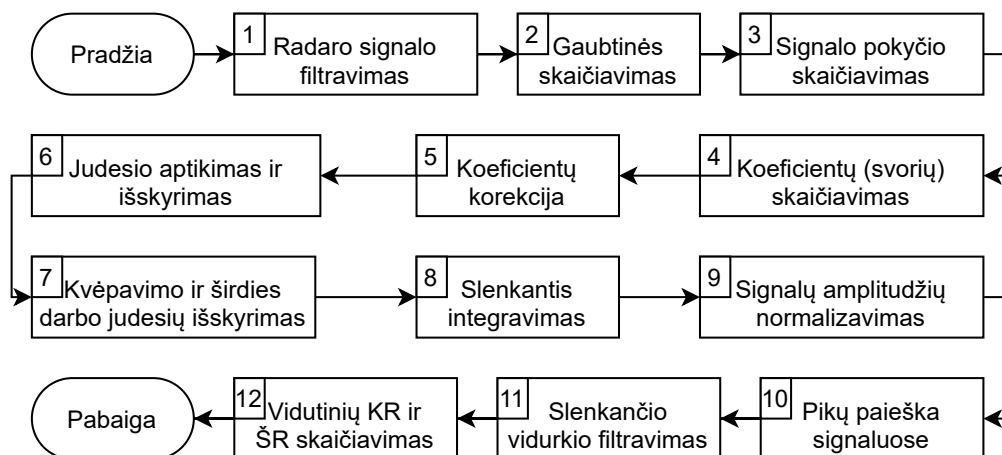
21 pav. Vienas modeliuotas širdies darbo ciklas; čia $A_h = 0,3 \text{ mm}$; $T_b = 0,05 \text{ s}$; $f_b = 0,9 \text{ Hz}$; $f_h = 1,1 \text{ Hz}$



22 pav. Modeliuoto širdies darbo signalo 20 s trukmės atkarpa; čia $A_h = 0,3 \text{ mm}$; $T_b = 0,05 \text{ s}$; $f_b = 0,9 \text{ Hz}$; $f_h = 1,1 \text{ Hz}$

2.2. Siūlomas algoritmas kvėpavimo ir širdies ritmui registruoti

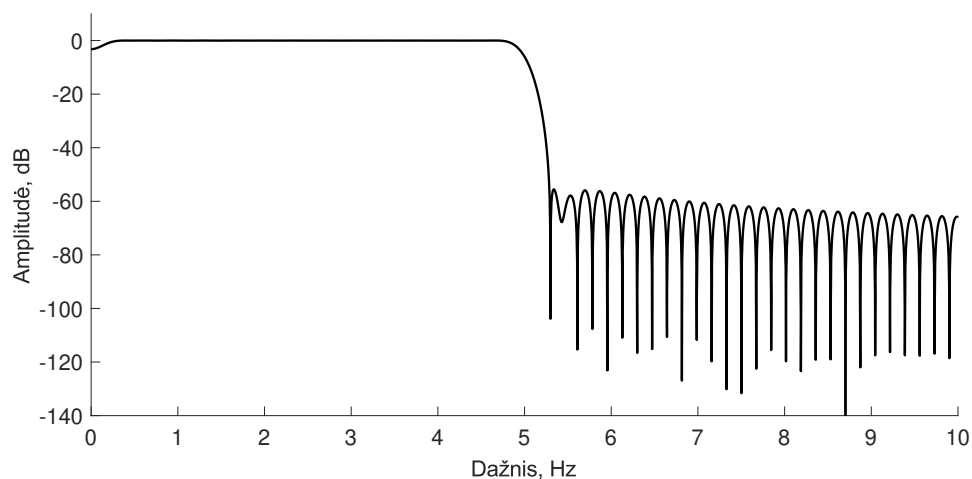
Siūlomas algoritmas yra pagrįstas filtravimu bei signalo fazės pokyčio sekimu. Siūlomo signalų apdorojimo algoritmo KR ir ŠR registruoti seka pateikta 23 paveiksle.



23 pav. Siūlomas signalų apdorojimo algoritmas KR ir ŠR registruoti IR-UWB radaru

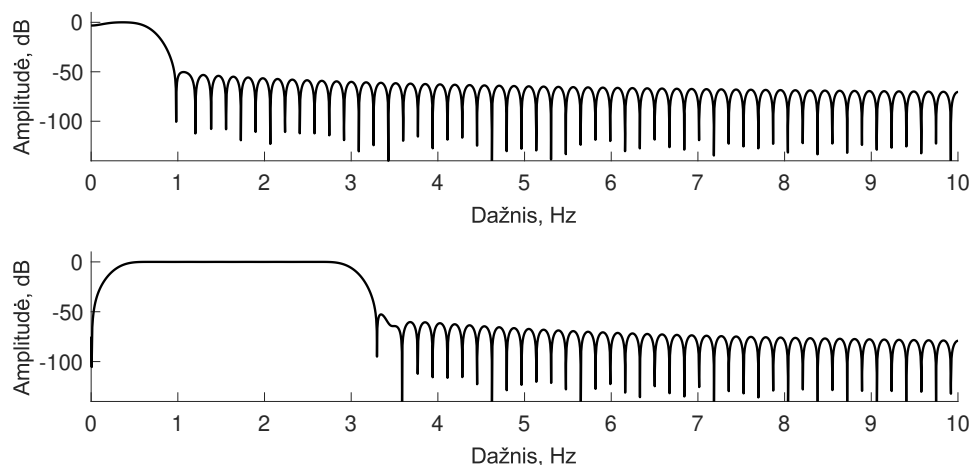
Šį algoritmą galima suskirstyti į 12 dalių (žr. 23 pav.):

1. Radaro atspindžio (IQ) duomenų filtravimas 100 eilės ribotos impulsinės reakcijos (RIR) juostiniu filtru (žr. 24 pav.), kurio pjūvio dažniai ($f_{c1} = 0,05 \text{ Hz}$ ir $f_{c2} = 5 \text{ Hz}$) tokie, kad būtų nufiltruojama su kvėpavimu ir širdies darbu nesusiję atspindžiai;
2. IQ duomenų amplitudės (gaubtinės) skaičiavimas ir jos pakartotinis filtravimas tuo pačiu filtru (žr. 24 pav.);
3. signalo pokyčio nuo prieš tai buvusios atskaitos skaičiavimas;
4. koeficientų (svorių) skaičiavimas pagal įvykusio signalo pokyčio dydį ir šių koeficientų filtravimas tuo pačiu filtru (žr. 24 pav.);



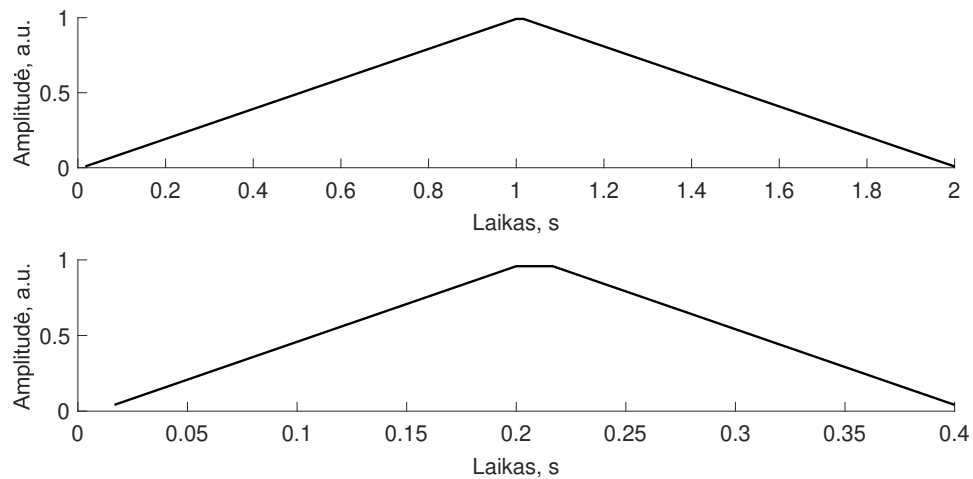
24 pav. Filtro, naudojamo nufiltruoti su kvėpavimo ir širdies darbo nesusijusius atspindžius, amplitudės dažninė charakteristika

5. koeficientų korekcija pagal gaubtinės amplitudę;
6. judesio aptikimas ir išskyrimas panaudojant koreguotus koeficientus ir apskaičiuotą signalo pokytį;
7. judesio signalo filtravimas 100 eilės RIR juostiniais filtrais (žr. 25 pav.), siekiant išskirti kvėpavimo ir širdies darbo sukeltus judesius;



25 pav. Filtro, naudojamo išskirti kvėpavimo sukeltus judesius, (viršuje) ir filtro, naudojamo išskirti širdies darbo sukeltus judesius, (apačioje) amplitudės dažninės charakteristikos

8. išskirtų judesių signalų kompozicija su minimalaus numatomo vieno kvėpavimo ar širdies darbo ciklo trukmės trikampių langu (žr. 26 pav.) – slenkantis integravimas;
9. išskirtų judesių signalų amplitudžių normalizavimas;
10. pikų paieška išskirtuose judesių signaluose;
11. atstumų tarp pikų (kvėpavimo ir širdies darbo intervalų) vidurkinimas slenkančio vidurkio filtrais;
12. vidutinių KR ir ŠR skaičiavimas.



26 pav. Minimalaus numatomo kvėpavimo ciklo (viršuje) ir minimalaus numatomo širdies darbo ciklo (apačioje) trukmės trikampių langai

2.3. Eksperimentų planas

2.3.1. Eksperimentai su fantomu

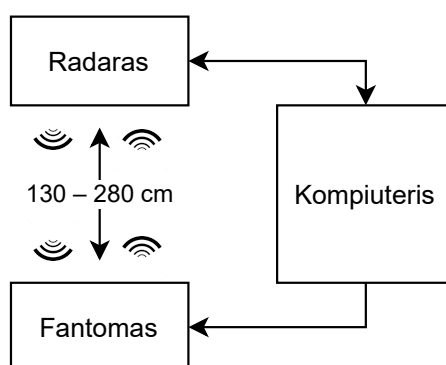
Su fantomu planuojami atlikti eksperimentai, kurių tikslas iširti algoritmų sugebėjimą registruoti KR ir ŠR didinant atstumą bei esant skirtingoms kvėpavimo ir širdies darbo amplitudėms, ritmams ir vienu metu simuliuojamų gyvybinių veiklų skaičiui. Visų eksperimentų metu signalai registruojami vieną minutę, o matavimai kartojami penkis kartus norint vėliau suskaičiuoti rezultatų statistinius įverčius. Radaro atspindžių signalai registruojami 60 Hz dažniu. Supaprastinta eksperimentų schema pateikta 27 paveiksle. Planuojami tokie eksperimentai:

1. įjungtas tik kvėpavimą simuliuojantis motoras. Judesio amplitudė nustatyta į 8 mm. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet KR nustatytas į 8 RPM, 15 RPM ir 22 RPM;
2. įjungti abi gyvybines veiklas simuliuojantys motorai. Kvėpavimo judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, širdies darbo judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, ŠR nustatytas į 80 BPM. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet KR nustatytas į 8 RPM, 15 RPM ir 22 RPM;
3. įjungtas tik širdies darbą simuliuojantis motoras. Judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet ŠR nustatytas į 55 BPM, 80 BPM ir 120 BPM;
4. įjungti abi gyvybines veiklas simuliuojantys motorai. Širdies darbo judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, kvėpavimo judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, KR nustatytas į 15 RPM. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet ŠR nustatytas į 55 BPM, 80 BPM ir 120 BPM;
5. įjungtas tik kvėpavimą simuliuojantis motoras. KR nustatytas į 15 RPM. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet judesio amplitudė nustatyta į 6 mm, 8 mm, 10 mm;

6. įjungti abi gyvybines veiklas simuliuojantys motorai. KR nustatytas į 15 RPM, ŠR nustatytas į 80 BPM, širdies darbo judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet judesio amplitudė nustatyta į 6 mm, 8 mm, 10 mm;

7. įjungtas tik širdies darbą simuliuojantis motoras. ŠR nustatytas į 80 BPM. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet judesio amplitudė nustatyta į 0,2 mm, 0,4 mm, 0,6 mm;

8. įjungti abi gyvybines veiklas simuliuojantys motorai. ŠR nustatytas į 80 BPM, KR nustatytas į 15 RPM, kvėpavimo amplitudė nustatyta į 8 mm. Keičiamas atstumas tarp radaro ir fantomo nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Atliekami tyrimai, kuomet judesio amplitudė nustatyta į 0,2 mm, 0,4 mm, 0,6 mm.



27 pav. Supaprastinta eksperimentų su fantomu schema

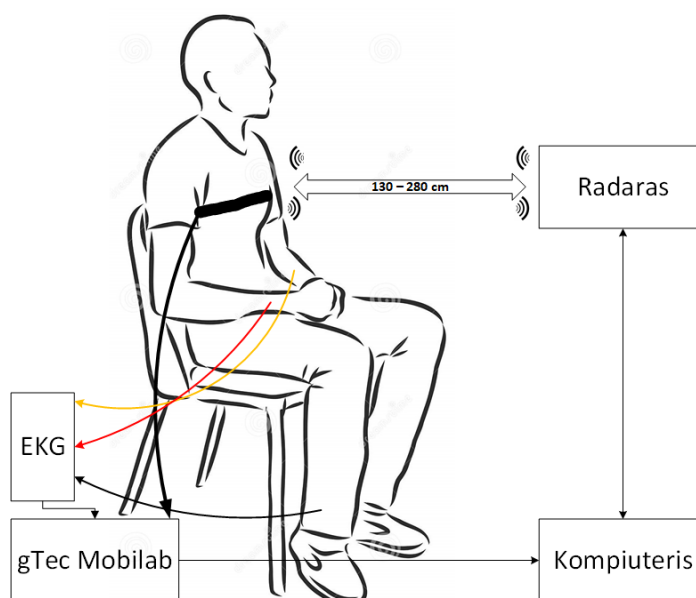
2.3.2. Eksperimentai su žmogumi

Su žmogumi planuojami atlikti eksperimentai, kurių tikslas ištirti algoritmų sugebėjimą registruoti KR ir ŠR didinant atstumą realiomis sąlygomis. Tuo pačiu metu *gTec Mobilab* įranga registruojami ir atraminiai signalai: EKG ir krūtinės ląstos judesiai įtempimo jutikliais. Radaro atspindžių signalai registruojami 60 Hz dažniu. Atraminiai signalai registruojami 256 Hz dažniu. Supaprastinta eksperimentų schema pateikta 28 paveiksle. Planuojami tokie eksperimentai:

1. tiriamasis kvėpuoja jam įprastu natūraliu ritmu ir talpa. Keičiamas atstumas tarp radaro ir paciento nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Signalai registruojami vieną minutę, o matavimai kartojami penkis kartus norint vėliau suskaičiuoti rezultatų statistinius įverčius;

2. tiriamasis nekvėpuoja. Keičiamas atstumas tarp radaro ir paciento nuo 130 cm iki 280 cm kas 50 cm. Signalai registruojami 30 sekundžių, o matavimai kartojami penkis kartus norint vėliau suskaičiuoti rezultatų statistinius įverčius;

3. tiriamasis užsiima jam įprasta veikla (pvz., darbu kompiuteriu). Atstumas tarp radaro ir paciento 230 cm. Signalai registruojami 30 minučių.



28 pav. Supaprastinta eksperimentų su žmogumi schema

2.4. Statistiniai metodai

Eksperimentų su fantomu rezultatai pateikiami priklausomybės kreivėmis, kurių X ašyje – atstumas tarp radaro ir fantomo, o Y ašyje – aptikto KR ar ŠR skirtumas nuo fantomo judesių ritmo kartais per minutę. Visi rezultatai pateikiami taškais, tiesinės regresijos tiesėmis bei 95 % patikimumo intervalais [96]. Visų rezultatų pateikiami du variantai – gauti šiame darbe siūlomu algoritmu ir gauti algoritmais, su kuriais lyginama.

Eksperimentų su žmogumi rezultatai pateikiami priklausomybėmis kreivėmis, kurių X ašyje – atstumas tarp radaro ir tiriamojo, o Y ašyje – aptikto KR ar ŠR skirtumas nuo užregistruoto atraminės įranga kartais per minutę. Visi rezultatai pateikiami taškais, tiesinės regresijos tiesėmis bei 95 % patikimumo intervalais [96]. Visų rezultatų pateikiami du variantai – gauti šiame darbe siūlomu algoritmu ir gauti algoritmais, su kuriais lyginama.

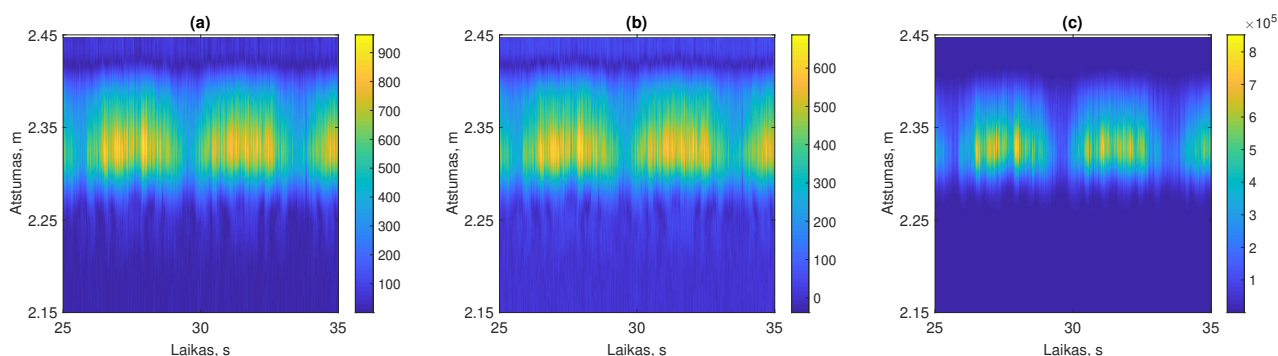
Trisdešimties minučių su žmogumi eksperimentų rezultatai pateikiami KR ar ŠR variabilumo kreivėmis. Kiekviename grafike yra po tris kreives: pirma siūlomu algoritmu iš radaro signalų aptiktam variabilumui, antra algoritmu, su kuriuo lyginama, iš radaro signalų aptiktam variabilumui ir trečia atraminės įrangos užregistruotam variabilumui.

3. Rezultatai

3.1. Signalo apdorojimo tarpiniai rezultatai

Signalu, kurio tarpiniai apdorojimo rezultatai pateikiami kaip pavyzdiniai, pasirinktas modeliuoto eksperimento metu užregistruotas signalas. Šio eksperimento metu buvo įjungti abi gyvybines veiklas simuliuojantys motorai, kvėpavimo judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, KR nustatytas į 15 RPM, širdies darbo judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, ŠR nustatytas į 80 BPM. Signalo registravimo metu atstumas tarp fantomo ir radaro buvo 2,3 m.

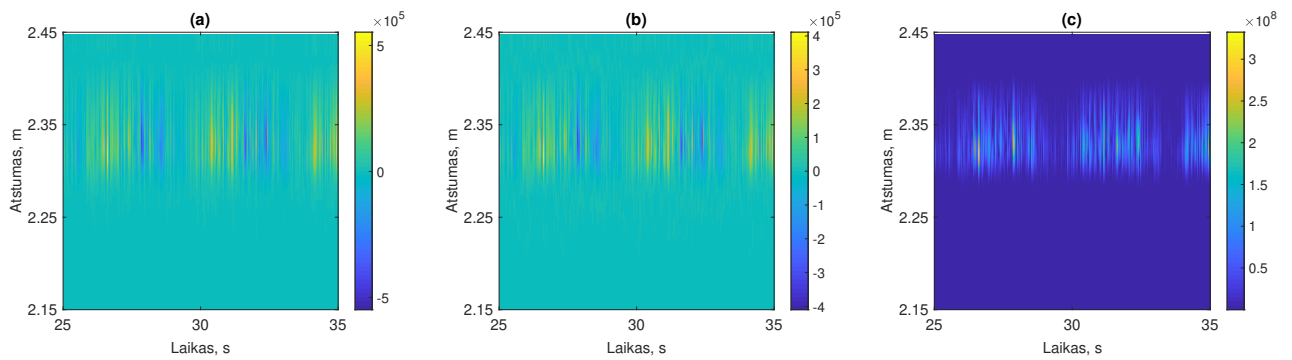
Atlikus visų IQ duomenų filtravimą 24 paveiksle parodytu filtru suskaičiuota jų gaubtinė, kuri dar kartą pakartotinai filtruojama tuo pačiu filtru. Gaubtinės prieš filtravimą ir po jo dvimatis vaizdas parodytas 29 paveiksle.



29 pav. IQ duomenų gaubtinė prieš (a) ir po (b) filtravimo juostiniu filtru; signalo pokyčiai nuo prieš tai buvusios matavimo atskaitos (c)

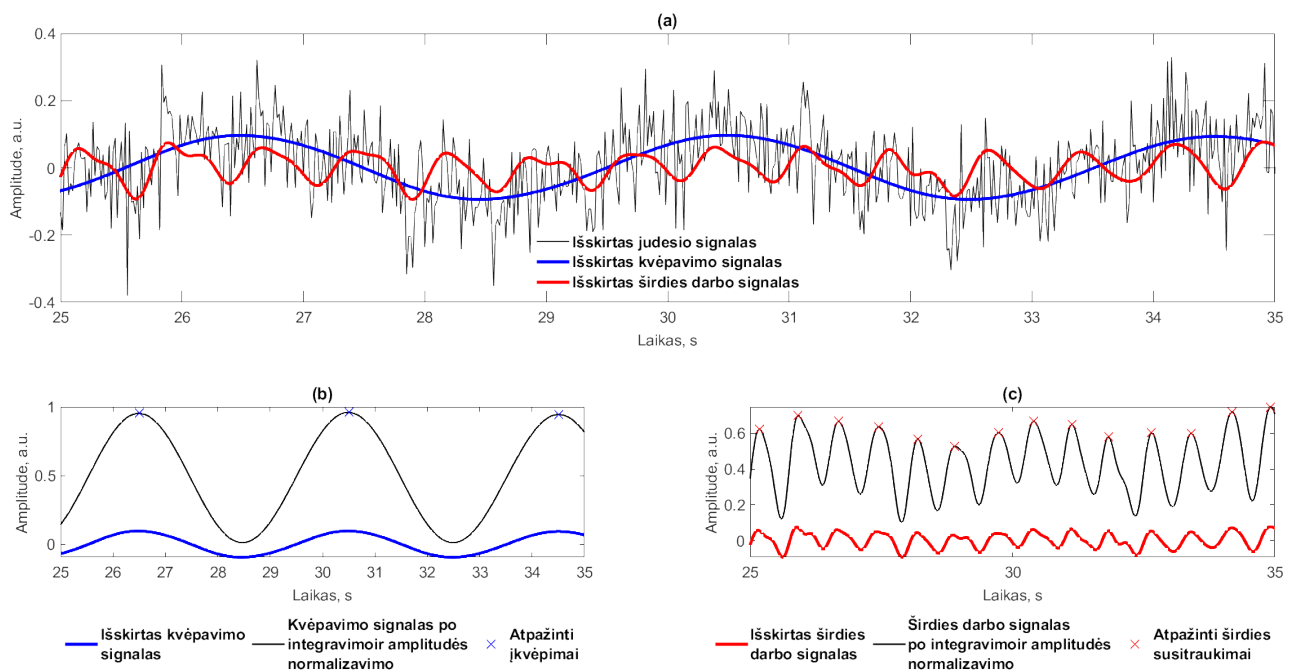
Kadangi šis signalas yra užregistruotas modeliuoto eksperimento metu, gaubtinėje dar prieš filtravimą stebimas pakankamas santykis signalas-triukšmas, joje nesimato akivaizdžiai su gyvybiniais parametrais nesusijusių atspindžių. Sekantis apdorojimo etapas yra signalo pokyčio nuo prieš tai buvusios atskaitos skaičiavimas. Šie signalo pokyčiai nuo prieš tai buvusios matavimo atskaitos parodyti 29 paveikslo (c) dalyje. Matoma, kad didžiausi pokyčiai signale aptinkami ties maždaug 2,3 m žyma. Toliau signalui skaičiuojami koeficientai (svoriai) pagal įvykusį signalo pokytį nuo prieš tai buvusios matavimo atskaitos. Suskaičiuoti koeficientai pavaizduoti 30 paveikslo (a) dalyje, o jų nufiltruota versija pavaizduota (b) dalyje. Pagal gaubtinės amplitudę koreguoti koeficientai pavaizduoti 30 paveikslo (c) dalyje.

Žinant signalo pokyčius nuo prieš tai buvusių matavimo atskaitų ir suskaičiuotus koreguotus koeficientus galima išskirti bendrą užregistruoto judesio signalą. Šis signalas pavaizduotas 31 paveikslo (a) dalyje juoda kreive. Išskirtą judesio signalą sudaro tiek kvėpavimo, tiek širdies darbo sukelti judesiai, kuriuos galima atskirti bendrą judesio signalą filtruojant 25 paveiksle pavaizduotais filtrais. Išskirti kvėpavimo ir širdies darbo judesio signalai pavaizduoti 31 paveikslo (a) dalyje mėlyna ir raudona kreivėmis. Išskirtiems kvėpavimo ir širdies darbo signalams tuomet yra atliekama kompozicija su minimalaus numatomo vieno kvėpavimo ar širdies darbo ciklo trukmės trikampiu langu (žr. 26 pav.) Po slenkančio integravimo operacijos signalams dar yra atliekamas amplitudės normalizavimas, o tada ieškoma šių signalų pikų. Kvėpavimo signalas po integravimo ir amplitudės normalizavimo bei atpažinti įkvėpimai pavaizduoti 31 paveikslo (b) dalyje. Širdies darbo signalas po integravimo ir



30 pav. Suskaičiuoti koeficientai (a); koeficientai po filtravimo (b); pagal gaubtinės amplitudę koreguoti koeficientai (c)

amplitudės normalizavimo bei atpažinti širdies susitraukimai pavaizduoti 31 paveikslo (c) dalyje.

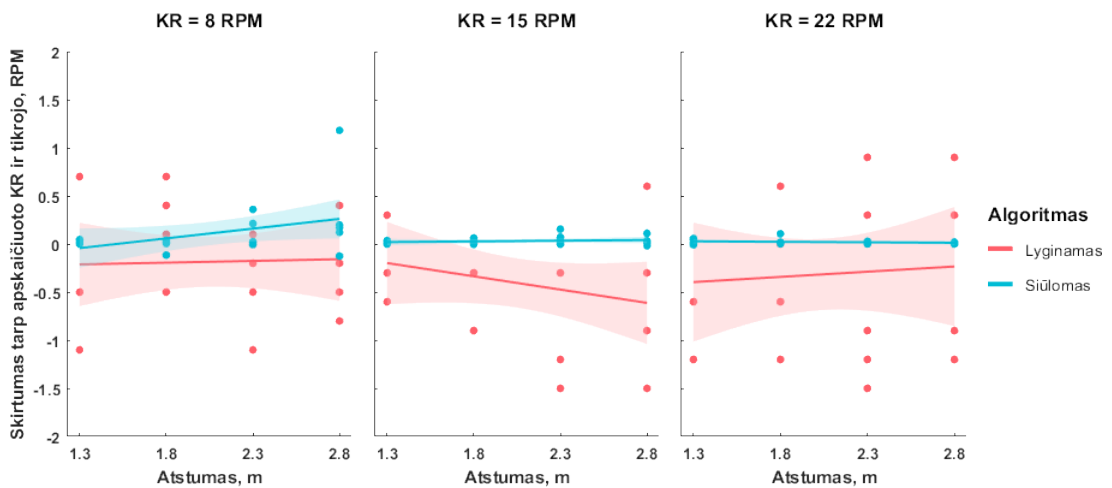


31 pav. Išskirtas bendras judesio signalas ir iš jo išskirti kvėpavimo ir širdies darbo sukeltų judesių signalai (a); išskirtas kvėpavimo signalas po integravimo ir amplitudės normalizavimo bei atpažinti įkvėpimai (b); išskirtas širdies darbo signalas po integravimo ir amplitudės normalizavimo bei atpažinti širdies susitraukimai (c)

3.2. Eksperimentai su fantomu

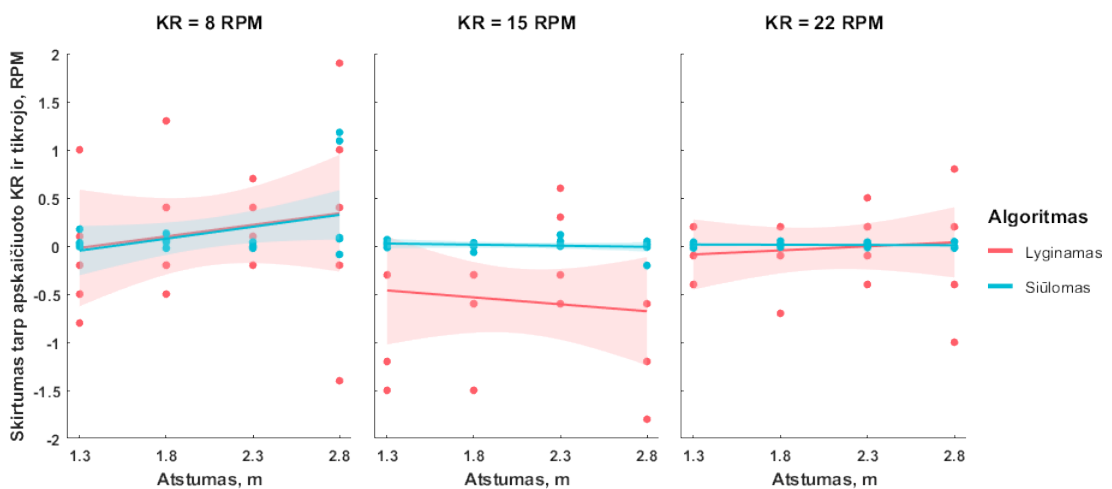
Eksperimentų rezultatuose yra lyginami siūlomas algoritmas žmogaus KR ir ŠR registruoti su apžvalginėje dalyje aprašytais algoritmais. KR registravimo atveju siūlomas algoritmas yra lyginamas su KR aptikti miego metu skirtu algoritmu. ŠR registravimo atveju siūlomas algoritmas yra lyginamas su ŠR aptikimo atliekant Furjė transformaciją ir empirinę modų dekompoziciją algoritmu.

Eksperimentų, kurių metu įjungtas tik kvėpavimo motoras, kurio amplitudė nustatyta į 8 mm, rezultatai pavaizduoti 32 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo nustatytas KR nuo tikrojo visais tirtais atvejais skyrėsi mažiau nei lyginamo algoritmo nustatytas KR. Tiesa, siūlomo algoritmo suskaičiuotas KR nuo tikrojo labiausiai skyrėsi tuomet, kai tikrasis KR yra mažas (15 RPM), o lyginamo algoritmo suskaičiuotas KR nuo tikrojo labiausiai skyrėsi tuomet, kai tikrasis KR yra didelis (22 RPM).



32 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet veikia tik kvėpavimo motoras, kurio judesio amplitudė nustatyta į 8 mm; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

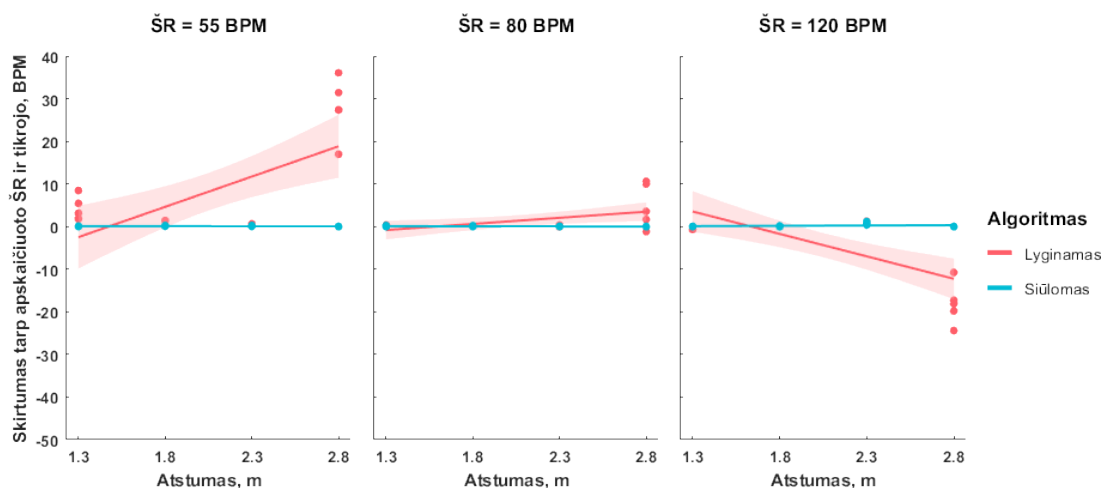
Eksperimentų, kurių metu kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, širdies darbo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, o ritmas į 80 BPM, rezultatai pavaizduoti 33 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo nustatytas KR nuo tikrojo visais tirtais atvejais skyrėsi mažiau nei lyginamo algoritmo nustatytas KR. Tiesa, siūlomo algoritmo suskaičiuotas KR nuo tikrojo labiausiai skyrėsi tuomet, kai tikrasis KR yra mažas (15 RPM), o lyginamo algoritmo suskaičiuotas KR nuo tikrojo labiausiai skyrėsi tuomet, kai tikrasis KR yra didelis (22 RPM).



33 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, širdies plakimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, o ritmas į 80 BPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

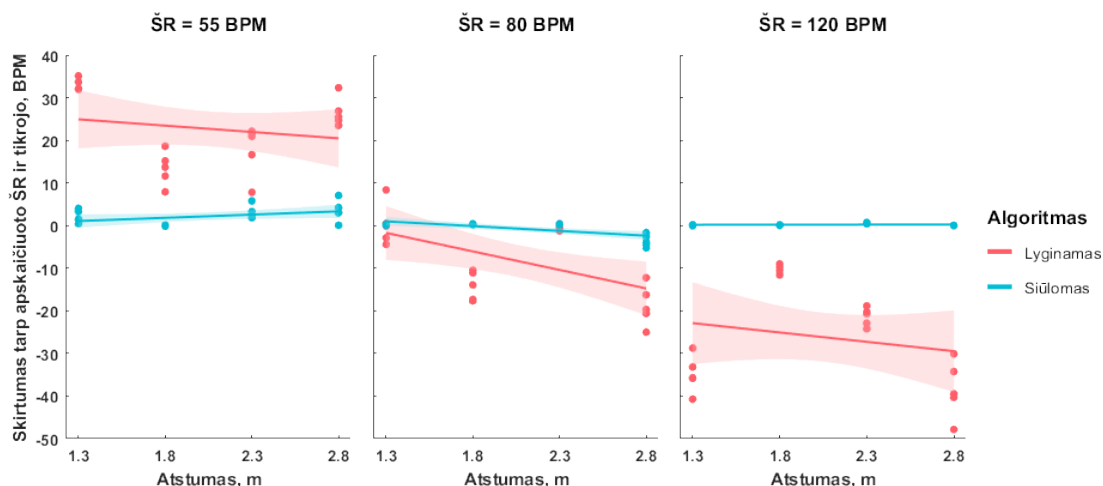
Eksperimentų, kurių metu įjungtas tik širdies darbo motoras, kurio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, rezultatai pavaizduoti 34 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo suskaičiuotas ŠR visais atvejais labai nedaug skiriasi nuo tikrojo, o lyginamo algoritmo suskaičiuotas ŠR nuo tikrojo daug nesiskiria tik tais atvejais, kai atstumas yra nedidelis arba tikrasis ŠR nėra nei labai mažas, nei labai didelis.

Eksperimentų, kurių metu širdies darbo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, o ritmas į 15 RPM, rezultatai pavaizduoti 35 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo suskaičiuotas ŠR visais atvejais labai nedaug skiriasi nuo tikrojo,



34 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet veikia tik širdies plakimo motoras, kurio judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

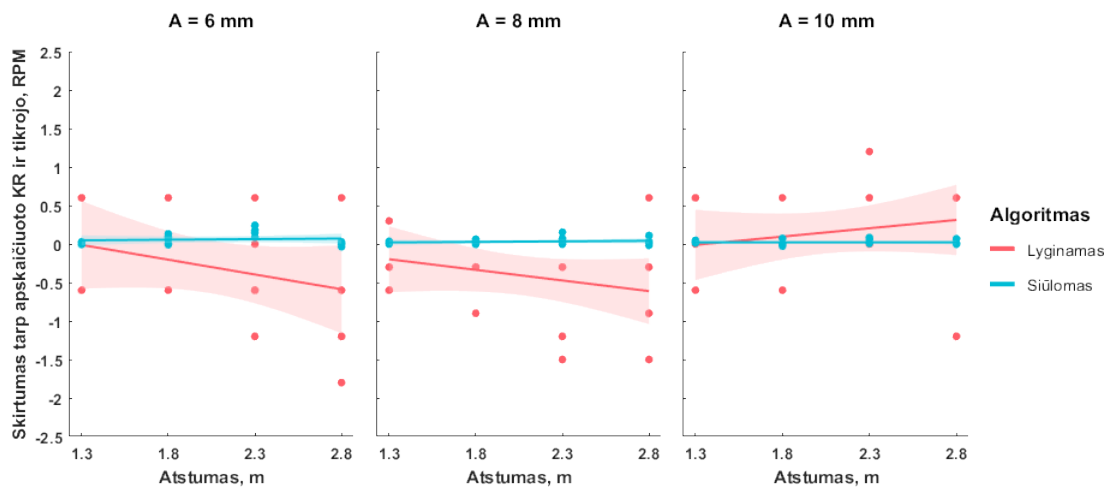
bet skirtumas šiek tiek didesnis tada, kai atstumas tarp radaro ir fantomo yra didesnis nei 2,3 m. Lyginamo algoritmo algoritmo suskaičiuotas ŠR visais atvejais nuo tikrojo skiriasi ganėtinai daug. Šis skirtumas yra ypač didelis tada, kai tikrasis ŠR yra labai mažas arba labai didelis.



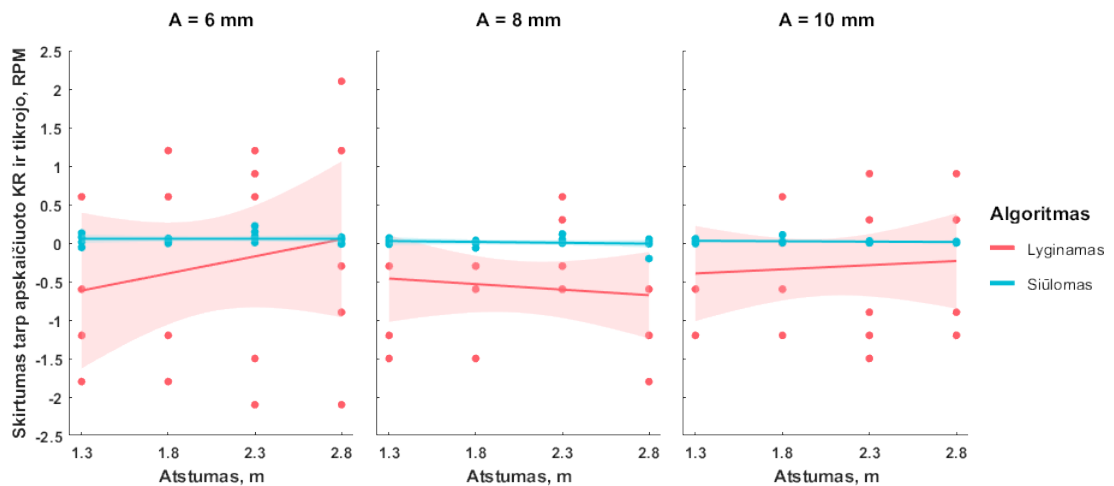
35 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet širdies plakimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, o ritmas į 15 RPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

Eksperimentų, kurių metu įjungtas tik kvėpavimo motoras, kurio ritmas nustatytas į 15 RPM, rezultatai pavaizduoti 36 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo nustatytas KR nuo tikrojo visais atvejais skiriasi mažiau nei nustatytas lyginamo algoritmo. Tiek siūlomas, tiek lyginamas algoritmas kvėpavimo ritmą prasčiausiai nustato tuomet, kai kvėpavimo judesio amplitudė yra maža.

Eksperimentų, kurių kvėpavimo motoro ritmas nustatytas į 15 RPM, širdies darbo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, o ritmas į 80 BPM, rezultatai pavaizduoti 37 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo nustatytas KR nuo tikrojo visais atvejais skiriasi mažiau nei nustatytas lyginamo algoritmo. Lyginamas algoritmas kvėpavimo ritmą labai prastai nustato tuomet, kai judesio amplitudė yra maža.



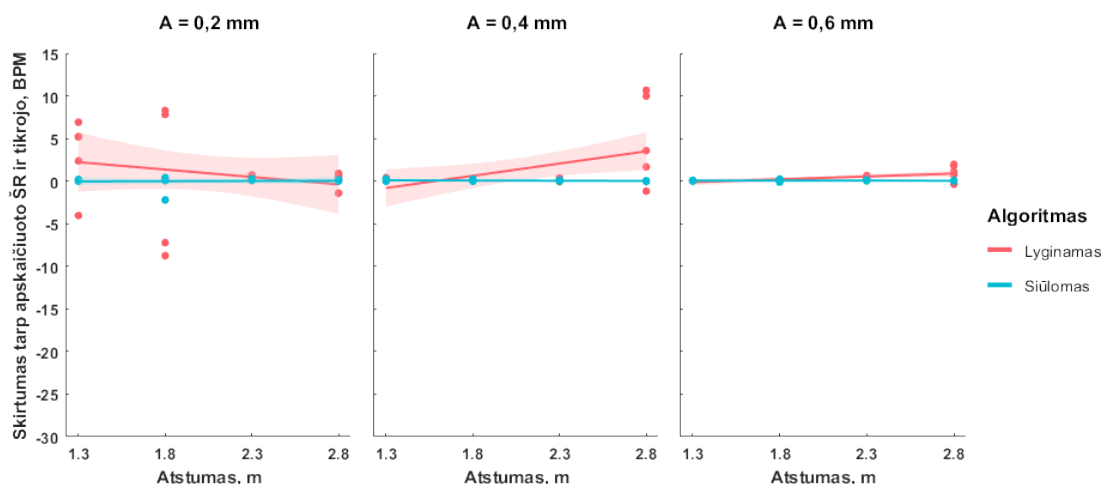
36 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet veikia tik kvėpavimo motoras, kurio ritmas nustatytas į 15 RPM; tiesė žymi tiesinės regresijos linija; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą



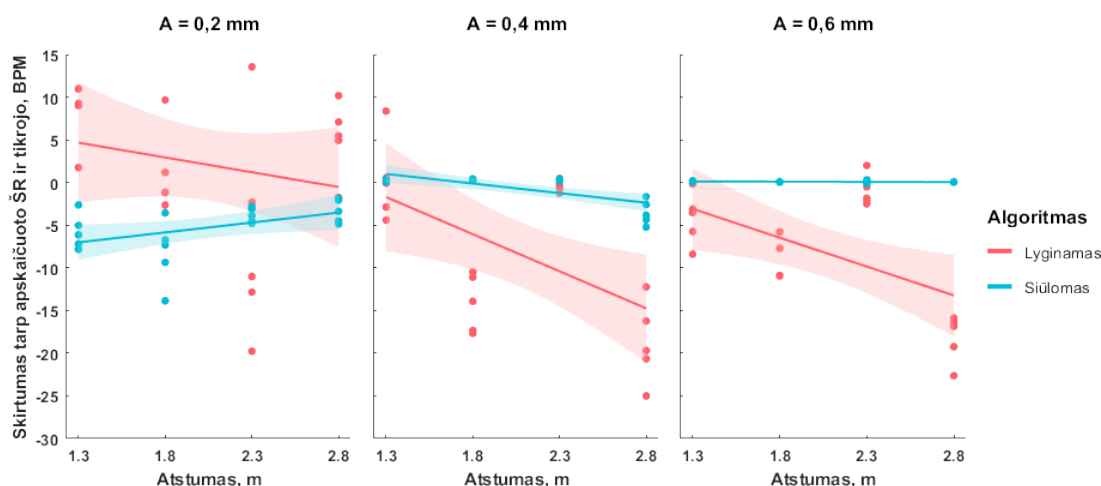
37 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, kuomet kvėpavimo motoro ritmas nustatyta į 15 RPM, širdies plakimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 0,4 mm, o ritmas į 80 BPM; tiesė žymi tiesinės regresijos linija; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

Eksperimentų, kurių metu įjungtas tik širdies darbo motoras, kurio ritmas nustatytas į 80 BPM, rezultatai pavaizduoti 38 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo nustatytas ŠR nuo tikrojo visais atvejais skiriasi mažiau nei nustatytas lyginamo algoritmo. Tiek siūlomas, tiek lyginamas algoritmas kvėpavimo ritmą prasčiausiai nustato tuomet, kai kvėpavimo judesio amplitudė yra maža, o tuomet, kai amplitudė yra aukšta, ŠR nustatomas tiksliai.

Eksperimentų, kurių širdies darbo motoro ritmas nustatytas į 80 BPM, kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, o ritmas į 15 RPM, rezultatai pavaizduoti 39 paveiksle. Matoma, kad siūlomo algoritmo nustatytas KR nuo tikrojo visais atvejais skiriasi mažiau nei nustatytas lyginamo algoritmo. Tiek siūlomo, tiek lyginamo algoritmo nustatytas ŠR labiausiai skiriasi nuo tikrojo tuomet, kai judesio amplitudė yra maža.



38 pav. Siūlomu ir lyginamų algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet veikia tik širdies plakimo motoras, kurio ritmas nustatytas į 80 BPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

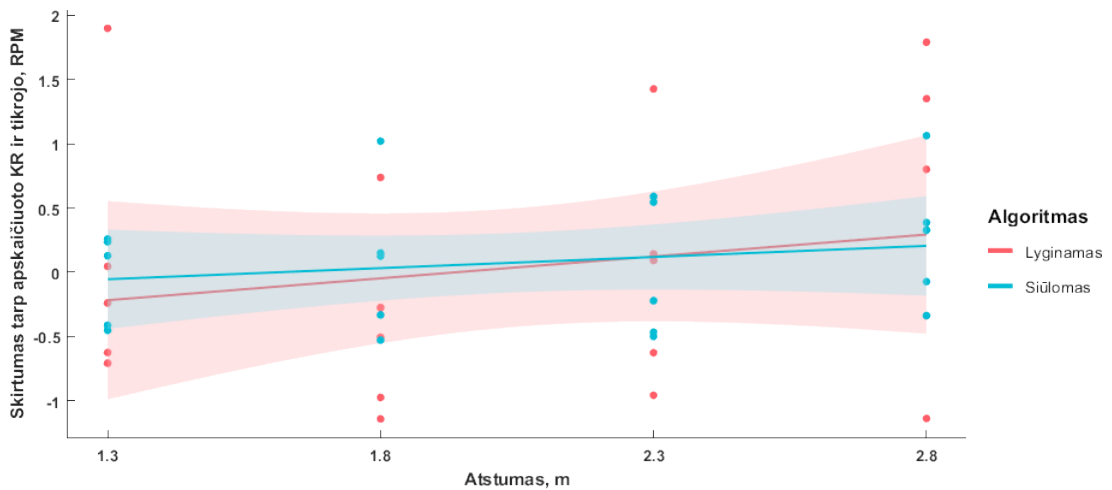


39 pav. Siūlomu ir lyginamų algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, kuomet širdies plakimo motoro ritmas nustatytas į 80 BPM, kvėpavimo motoro judesio amplitudė nustatyta į 8 mm, o ritmas į 15 RPM; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

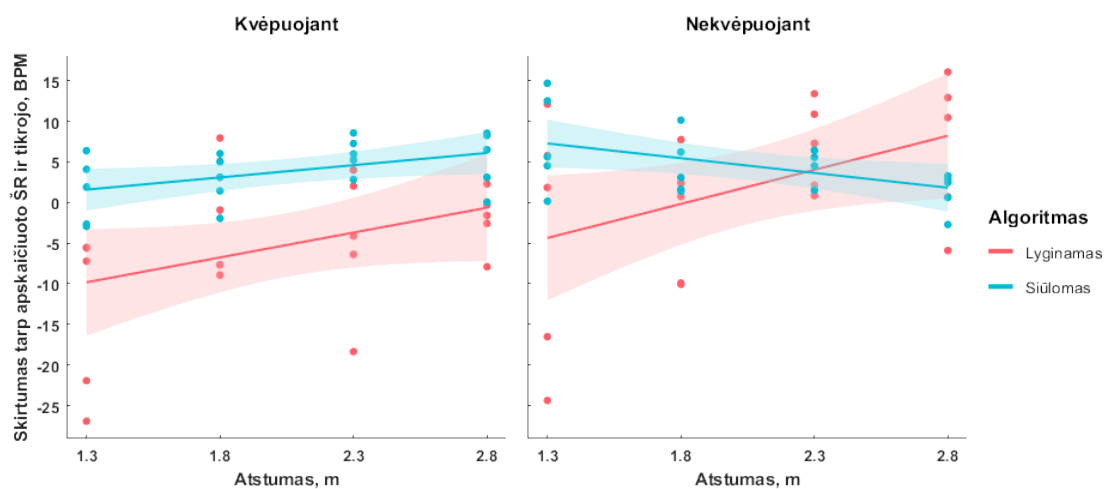
3.3. Eksperimentai su žmogumi

Eksperimentų rezultatuose yra lyginami siūlomas algoritmas žmogaus KR ir ŠR registruoti su apžvalginėje dalyje aprašytais algoritmais. KR registravimo atveju siūlomas algoritmas yra lyginamas su KR aptikti miego metu skirtu algoritmu. ŠR registravimo atveju siūlomas algoritmas yra lyginamas su ŠR aptikimo atliekant Furjė transformaciją ir empirinę modų dekompoziciją algoritmu.

Realių eksperimentų rezultatai pavaizduoti 40 ir 41 paveiksluose. 40 paveiksle matoma, kad siūlomo algoritmo apskaičiuotas KR nuo tikrojo visais atvejais skiriasi mažiau nei apskaičiuotas lyginimo algoritmo. 41 paveiksle matoma, kad siūlomo algoritmo apskaičiuotas ŠR nuo tikrojo visais atvejais skiriasi mažiau nei apskaičiuotas lyginamo algoritmo. Įdomu tai, kad nekvėpuojant ŠR yra aptinkamas panašiu tikslumu kaip ir kvėpuojant.

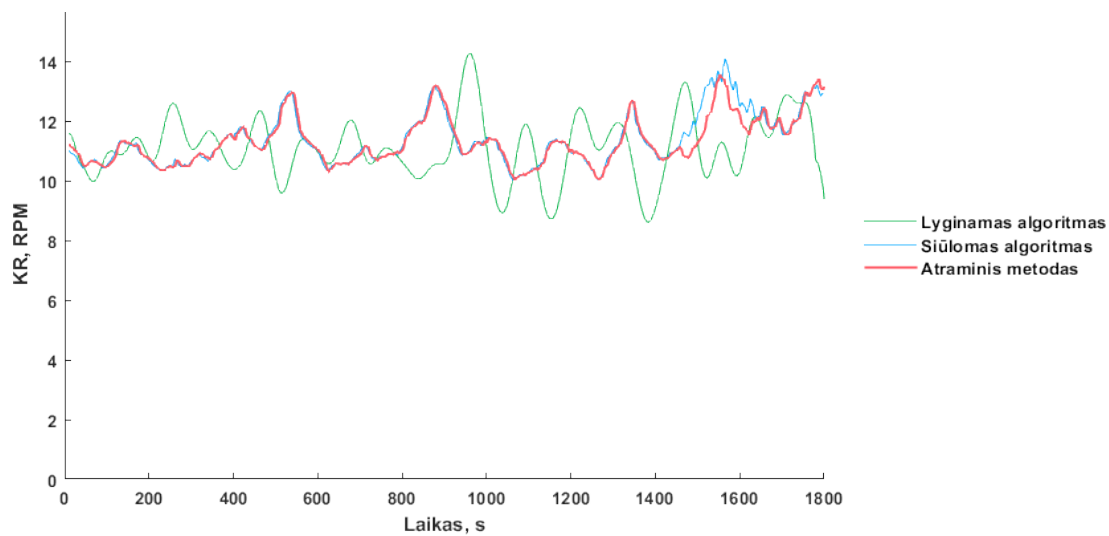


40 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto KR skirtumas nuo tikrojo KR, išmatuoto atramine įranga; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

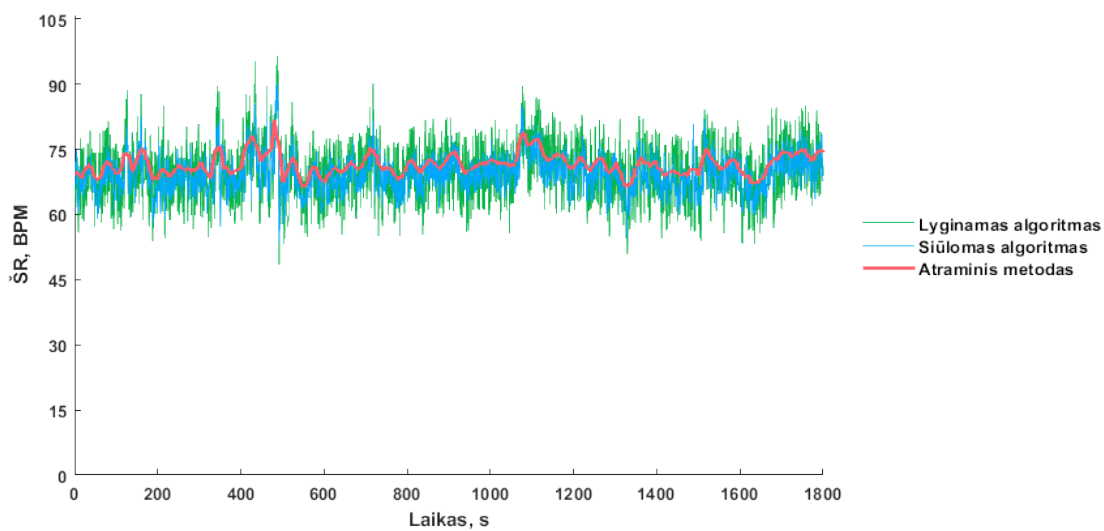


41 pav. Siūlomu ir lyginamu algoritmu aptikto ŠR skirtumas nuo tikrojo ŠR, išmatuoto atramine įranga; tiesė žymi tiesinės regresijos liniją; šviesi zona žymi 95 % patikimumo intervalą

Ilgos trukmės realaus eksperimento rezultatai pavaizduoti 42 ir 43 paveiksluose. 42 paveiksle matoma, kad siūlomo algoritmo KR variabilumo kreivė beveik idealiai sutampa su atramine įranga užregistruota KR variabilumo kreive. Vienintelis aiškiai matomas skirtumas yra įrašo pabaigoje, kurį galima nulėmė su kvėpavimu nesusiję kūno judesiai (eksperimento metu buvo dirbama kompiuteriu). Lyginamu algoritmu gauta KR variabilumo kreivė daugeliu atvejų stipriai skiriasi nuo tikrosios. Tai galima būtų paaiškinti tuo, kad lyginamas algoritmas turi prastą dažninę skyrą. 43 paveiksle matoma, kad tiek siūlomu, tiek lyginamu algoritmais gautos ŠR variabilumo kreivės gan smarkiai skiriasi nuo tikrosios. Tokį didelį skirtumą galima priskirti faktui, kad viso matavimo metu tiriamasis nesėdėjo visiškai ramiai, todėl signalo registravimui sąlygos nebuvo optimalios.



42 pav. Atramine įranga ir siūlomu bei lyginamų algoritmu aptikto KR variabilumo kreivės 30 min intervale



43 pav. Atramine įranga ir siūlomu bei lyginamų algoritmu aptikto ŠR variabilumo kreivės 30 min intervale

Išvados

1. Apžvelgti kvėpavimo ir širdies ritmo registravimo elektromagnetiniais impulsiniais radarais metodai. Dauguma algoritmų susideda iš dviejų dalių: su kvėpavimu ir širdies darbu nesusijusių judesių bei statinių atspindžių pašalinimo ir su kvėpavimu ar širdies darbu susijusių judesių išskyrimo. Su kvėpavimu ir širdies darbu nesusiję judesiai bei statiniai atspindžiai dažniausiai yra pašalinami atliekant kilpinį rekursinį filtravimą, vienos vertės dekompoziciją, Kalmano filtravimą arba vidurkinimą. Su kvėpavimu ar širdies darbu susiję judesiai yra išskiriami atliekant Furjė transformaciją, empirinę modų dekompoziciją, vilnelių transformaciją, laiko eilučių filtravimą arba analizę. Algoritmai, su kuriais lyginamas šiame darbe siūlomas algoritmas, yra įgyvendinami taikant Furjė transformaciją ir (ar) empirinę modų dekompoziciją.

2. Sudarytas kvėpavimo ir širdies darbo radaro signalo modelis. Modelio amplitudė ir vieno ciklo trukmė gali būti keičiamos koreguojant lygčių parametrus. Ilgi (neriboti) signalai gali būti sukuriami norimu dažniu kartojant sumodeliuotus signalo ciklus. Realiam modelio įgyvendinimui ir išbandymui suprojektuotas ir pagamintas kvėpavimo ir širdies darbo fantomas. Fantomas servo motorų pagalba judina elektromagnetinių bangų atspindėtuva (reprezentuojantį krūtinės paviršių) ir taip simuliuoja sudarytą kvėpavimo ir širdies darbo radaro signalo modelį.

3. Pasiūlytas radaro signalo apdorojimo algoritmas žmogaus kvėpavimo ir širdies ritmui registruoti. Algoritmą sudaro dvylika dalių (veiksmų). Radaro atspindžio duomenys yra filtruojami juostiniu filtru siekiant nufiltruoti su kvėpavimu ir širdies darbu nesusijusius atspindžius. Tuomet yra skaičiuojama atspindžio duomenų gaubtinė bei atliekamas jos pakartotinis filtravimas. Tuomet skaičiuojamas signalo pokytis nuo prieš tai buvusio matavimo atskaitos. Pagal suskaičiuotą signalo pokytį suskaičiuojami koeficientai, kurie irgi yra nufiltruojami juostiniu RIR filtru bei koreguojami pagal gaubtinės amplitudę. Pasinaudojant šiais koeficientais, iš suskaičiuoto signalo pokyčio išskiriamas bendras judesio signalas. Šį signalą filtruojant juostiniais RIR filtrais išskiriami kvėpavimo ir širdies darbo sukelti judesiai, kurie vėliau integruojami panaudojant slenkantį trikampį langą. Išskirtų judesių amplitudės yra normalizuojamos ir signaluose ieškomi įkvėpimus ar širdies susitraukimus reiškiantys pikai.

4. Ištirtas pasiūlytas signalų apdorojimo algoritmas atliekant modeliuotus (su fantomu) ir realius (su žmogumi) eksperimentus. Eksperimentų su fantomu metu siūlomo algoritmo aptiktas kvėpavimo ritmas nuo tikrojo skyrėsi vidutiniškai $0,04 \pm 0,09$ RPM, o širdies ritmas – $-0,63 \pm 1,72$ BPM (lyginamo algoritmo atitinkamai $-0,24 \pm 0,73$ RPM ir $-1,52 \pm 13,62$ BPM). Mažos trukmės eksperimentų su žmogumi metu aptiktas kvėpavimo ritmas nuo tikrojo skyrėsi vidutiniškai $0,08 \pm 0,49$ RPM, o širdies ritmas – $4,19 \pm 3,89$ BPM (lyginamo algoritmo atitinkamai $0,04 \pm 0,97$ RPM ir $-1,65 \pm 10,34$ BPM). Didelės trukmės eksperimento su žmogumi metu siūlomu algoritmu iš radaro duomenų gauta kvėpavimo ritmo variabilumo kreivė beveik idealiai sutampa su atramine įranga užregistruota kvėpavimo ritmo variabilumo kreive, o lyginamu algoritmu iš radaro duomenų gauta kvėpavimo ritmo variabilumo kreivė nuo tikrosios ženkliai skiriasi. To paties eksperimento metu siūlomu algoritmu iš radaro duomenų gauta širdies ritmo variabilumo kreivė nuo atramine įranga užregistruotos širdies ritmo variabilumo kreivės skiriasi daug mažiau nei lyginamu algoritmu iš radarų duomenų gauta širdies variabilumo kreivė.

Literatūros sąrašas

1. DA COSTA C. A., PASLUOSTA C. F., ESKOFIER B., DA SILVA D. B., and DA ROSA RIGHI R. Internet of Health Things: Toward intelligent vital signs monitoring in hospital wards. *Artificial Intelligence in Medicine*. 2018, 89, 61–69. ISSN 0933-3657.
2. CRETIKOS M. A., BELLOMO R., HILLMAN K., CHEN J., FINFER S., and FLABOURIS A. Respiratory rate: the neglected vital sign. *Medical Journal of Australia*. 2008, 188(11), 657–659. ISSN 1326-5377.
3. BERRY R. B., BUDHIRAJA R., GOTTLIEB D. J., GOZAL D., IBER C., KAPUR V. K., MARCUS C. L., MEHRA R., PARTHASARATHY S., QUAN S. F., REDLINE S., STROHL K. P., DAVIDSON WARD S. L., and TANGREDI M. M. Rules for Scoring Respiratory Events in Sleep: Update of the 2007 AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events. *Journal of Clinical Sleep Medicine*. 2012, 8(5), 597–619. ISSN 1550-9397.
4. BAKER K., ALFVÉN T., MUCUNGUZI A., WHARTON-SMITH A., DANTZER E., HABTE T., MATATA L., NANYUMBA D., OKWIR M., POSADA M., SEBSIBE A., NICHOLSON J., MARASCIULO M., IZADNEGAHDAR R., PETZOLD M., and KÄLLANDER K. Performance of Four Respiratory Rate Counters to Support Community Health Workers to Detect the Symptoms of Pneumonia in Children in Low Resource Settings: A Prospective, Multicentre, Hospital-Based, Single-Blinded, Comparative Trial. *EClinicalMedicine*. 2019, 12, 20–30. ISSN 2589-5370.
5. WASSERMAN K. and CASABURI R. Dyspnea: Physiological and Pathophysiological Mechanisms. *Annual Review of Medicine*. 1988, 39(1), 503–515. ISSN 1545-326X.
6. PALATINI P., DORIGATTI F., ZAETTA V., MORMINO P., MAZZER A., BORTOLAZZI A., D'ESTE D., PEGORARO F., MILANI L., and MOS L. Heart rate as a predictor of development of sustained hypertension in subjects screened for stage 1 hypertension: the HARVEST Study. *Journal of Hypertension*. 2006, 24(9), 1873—1880. ISSN 0263-6352.
7. KHAN H., KUNUTSOR S., KALOGEROPOULOS A. P., GEORGIPOULOU V. V., NEWMAN A. B., HARRIS T. B., BIBBINS DOMINGO K., KAUKANEN J., GHEORGHIADE M., FONAROW G. C., KRITCHEVSKY S. B., LAUKKANEN J. A., and BUTLER J. Resting Heart Rate and Risk of Incident Heart Failure: Three Prospective Cohort Studies and a Systematic Meta Analysis. *Journal of the American Heart Association*. 2015, 4(1), 1—26. ISSN 2047-9980.
8. ZHANG Y., WU N.-Q., XU R.-X., LI S., ZHU C.-G., GUO Y.-L., GAO Y., QING P., CUI C.-J., SUN J., and LI J.-J. Elevated resting heart rate is associated with the severity of coronary artery disease in non-treated patients who underwent coronary angiography: potential role of lipoprotein subfractions. *Archives of Physiology and Biochemistry*. 2017, 123(5), 356–363. ISSN 1744-4160.
9. YU J., DAI L., ZHAO Q., LIU X., CHEN S., WANG A., SU Z., and WU S. Association of Cumulative Exposure to Resting Heart Rate with Risk of Stroke in General Population: The Kailuan Cohort Study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2017, 26(11), 2501–2509. ISSN 1052-3057.

10. LEEM S. K., KHAN F., and CHO S. H. Vital Sign Monitoring and Mobile Phone Usage Detection Using IR-UWB Radar for Intended Use in Car Crash Prevention. *Sensors*. 2017, 17(6), 1240. ISSN 1424-8220.
11. LIANG X., DENG J., ZHANG H., and GULLIVER T. A. Ultra-Wideband Impulse Radar Through-Wall Detection of Vital Signs. *Scientific Reports*. 2018, 8, 13367. ISSN 2045-2322.
12. GUILLÉN A., GIRBAU D., and VILLARINO R. Analysis of vital signs monitoring using an IR-UWB radar. *Progress In Electromagnetics Research*. 2010, 100, 265–284. ISSN 1070-4698.
13. KHAN F., GHAFAR A., KHAN N., and CHO S. H. An Overview of Signal Processing Techniques for Remote Health Monitoring Using Impulse Radio UWB Transceiver. *Sensors*. 2020, 20(9), 2479. ISSN 1424-8220.
14. SCHIRES E., GEORGIU P., and LANDE T. S. Vital Sign Monitoring Through the Back Using an UWB Impulse Radar With Body Coupled Antennas. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2018, 12(2), 292–302. ISSN 1940-9990.
15. NICOLÒ A., MASSARONI C., SACCOMANDI P., and SACCHETTI M. The importance of respiratory rate monitoring: From healthcare to sport and exercise. *Sensors*. 2020, 20(21), 1–45. ISSN 1424-8220.
16. YUAN G., DROST N. A., and MCIVOR R. A. Respiratory Rate and Breathing Pattern. *McMaster University Medical Journal*. 2013, 10(1), 23–25. ISSN 1927-2413.
17. SHEA S. Behavioural and arousal-related influences on breathing in humans. *Experimental Physiology*. 1996, 81(1), 1–26. ISSN 1469-445X.
18. HOMMA I. and MASAOKA Y. Breathing rhythms and emotions. *Experimental Physiology*. 2008, 93(9), 1011–1021. ISSN 1469-445X.
19. NICOLÒ A., MASSARONI C., and PASSFIELD L. Respiratory Frequency during Exercise: The Neglected Physiological Measure. *Frontiers in Physiology*. 2017, 8, 922. ISSN 1664-042X.
20. LI J., LIU L., ZENG Z., and LIU F. Advanced Signal Processing for Vital Sign Extraction With Applications in UWB Radar Detection of Trapped Victims in Complex Environments. *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*. 2014, 7(3), 783–791. ISSN 2151-1535.
21. RANTONEN T., JALONEN J., GRÖNLUND J., ANTILA K., SOUTHALL D., and VÄLIMÄKI I. Increased amplitude modulation of continuous respiration precedes sudden infant death syndrome: –Detection by spectral estimation of respirogram. *Early Human Development*. 1998, 53(1), 53–63. ISSN 0378-3782.
22. CHURPEK M., YUEN T., MELTZER D., HALL J., and EDELSON D. Derivation of a cardiac arrest prediction model using ward vital signs. *Critical Care Medicine*. 2012, 40(7), 2102–2108. ISSN 1530-0293.

23. CHURPEK M. M., YUEN T. C., HUBER M. T., PARK S. Y., HALL J. B., and EDELSON D. P. Predicting Cardiac Arrest on the Wards: A Nested Case-Control Study. *Chest*. 2012, 141(5), 1170–1176. ISSN 0012-3692.
24. LOUGHLIN P. C., SEBAT F., and KELLETT J. G. Respiratory Rate: The Forgotten Vital Sign—Make It Count!. *The Joint Commission Journal on Quality and Patient Safety*. 2018, 44(8), 494–499. ISSN 1553-7250.
25. FIESELMANN J., HENDRYX M., HELMS C., and WAKEFIELD D. Respiratory rate predicts cardiopulmonary arrest for internal medicine patients. *Journal of General Internal Medicine*. 1993, 8(7), 354–360. ISSN 1525-1497.
26. BENJAFIELD A. V., AYAS N. T., EASTWOOD P. R., HEINZER R., IP M. S. M., MORRELL M. J., NUNEZ C. M., PATEL S. R., PENZEL T., PÉPIN J.-L., PEPPARD P. E., SINHA S., TUFFIK S., VALENTINE K., and MALHOTRA A. Estimation of the global prevalence and burden of obstructive sleep apnoea: a literature-based analysis. *The Lancet Respiratory Medicine*. 2019, 7(8), 687–698. ISSN 2213-2600.
27. KAPUR V. K., AUCKLEY D. H., CHOWDHURI S., KUHLMANN D. C., MEHRA R., RAMAR K., and HARROD C. G. Clinical Practice Guideline for Diagnostic Testing for Adult Obstructive Sleep Apnea: An American Academy of Sleep Medicine Clinical Practice Guideline. *Journal of Clinical Sleep Medicine*. 2017, 13(3), 479–504. ISSN 1550-9397.
28. MASSARONI C., NICOLÒ A., SCHENA E., and SACCHETTI M. Remote Respiratory Monitoring in the Time of COVID-19. *Frontiers in Physiology*. 2020, 11, 635. ISSN 1664-042X.
29. GINSBURG A. S., LENAHAN J. L., IZADNEGAHDAR R., and ANSERMINO J. M. A Systematic Review of Tools to Measure Respiratory Rate in Order to Identify Childhood Pneumonia. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2018, 197(9), 1116–1127. ISSN 1535-4970.
30. GOODMAN D., CROCKER M. E., PERVAIZ F., MCCOLLUM E. D., STEENLAND K., SIMKOVICH S. M., MIELE C. H., HAMMITT L. L., HERRERA P., ZAR H. J., CAMPBELL H., LANATA C. F., MCCRACKEN J. P., THOMPSON L. M., ROSA G., KIRBY M. A., GARG S., THANGAVEL G., THANASEKARAAN V., BALAKRISHNAN K., KING C., CLASEN T., and CHECKLEY W. Challenges in the diagnosis of paediatric pneumonia in intervention field trials: recommendations from a pneumonia field trial working group. *The Lancet Respiratory Medicine*. 2019, 7(12), 1068–1083. ISSN 2213-2600.
31. LIAPIKOU A., POLVERINO E., EWIG S., CILLÓNIZ C., MARCOS M., MENSA J., BELLO S., MARTIN-LOECHES I., MENÉNDEZ R., and TORRES A. Severity and outcomes of hospitalised community-acquired pneumonia in copd patients. *European Respiratory Journal*. 2012, 39(4), 855–861. ISSN 0903-1936.
32. KISSLER S. M., TEDIJANTO C., GOLDSTEIN E., GRAD Y. H., and LIPSITCH M. Projecting the transmission dynamics of SARS-CoV-2 through the postpandemic period. *Science*. 2020, 368(6493), 860–868. ISSN 0036-8075.

33. AMBROSINO N. and SERRADORI M. Determining the cause of dyspnoea: linguistic and biological descriptors. *Chronic Respiratory Disease*. 2006, 3(3), 117–122. ISSN 1479-9731.
34. TIPTON M. J., HARPER A., PATON J. F. R., and COSTELLO J. T. The human ventilatory response to stress: rate or depth?. *The Journal of Physiology*. 2017, 595(17), 5729–5752. ISSN 1469-7793.
35. JAFARI H., COURTOIS I., VAN DEN BERGH O., VLAEYEN J., and DIEST I. Pain and respiration: A systematic review. *PAIN*. 2017, 158(6), 995–1006. ISSN 1872-6623.
36. BENDALL J., SIMPSON P., and MIDDLETON P. Prehospital vital signs can predict pain severity: Analysis using ordinal logistic regression. *European Journal of Emergency Medicine*. 2011, 18(6), 334–339. ISSN 1473-5695.
37. LEE L., CAPLAN R., STEPHENS L., POSNER K., TERMAN G., VOEPEL-LEWIS T., and DOMINO K. Postoperative Opioid-induced Respiratory Depression A Closed Claims Analysis. *Anesthesiology*. 2014, 122(3), 659–665. ISSN 1528-1175.
38. MASAOKA Y. and HOMMA I. The effect of anticipatory anxiety on breathing and metabolism in humans. *Respiration Physiology*. 2001, 128(2), 171–177. ISSN 0034-5687.
39. ZHANG Q., CHEN X., ZHAN Q., YANG T., and XIA S. Respiration-based emotion recognition with deep learning. *Computers in Industry*. 2017, 92, 84–90. ISSN 0166-3615.
40. GRASSMANN M., VLEMINCX E., LEUPOLDT A., MITTELSTÄDT J., and VAN DEN BERGH O. Respiratory Changes in Response to Cognitive Load: A Systematic Review. *Neural Plasticity*. 2016, 2016, 1–16. ISSN 1687-5443.
41. ACEVEDO E., WEBB H., WELDY M., FABIANKE E., ORNDORFF G., and STARKS M. Cardiorespiratory Responses of Hi Fit and Low Fit Subjects to Mental Challenge during Exercise. *International journal of sports medicine*. 2006, 27(12), 1013–1022. ISSN 1439-3964.
42. NICOLÒ A., BAZZUCCHI I., HAXHI J., FELICI F., and SACCHETTI M. Comparing Continuous and Intermittent Exercise: An “Isoeffort” and “Isotime” Approach. *PLOS ONE*. 2014, 9(4), 1–8. ISSN 1932-6203.
43. NICOLÒ A., SACCHETTI M., GIRARDI M., MCCORMICK A., ANGIUS L., BAZZUCCHI I., and MARCORA S. A comparison of different methods to analyse data collected during time-to-exhaustion tests. *Sport Sciences for Health*. 2019, 15(3), 667–679. ISSN 1825-1234.
44. NICOLÒ A., GIRARDI M., BAZZUCCHI I., FELICI F., and SACCHETTI M. Respiratory frequency and tidal volume during exercise: differential control and unbalanced interdependence. *Physiological Reports*. 2018, 6(21). ISSN 2051-817X.
45. NICOLÒ A., MARCORA S. M., BAZZUCCHI I., and SACCHETTI M. Differential control of respiratory frequency and tidal volume during high-intensity interval training. *Experimental Physiology*. 2017, 102(8), 934–949. ISSN 1469-445X.
46. JACKSON L. L. and ROSENBERG H. R. Preventing Heat-Related Illness Among Agricultural Workers. *Journal of Agromedicine*. 2010, 15(3), 200–215. ISSN 1545-0813.

47. BROOKS C., HOWARD K., and NEIFER S. How much did cold shock and swimming failure contribute to drowning deaths in the fishing industry in British Columbia 1976-2002?. *Occupational medicine*. 2005, 55(6), 459–462. ISSN 1471-8405.
48. MASSARONI C., NICOLÒ A., LO PRESTI D., SACCHETTI M., SILVESTRI S., and SCHENA E. Contact-based methods for measuring respiratory rate. *Sensors*. 2019, 19(4), 908. ISSN 1424-8220.
49. SOVIJÄRVI A., DALMASSO F., VANDERSCHOOT J., MALMBERG L., RIGHINI G., and STONEMAN S. Definition of Terms for Applications of Respiratory Sounds. *European Respiratory Review*. 2000, 10(77), 597–610. ISSN 1600-0617.
50. HÖPPE P. Temperatures of expired air under varying climatic conditions. *International Journal of Biometeorology*. 1981, 25, 127–132. ISSN 1432-1254.
51. BRANSON R. D. and GENTILE M. A. Is Humidification Always Necessary During Noninvasive Ventilation in the Hospital?. *Respiratory Care*. 2010, 55(2), 209–216. ISSN 0020-1324.
52. NURULAIN S., RADIN M. R., SUZALINA K., and MANAP H. Spectra comparison for an optical breathing gas sensor development. *AIP Conference Proceedings*. 2017, 1835, 1–6. ISSN 1551-7616.
53. MOLL J. M. and WRIGHT V. An objective clinical study of chest expansion. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1972, 31(1), 1–8. ISSN 0003-4967.
54. MASSARONI C., NICOLÒ A., SACCHETTI M., and SCHENA E. Contactless methods for measuring respiratory rate: A review. *IEEE Sensors Journal*. 2020, 1–19. ISSN 1558-1748.
55. PASTERKAMP H., KRAMAN S., and WODICKA G. Respiratory Sounds. Advances Beyond the Stethoscope. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 1997, 156(3), 974–987. ISSN 1535-4970.
56. SCEBBA G., DA POIAN G., and KARLEN W. Multispectral Video Fusion for Non-Contact Monitoring of Respiratory Rate and Apnea. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2021, 68(1), 350–359. ISSN 1558-2531.
57. MASSARONI C., CASSETTA E., and SILVESTRI S. A Novel Method to Compute Breathing Volumes via Motion Capture Systems: Design and Experimental Trials. *Journal of Applied Biomechanics*. 2017, 33(5), 361–365. ISSN 1543-2688.
58. ZANUTTIGH P., MINTO L., MARIN G., DOMINIO F., and CORTELAZZO G. Time-of-flight and structured light depth cameras. *Technology and applications*. 2016, 978–983.
59. CASTELLINI P., REVEL G. M., and TOMASINI E. P. Laser Doppler Vibrometry. *An Introduction to Optoelectronic Sensors*. 2009, 216–229.
60. SCALISE L., MARCHIONNI P., and ERCOLI I. A non-contact optical procedure for precise measurement of respiration rate and flow. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2010, 7715, 216–229. ISSN 0000-1981.

61. BENJAMIN E. J., VIRANI S. S., CALLAWAY C. W., CHAMBERLAIN A. M., CHANG A. R., CHENG S., CHIUVE S. E., CUSHMAN M., DELLING F. N., DEO R., DE FERRANTI S. D., FERGUSON J. F., FORNAGE M., GILLESPIE C., ISASI C. R., JIMÉNEZ M. C., JORDAN L. C., JUDD S. E., LACKLAND D., LICHTMAN J. H., LISABETH L., LIU S., LONGENECKER C. T., LUTSEY P. L., MACKEY J. S., MATCHAR D. B., MATSUSHITA K., MUSSOLINO M. E., NASIR K., O'FLAHERTY M., PALANIAPPAN L. P., PANDEY A., PANDEY D. K., REEVES M. J., RITCHEY M. D., RODRIGUEZ C. J., ROTH G. A., ROSAMOND W. D., SAMPSON U. K., SATOU G. M., SHAH S. H., SPARTANO N. L., TIRSCHWELL D. L., TSAO C. W., VOEKS J. H., WILLEY J. Z., WILKINS J. T., WU J. H., ALGER H. M., WONG S. S., and MUNTNER P. Heart disease and stroke statistics-2018 update: A report from the american heart association. *Circulation*. 2018, 137(12), 67–492. ISSN 1524-4539.
62. TADIC M., CUSPIDI C., and GRASSI G. Heart rate as a predictor of cardiovascular risk. *European Journal of Clinical Investigation*. 2018, 48(3), 1–11. ISSN 1365-2362.
63. ALHALABI L., SINGLETON M. J., OSENI A. O., SHAH A. J., ZHANG Z.-M., and SOLIMAN E. Z. Relation of Higher Resting Heart Rate to Risk of Cardiovascular Versus Noncardiovascular Death. *The American Journal of Cardiology*. 2017, 119(7), 1003–1007. ISSN 0002-9149.
64. AUNE D., SEN A., Ó'HARTAIGH B., JANSZKY I., ROMUNDSTAD P., TONSTAD S., and VATTEN L. Resting heart rate and the risk of cardiovascular disease, total cancer, and all-cause mortality – a systematic review and dose–response meta-analysis of prospective studies. *Nutrition, Metabolism and Cardiovascular Diseases*. 2017, 27(6), 504–517. ISSN 0939-4753.
65. BENETOS A., RUDNICH A., THOMAS F., SAFAR M., and GUIZE L. Influence of Heart Rate on Mortality in a French Population. *Hypertension*. 1999, 33(1), 44–52. ISSN 1524-4563.
66. PITTARAS A. M., FASELIS C., DOUMAS M., MYERS J., KHEIRBEK R., KOKKINOS J. P., TSIMPLOULIS A., AIKEN M., and KOKKINOS P. Heart Rate at Rest, Exercise Capacity, and Mortality Risk in Veterans. *The American Journal of Cardiology*. 2013, 112(10), 1605–1609. ISSN 0002-9149.
67. WOODWARD M., WEBSTER R., MURAKAMI Y., BARZI F., LAM T.-H., FANG X., SUH I., BATTY G. D., HUXLEY R., and RODGERS A. The association between resting heart rate, cardiovascular disease and mortality: evidence from 112,680 men and women in 12 cohorts. *European Journal of Preventive Cardiology*. 2014, 21(6), 719–726. ISSN 2047-4881.
68. NANCHEN D., LEENING M. J., LOCATELLI I., CORNUZ J., KORS J. A., HEERINGA J., DECKERS J. W., HOFMAN A., FRANCO O. H., STRICKER B. H., WITTEMAN J. C., and DEHGHAN A. Resting Heart Rate and the Risk of Heart Failure in Healthy Adults. *Circulation: Heart Failure*. 2013, 6(3), 403–410. ISSN 1941-3297.
69. OPDAHL A., AMBALE VENKATESH B., FERNANDES V. R., WU C. O., NASIR K., CHOI E.-Y., ALMEIDA A. L., ROSEN B., CARVALHO B., EDVARDBSEN T., BLUEMKE D. A., and LIMA J. A. Resting Heart Rate as Predictor for Left Ventricular Dysfunction and Heart Failure: MESA (Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis). *Journal of the American College of Cardiology*. 2014, 63(12), 1182–1189. ISSN 0735-1097.

70. MCALISTER F. A., WIEBE N., EZEKOWITZ J. A., LEUNG A. A., and ARMSTRONG P. W. Meta-analysis: β -Blocker Dose, Heart Rate Reduction, and Death in Patients With Heart Failure. *Annals of Internal Medicine*. 2009, 150(11), 784–794. ISSN 1539-3704.
71. MENOWN I. B. A., DAVIES S., GUPTA S., KALRA P. R., LANG C. C., MORLEY C., and PADMANABHAN S. Resting Heart Rate and Outcomes in Patients with Cardiovascular Disease: Where Do We Currently Stand?. *Cardiovascular Therapeutics*. 2013, 31(4), 215–223. ISSN 1755-5922.
72. FOX K., BOUSSER M.-G., AMARENCO P., CHAMORRO A., FISHER M., FORD I., HENNERICI M. G., MATTLE H. P., and ROTHWELL P. M. Heart rate is a prognostic risk factor for myocardial infarction: A post hoc analysis in the PERFORM (Prevention of cerebrovascular and cardiovascular Events of ischemic origin with teRutroban in patients with a history of ischemic stroke or transient ischemic attack) study population. *International Journal of Cardiology*. 2013, 168(4), 3500–3505. ISSN 0167-5273.
73. QIU M., SATO S., ZHENG D., WANG X., CARCEL C., HIRAKAWA Y., SANDSET E. C., DELCOURT C., ARIMA H., WANG J., CHALMERS J., and ANDERSON C. S. Admission Heart Rate Predicts Poor Outcomes in Acute Intracerebral Hemorrhage. *Stroke*. 2016, 47(6), 1479–1485. ISSN 1524-4628.
74. KUMAR S. Cardiac waveform: key to efficient heart rate monitoring. *Cypress Semiconductor Corp*. 2011.
75. CHIA B. L. Clinical electrocardiography. *WORLD SCIENTIFIC*. 2016, 4.
76. ALLEN J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*. 2007, 28(3), 1–39. ISSN 1361-6579.
77. LUDWIG M., HOFFMANN K., ENDLER S., ASTEROTH A., and WIEMEYER J. Measurement, prediction, and control of individual heart rate responses to exercise—basics and options for wearable devices. *Frontiers in Physiology*. 2018, 9, 1–15. ISSN 1664-042X.
78. TAMURA T., MAEDA Y., SEKINE M., and YOSHIDA M. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*. 2014, 3(2), 282–302. ISSN 2079-9292.
79. FOROUZANFAR M., DAJANI H. R., GROZA V. Z., BOLIC M., RAJAN S., and BATKIN I. Oscillometric blood pressure estimation: Past, present, and future. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2015, 8, 44–63. ISSN 1941-1189.
80. KRISHNAN R. A survey of contactless heart rate monitoring system. *International Journal of Current Research*. 2017, 9(3), 44–48. ISSN 0975-833X.
81. RONG Y. Remote sensing for vital signs monitoring using advanced radar signal processing techniques. *Arizona State University*. 2018.
82. SCALISE L. and MORBIDUCCI U. Non-contact cardiac monitoring from carotid artery using optical vibrocardiography. *Medical Engineering & Physics*. 2008, 30(4), 490–497. ISSN 1350-4533.

83. MCDUFF D. J., ESTEPP J. R., PIASECKI A. M., and BLACKFORD E. B. 37th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). *A survey of remote optical photoplethysmographic imaging methods*. 2015, 6398–6404.
84. KEBE M., GADHAFI R., MOHAMMAD B., SANDULEANU M., SALEH H., and AL-QUTAYRI M. Human vital signs detection methods and potential using radars: A review. *Sensors*. 2020, 20(5), 1–38. ISSN 1424-8220.
85. SAMAD S. Contactless detection of cardiopulmonary activity for a person in different scenarios. *Electronics*. 2017.
86. WANG Y. UWB pulse radar for human imaging and doppler detection applications. *University of Tennessee*. 2012.
87. „Acconeer AB“ A111 radaro produkto puslapis [žiūrėta 2021-05-19]. *Prieiga per: <https://developer.acconeer.com/download/a111-product-brief-pdf/>*.
88. XM112 modulio produkto puslapis [žiūrėta 2021-05-19]. *Prieiga per: <https://www.digikey.com/en/product-highlight/a/acconeer-ab/xm112-pulsed-coherent-radar-module>*.
89. „Acconeer AB“ A111 radaro techninė dokumentacija [žiūrėta 2021-05-19]. *Prieiga per: <https://developer.acconeer.com/download/introduction-to-acconeers-sensor-technology-pdf/>*.
90. KHAN F., GHAFAR A., KHAN N., and CHO S. H. An Overview of Signal Processing Techniques for Remote Health Monitoring Using Impulse Radio UWB Transceiver. *Sensors*. 2020, 20(9), 2479. ISSN 1424-8220.
91. Sleep breathing [žiūrėta 2021-05-19]. *Prieiga per: <https://acconeer-python-exploration.readthedocs.io/en/latest/processing/sleep-breathing.html>*.
92. Totem XL Maker Kit [žiūrėta 2021-05-19]. *Prieiga per: <https://totemaker.net/product/totem-xl-maker-kit/>*.
93. RoboBoard X4 – Programmable Robotics Controller [žiūrėta 2021-05-19]. *Prieiga per: <https://totemaker.net/product/roboboard-x4-programmable-robotics-controller/>*.
94. ESP32 mikrovaldiklio produkto puslapis [žiūrėta 2021-05-19]. *Prieiga per: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>*.
95. WEISHAUPF F., WALTERSCHEID I., BIALLOWONS O., and KLARE J. Vital Sign Localization and Measurement Using an LFM CW MIMO Radar. *19th International Radar Symposium (IRS)*. 2018, 1–8.
96. MOREL P. Gramm: grammar of graphics plotting in Matlab. *Journal of Open Source Software*. 2018, 3(23), 568. ISSN 2475-9066.

Priedai

1 priedas. Papildomi eksperimentų su fantomu rezultatai

2 lentelė. Pirmo eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto KR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam KR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo KR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Tikrasis KR, RPM | Siūlomu algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM | Lyginamu algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM |
|-------------|------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 8 | 8,01 | 99,82 | 0,01 | 7,62 | 95,25 | 7,61 |
| | 15 | 15,01 | 99,91 | 0,01 | 14,88 | 99,20 | 14,87 |
| | 22 | 22,00 | 99,99 | 0,00 | 21,84 | 99,27 | 21,84 |
| 1,8 | 8 | 7,99 | 99,88 | -0,01 | 8,16 | 98,00 | 8,17 |
| | 15 | 15,03 | 99,81 | 0,03 | 14,64 | 97,60 | 14,61 |
| | 22 | 21,81 | 99,15 | -0,19 | 21,84 | 99,27 | 22,03 |
| 2,3 | 8 | 8,12 | 98,49 | 0,12 | 7,62 | 95,25 | 7,50 |
| | 15 | 15,05 | 99,66 | 0,05 | 14,34 | 95,60 | 14,29 |
| | 22 | 22,02 | 99,93 | 0,02 | 21,90 | 99,55 | 21,88 |
| 2,8 | 8 | 8,31 | 96,14 | 0,31 | 7,86 | 98,25 | 7,55 |
| | 15 | 15,03 | 99,80 | 0,03 | 14,52 | 96,80 | 14,49 |
| | 22 | 22,00 | 99,99 | 0,00 | 21,84 | 99,27 | 21,84 |

3 lentelė. Antro eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto KR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam KR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo KR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Tikrasis KR, RPM | Siūlomu algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM | Lyginamu algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM |
|-------------|------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 8 | 8,04 | 99,46 | 0,04 | 7,92 | 99,00 | -0,08 |
| | 15 | 15,02 | 99,84 | 0,02 | 14,34 | 95,60 | -0,66 |
| | 22 | 22,01 | 99,96 | 0,01 | 21,96 | 99,82 | -0,04 |
| 1,8 | 8 | 8,04 | 99,53 | 0,04 | 8,22 | 97,25 | 0,22 |
| | 15 | 15,00 | 100,00 | 0,00 | 14,46 | 96,40 | -0,54 |
| | 22 | 22,02 | 99,92 | 0,02 | 21,90 | 99,55 | -0,10 |
| 2,3 | 8 | 8,00 | 100,00 | 0,00 | 8,16 | 98,00 | 0,16 |
| | 15 | 15,03 | 99,77 | 0,03 | 15,00 | 100,00 | 0,00 |
| | 22 | 22,02 | 99,91 | 0,02 | 21,96 | 99,82 | -0,04 |
| 2,8 | 8 | 8,47 | 94,14 | 0,47 | 8,34 | 95,75 | 0,34 |
| | 15 | 14,97 | 99,83 | -0,03 | 13,92 | 92,80 | -1,08 |
| | 22 | 22,00 | 100,00 | 0,00 | 22,08 | 99,64 | 0,08 |

4 lentelė. Trečio eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto ŠR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam ŠR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo ŠR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Tikrasis ŠR, BPM | Siūlomu algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM | Lyginamu algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM |
|-------------|------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 55 | 55,07 | 99,88 | 0,07 | 59,16 | 92,44 | 4,16 |
| | 80 | 80,07 | 99,91 | 0,07 | 80,17 | 99,79 | 0,17 |
| | 120 | 120,01 | 99,99 | 0,01 | 119,74 | 99,78 | -0,26 |
| 1,8 | 55 | 55,13 | 99,76 | 0,13 | 55,39 | 99,29 | 0,39 |
| | 80 | 80,09 | 99,88 | 0,09 | 80,11 | 99,86 | 0,11 |
| | 120 | 120,05 | 99,96 | 0,05 | 120,07 | 99,94 | 0,07 |
| 2,3 | 55 | 55,12 | 99,79 | 0,12 | 55,33 | 99,39 | 0,33 |
| | 80 | 80,05 | 99,94 | 0,05 | 80,15 | 99,81 | 0,15 |
| | 120 | 120,83 | 99,31 | 0,83 | 120,86 | 99,28 | 0,86 |
| 2,8 | 55 | 55,01 | 99,99 | 0,01 | 82,86 | 49,35 | 27,86 |
| | 80 | 80,01 | 99,99 | 0,01 | 84,94 | 93,82 | 4,94 |
| | 120 | 120,00 | 100,00 | 0,00 | 101,93 | 84,94 | -18,07 |

5 lentelė. Ketvirto eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto ŠR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam ŠR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo ŠR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Tikrasis ŠR, BPM | Siūlomu algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM | Lyginamu algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM |
|-------------|------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 55 | 57,18 | 96,04 | 2,18 | 88,02 | 39,97 | 33,02 |
| | 80 | 80,20 | 99,75 | 0,20 | 80,31 | 99,62 | 0,31 |
| | 120 | 120,13 | 99,89 | 0,13 | 85,16 | 70,97 | -34,84 |
| 1,8 | 55 | 54,98 | 99,97 | -0,02 | 68,41 | 75,62 | 13,41 |
| | 80 | 80,31 | 99,61 | 0,31 | 65,89 | 82,37 | -14,11 |
| | 120 | 120,11 | 99,91 | 0,11 | 109,90 | 91,58 | -10,10 |
| 2,3 | 55 | 57,93 | 94,66 | 2,93 | 72,84 | 67,56 | 17,84 |
| | 80 | 80,28 | 99,65 | 0,28 | 79,63 | 99,54 | -0,37 |
| | 120 | 120,58 | 99,52 | 0,58 | 98,63 | 82,19 | -21,37 |
| 2,8 | 55 | 58,71 | 93,25 | 3,71 | 81,58 | 51,67 | 26,58 |
| | 80 | 76,47 | 95,58 | -3,53 | 61,24 | 76,55 | -18,76 |
| | 120 | 120,04 | 99,97 | 0,04 | 81,60 | 68,00 | -38,40 |

6 lentelė. Penkto eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto KR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam KR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo KR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Judesio amplitudė, mm | Siūlomų algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM | Lyginamų algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM |
|-------------|-----------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 6 | 15,01 | 99,94 | 0,01 | 14,76 | 98,40 | -0,24 |
| | 8 | 15,01 | 99,91 | 0,01 | 14,88 | 99,20 | -0,12 |
| | 10 | 15,03 | 99,80 | 0,03 | 14,88 | 99,20 | -0,12 |
| 1,8 | 6 | 15,06 | 99,60 | 0,06 | 15,00 | 100,00 | 0,00 |
| | 8 | 15,03 | 99,81 | 0,03 | 14,64 | 97,60 | -0,36 |
| | 10 | 15,00 | 99,98 | 0,00 | 15,12 | 99,20 | 0,12 |
| 2,3 | 6 | 15,17 | 98,88 | 0,17 | 14,88 | 99,20 | -0,12 |
| | 8 | 15,05 | 99,66 | 0,05 | 14,34 | 95,60 | -0,66 |
| | 10 | 15,03 | 99,77 | 0,03 | 15,48 | 96,80 | 0,48 |
| 2,8 | 6 | 15,00 | 99,99 | 0,00 | 14,16 | 94,40 | -0,84 |
| | 8 | 15,03 | 99,80 | 0,03 | 14,52 | 96,80 | -0,48 |
| | 10 | 15,02 | 99,88 | 0,02 | 15,12 | 99,20 | 0,12 |

7 lentelė. Šešto eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto KR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam KR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo KR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Judesio amplitudė, mm | Siūlomų algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM | Lyginamų algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM |
|-------------|-----------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 6 | 15,06 | 99,62 | 0,06 | 14,28 | 95,20 | -0,72 |
| | 8 | 15,02 | 99,84 | 0,02 | 14,34 | 95,60 | -0,66 |
| | 10 | 15,02 | 99,85 | 0,02 | 14,52 | 96,80 | -0,48 |
| 1,8 | 6 | 15,03 | 99,83 | 0,03 | 14,76 | 98,40 | -0,24 |
| | 8 | 15,00 | 100,00 | 0,00 | 14,46 | 96,40 | -0,54 |
| | 10 | 15,03 | 99,80 | 0,03 | 14,88 | 99,20 | -0,12 |
| 2,3 | 6 | 15,10 | 99,31 | 0,10 | 14,82 | 98,80 | -0,18 |
| | 8 | 15,03 | 99,77 | 0,03 | 15,00 | 100,00 | 0,00 |
| | 10 | 15,02 | 99,87 | 0,02 | 14,52 | 96,80 | -0,48 |
| 2,8 | 6 | 15,03 | 99,78 | 0,03 | 15,00 | 100,00 | 0,00 |
| | 8 | 14,97 | 99,83 | -0,03 | 13,92 | 92,80 | -1,08 |
| | 10 | 15,01 | 99,94 | 0,01 | 14,82 | 98,80 | -0,18 |

8 lentelė. Septinto eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto ŠR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam ŠR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo ŠR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Judesio amplitudė, mm | Siūlomų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM | Lyginamų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM |
|-------------|-----------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 0,2 | 80,11 | 99,86 | 0,11 | 83,14 | 96,07 | 3,14 |
| | 0,4 | 80,07 | 99,91 | 0,07 | 80,17 | 99,79 | 0,17 |
| | 0,6 | 80,04 | 99,96 | 0,04 | 80,03 | 99,96 | 0,03 |
| 1,8 | 0,2 | 79,71 | 99,63 | -0,29 | 80,10 | 99,88 | 0,10 |
| | 0,4 | 80,09 | 99,88 | 0,09 | 80,11 | 99,86 | 0,11 |
| | 0,6 | 80,07 | 99,91 | 0,07 | 80,07 | 99,92 | 0,07 |
| 2,3 | 0,2 | 80,17 | 99,78 | 0,17 | 80,26 | 99,67 | 0,26 |
| | 0,4 | 80,05 | 99,94 | 0,05 | 80,15 | 99,81 | 0,15 |
| | 0,6 | 80,07 | 99,91 | 0,07 | 80,37 | 99,54 | 0,37 |
| 2,8 | 0,2 | 80,03 | 99,96 | 0,03 | 80,18 | 99,77 | 0,18 |
| | 0,4 | 80,01 | 99,99 | 0,01 | 84,94 | 93,82 | 4,94 |
| | 0,6 | 80,03 | 99,96 | 0,03 | 81,05 | 98,69 | 1,05 |

9 lentelė. Aštunto eksperimentų plane aprašyto eksperimento su fantomu metu aptikto ŠR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam ŠR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo ŠR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Judesio amplitudė, mm | Siūlomų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM | Lyginamų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM |
|-------------|-----------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 0,2 | 74,24 | 92,80 | -5,76 | 88,39 | 89,51 | 8,39 |
| | 0,4 | 80,20 | 99,75 | 0,20 | 80,31 | 99,62 | 0,31 |
| | 0,6 | 80,13 | 99,84 | 0,13 | 75,81 | 94,77 | -4,19 |
| 1,8 | 0,2 | 71,83 | 89,79 | -8,17 | 81,17 | 98,54 | 1,17 |
| | 0,4 | 80,31 | 99,61 | 0,31 | 65,89 | 82,37 | -14,11 |
| | 0,6 | 80,07 | 99,91 | 0,07 | 70,76 | 88,45 | -9,24 |
| 2,3 | 0,2 | 76,18 | 95,22 | -3,82 | 73,52 | 91,90 | -6,48 |
| | 0,4 | 80,28 | 99,65 | 0,28 | 79,63 | 99,54 | -0,37 |
| | 0,6 | 80,12 | 99,85 | 0,12 | 78,99 | 98,74 | -1,01 |
| 2,8 | 0,2 | 76,66 | 95,82 | -3,34 | 85,17 | 93,53 | 5,17 |
| | 0,4 | 76,47 | 95,58 | -3,53 | 61,24 | 76,55 | -18,76 |
| | 0,6 | 80,04 | 99,94 | 0,04 | 61,80 | 77,25 | -18,20 |

2 priedas. Papildomi eksperimentų su žmogumi rezultatai

10 lentelė. Pirmo eksperimentų plane aprašyto eksperimento su žmogumi metu aptikto KR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam KR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo KR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Tikrasis KR, RPM | Siūlomų algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM | Lyginamų algoritmu aptiktas KR, RPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, RPM |
|-------------|------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 11,28 | 11,23 | 99,58 | -0,05 | 11,35 | 99,33 | 0,08 |
| 1,8 | 10,16 | 10,25 | 99,14 | 0,09 | 9,73 | 95,76 | -0,43 |
| 2,3 | 10,15 | 10,14 | 99,91 | -0,01 | 10,16 | 99,84 | 0,02 |
| 2,8 | 10,19 | 10,46 | 97,31 | 0,27 | 10,68 | 95,16 | 0,49 |

11 lentelė. Pirmo eksperimentų plane aprašyto eksperimento su žmogumi metu aptikto ŠR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam ŠR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo ŠR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Tikrasis ŠR, BPM | Siūlomų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM | Lyginamų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM |
|-------------|------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 68,79 | 70,15 | 98,03 | 1,36 | 55,35 | 80,47 | -13,44 |
| 1,8 | 63,87 | 66,59 | 95,73 | 2,73 | 62,96 | 98,58 | -0,91 |
| 2,3 | 68,84 | 74,81 | 91,32 | 5,97 | 64,27 | 93,37 | -4,57 |
| 2,8 | 70,36 | 75,65 | 92,48 | 5,29 | 68,34 | 97,14 | -2,01 |

12 lentelė. Antro eksperimentų plane aprašyto eksperimento su žmogumi metu aptikto ŠR vidutinės vertės, atitikimo tikrajam ŠR vidutinės vertės ir skirtumo nuo tikrojo ŠR vidutinės vertės

| Atstumas, m | Tikrasis ŠR, BPM | Siūlomų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM | Lyginamų algoritmu aptiktas ŠR, BPM | Atitikimas tikrajam, % | Skirtumas nuo tikrojo, BPM |
|-------------|------------------|------------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1,3 | 75,32 | 82,81 | 90,05 | 7,49 | 71,09 | 94,38 | -4,23 |
| 1,8 | 73,60 | 78,10 | 93,90 | 4,49 | 71,79 | 97,53 | -1,82 |
| 2,3 | 72,47 | 77,35 | 93,26 | 4,88 | 79,37 | 90,47 | 6,90 |
| 2,8 | 70,18 | 71,48 | 98,14 | 1,31 | 77,02 | 90,25 | 6,84 |