



**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

Tomas Mickus

**KVĖPAVIMO RITMO REGISTRATORIAUS SUKŪRIMAS IR
TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Dr. Saulius Daukantas

KAUNAS, 2016

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTROKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

KVĖPAVIMO RITMO REGISTRATORIAUS SUKŪRIMAS IR
TYRIMAS

Baigiamasis magistro projektas
Įterptinės sistemos (621H61004)

Vadovas

Dr. Saulius Daukantas
2016-06-03

Recenzentas

Prof. dr. Vytautas Markevičius

Projektą atliko

Tomas Mickus
2016-06-03

KAUNAS, 2016



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos fakultetas

Tomas Mickus

Įterptinės sistemos, 621H61004

Baigiamojo projekto „Kvėpavimo ritmo registratoriaus sukūrimas ir tyrimas“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

2016 m. birželio 3 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Tomo Mickaus** baigiamasis projektas tema „Kvėpavimo ritmo registratoriaus sukūrimas ir tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

Mickus, T. Kvėpavimo ritmo registratoriaus sukūrimas ir tyrimas. Elektronikos inžinerijos magistro baigiamasis projektas / vadovas dr. Saulius Daukantas; Kauno Technologijos Universitetas, Elektros ir Elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2016. 40 psl.

SANTRAUKA

Šiame darbe suprojektuota ir realizuota kvėpavimo ritmo registravimo sistema skirta naudoti sportininkams mažo – vidutinio fizinio krūvio pratimų metu. Sistema yra tamprus diržas su integruotais jutikliais dėvima krūtinės zonoje su prisegamu prie diržo prietaisu, kurio apratinė įranga sukurta šio darbo metu. Įterptinėje prietaiso sistemoje įgyvendinti realaus laiko signalo apdorojimo, bioparametrų (kvėpavimo ritmas, gilumas) skaičiavimo algoritmai, bevielio ryšio valdymas, duomenų surinkimas ir įrašymas į išorinę atmintį. Kvėpavimo ritmo įverčiai vartotojui ar treneriui perduodami bevielio ryšio (bluetooth 4.0) kanalu į mobiliąją aplikaciją. Signalai ir įverčiai saugomi išorinėje sd kortelėje atmintyje standartizuotu formatu, signalai peržiūrimi nemokamoje programinėje įrangoje SigViewer.

Šis darbas reikšmingas tuo, kad suprojektuotas sumažintų matmenų kvėpavimo jutiklis skirtas integruoti į bet kurį šiuo metu rinkoje esantį širdies ritmo sekimo diržą. Atlikta prietaisu užregistruotų duomenų ir lygiagrečiai kvėpavimo ritmo vertinimo atraminio metodu analizė parodė, kad sukurto kvėpavimo ritmo matavimo algoritmo įverčių paklaida yra ± 2.5 bpm, kuri yra du kartus mažesnė nei šiuo metu rinkoje esančių konkurentų prietaisų.

Realiai pagaminta sistema ir eksperimentinių duomenų analizė parodė, kad sistema tikrai veikia, įverčiai mobilioje aplikacijoje priimami, signalai kortelėje įrašomi, įverčiai yra tikslūs žemo – vidutinio fizinio krūvio pratimų metu.

Mickus, T. Development and research of respiration rate logger. Final project of Electronics engineering magister degree/ supervisor dr. Saulius Daukantas; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics Engineering

Kaunas, 2016. 40 psl.

SUMMARY

This study contains a development of textile based, wearable system designed to be used by sportsmen for breathing biofeedback and logging capability. System is flexible chest strap with attachable device developed during this study. In embedded system implemented real time signal processing, breathing rate, depth estimation algorithms, wireless communication handling, data collection and storing in standardized format to external sd card memory. User or coach in real-time can view biofeedback estimates in mobile application via wireless communication (Bluetooth 4.0) or view offline in biomedical signals viewer software (SigViewer).

Reduced area respiration sensor was designed to be integrated in any currently in market available heart rate monitor chest straps. Analysis of measured results compared to reference breathe rate estimation method proved that created breathe rate detection algorithm has breathe rate estimate error of ± 2.5 bpm, which is twice smaller compared to competitive products in market.

Analysis of registered measurement result with device proved that system certainly works, estimates are received at mobile application and signals are recorded in external memory, estimates are accurate during low-middle physical activity exercises.

TURINYS

TERMINŲ ŽODYNĖLIS	7
IVADAS	8
1. PROBLEMOS ANALIZĖ	9
1.1. SUMAŽINTŲ MATMENŲ KVĖPAVIMO JUTIKLIŲ APŽVALGA.....	9
<i>Talpuminis</i>	9
<i>Induktyvinis</i>	10
<i>Rezistyvnis</i>	10
1.2. RINKOJE ESANČIŲ PRODUKTŲ APŽVALGA.....	11
1.3. PROBLEMA.....	12
1.4. TYRIMO OBJEKTAS.....	13
1.5. DARBO TIKSLAS IR UŽDAVINIAI.....	13
2. METODAS	14
2.1. JUTIKLIO MODELIAVIMAS.....	14
2.2. MATAVIMO GRANDINĖ.....	17
2.3. APARATINĖ ĮRANGA.....	19
<i>Diržo struktūra</i>	19
<i>Aparatinė įranga</i>	19
<i>Montažinės plokštės brėžiniai ir prietaiso bendras vaizdas</i>	23
2.4. ŽPROGRAMINĖ APARATINĖ ĮRANGA.....	24
2.5. DUOMENYS.....	29
<i>Simuliuoti duomenys</i>	29
<i>Laboratoriniai duomenys</i>	34
2.6. ALGORITMAI.....	34
2.7. ALGORITMŲ TIKSLUMO VERTINIMO KRITERIJAI.....	37
3. REZULTATAI	39
3.1. JUTIKLIAI.....	39
3.2. ALGORITMŲ TIKSLUMO NUSTATYMAS.....	42
3.3. REALŪS DUOMENYS.....	45
IŠVADOS	47
LITERATŪROS SĄRAŠAS	48
PRIEDAI	50
<i>Priedas 1. Induktyvinio zigzago tipo jutiklio konfigūracijos</i>	50
<i>Priedas 2. Prietaiso Zephyr Bioharness 3 KR įverčiai protokolo (15 lentelė) metu.</i>	51
<i>Priedas 3. Sukurto prietaiso KR įverčiai protokolo (14 lentelė) metu:</i>	51
<i>Priedas 4. Kvėpavimo signalo apdorojimo etapai protokolo (14 lentelė) metu tiriamojo Nr. 1.</i>	52

Terminų žodynėlis

KR – kvėpavimo ritmas

BPM – įkvėpimo sk. per minutę (angl. breathes per minute).

SNR – signalo triukšmo santykis decibelais

RMSE – vidutinė kvadratinė paklaida

JF – juostinis filtras

ŽDF – žemo dažnio filtras

LF/HF – žemų/aukštų dažnių galios spektro tankio santykis

PSD – galios spektro tankis

F_s – diskretizavimo dažnis

WFI – mikrokontrolerio energijos taupymo miego būseną (angl. wait for interrupt)

cnt – skaitliuko sutrumpinimas (angl. counter)

GPIOE – mikrokontrolerio funkcija atsakinga už atvadų pertrauktis

RTC – realaus laiko skaitliukas (angl. real time counter)

PK – personalinis kompiuteris

std. – standartinė deviacija sutrumpinimas

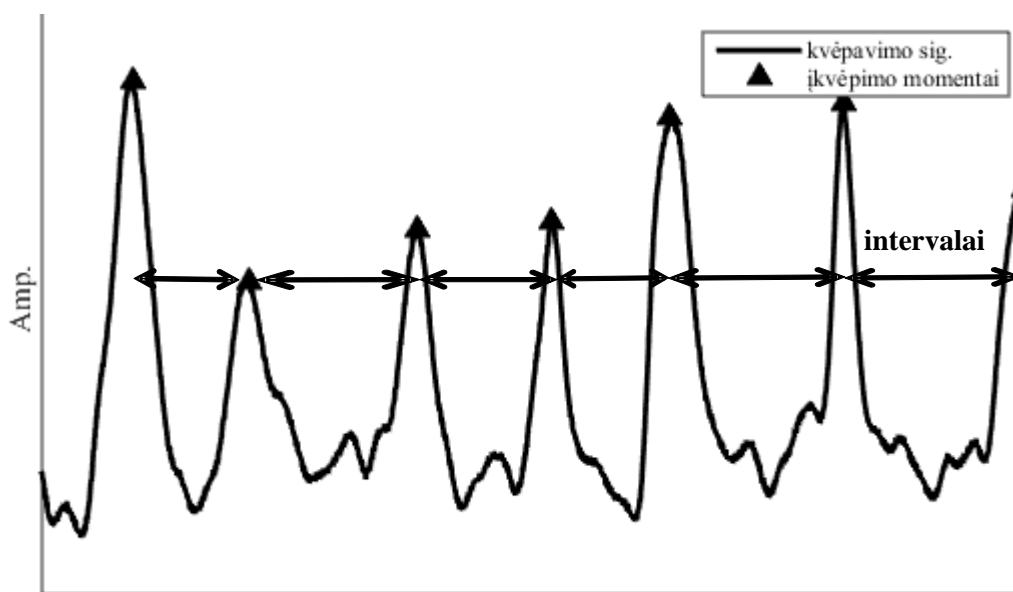
Įvadas

Kvėpavimo ritmas yra vienas iš keturių svarbiausių žmogaus fiziologinę būseną apibūdinančių parametru. Kiti parametrai yra kraujospūdis, širdies ritmas, temperatūra.

Kvėpavimo signalas ramybės būsenoje būna sinusinės formos (1 pav.). Kvėpavimo ritmas nurodo kiek kartų žmogus atliko įkvėpimo momentų per 1 minutę. Kvėpavimo ritmas skaičiuojamas pagal formulę (1).

$$KR = \frac{60 [sek]}{pikų\ intervalas [sek]} \quad (1)$$

Kvėpavimo ritmas skaičiuojamas tarp įkvėpimo momentų (1 pav. trikampiai), nes kalbant kvėpavimo signalas yra iškraipomas, o įkvėpimo momentu žmogui nenatūralu kalbėti.



1 pav. Kvėpavimo signale pažymėti intervalai, kurie naudojami kvėpavimo ritmui skaičiuoti

Kvėpavimo ritmas yra išskirtinis fiziologinis parametras, nes jis yra vienintelis valingai valdomas žmogaus valdomas parametras iš keturių pagrindinių fiziologinių parametru.

Konferencijos ir renginiai

Magistrinio tyrimo rezultatai buvo pristatyti konferencijoje „VIRTUAL INSTRUMENTS IN BIOMEDICINE – 2016“ Klaipėdos universitete gegužės 20 d.

Aparatinė įranga ir kvėpavimo ritmo matavimo gyva demonstracija parodyta parodoje „#SWITCH“ Litexpo rūmuose 2015 m. spalio 8 d., Vilnius. Taip pat gyva demonstracija parodyta parodoje „Technorama 2016“ gegužės 19 d., Kaunas.

Bendradarbiavimas su verslu

Prietaiso užsakovas UAB „BALTEC CNC TECHNOLOGIES“. Visi rezultatai yra užsakovo nuosavybė. Naujaisi KR matavimo algoritmai Nr. 2, 3 sukurti asmenine iniciatyva, pasibaigus projektui.

1. Problemos analizė

1.1. Sumažintų matmenų kvėpavimo jutiklių apžvalga

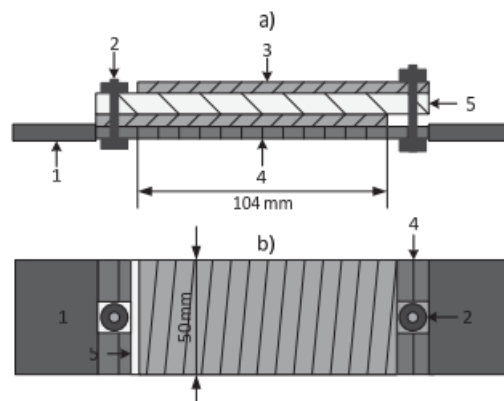
Darbe nagrinėjami tik pletizmografiniai tiesioginio kvėpavimo signalo registravimo metodai. Pletizmografija – krūtinės ląstos tūrio kitimas, kuris atspindi plaučiuose įkvepiamo ir iškvepiamo oro tūrį. Tyrimo tikslas - palyginti pletizmografinius kvėpavimo matavimo metodus. Dauguma kvėpavimo registravimo metodų sukurti senai (prieš 50 ir daugiau metų), todėl prie didelio šiuolaikinės elektronikos pasirinkimo yra sugalvota įvairių to pačio metodo realizavimo variantų. Tad pagrindiniu vertinimo kriterijumi tampa metodo aparatinės įrangos realizavimo paprastumas, kaina ir signalo kokybė.

Išvestiniai kvėpavimo signalai iš ECG, PPG netiriami, nes kitų mokslinių studijų analizė parodė, kad ramybės būsenoje apskaičiuotas kvėpavimo ritmas nustatytas iš išvestinių signalų lyginant su impedanso kvėpavimo signalu turi dvigubai didesnę paklaidą [1]. Taip pat netiriami oro srauto matavimo metodai (spirometrai, temperatūros jutiklis) dėl nepatogumo naudoti.

Talpuminis

Jutiklio veikimas pagrįstas plokštelinio kondensatoriaus talpos priklausomybe nuo persidengiančių plokštelių ploto. Jutiklio struktūra pavaizduota 1.1 paveiksle. Jutiklis buvo sukurtas biomedicininės inžinerijos institute, KTU ir sukurta eksperimentinė signalo registravimo grandinė su kurią užregistruotas kvėpavimas ramaus fizinio krūvio metu, nustatyti šio jutiklio trūkumai [2]:

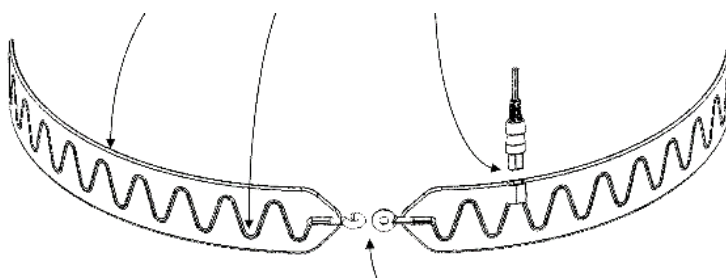
- Jutiklio tempimo ir atleidimo cikle susidaro histerezės kilpa
- Reikalingas pradinis jutiklio įtempimas
- Jutiklis jautrus prisilietimui
- Jutiklis jautrus tempimo kryptimi ir spaudimo kryptimi



1.1 pav. Fizinė talpuminio jutiklio konstrukcija a - vaizdas iš šono, b – vaizdas iš viršaus; 1 – netamprus diržas, 2 – aikštelės gnybtams, 3 – elektrai laidžios tekstilės atraižos, 4 – tampri diržo atkarpa, 5 – guminis dielektrikas [2].

Induktyvinis

Literatūroje tai nurodomas kaip „auksinis standartas“ kvėpavimo ritmui vertinti [3]. Į tamprų diržą sinuso forma įsiūtas laidas, kurio periodai pailgėja ar susitraukia dėl diržo įtempimo pokyčių kvėpavimo metu. Patentuoti dviejų formų induktyvinių jutikliai: meandro ir ovalo formos [4]. Nuo jutiklio ilgio ir formos priklauso jutiklio jautrumas. Kvėpuojant dėl krūtinės tūrio pokyčių tamprus diržas įkvėpinant pailgėja, iškvėpinant sutrumpėja. Taip pat keičiasi dirže įsiuto jutiklio geometrija. Diržui pailgėjus jutiklio tarpas tarp apvijų irgi padidėja, to pasekmė - absoliutinio jutiklio induktyvumo didėjimas [5]. Jutikliu srovės teka priešingomis kryptimis. Kuo tarpas tarp apvijų mažesnis tuo magnetinis laukas kuriamas priešingų srovių yra eliminuojamas ir induktyvumas mažėja [5].



1.2 pav. Patentuotas induktyvinio jutiklio modelis [4].

Žmogus gali kvėpuoti arba krūtine arba pilvu (bet ne kartu), todėl yra metodas kvėpavimo signalą registruoti su dviem diržais. Kvėpavimo signalas yra diferencinis signalas tarp krūtinės ir pilvo jutiklių [6]. Kvėpavimo metu krūtinės ir pilvo tūrio pokyčiai atvirkščiai proporcingi.

Rezistyvnis

Rezistyvinio jutiklio varža kinta dėl įtempimo arba sulenkimo. Varžos matavimo metodų yra keletas:

- Jutiklį jungti nuosekliai su žinomo nominalo atramine varža ir matuojant įtampą išskaičiuoti varžą.
- Wheatstone'o tiltelį - lygiagrečiai dvi nuoseklios varžos, kurių viena kintanti. Matuojant įtampos skirtumą tarp atraminio daliklio ir kintančios įtampos daliklio išskaičiuojama varža.
- Matuojant įtampą ant jutiklio, kai per jį teka pastovios srovė. Pastovios srovės šaltinis įgyvendinamas operaciniu stiprintuvu.

Tekstiliniai

Šiuo metu rinkoje pardavinėjama laidų tekstilė, kurios nominali varža 50 – 300 Ω 3 cm plotyje 10 cm [7] ilgyje.

- Tekstilėje laidūs siūlai siuvinėti tinklelio forma. Iškirpus jutiklį zigzag forma pusė

laidžių siūlų tampa kybantys ore. Kontaktas lieka dėl paviršinio laidžių siūlų tekstilėje kontakto, tačiau varža išauga lyginant su neapkarpytu jutikliu.

- Laidūs siūlai varžo diržo tamprumą, todėl pertempiant diržą pirmiausia nutrūks tekstilės laidai, jutiklis suges.

Tenzo

Jutiklių nominalus jautrumas $\frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = 5\%$ [8], jutiklis pavaizduotas 1.3 paveiksle. Kvėpavimo signalo registratoriaus pavyzdys su šiuo jutiklių galėtų būti SS5LB (Biopac Inc., JAV) [9].



1.3 pav. Tenzo jutiklis pavyzdys [8] a), kvėpavimo registravimo diržas su integruotu tenzo jutikliu [9] b)

Šio jutiklio trūkumas, kad jutiklį reikia apsaugoti nuo per didelio įtempimo, paprastai klijuoti ant diržo negalima. Vienas sprendimas yra jutiklį klijuoti ant lanksčios ovalo formos plastmasinės apkabos, kuri sujungia abi diržo puses. Tokia apkaba naudota anksčiau minėtame pavyzdyje SS5LB. Pastarasis prietaisas išbandytas, aptikti trūkumai:

- Mechaninė apkaba sukelia mechaninę vibraciją atliekant didelės amplitudės judesius.
- Mechaninė apkaba trukdo jutikliui priglusti prie odos, drabužiai ar megztinis judina apkabą dėl kurios signale atsiranda artefaktai.

1.2. Rinkoje esančių produktų apžvalga

- Biosignalų registratorius Zephyr Bioharness 3 [10] – tenzo jutiklis

Registruoja širdies, kvėpavimo ritmą, kaina internetinėje parduotuvėje amazon ~560 €. Prietaiso dokumentacijoje nurodyta, kad kvėpavimo jutiklis yra patentuotas, sukurtas bendradarbiaujant kartu su Biopac korporacija, kuri pardavinėja anksčiau aptartą tenzo jutiklį. Įverčiai atvaizduojami aplikacijoje, taip pat įrašomi į išorinę atmintį. Prietaisas pavaizduotas 1.4 paveiksle.



1.4 pav. BioHarness3 vartotojams skirtas širdies/kvėpavimo ritmo registratorius [10]

Prietaiso dokumentacijoje nurodytas kvėpavimo ritmo įverčių tikslumai įvairių fizinio krūvio metu:

1 lentelė. BioHarness3 prietaiso kvėpavimo ritmo įverčių tikslumas įvairaus fizinio krūvio sąlygomis.

Tikslumas (bpm)	Fizinio krūvio sąlygos	AVA (akceleracijų vektoriaus amplitudė)	Pasiklovimo intervalas, %	Maksimali deviacija (bpm)
±2	Kvėpavimo simuliacija (laboratijos sąlygomis)			2
±3	Mažas (sėdėjimas)	< 0,2	75	5
±3	Vidutinis (ėjimas)	< 0,8	65	5
±5	Aukštas (bėgimas)	> 0,8	75	12
±5	Kalbėjimas (6 – 25 bpm diapazone)			

- Biosignalų registratorius EQ02 LifeMonitor [11] – induktyvinis pletizmografas

Prietaisas skirtas laboratorijoms, duomenų surinkimo sistema universali, įverčiai peržiūrimi tik kompiuterinėje įrangoje, įverčiai nėra realaus laiko, kaina sutartinė.



1.5 pav. Tyrimams skirtas širdies/kvėpavimo ritmo registratorius [11]

2 lentelė. Biosignalų registoriaus EQ02 LifeMonitor kvėpavimo ritmo įverčių tikslumas.

Kvėpavimo tikslumas:	± 2 bpm ramybės būsenoje ± 3 vidutinio krūvio metu (pvz.ėjimas) ± 6 didelio krūvio metu (pvz. bėgimas)
Kvėpavimo signalo apdorojimo trukmė	15 sekundžių

1.3. Problema

Šiuo metu prekyboje yra daug širdies ritmo registravimo krūtinės diržų [12, 13, 14] ir jie užima didžiąją rinką dėvimų išmanių jutiklių tarpe [15]. Taip pat rinkoje yra tik kvėpavimo ritmui skirtų diržų [6, 9], netiesioginiu kvėpavimo registravimo auksiniu standartu metodu laikomas impedanso pletizmografas (1.2 pav.) [3], kuriame kvėpavimo jutiklis apima visą krūtinės perimetrą. Iš krūtinės impedanso ar elektrokardiogramos išvestas kvėpavimo signalas vidutinio – didelio fizinio krūvio metu yra netikslus [1]. Kadangi kvėpavimas ir širdies ritmas yra vieni iš svarbiausių fiziologinių procesų, pageidautina apjungti abu matavimus viename krūtinės dirže. Tam reikia sukurti ar sumažinti esamus kvėpavimo jutiklius iki priimtino 30 cm² ploto ir sukurti algoritmą tiksliam kvėpavimo ritmo matavimui mažo – vidutinio fizinio krūvio metu.

Šiuo metu rinkoje jau yra kvėpavimo/širdies ritmą registruojančių prietaisų [10]. Tačiau stebina didelė kvėpavimo ritmo įverčių paklaida, gamintojas garantuoja, kad 75 % visų įverčių paklaida nebus didesnė nei: sėdint ±2 bpm, bėgiojant ±5 bpm (1 lentelė). Tai didelė paklaida žinant, kad ramybės būsenoje vidutinis kvėpavimo ritmas 12 bpm, bėgant 18 bpm. Šiuo metu nėra

standartinio kvėpavimo ritmo matavimo algoritmo (kaip pvz. širdies ritmo – Pan Tompkins [5]), todėl reikalingas jo sukūrimas.

1.4. Tyrimo objektas

Tyrimo objektas yra sportininkas, jo kvėpavimo ritmo dinaminės charakteristikos gali padėti treneriui vertinti treniruočių efektyvumą, keisti treniruočių strategiją, apsaugoti sportininką nuo traumų. Reabilitacijoje tyrimo objektas yra kvėpavimo ligomis sergantis pacientas, kurio kvėpavimo ritmo ir gylis dinaminės charakteristikos gali padėti gydytojui spręsti apie paciento būklę, progresą ir galimus taikyti gydymo būdus.

1.5. Darbo tikslas ir uždaviniai

Atlikus problemos analizę formuluojame šį darbo tikslą:

- sukurti ir ištirti kvėpavimo ritmo registratorių įvairaus fizinio aktyvumo metu.

Tiksliui pasiekti formuluojame šiuos darbo uždavinius:

1. Sumodeliuoti ir ištirti 30 cm² ploto kvėpavimo jutiklį.
2. Sukurti aparatinę kvėpavimo ritmą registruojančią įrangą su integruotu jutikliu dirže.
3. Išanalizuoti ir sukurti kvėpavimo ritmo matavimo algoritmus.
4. Su aparatine įrangą užregistruoti eksperimentinius duomenis, lygiagrečiai kvėpavimo ritmą vertinti kitais atraminiais metodais.
5. Įvertinti pasiūlyto kvėpavimo ritmo nustatymo algoritmo paklaidą.

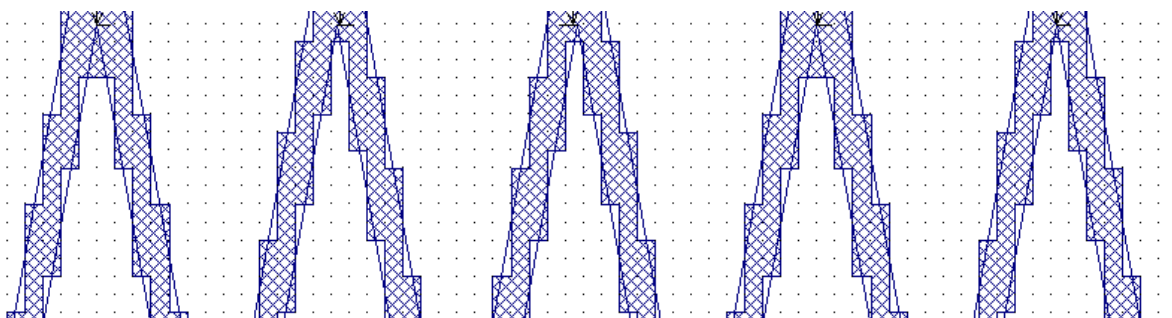
2. Metodas

Modeliuotas zigzag formos jutiklis siekiant sumažinti klasikinio jutiklio plotį. Parinktas naujos kartos induktyvumą matuojantis lustas siekiant kokybiškai ir patikimai registruoti kvėpavimo signalą. Suprojektuota ir realizuota aparatinė ir programinė įranga su kuria užregistruoti realūs duomenys. Duomenų apdorojimui ir parametų nustatymui iš pradžių naudotas klasikinis algoritmas Nr. 1, tačiau netenkinant tikslumo atlikta gilesnė literatūros analizė, kurios metu sukurti algoritmai Nr. 2 ir 3. Algoritmai sukurti skaičiavimo pakete matlab [16], tiksliausiai veikiantis algoritmas transformuotas į C kalbos funkciją ir įkeltas į programinę aparatinę įrangą. Norint nustatyti algoritmų tikslumą parinkti tikslumo vertinimo kriterijai.

2.1. Jutiklio modeliavimas

Atliktas zigzag formos jutiklio modeliavimas paviršinių montažo filtrų projektavimo, elektromagnetinio suderinamumo testavimo pakete sonnet [17]. Jutiklio medžiaga parinkta varis, nes medžiagų sąrašas sudarytas tik iš metalų, parinktas jutiklio storis 37 μm . Jutiklių modeliavimu siekiama nustatyti jautriausią geometrinę formą, priimant kad vario ir būsimo realaus jutiklio induktyvumas tempiant proporcingai kinta. Absoliutinė induktyvumo reikšmė nesvarbi, svarbus santykinis pokytis.

Modeliavimo tikslumas priklauso nuo modelį sudarančių baigtinių kvadratinių elementų skaičiaus tarp kurių nagrinėjami tarpusavio ryšio naudojant Maksvelo lygtis. Baigtinių elementų skaičius parinktas toks, kad jutiklio pakreipto 45° ir 0° kampu išmatuoto induktyvumo reikšmės skirtusi ne daugiau 5 %. Zigzag formos baigtinio elemento ilgis 0.5 mm, plotis 0.5 mm, su tokia rezoliucija 10 cm ilgio jutiklio modelio analizė užtrunka 5 min (i5-4570 dual core @ 3.2 GHz). Jutiklio geometrija programinėje įrangoje aproksimuojama pagal pasirinktą baigtinių elementų dydį, tai pavaizduota 2.1 paveiksle.



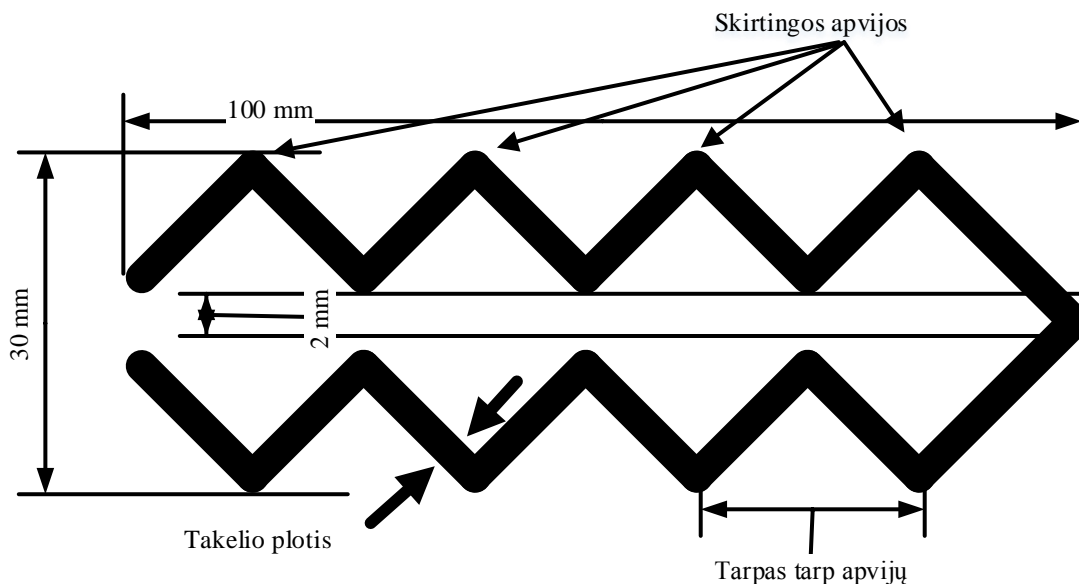
2.1 pav. Zigzag formą sudarantys baigtiniai elementai, kai takelio plotis 2 mm

Atlikta santykinė jutiklių patempimo simuliacija nuo 0 iki 20 % nuo pradinio 10 cm ilgio, 5 % žingsniu keičiant jutiklio geometriją – takelio plotis, tarpas tarp apvijų, apvijų skaičių.

Modelyje sukurtos geometrinės formos parametų priklausomybės taip, kad galima keisti

jutiklio pailgėjimą procentais pagal kurį pakeičiami jutiklio geometriją formuojantys taškai (2.4 pav.).

Zigzago induktyvinio jutiklio privalumas – abu jutiklio išvadai pasiekiami viename jutiklio gale. Tai leidžia patogiai išspręsti jutiklio prijungimo prie registravimo grandinės problemą. Zigzago tipo jutiklis pavaizduotas 2.2 paveiksle.

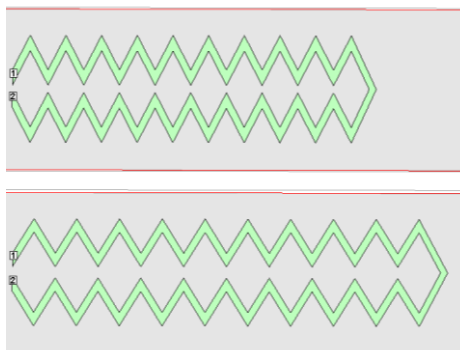


2.2 pav. Zigzago tipo induktyvinis jutiklis

Neįtemptos ritės ilgis yra ~100 mm, tempiant 20 % ritė pailgėja 20 mm. Ritė ilgėja didėjant tarpui tarp apvių, pagal (visi parametrai milimetrais). Pavyzdžiui, norint pailginti ritę 20 mm, kai ji sudaryta iš 4 apvių, tarpą tarp apvių reikia didinti 5 mm.

$$Tarpas\ tarp\ apvių\ [mm] = \frac{jutiklio\ ilgis\ [mm] + pailgėjimas\ [mm]}{apvių\ skaičius\ [vnt]} \quad (2)$$

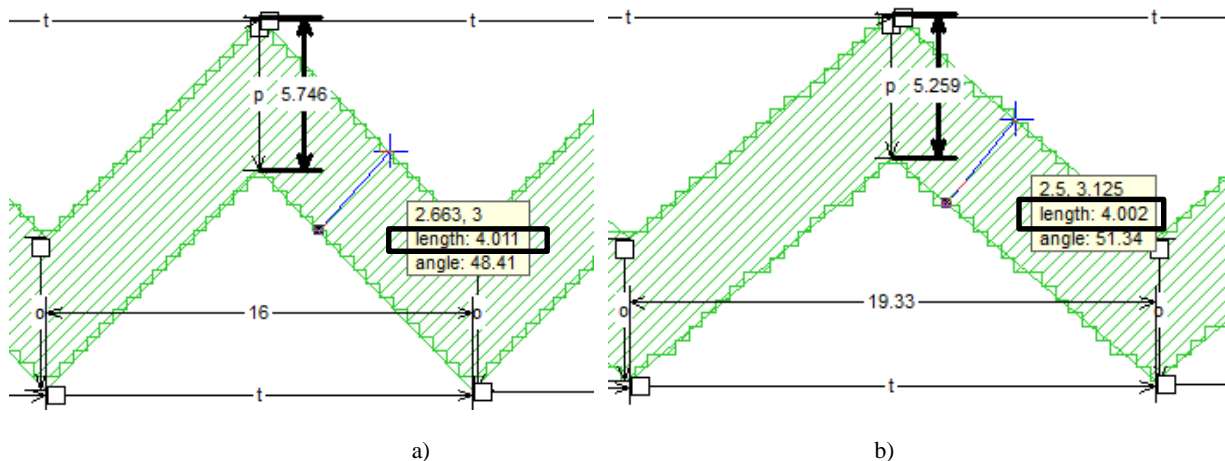
Tarpo kitimas tarp apvių tempimo metu pavaizduotas 2.4 paveiksle, pažymetas parametru t . 2.3 paveiksle parodytos dvių ričių konfigūracijos kai jos neįtemptos ir kai įtemptos (takelio plotis 2 mm).



2.3 pav. Zigzago tipo jutiklio vaizdas kai apvių skaičius lygus 10 ir jutiklis neįtemptas (viršuje) ir pailgėjęs 20% (apačioje)

Jutiklio modelis sukurtas taip, kad tempimo metu būtų išlaikomas pastovus jutiklio diametras (2.4 pav.), paveiksle matome kad takelio plotis kinta per antra skaičių po kablelio dėl baigtinių

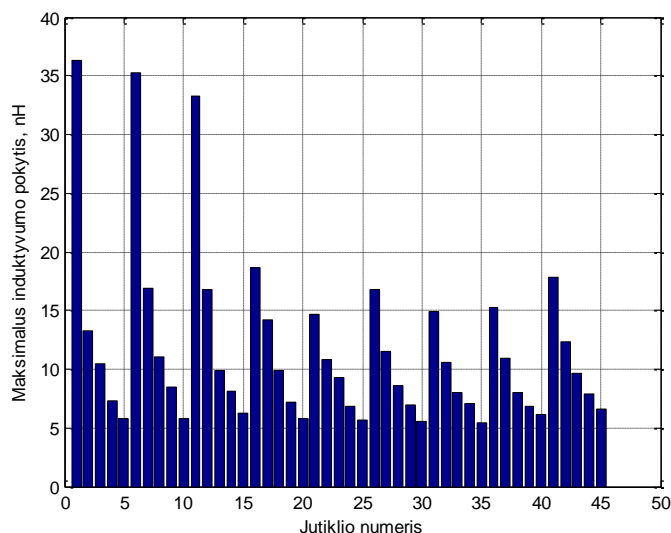
elementų rezoliucijos. Didžiausia problema – modelio geometrinių formų kitimas tempimo metu. Ar tempiant išlaikyti jutiklio plotą vienodą – tokiu atveju tempiant takelio diametras mažėja, ar išlaikyti jutiklio takelio diametrą vienodą – tuomet jutiklio plotas didėja. Pastarasis modelis iš rezultatų pasirodė realistiškesnis.



2.4 pav. Jutiklio vaizdas modeliavimo aplinkoje: a) neįtemptas, b) įtemptas 20%.

Buvo sudarytos 45 jutiklių kombinacijos, kurios pateiktos priede Nr. 1. Kiekvienai kombinacijai apskaičiuojamas ritės induktyvumas nanohenriais, prie atitinkamų viso jutiklio santykinų pailgėjimų procentais. Santykinis pailgėjimas keičiamas kas 5 %.

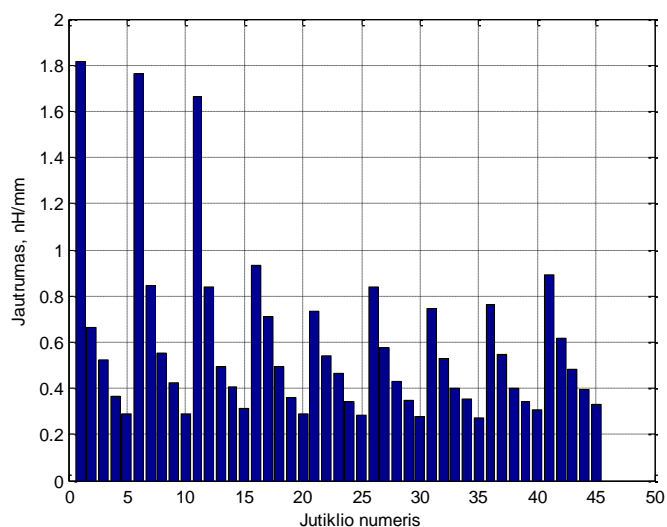
Žemiau esančiame 2.5 paveiksle pateikta jutiklių absoliutinės induktyvumo vertės priklausomybė nuo takelio pločio ir tarpo tarp apvijų. Induktyvumo pokyčio priklausomybė nuo patempimo ilgio pateikta 2.6 paveiksle. Matoma tendencija, kad prie vienodo apvijų skaičiaus didinant takelio plotį – maksimalus induktyvumo pokytis mažėja.



2.5 pav. Induktyvumo pokytis kiekvienai jutiklio geometrinei konfigūracijai prie maksimalaus santykinio pailgėjimo (20%) deformuojamo jutiklio atveju

Matoma tendencija, kad prie vienodo apvijų skaičiaus didinant takelio plotį – jautrumas

mažėja. Tai pasireiškia visose konfigūracijose.



2.6 pav. Jutiklių jautrumas deformuojamo jutiklio atveju

Iš gautų rezultatų matome, kad induktyvumas labiausiai priklauso nuo takelio pločio.

2.2. Matavimo grandinė

Kvėpavimo signalo registravimui panaudota eksperimentinė plokštė LDC1000EVM (žiūrėti 2.7 pav.), kurioje panaudotas 2014 metais išleistas induktyvumo matavimo lustas LDC1000. Eksperimentinė plokštė per usb sąsają jungiama prie kompiuterio, programinėje įrangoje signalai atvaizduojami, saugojami.

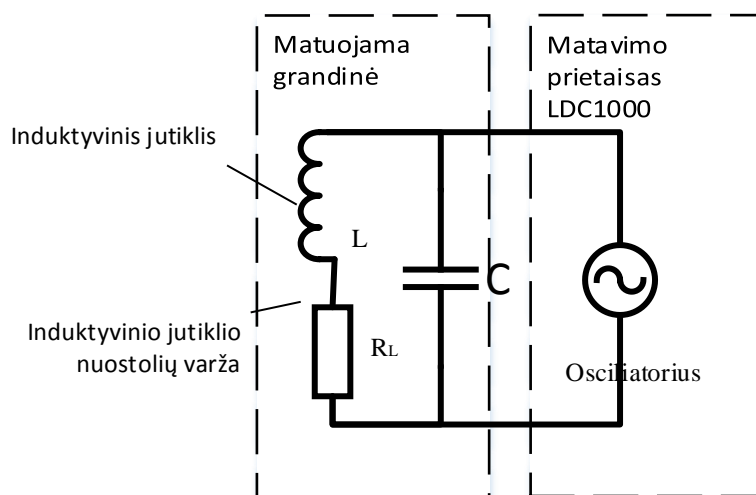


2.7 pav. Induktyvumo matavimo eksperimentinė plokštė LDC1000EVM

Lustas LDC1000 matuoja induktyvumą 24 bitų skyra, impedansą 16 bitų skyra. Prie jutiklio jungiama lygiagretaus rezonanso LC kontūro grandinė. Kad jutiklis veiktų LC grandinė turi atitikti keliamus elektrinius parametrus:

- Grandinės rezonansinis impedansas režiuose $800 \Omega - 4 M\Omega$.
- Grandinės rezonansinis dažnis diapazone $5 \text{ kHz} - 5 \text{ MHz}$.

Matavimo schema pavaizduota 2.8 paveiksle.

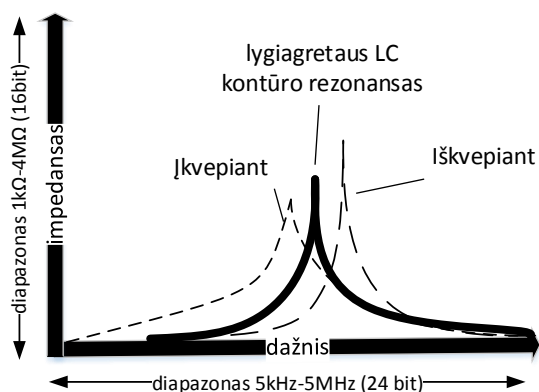


2.8 pav. Induktyvumo matavimo schema su matavimo lustu LDC1000. Adaptuota iš [18].

Tokios grandinės elementų nominalų ir rezonansinio dažnio priklausomybė pateikta formulėje (4).

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{1}{LC} - \left(\frac{R}{L}\right)^2} \quad (3)$$

Įkvėpimo metu plečiasi krūtinės diametras, dirže jutiklis tarpai tarp apvijų didėja, didėja ir ritės induktyvumas. Induktyvumo pokytis šaknimi proporcingas rezonansinio dažnio pokyčiui. Principinis įkvėpimo/iškvėpimo metu LC kontūro rezonansinių parametrų kitimas pavaizduotas 2.9 paveiksle.



2.9 pav. Teorinis rezonansinių parametrų kitimas kvėpavimo metu.

Matuojant rezonansinio kontūro dažnį reikalinga pakankama kontūro kokybė antraip matuojamas dažnis nebus tikslus. Nuo rezonansinio kontūro kokybės priklauso impedanso dažninės charakteristikos statusas matomas 2.9 paveiksle. Kontūro kokybė priklauso nuo jį sudarančių pavienių elementų kokybės ir nuo kontūrą sudarančių elementų nominalo. Lygiagretaus LC kontūro elementų nominalo ir kokybės nurodyta formulėje (4).

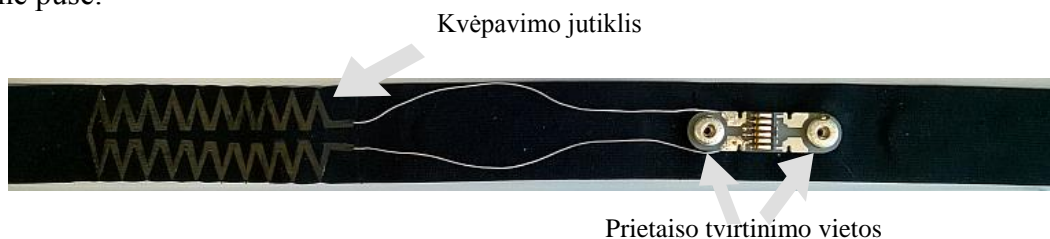
$$Q = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (4)$$

2.3. Aparatinė įranga

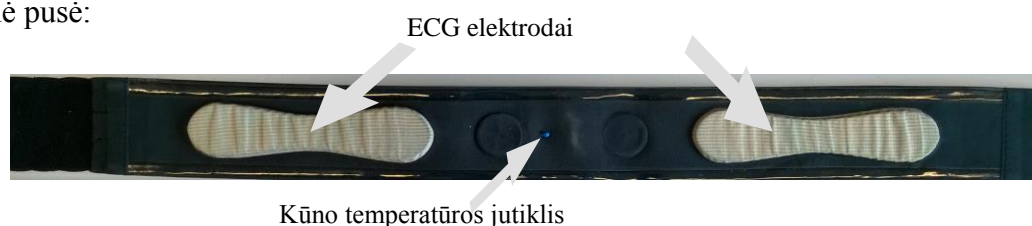
Aparatinė diržo įranga sukurta su spausdintinių plokščių projektavimo įrankiu Altium Designer [19]. Diržas pagamintas partnerių AB „Audimas“.

Diržo struktūra

Išorinė pusė:



Vidinė pusė:



2.10 pav. Tamprus diržas naudojamas kvėpavimo ritmo registravimui su nurodytais integruotais jutikliais

Aparatinė įranga

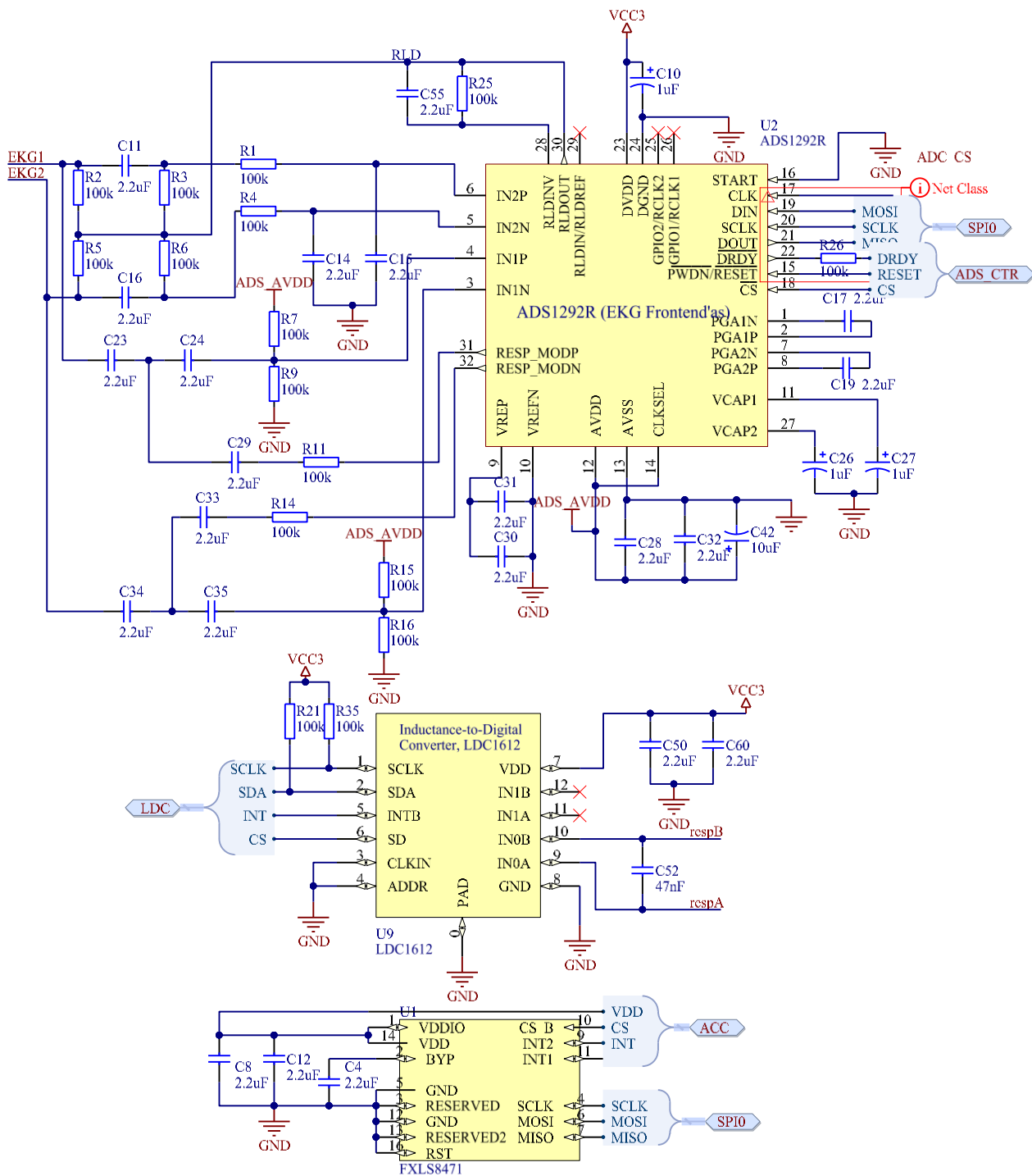
Prietaisą sudarančius komponentus galima suskirstyti į blokus: mikrokontrolerio, matavimus atliekančius lustus, įkroviklio ir maitinimo šaltinius, pasyvius elementus. Mikrokontroleryje išnaudoti visi 31 bendros paskirties atvadai.

➤ Mikroprocesorius ir bevielio ryšio sistema:

Baterijos įtampa ir termistoriaus daliklio įtampa matuojama 10 bitų skyros A/K keitikliu, komunikacijai su jutikliais naudojama nuoseklios SPI ir I2C sąsajos. Schemoje laidai grupuoti į magistrales pagal funkcijas: nuoseklios sąsajos, jutiklių valdymo, šviesos diodų, išorinės SD kortelės valdymo, analogas kodas keitiklio.

3 lentelė. Mikrokontrolerio schemą sudarančių pagrindinių elementų aprašymas

Žymėjimas	Aprašymas
U3	Cortex-M0 mikrokontroleris, 256kB flash, 32kB ram, integruota BLE bevielio ryšio posistemė,
E1	Lustinė 2.4 GHz antena
B1	Antenos impedanso suderinimo grandinė
X1, X2	Kvarciniai rezonatoriai realaus laiko skaičiavimui ir mikrokontrolerio taktiniam dažniui generuoti



2.12 pav. Matavimus atliekančių lustų principinė schema

➤ Įtampos keitikliai ir įkroviklis:

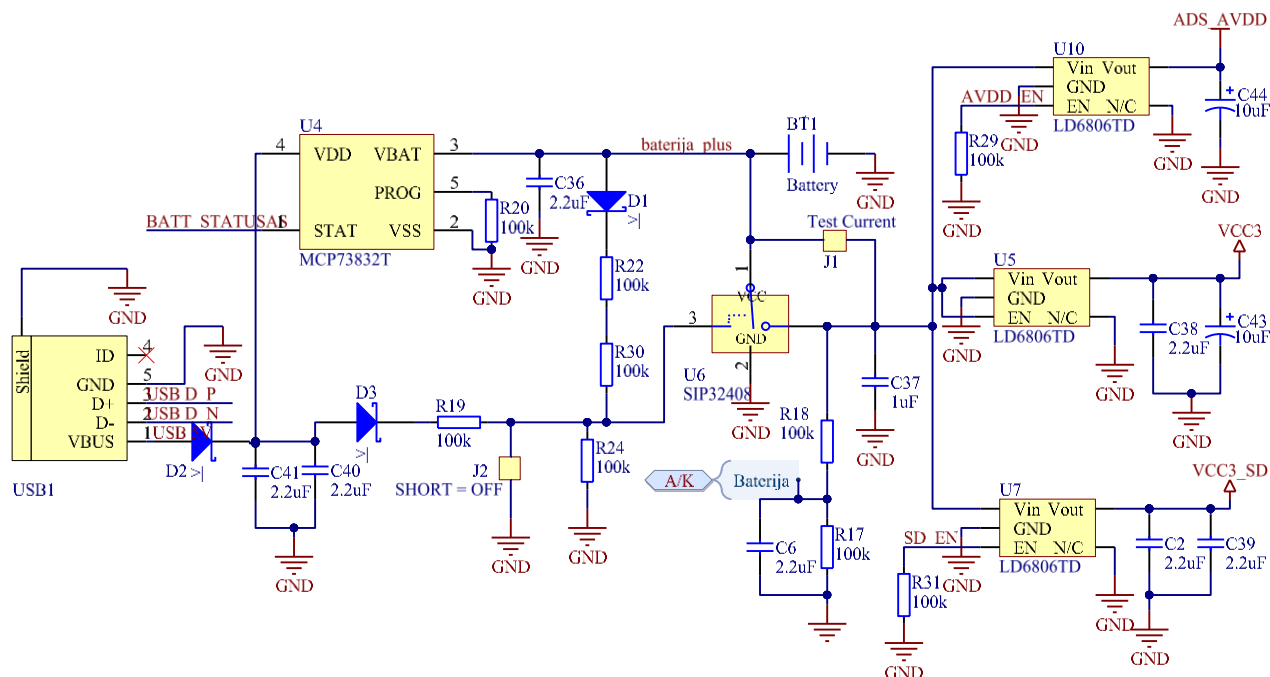
Elektroninis maitinimo šaltinio jungiklis apsaugo nuo baterijos pilno iškrovimo, nepilnai iškrauta baterija pakraunama greičiau nei pilnai iškrauta. Įkrovimas vyksta per mikro USB jungtį per kompiuterį ar kitą 5 V maitinimo šaltinį. Baterijos įtampa matuojama 10 bitų A/K keitiklių, tokia skyra leidžia išmatuoti baterijos likutį 2% tikslumu.

Trys atskiri LD6806 3.0 V įtampos stabilizatoriai naudojami tam kad skirtingomis trasomis maitinimas būtų atvestas į mikroprocesorių, ekg matavimo font-end'ą ir išorinės atminties SD

kortelę. Skirtingos trasos reikalingos atskirti impulsinius triukšmus generuojantį mikroprocesorių nuo įrašymo metu didelę srovę vartojančią SD atminties kortelę ir stabilios įtampos reikalaujančio ekg frontend'o.

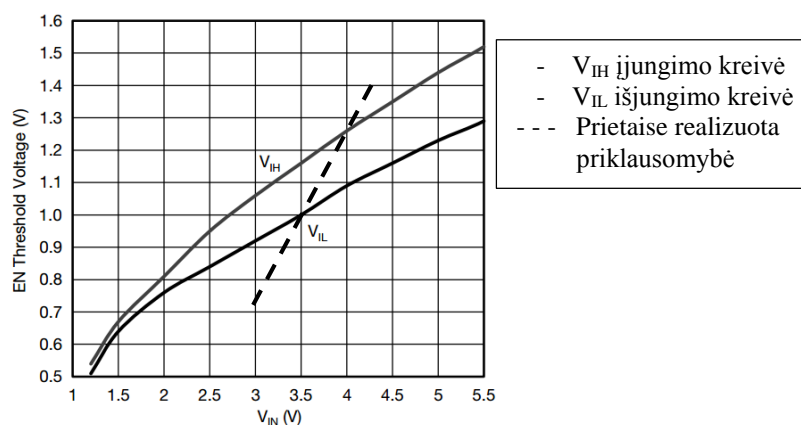
5 lentelė. Įtampos keitiklių ir įkroviklio grandyną sudarančių pagrindinių elementų aprašymas

Žymėjimas	Aprašymas
U10, U5, U7	3V stabilizatoriai skirti mikrokontrolerio, sd kortelės ir matavimus atliekančių lustų maitinimui.
U6	Automatinis jungiklis, atkerta maitinimo šaltinį nuo 3.5 V, įjungia nuo 4.1 V.
U4	Li-po baterijų įkroviklis.
BT1	Li-po 650 mAh baterija, kurios matmenys 6x40x30 mm (storis/ilgis/plotis).



2.13 pav. Įkroviklio ir maitinimo šaltinių principinė schema

Elektroninis šaltinio jungiklio EN (2.14 pav.) atvadas atitinka 3, V_{IN} atitinka 1 atvadą schemoje. Jungiklis turi histerezės kilpą, įsijungia prie aukštesnės įtampos nei išsijungia. EN įtampos priklausomybė nuo V_{IN} priklauso nuo įtampos daliklio koeficiento, kuris sudarytas iš varžų: R22, R30, R24. Pasirinkti daliklio nominalai tokie, kad V_{IN} ir EN priklausomybė būtų kaip pavaizduota 2.14 paveiksle, prietaisas įsijungia nuo 4 V, išsijungia nuo 3,5 V.

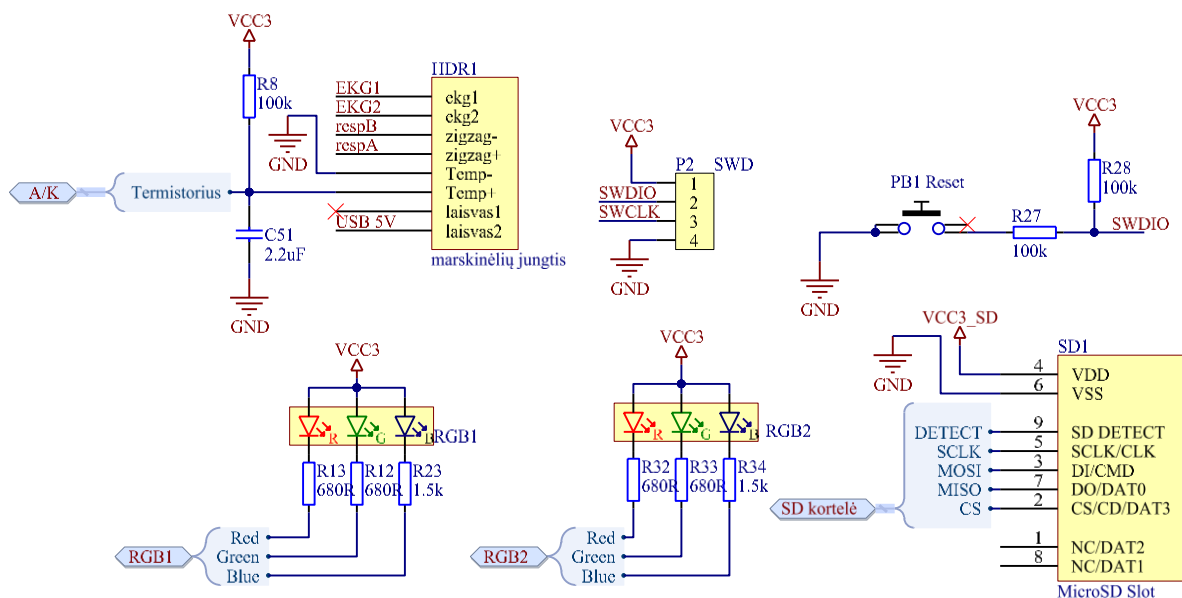


2.14 pav. Elektroninio jungiklio histerezės kilpa ir prietaise realizuota priklausomybė, adaptuota iš [20].

➤ Pasyvūs elementai:

6 lentelė. Pasyviųjų elementų grandyną sudarančių pagrindinių elementų aprašymas

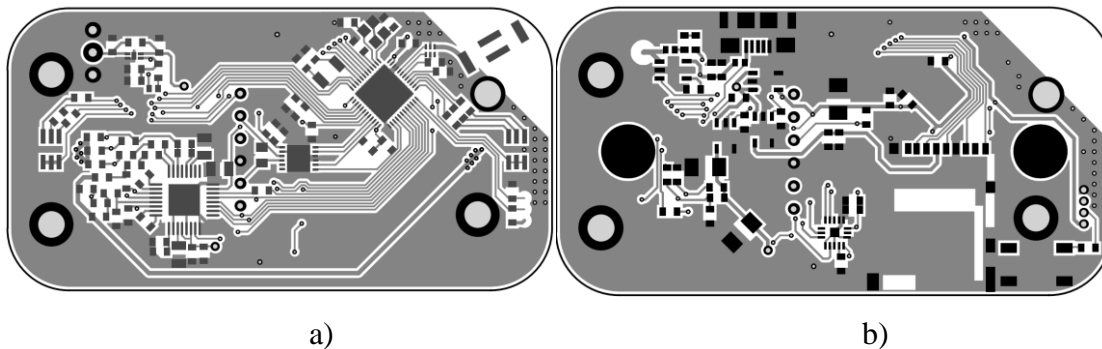
Žymėjimas	Aprašymas
PB1	Reset mygtukas mikrokonrolleriui
SD1	Mikro SD kortelės lizdas.
RGB1, RGB2	3 spalvų šviesos diodai viename luste skirti matavimo indikacijai.
HDR1	Kontaktinė juosta sujungianti prietaise esančius matavimo lustus su dirže esančiais jutikliais.



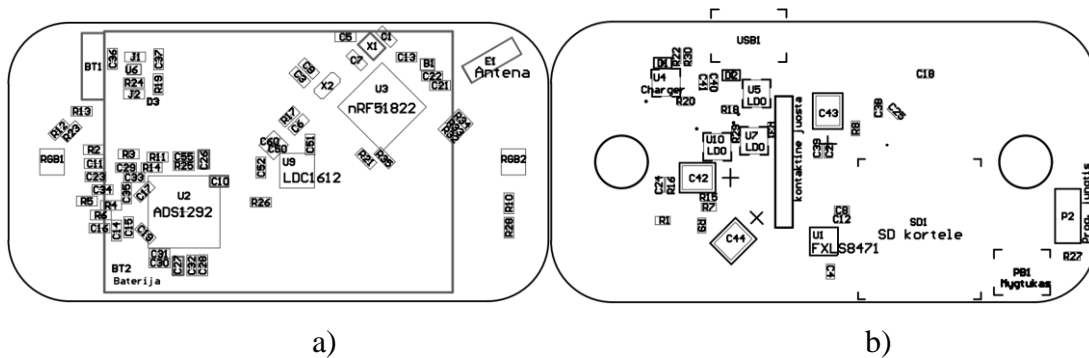
2.15 pav. Pasyviųjų elementų principinė schema

Montažinės plokštės brėžiniai ir prietaiso bendras vaizdas

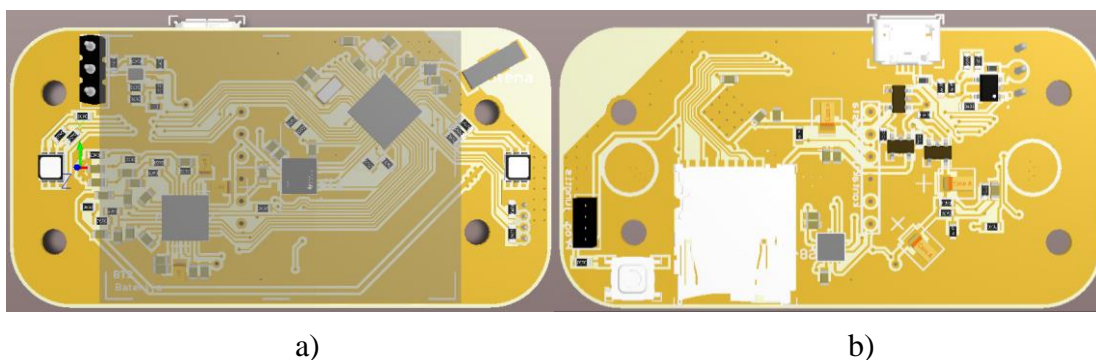
Žemiau pavaizduota prototipo versijos Nr. 2 montažiniai brėžiniai. Lyginant su versiją v1 sumažintas montažinės plokštės plotas per 30 %. Plokštė sumažinti iki minimalaus galimo dydžio – kontaktinės juostos pločio (2.10 pav.), paveiksle 2.16 b) juodi rutuliai atitinka kontaktinės juostos tvirtinimo vietas. Plokštės aukštį ribojo tvirtinimo srėgiai, šviesos diodų lustas ir čipinė antena matoma 2.16 a) dešinėje pusėje. Nenorint, kad dešinys viršutinis srėgis būtų prie pat antenos ir antena prie pat krašto, skylė pastumta.



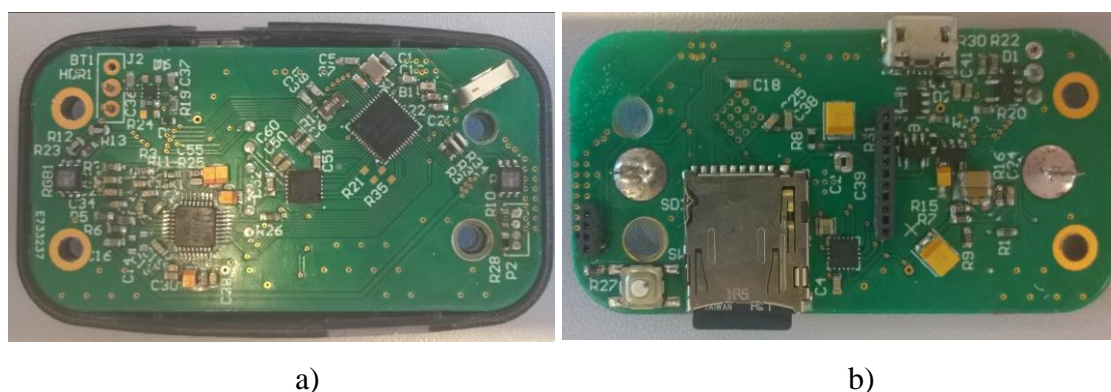
2.16 pav. Įrenginio montažinė schema: a) viršutinis sluoksnis, b) apatinis sluoksnis (veidrodinis vaizdas).



2.17 pav. Elementų išdėstymas montažinėje plokštėje: a) viršutinis sluoksnis, b) apatinis sluoksnis (veidrodinis vaizdas).



2.18 pav. Plokštės 3D vaizdas: a) viršutinis sluoksnis, b) apatinis sluoksnis.



2.19 pav. Pagamintos ir surinktos plokštės vaizdas: a) viršutinis sluoksnis, b) apatinis sluoksnis.

Plokštės tvirtinimo skylės reikėjo pergręžti su grąžtu, kad pašalintų skylės metalizavimą (2.19 pav. b), nes metaliniai srėgiai įsukti į korpusą su briauna užtrumpindavo maitinimą ir žemę.

2.4. zPrograminė aparatinė įranga

Naudojamas Cortex-M0 mikrokontroleris NRF51822 su bevielio ryšio posisteme. Pastaroji posisteme naudoja bendrus mikrokontrolerio resursus, todėl naudojant bevielio ryšio posistemę mikrokontrolerio resursai yra ribojami, pagrindiniai ribojimai:

- Leidžiami tik du prioritetai: aukštas ir žemas.
- Galima naudoti tik RTC0 skaitliuką vidutiniu prioritetu.
- Bevielio ryšio posisteme pasiima 8 kB operatyviosios atminties ir 64 kB skaitomosios atminties.

Programinė įranga susideda iš:

- Pagrindinė programa – vykdoma tik po pertraukties
- RTC pertrauktys – žemas prioritetas
- GPIOTE pertrauktys – aukštas prioritetas

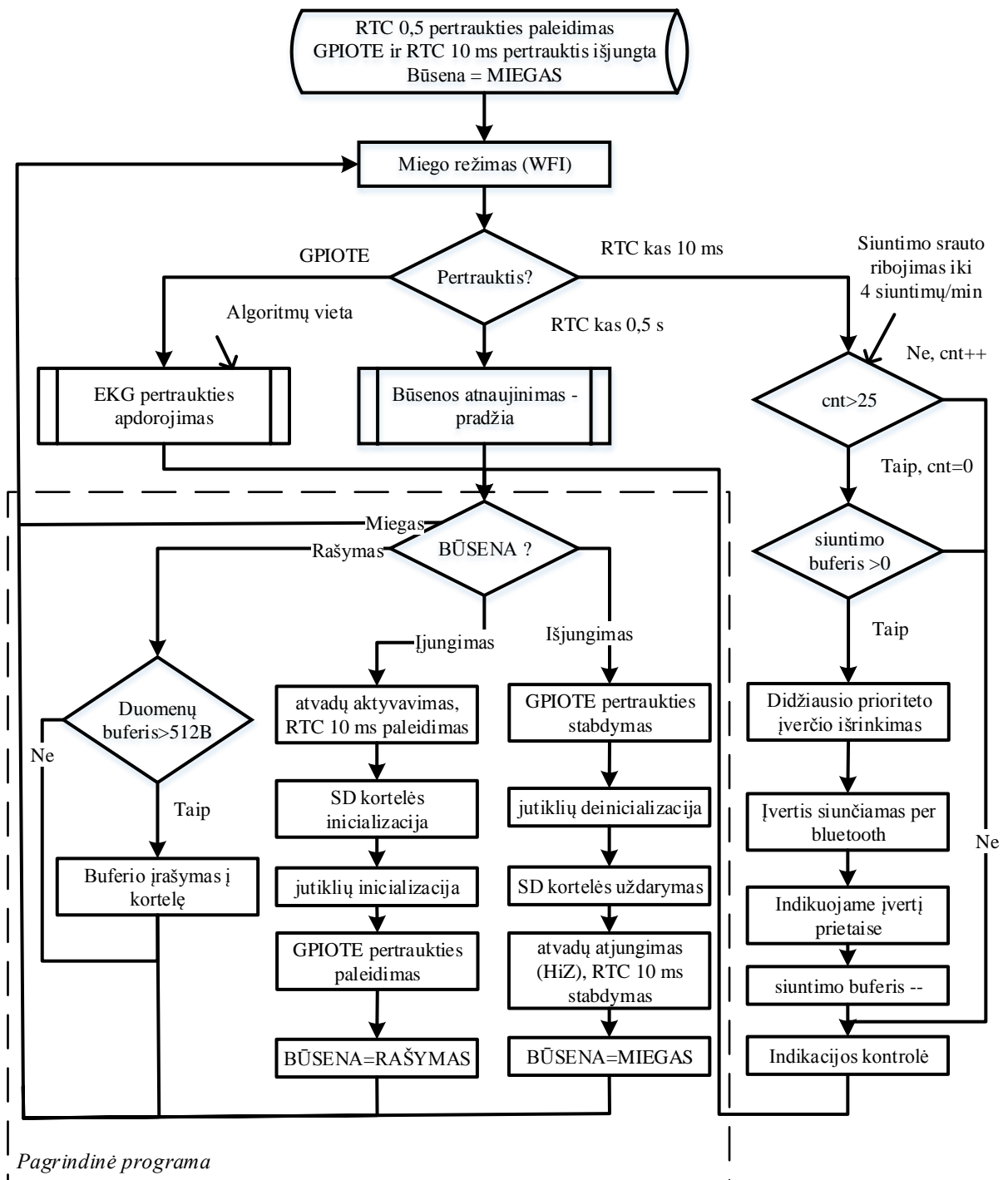
Pagrindinės programos paskirtis prietaiso inicializacija ir deinicializacija prietaiso paleidimo/stabdymo metu, SD kortelės aptarnavimas, duomenų įrašymas. SD kortelės įrašymo procesas gali būti bet kada pristabdomas pertraukčių nesugadinant įrašymo proceso ir duomenų, nes SD kortelės SPI magistralė nesidalina su kitais jutikliais. Duomenys į SD kortelę įrašomi standartizuotu bendrų biomedicininų duomenų formatu GDF (angl. generic data format) [21]. Vartotojas duomenų peržiūrai gali naudoti nemokamą atviro kodo programą SigViewer [22]. Lyginant su matlab paketu šios programos privalumas, mano nuomone, yra intuityvus ir paprastas valdymas, signalų perdengimo galimybė ir greitas signalų užkrovimas.

Mikrokontroleris būna miego režime kol jo nepažadina pertrauktys. Miego režime vyksta pertrauktys 1 s intervalu, kurių metu tikrinama ar prietaisas užsegtas ant diržo. Tokio režimo metu suvartojama vidutinė 670 μ A srovė (3V maitinimas), miego režime prietaisas veiktų 34 dienas su 550 mAh talpos baterija.

Rašymo režime prietaisas vartoja vidutinę 32 mA srovę, numatoma veikimo trukmės 15 val. (teorinis skaičiavimas 17 val.).

Sukurta programinis skverbtių ir dažnio generatorius naudojamas šviesos diodų maitinimui, kurių kontrolė vykdoma RTC funkcijoje kas 10 ms. Baterijos įkrovimo metu šviesos diodai mirksi kas 3 s intervalu, šviesos diodų įjungimo/išjungimo trukmė (skverbtių) nustatoma pagal išmatuotą baterijos talpą. Vartotojas gali vizualiai apytiksliai įvertinti kiek procentų baterija yra pasikrovusi.

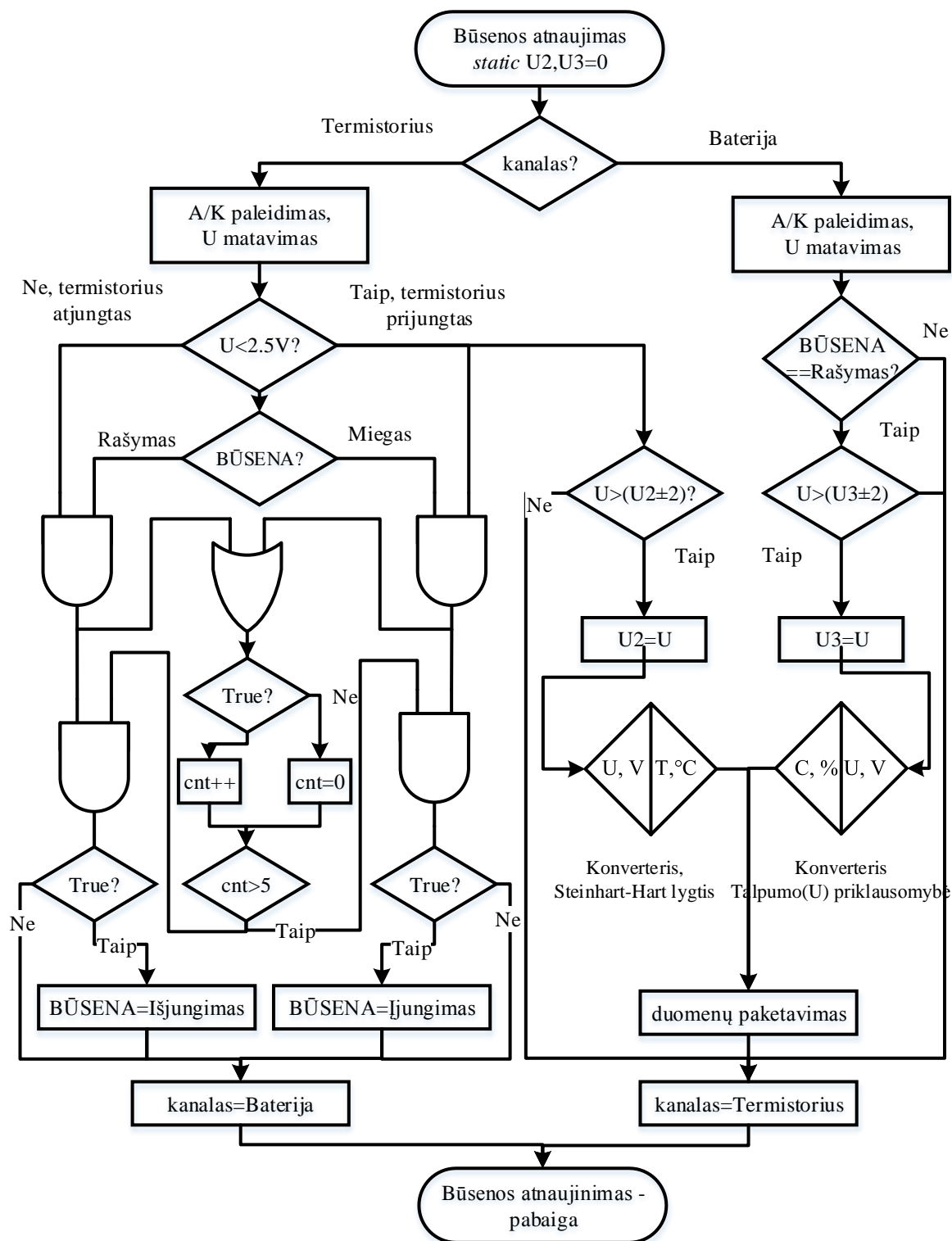
Bevielio ryšio duomenų srautas ribojamas iki 4 reikšmių/sekundę. Pastebėta, kad senesni android mobilieji telefonai atsijungia nuo bluetooth ryšio kai duomenų srautas būna neperiodinis arba didelio dažnio. Tiksliai atsijungimo priežastis neišsiaiškinta, tačiau srauto ribojimas išsprendžia šią problemą. Įverčiai siuntimo buferyje turi savo prioritetus pagal kuriuos sustami į siuntimo eilę, prioritetai mažėjimo tvarka tokie: temperatūra, kvėpavimo ritmas, širdies ritmas, baterija. Kadangi temperatūra kinta lėtai ir tik retomis sąlygomis, kitimo tiksliai atvaizdavimui suteiktas didžiausias prioritetas. Kadangi kvėpavimo ritmas mažesnis nei širdies, jam suteiktas didesnis prioritetas. Srauto apribojimas suveikia tik didelio fizinio aktyvumo metu kai $\dot{S}R > 200$ kartu $KR > 40$, į mobilią aplikaciją siunčiamus įverčius galima vadinti realaus laiko.



2.20 pav. Programinės įrangos blokinė diagrama Nr. 1 – pagrindinė programa

Toliau aprašytas automatinis prietaiso įsijungimo/išsijungimo mechanizmas. Dirže yra integruotas termistorius, kuris prijungtas prie diržo kontaktinės juostos. Prietaisas kas sekundę matuoja prietaise esančio rezistyvinio daliklio įtampą, kurios įtampa priklauso nuo to ar prijungtas išorinis termistorius. Jeigu prietaisas užsegamas ant diržo, prietaiso A/K keitiklis išmatuoja įtampą žemesnę nei 2.5 V, kuri priklauso nuo temperatūros. Jeigu prietaiso kontaktinė juosta kybo ore, prietaisas išmatuoja maitinimo įtampą. Reikalingas nenutrūkstamas 5 s. trukmės diržo užsegimas ar atsegimas, kad atitinkamai prietaisas pereitų į rašymo būseną ar išsijungimo.

Ijungimo/išjungimo intervalo trukmė reikalinga, kad vartotojas spėtų taisyklingai užsegti prietaisą ant diržo ir kad prietaisas būtų atsparus momentiniam kontakto dingimui.

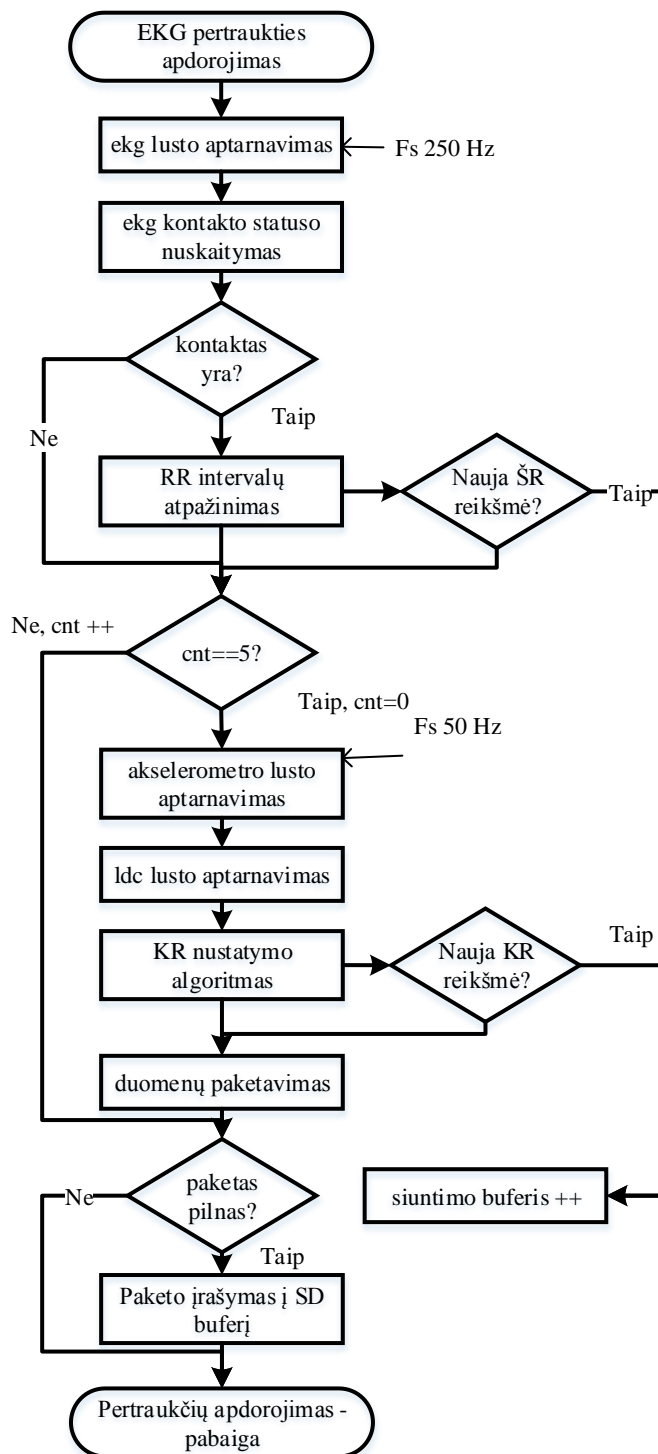


2.21 pav. Programinės įrangos blokinė diagrama Nr. 2 – analogas/kodas keitiklių pertraukčių sistema

Išorinių pertraukčių sistema atsakinga už duomenų surinkimą iš matavimus atliekančių lustų: elektrokardiogramos ads1292r, impedanso ldc1612, akcelerometro fxls847. Ekg matavimo lustas tiekia GPIOTE pertrauktis nustatytu diskretizavimo dažniu 250 Hz. Ekg pertrauktys tampa vedliu

kitų jutiklių duomenų surinkimui dažniu 50 Hz.

Šioje sistemoje vykdomi širdies, kvėpavimo ritmo įverčių nustatymo algoritmai. Surinkti matavimų rezultatai iš lustų iškart apdorojami, paketuojami ir talpinami į sd įrašymo masyvą. Nauji širdies, kvėpavimo ritmo įverčiai talpinami į siuntimo buferį.



2.22 pav. Programinės įrangos blokinė diagrama Nr. 3 – išorinių pertraukčių sistema

Kvėpavimo ritmo matavimo funkcijos prototipas C kalboje parodytas 2.23 paveiksle. Jeigu aptinkamas naujas įkvėpimo momentas funkcija gražina reikšmę 1, iš *SFT_DOUT* struktūros

galima pasiimti naują KR įvertį.

```
uint8_t single_frequency_tracker(float value, SFT_DOUT *sft_dout, SFT_INSTANCE *s){
```

2.23 pav. Kvėpavimo ritmo matavimo funkcijos prototipas programinėje įrangoje.

Funkcijai įėjimo parametras - nauja signalo įėjimo reikšmė *value*, išėjimo parametrai: pavienio dažnio seklio lokalūs kintamieji saugojami struktūroje *SFT_INSTANCE*, išėjimo signalai ir įverčiai saugojami struktūroje *SFT_DOUT*.

```
typedef struct{
float sample[2],y[2],y1[2],Q[2],Q1[2],A1[2],B1[2];
float RESULT[2],TERM1[2],TERM2[2],samples[32];
float w;
int dec_cnt,fifo_cnt,Fs, Upp_window_cnt, Upp_window_sec, min_Upp_value;
float bw; //bandwidth
float mu; //adaptation speed
int decimate;
float min,max,amplitude;
bool Upp_state;
}SFT_INSTANCE;

typedef struct{
uint8_t breathe_rate;
float frequency_estimate;
float output_signal;
float filtered;
int32_t instant_dc;
bool dc_removed;
}SFT_DOUT;
```

a) b)

2.24 pav. Kvėpavimo ritmo nustatymo funkcijos parametrai: a) pavienio dažnio seklio lokalių parametrų struktūra, b) išėjimo signalų ir įverčių struktūra.

Struktūroje *SFT_INSTANCE* yra nustatomi pradiniai algoritmo Nr. 3 parametrai – decimacijos dydis, adaptacijos greitis, JF pralaidos juostos plotis, taip pat joje saugojame lokalūs kintamieji skirti adaptacijos mechanizmui realizuoti, kuriame naudojami kompleksiniai skaičiai, todėl dauguma lokalių parametrų yra po 2, kurie skirti realiai ir menamai skaičiaus daliai. Funkcija yra universali, greitai pritaikoma ir modifikuojama. Ši funkcija taip pat naudota akceleracijų signalams siekiant atpažinti ėjimą nuo sėdėjimo ir nustatyti ėjimo ritmą.

Pavienio dažnio seklio funkcijos adaptyviame mechanizme (2.33 pav.) vykdomos kompleksinės aritmetikos (sudėtis, daugyba), trigonometrines, Eulerio funkcijos. Įterptinėje sistemoje šių funkcijų realizavimui panaudota ARM mikrokontrolerių optimizuoto kodo aritmetinių funkcijų biblioteka CMSIS DSP [23]. Hilberto transformacija gaunama surenkant 16 realių įėjimo reikšmių į masyvą ir nuosekliai atliekant etapus: Furje transformaciją, gautas rezultatas dauginamas iš pastovių reikšmių masyvo, gautam rezultatui daroma atvirkštinė Furje transformacija. Kaip vykdoma Hilberto transformacija išsiaiškinta analizuojant matlab pakete Hilberto transformacijos vykdymo kodą.

2.5. Duomenys

Duomenys skirti kiekybiniam algoritmų įverčių tikslumo nustatymui. Algoritmams testuoti sukurtas simuliuotų duomenų generatorius, taip pat sukurtas paciento simulatorius - automatinės diržo tampymo staklės.

Simuliuoti duomenys

Sekančiuose poskyriuose aprašoma kaip sukurtas testinis kvėpavimo signalas, kuriame

egzistuoja žemų dažnių kvėpavimo dedamoji ir aukštų dažnių judesio artefaktų dedamoji, SNR lygis yra keičiamas. Testinis signalas simuliuoja kvėpavimo signalą įvairių fizinių pratimų metu, nuo kurio pasirinkimo prikauso SNR lygis tarp žemų ir aukštų dažnių komponentės. Parašytas algoritmas matlab pakete kuris iš realaus kvėpavimo signalo įrašo nustato SNR santykį, kuris po to naudojamas simuliacijoje.

Sukuriamos trys algoritmų konfigūracijos apjungiant kvėpavimo ritmo nustatymo funkcijas:

1. Naudojant tik pikinį detektorių.
2. Kvėpavimo signalas nufiltruotas adaptyviu JF (pavienio dažnio seklys) paduodamas į pikinį detektorių.
3. Kvėpavimo signalas nufiltruotas adaptyviu JF (pavienio dažnio seklys) paruošdamas į pikinį detektorių, kuris nustato tik įkvėpimo momentus, o KR išmatuojamas pagal JF pjūvio dažnį.

Zonduojant algoritmus testiniu signalu nustatomas įkvėpimo momentų aptikimo tikslumas, kvėpavimo ritmo įverčių vidutinė kvadratinė paklaida (angl. sutr. RMSE), šių įverčių standartinės deviacijos (angl. sutr. std). Testinio signalo vidutinė trukmė 90 min., testinis signalas pro algoritmus praleidžiamas po 10 kartų.

Simuliacinis signalo generatorius

Simuliacinis generatorius skirtas simuliaciniam kvėpavimo signalui generuoti, kurį sudaro žemų dažnių kvėpavimo dedamoji ir aukštų dažnių judesio dedamoji. Aukštų dažnių artefaktai atitinka rankų judesius, kurie yra neatskiriama krūtinės tūrio pokyčio kartu su kvėpavimu priežastis.

Pirmiausia yra sugeneruojami 1000 kvėpavimo ir 10000 judesio dažnio įverčių masyvas pasirinktame intervale naudojant gausinio triukšmo generatorių.

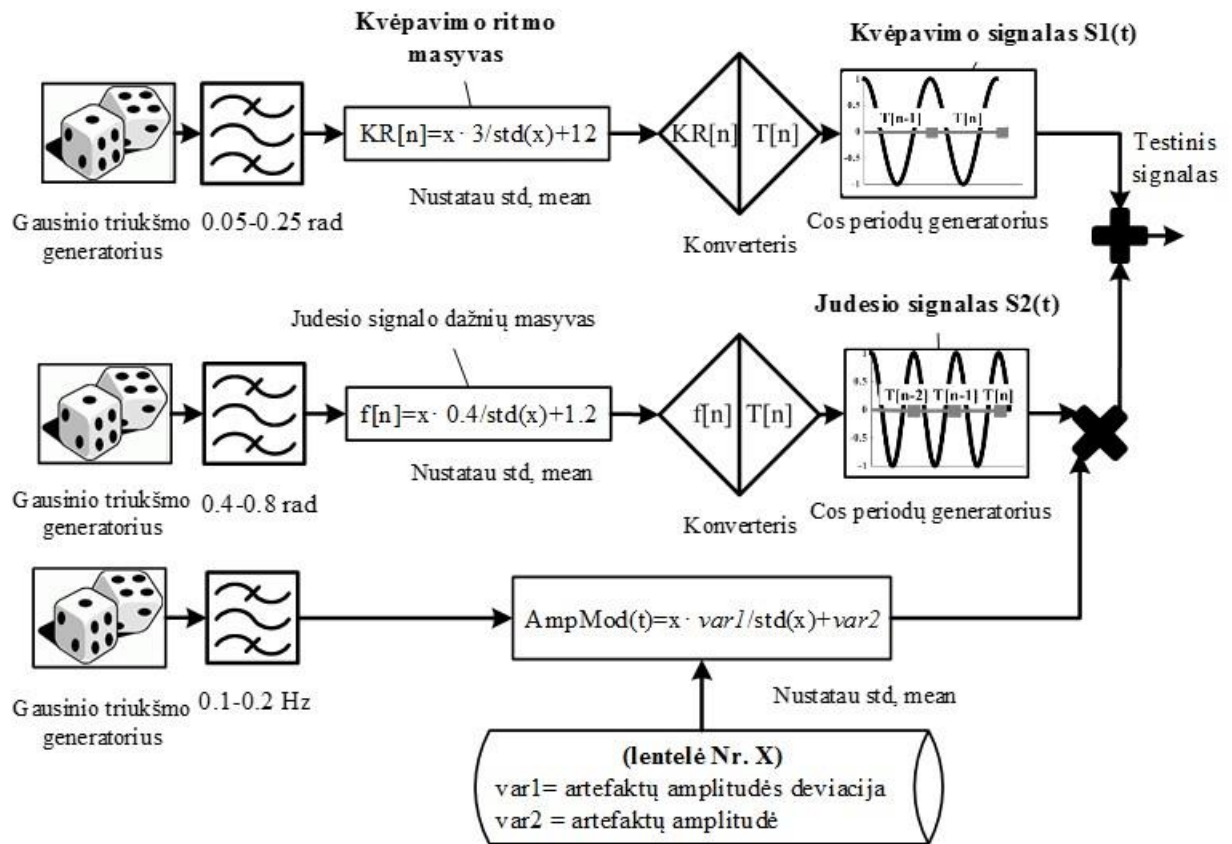
- Kvėpavimo ritmo intervalas: 0.2 ± 0.05 Hz, 12 ± 3 bpm.
- Judesio artefaktų dažnis: 1.2 ± 0.4 Hz, arba 72 ± 24 bpm.

Įverčių kintama dedamoji yra nufiltruota JF, kas suteikia įverčiams harmoninę priklausomybę. Kadangi įverčiai nėra tolyginis laikinis signalas, jo diskretizavimo dažnis laike kinta, todėl JF pjūvio dažniai aprašomi radianais

Toliau, kiekvienam kvėpavimo ir judesio dažnio įverčiui yra sukuriamas vieno periodo trukmės idealus kosinusinis normalizuotos amplitudės signalas, kurio diskretizavimo dažnis yra 50 Hz, periodai paeiliui yra akumuliuojami. Judesio signalas visada būna ilgesnis už kvėpavimo signalą dėl didesnio pasirinkto periodų skaičiaus, todėl judesio signalas yra sutrumpinamas iki kvėpavimo signalo ilgio.

Paskui, generuojamas amplitudžių masyvas, kuris naudojamas judesio signalo moduliacijai.

Generuojamas amplitudžių masyvas turi nuolatinę dedamąją, kurios amplitudė priklauso nuo SNR vidurkio, ir kintančią dedamąją, kurios amplitudė priklauso nuo SNR standartinės deviacijos. Kintanti dedamoji praleidžiama pro JF, kad kistų harmoniškai.



2.25 pav. Testinio signalo generatoriaus blokinė diagrama

SNR lygio nustatymas įvairių fizinių pratimų metu

SNR lygis nustatytas iš realių įrašų užregistruotų su sukurta aparatine įranga įvairių fizinių pratimų metu: sėdėjimas, ėjimas, bėgimas, sunkioji atletika, tempimo pratimai. Sukurta matlab pakete programa automatiškai apdorojanti pasirinktą įrašą ir nustatanti SNR lygį.

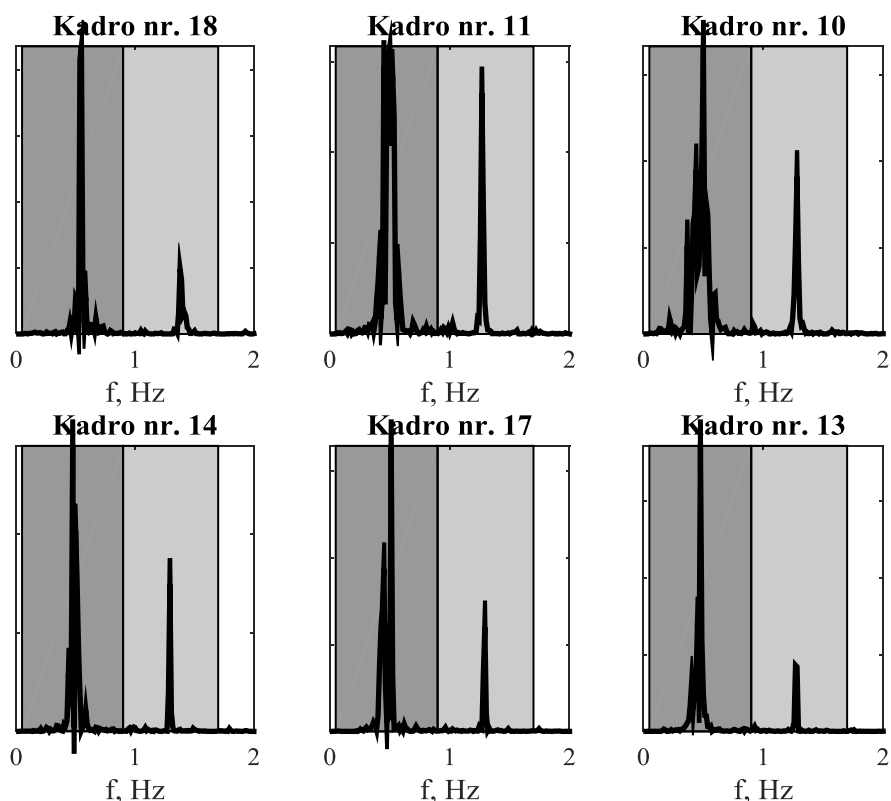
SNR lygis kinta priklausomai nuo fizinio pratimo, kurio metu keičiasi rankų judesių amplitudė, dažnis, trajektorija. Kadangi sporto metu pratimai yra daromi pakartotinai su pertraukomis, algoritmas nustatantis įrašo SNR turi atmesti pertraukų dalis, nes pertrauka, kurios metu einama arba sėdima yra daug žemesnio lygio fizinis krūvis.

Algoritmas įrašą suskaido po 1.6 s. trukmės kadrus, kuriuose daroma Furje transformacija ir naudojant LF/HF metodą nustatomas santykis tarp žemų/aukštų dažnių amplitudės. Aukštų/žemų dažnių slenkstis parenkamas 0.9 Hz, atitinkamai diapazonai:

- Žemų dažnių diapazonas – 0.05 - 0.9 Hz
- Aukštų dažnių diapazonas – 0.9 - 1.6 Hz

Slenkstis 0,9 Hz yra fiksuotas ir parinktas eksperimentiškai toks, kad tiktų visiems 6 eksperimentiniams įrašams. Algoritmas įrašė randa 6 kadrus, kurių SNR yra didžiausias, toliau iš

jų skaičiuojamas vidurkis, standartinė deviacija, kurie yra naudojami testinio signalo generavimui. Žemiau pateikti bėgimo įrašė atrinkti 6 kadrai, kurių SNR didžiausi.



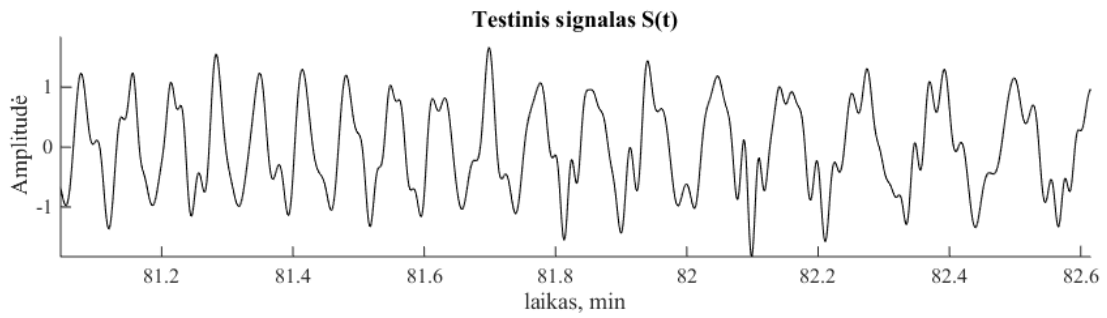
2.26 pav. Sukurto SNR lygio nustatymo algoritmo tarpiniai rezultatai: atrinkti 6-ių didžiausių SNR kadro spektrai, jų spektrai atvaizduoti paveiksle, pažymėti žemų/aukštų dažnių diapazonai, kuriuose matuojamas PSD santykis.

Žemiau pateikiama lentelė su nustatytais SNR lygiais atliekant įvairius pratimus. Kiekvieno įrašų trukmė >60min.

7 lentelė. Nustatytas SNR lygis iš realių paskirų įrašų kiekvieno nurodyto pratimo metu.

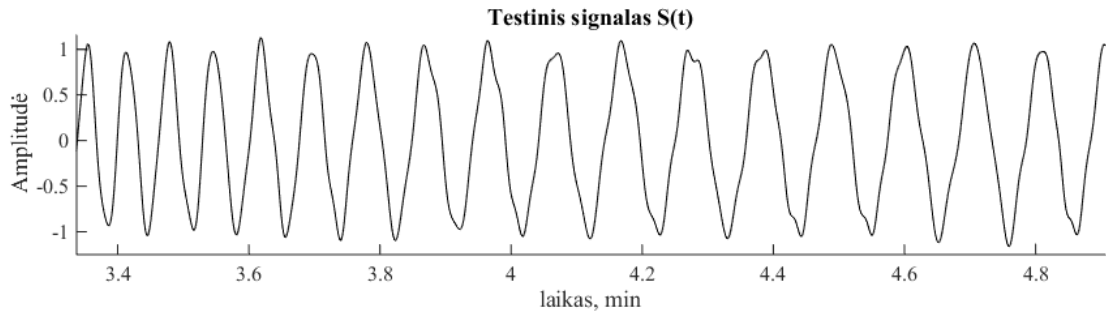
Pratimo pavadinimas	Judesių/kvėpavimo amplitudės santykis (<i>Var2</i>)	Judesių standartinė amplitudės deviacija (<i>Var1</i>)	Nustatytas SNR, dB
Sėdėjimas	0,02	0,001	17
Ėjimas	0,13	0,03	8,8
Sunkioji atletika	0,32	0,12	4,9
Bėgimas	0,41	0,03	3,8
Tempimo pratimai	0,46	0,03	3,4

Žemiau pateiktas sugeneruotas testinis signalas tempimo pratimų metu. Pasiektas norimas rezultatas, kad signale esančioji artefaktų dedamoji kistų dinamiškai.



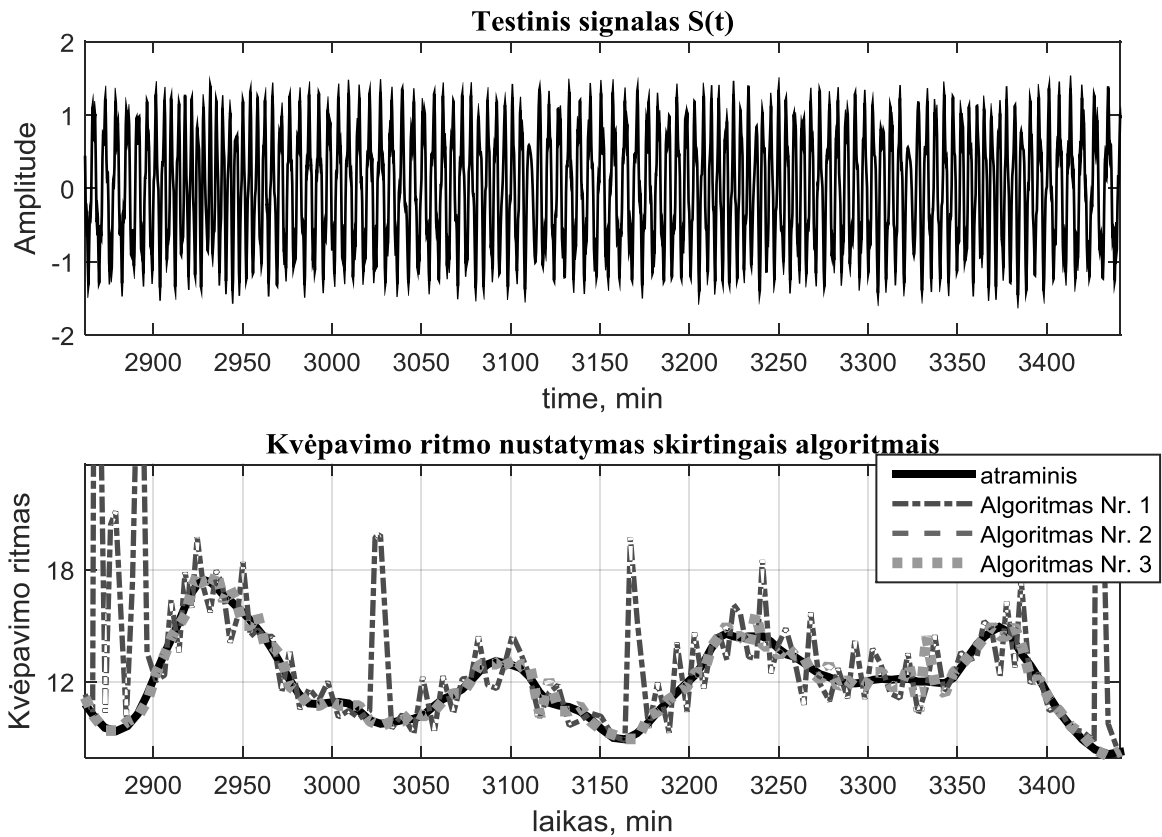
2.27 pav. Testinio signalo atkarpa iš tempimo pratimo simuliacijos

Žemiau pateikta testinio signalo atkarpa bėgimo metu.



2.28 pav. Testinio signalo atkarpa iš bėgimo pratimo simuliacijos

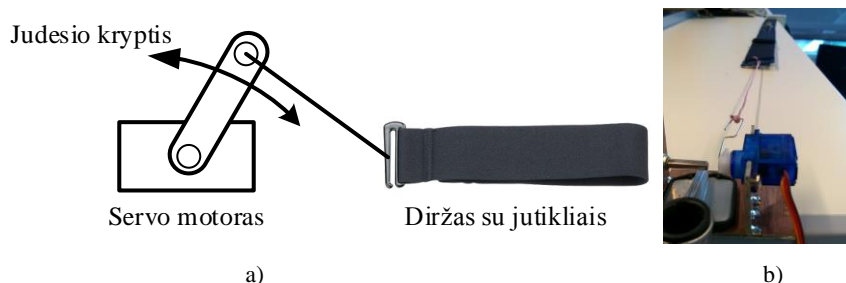
Paveiksle Nr. 2.29 pavaizduota generatoriaus atraminių KR reikšmės ir lygiagrečiai sugeneruotas testinis signalas.



2.29 pav. Simuliuotas testinis signalas tempimo pratimų būsenos (viršutinis grafikas), lygiagrečiai pateikti kvėpavimo ritmo įverčiai aptikti trimis bandomais algoritmais (apatinis grafikas).

Laboratoriniai duomenys

Sukurtos diržo tampymo staklės, kurios simuliuoja žmogaus krūtinės ląstos tūrio pokyčius. Stakles valdo arduino mikrokontroleris naudojant žingsninio motoro valdymo biblioteką. Naudojant bibliotekos funkcijas galima pasirinkti motoro pradinę ir baigtinę padėtį laipsniais ir sukimosi greitį.



2.30 pav. Diržo tampymo staklių iliustracija (a) ir realaus maketo vaizdas (b)

Kvėpavimo ritmas nustatomas naudojant pikinį detektorių (Algoritmas Nr. 1), įverčiai apvalinami į sveiką skaičių. Žemiau pateikti kvėpavimo ritmo įverčiai.

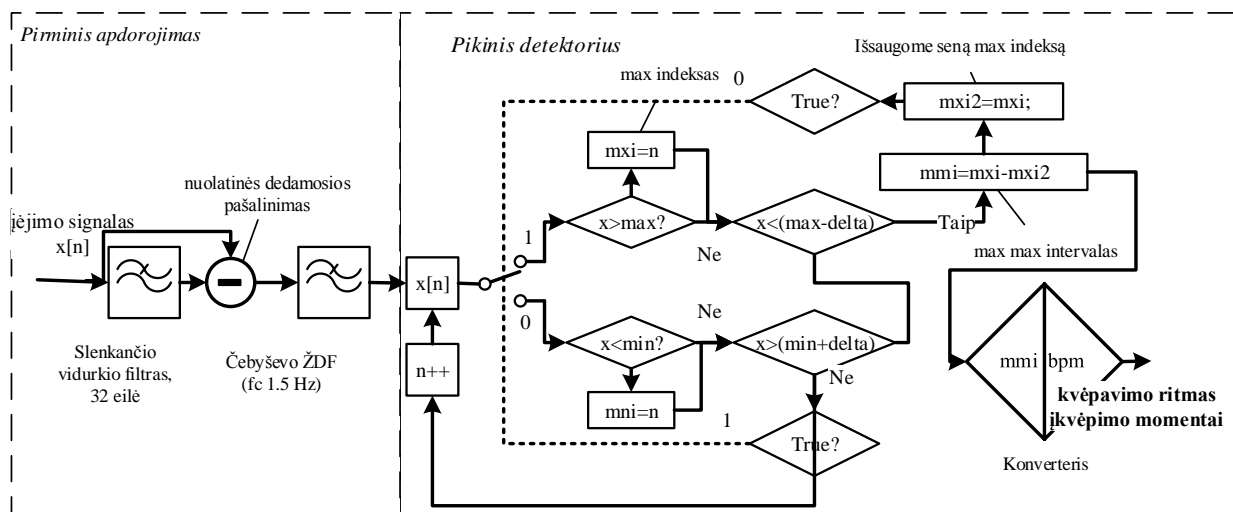
8 lentelė. Nustatytas algoritmo kvėpavimo ritmo matavimo tikslumas laboratorinėmis sąlygomis

Nustatytas kvėpavimo ritmas, įkvėpimai/min	Kvėpavimo ritmo paklaida, įkvėpimai/min
5	0/0
10	0/0
15	0/0
25	0/0
40	+1/-1
50	+2/-2

2.6. Algoritmai

Sukuriamos trys algoritmų konfigūracijos panaudojant pirminį signalų apdorojimą, pikinį detektorių, pavienio dažnio seklį. Trys konfigūracijos skirtos palyginti kvėpavimo ritmo įverčių tikslumą tarp skirtingų matavimo metodų: klasikinio populiarus KR matavimo metodo naudojant pikinį detektorių [24], išmanaus sudėtingo 2012 m. sukurto pavienio dažnio seklio [25].

➤ Algoritmas Nr. 1



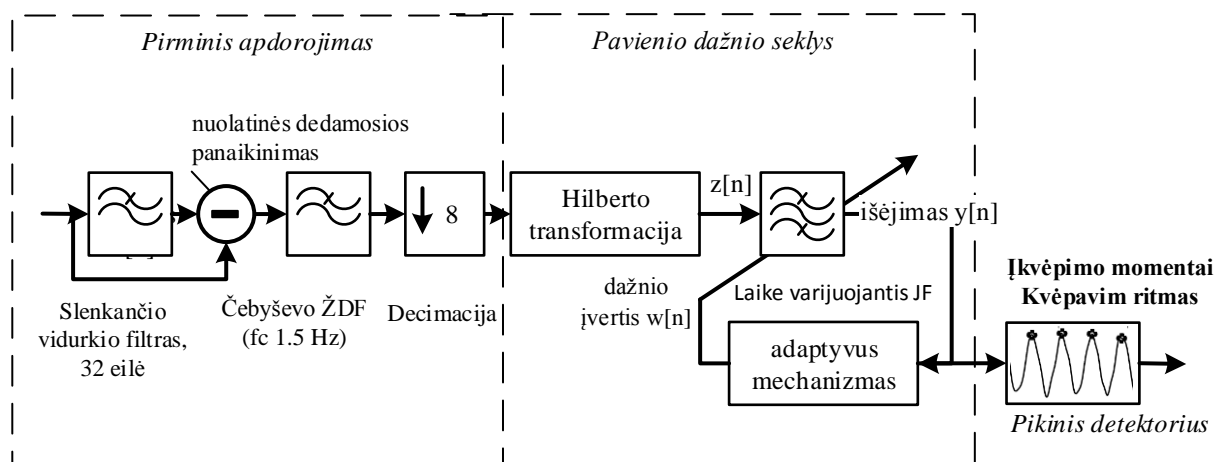
2.31 pav. Algoritmo Nr. 1 blokinė diagrama

Algoritmas paeiliui ieško maksimumo ir minimumo (2.31 pav. jungiklis), kurie tenkina užsiduotą minimalios amplitudės sąlygą (2.31 pav. delta). Paeiliui ieškoti ekstremumų yra tikslinga, nes žmogus natūraliai periodiškai kartoja įkvėpimo/iškvėpimo ciklą. Ieškant maksimumo pirmos atskaitos amplitudė tampa maksimumo reikšme, kurią pakeičia sekančios atskaitos jeigu yra didesnės. Didžiausia amplitudė tampa pikų kai einančiosios atskaitos amplitudė kerta žemiau slenksčio skaičiuojamą nuo didžiausios amplitudės atėmus delta. Analogiškai ieškomas minimumas. Intervalai tarp maksimumo pikų (2.31 pav. mmi) naudojami KR skaičiavimui.

$$KR = \frac{60(\text{sek}) \cdot Fs(\text{Hz})}{mmi} \quad (5)$$

mmi – intervalas tarp maksimumo pikų (2.31 paveiksle)
 Fs – diskretizavimo dažnis, Hz

➤ Algoritmas Nr. 2

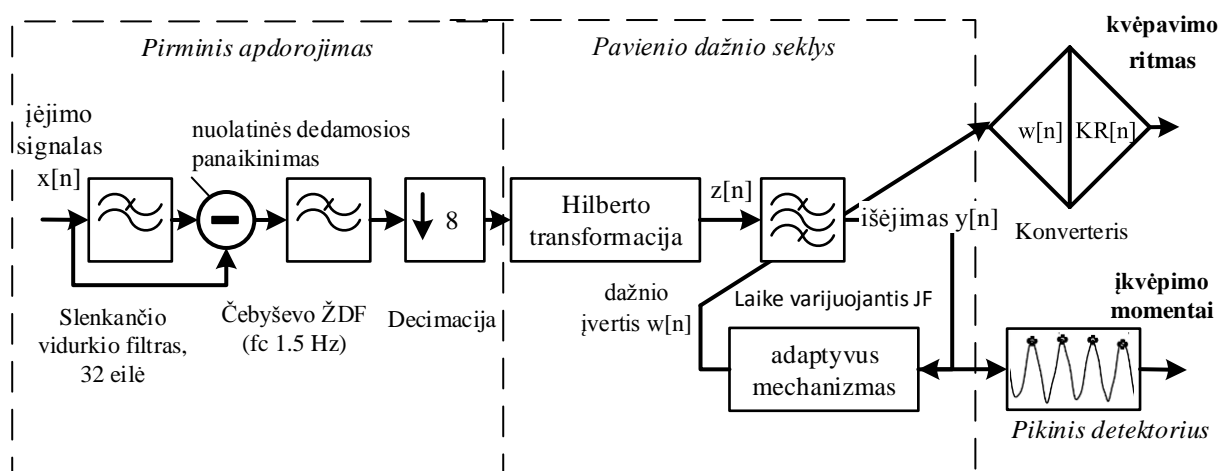


2.32 pav. Algoritmo Nr. 2 blokinė diagrama

Pavienio dažnio seklys [25] skirtas sinuso formos signalo dažnio sekimui, kurio nuolatinė

dedamoji artima nuliui. Įėjimo signalas transformuojamas į analitinį signalą naudojant Hilberto transformaciją. Algoritmas įėjimo signalą filtruoja juostiniu filtru, kuriam inicializacijoje nustatomas juostos pločio parametras (sutr. bw) ir adaptacijos greitis (sutr. μ). Adaptyvus mechanizmas keičia juostinio filtro pjūvio dažnį taip, kad po JF filtro būtų išskiriama didžiausia signalo energija. Po juostinio filtro išskirdamas išėjimo signalas paduodamas į anksčiau aptartą pikinį detektorių. Signalų decimacija 8 sumažina įėjimo signalo matavimo diapazoną nuo 0 – 25 Hz (kai F_d 50 Hz) iki 0 – 3,125 Hz, kuris yra pakankamas, nes kvėpavimo dažnio diapazonas yra 0,05 – 1,5 Hz. Pirminis apdorojimas atlieka anti-sanklodinio (angl. anti-aliasing) funkciją, kuri yra būtina atliekant decimaciją. Esant pastoviam JF pralaidos juostai matavimai mažesniame matavimo diapazone atliekami tiksliau dėl slenkančio kabelio skaičių formato tikslumo ar kitų neišsiaiškintų priežasčių.

➤ Algoritmas Nr. 3



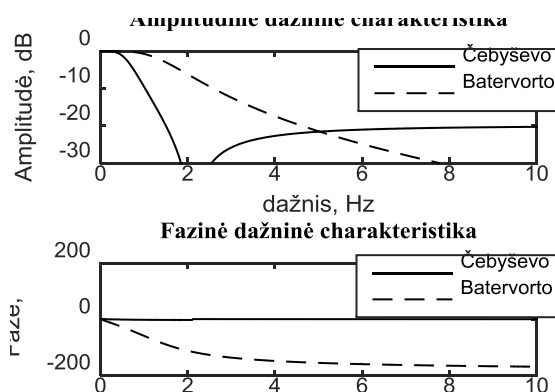
2.33 pav. Algoritmo Nr. 3 blokinė diagrama

Naudojamas anksčiau aptartas pavienio dažnio seklys. Kvėpavimo ritmas nustatomas konvertuojant JF pjūvio dažnį į kvėpavimo ritmą (2.33 pav. konverteris), ne iš pikinio detektoriaus kaip algoritme Nr. 2. Algoritmas Nr. 3 kompensuoja pavienio dažnio ir pikinio detektoriaus trūkumus: pavienio dažnio seklys neranda įkvėpimo momentus, pikinis detektoriaus įverčiai gali būti su didele paklaida signalė esant didelės amplitudės judesio artefaktams.

$$KR = 60(\text{sek}) \cdot w(\text{Hz}) \quad (6)$$

Pirminiame apdorojime naudojamas Čebyševos antros topologijos ŽDF filtras su parinktu pjūvio dažniu 1,5 Hz. Šis filtras turi žymiai statesnę charakteristikos kryptį lyginant su Batervorto filtru tos pačios eilės (2.34 pav.). Stati charakteristika reikalinga atskirti kvėpavimo ir judesio artefaktų dedamąsias. Judesio artefaktų dedamoji diapazonas kartais persidengia su kvėpavimo, bet dažniausiai būna 0.2-1 Hz aukštesnė nei kvėpavimo. Pastebėta, kad filtruojant kvėpavimo signalą kuriame yra daug trūkių (dėl rankos judesių kurie signalė formuoja amplitudę priešingos

fazės nei kvėpavimo) išėjime nelieka nė žymės buvusių įtrukimų, tai pavaizduota priede Nr. 4 paveiksle. Pastarojo reiškinių priežastis yra netiesinės dažninė Čebyševo filtro charakteristika, nes su kitų topologijų išbandytais (Batervorto, eliptinis, ribotos impulsinės charakteristikos) filtrais panašaus efekto nepavyko pasiekti.



2.34 pav. ŽDF Čebyševo ir Batervorto filtrų topologijų dažnių charakteristikų palyginimas

2.7. Algoritmų tikslumo vertinimo kriterijai

Algoritmo tikslumui nustatyti naudojami klaidos skaičiavimo funkcijos, turint du įverčių masyvus: atraminį p ir išmatuotą a .

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p - a_i)^2}{n}} \quad (7)$$

p – atraminis KR

a – išmatuotas KR

n – algoritmo aptiktų įkvėpimo momentų sk.

Nustatoma kiek kiekvieno pratimo metu pikinis detektorius suklydo neteisingai aptikdamas įkvėpimo momentą (angl. sutr. FP) ir neaptikdamas (angl. sutr. FN). Atsisakyta algoritmo tikslumą vertinti specifiškumu, nes jis priklauso nuo teisingai neaptiktų įkvėpimo momentų, kurio kiekis priklauso nuo diskretizavimo dažnio. Teisingai aptiktas pikas laikomas tik tada kai jo indeksas per lango trukmę sutampa su simuliuoto kvėpavimo periodo pabaiga. Kadangi kvėpavimo signalas generuotas pagal kosinus dėsnį, periodo pabaiga sutampa su maksimumo reikšme. Teisingai aptikti piką galima tik vieną kartą, jeigu lange yra keletas aptiktų pikų, pirmas lange esantis piko indeksas priskiriamas teisingai aptiktam, likusieji neteisingai. Lango trukmė parinkta 0,5 s.

Tikslumo formulė pateikta (8).

$$Tikslumas = 1 - \frac{FP + FN}{\text{visų įkvėpimų sk.}} \quad (8)$$

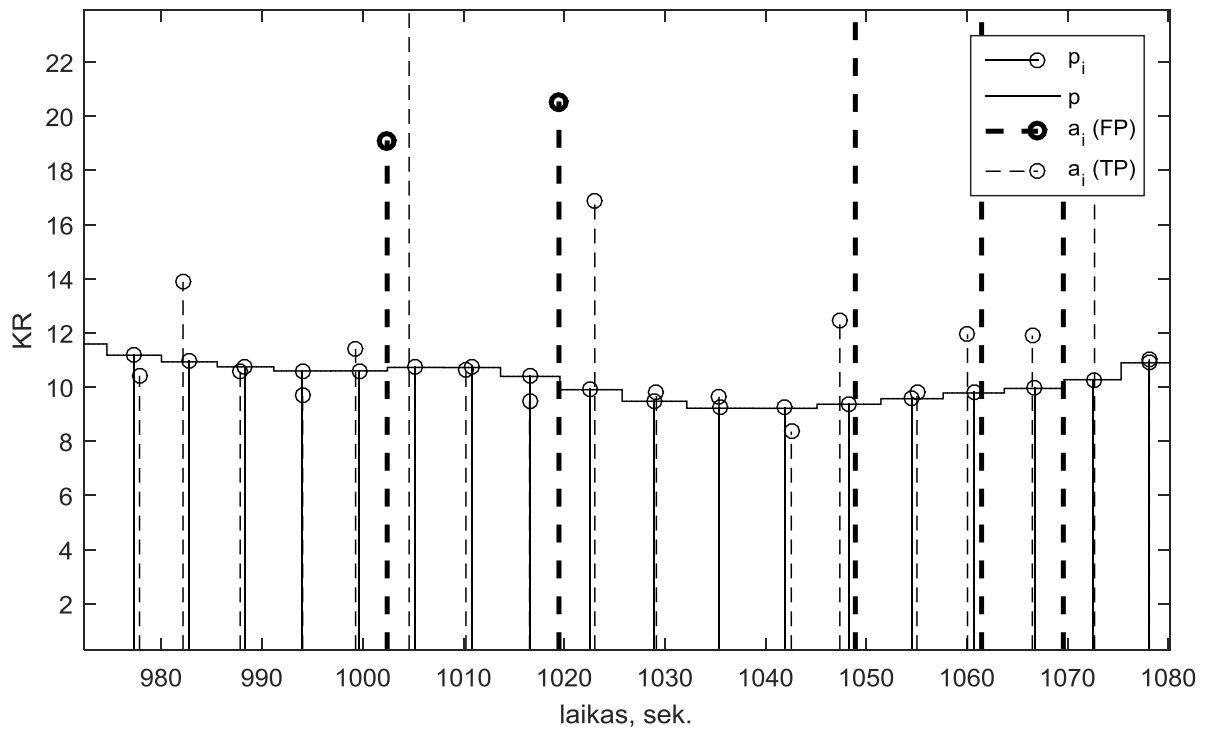
Visų įkvėpimo momentų sk. = 1000 const.

FP – neteisingai aptikti įkvėpimo momentai

FN – neaptikti įkvėpimo momentai

Tikslumo įverčių skaičiavimas atvaizduotas 2.35 paveiksle. Skirtumas ordinačių ašyje tarp

atraminio ir kiekvieno išmatuoto KR naudojamas RMSE skaičiavimui. Skirtumas abscisių ašyje tarp atraminių ir išmatuotų įkvėpimo momentų naudojamas tikslumo skaičiavimui.



2.35 pav. Kvėpavimo signalas su pavaizduotais teisingais ir neteisingai aptiktais įkvėpimo momentais, kurie naudojami tikslumo skaičiavime.

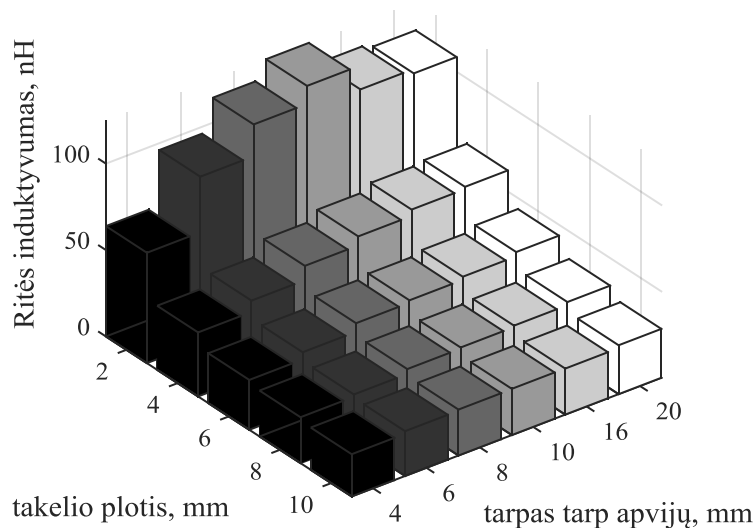
3. Rezultatai

Šiame skyriuje atskirai pateikiami:

- Sumodeliuoto jutiklio absoliutinio induktyvumo ir induktyvumo pokyčio tarp neįtempto ir įtempto jutiklio priklausomybė nuo jutiklio geometrinių matmenų.
- Išmatuoti elektriniai parametrai realiai pagamintų jutiklių.
- Kvėpavimo signalas užregistruotas su eksperimentine plokštė atliekant horizontalius ir vertikalius judesius su kiekviena ranka.
- Nustatytas algoritmų tikslumas iš simuliuotų duomenų, kurie imituoja didėjančio fizinio krūvio duomenis.
- Išmatuotas skirtumas kartais tarp algoritmų tikslumo.
- Nustatytas algoritmų tikslumas iš realių įrašų didėjančio fizinio krūvio protokolo metu lygiagrečiai registruojant su atraminiu metodu.
- Nustatytas rinkoje esančio prietaiso įverčių tikslumas didėjančio fizinio krūvio protokolo metu lygiagrečiai registruojant su atraminiu metodu.

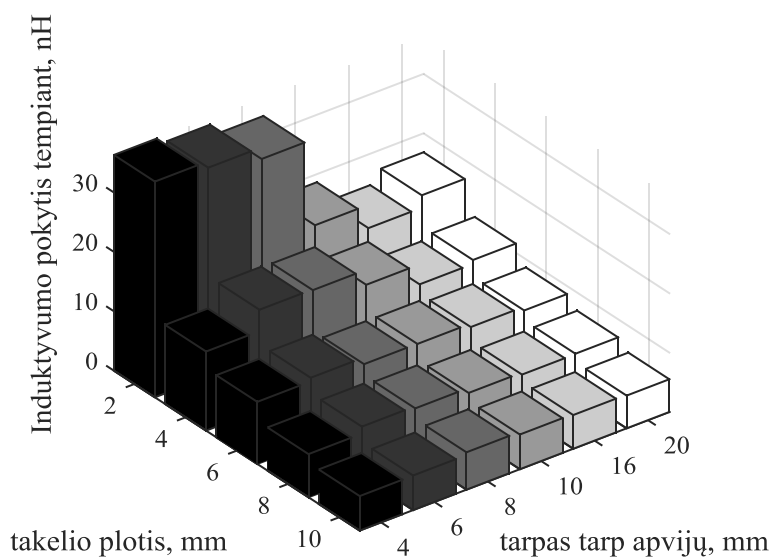
3.1. Jutikliai

Pateikiami zigzag jutiklio absoliutinis induktyvumas (3.1 pav.) ir induktyvumo pokytis jutiklį tempiant nuo pradinio 0 % iki 20 % (3.2 pav.) prie įvairių jutiklio geometrijos parametrų, keičiant jutiklio takelio plotį, tarpą tarp apvijų (2.2 pav.). Kadangi jutikliai modeliuoti kaip paviršiniai filtrai ant montažinės plokštės, priimame, kad laidinių ir paviršinio montažo jutiklių induktyvumo pokytis proporcingi. Taigi domina ne absoliučios induktyvumo reikšmės, o priklausomybės, kuri formą turi didžiausią induktyvumą, kuri jautriausia. Rezultatų tikslumas mažėja kartu su takelio pločiu, nes modelį sudaro fiksuotas skaičius baigtinių elementų (2.1 pav.). Rezultatai atskleidžia priklausomybę, kad kuo takelio plotis mažesnis ir/arba tarpas didesnis tuo didesnis absoliutinis induktyvumas. Kuo induktyvumas didesnis, tuo geresnė aparatinės matavimo grandinės jautrumas (5 formulė).



3.1 pav. Zigzag formos jutiklio induktyvumo priklausomybė nuo geometrinių parametų.

Induktyvumo pokyčio tempiant (3.2 pav.) rezultatai atskleidžia priklausomybę, kad kuo takelio plotis mažesnis tuo didesnis induktyvumo pokytis tempiant. Matome, kad yra optimalus tarpas tarp apvijų kai induktyvumo pokytis didžiausias (tarpas 6 mm, takelio plotis 4-10 mm).



3.2 pav. Induktyvumo pokyčio priklausomybė nuo geometrinių parametų matuojamą tarp neįtempto jutiklio ir 20 % pailgėjimo.

- Pagaminti jutikliai

Sukurti keturi bandyminiai induktyviniai jutikliai, pavaizduoti 3.3 paveiksle. Jutikliai nėra idealios formos, nes tekstilė išpjauta rankomis ir priklijuota prie tampraus diržo, laidiniai jutikliai ranka įsiūti į diržą.



3.3 pav. Kvėpavimo jutikliai: 1) laidinis zigzag formos 2) laidinis meandro formos 3) tekstilinis meandro formos su siaurais takeliais 4) tekstilinis meandro formos su plačiais takeliais

Jutiklių elektrinių parametrų nustatymui naudota LCR matavimo įranga „Wayne Kerr 4300“.

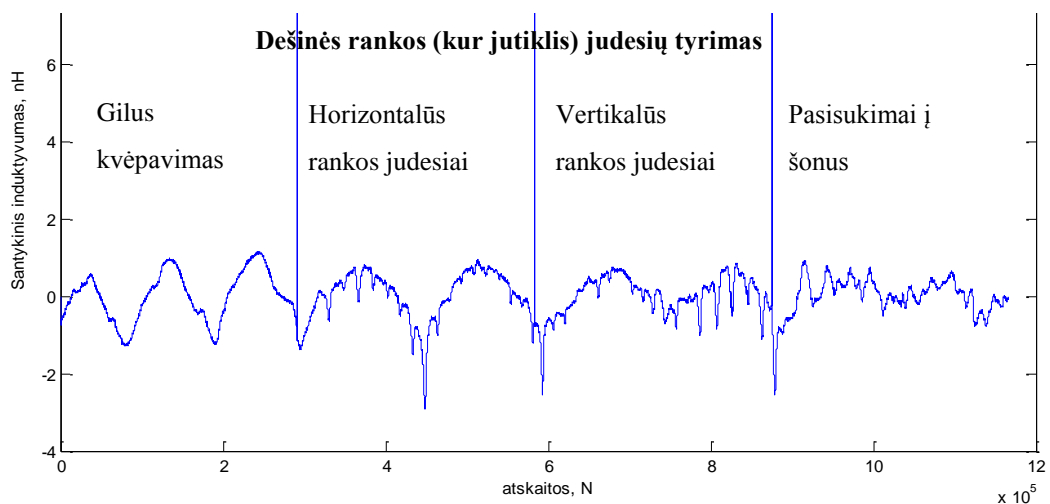
Lentelėje Nr. 9 pateikiami išmatuoti geometriniai ir elektriniai jutiklių parametrai.

9 lentelė. Išmatuoti geometriniai ir elektriniai parametrai ir santykinis jautrumas keturių bandyminių jutiklių.

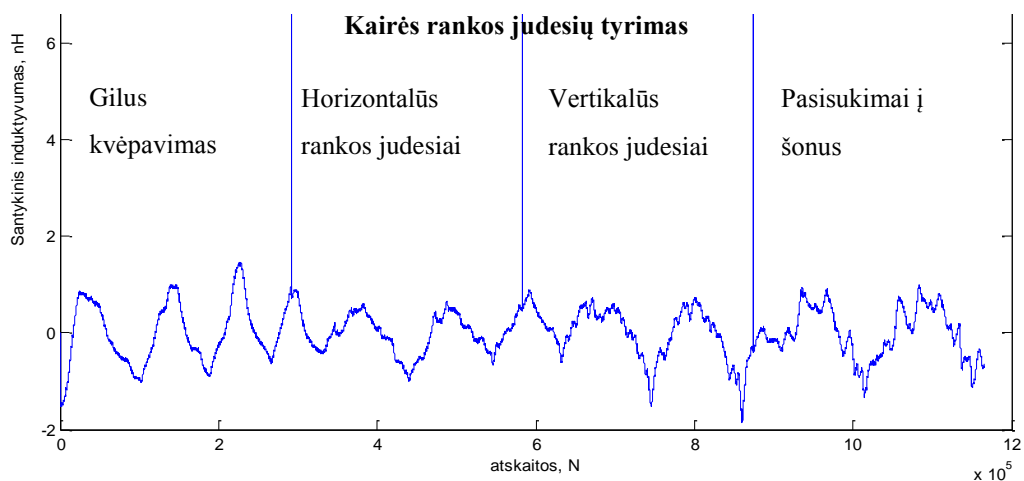
Jutiklio Nr.	L, nH	Varža, Ω	Jautrumas, $\Delta L_n H / \Delta l$ cm	Takelio plotis, mm	Tarpas tarp apvijų, mm
1	1440	1,12	20	0,3	10-12
2	1640	0,9	30	0,3	3-4
3	663	182	20	1-1,5	3-4
4	765	65	10	2-2,5	2-3

Kadangi turėti tik viena eksperimentinė plokštė LDC1000EVM (2.7 pav.) sinchroninių įrašų su keliais jutikliais nebuvo galima padaryti. Su eksperimentine plokšte ir tekstilinais jutikliais Nr. 3, 4 užregistruoti kvėpavimo signalo nepavyko, nes jutikliai netenkina minimalaus impedanso ties rezonansu sąlygos, rezonanso metu jų impedansas mažesnis nei 800Ω (2.9 pav.).

Su laidiniais jutikliais Nr. 1, 2 registruotas kvėpavimo signalas. Atliktas subjektyvus tyrimas kai atskirai su jutikliai kvėpuota maksimaliai giliai, po to ramiai nustatyta kad jutiklių Nr. 1 ir 2 jautrumas panašus, maksimaliai giliai kvėpuojant induktyvumo pokytis 1,5%, minimaliai 0,3%. Kadangi jutiklyje Nr. 2 daugiau apvijų nei jutiklyje Nr. 1 tai reiškia kad jutiklis Nr. 1 yra jautriausias per apvijų skaičių. Atliktas protokolai: gilaus kvėpavimo metu atliekami su kiekviena ranka įvairūs judesiai. Paveiksle 3.4 pateikti dešinės rankos judesiai, paveiksle 3.5 kairės rankos, pateikti žali nefiltruoti kvėpavimo signalai.



3.4 pav. Kvėpavimo signalas atliekant skirtingus dešinės rankos judesius, po šia ranka ant diržo buvo jutiklis.



3.5 pav. Kvėpavimo signalas atliekant skirtingus kairės rankos judesius.

Įrašuose matoma didelės amplitudės kvėpavimo dedamoji ir aukštesnio dažnio mažesnės amplitudės rankos judesių dedamoji. Kadangi skiriasi kvėpavimo ir artefakto dažnis ir amplitudė, artefaktus bus galima dalinai pašalinti fiksuotu dažnio filtru pavaizduotu 2.34 paveiksle.

3.2. Algoritmų tikslumo nustatymas

Algoritmų tikslumo nustatymui naudoti simuliuoti ir realūs duomenys. Simuliuotose duomenyse keičiamas SNR lygis atitinkantis didėjančio fizinio krūvio pratimus, realūs įrašai atlikti pagal didėjančio fizinio krūvio protokolą. Realūs duomenys gauti lygiagrečiai su atramine kvėpavimo ritmo matavimo sistema spirometro kauke (3.7 pav.). Vertinant algoritmų Nr. 2 ir 3 tikslumą eliminuotas įverčių grupinis vėlinimas maksimalios koreliacijos radimo principu, kuris yra nežymus iki 0,3 sekundės. Įrodymas, kad registruotų signalų amplitudė priklauso nuo tempimo dydžio ir kad algoritmai veikia ir matuojamas kvėpavimo ritmas priklauso nuo diržo tampymo dažnio pateiktas 2.30 paveiksle.

- **Simuliuoti duomenys**

Žemiau pateikiami algoritmų įkvėpimo momentų aptikimų tikslumas ir jo skaičiavimo išnašos: neteisingai aptikti įkvėpimo momentai (FP), neaptikti įkvėpimo momentai (FN). Įkvėpimo sutapimo langas tarp išmatuotų ir atraminio signalo parinktas 0,5 sekundės (2.35 pav.).

10 lentelė. Algoritmų palyginimas pagal įkvėpimo momentų aptikimo tikslumą, praleistus įkvėpimo momentus (FN), neteisingai aptiktus įkvėpimo momentus (FP).

Tikslumo įverčiai	Algoritmas Nr. 1			Algoritmas Nr. 2, 3		
	FP	FN	Tikslumas	FP	FN	Tikslumas
Pratimo pav.						
Sėdėjimas	0	1	0.999	0	1	0.999
Ėjimas	1	2	0.997	0	0	1.000
Sunkioji atletika	97	98	0.805	4	4	0.992
Bėgimas	144	145	0.711	4	4	0.992
Tempimo pratimai	182	183	0.635	8	9	0.983

Kvėpavimo ritmo įverčių skaičiavime naudojami visi, teisingai ir neteisingai, aptikti įkvėpimo momentai. Žemiau pateikiami nustatyti trijų algoritmų įkvėpimo įverčių paklaidos.

11 lentelė. Algoritmų palyginimas pagal išmatuotą kvėpavimo ritmo vidutinę kvadratinę paklaidą.

Klaidos skaičiavimo funkcija	Algoritmas Nr. 1	Algoritmas Nr. 2	Algoritmas Nr. 3
	RMSE	RMSE	RMSE
Pratimo pav.:			
Sėdėjimas	0.09±0.00	0.04±0.00	0.17±0.01
Ėjimas	0.54±0.01	0.09±0.00	0.20±0.01
Sunkioji atletika	1.09±0.11	0.23±0.02	0.30±0.02
Bėgimas	1.19±0.03	0.25±0.02	0.33±0.02
Tempimo pratimai	1.29±0.03	0.30±0.02	0.37±0.01

Iš kvėpavimo paklaidos funkcijos rezultatų matoma, kad didžiausia paklaida yra algoritmo Nr. 1, todėl algoritmų Nr. 2 ir Nr. 3 klaidą galima vertinti santykiu kartais su algoritmu Nr. 1. Santykis parodo kiek kartų mažesnė paklaida lyginant su algoritmu Nr. 1.

12 lentelė. Algoritmų Nr. 2 ir 3 KR paklaidos sumažėjimas kartais lyginant su algoritmu Nr. 1.

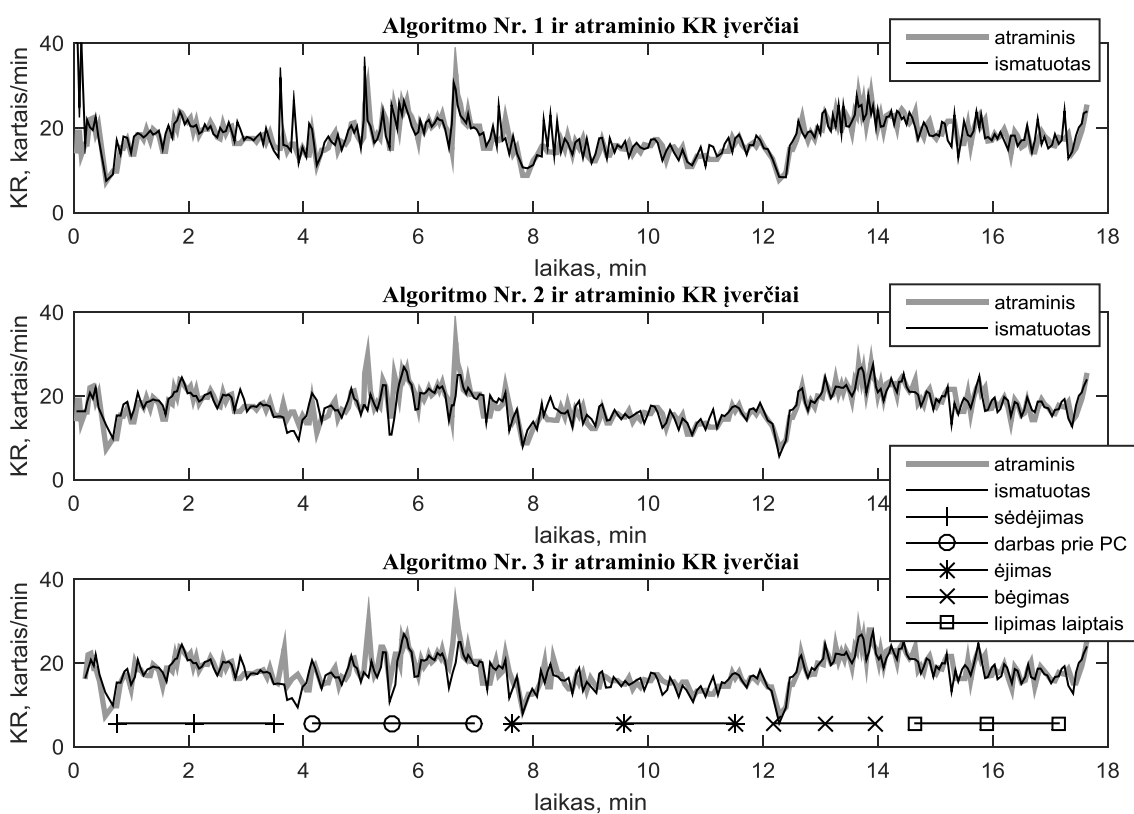
RMSE santykis	Tarp algoritmo Nr. 1 ir Nr. 2	Tarp algoritmo Nr. 1 ir Nr. 3
	Pratimo pav.:	
Sėdėjimas	2.32	0.50
Ėjimas	5.96	2.67
Sunkioji atletika	4.75	3.58
Bėgimas	4.78	3.65
Tempimo pratimai	4.33	3.52

Algoritmų Nr. 2 ir 3 įverčių paklaida yra iki 6 kartų mažesnė nei klasikinio algoritmo pagrįstu

pikiniu detektoriaus (algoritmas Nr. 1) vidutinio ir didelio fizinio aktyvumo metu. Algoritmo Nr. 2 ir 3 teisingai aptiktų įkvėpimo momentų skaičius iki 50% didesnis nei algoritmo Nr. 1.

- Realūs duomenys

Atlikti įrašai didėjančio fizinio krūvio metu su sukurta aparatine įranga (2.19 pav.), pratimų protokolas nurodytas 14 lentelėje. Pratimai atlikti nuosekliai, gaunant po vieną įrašą iš kiekvieno tiriamojo. Tarp kiekvieno pratimo nustatyta 30 sek. pauzė. Tiriamiesiems buvo duotas mobilus telefonas su protokolo atgalinio laiko skaičiavimo chronometru (aplikacija Gymboss), kuris vizualiai ir garsiniu signalu perspėdavo apie pratimų pabaigą. Protokolo trukmė su pertraukomis 18 min. Tyrime dalyvavo trys tiriamieji. Vizualiam įvertinimui 3.6 paveiksle pateikti algoritmų kvėpavimo ritmo įverčiai protokolo atlikimo metu. Algoritmo Nr. 1 pikinio detektoriaus slenkstis parinktas pusei kvėpavimo amplitudės ramybės būsenoje, reikšmei 3000. Pirmo tiriamojo įrašo kvėpavimo signalo atkarpos pateiktos priede Nr. 4.



3.6 pav. Algoritmų Nr. 1, 2, 3 KR įverčiai atliekant fizinių pratimų protokolą tiriamajam Nr. 1.

13 lentelėje pateikti algoritmų tikslumo vertinimo parametrai vidurkis iš trimis įrašais užregistruotų duomeų: šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos, neteisingai aptikti įkvėpimo momentai (FP), praleisti įkvėpimo momentai (FN), rastas įkvėpimų skaičius. Įkvėpimo momentų sutapimo langas tarp išmatuotų ir atraminio signalo parinktas 3 sekundės.

13 lentelė. Fizinių pratimų metu išmatuota vidutinė KR įverčių paklaida (RMSE), neteisingai aptikti įkvėpimo momentai (FP), praleisti įkvėpimo momentai (FN).

Įvertis Pratimas	Algoritmas Nr. 1			Algoritmas Nr. 2			Algoritmas Nr. 3			Tikras įkvėpimų skaičius
	RMSE	FP	FN	RMSE	FP	FN	RMSE	FP	FN	
Sėdėjimas	2.32	5	1	1.59	5	1	1.67	5	0	47
Darbas prie PK	3.85	4	1	2.52	4	1	2.22	4	2	52
Ėjimas	2.91	7	2	1.72	7	2	1.79	6	2	51
Bėgimas	6.45	2	1	2.53	2	1	2.24	1	2	37
Lipimas laiptais	9.43	10	0	1.96	10	0	1.91	5	1	43

Rezultatai rodo, kad KR įverčiai tikslumas tarp algoritmų Nr. 2 ir 3 nežymiai skiriasi. Nuspręsta tolimesniems tyrimams naudoti algoritmą Nr. 3, nes jo KR įverčiai nepriklauso nuo pikinio detektoriaus. Nors pevienio dažnio seklys algoritme Nr. 2 gerai nufiltruoja kvėpavimo signalą su JF (2.32 pav.), tačiau vis tiek lieka tikimybė, kad kvėpavimo ir judesio artefaktų dažniai sutaps, tada JF praleis abi dedamąsias ir pikinis detektorius aptiks abiejų dedamųjų pikus. Pastaruoju atveju algoritmas Nr. 3 keletą judesio artefaktų periodų ignoruotų dėl algoritmo adaptacijos žingsnio.

3.3. Realūs duomenys

Validavimui naudotas spirometras, dujų analizatorius Cosmed K4b2, Italija. Prietaisu registruojamas kvėpavimas, analizuojama dujų sudėtis, kompiuteryje programinės įrangos pakete išduodamas kvėpavimo dažnio parametras (angl. Respiratory frequency, sutrumpintai - Rf). Prietaiso tikslumas išmatuotas straipsniuose [26], jis laikomas medžiagos apykaitos (metabolinių) tyrimų aukšinių standartu.



3.7 pav. Kvėpavimo validavimui naudotos metabolinių tyrimų sistemos Cosmed K4b2 prietaiso dalys

14 lentelėje pateikti apskaičiuoti algoritmų tikslumo įverčiai iš trijų įrašų protokolo metu su skirtingais tiriamaisiais sukurta aparatine įranga. 14 lentelėje pateiktas vidurkis iš trijuose įrašuose apskaičiuotų tikslumo įverčių: KR vidutinė kvadratinė paklaida, įkvėpimo momentų radimo tikslumas.

Įkvėpimo momentų sutapimo langas padidintas nuo 0,5 sekundės (simuliuoti duomenys) iki

3 sekundžių dėl to kad atraminis matavimo prietaisas (Cosmed K4b2) įkvėpimo momentus vartotojui pateikia tik sveikos sekundės tikslumu.

14 lentelė. Realių fizinio pratimų atlikimo protokolas: eiliškumas ir trukmės.

Pratimas	Sėdėjimas	Darbas prie PK	Ėjimas	Bėgimas	Lipimas laiptais
Trukmė, min	3	3	4	2	3
KR paklaida, RMSE	1.67	2.22	1.79	2.24	1.91
Tikslumas	0.89	0.88	0.84	0.91	0.86

Zephyr Bioharness 3

Išbandytas Zephyr Bioharness 3 prietaisas atliekant didėjančio fizinio krūvio protokolą nurodytą 15 lentelėje. Nustatant kvėpavimo ritmo įverčių paklaidą eliminuotas įverčių grupinis vėlinimas tarp atraminio metodo matuojančio realiu laiku įverčius ir šio prietaiso atliekančiu įverčių filtravimą. Atliekama atraminių ir išmatuotų įverčių koreliacija, nustatoma maksimalaus sutapimo vieta ir indeksas, atraminiai įverčiai pastumami per suvėlinimo trukmę.

Gamintojas prideda įrankį su kuriuo galima pakeisti prietaiso aparatinės įrangos nustatymus. Vykdytojo (angl. developer) režime prietaisas įrašinėja neapdorotus signalus ir įverčius, toks režimas ir naudotas. Analizuojnt kvėpavimo ritmo žalius ir galutinius įverčius nuspręsta, kad prietaisas atlieka neapdorotų įverčių filtravimą: ŽDF ar slenkančio vidurkio filtru su statistiniu filtru kaip medianos. Smarkiai filtruojant įverčius jie tampa ne realaus laiko, nustatytas grupinis vėlinimas 20 – 70 sek., įkvėpimo momentų momentai įrašomi su žaliais įverčiais, tačiau vartotojui jie neišduodami, turbūt, dėl jų nepatikimumo.

15 lentelė. Pratimai ir jų metu išmatuota kvadratinė paklaida lyginant su cosmed K4b2.

Pratimas	Sėdėjimas	Darbas prie PK	Ėjimas	Bėgimas	Lipimas laiptais
Trukmė, min	3	3	3	3	3
KR paklaida, RMSE	7.57	5,01	6,83	4,32	4,46

Prietaiso Zephyr Bioharness 3 matavimo įverčiai protokolo atlikimo metu pateikti priede Nr. 2, galima vizualiai palyginti su sukurto algoritmo Nr. 3 matavimo įverčiai, kurie pateikti priede Nr. 3.

Išvados

1. Sukurtas 30 cm² (10 cm ilgio, 3 cm pločio) induktyvinis kvėpavimo jutiklis. Jutiklių modelių rezultatai parodė, kad meandro tipo jutiklio jautrumas labiausiai priklauso nuo tarpo tarp apvijų, t.y. kuo daugiau meandro apvijų tuo jutiklis jautresnis. Zigzag formos tipo jutiklio jautrumas priklauso nuo takelio pločio, kuo plonesnis takelis tuo jutiklis jautresnis. Gamyboje patogiau gaminti jutiklius su mažiau vijų. Nustatyta, kad tekstilinių jutikliai netenka minimalaus impedanso sąlygos matuoti induktyvumą, tačiau veikia su izoliuotu laidu zigzag formos įsiūtu į diržą.

2. Sukurtas antros iteracijos aparatinė įranga atliekanti biosignalų registratoriaus funkciją ir bevieliu bluetooth 4.0 ryšiu perduodanti įverčius į mobiliąją aplikaciją. Įterptinėje sistemoje realizuoti signalų surinkimas, pirminis apdorojimas, įverčių matavimo algoritmai, bluetooth ryšio valdymas, įverčių indikacija šviesos diodais. Prietaisas turi baterijos įkrovimo sistemą, aparatinę apsaugą nuo iškrovimo.

3. Sukurtos trys algoritmų versijos panaudojant standartinį pikinį detektorių ir 2012 m. sukurtą išmanę pavienio dažnio sekimo funkciją. Kvėpavimo signalas iš artefaktų ir judesio išskiriamas pastovaus pjūvio ŽDF ir adaptyviu juostiniu filtru. Atliktoje analizėje su simuliuotais kvėpavimo ir keičiamu artefakto lygiu nustatyta, kad su adaptyviu juostiniu filtru iki 6 kartų sumažinama kvėpavimo ritmo įverčių paklaida ir 40 % tiksliau išmatuojami įkvėpimo momentai maksimalaus fizinio krūvio metu. Pasiūlytame algoritme Nr. 3 atskiromis funkcijomis randamas įkvėpimo momentas ir signalo dažnis, todėl net ir neteisingai aptikus įkvėpimo momentą, kvėpavimo ritmo reikšmė nuo to nepriklausys.

4. Su aparatine įranga užregistruoti eksperimentiniai duomenys atliekant didėjančio fizinio krūvio pratimų protokolą lygiagrečiai kvėpavimą registruojant su atraminiu metodu. Protokolo eiliškumas: sėdėjimas, darbas prie PK, ėjimas, bėgimas, lipimas laiptais. Atraminis metodas - profesionali metabolinių tyrimų sistema naudojanti veido kaukę ir matuojanti spirometro metodu kvėpavimo srautą.

5. Skaičiavimai parodė, kad kvėpavimo ritmą mažo – vidutinio krūvio metu galima nustatyti ± 2.5 bpm tikslumu, tiksliai aptinkant 80 % visų įkvėpimo momentų. Išmatuotas tikslumas yra du kartus geresnis nei šiuo metu rinkoje esančio kvėpavimo ritmo registratoriaus Zephyr Bioharness 3.

Literatūros sąrašas

1. MASON, L. *Signal Processing Methods for Non-Invasive Respiration Monitoring*. Leidimas Doctor of Philosophy, Department of Engineering Science, University of Oxford, 2002.
2. STANKEVIČIUS, D. ir MAROZAS, V. E-Tekstilės Pagrindu Veikianti Sistema Kvėpavimo Procesui Registruoti, 2013, no. Virtualūs instrumentai biomedicinoje.
3. KHEMANI, R., FLINK, R., HOTZ, J. ir ROSS, P. Respiratory Inductance Plethysmography Calibration for Pediatric Upper Airway Obstruction: An Animal Model, 2015, no. Pediatric research <http://www.nature.com/>.
4. ZIV, H. ir BURTON, D. *Respiratory Inductive Plethysmography Band*. Google Patents, 03/17, 2011.
5. J. Pan ir W. J. Tompkins. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985, vol. BME-32, no. 3. pp. 230-236 ISSN 0018-9294.
6. Vernier. *Respiration Monitor Belt*. Vernier Software & Technology.
7. *Online Warehouse for Gaussmeters, EMF Meters and Electromagnetic Field Shielding*. <http://www.lessemf.com/>.
8. National Instruments. Measuring Strain with Strain Gages.
9. Biopac. *Respiration Belt Transducer*. Biopac systems, Inc.
10. *BioHarness 3.0 User Manual*. Zephyr Technology Corporation. , 2012 <http://www.zephyranywhere.com/>.
11. Equivital. *EQ02 LifeMonitor Sensor Electronic Module (SEM)*.
12. *TICKR Heart Rate Monitors*. <http://eu.wahoofitness.com/>.
13. RABINOVICH, P., SHOCHAT, M., ZELDIN, V. ir MILMAN, O. *Method and Device for Stable Impedance Plethysmography*. Google Patents, may # ~12, 1998.
14. *Cardiosport - Heart Rate Monitor and ECG Receiver*. <http://www.myithlete.com/>.
15. *Wearable Medical Devices Market: By Type*. <http://www.insightpharmareports.com/>.
16. Mathworks. *MATLAB (Matrix Laboratory) is a Multi-Paradigm Numerical Computing Environment and Fourth-Generation Programming Language*.
17. *Sonnet - High Frequency Electromagnetic Software*. 13.52nd ed. <http://www.sonnetsoftware.com/>.
18. *LDC1000 Inductance-to-Digital Converter*.
19. Altium. *Engineering Excellence for PCB design Software* . <http://www.altium.com/>.

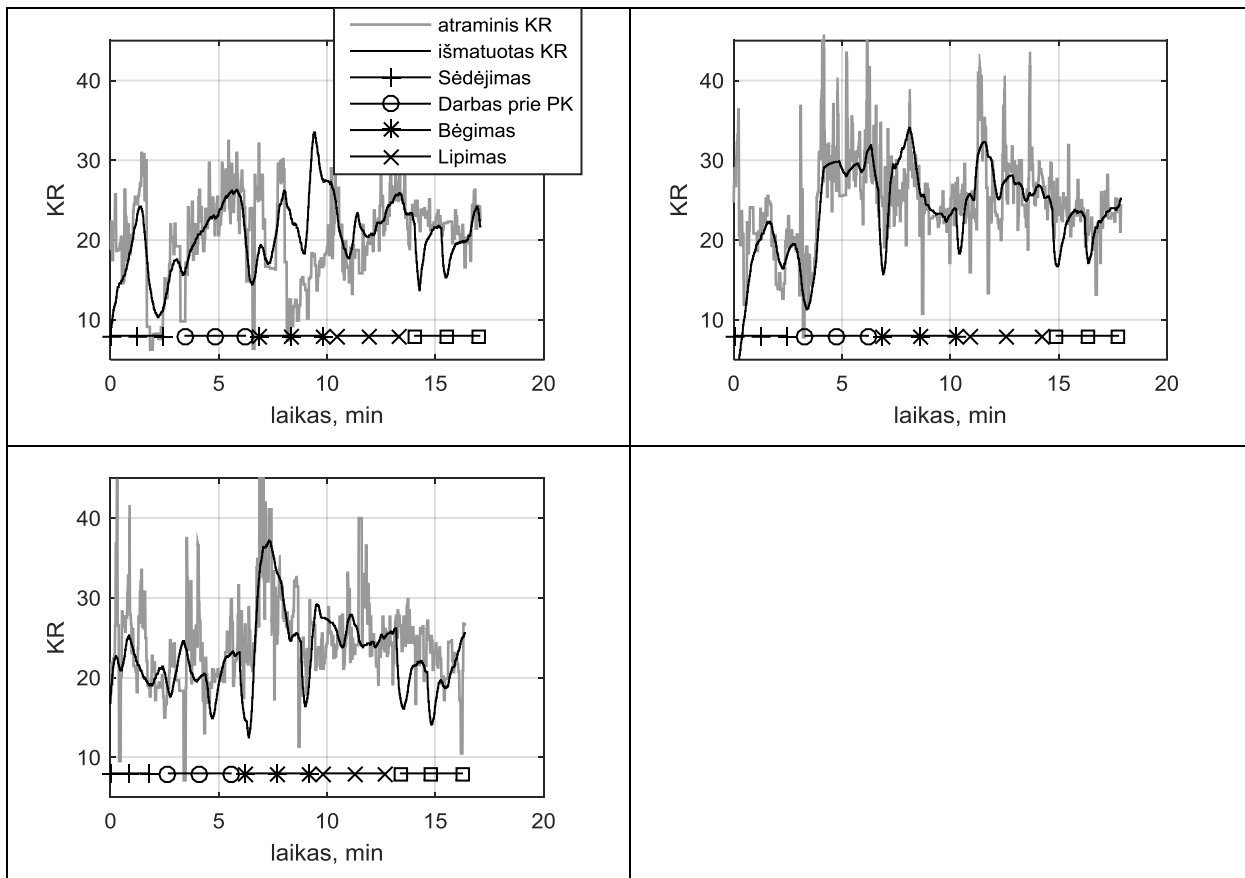
20. *1.1 V to 5.5 V, Slew Rate Controlled Load Switch*. VISHAY <http://www.vishay.com/power-ics/>.
21. SCHOEGL, A. *Gdf - a General Dataformat for Biosignals Version V2*. Leidimas10thInstitute for Human-Computer Interfaces, Graz University of Technology, Austria: , 2013.
22. BRUNERS, C. *SigViewer is a Powerful Viewing Application for Biosignals Designed to Display Electroencephalographic (EEG) and Other Biosignal Data*. . 5.2nd ed. Institute for Knowledge Discovery, Graz University of Technology: .
23. *CMSIS DSP Software Library*. <http://www.keil.com/>.
24. E. BILLAUER. *Peak Detection using MATLAB*. , 2012 Available from:<http://www.billauer.co.il/peakdet.html>.
25. VAN ZAEN, J., MURRAY, M.M., MEULI, R.A. ir VESIN, J. Adaptive Filtering Methods for Identifying Cross-Frequency Couplings in Human EEG. *PLoS ONE*, 04/03, 2013, vol. 8, no. 4. pp. e60513.
26. DUFFIELD, R., DAWSON, B., PINNINGTON, H. ir WONG, P. *Accuracy and Reliability of a Cosmed K4b2 Portable Gas Analysis System*. US National Library of Medicine National Institutes of Health, 2004 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>.

Priedai

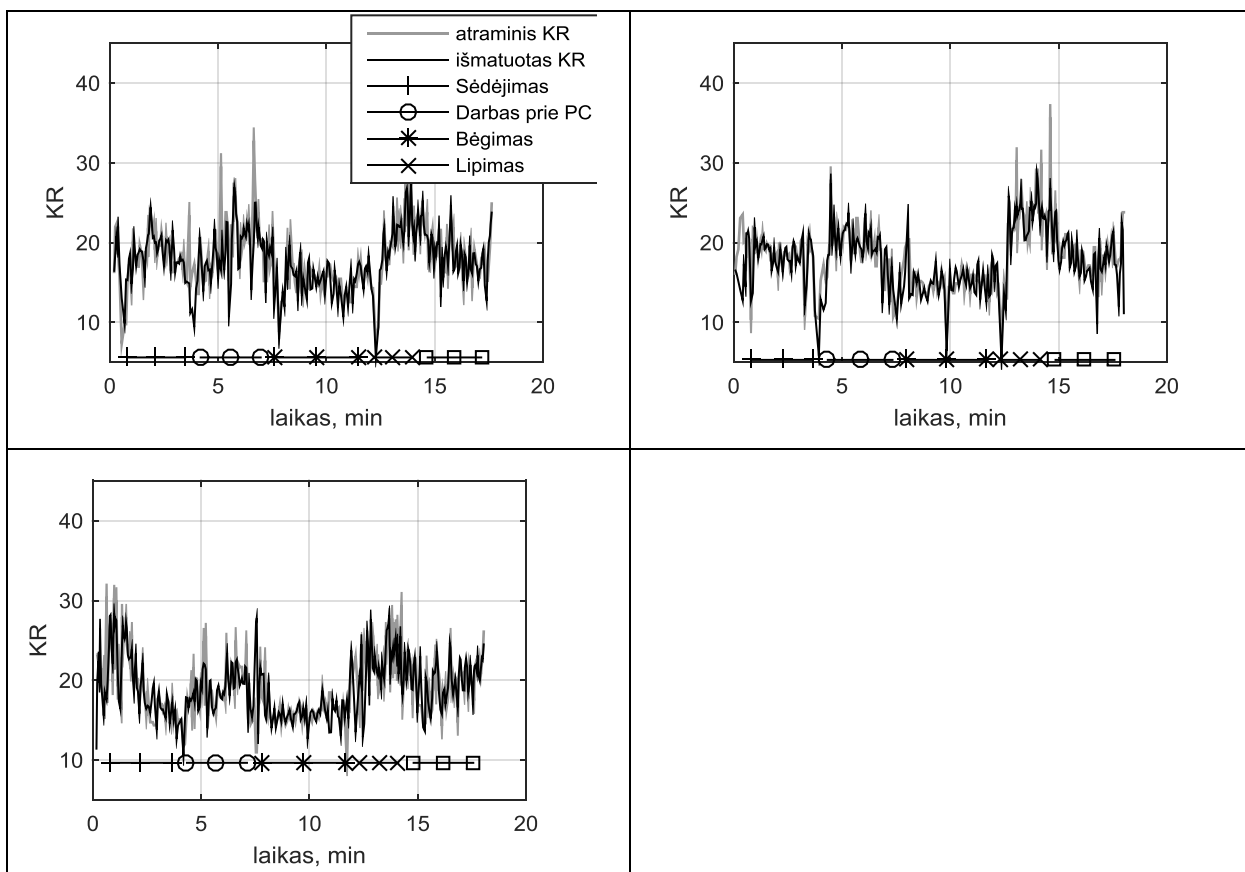
Priedas 1. Induktyvinio zigzago tipo jutiklio konfigūracijos

Jutiklio Nr.	Apvijų skaičius	Tarpas tarp apvijų, mm	Takelio plotis, mm	Ritės induktyvumas nH, esant santykiniam pailgėjimui, %				
				0%	5%	10%	15%	20%
1	25	4	2	63,9	75,9	84,5	90,5	100,2
2			4	37,1	40,6	43,8	47,3	50,4
3			6	28,9	32,3	34,4	37,1	39,3
4			8	26,6	28,4	30,0	32,0	33,8
5			10	24,4	25,7	27,3	28,8	30,2
6	17	6	2	96,0	110,2	117,1	124,2	131,3
7			4	43,6	49,5	53,1	56,7	60,5
8			6	33,0	36,6	39,2	41,3	44,1
9			8	27,9	31,0	32,7	34,6	36,3
10			10	25,9	27,3	28,8	30,4	31,8
11	13	8	2	114,4	128,5	134,1	140,9	147,7
12			4	51,9	57,5	61,6	65,2	68,7
13			6	38,0	40,3	42,8	45,4	47,9
14			8	30,7	33,1	34,9	36,9	38,8
15			10	26,6	28,6	30,0	31,4	32,9
16	10	10	2	124,9	127,8	134,6	137,6	143,5
17			4	57,1	60,2	64,7	67,0	71,3
18			6	39,4	41,1	44,6	46,8	49,3
19			8	31,4	32,9	35,0	36,6	38,6
20			10	26,8	28,2	29,9	31,1	32,6
21	6	16	2	111,0	114,6	118,6	124,0	125,8
22			4	60,8	62,7	66,2	68,0	71,6
23			6	41,2	44,1	46,3	47,8	50,5
24			8	32,2	34,2	35,7	37,5	39,1
25			10	26,6	28,1	29,6	30,9	32,3
26	5	20	2	108,5	111,3	116,8	121,7	125,3
27			4	62,1	64,8	67,9	70,9	73,6
28			6	43,7	45,7	48,2	50,4	52,3
29			8	34,0	36,0	37,4	39,0	41,0
30			10	28,3	29,6	31,0	32,3	33,8
31	4	26	2	106,8	110,6	114,7	118,2	121,7
32			4	63,8	66,3	69,1	71,7	74,4
33			6	45,9	47,8	49,6	51,9	53,9
34			8	35,8	37,5	39,5	41,3	42,9
35			10	29,6	31,0	32,3	33,7	35,1
36	2	50	2	89,0	92,9	96,7	100,6	104,3
37			4	59,1	61,6	64,6	67,2	69,9
38			6	44,3	45,9	48,1	50,3	52,2
39			8	35,2	37,0	38,7	40,3	42,0
40			10	29,1	30,9	32,4	33,8	35,3
41	1	100	2	89,5	94,1	98,4	103,0	107,4
42			4	61,0	64,1	66,9	70,2	73,4
43			6	47,1	49,5	51,8	54,2	56,7
44			8	38,3	40,2	42,2	44,2	46,2
45			10	32,2	33,8	35,4	37,1	38,8

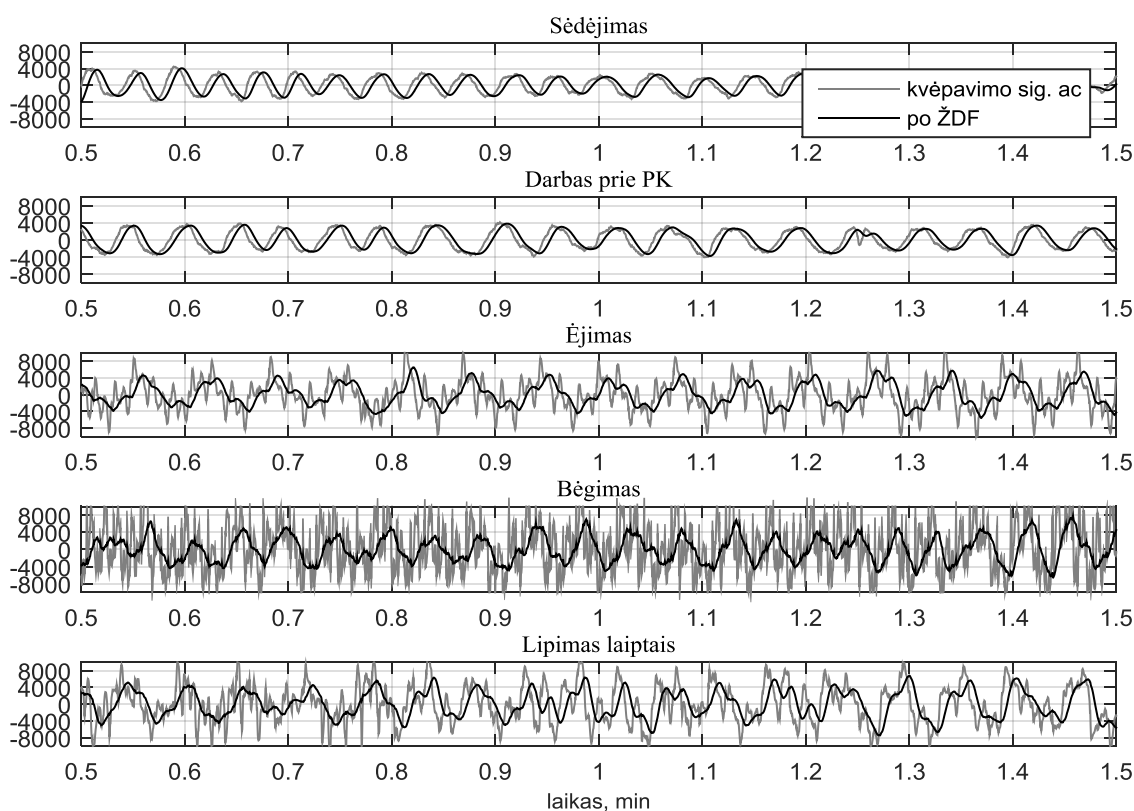
Priedas 2. Prietaiso Zephyr Bioharness 3 KR įverčiai protokolo (15 lentelė) metu.



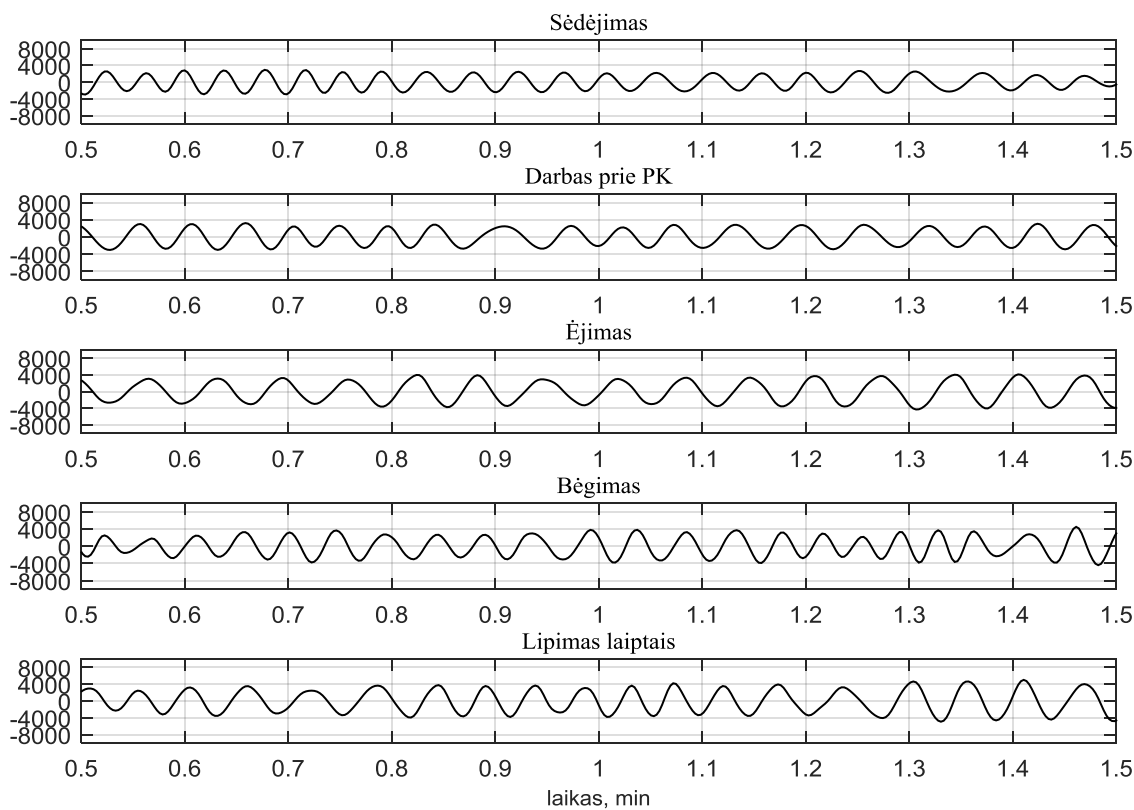
Priedas 3. Sukurto prietaiso KR įverčiai protokolo (14 lentelė) metu:



Priedas 4. Kvėpavimo signalo apdorojimo etapai protokolo (14 lentelė) metu tiriamojo Nr. 1.



1 pav. Savanorio atlikusio didėjančio fizinio krūvio protokolą kvėpavimo signalas po nuolatinės atėmimo ir ŽDF.



2 pav. Savanorio atlikusio didėjančio fizinio krūvio protokolą kvėpavimo signalas nufiltruotas adaptyviu JF (algoritmas Nr. 3).