



**Kauno technologijos universitetas**

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos  
sukūrimas ir tyrimas**

Baigiamasis magistro projektas

---

**Lukas Pipiras**

Projekto autorius

**Prof. Vaidotas Marozas**

Vadovas

---

**Kaunas, 2023**



**Kauno technologijos universitetas**

Elektros ir elektronikos fakultetas

# **Žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos sukūrimas ir tyrimas**

Baigiamasis magistro studijų projektas

Elektronikos inžinerija (6211EX012)

---

**Lukas Pipiras**

Projekto autorius

**Prof. Vaidotas Marozas**

Vadovas

**Doc. Andrius Chaziachmetovas**

Recenzentas

---

**Kaunas, 2023**



**Kauno technologijos universitetas**

Elektros ir elektronikos fakultetas

Lukas Pipiras

## **Žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos sukūrimas ir tyrimas**

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

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

Lukas Pipiras

*Patvirtinta elektroniniu būdu*

Pipiras Lukas. Žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos sukūrimas ir tyrimas. Magistro baigiamasis projektas / vadovas prof. Vaidotas Marozas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

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

Reikšminiai žodžiai: kvėpavimas, jutikliai, temperatūra, akcelerometras, Hjorth parametrai, imties entropija.

Kaunas, 2023. 62 p.

### **Santrauka**

Kvėpavimas yra vienas iš svarbiausių žmogaus fiziologinių procesų, kuris gali vykti per nosį arba per burną. Būtent dažnas kvėpavimas per burną gali tapti blogu įpročiu, kuris gali sukelti įvairias sunkiai pagydomas ligas. Dėl to tokį kvėpavimo įprotį reikėtų kuo anksčiau pastebėti, kad jį būtų galima pakeisti arba išgydyti. Tinkamus kvėpavimo įpročius formuoti gali padėti prietaisai, turintys diskretišką ir realiuoju laiku veikiančią grįžtamąją ryšį.

Šiame magistro baigiamajame projekte yra aprašomas prietaiso, kuriuo galima veiksmingai nustatyti ir atskirti kvėpavimą per nosį nuo kvėpavimo per burną ir taip gauti vertingos informacijos apie kvėpavimo būdą, sukūrimas ir tyrimas. Kvėpavimo režimo atpažinimas grindžiamas Hjorth'o ir imties entropijos parametru, gautu iš temperatūros ir pagreičio signalų, analize. Sukurtas duomenų registravimo protokolas ir užregistruota duomenų bazė, apimanti skirtingų tiriamųjų 43 signalų intervalus kvėpuojant nosies, burnos ir kalbos režimais.

Atlikto bandomojo tyrimo rezultatai rodo, kad suprojektuotas prietaisas ir sukurtas signalų apdorojimo algoritmas gali efektyviai nustatyti kvėpavimo per nosį ir burną bei kalbėjimo režimus nuolatinės stebėsenos metu naudojant NTC termistorius su magnetiniu laikikliu ir imties entropiją bei Hjorth'o aktyvumo parametrus. Ilgalaikio signalo klasifikavimo metu yra palyginami du modeliai: kelių klasių tiesinis diskriminanto analizės (LDA) modelis ir kelių klasių netiesinis klaidų taisymo išvesties kodų (ECOC) modelis. Lyginant suklasifikuoto ilgalaikio signalo ir subjektyviai suanotuoto ilgalaikio signalo režimų kvėpavimo metu suderinamumą, nustatyta, kad Kohen'o kapos koeficientas aukščiausią suderinamumą ( $k = 0,4470$ ) parodo naudojant ECOC klasifikavimo modelį su optimizuotais hiperparametrais. Visgi ateityje būtina prietaisą miniatiūrizuoti ir tobulinti algoritmo patikimumą, kad būtų galima atskirti kalbą nuo kvėpavimo per burną ilgalaikės nuolatinės stebėsenos metu.

Pipiras Lukas. Development and Investigation of A Long-Term Monitoring System for The Human Respiratory Process. Master's Final Degree Project / supervisor prof. Vaidotas Marozas; Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

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

Keywords: respiration, sensors, temperature, accelerometer, Hjorth parameters, sample entropy.

Kaunas, 2023. 62 p.

### **Summary**

Breathing is one of the important physiological processes that can occur through the nose or the mouth. Namely, frequent breathing through the mouth can become a detrimental habit that can cause various difficult-to-cure diseases. As a result, such a breathing habit should be detected as early as possible to change or cure it. A device with discrete and real-time feedback might be helpful in the formation of the right breathing habits.

This Master's thesis project describes the development of a device for continuous monitoring of the breathing mode that can effectively detect and differentiate between nasal and mouth breathing, providing valuable information on breathing patterns. Identification of the mode is based on the analysis of Hjorth and sample entropy parameters derived from temperature and acceleration signals. A data registration protocol was developed and a database of 43 examples in nasal, mouth, and speech modes was recorded.

The results of the pilot study demonstrate that the designed device can efficiently detect nasal and oral breathing and speech modes during continuous monitoring using NTC thermistors with a magnetic holder and sample entropy and Hjorth Activity as the extracted parameters. Two signal classification models are compared in this study: a multiclass linear discriminant analysis (LDA) model and a multiclass nonlinear error-correcting output code (ECOC) model. The agreement between the classified long-term signal and the subjectively annotated long-term signal modes during respiration is then compared. Cohen's kappa coefficient is found to exhibit the highest agreement ( $k = 0,4470$ ) when using the ECOC classification model with its hyperparameters optimized. However, future development is necessary to achieve device miniaturization and algorithmic accuracy to discern speech from mouth breathing in long-term continuous monitoring.

## Turinys

<b>Lentelių sąrašas .....</b>	<b>7</b>
<b>Paveikslų sąrašas .....</b>	<b>8</b>
<b>Santrumpų ir terminų sąrašas .....</b>	<b>10</b>
<b>Įvadas.....</b>	<b>11</b>
<b>1. Žmogaus kvėpavimo patologijų ir stebėsenos technologijų analizė.....</b>	<b>12</b>
1.1. Kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos klinikinė reikšmė.....	12
1.2. Kvėpavimo proceso fiziologija.....	15
1.3. Kvėpavimo procesu metu besikeičiantys fiziologiniai parametrai.....	16
1.4. Žmogaus kvėpavimo proceso pagrindinių indikatorių analizė.....	17
1.5. Žmogaus kvėpavimo proceso stebėsenos sistemų ir prietaisų analizė .....	23
1.6. Literatūros analizės apibendrinimas .....	27
<b>2. Žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos maketo sukūrimas.....</b>	<b>28</b>
2.1. Sistemos koncepcija .....	28
2.2. Kvėpavimo stebėsenos prietaiso veikimo algoritmas.....	33
2.3. Eksperimentiniai maketo bandymai .....	35
<b>3. Tyrimo metodai .....</b>	<b>41</b>
3.1. Apmokymo ir testavimo duomenų užregistravimo protokolas .....	41
3.2. Užregistruotų duomenų apdorojimo algoritmas kvėpavimo būdui atpažinti .....	42
3.2.1. Signalų pirminis apdorojimas.....	43
3.2.2. Signalų parametrų apskaičiavimas .....	44
3.2.3. Ilgalaikio signalo klasifikavimas .....	48
3.3. Užregistruotų duomenų statistinės analizės metodai.....	49
<b>4. Tyrimo rezultatai.....</b>	<b>50</b>
4.1. Duomenų registravimo ir tyrimo rezultatai .....	50
4.2. Užregistruotų ilgalaikio kvėpavimo proceso duomenų analizės rezultatai .....	53
<b>Išvados .....</b>	<b>57</b>
<b>Literatūros sąrašas .....</b>	<b>58</b>
<b>Priedai.....</b>	<b>63</b>
1 priedas. NBC 2023 konferencijos straipsnio kopija.....	63

## Lentelių sąrašas

<b>1 lentelė.</b> Halitozės laipsnių ir kvėpavimo tipo analizė tarp vaikų [10].....	13
<b>2 lentelė.</b> Kvėpavimo moduliacijas EKG ir FPG signaluose [33] sukeltys mechanizmai .....	22
<b>3 lentelė.</b> Apskaičiuotos $p$ vertės tarp lyginamų imčių .....	52
<b>4 lentelė.</b> Sumaišymo matricos pavyzdys [70].....	53
<b>5 lentelė.</b> Klasifikavimo modelių (be hiperparametrų optimizacijos) tikslumas .....	54
<b>6 lentelė.</b> Klasifikavimo modelių (su hiperparametrų optimizacija) tikslumas .....	55
<b>7 lentelė.</b> Apskaičiuoti Kohen'o kapa koeficientai .....	55

## Paveikslų sąrašas

<b>1 pav.</b> Kairėje: 6 metų mergaitė, kuri turėjo stiprų kvėpavimo per burną įprotį. Dešinėje: ta pati 9 metų mergaitė, turinti nenormalų veido augimą ir dantų sąkandį [5] .....	14
<b>2 pav.</b> Krūtinės ląstos bei plaučių pokyčiai kvėpavimo metu [22] .....	16
<b>3 pav.</b> Kvėpavimo dujų kondicionavimo procesas [23].....	17
<b>4 pav.</b> Pagrindinės tipinio kvėpavimo signalo savybės [24].....	18
<b>5 pav.</b> Ryšio tarp netaisyklingo kvėpavimo signalo formų ir santykinės drėgmės pavyzdys [24] ...	20
<b>6 pav.</b> Idealizuotos EKG ir FPG signalų moduliacijos atsirandančios dėl kvėpavimo proceso [27] ..	21
<b>7 pav.</b> Kvėpavimo pro nosį ir burną spektograma jutikliui esant kaklo įduboje [48].....	23
<b>8 pav.</b> Temperatūros svyravimai esant skirtingoms kvėpavimo fazėms [49] .....	24
<b>9 pav.</b> Tyrimo metu gauti kvėpavimo per nosį signalai iš 3 skirtingų jutiklių [39].....	25
<b>10 pav.</b> Tyrimo metu naudojama kvėpavimo stebėsenos sistema [46].....	26
<b>11 pav.</b> Kvėpavimo proceso stebėsenos sistemos maketo struktūrinė schema.....	28
<b>12 pav.</b> Naudojamas NTC termistorius .....	30
<b>13 pav.</b> Kvėpavimo stebėsenos sistemos principinė schema (I dalis).....	30
<b>14 pav.</b> Kvėpavimo stebėsenos sistemos principinė schema (II dalis) .....	31
<b>15 pav.</b> Suprojektuotas kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas .....	31
<b>16 pav.</b> Realizuotas kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas ant imitacinio galvos modelio .....	32
<b>17 pav.</b> Kvėpavimo stebėsenos sistemos veikimo algoritmas .....	33
<b>18 pav.</b> Pirmieji bandymų rezultatai naudojant NTC termistorius .....	36
<b>19 pav.</b> Antrieji bandymų rezultatai naudojant NTC termistorius: a) aplinkos temperatūros; b) naudojant plaukų džiovintuvą; c) pučiant orą per burną .....	37
<b>20 pav.</b> Antrieji bandymų rezultatai naudojant MMA7361L akselerometro jutiklį .....	37
<b>21 pav.</b> Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (pilnas signalas).....	38
<b>22 pav.</b> Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (kvėpavimo tik per nosį epizodas).....	38
<b>23 pav.</b> Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (kvėpavimo tik per burną epizodas) .....	38
<b>24 pav.</b> Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 2 (pilnas signalas).....	39
<b>25 pav.</b> Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (kvėpavimo tik per nosį epizodas).....	39
<b>26 pav.</b> Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 2 (kvėpavimo tik per burną epizodas) .....	39
<b>27 pav.</b> Maketo tyrimo protokolas trumpalaikės kvėpavimo stebėsenos metu. Kartojama 10 kartų ..	41
<b>28 pav.</b> Neapdoroti trumpalaikio tyrimo protokolo signalai su identifikuotomis fazėmis: a) dešinė nosies šnervė; b) kairė nosies šnervė; c) z ašies pagreitis. Raudona zona – kvėpavimas pro burną, mėlyna zona – kalbėjimas, žalia zona – kvėpavimas pro nosį .....	41
<b>29 pav.</b> Maketo tyrimo protokolas ilgalaikės kvėpavimo stebėsenos metu .....	42
<b>30 pav.</b> Užregistruotų signalų apdorojimo algoritmų struktūrinės diagramos: a) trumpalaikio signalo; b) ilgalaikio signalo .....	42
<b>31 pav.</b> Pradiniai ir nufiltruoti trumpalaikio tyrimo protokolo signalai: a) dešinė nosies šnervė; b) kairė nosies šnervė; c) z ašies pagreitis .....	43
<b>32 pav.</b> Suanotuoto signalo per MATLAB „Signal Labeler“ pavyzdys .....	43
<b>33 pav.</b> Kairės nosies šnervės temperatūros kitimo signalas su apskaičiuotais Hjorth'o parametrais: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiskumas.....	45
<b>34 pav.</b> Dešinės nosies šnervės temperatūros kitimo signalas su apskaičiuotais Hjorth'o parametrais: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiskumas.....	45
<b>35 pav.</b> z ašies pagreičio signalas su apskaičiuotais Hjorth'o parametrais: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiskumas .....	46



<b>36 pav.</b> Apibendrinta imties entropijos įvertinimo procedūra [61].....	47
<b>37 pav.</b> Tyrimo signalai su apskaičiuotais imties entropijos parametrais: a) kairės nosies šnervės; b) dešinės nosies šnervės; c) z-ašies pagreičio .....	47
<b>38 pav.</b> Stačiakampių ir smuiko diagramų palyginimas: a) pagrindiniai diagramų komponentai; b) skirstinių atvaizdavimas diagramose [69] .....	50
<b>39 pav.</b> Hjorth'o pagrindinių parametru verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų fazių ir kairės nosies šnervės temperatūros kitimo signalo smuiko diagramų forma: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiskumas .....	51
<b>40 pav.</b> Hjorth'o pagrindinių parametru verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų fazių ir dešinės nosies šnervės temperatūros kitimo signalo smuiko diagramų forma: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiskumas .....	51
<b>41 pav.</b> Hjorth'o pagrindinių parametru verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų fazių ir z ašies pagreičio signalo smuiko diagramų forma: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiskumas.....	51
<b>42 pav.</b> Imties entropijos parametru vidutinių verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų signalų: a) kairės nosies šnervės; b) dešinės nosies šnervės; c) z-ašies pagreičio .....	52
<b>43 pav.</b> Apmokytų modelių sumaišymo matricos (be hiperparametru optimizacijos): a) LDA modelis; b) ECOC modelis .....	54
<b>44 pav.</b> Apmokytų modelių sumaišymo matricos (su hiperparametru optimizacija): a) LDA modelis; b) ECOC modelis .....	55

## Santrumpų ir terminų sąrašas

### Santrumpos:

AD filtras – aukštų dažnių filtras;

AKK – analogas-kodas keitiklis;

EBT – iškvepiamo oro temperatūra (angl. *exhaled breath temperature*);

EBRH – iškvepiamo oro santykinė drėgmė (angl. *exhaled breath relative humidity*);

ECOC – klaidų taisymo išvesties kodai (angl. *error-correcting output codes*);

HOG – orientuotų gradientų histograma (angl. *Histogram of Oriented Gradients*);

LDA – tiesinė diskriminanto analizė (angl. *linear discriminant analysis*);

NIR – neribotos impulsinės reakcijos (angl. *Infinite Impulse Response*);

SVM – atraminių vektorių mašina, klasifikatorius (angl. *Support Vector Machine*);

ŽD filtras – žemų dažnių filtras.

### Terminai:

**Apnėja** – žmogaus kvėpavimas nakties metu, kai miegant yra nustojama kvėpuoti 10 sekundžių ar ilgiau, šiuo atveju yra pilnai užblokuoti kvėpavimo takai [1].

**Hipoapnėja** – žmogaus kvėpavimas nakties metu, kai miegant 10 sekundžių ar ilgiau kvėpuojama negiliai, o oro srautas yra bent 30 % mažesnis nei įprastai [1]. Kvėpavimas visiškai nesustoja, kadangi kvėpavimo takai yra tik iš dalies užblokuoti [1].

**Hiperpnėja** – žmogaus kvėpavimas, kai yra kvėpuojama daug giliau ir dažniau, dėl ko oro kiekis plaučiuose padidėja [2].

## Įvadas

Kvėpavimas yra vienas iš esminių žmogaus fiziologinių procesų, kuris padeda palaikyti gyvybę. Kvėpavimo procesas gali vykti dviem būdais: pro nosį arba pro burną. Nosis atlieka itin svarbią funkciją viso kvėpavimo metu. Šildomas ir drėkinamas nosyje oras yra tinkamai apdorotas, todėl yra daug geriau absorbuojamas plaučiuose. Kvėpavimas per burną dažniausiai pasireiškia tuomet, kai užsikemša viena iš nosies šnervių, sportuojant ar sergant tam tikra liga, pavyzdžiui, apnėja. Kvėpavimas per burną dažnai tampa įpročiu, kurį yra labai sunku pastebėti, o pastebėjus – išgydyti. Tokio įpročio ignoravimas gali sukelti sunkiai pagydomas ligas.

Mokslinėje literatūroje yra aprašomos įvairios neigiamos kvėpavimo per burną pasekmės žmonių sveikatai. Nustatyta, kad ilgalaikis kvėpavimas per burną gali turėti įtakos blogam burnos kvapui, sukelti gerklės ir ausų infekcijas [3], taip pat sukelti didelį nuovargį ar miego sutrikimus bei mažinti produktyvumą [4]. Didžiausia kvėpavimo pro burną neigiama įtaka yra nustatyta vaikų sveikatai: atsiranda odontologinių problemų [5], nustatomas deguonies koncentracijos mažėjimas kraujyje [5], taip pat akcentuojami ir tam tikri dėmesio sutrikimai bei hiperaktyvumo apraiškos [5]. Atliktuose tyrimuose minima, jog didžiausią neigiamą įtaką toks kvėpavimas turi vaikams jų augimo metu, kai formuojasi žandikaulis. Dėl netaisyklingo kvėpavimo vaikų veido formos tampa nepatrauklios ir joms kartais reikia sudėtingo chirurginio gydymo.

Paminėtos problemos, atsirandančios kvėpavimo per burną metu, skatina ieškoti būdų kaip tas problemas išspręsti. Vienas iš tokių būdų – ilgalaikė stebėseną, kuri padėtų tinkamai nustatyti bei sekti žmogaus kvėpavimo procesą, taip pat kartu informuoti patį žmogų dėl netinkamo kvėpavimo, kad jis galėtų atitinkamai koreguoti savo kvėpavimą.

Rinkoje yra sunku rasti kliniškai patvirtintų prietaisų, kuriais būtų galima sekti žmogaus kvėpavimo procesą ir tinkamai nustatyti, ar žmogus kvėpuoja per nosį, ar burną. Medicininiai prietaisai, kuriais tiriama bei nustatomi kvėpavimo sutrikimai dažniausiai yra tinkami tik trumpalaikiam stebėjimui, nes jie yra nepatogūs, užima daug vietos ir yra brangūs. Vienas iš tokių pavyzdžių yra polisomnografija. Šis tyrimas atliekamas miego apnėjai nustatyti, tačiau taip pat yra tinkamas siekiant patvirtinti ar paneigti ir kitas kvėpavimo ligas. Toks tyrimas yra atliekamas tik nakties metu. Juo nustatomi įvairūs žmogaus fiziologiniai parametrai: oro srautas kvėpavimo per nosį metu, krūtinės ląstos judesiai, elektrokardiogramos (EKG) signalas ir kt. Norint nustatyti bei įvertinti žmogaus kvėpavimo per burną įpročius reikia ilgalaikių tyrimų, nes trumpalaikiai tyrimai gali suformuoti klaidingą įvertinimą apie žmogaus kvėpavimo procesą. Taigi, tokie tyrimai reikalauja kompaktiškos bei patogios sistemos pacientui, kuri galėtų itin efektyviai sekti jo kvėpavimą bei suteikti grįžtamąjį ryšį pacientui tuo metu, kai jis kvėpuoja per burną.

**Darbo tikslas** – sukurti ir iširti žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos maketą pagrįstą kvėpavimo aptikimu per burną arba nosį.

### Uždaviniai:

1. išanalizuoti kvėpavimo proceso stebėjimo klinikinį aktualumą ir jo įvertinimo metodus;
2. išnagrinėti panašių sistemų funkcines savybes ir realizacijos variantus;
3. suprojektuoti ir įgyvendinti ilgalaikės žmogaus kvėpavimo proceso stebėsenos sistemos maketą ir algoritmą;
4. įvertinti sukurtos sistemos maketo galimybes stebėti žmogaus kvėpavimo procesą trumpalaikės ir ilgalaikės stebėsenos metu.

## 1. Žmogaus kvėpavimo patologijų ir stebėsenos technologijų analizė

Siekiant tinkamai iširti bei sukurti ilgalaikę žmogaus kvėpavimo proceso stebėsenos sistemą reikalinga papildoma šio proceso fiziologinės reikšmės bei pagrindinių ją apibūdinančių parametru analizė. Šie, kvėpavimo ciklo metu kintantys parametrai yra reikalingi tam, kad būtų galima atlikti tinkamą žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos projektavimą, o vėliau ir tyrimą. Skyriuje taip pat yra pateikiama šio fiziologinio proceso stebėsenos klinikinė reikšmė, kuri pagrindžia tokios sistemos sukūrimo svarbą ir aktualumą šių dienų visuomenėje.

### 1.1. Kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos klinikinė reikšmė

Kiekvienas žmogus pasižymi skirtingais kvėpavimo įpročiais, o nuo tokių įpročių gali priklausyti kvėpavimo įtaka žmogaus kūnui. Daugiausia mokslinėje literatūroje normalus kvėpavimas apibūdinamas kaip kvėpavimas, kuris yra atliekamas per nosį, tačiau, esant tam tikrai viršutinių kvėpavimo takų obstrukcijai, gali būti kvėpuojama ir per burnos ertmę, nors toks kvėpavimo įprotis yra žalingas sveikatai [6]. Viršutinių kvėpavimo takų obstrukcija gali pasireikšti simptomais: sloga, čiaudėjimas, knarkimas miego metu, miego apnėja, sinusitas, ausų infekcijos ir kt. [7]. Pastebėjus panašius simptomus taip pat reikia atkreipti dėmesį, ar žmogus neturi kvėpavimo pro burną įpročio [7].

Remiantis statistika galima teigti, kad kvėpavimas per burną dominuoja tarp įvairių amžiaus grupių, pvz., 2015 m. atliktoje apklausoje, kurioje dalyvavo 1001 suaugusių respondentų, nustatyta, kad 61 % respondentų save įvardijo kaip per burną kvėpuojančiais [8], taip pat šaltinyje [6] yra teigiama, kad iki 30–50 % dabartinių suaugusiųjų kvėpuoja per burną ir intensyviausiai tą daro anksti ryte. Taip pat atliktame tyrime [9] buvo nustatyta, kad 42 % kvėpuojančių per burną turi apnėją. Analizuojant literatūros šaltinius pastebėta, kad daugiausia tyrimų siekiant nustatyti kvėpavimo įpročius yra atlikta vaikams. 2011 m. atliktoje studijoje [10] buvo tiriamas ryšys tarp vaikų blogo burnos kvapo ir kvėpavimo per burną, tyrime buvo analizuoti 1-3 metų amžiaus 55 vaikų kvėpavimo rezultatai, kurie parodė, kad tarp didžiosios dalies vaikų (60 %), dominuoja kvėpavimas per burną. Lietuvoje atlikto tyrimo tarp 334 ikimokyklinio amžiaus vaikų (nuo 2 iki 6 metų amžiaus) rezultatai parodė, kad tarp 32,2 % vaikų yra paplitęs kvėpavimo per burną įprotis [11]. Šis neigiamas įprotis yra viena iš esminių priežasčių, kuri veikia normalų veido augimo ir vaikų raidos sutrikimus [11]. Atliekami tyrimai tarp vaikų amžiaus grupių leidžia teigti, kad yra itin svarbu diagnozuoti kvėpavimo per burną įpročius nuo pat vaikystės, nes ateityje jie gali turėti didelės įtakos atsirandančioms sveikatos problemoms.

Išsamiau kvėpavimo per burną įpročio įtaka vaikų sveikatai yra analizuojama mokslininkų Motta'os ir kt. [10] straipsnyje, kuriame aprašomas tyrimas siekiant nustatyti ryšį tarp blogo vaikų burnos kvapo, t. y. halitozės ir kvėpavimo per burną. Stiprus ryšys tarp šių dviejų tiriamųjų parametru taip pat buvo nustatytas ir Turkijos mokslininkų atliktame [12] tyrime. Šio tyrimo metu gauti rezultatai parodė, kad daugiau nei 70 % vaikų blogą rytinį burnos kvapą sukėlė dėl kvėpavimo per burną nakties metu išsausėjusi burnos ertmė. Toks burnos išsausėjimas atsiranda dėl to, kad dėl šio neigiamo įpročio miego metu didžiąją laiko dalį burna būna atvira. Mokslininkų Motta'os ir kt. [10] tyrime buvo nustatyta, kad didesnis skaičius vaikų, kvėpuojančių per nosį, palyginti su kvėpuojančiais per burną turėjo tik 1 ir 2 laipsnio halitozę, tačiau šis skirtumas nebuvo statistiškai reikšmingas. Išsamesnė gautų rezultatų analizė tarp skirtingų halitozės laipsnių ir kvėpavimo tipo tarp vaikų pateikta 1 lentelėje.

**1 lentelė.** Halitozės laipsnių ir kvėpavimo tipo analizė tarp vaikų [10]

Halitozės laipsnis	Tiriamųjų vaikų skaičius	Kvėpavimo tipas		Iš viso
		Pro nosį	Pro burną	
1	n	11	2	13
	Procentinė dalis	84,6 %	15,4 %	100 %
2	n	7	0	7
	Procentinė dalis	100 %	0 %	100 %
3	n	3	4	7
	Procentinė dalis	42,9 %	57,1 %	100 %
4	n	12	16	28
	Procentinė dalis	42,9 %	57,1 %	100 %
Iš viso	n	33	22	55
	Procentinė dalis	60 %	40 %	100 %

1 ir 2 laipsnio halitozė atitinkamai reiškia *jokį* ar *švelnų* burnos kvapą, t. y. normalus burnos kvapas. 3 ir 4 laipsnio halitozė atitinkamai reiškia *vidutinį* ir *stiprų* kvapą iš burnos, būtent šie du laipsniai yra traktuojami kaip blogas burnos kvapas, kuris yra juntamas aplinkinių.

Tyrimė gauti rezultatai parodė, jog paskutinių laipsnių halitozė pasireiškė tarp vaikų, kurie yra linkę kvėpuoti per burną, t. y., 3 ir 4 laipsnio halitozė buvo nustatyta 57,1 % vaikams (iš 35 ištirtų). Taigi, halitozės pasireiškimas tarp tiriamųjų vaikų buvo didelis ir gautas statistiškai reikšmingas ryšys tarp blogo burnos kvapo ir kvėpavimo per burną, tačiau yra reikalingi tolimesni tyrimai, kurie padėtų nustatyti šį tarpusavio tirtų parametrų ryšį [10].

Mokslininkai daug dėmesio skiria kvėpavimo per burną įtakos kaukolės formavimuisi tyrimams [5, 13, 14, 15, 16]. Remiantis Moss'o teorija, kvėpavimas per nosį užtikrina tinkamą kaukolės augimą bei vystymąsi [13]. Ši teorija remiasi principu, kad normalaus kvėpavimo veikla daro įtaką kaukolės ir veido struktūrų vystymuisi bei skatina jų harmoningą augimą, tinkamai sąveikaujant su kramtymu ir rijimu bei kitais galvos ir kaklo srities komponentais [13]. Burnos ir veido pakitimai daugiausia atsiranda dėl to, kad kvėpuojant per burną liežuvis yra nukreipiamas į priekį arba apačią, atveriamos lūpos ir pastoviai yra nuleidžiama apatinė žandikaulio dalis [13]. Taip atsiranda aiškiai matomi viršutinio žandikaulio susiaurėjimo požymiai, nepakankamas apatinio žandikaulio išsivystymas, galvos padėtis, priekinių dantų išsikišimas ir kt. struktūriniai veido pokyčiai. Tyrimo [13] tikslas buvo nustatyti bei palyginti kvėpavimo per burną poveikį kaukolės bei veido formavimuisi vaikystėje su vaikais, kvėpuojančiais per nosį. Reikia paminėti, kad yra darbų, kuriuose prieštaraujama tokiems teiginiams. Kai kurie mokslininkai neigia esantį ryšį tarp viršutinės nosies takų obstrukcijos ir kaukolės deformacijų [13]. Visgi atlikto tyrimo rezultatai parodė, kad kritiniais augimo laikotarpiais vaikai, turintys kvėpavimo per burną įprotį, turi didesnę tendenciją į kaukolės bei veido struktūros pokyčius. Panašūs rezultatai yra išanalizuoti mokslininkų Basheer'o ir kt. [16] tyrimė, kur buvo padaryta išvada, jog asmenys, turintys įprotį kvėpuoti pro burną, pasižymi mažesniais smilkinio išlinkimais, išgaubtu veido profiliu bei netolygiu lūpų pasiskirstymu. Taip pat Kinijos mokslininkų atliktas tyrimas [15] pateikė gana identišką išvadą, kaip ir Harari'io ir kt. [13] tyrimė, kadangi gauti rezultatai parodė, kad vaikams, kvėpuojantiems per burną būdingi apatinio bei viršutinio žandikaulio

pakitimai bei viršutinių priekinių dantų pokyčiai. Kvėpavimas per burną, bloga liežuvio laikysena, veido pailgėjimas yra dažnai pastebimi tarp 3–5 metų amžiaus vaikų [15]. Tokio žalingo įpročio poveikis dažniausiai baigiasi iki vaiko brendimo [15]. Tokie pavyzdžiai tik parodo, kad yra būtinas kuo ankstesnis kvėpavimo per burną įpročio aptikimas.

Mokslininko Jefferson'o [5] straipsnyje yra aptariami keletas tyrimų, kurie prieina prie vienos ir bendros išvados, kad kvėpavimas per burną turi įtakos nenormaliam veido augimui, pvz., žmonės turintys šį blogą įprotį pasižymėjo ilgesniais veidais, siauresnėmis viršutinio žandikaulio formomis, taip pat yra minima, kad toks įprotis sukelia ir odontologines problemas. Paveiksle (žr. 1 pav.) pavaizduota mergaitė, kuri tinkamai iliustruoja negydomo kvėpavimo per burną pasekmes. Iš paveikslėlio galima puikiai matyti kaip šis įprotis neigiamai paveikia veido bei dantų augimą. 6 metų amžiaus mergaitės bruožai yra įprasti ir neturi jokių neigiamų bruožų, tačiau 3 metus negydytas kvėpavimo per burną įprotis smarkiai šiuos veido bruožus pakeitė. Praėjus 3 metams veidas tapo ilgesnis, labiau susiaurėjęs, taip pat atsirado ir gilaus sąkandžio požymiai, t. y. viršutiniai priekiniai dantys pasislinko į priekį ir uždengė apatinius dantis. Laiku negydytas kvėpavimas per burną pareikalavo specialios funkcinės aparatinės terapijos panaudojimą siekiant atstatyti taisyklingas veido formas [5].



**1 pav.** Kairėje: 6 metų mergaitė, kuri turėjo stiprų kvėpavimo per burną įprotį. Dešinėje: ta pati 9 metų mergaitė, turinti nenormalų veido augimą ir dantų sąkandį [5]

Be veido ir dantų sąkandžio pokyčių, straipsnyje aprašoma ir dar viena dažnai kylanti problema dėl kvėpavimo per burną, t. y. per mažas deguonies koncentracijos lygis kraujyje, dažnai toks koncentracijos sumažėjimas kraujyje yra siejamas su aukštu kraujospūdžiu bei širdies nepakankamumu. Tokia problema kyla dėl to, kad per nosį kvėpuojant papildomai yra įkvepiamas azoto oksidas, kuris organizme padidina deguonies mainų efektyvumą, kartu padidindamas ir deguonies kiekį kraujyje [5].

Kvėpavimo per burną sukeliama padariniai yra puikiai apibendrinami [4] šaltinyje. Čia yra aiškinama, kad suaugusieji, kurie yra linkę į tokį įprotį susiduria su tam tikrais miego sutrikimais, patiria dažną nuovargį bei mažesnę produktyvumą lyginant su žmonėmis, kurie kvėpuoja per nosį. Kvėpavimas per burną gali sukelti ne tik miego sutrikimų, bet ir dienos metu gali atsirasti simptomų panašių į dėmesio trūkumo ir hiperaktyvumo sindromo (ADHD) simptomus [5]. Straipsnyje [4] yra minima bei iškeliami daug didesnė žala vaikų gyvenimui, nes tokio amžiaus vaikams kvėpavimas per burną turi neigiamos įtakos veido, burnos bei kvėpavimo takų formavimuisi. Negydant šio įpročio atsiranda pakitimai vaikų kaukolės formose, pasikeičia veido aukštis bei turimas sąkandis. Atsiradę kaukolės

pakitimai yra pradžia ir kitų neigiamų pasekmių tiek vaikų, tiek suaugusių gyvenime, nes tokie pakitimai gali padidinti knarkimo bei obstrukcinės miego apnėjos riziką [4].

Kvėpavimas per nosį turi gerokai daugiau naudos sveikatai negu kvėpavimas per burną. Nosis apima mažiausiai 30 įvairių funkcijų, kurios padeda saugoti žmogaus sveikatą [6]. Pagrindinės funkcijos yra minimos [6]:

- Nosis leidžia filtruoti, šildyti bei drėkinti orą, kad jis būtų tinkamas tolimesniam patekimui į plaučius, todėl iškvėpiant bei įkvėpiant skiriasi tiek temperatūra, tiek santykinė drėgmė.
- Įvairios struktūros išsidėsčiusios nosyje reguliuoja oro kryptį bei greitį tam, kad oras galėtų patekti į smulkias arterijas, venas, nervų tinklą ar gleivinę.
- Kvėpuojant per nosį pasisavinama daugiau deguonies. Taip yra todėl, kad yra sukeliama apie 50 % didesnis pasipriešinimas oro srovei negu kvėpuojant pro burną [6].
- Kvėpuojant per nosį didėja deguonies ir anglies dioksido kiekis kraujyje bei lėtėja kvėpavimo greitis, gerėja bendras plaučių tūris [6], kvėpuojant per burną viskas vyksta priešingai.

Taigi, kvėpavimas per burną gali sąlygoti įvairiausias sveikatos problemas, todėl yra itin svarbu atrasti būdus, kurie galėtų nustatyti tokius žmogaus įpročius kuo anksčiau. Atliktuose tyrimuose daug dėmesio skiriama neigiamai kvėpavimo pro burną įtakai vaikų sveikatai, tačiau taip pat sveikatos sutrikimai yra pastebimi ir tarp suaugusių žmonių. Teorinėje literatūroje pagrindinėmis priemonėmis, kurios gali padėti suvaldyti kvėpavimo per burną įprotį, yra laikomos: ankstyva diagnozė, savikontrolė arba specialūs prietaisai, taip pat kartais gali būti taikomi ir specialūs chirurginiai gydymai [7].

## **1.2. Kvėpavimo proceso fiziologija**

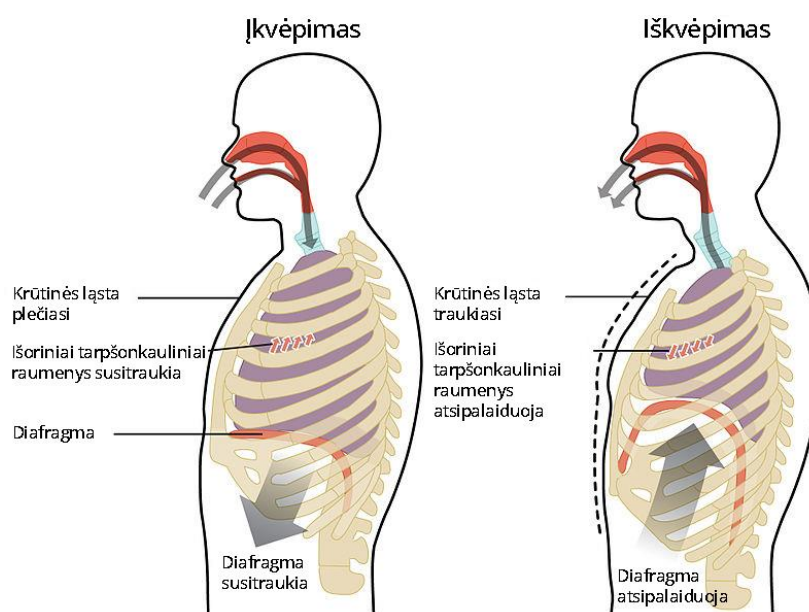
Kvėpavimo apibrėžimas labai priklauso nuo to, kokios srities specialistai jį naudoja. Pavyzdžiui, biochemikai kvėpavimą apibūdina kaip cheminį procesą, vykstantį audiniuose ar ląstelėse, kurio metu yra pagaminama energija [17]. Fiziologiškai kvėpavimo procesas yra apibūdinamas daug paprasčiau, t. y. organizmo ir jo aplinkos dujų mainai, kurie įprastai žmonėms reiškia kvėpavimą [17]. Kvėpavimo proceso esminė funkcija yra tiekti deguonį iš išorinės aplinkos į organizmo audinius ir pašalinti iš jo anglies dioksidą, kuris susidaro vykstant ląstelių metabolizmui [18, 19]. Taigi, kvėpavimas yra labai svarbi organizmo funkcija, kuri leidžia palaikyti svarbiausias, gyvybei užtikrinti reikalingas funkcijas organizme. Jeigu plaučiai negautų oro, tuomet įvairios ląstelės kūne nebegalėtų tinkamai funkcionuoti ir vykdyti medžiagų apykaitos. Įprastai žmonėms kvėpavimo sistema asocijuojasi tik su plaučiais ir kvėpavimu, tačiau kvėpavimo sistemą taip pat sudaro nosis, burna, ryklė, gerklos, trachėja, bronchai, alveoles ir diafragma [20]. Kvėpavimo takus galima skirstyti į dvi grupes – viršutinius, kuriuos sudaro nosis, ryklė ir gerklos bei apatinius, kurie susideda iš trachėjos, bronchų ir plaučių.

Oras į kvėpavimo sistemą patenka per viršutinius kvėpavimo takus, t. y. per nosį arba burną. Oras patenkantis per nosį yra papildomai filtruojamas, pašildomas iki kūno temperatūros ir drėkinamas jam praėjus per nosies pertvarą ir nosies kriauklės [19]. Filtruodama kietąsias daleles nosis atlieka svarbią funkciją saugodamas plaučius [18]. Įkvėptas oras per nosį į kvėpavimo takus patenka per nosiaryklę, o įkvėpus per burną – per ryklę ir praėjus per gerklas oras patenka į tracheobronchinį medį [19]. Praėjęs oras per laidžius kvėpavimo takus užpildo plaučiuose esančias alveoles. Alveolės yra galutinis taškas kvėpavimo sistemoje. Ląstelės energijos gaminimo proceso metu naudoja deguonį, o šio proceso šalutinis produktas yra CO<sub>2</sub>. Deguoniui išėjus iš alveolių, į jas patenka CO<sub>2</sub> molekulės,

šios molekulės yra pašalinamos iškvėpimo metu, kadangi anglies dioksido koncentracija alveolėse yra mažesnė nei kapiliaruose [21], todėl CO<sub>2</sub> kvėpavimo takuose juda į priešingą pusę nei deguonis, kuris geba prasiskverbti į kapiliarius dėl mažesnės deguonies koncentracijos juose.

### 1.3. Kvėpavimo procesu metu besikeičiantys fiziologiniai parametrai

Kvėpavimo metu dėl raumenų susitraukimo ir atsipalaidavimo keičiasi krūtinės ąstos tūris. Tarp išorinio plaučių paviršiaus ir vidinės krūtinės ąstos sienelės esanti erdvė yra užpildyta pleuros skysčiu, kuris paviršiaus įtempimo jėga prilaiko plaučius prie krūtinės sienelės [22]. Šis skystis užtikrina, kad krūtinės ertmei išsiplėtus ar susitraukus atitinkamai išsiplečia bei susitraukia plaučiai, tokiu būdu keičiasi plaučių tūris bei slėgis juose. 2 pav. pavaizduoti krūtinės ąstos bei plaučių pokyčiai įkvėpimo bei iškvėpimo metu.



2 pav. Krūtinės ąstos bei plaučių pokyčiai kvėpavimo metu [22]

Įkvėpimo metu oras patenka į plaučius, o tam tikri raumenys susitraukia, pvz., diafragma – prailgina tiek viršutinį, tiek apatinį krūtinės ąstos matmenį, o išoriniai tarpšonkauliniai raumenys – pakelia šonkaulius bei krūtinkaulį, taip padidinant krūtinės priekį [22]. Tokia raumenų veikla įkvėpimo metu padidina krūtinės ąstos tūrį. Iškvėpimo metu visi minėti raumenys veikia priešingai, kadangi diafragma atsipalaiduoja ir grįžta į savo pradinę padėtį, sumažinant viršutinį ir apatinį krūtinės ąstos matmenį, taip pat atsipalaiduoja ir išoriniai tarpšonkauliniai raumenys, kurie atpalaiduoja šonkaulius ir krūtinkaulį bei taip sumažina krūtinės ąstos tūrį. Taigi, įkvėpimo bei iškvėpimo ciklai gali būti vertinami stebint krūtinės ąstos pokyčius.

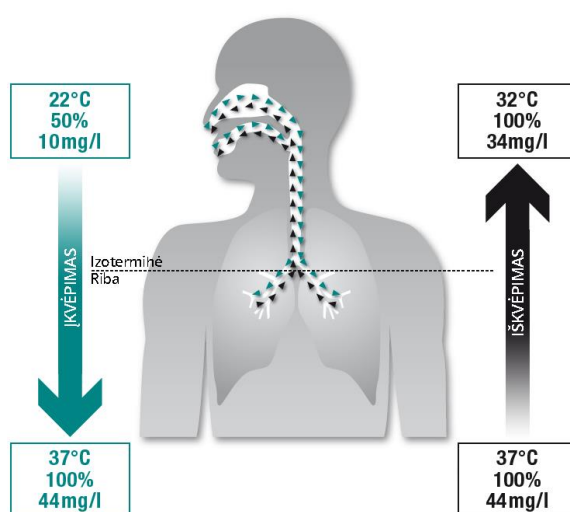
Kitas labai svarbus procesas, kuris vyksta viršutiniuose kvėpavimo takuose yra dujų kondicionavimas. Šio proceso metu įkvėptas oras yra šildomas, drėkinamas bei atitinkamai valomas. Dėka šio proceso, įkvėptas oras yra tinkamai paruošiamas tolimesniam jo patekimui į plaučius. Esant netinkamam kvėpavimo takų drėkinimui gali atsirasti tam tikros plaučių infekcijos ar plaučių audinių pažeidimai [23].

Įkvepiant oro pašildymą lemia daug smulkių kraujagyslių, kurios tinkliškai dengia nosies ir burnos gleivinę, o nerviniai impulsai padeda reguliuoti kraujotaką taip, kad ji veiktų kaip kūno šildymo sistema [23]. Kvėpuojant šaltu oru kraujagyslės yra aprūpinamos daugiau kraujo, o šiltu – mažiau,



tačiau abiem atvejais patekęs oras į viršutinius kvėpavimo takus yra pašildomas, todėl iškvėpimo metu yra jaučiamas šiltesnis oras negu įkvėpiant.

Apibendrintas įkvėpto oro kondicionavimo procesas pateiktas 3 pav. Kraujagyslių tinklai esantys nosies ir burnos ertmėse padeda išskirti drėgmę į praeinančias kvėpavimo dujas. Įkvėpus per burną ar nosį yra atvėsinamos gleivinės. Dėl tokio vėsinimo poveikio iškvėpimo metu, dalis oro drėgmės, ateinančios iš plaučių, kondensuojasi ant gleivinių, taip gleivinės yra sudrėkinamos dar sykį [23]. Tokiu būdu iškvepiamas oras pasižymi didesne santykinę drėgme negu įkvėptas oras. Orui einant toliau į apatinius kvėpavimo takus jis yra toliau kondensuojamas, kol yra pasiekama izoterminio prisotinimo riba. Izoterminio prisotinimo riba reiškia didžiausią galimą santykinę drėgmę (100 %) bei absoliutų drėgmės lygį (44 mg/l) esant 37°C temperatūrai [23]. Tokia pusiausvyra yra naudinga žmogui ir taip plaučių alveoles pasiekia vandens garais prisotintas bei tinkamai pašildytas oras. Taigi, kvėpavimo procesą papildomai gali identifikuoti ne tik krūtinės ląstos pokyčiai, bet ir kiti du labai svarbūs parametrai – įkvepiamo bei iškvepiamo oro santykinę drėgmę arba temperatūra.



3 pav. Kvėpavimo dujų kondicionavimo procesas [23]

#### 1.4. Žmogaus kvėpavimo proceso pagrindinių indikatorių analizė

Išanalizavus kvėpavimo proceso fiziologiją nustatyta, kad pagrindiniai lengvai išmatuojami parametrai, kurie gali apibūdinti kvėpavimą, yra temperatūra, santykinę drėgmę bei krūtinės ląstos pokyčiai. Prie parametrų galima priskirti ir oro srauto pokyčius, kurie atsiranda iškvepiant bei įkvepiant, kadangi vienu atveju oras yra pašalinamas iš plaučių, o kitu – įtraukiamas. Šaltinyje [24] yra išvardinti 4 pagrindiniai indikatoriai, kuriais remiantis taip pat galima vertinti kvėpavimą:

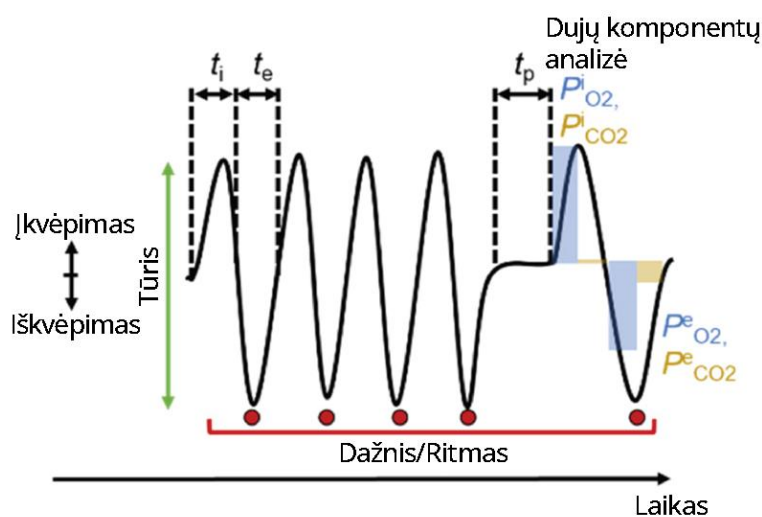
- **kvėpavimo dažnis** – įkvėpimų skaičius per minutę, matuojamas bpm (angl. *breaths per minute*);
- **kvėpavimo ritmas** – įkvėpimų ir iškvėpimų santykis, kuris yra pastovus, tačiau atsirandančios ilgos pauzės tarp įkvėpimų ir iškvėpimų padeda nustatyti tam tikras kvėpavimo problemas;
- **tūris** – oro kiekis per kiekvieną kvėpavimo ciklą, kuris patenka į plaučius arba iš jų. Taip pat įkvėpimo ir iškvėpimo rezervinis tūris bei liekamasis tūris;
- **dujų komponentai** – anglies dioksido (CO<sub>2</sub>) arba deguonies (O<sub>2</sub>) pokyčiai.

Massaroni'io ir kt. [25] straipsnyje taip pat minimas akustinis kvėpavimo įvertinimas, o Mansour'io ir kt. [26] ir Charlton'o ir kt. [27] straipsniuose papildomai aprašomas kvėpavimo proceso nustatymas

per kitus žmogaus fiziologinius signalus, pvz., elektrokardiogramą (EKG), fotopletizmogramą (FPG) ir kt. signalus.

Kiekvienas iš paminėtų indikatorių gali suteikti skirtingą informaciją apie žmogaus kvėpavimo ciklą. Matuojant vieną ar kelis parametrus galima tinkamai sekti žmogaus kvėpavimo įpročius, t. y., stebėti, ar jis tinkamai kvėpuoja per nosį, ar tai atlieka per burną. Kiti indikatoriai gali įspėti žmogų ar jį stebintį gydytoją apie atsirandančias tam tikras plaučių ligas, miego sutrikimus bei kitas sveikatos problemas.

**Kvėpavimo dažnis.** Įprastai kvėpavimo dažnis yra stebimas 30 arba 60 sekundžių, tačiau kasdienėje aplinkoje, ypač medicinoje, daugelis gydytojų kvėpavimo dažnį vertina daug greičiau, t. y. matavimus atlieka 15 s ir padaugina gautą rezultatą iš 4 [28]. Atliekant matavimus per 15 s dažnai gaunami didesni skaičiai nei įprastai matuojant 60 s, todėl siekiant tikslesnių rezultatų matavimus reikia atlikti pilną laiko tarpą [28]. Kvėpavimo dažniui turi įtakos žmogaus amžius, pvz., suaugusiųjų normalus dažnis yra 12 – 20 įkvėpimų per minutę, o kūdikių daug didesnis: 30 – 60 kpm [29, 30]. Tokiems pokyčiams įtakos turi senėjant atsirandančios įvairios ligos, susiformavę įpročiai, pvz., rūkymas ir t.t. Kvėpavimo dažnis gali iš anksto indikuoti lėtines plaučių ligas ar astmą, kadangi šios ligos gali sukelti nenormalų kvėpavimo dažnį [24].



4 pav. Pagrindinės tipinio kvėpavimo signalo savybės [24]

Paveiksle 4 pav. pateiktos pagrindinės tipinio kvėpavimo signalo savybės. Signale yra atvaizduotos įkvėpimo bei iškvėpimo fazės bėgant laikui, todėl galima išskirti tokias savybes iš signalo:  $t_i$  – įkvėpimo laikas,  $t_e$  – iškvėpimo laikas,  $t_p$  – pauzės laikas,  $P_{O_2, CO_2}^i$  – dalinis  $O_2$  ir  $CO_2$  slėgis įkvėptame ore ir  $P_{O_2, CO_2}^e$  – dalinis  $O_2$  ir  $CO_2$  slėgis iškvėptame ore.

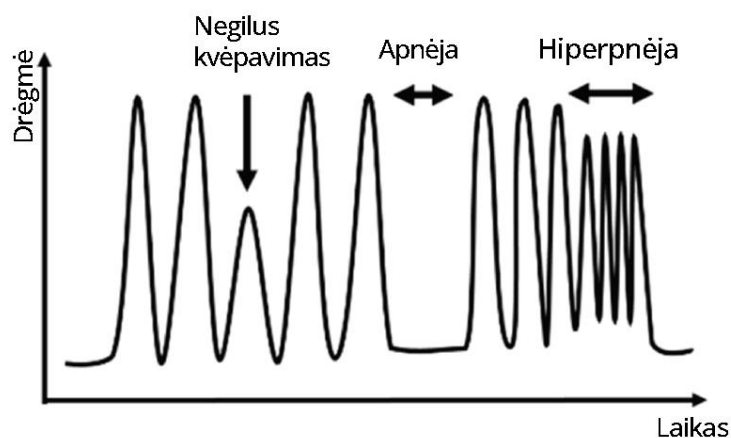
**Kvėpavimo ritmas.** Kvėpavimo ritmas yra įvertinamas įkvėpimo laiko ( $t_i$ ) ir iškvėpimo laiko ( $t_e$ ) santykiu. Šis santykis yra ypač svarbus dirbtinių plaučių ventiliavimo sistemose, kad būtų palaikomas tinkamas bei įprastinis kvėpavimo procesas pacientui. Įvairios ligos lemia tam tikrus kvėpavimo modelių pokyčius, kadangi ligos atveju pasikeičia tokie parametrai kaip  $t_i$  ar  $t_e$ . Pauzės laikas  $t_p$  atsirandantis tarp įkvėpimo ir iškvėpimo fazių gali išduoti sveikatos sutrikimus, pvz., jei šis laikas yra per ilgas, žmogui gali būti įtariama miego apnėja [24]. Taip pat dirbant protinį darbą arba esant ramybės būsenoje žmogus gali išlaikyti pastovesnį kvėpavimo modelį, negu streso ar įtampos metu,

nes šie faktoriai turi įtakos nereguliariam kvėpavimui [24]. Teisingam kvėpavimo ritmo įvertinimui reikia tiksliai išmatuoti kvėpavimo fazių laikus [24].

**Kvėpavimo tūris ir dujų komponentai.** Dar vieni labai svarbūs indikatoriai, kuriais galima remtis analizuojant kvėpavimą, yra tūris ir dujų komponentai iškvėptame ir įkvėptame ore. Iškvėptame oro tūrį galima apibūdinti rezerviniu įkvėpimo arba iškvėpimo tūriu ir liekamuoju tūriu. 4 pav. pavaizduotas skirtumas tarp aukščiausio ir žemiausio taško atitinka kvėpavimo tūrį. Tūris yra matuojamas spirometru ir padeda vertinti plaučių funkcionalumą [24]. 1.2. poskyryje buvo aptartas CO<sub>2</sub> ir O<sub>2</sub> molekulių kelias plaučių alveolėse. Įprastas dalinis CO<sub>2</sub> ir O<sub>2</sub> slėgis įkvėptame ore yra  $P^i_{O_2} = 159$  mmHg ir  $P^i_{CO_2} = 0,3$  mmHg, o iškvėptame ore  $P^e_{O_2} = 120$  mmHg ir  $P^e_{CO_2} = 27$  mmHg [24]. Galima pamatyti, kad skirtumas tarp deguonies slėgio yra ne toks didelis kaip anglies dioksido, todėl vertinant dujų koncentraciją lengviausiai vertinti būtų CO<sub>2</sub> pokyčius kvėpavimo metu. Klinikinėje kvėpavimo analizėje ligoms nustatyti yra naudojami kitų specifinių dujų komponentai, pvz., azoto oksido (NO), kuris gali padėti nustatyti astmos rizikas, arba karbamido, kurio analizė leidžia nustatyti skrandžio vėžio rizikas [24]. Atliekant tūrio bei iškvėptame oro dujų koncentracijos analizę, reikia atlikti kiekybinius ir laiko matavimus [24]. Šiuos indikatorius galima gauti analizuojant spirometrijos, pletizmografijos signalus [24], taip pat dujų koncentraciją gali padėti ištirti specialūs tam skirti jutikliai, kurie gali aptikti CO<sub>2</sub> arba O<sub>2</sub> dujų molekules. CO<sub>2</sub> jutiklių vienas iš pagrindinių trūkumų yra jų kryžminis jautrumas kitiems dujų komponentams ir aplinkos veiksniams, taip pat norint išgauti tinkamą kvėpavimo modelį reikalinga ilga išmatuoto dydžio apdorojimo eiga [25].

**Kvėpavimo temperatūra ir santykinė drėgmė.** Temperatūra bei santykinė drėgmė yra vieni iš svarbiausių parametru analizuojant kvėpavimą. Įvairiuose tyrimuose minima, kad šių dviejų parametru nustatymas ne tik padeda tinkamai sekti kvėpavimo procesą, tačiau taip pat padeda nustatyti lakiuosius organinius junginius, kurie yra susiję su ligomis, pvz., plaučių vėžys, tuberkuliozė ir kt. [26, 31]. 1.3. poskyryje buvo minėta, kad abiejų šių parametru pokytis yra pastebimas iškvėptame ore, todėl analizuojami parametrai turi konkretesnius savo apibrėžimus, t. y. iškvėpto oro temperatūrą (EBT (angl. *exhaled breath temperature*)) ir iškvėpto oro santykinę oro drėgmę (EBRH (angl. *exhaled breath relative humidity*)). Vertinant iškvėpto oro parametrus gali atsirasti tam tikrų paklaidų ar matavimo netikslumų, kadangi jutiklių cheminis ar fizinis nestabilumas dėl temperatūros ir drėgmės gali turėti įtakos matavimų rezultatams [26], todėl dažnai tokių matavimų metu sistemos naudoja atraminius jutiklius, kurie vertina aplinkos temperatūrą bei drėgmę ir tinkamai apdoroja galutinį matavimų rezultatą, taip pat reikia nustatyti temperatūros ir santykinės drėgmės diapazoną, kad būtų pagerinta kvėpavimo analizė [26]. Keliuose tyrimuose buvo nustatyta, kad vidutinė iškvėptame oro temperatūra yra apie 34,5 °C [26]. Šaltinyje [26] yra analizuojami įvairūs kiti tyrimai, kurie atliko EBT parametro analizę, nustatyta, kad gauti rezultatai yra skirtingi tarp ligomis sergančių žmonių, amžiaus grupių, rūkančių ir nerūkančių žmonių, skirtingus fizinius parametrus turinčių žmonių, todėl apibendrintai EBT vertės gali svyruoti nuo 33 °C iki 34,5 °C ir individualiai priklauso nuo paties žmogaus fiziologinių ar fizinių savybių. Literatūroje galima rasti nedaug atliktų tyrimų apie santykinės drėgmės parametro charakteristikas iškvėptame ore, dažnai iškvėptas oras yra charakterizuojamas su 100 % santykinė drėgme [26]. Praktiniam EBRT parametro matavimui trukdo tam tikros priežastys, pvz., aplinkos poveikis bei per mažas kiekis atliktų tyrimų su žmonėmis [24]. Tokių matavimų metu yra gaunamas skirtuminis iškvėpto oro ir aplinkos oro drėgmės signalas, todėl atliekamas stebėjimas prisotintos drėgmės sąlygomis yra labai sudėtingas [24] ir negarantuoja aukšto tikslumo. 5 pav. yra pavaizduotas ryšys tarp iškvėptame oro drėgmės ir įvairių netaisyklingų kvėpavimo modelių. Apnėją bei hiperpnėją galima aptikti pagal signalo viršūnių modelius, pvz., ilgi

laiko tarpai tarp signalo amplitudžių indikuoja galimą apnėją. Kai drėgmės jutiklio atsako greitis yra nepakankamas, signalo viršūnių amplitudės mažėja esant hiperpnėjai [24]. Taip pat apie paviršutinišką, t. y. negilų kvėpavimą gali pranešti maži drėgmės pokyčiai, kurie signale atspindi mažas signalo amplitudes.



**5 pav.** Ryšio tarp netaisyklingo kvėpavimo signalo formų ir santykinės drėgmės pavyzdys [24]

Mokslininkų Mansour'io ir kt. [26] atliktame tyrime buvo tiriami EBT ir EBRH parametrų diapazonai pagal skirtingas žmonių geografines padėtis. Tyrime dalyvavo 31 tiriamasis (17 iš Prancūzijos ir 14 iš Izraelio), iš viso buvo atlikta 340 matavimų. Gauti rezultatai parodė, kad iškvepiamo oro temperatūra atitinka teorijoje minimus santykinius diapazonus, o geografinė padėtis turi mažai reikšmės galutiniame rezultate. Iškvepto oro drėgmės matavimo rezultatai parodė, kad tirtų Izraelio gyventojų iškvepiamo oro santykinė drėgmė svyravo diapazone 65 % – 88,6 %, o Prancūzijos gyventojų 41,9 % – 91 %. Tokie rezultatai parodo, kad iškvepiamo oro santykinė drėgmė nėra visada 100 %. Tokie gauti rezultatai yra paaiškinami tuo, kad egzistuoja priklausomybė nuo aplinkos temperatūros, t. y. pakilus temperatūrai pakyla ir santykinė drėgmė ir kita priežastis, kad iškvepiamas oras susimaišo su patalpos oru ir taip sumažėja fiksuojama santykinė oro drėgmė [26]. Verta paminėti, kad matavimai buvo atliekami skirtingose patalpose, kas irgi turėjo tam tikrą įtaką galutiniams rezultatams. Tyrimo autorius atkreipia dėmesį, kad aplinkos santykinė drėgmė bei temperatūra neturi nereikšmingo poveikio, todėl į šiuos pastebėjimus reikėtų atsižvelgti kuriant kvėpavimo stebėsenos prietaisus.

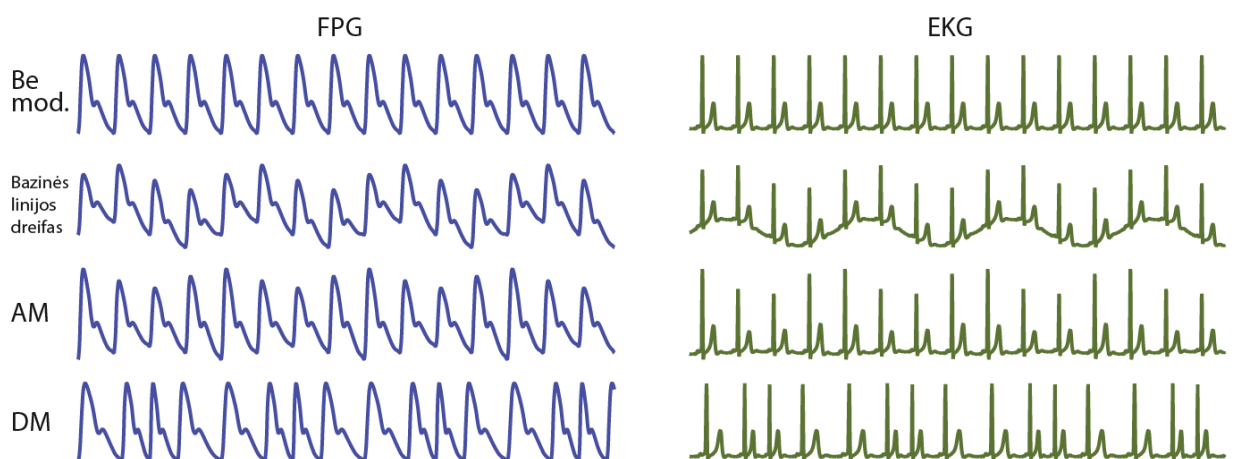
Massaroni'io ir kt. [25] straipsnyje aprašomi skirtingi kvėpavimo dažnio matavimo metodai. Atliktame tyrime lyginant gautus kvėpavimo temperatūros ir drėgmės parametrų signalus nustatyta, kad matuojant temperatūrą yra gaunamas tolygesnis signalas lyginant su drėgmės matavimais, t. y. temperatūros matavimo atveju signale yra aiškiau išryškintos signalo viršūnės. Taip pat lyginant šių dviejų matavimo metodų privalumus ir trūkumus kaip temperatūros matavimo pagrindinis privalumas yra įvardijamas jautrumas, o drėgmės – mažas jautrumas judesio artefaktams, tačiau abu metodai pasižymi tuo pačiu pagrindiniu trūkumu – prietaiso dėvėjimo nepatogumu [25].

**Krūtinės ląstos judėjimas.** Kvėpuojant keičiasi ir krūtinės ląstos judėjimas. Įkvepiant krūtinės ląstos skersmuo išsiplėčia apie 7 cm [25], todėl vertinant šios srities pokyčius galima sekti žmogaus kvėpavimo procesą tam tikrais metodais. Daugiausiai literatūroje yra tiriami tokie 3 pagrindiniai metodai, pagrįsti krūtinės ląstos judėjimo analize [25]:

- krūtinės ląstos įtempimo, kuris sukiamas kvėpavimo, registravimas (naudojami įtempio jutikliai (pjezorezistyvieniai, talpuminiai ir kt.);
- transtorakalinės varžos pokyčiai (naudojami impedanso jutikliai);
- krūtinės ląstos trimačių judesių įrašai, pvz., poslinkio, pagreičio arba greičio (matavimai atliekami akcelerometro, giroskopo arba magnetinio lauko jutikliais).

Pirmuoju ir trečiuoju atveju naudojami jutikliai gali būti lengvai integruoti į rūbus, todėl lyginant su kitomis technologijomis šie jutikliai yra iš esmės nepastebimi. Tiksliesniems matavimams gauti jutiklius reikia naudoti viršutinės krūtinės ląstos lygyje, o norint sumažinti pagrindinį šio metodo trūkumą – judesio artefaktus, jutikliams turėtų būti suteiktas mechaninis stabilumas bei tvirtumas [25], tačiau papildomas mechaninis jutiklių įtvirtinimas gali sukelti nepatogumą įtaiso naudotojui. Geriausiai tokius jutiklius yra realizuoti sistemose su kito tipo jutikliais, kad būtų kompensuojami žmogaus judesių poveikiai įrašomam kvėpavimo signalui.

**Fiziologiniai žmogaus signalai.** Žmogui įkvėpiant bei iškvėpiant taip pat pastebimas poveikis kitiems žmogaus fiziologiniams signalams, pvz., EKG, FPG, balistokardiogramai (BKG), seismokardiogramai (SKG), oscilometrinės manžetės slėgio impulsams (OscP) bei Korotkoff'o garsams [32]. EKG leidžia registruoti elektrinį širdies aktyvumą, FPG tiria žmogaus periferinę kraujotaką, BKG registruoja kūno mechaninius judesius, kuriuos sukelia širdies veikla, o SKG registruoja širdies plakimo sukeltas kūno vibracijas. OscP ir Korotkoff'o garsų signalai yra gaunami oscilometriniais ir auskultaciniais metodais, kurie plačiai yra naudojami kraujospūdžiui matuoti [32]. Šiuos išvardintus signalus įvairiais būdais moduliuoja kvėpavimo procesas, todėl kvėpavimą galima sekti bei įvertinti naudojant tam tikrus algoritmus, kurie remiasi kvėpavimo moduliacijomis. Aukščiau išvardintų signalų kvėpavimo moduliacijos turi skirtingus fiziologinius mechanizmus, todėl tam tikro signalo amplitudė, bazinė linija, bangos forma ir dažnis gali keistis [32]. Pagal šių parametru pokyčius galima įvertinti įkvėpimo arba iškvėpimo fazes. Ypač didėja paklausa metodų vertinančių kvėpavimo procesą pagal EKG ir FPG signalus, kadangi sistemos, registruojančios tokius signalus, pasižymi mažu invaziškumu, mažesnėmis energijos sąnaudomis bei mažesne kaina, tačiau pagrindiniu trūkumu išlieka didelis jų jautrumas judesiams, kurie nesusiję su kvėpavimu [25].



**6 pav.** Idealizuotos EKG ir FPG signalų moduliacijos atsirandančios dėl kvėpavimo proceso [27]

Abiejose EKG ir FPG signaluose dėl kvėpavimo proceso atsiranda tokios moduliacijos kaip bazinės linijos dreifo, amplitudės moduliacija (AM) bei dažninė moduliacija (DM). Šios moduliacijos atvaizduotas 6 pav. Fiziologiniai mechanizmai, kurie sukelia kvėpavimo moduliacijas, yra apibendrinami 2 lentelėje [33].

**2 lentelė.** Kvėpavimo moduliacijas EKG ir FPG signaluose [33] sukeliantys mechanizmai

Moduliacija	EKG	FPG
<b>Bazinės linijos dreifo</b>	Šias moduliacijas sukelia širdies elektrinės ašies orientacijos pokyčiai elektrodų atžvilgiu ir krūtinės ląstos impedanso pokyčiai [34].	Bazinės linijos dreifas FPG signale atsiranda dėl audinių kraujo tūrio pokyčių, kuriuos sukelia: pokyčiai intratorakaliniame slėgyje perduodame per arterinį medį ir arterijų vazokonstrikcija įkvėpimo metu, pernešant kraują į venas [35].
<b>AM</b>		Amplitudės moduliaciją sukelia sumažėjęs kraujo tūris, išpumpuojamas iš kairiojo širdies skilvelio per vieną dūžį, įkvėpimo metu dėl intratorakalinio slėgio pokyčių, dėl kurių sumažėja pulso amplitudė [36].
<b>DM</b>	Dažninė moduliacija tiek EKG, tiek FPG signale dėl kvėpavimo pasireiškia dėl tos pačios priežasties, kurią sukelia spontaniškas širdies susitraukimų dažnio padažnėjimas įkvėpimo metu ir susilpnėjimas iškvėpimo metu [33]. Toks reiškinys yra žinomas kaip kvėpavimo sinusinė aritmija (RSA (angl. <i>respiratory sinus arrhythmia</i> )) [37].	

Kiekvienos iš moduliacijų stiprumas skiriasi tarp tiriamųjų ir pacientų grupių, pvz., tarp vyresnio amžiaus grupės žmonių yra pastebėtina, kad dažninė moduliacija yra mažesnė negu įprastai [38]. Todėl dažnai kvėpavimo proceso analizės algoritmai analizuoja kelias moduliacijas, kad būtų užtikrintas jų patikimumas [38].

**Kvėpavimo srauto ir garso analizė.** Mokslinėje literatūroje taip pat minimi ir kvėpavimo srauto bei garso analizės metodai [25]. Kvėpavimo oro srauto analizės metodai pasižymi aukštu specifiškumu ir jautrumu, taip pat matavimams įtakos neturi aplinkos temperatūra ar drėgmė, kadangi matavimai yra atliekami tiesioginiu būdu, t. y. tiesiogiai kontaktuojant su tiriamuoju. Iškvėpto bei įkvėpto oro srauto matavimo metodas nėra itin patogus ilgalaikėje perspektyvoje, todėl atliekant ilgalaikę kvėpavimo proceso stebėseną kasdienėje žmogaus aplinkoje toks metodas būtų nenaudingas. Akustiniai metodai, kurie naudojami analizuoti kvėpavimo garsus, yra nerekomenduojami [25], kadangi šis matavimo metodas yra itin jautrus aplinkos triukšmams bei žmogaus judesiams. Norint gauti švarų signalą reikia realizuoti gana sudėtingus signalo filtravimo algoritmus.

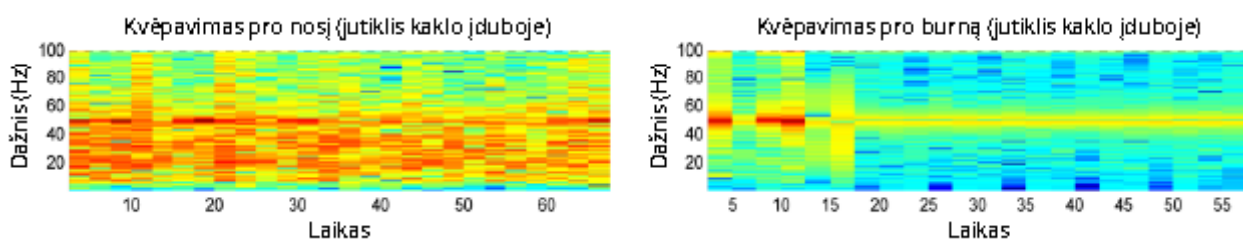
Atlikus skirtingų kvėpavimo proceso indikatorių analizę pamatėme, kad kvėpavimą galima sekti įvairiais bei itin skirtingais būdais. Buvo aptarta 10 skirtingų kontaktinių kvėpavimo proceso indikatorių bei paanalizuotos jų savybės. Kiekvienas iš metodų yra skirtingas ir smarkiai priklauso nuo konkrečios situacijos, kadangi vieni metodai gali būti tinkami atlikti matavimus ar stebėjimo procesus klinikinėje aplinkoje, tačiau tie patys metodai gali būti visiškai nenaudingi atliekant matavimus kasdienėje aplinkoje, pvz., EKG ar FPG signalai yra itin jautrūs judesio artefaktams, todėl tokie metodai būtų naudingi atliekant matavimus tik ramybės būsenoje. Taigi, renkantis tinkamą metodą kvėpavimo proceso stebėsenai reikia atsižvelgti į daugelį veiksnių.

## 1.5. Žmogaus kvėpavimo proceso stebėsenos sistemų ir prietaisų analizė

Mokslinėje literatūroje yra aprašomi įvairūs metodai skirti kvėpavimo proceso stebėjimui bei vertinimui. Šiems stebėjimams yra naudojamos įvairios jutiklių technologijos, pagrįstos vieno ar kito kvėpavimo indikatorius vertinimu. Daugelis literatūroje minimų kvėpavimo proceso stebėjimo prietaisų yra tik eksperimento ar prototipo stadijose, todėl yra sunku rasti inovatyvių bei naujų sprendimų naudojamų klinikinėje aplinkoje. Pagrindinė dalis tokių įrenginių yra kontaktiniai [39-47], tačiau galima rasti ir nekontaktiniais stebėjimo metodais besiremiančių prietaisų [48-51]. Taip pat gana įdomių sprendimų galima aptikti ir patentinių paraiškų duomenų bazėse [52-54].

Kvėpavimo proceso stebėsenos bei kvėpavimo įpročių įvertinimo pro nosį ar burną metodai yra aprašomi mokslininkų Akre'o [42], Curran'o [48] ir Huang'o [49] straipsniuose. Akre'o [42] straipsnyje yra renkama informacija miego apnėjos tyrimo metu (polisomnografijos (PSG)) iš keturių skirtingų slėgio jutiklių esančių viršutiniuose kvėpavimo takuose ir stemplėje. Naudojami slėgio jutikliai gali veikti kaip vidiniai termistoriai, todėl netiesiogiai matuoja tiek oro srautą, tiek slėgį. Toks srauto matavimo metodas parodė, kad gali būti labai tikslus siekiant įvertinti hipoapnėją arba apnėją [42]. Pagrindinis tyrimo tikslas buvo naudojant tokius jutiklius išsiaiškinti ar išdėstyti jutikliai burnos ertmėje bei vidinėje ir išorinėje ryklėje gali tinkamai atskirti kvėpavimą per burną ir nosį. Aptiriamas metodas yra tinkamas tik trumpalaikiui kvėpavimo proceso stebėjimui, kadangi silikoninis vamzdelis, kuriame yra išdėstyti slėgio jutikliai buvo įkišamas per vieną šnervę į ryklę ir stemplę, toks metodas yra invazinis ir ne visiems žmonėms gali būti priimtinas.

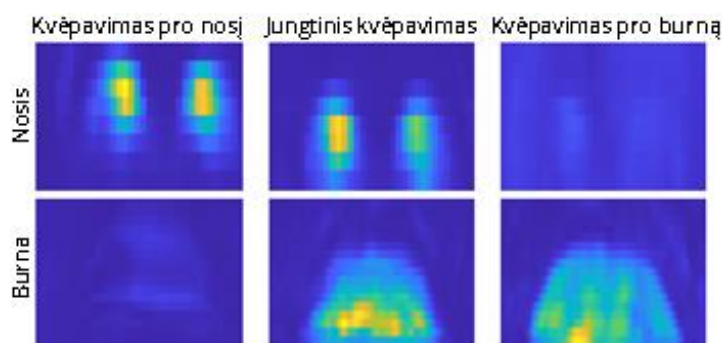
Kituose moksliniuose straipsniuose [48, 49] yra naudojami nekontaktiniai metodai siekiant įvertinti kvėpavimo procesą. Curran'o [48] atliktame tyrime siekiant atskirti kvėpavimą per burną ir nosį yra naudojami akustiniai jutikliai, kurie yra sudaryti iš pagrindo su pjezoelektrinės plėvelės sluoksniu, esančiu ant lenktos pagrindo antrojo paviršiaus dalies, ir lanksčios medžiagos sluoksniu, esančiu ant antrojo pjezoelektrinės plėvelės paviršiaus, priešingo pirmajam, kad būtų kontaktuojama su objektu. Tokie jutikliai junta vibracija kai liečiasi su tam tikromis kūno dalimis, pvz., kaklu, gerkle, taip yra aptinkamas garsas sklindantis per audinius, raumenis, kaulus ar sausgysles [48]. Pradžioje buvo atliekamas tyrimas siekiant išsiaiškinti, ar išvis yra įmanoma tokiu būdu nustatyti kvėpavimą pro burną ir nosį, todėl atlikta daug matavimų jutiklių naudojant vis skirtingose kūno vietose arti gerklės. Kvėpavimas buvo įrašomas trejomis stadijomis: kvėpuojant tik pro burną, tik pro nosį ir kvėpuojant mišriai, jutiklis buvo įdėtas į kaklo įdubą (ši vieta išankstiniuose matavimuose pasirodė kaip tinkamiausia) [48]. Vėliau gautais duomenimis buvo apmokytas algoritmas, kuris iš neapdoroto signalo gebėtų nustatyti, ar kvėpuojama per burną, ar pro nosį. Atvaizduota spektrograma 7 pav. parodo vizualiai pastebimus tam tikrų akustinių signalų dažnių juostų skirtumus, sukurtus skirtingo kvėpavimo tipo. Skirtumai yra geriausiai pastebimi tik tam tikrose stebėjimo vietose, šiuo atveju kaklo įduboje [48].



7 pav. Kvėpavimo pro nosį ir burną spektrograma jutikliui esant kaklo įduboje [48]

Eksperimento rezultatai parodė, kad tinkamai atskirti kvėpavimą per burną ir nosį gali akustiniai jutikliai, pritvirtinti ant žmogaus kūno. Verta paminėti, kad šis metodas yra gana patogus siekiant atlikti ilgalaikę stebėseną. Kvėpavimas per burną ir nosį aptinkamas 90 % tikslumu [48]. Tokie aukšti tikslumo rezultatai galėjo atsirasti ir dėl to, kad matavimai buvo atliekami ramioje aplinkoje, todėl buvo išvengta pašalinių triukšmų įtakos galutiniams rezultatams. Tikėtina, kad tokiems matavimams lauke, o ne viduje, įtakos turėtų aplinkos triukšmas, pvz., vėjas, pravažiuojančios mašinos ir t. t. Tokie preliminarūs tyrimai leidžia teigti, kad galima rasti itin patogių metodų vertinant kvėpavimo procesą, tačiau toks tyrimas turėtų būti atliktas su didesne imtimi tiriamųjų siekiant tikslesnių rezultatų pagal kuriuos būtų galima spręsti apie pasirinkto metodo tinkamumą.

Dar vienas nekontaktinis ir termografijos principu veikiantis metodas nustatantis kvėpavimą per burną arba nosį pateiktas Huang'o [49] straipsnyje. Atliktame tyrime naudojamas veido detektorius HOG-SVM, kuris yra apmokytas su daugiau nei 2000 šiluminių vaizdų. Atliekant klasifikaciją yra naudojami temperatūros pokyčiai, kurie yra sukelti oro mainų proceso. Tokie pokyčiai yra naudojami dėl to, kadangi oro mainams naudojamo ploto temperatūros svyravimai yra didesni, taip yra dėl to, kad iš aplinkos įkvepiamas oras paprastai yra šaltesnis nei oras iškvepiamas per burną ar nosį [49]. Kvėpavimo per burną ar nosį klasifikacijos procesą sudaro tokios dalys: veido ir jo orientyrų aptikimas, kad būtų galima išskirti nosies ir veido sritis, ir reikalingų temperatūros svyravimų signalų surinkimas iš nosies ir burnos sričių bei šių sričių spektrų palyginimas, kad būtų gauta tinkama kvėpavimo per nosį ir (arba) burną klasifikacija [49]. Verta paminėti, kad tyrimo metu pasitaikė tokių atvejų, kai kvėpavimo per burną metu tiriamiesiems buvo stebimas papildomas nepageidaujamas oro srautas iš nosies. Į tokius atvejus reikia atkreipti dėmesį ateityje, kadangi jie gali daryti įtaką bendriems kvėpavimo proceso stebėsenos rezultatams bei juos iškreipti. 8 pav. yra pateikiami laikini trijų kvėpavimo klasių temperatūros svyravimai, gauti [49] tyrimo metu.

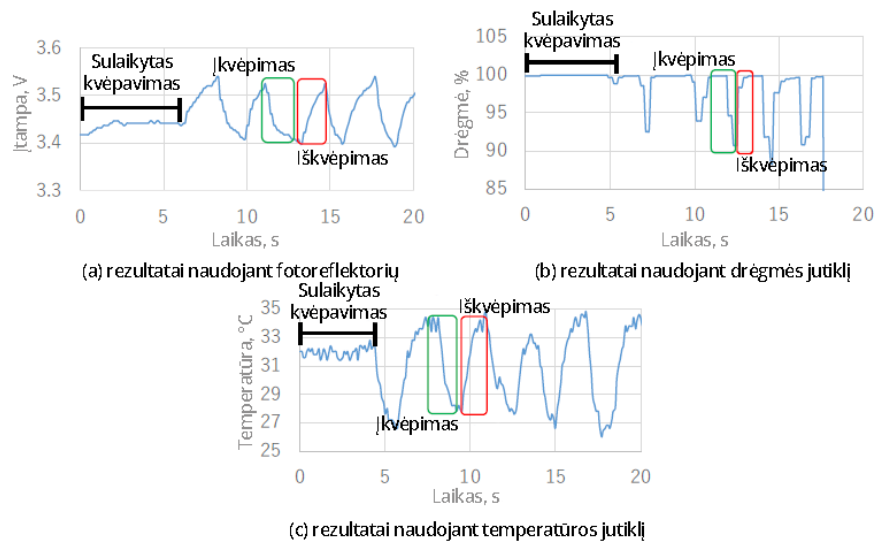


**8 pav.** Temperatūros svyravimai esant skirtingoms kvėpavimo fazėms [49]

Paveiksle 8 pav. galima matyti, kad klasifikavimas tarp kvėpavimo per nosį ir burną yra lengvesnis, kadangi vieno iš jų metu atsiranda dideli ir lengvai pastebimi temperatūros svyravimo plotai. Sunkesnis aptikimas atsiranda tarp tų tiriamųjų, kuriems kvėpuojant per burną pasireiškė nevalingas oro srautas iš nosies. Būtent šiuo atveju buvo gauti prasčiausi klasifikavimo tikslumo rezultatai, kurie siekė apie 73 % [49]. Iš viso atliktame eksperimente dalyvavo 8 tiriamieji ir su darbe naudojamu termografijos metodu buvo pasiektas 91 % bendras klasifikavimo tikslumas esant idealioms laboratorijos sąlygoms [49]. Kvėpavimo per burną arba nosį klasifikavimo tikslumai su standartiniu nuokrypiu buvo vienodi ir siekė aukštą 98 % tikslumo vertę. Pristatytas metodas yra tinkamas analizuojant pacientus gulinčius tik ant nugaros, todėl norint nakties metu vertinti paciento kvėpavimo procesą reikėtų pagerinti nosies bei burnos lokalizaciją, ją pritaikant prie įvairių miego pozų, taip pat toks metodas tiktų tik trumpalaikiui stebėjimui nakties metu.

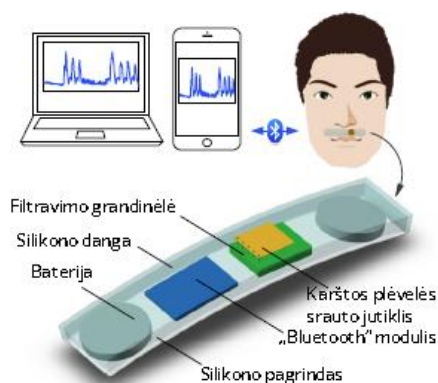


Žmogaus kvėpavimo procesui sekti yra reikalinga ilgalaikė stebėseną, todėl yra reikalingos tokios sistemos, kurios būtų tinkamos pacientams patogiai ir netrukdomai jomis naudotis ilgesniame laikotarpyje. Mokslininkų Kodama'os [39] ir Jiang'o [46] straipsniuose yra tiriamos būtent tokios sistemos, kurios pasižymi aukštu efektyvumo lygiu. Nors straipsniuose tiriamos sistemos naudojamos tik kvėpavimo procesui per nosį vertinti, tačiau jos gali būti tinkamos atliekant ir bendrą kvėpavimo per burną ar nosį sekimą panaudojant papildomus jutiklius. Kodama'os [39] atliktame tyrime yra naudojami du temperatūros jutikliai, kurie negiliai, t. y. apie 2 cm, įkišami į abi nosies šnerves, naudojamų jutiklių dydis yra mažesnis nei 1 cm [39], todėl tiriamasis gali jaustis komfortabiliai viso stebėjimo metu. Jutikliai yra prijungiami prie mikrovaldiklio, kuris „Bluetooth“ ryšio pagalba renkamus duomenis siunčia į telefoną. Visa tokia nedidelė sistema yra realizuojama ant akinių, todėl toks prietaisas leidžia stebėti rezultatus ne tik stacionarioje būsenoje, bet ir atliekant tam tikrą veiklą. Tyrimo pradžioje buvo ištirti 3 skirtingi jutikliai: fotoreflektoriaus (a), drėgmės (b) ir temperatūros (c). Išmatuoti 20 s trukmės signalai su kiekvienu iš jutiklių pateikti 9 pav. Pirmąsias 5 sekundes tiriamųjų buvo paprašyta sulaikyti kvėpavimą, o vėliau kvėpuoti sau įprastu ritmu. Buvo pastebėta, kad naudojant fotoreflektorių atsiranda triukšmai net ir tuomet, kai tiriamieji vos šiek tiek pajudina burną ar viršutinę lūpą [39]. Mažas duomenų kintamumas bei jų vėlavimas pastebėtas naudojant drėgmės jutiklį, o geriausi rezultatai buvo gauti naudojant temperatūros jutiklį, kuris buvo atsparus triukšmams bei surinkti duomenys aiškiai leido atvaizduoti kvėpavimo ciklą. Suprojektuota sistema buvo naudojama atpažinti skirtingas elgsenos formas pagal kvėpavimo signalo per nosį formą. Gauti rezultatai parodė, jog sistema gali atpažinti darbo krūvį 96,4 % tikslumu, 6 elgsenos būdus 54 % tikslumu ir 8 kasdienio gyvenimo būdus 86 % tikslumu [39]. Tiriant skirtingas elgsenos formas buvo įtrauktos ir įvairios aktyvios veiklos, kurių metu sistema nepasižymėjo jokiais dideliais rezultatų nukrypimais.



9 pav. Tyrimo metu gauti kvėpavimo per nosį signalai iš 3 skirtingų jutiklių [39]

Kitame mokslininko Jiang'o [46] atliktame tyrime yra naudojama speciali jutiminė juostelė, kuri leidžia stebėti kvėpavimą realiu laiku. Juostelę sudaro monolitiškai integruotas lankstus karštos plėvelės (angl. *hot-film*) srauto jutiklis, kuris yra priklijuotas ant suformuoto lankstaus silikono dėklo [46]. Taip pat jutiklio formoje yra integruotas ir „Bluetooth“ ryšio modulis komunikacijai su išmaniaisiais įrenginiais. Pilnai surinkta juostelė yra klijuojama virš viršutinių lūpų ir matuoja oro srautą iš nosies bei vertina jo intensyvumą. Tokios sistemos pavyzdys pateiktas 10 pav.



**10 pav.** Tyrimo metu naudojama kvėpavimo stebėsenos sistema [46]

Tyrimė naudota sistema buvo ištestuota simuliuojant kvėpavimo procesą per nosį. Gauti tyrimo rezultatai parodė, kad suprojektuotas prietaisas gana tiksliai vertina tokius parametrus kaip didžiausią įkvėpimo srautą, kvėpavimo dažnį, minutinę ventiliaciją ir kt., taip pat sistema išbandyta nustatant apnėjos ir hipoapnėjos epizodus. Naudojama kvėpavimo proceso analizavimo sistema yra tinkama ilgalaikiams stebėjimams, kadangi yra užtikrinamos labai mažos energijos sąnaudos bei yra neinvazinė ir leidžia tiriamajam visapusiškai kvėpuoti įvairių veiklų metu. Tačiau dėl sistemos dydžio ir didesnio svorio, kurį lemia integruotos baterijos, tyrimė įgyvendinta sistema gali būti nepatogi ilgalaikio dėvėjimo metu. Be to, integruotos baterijos apriboja sistemos veikimo laiką ir kelia iššūkių keičiant ar atnaujinant jas.

Analizuotose patentų [52-54] aplikacijose yra pateikiami inovatyvūs sprendimai kvėpavimo proceso stebėsenai. Patentuose [52, 53] minimos idėjos yra skirtos kvėpavimo stebėsenai nakties metu, kadangi pati prietaisų struktūra neleistų įgyvendinti norimos ilgalaikės stebėsenos. Idėja pateikta [53] patente išsiskiria tuo, kad leidžia nustatyti kvėpavimą per burną arba nosį, šis nustatymas vykdomas naudojant 2 skirtingas jutiklių sistemas: slėgio ir temperatūros, kiekvienas iš šių jutiklių atskirai matuoja kvėpavimą per burną ir nosį. Patente aprašyta sistema tinka tik trumpalaikėi stebėsenai, kadangi visi jutikliai yra prijungti per vamzdelių sistemą, kuri susijungia su nosies šnervėmis bei burnos ertme. Kur kas naudotojui draugiškesnis išradimas kvėpavimo procesui stebėti yra aprašytas patento paraiškoje [52]. Šiame aprašyme yra pristatyta kvėpavimo aptikimo lazdelė, kuri nakties metu gali būti padedama šalia prie kūdikio ar žmogaus. Šios lazdelės su integruotais jutikliais pagalba galima nustatyti, ar žmogus kvėpuoja, ar ne, tokie metodai naudingi aptikti ankstyvasias miego apnėjos fazes arba siekiant sekti kūdikio kvėpavimą. Lazdelėje gali būti naudojamas vienas iš 7 jutiklių: akustinis (mikrofonas), CO<sub>2</sub> dujų koncentracijos, infraraudonųjų spindulių, kondensacijos, drėgmės, šilumos arba oro srauto [52]. Toliau sistemoje yra naudojamos signalų filtravimo grandinės bei indikatoriai, pranešantys apie sustojusį kvėpavimą. Tokia sistema yra pigi bei atlieka labai paprastą funkciją, t. y. indikuoja tik apie sustojusį kvėpavimą. Sistema negali rinkti bei registruoti jokių signalų, kurie galėtų būti naudingi tolimesnei kvėpavimo analizei. Labai plačiai [54] patente yra aprašomas dar vienas išradimas, kurio pagrindinė funkcija nustatyti dominuojančią nosies šnervę kvėpavimo metu. Šis prietaisas turi ir papildomą funkciją, kuri leidžia ne tik sekti kvėpavimą per nosį, bet ir nustatyti, ar kvėpuojama per burną, ar ne. Kaip ir [39] atliktame tyrimė, taip ir šiame patente visa sistema yra integruota akinių rėmelyje, todėl ji puikiai tinka naudoti kasdienėje veikloje ir atlikti ilgalaikę kvėpavimo proceso stebėseną. Viename iš sistemos įgyvendinimo variantų yra naudojama bent viena į tam tikras veido sritis nukreipta šiluminė kamera, kuri termografijos principu nustato nosies bei burnos sričių įkvėpimo bei iškvėpimo oro srauto temperatūras [54]. Kompiuteris

surenka gautus dominančių sričių šiluminius vaizdus ir juos apdoroja programinės įrangos pagalba, tuomet iš gautų rezultatų yra įvertinama dominuojanti nosies šnervė bei kvėpavimo per burną įprotis. Naudojant belaidžio ryšio technologiją duomenys realiu laiku yra perduodami į mobiliąją programėlę, kurios pagalba galima sekti geruosius arba bloguosius kvėpavimo įpročius, pvz., sporto metu aptikus kvėpavimą per burną programėlė įspėja vartotoją, kad šis kvėpuotų per nosį [54]. Tokios sistemos galėtų būti puikiai pritaikomos realiomis sąlygomis, tačiau vaizdų vertinimas ir apdorojimas reikalauja itin tikslių bei sudėtingų realizavimo algoritmų, kadangi tokiam bekontaktiam veido vaizdų registravimui įtakos gali turėti įvairūs aplinkiniai triukšmai.

## **1.6. Literatūros analizės apibendrinimas**

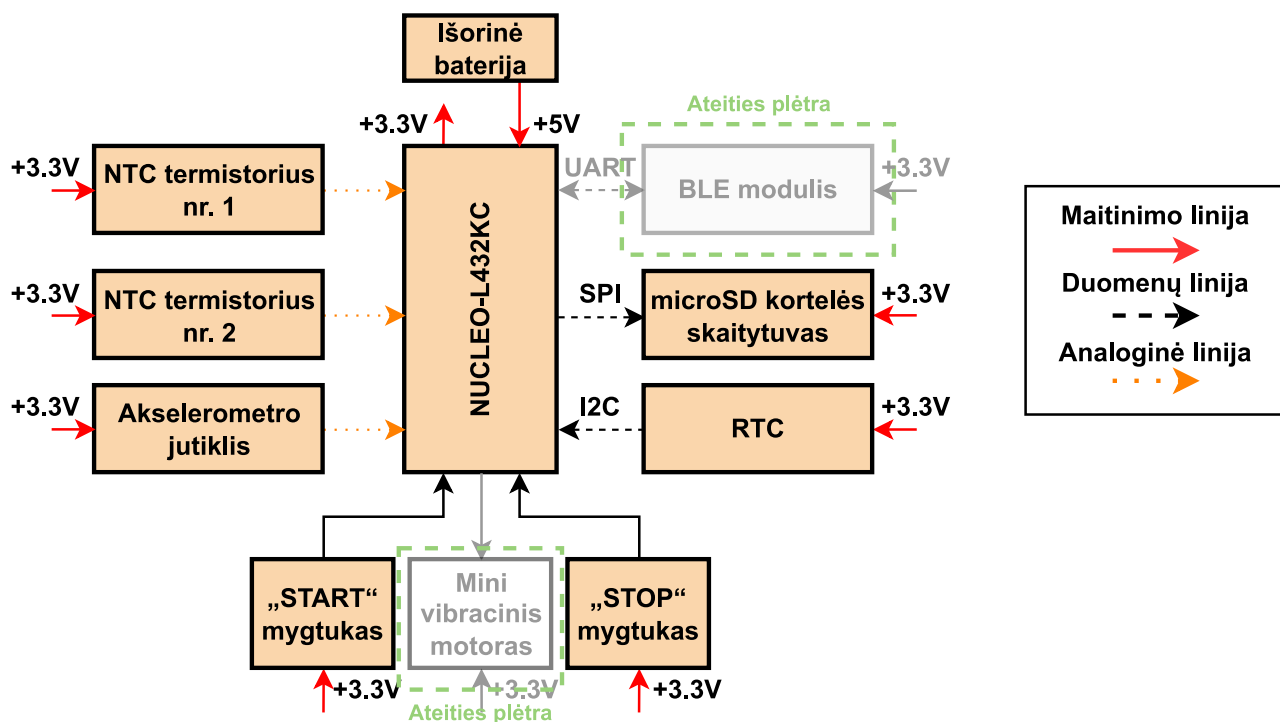
1. Literatūroje analizuojant kvėpavimo proceso stebėsenos klinikinę reikšmę buvo nustatyta, jog žmonės, kurie daugiau kvėpuoja per burną nei nosį, yra linkę į įvairias plaučių ligas, apnėją ir t. t. Vaikams šio įpročio stebėseną yra irgi labai aktuali, kadangi itin intensyvus kvėpavimas per burną vaikystėje lemia itin aiškius bei neigiamus žandikaulio pokyčius paauglystėje. Tokius žmogaus įpročius reikia nustatyti kuo anksčiau, kad būtų galima išvengti itin blogų padarinių jo sveikatai. Pradinius kvėpavimo per burną požymius galima užfiksuoti atliekant trumpalaikę stebėseną nakties metu prevencijos tikslais [49].
2. Kvėpavimo proceso fiziologija puikiai parodo pagrindinius parametrus, kintančius įkvėpimo ir iškvėpimo fazėse, t. y. temperatūra, santykinė drėgmė, dujų komponentų pakitimai bei krūtinės ąstos tūrio pokyčiai, būtent šie parametrai yra pagrįsti vykstančiais fiziologiniais procesais kvėpavimo metu. Be šitų pagrindinių parametrų galima rasti ir kitų labai reikšmingų kvėpavimo indikatorių, kurie taip pat leidžia vertinti kvėpavimo procesą. Literatūros analizės metu iš viso buvo nustatyta 10 skirtingų indikatorių. Paskutiniaisiais metais itin auga mokslininkų susidomėjimas nustatant žmogaus kvėpavimo procesą pasinaudojant kitais žmogaus fiziologiniais signalais tokiais kaip EKG ar FPG. Šių signalų analizė gali būti labai naudinga šių dienų technologiniame pasaulyje, kuriame auga nešiojamųjų prietaisų paklausa. Tokie prietaisai gali padėti įvertinti kvėpavimo dažnį bei tūrį, tačiau norint nustatyti žmogaus kvėpavimo įpročius reikėtų papildomų indikatorių vertinimo integracijos tokiuose prietaisuose.
3. Atlikus jau realizuotų kvėpavimo proceso stebėsenos sistemų tyrimų bei patentų analizę pastebėta, kad sistemų skirtų konkrečiai kvėpavimo proceso stebėsenai ir jos vertinimui, t. y. kvėpavimo per nosį ar burną nustatymui, yra pateikiama labai nedaug. Visgi literatūroje pateikiami sprendimai leidžia susidaryti pradinį magistriniame baigiamajame projekte kuriamos sistemos vaizdą. Gana plačiai literatūroje yra paplitusios sistemos, kurios remiasi temperatūrinių kvėpavimo parametrų vertinimu, tai patiesina bendras išvadas gautas analizuojant pagrindinius kvėpavimo proceso indikatorius, kur buvo nustatyta, kad temperatūrinių parametrų vertinimas pasižymi geru jautrumu bei atsparumu triukšmams lyginant su kitais indikatoriais. Taip pat sistemos, kurios naudoja temperatūrinius jutiklius užtikrina jos patogų naudojimą ilgalaikės stebėsenos metu, nes rinkoje galima rasti itin mažų temperatūrinių jutiklių. Nustatyti, ar žmogus kvėpuoja per burną, ar nosį, naudojant tik vieną jutiklį yra labai sunku, ypač bandant pritaikyti tokią sistemą kasdienėje žmogaus veikloje, kadangi tokiais atvejais reikia itin patogaus ir žmogui netrukdančio sprendimo. Integruojant papildomus jutiklius sistemoje galima itin tiksliai atlikti kvėpavimo per burną ar nosį įvertinimą, o kartu stebėti ir kitus itin svarbius kvėpavimo parametrus, taip sudarant galimybę kuo anksčiau aptikti su kvėpavimu susijusias ligas.

## 2. Žmogaus kvėpavimo proceso ilgalaikės stebėsenos sistemos maketo sukūrimas

Šiame skyriuje yra aprašoma žmogaus kvėpavimo proceso stebėsenos sistemos koncepcija, naudojami sprendimai realizuoti sistemos funkcionalumui, sistemos veikimo algoritmas bei pateikiami eksperimentiniai maketo bandymo rezultatai.

### 2.1. Sistemos koncepcija

Atlikus literatūros analizę galima sudaryti žmogaus kvėpavimo proceso stebėsenos sistemos maketo struktūrinę schemą, kuri yra pavaizduota 11 pav. Galima matyti, jog žmogaus kvėpavimo proceso sekimui bei kvėpavimo per nosį ar burną nustatymui yra reikalinga stebėsenos sistema, kuri yra sudaryta iš kelių jutiklių gebančių sekti kelis pagrindinius kvėpavimo indikatorius vienu metu. Jau anksčiau literatūros analizėje buvo nustatyta, kad labiausiai tinkamas jutiklis vienam iš tokių indikatorius aptikti yra temperatūrinis, tačiau norint tinkamai aptikti ne tik kvėpavimą per nosį, bet ir burną reikia naudoti papildomą jutiklį, šiuo atveju akcelerometro jutiklį, kuris yra montuojamas ant žmogaus krūtinės ląstos ir geba sekti jos pokyčius įkvepiant bei iškvepiant.



11 pav. Kvėpavimo proceso stebėsenos sistemos maketo struktūrinė schema

Kuriamos sistemos veikimo principas yra gana paprastas: naudojami du NTC tipo termistoriai, kurie yra skirti sekti abiejų nosies šnervių temperatūros pokyčius ir yra tvirtinami ant magnetinio laikiklio. Šie du jutikliai perduoda registruojamus analoginius signalus į NUCLEO-L432KC mikrovaldiklį, kuriame vidinio analogas-kodas keitiklio (AKK) pagalba jie yra apdorojami. Taip pat jutiklių registruojami signalai per SPI sąsają su mikrovaldikliu ir microSD kortelės skaitytuvu yra perduodami į microSD kortelę. Surinkti duomenys microSD kortelėje yra naudojami tolimesniam sistemos funkcionalumo tyrimui kompiuteryje. Realiam laikui registruoti yra naudojamas išorinis RTC (angl. *Real-Time Clock*) laikrodis prijungtas per I<sup>2</sup>C sąsają. Sistemos maitinimas yra užtikrinamas naudojant 5 V įtampą per išorinę bateriją. 3,3 V įtampa gaunama naudojant vidinį NUCLEO-L432KC plokštės įtampos keitiklį.

Ateities plėtrai yra numatytos dvi papildomos stebėsenos sistemos funkcijos:

- BLE (angl. *Bluetooth Low Energy*) modulis, kurio pagalba būtų galima perduoti kvėpavimo proceso stebėsenos parametrus į vartotojo telefoną;
- mažas vibracinis motoras, kuris veiktų kaip įspėjamasis dirgiklis, t. y. jį aktyvuojant tik tuo momentu, kai yra aptinkamas ilgesnis kvėpavimas per burną.

Projektuojamam kvėpavimo proceso stebėsenos sistemos maketui yra keliami tokie techniniai reikalavimai:

- kvėpavimo per nosį sukeliama temperatūros pokyčių registravimas vykdomas naudojant NTC tipo termistorius;
- aplinkos temperatūros registravimas naudojant atraminį NTC tipo termistorių, kuris galėtų būti naudojamas siekiant kompensuoti šios temperatūros įtaką registruojamai temperatūrai įkvėpimo ir iškvėpimo metu per nosį;
- krūtinės ląstos srities pokyčių registravimas naudojant akselerometro jutiklį;
- mygtukai skirti sistemos stebėsenos paleidimui ir sustabdymui;
- microSD kortelės skaitytuvo modulis, skirtas registruojamų duomenų įrašymui į microSD kortelę;
- RTC modulis realaus laiko registravimui;
- 5V maitinimas naudojant išorinę bateriją;
- pacientui mechaniškai patogi sistema ilgalaikiai stebėsenai;

Siekiant sistemą pritaikyti ilgalaikiams stebėjimams, jos mechaninė struktūra turi būti patogi bei kompaktiška tiriamajam. Tokiai struktūrai įgyvendinti buvo svarstomi keli variantai. Vienas iš jų yra akinių rėmelio naudojimas, prie kurio galima lengvai pritvirtinti temperatūros jutiklius, mikrovaldiklį su microSD kortelių skaitytuvu, prijungti akselerometro jutiklį. Panaši sistemos mechaninė struktūra yra naudojama [39] atliktame tyrime, kuriame taip pat prie akinių rėmelio yra pritvirtintas duomenų registravimo maketas bei prijungti temperatūros jutikliai. Tokia struktūra turi minusų, kad visi prie akinių rėmelio pritvirtinti moduliai bei jutikliai prideda papildomo svorio ir nepatogumo tiriamajam. Sekantis svarstytas ir pasirinktas tolimesniam sistemos vystymui variantas buvo naudoti silikoninę galvos juostą, kuri tvirtinama aplink galvą ir ant jos užmauti stebėsenos sistemos maketą. Toks variantas yra tinkamesnis ilgalaikiams stebėjimams, kadangi nesukelia nepageidaujamų pojūčių tiriamajam.

Kuriama ilgalaikė stebėsenos sistema turi užtikrinti kuo mažesnes sistemos energijos sąnaudas, dėl to pagrindinis mikrovaldiklis buvo pasirinktas atsižvelgiant į šią sąlygą. Stebėsenos sistemai skirtus svarbiausius procesus atlieka STM32L432KC mikroprocesorius, kuris yra integruotas NUCLEO-L432KC plokštėje. STMicroelectronics gamintojo STM32L4 mikrovaldiklių serija pasižymi itin mažais energijos suvartojimo rodikliais. Vidutinė suvartojama srovė taktinio dažnio 1 MHz yra 84 84  $\mu$ A [55]. Planuojama, kad bus naudojamas 80 MHz taktinis dažnis, dėl to vidutinė suvartojama srovė turėtų būti apie 6,72 mA. Taip pat realaus laiko registravimui pasirinktas modulis su DS3231 lustu, pasižyminčiu aukštu tikslumu, kuris siekia  $\pm 2$  ppm prie 0 °C – +40 °C temperatūrų.

Krūtinės ląstos srities judesiams aptikti naudojamas Freescale Semiconductor gamintojo analoginis akselerometras MMA7361L. Pagrindiniu akselerometro jutiklio pasirinkimo kriterijumi buvo galimybė registruoti analoginius signalus bei turėti aukštą tikslumo parametą, kad būtų galima aptikti

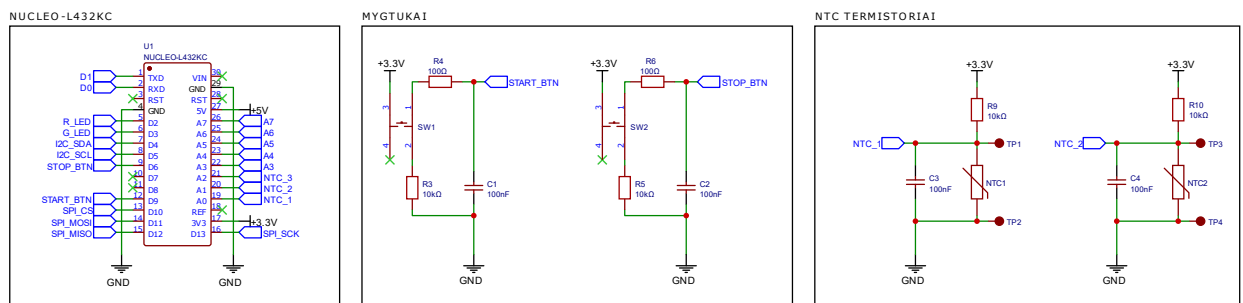
itin mažos amplitudės krūtinės ląstos srities judesius. Pasirinktas akcelerometras turi du jautrumo lygius:  $\pm 1.5g$  arba  $\pm 6g$  [56]. Kuriamos sistemos atveju naudojamas  $\pm 1.5g$  jautrumas, t. y.  $800 \text{ mV/g}$ , taigi galima lengvai aptikti reikalingus krūtinės ląstos judesius. Taip pat šis akcelerometras pasižymi mažomis energijos sąnaudomis:  $400 \mu\text{A}$  darbo režime ir  $3 \mu\text{A}$  miego režime [56].

Iškvėpiamo bei įkvėpiamo oro iš nosies temperatūros pokyčių registravimui yra naudojami 2 vnt. Murata Electronics gamintojo NTC termistoriai NXFT15XH103FA2B140. Pagrindinis tokių NTC termistorių pasirinkimo motyvas buvo itin mažas jų dydis, jutiklio juntamoji vieta yra  $1,2 \pm 0,4 \text{ mm}$  pločio, todėl prie magnetinio laikiklio pritvirtintas jutiklis yra visai nejaučiamas ir nesukelia papildomo diskomforto tiriamajam asmeniui. Bendras jutiklio ilgis yra  $140 \text{ mm}$ , tokio ilgio pilnai pakanka norint pasiekti nosies šnerves nuo pritvirtinto sistemos maketo ant galvos esančioje silikoninėje juostoje. Dar vienas privalumas yra tas, kad tokio mažo dydžio NTC termistorius geba užtikrinti didelį tikslumą ir didelį matuojamos temperatūros jautrumą [57]. Realus pasirinkto NTC termistoriaus vaizdas pateikiamas 12 pav. Pasirinktų termistorių varža prie  $25 \text{ }^\circ\text{C}$  yra  $10 \text{ k}\Omega$ , o varžos bei Beta koeficiento tolerancija siekia  $\pm 1 \%$ .



12 pav. Naudojamas NTC termistorius

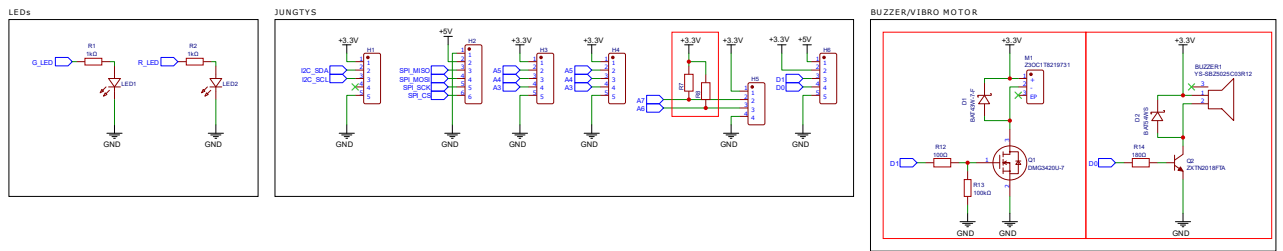
Paveiksle 13 pav. pateikta sudarytos sistemos principinės schemos I-oji dalis. Joje pavaizduota mikrovaldiklis su visais įėjimo ir išėjimo signalais. Toliau schemoje yra realizuotos matavimo pradėjimo (START\_BTN) ir sustabdymo (STOP\_BTN) mygtukų schemos, kurias sudaro prijungtos „pull-down“ varžos ir RC grandinė, kuri skirta sumažinti trukdžius atsirandančius paspaudus ar atleidus mygtuką, t. y. mygtuko šokinėjimus (angl. *bounces*). Pagrindinę dalį šios dalies principinėje schemoje sudaro NTC termistorių schemos. Termistorių schemoje yra realizuojamas įtampos daliklis panaudojant  $10 \text{ k}\Omega$  varžą, kad būtų gaunamas nuo temperatūros pokyčių kintantis įtampos signalas į mikrovaldiklio AKK. Siekiant sumažinti triukšmus analoginiame signale papildomai yra panaudojamas  $100 \text{ nF}$  talpos keramikinis kondensatorius.



13 pav. Kvėpavimo stebėsenos sistemos principinė schema (I dalis)

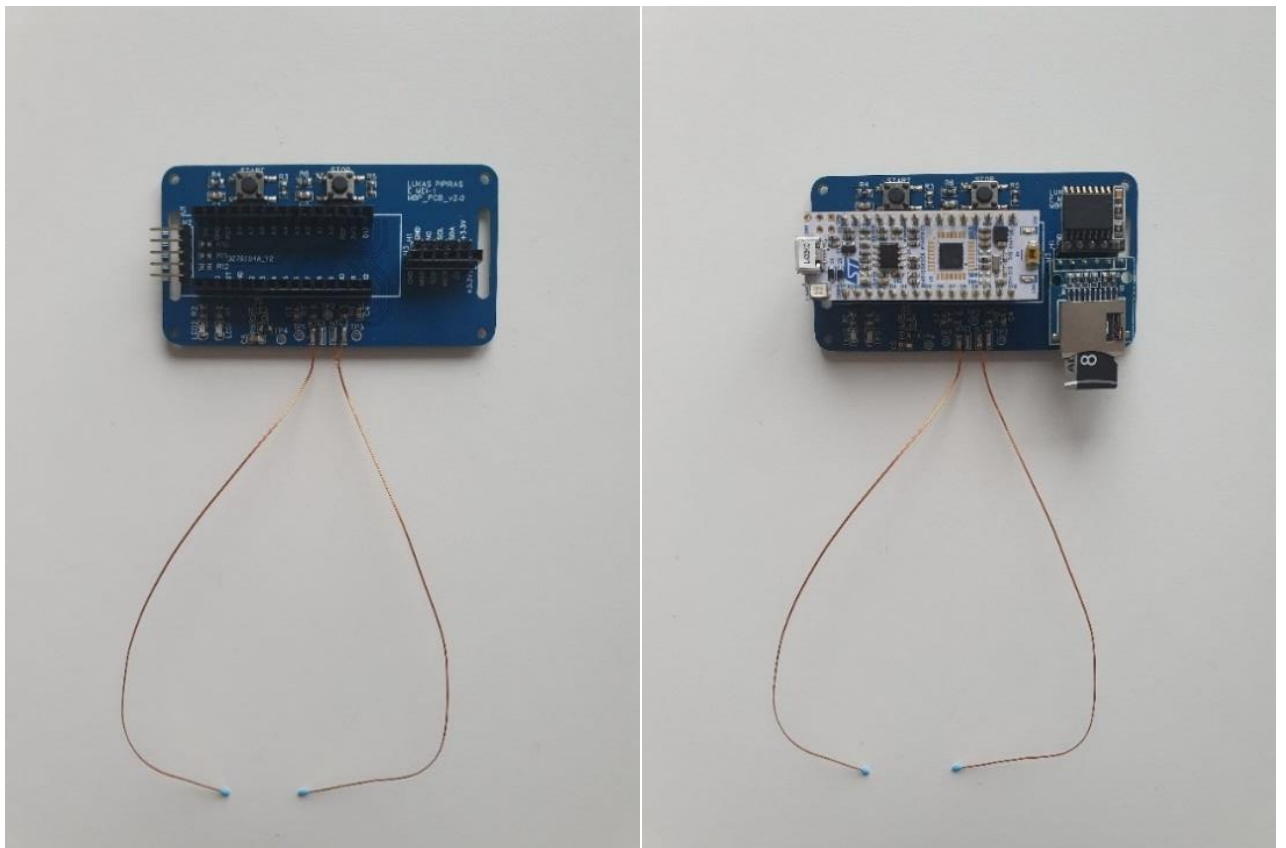
Paveiksle 14 pav. pavaizduota kvėpavimo stebėsenos sistemos principinės schemos II-oji dalis. Šios dalies principinėje schemoje realizuotos šviesos diodų schemos, kurios skirtos matavimo būsenos indikacijai, taip pat sudarytos ir įvairių papildomų jungčių schemos. Be reikalingų jungčių microSD kortelių skaitytuvo moduliui, RTC moduliui bei akcelerometro jutikliui buvo numatytos papildomos

jungtys ir kitiems jutikliams, jeigu tyrimo eigoje būtų poreikis išbandyti kitokius sprendimus realizuojant stebėsenos sistemą. Taip pat sudarytos schemas ir išpėjamiesiems dirgikliams – vibraciniam motorui arba garsiakalbiui, du pasirinkimai numatyti, todėl, kad būtų galimybė išsibandyti jų tinkamumą bendroje sistemoje.



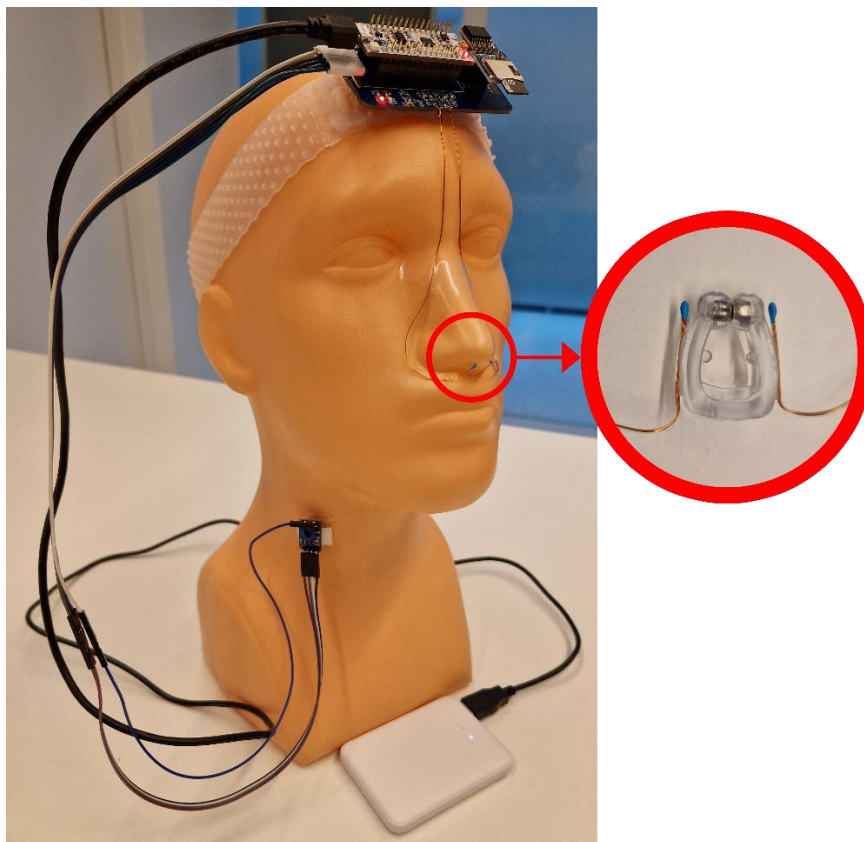
**14 pav.** Kvėpavimo stebėsenos sistemos principinė schema (II dalis)

Pagal sudarytą principinę schemą buvo suprojektuota ir pasigaminta spausdintinio montažo plokštė. Surinktas kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas yra pavaizduotas 15 pav. Suprojektuotas kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas pasižymi kompaktiškumu, jo dydis (ilgis x plotis) yra 75 mm x 40 mm, plokštėje yra numatytos ir dvi 20 mm pločio išpjovos, kurios skirtos patogiam plokštės uždėjimui ant galvos tvirtinamos silikoninės juostos.



**15 pav.** Suprojektuotas kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas

Kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas buvo išbandytas ant manekeno galvos siekiant pademonstruoti bei įvertinti bendrą sukurtos sistemos vaizdą. NTC termistoriams pritvirtinti naudojamas anksčiau minėtas magnetinis laikiklis, o kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas ant imitacinės galvos modelio tvirtinamas naudojantis silikonine tvirtinimo juosta (žr. 16 pav.).

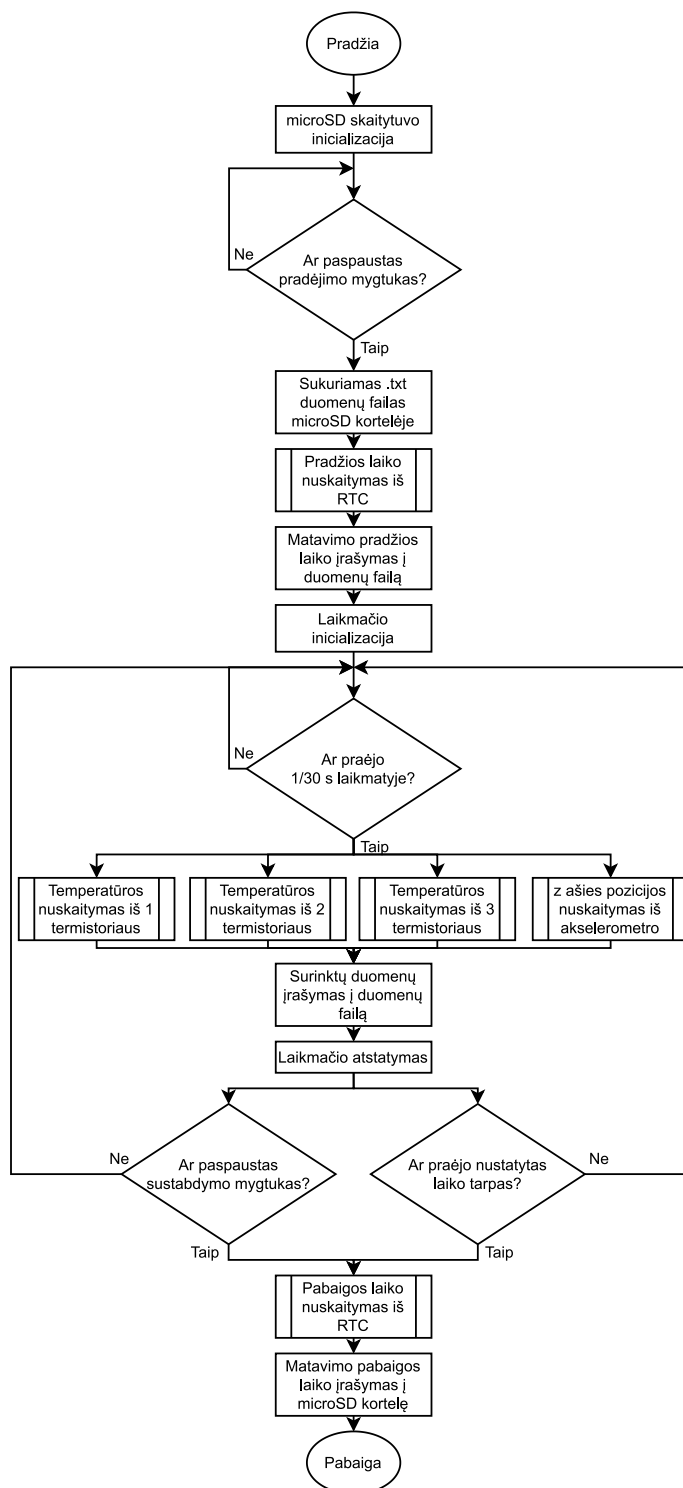


**16 pav.** Realizuotas kvėpavimo stebėsenos sistemos maketas ant imitacinio galvos modelio



## 2.2. Kvėpavimo stebėsenos prietaiso veikimo algoritmas

Kvėpavimo stebėsenos prietaiso programinė dalis yra realizuojama naudojantis programavimo aplinką „Mbed Studio“, kuri naudoja C/C++ kalba paremtą atviro kodo „Mbed OS“ operacinę sistemą. Sukurtos stebėjimo sistemos veikimo algoritmas yra pateikiamas 17 pav.



17 pav. Kvėpavimo stebėsenos sistemos veikimo algoritmas

Pagal sudarytą programos veikimo algoritmą, pradiniam etape įjungus prietaiso maitinimą yra atliekama microSD kortelės skaitytuvo modulio inicializavimas. Jo metu yra sukuriama tekstinis failas microSD kortelėje ir užpildomas skaičiais nuo 0 iki 10. Tokiu būdu yra patikrinama, ar

atminties kortelės skaitytuvo modulis yra pasiekiamas ir veikia tinkamai. Taigi, jeigu inicializavimo procesas yra sėkmingas maketo plokštėje užsidega raudonos spalvos šviesos diodas, kuris indikuoja, kad yra laukiama matavimo pradėjimo. Matavimo procesas yra pradamas paspaudus tam skirtą pradėjimo mygtuką (START mygtukas makete), po šio mygtuko paspaudimo yra sukuriama .txt formato duomenų failas microSD kortelėje. Toliau yra atliekamas esamo laiko nuskaitymas iš realaus laiko modulio, kuris laikomas kaip matavimo pradžios laikas ir yra įrašomas į sukurtą duomenų failą atminties kortelėje. Matavimo metu yra patenkama į begalinį ciklą, kuriame yra inicializuojamas  $\frac{1}{30}$  s trukmės laikmatis. Naudojamo laikmačio pagalba kas  $\frac{1}{30}$  s yra nuskaityti duomenys iš keturių pagrindinių naudojamų jutiklių sistemoje – 1 NTC termistoriaus (naudojamo aplinkos temperatūrai matuoti), 2 NTC termistoriaus (naudojamo dešinės nosies šnervės temperatūrai matuoti), 3 NTC termistoriaus (naudojamo kairės nosies šnervės temperatūrai matuoti) ir akselerometro (naudojamo z ašies g poslinkio matavimui). Nuskaityti duomenys yra surašomi į atidarytą duomenų failą microSD kortelėje. Surašius duomenis yra atstatomas laikmatis ir tikrinamos dvi sąlygos:

1. ar praėjo pasirinktas laiko tarpas nuo matavimo pradžios;
2. ar buvo paspaustas matavimo sustabdymo mygtukas (STOP mygtukas makete).

Jeigu abi aukščiau paminėtos sąlygos nėra tenkinamos, tuomet matavimas yra tęsiamas toliau. Tačiau, jeigu bent viena iš nustatytų sąlygų yra tenkinama matavimas yra sustabdomas ir nuskaitytas esamas laikas iš RTC modulio, kuris įrašomas į duomenų failą ir pažymimas kaip matavimo pabaigos laikas.

Temperatūros skaičiavimas naudojantis NTC termistoriais atliekamas realizuojant tam tikrus matematinius veiksmus. Pirmiausiai matuojant temperatūrą mikrovaldiklyje yra nuskaityta AKK vertė, kuri yra perskaičiuojama į įėjimo įtampą pagal (1) formulę. Įtampa kinta priklausomai nuo temperatūros, kadangi prietaiso schemoje yra naudojamas įtampos daliklis.

$$U_{in} = ADC_{IN} * \frac{3.3}{2^{16} - 1}; \quad (1)$$

čia  $ADC_{IN}$  – nuskaityta AKK vertė.

Norint apskaičiuoti temperatūros vertę reikia apskaičiuoti termistoriaus varžą  $R$ . Šiam skaičiavimui naudojama (2) formulė:

$$R = \frac{(U_{in} * R_s)}{(3.3 - U_{in})}; \quad (2)$$

čia  $U_{in}$  – apskaičiuota įėjimo įtampa;  $R_s$  – yra nuosekliai NTC termistoriui prijungta 10 k $\Omega$  varža. Kuriamos sistemos atveju yra naudojamos realiai išmatuotos  $R_s$  varžų vertės, todėl yra naudojamos trys skirtingos funkcijos termistoriaus varžai  $R$  apskaičiuoti.

Teoriškai NTC termistoriaus varža gali būti apskaičiuojama naudojantis (3) formule:

$$R = R_0 * e^{B(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0})}; \quad (3)$$

čia  $R_0$  – numatytoji termistoriaus varža prie 25 °C;  $B$  – beta koeficientas, kuris parodo kreivės formą, vaizduojančią ryšį tarp varžos ir NTC termistoriaus temperatūros;  $T$  – esama temperatūra išreikšta Kelvinais;  $T_0$  yra 298.15 K, t. y. standartinė aplinkos temperatūra – 25 °C.

Pasinaudojant (3) formule išsireiškiame matuojamą temperatūrą  $T$ . Taigi, pagal naujai sudaryta (4) formulę galime apskaičiuoti NTC termistoriaus išmatuotą temperatūrą:

$$T = \frac{1}{\frac{1}{T_0} - \frac{\ln\left(\frac{R}{R_0}\right)}{B}}. \quad (4)$$

Apskaičiuota temperatūra yra išreiškiama Kelvinais, todėl iš apskaičiuotos vertės atimama 273,15 K ir taip gaunama temperatūrą išreikšta Celsijais.

Realizuotoje programoje kiekvienam iš termistorių yra naudojama atskira temperatūros apskaičiavimo funkcija, kadangi išsimatuotos realios nuosekliai termistoriams prijungtų varžų vertės buvo skirtingos. Taigi, siekiant didesnio matavimo tikslumo yra realizuojami skaičiavimai naudojant ne nominaliais naudojamų varžų vertes, bet realiai išmatuotas.

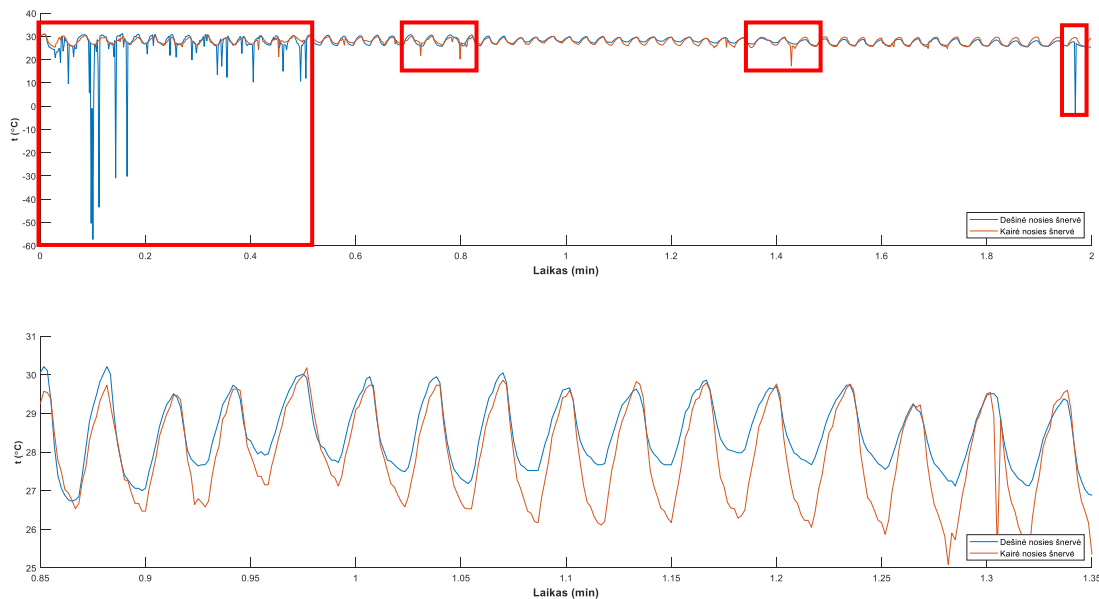
Akselerometro jutiklio vertės taip pat registruojamos mikrovaldiklio AKK ir vėliau yra perskaičiuojamos į pagreitį. Prieš naudojant akselerometrą jis yra sukalibruojamas, t. y. nustatomos minimalios bei maksimalios AKK vertės kiekvienoje iš koordinačių plokštumų – x, y, z. Gautos vertės yra naudojamos specialioje funkcijoje, kurioje (5) formulė padeda susieti vieną verčių diapazoną su kitu, t. y. AKK vertės yra susiejamos su pagreičio vertėmis:

$$Z = \frac{(ADC_{IN} - ADC_{Zmin}) * (OUT_{max} - OUT_{min})}{(ADC_{Zmax} - ADC_{Zmin})} + OUT_{min}; \quad (5)$$

čia  $ADC_{IN}$  – realiu laiku išmatuota analoginė z ašies vertė;  $ADC_{Zmin}$  – minimali z ašies vertė gaunama AKK, kai jutiklis nukreiptas palei Žemės gravitacijos lauko kryptį, o priešinga kryptimi  $ADC_{Zmax}$ ;  $OUT_{max} - 1000$ ;  $OUT_{min} - -1000$ . Gauta z ašies pagreičio reikšmė yra padalinama iš 1000 ir tuomet yra gaunama vertė +1,000 g ir -1,000 g pagreičio ribose. Kadangi naudojamas aukštos rezoliucijos (16-bitų) AKK po kablelio yra imamos tūkstantąsias dalis dėl geresnio matavimo tikslumo.

### 2.3. Eksperimentiniai maketo bandymai

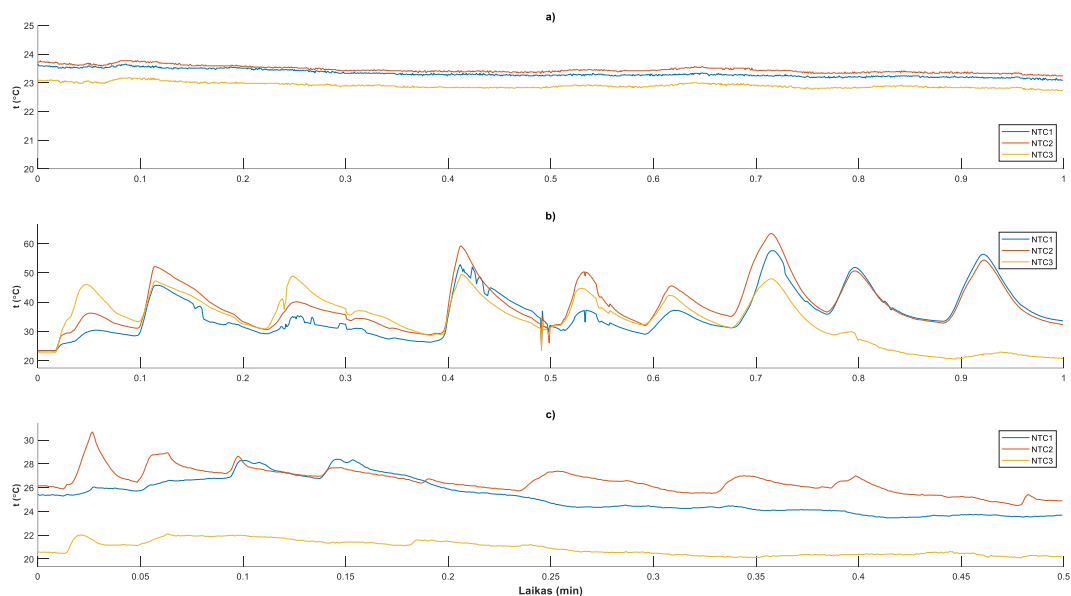
**Pirmieji bandymai.** Pirmieji bandymai buvo atliekami naudojant surinktą sistemą ant maketavimo plokštės. Tokių bandymų tikslas buvo išanalizuoti naudojamų jutiklių veikimą, jautrumą bei pritaikyti matematinės formules reikalingų matavimų rezultatų apdorojimui, pvz., temperatūros skaičiavimui naudojant NTC termistorius arba z ašies pagreičio skaičiavimui naudojant akselerometro jutiklį.



**18 pav.** Pirmieji bandymų rezultatai naudojant NTC termistorius

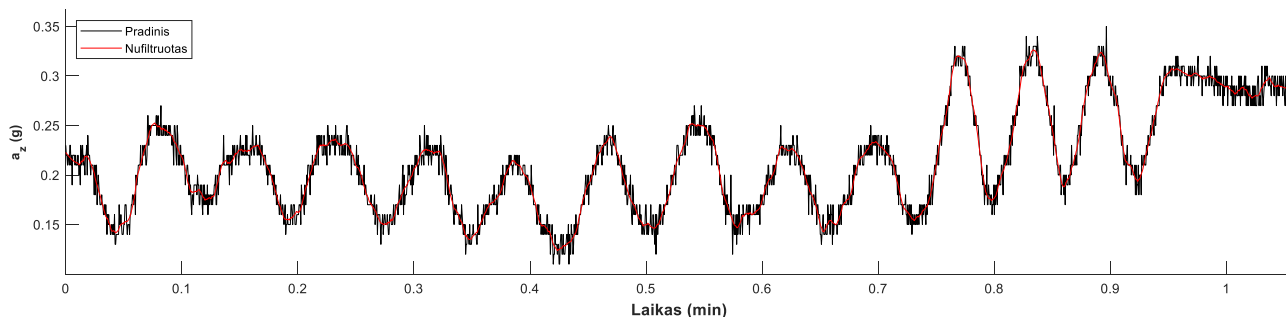
Paveiksle 18 pav. yra pateikiami pirmųjų bandymų rezultatai. Bandymų metu buvo siekiama nustatyti kaip naudojami NTC termistoriai geba reaguoti į temperatūros pasikeitimus kvėpuojant pro nosį. 20 pav. galima matyti, kad kvėpuojant per nosį yra gaunami aiškūs temperatūros pokyčiai, kurie lengvai padeda atskirti bei įvertinti įkvėpimo bei iškvėpimo fazes. Visgi nestabilios jungtys makete lėmė tam tikrus trikdžius, kurie atsirasdavo atliekamų bandymų metu (žr. raudonai apibrėžtas vietas 20 pav.). Pradiniams bandymams buvo naudotas 10 Hz diskretizavimo dažnis  $f_d$ , kuris parodė, kad reikia naudoti didesnę  $f_d$  siekiant gauti kokybiškesnius signalus.

**Antrieji bandymai.** Įvertinus pradinius bandymų rezultatus tolimesni bandymai buvo atliekami jau ant pirmosios maketo versijos plokštės. Ši plokštė leido užtikrinti stabilų signalų perdavimą sistemoje. Pirmiausiai buvo išbandyti NTC termistoriai ir stebėta, ar nepasikartoja tokie patys trikdžiai kaip ir pirmųjų bandymų metu. Atliktų bandymų rezultatai yra pateikti 19 pav. Šiuos bandymus sudarė trys skirtingi bandymai – aplinkos temperatūros (19 pav. a)), temperatūros pokyčių naudojant plaukų džiovintuvą (19 pav. b)), temperatūros pokyčių pučiant orą per burną (19 pav. c)). Bandymų metu naudotas 20 Hz diskretizavimo dažnis. Gautose rezultatuose nepastebėta jokių pašalinių trikdžių ar kitų triukšmų, taip pat nustatyta, kad naudojami jutikliai pasižymi itin dideliu jautrumu ir reakcijos laiku, kadangi NTC termistoriai geba reaguoti į itin mažus temperatūros pasikeitimus.



**19 pav.** Antrieji bandymų rezultatai naudojant NTC termistorius: a) aplinkos temperatūros; b) naudojant plaukų džiovintuvą; c) pučiant orą per burną

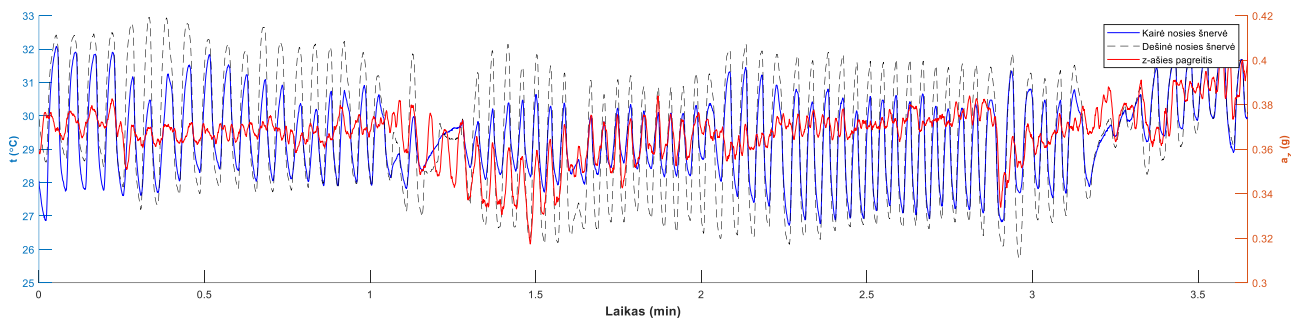
Antrųjų bandymų metu naudojant pirmosios versijos sistemos maketą buvo išbandytas pasirinktas MMA7361L akcelerometro jutiklis su nustatytu  $\pm 1.5g$  jautrumu. Pradžioje buvo atlikta x, y, z ašių kalibracija, o vėliau atliekamas z ašies pagreičio matavimas ant žmogaus kūno krūtinės ląstos. Bandymų rezultatai pateikiami 20 pav. Naudojamas  $f_d = 30$  Hz. Gauti rezultatai parodė, kad jutiklis yra itin jautrus minimaliausiems judesiams, kurie atsispindi gautame signale, kur yra matomi pastovūs trikdžiai. Siekiant sumažinti šiuos trikdžius buvo panaudotas Savitzky-Golay'aus filtras su lango pločiu  $N = 41$  ir eile  $M = 4$ , kuris padėjo pašalinti nepageidaujamus triukšmus (žr. į raudoną signalą 20 pav.). Bandymas buvo atliekamas kvėpuojant per burną ir nuskaitant z ašies pagreitį nuo kvėpavimo metu judančios krūtinės ląstos. Matome, kad z ašies pagreičio pokyčiai yra itin maži, t. y. vyrauja šimtųjų dalyje, tačiau kaip ir matuojant temperatūros pokyčius kvėpuojant per nosį, taip ir čia iš signalo fazių galima lengvai atskirti įkvėpimo bei iškvėpimo būsenas. Toks bandymai leido įsitikinti, kad akcelerometro jutiklis gali suteikti reikiamą informaciją apie kvėpavimo procesą. Pagrindinis trūkumas naudojant akcelerometro jutiklį yra tas, kad yra itin svarbus jo pozicionavimas ant krūtinės ląstos srities, kadangi pasitaiko atveju, kai užregistruoti z-ašies pagreičio pokyčiai yra labai minimalūs ir sunkiai įvertinami.



**20 pav.** Antrieji bandymų rezultatai naudojant MMA7361L akcelerometro jutiklį

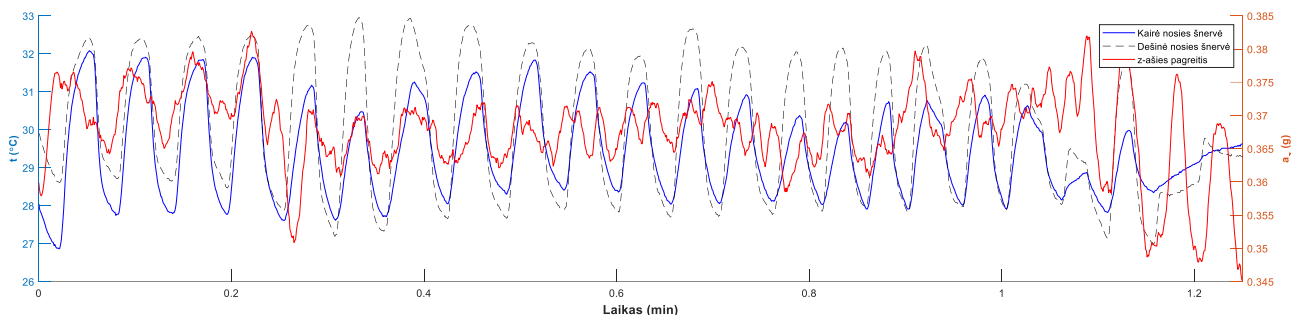
**Tretieji bandymai.** Susiprojektavus galutinę kvėpavimo stebėsenos sistemos maketo versiją buvo prieita prie dar vienu bandymų, kadangi buvo atliekamas bendras programos veikimo algoritmo testavimas. Pirmuoju atveju buvo atliekamas 3 minučių ir 15 sekundžių trukmės matavimas, kurio

metu apie 1 min 5 s buvo kvėpuojama per nosį, kitas 1 min 5 s per burną ir likusias 1 min 5 s per nosį. Iš viso surinkta 4500 atskaitų, naudojant  $f_d = 20$  Hz. Pilnas užregistruotų duomenų vaizdas pateikiamas 21 pav.



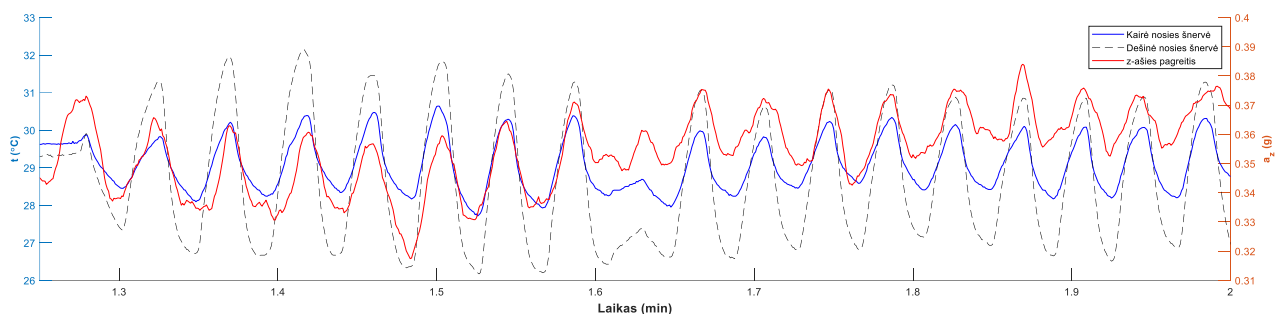
**21 pav.** Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (pilnas signalas)

Iš pilno užregistruotų duomenų grafiko galime išskirti du matavimo epizodus – kvėpavimo tik per nosį epizodą (žr. 22 pav.) ir kvėpavimo tik per burną epizodą (žr. 23 pav.)



**22 pav.** Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (kvėpavimo tik per nosį epizodas)

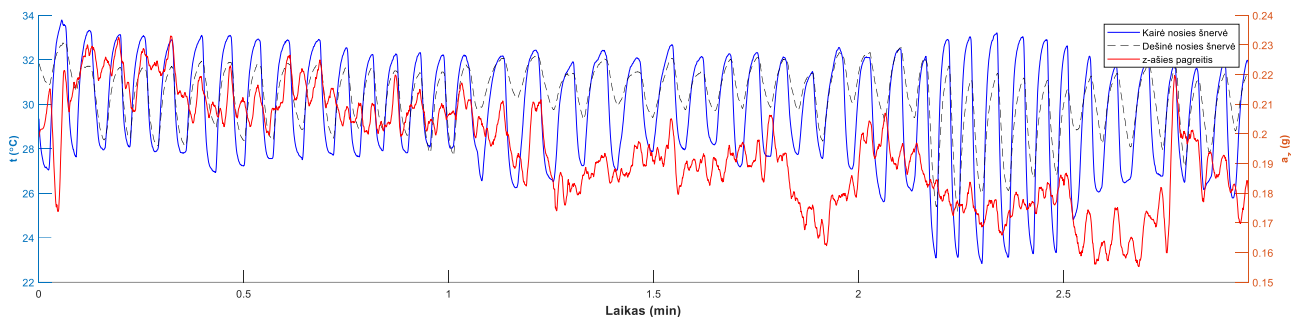
Iš kvėpavimo tik per nosį epizodo galime pamatyti, jog yra matomi itin aiškūs temperatūros pokyčiai tiek matavimuose kairėje nosies šnervėje, tiek dešinėje. Krūtinės ląstos pokyčiai yra nežymūs, t. y. z ašies pagreičio svyravimai matomi tik tūkstantųjų dalyje, taip ir dėl to, kad kvėpuojant pro nosį krūtinės ląsta juda mažiau.



**23 pav.** Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (kvėpavimo tik per burną epizodas)

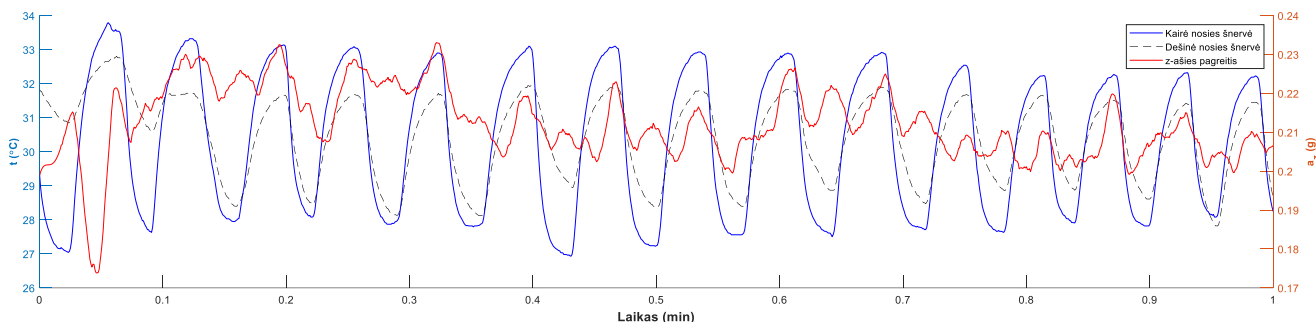
Paveiksle 23 pav. pateiktas kvėpavimo tik per burną epizodas rodo kiek kitokius rezultatus. Visų pirma, padidėja z ašies pagreičio pokyčiai, šio epizodo metu jie jau siekia šimtųjų dalis ir yra aiškiai matomi bendrame vaizde, tačiau temperatūros pokyčiai išlieka mažai pakitę, tai lemia itin jautrūs NTC termistoriai, kurie sugeba fiksuoti iškvepiamo oro temperatūra per burną. Iš gautų rezultatų galime teigti, kad geriausia atskirti kvėpavimą per nosį ir burną būtų pagal z ašies pagreičio pokyčio dydį.

Naudojant pagrindinį sistemos maketą buvo atliktas papildomas bandymas. Šiuo atveju matavimo trukmė buvo 3 minutės. Iš jų 1 min kvėpuota tik per nosį, 1 min tik per burną, 30 s tik per nosį ir 30 s tik per burną. Iš viso surinkta 3600 atskaitų. Naudotas toks pat diskretizavimo dažnis kaip ir pirmojo bandymo metu  $f_d = 20$  Hz. Pilnas užregistruotų duomenų signalas pateikiamas 24 pav.



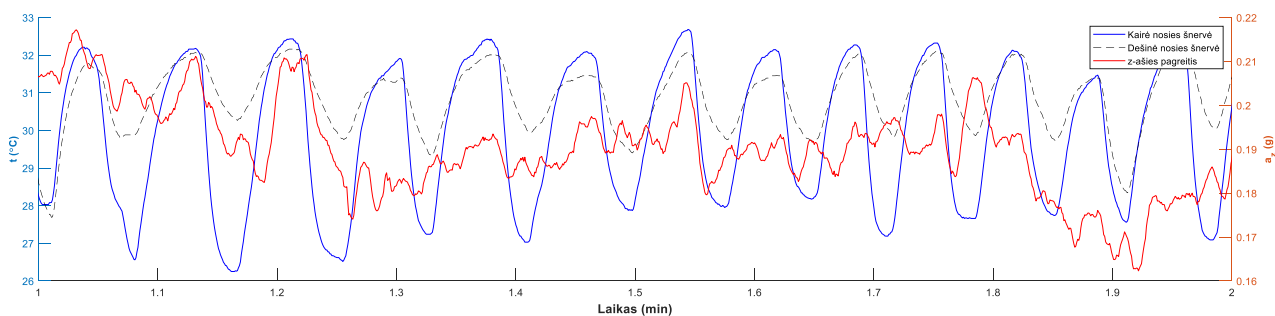
24 pav. Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 2 (pilnas signalas)

Taip pat 25 pav. pateikiamas kvėpavimo tik per nosį epizodas, o 26 pav. kvėpavimo tik per burną epizodas.



25 pav. Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 1 (kvėpavimo tik per nosį epizodas)

Kvėpavimo tik per nosį epizode antrųjų bandymų metu pastebėta ta pati tendencija kaip ir bandyme Nr. 1. Gautuose rezultatuose yra matomi aiškūs temperatūros pokyčiai abiejose nosies šnervėse, tačiau atsiranda netikslumai matuojant z ašies pagreitį.



26 pav. Tretieji bandymų rezultatai, bandymas Nr. 2 (kvėpavimo tik per burną epizodas)

Kvėpavimo tik per burną epizode yra fiksuojami mažesni temperatūros pokyčiai negu kvėpuojant per nosį, tačiau atsiranda problemų fiksuojant z ašies pagreitį. Pagrindine to priežastimi tampa antrųjų bandymų metu gauta išvada, kad akcelerometro jutikliui yra itin svarbus jo pozicionavimas ant krūtinės ląstos. Atliekant bandymus akcelerometro jutiklis nebuvo itin gerai pritvirtintas prie krūtinės ląstos, dėl to atsirado tokie matavimo nukrypimai.

Atlikus pirminius suprojektuotos sistemos maketo bandymus galima suformuluoti kelias išvadas tolimesniems kvėpavimo proceso stebėsenos sistemos tyrimams:

- kvėpavimo fazes galima aptikti naudojant NTC termistorius bei akselerometro jutiklį;
- matuojant z ašies pagreitį yra itin svarbi akselerometro jutiklio pritvirtinimo kokybė bei vieta krūtinės ląstos srityje;
- kvėpavimą per burną galima atskirti pagal z ašies pagreitį, kadangi kvėpuojant tik per nosį šios ašies pagreičio pokytis yra mažesnis negu kvėpuojant tik per burną;
- kvėpavimą per burną taip pat galima atskirti pagal mažesnius temperatūros pokyčius lyginant su kvėpavimu per nosį, tačiau šiai išvadai pagrįsti reikia atlikti ilgesnės trukmės matavimus;
- reikalingi metodai, kurie sumažintų temperatūros registravimo jautrumą iškvėptame ore per burną, pvz., magnetinio laikiklio naudojimas;
- apdorojant z ašies pagreičio rezultatus reikalingas filtras trikdžiams nufiltruoti, todėl reikalinga papildoma analizė tinkamo filtro parinkimui.



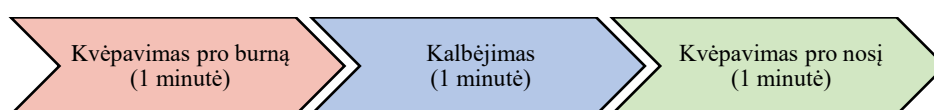
### 3. Tyrimo metodai

Šiame skyriuje yra aprašomas tyrimo protokolo sudarymas, tolimesnis užregistruotų signalų apdorojimas, signalams įvertinti reikalingų parametų apskaičiavimas, ilgalaikio signalo klasifikavimo modelio sudarymas ir analizė bei pateikiami užregistruotų duomenų statistinės analizės metodai.

#### 3.1. Apmokymo ir testavimo duomenų užregistravimo protokolas

Duomenų užregistravimo protokolas yra išskirstomas pagal planuojamus atlikti tyrimus, t. y. trumpalaikės stebėsenos ir ilgalaikės stebėsenos.

Trumpalaikės kvėpavimo stebėsenos maketo tyrimo protokolas pavaizduotas 27 pav. Tyrimas yra atliekamas ramioje aplinkoje, protokolas yra kartojamas 10 kartų, taigi bendra duomenų užregistravimo trukmė yra 30 min. Tiriamųjų skaičius – 5 žmonės. Diskretizavimo dažnis  $f_d = 30$  Hz.

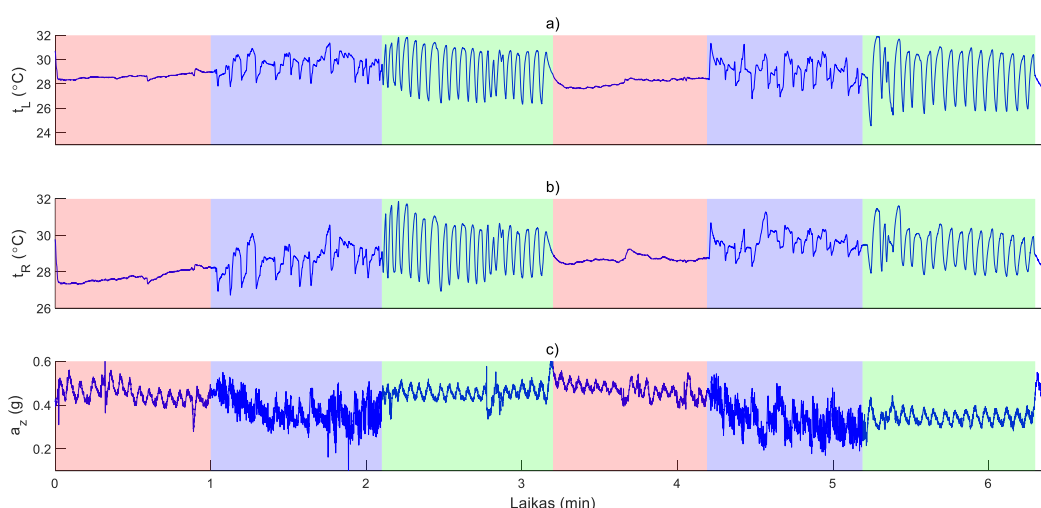


27 pav. Maketo tyrimo protokolas trumpalaikės kvėpavimo stebėsenos metu. Kartojama 10 kartų

Tyrimo protokolą sudaro trys fazės:

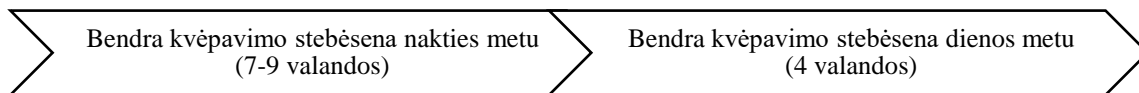
- **Kvėpavimas pro burną.** Tiriamasis ramiai sėdėdamas atlieka negilų kvėpavimą tik pro burną. Šios fazės trukmė – 1 minutė.
- **Kalbėjimas.** Tiriamasis ramiai sėdėdamas skaito įvairų tekstą iš knygos, žurnalo arba kompiuterio. Šios fazės trukmė – 1 minutė.
- **Kvėpavimas pro nosį.** Tiriamasis ramiai sėdėdamas atlieka negilų kvėpavimą tik pro nosį. Šios fazės trukmė – 1 minutė.

Neapdoroti trumpalaikio tyrimo protokolo signalai su identifikuotomis fazėmis pateikti 28 pav.



28 pav. Neapdoroti trumpalaikio tyrimo protokolo signalai su identifikuotomis fazėmis: a) dešinė nosies šnervė; b) kairė nosies šnervė; c) z ašies pagreitis. Raudona zona – kvėpavimas pro burną, mėlyna zona – kalbėjimas, žalia zona – kvėpavimas pro nosį

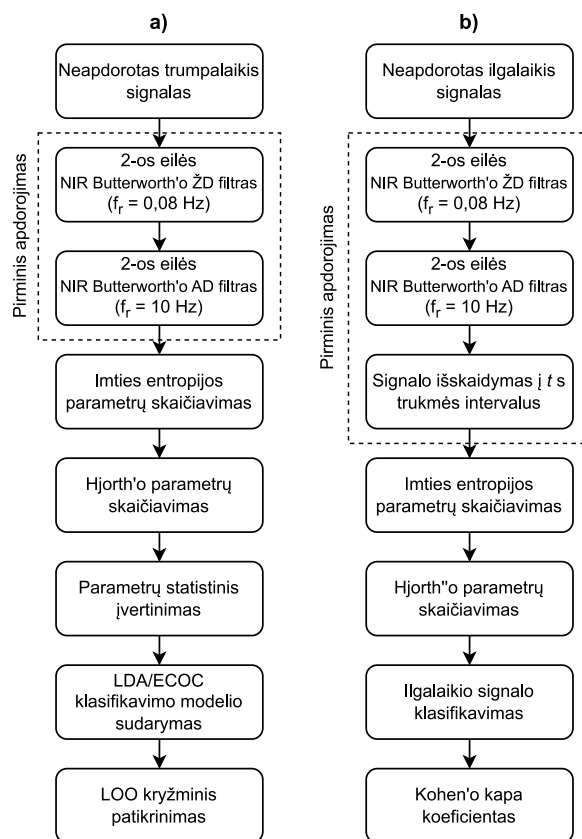
Ilgalaikės kvėpavimo stebėsenos maketo tyrimo protokolas pavaizduotas 29 pav. Bendra duomenų užregistravimo trukmė priklauso nuo žmogaus ir gali būti tarp 11 ir 14 val. Planuojamas tiriamųjų skaičius – 1 žmogus. Diskretizavimo dažnis  $f_d = 30$  Hz. Protokolas išskaidytas į dvi dalis: bendrą kvėpavimo stebėseną nakties metu, kuri gali trukti nuo 7 iki 9 val. ir stebėseną dienos metu, kurios trukmė 4 val.



29 pav. Maketo tyrimo protokolas ilgalaikės kvėpavimo stebėsenos metu

### 3.2. Užregistruotų duomenų apdorojimo algoritmas kvėpavimo būdai atpažinti

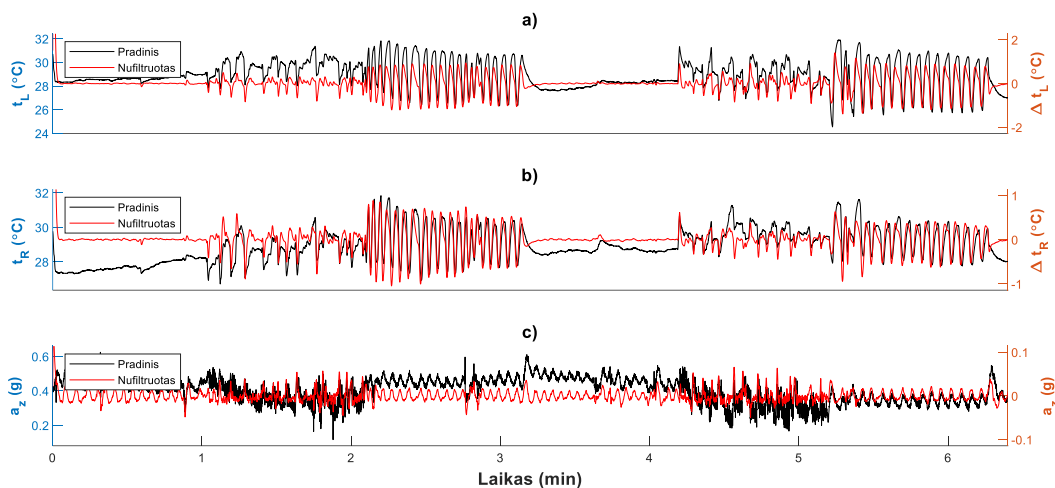
Užregistruotų signalų apdorojimas susideda iš pirminio signalų apdorojimo, parametrų apskaičiavimo ir apskaičiuotų parametrų iš trumpalaikio signalo statistinio įvertinimo. Ilgalaikio signalo kvėpavimo būdo atpažinimo funkcijai įgyvendinti yra sudaromi ir palyginami du klasifikavimo modeliai: kelių klasių tiesinis diskriminanto analizės (angl. *linear discriminant analysis (LDA)*) modelis ir kelių klasių netiesinis klaidų taisymo išvesties kodų (angl. *error-correcting output codes (ECOC)*) modelis. Kryžminis patikrinimas (angl. *cross-validation*) atliekamas siekiant nustatyti realizuotų modelių tikslumą ir parinkti tinkamiausią modelį tolimesniam ilgalaikio signalo klasifikavimui. Modelio pagalba suklasifikuoto ilgalaikio signalo ir subjektyviai suanotuoto ilgalaikio signalo režimų kvėpavimo metu suderinamumui nustatyti skaičiuojamas Kohen'o kapa koeficientas (angl. *Cohen's kappa*). Signalų apdorojimas yra atliekamas naudojantis MATLAB programine įranga. Užregistruotų trumpalaikių ir ilgalaikių signalų apdorojimo algoritmų struktūrinės diagramos yra pateiktos 30 pav.



30 pav. Užregistruotų signalų apdorojimo algoritmų struktūrinės diagramos: a) trumpalaikio signalo; b) ilgalaikio signalo

### 3.2.1. Signalų pirminis apdorojimas

Siekiant gauti kokybiškus signalus, pirminio signalų apdorojimo metu yra atliekamas skaitmeninis filtravimas. Gautiems temperatūros ir z ašies pagreičio signalams nufiltruoti yra naudojamas 2-osios eilės aukštų ir žemų dažnių NIR Butterworth'o filtras. Siekiant sumažinti signalo triukšmus ir pašalinti bazinės linijos dreifą (angl. *baseline wander*) naudojamas žemų dažnių filtras su 0,08 Hz ribiniu dažniu. Aukštų dažnių filtras su 10 Hz ribiniu dažniu yra naudojamas siekiant užtikrinti gerą aukšto dažnio triukšmo atmetimo ir kalbos aptikimo santykį įrašytuose signaluose. 31 pav. pateikti trumpalaikio tyrimo protokolo pradiniai ir nufiltruoti signalai.



31 pav. Pradiniai ir nufiltruoti trumpalaikio tyrimo protokolo signalai: a) dešinė nosies šnervė; b) kairė nosies šnervė; c) z ašies pagreitis

Prieš tolimesnį signalų apdorojimą užregistruotas ir nufiltruotas signalas rankiniu būdu yra anotuojamas į trijų skirtingų klasių intervalus – kvėpavimo pro burną, kalbėjimo ir kvėpavimo pro nosį. Tokiu būdu yra gaunamas tiksliausias skirtingų fazių intervalų nustatymas. Signalų anotavimui yra naudojama MATLAB „Signal Labeler“ programa. Kiekvienam iš trumpalaikio signalo intervalų atskirai yra apskaičiuojami Hjorth'o ir imties entropijos parametrai. Suanotuotas ilgalaikis signalas yra naudojamas Kohen'o kapa koeficiento skaičiavimui. Suanotuoto signalo per MATLAB „Signal Labeler“ programą pavyzdys pateiktas 32 pav.



32 pav. Suanotuoto signalo per MATLAB „Signal Labeler“ pavyzdys

Ilgalaikis signalas, kuris naudojamas klasifikavimo modelio testavimui, yra išskaidomas į  $t$  sekundžių trukmės intervalus ir kiekvienam iš šių intervalų atskirai yra apskaičiuojami pagrindiniai parametrai.

### 3.2.2. Signalų parametrų apskaičiavimas

Trijų skirtingų fazių stebėjimui yra naudojami Hjorth'o statistiniai laiko srities parametrai, kuriuos Bo Hjorth'as pristatė 1970 m. [58]. Pagrindiniai Hjorth'o parametrai – aktyvumas (angl. *Activity*), mobilumas (angl. *Mobility*) ir kompleksiskumas (angl. *Complexity*). Šie parametrai yra susiję su signalu ir jo išvestinių dispersija. Laiko srityje jie apibūdina signalo reguliarumą. Dažniausiai Hjorth'o parametrai yra naudojami analizuojant elektroencefalografijos (EEG) signalus, taip pat parametrai pritaikomi ir lytėjimų signalų analizei robotų srityje [59]. Šiuos parametrus yra lengva apskaičiuoti, jie yra tinkami realaus laiko programoms realizuoti mikrovaldiklyje, todėl yra populiarus pasirinkimas įvairiems signalams analizuoti [59].

Pirmasis Hjorth'o parametras vadinamas aktyvumu. Signalo  $y(t)$  aktyvumo parametras yra apibrėžiamas kaip signalo amplitudės dispersija ir yra apskaičiuojamas pagal (6) formulę [59]:

$$\text{Aktyvumas}(y) = \sigma^2(y). \quad (6)$$

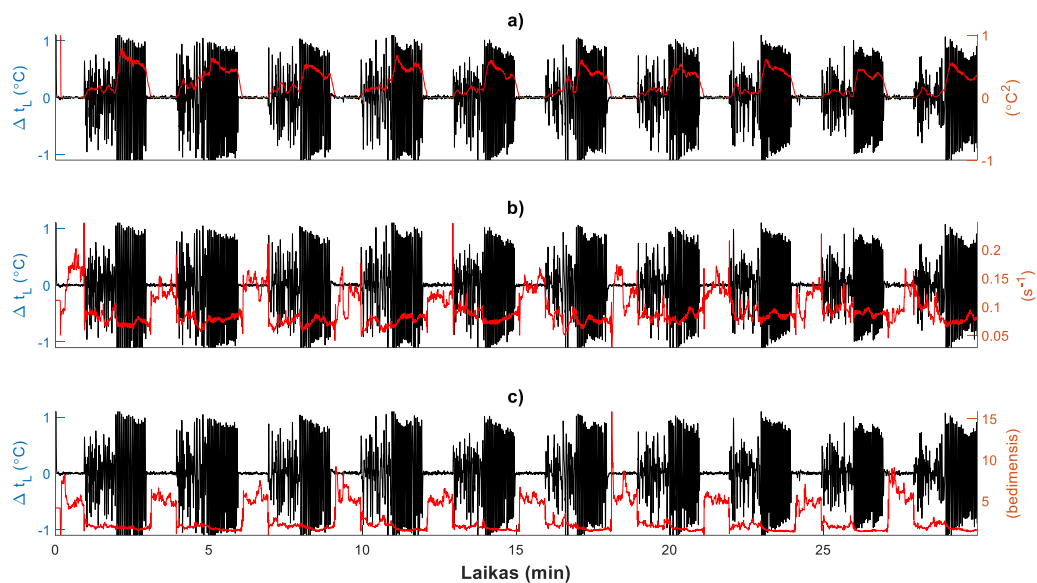
Antrasis Hjorth'o parametras yra mobilumas. Signalo  $y(t)$  mobilumas skaičiuojamas pagal (7) formulę ištraukus kvadratinę šaknį iš signalo laiko išvestinės  $y'(t)$  aktyvumo ir signalo  $y(t)$  aktyvumo santykio. Taip pat remiantis (6) formule, mobilumą galima apskaičiuoti kaip kvadratinę šaknį iš signalo laiko išvestinės  $y'(t)$  ir signalo  $y(t)$  dispersijų santykio [59]:

$$\text{Mobilumas}(y) = \sqrt{\frac{\text{Aktyvumas}(y')}{\text{Aktyvumas}(y)}} = \sqrt{\frac{\sigma^2(y')}{\sigma^2(y)}}. \quad (7)$$

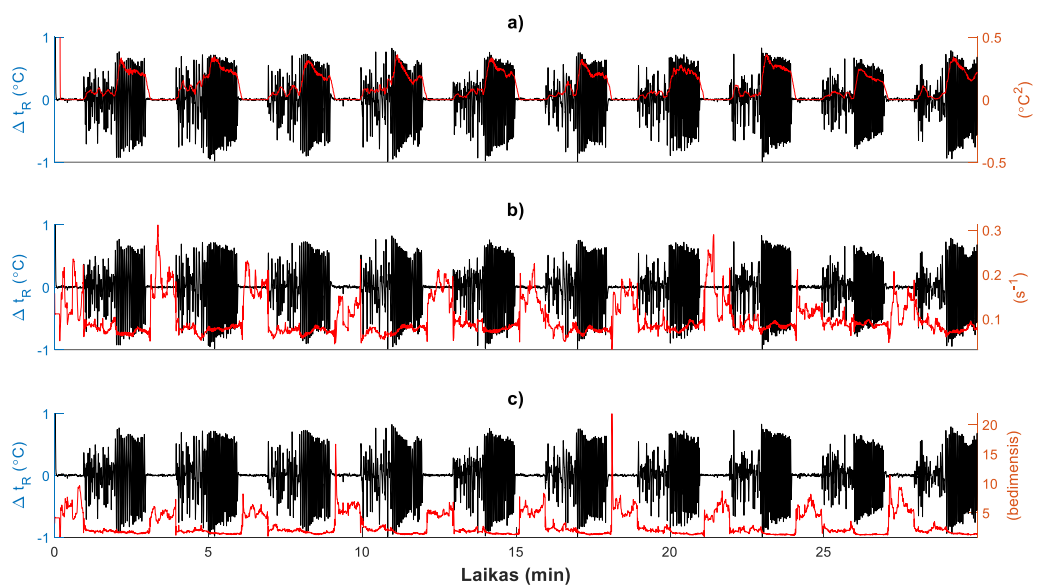
Trečiasis Hjorth'o parametras vadinamas kompleksiskumu, kuris skaičiuojamas pagal (8) formulę. Šis parametras apibrėžiamas kaip signalo laiko išvestinės  $y'(t)$  mobilumo ir paties signalo  $y(t)$  mobilumo santykis [59]:

$$\text{Kompleksiškumas}(y) = \frac{\text{Mobilumas}(y')}{\text{Mobilumas}(y)} = \frac{\sqrt{\frac{\sigma^2(y''(t))}{\sigma^2(y'(t))}}}{\sqrt{\frac{\sigma^2(y'(t))}{\sigma^2(y(t))}}}. \quad (8)$$

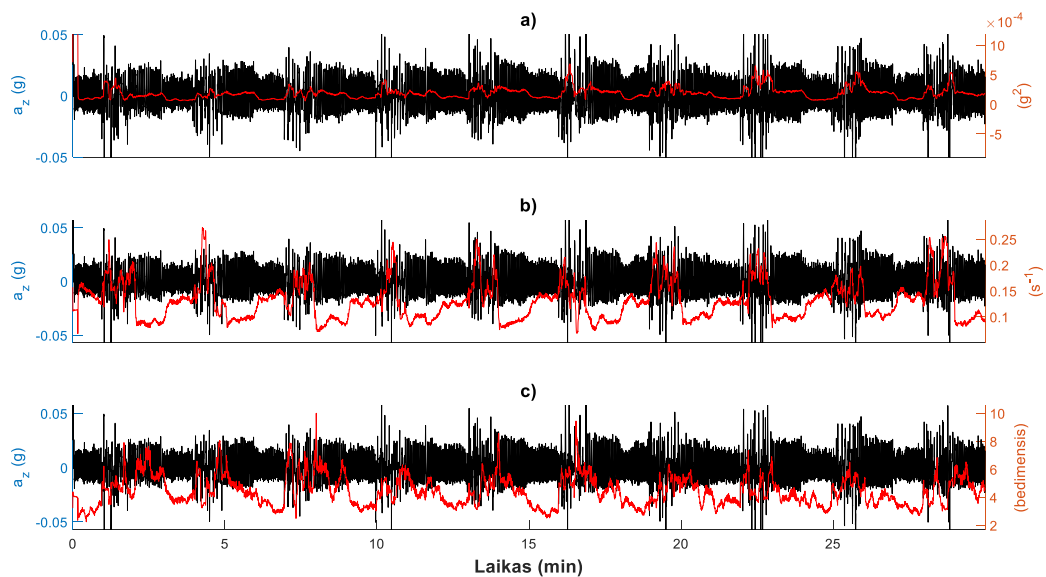
Užregistruoti 30 min trukmės signalai su apskaičiuotais Hjorth'o parametrais yra pateikiami 33 pav. (kairės nosies šnervės temperatūros kitimo), 34 pav. (dešinės nosies temperatūros kitimo) ir 35 pav. (z ašies pagreičio).



**33 pav.** Kairės nosies šnervės temperatūros kitimo signalas su apskaičiuotais Hjorth'o parametrais: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiškumas



**34 pav.** Dešinės nosies šnervės temperatūros kitimo signalas su apskaičiuotais Hjorth'o parametrais: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiškumas

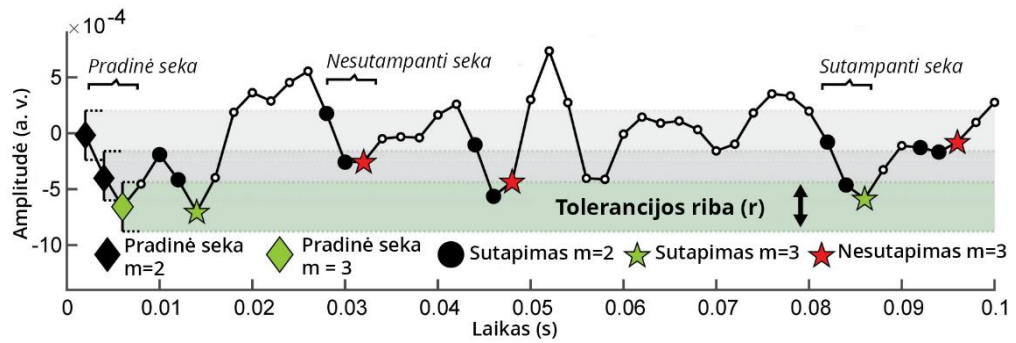


**35 pav.** z ašies pagreičio signalas su apskaičiuotais Hjorth'o parametrais: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiškas

Gauti Hjorth'o parametrai parodo, kad aktyvumo parametras iš nosies šnervių temperatūros kitimo signalo geriausiai identifikuoja visas tris fazes kvėpavimo metu, visgi mobilumo bei kompleksiškumo parametrai geba nustatyti tik kvėpavimo per burną fazę. Iš apskaičiuotų z ašies pagreičio signalo Hjorth'o parametrų galima matyti, kad tinkamiausias galėtų būti mobilumo parametras, kuris aiškiai įvertina kalbėjimo epizodus.

Imties entropijos [60] parametras taip pat buvo naudojamas analizuojant tris skirtingas fazes kvėpavimo metu. Skirtingai nuo tradicinių metodų, kuriems reikia didelių duomenų kiekių, kad būtų galima patikimai išmatuoti kompleksišumą, imties entropija buvo pasiūlyta specialiai trumpiems ir triukšmingiems signalams parametrizuoti. Pasirinktas parametras yra mažiau jautrus amplitudės pokyčiams ir labiau orientuotas į duomenų struktūrą. Parametro vertės svyruoja nuo 0 iki begalybės, mažesnė vertė rodo didesnę reguliarumą, o didesnė – didesnę kompleksišumą arba atsitiktinumą. Buvo iškelta hipotezė, kad imties entropija gali atskirti kvėpavimo pro nosį ar burną ir kalbos signalus, atsižvelgiant į mažėjantį nosies temperatūros ir akcelerometro signalų reguliarumą.

Norint apskaičiuoti imties entropiją, reikia nurodyti du parametrus: palyginimo ilgį ( $m$ ) ir toleranciją ( $r$ ). Palyginimo ilgis reiškia lyginamų subsekų imčių skaičių, o tolerancija nustato didžiausią leistiną dviejų subsekų skirtumą. Parinkus parametrus, iš pradinės laiko eilutės generuojamos  $m$  ilgio persidengiančios subsekos. Pavyzdžiui, jei laiko eilutė vaizduojama kaip [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10], o palyginimo ilgis nustatytas  $m = 3$ , tai gautos subsekos būtų [1, 2, 3], [2, 3, 4], [3, 4, 5], [4, 5, 6], [5, 6, 7], [6, 7, 8], [7, 8, 9] ir [8, 9, 10]. Vėliau kiekviena subseka lyginama su visomis kitomis subsekomis naudojant nustatytą atstumo metriką. Kaip atstumo matas paprastai naudojamas didžiausias absoliutus skirtumas tarp atitinkamų duomenų taškų dviejose lyginamose subsekose. Po to, nustatomas subsekų, patenkančių į tolerancijos ribas ( $r$ ), skaičius. Tai reiškia, kad apskaičiuojamas atstumas tarp subsekų ir patikrinama, ar jis mažesnis arba lygus leistinajai tolerancijai. Po to, kai nustatomi šie skaičiai, apskaičiuojama tikimybė, kad bus sutiktos panašios subsekos. Tai reiškia, kad panašių subsekų skaičius dalijamas iš bendro subsekų skaičiaus visoje laiko eilutėje. Apibendrinta imties entropijos įvertinimo procedūra pateikta 36 pav.



36 pav. Apibendrinta imties entropijos įvertinimo procedūra [61]

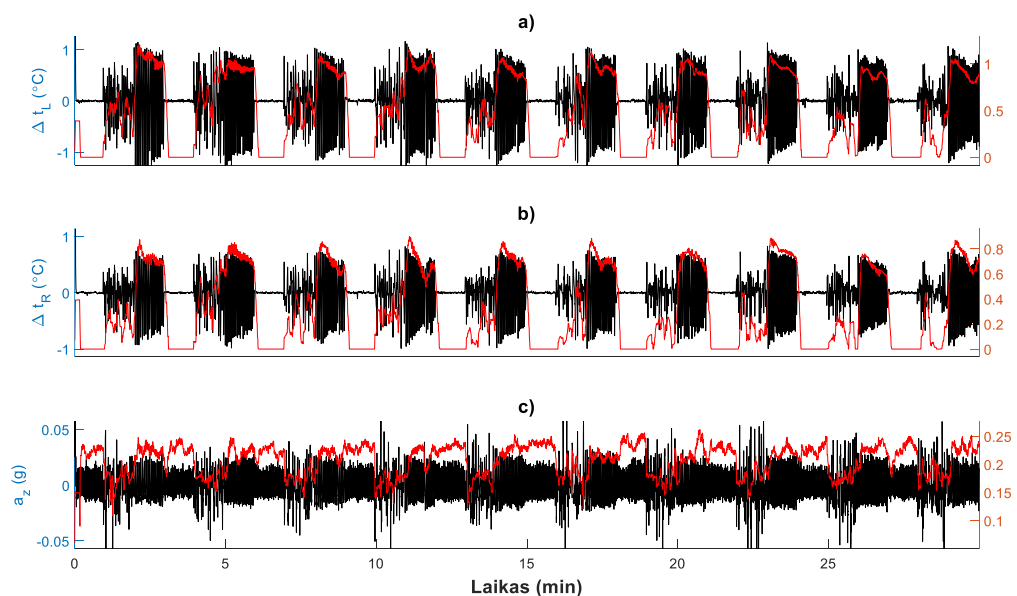
Galiausiai imties entropija apskaičiuojama kaip dviejų tikimybių santykio neigiamas natūralusis logaritmas: tikimybės rasti panašias  $m+1$  ilgio sekos subsekas ( $A$ ) ir tikimybės rasti panašias  $m$  ilgio sekas ( $B$ ). Imties entropija apskaičiuojama pagal (9) formulę [62]:

$$\text{Imties entropija} = -\log \frac{A}{B}; \quad (9)$$

čia  $A$  –  $m+1$  ilgio sutapimų su  $i$  subseka skaičius;  $B$  –  $m$  ilgio sutapimų su  $i$  subseka skaičius.

Reguliarių, pasikartojančių amplitudžių profilių atveju  $A$  ir  $B$  santykis yra artimas 1, o entropija artima 0. Neigiamas logaritmas leidžia paversti gautą tikimybių santykį į teigiamų verčių skalę, kurioje gautos vertės yra nuo 0 iki begalybės. Be to, logaritmas išryškina mažų tikimybių skirtumus, todėl padidėja retų įvykių įtaka. Mažesnės imties entropijos vertės rodo didesnę duomenų reguliarumą arba nuspėjamumą, o didesnės – didesnę kompleksiškumą arba nereguliarumą.

Apskaičiuoti imties entropijos parametrai užregistruotam 30 min signalui pavaizduoti 37 pav. Iš gautų rezultatų galima matyti, kad apskaičiuotos parametro vertės iš z ašies pagreičio signalo nesuteikia jokios papildomos informacijos, tačiau vertinant parametą iš kairės ir dešinės nosies šnervių temperatūros pokyčių signalų galima tinkamai atskirti visus tris režimus kvėpavimo metu.



37 pav. Tyrimo signalai su apskaičiuotais imties entropijos parametrais: a) kairės nosies šnervės; b) dešinės nosies šnervės; c) z-ašies pagreičio

### 3.2.3. Ilgalaikio signalo klasifikavimas

Ilgalaikio signalo klasifikavimui yra sudaromi du skirtingi modeliai: daugiaklasis tiesinis (LDA) ir netiesinis (ECOC) modeliai. Modeliai yra sudaromi naudojantis testavimo duomenimis gautais iš užregistruotų trumpalaikių signalų. LDA metodas yra naudojamas duomenų dimensiškumui mažinti ir klasifikavimui [63]. Šis tiesinis metodas projektuoja daugiadimensinius duomenis į mažesnio skaičiaus dimensijų erdvę, kurioje kelias klases galima lengvai atskirti tiesine riba. ECOC yra plačiai naudojamas mašininio mokymosi metodas, naudojamas kelių klasių klasifikavimo problemoms spręsti. Šis metodas kiekvienai klasei priskiria unikalų dvejetainį kodą ir pagal šiuos kodus apmoko dvejetainių klasifikatorių rinkinį [64, 65]. Dvejetainiai klasifikatoriai priima nepriklausomus sprendimus, o galutinė klasės reikšmė nustatoma iššifravus klasifikatorių išvestį. ECOC klasifikavimo modelis yra naudojamas įvairiose srityse, pvz., vaizdų atpažinime, teksto klasifikavime ir bioinformatikoje. Taip pat yra skaičiuojamas abiejų šių modelių klasifikavimo tikslumas siekiant pasirinkti geriausią modelį duomenų klasifikavimui. Modeliai yra apmokomi naudojantis parametrais apskaičiuotais iš trumpalaikių signalų.

Kryžminis patikrinimas yra statistinis metodas, galintis įvertinti ir palyginti skirtingus klasifikavimo modelius, kai duomenys yra padalijami į du segmentus: vienas naudojamas modeliui apmokyti, o kitas – modeliui patvirtinti [66]. Atliekant šį patikrinimą apmokymo ir testavimo duomenų rinkiniai turi būti kryžminiai vienas po kito einančiais etapais, kad kiekvienas duomenų taškas būtų patikrintas [66]. Darbe naudojamų klasifikavimo modelių klaidų įverčiui gauti yra naudojamas vieno atmetimo kryžminis patikrinimas (angl. *leave-one-out cross-validation (LOOCV)*). Šis metodas modelio apmokymui naudoja visus duomenis išskyrus vieną stebėjimą. Sudarytas modelis yra testuojamas pagal tą vienintelį nepanaudotą stebėjimą. Taip pat LOOCV metodas yra tinkamas naudoti turint mažai duomenų.

Kohen'o kapa koeficientas skirtas išmatuoti nominaliųjų skalių suderinamumo laipsnį, tikrinti hipotezes ir nustatyti patikimumo ribas [67]. Koeficientas kiekybiškai įvertina elementų tarpusavio suderinamumą. Darbe šio koeficiento pagalba yra vertinamas modelio pagalba suklasifikuoto ilgalaikio signalo ir subjektyviai suanotuoto ilgalaikio signalo režimų kvėpavimo metu suderinamumas ir apskaičiuojamas pagal (10) formulę [67]:

$$k = \frac{p_o - p_e}{1 - p_e}; \quad (10)$$

čia  $p_o$  – santykinė pastebėtų suderinamumų dalis;  $p_e$  – hipotetinė atsitiktinio suderinamumo dalis.

Koeficiento reikšmės svyruoja nuo -1 iki 1, tačiau įprastai jos būna nuo 0 iki 1. Vienetas reiškia visišką suderinamumą, t. y. lyginamos elementų imtys yra vienodos. Nulis reiškia, kad suderinamumas yra geresnis nei tikėtinas dėl atsitiktinumo, o rezultatas mažesnis už 0 reiškia, kad suderinamumas yra mažesnis nei atsitiktinis [68].



### 3.3. Užregistruotų duomenų statistinės analizės metodai

Statistinės analizės metu yra lyginamos trys duomenų grupės (BK – kvėpavimas pro burną, NK – kvėpavimas pro nosį, K – kalbėjimas):

- BK ir NK fazėse lyginami apskaičiuotų parametru vidutiniai įverčiai arba medianos;
- BK ir K fazėse lyginami apskaičiuotų parametru vidutiniai įverčiai arba medianos;
- NK ir K fazėse lyginami apskaičiuotų parametru vidutiniai įverčiai arba medianos.

Siekiant įvertinti, ar skirtumai tarp lyginamųjų duomenų grupių yra statistiškai reikšmingi, yra skaičiuojamos  $p$  vertės.

Siekiant nustatyti, ar bus lyginamos apskaičiuotų parametru vidutinės vertės arba medianos, yra atliekamas Lilliefors'o testas duomenų pasiskirstymui nustatyti. Testo metu tikrinama nulinė hipotezė  $H_0$ , kuri teigia, kad analizuojami duomenys yra pasiskirstę pagal normalųjį (Gauss'o) skirstinį. Jeigu duomenys yra pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį, tuomet  $p$  vertei apskaičiuoti yra atliekama ANOVA statistinė analizė, kuri vertina apskaičiuotų parametru vidutinius įverčius, kitu atveju atliekamas Friedman'o neparametrinis statistinis testas, kurio metu lyginamos apskaičiuotų parametru medianos.

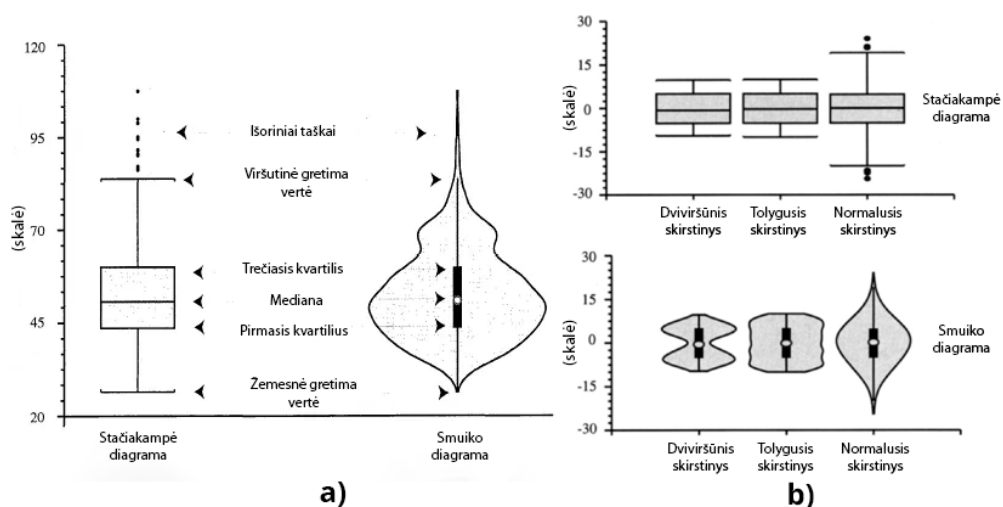
## 4. Tyrimo rezultatai

Šiame skyriuje yra pateikiami trumpalaikių duomenų registravimo ir apskaičiuotų pagrindinių parametrų statistinio įvertinimo rezultatai, atliekamas klasifikavimo modelių sudarymas ir jų testavimas naudojant užregistruotą ilgalaikį signalą.

### 4.1. Duomenų registravimo ir tyrimo rezultatai

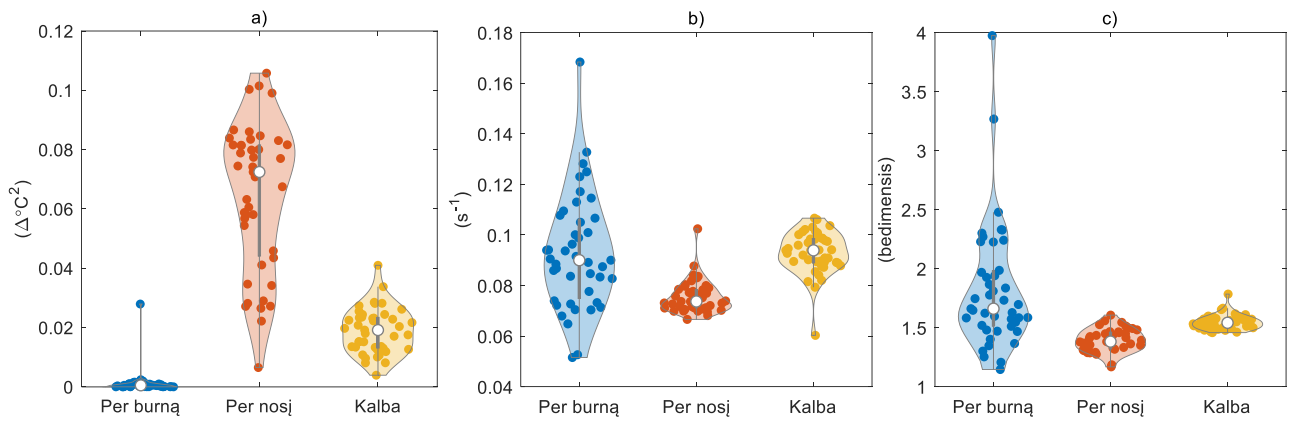
Biomedicininį signalų duomenų bazei buvo surinkti 5 sveikų tiriamųjų duomenys. Pagal duomenų registravimo protokolą iš viso buvo numatyta surinkti 50 duomenų kiekvienam režimui kvėpavimo metu, tačiau, dėl signalo kokybės problemų ir blogo protokolo atkartojimo, tolimesnei analizei buvo tinkami tik 43 duomenys. Duomenų bazę sudaro temperatūros signalai iš dešinėsios ir kairiosios šnervių ir z ašies pagreičio signalas iš kaklo judesių kvėpuojant.

Apskaičiuotų signalų parametrų rezultatai buvo vizualiai pateikti ir analizuojami naudojant smuiko diagramas, kurios sujungia stačiakampių diagramų statistiką su tankio įvertinimu iš branduolio tankio diagramos. Įprastų stačiakampių diagramų ir smuiko diagramų palyginimas pateiktas 38 pav. Abu diagramų tipai pasižymi tais pačiais pagrindiniais statistiniais komponentais (žr. 38 pav. a)), tačiau pagrindiniai skirtumai išryškėja, kai yra lyginamas duomenų pasiskirstymas diagramoje (žr. 38 pav. b)). Stačiakampės diagramos ribotai atvaizduoja duomenis, nes jų vizualinis paprastumas paprastai paslepia svarbias detales apie duomenų pasiskirstymą. Pavyzdžiui, naudojant stačiakampes diagramas negalima pamatyti, ar pasiskirstymas yra normalusis, tolygusis ir pan., tačiau tą puikiai parodo smuiko diagramos [69].

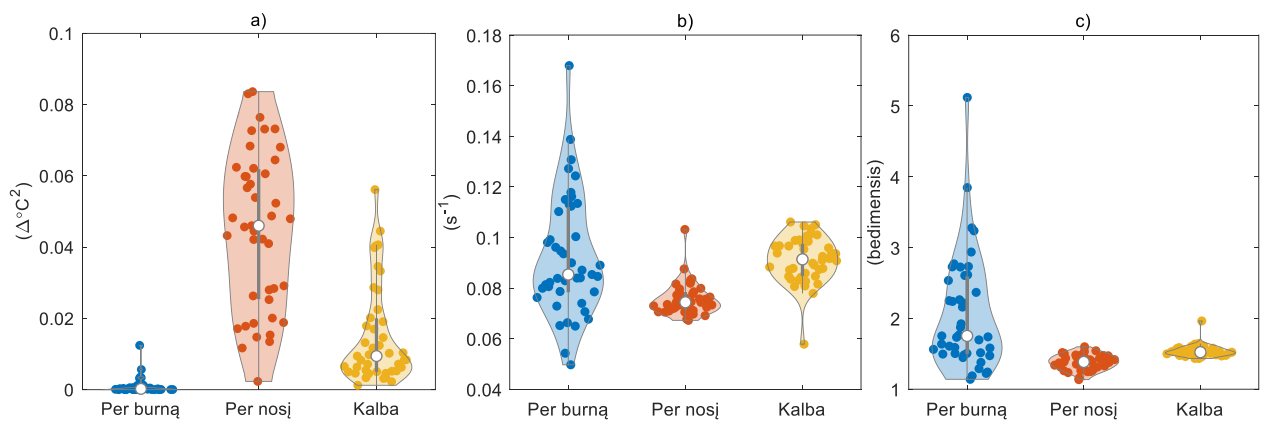


**38 pav.** Stačiakampių ir smuiko diagramų palyginimas: a) pagrindiniai diagramų komponentai; b) skirstinių atvaizdavimas diagramose [69]

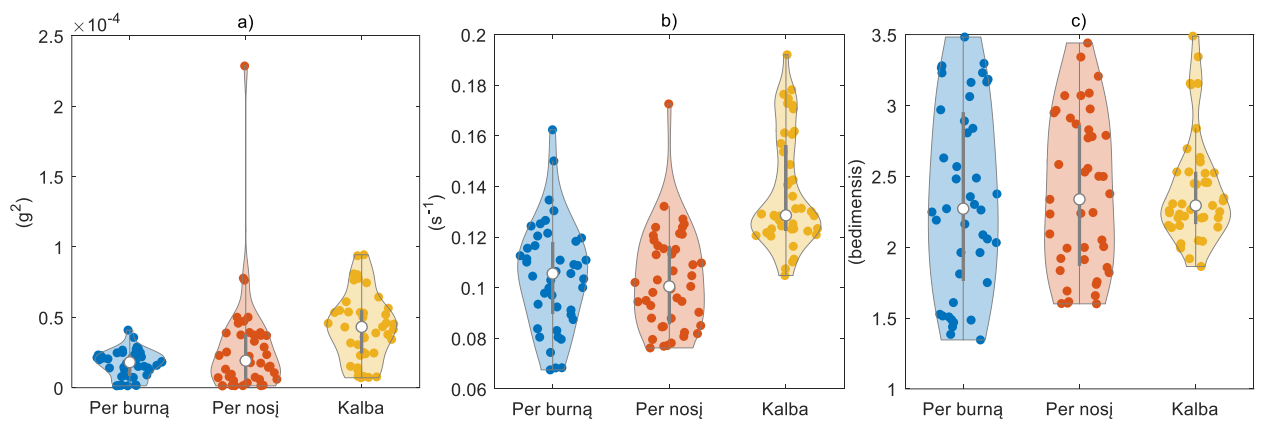
Hjorth'o aktyvumo, mobilumo, kompleksiškumo ir imties entropijos parametrai buvo analizuojami siekiant iširti minėtų parametrų statistinį skirtumą trijų skirtingų fazių – kvėpavimo pro burną, kvėpavimo pro nosį ir kalbėjimo – metu. Smuiko diagramos, iliustruojančios analizuojamus parametrus, pateiktos 39-42 pav. Iš smuiko diagramų matyti, kad 39 pav. a), 40 pav. a), 42 pav. a) ir 42 pav. b) pateiktų parametrų medianos labiausiai skiriasi, todėl galima daryti prielaidą, kad būtent šie parametrai yra tinkamiausi kvėpavimo pro burną ir nosį bei kalbos režimams atskirti.



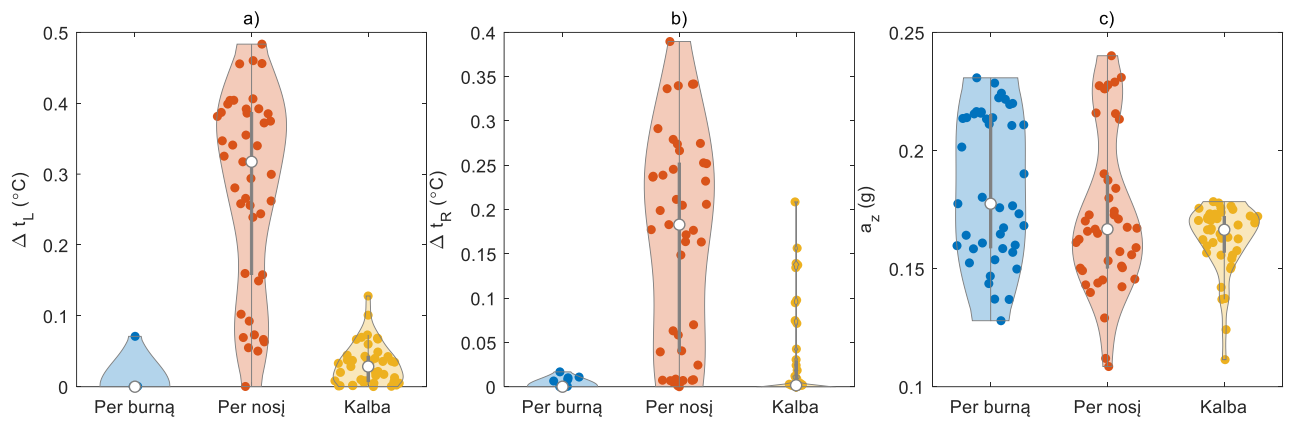
**39 pav.** Hjorth'o pagrindinių parametru verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų fazių ir kairės nosies šnervės temperatūros kitimo signalo smuiko diagramų forma: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiškas



**40 pav.** Hjorth'o pagrindinių parametru verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų fazių ir dešinės nosies šnervės temperatūros kitimo signalo smuiko diagramų forma: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiškas



**41 pav.** Hjorth'o pagrindinių parametru verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų fazių ir z ašies pagreičio signalo smuiko diagramų forma: a) aktyvumas; b) mobilumas; c) kompleksiškas



**42 pav.** Imties entropijos parametrų vidutinių verčių pasiskirstymas tarp skirtingų tyrimų signalų: a) kairės nosies šnervės; b) dešinės nosies šnervės; c) z-ašies pagreičio

Lilliefors'o testas parodė, kad ne visų analizuojamos duomenų grupės yra pasiskirsčiusios pagal normalųjį (Gauss'o) skirstinį. Tik kairiosios ir dešinėsios šnervių Hjorth'o mobilumo parametro duomenys buvo pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį, todėl šioms duomenų grupėms buvo atlikta ANOVA statistinė analizė ir lyginti apskaičiuotų parametrų vidurkiai. Likusių grupių apskaičiuotiems Hjorth'o ir imties entropijų parametrų statistiniams skirtumams tarp trijų skirtingų režimų kvėpavimo metu nustatyti naudojamas Friedman'o neparametrinis statistinis testas, kurio metu buvo lyginamos parametrų medianos.

NK-NK, BK-K ir NK-K imčių daugkartiniai palyginimai buvo atliekami taikant 0,01 reikšmingumo lygmenį. 3 lentelėje pateikiama apskaičiuotų  $p$  verčių, kuriomis įvertinami statistiniai skirtumai tarp pasirinktų grupių, santrauka.

**3 lentelė.** Apskaičiuotos  $p$  vertės tarp lyginamų imčių

	$p$ vertės		
	BK-NK	BK-K	NK-K
Kairė nosies šnervė (Aktyvumas)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
Kairė nosies šnervė (Mobilumas)	< 0.01	1	< 0.01
Kairė nosies šnervė (Kompleksiškumas)	< 0.01	0.995	< 0.01
Dešinė nosies šnervė (Aktyvumas)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
Dešinė nosies šnervė (Mobilumas)	< 0.01	1	< 0.01
Dešinė nosies šnervė (Kompleksiškumas)	< 0.01	0.393	< 0.01
z ašies pagreitis (Aktyvumas)	0.200	< 0.01	< 0.01
z ašies pagreitis (Mobilumas)	1	< 0.01	< 0.01
z ašies pagreitis (Kompleksiškumas)	1	1	0.706
Kairė nosies šnervė (imties entropija)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
Dešinė nosies šnervė (imties entropija)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
z ašies pagreitis (imties entropija)	0.587	0.156	1

Gauti  $p$  verčių rezultatai rodo, kad kairiosios ir dešinėsios šnervės temperatūros signalų Hjorth'o aktyvumo ir imties entropijos parametrai pasižymi dideliu statistiniu reikšmingumu. Priešingai, visi parametrai, gauti iš z ašies pagreičio signalo, pasižymi mažu statistiniu reikšmingumu, kas rodo, kad akcelerometro jutiklis nesuteikia naudingos informacijos.

Taip pat tyrimo metu pastebėta, kad kai kurių užfiksuotų kairės ir dešinės šnervių temperatūros signalų amplitudės skirtingose šnervėse skyrėsi (žr. 28 pav., a) ir b)). Šie skirtumai galėjo atsirasti dėl kvėpavimo sutrikimų ir nosies pertvaros problemų. Ateityje atliekant tyrimus reikėtų gauti ir įvertinti informaciją apie esamą tiriamųjų sveikatos būklę.

Tyrimas turi keletą apribojimų. Pirma, atliekant bandomąjį tyrimą (angl. *pilot study*) buvo surinktas tik nedidelis kiekis duomenų, todėl gali būti ribotas rezultatų apibendrinimas ir jie gali neatspindėti didesnės populiacijos. Antra, dėl klinikinio patvirtinimo trūkumo šiame tyrime nėra aišku, ar pasiūlyta sistema gali būti veiksmingai naudojama ilgalaikiams paciento kvėpavimo režimams nustatyti. Tačiau tai yra pirmasis tyrimas, kuriame siūloma koncepcinė ilgalaikio kvėpavimo režimo stebėjimo sistema, galinti būti sukurta kaip naudinga priemonė, padedanti pacientams keisti kvėpavimo įpročius iš kvėpavimo pro burną į kvėpavimą pro nosį.

Gautos išvados statistinės analizės metu yra svarbios būsimam prietaiso kūrimui ir jutiklio parinkimui. Pavyzdžiui, rezultatai parodo, kad užtenka tik vieno magnetinio nosies temperatūros jutiklio, kad būtų galima atskirti tris skirtingus žmogaus kvėpavimo režimus.

#### 4.2. Užregistruotų ilgalaikio kvėpavimo proceso duomenų analizės rezultatai

Remiantis 4.1 poskyryje gautais rezultatais, ilgalaikio signalo klasifikatoriaus modeliams sudaryti buvo pasirinkti keturi statistiškai reikšmingiausi parametrai kvėpavimo režimui atpažinti:

- Hjorth'o aktyvumas – kairė nosies šnervė;
- Hjorth'o aktyvumas – dešinė nosies šnervė;
- imties entropija – kairė nosies šnervė;
- imties entropija – dešinė nosies šnervė.

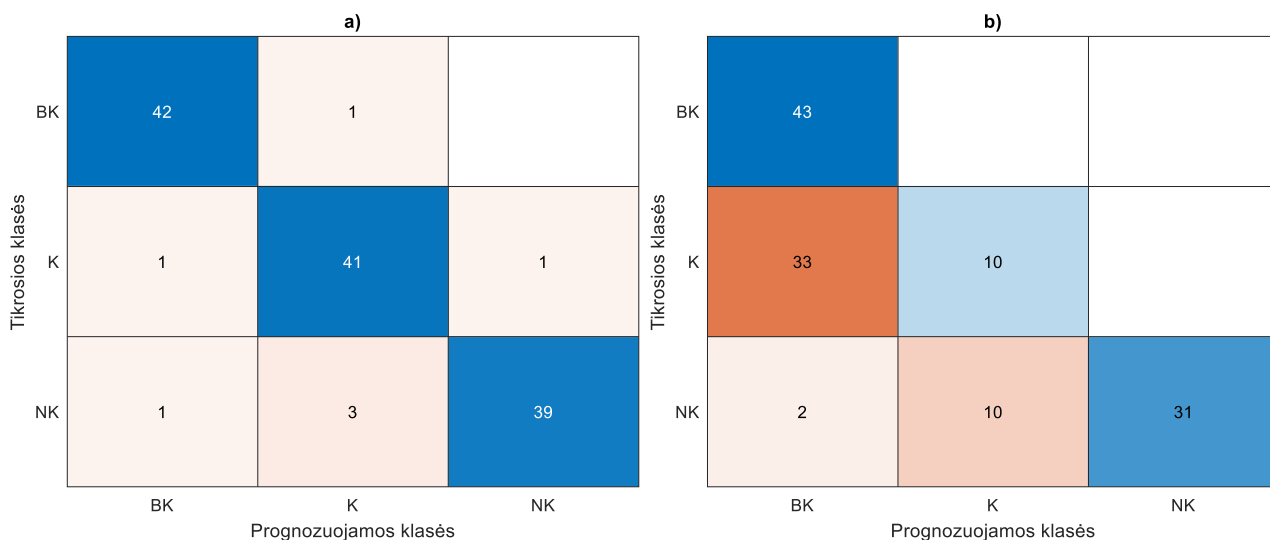
Šie parametrai, apskaičiuoti iš užregistruotų trumpalaikių signalų, bus naudojami dviejų klasifikavimo modelių apmokymui: kelių klasių tiesiniam diskriminanto analizės modeliui ir kelių klasių netiesiniam ECOC modeliui.

Apmokytų modelių įvertinimui yra naudojama sumaišymo matrica (angl. *confusion matrix*), kuri pateikia prognozavimo suvestinę matricos pavidalu. Ji parodo, kiek prognozių yra teisingų ir neteisingų kiekvienoje klasėje ir padeda pamatyti klases, kurias modelis supainioja kaip kitas klases [70]. Sumaišymo matricos pavyzdys pateiktas 4 lentelėje. FN ir FP yra modelio padarytos klaidos klasifikavimo metu.

**4 lentelė.** Sumaišymo matricos pavyzdys [70]

	Prognozuojamos klasės	
Tikrosios klasės	+	-
+	Teigiami atvejai, kurie suklasifikuojami kaip teigiami (TP)	Teigiami atvejai, kurie suklasifikuojami kaip neigiami (FP)
-	Neigiami atvejai, kurie suklasifikuojami kaip teigiami (FN)	Neigiami atvejai, kurie suklasifikuojami kaip neigiami (TN)

Apmokytų LDA ir ECOC klasifikavimo modelių be hiperparametrų optimizavimo sumaišymo matricos yra pateikiamos 43 pav.



**43 pav.** Apmokytų modelių sumaišymo matricos (be hiperparametrų optimizacijos): a) LDA modelis; b) ECOC modelis

Paveiksle 43 pav. galima matyti, kad LDA modelis su apsimokymo duomenimis apsimoko gerai ir atsiranda labai nedaug klasifikavimo klaidų, tačiau ECOC modelis maišo klases BK su K ir klases K su NK.

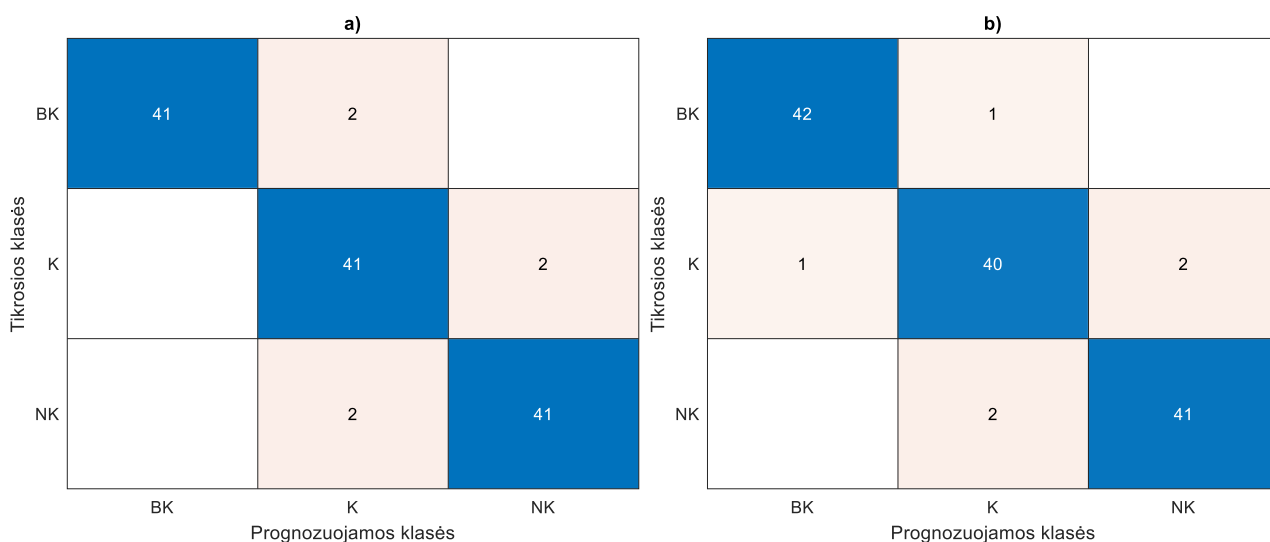
Pritaikytas vieno atmetimo (angl. *leave-one-out (LOO)*) kryžminis patikrinimas leidžia įvertinti modelių klasifikavimo tikslumą. Pasirinkto patikrinimo metu modelio apmokymui naudojami visi duomenys išskyrus vieną, duomenys yra išskirstomi taip, kad kiekvienas iš jų patektų į testavimą po kartą. Gauti klasifikavimo modelių tikslumai pateikiami 5 lentelėje.

**5 lentelė.** Klasifikavimo modelių (be hiperparametrų optimizacijos) tikslumas

Modelis	Tikslumas (be kryžminio patikrinimo)	Tikslumas (su LOO kryžminiu patikrinimu)
LDA	95,3 %	94,5 %
ECOC	65,1 %	65,1 %

Rezultatai rodo, kad LDA modelis pasižymi aukštu tikslumo lygiu – 95,3 % (be kryžminio patikrinimo) ir 94,5 % (su LOO kryžminiu patikrinimu). Tačiau apmokyto ECOC modelio tikslumas nėra aukštas ir abejais įvertinimo atvejais siekia 65,1 %.

Sudarytiems modeliams nebuvo naudojama hiperparametrų optimizacija. Siekiant pagerinti modelių tikslumą galima hiperparametrus optimizuoti. Hiperparametrai gali būti įvairūs ir priklausyti nuo pasirinkto modelio tipo, todėl jų skaičius kiekviename modelyje yra skirtingas. MATLAB programines įrangos pagalba yra pasirenkama, kad būtų optimizuojami visi modelio hiperparametrai ir modelių palyginimas atliekamas iš naujo. Naujai apmokytų LDA ir ECOC klasifikavimo modelių (su hiperparametrų optimizavimu) sumaišymo matricos yra pateikiamos 44 pav.



**44 pav.** Apmokytų modelių sumaišymo matricos (su hiperparametrų optimizacija): a) LDA modelis; b) ECOC modelis

Paveiksle 44 pav. pateiktų modelių sumaišymo matricų rezultatai rodo, kad abu modeliai pritaikius hiperparametrų optimizaciją apsimoko geriau, ypač pagerėja ECOC modelio patikimumas. 6 lentelėje pateikiamas apskaičiuotas klasifikavimo modelių tikslumas.

**6 lentelė.** Klasifikavimo modelių (su hiperparametrų optimizacija) tikslumas

Modelis	Tikslumas (be kryžminio patikrinimo)	Tikslumas (su LOO kryžminiu patikrinimu)
LDA	96,1 %	95,3 %
ECOC	96,1 %	95,3 %

LDA modelio tikslumas mažai pasikeičia nuo apmokyto LDA modelio be hiperparametrų optimizacijos. Ryškus skirtumas atsiranda ECOC modelyje, kurio tikslumas (su LOO kryžminiu patikrinimu) pagerėja 30,2 % lyginant su ECOC modeliu be hiperparametrų optimizacijos ir siekia 95,3 %.

Sudaryti modeliai yra naudojami ilgalaikio signalo klasifikavimui. Ilgalaikio signalo kvėpavimo režimai suklasifikuoti naudojantis sudarytais klasifikavimo modeliais yra palyginamas su subjektyviai suanotuoto ilgalaikio signalo kvėpavimo režimais. Palyginimo metu yra skaičiuojamas Kohen'o kapa koeficientas, kuris parodo šių dviejų imčių suderinamumo laipsnį. Ilgalaikis signalas yra išskaidomas į 5 sekundžių trukmės intervalus ir kiekvienam iš šių intervalų yra apskaičiuojami pagrindiniai parametrai. 5 sekundžių trukmės intervalai pasirinkti eksperimentiškai, kadangi taip išskaidytam ir suklasifikuotam signalui yra gaunamas geriausias Kohen'o kapa koeficientas. Gauti Kohen'o kapa koeficientai yra pateikiami 7 lentelėje.

**7 lentelė.** Apskaičiuoti Kohen'o kapa koeficientai

Modelis	Kohen'o kapa koeficientas
LDA (be hiperparametrų optimizavimo)	0,2120
ECOC (be hiperparametrų optimizavimo)	0,2054
LDA (su hiperparametrų optimizavimu)	0,3554
ECOC (su hiperparametrų optimizavimu)	0,4470

Gauti Kohen'o kapa koeficientai parodo, kad modeliai be hiperparametrų optimizacijos pasižymi mažiausiu suderinamumu. Pagal Kohen'o kapa koeficiento skalę [66] LDA modelio (be hiperparametrų optimizavimo) suderinamumo stiprumas yra prastas (angl. *poor*), o ECOC modelio (be hiperparametrų optimizavimo) suderinamumo stiprumas yra silpnas (angl. *slight*). Modelių su hiperparametrų optimizacija suderinamumo stiprumo lygis yra aukštesnis: LDA modelio gali būti įvardintas kaip neblogas (angl. *fair*), o didžiausia koeficiento vertė – 0,4470, pasiekta su ECOC modeliu, literatūroje apibūdinama kaip vidutinio (angl. *moderate*) stiprumo lygio.

Užregistruotų ilgalaikio kvėpavimo proceso duomenų analizės metu buvo lyginami du klasifikavimo modeliai: LDA ir ECOC. Šių modelių apmokymui buvo naudoti 4.1 poskyryje statistinės analizės metu gauti keturi statistiškai reikšmingiausi parametrai kvėpavimo režimui atpažinti. Pastebėta, kad optimizavus modelio hiperparametrus, abu nagrinėjami modeliai pasižymi vienodu klasifikavimo tikslumu po LOO kryžminio patikrinimo. Abu modeliai buvo naudoti ilgalaikio signalo kvėpavimo režimų klasifikavimui, o gauti rezultatai palyginti su subjektyviai suanotuoto to paties signalo kvėpavimo režimais. Šių rezultatų suderinamumui apskaičiuoti naudotas Kohen'o kapa koeficientas, kuris parodė, kad didžiausias suderinamumo stiprumas yra gaunamas naudojant ECOC klasifikavimo modelį. Buvo gautas vidutinio stiprumo lygio suderinamumas, kur Kohen'o kapa koeficiento reikšmė – 0,4470. Svarbu paminėti, kad kvėpavimo režimų suderinamumas buvo lygintas su subjektyviai suanotuoto ilgalaikio signalo kvėpavimo režimais, todėl galėjo pasitaikyti netinkamai suanotuotų klasių, kurios galėjo lemti tam tikras paklaidas suderinamumo įvertinimo metu.



## Išvados

1. Atlikta kvėpavimo proceso stebėjimo klinikinio aktualumo analizė parodė, kad dažnas kvėpavimas per burną gali sukelti sudėtingas sveikatos problemas, tokias kaip halitozė, ausų infekcijos, miegos sutrikimai ar nuovargis. Ypač didelis tokio kvėpavimo neigiamas poveikis yra pastebimas tarp vaikų, kuriems gali pasireikšti dantų problemos, sumažėjęs deguonies kiekis kraujyje, hiperaktyvumas, dėmesio sutikimai ir žandikaulio vystymosi problemos. Norint diagnozuoti ir gydyti ilgalaikio kvėpavimo per burną problemas, reikalinga technologija gebanti atpažinti ir stebėti skirtingus žmogaus kvėpavimo režimus. Išanalizuoti 10 skirtingų indikatorių, naudojamų kvėpavimo procesui įvertinti.
2. Atlikus panašių kvėpavimo stebėsenos sistemų analizę paaiškėjo, kad literatūroje yra nedaug sistemų, galinčių atskirti kvėpavimą per nosį nuo kvėpavimo per burną. Plačiausiai taikomi kvėpavimo proceso stebėsenos metodai sistemose yra susiję su temperatūrinių kvėpavimo parametrų vertinimu. Taip pat pastebėta, kad analizuotos sistemos nėra pritaikytos ilgalaikiai stebėsenai atlikti, pvz., nėra patogios naudoti kasdienėje veikloje arba yra pritaikytos tik stacionariai stebėsenai atlikti.
3. Siekiant išspręsti problemą dėl esamų nepatogių prietaisų ilgalaikiams stebėjimams atlikti buvo suprojektuotas inovatyvus prietaiso, skirto ilgalaikiai žmogaus kvėpavimo proceso stebėsenai atlikti, maketas. Makete naudojami NTC tipo termistoriai su magnetiniu laikikliu, skirti nosies šnervių temperatūrai matuoti, ir akselerometras, kuris skirtas krūtinės ląstos srities judesiams stebėti. Realizuotas sistemos algoritmas leidžia užregistruoti temperatūros pokyčių signalus iš abiejų žmogaus nosies šnervių bei krūtinės ląstos srities z ašies pagreičio signalą.
4. Kvėpavimo režimams atpažinti pasirinkta skaičiuoti Hjorth'o aktyvumo, mobilumo, kompleksiško ir imties entropijos parametrus. Nustatyta, kad trims skirtingiems režimams kvėpavimo metu atpažinti statistiškai reikšmingiausi yra Hjorth'o aktyvumo ir imties entropijos parametrai. Kvėpavimo metodui klasifikuoti buvo sudaryti ir palyginti du klasifikavimo modeliai – LDA ir ECOC, kurie buvo apmokyti naudojantis anksčiau nustatytais statistiškai reikšmingiausiais parametrais. Apskaičiuotas Kohen'o kapa koeficientas testavimo duomenims parodė, kad pasiekiamas subjektyvios anotacijos ir automatinio klasifikavimo suderinamumas yra 0,4470, t. y. vidutinis suderinamumo lygis, kuris gaunamas naudojant ECOC klasifikavimo modelį.
5. Ateityje, siekiant pagerinti prietaiso pritaikomumą, jį reikėtų patobulinti ir išbandyti įvairiose populiacijose bei kontekstuose. Taip pat būtų naudingas realiuoju laiku veikiantis klasifikavimo algoritmas, kuris naudotojui suteiktų tiesioginį grįžtamąjį ryšį.

## Literatūros sąrašas

1. DERSARKISSIAN, Carol. *What is Hypopnea?* [interaktyvus]. 2022 [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://www.webmd.com/sleep-disorders/sleep-apnea/sleep-hypopnea-overview>
2. MILLAR, Helen. *Hyperpnea: What to Know about Exercise and Respiration* [interaktyvus]. 2021 [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/hyperpnea>
3. CAFASSO, Jacquelyn. *Mouth Breathing: Symptoms, Complications, and Treatments* [interaktyvus]. 2019 [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://www.healthline.com/health/mouth-breathing>
4. *Mouth Breathing: Physical, Mental and Emotional Consequences* [interaktyvus]. 2017 [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://www.oralhealthgroup.com/features/mouth-breathing-physical-mental-emotional-consequences/>
5. JEFFERSON, Y. Mouth Breathing Adverse Effects on Facial Growth Health Academics and Behavior. *General dentistry* [interaktyvus], 2010, vol. 58, no. 1. pp. 18-25 [žiūrėta 2022-03-29]. Prieiga per: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20129889/>
6. ALLEN, Ruth M. The Health Benefits of Nose Breathing. *Nursing in General Practice* [interaktyvus], 2015. pp. 40-42 [žiūrėta 2022-04-05]. Prieiga per: <https://www.semanticscholar.org/paper/The-health-benefits-of-nose-breathing-Allen/0cdcb34cab16e64e2a70f7d6af39449a1be9ed46>
7. KEŽYTĖ, Rugilė. *Lietuvos Dvyliktojų Žinių Apie Veido Ir Burnos Organų Netaisyklingus Įpročius Ir Jų Ryšį Su Ortodontinėmis Anomalijomis Vertinimas* [interaktyvus]. 2021 [žiūrėta 2022-04-05]. Prieiga per: <https://www.lsmuni.lt/cris/handle/20.500.12512/110151>
8. Sleep Review. *61% Self-Identify as Mouth Breathers* [interaktyvus]. 2015 [žiūrėta 2022-04-05]. Prieiga per: <https://sleepreviewmag.com/sleep-disorders/breathing-disorders/snoring/61-self-identify-mouth-breathers/>
9. CIOFFI, S. ir kt. Obstructive Sleep Apnea Syndrome (OSAS) in Mouth Breathing Children. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology* [interaktyvus], 2010, vol. 76, no. 5. pp. 552-556 [žiūrėta 2022-05-04]. Prieiga per: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20963335/>
10. MOTTA, L.J. ir kt. Association between halitosis and Mouth Breathing in Children. *Clinics* [interaktyvus], 2011, vol. 66, no. 6. pp. 939-942 [žiūrėta 2022-03-29]. ISSN 1807-5932. Prieiga per: <https://doi.org/10.1590/S1807-59322011000600003>
11. BORISOVAITĖ, M. ir LOPATIENĖ, K. Kvėpavimo Pro Burną Ir Kitų Netaisyklingų Įpročių Paplitimas Tarp Ikmokyklinio Amžiaus Vaikų. *Sveikatos Mokslai; Health Sciences* [interaktyvus], 2015, vol. 26, no. 2. pp. 5-8 [žiūrėta 2022-04-05]. ISSN 1392-6373. Prieiga per: <https://doi.org/10.5200/sm-hs.2016.018>
12. KARA, C., TEZEL, A. ir ORBAK, R. Effect of Oral Hygiene Instruction and Scaling on Oral Malodour in a Population of Turkish Children with Gingival Inflammation. *International Journal of Paediatric Dentistry* [interaktyvus], 2006, vol. 16, no. 6. pp. 399-404 [žiūrėta 2022-04-10]. ISSN 0960-7439. Prieiga per: <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2006.00769.x>
13. HARARI, D. ir kt. The Effect of Mouth Breathing Versus Nasal Breathing on Dentofacial and Craniofacial Development in Orthodontic Patients. *The Laryngoscope* [interaktyvus], 2010, vol. 120, no. 10. pp. 2089-2093 [žiūrėta 2022-03-29]. ISSN 0023-852X. Prieiga per: <https://doi.org/10.1002/lary.20991>
14. CHAMBI-ROCHA, A., CABRERA-DOMÍNGUEZ, M.E. ir DOMÍNGUEZ-REYES, A. Breathing Mode Influence on Craniofacial Development and Head Posture. *Jornal De Pediatria*

- [interaktyvus], 2018, vol. 94, no. 2. pp. 123-130 [žiūrėta 2022-03-29]. ISSN 0021-7557. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/j.jpmed.2017.05.007>
15. ZHAO, Z. ir kt. Effects of Mouth Breathing on Facial Skeletal Development in Children: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BMC Oral Health* [interaktyvus], 2021, vol. 21, no. 1 [žiūrėta 2022-04-10]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01458-7>
  16. BASHEER, B. ir kt. Influence of Mouth Breathing on the Dentofacial Growth of Children: A Cephalometric Study. *Journal of International Oral Health* [interaktyvus], 2014, vol. 6, no. 6 [žiūrėta 2022-04-10]. Prieiga per: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25628484/>
  17. DAVIES, Andrew ir Carl MOORES. *The Respiratory System*. 2nd ed. Churchill Livingstone, 2010. ISBN 978-0-7020-3370-4.
  18. CLOUTIER, Michelle. *Respiratory Physiology*. 2nd ed. United States of America: Elsevier, 2018. ISBN 9780323595797.
  19. LEVITZKY, Michael G. *Pulmonary Physiology*. 9th ed. McGraw Hill, 2017. ISBN 9781260019346.
  20. LEW, Kristi. *Respiratory System (Amazing Human Body)*. Cavendish Square Publishing, 2009 ISBN 978-0761440420.
  21. ELDRIGE, Lynne. *Function and Disorders of the Alveoli: Tiny Sacs in the Lung that Exchange Oxygen and Carbon Dioxide* [interaktyvus]. 2021 [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://www.verywellhealth.com/what-are-alveoli-2249043>
  22. PANDIRAJAN, Kamashi. *Mechanics of Breathing* [interaktyvus]. 2021 [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://teachmephysiology.com/respiratory-system/ventilation/mechanics-of-breathing/>
  23. WILAmEd. *Respiratory Humidification: Basics* [interaktyvus]. n. d. [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://live.wilamed.de/Products/atemgasbefeuchtung-2/?lang=en>
  24. KANO, S. ir kt. Respiratory Monitoring by Ultrafast Humidity Sensors with Nanomaterials: A Review. *Sensors* [interaktyvus], 2022, vol. 22, no. 3. pp. 1251 [žiūrėta 2022-04-13]. ISSN 1424-8220. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s22031251>
  25. MASSARONI, C. ir kt. Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate. *Sensors* [interaktyvus], 2019, vol. 19, no. 4 [žiūrėta 2022-04-30]. ISSN 1424-8220. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s19040908>
  26. MANSOUR, E. ir kt. Measurement of Temperature and Relative Humidity in Exhaled Breath. *Sensors and Actuators. B, Chemical* [interaktyvus], 2020, vol. 304 [žiūrėta 2022-04-13]. ISSN 0925-4005. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2019.127371>
  27. CHARLTON, P.H., VILLARROEL, M. ir SALGUIERO, F. *Waveform Analysis to Estimate Respiratory Rate*. Springer International Publishing, 2016 [žiūrėta 2022-05-01]. Prieiga per: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-43742-2\\_26](https://doi.org/10.1007/978-3-319-43742-2_26)
  28. TAKAYAMA, A. ir kt. A Comparison of Methods to Count Breathing Frequency. *Respiratory Care* [interaktyvus], 2019, vol. 64, no. 5 [žiūrėta 2022-04-28]. ISSN 0020-1324. Prieiga per: <https://doi.org/10.4187/respcare.06451>
  29. LOCKETT, Eleesha ir Kirsten NUNEZ. *What is a Normal Respiratory Rate for Adults and Children?* [interaktyvus]. 2021 [žiūrėta 2022-05-07]. Prieiga per: <https://www.healthline.com/health/normal-respiratory-rate>
  30. HILL, Barry ir Sarah H. ANNESLEY. Monitoring Respiratory Rate in Adults. *British Journal of Nursing* [interaktyvus], 2020, vol. 29, no. 1. pp. 12-16 [žiūrėta 2022-04-29]. Prieiga per: <https://doi.org/10.12968/bjon.2020.29.1.12>

31. POPOV, T.A., KRALIMARKOVA, T.Z., LABOR, M. ir PLAVEC, D. The Added Value of Exhaled Breath Temperature in Respiratory Medicine. *Journal of Breath Research* [interaktyvus], 2017, vol. 11, no. 3 [žiūrėta 2022-04-13]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1088/1752-7163/aa7801>
32. LIU, H., ALLEN, J., ZHENG, ir CHEN, F. *Recent Development of Respiratory Rate Measurement Technologies* [interaktyvus]. IOP Publishing, 2019 [žiūrėta 2022-04-13]. ISBN 0967-3334. Prieiga per: <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab299e>
33. CHARLTON, P.H. ir kt. *Extraction of Respiratory Signals from the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Technical and Physiological Determinants* [interaktyvus]. IOP Publishing, 2017 [žiūrėta 2022-05-01]. ISBN 0967-3334. Prieiga per: <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aa670e>
34. AZUAJE, Francisco, Gari CLIFFORD ir Patrick MCSHARRY. *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Artech House, 2006. ISBN 9781580539678.
35. NITZAN, M., FAIB, I. ir FRIEDMAN, H. Respiration-Induced Changes in Tissue Blood Volume Distal to Occluded Artery, Measured by Photoplethysmography. *Journal of Biomedical Optics* [interaktyvus], 2006, vol. 11, no. 4 [žiūrėta 2022-05-01]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1117/1.2236285>
36. MEREDITH, D.J. ir kt. Photoplethysmographic Derivation of Respiratory Rate: A Review of Relevant Physiology. *Journal of Medical Engineering & Technology* [interaktyvus], 2012, vol. 36, no. 1. pp. 1-7 [žiūrėta 2022-05-01]. ISSN 0309-1902. Prieiga per: <https://doi.org/10.3109/03091902.2011.638965>
37. BERNTSON, G.G., CACIOPPO, J.T. ir QUIGLEY, K.S. Respiratory Sinus Arrhythmia: Autonomic Origins, Physiological Mechanisms, and Psychophysiological Implications. *Psychophysiology* [interaktyvus], 1993, vol. 30, no. 2. pp. 183-196 [žiūrėta 2022-0-01]. ISSN 0048-5772. Prieiga per: <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1993.tb01731.x>
38. CHARLTON, P.H. ir kt. Breathing Rate Estimation from the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [interaktyvus], 2018, vol. 11. pp. 2-20 [žiūrėta 2022-05-01]. ISSN 1937-3333. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/RBME.2017.2763681>
39. KODAMA, R., TERADA, T. ir TSUKAMOTO, M. Evaluation on Context Recognition using Temperature Sensors in the Nostrils. *MDPI AG* [interaktyvus], 2019 [žiūrėta 2022-02-19]. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s19071528>
40. KAHANA-ZWEIG, R. ir kt. Measuring and Characterizing the Human Nasal Cycle. *Public Library of Science (PLoS)* [interaktyvus], 2016 [žiūrėta 2022-02-19]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0162918>
41. DAIANA DA COSTA, T. ir kt. Breathing Monitoring and Pattern Recognition with Wearable Sensors. *IntechOpen* [interaktyvus], 2019 [žiūrėta 2022-02-19]. Prieiga per: <https://doi.org/10.5772/intechopen.85460>
42. AKRE, H. ir kt. Internal Thermistors in Differentiating between Oral and Nasal Breathing during Sleep. *Acta Oto-Laryngologica* [interaktyvus], 1999, vol. 119, no. 8. pp. 934-938 [žiūrėta 2022-02-19]. ISSN 0001-6489. Prieiga per: <https://doi.org/10.1080/00016489950180315>
43. SABIL, A. ir kt. Comparison of Apnea Detection using Oronasal Thermal Airflow Sensor, Nasal Pressure Transducer, Respiratory Inductance Plethysmography and Tracheal Sound Sensor. *Journal of Clinical Sleep Medicine: JCSM : Official Publication of the American Academy of Sleep Medicine* [interaktyvus], 2019, vol. 15, no. 2, pp. 285-292 [žiūrėta 2022-02-9]. ISSN 1550-9397. Prieiga per: <https://doi.org/10.5664/jcsm.7634>

44. NGUYEN, T. ir ICHIKI, M. MEMS-Based Sensor for Simultaneous Measurement of Pulse Wave and Respiration Rate. *Sensors* [interaktyvus], 2019, vol. 19, no. 22 [žiūrėta 2022-02-19]. ISSN 1424-8220. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s19224942>
45. YOO, W. ir kt. Development of Respiration Sensors using Plastic Optical Fiber for Respiratory Monitoring Inside MRI System. *Journal of the Optical Society of Korea* [interaktyvus], 2010, vol. 14, no. 3, pp. 235-239 [žiūrėta 2022-02-20]. ISSN 1226-4776. Prieiga per: <https://doi.org/10.3807/JOSK.2010.14.3.235>
46. JIANG, P., ZHAO, S. ir ZHU, R. Smart Sensing Strip using Monolithically Integrated Flexible Flow Sensor for Noninvasively Monitoring Respiratory Flow. *Sensors* [interaktyvus], 2015, vol. 15, no. 12, pp. 31738-31750 [žiūrėta 2022-02-20]. ISSN 1424-8220. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s151229881>
47. BASRA, A., MUKHOPADHAYAY, B. ir KAR, S. Temperature Sensor Based Ultra Low Cost Respiration Monitoring System. *IEEE* [interaktyvus], 2017 [žiūrėta 2022-02-20]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/COMSNETS.2017.7945448>
48. CURRAN, K., YUAN, P. ir COYLE, D. Using Acoustic Sensors to Discriminate between Nasal and Mouth Breathing. *International Journal of Bioinformatics Research and Applications* [interaktyvus], 2012, vol. 8, no. 5-6, pp. 382-396 [žiūrėta 2022-02-20]. ISSN 1744-5485. Prieiga per: <https://doi.org/10.1504/IJBRA.2012.049623>
49. HUANG, Z., WANG, W. ir HAAN, G. D. Nose Breathing Or Mouth Breathing A Thermography-Based New Measurement for Sleep Monitoring. *IEEE* [interaktyvus], 2021 [žiūrėta 2022-02-24]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/CVPRW53098.2021.00430>
50. ARLOTTO, P., GRIMALDI, M., NAECK, R. ir GINOUX, J. An Ultrasonic Contactless Sensor for Breathing Monitoring. *Sensors* [interaktyvus], 2014, vol. 14, no. 8, pp. 15371-15386 [žiūrėta 2022-02-24]. ISSN 1424-8220. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s140815371>
51. YUNYOUNG Nam, REYES, B.A. ir CHON, K.H. Estimation of Respiratory Rates using the Built-in Microphone of a Smartphone Or Headset. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [interaktyvus], 2016, vol. 20, no. 6, pp. 1493-1501 [žiūrėta 2022-02-24]. ISSN 2168-2194. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/JBHI.2015.2480838>
52. GANNON, Mark D. Breathing Detection/Confirmation Device [interaktyvus]. JAV patentas, US7052470B2. 2006-05-30 [žiūrėta 2022-02-24]. Prieiga per: <https://patents.google.com/patent/US7052470>
53. CURTI, James N., Kyle L. ADRIANCE ir Eric C. LAND. Adaptive Temperature Sensor for Breath Monitoring Device [interaktyvus]. JAV patentas, US 2009/0306528 A1. 2009-12-10 [žiūrėta 2022-02-24]. Prieiga per: <https://patents.google.com/patent/US20090306528>
54. FRANK, Ari M., Gil THIEBERGER ir Arie TZVIELI. Identify the Dominant Nostril using Thermal Measurements [interaktyvus]. JAV patentas, US 2018/0092547 A1. 2018-04-05 [žiūrėta 2022-02-24]. Prieiga per: <https://patents.google.com/patent/US20180092547A1/en>
55. STMicroelectronics. *STM32L432KC Data Sheet* [interaktyvus]. STMicroelectronics, 2018 [žiūrėta 2022-11-26]. Prieiga per: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32l432kc.pdf>
56. Freescale Semiconductor. *MMA7361L Data Sheet* [interaktyvus]. Freescale Semiconductor, 2008 [žiūrėta 2022-11-26]. Prieiga per: <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MMA7361L.pdf>
57. Murata Manufacturing. *NXFT15XH103FA2B140 Data Sheet* [interaktyvus]. Murata Manufacturing, 2022 [žiūrėta 2022-11-16]. Prieiga per: <https://eu.mouser.com/datasheet/2/281/1/NXFT15XH103FA2B140-2936872.pdf>

58. HJORTH, B. EEG Analysis Based on Time Domain Properties. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [interaktyvus], 1970, vol. 29, no. 3. pp. 306-310 [žiūrėta 2023-03-18]. ISSN 0013-4694. Prieiga per: [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(70\)90143-4](https://doi.org/10.1016/0013-4694(70)90143-4)
59. COCCONCELLI, M., STROZZI, M., CAVALAGLIO CAMARGO MOLANO, J. ir RUBINI, R. Detectivity: A Combination of Hjorth's Parameters for Condition Monitoring of Ball Bearings. *Mechanical Systems and Signal Processing* [interaktyvus], 2022, vol. 164. pp. 108247 [žiūrėta 2023-03-18]. ISSN 0888-3270. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/j.ymssp.2021.108247>
60. RICHMAN, J.S. ir MOORMAN, J.R. Physiological Time-Series Analysis using Approximate Entropy and Sample Entropy. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* [interaktyvus], 2000, vol. 278, no. 6. pp. H2039-H2049 [žiūrėta 2023-03-20]. ISSN 0363-6135. Prieiga per: <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>
61. KOSCIESSA, J.Q., KLOOSTERMAN, N.A. ir GARRETT, D.D. Standard Multiscale Entropy Reflects Neural Dynamics at Mismatched Temporal Scales: What's Signal Irregularity Got to do with it?. *PLOS Computational Biology* [interaktyvus], 2020, vol. 16, no. 5. pp. 1-39 [žiūrėta 2023-05-17]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1007885>
62. RICHMAN, J.S., LAKE, D.E. ir MOORMAN, J.R. Sample Entropy. *Methods in Enzymology* [interaktyvus], 2004, vol. 384. pp. 172-184 [žiūrėta 2023-05-17]. ISSN 0076-6879. Prieiga per: [https://doi.org/10.1016/S0076-6879\(04\)84011-4](https://doi.org/10.1016/S0076-6879(04)84011-4)
63. MOHANTY, N., JOHN, A.L., MANMATHA, R. and RATH, T.M. Chapter 10 - Shape-Based Image Classification and Retrieval. *Handbook of Statistics* [interaktyvus], 2013, vol. 31. pp. 249-267 [žiūrėta 2023-04-22]. ISSN 0169-7161. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53859-8.00010-2>
64. DIETTERICH, T. G. ir BAKIRI, G. Solving multiclass learning problems via error-correcting output codes. *Journal of Artificial Intelligence Research* [interaktyvus], 1995, vol. 2, pp. 263–286 [žiūrėta 2023-04-22]. Prieiga per: <https://doi.org/10.1613/jair.105>
65. KUNCHEVA, L.I. *Classifier Selection. In Combining Pattern Classifiers.* 2004 [interaktyvus], pp. 189-202 [žiūrėta 2023-04-22]. ISBN 9780471660262. Prieiga per: <https://doi.org/10.1002/0471660264.ch6>
66. REFAEILZADEH, P., TANG, L. ir LIU, H. Encyclopedia of Database Systems L. LIU ir M.T. ÖZSU eds., Boston, MA: Springer US [interaktyvus], 2009 *Cross-Validation*, pp. 532-538 [žiūrėta 2023-04-23]. ISBN 978-0-387-39940-9. Prieiga per: [https://doi.org/10.1007/978-0-387-39940-9\\_565](https://doi.org/10.1007/978-0-387-39940-9_565)
67. COHEN, J. A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. *Educational and Psychological Measurement* [interaktyvus], 1960, vol. 20, no. 1, pp. 37–46 [žiūrėta 2023-04-25]. ISSN 0013-1644. Prieiga per: <https://doi.org/10.1177/001316446002000104>
68. SIM, J. ir WRIGHT, C.C. The Kappa Statistic in Reliability Studies: Use, Interpretation, and Sample Size Requirements. *Physical Therapy* [interaktyvus], 2005, vol. 85, no. 3. pp. 257-268 [žiūrėta 2023-04-25]. ISSN 0031-9023. Prieiga per: <https://doi.org/10.1093/ptj/85.3.257>
69. HINTZE, J.L. ir NELSON, R.D. Violin Plots: A Box Plot-Density Trace Synergism. *The American Statistician* [interaktyvus], 1998, vol. 52, no. 2. pp. 181-184 [žiūrėta 2023-04-26]. ISSN 0003-1305. Prieiga per: <https://doi.org/10.2307/2685478>
70. TIWARI, A. Artificial Intelligence and Machine Learning for EDGE Computing R. PANDEY, S.K. KHATRI, N.k. SINGH ir P. VERMA eds., Academic Press, 2022 *Chapter 2 - Supervised Learning: From Theory to Applications* [interaktyvus], pp. 23-32 [žiūrėta 2023-05-05]. ISBN 9780128240540. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824054-0.00026-5>

## Priedai

### 1 priedas. NBC 2023 konferencijos straipsnio kopija

Straipsnis tema „A Prototype Device For Continuous Monitoring Of Breathing Mode: Nasal Versus Mouth“ bus pristatytas 19-ojoje Šiaurės ir Baltijos šalių biomedicinos inžinerijos ir medicinos fizikos konferencijoje (NBC 2023), kurią organizuoja Tarptautinė medicininės ir biologinės inžinerijos federacija (IFMBE). Konferencija vyks Liepojos mieste, Latvijoje 2023 m. birželio 12-14 d.

#### A Prototype Device For Continuous Monitoring Of Breathing Mode: Nasal Versus Mouth

Lukas Pipiras<sup>1</sup>[0009-0001-1687-9115], Vaidotas Marozas<sup>1,2</sup>[0000-0002-6879-5845]

<sup>1</sup> Department of Electronics Engineering, Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania

<sup>2</sup> Biomedical Engineering Institute, Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania  
lukas.pipiras@ktu.edu

**Abstract.** Breathing is one of the important physiological processes that can occur through the nose or the mouth. Namely, frequent breathing through the mouth can become a bad habit that can cause various difficult-to-cure diseases. As a result, such a breathing habit should be detected as early as possible to change or cure it. A device with discrete and real-time feedback might be helpful in the formation of the right breathing habits.

This paper describes the development of a device for continuous monitoring of the breathing mode that can effectively detect and differentiate between nasal and mouth breathing, providing valuable information on breathing patterns. Assessment of the mode is based on the analysis of Hjorth and sample entropy parameters derived from temperature and acceleration signals. A data registration protocol was developed and a database of 43 examples in nasal, mouth, and speech modes was recorded.

The results of this pilot study demonstrate that the device can detect nasal and mouth breathing cycles for continuous monitoring of breathing mode using NTC thermistors with a magnetic holder and sample entropy as the parameter. However, future development is necessary to achieve device miniaturization and algorithmic accuracy to discern speech from mouth breathing in long-term continuous monitoring.

**Keywords:** Respiration, sensors, temperature, accelerometer, Hjorth parameters, sample entropy

### 1 Introduction

Breathing is crucial for life and can occur through the nose or mouth. Habitual mouth breathing can cause challenging conditions such as halitosis, ear infections, fatigue, and sleep disturbances. Children are especially vulnerable to negative effects, including dental issues, reduced blood oxygen, attention disorders, hyperactivity, and jaw development problems, often requiring complex surgical treatment [1]. Mouth breathing also affects skull formation, leading to structural changes such as narrow upper jaws and protruding front teeth, while breathing through the nose fosters proper skull growth [2]. A study on children found a strong correlation between mouth breathing and severe halitosis, with 57.1% of the 35 children studied exhibiting halitosis

of grades 3 and 4 [3]. Diagnosing and treating long-term breathing mode issues requires the use of unobtrusive technology.

There are several methods suitable for differentiation between breathing through the mouth and breathing through the nose. In a study by Curran et al. [4], an acoustic sensor was used to classify nasal and mouth breathing. The study showed that a system with such sensors can detect the type of breathing with 90% accuracy [4]. However, the results were not as good when dealing with breath patterns that are mixed. Huang et al. [5] employed thermography to distinguish between mouth and nose breathing by analyzing the relative temperature differences in different facial regions during sleep [5]. Another study with favorable results was carried out by Akre et al. [6], where internal thermistors positioned in the epipharynx, oropharynx, and hypopharynx were used to differentiate between nasal and oral breathing during sleep. The sensors were placed deep in the respiratory tract, so it is not comfortable for the user and thus not suitable for long-term wear. Other less invasive methods such as respiratory plethysmography [7] or respiratory impedance plethysmography [8] were considered for continuous, long-term monitoring of breathing rate. However, these methods cannot distinguish between nasal and mouth breathing.

In order to address the issue of wearability during ambulation, an innovative device has been developed that includes an external thermistor with a magnetic holder and a relevant signal-processing algorithm. This device allows for continuous monitoring of breathing mode and effectively detects and differentiates between nasal and mouth breathing, providing valuable insights into breathing patterns.

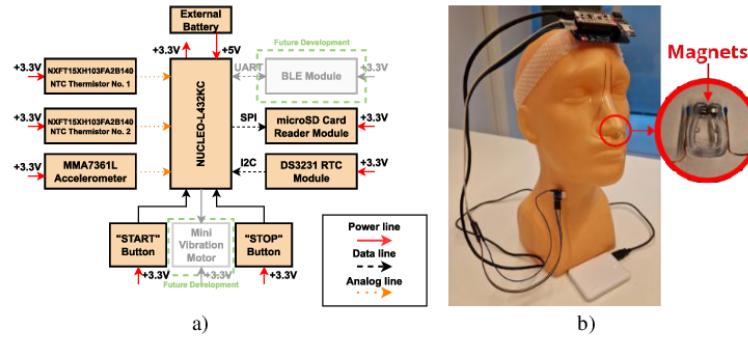
## 2 Material and Methods

### 2.1 Device, Acquisition Protocol, and Signals

To monitor the human breathing process and determine whether breathing occurs through the nose or mouth, a monitoring system comprising multiple sensors capable of monitoring several main breathing indicators simultaneously is required. Two NXFT15XH103FA2B140 NTC thermistors from Murata Electronics are used to track temperature changes in both nostrils. These thermistors are attached to a magnetic holder, while an MMA7361L XYZ-axis accelerometer from Freescale Semiconductor is used to record the z-axis acceleration on the human chest. The STM32 NUCLEO-L432KC development board from STMicroelectronics is used to control the general prototype device. The device is powered by a 5 Ah power bank, and data are stored on a microSD card. In addition, an external DS3231 Real-Time Clock module from Analog Devices Inc./Maxim Integrated is used for real-time recording.

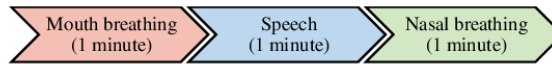
The block diagram and real implementation of the prototype device for continuous monitoring of breathing mode are shown in Fig. 1.





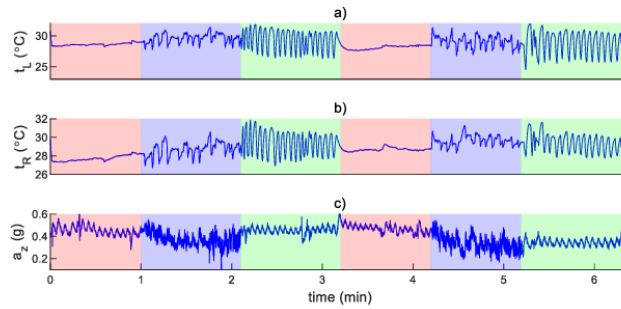
**Fig. 1.** A prototype: a) block diagram; b) implementation.

Data from 5 healthy participants were collected for a biomedical signal database. The protocol, as shown in Fig. 2, was repeated ten times for 30 minutes each, resulting in 50 examples per mode. However, due to signal quality issues, only 43 examples were suitable for analysis. The database includes temperature signals from the right and left nostrils and a z-axis acceleration signal from neck movements during breathing, all of which were sampled at 30 Hz.



**Fig. 2.** Data acquisition protocol

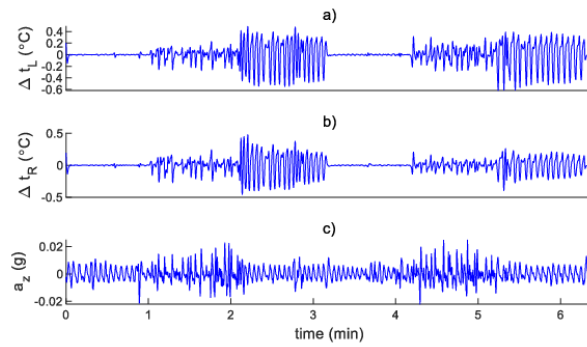
The illustration of raw signals is shown in Fig. 3.



**Fig. 3.** Example of raw data registered with NTC thermistors and acceleration: a) right nostril; b) left nostril; c) acceleration on the z-axis. Red area – mouth breathing, blue area – speech, green area – nasal breathing

## 2.2 Signal Processing Algorithm

The recorded signal processing involves two stages: signal pre-processing and estimation of signal features (parameters). The signals were pre-processed using a 2nd-order high-pass (HP) and low-pass (LP) IIR Butterworth filter. The LP filter was used with a lower cutoff frequency of 0.08 Hz to minimize signal noise and remove baseline wander. On the other hand, the HP filter was set with a cutoff frequency of 10 Hz to ensure a good ratio of high-frequency noise rejection and speech detection in the recorded signals. The preprocessed signals, displayed in Figure 4, were then used for the estimation of Hjorth and sample entropy parameters.



**Fig. 4.** Filtered NTC thermistors and z-axis acceleration signals: a) left nostril; b) right nostril; c) z-axis acceleration.

Hjorth parameters are statistical measures commonly used in signal processing capable to represent signal regularity. They were introduced by Bo Hjorth [9] and are easy to compute, and suitable for real-time implementation in a microcontroller, making them a popular choice for analyzing a wide range of signals and applications [10]. In this study, the *Activity*, *Mobility*, and *Complexity* parameters were investigated to monitor three different conditions during breathing: nasal breathing, mouth breathing, and speech. These conditions were chosen because of their relevance to respiratory and speech-related disorders. The first Hjorth parameter, known as *Activity*, refers to the variance of the amplitude of the signal  $y(t)$ . It can be calculated:

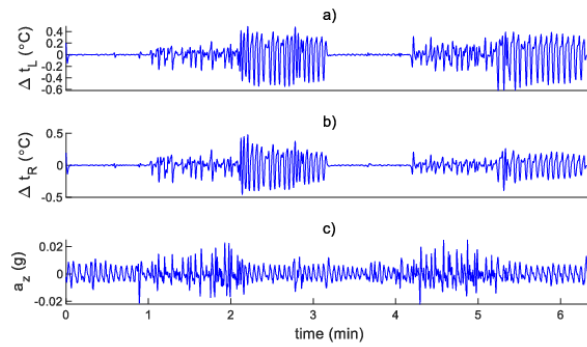
$$Activity(y(t)) = \sigma^2(y(t)) \quad (1)$$

In addition to *Activity*, the *Mobility* parameter is another commonly used measure in signal processing. It is a measure of the rate at which a signal changes over time and can provide valuable information about the dynamics of the underlying system:

$$Mobility(y(t)) = \sqrt{\frac{Activity(y')}{Activity(y)}} \quad (2)$$

## 2.2 Signal Processing Algorithm

The recorded signal processing involves two stages: signal pre-processing and estimation of signal features (parameters). The signals were pre-processed using a 2nd-order high-pass (HP) and low-pass (LP) IIR Butterworth filter. The LP filter was used with a lower cutoff frequency of 0.08 Hz to minimize signal noise and remove baseline wander. On the other hand, the HP filter was set with a cutoff frequency of 10 Hz to ensure a good ratio of high-frequency noise rejection and speech detection in the recorded signals. The preprocessed signals, displayed in Figure 4, were then used for the estimation of Hjorth and sample entropy parameters.



**Fig. 4.** Filtered NTC thermistors and z-axis acceleration signals: a) left nostril; b) right nostril; c) z-axis acceleration.

Hjorth parameters are statistical measures commonly used in signal processing capable to represent signal regularity. They were introduced by Bo Hjorth [9] and are easy to compute, and suitable for real-time implementation in a microcontroller, making them a popular choice for analyzing a wide range of signals and applications [10]. In this study, the *Activity*, *Mobility*, and *Complexity* parameters were investigated to monitor three different conditions during breathing: nasal breathing, mouth breathing, and speech. These conditions were chosen because of their relevance to respiratory and speech-related disorders. The first Hjorth parameter, known as *Activity*, refers to the variance of the amplitude of the signal  $y(t)$ . It can be calculated:

$$Activity(y(t)) = \sigma^2(y(t)) \quad (1)$$

In addition to *Activity*, the *Mobility* parameter is another commonly used measure in signal processing. It is a measure of the rate at which a signal changes over time and can provide valuable information about the dynamics of the underlying system:

$$Mobility(y(t)) = \sqrt{\frac{Activity(y')}{Activity(y)}} \quad (2)$$

The third Hjorth parameter, Complexity, is another measure that can provide valuable information about the dynamics of the underlying system. It is calculated using formula (3), which describes the relationship between the Mobility of the time derivative of the signal  $y'(t)$  and the Mobility of the signal  $y(t)$  itself [9]:

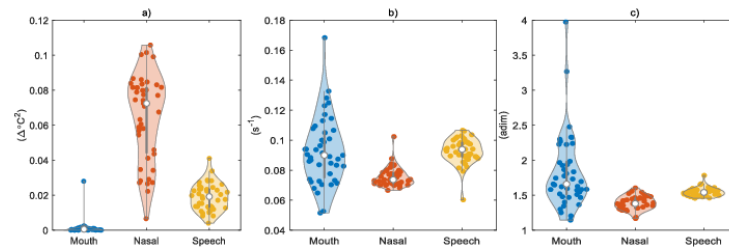
$$Complexity(y(t)) = \frac{Mobility(y'(t))}{Mobility(y(t))} \quad (3)$$

The sample entropy [11] parameter was also used to analyze breathing under three different conditions. Unlike traditional methods that require large amounts of data to reliably measure complexity, sample entropy was specifically proposed for handling short and noisy time series data [11]. It's less sensitive to changes in amplitude and more focused on the structure within the data. The value ranges from 0 to infinity, with lower values indicating greater regularity and higher values indicating greater complexity or randomness. It was hypothesized here that sample entropy is able to discriminate among nasal, mouth, and speech signals taking into account decreasing regularity of nasal temperature and accelerometer signals.

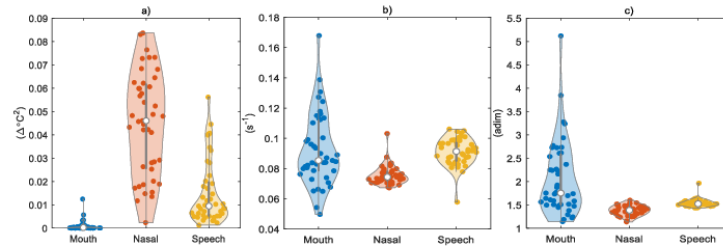
The results for various parameters were visually presented and analyzed using violin plots, which combine the summary statistics of a box plot with the density estimation of a kernel density plot. To assess normality, the Lilliefors test was employed on the data, and to evaluate statistical differences between the parameters, a multiple comparison based on the nonparametric Friedman's test was utilized.

### 3 Results and discussion

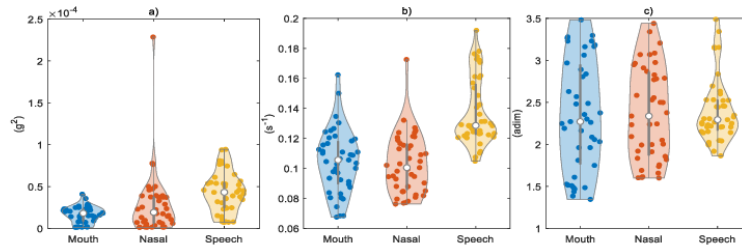
The Hjorth activity, mobility, complexity, and sample entropy parameters were analysed to investigate the statistical difference between the parameters mentioned during three different modes of breathing, mouth breathing, nasal breathing, and speech. Violin diagrams illustrating the analyzed parameters are shown in Figures 5-8.



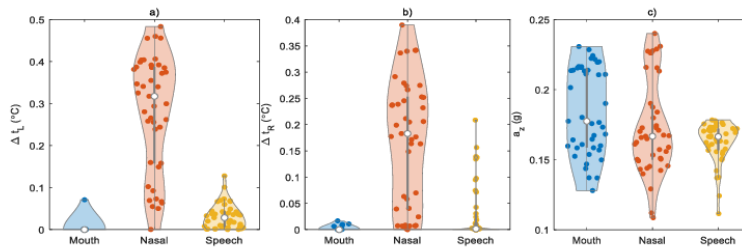
**Fig. 5.** The violin plots of the left nostril signal Hjorth parameters: a) Activity; b) Mobility; c) Complexity.



**Fig. 6.** The violin plots of the right nostril signal Hjorth parameters: a) Activity; b) Mobility; c) Complexity.



**Fig. 7.** The violin plots of the z-axis acceleration signal Hjorth parameters: a) Activity; b) Mobility; c) Complexity.



**Fig. 8.** The boxplots of the calculated signals sample entropy: a) left nostril; b) right nostril; c) z-axis acceleration.

The violin diagrams show that the parameters presented in figures Fig. 5 a), Fig. 6 a), Fig. 8 a), and Fig. 8 b) have the least overlap; therefore, it can be assumed that these particular parameters are the most suitable for differentiating the mouth, nasal, and speech breathing modes.

The Lilliefors test has revealed that not all analyzed data groups followed a Gaussian distribution. Only the data groups for the Hjorth Mobility parameter of the left and right nostrils showed a Gaussian distribution, and therefore ANOVA statistical analysis was

performed on these two data groups. For the remaining groups, the Friedman non-parametric statistical test was used to determine any statistical differences in the calculated Hjorth and sample entropy parameters among the three different breathing conditions.

Multiple comparisons were made between the MB-NB, MB-SP, and NB-SP groups, with a significance level set at 0.01. Table 1 provides a summary of the calculated  $p$ -values that estimate the statistical differences between the selected groups.

The results indicate that the Hjorth Activity and sample entropy parameters of the left and right nostril temperature signals exhibit high statistical significance. In contrast, all parameters derived from the z-axis acceleration signal show little statistical significance, suggesting that the accelerometer sensor does not provide useful information. These findings are significant for future device development and sensor selection. For example, the results suggest that a single magnetic nasal temperature sensor can differentiate between three different modes of breathing.

**Table 1.** Calculated  $p$ -values between compared groups

Parameter	$p$ -values		
	MB-NB	MB-SP	NB-SP
Left nostril (Activity)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
Left nostril (Mobility)	< 0.01	1	< 0.01
Left nostril (Complexity)	< 0.01	0.995	< 0.01
Right nostril (Activity)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
Right nostril (Mobility)	< 0.01	1	< 0.01
Right nostril (Complexity)	< 0.01	0.393	< 0.01
z-axis acceleration (Activity)	0.200	< 0.01	< 0.01
z-axis acceleration (Mobility)	1	< 0.01	< 0.01
z-axis acceleration (Complexity)	1	1	0.706
Left nostril (sample entropy)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
Right nostril (sample entropy)	< 0.01	< 0.01	< 0.01
z-axis acceleration (sample entropy)	0.587	0.156	1

In addition, some of the recorded left and right nostrils temperature signals showed amplitude differences between the nostrils (see Fig. 4 a), b)). These differences could be due to breathing problems and the nasal septum. In future tests, information about the current health conditions of the subjects should be obtained and evaluated.

The study has a few limitations. First, in the pilot study, only a small amount of data was collected, which can limit the generalizability of the results and may not be representative of the larger population. Second, the lack of clinical validation in this study makes it uncertain whether the proposed system can be used effectively to detect a patient's long-term breathing patterns. However, this is the first study proposing a concept system for long-term monitoring of the breathing mode with the potential to be developed as a useful tool to help patients in changing their habits of breathing mode from mouth to nose.

## 4 Conclusions

The magnetic nasal sensor provides reliable monitoring of temperature fluctuations in the nostrils, and, when combined with the sample entropy and Hjorth Activity parameters, shows statistically significant differences among nasal and mouth breathing modes, as well as speech. In the future, to improve the device's usability, it will be redesigned as a necklace and tested in diverse populations and contexts. A real-time detection algorithm would also be useful in providing immediate feedback to the user.

## References

1. Jefferson, Y.: Mouth breathing: adverse effects on facial growth, health, academics, and behavior. *General Dentistry* 58(1), 18–80 (2010).
2. Harari, D. et al.: The Effect of Mouth Breathing Versus Nasal Breathing on Dentofacial and Craniofacial Development in Orthodontic Patients. *The Laryngoscope* 120(10), 2089-2093 (2010).
3. Motta, L. J. et al.: Association between halitosis and Mouth Breathing in Children. *Clinics* 66(6), 939-942 (2011).
4. Curran, K, Yuan, P., and Coyle, D.: Using Acoustic Sensors to Discriminate between Nasal and Mouth Breathing. *International Journal of Bioinformatics Research and Applications* 8(5-6), 382-396 (2012).
5. Huang, Z., Wang, W., and Haan, G. D.: Nose Breathing Or Mouth Breathing A Thermography-Based New Measurement for Sleep Monitoring. Paper presented at the - 2021 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), 3877-3883 (2021).
6. Akre, H. et al.: Internal Thermistors in Differentiating between Oral and Nasal Breathing during Sleep. *Acta Oto-Laryngologica* 119(8), 934-938 (1999).
7. Miller, K.M. et al.: Long-term tolerability of capnography and respiratory inductance plethysmography for respiratory monitoring in pediatric patients treated with patient-controlled analgesia. *Paediatr Anaesth* 25, 1054-1059 (2015).
8. Iqbal, T. et al.: Photoplethysmography-Based Respiratory Rate Estimation Algorithm for Health Monitoring Applications. *J. Med. Biol. Eng.* 42, 242–252 (2022).
9. Hjorth, B., Elema-Schönander, AB.: EEG analysis based on time domain properties. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 29(3), 306–310 (1970).
10. Cocconcelli, M. et al: Detectivity: A Combination of Hjorth's Parameters for Condition Monitoring of Ball Bearings. *Mechanical Systems and Signal Processing* 164, 108247 (2022).
11. Richman, J. S., Moorman, J. R.: Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 278(6), H2039–H2049 (2000).