



**Kauno technologijos universitetas**

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Kvėpavimo rezonansiniu dažniu grįsta streso valdymo sistema  
su biologiniu grįžtamuju ryšiu**

Baigiamasis magistro projektas

---

**Mantas Rinkevičius**

Projekto autorius

**Prof. dr. Vaidotas Marozas**

Vadovas

---

**Kaunas, 2021**



**Kauno technologijos universitetas**

Elektros ir elektronikos fakultetas

# **Kvėpavimo rezonansiniu dažniu grįsta streso valdymo sistema su biologiniu grįžtamuoju ryšiu**

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (6211EX002)

---

**Mantas Rinkevičius**

Projekto autorius

**Prof. dr. Vaidotas Marozas**

Vadovas

**Prof. dr. Linas Svilainis**

Recenzentas

---

**Kaunas, 2021**



**Kauno technologijos universitetas**

Elektros ir elektronikos fakultetas

Mantas Rinkevičius

## **Kvėpavimo rezonansiniu dažniu grįsta streso valdymo sistema su biologiniu grįžtamoju ryšiu**

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.

Mantas Rinkevičius

*Patvirtinta elektroniniu būdu*

Rinkevičius, Mantas. Kvėpavimo rezonansiniu dažniu grįsta streso valdymo sistema su biologiniu grįžtamoju ryšiu. Magistro baigiamasis projektas / vadovas prof. dr. Vaidotas Marozas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

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

Reikšminiai žodžiai: fotopletizmografija, pulsinės bangos parametras, stresas, gilusis kvėpavimas, kvėpavimo rezonansinis dažnis.

Kaunas, 2021. 46 p.

### Santrauka

Stresas yra ganėtinai dažna sveikatos problema, susijusi su didesniu sergamumu ir mirštamumu nuo širdies ir kraujagyslių ligų. Jam įvertinti dažniausiai naudojami širdies ritmo variabilumo parametrai. Tačiau pastariesiems apskaičiuoti reikia ilgo laiko lango, o tai lemia didelį vėlinimą grįžtamojo ryšio sistemoje ir kitus nepatogumus sistemos vartotojui. Šiame darbe siūloma naudoti alternatyvius, greičiau kintančius streso lygio žymenis, įvertinamus fotopletizmogramos (FPG) signaluose. Stresui valdyti ir mažinti biologinis grįžtamasis ryšys galėtų būti pritaikomas kaip lėtasis gilusis kvėpavimas rezonansiniu dažniu.

Šiame darbe įvertinti septyni demoduluoto FPG signalo pulsinės bangos parametrai – FPG impulso sistolinis ir diastolinis plotai  $A_s$  ir  $A_d$ , nuolydžio koeficientai  $S_{b-c}$  ir  $S_{b-d}$ , laiko intervalai  $T_{a-b}$ ,  $T_{b-c}$  ir  $T_{b-d}$ . Taip pat papildomai apskaičiuoti FPG signalo pulsinės amplitudės variavimas  $PAV$  ir impulso trukmė  $PP$ . Kvėpavimo dažnis apskaičiuotas remiantis FPG signalų analize. Parametrų psichofiziologinei reakcijai į patiriamą trumpalaikį fizinį stresą ir gilųjį kvėpavimą ištirti užregistruota 51 tiriamojo signalų duomenų bazė. Tiriamiesiems asmenims stresas sukeltas panaudojant šalčio sukėlimo testą. Signalai užregistruoti Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos instituto darbuotojų sukurtu prietaisu „Nautilus 2.0“.

Atlikus FPG signalo parametrų statistinę analizę nustatyta, kad fiziniam stresui ir kvėpavimui jautriausias yra pulsinės amplitudės variavimo parametras  $PAV$  (Cohen'o  $d$  vertės – 1,444; 1,129; 1,030). Todėl biologinį grįžtamąjį ryšį sistemoje būtų galima įgyvendinti remiantis būtent šiuo parametru su galimybe papildomai sekti kitus signalo parametrus. Tokio tipo streso valdymo sistema potencialai padėtų mažinti fizinio streso sukeltą skausmą, kurį dažnai jaučia sunkias fizines traumas patyrę asmenys. Įgyvendintas ganėtinai tikslus kvėpavimo rezonansinio dažnio vertinimo algoritmas (mediana - 6,229 kart./min). Tačiau reiktų paminėti, kad giliojo kvėpavimo įtaką FPG signalo parametrams ateityje būtų galima ištirti išsamiau, nes ne visi parametrai jautriai sureagavo į giliojo kvėpavimo stimulą. Galbūt būtų galima padidinti giliojo kvėpavimo fazės trukmę, koreguoti įkvėpimo, iškvėpimo ir sulaikymo periodus arba iškvėpimą atlikti atvira burna.

Rinkevičius, Mantas. Stress Management System Based on Resonant Frequency of Respiration with Biological Feedback. Master's Final Degree Project / supervisor Prof. Dr. Vaidotas Marozas; Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

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

Keywords: photoplethysmography, pulse wave feature, stress, deep breathing, respiratory resonant frequency.

Kaunas, 2021. 46 p.

### Summary

Stress is a fairly common health problem associated with increased morbidity and mortality from cardiovascular disease. Parameters of heart rate variability are most commonly used to evaluate it. However, the evaluation of these parameters requires a long time window, which leads to long time delays in feedback system and other inconveniences for user of system. In this work, it is proposed to use alternative, faster-changing stress level markers evaluated from photoplethysmogram (PPG) signals. In order to manage and reduce stress, biological feedback could be applied as slow deep breathing at the resonant frequency.

In this work, seven pulse wave features of demodulated PPG signal were evaluated – systolic and diastolic areas of PPG pulse  $A_s$  and  $A_d$ , slope coefficients  $S_{b-c}$  and  $S_{b-d}$ , time intervals  $T_{a-b}$ ,  $T_{b-c}$  and  $T_{b-a}$ . In addition, the pulse amplitude variability  $PAV$  of PPG signal and pulse duration  $PP$  were estimated. Respiratory frequency was calculated based on the analysis of PPG signals. A database of signals from 51 subject was registered to investigate the psychophysiological response of the features to the short-term physical stress and deep breathing. Subjects were stressed using a cold pressor test. The signals were registered with the device "Nautilus 2.0" developed by the staff of the Institute of Biomedical Engineering of Kaunas University of Technology.

Statistical analysis of PPG signal parameters revealed that the most physical stress and breathing sensitive parameter is the pulse amplitude variability  $PAV$  (Cohen's  $d$  values – 1,444; 1,129; 1,030). Therefore, biological feedback in the system could be implemented based on this parameter with the possibility to additionally monitor other signal parameters. This type of stress management system has a potential to help reduce a pain caused by physical stress, which is often felt by people who have experienced severe physical injuries. A rather accurate algorithm for estimation of the respiratory resonant frequency has been implemented (median - 6,229 breaths/min). However, the influence of deep breathing on pulse wave features of PPG signal should be investigated in more details in the future, because not all parameters responded sensitively to the stimulus of deep breathing. It may be possible to increase the duration of deep breathing phase, adjust inhalation, exhalation, and holdup periods, or perform exhalation with the mouth open.

## Turinys

<b>Įvadas</b> .....	<b>7</b>
<b>1. Literatūros analizė</b> .....	<b>9</b>
1.1. Lėtasis gilusis kvėpavimas rezonansiniu dažniu .....	9
1.2. Kvėpavimu grįsti streso valdymo technologiniai sprendimai .....	13
1.3. Biologinio grįžtamojo ryšio įgyvendinimo metodai.....	17
1.3.1. Širdies ritmo variabilumo parametrų analizė .....	17
1.3.2. Fotopletizmogramos signalo parametrų analizė .....	21
1.4. Literatūros analizės apibendrinimas .....	22
<b>2. Tyrimo metodai</b> .....	<b>23</b>
2.1. Tyrimo protokolas ir duomenys .....	23
2.2. Streso lygio biologinio grįžtamojo ryšio vertinimo algoritmas.....	24
2.2.1. Signalų pirminis apdorojimas.....	25
2.2.2. Signalų amplitudės demoduliacija.....	26
2.2.3. Impulsų atpažinimas.....	27
2.2.4. Išvestinių skaičiavimas skaitmeniniais filtrais.....	29
2.2.5. Pulsinės bangos parametrų įvertinimas.....	30
2.3. Kvėpavimo dažnio biologinio grįžtamojo ryšio vertinimo algoritmas.....	31
2.3.1. PP intervalų sekos sudarymas.....	32
2.3.2. Dažnio moduliacijos dedamosios išskyrimas.....	32
2.3.3. Kvėpavimo dažnio įvertinimas.....	33
2.4. Statistinės analizės metodai.....	34
<b>3. Rezultatai</b> .....	<b>35</b>
<b>4. Diskusija</b> .....	<b>38</b>
<b>Išvados</b> .....	<b>39</b>
<b>Informacijos šaltinių sąrašas</b> .....	<b>40</b>
<b>Priedai</b> .....	<b>47</b>
1 priedas. Computing in Cardiology 2021 konferencijos straipsnio kopija .....	47
2 priedas. Computing in Cardiology 2019 konferencijos straipsnio kopija .....	51

## Įvadas

Stresas – tai visuma apsauginių fiziologinių reakcijų žmogaus organizme, atsirandančių kaip atsakas į nepalankių veiksnių poveikį. Nuolat jaučiamas aukštas streso lygis kenkia tiek fizinei, tiek psichologinei žmogaus savijautai [1]. Nustatyta, kad insultą patyrę žmonės dažnai būna prislėgtos nuotaikos, sunerimę dėl ateities ir jaučiantys didžiulį psichofiziologinį stresą [2, 3]. Tai ganėtinai dažna sveikatos problema, susijusi su didesniu sergamumu ir mirštamumu nuo širdies ir kraujagyslių ligų [1]. Patiriamas stiprus psichofiziologinis stresas turi įtakos tiek profesiniam, tiek asmeniniam gyvenimui. Pavyzdžiui, Didžioji Britanija problemoms, susijusioms su darbinėje aplinkoje patiriamu stresu, spręsti išleidžia apie 1 mlrd. svarų per metus. 2017 m. duomenimis su nerimu ir depresija susijusių problemų sprendimui išleista apie 12,5 mln. svarų [4]. Nuolat patiriamas stresas yra susijęs su nuolat pasireiškiančia neigiama nuotaika [5], imuninės sistemos nusilpimu [6], padidėjusiu ligų paplitimu [7]. Visa tai turi įtakos psichologinei žmogaus savijautai. Įrodyta, kad kelios streso valdymo intervencijos yra veiksmingos tiek darbo vietoje, tiek asmeninėje aplinkoje [8]. Tai puiki paskata kurti metodus, leidžiančius atpažinti didesnę streso lygį, ir paskatinti intervencijas siekiant sumažinti patiriamą stresą ir pagerinti sveikatą.

Dažniausiai streso lygiui įvertinti nustatoma hormono kortizolio koncentracija žmogaus organizme. Pavyzdžiui, kortizolio lygis gali būti nustatomas iš seilių, kraujo ar šlapimo mėginių [9]. Tačiau toks metodas yra susijęs su protarpiniais matavimais, kuriuos atlikti privalo tam tikrą kvalifikaciją turintis asmuo. Stresas taip pat gali būti vertinamas pagal širdies ir kraujagyslių sistemos fiziologinius parametrus, tokius kaip kraujo spaudimas, širdies susitraukimų dažnis ir širdies ritmo variabilumas [10]; pagal kvėpavimo sistemos fiziologinius parametrus – kvėpavimo dažnis ir kt. [11]; pagal galvaninę odos reakciją [12] ir taikant įvairias grįžtamojo ryšio sistemas, naudojamas sportininkų treniruotėse [13]. Tačiau šių parametrų pokyčiai nebūtinai gali būti susiję tik su patiriamu stresu. Todėl reikalingi streso lygio vertinimo metodai, tinkami nuolatinei stebėsenai.

Nuolat patiriamas stiprus psichofiziologinis stresas neigiamai veikia organizmo širdies veiklą, todėl jam vertinti dažniausiai naudojami širdies ir kraujagyslių sistemos darbą apibūdinantys fiziologiniai parametrai. Praktikoje ir mokslinėje literatūroje [48] dažniausiai nagrinėjami tokie parametrai kaip širdies ritmas ir jo variabilumas. Širdies ritmo parametras apibūdina širdies susitraukimų skaičių per minutę, o variabilumas parodo, kaip širdies ritminis darbas kinta per laiką. Širdies darbui vertinti įprastai registruojami elektrokardiogramos ar fotopletizmogramos signalai. Tinkamai apdorojus šiuos signalus galima apskaičiuoti įvairius širdies ritmo variabilumo parametrus. Žinoma, kad didesnis širdies ritmo variabilumas yra susijęs su geresne žmogaus savijauta ir sveikata [54]. Pastebėta, kad patiriamo streso metu laiko intervalai tarp širdies susitraukimų tampa vienodesni, t. y. variabilumas mažėja, todėl širdies ritmo variabilumo parametrų registravimas ir analizė plačiai naudojami gilaus kvėpavimo sistemose.

Siekiant, kad minėtų psichologinių intervencijų taikymas būtų veiksmingas, vien registruoti stresą vertinančių parametrų nepakanka. Šiuo atveju reikalingas biologinis grįžtamasis ryšis (angl. *biofeedback*). Biologinis grįžtamasis ryšys – tai terapijos ar treniravimosi būdas, kuriuo mokomasi pagerinti savo fizinę ir psichologinę būseną naudojantis kūno siunčiamais fiziologiniais signalais. Veiksmingam psichofiziologinio streso valdymui ir mažinimui biologinis grįžtamasis ryšys galėtų būti pritaikomas kaip lėtasis gilusis kvėpavimas taip vadinamu rezonansiniu dažniu. Moksliniuose tyrimuose [14, 19] teigiama, kad kvėpuojant rezonansiniu dažniu pasiekiamas didžiausias širdies

ritmo variabilumas ir geriausiai subalansuojama autonominė nervų sistema, o tai padeda pasiekti optimalią būseną stresinės įtampos situacijose, o ilgalaikėje perspektyvoje – geresnę sveikatą.

Širdies ritmo variabilumui įvertinti reikia ilgo laiko lango (mažiausiai 5 minutės), o tai lemia didelį vėlinimą grįžtamojo ryšio sistemoje, taip pat per ilgą seanso trukmę ir nepatogumus sistemos vartotojui. Šiame darbe siūloma naudoti alternatyvius, greičiau kintančius streso lygio žymenis, įvertinamus hemodinaminiuose (fotopletizmogramos) signaluose. Fotopletizmogramos signalai užregistruoti Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos instituto darbuotojų sukurtu prietaisu „Nautilus 2.0“.

**Darbo tikslas** – sukurti ir iširti kvėpavimo rezonansiniu dažniu grįžtos streso valdymo sistemos biologinio grįžtamojo ryšio algoritmus.

**Uždaviniai:**

1. atlikti mokslinės literatūros analizę streso valdymo technologijų srityje;
2. remiantis fotopletizmogramos analize įgyvendinti streso lygio ir kvėpavimo dažnio parametrų įvertinimo algoritmus;
3. sudaryti eksperimento protokolą;
4. iširti pasiūlytus streso lygio ir kvėpavimo dažnio parametrus.

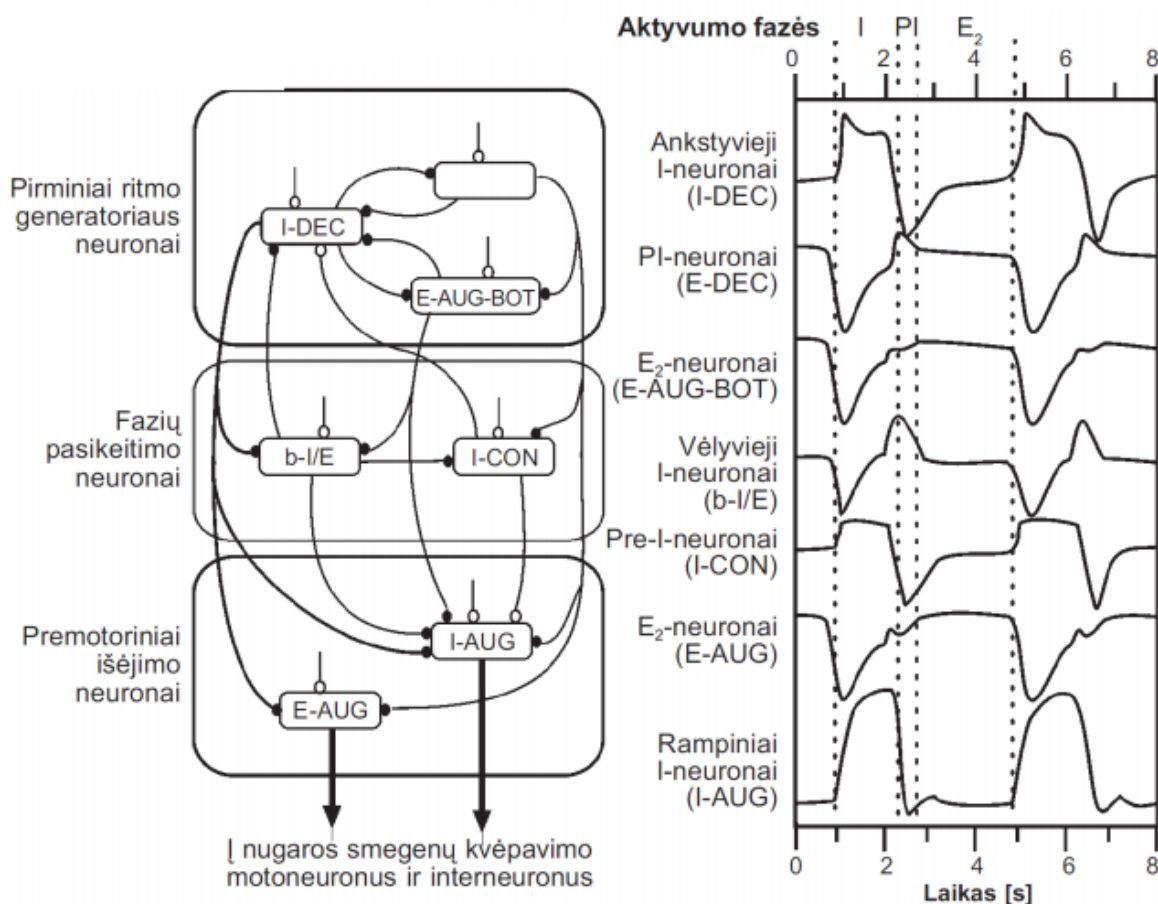


## 1. Literatūros analizė

### 1.1. Lėtasis gilus kvėpavimas rezonansiniu dažniu

Bendroju atveju terminas „rezonansinis dažnis“ apibūdina virpesių (angl. *oscillation*) dažnį, kuris įgalina virpesius generuojantį mechanizmą (angl. *oscillator*) reaguoti į jį veikiančias jėgas išreiškiant savo maksimalią amplitudę. Tokie virpesiai būdingi tiek mechaninėms, tiek gyvosioms sistemoms. Pavyzdžiui, daugelis žmogaus organizme vykstančių fiziologinių procesų gali būti apibūdinami kaip svyravimai – kvėpavimas, širdies ritmo variabilumas, kraujo spaudimo pokyčiai, limfinės kraujotakos veikla, medžiagų apykaita, peristaltinė žarnyno veikla ir t. t. Rezonansinis dažnis padeda tokioms sistemoms sąveikauti tarpusavyje taip, kad organizmas galėtų efektyviau reaguoti ir greitai prisitaikyti prie vidinių ir išorinių sąlygų pokyčių, pavyzdžiui, padidinti fizinį aktyvumą, aktyvuoti simpatinę nervų sistemą, reguliuoti kūno temperatūrą ir kt.

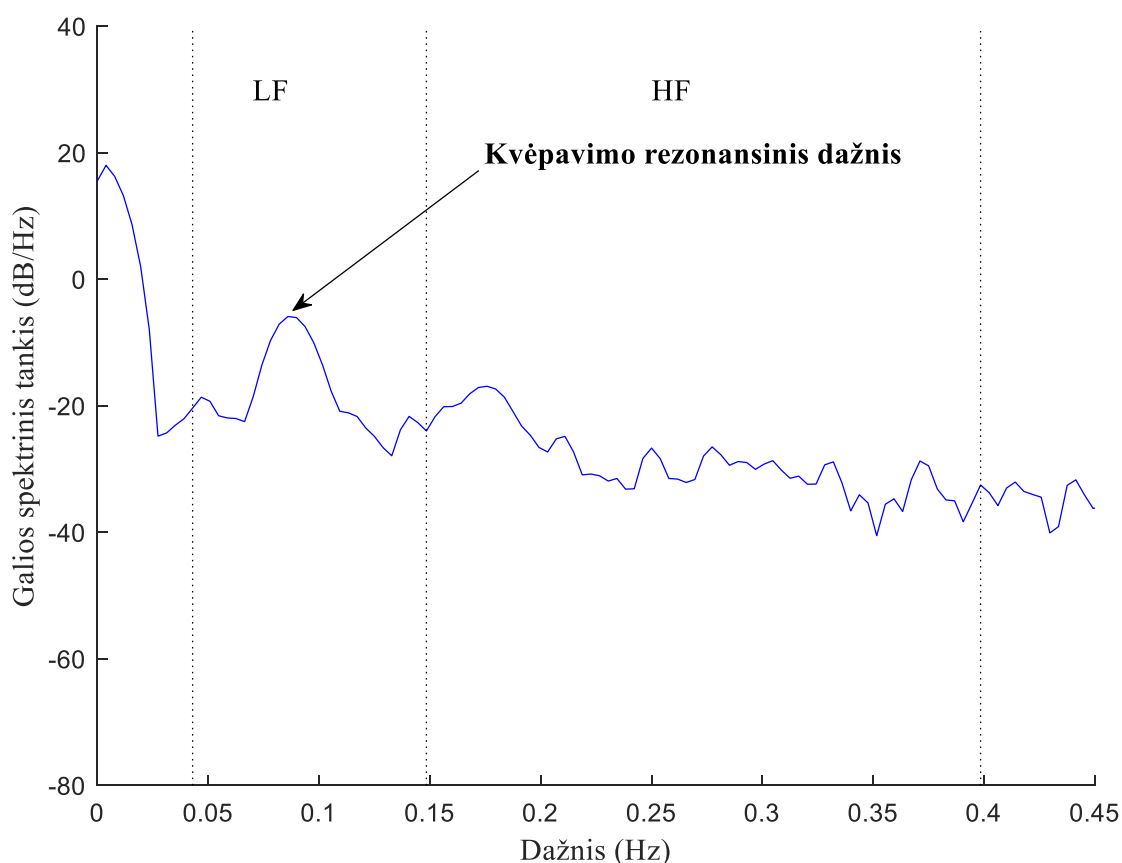
Kvėpavimo sistema yra viena iš nedaugelio žmogaus organizmo sistemų, kurios veikla apibūdinama virpesiais ir kurią faktiškai žmogus gali pats kontroliuoti. Kvėpavimo ritmo sukėlimo / generavimo fiziologinis modelis pateiktas 1.1 paveiksle. Svarbu pabrėžti, kad kvėpavimas turi savybę reguliuoti kitas virpesiais aprašomas organizmo sistemas ir taip padėti joms funkcionuoti efektyviau. Tai pasiekama kvėpuojant rezonansiniu dažniu.



**1.1 pav.** Kvėpavimo ritmo sukėlimo / generavimo fiziologinis modelis. Kairėje – neuronų jungčių diagrama.

Tamsūs rutuliukai žymi slopinamąjį, šviesūs – jaudinamąjį poveikius. Dešinėje pavaizduotas kvėpavimo neuronų aktyvumas (ordinatėje – impulsų dažnis). Brūkšninėmis linijomis pažymėtos kvėpavimo neuronų aktyvumo fazių ribos: I – inspiracijos (įkvėpimo) fazė; PI – postinspiracijos fazė; E<sub>2</sub> – ekspiracijos (iškvėpimo) fazė [82]

Kvėpavimas rezonansiniu dažniu – tai lėtas atpalaiduojantis kvėpavimo metodas, turintis reguliuojamąjį poveikį autonominei nervų sistemai ir kitoms pagrindinėms organizmo sistemoms, tokioms kaip kraujotakos sistema. Praktikuojant tokį kvėpavimo metodą simpatinės nervų sistemos atsakas yra prislopinamas, o parasimpatinės nervų sistemos ir jai priklausančio klajoklinio nervo (lot. *nervus vagus*) veikla aktyvuojama vis stipriau. Toks autonominės nervų sistemos reguliavimas turi teigiamą poveikį organizmui ne tik streso, bet taip pat ir gijimo proceso metu. Žinoma, kad kvėpavimo rezonansinis dažnis yra susijęs su širdies ritmo variabilumu (žr. 1.2 pav.).



**1.2 pav.** Kvėpavimo rezonansinio dažnio aptikimas širdies ritmo variabilumo galios spektre. Čia *LF* – žemų dažnių galios spektrinio tankio užimama juosta; *HF* – aukštų dažnių galios spektrinio tankio užimama juosta

Kvėpavimas rezonansiniu dažniu veikia žmogaus fiziologiją, t. y. žmogui kvėpuojant tokiu dažniu kvėpavimo, širdies ir kraujagyslių ir autonominės nervų sistemų veiklos sinchronizuojasi ir pradeda veikti efektyviau. Žinoma, kad tokia sinchronizacija yra susijusi su homeostazės fiziologija žmogaus organizme [95].

Mokslinėje literatūroje [14] teigiama, kad kvėpavimo rezonansinis dažnis yra apie 6 kart./min (vieno kvėpavimo ciklo trukmė apie 10 sekundžių), o įkvėpimo ir iškvėpimo trukmės – 4 ir 6 sekundės, atitinkamai. Tačiau kituose moksliniuose šaltiniuose teigiama [15], kad kvėpavimo rezonansinis dažnis yra individualus kiekvienam žmogui, t. y. gali kisti tarp 4,5 ir 7 kart./min. Širdies ritmo variabilumą vertinančiose grįžtamojo ryšio sistemose dažniausiai naudojamas 5,5 kart./min kvėpavimo dažnis [16]. Be to, žinoma, kad lėtojo giliojo kvėpavimo ritmas (6 kart./min) sutampa su savaiminiu Mayer'io bangų dažniu [17].

Atliktas tyrimas [15] parodė, kad kvėpavimas rezonansiniu dažniu turi teigiamą įtaką širdies ritmo variabilumo parametrams ir jų naudojimui biologinio grįžtamojo ryšio sistemoje. Šiame tyrime 95 sveiki asmenys buvo suskirstyti į tris grupes: pirmosios grupės tiriamieji turėjo kvėpuoti rezonansiniu dažniu, antrosios grupės tiriamieji kvėpavo 1 įkvėpimu daugiau negu rezonansinis dažnis ritmu, o trečiosios grupės tiriamieji sėdėjo ramiai ir kvėpavo įprastai. Pirmosios grupės asmenys, kvėpavę rezonansiniu dažniu, teigė pasijutę psichologiškai geriau lyginant jų nuotaikas su kitų grupių tiriamaisiais. Taip pat atlikus eksperimentą šios grupės dalyvių sistolinis kraujo spaudimas buvo mažesnis, o širdies ritmo variabilumo parametrai geresni.

Tyrime [19], kuriame dalyvavo 21 sveikas žmogus, lėtojo giliojo kvėpavimo autonominiam atsakui vertinti naudotas pozicijos keitimo manevras (angl. *postural change manoeuvre*). Tyrimo pradžioje kontrolinei grupei priklausę dalyviai turėjo 15 minučių sėdėti ramiai, o praėjus laikui per 3 sekundes atsistoti ir 15 minučių stovėti. Antrajai grupei priklausę dalyviai tyrimo pradžioje 10 minučių sėdėjo ramiai, 5 minutes lėtai kvėpavo 0,1 Hz rezonansiniu dažniu, o per paskutines tyrimo 15 minučių taip pat stovėjo. Minėtojo tyrimo rezultatai parodė, kad lėtasis gilusis kvėpavimas rezonansiniu dažniu turi teigiamos įtakos ne tik širdies ritmo variabilumo parametrams, bet ir autonominės nervų sistemos reguliavimui.

Atlikti tyrimai [20] rodo, kad lėtasis gilusis kvėpavimas mažina arterinį kraujo spaudimą ir didina jį reguliuojančių barorefleksų (angl. *baroreflex*) jautrumą hipertenzija sergantiems žmonėms. Barorefleksas – tai refleksas, esantis tarp aortos ir miego arterijos kraujo spaudimo pokyčiams jautrių audinių ir dalyvaujantis kraujo spaudimo reguliavimo procese. Žinoma, kad baroreflekso jautrumo padidėjimas yra tiesiogiai susijęs su lėtojo kvėpavimo procesu [37, 38].

Taip pat teigiama [21], kad lėtasis kvėpavimas rezonansiniu dažniu mažina hiperkapnijos ir hipoksijos sukeltą chemorefleksų (angl. *chemoreflex*) atsaką. Viename eksperimente [22] buvo tiriamas lėtojo kvėpavimo poveikis kraujo spaudimui ir širdies ritmo variabilumui hipertenzija sergantiems žmonėms. Fiziologiniai parametrai buvo palyginti, kai tiriamieji kvėpavo 8 kart./min ir 16 kart./min dažniais. Tyrimo metu pastebėta, kad hipertenzija sergantiems žmonėms kvėpuojant lėtesniu, t. y. 8 kart./min dažniu širdies ritmas ir arterinis kraujo spaudimas reikšmingai sumažėjo.

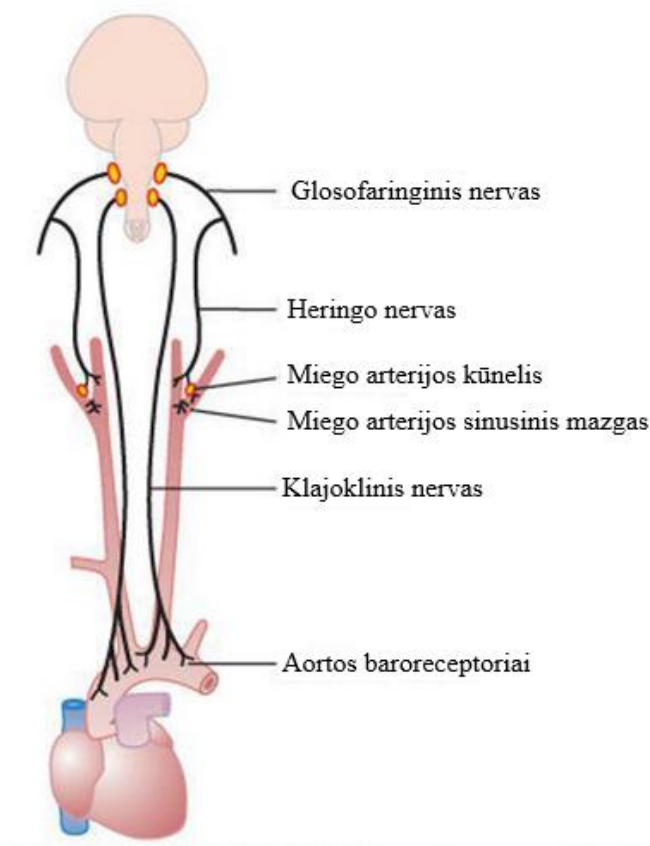
Kiti atlikti tyrimai rodo, kad kvėpavimas rezonansiniu dažniu mažina nerimo sutrikimų epizodus [18] bei pagerina arterinio kraujo įsotinimo deguonimi rodiklius [23]. Dar kitame tyrime [24] nustatyta, kad taikant lėtojo giliojo kvėpavimo metodą fibromialgija sergantiems pacientams sumažėja skausmas ir depresijos simptomai.

Įrodyta, kad aktyvi fizinė veikla ir įvairūs pratimai yra naudingi hipertenzijos gydymo procese [25]. Problema, kad hipertenzija sergantys vyresnio amžiaus žmonės fizinės veiklos metu dažnai patiria įvairius artritinius skausmus ir gali turėti pusiausvyros sutrikimų. Tačiau atlikta daug tyrimų [26, 27, 28], kurie rodo lėtojo kvėpavimo metodo taikymo naudą hipertenzija sergantiems asmenims. Pavyzdžiui, tyrime [29] nustatyta, kad kvėpavimu rezonansiniu dažniu grįstos treniruotės izoliuota sistoline hipertenzija sergantiems žmonėms sumažina kraujo spaudimą ramybėje ir pagerina plaučių fiziologinę funkciją. Minėtos treniruotės vyko 8 savaites paeiliui. Izoliuotą sistolinę hipertenziją lemia sustandėjusios, nepakankamai elastingos stambios arterijos. Tokiais atvejais padidėja ne tik sistolinis, bet ir pulsinis kraujo spaudimas. Ši liga ypač paplitusi tarp vyresnio amžiaus žmonių, kuri gali lemti padidėjusią riziką susirgti širdies ir kraujagyslių ligomis [30]. Minėtame tyrime dalyvavo 32 vyresnio amžiaus žmonės ( $67 \pm 5$  metai), kuriems diagnozuota izoliuota hipertenzija. Rezultatai

parodė, kad po lėtojo kvėpavimo treniruočių sesijos sistolinis kraujo spaudimas sumažėjo 20 mmHg, spirometru išmatuoti maksimalus įkvėpimo slėgis padidėjo 15,8 cmH<sub>2</sub>O, gyvybinė plaučių talpa padidėjo 0,21 l, o rankomis atliekamų fizinių pratimų ištvermės laikas – 4,9 minutes. Širdies ritmo ir diastolinio kraujo spaudimo vertės tiriamiesiems taip pat reikšmingai sumažėjo.

Atlikti tyrimai rodo, kad įvairūs kvėpavimo pratimai gali pagerinti insultą patyrusių asmenų plaučių funkcijos parametrus, tokius kaip forsuta gyvybinė plaučių talpa [31, 33], maksimalus iškvėpimo oro srautas [32, 33] ar kvėpavimo tūris [33, 34, 35]. Tyrimo [33] metu 24 insultą patyrę pacientai atsitiktine tvarka buvo suskirstyti į dvi grupes. Pirmosios grupės 10 tyrimo dalyvių turėjo kvėpuoti kombinuotu diafragminiu rezistenciniu (angl. *diaphragmatic resistive*) ir lūpiniu (angl. *pursed-lip*) kvėpavimu. Antrąją kontrolinę tyrimo grupę sudarė likę 14 asmenų. Pirmosios grupės tyrimo dalyviams kombinuoto kvėpavimo metodo programa buvo vykdoma 4 savaites. Tiriamieji buvo vertinti atlikus matavimus prieš kvėpavimo testą ir po jo. Tyrimo metu įvertinti plaučių funkcijos parametrai - forsuta gyvybinė plaučių talpa, forsutas iškvėpimo tūris, maksimalus iškvėpimo srautas, gyvybinė plaučių talpa, kvėpuojamasis tūris, įkvėpimo ir iškvėpimo rezerviniai tūriai. Tarpusavyje lyginant abi grupes minėti parametrai parodė ganėtinai reikšmingus skirtumus ( $p < 0,05$ ).

Lėtojo giliojo kvėpavimo metu kvėpuojamasis tūris padidėja. Manoma, kad tokio kvėpavimo fiziologinio proceso pradžia prasideda plaučių mechanoreceptorių aktyvavimu. Šie plaučiuose esantys mechanoreceptoriai veikia kartu su širdies mechanoreceptoriais. Siekiant nuslopinti simpatinį atsaką skeleto raumenų kraujagyslėse širdies mechanoreceptoriai sukelia kraujagyslių išsiplėtimą. Kaip jau buvo minėta, sekančiame etape svarbiausią funkciją kraujo spaudimo reguliavimo procese atlieka baroreceptoriai (žr. 1.3 pav.).



1.3 pav. Baroreceptorių reflekso iliustracija [97]

Įkvėpimo metu stipriau aktyvuojama simpatinė nervų sistema, o iškvėpimo metu - parasimpatinė nervų sistema [41]. Todėl įkvėpimo metu kraujo spaudimui mažėjant širdies ritmas greitėja, o iškvėpimo metu kraujo spaudimui didėjant širdies ritmas lėtėja. Tokiu būdu galima pasiekti didžiausią širdies ritmo variabilumą, atkurti autonominės nervų sistemos pusiausvyrą, subalansuoti kraujo spaudimo reguliavimo sistemą, pasiekti efektyviausią dujų apykaitą ar pagerinti deguonies įsisavinimą organizme. Taip pat žinoma, kad lėtojo giliojo kvėpavimo metodas padeda aktyvinti parasimpatinę nervų sistemą ir sumažinti simpatinės nervų sistemos poveikį [18].

## 1.2. Kvėpavimu grįsti streso valdymo technologiniai sprendimai

Kvėpavimo metodais grindžiamų prietaisų naudojimas gali ne tik sumažinti patiriamo streso lygį, bet ir būti ypač naudingas hipertenzija ar panašia liga sergantiems bei gydymui vaistams atspariems žmonėms [42]. Teigiama [38], kad savarankiškas kvėpavimo pratimų atlikimas gali būti ganėtinai sudėtinga užduotis hipertenzija sergantiems asmenims. Todėl lėtojo giliojo kvėpavimo metodu skatinančių prietaisų naudojimas gali tapti lengvas, pigus, efektyvus ir neinvazinis būdas hipertenzijai gydyti ar nerimui ir stresui slopinti. Mokslinėje literatūroje nagrinėjami pagrindiniai kvėpavimu grįsti streso valdymo technologiniai sprendimai.

1) **RESPeRATE** [43] prietaisas patvirtintas Jungtinių Valstijų Maisto ir Vaistų Administracijos (angl. *Food and Drug Administration*) kaip priemonė psichologiniam stresui ir arteriniam kraujo spaudimui mažinti, kurio nauda pagrįsta daugybę klinikinių bandymų rezultatais (žr. 1.4 pav.). Prietaisas susideda iš valdymo dėžutės, kurioje yra mikroprocesorius, diržo tipo kvėpavimo jutiklio, tvirtinamo ant krūtinės, ir ausinių, teikiančių grįžtamąjį ryšį vartotojui realiu laiku. **RESPeRATE** įrenginys analizuoja kvėpavimo dažnį ir profilį, pagal tai sukurdamas vartotojui individualią melodiją, susidedančią iš dviejų skirtingų tonų – vienas tonas įkvėpimui, o kitas – iškvėpimui. Kai vartotojas sinchronizuoja savo kvėpavimą su girdimais tonais, prietaisas palaipsniui pradeda didinti iškvėpimui reguliuoti skirtą tono trukmę taip siekdamas sulėtinti vartotojo kvėpavimo ritmą iki mažesnio nei 10 kart./min. Įrašai apie prietaiso naudojimą yra išsaugomi, kad būtų galima nustatyti bendrą prietaiso naudojimo laiką ir laikytis režimo. Įrenginį rekomenduojama naudoti mažiausiai 15 minučių per dieną, 3–4 dienas per savaitę.



1.4 pav. **RESPeRATE** įrenginys [98]

**Trūkumai.** Prietaisas naudoja ant krūtinės tvirtinamą kvėpavimo dažnio jutiklį, todėl vartotojui kas kart norint pasinaudoti tokia sistema gali kilti nepatogumų. Kvėpavimo sinchronizacija paremta tik tam tikro tono individualios melodijos sukūrimu – ne visi vartotojai iš karto gali suprasti, kokią reikšmę šioje sistemoje atlieka ausinėse girdima melodija, t. y. kaip tiksliai savo kvėpavimą su ja reiktų sinchronizuoti. Be to, kiekvieno seanso metu vartotojui reikia dėtis ne tik kvėpavimą analizuojantį jutiklį, bet ir ausines, kurios netinkamai pritvirtintos gali nukristi ir sutrikdyti seansą. Reiktų pabrėžti, kad kiekvieno seanso metu dėvėdamas ausines vartotojas yra izoliuojamas nuo aplinkinio triukšmo – tokiu atveju jis ne tik gali negirdėti savo kvėpavimo, kas irgi gali būti svarbu sinchronizacijai, bet ir neišgirsti gyvybiškai svarbių signalų jį supančioje aplinkoje.

2) **BiPAP Pro 2** [44] prietaisas (žr. 1.5 pav.) gali atskirti pakankamai aukštus įkvėpimo ir iškvėpimo slėgius, kad vartotojas galėtų atskirti įkvėpimą nuo iškvėpimo ir tuo pačiu padidinti naudojimosi patogumą. Po 1 minutės naudojimo prietaise integruotas algoritmas paskatina vartotoją sumažinti kvėpavimo dažnį iki mažesnio nei 10 kart./min pakoreguojant pasirinktus kvėpavimo parametrus. Po 15 minučių naudojimo prietaisas pradeda skleisti garso toną, įspėjantį vartotoją, kad sesija baigėsi, ir grįžta į savaiminį režimą.



1.5 pav. *BiPAP Pro 2* įrenginys [99]

**Trūkumai.** Prietaisas nenaudoja matavimais pagrįsto biologinio grįžtamojo ryšio, reikia suvedinėti įvairius parametrus nustatymuose. Kvėpuoti reikia ganėtinai ilgai pro tam tikrą vamzdelį. Svarbu pabrėžti, kad šis įrenginys labiau skirtas kvėpavimo funkcijai ir miego kokybei gerinti, o ne stresui mažinti. Įrenginys nėra dėvimas, t. y. jo eksploatavimui reikalinga tinklo maitinimo įtampa. Įrenginys yra sunkus, jam pajungti reikia daug laidų.

3) **Beat** [45, 46] elektrokardiografijos principu veikiantis jutiklis, suprojektuotas kaip lipnus elektrodas, skirtas vartotojui nešioti ant krūtinės (žr. 1.6 pav.). Jis belaidžiu mažos energijos „Bluetooth“ ryšiu perduoda vienos derivacijos elektrokardiogramos signalą į vartotojo mobilųjį telefoną. *Beat* prietaisas dėl savo mažų matmenų gali būti netrukdomai dėvimas po drabužiais, todėl yra tinkamas kasdieninėje veikloje. *Beat* sistema naudoja mobiliąją programėlę, kuri nukreipia vartotoją į elgesio neurokardines treniruotes (angl. *behavioral neurocardiac training*), kad išmokytų vartotoją lėtojo kvėpavimo metodo ir taip sumažintų patiriamą stresą. Mobilioji programėlė naudoja jutiklio užfiksuotą elektrokardiogramą, kad pateiktų širdies ritmo variabilumą per grįžtamąjį ryšį realiu laiku širdies ritmo bangos formos pavidalu ir sustiprintų treniruotės poveikį.



1.6 pav. Elektrokardiografinė *Beat* sistema [93]

**Trūkumai.** Prietaiso sukuriamas biologinis grįžtamasis ryšys realiu laiku yra paremtas tik širdies ritmo kitimu, kuriam vertinti reikia pakankamai ilgo laiko lango. Sistemoje širdies ritmo variabilumas vertinamas 1 minutės laiko lange. Vartotojui nepatogumų gali sukelti tai, kad prietaisą nuolatos reikia klijuotis ant krūtinės – netinkamai priklijuotas jis gali nukristi ir taip sutrikdyti signalo registravimą. Be to, atlikti tyrimai [93] parodė, kad vartotojams kilo problemų naudojantis prietaiso mobiliąja programėle – dauguma vartotojų nesuprato programėlėje naudojamų medicininių terminų ir sunkiai sugebėdavo interpretuoti pratimų pabaigoje gautus rezultatus. Kai kuriems vartotojams buvo sunku suprasti, kaip tiksliai reiktų atlikti pratimą ir kokia šio pratimo esmė. Be to, keletas vartotojų nesuprato, kurioje kūno vietoje ir kaip prietaisą reiktų užsidėti. Pastebėta, kad vartotojams gali kilti sunkumų pratimo metu siekiant padalinti dėmesį į sąsajos ekrane matomas širdies ritmo kitimo ir kvėpavimo kreives (žr. 1.7 pav.). Taip pat vartotojai teigė, kad jiems nepatogumų sukeldavo prietaiso nusiėmimas nuo krūtinės, ypač tiems, kurių krūtinė buvo plaukuota. Minėtame tyrime pabrėžiama, kad mobiliosios programėlės naudojimui ir rezultatų interpretavimui reikalingos specifinės širdies ritmo variabilumo ir kvėpavimo fiziologijos žinios.



1.7 pav. *Beat* sistemos mobiliosios programėlės vartotojo sąsajos langai [93]

4) *emWave PSR* (angl. *Personal Stress Reliever*) [47] fotopletizmografiniu principu veikiantis prietaisas padeda vartotojams įgyti savireguliacijos įgūdžių psichofiziologiniam stresui mažinti, nerimui slopinti realiu laiku parodant širdies ritmo variabilumo lygį metodo praktikavimo metu (žr. 1.8 pav.). Pulsinei bangai registruoti skirtas jutiklis gali būti tvirtinamas ant rankos piršto arba ausies spenelio.



1.8 pav. *emWave PSR* prietaisas [100]

**Trūkumai.** Prietaisu registruojamiems signalams atvaizduoti ir gautiems duomenims analizuoti reikalingas kompiuteris su specialia instaliuota programine įranga, t. y. prietaisas nenaudoja jokios mobiliosios programėlės. Kvėpavimo pratimo metu fotopletizmogramą registruojant nuo piršto prietaisą reikia laikyti rankoje – tai gali trukdyti vartotojui visiškai atsipalaiduoti. Nėra galimybės prietaisą pritvirtinti prie tam tikros kūno vietos, pavyzdžiui, panaudojant tam tikrą dirželį. Prietaiso naudojimui reikalinga USB jungtis – negalimas bevielis ryšys.

5) *Masimo RRp* (angl. *Respiration Rate from the Pleth*) [94] prietaisas, skirtas kvėpavimo ritmui stebėti (žr. 1.9 pav.). Kvėpavimo ritmo vertinimo algoritmas paremtas nuo rankos piršto registruojamo fotopletizmogramos signalo formos analize. T. y. įrenginyje naudojamas algoritmas analizuoja registruojamų signalų bangos bazinės linijos, amplitudės ir dažnio pokyčius, kuriais remiantis įvertinamas kvėpavimo dažnis. Registravimo metu taip pat gaunami arterinio kraujo įsotinimo deguonimi ir širdies ritmo parametrai. Verta paminėti, kad šią sistemą gaminanti kompanija taip pat yra sukūrusi pletizmogramos variabilumo indeksą [92] skaičiuojantį prietaisą. Pletizmogramos variabilumo indeksas gali parodyti kraujagyslių tono, cirkuliuojančio kraujo tūrio ir vidinio krūtinės ląstos slėgio pokyčius, atsirandančius dėl kvėpavimo.





1.9 pav. Masimo RRp prietaisas [94]

**Trūkumai.** Masimo prietaisuose nenaudojamas joks matavimais pagrįstas biologinis grįžtamasis ryšys, sistema ganėtinai didelė.

6.) **Įvairios mobiliosios programėlės ir išmaniosios apyrankės.** Sukurta įvairių programėlių, kurios skirtos lėtojo giliojo kvėpavimo metodui praktikuoti. Keletas programėlių pavyzdžių - „Paced Breathing”, „Kardia - Deep Breathing Relaxation”, „Cardiac Coherence – Mindfulness”, „Breath Ball: The Stress Relief Breathing Exercise”, „Relax Lite: Stress Relief”, „Anxiety Relief Hypnosis - Stress, Panic Attacks”, „Deep Breathing Exercises”. Tačiau tokio tipo programėlės nenaudoja fiziologiniais matavimais pagrįsto grįžtamojo ryšio. Taip pat rinkoje egzistuoja keletas išmaniųjų apyrankių, kurios fotopletizmografiniu principu sugeba įvertinti kvėpavimo dažnį - „Fitbit Charge 2“, „Helo“ ir kt.

### 1.3. Biologinio grįžtamojo ryšio įgyvendinimo metodai

Šiame skyriuje apžvelgiami du biologinio grįžtamojo ryšio įgyvendinimo metodai. Pirmasis ir praktikoje labiausiai paplitęs metodas remiasi širdies ritmo ir jo variabilumo parametrų analize. Antrasis šiame darbe aptariamasis ir siūlomas yra alternatyvus biologinio grįžtamojo ryšio įgyvendinimo metodas, paremtas hemodinaminių fotopletizmogramos signalų parametrų analize.

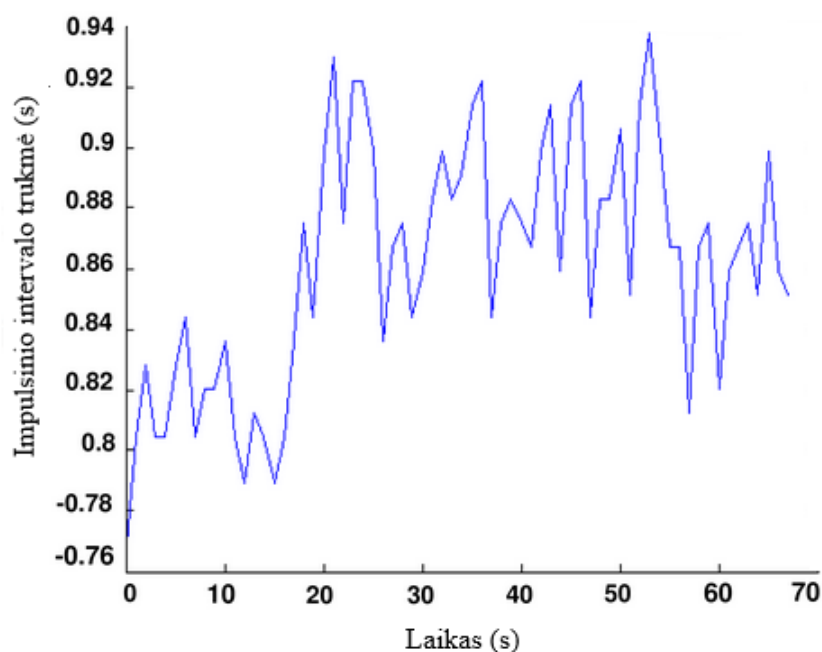
#### 1.3.1. Širdies ritmo variabilumo parametrų analizė

Širdies ir kraujagyslių sistemos veiklai vertinti dažniausiai stebimi širdies ritmo ir jo variabilumo parametrai, kurie gali būti naudojami grįžtamajam ryšiui realiu laiku gauti [48, 84]. Širdies ritmą ir jo variabilumą reguliuoja autonominė nervų sistema. Sustiprėjus simpatinės autonominės nervų sistemos poveikiui širdies ritmas padidėja, o ritmo variabilumas mažėja. Sustiprėjus parasimpatinės autonominės nervų sistemos poveikiui vyksta priešingas procesas – širdies susitraukimų dažnis mažėja, o ritmo variabilumas didėja.

Širdies ritmo biologinis grįžtamasis ryšys – tai terapinis metodas, leidžiantis žmonėms valdyti savo širdies ritmą tiesiogiai pateikiant skaitmeninę širdies ritmo vertę nešiojamame įrenginyje tokia kaip laikrodis, apyrankė, širdies ritmo monitorius ar kt. Tyrimai [49] rodo, kad širdies ritmo biologinis

grįžtamasis ryšys gali reikšmingai sumažinti vidutinį širdies ritmą ir sistolinį kraujo spaudimą per treniruotes ant bėgimo takelio. Tačiau kitame tyrime [50] nustatyta, kad naudojant ergometrinių dviratį reikšmingai sumažėjo tik širdies ritmas, o sistoliniam kraujo spaudimui treniruotės įtakos neturėjo. Taip pat nustatyta [51], kad grįžtamuoju ryšiu grįsti fiziniai pratimai turi didesnę įtaką širdies ritmo gerinimui negu žodinėmis instrukcijomis ir patarimais paremtos treniruotės. Tyrimo [52] rezultatai atskleidžia, kad sistolinio ir vidutinio arterinio kraujo spaudimų atsakas į emocinės kalbos testą buvo reikšmingai mažesnis žmonių grupėje, kurių treniruotės buvo paremtos biologiniu grįžtamuoju ryšiu, nei kontrolinėje grupėje, kurioje kraujo spaudimas buvo tik fiksuojamas. Širdies ritmas yra plačiai naudojamas parametras klinikinėje praktikoje, tačiau reikia daugiau tyrimų, kurie patvirtintų širdies ritmo biologinio grįžtamojo ryšio taikymo naudą.

Širdies ritmo variabilumas parodo, kaip širdies ritmas kinta per laiką (žr. 1.10 pav.). Šiuos pokyčius reguliuoja autonominė nervų sistema. Širdies ritmo variabilumo dalis, esanti kvėpavimo dažnio diapazone, vadinama kvėpavimo sinusine aritmija (angl. *respiratory sinus arrhythmia*). Joje širdies ritmo padidėjimas atspindi įkvėpimo procesus, o sumažėjimas – iškvėpimo procesus [53]. Širdies ritmo variabilumo parametrai yra lengvai išmatuojami ir gana patikimi, todėl dažnai naudojami žmogaus vidinei būsenai vertinti. Žinoma, kad mažas širdies ritmo variabilumas yra siejamas su depresija, nerimu ir nuolatiniu stresu [54, 55]. Tiek širdies ritmo variabilumas, tiek kvėpavimo sinusinė aritmija teikia biologinį grįžtamąjį ryšį apie širdies ir kraujagyslių sistemą ir mokslinėje literatūroje abu vartojami pakaitomis. Teigiama, kad širdies ritmo variabilumo biologinis grįžtamasis ryšys yra veiksmingas gydant astmą ir padeda atsisakyti priklausomybės nuo steroidinių vaistų [56]. Preliminarūs duomenys rodo [57], kad širdies ritmo variabilumo biologinis grįžtamasis ryšys gali būti naudojamas siekiant pagerinti bendrą pacientų, sergančių fibromialgija, funkcionavimą ir mažinant jų patiriamos depresijos lygį. Tyrimai, kurie atlikti su depresija sergančiais žmonėmis, parodė, kad kvėpavimo sinusinės aritmijos biologinis grįžtamasis ryšys sumažina depresijos simptomus [58] bei yra efektyvus metodas gerinti potrauminį streso sutrikimą turinčių asmenų fiziologinę ir psichologinę savijautą [59]. Teigiama, kad širdies ritmo variabilumo biologinis grįžtamasis ryšys gali pagerinti koronarinę širdies liga sergančių pacientų gyvenimo kokybę [60]. Kitas tyrimas [61] parodė, kad aštuonios širdies ritmo variabilumo grįžtamojo ryšio sesijos sumažino jaučiamą stresą ir pagerino 6 minučių vaikščiojimo testo (angl. *6-minute walk test*) rezultatus pacientams, sergantiems širdies nepakankamumu. Apžvelgus tyrimų rezultatus matyti, kad širdies ritmo variabilumo ir kvėpavimo sinusinės aritmijos biologinis grįžtamasis ryšys gali būti naudingas metodas gerinti įvairiomis ligomis sergančių žmonių gyvenimo kokybę.



1.10 pav. Širdies ritmo variabilumo kreivė [96]

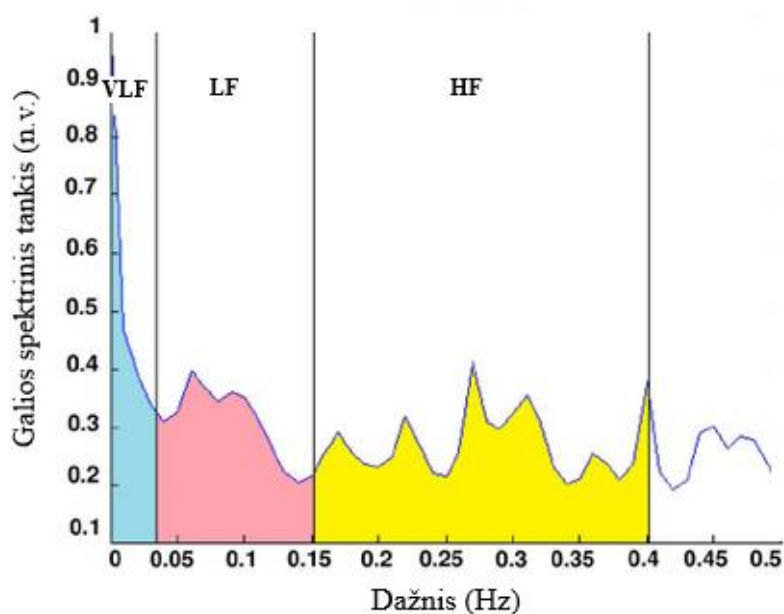
Vienas iš labiausiai paplitusių biologinio grįžtamojo ryšio metodų vadinamas *mHealth* technologija [62, 63]. *mHealth* apibūdina mobiliąsias informacijas ir ryšių technologijas tokias kaip mobilieji kompiuteriai, medicininiai jutikliai ir nešiojamieji prietaisai, taikomi sveikatos priežiūros srityje [64]. *mHealth* technologijų privalumas tas, kad jos pasižymi sąlyginai nedidele kaina ir ganėtinai dideliu psichofiziologinių intervencijų poveikiu. Tokie dėvimi prietaisai gali neinvaziniu būdu registruoti signalus ir įvertinti psichofiziologinius parametrus taip suteikdami papildomos informacijos, kuri būtų naudinga gydymo procese.

Reikia pabrėžti, kad šiuo metu nėra priimto objektyvaus streso įvertinimo standarto. Atlikta tyrimų apžvalga [65, 66] parodė, kad daugelyje tyrimų širdies ritmo variabilumo parametrų vertės įvairiais metodais sukkelto streso metu buvo linkusios keistis. Šie parametrų pokyčiai buvo sąlygojami mažo parasimpatinės nervų sistemos aktyvumo, t. y. sustiprėjusio simpatinės nervų sistemos atsako metu. Padidėjusiam simpatiniam aktyvumui būdingas širdies ritmo variabilumo aukštų dažnių *HF* (angl. *High Frequency*) juostos spektrinio galios tankio sumažėjimas ir žemų dažnių *LF* (angl. *Low Frequency*) juostos spektrinio galios tankio padidėjimas. Neurovizualizavimo tyrimai parodė, kad širdies ritmo variabilumo pokyčiai gali būti susiję su ventromedialine priešfrontaline smegenų žievės sritimi (angl. *ventromedial prefrontal cortex*), kuri susijusi su stresinės situacijos vertinimu. Dabartiniai neurobiologiniai tyrimai rodo, kad širdies ritmo variabilumo parametrai yra jautrūs stresui, todėl yra tinkami objektyviam stresui vertinti. Tačiau kadangi širdies ritmo variabilumas yra susijęs su įvairiais streso veiksniais, patiriamo streso trukme, individualiomis galimybėmis susidoroti su stresu ir gyvenimo būdo įpročiais, širdies ritmo variabilumo parametrus kartais gali būti sunku interpretuoti. Daugelis fizinių sąlygų ir gyvenimo būdo įpročių gali paveikti širdies ritmo variabilumo parametrus, įskaitant fiziologinius veiksnius (pvz., kvėpavimą, paros ritmą ir laikyseną), nekeičiamus veiksnius (pvz., amžių, lytį ir genetinius veiksnius), modifikuojamus gyvenimo būdo veiksnius (pvz., nutukimas, metabolinis sindromas, fizinis aktyvumas, rūkymas ir alkoholio gėrimas) ir kt.

Širdies ritmo variabilumas gali būti vertinamas trumpuoju (5 ar 30 minučių) arba ilguoju (24 valandos) laikotarpiu. Moksliniuose šaltiniuose [85, 86, 87, 88] teigiama, kad tiksliam širdies ritmo

variabilumui įvertinti pakanka 1–2 minučių analizuojamo signalo atkarpos. Širdies ritmo variabilumo parametrai dažniausiai vertinami iš elektrokardiogramos arba fotopletizmogramos signalų. Siekiant apskaičiuoti variabilumo parametrus elektrokardiogramos registravimo atveju skaičiuojami laiko intervalai tarp gretimų skilvelių depoliarizaciją atspindinčių R dantelių ir taip sudaroma *RR* intervalų seka. Fotopletizmogramos analizės atveju gaunami taip vadinami *PP* intervalai. Naudojantis sudarytomis *RR* (*PP*) intervalų sekomis gali būti įvertinami širdies ritmo variabilumo parametrai, kurie skirstomi į laiko srities ir dažnių srities parametrus.

Širdies ritmo variabilumo laiko srities parametrai skaičiuojami tiesiogiai iš sudarytų *RR* (*PP*) intervalų sekų. Įvertinus sudarytos *RR* (*PP*) intervalų sekos galios spektrinį tankį galima apskaičiuoti širdies ritmo variabilumo dažnių srities parametrus (žr. 1.11 pav.).



**1.11 pav.** Širdies ritmo variabilumo spektro juostos, čia *VLF* – labai žemų dažnių juosta, *LF* – žemų dažnių juosta, *HF* – aukštų dažnių juosta [96]

Verta paminėti, kad lėčiau širdies ritmo variabilumo pokyčiai, t. y. *VLF* ir *ULF* parametrai, yra susiję su termoreguliaciniais procesais, tačiau norint vertinti šias dažnių komponentes, širdies ritmą reikia registruoti ilgą laiką.

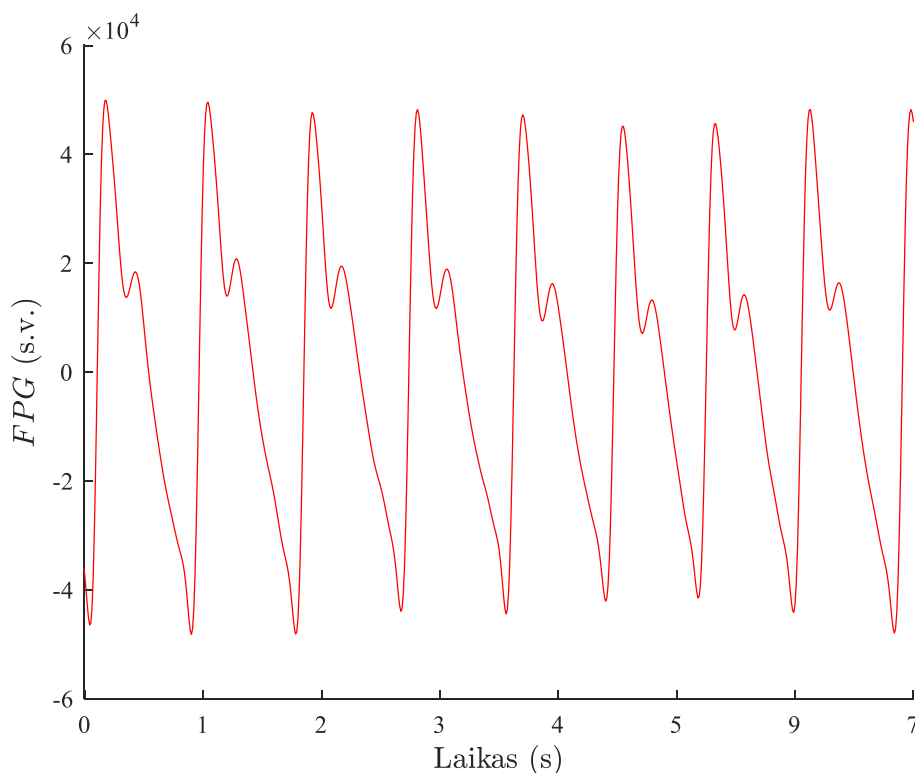
Širdies ritmo variabilumo parametrai dar gali būti skirstomi į netiesinius parametrus [80, 81]. Tačiau šių parametrų fiziologinė prasmė dar nėra iki galo suprasta, todėl juos interpretuoti ganėtinai sudėtinga.

Biologiniu grįžtamoju ryšiu paremtas streso valdymas yra gana perspektyvi sritis, tačiau trūksta įžvalgų apie bendrą intervencijų koncepciją ir vertinimą, atsižvelgiant į psichologinius ir fiziologinius streso rodiklius. Tačiau yra preliminarinių įrodymų, kad grįžtamojo ryšio naudojimas stebint stresą gali pagerinti tiek fiziologinius, tiek psichologinius stresą indikuojančius parametrus. Todėl biologinis grįžtamasis ryšys galėtų tapti papildoma nebrangia teranostine streso vertinimo priemone. Tačiau reikalingi išsamesni tyrimai, susiję su įvairių biologinių grįžtamųjų ryšių intervencijų efektyvumu, nes psichofiziologinių intervencijų pokyčių mechanizmai vis dar nėra iki galo žinomi.

### 1.3.2. Fotopletizmogramos signalo parametrų analizė

Fotopletizmografija – tai optinis neinvazinis metodas, skirtas pulsacijoms, atsirandančioms dėl kraujo tūrio pokyčių periferinėse kraujagyslėse ir audiniuose, registruoti (žr. 1.12 pav.) [36]. Fotopletizmogramos signalų registravimas lyginant jį su elektrokardiogramos signalų registravimu yra paprastesnis, nes jis atliekamas viename kūno taške (pirštas, riešas, kaktas, ausies spenelis ar kt.) [36]. Būtent dėl šios priežasties neseniai pasiūlyta stresą vertinti remiantis fotopletizmografijos principu užregistruotų signalų analize [67, 68, 69, 70].

Fotopletizmogramos (FPG) signalams gauti reikia dviejų komponentų – šviesos šaltinio, kuriuo apšviečiami audiniai ir fotodetektorius, kuris priima nuo audinių atsispindėjusią šviesą [36]. Audiniuose šviesa sugerama ir išsklaidoma, o fotodetektoriumi registruojamas iš audinio vidaus atspindėtas šviesos intensyvumas, kurio lygis priklauso nuo kraujo tūrio pokyčių audinyje [36]. Kraujo tūrio audiniuose padidėjimas lemia mažesnę atspindėtos šviesos intensyvumą ir atvirkščiai. Didžiausias šviesos slopinimas vyksta stacionariuose audiniuose, todėl neapdorotas FPG signalas be pulsuojančio pobūdžio signalo kintamosios komponentės turi ir didelės amplitudės nuolatine dedamąją [36]. FPG signalų analizė jau kelis dešimtmečius naudojama klinikinėje praktikoje, o šiuo metu FPG signalų registravimas vis dažniau integruojamas į tokias dėvimas sistemas kaip išmaniosios apyrankės, laikrodžiai ir kt. FPG signalai suteikia informacijos apie širdies raumens funkciją, kraujotakos sistemą ir jos sudedamąsias dalis, kraujo perfuziją, susijusią su kūno temperatūra, kraujo spaudimą, autonominę nervų sistemą ir kvėpavimo veiklą [11]. FPG signalams registruoti naudojami skirtingų šviesos bangų ilgių (dažniausiai raudonos 660 nm ir infraraudonos 940 nm) diodai, kad būtų galima gauti informacijos apie paviršutiniškas ir galias audinių struktūras vienu metu [73]. Tačiau FPG signalus registruojant nuo riešo vis dažniau naudojama žalios spalvos šviesa [74, 77, 78, 79] (bangos ilgis 560 nm).



1.12 pav. Fotopletizmogramos signalas

Tinkamai apdorojus FPG signalą galima įvertinti ne tik širdies ritmą ir jo variabilumą, bet ir apskaičiuoti signalo morfologinius parametrus. Morfologinė analizė – tai signalų apdorojimo metodas, grįstas signalo formos analize laiko srityje. FPG morfologiniai / pulsinės bangos parametrai dažniausiai įvertinami remiantis išvestinių analize. Atlikta tyrimų [74, 75, 89, 90, 91], kurių metu pastebėta, kad FPG signalo pulsinės bangos parametrų pokyčiai gali signalizuoti apie patiriamą stresą. Todėl šie parametrai yra potencialiai tinkami siekiant įvertinti patiriamo streso lygį. Naujausi tyrimai [91] rodo, kad stresui ypač jautrūs FPG signalo amplitudės parametrai. FPG signalo pulsinės bangos parametrai taip pat naudojami kraujagyslių senėjimui ar tokioms ligoms kaip aterosklerozė vertinti [75].

Apdorojus FPG signalą taip pat galima apskaičiuoti arterinio kraujo išotininimą deguonimi, perfuzijos koeficientą, pletizmogramos variabilumo indeksą [92].

#### **1.4. Literatūros analizės apibendrinimas**

Atlikta mokslinės literatūros analizė parodė, kad nuolat praktikuojamas lėtojo giliojo kvėpavimo rezonansiniu dažniu metodas gali sumažinti patiriamą psichofiziologinį stresą, depresiją ir kitus nerimo sutrikimus. Taikant kvėpavimo rezonansiniu dažniu metodą galima pasiekti maksimalų širdies ritmo variabilumą, sumažinti arterinį kraujo spaudimą ir pagerinti arterinio kraujo išotininimo deguonimi rodiklius. Atlikta mokslinių tyrimų apžvalga parodė, kad lėtojo giliojo kvėpavimo metodas gali būti ypač naudingas hipertenzija, fibromialgija sergantiems ar po insulto atsigaukantiems žmonėms. Kvėpuojant rezonansiniu dažniu galima ne tik subalansuoti organizmo autonominę nervų sistemą, bet ir pagerinti plaučių funkcijos fiziologinius parametrus. Atlikta literatūros analizė taip pat parodė, kad kiekvienam žmogui kvėpavimo rezonansinis dažnis gali būti individualus.

Išanalizavus su kvėpavimu susijusias technologijas galima teigti, kad šiuo metu egzistuojantys prietaisai turi savų trūkumų. Vieni prietaisai neturi matavimais pagrįsto biologinio grįžtamojo ryšio, kuris ypač svarbus siekiant sumažinti patiriamą stresą, kiti yra per daug dideli arba nepatogūs užsidėti ir nusiimti, o kitiems reikia specialiosios programinės įrangos instaliavimo. Dauguma biologinių grįžtamąjį ryšį turinčių prietaisų šiam ryšiui sukurti naudoja širdies ritmo variabilumo parametrus, gaunamus iš elektrokardiogramos ar FPG signalų. Tačiau siekiant kuo tiksliau įvertinti širdies ritmo variabilumą reikia pakankamai ilgos trukmės laiko lango, o tai gali lemti per didelį vėlinimą sistemoje ir sukelti nepatogumus vartotojui pernelyg ilgo seanso metu. Todėl šiame darbe biologiniam grįžtamajam ryšiui sukurti siūloma naudoti greičiau kintančius FPG signalo pulsinės bangos parametrus. Atlikta mokslinės literatūros analizė parodė, kad minėti parametrai pakankamai jautrūs psichofiziologiniam stresui, todėl šiuos parametrus būtų tikslinga naudoti realaus laiko grįžtamojo ryšio sistemoje. Tačiau neatlikta tyrimų, kuriuose būtų nagrinėjama trumpalaikio fizinio streso ir giliojo kvėpavimo įtaka FPG signalo pulsinės bangos parametrams.

## 2. Tyrimo metodai

Tiriamąją darbo dalį sudaro tyrimo protokolo sudarymas ir signalų duomenų bazės užregistravimas, streso lygio ir kvėpavimo dažnio vertinimo algoritmų įgyvendinimas bei išskiriamų parametru statistinė analizė ir rezultatų aptarimas.

Pagrindinis tiriamosios darbo dalies tikslas – ištirti FPG signalo pulsinės bangos parametru psichofiziologinę reakciją patiriamo trumpalaikio fizinio streso ir giliojo kvėpavimo metu.

### 2.1. Tyrimo protokolas ir duomenys

Šiame darbe tiriamiesiems asmenims stresas buvo sukeliamas panaudojant šalto vandens testą (angl. *cold pressor test*). Atliktame tyrime [83] teigiama, kad tokio tipo testas buvo kliniškai panaudotas kaip streso sukėlimo testas siekiant įvertinti širdies kairiojo skilvelio funkciją. Šalčio sukėlimo testas taip pat naudojamas širdies autonominei funkcijai įvertinti [72] ir gali būti panaudotas kaip eksperimentinis skausmo dirgiklis [71]. Šalto vandens sukeliama fiziniam stresui valdyti ir mažinti naudotas giliojo kvėpavimo metodas.

Tyrimas atliktas ramioje, uždaroje, kontroliuojamos temperatūros ( $24 \pm 1$  °C) patalpoje tuo pačiu dienos metu (08:00–13:00) kiekvienam tyrimo dalyviui. Prieš atliekant tyrimą kiekvienas tiriamasis buvo supažindintas su tyrimo protokolu. Bendra tyrimo protokolo trukmė (žr. 2.1 pav.) – 36 minutės.

Ramybės būseną Nr. 1 (R1)	Šiltas vanduo 32 °C (WW)	Šaltas vanduo 7 °C (CW1)	Ramybės būseną Nr. 2 (R2)	Šaltas vanduo 10 °C (CW2)	Ramybės būseną Nr. 3 (R3)	Gilus kvėpavimas (DB)	Ramybės būseną Nr. 4 (R4)	
0	10	11	13	18	20	30	31	36
Laikas (min)								

2.1 pav. Tyrimo protokolas

Tyrimo protokolo fazių aprašymai pateikti žemiau.

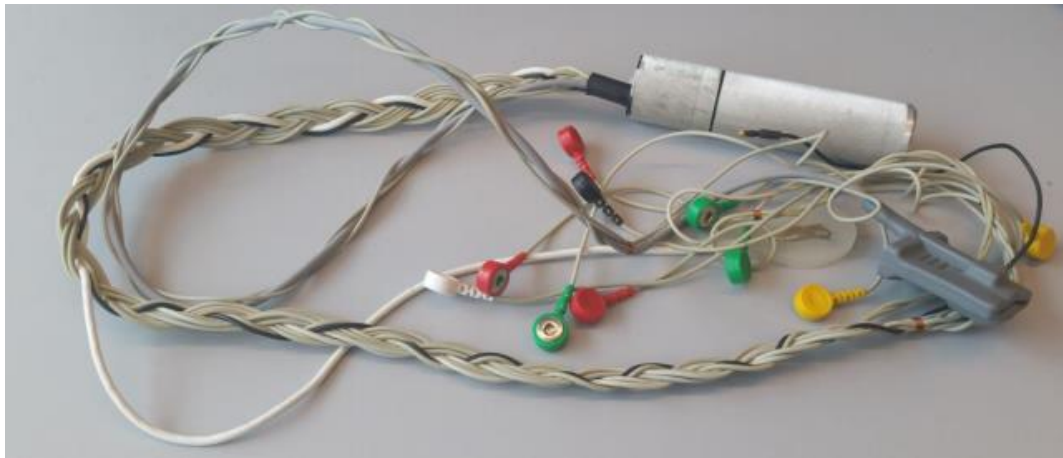
- **Ramybės būseną Nr. 1 (R1).** Tiriamasis ramiai sėdi ant kėdės - rankų delnai padėti ant šlaunų, kojos sulenktos  $\sim 90^\circ$  kampų. Tyrimo fazės trukmė – 10 minučių.
- **Šiltas vanduo 32 °C (WW).** Tiriamasis ramiai įmerkia kairiąją ranką į šiltą 32 °C temperatūros vandenį. Tyrimo fazės trukmė – 1 minutė.
- **Šaltas vanduo 7 °C (CW1).** Tiriamasis ramiai ištraukia kairiąją ranką iš šilto 32 °C temperatūros vandens ir įmerkia ją į šaltą 7 °C temperatūros vandenį. Tyrimo fazės trukmė – 2 minutės.
- **Ramybės būseną Nr. 2 (R2).** Tiriamasis ramiai ištraukia kairiąją ranką iš šalto 7 °C temperatūros vandens ir ramiai sėdi ant kėdės - rankų delnai padėti ant šlaunų, kojos sulenktos  $\sim 90^\circ$  kampų. Tyrimo fazės trukmė – 5 minutės.
- **Šaltas vanduo 10 °C (CW2).** Tiriamasis ramiai įmerkia kairiąją ranką į šaltą 10 °C temperatūros vandenį. Tyrimo fazės trukmė – 2 minutės.
- **Ramybės būseną Nr. 3 (R3).** Tiriamasis ramiai ištraukia kairiąją ranką iš šalto 10 °C temperatūros vandens ir ramiai sėdi ant kėdės - rankų delnai padėti ant šlaunų, kojos sulenktos  $\sim 90^\circ$  kampų. Tyrimo fazės trukmė – 10 minučių.
- **Gilus kvėpavimas (DB).** Tiriamasis kompiuterio ekrane matydamas kvėpavimo simuliaciją besiplečiančio / besitraukiančio apskritimo pavidalu pradeda lėtai giliai kvėpuoti rezonansiniu 6 kart./min dažniu. Tyrimo fazės trukmė – 1 minutė.

- **Ramybės būseną Nr. 4 (R4).** Tiriamasis ramiai sėdi ant kėdės – rankų delnai padėti ant šlaunų, kojos sulenktos  $\sim 90^\circ$  kampu. Tyrimo fazės trukmė – 5 minutės.

Apytikslis rankos įmerkimo gylis WW, CW1 ir CW2 fazėse – iki pusės dilbio.

Tyrimo fazių metu, kai reikėdavo įmerkti ranką į šiltą ar šaltą vandenį, tiriamasis buvo paprašytas įvardinti juntamo vandens temperatūros sukeliama skausmo lygį skalėje nuo 0 iki 100. Tokiu atveju, jei tiriamajam šalto vandens sukeliamas skausmas taptų nebepakeliamas, jis turėtų galimybę tyrimą nutraukti.

Tyrimo iš viso dalyvavo 51 žmogus. Vizualiai įvertinus signalų kokybę nuspręsta analizuoti 41 tiriamojo signalus, t. y. neanalizuoti signalų, kuriuose impulsų atpažinimas ilgos trukmės segmentuose dėl matomų artefaktų buvo nepatikimas. Analizuotų tiriamųjų vidutinis amžius –  $36,93 \pm 10,91$  metai, o kūno masės indeksas –  $23,86 \pm 3,12 \text{ kg/m}^2$ . FPG signalai užregistruoti Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos instituto darbuotojų sukurtu prietaisu „Nautilus 2.0“ (žr. 2.2 pav.). FPG signalų diskretizavimo dažnis – 1 kHz. Viso tyrimo metu FPG signalai buvo registruojami trijose skirtingose kūno vietose: nuo dešinės rankos piršto, kaklo srityje ir šalia ausies. Verta paminėti, kad tyrimo metu taip pat registruoti kiti fiziologiniai signalai (iš viso 107 signalai) – elektrokardiograma, elektromiograma, priekinės smegenų žievės išotininimas deguonimi, ausies biologinė varža ir kt., kurie šiame darbe nebuvo analizuoti. Tyrimo metu taip pat registruotas 3 ašių (x, y, z) akcelerometro signalas, kuris panaudotas FPG ir kitų užregistruotų fiziologinių signalų sinchronizavimui.

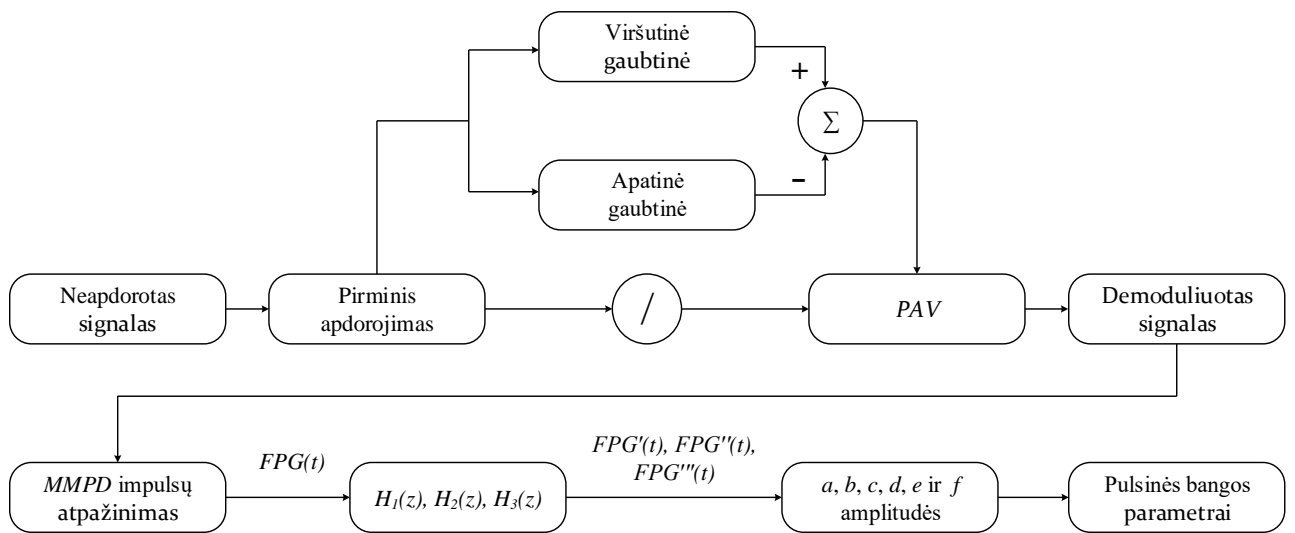


2.2 pav. FPG signalų registravimui naudotas prietaisas „Nautilus 2.0“

## 2.2. Streso lygio biologinio grįžtamojo ryšio vertinimo algoritmas

Šiame darbe naudojantis *MATLAB* programiniu paketu įgyvendintas streso lygio biologinio grįžtamojo ryšio vertinimo algoritmas, paremtas užregistruotų FPG signalų apdorojimu ir analize. Jį sudaro signalo pirminis apdorojimas, signalo amplitudės demoduliacija, impulsų atpažinimas, išvestinių skaičiavimas skaitmeniniais filtrais ir parametrų gavimas. Supaprastinta streso vertinimo algoritmo blokinė diagrama pateikta 2.3 paveiksle.



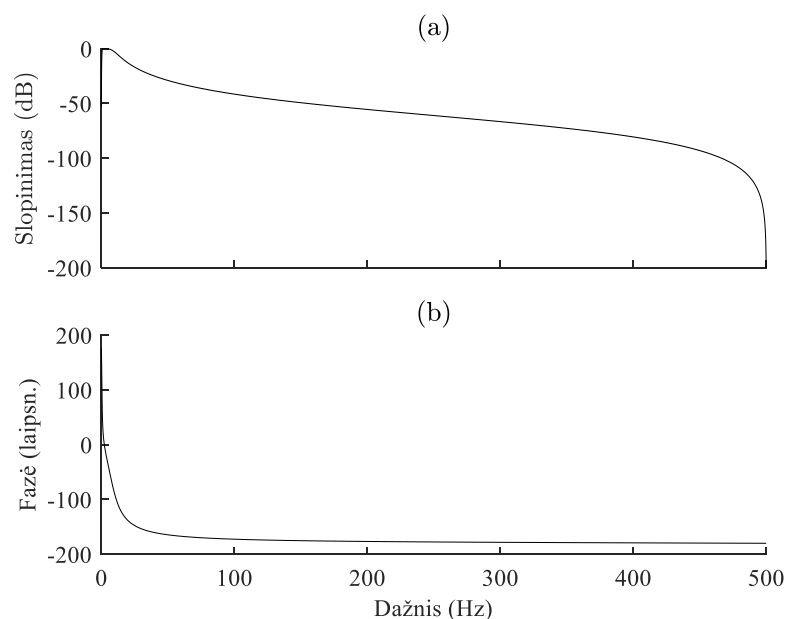


**2.3 pav.** Streso vertinimo algoritmo blokinė diagrama

### 2.2.1. Signalų pirminis apdorojimas

Siekiant nuslopinti įvairių šaltinių triukšmus, atsiradusius FPG signalė registravimo metu, signalas nufiltruojamas nulinės fazės (angl. *zero-phase*) 2-os eilės juostiniu Butterworth'o filtru. Filto praleidžiamų dažnių juosta – 0,5–10 Hz.

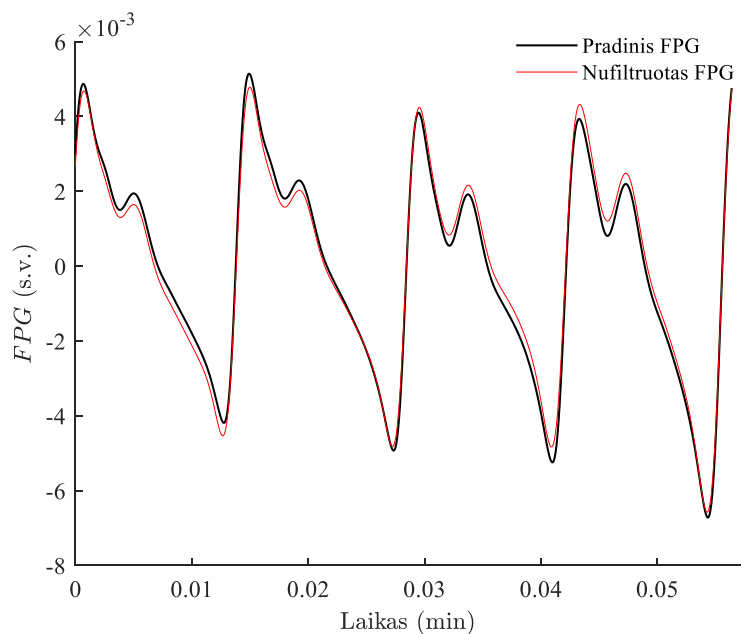
Suprojektuoto pirminio apdorojimo filto amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos pateiktos 2.4 paveiksle.



**2.4 pav.** Pirminio apdorojimo filto (a) amplitudės ir (b) fazės dažninės charakteristikos

Šiuo juostiniu filtru nuslopinami žemųjų dažnių (iki 0,5 Hz) ir aukštųjų dažnių (nuo 10 Hz) triukšmai, todėl tolimesnis signalų apdorojimo uždavinys – impulsų atpažinimas tampa lengviau įgyvendinamas. Viršutinio 10 Hz pjūvio dažnio parinkimas daugumoje atvejų užtikrino, kad FPG signalo 2-osios išvestinės ekstremumų taškai būtų atpažinti.

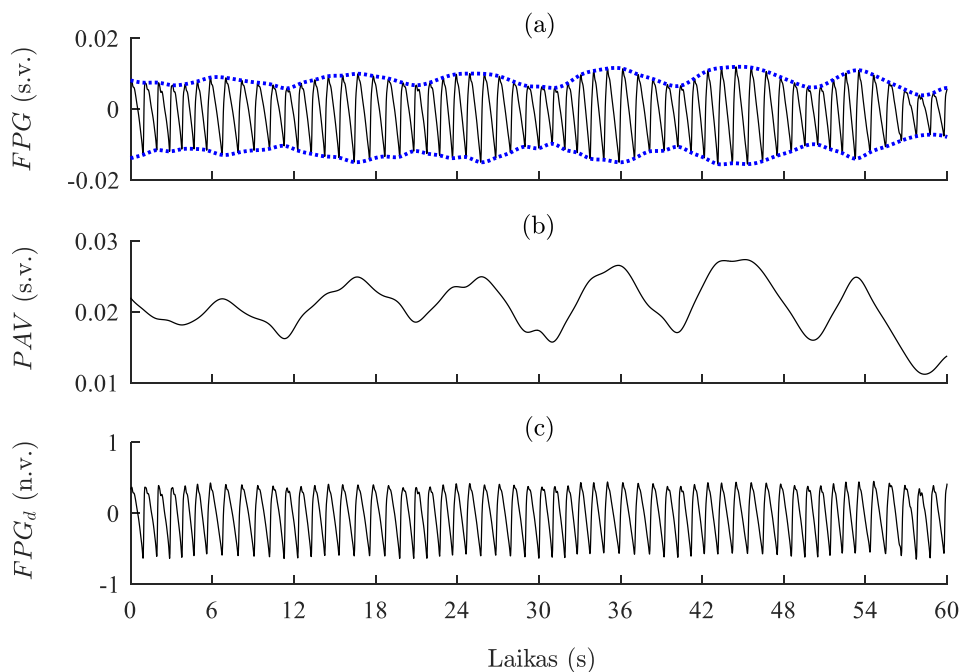
FPG signalo atkarpos prieš filtravimą ir po jo pateiktos 2.5 pav.



2.5 pav. Pradinis ir nufiltruotas FPG signalai

### 2.2.2. Signalo amplitudės demoduliacija

FPG signalo demoduliacijai atlikti suskaičiuotos signalo viršutinė ir apatinė gaubtinės. Sekančiame etape įvertintas pulsinės amplitudės varijavimas  $PAV$ , apskaičiuotas kaip viršutinės ir apatinės gaubtinių skirtumas. Demoduluotas FPG signalas gautas jį padalinus iš apskaičiuoto pulsinės amplitudės varijavimo  $PAV$  parametro kreivės (žr. 2.6 pav.).

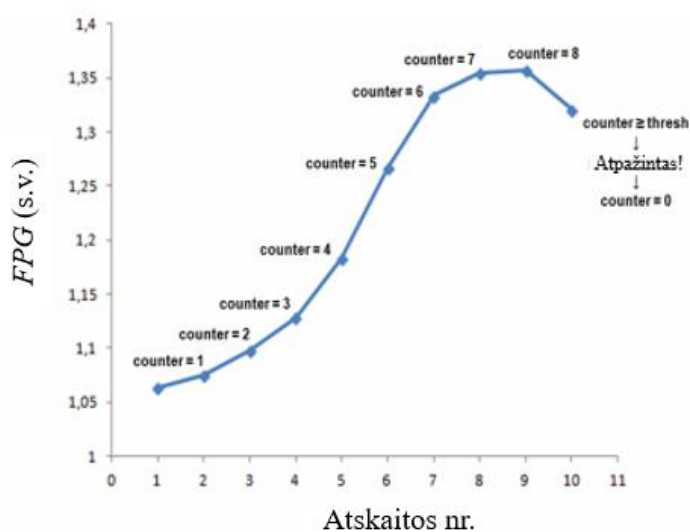


2.6 pav. FPG signalo amplitudės demoduliacija DB fazės metu: (a) FPG signalas su viršutine ir apatine gaubtinėmis; (b)  $PAV$  – skirtumas tarp viršutinės ir apatinės gaubtinių; (c)  $FPG_d$  - demoduluotas FPG signalas

### 2.2.3. Impulsų atpažinimas

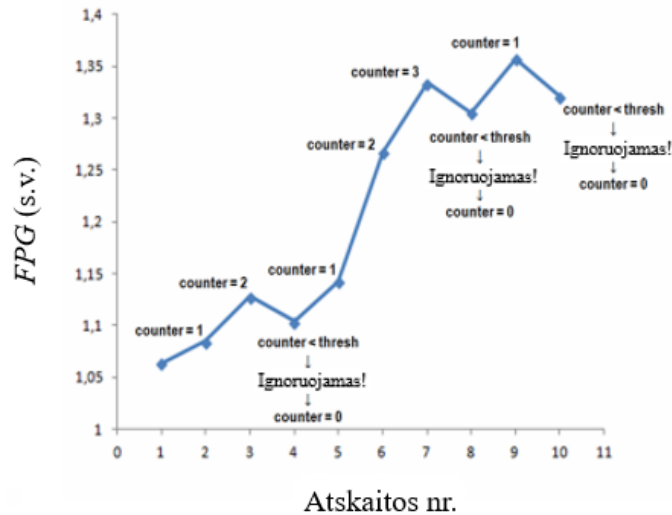
Šiame darbe FPG impulsų atpažinimas paremtas mažo kompleksiško MMPD impulsų atpažinimo metodu (angl. *Mountaineer's Method for Peak Detection*) [76].

MMPD impulsų atpažinimo metodas remiasi prielaida, kad kylančioji signalo dalis, esanti prieš FPG impulso sistolinę amplitudę, yra griežtai didėjanti funkcija  $F$ . Todėl kiekviena funkcijos  $F$  reikšmė skirtingu laiko momentu  $t(i)$  tenkina sąlygą –  $F(t(i)) > F(t(i - 1))$ , čia  $i$  – funkcijos  $F$  atskaitos numeris. Algoritmo vykdymo metu skaičiuojama, kiek kartų (*counter*) minėta sąlyga yra tenkinama. Jei kintamojo *counter* vertė pasiekia arba viršija tam tikrą slenksčio vertę *thresh* ir didėjimo sąlyga nebetenkinama, apibrėžiama impulso sistolinė amplitudė (žr. 2.7 pav.) ir kintamojo *counter* vertė prilyginama 0.



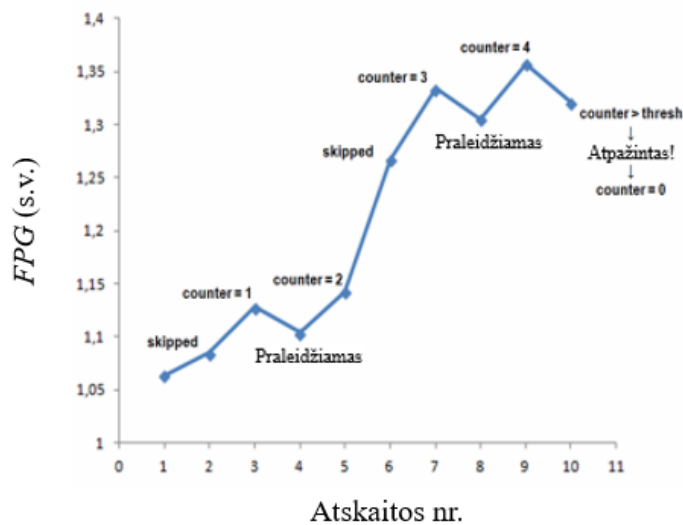
**2.7 pav.** MMPD algoritmo atvejis, kai sistolinė amplitudė sėkmingai atpažįstama nesant atsitiktiniams virpėjimams kylančiame signalo segmente [76]

Tačiau amplitudės mažėjimą glotniame signalo segmente gali lemti tam tikri virpėjimai, dėl kurių įtakos galimas priešlaikinis kintamojo *counter* vertės prilyginimas 0 ir klaidingas sistolinės amplitudės atpažinimas (žr. 2.8 pav.).



**2.8 pav.** MMPD algoritmo atvejis, kai sistolinė amplitudė gali būti nesėkmingai atpažįstama esant atsitiktiniams virpėjimams kylančiame signalo segmente, kai signalo atskaitos vertė  $F(t(i))$  lyginama su prieš ja esančios atskaitos verte  $F(t(i - 1))$  [76]

Šio klaidingo atpažinimo problema išspręsta praplečiant FPG signalo atskaitų verčių palyginimo diapazoną. Užuot lyginus signalo atskaitos vertę  $F(t(i))$  su prieš ja esančios atskaitos verte  $F(t(i - 1))$ , ji lyginama su  $F(t(i - (C + 1)))$  signalo atskaitos verte, čia  $C$  – žingsnio vertė, parenkama individualiai siekiant išvengti signalo atsitiktinių virpėjimų aptikimo (žr. 2.9 pav.).



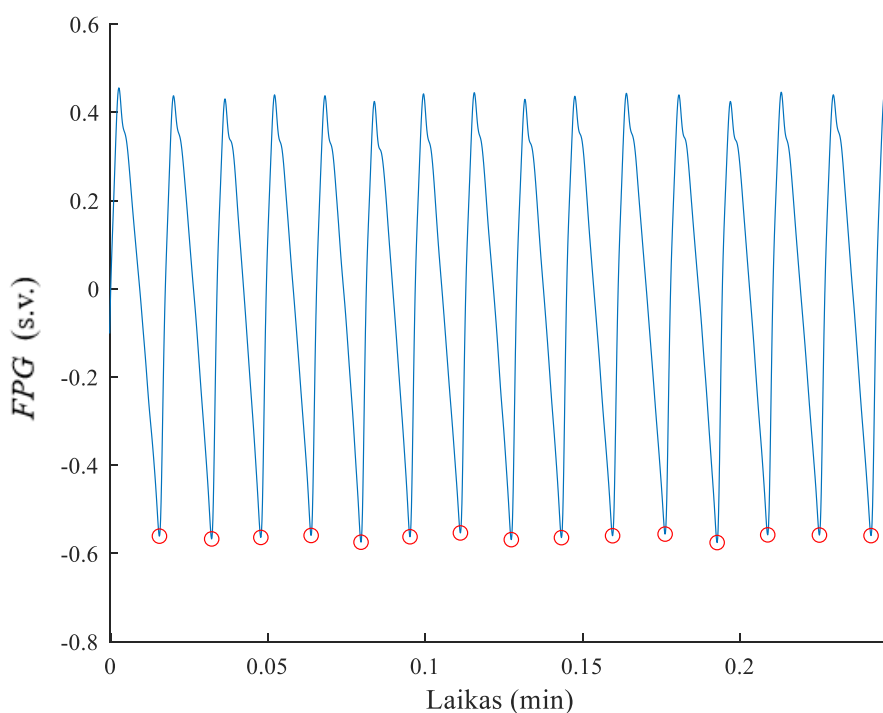
**2.9 pav.** MMPD algoritmo atvejis, kai sistolinė amplitudė sėkmingai atpažįstama esant atsitiktiniams virpėjimams kylančiame signalo segmente, kai signalo atskaitos vertė  $F(t(i))$  lyginama su  $F(t(i - (C + 1)))$  signalo atskaitos verte [76]

MMPD impulsų atpažinimo metode naudojama slenksčio vertė *thresh* yra proporcinga atskaitų kiekiui, sudarančiam laiko intervalą nuo impulso pradžios taško (angl. *onset*) iki impulso sistolinės amplitudės. Paprastai šis laiko intervalas vadinamas sistolės trukme *CT* (angl. *Crest Time*) ir lygus maždaug 0,1 s. Todėl *CT* intervalą sudarantis apytikslis atskaitų kiekis lygus  $0,1 * f_s$ , čia  $f_s$  – FPG signalo diskretizavimo dažnis (Hz). Siekiant slenksčių adaptuoti prie tiriamojo asmens širdies ritmo

variabilumo slenkščio vertė nustatoma lygi 60 % visos sistolės trukmės. Taikant šį metodą lyginamų atskaitų kiekis sumažėja  $1 / (C + 1)$  kartų, todėl slenkstis apibrėžiamas –  $thresh = (0,6 * CT * f_s) / (C + 1)$ . Vėliau slenkstis adaptuojamas pagal *counter* vertę, nusakančią, kiek kartų atskaitų verčių didėjimo sąlyga buvo tenkinama. Siekiant įsitikinti, ar FPG impulso sistolinė amplitudė rasta teisingai, ieškoma maksimali signalo vertė tam tikrame apibrėžtame lange.

Atlikta tyrimų [76], kurie teigia, kad taikant MMPD impulsų atpažinimo metodą galima pasiekti didesnį jautrumo parametą lyginat su FPG impulsų atpažinimo metodu, paremtu pirmąja signalo išvestine (98,69 % > 97,18 %). Šiuo metodu taip pat gaunamas mažesnis klaidingo aptikimo rodiklis (angl. *failed detection rate*) – 2,08 % < 3,36 %, bet tuo pačiu gaunama šiek tiek mažesnė teigiama prognostinė vertė (angl. *positive predicted value*) – 99,28 % < 99,64 %. Atliktas tyrimas [76] taip pat parodė, kad taikant MMPD metodą FPG signalo impulsams atpažinti galima ganėtinai tiksliai apskaičiuoti širdies ritmo variabilumo parametrus. Be to, tyrimo rezultatai parodė, kad MMPD algoritmas gali dinamiškai adaptuotis prie sąlygų, kuriose tikėtinas staigus FPG signalo amplitudės sumažėjimas (pvz., fizinis sužalojimas, miego apnėjos epizodai ar gilus kvėpavimas).

FPG signalo atkarpos pavyzdys su atpažintais impulsais pateiktas 2.10 pav.



**2.10 pav.** FPG signalas su atpažintais impulsais

#### 2.2.4. Išvestinių skaičiavimas skaitmeniniais filtrais

Šiame darbe FPG signalo pirmosios trys išvestinės reikalingos siekiant apskaičiuoti signalo pulsinės bangos parametrus, kurių verčių kitimo analize bus paremtas biologinis grįžtamasis ryšis streso valdymo sistemoje.

Signalų pirmųjų trijų išvestinių skaičiavimas atliekamas suprojektuojant atitinkamus tris skaitmeninius filtras, pro kuriuos praleidžiant signalą gaunamos išvestinės.

Pirmojo laipsnio išvestinei gauti naudojamas skaitmeninis filtras, kurio perdavimo funkcija:

$$H_1(z) = 1 - z^{-1}. \quad (2.1)$$

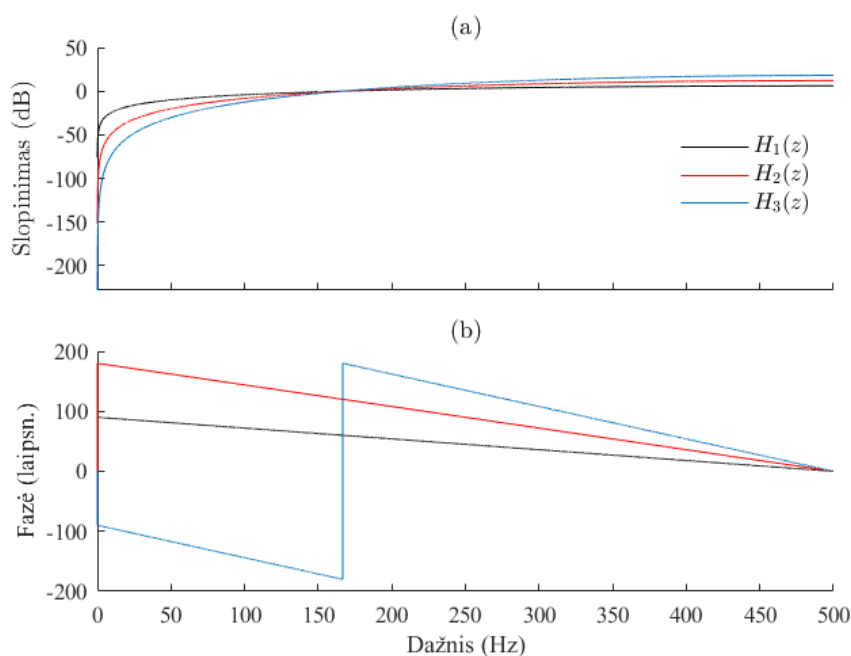
Antrojo laipsnio išvestinei gauti naudojamas skaitmeninis filtras, kurio perdavimo funkcija:

$$H_2(z) = 1 - 2z^{-1} + z^{-2}. \quad (2.2)$$

Trečiojo laipsnio išvestinei gauti naudojamas skaitmeninis filtras, kurio perdavimo funkcija:

$$H_3(z) = 1 - 3z^{-1} + 3z^{-2} - z^{-3}. \quad (2.3)$$

Suprojektuotų diskretinių sistemų  $H_1(z)$ ,  $H_2(z)$  ir  $H_3(z)$  amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos pateiktos 2.11 pav.



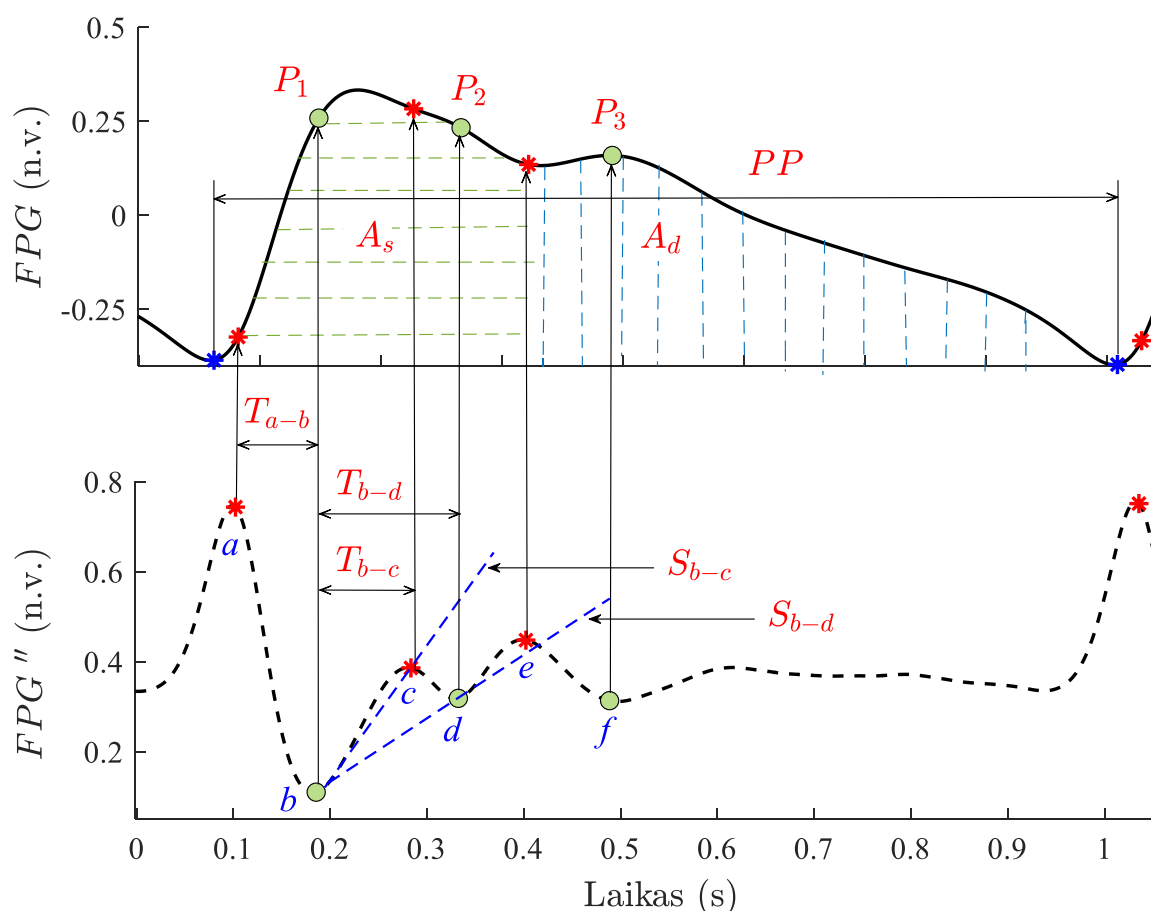
2.11 pav. Sistemų  $H_1(z)$ ,  $H_2(z)$  ir  $H_3(z)$  charakteristikos: (a) amplitudės dažninė charakteristika; (b) fazės dažninė charakteristika

## 2.2.5. Pulsinės bangos parametrų įvertinimas

Remiantis signalo 2-osios išvestinės  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$ ,  $e$  ir  $f$  bangų amplitudėmis – ekstremumais (žr. 2.12 pav.) skaičiuojami septyni demoduluoto FPG signalo pulsinės bangos parametrai:

- $A_s$  – FPG impulso sistolinis plotas nuo pradžios taško iki dikrotinio įlinkio;
- $A_d$  – FPG impulso diastolinis plotas nuo dikrotinio įlinkio iki pabaigos taško;
- $S_{b-c}$  – nuolydžio koeficientas, kurį sudaro tarp  $FPG''(b)$  ir  $FPG''(c)$  amplitudžių išvesta tiesė;
- $S_{b-d}$  – nuolydžio koeficientas, kurį sudaro tarp  $FPG''(b)$  ir  $FPG''(d)$  amplitudžių išvesta tiesė;
- $T_{a-b}$  – laiko intervalas tarp  $FPG''(a)$  ir  $FPG''(b)$  amplitudžių;
- $T_{b-c}$  – laiko intervalas tarp  $FPG''(b)$  ir  $FPG''(c)$  amplitudžių;
- $T_{b-d}$  – laiko intervalas tarp  $FPG''(b)$  ir  $FPG''(d)$  amplitudžių.

Taip pat įvertinti impulso trukmė  $PP$  ir pulsinės amplitudės varijavimas  $PAV$ .



**2.12 pav.** FPG signalo pulsinės bangos parametrų ir 2-osios išvestinės bangų  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$ ,  $e$  ir  $f$  iliustracija. Čia  $P_1$  – pirmosios sistolinės bangos amplitudė,  $P_2$  – antrosios sistolinės bangos amplitudė,  $P_3$  – diastolinės bangos amplitudė

Išvestinės charakteringųjų taškų radimas paremtas darbuose [36, 89] aprašytu ir tyrime [91] pritaikytu metodu.

Siekiant išvengti didelių parametrų verčių išskirčių, parametrai nebuvo skaičiuojami impulsuose, kurių 2-osios išvestinės bangų amplitudės buvo mažesnės už bazinę liniją.

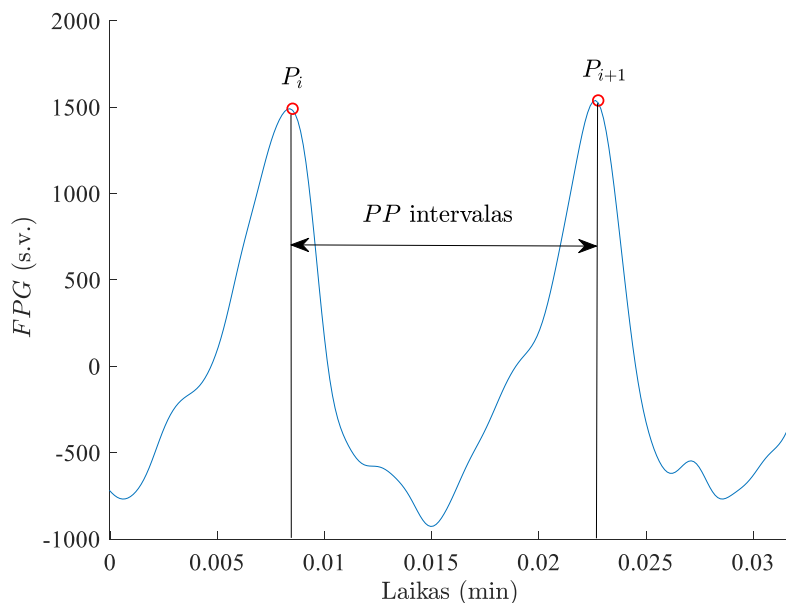
### 2.3. Kvėpavimo dažnio biologinio grįžtamojo ryšio vertinimo algoritmas

Siekiant vartotojui sukurti patogesnę streso valdymo sistemą su biologiniu grįžtamoju ryšiu kvėpavimo dažnio vertinimo algoritmas įgyvendintas remiantis FPG (ne tiesioginių kvėpavimo) signalų apdorojimu.

Kvėpavimo profilis sudarytas analizuojant FPG signalo dažnio moduliaciją (FM), atsirandančią giliai kvėpuojant rezonansiniu dažniu. Amplitudės moduliacijos nuspūsta neanalizuoti, nes šiame darbe atlikti tyrimai parodė, kad kvėpavimo profilio formai gauti visiškai pakanka FM dedamosios. Kvėpavimo dažnį sistemoje numatoma vertinti tik gilaus kvėpavimo seanso metu, todėl šis algoritmas buvo kuriamas tik stipriai faze moduluotiems FPG signalams.

### 2.3.1. *PP* intervalų sekos sudarymas

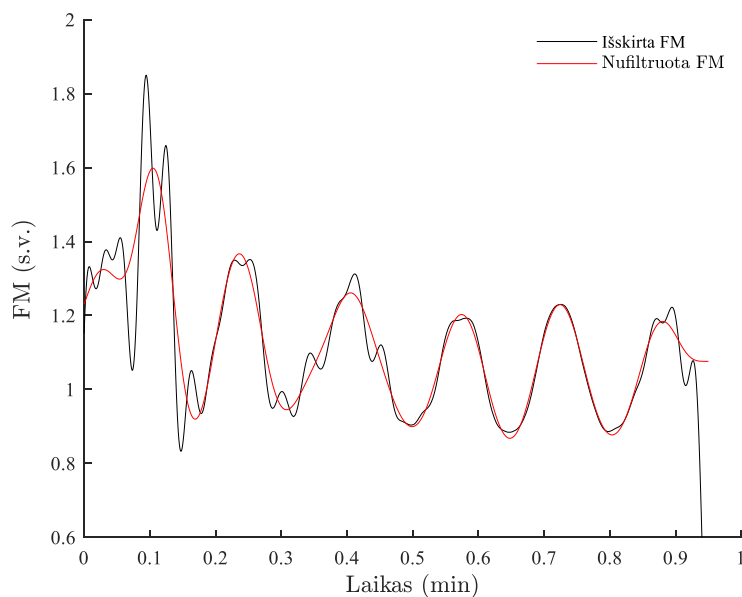
Skaičiuojami laiko intervalai tarp gretimų invertuoto FPG signalo ekstremumų - P dantelių ir taip sudaroma *PP* intervalų seka (žr. 2.13 pav.). Gauta *PP* intervalų seka interpoliuojama tam, kad jos atskaitų kiekis sutaptų su FPG signalo atskaitų kiekiu.



2.13 pav. *PP* intervalo iliustracija

### 2.3.2. Dažnio moduliacijos dedamosios išskyrimas

FM dedamoji skaičiuojama iš FPG signalo sudarytos gretimų *PP* intervalų sekos, kurios vertės konvertuojamos į dažnį. Išskirta FM dedamoji nufiltruojama nulinės fazės 4-os eilės Butterworth'o žemųjų dažnių filtru, kurio pjūvio dažnis – 0,2 Hz (12 kart./min). Išskirta ir nufiltruota FM dedamosios pateiktos 2.14 pav.



2.14 pav. Išskirta ir nufiltruota FM dedamosios



### 2.3.3. Kvėpavimo dažnio įvertinimas

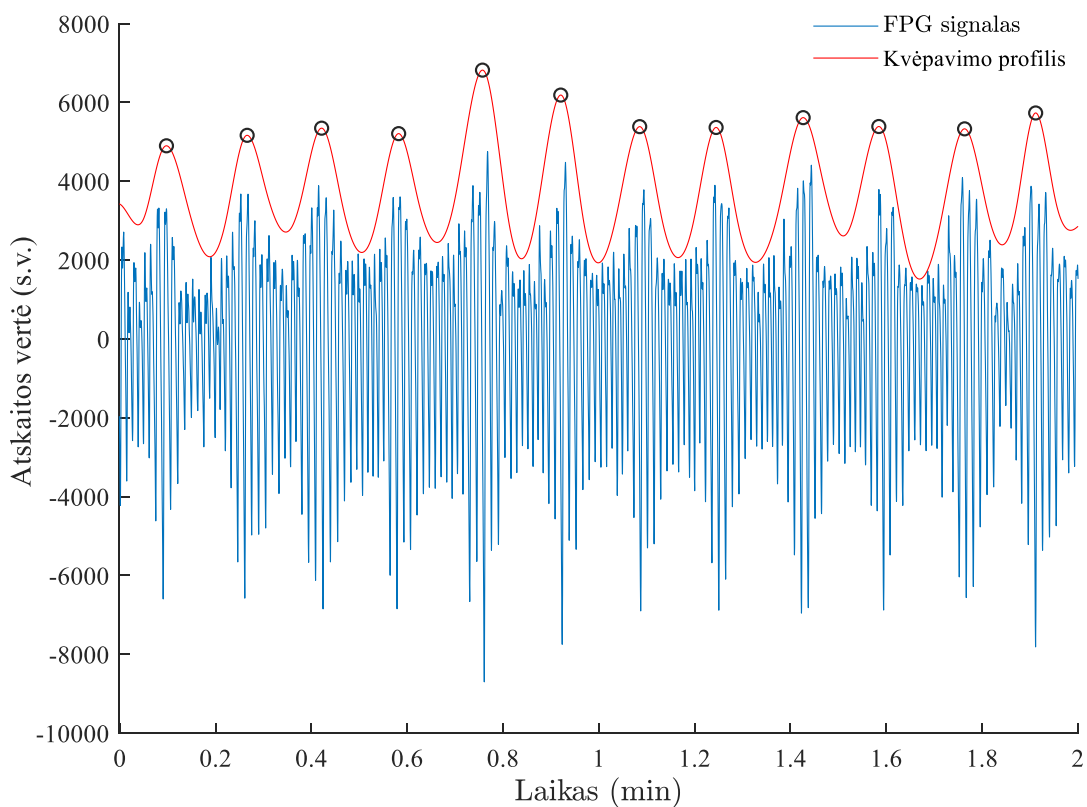
Daroma prielaida, kad nufiltruota FM dedamoji atitinka kvėpavimo profilį.

Kvėpavimo dažnis apskaičiuojamas tokiais žingsniais:

- 1) randami išskirto kvėpavimo profilio teigiamų ekstremumų indeksai;
- 2) skaičiuojami laiko tarpai  $T$  tarp gretimų kvėpavimo profilio teigiamų ekstremumų indeksų;
- 3) laiko tarpai (periodai)  $T$  perskaičiuojami į kvėpavimo dažnį  $f$  kart./min:

$$f = \frac{60}{T}. \quad (2.4)$$

Sudarytas pavyzdinis 2 minučių trukmės kvėpavimo profilio signalas su išskirtais ekstremumais ir giliojo kvėpavimo metu moduliotu FPG signalu pateiktas 2.15 pav.



**2.15 pav.** Kvėpavimo profilio signalas su išskirtais ekstremumais ir giliojo kvėpavimo metu moduliotu FPG signalu

## 2.4. Statistinės analizės metodai

Šiame darbe tarpusavyje lyginamos imtys:

- R1 ir CW1 tyrimo fazėse gautų parametrų vidutiniai įverčiai;
- R2 ir CW2 tyrimo fazėse gautų parametrų vidutiniai įverčiai;
- R3 ir DB tyrimo fazėse gautų parametrų vidutiniai įverčiai.

Šiam tikslui skaičiuojamos  $p$  reikšmės, parodančios tikimybę, kad stebimas skirtumas tarp lyginamųjų imčių galėjo atsirasti atsitiktinai, priimant, kad skirtumo populiacijoje nėra.

Anderson'o–Darling'o testu nustatyta, kad nagrinėjamų imčių reikšmės populiacijoje nėra pasiskirsčiusios pagal normalųjį Gauss'o skirstinį (angl. *Gaussian distribution*), t. y.  $H$  reikšmės testo metu gautos lygios 1.

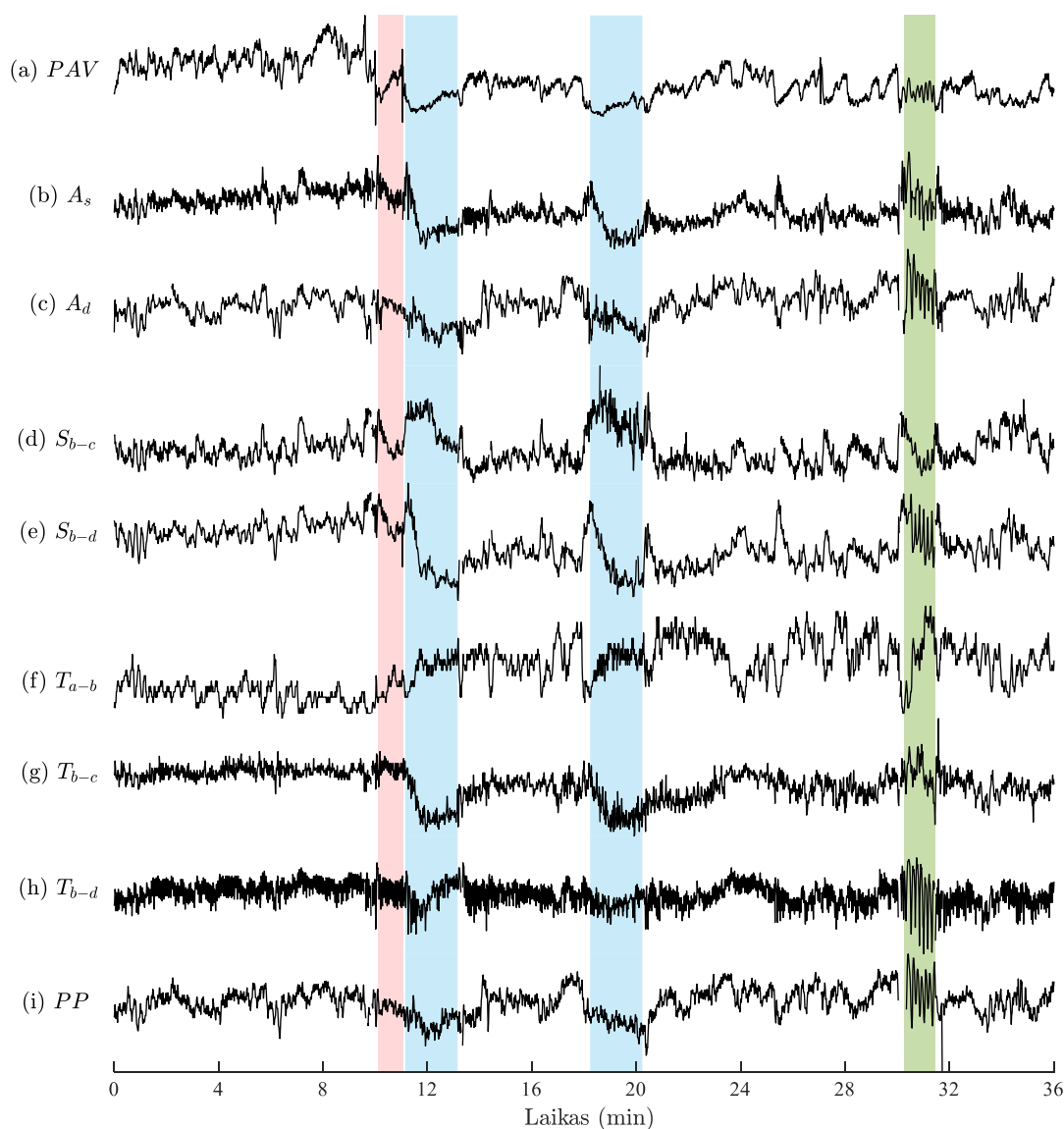
Tarpusavyje lyginamos imtys yra viena kitai priklausomos, nes vienos imties tiriami subjektai yra susiję su kitos imties subjektais, t. y. nagrinėjama ta pati tiriamųjų grupė skirtingose imtyse. Šiuo atveju stebima, kaip tiriami parametrai kinta tyrimo fazių metu tarp visų tiriamųjų. Tokie duomenys dar vadinami poriniais.

Nagrinėjamų imčių reikšmės populiacijoje nėra pasiskirsčiusios pagal normalųjį Gauss'o skirstinį ir duomenys yra poriniai, todėl  $p$  reikšmei įvertinti naudotas neparametrinis porinis Wilcoxon'o ženklų testas (angl. *Wilcoxon signed rank test*).

Atliekant statistinę analizę taip pat įvertintas efekto dydis Cohen'o  $d$  įverčiu. Efekto dydis – tai standartizuotas skirtumas tarp imčių, kuris gaunamas eliminuojant imties dydžio įtaką.

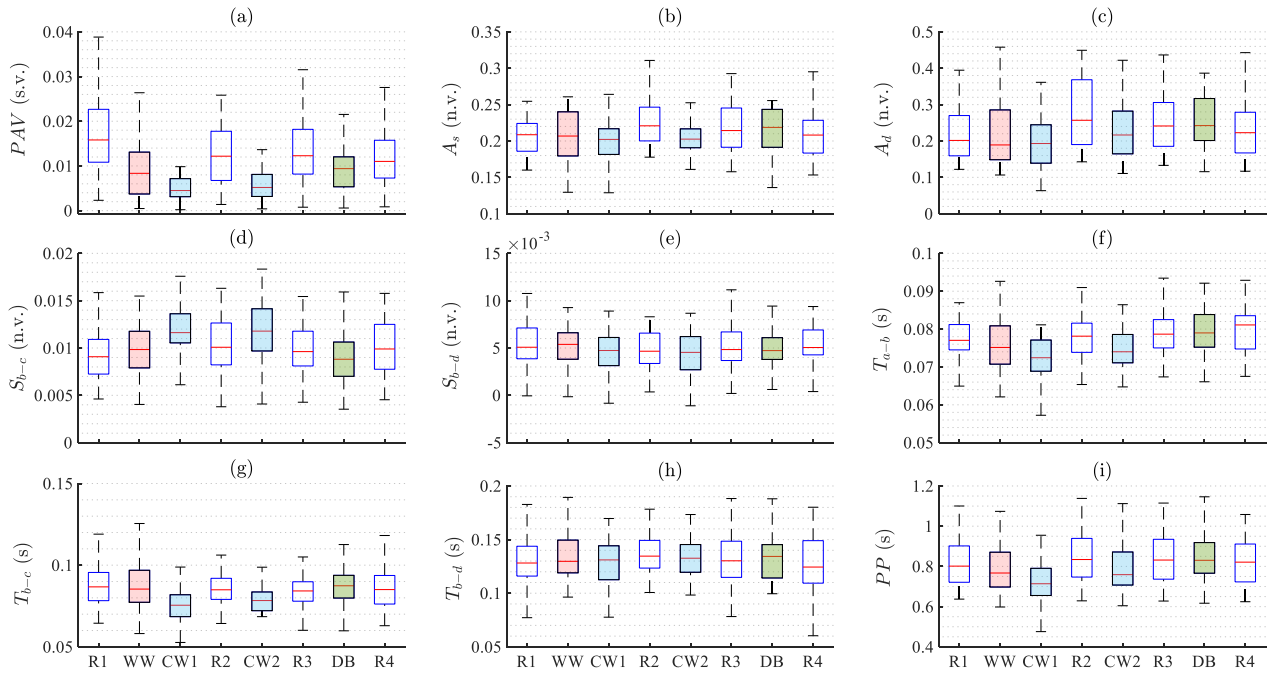
### 3. Rezultatai

FPG signalo pulsinės bangos parametrų verčių kitimo kreivės viename iš tyrimo metu užregistruotų signalų pateiktos 2.16 pav.



**2.16 pav.** FPG signalo parametrų kitimas viename iš tyrimo metu užregistruotų signalų: (a) pulsinės amplitudės variavimas  $PAV$ ; (b) impulso sistolinis plotas  $A_s$ ; (c) impulso diastolinis plotas  $A_d$ ; (d) nuolydžio koeficientas  $S_{b-c}$ ; (e) nuolydžio koeficientas  $S_{b-d}$ ; (f) laiko intervalas  $T_{a-b}$ ; (g) laiko intervalas  $T_{b-c}$ ; (h) laiko intervalas  $T_{b-d}$ ; (i) impulso trukmė  $PP$

FPG signalo pulsinės bangos parametrų vidutinių verčių pasiskirstymas stačiakampių diagramų (angl. *boxplots*) forma tarp tiriamųjų visų tyrimo fazių metu pateiktas 2.17 pav.



**2.17 pav.** FPG parametrų vidutinių verčių pasiskirstymas tarp tiriamųjų visų tyrimo fazių metu stačiakampių diagramų forma: (a) pulsinės amplitudės variavimas  $PAV$ ; (b) impulso sistolinis plotas  $A_s$ ; (c) impulso diastolinis plotas  $A_d$ ; (d) nuolydžio koeficientas  $S_{b-c}$ ; (e) nuolydžio koeficientas  $S_{b-d}$ ; (f) laiko intervalas  $T_{a-b}$ ; (g) laiko intervalas  $T_{b-c}$ ; (h) laiko intervalas  $T_{b-d}$ ; (i) impulso trukmė  $PP$

Atsitiktinį pasiskirstymą įvertinančios  $p$  reikšmės tarp atitinkamų lyginamųjų imčių pateiktos 2.1 lentelėje.

**2.1 lentelė.**  $p$  reikšmės tarp lyginamųjų imčių

FPG parametras	$p$ reikšmės		
	R1-CW1	R2-CW2	R3-DB
$PAV$	< 0,001	< 0,001	< 0,001
$A_s$	0,020	< 0,001	0,646
$A_d$	0,035	0,002	0,627
$S_{b-c}$	< 0,001	< 0,001	< 0,001
$S_{b-d}$	0,004	0,025	0,693
$T_{a-b}$	< 0,001	< 0,001	0,396
$T_{b-c}$	< 0,001	< 0,001	0,009
$T_{b-d}$	0,943	0,160	0,221
$PP$	< 0,001	< 0,001	0,902

Efekto dydį įvertinančios  $d$  vertės pateiktos 2.2 lentelėje.

**2.2 lentelė.** Efekto dydžio įverčio  $d$  reikšmės tarp lyginamųjų imčių. Ženklu „\*“ pažymėtos  $d$  vertės, kurių modulis  $|d| > 0,8$ , t. y. atvejai, kuriais galime laikyti, kad gautas efekto dydis yra didelis

FPG parametras	Efekto dydžio įverčiai $d$		
	R1-CW1	R2-CW2	R3-DB
$PAV$	1,444*	1,129*	1,030*
$A_s$	0,395	0,320	-0,129
$A_d$	0,286	0,282	-0,151
$S_{b-c}$	-1,071*	0,182	0,156
$S_{b-d}$	0,502	0,185	0,156
$T_{a-b}$	0,676	0,830*	-0,142
$T_{b-c}$	1,201*	1,264*	-0,273
$T_{b-d}$	0,121	0,261	-0,128
$PP$	0,968*	1,079*	0,023

Pagal gautus rezultatus (žr. 2.1 ir 2.2 lenteles) matome, kad FPG signalo parametrai -  $PAV$ ,  $S_{b-c}$ ,  $T_{a-b}$ ,  $T_{b-c}$  ir  $PP$  pasižymi didžiausiu statistiniu skirtumų reikšmingumu. Tačiau išskirtinai didžiausius efekto dydžio įverčius parodė  $PAV$  parametras, kurio vertės apskaičiuotos kaip FPG signalo viršutinės ir apatinės gaubtinių atskaitų reikšmių skirtumai.

Įvertintas vidutinės kvėpavimo dažnio, apskaičiuoto iš FPG signalo, vertės pasiskirstymas tarp tiriamųjų giliojo kvėpavimo ciklo metu. Gauti aprašomosios statistikos parametrai:

- mediana – 6,229 kart./min;
- 25 % kvartilis – 5,902 kart./min;
- 75 % kvartilis – 7,766 kart./min;
- tarpkvartilinis plotis – 1,864 kart./min.

#### 4. Diskusija

Šiame darbe ištirti devyni FPG signalo pulsinės bangos parametrai. Didžiausius efekto dydžio įverčius parodė PAV parametras, todėl galėtume daryti prielaidą, kad amplitudės / gaubtinės analize grįsti parametrai, lyginant juos su demoduliuoto signalo parametrais, yra jautresni autonominės nervų sistemos stimulams tokiems kaip šalto vandens ir giliojo kvėpavimo testai.

Atlikti tyrimai [91] teigia, kad FPG signalo 1-osios sistolinės bangos amplitudės parametras  $P_1$  yra ganėtinai jautresnis psichologiniam stresui. Šiame darbe atliktais tyrimais parodyta, kad amplitudės / gaubtinės analize grįsti parametrai taip pat yra jautresni trumpalaikiam fiziniam stresui. Nors kitų autorių anksčiau atlikti tyrimai [89] esminio ryšio tarp patiriamo streso ir FPG signalo amplitudės neparodė.

Galime pastebėti (žr. 2.17 pav. ir 2.1, 2.2 lenteles), kad dauguma parametrų nepasižymi dideliu statistiniu skirtumų reikšmingumu, kai tarpusavyje lyginami R3 ir DB tyrimo fazių įverčiai. Giliojo kvėpavimo metu statistiškai reikšmingi skirtumai stebimi tik PAV ir  $S_{b-c}$  parametruose. Galbūt tam įtakos turėjo parinkta sąlyginai neilga giliojo kvėpavimo pratimo trukmė (1 minutė). Galima svarstyti, kad ilgesnės trukmės gilusis kvėpavimas leistų stipriau aktyvuoti parasimpatinę nervų sistemą ir vizualiai stebėti labiau išsiskiriančius parametrų įverčius. Iš kitos pusės galima samprotauti, kad tik nuolat ar periodiškai praktikuojamas giliojo kvėpavimo rezonansiniu dažniu metodas gali lemti akivaizdžius sveikatai svarbių fiziologinių parametrų pokyčius. Be to, lieka neaišku, ar tokie patys rezultatai būtų gauti, jei tiriamieji iškvėpimą būtų atlikę atvira burna. Todėl giliojo kvėpavimo įtaką FPG signalo parametrams ateityje būtų galima ištirti išsamiau.

Remiantis FPG signalų apdorojimu ir analize įvertintas kvėpavimo dažnis giliojo kvėpavimo fazės metu. Pagal gautus rezultatus matyti, kad įgyvendintas kvėpavimo dažnio vertinimo algoritmas yra ganėtinai tikslus, t. y. gauta dažnio mediana 6,229 kart./min artima teoriniam kvėpavimo rezonansiniam dažniui 6 kart./min. Taip pat svarbu pabrėžti, kad šiame darbe kvėpavimo dažnis kiekvienam tiriamajam buvo įvertintas ne kaip įkvėpimų / iškvėpimų skaičius per minutę, bet kaip vidutinis kvėpavimo ciklo dažnis, kuriuo vidutiniškai buvo kvėpuojama giliojo kvėpavimo seanso metu. Galime daryti prielaidą, kad gautas nemažas įverčio tarpkvartilinis plotis rodo, kad tiriamiesiems ne visada pavyko išlaikyti vienodą 10 sekundžių trukmės bendrą įkvėpimo ir iškvėpimo trukmę viso ciklo metu. Didesnius nuokrypius nuo teorinės vertės galėjo lemti ir tai, kad ne visų tiriamųjų gilusis kvėpavimas pakankamai moduliavo registruojamą FPG signalą.

Dėl šiuo metu visame pasaulyje vyraujančios COVID-19 viruso pandemijos autonominės nervų ir širdies ir kraujagyslių sistemų veiklų stebėseną tampa ypač aktualu. Užsitęsęs karantino režimas turi įtakos sumažėjusiam fiziniam aktyvumui – suprastėja širdies ir kraujagyslių sistemos veikla, ir padidėjusiam stresui, nerimo lygiui – išsibalansuoja autonominė nervų sistema. Todėl šiame darbe siūlomas kvėpavimo rezonansiniu dažniu grįstas streso valdymo metodas būtų ypač naudingas šių dienų kontekste. Šio metodo privalumas tas, kad jis yra ganėtinai neilgos trukmės, lengvai atliekamas, nereikalauja didelės fizinės ištvermės ir gali būti atliekamas namuose. Pastaroji sąlyga ypač svarbi vyresniojo amžiaus žmonėms, kurie priklauso aukščiausiai mirtino užsikrėtimo COVID-19 virusu rizikos grupei. Todėl siekiant stiprinti autonominę nervų ir širdies ir kraujagyslių sistemas kvėpavimo rezonansiniu dažniu metodas jiems galėtų tapti gera alternatyva fiziniam aktyvumui lauke, sporto klube ar kitose vietose, kur susirenka daug žmonių.

## Išvados

1. Atlikta mokslinės literatūros analizė streso valdymo technologijų srityje parodė, kad šiuo metu egzistuojantys prietaisai turi savų trūkumų. Dauguma biologinių grįžtamąjį ryšį turinčių prietaisų šiam ryšiui sukurti naudoja širdies ritmo variabilumo parametrus, kuriems įvertinti reikalingas pakankamai ilgos trukmės laiko langas (mažiausiai 5 minutės). Todėl reikalingi alternatyvūs greitesni grįžtamojo ryšio įgyvendinimo sprendimai, leidžiantys streso lygį vertinti kvėpavimo ciklo metu. Atlikta mokslinės literatūros analizė taip pat parodė, kad FPG signalo parametrai yra ganėtinai jautrūs psichologiniam stresui. Tačiau neatlikta tyrimų, kuriuose būtų nagrinėjami trumpalaikio fizinio streso ir giliojo kvėpavimo poveikiai minėtiems parametrams.
2. Įgyvendinti FPG signalo analize paremti streso lygio ir kvėpavimo dažnio įvertinimo algoritmai, turintys potencialo būti integruoti į grįžtamojo ryšio sistemą stresui valdyti. Streso vertinimo algoritmu apskaičiuoti devyni FPG signalo parametrai, kuriems įvertinti pakanka mažesnės trukmės laiko lango (pvz., 10 sekundžių) negu širdies ritmo variabilumo parametrams. Todėl sekančiame etape nuspręsta būtent juos ir analizuoti. Kvėpavimo dažnio vertinimo algoritmas įgyvendintas remiantis tik stipriai faze moduluotų FPG signalų atkarpų analize, nes grįžtamojo ryšio sistemoje kvėpavimo dažnį numatoma vertinti tik gilaus kvėpavimo pratimo metu.
3. Sudarytas eksperimento protokolas, kurį naudojant iširta FPG signalo parametrų elgsena trumpalaikio fizinio streso ir giliojo kvėpavimo metu. Analizei atlikti panaudota pakankamai didelė 41 tiriamojo imtis, todėl parametrų ištyrimas buvo ganėtinai patikimas. Tačiau ateityje tyrimą būtų galima pakartoti su dar didesne imtimi panaudojus kitais autonominės nervų sistemos stimuliavimo metodais grįstą eksperimento protokolą.
4. Atlikus FPG signalo parametrų statistinę analizę nustatyta, kad fiziniams stresui ir kvėpavimui jautriausias yra amplitudės / gaubtinės analizė grįstas *PAV* parametras (Cohen'o *d* vertės – 1,444; 1,129; 1,030). Todėl biologinį grįžtamąjį ryšį sistemoje būtų galima įgyvendinti remiantis būtent minėtu parametru su galimybe papildomai sekti kitus signalo parametrus taip padidinant sistemos funkcionalumą. Tokio tipo streso valdymo sistema potencialai padėtų mažinti fizinio streso sukeltą skausmą, kurį dažnai jaučia sunkias fizines traumas patyrę asmenys. Taip pat įgyvendintas ganėtinai tikslus kvėpavimo rezonansinio dažnio vertinimo algoritmas (mediana - 6,229 kart./min). Tačiau reiktų paminėti, kad giliojo kvėpavimo įtaką FPG signalo parametrams ateityje būtų galima iširti išsamiau, nes ne visi parametrai jautriai sureagavo į giliojo kvėpavimo stimulą. Galbūt būtų galima padidinti giliojo kvėpavimo fazės trukmę, koreguoti įkvėpimo, iškvėpimo ir sulaikymo periodus arba iškvėpimą atlikti atvira burna.

## Informacijos šaltinių sąrašas

1. BROTMAN, D. J., S. H. GOLDEN, et al. The Cardiovascular Toll of Stress. *Lancet*. 2007, 370 (9592), 1089–1100. DOI: 10.1016/S0140-6736(07)61305-1.
2. SAPOSNIKAND, G. and C. J. ESTOL. Translational Research: from Observational Studies to Health Policy: How a Cohort Study Can Help Improve Outcomes After Stroke. *Stroke*. 2011, 42 (12), 3336–3337. DOI: 10.1161/STROKEAHA.111.636563.
3. LEVINE, D. A., L. B. MORGENSTERN, et al. Recent Trends in Cost-Related Medication Non Adherence among US Stroke Survivors. *Annals of Neurology*. 2013, 73 (2), 180–188. DOI: 10.1002/ana.23823.
4. SURVEY, L. F. Work-Related Stress, Depression or Anxiety. *Health and Safety Executive*, Great Britain. 2017.
5. BOLGER, N., A. DELONGIS, et al. Effects of Daily Stress on Negative Mood. *Journal of Personality and Social Psychology*. 1989, 57 (5), 808. DOI: 10.1037//0022-3514.57.5.808.
6. KHANSARI, D. N., A. J. MURGO, et al. Effects of Stress on the Immune system. *Immunology Today*. 1990, 11 (5), 170–175. DOI: 10.1016/0167-5699(90)90069-1.
7. MCGRADY, A. Psychophysiological Mechanisms of Stress. *Principles and Practice of Stress Management*. 2008, 3, 16–37. ISBN 9781606230008.
8. KHOURY, B., M. SHARMA, et al. Mindfulness-Based Stress Reduction for Healthy Individuals: A Meta-Analysis. *Journal of Psychosomatic Research*. 2015, 78 (6), 519–528. DOI: 10.1016/j.jpsychores.2015.03.009.
9. HELLHAMMER, D. H., S. WUST, et al. Salivary Cortisol as a Biomarker in Stress Research. *Psychoneuroendocrinology*. 2009, 34 (2), 163–171. DOI: 10.1016/j.psyneuen.2008.10.026.
10. BERNTSON, G. G. and J. T. CACIOPPO. Heart Rate Variability: Stress and Psychiatric Conditions. *Dynamic electrocardiography*. 2004, 7 (1), 57–64.
11. TIPTON, M. J., A. HARPER, et al. The Human Ventilatory Response to Stress: Rate or Depth? *Journal of Physiology*. 2017, 595 (17), 5729–5752. DOI: 10.1113/JP274596.
12. JEROH, O. E., L. POWERS, et al. Determination of Stress in Humans Using Data Fusion of Off-The-Shelf Wearable Sensors Data for Electrocardiogram and Galvanic Skin Response. *Journal of Biomedical Science*. 2018, 7 (3), 1–5. DOI: 10.4172/2254-609X.100090.
13. PUSENJAK, N., A. GRAD, et al. Can Biofeedback Training of Psychophysiological Responses Enhance Athletes' Sport Performance? A Practitioner's Perspective. *Physiology Sportsmed*. 2015, 43 (3), 287–299. DOI: 10.1080/00913847.2015.1069169.
14. HAYANO, J., S. MUKAI, et al. Effects of Respiratory Interval on Vagal Modulation of Heart Rate. *Heart and Circulatory Physiology*. 1994, 267 (1), 33–40. DOI: 10.1152/ajpheart.1994.267.1.H33.
15. STEFFEN, P. R., T. AUSTIN, et al. The Impact of Resonance Frequency Breathing on Measures of Heart Rate Variability, Blood Pressure, and Mood. *Frontiers in Public Health*. 2017, 5 (222), 1–5. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00222.
16. VASCHILLO, E., P. LEHRER, et al. Heart Rate Variability Biofeedback as a Method for Assessing Baroreflex Function: a Preliminary Study of Resonance in the Cardiovascular System. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2002, 27 (1), 1–27. DOI: 10.1023/a:1014587304314.



17. BERNTSON, G. G., J. T. CACIOPPO, et al. Respiratory Sinus Arrhythmia: Autonomic Origins, Physiological Mechanisms, and Psychophysiological Implications. *Psychophysiology*. 1993, 30 (2), 183–196. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1993.tb01731.x.
18. MAHTANI, K. R., D. NUNAN, et al. Device-Guided Breathing Exercises in the Control of Human Blood Pressure: Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Hypertension*. 2012, 30 (5), 852–860. DOI: 10.1097/HJH.0b013e3283520077.
19. GIOVANNA, A., S. BRUNA, et al. Slow Breathing Influences Cardiac Autonomic Responses to Postural Maneuver Slow Breathing and HRV. *Complementary Therapies in Clinical Practice*. 2016, 23 (1), 14–20. DOI: 10.1016/j.ctcp.2015.11.005.
20. JOSEPH, C. N., C. PORTA, et al. Slow Breathing Improves Arterial Baroreflex Sensitivity and Decreases Blood Pressure in Essential Hypertension. *Hypertension*. 2005, 46 (4), 714–718. DOI: 10.1161/01.HYP.0000179581.68566.7d.
21. BERNARDI, L., A. GABUTTI, et al. Slow Breathing Reduces Chemoreflex Response to Hypoxia and Hypercapnia, and Increases Baroreflex Sensitivity. *Journal of Hypertension*. 2001, 19 (12), 2221–2229. DOI: 10.1097/00004872-200112000-00016.
22. CHANG, Q., R. LIU, et al. Effects of Slow Breathing Rate on Blood Pressure and Heart rate Variabilities in Essential Hypertension. *International Journal of Cardiology*. 2015, 185 (1), 52–54. DOI: 10.1016/j.ijcard.2015.02.105.
23. MASON, H., M. VANDONI, et al. Cardiovascular and Respiratory Effect of Yogic Slow Breathing in the Yoga Beginner: What is the Best Approach? *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*. 2013, 743 (504). DOI: 10.1155/2013/743504.
24. ZAUTRA, A., R. FASMAN, et al. The Effects of Slow Breathing on Affective Responses to Pain Stimuli: An Experimental Study. *Pain*. 2010, 149 (1), 12–18. DOI: 10.1016/j.pain.2009.10.001.
25. SHARMAN, J. E., L.A. GERCHE, et al. Exercise and Cardiovascular Risk in Patients with Hypertension. *American Journal of Hypertension*. 2015, 28 (2), 147–158. DOI: 10.1093/ajh/hpu191.
26. JONES, C. U., B. SANGTHONG, et al. An Inspiratory Load Enhances the Antihypertensive Effects of Home-Based Training with Slow Deep Breathing: A Randomized Trial. *Journal of Physiology*. 2010, 56 (3), 179–186. DOI: 10.1016/s1836-9553(10)70023-0.
27. CERNES, R. and R. ZIMLICHMAN. RESPeRATE: The Role of Paced Breathing in Hypertension Treatment. *Journal of the American Society of Hypertension*. 2015, 9 (1), 38–47. DOI: 10.1016/j.jash.2014.10.002.
28. SANGTHONG, B., C. UBOLSAKKA-JONES, et al. Breathing Training for Older Patients with Controlled Isolated Systolic Hypertension. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2016, 48 (9), 1641–1647. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000967.
29. JONES, C., P. TONGDEE, et al. Slow Loaded Breathing Training Improves Blood Pressure, Lung Capacity and Arm Exercise Endurance for Older People with Treated and Stable Isolated Systolic Hypertension. *Experimental Gerontology*. 2018, 108 (1), 48–53. DOI: 10.1016/j.exger.2018.03.023.
30. FRANKLIN, S. S. and N. D. WONG. Hypertension and Cardiovascular Disease: Contributions of the Framingham Heart Study. *Global Heart*. 2013, 8 (1), 49–57. DOI: 10.1016/j.ghheart.2012.12.004.

31. MUSLUMANOGLU, L., G. AKYUZ, et al. Evaluation of Autonomic Nervous System Functions in Post-stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2002, 81 (10), 721–725. DOI: 10.1097/00002060-200210000-00001.
32. PETROVA, K., D. LUBENOVA, et al. Feasibility of Early Physical Therapy Program In-Hospital Patients with Acute Ischemic Stroke. *Macedonian Journal of Medical Sciences*. 2014, 7 (3), 452–455. DOI: 10.3889/oamjms.2014.078.
33. LEE, J. H., Y. J. KWON, et al. The Effect of Chest Expansion and Pulmonary Function of Stroke Patients after Breathing Exercise. *Journal of The Korean Society Physical Therapy*. 2009, 21 (3), 25–32. ISSN 2287-156X.
34. YOON-HWAN, K. The Effect of Pulmonary Function with Thoracic Mobility Exercise and Deep Breathing Exercise in Stroke Patients. *The Journal of Korean Academy of Orthopedic Manual Physical Therapy*. 2015, 21 (1), 13–20. ISSN 2508-7282.
35. LAZARIDOU, A., P. PHILBROOK, et al. Yoga and Mindfulness as Therapeutic Interventions for Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*. 2013, 9 (1), 1–9. DOI: 10.1155/2013/357108.
36. RINKEVIČIUS, M. Signalų analizės algoritmas ir programinė įranga psichofiziologinio streso tyrimams. *Baigiamasis bakalauro darbas*, Kauno technologijos universitetas. 2019, 44 p.
37. REYES, G., J. CEA, et al. Short-Term Effects of a Brief Respiratory Training on Baroreceptor Cardiac Reflex Function in Normotensive and Mild Hypertensive subjects. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2006, 31 (1), 37–49. DOI: 10.1007/s10484-006-9003-9.
38. SCHELEGLE, E. and J. GREEN. An Overview of the Anatomy and Physiology of Slowly Adapting Pulmonary Stretch Receptors. *Respiration Physiology*. 2001, 125 (2), 17–31. DOI: 10.1016/s0034-5687(00)00202-4.
39. LIN, G., Q. XIANG, et al. Heart Rate Variability Biofeedback Decreases Blood Pressure in Prehypertensive Subjects by Improving Autonomic Function and Baroreflex. *Journal of Alternative and Complementary Medicine*. 2012, 18 (2), 143–52. DOI: 10.1089/acm.2010.0607.
40. SHARMA, M., W. FRISHMAN, et al. RESPeRATE: Nonpharmacological Treatment of Hypertension. *Cardiology in Review*. 2011, 9 (2), 47–51. DOI: 10.1097/CRD.0b013e3181fc1ae6.
41. REIS, M., R. ARENA, et al. Deep Breathing Heart Rate Variability is Associated with Inspiratory Muscle Weakness in Chronic Heart Failure. *Physiotherapy Research International*. 2014, 19 (1), 16–24. DOI: 10.1002/pri.1552.
42. CERNES, R. and R. ZIMLICHMAN. Role of Paced Breathing for Treatment of Hypertension. *Current Hypertension Reports*. 2017, 19 (6): 45, 1–5. DOI: 10.1007/s11906-017-0742-1.
43. HUANG, A. and L. SUBAK. What Constitutes an Adequate Evaluation of Device-Guided Breathing? *JAMA Internal Medicine*. 2014, 174 (4): 637. DOI: 10.1001/jamainternmed.2013.13791.
44. MAHTANI, K., T. BEINORTAS, et al. Device-Guided Breathing for Hypertension: A Summary Evidence Review. *Current Hypertension Reports*. 2016, 18 (4): 33. DOI: 10.1007/s11906-016-0631-z.
45. HERING, D., W. KUCHARSKA, et al. Effects of Acute and Long-Term Slow Breathing Exercise on Muscle Sympathetic Nerve Activity in Untreated Male Patients with Hypertension. *Journal of Hypertension*. 2013, 31 (4), 739–746. DOI: 10.1097/HJH.0b013e32835eb2cf.

46. CRAMER, H., H. HALLER, et al. A Systematic Review and Meta-Analysis of Yoga for Hypertension. *American Journal of Hypertension*. 2014, 27 (9), 1146–1151. DOI: 10.1093/ajh/hpu078.
47. NIDICH, S., M. RAINFORTH, et al. A Randomized Controlled Trial on Effects of the Transcendental Meditation Program on Blood Pressure, Psychological Distress, and Coping in Young Adults. *American Journal of Hypertension*. 2009, 22 (12), 1326–1331. DOI: 10.1038/ajh.2009.184.
48. GIGGINS, O., U. PERSSON, et al. Biofeedback in Rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2013, 10 (1), 60. DOI: 10.1186/1743-0003-10-60.
49. GOLDSTEIN, D., R. ROSS, et al. Biofeedback Heart Rate Training During Exercise. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 1977, 2 (2), 107–125. DOI: 10.1007/BF00998662.
50. FREDRIKSON, M. and B. ENGEL. Learned Control of Heart Rate During Exercise in Patients with Borderline Hypertension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1985, 54 (3), 315–320. DOI: 10.1007/BF00426152.
51. MOLEIRO, M. and F. CID. Effects of Biofeedback Training on Voluntary Heart Rate Control During Dynamic Exercise. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2001, 26 (4), 279–292. DOI: 10.1023/a:1013149703402.
52. PALOMBA, D., et al. Biofeedback-Assisted Cardiovascular Control in Hypertensives Exposed to Emotional Stress: A Pilot Study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2011, 36 (3), 185–192. DOI: 10.1007/s10484-011-9160-3.
53. GIARDINO, N., L. CHAN, et al. Combined Heart Rate Variability and Pulse Oximetry Biofeedback for Chronic Obstructive Pulmonary Disease: Preliminary Findings. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2004, 29 (2), 121–133. DOI: 10.1023/b:apbi.0000026638.64386.89.
54. KEMP, A., D. QUINTANA, et al. Depression, Comorbid Anxiety Disorders, and Heart Rate Variability in Physically Healthy, Unmedicated Patients: Implications for Cardiovascular Risk. *PLoS One*. 2012, 7 (2), 1–7. DOI: 10.1371/journal.pone.0030777.
55. DEL POZO, J., R. GEVIRTZ, et al. Biofeedback Treatment Increases Heart Rate Variability in Patients with Known Coronary Artery Disease. *American Heart Journal*. 2004, 147 (3), 1–6. DOI: 10.1016/j.ahj.2003.08.013.
56. AHUJA, N., et al. Heart Rate Variability and its Clinical Application for Biofeedback. *Proceedings of the 17th Conference on Computer-Based Medical Systems*. 2004, 1–4. DOI: 10.1109/CBMS.2004.1311725.
57. HASSETT, A., et al. A Pilot Study of the Efficacy of Heart Rate Variability (HRV) Biofeedback in Patients with Fibromyalgia. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2007, 32 (1), 1–10. DOI: 10.1007/s10484-006-9028-0.
58. KARAVIDAS, M., et al. Preliminary Results of an Open Label Study of Heart Rate Variability Biofeedback for the Treatment of Major Depression. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2007, 32 (1), 19–30. DOI: 10.1007/s10484-006-9029-z.
59. ZUCKER, T., et al. The Effects of Respiratory Sinus Arrhythmia Biofeedback on Heart Rate Variability and Posttraumatic Stress Disorder Symptoms: A Pilot Study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2009, 34 (2), 135–143. DOI: 10.1007/s10484-009-9085-2.

60. NOLAN, R., et al. Heart Rate Variability Biofeedback as a Behavioral Neurocardiac Intervention to Enhance Vagal Heart Rate Control. *American Heart Journal*. 2005, 149 (6): 1137. DOI: 10.1016/j.ahj.2005.03.015.
61. LUSKIN, F., et al. A Controlled Pilot Study of Stress Management Training of Elderly Patients with Congestive Heart Failure. *Preventive Cardiology*. 2002, 5 (4), 168–172. DOI: 10.1111/j.1520.037x.2002.01029.x.
62. WITTE, N., I. BUYCK, et al. Combining Biofeedback with Stress Management Interventions: A Systematic Review of Physiological and Psychological Effects. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2019, 44 (2), 71–82. DOI: 10.1007/s10484-018-09427-7.
63. SINGH, N., K. MONEGHETTI, et al. Heart Rate Variability: An Old Metric with New Meaning in the Era of Using mHealth technologies for Health and Exercise Training Guidance. Part Two: Prognosis and Training. *Arrhythmia & Electrophysiology Review*. 2018, 7 (4), 247–255. DOI: 10.15420/aer.2018.30.2.
64. ISTEPANIAN, R., E. JOVANOVIĆ, et al. Introduction to the Special Section on M-Health: Beyond Seamless Mobility and Global Wireless Health-Care Connectivity. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2004, 8 (4), 405–414. DOI: 10.1109/titb.2004.840019.
65. WHEAT, A. L. and K. T. LARKIN. Biofeedback of Heart Rate Variability and Related Physiology: A Critical Review. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2010, 35 (3), 229–242. DOI: 10.1007/s10484-010-9133-y.
66. KIM, H., E. CHEON, et al. Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature. *Psychiatry Investig*. 2018, 15 (3), 235–245. DOI: 10.30773/pi.2017.08.17.
67. ZANGRONIZ, R., A. MARTNEZ-RODRIGO, et al. Estimation of Mental Distress from Photoplethysmography. *Applied Sciences*. 2018, 8, (1), 69. DOI: 10.3390/app8010069.
68. YOO, K. and W. HYUNG. Mental Stress Assessment Based on Pulse Photoplethysmography. *IEEE 15th International Symposium on Consumer Electronics*. 2011, 323–326. DOI: 10.1109/ISCE.2011.5973841.
69. LYU, Y., L. X. LUO, et al. Measuring Photoplethysmogram Based Stress-Induced Vascular Response Index to Assess Cognitive Load and Stress. *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*. 2015, 857–866. DOI: 10.1145/2702123.2702399.
70. XIAO, Z., L. Y. LYU, et al. Evaluating Photoplethysmogram as a Real-Time Cognitive Load Assessment During Game Playing. *International Journal of Human-Computer Interaction*. 2018, 34 (13), 695–706. DOI: 10.1080/10447318.2018.1461763.
71. VON BAEYER, C. L., T. PIIRA, et al. Guidelines for the Cold Pressor Task as an Experimental Pain Stimulus for Use with Children. *Journal of Pain*. 2005, 6 (4), 218–227. DOI: 10.1016/j.jpain.2005.01.349.
72. WIRCH, J. L., L. A. WOLFE, et al. Cold Pressor Test Protocol to Evaluate Cardiac Autonomic Function. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2006, 31 (3), 235–243. DOI: 10.1139/h05-018.
73. REISNER, A., P. A. SHALTIS., et al. Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring. *Anesthesiology., Journal of the American Society of Anesthesiologists*. 2008, 108 (5), 950–958. DOI: 10.1097/ALN.0b013e31816c89e1.

74. CELKA, P., P. H. CHARLTON, et al. Influence of Mental Stress on the Pulse Wave Features of Photoplethysmograms. *Healthcare Technology Letters*. 2020, 7 (1), 7–12. DOI: 10.1049/htl.2019.0001.
75. AHN, J. M. New Aging Index Using Signal Features of Both Photoplethysmograms and Acceleration Plethysmograms. *Healthcare Informatics Research*. 2017, 23 (1), 53–59. DOI: 10.4258/hir.2017.23.1.53.
76. JAVIER, E., A. PRADA, et al. A Low-Complexity PPG Pulse Detection Method for Accurate Estimation of the Pulse Rate Variability (PRV) during Sudden Decreases in the Signal Amplitude. *Physiological Measurement*. 2020, 41 (3), 1–22. DOI: 10.1088/1361-6579/ab7878.
77. HETTIARACHCHI, I., S. HANOUN, et al. Validation of Polar OH1 Optical Heart Rate Sensor for Moderate and High Intensity Physical Activities. *PLoS ONE*. 2019, 14 (5), 1–13. DOI: 10.1371/journal.pone.0217288.
78. SCHUBERT, M., et al. The Polar OH1 Optical Heart Rate Sensor is Valid during Moderate-Vigorous Exercise. *Sports Medicine International Open*. 2018, 2 (3), 67–70. DOI: 10.1055/a-0631-0920.
79. HERMAND, E., J. CASSIRAME, et al. Validation of a Photoplethysmographic Heart Rate Monitor: Polar OH1. *International Journal of Sports Medicine*. 2019, 40 (7), 462–467. DOI: 10.1055/a-0875-4033.
80. HUIKURI, H. V., T. H. MAKIKALLIO, et al. Measurement of Heart Rate Variability by Methods Based on Nonlinear Dynamics. *Journal of Electrocardiology*. 2003, 36 (1), 95–99. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2003.09.021.
81. SUZUKI, M., T. HIROSHI, et al. Nonlinear Measures of Heart Rate Variability and Mortality Risk in Hemodialysis Patients. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*. 2012, 7 (9), 1454–1460. DOI: 10.2215/CJN.09430911.
82. STASIULIS, A. *Žmogaus fiziologija, vadovėlis*. 17 skyrius. Kvėpavimas, 426 p.
83. NORTHCOTE, R. J. and M. B. COOKE. How Useful are the Cold Pressor Test and Sustained Isometric Handgrip Exercise with Radionuclide Ventriculography in the Evaluation of Patients with Coronary Artery Disease? *British Heart Journal*. 1987, 57 (4), 319–328. DOI: 10.1136/hrt.57.4.319.
84. GOESSL, V. C., J. E. CURTISS, et al. The Effect of Heart Rate Variability Biofeedback Training on Stress and Anxiety: A Meta-Analysis. *Psychological Medicine*. 2017, 47 (15), 2578–2586. DOI: 10.1017/S0033291717001003.
85. BAEK, H. J., C. H. CHO, et al. Reliability of Ultra-Short-Term Analysis as a Surrogate of Standard 5-min Analysis of Heart Rate Variability. *Telemedicine and e-Health*. 2015, 21 (5), 404–414. DOI: 10.1089/tmj.2014.0104.
86. FLATT, M. R., et al. Heart Rate Variability Stabilization in Athletes: Towards More Convenient Data Acquisition. *Clinical Physiology and Functional imaging*. 2015, 36 (5), 331–336. DOI: 10.1111/cpf.12233.
87. NUSSINOVITCH, U., K. P. ELISHKEVITZ, et al. Reliability of Ultra-Short ECG Indices for Heart Rate Variability. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. 2011, 16 (2), 117–122. DOI: 10.1111/j.1542-474X.2011.00417.x.
88. SALAHUDDIN, L., J. CHO, et al. Ultra Short Term Analysis of Heart Rate Variability for Monitoring Mental Stress in Mobile Settings. *Annual International Conference of the IEEE*

*Engineering in Medicine and Biology Society*. 2007, 4656–4659. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353378.

89. CHARLTON, P. H., P. CELKA, et al. Assessing Mental Stress from the Photoplethysmogram : A Numerical Study. *Physiological Measurement*. 2018, 39 (5), 1–15. DOI: 10.1088/1361-6579/aabe6a.

90. BANERJEE, S., R. BAILON, et al. A Two Step Gaussian Modelling to Assess PPG Morphological Variability Induced by Psychological Stress. Conference Paper: *Computing in Cardiology*. 2017, 44 (1), 1–4. DOI: 10.22489/CinC.2017.270-035, ISBN 9781538645550.

91. RINKEVIČIUS, M., S. KONTAXIS, et al. Photoplethysmogram Signal Morphology-Based Stress Assessment. Conference paper: *Computing in Cardiology*. 2019, 46 (1), 1–4. DOI: 10.22489/CinC.2019.126, ISSN 2325-8861.

92. KELSER, S. K. and J. L. B. MARQUES. Use of Photoplethysmography to Predict Mortality in Intensive Care Units. *Vascular Health and Risk Management*. 2018, 14 (1), 311–320. DOI: 10.2147/VHRM.S172643.

93. UDDIN, A., P. MORITA, et al. Development of a Wearable Cardiac Monitoring System for Behavioral Neurocardiac Training: A Usability Study. *JMIR mHealth*. 2016, 4 (2), 45–56. DOI: 10.2196/mhealth.5288.

94. [Interaktyvus]. Priega per: [https:// www. masimo. com /technology/ co-oximetry /rrp/](https://www.masimo.com/technology/co-oximetry/rp/) [žiūrėta 2021-02-28].

95. GEVIRTZ, R. Resonance Frequency Training to Restore Autonomic Homeostasis for Treatment of Psychophysiological Disorders. *Biofeedback*. 2000, 27 (4), 7–9.

96. EBRAHIMZADEH, E., M. POOYAN, et al. A Novel Approach to Predict Sudden Cardiac Death (SCD) Using Nonlinear and Time-Frequency Analyses from HRV Signals. *PLoS ONE*. 2014, 9 (2), 818–825. DOI: 10.1371/journal.pone.0081896.

97. [Interaktyvus]. Priega per: <https://doctorlib.info/physiology/textbook-medical-physiology/18.html> [žiūrėta 2021-02-28].

98. [Interaktyvus]. Priega per: <https://www.wired.com/2007/11/intercure-resperate/> [žiūrėta 2021-02-28].

99. [Interaktyvus]. Priega per: <https://www.cpapusa.com/bipap-pro-2-and-biflex-legacy-machine.html> [žiūrėta 2021-02-28].

100. [Interaktyvus]. Priega per: <https://imagesna.sslimagesamazon.com/images/I/B1IPPbEF89S.pdf> [žiūrėta 2021-02-28].

## 1 priedas. Computing in Cardiology 2021 konferencijos straipsnio kopija

## Low-Exertion Testing of Autonomic Cardiovascular Integrity Through PPG Signal Analysis

Mantas Rinkevičius<sup>1,2</sup>, Andrius Rapalis<sup>1,2</sup>, Vilma Pluščiauskaitė<sup>1</sup>, Povilas Piartli<sup>1,2</sup>, Eugenijus Kaniusas<sup>3</sup>, Vaidotas Marozas<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Biomedical Engineering Institute, Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania

<sup>2</sup>Department of Electronics Engineering, Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania

<sup>3</sup>Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Institute of Electrodynamics, Microwave and Circuit Engineering, Vienna University of Technology, Vienna, Austria

### Abstract

*Some patients are physically too weak (e.g., with an advanced frailty syndrome or after brain stroke) and might find it challenging to perform diagnostic and monitoring tests used in the assessment of cardiovascular and autonomic nervous systems. This study investigates the feasibility to assess autonomic cardiovascular integrity by using short in time, low physical exertion requiring tests and responsive markers evaluated from photoplethysmogram (PPG) signals.*

*A database of PPG signals from 51 subject was recorded. Two complementary tests, Cold Pressor and Slow Deep Breathing, were used as stressing and relaxing stimuli, respectively. Nine PPG pulse wave features were extracted.*

*The results show that the most sensitive feature to the sequence of complementary stimuli for autonomic cardiovascular integrity testing is the signal envelope-based feature - pulse amplitude variability, while the  $d$  values of effect size were obtained 1.444, 1.129, 1.030, according to each stimulus.*

### 1. Introduction

Frailty is a common clinical syndrome in elderly people, leading to weakness, decreased energy, incident disability, hospitalization, and mortality [1]. These patients have impaired autonomic nervous system (ANS) function, which adversely affects the activity of the cardiovascular system (CVS) [2]. ANS dysfunction is also known as a common consequence of stroke [3]. Therefore, methods are needed to test autonomic cardiovascular integrity.

Preferably that these methods be sufficiently short in duration, and do not require strong physical endurance. For this purpose, the cold pressor (CP) and the slow deep breathing (SDB) tests are hypothesised to be particularly

suitable for ANS and CVS testing. During the CP test short-term physical stress activates the sympathetic nervous system, when the SDB test is related to activation of mainly the parasympathetic branch of the ANS. The CP test has been used clinically as a stress test to assess the autonomic function of heart [4]. Study [5] states that SDB at resonant frequency - 6 breaths/min can help achieve maximum heart rate variability and balanced ANS, helping to calm down in stressful situations.

Unlike other methods for CVS testing, such as 6-minute Walk, Chester Step or Paced Step tests [6], the combined CP-SDB test method does not require hard physical work, and is easy to perform. This type of test also would be especially helpful for post-stroke patients, who are unable to perform strenuous physical exercise.

In order to assess ANS and CVS interaction heart rate variability parameters are commonly used in practice [7]. However, majority of parameters including time domain, frequency domain require a long and stationary time window at least 5 minutes. In this work, it is proposed to use alternative, faster-changing markers evaluated from photoplethysmogram (PPG) signal. PPG signals are sensitive to motion artifacts, but the proposed method does not require high-amplitude movements.

In this study, we analyze pulse wave features of PPG that are often used to assess vascular aging [8] or mental stress [9, 10]. However, the psychophysiological response of these features to a sudden short-term physical stress and deep breathing has not been studied. We hypothesize that suggested features of PPG are suitable to assess the interaction of ANS and CVS, and can be used to parameterize the effect of short-term stimuli. The aim of this study is to investigate the pulse wave features of PPG and to propose the most suitable markers to characterize a rapidly changing signal.

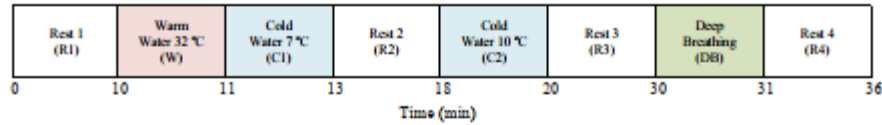


Figure 1. Stages of the study protocol.

## 2. Material and Methods

### 2.1. Study Population and Data Acquisition

In this study, a database, composed of 51 healthy subject was used. 10 of 51 signal whose pulse detection in long-term segments was unreliable due to artifacts were not analyzed. The mean age of the subjects was  $36.93 \pm 10.91$  years and the body mass index -  $23.86 \pm 3.12$   $kg/m^2$ . PPG signals were recorded from the finger of the right hand with Nautilus 2.0 device developed by Biomedical Engineering Institute (Kaunas, Lithuania) with sampling rate 1 kHz.

The study was performed in a quiet, closed, and temperature-controlled ( $24 \pm 1$  °C) room at the same time of day (08:00 - 13:00) for each study participant. Prior to the study, each subject was introduced to the study protocol. The protocol (Figure 1) consists of four *Rest* stages - *R1*, *R2*, *R3*, and *R4*, two *Cold Water* stages - *C1* and *C2*, corresponding to the CP test, one *Warm Water* stage *W*, and one *Deep Breathing* stage *DB*, corresponding to the SDB test. The approximate immersion depth of the left arm in water at *C1*, *C2*, and *W* stages was up to half the forearm.

The study was approved by the Kaunas Region Biomedical Research Ethics Committee (No. BE-2-24). A signed, written consent to participate in the study was obtained from all participants. The study was conducted in accordance to the ethical principles of the Declaration of Helsinki. Identifiable information was removed from the collected data to ensure subject anonymity.

### 2.2. Signal Processing

PPG signal processing consisted of signal preprocessing, signal demodulation, pulse detection, calculation of signal derivatives, and estimation of pulse wave features extracted from PPG (Figure 2).

In order to minimize the noise and movement artifacts from PPG, signal was filtered by a zero-phase 2<sup>nd</sup> order Butterworth bandpass filter with passband 0.5 - 10 Hz. The upper cut-off frequency of 10 Hz ensured that high frequency noise was eliminated and the amplitudes of waves of signal second derivative were detected in most cases.

PPG signal amplitude demodulation was performed to ensure that amplitude fluctuations did not affect the morphology of PPG signal. In order to demodulate PPG, the upper and lower envelopes of signal was evaluated. Secondly, the pulse amplitude variability *PAV* was estimated as the difference between these envelopes of PPG. The demodulated signal was obtained by dividing the preprocessed PPG by the *PAV* feature (Figure 3). Extracted amplitude envelope of PPG signal also provides information about changes of vasoconstriction and cardiac output.

In this work, PPG pulse detection was based on the low-complexity Mountaineer's Method for Peak Detection (MMPD). MMPD algorithm can dynamically adapt to conditions where a sudden decrease in PPG signal amplitude is expected [11].

The calculation of the first three derivatives  $PPG'(t)$ ,  $PPG''(t)$  and  $PPG'''(t)$  was performed by using low-pass derivative (LPD) method, implemented as digital filter  $H(z)$ .

### 2.3. Pulse Wave Features

The estimation of pulse wave features was based on the analysis of derivatives of PPG finding the amplitudes of a, b, c, d, e, and f waves of  $PPG''(t)$  [9, 10].

In this work, seven pulse wave features of demodulated PPG were analyzed (Figure 4): systolic and diastolic areas of PPG pulse  $A_s$  and  $A_d$ , respectively; slope coefficients  $S_{b-c}$  and  $S_{b-d}$  of the straight lines between amplitudes of b and c, and of b and d waves, respectively; time intervals  $T_{a-b}$ ,  $T_{b-c}$ , and  $T_{b-d}$  estimated from fiducial points of  $PPG''(t)$ . Envelope-based *PAV* feature was also analyzed. In addition, the change in pulse-to-pulse interval *PP* during the study was evaluated.

### 2.4. Statistical Analysis Methods

In this work, we compared samples of *R1* - *C1*, *R2* - *C2*, and *R3* - *DB* stages of the study protocol in order to investigate the impact of CP and SDB tests on pulse wave features of PPG. The Anderson-Darling test found not Gaussian distribution in the analysed data. A nonparametric paired Wilcoxon signed rank test was used to estimate the *p* value. In addition, the effect size was evaluated. The Cohen's *d* method was used for this purpose.



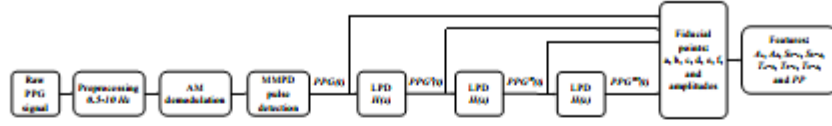


Figure 2. The block diagram of estimation of pulse wave features extracted from PPG signal.

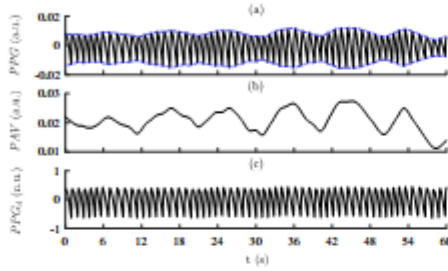


Figure 3. PPG amplitude demodulation during *DB* stage: (a) PPG with the upper and lower envelopes; (b) *PAV* - difference between the upper and lower envelopes of PPG; (c)  $PPG_d$  - demodulated PPG signal.

### 3. Results

The variation of pulse wave features in one of the signals recorded in the study and the boxplot diagrams are shown in Figure 5 and Figure 6, respectively. In Figure 5 we can see that the estimated pulse wave features are suitable and sensitive enough to characterize a short-term stimuli in a rapidly changing PPG signal. Figure 6 shows the statistical distribution of features among 41 subject during the study protocol.

*p* values between comparative stages *R1 - C1*, *R2 - C2*, *R3 - DB* of the study protocol are shown in Table 1. Cohen's *d* values are shown in brackets. We can see that *PAV*,  $S_{b-c}$ ,  $T_{b-c}$ ,  $T_{b-c}$  and *PP* pulse wave features showed the highest statistical significance of the differences. However, the largest effect size was shown by *PAV* parameter.

### 4. Discussion

In this study, a low-exertion testing of ANS and CVS interaction method through PPG signal analysis was proposed. Nine PPG pulse wave features were analyzed. The largest effect size was shown by *PAV* parameter, thus we could assume that envelope-based features are more sensitive to ANS stimuli such as CP and SDB tests than pulse wave features of demodulated PPG. Our previous studies [10] also showed that the amplitude of PPG is quite sen-

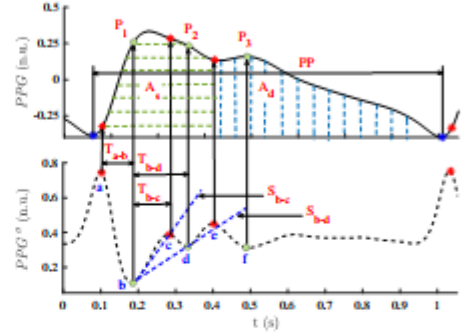


Figure 4. Detection of the amplitudes of a, b, c, d, e, and f waves of  $PPG(t)$  and estimation of pulse wave features of PPG;  $P_1$  - amplitude of the 1<sup>st</sup> systolic wave,  $P_2$  - amplitude of the 2<sup>nd</sup> systolic wave, and  $P_3$  - amplitude of the diastolic wave.

Table 1. *p* and *d* values between comparative stages of the study protocol. Large effect size is marked with \* ( $|d| > 0.8$ ).

Feature	<i>R1 - C1</i>	<i>R2 - C2</i>	<i>R3 - DB</i>
<i>PAV</i>	< 0.001 (1.444*)	< 0.001 (1.129*)	< 0.001 (1.030*)
$A_a$	0.020 (0.395)	< 0.001 (0.320)	0.646 (-0.129)
$A_d$	0.035 (0.286)	0.002 (0.282)	0.627 (-0.151)
$S_{b-c}$	< 0.001 (-1.071*)	< 0.001 (0.182)	< 0.001 (0.156)
$S_{b-d}$	0.004 (0.502)	0.025 (0.185)	0.693 (0.156)
$T_{b-a}$	< 0.001 (0.676)	< 0.001 (0.830*)	0.396 (-0.142)
$T_{b-c}$	< 0.001 (1.201*)	< 0.001 (1.264*)	0.009 (-0.273)
$T_{b-d}$	0.943 (0.121)	0.160 (0.261)	0.221 (-0.128)
<i>PP</i>	< 0.001 (0.968*)	< 0.001 (1.079*)	0.902 (0.023)

sitive to a mental stress. This study have shown that the amplitude-related parameters are also sensitive to a short-term physical stress. Although previous studies by other authors [9] have not shown an essential relationship between stress and amplitude of PPG.

Due to the prevailing COVID-19 pandemic worldwide these days, the monitoring of autonomic cardiovascular integrity is becoming particularly relevant. The prolonged quarantine may cause a decreased physical activity and an

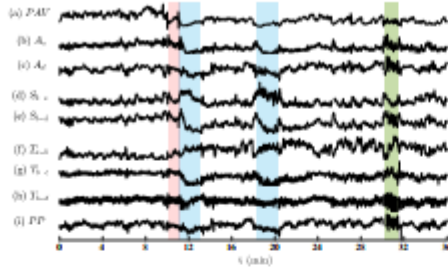


Figure 5. The variation of pulse wave features of PPG: (a) pulse amplitude variability  $PAV$ , (b) systolic area  $A_s$ , (c) diastolic area  $A_d$ , (d) slope coefficient  $S_{b-c}$ , (e) slope coefficient  $S_{b-d}$ , (f) time interval  $T_{b-b}$ , (g) time interval  $T_{b-c}$ , (h) time interval  $T_{b-d}$ , (i) pulse-to-pulse interval  $PP$ .

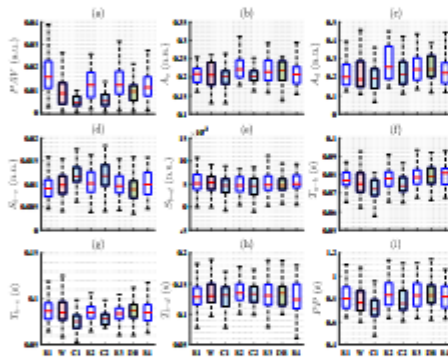


Figure 6. The boxplots of pulse wave features of PPG: (a) pulse amplitude variability  $PAV$ , (b) systolic area  $A_s$ , (c) diastolic area  $A_d$ , (d) slope coefficient  $S_{b-c}$ , (e) slope coefficient  $S_{b-d}$ , (f) time interval  $T_{b-b}$ , (g) time interval  $T_{b-c}$ , (h) time interval  $T_{b-d}$ , (i) pulse-to-pulse interval  $PP$ .

increased level of anxiety. This can lead to a deterioration of CVS and ANS activity, respectively. Therefore, methods such as ours proposed would be especially useful in the context of these days. The advantage of the combined CP-SDB method is that it can be easily performed at home. This is particularly important for the elderly people, who are at the highest risk of fatal infection with the COVID-19 virus. Therefore, the combined CP-SDB method for testing of autonomic cardiovascular integrity would make them a great alternative to physical activity outdoors where many people gather.

## 5. Conclusions

The highest statistical significance of the differences was shown by the envelope-based feature  $PAV$ . Therefore, this parameter is the most suitable for testing of autonomic cardiovascular integrity during CP and SDB tests.

## Acknowledgments

This project has partially been funded by the European Union's Horizon 2020 research and innovation programme under grant agreement No. 880603 (SzeleSTIM GmbH).

## References

- [1] James L. A., et al. Association of Preoperative Frailty With Intraoperative Hemodynamic Instability and Postoperative Mortality. *Anesthesia and Analgesia* (2019), 128 (6): 1279-1285.
- [2] Parvaneh S., et al. Regulation of Cardiac Autonomic Nervous System Control across Frailty Statuses: A Systematic Review. *Gerontology* (2015), 62 (1): 3-15.
- [3] Zhao M., et al. The Association of Autonomic Nervous System Function With Ischemic Stroke, and Treatment Strategies. *Frontiers in Neurology* (2020), 10 (1411): 1-14.
- [4] Wirch J. L., et al. Cold Pressor Test Protocol to Evaluate Cardiac Autonomic Function. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* (2006), 31: 235-243.
- [5] Giovanna A. P., et al. Slow Breathing Influences Cardiac Autonomic Responses to Postural Maneuver. Slow Breathing and HRV. *Complementary Therapies in Clinical Practice* (2016), 23: 14-20.
- [6] Vilarinho R., et al. Measurement Properties of Step Tests for Exercise Capacity in COPD: A Systematic Review. *Clinical Rehabilitation* (2020), 1-11.
- [7] Giggins O. M., et al. Biofeedback in Rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2013), 10 (1): 60.
- [8] Ahn J. M. New Aging Index Using Signal Features of Both Photoplethysmograms and Acceleration Plethysmograms. *Healthcare Informatics Research* (2017), 23 (1): 53-59.
- [9] Charlton P. H., et al. Assessing Mental Stress from the Photoplethysmogram: A Numerical Study. *Physiological Measurement* (2018), 39 (5): 1-15.
- [10] Rinkevičius M., et al. Photoplethysmogram Signal Morphology-Based Stress Assessment. Conference paper: *Computing in Cardiology* (2019), 46: 1-4.
- [11] Javier E., et al. A Low-complexity PPG Pulse Detection Method for Accurate Estimation of the Pulse Rate Variability (PRV) During Sudden Decreases in the Signal Amplitude. *Physiological Measurement* (2020), 41 (3): 1-22.

Address for correspondence:

Mantas Rinkevičius  
Biomedical Engineering Institute, K. Baršauskas str. 59, LT-51423 Kaunas, Lithuania  
mantas.rinkevicius@ktu.lt

## Photoplethysmogram Signal Morphology-Based Stress Assessment

Mantas Rinkevičius<sup>1</sup>, Spyridon Kontaxis<sup>2</sup>, Eduardo Gil<sup>2</sup>, Raquel Bailón<sup>2</sup>, Jesús Lázaro<sup>2,3</sup>, Pablo Laguna<sup>2</sup>, Vaidotas Marozas<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup>Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSICoS) group, Aragón Institute of Engineering Research (I3A), IIS Aragón, University of Zaragoza, Zaragoza, Spain and Biomedical Research Networking Center (CIBER), Zaragoza, Spain

<sup>3</sup>Department of Biomedical Engineering, University of Connecticut, Storrs, CT, United States

### Abstract

*Stress is a healthy natural response to a perceived or actual threat. However, when stress is persistent, it may decrease work productivity, increase the risk of diseases, and affect the quality of life. Stress is reflected in physiological variables, such as heart rate, blood pressure, and pulse wave velocity among others. A photoplethysmogram (PPG) contains information related to pulse rate and blood pressure. This study analyses parameters derived from PPG signal morphology for mental stress assessment.*

*A low-complexity algorithm is designed using bandpass filtered higher-order derivatives of the PPG signal for estimation of six morphological parameters: the forward pulse wave amplitude  $A_1$ , the systole and diastole durations  $T_1$  and  $T_d$ , the time delays of reflected waves  $T_{12}$  and  $T_{13}$  from the renal and iliac sites in the central arteries, and the pulse duration  $T_p$ . The parameters were investigated on a set of 18 healthy subjects by using a modified Trier Social Stress Test.*

*The results show that the most sensitive PPG morphology parameters to mental stress are the amplitude of forward wave  $A_1$ , the duration of diastole  $T_d$ , the time delay of the reflected wave  $T_{13}$ , and the pulse-to-pulse interval  $T_p$ .*

### 1. Introduction

According to the World Health Organization mental stress has become a global epidemic in the 21<sup>st</sup> century [1]. Research results show that 25% of workers have health problems due to work-related mental stress [2]. A low level and short duration stress for a person can be beneficial as it encourages a concentrated, faster and more efficient work. However, a high level of persistent stress may

cause physical and psychological health problems, such as impairment in cardiovascular system [3], and kidney disease [4]. Therefore, continuous outpatient monitoring of stress is becoming increasingly relevant [5].

Stress can be indirectly detected by analysis of physiological responses, e.g., it increases heart rate and blood pressure. One way to keep track of heart rate changes is by using electrocardiogram (ECG) registration. Unfortunately, continuous ECG registration is inconvenient for the user. A less obtrusive method to estimate heart rate is photoplethysmography (PPG). The PPG signal can be continuously recorded at a single point on the body, such as at the wrist. Besides heart rate, PPG can be used for estimating blood pressure based on its morphology [6]. Thus, the reliability of the stress detection can be enhanced by combining heart rate and morphological information both extracted from PPG signal.

It has been found [7] that the timing of local minima in the second derivative of hemodynamic signal coincide with the positions of three pulse components - forward and two reflected waves, and the delays of two reflected waves from the renal and iliac sites in the central arteries correlate with arterial blood pressure [8]. In this work, the relationship between human mental stress and PPG morphological parameters extracted from the analysis of bandpass filtered higher-order derivatives of the PPG signal is investigated.

### 2. Material and Methods

#### 2.1. Data

A database, composed of biomedical signals recorded from healthy participants who were subjected to mental stress induced by a modified Trier Social Stress Test (TSST) [9, 10], was used in this study. A subset of 18 participants was analyzed due to signal quality issues.

PPG signals were recorded from finger with sampling rate 250 Hz. The stages of protocol and the illustration of raw PPG signal are shown in Figure 1.

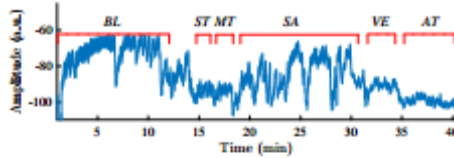


Figure 1. Stages of study protocol and raw PPG signal example: *BL* - baseline, *ST* - story telling, *MT* - memory task, *SA* - stress anticipation, *VE* - video exposition, *AT* - arithmetic task.

The details of the modified TSST protocol are provided below:

- 1) *BL* - baseline with relaxation.
- 2) *ST* - story telling. Three stories were told to the subject with a great amount of details requiring a lot of attention to remember.
- 3) *MT* - memory task. The participant was requested to retell all remembered details about three stories within 30 seconds.
- 4) *SA* - stress anticipation. The participant was requested to wait alone for the evaluation of the memory test.
- 5) *VE* - video exposition. The presentation of a video with the subject performance in the memory test was shown. A video of an actor remembering all the details was displayed before that, trying to make the subject believe that he/she did not perform the task well enough.
- 6) *AT* - arithmetic task. The subject had to perform successive subtractions of 13, starting from the number 1022. In case of a calculation error, the subject was requested to restart from 1022 again.

The *BL* stage was considered as not stressful and was used as a reference for comparison against the last five stages.

## 2.2. Preprocessing

PPG signal processing comprised signal preprocessing, fiducial point detection and estimation of morphological parameters (see Figure 2).

A 4-th order pass-band zero phase Butterworth filter with cut off frequencies 0.4 to 9 Hz was used to minimize the PPG signal noise and remove slow baseline. The upper cut-off frequency of 9 Hz ensures a fairly good compromise between high frequency noise rejection and detectability of local maxima/minima points in the PPG and its derivatives. The lower cut-off frequency of 0.4 Hz is not sufficient to remove baseline wander. Therefore, an

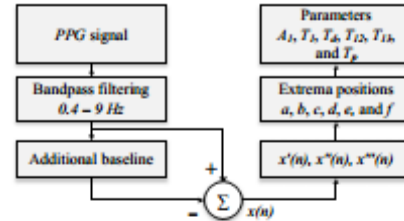


Figure 2. The block diagram of the PPG signal morphological parameters estimation.

additional baseline was estimated using cubic spline interpolation of the PPG pulse feet. This baseline estimate was subsequently subtracted from the passband filtered PPG, ensuring that each pulse starts and ends at zero amplitude value. The foot of each pulse was detected using a slope sum function method proposed in [11].

## 2.3. Morphological Parameters

Morphological parameters (see Figure 3) were selected considering: a) fiducial points, detected by using higher-order derivatives of the PPG signal, indicate the three waves  $A_1$ ,  $A_2$  and  $A_3$  (located at  $T_1$ ,  $T_2$ , and  $T_3$ , respectively), of the forward pulse  $P_1$  and two reflections  $P_2$  and  $P_3$  from the central arteries, b) the time delays  $T_{12}$  between  $P_1$  and  $P_2$ , and  $T_{13}$  between  $P_1$  and  $P_3$  can be considered as surrogates of instantaneous vessel stiffness due to changes of blood pressure [7].

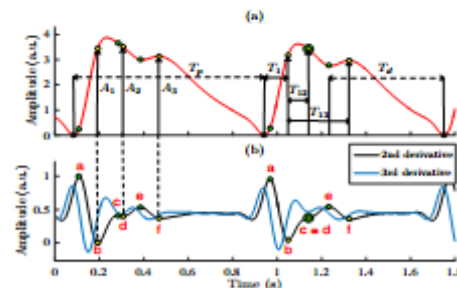


Figure 3. Detection of fiducial points and estimation of morphological parameters: (a) PPG signal, (b) second and third derivatives with green points indicating local maxima of the second derivative, and yellow points - local minima of the second derivative).

Additional morphological parameters were studied - the diastolic interval  $T_d$  estimated from the dicrotic notch until the end of the pulse, and the pulse-to-pulse interval  $T_p$ .

The calculation of the first three PPG signal derivatives was required for finding the positions of the extremas ( $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$ ,  $e$  and  $f$ ) in the second and third signal derivatives which subsequently were used for estimation of six features (Figure 3). Extremity point locations were detected using the methodology proposed by Charlton [12]. The pulse was defined only if all six extremities were found. Based on these positions, parameters  $A_1$ ,  $T_1$ ,  $T_d$ ,  $T_{12}$ ,  $T_{13}$  and  $T_p$  were estimated.

The amplitude  $A_1$  was defined as the value of the PPG signal at the extremity position  $b$ . The systole duration  $T_1$  was defined as the time interval from the starting point of the pulse to the  $b$  position. The diastole duration  $T_d$  was defined as the time interval from the  $e$  extremity position to the end point of the pulse. The reflection time delays  $T_{12}$  and  $T_{13}$  were estimated as the time intervals from  $b$  to  $d$  and from  $b$  to  $f$  extrema positions, respectively. The sixth morphological parameter, total pulse duration  $T_p$ , was calculated as the time interval from the starting point to the end point of the pulse.

### 3. Results

The nonparametric Wilcoxon rank sum test was used to investigate the significance of the statistical differences between the morphological parameters during basal and stress sessions. Individual parameters were normalized with respect to the mean value of the parameter among all subjects during the BL stage, since the parameters of each participant at rest differ due to the differences in physiology. The difference between baseline  $BL$  and stress stages ( $ST$ ,  $MT$ ,  $SA$ ,  $VE$ ,  $AT$ ) was considered significant when  $p < 0.05$ . The boxplot diagrams of the analyzed parameters are shown in Figure 4.

In addition, the effect size was evaluated for statistical analysis of the parameters in this study (Table 1). The Cohen's  $d$  method [13] was used for this purpose.

### 4. Discussion

In this study, the analysis of PPG signal morphological parameters was performed by using the database of 18 participants subjected to the modified Trier Social Stress test. The results (Figure 4 and Table 1) show that the most stress sensitive morphological parameters of PPG signal are the amplitude of the forward wave  $A_1$ , the duration of diastole  $T_d$ , the time delay of the third reflection  $T_{13}$ , and the pulse-to-pulse interval  $T_p$ .

Mental stress is commonly known to increase sympathetic nerve activity which in turn leads to constriction of peripheral arteries and decrease of blood volume. Thus, an

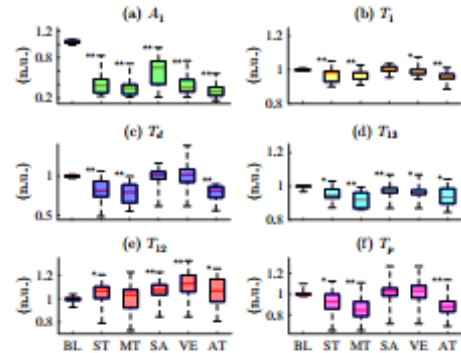


Figure 4. The boxplots of the normalized parameters: (a) amplitude of  $P_1$ , (b) systolic interval  $T_1$ , (c) diastolic interval  $T_d$ , (d) time delay between  $P_1$  and  $P_3$ , (e) time delay between  $P_1$  and  $P_2$ , (f) pulse-to-pulse interval  $T_p$ . Significant differences relative to  $BL$  are marked with \* ( $p < 0.05$ ) and \*\* ( $p < 0.001$ ).

Table 1. Cohen's  $d$  effect sizes. Huge effect size relative to  $BL$  is marked with \*\*\* ( $|d| > 2$ ), very large effect size is marked with \*\* ( $|d| > 1.2$ ) and large effect size is marked with \* ( $|d| > 0.8$ ).

Par.	ST	MT	SA	VE	AT
$A_1$	5.09***	6.86***	2.75***	5.48***	9.43***
$T_1$	1.05*	1.34**	-0.18	0.40	1.87**
$T_{12}$	-0.90*	-0.25	-1.01*	-1.55**	-0.88
$T_{13}$	1.34**	2.31***	0.81*	0.66	1.14*
$T_d$	1.62**	2.32***	0.01	-0.12	2.79***
$T_p$	1.05*	1.59**	-0.22	-0.28	1.64**

increased heart rate during mental stress leads to decreased  $T_p$ ,  $T_{13}$ ,  $T_d$ , and PPG amplitude, measured at finger since less blood volume reaches the extremities.

Our experimental results only partially agree with a numerical modeling study by Charlton et al. [12]. Charlton et al. did not find any relation between PPG signal amplitude and stress. In contrary, our results show that forward wave (systolic) amplitude  $A_1$  is the most significant stress indicative feature for all stages of the TSST protocol, which is in agreement with other experimental studies, e.g., [14].

Table 1 suggests that parameters derived from timings of fiducial points also indicate mental stress albeit with different sensitivity to protocol stages. The parameter  $T_{13}$ , which is related to blood pressure, is sensitive to stress as it was expected. However, the effect size of  $T_{13}$  is significantly less than that of diastolic duration  $T_d$  during the arithmetic task  $AT$  stage. This might be related to the de-

tection of the diastolic wave as proposed by [12] in presence of artifacts, where a local maxima is searched in the PPG and not always in the second derivative.

In most stages, the values of the morphological parameters tended to decrease due to the stress-induced sympathetic activation. However, during the stress anticipation stage (SA) the values increased as can be seen in Figure 4. This can be explained by the tendency of participants to relax after completing the MT task. Overall, the patterns of parameter changes during the protocol stages are similar for all parameters except  $T_{12}$ , which tended to increase instead of decreasing as anticipated. This parameter must be investigated more thoroughly on different databases.

## 5. Conclusions

The most sensitive PPG morphology parameters to mental stress are the amplitude of forward wave  $A_1$ , the duration of diastole  $T_d$ , the time delay of the reflected wave  $T_{13}$ , and the pulse-to-pulse interval  $T_p$ , therefore, they can be considered for usage in wearable devices for continuous unobtrusive monitoring.

## Acknowledgments

This work has received funding from European Regional Development Fund (project No. 01.2.2-LMT-K-718-01-0030) and EU Structural Funds (project No. 09.3.3-LMT-K-712-10-0222) under the grant agreements with the Research Council of Lithuania (LMTLT), research contract SV9-2264, research projects RTI2018-097723-B-I00, LMP44-18, T39-17R, and CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, also Ibercaja-CAI Research Stay Program (IT 16/18). This project has also received funding from the European Union's Framework Programme for Research and Innovation Horizon 2020 (2014-2020) under the Marie Skłodowska-Curie Grant Agreement No. 745755. Also, the authors would like to thank Dr. A. Petrėnas for his valuable comments and suggestions on the paper.

## References

- [1] Fink G., Stress: concepts, definition and history. *Reference Module in Neuroscience and Biobehavioral Psychology* (2017), 1-9.
- [2] The European Agency for Safety and Health at Work (EU-OSHA) and the European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions (Eurofound). *Psychosocial risks in Europe: Prevalence and strategies for prevention* (2014), 6-7.
- [3] Huang C., Webb H. E., Zourdos M. C., Acevedo E. O., Cardiovascular reactivity, stress, and physical activity. *Frontiers in Physiology* (2013), 4 (314), 1-13.

- [4] Bruce M. A., Griffith D. M., Thorpe R. J., Stress and the kidney. *Advances in chronic kidney disease* (2015), 22 (1), 46-53.
- [5] Smets E., De Raedt W., Van Hoof C., Into the wild: the challenges of physiological stress detection in laboratory and ambulatory settings. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* (2019), 2, 463-473.
- [6] Martínez G., Howard N., Abbott D., Lim K., Ward R., Can photoplethysmography replace arterial blood pressure in the assessment of blood pressure? *Journal of Clinical Medicine* (2018), 7 (316), 1-13.
- [7] Baruch M. C., Warburton D. E. R., Bredin S. D., Cote A., Gerdt D. W., Adkins C. M., Pulse decomposition analysis of the digital arterial pulse during hemorrhage simulation. *Nonlinear Biomedical Physics* (2011), 5 (1), 1-15.
- [8] Baruch M. C., Kalantari K., Gerdt D. W., Adkins C. M., Validation of the pulse decomposition analysis algorithm using central arterial blood pressure. *BioMedical Engineering OnLine* (2014), 13 (96), 1-19.
- [9] J. Aguilo, P. Ferrer-Salvans, A. Garcia-Rozo, ..., J. M. Garzon-Rey, Project ES3: attempting to quantify and measure the level of stress, *Revista de Neurologia* (2015), 61 (534), 405-415.
- [10] A. Hernando, J. Lázaro, E. Gil, A. Arza, J. M. Garzón, R. López-Antón, C. de la Cámara, P. Laguna, J. Aguiló, R. Bailón (2016). Inclusion of respiratory frequency information in heart rate variability analysis for stress assessment. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. Vol. 20, n. 4, pp. 1016-1025.
- [11] W. Zong, T. Heldt, G. B. Moody and R. G. Mark, An open-source algorithm to detect onset of arterial blood pressure pulses. *Computers in Cardiology* (2003), Thessaloniki Chalkidiki, Greece, pp. 259-262.
- [12] Charlton P. H., Celka P., Farukh B., Alastruey J., Assessing mental stress from the photoplethysmogram: A numerical study. *Physiological Measurement* (2018), 39 (5), 1-15.
- [13] Sawilowsky S., New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods* (2009), 8 (2), 467-474.
- [14] Minakuchi E., Ohnishi E., Ohnishi J., Sakamoto S., Hori M., Motomura M., Hoshino J., Murakami K., Kawaguchi T. Evaluation of mental stress by physiological indices derived from finger plethysmography. *J Physiol Anthropol* (2013) October 12; 32:17.

Address for correspondence:

Vaidotas Marozas  
Biomedical Engineering Institute, K. Baršauskas str. 59, LT-51423 Kaunas, Lithuania  
vaidotas.marozas@ktu.lt