



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Ant ausies dėvimos žmogaus miego pozos ir pulso kintamumo stebėsenos sistemos tyrimas

Baigiamasis magistro projektas

Gytis Vitkauskas

Projekto autorius

Prof. dr. Vaidotas Marozas

Vadovas

Kaunas, 2026



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Ant ausies dėvimos žmogaus miego pozos ir pulso kintamumo stebėsenos sistemos tyrimas

Baigiamasis magistro projektas

Elektronikos inžinerija (6211EX012)

Gytis Vitkauskas

Projekto autorius

Prof. dr. Vaidotas Marozas

Vadovas

Prof. Elena Jasiūnienė

Recenzentė

Kaunas, 2026



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Gytis Vitkauskas

Ant ausies dėvimos žmogaus miego pozos ir pulso kintamumo stebėsenos sistemos tyrimas

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

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

Gytis Vitkauskas

Patvirtinta elektroniniu būdu

Vitkauskas Gytis. Ant ausies dėvimos žmogaus miego pozos ir pulso kintamumo stebėsenos sistemos tyrimas. Magistro studijų baigiamasis projektas / vadovas prof. dr. Vaidotas Marozas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

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

Reikšminiai žodžiai: pulso variabilumas, miego pozos nustatymas, fotopletizmograma, FPG, signalo kokybės indeksas, NeuroKit2.

Kaunas, 2026. 46 p.

Santrauka

Šiame darbe tiriama ant ausies dėvima žmogaus miego pozos ir pulso variabilumo stebėsenos sistema, pagrįsta fotopletizmografijos (FPG) metodu. Tyrimo aktualumą lemia didėjantis poreikis kurti patogias, neinvazines ir kasdieniam naudojimui tinkamas fiziologinių parametru stebėsenos sistemas, galinčias veikti miego metu. Tradicinės sistemos, tokios kaip elektrokardiografija ar polisomnografija, dažnai reikalauja sudėtingos aparatūros bei riboja naudotojo mobilumą ir komfortą. Tyrimo metu atlikta mokslinės literatūros analizė, parinktas eksperimentinis „OpenEarable 2.0“ maketas bei MAXM86161 FPG jutiklis. Eksperimentiniuose tyrimuose dalyvavo 4 tiriamieji, o kiekvienas matavimo protokolą atliko po du kartus, atliekant matavimus kairėje ir dešinėje ausyse. Iš viso buvo surinkti 8 eksperimentiniai įrašai, sudaryti iš 112 analizės segmentų ir 336 FPG signalų segmentų iš infraraudonosios (IR), raudonosios ir žaliosios spalvos optinių kanalų. Fotopletizmogramos signalai buvo registruojami skirtingose kūno padėtyse: stovėjimo, gulėjimo ant nugaros, kairiojo ir dešiniojo šono padėtyse.

MATLAB aplinkoje sukurtas signalų apdorojimo algoritmas, skirtas FPG signalų kokybės vertinimui, miego pozos identifikavimui ir pulso variabilumo parametru analizei. Signalo kokybei vertinti sukurtas signalo kokybės indeksas (SKI), sudarytas iš signalo ir triukšmo santykio, perfuzijos indekso, širdies dūžių reguliarumo, impulso morfologijos, etaloninės pulso formos panašumo bei entropijos komponentų. Papildomai į MATLAB aplinką integruota „NeuroKit2“ biblioteka pulso variabilumo parametru apskaičiavimui.

Tyrimo rezultatai parodė, kad infraraudonųjų spindulių (IR) kanalas pasižymi aukščiausia FPG signalo kokybe ir didžiausiu stabilumu skirtingose kūno padėtyse. Didžiausia vidutinė SKI reikšmė nustatyta IR kanale gulint ant nugaros (SKI = 0,71), o mažiausia – žalios spalvos kanale stovėjimo padėtyje (SKI = 0,50). Signalai, kurių SKI reikšmė viršijo 0,7, buvo laikomi pakankamai kokybiškais tolimesnei pulso ir pulso variabilumo analizei. Nustatyta, kad kūno padėtis turi įtakos tiek signalo kokybei, tiek pulso variabilumo rodikliams. Didžiausias signalų stabilumas stebėtas gulint ant nugaros, o didžiausias judesio artefaktų kiekis – gulint ant šono.

RMSSD ir SDNN parametrų analizė parodė autonominės nervų sistemos aktyvumo pokyčius priklausomai nuo kūno padėties. Papildomai įvertinta jutiklio padėties įtaka FPG signalo kokybei, lyginant kairėje ir dešinėje ausyje registruotus signalus. Reikšmingų skirtumų tarp jutiklių neužfiksuota, tačiau gulint ant šono prispaustos ausies signalas pasižymėjo didesniu triukšmingumu ir mažesniu SKI rodikliu.

Gauti rezultatai parodė, kad ant ausies dėvima FPG sistema gali būti taikoma žmogaus miego pozos ir pulso variabilumo stebėsenai bei turi potencialą tolimesniam neinvazinių miego stebėsenos technologijų vystymui ir praktiniam taikymui.

Vitkauskas Gytis. Investigation of an Ear-Worn System for Sleep Position and Heart Rate Variability Monitoring. 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): Electronics Engineering, Engineering Sciences.

Keywords: heart rate variability, sleep position detection, photoplethysmography, PPG, signal quality index, NeuroKit2.

Kaunas, 2026. 46 p.

Summary

This thesis investigates an ear-worn human sleep posture and heart rate variability monitoring system based on the photoplethysmography (PPG) method. The relevance of the study is driven by the increasing need for comfortable, non-invasive, and everyday-use physiological monitoring systems capable of operating during sleep. Traditional systems, such as electrocardiography and polysomnography, often require complex equipment and limit user mobility and comfort.

During the study, a scientific literature review was performed, and the experimental “OpenEarable 2.0” platform together with the MAXM86161 PPG sensor was selected. Experimental measurements were performed using four participants, each repeating the measurement protocol twice, with recordings acquired from both the left and right ears. In total, eight experimental recordings were collected, consisting of 112 analysis segments and 336 PPG signal segments from infrared (IR), red, and green optical channels. Photoplethysmographic signals were recorded in different body positions: standing, lying on the back, lying on the left side, and lying on the right side.

A signal processing algorithm was developed in the MATLAB environment for PPG signal quality assessment, sleep posture identification, and heart rate variability analysis. To evaluate signal quality, a Signal Quality Index (SKI) was developed, consisting of signal-to-noise ratio, perfusion index, heartbeat regularity, pulse morphology, template matching, and entropy components. Additionally, the “NeuroKit2” library was integrated into the MATLAB environment for heart rate variability parameter calculation.

The results of the study showed that the infrared (IR) channel provided the highest PPG signal quality and the greatest stability across different body positions. The highest average SKI value was observed in the IR channel while lying on the back ($SKI \approx 0.71$), whereas the lowest value was recorded in the green channel during standing posture ($SKI \approx 0.50$). Signals with SKI values higher than 0.7 were considered sufficiently reliable for further pulse and heart rate variability analysis. It was determined that body posture affects both signal quality and heart rate variability parameters. The highest signal stability was observed while lying on the back, whereas the greatest amount of motion artifacts occurred during side-lying positions.

RMSSD and SDNN parameter analysis demonstrated changes in autonomic nervous system activity depending on body posture. Additionally, the influence of sensor placement on PPG signal quality was evaluated by comparing signals recorded from the left and right ears. No significant differences between ears were observed; however, when lying on the side, the compressed ear exhibited increased signal noise and lower SKI values.

The obtained results demonstrated that an ear-worn PPG system can be applied for human sleep posture and heart rate variability monitoring and has potential for the further development and practical application of non-invasive sleep monitoring technologies.

Turinys

Paveikslų sąrašas	9
Santrumpų ir terminų sąrašas	10
Įvadas.....	11
1. Literatūros šaltinių analizė.....	12
1.1. Miegojimo pozicijos įtaka širdies aritmijoms	12
1.2. Elektrinę ir mechaninę širdies veiklą atspindintys biosignalai.....	13
1.3. FPG metodu paremtos matavimo sistemos	15
1.4. Ausies tipo FPG metodu pagrįstos sistemos	16
1.5. Pulso variabilumo stebėsenos ausyje talpinamų jutiklių metodų apžvalga.....	17
1.6. Surinktų duomenų apdorojimas ir analizė panaudojant dirbtinį intelektą.....	19
2. Metodinė dalis.....	21
2.1. Maketas miegojimo pozicijai ir pulsui registruoti.....	21
2.2. Užregistruotų duomenų rinkinys	23
2.3. Miego pozicijos atpažinimo ir fotopletizmografinių signalų kokybės analizės algoritmas	24
2.4. Signalų kokybės indekso struktūra ir analizė	26
2.5. Miego pozicijos ir pulso kintamumo sąsajų analizės algoritmas	28
3. Tyrimo rezultatai.....	33
3.1. SKI verčių analizė	33
3.2. Miegojimo pozicijos stebėsena.....	34
3.3. Pulso kintamumo stebėsena.....	38
3.4. Miego pozicijos ir pulso kintamumo sąsajų analizės	39
3.5. Tyrimo ribotumai.....	41
Išvados	42
Literatūros sąrašas	43
PRIEDAI	46
1 „MATLAB“ signalų apdorojimo programa	46

Paveikslų sąrašas

1 pav. Pacientų sveikatos sutrikimų procentali dalis miegojimo metu, priklausomai nuo kūno dalies, ant kurios jis miega [adapatuota iš 13]	13
2 pav. Rekomenduojamos kūno vietos, kuriose galima atlikti FPG matavimus [adapatuota iš 8] ...	16
3 pav. Žmogaus kūno vietos, kuriose galima atlikti FPG matavimus ir iš rezultatų nustatyti žmogaus širdies darbinis parametrus [adapatuota iš 9]	17
4 pav. FPG sistemos blokinė schema [adapatuota iš 14].....	18
5 pav. Širdies ritmo, gauto fotopletizmografijos jutikliu patalpintu ausyje, palyginimas su polisomnografijos būdu gautu širdies ritmu [adaptuota iš 13]	19
6 pav. “OpenEarable 2.0” prietaisas bei jo sudėtinės dalys [adaptuota iš 16].....	21
7 pav. MAXM86161EVSYS eksperimentinis maketas: kairėje - biometrinių duomenų apdorojimo valdiklis MAX32664, dešinėje - optinis jutiklis MAXM86161	22
8 pav. Duomenų registravimo protokolas	24
9 pav. Matlab sukurtos programos struktūrinė schema	25
10 pav. Miego pozicijos ir pulso kintamumo analizės Matlab algoritmo blokinė schema	29
11 pav. NeuroKit2 pagrindu atlikta IR kanalo FPG signalo ir širdies ritmo analizės iliustracija: a) Širdies ritmo dinamika viso eksperimento metu; b) Aukštos kokybės IR kanalo FPG signalo fragmentas su aiškiai aptiktais pulso pikais. c) Žemos kokybės IR kanalo FPG signalo fragmentas	30
12 pav. IR kanalo FPG signalų palyginimo tarp aukštos ir žemos kokybės segmentų iliustracija: a) aukštos kokybės signalas, b) žemos kokybės signalas	31
13 pav. Aukštos kokybės IR kanalo FPG signalų fragmentai skirtingose kūno padėtyse: stovėjimo, gulėjimo ant nugaros, kairiojo ir dešiniojo šono padėtyse	31
14 pav. Pagrindiniai SKI komponentai pagal fotopletizmogramos jutiklio kanalą. Pateikiami trys pagrindiniai SKI sudedamieji komponentai: SNR – signalo ir triukšmo santykis, PI – perfūzijos indeksas, HB – širdies dūžių reguliarumo komponentas.....	33
15 pav. Vidutinis Signalo kokybės indeksas pagal kūno padėtį ir kanalą. Čia pateikiamas SKI pasiskirstymas pagal kūno padėtį ir FPG kanalą.....	34
16 pav. Vidutinis signalo kokybės indeksas (SKI) skirtingose kūno padėtyse	35
17 pav. SKI dinamika protokolo segmentuose skirtinguose šviesos diodo kanaluose. Čia (a) pateikiamas IR kanalas, (b) raudonos spalvos LED kanalas, (c) žalios spalvos LED kanalas. S = stovėjimas, B = nugarą, L = kairė, R = dešinė	36
18 pav. SKI koreliacija su pagrindiniais diagnostiniais komponentais. Čia (a) pateikiama SNR ir SKI koreliacija; (b) perfūzijos indekso ir SKI koreliacija; (c) HB komponento ir SKI koreliacija	37
19 pav. Bland–Altman analizė tarp skirtingų FPG kanalų SKI įverčių: a) IR ir raudonos spalvos LED kanalų palyginimas, b) IR ir žalios spalvos LED kanalų palyginimas	37
20 pav. „NeuroKit2“ bibliotekos pagalba apskaičiuoto FPG signalo kokybės indekso pasiskirstymas skirtingose kūno padėtyse, naudojant IR kanalą	38
21 pav. RMSSD parametro pasiskirstymas skirtingose kūno padėtyse, apskaičiuotas iš IR kanalo FPG signalo.....	39
22 pav. Pulso intervalo variabilumo SDNN parametro pasiskirstymas skirtingose kūno pozose.....	40

Santrumpų ir terminų sąrašas

Santrumpos:

EKG - elektrokardiograma;

FPG – fotopletizmograma;

IR-LED – infraraudonosios spalvos šviesos diodas;

LED – šviesą išskiriantis diodas;

Lekt. – lektorius;

OMA – obstrukcinė miego apnėja;

Prof. – profesorius;

RMSSD – širdies ritmo kintamumo (ŠDK/HRV) rodiklis, matuojantis skirtumus tarp gretimų širdies dūžių (RR intervalų) milisekundėmis

SDNN - širdies ritmo kintamumo (HRV) rodiklis, matuojantis laiko intervalų tarp normalių širdies dūžių (NN intervalų) standartinį nuokrypį milisekundėmis

SpO₂ – periferinių kapiliarų prisotinimas deguonimi;

ŠR – širdies ritmas;

ŠRK – širdies ritmo kintamumas;

QRS – dešiniojo ir kairiojo skilvelių depoliarizacija;

Terminai:

Aritmija – neritmiškas širdies plakimas;

Aterosklerozė – kraujagyslių pažeidimas sukiantis susiaurėjimą;

Deoksihemoglobinas - kraujas, kuriame nėra deguonies;

Fotopletizmograma – optinis metodas, kuriuo galima nustatyti kraujo tūrio pokyčius audinių mikrovaskuliniame sluoksnyje.

Hiperemija – būklė, kai audiniai arba organai parausta dėl padidėjusio kraujo tekėjimo į tuos pačius audinius;

Metabolizmas – cheminių reakcijų, vykstančių kiekvienoje ląstelėje, visuma;

Oksihemoglobinas - kraujas, prisotintas deguonies;

Oksimetrija – neinvazinis metodas skirtas nustatyti deguonies prisotinimą kraujyje.

Įvadas

Spartėjanti technologijų pažanga ir didėjantis dėmesys sveikatai skatina naujų sprendimų paiešką bei jų diegimą įvairiuose kasdienio gyvenimo aspektuose. Viena tokių sričių yra žmogaus širdies ritmo variabilumo stebėjimas miego metu. Trūkstant patogių ir tikslių metodų šiai problemai spręsti, vis daugiau dėmesio yra skiriama dėvimų sistemų kūrimui bei tobulinimui. Vienas iš potencialių sprendimų yra ant ausies dėvima sveikatos parametrų stebėjimo sistema, kuri gali fiksuoti miego pozą ir širdies ritmo pakitimus.

Ne paslaptis, jog miego kokybė labai stipriai veikia bendrą žmogaus sveikatos būklę, o įvairios miego pozos gali sukelti ar paspartinti tam tikrus sveikatos sutrikimus, tokius kaip nugaros skausmai, miego apnėja. Taip pat, širdies ritmo kintamumas yra vertingas autonominės nervų sistemos veiklos indikatorius, leidžiantis įvertinti širdies sveikatą, esamą streso lygį bei bendrą organizmo atsparumą [1]. Dėvimos priemonės, tokios kaip išmanieji laikrodžiai ar apyrankės, kurios skirtos žmogaus gyvybinių parametrų stebėsenai ir analizei, dažnai yra nepatogios ar trukdančios miegui.

Dėl šios priežasties ausinėse integruotos stebėsenos sistemos gali būti perspektyvus šios problemos sprendimas. Ausinės ar ausinukai yra gana dažnai naudojami miego metu garso terapijai atlikti ar slopinti aplinkoje keliamą triukšmą, todėl jų funkcionalumo išplėtimas, įtraukiant sveikatos stebėseną, yra svarbus žingsnis sveikatos stebėjimo bei analizavimo srityje. Tokia sistema galėtų naudoti įvairius jutiklius miego kūno padėčiai ir širdies ritmo kintamumui fiksuoti bei surinktus duomenis perduoti į išmanųjį įrenginį, kuriame jie būtų analizuojami bei saugomi.

Darbo tikslas: ištirti ant ausies dėvimos žmogaus miegojimo pozicijos ir širdies pulso kintamumo stebėsenos sistemą bei atlikti eksperimentinius miegojimo pozicijos ir pulso kintamumo sąsajų tyrimus.

Darbo uždaviniai:

1. Atlikti literatūros šaltinių analizę žmogaus miego fiziologijos ir stebėsenos technologijų srityse;
2. Pasiūlyti įrangą, tinkamą registruoti žmogaus širdies pulsą ir gulėjimo poziciją.
3. Panaudojant pasiūlytą įrangą užregistruoti nedidelį duomenų rinkinį;
4. Sukurti ir ištirti gulėjimo pozicijos ir pulso kintamumo sąsajų analizės algoritmą;
5. Apibendrinti gautus rezultatus.

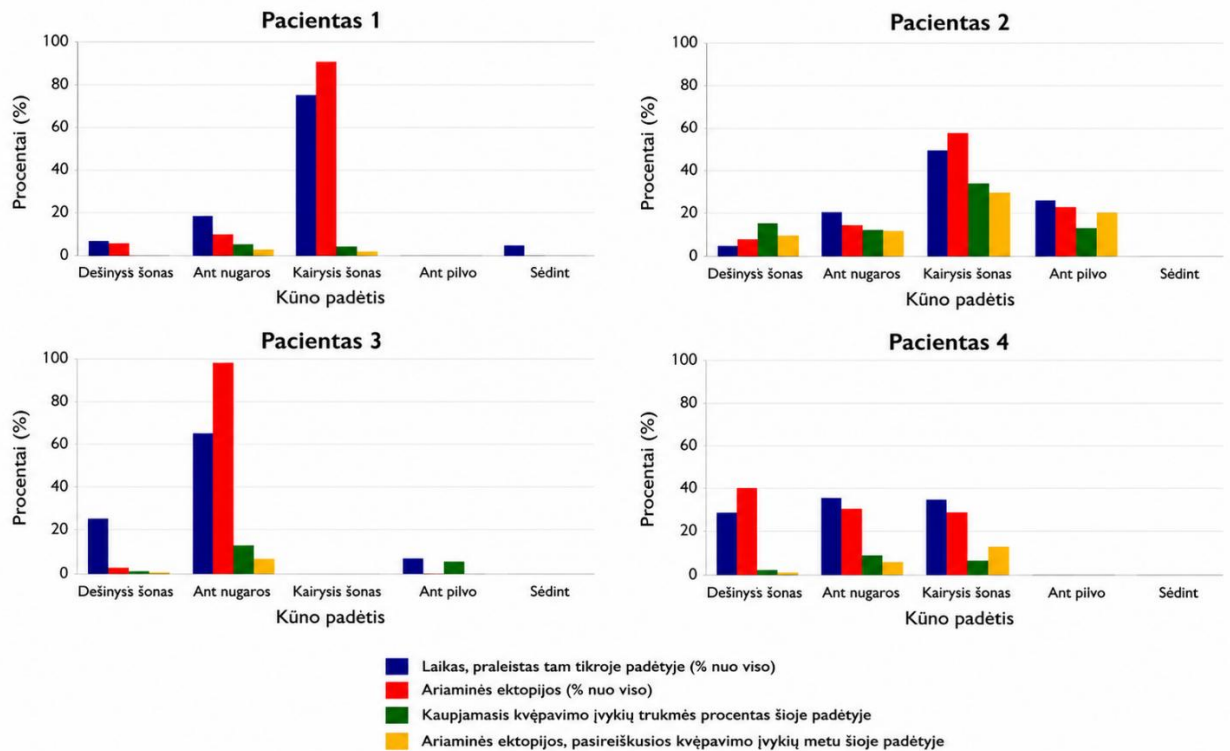
1. Literatūros šaltinių analizė

Šiame skyriuje yra pateikiami įvairūs moksliniai tyrimai bei panašių sistemų apžvalga. Kadangi šioje sistemoje bus naudojamas fotopletizmogramos (FPG) jutiklis siekiant nustatyti širdies ritmą (ŠR), pirmiausia bus aptariami šio signalo registravimo principai. Toliau bus nagrinėjami temos aktualumo klausimai, didėjančios tendencijos, panašių sistemų apžvalga bei duomenų apdorojimas panaudojant mašininį mokymąsi.

1.1. Miegavimo pozicijos įtaka širdies aritmijoms

Manoma, kad pozicinė obstrukcinė miego apnėja (OMA) yra susijusi su širdies aritmijomis [2]. Kardiologijos srities moksliniuose darbuose dažniausiai išskiriami šie OMA rizikos veiksniai: nutukimas, padidėjusi kaklo apimtis, kaukolės ir veido morfologiniai ypatumai, vyriška lytis bei vyresnis amžius. Be šių fiziologinių veiksnių, miego padėtis taip pat laikoma vienu svarbiausių kintamųjų, lemiančių polinkį į OMA epizodus. Nustatyta, kad daugumai pacientų obstrukcinių kvėpavimo reiškinių padaugėja miegant gulint ant nugaros ir sumažėja pakeitus kūno padėtį į gulėjimą ant šono, nepriklausomai nuo miego fazės.

Šaltinyje [3] buvo nagrinėjama panaši problema, analizuojant miego pozicijos įtaką kvėpavimo sutrikimams bei širdies ritmo aritmijoms. Pateiktoje histogramoje parodytas skirtingų pacientų sveikatos sutrikimų procentinis pasiskirstymas priklausomai nuo miego padėties. Analizė parodė, kad tiriamiesiems širdies aritmijos dažniau pasireiškė miegant ant kairiojo šono arba ant nugaros nei kitose pozicijose. Tai iliustruoja 1 paveikslas, kuriame raudona spalva pažymėta procentinė širdies aritmijų dalis.



1 pav. Pacientų sveikatos sutrikimų procentali dalis miegojimo metu, priklausomai nuo kūno dalies, ant kurios jis miega [adaptuota iš 13]

1 paveikslas parodo, kad kūno padėtis miego metu gali turėti reikšmingą įtaką tiek kvėpavimo sutrikimų, tiek širdies ritmo aritmijų pasireiškimui. Didesnis sutrikimų dažnis dažniausiai stebimas gulint ant nugaros arba ant kairiojo šono, todėl kūno padėties stebėseną gali būti svarbi vertinant miego kokybę bei fiziologinių parametru pokyčius.

1.2. Elektrinę ir mechaninę širdies veiklą atspindintys biosignalai

Širdis yra sudėtingas organas, pasižymintis nuolatine mechanine ir elektrine veikla. Kadangi elektrinį aktyvumą lengva išmatuoti ir jis glaudžiai susijęs su mechanine ir metaboline širdies funkcija, elektrokardiografija (EKG) yra viena dažniausiai atliekamų neinvazinių diagnostikos procedūrų. Širdies veikla sukuria nuolatinį elektrinį signalą, kurį reikia įrašyti naudojant elektrodus, o vėliau gautą signalą filtruoti, skaitmeninti ir analizuoti. Per kiekvieną širdies elektrinės veiklos ciklą kūno paviršiuje užfiksuotoje elektrokardiogramoje matomi keli signalai. Normaliu sinusiniu ritmu dažniausiai aptinkamas signalas yra P banga (prieširdžių depoliarizacija), QRS kompleksas (skilvelių depoliarizacija) ir T banga (skilvelių repoliarizacija). QRS kompleksas, kuris rodo skilvelių susitraukimo (sistolės) pradžią, turi didžiausią amplitudę ir yra lengviausiai pastebimas. Dauguma klinikinių ir komercinių EKG pagrįstų širdies ritmo matuoklių naudoja algoritmus, kurie identifikuoja QRS kompleksą ir transformuoja jį į RR intervalų seriją, naudojamą širdies ritmo ir jo variabilumo vertinimui. Vieno kanalo įrašas yra pakankamas ŠR arba ŠRK įvertinimui, tačiau sudėtingesnei analizei, pavyzdžiui, aritmijos morfologijai ar išemijai, reikalingi daugiakanaliai EKG įrašai.

Labai svarbu yra tinkamai nustatyti QRS kompleksus, siekiant išvengti su skilvelių veikla nesusijusių signalų registravimo, kadangi tai turi įtakos ŠR ir ŠRK skaičiavimams. Dėl plataus širdies patologijos spektro ir įvairių aplinkos veiksnių sukurtų artefaktų, klaidingo interpretavimo galimybė išlieka gana didelė, nors ir klinikinę praktiką atlieka ilgamečiai tos srities specialistai.

Nepaisant aukšto tikslumo ir plačiai taikomos klinikinės reikšmės, EKG metodas turi tam tikrų trūkumų ilgalaikės fiziologinių parametrų stebėsenos metu, ypač miego aplinkoje. Pagrindinė problema – būtinybė naudoti prie kūno tvirtinamus bioelektrodus, kurie ilgalaikio dėvėjimo metu gali sukelti odos dirginimą, diskomfortą ar riboti natūralius žmogaus judesius miego metu. Taip pat elektrodų kontaktas su oda ilginiui gali blogėti dėl prakaitavimo, kūno padėties pokyčių ar mechaninio pasislinkimo, todėl padidėja judesio artefaktų ir signalo praradimo tikimybė. Daugiakanalės EKG sistemos dažnai reikalauja papildomos aparatūros, laidų bei didesnių energijos sąnaudų, todėl tampa mažiau tinkamos kasdieniam ir nepertraukiamam naudojimui namų aplinkoje. Dėl šių priežasčių pastaraisiais metais vis daugiau dėmesio skiriama alternatyviems neinvaziniams metodams, tokiems kaip fotopletizmografija (FPG), kuri leidžia fiziologinius parametrus stebėti patogesnėmis ir mažiau vartotoją ribojančiomis priemonėmis.

FPG metodas leidžia palyginti paprastai ir nedidelėmis sąnaudomis nustatyti širdies ritmą. Vienas didesnių šio metodo privalumų yra tai, jog jis yra neinvazinis bei nereikalauja sudėtingų ar stacionarių sistemų norimiems duomenims gauti. Šio metodo veikimo principas yra pagrįstas šviesos šaltinio ir fotodetektoriaus sąveika odos paviršiuje, siekiant nustatyti kraujo apytakos tūrinius pokyčius. Taip pat, surinktiems duomenims pritaikius atitinkamus algoritmus galima apskaičiuoti ne tik širdies ritmo ar pulso oksimetrijos (SpO₂) rodiklius, bet ir kitus su širdies veikla susijusius fiziologinius parametrus ar sveikatos sutrikimų, tokių kaip: aterosklerozė, arterijų standumas, įvairios širdies kraujagyslių ligos, kurios gali pasireikšti ateityje. Norint anksti atpažinti bei analizuoti tokias ligas bei jų progresą, svarbus faktorius yra duomenų rinkimas ir apdorojimas realiuoju laiku. Tai mums gali padėti įgyvendinti įvairios tobulėjančios duomenų surinkimo, apdorojimo bei perdavimo technologijos.

Vienas svarbiausių parametrų, kuris yra gyvybiškai svarbus ir nuolatos stebimas, yra širdies ritmas (ŠR). Daugelį metų šiam parametrai nustatyti ir stebėti buvo naudojamas elektrokardiogramos metodas (EKG), kurio pagalba yra užfiksuojamas širdies elektrinis aktyvumas. Šis elektrinis aktyvumas atsiranda dėl širdies ir širdies raumens audinių laidžiųjų takų depoliarizacijos kiekvieno širdies ciklo metu. Nors tradicinės širdies parametrų stebėjimo technologijos, kuriose pritaikomas EKG metodas, jau kelis dešimtmečius yra tobulinamos siekiant patenkinti naudotojų reikalavimus tikslumo, mobilumo bei dėvėjimo patogumo požiūriais, ši metodika nebuvo pritaikyta tokioje sistemoje, kuri atitiktų visus vartotojų poreikius. Viena pagrindinių kliūčių – bioelektrodai, kurie turi

būti privirtinti atitinkamose bei tiksliose žmogaus kūno vietose taip varžydami laisvus žmogaus judesius.

Be to, FPG metodu gauti ŠR duomenys, palyginus su EKG metodu gautais duomenimis yra artimi EKG metodu gautiems rezultatams ir FPG metodas gali būti perspektyvi alternatyva EKG metodui. Atlikę detalią analizę, straipsnio [4] autoriai įrodė, jog FPG metodas turi puikų potencialą pakeisti EKG metodą širdies ritmo signalo gavimui iš asmenų, neturinčių sveikatos sutrikimų. Todėl siekiant pasiūlyti vartotojams daugiau mobilumo bei patogumo, galima naudoti FPG technologija pagrįstą sprendimą.

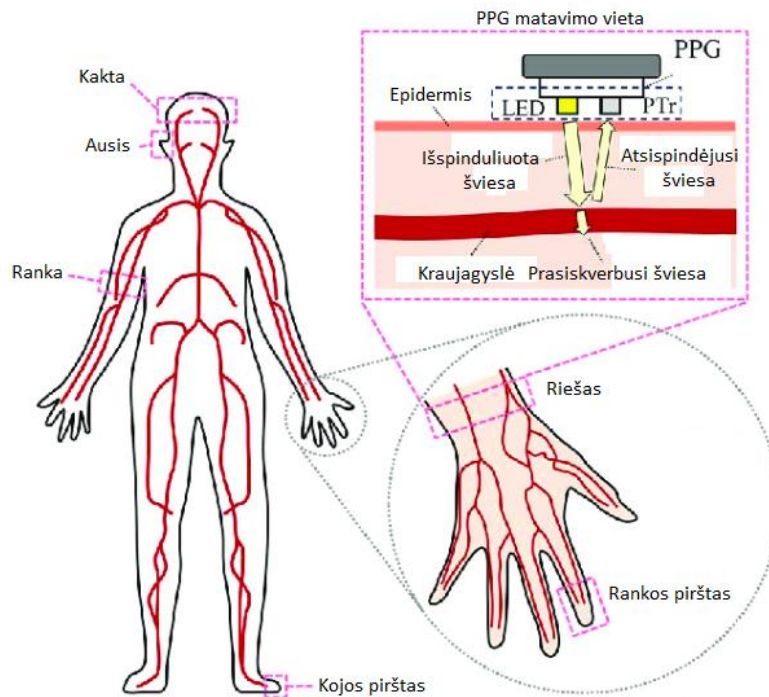
Pasak [6] šaltinio, yra atlikta daug tyrimų siekiant parodyti, jog FPG signalo antroje išvestinėje yra vertingos, su sveikata susijusios, informacijos. O [6] straipsnyje yra parodyta, kaip šis signalas gali padėti mokslininkams bei gydytojams įvertinti įvairias širdies ir kraujagyslių ligas. Be to, išsami FPG signalo analizė gali padėti nuspėti artėjančias ligas ir taip sumažinti pavojų gyvybei.

Tačiau vienas iš pagrindinių trūkumų, kuriuo pasižymi FPG metodo trūkumas – jautrumas judesio artefaktams kai vartotojas atlieka fizinius pratimus ar kitą aktyvią veiklą. Pagrindiniai pašaliniai signalai ir artefaktai yra sukeliama dėl įvairių rankų judesių, aplinkos triukšmų, o tai turi atitinkamą poveikį ir fiksuojamam širdies ritmo signalui.

1.3. FPG metodu paremtos matavimo sistemos

Įprasto FPG jutiklio sistemą sudaro šviesos šaltinis ir fotodetektorius. Minėtu šviesos šaltiniu yra apšviečiamas audinys, o fotodetektoriaus pagalba yra nustatoma atsispindėjusios šviesos vertė. Kadangi širdis susitraukdama sukelia didesnę slėgį arterijose, todėl keliaudama kraujo banga per kraujagysles pakeičia jų tūrį ir fiksuodami tūrio pokytį galime nustatyti širdies ritmą.

Dažniausiai FPG jutiklių pagrindinis šviesos šaltinis yra infraraudonųjų spindulių šviesos diodas (IR-LED) arba žalios spalvos LED. Infraraudonųjų spindulių šviesos diodai dažniausiai naudojami matuojant kraujo, kuris yra tankesniuose audiniuose, pavyzdžiui raumenyse, srautą, o žalios spalvos LED naudojami sistemose, skirtose nustatyti deguonies absorbcijai oksihemoglobine ir deoksihemoglobine. Teoriškai būtų galima naudoti ir kitos spalvos LED hemoglobiniui nustatyti, tačiau žalios spalvos spindulys giliau prasiskverbia į audinius bei užtikrina tikslesnius matavimus, palyginus su kitos spalvos šviesos diodais. Pasak [7] šaltinio, jutikliai taip pat naudingi nustatant hiperemiją arba kraujo tėkmės perteklių. FPG jutikliai gali būti naudojami kūno vietose, kaip parodyta 2 pav.: ranka, ausis, pirštai, riešas, tačiau skirtingų matavimo vietų tikslumas skiriasi.

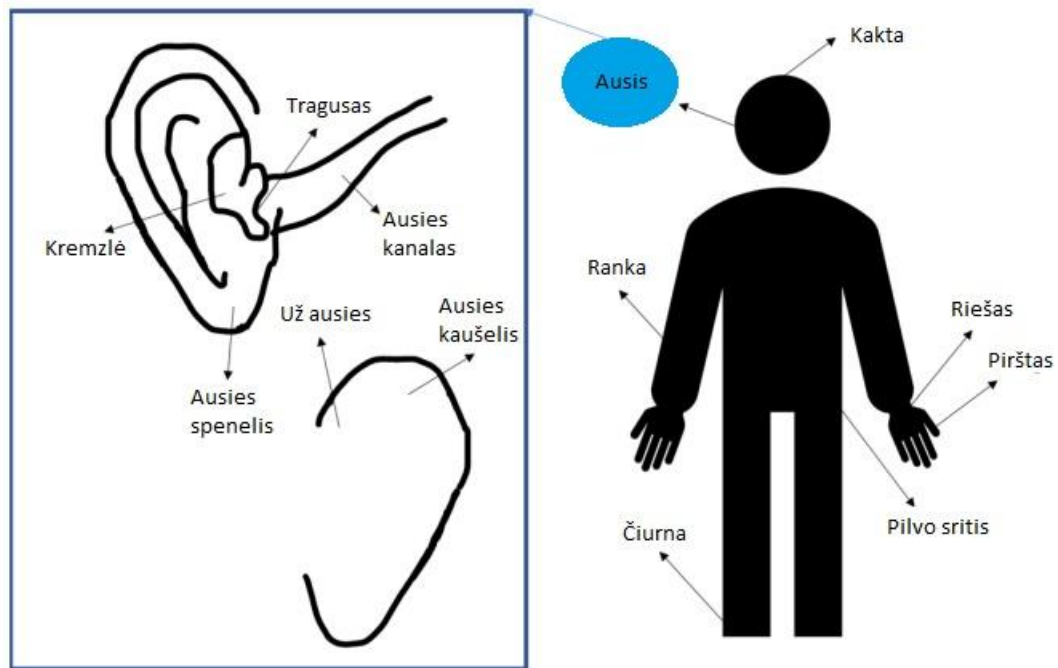


2 pav. Rekomenduojamos kūno vietos, kuriose galima atlikti FPG matavimus [adaptuota iš 8]

2 paveiksle pateiktas fotopletizmogramos (FPG) veikimo principas bei dažniausiai naudojamos matavimo vietos žmogaus kūne. FPG metodas pagrįstas šviesos absorbcijos ir atsispindėjimo pokyčių registravimu kraujagyslėse širdies susitraukimų metu. Paveiksle taip pat matyti, kad FPG signalai gali būti registruojami įvairiose kūno vietose, tokiose kaip pirštas, riešas, ausis ar kaklas, tačiau matavimo tikslumas priklauso nuo pasirinktos jutiklio pozicijos bei audinių savybių.

1.4. Ausies tipo FPG metodu pagrįstos sistemos

FPG signalo bangos formai įtakos turi skirtingos anatomicinės sritys, kurioms būdingas skirtingas audinių storis, odos pigmentacija, kraujagyslių ir kaulinių struktūrų tankis. FPG signalai įprastai yra matuojami riešo, pirštų ir ausų kaušelių srityse. Jie taip pat gali būti matuojami kitose vietose, įskaitant kaktą, viršutinę ir apatinę rankos dalį, pilvo sritį ir įvairias ausų sritis: išorinės ausies kremzlę, viršutinę ir apatinę ausies sritį bei išorinį klausos kanalą. Visos minėtos kūno sritys yra atvaizduotos žemiau esančiame paveikslėlyje.



3 pav. Žmogaus kūno vietos, kuriose galima atlikti FPG matavimus ir iš rezultatų nustatyti žmogaus širdies darbinius parametrus [adapatuota iš 9]

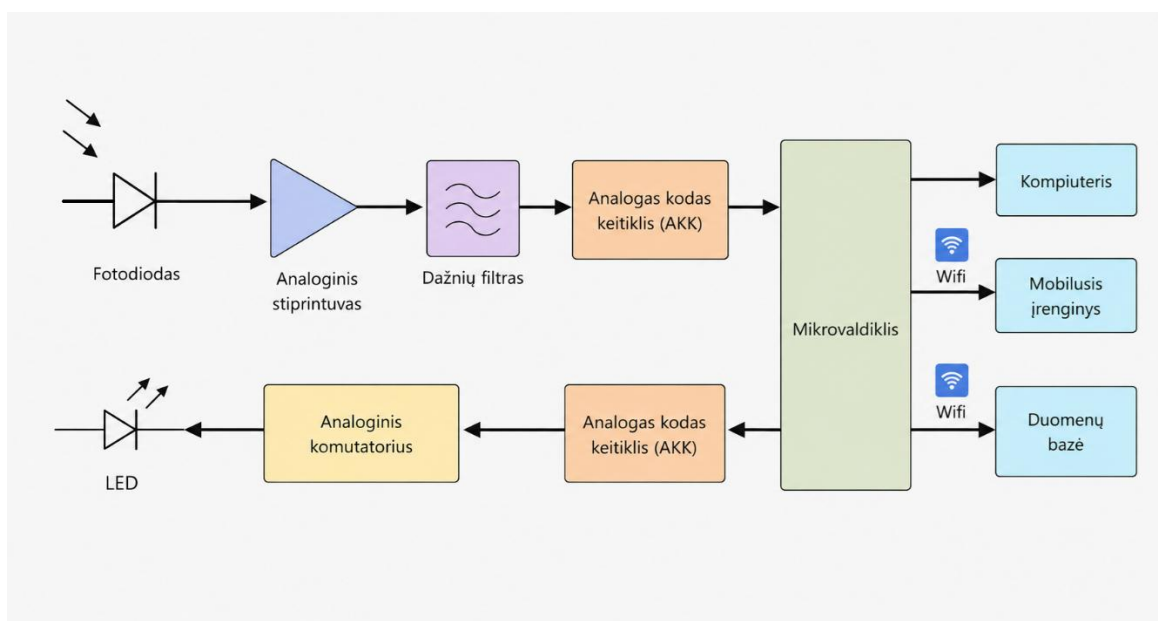
Ausies sritis yra viena iš dažniausiai naudojamų FPG prietaisų matavimo vietų. Taip yra dėl žmogaus anatomijos, kurioje ausies spenelis nėra sudarytas iš kremzlės ar kaulo ir jame yra daug kraujo atsargų. Be to, ausis, palyginus su kitomis galūnėmis, yra daug mažiau pažeidžiama judesių artefaktų. [10] šaltinio autoriai siekdami išmatuoti širdies ritmą panaudojant FPG metodą pasiūlė magnetinius auskarus su integruotu FPG jutikliu. O [11] šaltinio autoriai parodė, jog FPG jutiklį galime pritvirtinti ausies kanale ir taip gauti daug tikslesnį signalą arba pastatyti FPG jutiklio kojeles prie tragulio ir taip fiksuoti šviesą, atsispindičią nuo poodinių kraujagyslių. Bandydami apjungti šias dvi idėjas, suprojektuosime bei integruosime FPG jutiklį į ausines ar ausinukus, siekdami pasiūlyti vartotojui patogesnę sistemą naudojimą.

1.5. Pulso variabilumo stebėsenos ausyje talpinamų jutiklių metodų apžvalga

Ausis yra klausos jutimo organas, kurį sudaro trys sritys: išorinė ausis, vidurinė ausis ir vidinė ausis. [9] šaltinis siūlo ausį laikyti patogia vieta dėvimajam įrenginiui, kadangi atsiranda vis daugiau vartotojų, kurie naudoja tokius ryšio prietaisus kaip ausinės ar ausinukai. Žiūrint iš signalo stiprumo ir tikslumo perspektyvos, ausies sritis yra patogesnė ir tikslesnė, kadangi ausies sritis, lyginant su riešu ar pirštu, yra arčiau FPG signalo generatoriaus – širdies. Taip pat, ausies FPG turi daugiau privalumų, nei pulsoksimetrijos signalas matuojamas ant piršto.

[9] šaltinyje yra minima, jog yra keletas skaitmeninių FPG jutiklių, kurie buvo naudojami klinikiniuose tyrimuose FPG pulso bangai matuoti. Visuose tyrimuose, susijusiuose su į ausį montuojama FPG, buvo naudojamas atspindžio režimas. Šio režimo metu fotodetektoriaus pagalba

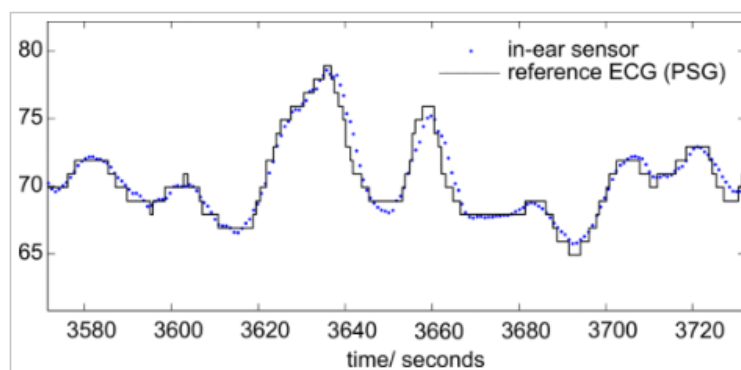
yra fiksuojamas atspindys, krintantis ant kraujagyslių. Gauti duomenys yra apdorojami, perduodami į mikrovaldiklį, jame išskaidoma į naudingas kreives ir perduodama laidu arba bevieliu ryšiu į kompiuterį, mobilųjį įrenginį ar duomenų bazę, kurioje duomenys yra saugomi ir lieka prieinami bet kuriuo momentu. Tokio principo sistemos blokinė schema yra pateikta 4 paveikslėlyje.



4 pav. FPG sistemos blokinė schema [adaptuota iš 14]

[12] šaltinyje buvo ištirtas ryšys tarp signalo kokybės ir šviesos diodo spindulio, matavimo audinių, judesio artefaktų ir matavimo zondo kontakto kokybės. Tyrimo metu buvo nustatyta, jog tiriamajam subjektui neatliekant jokių judesių pakakdavo 10 mA srovės (4% darbo ciklo) gauti gerą signalo kokybę trijų tipų LED – žalios spalvos, raudonos spalvos ir infraraudonųjų spindulių. Iš raudonosios spalvos ir infraraudonųjų spindulių LED gauti signalai pradėdavo sotintis esant 25 mA spinduliavimo intensyvumui, kurį sukeldavo analogas – kodas keitiklis. Tačiau iš žalios spalvos LED gautas signalas niekada nepasiekdavo soties taško net ir esant didžiausiam – 50 mA intensyvumui. Tad buvo padaryta išvada, jog šviesos diodų spalvų pasirinkimas priklauso nuo audinių ir ploto, kuriame bus atliekami šie matavimai. Infraraudonųjų spindulių įsiskverbimo gylis buvo didžiausias – nuo 0,8 mm iki 1,5 mm, o žalios spalvos LED buvo mažiausias – iki 0,6 mm.

[13] šaltinyje širdies susitraukimų dažnis buvo apskaičiuotas naudojant 4 eilės Butterwortho filtrą, kuris buvo pritaikytas neapdorotiems FPG duomenims. Ribiniai dažniai buvo naudoti 0,8 Hz ir 6 Hz – pagal fiziologinį širdies susitraukimų dažnį. Žemesnis ribinis dažnis užtikrina pakankamą atstumą nuo kvėpavimo dažnių juostos. Viršutinis ribinis dažnis buvo pasirinktas siekiant išlaikyti autentišką FPG impulsų kreivę. Didžiausio pulso kreivės gradiento taške buvo nustatyta riba ir nulio žymos kirtimai. Šis naudotas metodas leidžia tiksliau apibrėžti širdies dūžius, kadangi didžiausios ir mažiausios vertės ne visada tiksliai apibrėžiamos dėl pašalinių signalo dedamųjų – triukšmo.



5 pav. Širdies ritmo, gauto fotopletizmografijos jutikliu patalpintu ausyje, palyginimas su polisomnografijos būdu gautu širdies ritmu [adaptuota iš 13]

Taip pat [13] šaltinyje buvo pateiktas signalų palyginimo grafikas (5 pav.), kuriame buvo atvaizduoti du signalai: pirmasis gautas fotopletizmogramos jutikliu, patalpintu ausyje ir antrasis buvo gautas polisomnografijos metodu. Iš šio grafiko pastebima, jog daugybe jutiklių ir laidų turintis polisomnografijos metodas širdies ritmo kreivę nustato ganėtinai panašiai, kaip fotopletizmogramos metodu veikiantis jutiklis patalpintas į žmogaus ausį.

1.6. Surinktų duomenų apdorojimas ir analizė panaudojant dirbtinį intelektą

[14] Ankstyvieji ambulatoriniai širdies monitoriai buvo paprasti, belaidžiai signalų siųstuvai. Vietinė duomenų saugojimo galimybė atsirado tik su pirmaisiais Holterio prietaisais, kuriuose buvo naudojami kasetiniai magnetofonai. Vėliau miniatiūrinės kompiuterijos pažanga palengvino vietinį analoginį-skaitmeninį konvertavimą, signalų apdorojimą ir analizę. Pastaruoju metu sparčiai plečiantis telekomunikacijų paslaugoms, atsirado galimybė už prieinamą kainą sparčiai perduoti didelius duomenų kiekius bei atlikti surinktų duomenų analizę realiuoju, taikant skaičiavimams imlius metodus, pavyzdžiui, mašininį mokymąsi ir dirbtinį intelektą, kurie viršija pačių jutiklių sistemų duomenų apdorojimo pajėgumus.

Duomenys dirbtiniui intelektui gali būti perduodami reguliariai arba jų surinkus tam tikrą kiekį. Tačiau norint įvertinti širdies ritmo tendencijas ir analizuoti širdies ritmo kintamumo (ŠRK) parametrus, būtinas nuolatinis duomenų perdavimas bei jų apdorojimas.

Šiuolaikiniai vartotojų prietaisai, pavyzdžiui, "Apple Watch", leidžia nuolat stebėti žemesnės kokybės širdies ritmą ir pagal poreikį atlikti aukštesnės kokybės matavimus. Duomenų kokybei taip pat gali turėti įtakos naudotojo laikymasis pateiktų instrukcijų. Laikrodis "Apple Watch" atlieka ribotą automatinę analizę ir pataria naudotojams kreiptis į gydytoją, jei aptinkami širdies veiklos nukrypimai. Priešingai, medicininės klasės ambulatoriniai matavimo prietaisai su nuolatinės telemetrijos galimybėmis, pavyzdžiui, "iRhythm Zio Patch AT", yra stebimi pusiau automatizuotos sistemos kartu su žmogaus priežiūra, kuri gali įspėti ir pacientą, ir tyrimą užsakiusį sveikatos priežiūros paslaugų teikėją apie pastebėtą nuokrypį.

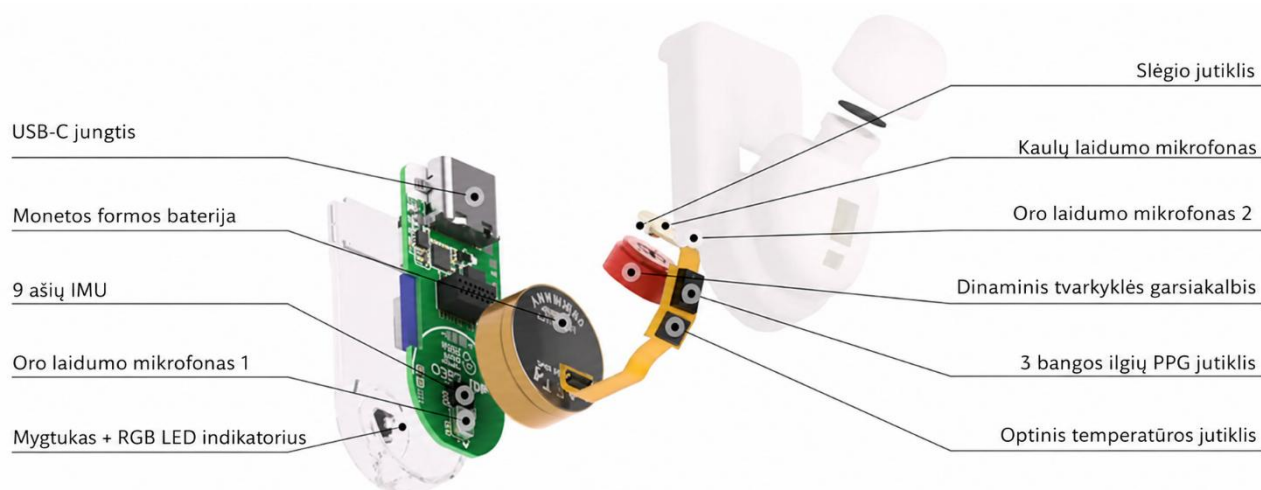
Viešai prieinami PPG duomenų rinkiniai dažniausiai orientuoti tik į širdies ritmo arba pulso analizę ir neturi papildomos informacijos apie kūno padėtį, jutiklio lokalizaciją ausyje ar kelių optinių kanalų registraciją vienu metu. Taip pat daugelyje viešų duomenų rinkinių nėra sinchroniškai registruojamų akselerometro duomenų, reikalingų automatiškam kūno pozos segmentavimui bei judesio artefaktų identifikavimui. Dėl šių priežasčių šiame darbe buvo atlikti savarankiški eksperimentiniai matavimai naudojant „OpenEarable“ sistemą, leidusią vienu metu registruoti PPG ir IMU signalus kontroliuojamo eksperimento sąlygomis.

Apibendrinant literatūros analizę galima teigti, kad dauguma tyrimų orientuojasi į riešinių arba piršto tipo FPG sistemas, tačiau ausyje integruotų sistemų tyrimų vis dar yra nedaug. Taip pat pastebima, kad daugelyje tyrimų nepakankamai analizuojama kūno padėties įtaka FPG signalo kokybei ir pulso variabilumo parametrų. Dėl šios priežasties išlieka poreikis kurti patogias, ilgalaikiai fiziologinių parametrų stebėsenai tinkamas sistemas bei tirti skirtingų kūno padėčių poveikį užregistruotų signalų kokybei.

2. Metodinė dalis

2.1. Maketas miegojimo pozicijai ir pulsui registruoti

Vienas iš pagrindinių šiame darbe naudojamų maketų - “OpenEarable 2.0”. Tai pažangi, atviro kodo, ausinuko tipo sistema, kuri gali būti pritaikyta fiziologinių signalų stebėsenai bet kurioje dienos aktyvumo fazėje - tiek ryte, tiek darbo metu, tiek poilsio metu, tiek miego metu. Ši sistema integruoja įvairius jutiklius, tokius kaip 9 ašių inercinis jutiklis, fotopletizmogramos jutiklis, optinis temperatūros jutiklis bei kiti biosignalų rinkimo jutikliai, suteikiantys galimybę vienu metu registruoti žmogaus judesius, kūno padėtį bei širdies veiklos parametrus. Remiantis [15] šaltinyje pateiktais sprendimais, akcelerometras ir giroskopas yra naudojamas miego pozos nustatymui, o FPG signalai leidžia įvertinti širdies ritmą bei jo išvestinius rodiklius, tokius kaip pulso ar širdies ritmo variabilumas. Tokių duomenų rinkimas ir analizė suteikia galimybę tiksliau nustatyti miego stadijas ir fiziologines būsenas, kadangi skirtingi signalai papildo vienas kitą ir mažina vieno metodo ribotumus.



6 pav. “OpenEarable 2.0” prietaisas bei jo sudėtinės dalys [adaptuota iš 16]

Svarbus šios sistemos pranašumas - pritaikomumas ir modulinė architektūra, leidžianti ją naudoti tiek eksperimentiniuose tyrimuose, tiek prototipinių sistemų kūrimo. OpenEarable platforma pasižymi realaus laiko duomenų apdorojimo galimybėmis bei programinės įrangos lankstumu, kuris leidžia kurti individualius biologinių signalų stebėsenos algoritmus, tokius kaip miego kokybės ar kūno padėties analizės algoritmas. Be to, ausies kanalo padėtis žmogaus anatomijoje suteikia pranašumą biosignalų registravime, kadangi ši vieta yra artimesnė centrinei kraujotakos sistemai ir galima registruoti stabilesnius fiziologinius parametrus nei kitose kūno vietose. Šios savybės suteikia pranašumą “OpenEarable 2.0” prietaisui atliekant įvairius mokslinius darbus ar tyrimus susijusius su

žmogaus kardiologiniais parametrais, žmogaus kūno pozicija, garso poveikiu organizmui ar kūno temperatūros bei aplinkos slėgio analize.

Antrasis naudotas maketas – “Analog devices” gamintojo MAXM86161EVSYS eksperimentinis maketas, skirtas integruoto optinio jutiklio MAXM86161 veikimo įvertinimui ir pritaikymui į ausį integruotose, nešiojamose sistemose. Šis modulis leidžia registruoti fotopletizmogramos (FPG) signalus naudojant tris optinius LED kanalus - žalias, raudonas ir infraraudonųjų spindulių. Šie matavimai leidžia tiksliau įvertinti širdies ritmo ir pulso variabilumo rodiklius, taip pat kraujo deguonies prisotinimo (SpO₂) vertinimui. Integruotas biometrinių duomenų apdorojimo valdiklis (MAX32664) suteikia galimybę realiu laiku taikyti signalų apdorojimo algoritmus ir vykdyti duomenų kaupimą bei bevielį perdavimą per “Bluetooth Low Energy” sąsają. Be to, makete integruotas akselerometras leidžia registruoti kūno judesius ir kūno padėtį, todėl sistema gali būti naudojama ne tik širdies veiklos, bet ir miego pozos nustatymui. Dėl mažų energijos sąnaudų, kompaktiško dizaino ir optimizuoto veikimo šis sprendimas yra tinkamas kurti ausinėse ar ausinukuose integruotus prototipus bei sistemas, skirtas stebėti bei analizuoti miego kūno padėtis ir širdies ritmo variabilumą.



7 pav. MAXM86161EVSYS eksperimentinis maketas: kairėje - biometrinių duomenų apdorojimo valdiklis MAX32664, dešinėje - optinis jutiklis MAXM86161

Tačiau naudojant šį maketą užregistruoti duomenys pasižymėjo mažesniu stabilumu, kurį daugiausia lėmė jutiklio geometrinės savybės ir apsauginio korpuso nebuvimas. Dėl nepakankamai stabilios jutiklio padėties ausyje padidėdavo judesio artefaktų įtaka bei sumažėdavo optinio jutiklio kontaktas su ausies minkštaisiais audiniais. Siekiant užtikrinti patikimą signalo registraciją, būtina sukurti į ausinuką panašų ergonomišką korpusą, kuris leistų tvirtai ir stabiliai priglausti jutiklį prie ausies audinių bei sumažintų jo poslinkius naudojimo metu.

Dar vienas šio maketo trūkumas – palyginti dideli matmenys. Naudojamas modulis realiuoju laiku vykdo signalų apdorojimą ir perduoda duomenis „Bluetooth“ ryšiu, todėl reikalinga papildoma elektroninė dalis, didinanti bendrus sistemos gabaritus. Dėl šios priežasties taip pat būtinas atskiras korpusas pagrindinei maketo daliai, kuris galėtų būti tvirtinamas viršugalvyje arba kitoje galvos

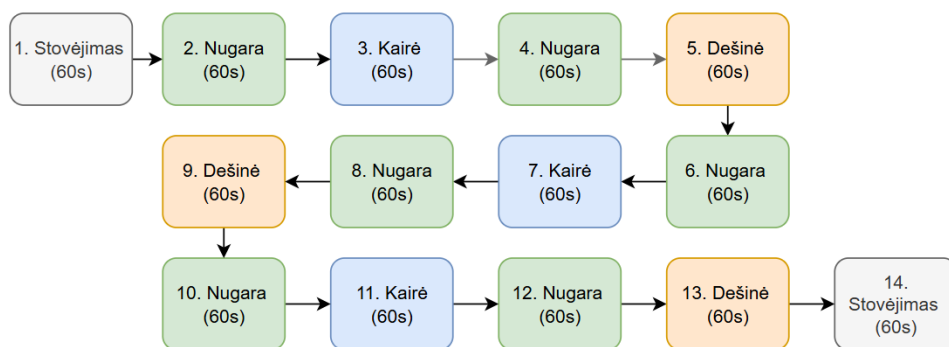
srityje. Kuriant tokį korpusą svarbu užtikrinti ergonomiškumą bei minimalų diskomfortą vartotojui miego ar gulėjimo metu.

2.2. Užregistruotų duomenų rinkinys

Tyrimo metu buvo naudojami „OpenEarable“ sistemos surinkti failai, kuriuose buvo išsaugoti fiziologinių jutiklių duomenys. Kiekvienas failas atitiko vieną pilną eksperimento įrašą ir apėmė fotopletizmografijos (FPG), inercinių jutiklių bei kitų papildomų sensorių informaciją. Failuose buvo registruojami trijų skirtingų FPG LED kanalų signalai – infraraudosios (IR), raudonosios spalvos ir žaliosios spalvos, taip pat akselerometro, giroskopo bei magnetometro duomenys, naudojami kūno padėties segmentavimui ir judesio artefaktų identifikavimui.

Duomenų registravimo protokolas yra pateiktas 8 paveiksle. Eksperimento metu tiriamasis atliko 14 nuoseklių pozų pakeitimų, kur kiekvienoje padėtyje išbuvo po 60 s. Protokolas prasidėjo stovėjimo padėtimi, po kurios buvo pereinama į gulėjimo ant nugaros, kairiojo ir dešiniojo šono padėtis. Siekiant sumažinti atsitiktinių judesių ir vienkartinių artefaktų įtaką, kiekviena gulėjimo padėtis buvo kartojama kelis kartus viso eksperimento metu. Protokolo pabaigoje tiriamasis vėl grįždavo į stovėjimo padėtį. Tokia segmentų seka leido įvertinti FPG signalo kokybės pokyčius skirtingose kūno padėtyse bei palyginti signalų stabilumą tarp pakartotinių matavimų. Vieno eksperimento trukmė sudarė apie 14 min., todėl bendras visų registruotų duomenų ilgis siekė apie 112 min. Analizei buvo naudojami trijų optinių kanalų fotopletizmogramos signalai, akselerometro, giroskopo bei magnetometro duomenys. Tyrime dalyvavo keturi tiriamieji, kiekvienas eksperimentinį protokolą atliko po du kartus, naudodant „OpenEarable“ maketą skirtingose ausyse. Tokiu būdu buvo užregistruoti aštuoni duomenų failai, kurie vėliau buvo naudojami tolimesnei signalų kokybės, kūno padėties ir pulso variabilumo analizei.

Šiame darbe nedidelis duomenų rinkinys apibrėžiamas kaip ribotos apimties eksperimentinis fiziologinių signalų rinkinys, sudarytas iš 8 pilnų įrašų failų, gautų iš 4 tiriamųjų. Kiekvieną įrašą sudarė 14 segmentų po 60 s, todėl iš viso buvo užregistruoti 112 analizės segmentai. Kadangi kiekviename segmente buvo registruojami trys FPG kanalai (IR, Red ir Green), galutinei signalo kokybės analizei buvo panaudoti 336 FPG signalų segmentai.

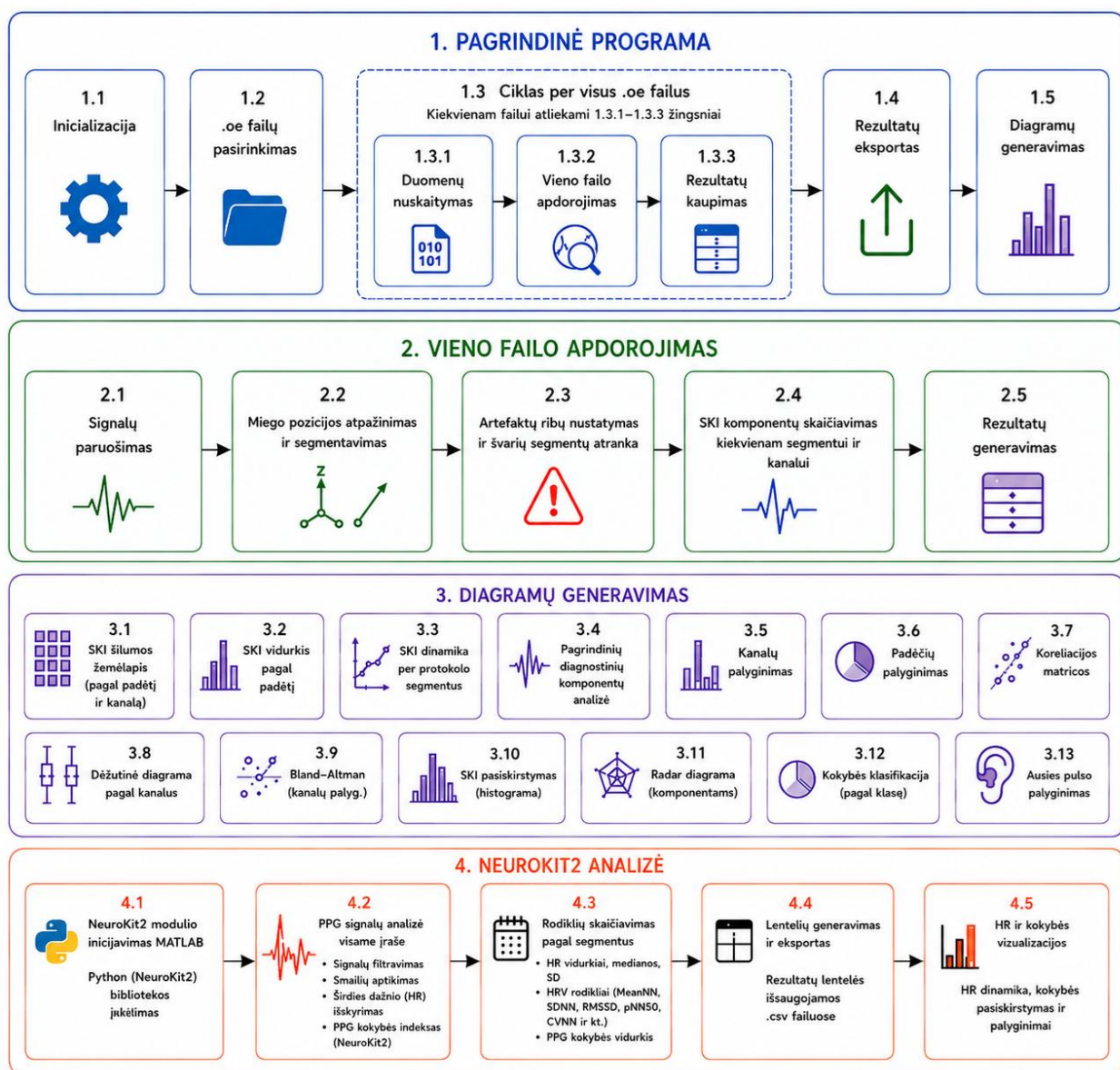


8 pav. Duomenų registravimo protokolas

Segmentavimui buvo naudojami akselerometro duomenys, iš kurių apskaičiuoti galvos posvyrio ir posūkio kampai. Segmentavimo algoritmas automatiškai aptikdavo kūno padėčių pasikeitimus bei identifikuodavo atitinkamus protokolo segmentus. Tam buvo taikomas daugiapakopis metodas, apjungiantis „findchangepts“ algoritmą, „k-means“ klasterizaciją ir papildomą segmentų validaciją pagal protokolo seką. Tokia registravimo schema leido gauti standartizuotą ir tarpusavyje palyginamą duomenų rinkinį, tinkamą FPG signalo kokybės, kūno padėties įtakos bei širdies ritmo variabilumo analizei.

2.3. Miego pozicijos atpažinimo ir fotopletizmografinių signalų kokybės analizės algoritmas

Šiame darbe sukurtas MATLAB algoritmas skirtas OpenEarable įrenginiu užregistruotų .oe formato duomenų failų analizei, kūno padėties nustatymui pagal akselerometro duomenis bei fotopletizmografinių signalų kokybės vertinimui skirtingose kūno padėtyse ir optiniuose kanaluose. Algoritmo veikimo eiga pateikta 9 paveiksle.



9 pav. Matlab sukurtos programos struktūrinė schema

Pirmojoje schemos dalyje pateikta pagrindinė programos vykdymo eiga. Analizė pradama inicializuojant sistemos parametrus ir pasirenkant aplanką su „.oe“ formato failais. Toliau vykdomas ciklas per visus pasirinktus failus, kurio metu atliekamas duomenų nuskaitymas, signalų failo apdorojimas bei rezultatų kaupimas bendrose duomenų struktūrose. Baigus visų failų analizę, rezultatai eksportuojami ir automatiškai sugeneruojamos analizės diagramos.

Antrojoje schemos dalyje pateikiamas vieno failo apdorojimo algoritmas. Pirmiausia atliekamas signalų paruošimas – FPG kanalų filtravimas, normalizavimas ir triukšmų mažinimas. Kūno padėtis buvo nustatoma analizuojant akselerometro trijų ašių (X, Y ir Z) duomenis. Kadangi skirtingose kūno padėtyse gravitacijos projekcija į akselerometro ašis skiriasi, pagal dominuojančias ašių reikšmes galima identifikuoti stovėjimo, gulėjimo ant nugaros, kairiojo arba dešiniojo šono padėtis. Nustačius kūno padėtį, signalas suskirstomas į atskirus segmentus pagal eksperimento protokolą.

Toliau atliekamas artefaktų ribų nustatymas ir švarių signalų segmentų atranka. Šiame etape pašalinami segmentai, kuriuose aptinkami stiprūs judesio artefaktai, prisotinimo efektai arba nekokybiški FPG signalai. Šiame darbe anomalija laikomas trumpalaikis FPG signalo pokytis, neatitinkantis fiziologiškai tikėtinos pulso bangos formos. Tokios anomalijos gali būti sukeltos judesio artefaktų, laikino jutiklio kontakto pablogėjimo, amplitudės šuolių arba netaisyklingo pulso viršūnių aptikimo. Kiekvienam segmentui ir kiekvienam optiniam kanalui apskaičiuojamas signalo kokybės indeksas (SKI), sudarytas iš signalo ir triukšmo santykio, perfuzijos indekso bei širdies dūžių reguliarumo komponentų. Apskaičiuoti rodikliai išsaugomi rezultatų lentelėse.

Trečiojoje schemos dalyje pateikiamas diagramų generavimo etapas. Automatiškai kuriami SKI šilumos žemėlapiai, kanalų ir kūno padėčių palyginimo diagramos, koreliacijos matricos, histogramų pasiskirstymai, Bland–Altman analizės grafikai, radarų diagramos bei kokybės klasifikacijos vizualizacijos. Taip pat atliekamas kairės ir dešinės ausies signalų palyginimas.

Ketvirtojoje schemos dalyje pavaizduota „NeuroKit2“ analizė, integruota MATLAB aplinkoje naudojant Python sąsają. Šiame etape atliekamas papildomas FPG signalų filtravimas, smailių aptikimas, širdies dažnio nustatymas bei pulso variabilumo rodiklių skaičiavimas. Pagal kiekvieną signalų segmentą apskaičiuojami HRV parametrai, tokie kaip SDNN, RMSSD, pNN50 ir kiti rodikliai. Gauti rezultatai eksportuojami į „.csv“ formato lenteles ir naudojami širdies ritmo bei signalų kokybės vizualizacijoms generuoti.

Sukurta sistema leidžia automatizuotai apdoroti didelius FPG duomenų kiekius, vertinti signalų kokybę skirtingose kūno padėtyse ir analizuoti pulso variabilumo parametrų pokyčius miego metu.

2.4. Signalo kokybės indekso struktūra ir analizė

Signalo kokybės indeksas (SKI) šiame darbe yra apskaičiuojamas kaip kelių diagnostinių komponentų suma.

$$SKI = w_1 \cdot D_1 + w_2 \cdot D_2 + \dots + w_n \cdot D_n \quad (1)$$

čia, D_n – atskiri diagnostiniai signalo kokybės komponentai, o w_n – jiems priskirti svoriniai koeficientai, nusakantys kiekvieno komponento svarbą bendram signalo kokybės įvertinimui.

Kiekvienas komponentas apibūdina skirtingą FPG signalo kokybės aspektą, o jų svoriai buvo parinkti pagal svarbą signalo patikimumui ir fiziologiniam tinkamumui įvertinti. Panašūs signalo kokybės indekso metodai plačiai naudojami fotopletizmogramos signalų kokybės, artefaktų ir triukšmo vertinimui [17].

SKI sudedamosios dalys buvo parinktos ir adaptuotos remiantis mokslinėje literatūroje taikomais fotopletizmogramos signalų kokybės vertinimo metodais. Pagrindiniai principai paremti M. Elgendi pasiūlytais FPG signalų kokybės indeksais, apimančiais perfuzijos, entropijos, morfologinių požymių bei impulso formos atitikimo analizę [17]. SKI sudedamosios dalys:

- **SNR (47 %)** – signalo ir triukšmo santykis. Signalo ir triukšmo santykis apskaičiuojamas pagal naudingo signalo ir triukšmo galių santykį:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{signal}}{P_{noise}} \right) \quad (2)$$

čia, P_{signal} – naudingo FPG signalo galia, P_{noise} – triukšmo komponento galia. Didesnė SNR reikšmė rodo stabilesnį ir mažiau triukšmingą signalą.

- **PI (22 %)** – perfuzijos indeksas. Perfuzijos indeksas apskaičiuojamas kaip pulsacinės ir nepulsacinės signalo dedamųjų santykis:

$$PI = \frac{AC}{DC} \times 100\% \quad (3)$$

čia, AC – pulsacinė signalo dedamoji, DC – nepulsacinė signalo dedamoji. Didelė PI reikšmė rodo geresnį kraujo perfuzijos lygį ir aiškesnį FPG signalą.

- **HB (15 %)** – širdies dūžių reguliarumas. Šis komponentas vertina gretimų širdies dūžių intervalų stabilumą. Reguliarumas apskaičiuojamas pagal RR intervalų standartinį nuokrypį

$$HB = 1 - \frac{\sigma_{RR}}{\mu_{RR}} \quad (4)$$

čia, σ_{RR} – RR intervalų standartinis nuokrypis, μ_{RR} – vidutinė RR intervalų reikšmė.

- **Template (8 %)** – pulso formos panašumas. Šis komponentas vertina kiekvieno impulso panašumą į etaloninę pulso formą, naudojant koreliacijos koeficientą:

$$Template = corr(x_i, x_{template}) \quad (5)$$

čia, x_i – analizuojamas impulsas; $x_{template}$ – etaloninė pulso forma. Didelė koreliacija rodo stabilų ir fiziologiškai tikėtiną signalą.

- **Morphology (5 %)** – morfologinis įvertis.

$$Morphology = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N |x_i - t_i|}{\sum_{i=1}^N |t_i|} \quad (6)$$

čia, x_i – analizuojamo FPG impulso amplitudės taškai, t_i – etalominio (template) impulso amplitudės taškai, N – impulsų taškų skaičius.

- **Entropy (3 %)** – entropijos komponentas. Entropija naudojama signalo chaotiškumui ir netvarkingumui įvertinti:

$$Entropy = -\sum p_i \log_2(p_i) \quad (7)$$

čia, p_i – signalo amplitudžių pasiskirstymo tikimybės. Didelė entropija dažniausiai rodo didesnį triukšmo arba artefaktų kiekį signale.

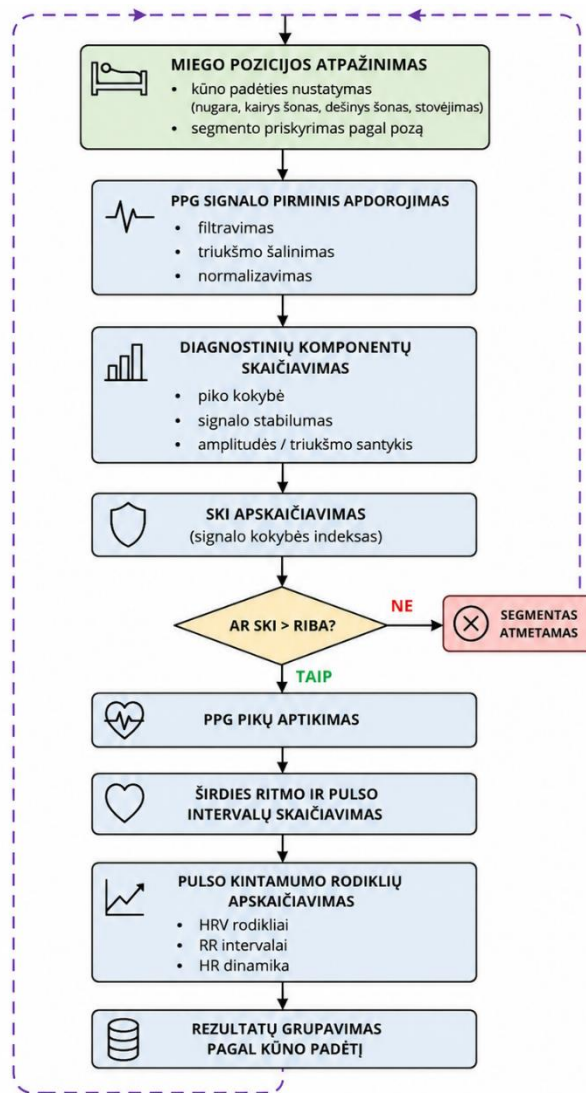
Nors „Template“ ir „Morphology“ komponentai vertina panašius signalų požymius, jų paskirtis skiriasi. „Template“ komponentas vertina, kiek analizuojamas FPG impulsas yra panašus į etaloninę pulso formą, dažniausiai naudojant koreliacijos koeficientą. Šis komponentas labiau apibūdina bendrą signalo periodiškumą ir impulsų tarpusavio panašumą laiko srityje.

Tuo tarpu „Morphology“ komponentas vertina pačios impulso formos fiziologinį tinkamumą, analizuojant impulso amplitudę, plotį, simetriškumą ir formos pokyčius. Šis komponentas yra jautresnis impulso deformacijoms, atsirandančioms dėl judesio artefaktų, triukšmo ar netinkamo jutiklio kontakto.

Tokie diagnostiniai komponentai leidžia kompleksiskai įvertinti FPG signalo stabilumą, periodiškumą ir jautrumą judesio artefaktams bei triukšmui [17]. Šiame darbe signalai, kurių SKI reikšmė viršijo 0,7, buvo laikomi pakankamai kokybiškais tolimesnei pulso ir pulso variabilumo analizei. Tokia riba pasirinkta remiantis praktine signalų klasifikacija ir vizualine kokybės analize, kadangi segmentuose su $SKI > 0,7$ buvo stebimas stabilus pulso bangų periodiškumas, aiškiai aptinkamos pulso viršūnės bei mažesnis triukšmo ir artefaktų lygis.

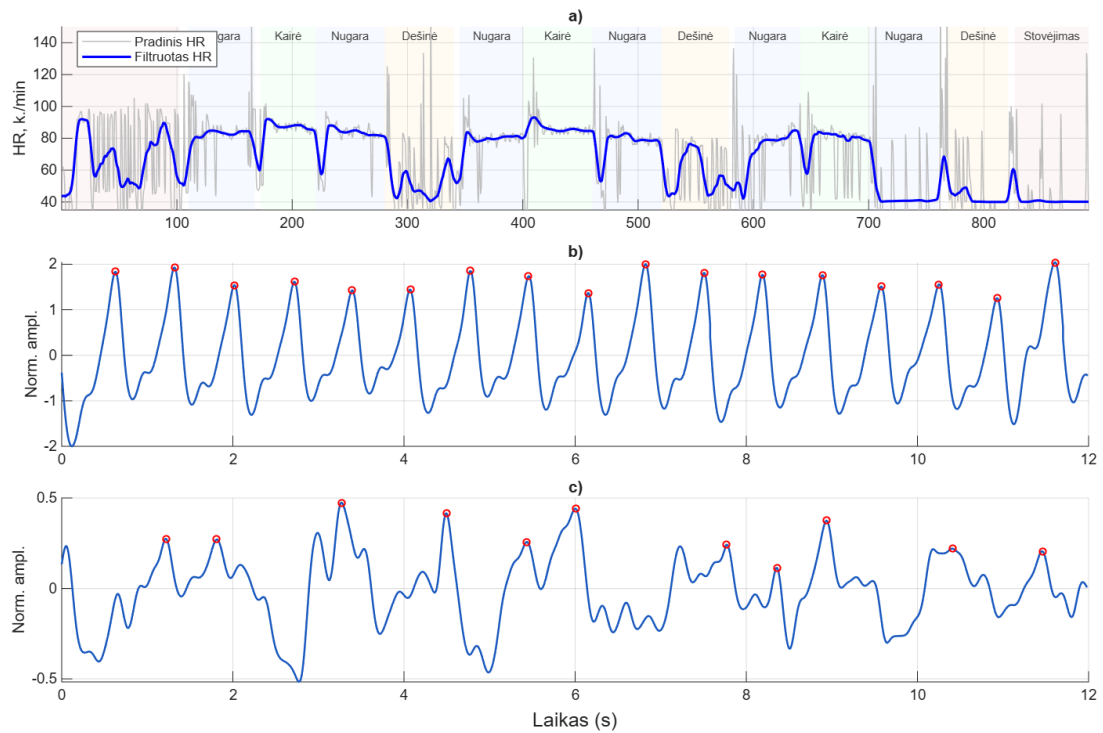
2.5. Miego pozicijos ir pulso kintamumo sąsajų analizės algoritmas

Signalų medicininių parametrų analizei buvo naudojami „NeuroKit2“ atvirojo kodo Python bibliotekos algoritmai, plačiai taikomi biosignalų, tokių kaip elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos, analizei. Ši biblioteka pasižymi nuoseklia signalų apdorojimo seka ir suteikia galimybę apdoroti tiek tiesiogiai iš jutiklių gautus, tiek iš dalies apdorotus duomenis. „NeuroKit2“ leidžia automatizuotai apskaičiuoti įvairius širdies ritmo variabilumo rodiklius, įskaitant laiko, dažnio ir netiesinius parametrus. Be to, bibliotekoje integruoti pažangesni metodai, tokie kaip simbolinė dinamika, paremta RR intervalų kvantizavimu į simbolius, bei chaotinių sistemų analizės algoritmai, taikomi trumpų ar sudėtingų fiziologinių signalų savybėms įvertinti. Dėl šių savybių „NeuroKit2“ biblioteka pasirinkta gautų signalų fiziologinių parametrų išgavimui ir analizei.



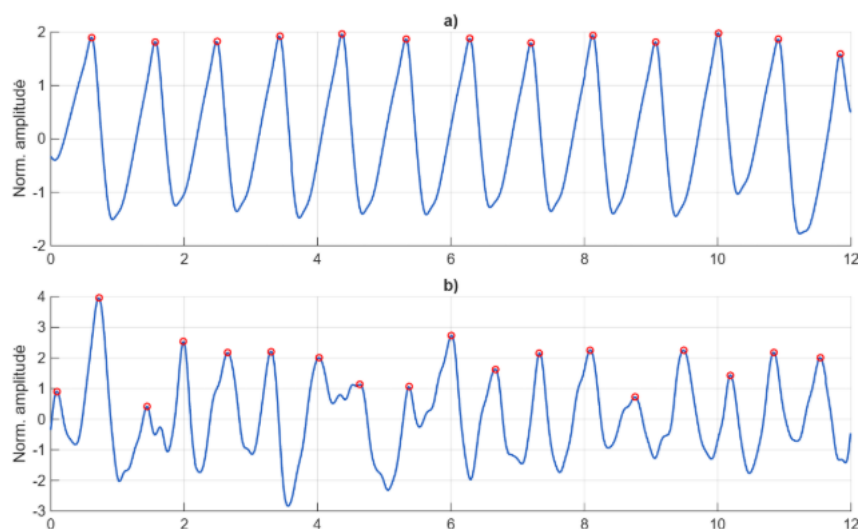
10 pav. Miego pozicijos ir pulso kintamumo analizės Matlab algoritmo blokinė schema

10 paveiksle pateikta miego pozicijos atpažinimo ir pulso kintamumo analizės algoritmo ciklinė dalis. Algoritmas pradedamas kūno pozos nustatymu ir FPG signalo pirminiu apdorojimu. Toliau apskaičiuojami diagnostiniai signalo kokybės komponentai bei signalo kokybės indeksas (SKI). Jei signalas neatitinka nustatytų kokybės reikalavimų, segmentas atmetamas. Tinkamos kokybės segmentuose atliekamas FPG signalo viršūnių aptikimas, apskaičiuojamas širdies ritmas, pulso intervalai ir pulso kintamumo rodikliai. Gauti rezultatai grupuojami pagal kūno padėtį. Algoritmo ciklas kartojamas kiekvienam segmentui ir kiekvienam analizuojamam FPG kanalui.



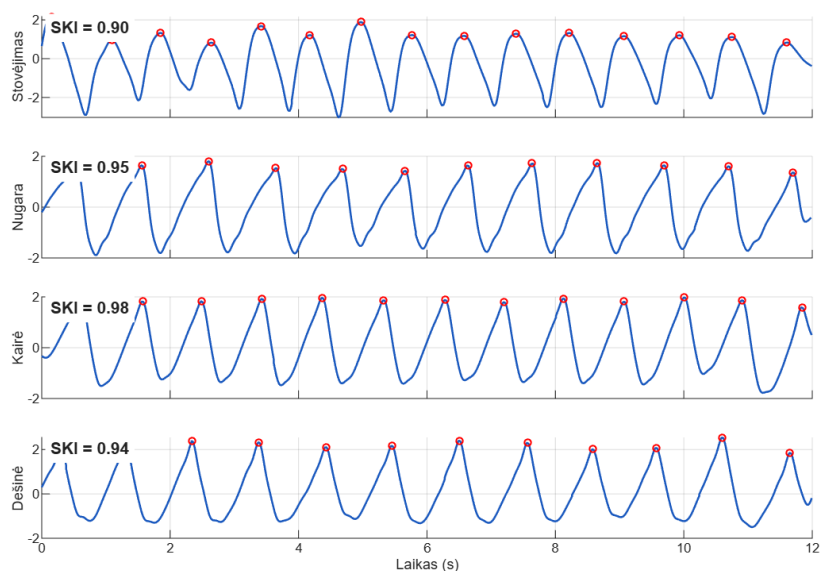
11 pav. NeuroKit2 pagrindu atlikta IR kanalo FPG signalo ir širdies ritmo analizės iliustracija: a) Širdies ritmo dinamika viso eksperimento metu; b) Aukštos kokybės IR kanalo FPG signalo fragmentas su aiškiai aptiktais pulso pikais. c) Žemos kokybės IR kanalo FPG signalo fragmentas

Pirmame grafike galime matyti, kad filtruota širdies ritmo seka yra gerokai stabilesnė nei pradinis NeuroKit2 rezultatas, kadangi papildomas filtravimas sumažina staigių šuolių ir artefaktų įtaką. Taip pat pastebima, jog gulėjimo padėtyse širdies ritmas tampa tolygesnis, o stovėjimo pozicijos segmentuose yra registruojami didesni svyravimai bei prastesnė signalo kokybė. Aukštos kokybės signalo pavyzdyje (b) pulso bangos yra periodiškios ir aiškiai išreikštos, todėl pulso viršūnės yra aptinkamos tiksliai ir nuosekliai. Tuo tarpu žemos kokybės signalas (c) pasižymi aiškiais triukšmo artefaktais, mažesniu amplitudės stabilumu bei netolygiais pulso intervalais. Dėl minėtų aspektų širdies ritmo nustatymas tampa ženkliai sudėtingesnis bei tokie signalai tampa mažiau tinkami tolimesnei fiziologinei analizei. Šis grafikas parodo širdies ritmo iškraipymo priklausomybę nuo signalo kokybės.



12 pav. IR kanalo FPG signalų palyginimo tarp aukštos ir žemos kokybės segmentų iliustracija: a) aukštos kokybės signalas, b) žemos kokybės signalas

Aukštos kokybės signale (a) stebimas stabilus ir periodišką pulso bangų pasikartojimas, vienodi amplitudžių pokyčiai bei aiškiai išreikšta pulso bangos morfologija. Pulso pikai aptinkami tiksliai ir reguliariai, todėl signalas yra tinkamas širdies ritmo bei variabilumo analizei. Tuo tarpu žemos kokybės signalas (b) pasižymi ryškiu triukšmu, amplitudžių svyravimais ir deformuota pulso bangos forma. Dėl judesio artefaktų ir nestabilios bazinės linijos pulso pikų aptikimas tampa mažiau tikslus, o signalas praranda periodiškumą. Šis palyginimas parodo, kad SKI metodas efektyviai atskiria fiziologiškai patikimus FPG signalus nuo segmentų, paveiktų triukšmo ir artefaktų.



13 pav. Aukštos kokybės IR kanalo FPG signalų fragmentai skirtingose kūno padėtyse: stovėjimo, gulėjimo ant nugaros, kairiojo ir dešiniojo šono padėtyse

Aukščiau esančiame grafike pateikiamas 12 sekundžių trukmės normalizuotas FPG signalas, o raudonais žymenimis pažymėtos aptiktos pulso signalo viršūnės. Visose kūno padėtyse matomas aiškus ir periodišką pulso bangų pasikartojimas, stabilūs amplitudžių pokyčiai bei tiksliai

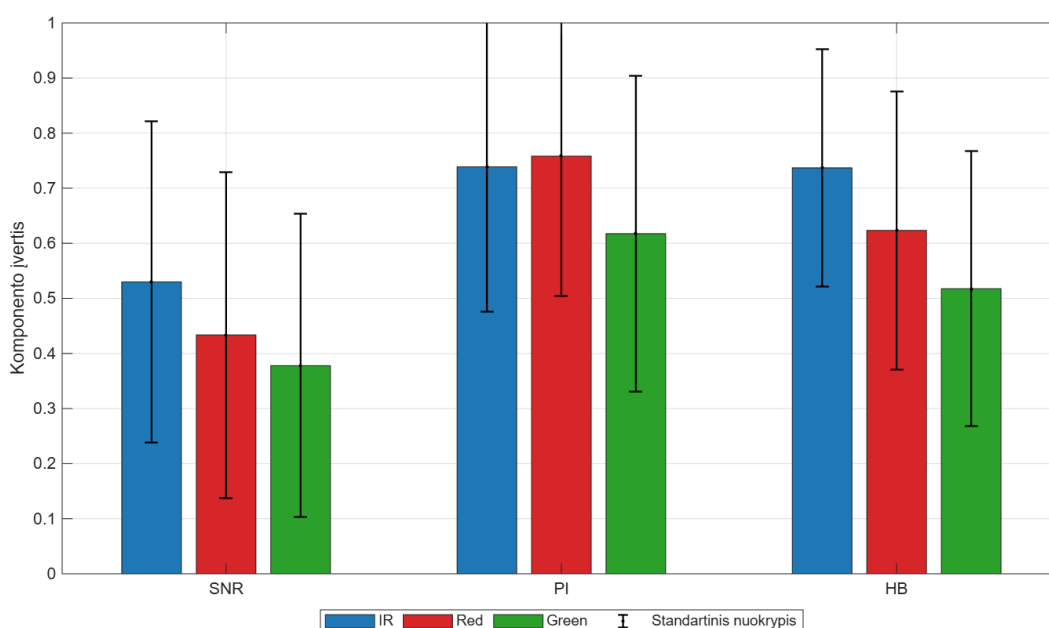
identifikuoti pulso pikai, kas rodo aukštą signalo kokybę. Didžiausias SKI buvo nustatytas naudojant „OpenEarable“ jutiklį gulint ant kairiojo šono (SKI = 0,98), tačiau ir kitose pozose išlaikomas aukštas signalo stabilumas (SKI > 0,90). Gulėjimo padėtyse signalai pasižymi mažesniu triukšmo lygiu ir geriau išreikšta pulso bangos morfologija nei stovėjimo padėtyje. Rezultatai rodo, kad IR kanalas leidžia patikimai registruoti fiziologiškai nuoseklias pulso bangas įvairiose miego pozose ir yra tinkamas ilgalaikiai širdies ritmo stebėsenai ausinėje integruotoje sistemoje.

3. Tyrimo rezultatai

Eksperimentinių tyrimų metu buvo analizuojama į ausinę integruotos sistemos geba nustatyti žmogaus kūno padėtį bei registruoti fotopletizmogramos (FPG) signalus skirtingose miego pozicijose. Tyrimo metu tiriamieji atliko iš anksto apibrėžtą kūno padėčių seką: stovėjimo, gulėjimo ant nugaros, kairiojo ir dešiniojo šono padėtis. Kiekviena kūno padėtis buvo registruojama nustatyta laiko intervalą pagal sukurtą duomenų registravimo protokolą.

3.1. SKI verčių analizė

Siekiant įvertinti skirtingų fotopletizmogramos kanalų signalų kokybę, buvo atlikta pagrindinių SKI sudedamųjų komponentų analizė. Vertinimui pasirinkti trys svarbiausi diagnostiniai komponentai: signalo ir triukšmo santykis (SNR), perfuzijos indeksas (PI) ir širdies dūžių reguliarumo komponentas (HB). Šie rodikliai leidžia įvertinti signalo stabilumą, jautrumą triukšmui bei fiziologinį tinkamumą pulso analizės uždaviniams.



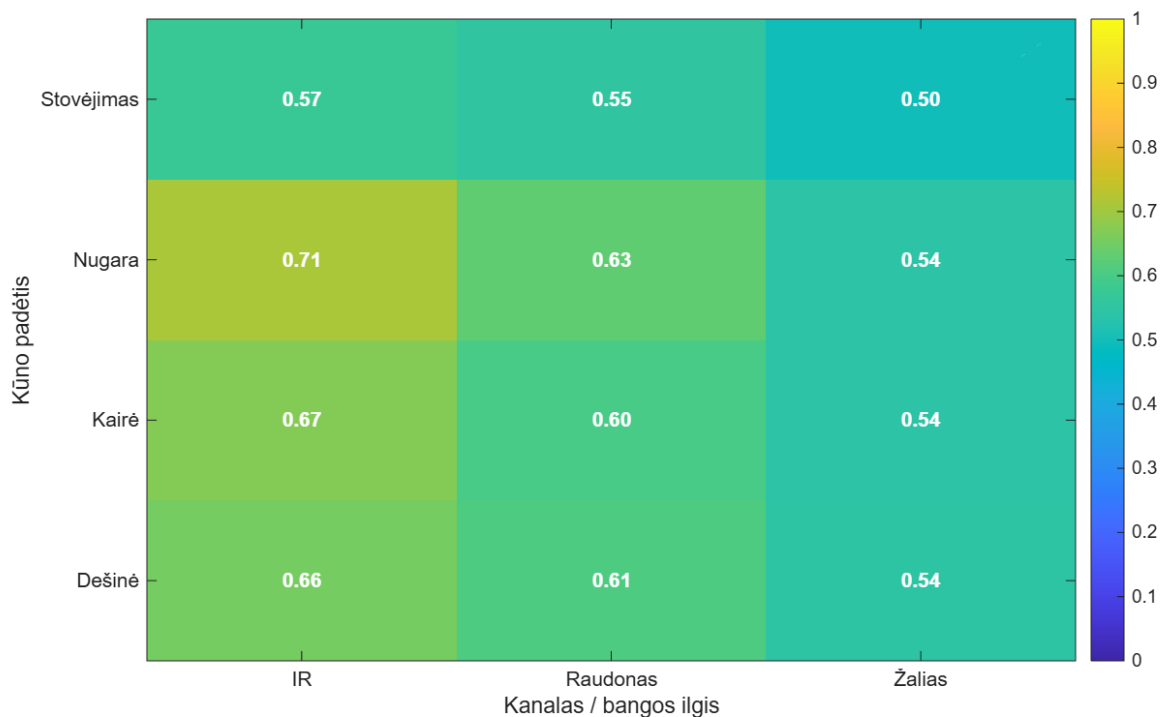
14 pav. Pagrindiniai SKI komponentai pagal fotopletizmogramos jutiklio kanalą. Pateikiami trys pagrindiniai SKI sudedamieji komponentai: SNR – signalo ir triukšmo santykis, PI – perfuzijos indeksas, HB – širdies dūžių reguliarumo komponentas

Aukščiau esančioje stulpelinėje diagramoje pateikiami vidutiniai signalo ir triukšmo santykio (SNR), perfuzijos indekso (PI) ir dūžių reguliarumo (HB) komponentų įverčiai skirtinguose LED kanaluose. Didžiausi SNR ir HB komponentų įverčiai nustatyti IR kanale, rodantys stabilesnį bei mažiau triukšmingą signalą. PI komponentas turėjo aukščiausią reikšmę raudonos spalvos kanale, todėl

galima daryti išvadą, jog šis kanalas pasižymi šiek tiek didesniu jautrumu kraujotakos pokyčiams. Žalios spalvos kanalas visuose komponentuose pasižymėjo mažiausiomis vidutinėmis reikšmėmis, todėl jo signalo kokybė buvo prasčiausia iš tirtų kanalų. Taip pat matyti, kad IR kanalo standartiniai nuokrypiai daugeliu atvejų buvo mažesni, kas rodo stabilesnę signalo elgesį tarp skirtingų matavimų segmentų.

3.2. Miegojimo pozicijos stebėseną

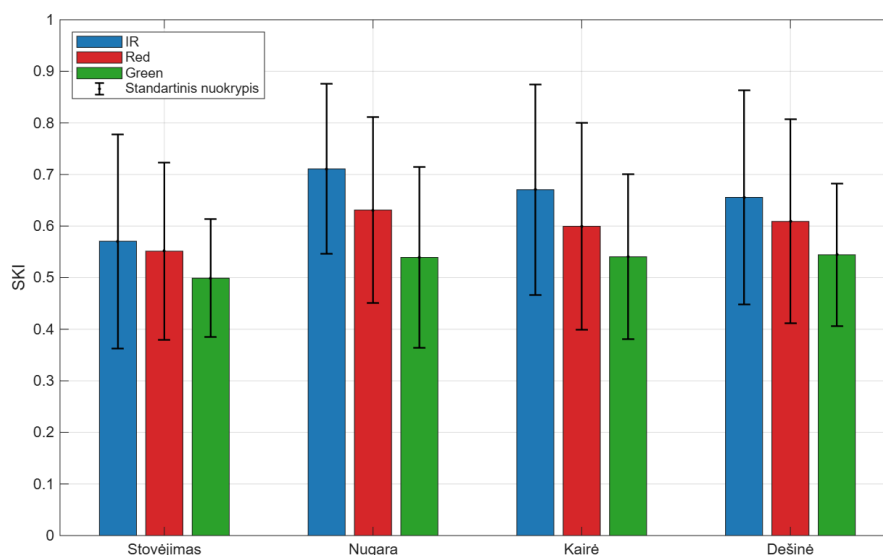
Atlikus signalų analizę nustatyta, kad skirtingos kūno padėties turi tiesioginę įtaką registruojamo FPG signalo kokybei. Didžiausios signalo kokybės indekso (SKI) reikšmės buvo stebimos stovėjimo bei gulėjimo ant nugaros padėtyse, o gulėjimo ant šono padėtyse signalo kokybė dažniau sumažėdavo. Tokie rezultatai gali būti siejami su mechaniniu jutiklio poslinkiu ausies srityje, nevienodu optinio jutiklio priglundimu ir pakitusiu audinių spaudimu.



15 pav. Vidutinis signalo kokybės indeksas pagal kūno padėtį ir kanalą. Čia pateikiamas SKI pasiskirstymas pagal kūno padėtį ir FPG kanalą

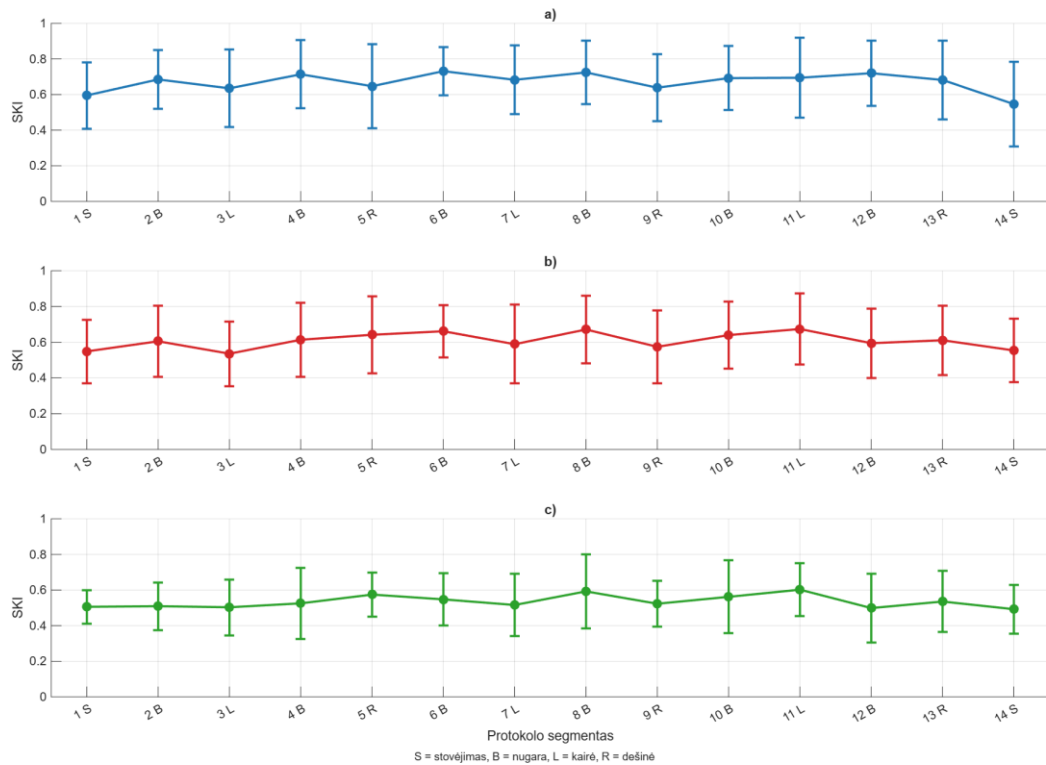
15 paveiksle pateikiamas vidutinis SKI pasiskirstymas pagal kūno padėtį ir naudojamą FPG kanalą: infraraudonosios šviesos (IR), raudonos spalvos LED ir žalios spalvos LED. Spalvinė skalė nuo mėlynos iki geltonos atspindi signalo kokybės didėjimą. Didžiausios SKI reikšmės nustatytos IR kanale gulint ant nugaros (0,71), o mažiausios – žalios spalvos kanale stovėjimo padėtyje (0,50). Visose kūno padėtyse aukščiausi SKI įverčiai buvo registruojami IR kanale, ką galima paaiškinti geresniu infraraudonųjų spindulių prasiskverbimu į gilesnius audinių sluoksnius bei mažesniu

jautrumu paviršiniams odos pokyčiams. Raudonos spalvos kanalas demonstravo tarpinius rezultatus, o žalios spalvos kanalas pasižymėjo didesniu jautrumu triukšmui ir judesio artefaktams, todėl jo SKI reikšmės buvo mažiausios. Analizė parodė, kad FPG signalo kokybę reikšmingai veikia tiek kūno padėtis, tiek pasirinktas optinis kanalas, o stabiliausi signalai registruojami naudojant IR kanalą gulėjimo padėtyse.



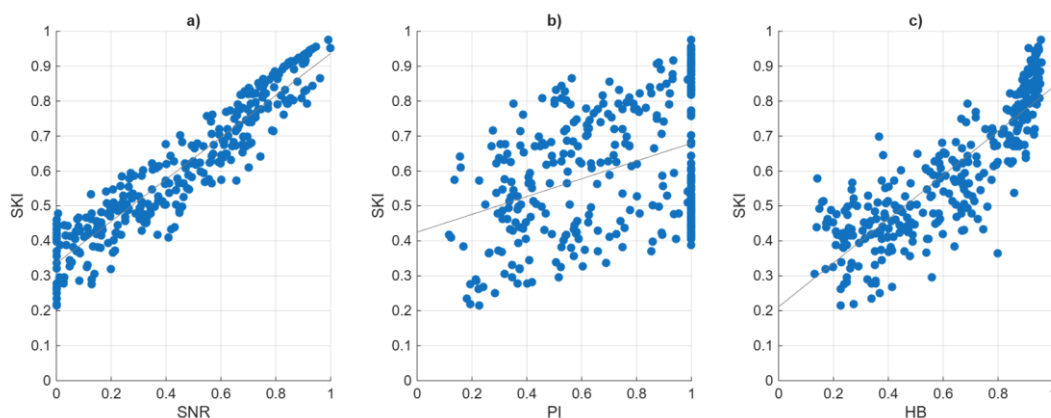
16 pav. Vidutinis signalo kokybės indeksas (SKI) skirtingose kūno padėtyse

16 paveiksle pateikiamos vidutinės SKI reikšmės IR, raudonos ir žalios spalvos LED kanalams stovėjimo, gulėjimo ant nugaros, kairiojo ir dešiniojo šono padėtyse bei bendras SKI pasiskirstymas skirtingose kūno pozose. Nustatyta, kad visose kūno padėtyse aukščiausios SKI reikšmės buvo registruojamos infraraudonųjų spindulių (IR) kanale, kuriame didžiausia pasiekta vertė siekė 0,71, rodydama didžiausią šio kanalo atsparumą triukšmui ir judesio artefaktams. Raudonos spalvos kanalas demonstravo vidutines signalo kokybės reikšmes, o žalios spalvos kanalo SKI vertės buvo mažiausios ir mažiau priklausomos nuo kūno padėties pokyčių. Taip pat pastebėta, kad stovėjimo padėtyje visų kanalų signalo kokybė sumažėja, lyginant su gulimomis pozicijomis. Geriausias sąlygos kokybiškam FPG signalo registravimui buvo stebimos gulint ant nugaros, kai jutiklio kontaktas su ausies audiniais išliko stabilus ir buvo mažesnis optinių matavimų triukšmas. Tuo tarpu gulint ant šono buvo registruojami didesni SKI svyravimai, tikėtina, susiję su papildomu mechaniniu spaudimu ausinei bei ausies audiniams.



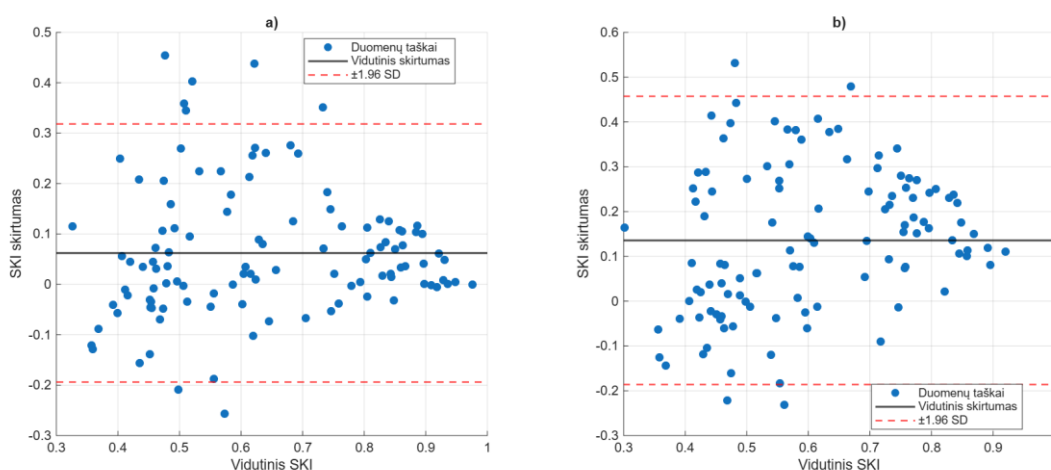
17 pav. SKI dinamika protokolo segmentuose skirtinguose šviesos diodo kanaluose. Čia (a) pateikiamas IR kanalas, (b) raudonos spalvos LED kanalas, (c) žalios spalvos LED kanalas. S = stovėjimas, B = nugara, L = kairė, R = dešinė

Aukščiau pateiktame paveiksle parodyta SKI dinamika viso eksperimento metu skirtingiems LED kanalams. Analizuojant grafikus pastebima, kad signalų kokybė keitėsi priklausomai nuo kūno padėties pokyčių ir eksperimento segmentų. Infraraudonųjų spindulių (IR) kanalas pasižymėjo didžiausiais ir stabiliausiais SKI įverčiais beveik visuose segmentuose, o aukščiausios reikšmės dažniausiai stebimos gulėjimo ant nugaros segmentuose. Raudonos spalvos LED kanalas demonstravo vidutinį signalo kokybės lygį, tačiau jam būdingas didesnis variabilumas tarp segmentų. Žalios spalvos LED kanalo SKI reikšmės buvo mažiausios, ypač stovėjimo segmentuose, kur signalas tapo jautresnis triukšmui ir judesio artefaktams. Taip pat matyti, kad galutiniame stovėjimo segmente (14 S) visų kanalų SKI reikšmės sumažėja, kas gali būti siejama su kūno padėties keitimu iš gulimos į stovimą eksperimento pabaigoje. Vertinant visus segmentus matyti, kad gulėjimo padėtis užtikrina stabilesnę FPG signalų registraciją nei stovėjimo padėtis, o IR kanalas išlieka patikimiausias viso eksperimento metu, todėl buvo pasirinktas tolimesnei pulso variabilumo analizei.



18 pav. SKI koreliacija su pagrindiniais diagnostiniais komponentais. Čia (a) pateikiama SNR ir SKI koreliacija; (b) perfuzijos indekso ir SKI koreliacija; (c) HB komponento ir SKI koreliacija

Siekiant įvertinti, kurie diagnostiniai komponentai labiausiai lemia bendrą signalo kokybę, atlikta koreliacinė analizė tarp SKI ir pagrindinių jo sudedamųjų dalių. 18 paveiksle pateikta signalo ir triukšmo santykio (SNR), perfuzijos indekso (PI) ir širdies dūžių reguliarumo (HB) koreliacija su bendru SKI. Nustatyta, kad stipriausias teigiamas ryšys buvo tarp SKI ir SNR komponento, kas rodo, jog bendras signalo kokybės indeksas labiausiai priklauso nuo mažo triukšmo lygio ir mažesnio artefaktų kiekio FPG signale. Taip pat stebima stipri priklausomybė tarp SKI ir širdies dūžių reguliarumo – periodiškiesni ir stabilesni pulso ciklai buvo susiję su aukštesnėmis SKI reikšmėmis. Tuo tarpu perfuzijos indekso ir SKI ryšys buvo silpnesnis bei labiau išsibarstęs, todėl galima teigti, kad PI komponentas turi mažesnę įtaką galutiniam signalo kokybės įverčiui nei SNR ar dūžių reguliarumo komponentai. Rezultatai rodo, kad ausyje registruojamų FPG signalų kokybę labiausiai lemia triukšmo lygis ir impulso periodiškumo stabilumas.



19 pav. Bland–Altman analizė tarp skirtingų FPG kanalų SKI įverčių: a) IR ir raudonos spalvos LED kanalų palyginimas, b) IR ir žalios spalvos LED kanalų palyginimas

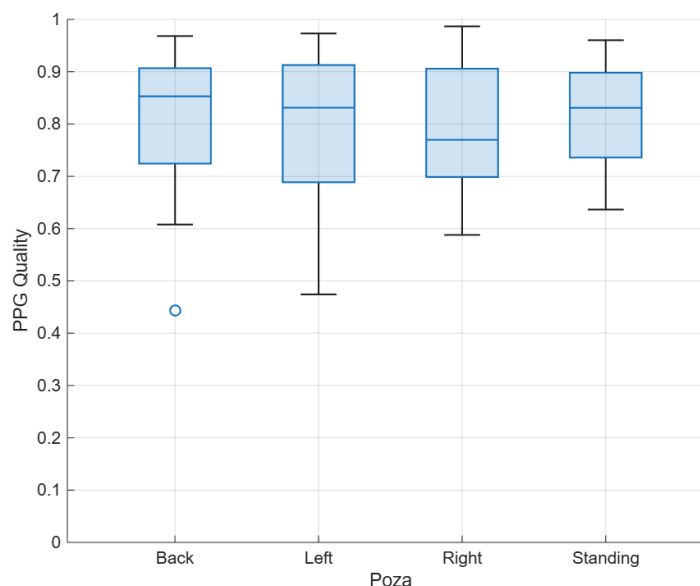
Papildomai atlikta Bland–Altman analizė tarp skirtingų FPG kanalų SKI įverčių (19 pav.). Analizėje juoda linija žymi vidutinį SKI skirtumą tarp lyginamų kanalų, o punktyrinės linijos – 95 %

pasikliautinas ribas. Teigiama vidutinio skirtumo reikšmė abiejuose grafikuose rodo, kad infraraudonųjų spindulių (IR) kanalo SKI vertės dažniausiai buvo didesnės nei raudonos ar žalios spalvos LED kanalų. IR ir raudonos spalvos kanalų poroje skirtumai buvo mažesni ir labiau koncentruoti aplink vidutinio skirtumo liniją, todėl šių kanalų signalų kokybė tarpusavyje skyrėsi mažiau nei IR ir žalios spalvos kanalų atveju. Tuo tarpu žalios spalvos kanalas pasižymėjo didesniu rezultatų išsibarstymu bei platesnėmis pasikliautinomis ribomis, kas rodo mažesnę signalo stabilumą ir didesnę jautrumą triukšmui bei judesio artefaktams. Gauti rezultatai sutampa su ankstesne SKI analize ir parodo mažesnę IR signalo variantiškumą nei žalios spalvos LED kanalas, o raudonos spalvos kanalas užima tarpinę poziciją ir pasižymi santykinai artima kokybe IR kanalui.

Apibendrinant galima teigti, kad tirama sistema geba registruoti pakankamos kokybės FPG signalus įvairiose kūno padėtyse, tačiau signalo kokybė reikšmingai priklauso nuo jutiklio mechaninio stabilumo, kūno padėties bei pasirinkto optinio kanalo. Tyrimo rezultatai parodė, kad infraraudonųjų spindulių kanalas yra tinkamiausias tolimesnei širdies ritmo ir širdies ritmo variabilumo analizei, nes pasižymi didžiausiu signalo stabilumu ir mažiausiu jautrumu judesio artefaktams.

3.3. Pulso kintamumo stebėseną

Pulso variabilumo analizė buvo atlikta naudojant „NeuroKit2“ biblioteką ir papildomai sukurtus MATLAB algoritmus. Tolimesnei ŠRK analizei buvo pasirinktas IR kanalas, kadangi ankstesniuose tyrimo etapuose jis demonstravo stabiliausius signalo kokybės rezultatus.



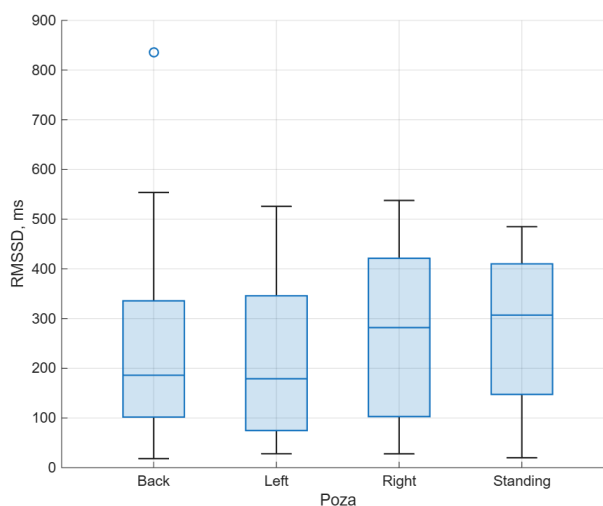
20 pav. „NeuroKit2“ bibliotekos pagalba apskaičiuoto FPG signalo kokybės indekso pasiskirstymas skirtingose kūno padėtyse, naudojant IR kanalą

20 paveiksle pateiktas „NeuroKit2“ apskaičiuotas FPG signalo kokybės indeksas skirtingose kūno padėtyse. Rezultatai parodė panašias tendencijas kaip ir sukurtas SKI algoritmas – visose kūno

padėtyse FPG signalo kokybės reikšmės išliko aukštos ir daugeliu atvejų viršijo 0,7 ribą, kas indikuoja pakankamai aukštą registruojamų signalų kokybę. Didžiausios medianinės kokybės reikšmės buvo stebimos gulint ant nugaros ir stovėjimo padėtyje, o didžiausia rezultatų variacija nustatyta gulint ant dešiniojo šono. Nugaros padėtyje matomas vienas ryškus išskirtinis taškas su ženkliai mažesne kokybės reikšme, kuris galėjo atsirasti dėl judesio artefaktų arba laikino jutiklio kontakto pablogėjimo. Taip pat pastebėta, kad gulint ant šono dažniau registruojami mažesnės kokybės signalai, tikėtina, dėl papildomo mechaninio spaudimo ausiai ir didesnio jautrumo judesio artefaktams. Nepaisant tam tikrų variacijų, rezultatai patvirtina, kad ausies srityje registruojami IR kanalo FPG signalai gali būti naudojami pulso variabilumo stebėsenai, tačiau norint užtikrinti patikimą analizę būtinas papildomas signalo kokybės vertinimas ir artefaktų šalinimas.

3.4. Miego pozicijos ir pulso kintamumo sąsajų analizė

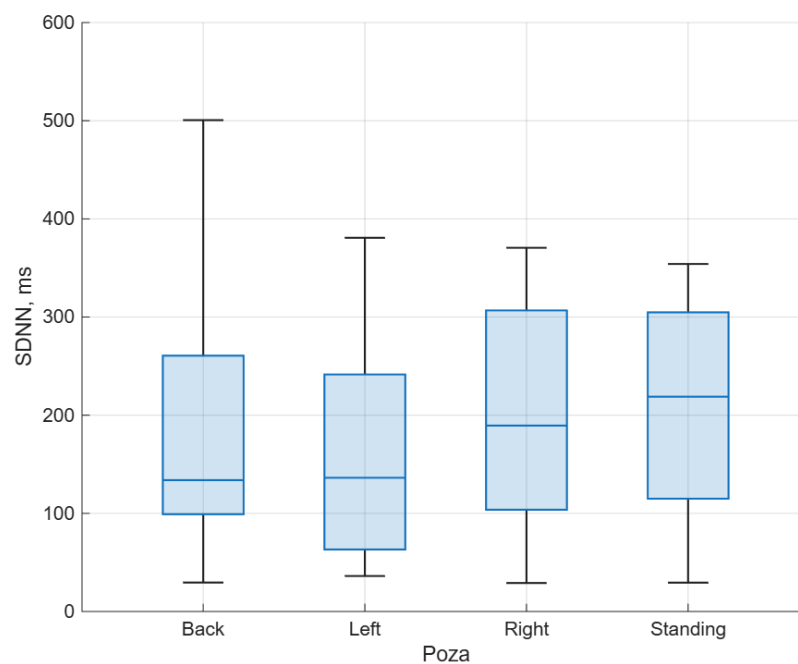
Analizuojant aukštos kokybės signalų segmentus nustatyta, kad pulso pikai aptinkami tiksliai ir nuosekliai, todėl galima patikimai apskaičiuoti pulso variabilumo parametrus. Žemos kokybės segmentuose pulso bangų forma tampa mažiau aiški, o triukšmo artefaktai apsunkina pulso pikų aptikimą. Dėl šios priežasties aukštos kokybės signalų atranka yra svarbi prieš atliekant ŠRK analizę. Siekiant nustatyti galimas sąsajas tarp kūno padėties ir pulso variabilumo parametrų, atlikta skirtingose padėtyse apskaičiuotų širdies ritmo kintamumo rodiklių analizė.



21 pav. RMSSD parametro pasiskirstymas skirtingose kūno padėtyse, apskaičiuotas iš IR kanalo FPG signalo

21 paveiksle pateiktas RMSSD parametro pasiskirstymas skirtingose kūno padėtyse. RMSSD parametras atspindi trumpalaikius autonominės nervų sistemos aktyvumo pokyčius ir yra vienas svarbiausių pulso variabilumo rodiklių. Tyrimo metu nustatyta, kad didžiausios medianinės RMSSD reikšmės buvo registruojamos dešiniojo šono ir stovėjimo padėtyse, o mažiausios – gulint ant nugaros

ir kairiojo šono. Taip pat stebima didelė RMSSD reikšmių sklaida visose pozose, rodanti individualius širdies ritmo variabilumo skirtumus tarp segmentų ir tiriamųjų. Gulint ant nugaros matomas vienas ryškus išskirtinis taškas, kuriame RMSSD reikšmė viršija 800 ms – tikėtina, kad ši reikšmė susijusi su signalų artefaktais arba neįprastais širdies ritmo svyravimais. Pastebėta, kad gulint ant šono RMSSD reikšmės pasižymėjo didesniais svyravimais nei gulint ant nugaros, kas gali būti susiję tiek su autonominės nervų sistemos reakcija į kūno padėties pokyčius, tiek su prastesne FPG signalo kokybe šoninėse padėtyse. Panašios tendencijos buvo stebimos ir analizuojant SDNN parametą – didžiausi SDNN svyravimai buvo registruojami segmentuose, kuriuose nustatytas mažesnės kokybės FPG signalas, todėl rezultatai leidžia teigti, kad signalo kokybė tiesiogiai veikia pulso variabilumo analizės tikslumą.



22 pav. Pulso intervalo variabilumo SDNN parametro pasiskirstymas skirtingose kūno pozose

22 paveiksle pateiktas SDNN parametro pasiskirstymas skirtingose kūno padėtyse, apskaičiuotas iš infraraudonosios šviesos (IR) kanalo FPG signalo. SDNN rodiklis apibūdina bendrą širdies ritmo variabilumą ir leidžia įvertinti autonominės nervų sistemos aktyvumo pokyčius ilgesniame laiko intervale.

Rezultatai parodė, kad kūno padėtis turi įtakos tiek FPG signalo kokybei, tiek apskaičiuotiems pulso variabilumo parametrų. Gulėjimo ant nugaros padėtyje registruoti stabilesni signalai ir mažesnis artefaktų kiekis, todėl šioje padėtyje apskaičiuoti ŠRK parametrai buvo nuoseklesni ir pasižymėjo mažesne sklaida. Tuo tarpu gulėjimo ant šono padėtyse dažniau stebėti mažesnės kokybės signalai, kurie apsunkino pulso pikų aptikimą ir padidino RMSSD bei SDNN parametų dispersiją.

Tyrimo metu taip pat nustatyta, kad infraraudonosios šviesos kanalas pasižymėjo geriausiu kompromisu tarp signalo stabilumo ir jautrumo fiziologiniams pokyčiams, todėl buvo tinkamiausias pulso variabilumo analizei. Gauti rezultatai sutampa su literatūroje aprašomomis tendencijomis, kad kūno padėtis gali turėti įtakos autonominės nervų sistemos veiklai ir širdies ritmo variabilumui. Taip pat nustatyta, kad FPG signalų kokybė yra vienas svarbiausių veiksnių, lemiančių patikimą pulso variabilumo analizę neinvazinėse dėvimose sistemose.

Apibendrinant galima teigti, kad į ausines integruota FPG sistema geba registruoti pakankamos kokybės signalus bei nustatyti pulso variabilumo parametrus skirtingose kūno padėtyse. Taip pat nustatyta, kad signalų kokybės vertinimas yra svarbus etapas siekiant užtikrinti patikimą ŠRK analizę dėvimose neinvazinėse stebėsenos sistemose.

3.5. Tyrimo ribotumai

Tyrimas turi keletą ribotumų, kurie gali turėti įtakos rezultatų tikslumui bei jų pritaikomumui platesnėje populiacijoje. Pirmiausia, eksperimentuose dalyvavo nedidelis tiriamųjų skaičius, todėl gauti rezultatai negali būti laikomi statistiškai reprezentatyviais visos populiacijos mastu.

Antra, duomenys buvo registruojami kontroliuojamomis sąlygomis, o ne realaus naktinio miego metu. Dėl šios priežasties nebuvo pilnai įvertinta natūralių miego judesių, ilgalaikio jutiklio poslinkio bei skirtingų miego fazių įtaka signalų kokybei.

Trečia, tyrime naudotas vienas eksperimentinis maketas ir vieno tipo FPG jutiklis, todėl rezultatai gali skirtis naudojant kitokią aparatinę įrangą ar kitokias jutiklio tvirtinimo pozicijas ausies srityje.

Papildomai, pulso variabilumo analizė buvo atliekama remiantis FPG signalais, kurie yra jautresni judesio artefaktams nei elektrokardiogramos signalai. Dėl šios priežasties dalis ŠRK parametrų gali būti apskaičiuoti su papildoma paklaida.

Ateityje rekomenduojama atlikti platesnės apimties tyrimus su didesniu tiriamųjų skaičiumi, realaus miego sąlygomis bei palyginti gautus rezultatus su polisomnografijos ar elektrokardiografijos sistemomis.

Taip pat dėl nedidelės tiriamųjų imties statistinio reikšmingumo analizė nebuvo atliekama, todėl gauti rezultatai interpretuojami kaip preliminarios tendencijos

Išvados

1. Atlikta literatūros šaltinių analizė parodė, kad žmogaus miego pozicija turi reikšmingą įtaką tiek miego kokybei, tiek širdies veiklos pokyčiams. Taip pat nustatyta, kad fotopletizmogramos metodas yra perspektyvus neinvazinis sprendimas pulso bei pulso variabilumo stebėsenai naudojant dėvimus įrenginius.
2. Tyrimui pasirinkta „OpenEarable 2.0“ platforma ir MAXM86161 optinis jutiklis leido registruoti FPG signalus ausies srityje bei stebėti kūno pozicijos pokyčius naudojant integruotus IMU jutiklius. Tyrimo metu buvo užregistruoti 8 eksperimentiniai įrašai, sudaryti iš 112 analizės segmentų ir 336 FPG signalų segmentų iš trijų optinių kanalų: IR, Raudonos ir Žalios spalvos LED.
3. Tyrimo rezultatai parodė, kad kūno pozicija turi tiesioginę įtaką FPG signalo kokybei. Didžiausia vidutinė SKI reikšmė nustatyta infraraudonųjų spindulių kanale gulint ant nugaros (SKI = 0,71), o mažiausia – žalios spalvos kanale stovėjimo padėtyje (SKI = 0,50). Stabiliausi signalai buvo registruojami gulint ant nugaros, o gulint ant šono dažniau pasireiškė judesio artefaktai ir triukšmo dedamosios.
4. Sukurtas miego pozicijos ir pulso variabilumo analizės algoritmas apjungė automatinį kūno pozicijos nustatymą pagal IMU jutiklių duomenis, kūno padėties segmentavimą, artefaktų aptikimą, FPG signalų kokybės vertinimą ir HRV parametrų skaičiavimą. Kūno padėčių identifikavimui buvo naudojami akselerometro duomenys bei „k-means“ klasterizacijos metodas. Nustatyta, kad didžiausią įtaką bendram signalo kokybės indeksui turėjo signalo ir triukšmo santykio komponentas (svoris – 0,47), o mažesnę – perfuzijos indekso (0,22) ir širdies dūžių reguliarumo (0,15) komponentai. Pritaikius „NeuroKit2“ biblioteką ir MATLAB algoritmus apskaičiuoti pagrindiniai HRV rodikliai: RMSSD, SDNN ir pNN50.
5. Gauti rezultatai parodė, kad ant ausies dėvima FPG sistema gali būti taikoma žmogaus miego pozos ir pulso variabilumo stebėsenai. Signalai, kurių SKI reikšmė viršijo 0,7, buvo tinkami tolimesnei HRV analizei, o stabiliausi rezultatai pasiekti naudojant infraraudonųjų spindulių kanalą. Taip pat nustatyta, kad prispaustos ausies signalai pasižymėjo didesniu triukšmingumu ir mažesnėmis SKI reikšmėmis, todėl jutiklio padėtis turi reikšmingą įtaką signalo kokybei.

Literatūros sąrašas

1. CHENG, C.-H.; WONG, K.-L.; CHIN, J.-W.; CHAN, T.-T. ir SO, R. H. Y. Deep learning methods for remote heart rate measurement: A review and future research agenda. *Sensors*, vol. 21 (2021), nr. 18, pp. 6296. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s21186296>. [žiūrėta 2026-05-13].
2. STAFFORD, P. L.; HARMON, E.; PATEL, P.; WALKER, M.; AKOUM, N.; PARK, S.-J.; CHO, Y.; BILCHICK, K.; MEHTA, N.; MAZIMBA, S.; CHO, Y. ir KWON, Y. Positional obstructive sleep apnea in patients with atrial fibrillation. *Sleep and Breathing*, vol. 27 (2023), pp. 487–494. Prieiga per: <https://doi.org/10.1007/s11325-022-02662-8>. [žiūrėta 2026-05-13].
3. VAN DEN BROEK, J. L. P. M.; HEYDARI, S.; ZHAN, Z.; VAN 'T VEER, M.; SAMMALI, F.; OVEREEM, S.; VAN DEN HEUVEL, E. R. ir DEKKER, L. R. Can body position be arrhythmogenic? *Sleep Medicine*, vol. 105 (2023), pp. 21–24. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/j.sleep.2023.02.019>. [žiūrėta 2026-05-13].
4. BOLANOS, M.; NAZERAN, H. ir HALTIWANGER, E. Comparison of heart rate variability signal features derived from electrocardiography and photoplethysmography in healthy individuals. In: 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 4289–4294. IEEE, (2006). Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260607>. [žiūrėta 2026-05-13].
5. ZHANG, Z.; PI, Z. ir LIU, B. TROIKA: A general framework for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmographic signals during intensive physical exercise. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62 (2015), nr. 2, pp. 522–531. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2359372>. [žiūrėta 2026-05-13].
6. ELGENDI, M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*, vol. 8 (2012), nr. 1, pp. 14–25. Prieiga per: <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>. [žiūrėta 2026-05-13].
7. ENDERLE, J. ir BRONZINO, J. *Introduction to Biomedical Engineering*. Academic Press, (2011).
8. HINATSU, S.; SUZUKI, D.; ISHIZUKA, H.; IKEDA, S. ir OSHIRO, O. Evaluation of PPG feature values toward biometric authentication against presentation attacks. *IEEE Access*, vol. 10 (2022), pp. 1–11. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3167667>. [žiūrėta 2026-05-13].
9. AZUDIN, K.; BENG GAN, K.; JAAFAR, R. ir JA'AFAR, M. H. The principles of hearable photoplethysmography analysis and applications in physiological monitoring—A review. *Sensors*, vol. 23 (2023), nr. 14, pp. 6484. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s23146484>. [žiūrėta 2026-05-13].

10. POH, M.-Z.; SWENSON, N. C. ir PICARD, R. W. Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14 (2010), nr. 3, pp. 786–794. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/TITB.2010.2042607>. [žiūrėta 2026-05-13].
11. BUDIDHA, K. ir KYRIACOU, P. A. The human ear canal: Investigation of its suitability for monitoring photoplethysmographs and arterial oxygen saturation. *Physiological Measurement*, vol. 35 (2014), nr. 2, pp. 111–128. Prieiga per: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/111>. [žiūrėta 2026-05-13].
12. PEDRANA, A.; COMOTTI, D.; RE, V. ir TRAVERSI, G. Development of a wearable in-ear PPG system for continuous monitoring. *IEEE Sensors Journal*, vol. 20 (2020), nr. 23, pp. 14482–14490. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3008479>. [žiūrėta 2026-05-13].
13. VENEMA, B.; SCHIEFER, J.; BLAZEK, V.; BLANIK, N. ir LEONHARDT, S. Evaluating innovative in-ear pulse oximetry for unobtrusive cardiovascular and pulmonary monitoring during sleep. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 1 (2013), pp. 2700208. Prieiga per: <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2013.2277870>. [žiūrėta 2026-05-13].
14. ALUGUBELLI, N.; ABUISSA, H. ir ROKA, A. Wearable devices for remote monitoring of heart rate and heart rate variability—What we know and what is coming. *Sensors*, vol. 22 (2022), nr. 22, pp. 8903. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/s22228903>. [žiūrėta 2026-05-13].
15. RÖDDIGER, T.; ZITZ, V.; HUMMEL, J.; KÜTTNER, M.; LEPOLD, P.; KING, T.; PARADISO, J. A.; CLARKE, C. ir BEIGL, M. Demonstrating OpenEarable 2.0: An AI-powered ear sensing platform. In: *Proceedings of the Extended Abstracts of the CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, Article 713, pp. 1–4. Association for Computing Machinery, (2025). Prieiga per: <https://doi.org/10.1145/3706599.3721161>. [žiūrėta 2026-05-13].
16. OPENEARABLE. OpenEarable 2.0 Platform. Prieiga per: <https://open-earable.teco.edu/> [žiūrėta 2026-05-13].
17. ELGENDI, M. Optimal signal quality index for photoplethysmogram signals. *Bioengineering*, vol. 3 (2016), nr. 4, pp. 21. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/bioengineering3040021>. [žiūrėta 2026-05-13].
18. CASTANEDA, D.; ESPARZA, A.; GHAMARI, M.; SOLTANPUR, C. ir NAZERAN, H. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in

- health care. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, vol. 4 (2018), nr. 4, pp. 195–202. Prieiga per: <https://doi.org/10.15406/ijbsbe.2018.04.00125>. [žiūrēta 2026-05-13]
19. LI, K.; CARDOSO, C.; MOCTEZUMA-RAMIREZ, A.; ELGALAD, A. ir PERIN, E. Heart rate variability measurement through a smart wearable device: Another breakthrough for personal health monitoring? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 20 (2023), nr. 24, pp. 7146. Prieiga per: <https://doi.org/10.3390/ijerph20247146>. [žiūrēta 2026-05-13].
20. KWON, S.; KIM, H. ir YEO, W.-H. Recent advances in wearable sensors and portable electronics for sleep monitoring. *iScience*, vol. 24 (2021), nr. 5, pp. 102461. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/j.isci.2021.102461>. [žiūrēta 2026-05-13].
21. ASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*, vol. 93 (1996), nr. 5, pp. 1043–1065. Prieiga per: <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>. [žiūrēta 2026-05-13].
22. MAKOWSKI, D.; PHAM, T.; LAU, Z. J.; BRAMMER, J. C.; LESPINASSE, F.; PHAM, H.; SCHÖLZEL, C. ir CHEN, S. A. NeuroKit2: A Python toolbox for neurophysiological signal processing. *Behavior Research Methods*, vol. 53 (2021), pp. 1689–1696. Prieiga per: <https://doi.org/10.3758/s13428-020-01516-y>. [žiūrēta 2026-05-13].
23. SONG, J.; LI, D.; TENG, G. ir WEI, J. PQR signal quality indexes: A method for real-time photoplethysmogram signal quality estimation based on noise interferences. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 47 (2019), pp. 88–95. Prieiga per: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.05.020>. [žiūrēta 2026-05-13].

PRIEDAI

1 „MATLAB“ signalų apdorojimo programa

Pagrindinė programa V5_main.m

```
clear; clc; close all;
params = v5_calculations('init_params');
params.use_neurokit2 = false;
folder_path = uigetdir(pwd, 'select folder with .oe files');

if isequal(folder_path, 0)
    error('No folder selected.');
```

end

```
file_list = dir(fullfile(folder_path, '*.oe'));

if isempty(file_list)
    error('No .oe files found in selected folder.');
```

end

```
fprintf('Found %d .oe files.\n', numel(file_list));

ALL_SUMMARY = []; ALL_SEGMENTS = []; ALL_DIAGNOSTICS = []; ALL_NK = {};

for file_idx = 1:numel(file_list)
    fname = file_list(file_idx).name;
    fullpath = fullfile(folder_path, fname);

    fprintf('\n=====');
    fprintf('Processing file %d/%d: %s\n', file_idx, numel(file_list), fname);
    fprintf('=====');

    if exist('parseOEFile', 'file') ~= 2
        error('parseOEFile.m not found on MATLAB path.');
```

end

```
ds = parseOEFile(fullpath);

if isempty(ds.ppg) || isempty(ds.ppg.time)
    warning('Skipping file %s because no PPG data was found.', fname);
    continue;
end

[T_summary, T_segments, T_diag, NK_segments] = ...
    v5_calculations('process_single_file', ds, fname, params);

ALL_SUMMARY = [ALL_SUMMARY; T_summary];
ALL_SEGMENTS = [ALL_SEGMENTS; T_segments];
ALL_DIAGNOSTICS = [ALL_DIAGNOSTICS; T_diag];
ALL_NK{end+1} = NK_segments;

end

v5_calculations('export_results', folder_path, ALL_SUMMARY, ALL_SEGMENTS, ALL_DIAGNOSTICS);
v5_plots('create_batch_plots', folder_path, ALL_SEGMENTS, ALL_DIAGNOSTICS, params, ALL_NK);
run_neurokit2_batch_analysis(folder_path, ALL_NK, ALL_SEGMENTS);

fprintf('\n=====');
fprintf('BATCH ANALYSIS FINISHED\n');
fprintf('=====');
```