



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Ant žasto dėvima žmogaus organizmo hemodinamikos ilgalaikės stebėsenos sistema

Baigiamasis magistro projektas

Darius Vitkus

Projekto autorius

Prof. Vaidotas Marozas

Vadovas

Kaunas, 2021



Kauno technologijos universitetas
Elektros ir elektronikos fakultetas

Ant žasto dėvima žmogaus organizmo hemodinamikos ilgalaikės stebėsenos sistema

Baigiamasis magistro projektas
Elektronikos inžinerija (6211EX012)

Darius Vitkus

Projekto autorius

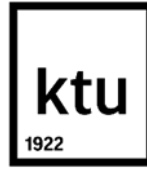
Prof. Vaidotas Marozas

Vadovas

Doc. Darius Jegelevičius

Recenzentas

Kaunas, 2021



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Darius Vitkus

Ant žasto dėvima žmogaus organizmo hemodinamikos ilgalaikės stebėsenos sistema

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.

Darius Vitkus

Patvirtinta elektroniniu būdu

Vitkus Darius. Ant žasto dėvima žmogaus organizmo hemodinamikos ilgalaikės stebėsenos sistema. Magistro baigiamasis projektas / vadovas prof. dr. Vaidotas Marozas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

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

Reikšminiai žodžiai: elektrokardiograma, fotopletizmograma, pulsinės bangos vėlinimo laikas, ilgalaikė stebėseną, kraujo spaudimas.

Kaunas, 2021. 44 p.

Santrauka

Kraujo spaudimas yra vienas pagrindinių registruojamų fiziologinių parametru padedančių įvertinti širdies ir kraujagyslių sistemos ligų riziką. Naktinio kraujo spaudimo registravimas leidžia aptikti padidėjusią infarkto bei insulto riziką. Dauguma tam naudojamų metodų reikalauja manžetės, kuri matavimo metu suslegia tiriamo žmogaus ranką ir jį pažadina. Dėl to, kraujospūdžio kitimo įvertinimui buvo pasiūlytas neinvazinis ilgalaikės kraujospūdžio kitimo stebėsenos metodas, besiremiantis pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko registravimu. Šios metodikos tinkamumui įvertinti buvo suprojektuotas ant žasto dėvimas elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalus registruojantis prototipas ir pulsinės bangos vėlinimo laiką iš užregistruotų signalų įvertinantis algoritmas. Tyrimų metu buvo tiriamas pulsinės bangos vėlinimo laiko kitimas atliekant kraujospūdį keičiančias užduotis (lėtai kvėpuojant ir panardinant ranką į šaltą vandenį) bei stebint vėlinimo laiko kitimą nakties metu. Iš gautų rezultatų galime apibendrinti, kad pulsinės bangos vėlinimo laikas kinta nedideliame diapazone ir yra atvirkščiai proporcingas kraujo spaudimui, todėl turi potencialą būti panaudotas medicininėje diagnostikoje ilgalaikiam kraujospūdžio kitimui įvertinti.

Darius Vitkus. Wearable System for Long Term Monitoring of Body Hemodynamics. Master's Final Degree Project / supervisor professor 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: electrocardiogram, photoplethysmogram, pulse transit time, long term monitoring, blood pressure .

Kaunas, 2021. 44 p.

Summary

Blood pressure is one of the most widely used physiological parameters in cardiovascular system diagnostics. Nocturnal blood pressure monitoring might be used to evaluate increased risk of stroke. Most of the methods used in such circumstances require cuff which regularly awakens the person being monitored. Due to these reasons new method based on pulse transit time was suggested. In order to evaluate suitability of this method for blood pressure variability new prototype was developed capable of registering electrocardiogram and photoplethysmogram signals on the upper arm. Based on these signals pulse transit time evaluation algorithm was developed. During investigation participants were asked to perform several tasks that affect blood pressure (slow breathing and insertion of hand in cold water) as well as to wear the prototype overnight for nocturnal pulse transit time monitoring. It was observed that pulse transit time varies in narrow range and is inversely proportional to blood pressure. Therefore, this method might be suitable for long term blood pressure variability assessment.

Turinys

Santrumpų sąrašas	7
Įvadas	8
1. Literatūros apžvalga	9
1.1. Ilgalaikės kraujospūdžio stebėsenos klinikinė reikšmė.....	9
1.1.1. Širdies ir kraujagyslių sistemos fiziologija.....	9
1.1.2. Kraujagyslių elastingumas.....	10
1.1.3. Kraujo spaudimas ir jį apibūdinantys parametrai.....	10
1.1.4. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko ryšys su kraujo spaudimu.....	12
1.1.5. Kraujo spaudimo ir PBVL matavimo aktualumas įvertinant širdies ir kraujagyslių sistemos sutrikimus.....	15
1.2. Kraujo spaudimo matavimo metodų analizė.....	16
1.2.1. Kliniškai taikomi kraujospūdžio matavimo metodai.....	16
1.2.2. Kraujospūdžiui stebėti naudojamų signalų analizė.....	16
1.2.3. Kraujo spaudimo pokyčio sukėlimo metodai.....	19
2. Metodai	20
2.1. Struktūrinė prototipo schema.....	20
2.2. Programinis prototipo veikimo algoritmas.....	23
2.3. Pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo metodas.....	25
2.3.1. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo algoritmas.....	25
2.3.2. EKG ir FPG signalų paruošimas PBVL įvertinimo algoritmui.....	26
2.3.3. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko algoritmo veikimą paaiškinanti grafinė iliustracija. .	29
3. Tyrimų rezultatai	30
3.1. Metodo koncepcijos įvertinimas komercine įranga.....	30
3.2. Prietaisu registruojamų signalų kokybės tyrimas.....	31
3.3. Kiekybinis EKG ir FPG pikų aptikimo metodo tyrimas.....	34
3.4. Trumpalaikis PBVL kitimo tyrimas.....	36
3.5. Ilgalaikis PBVL registravimo tyrimas miego metu.....	38
Išvados	42
Literatūros sąrašas	43

Santrumpų sąrašas

EKG – elektrokardiograma

FPG – fotopletizmograma

PBVL – pulsinės bangos vėlinimo laikas

VKS – vidutinis kraujo spaudimas

SKS – sistolinis kraujo spaudimas

DKS – diastolinis kraujo spaudimas

PS – skirtumas tarp sistolinio ir diastolinio kraujo spaudimo, pulsinis spaudimas

PBSG – pulsinės bangos sklidimo greitis

Įvadas

Širdies ir kraujagyslių sistemos ligos yra viena iš nūdienos pasaulio aktualijų. Pasaulinės sveikatos organizacijos duomenimis, širdies ir kraujagyslių sistemos ligos yra tarp pagrindinių mirties priežasčių [1]. Ankstyvas šių ligų diagnozavimas bei atitinkamos prevencinės priemonės gali padėti pristabdyti šių ligų progresavimą. Kraujo spaudimas yra tarp pagrindinių žmogaus kraujotakos sistemos būklę įvertinančių parametru, dėl to jo registravimas gali padėti prognozuoti didėjančią širdies ir kraujagyslių sistemos sutrikimų riziką, individualizuoti antihipertenzinių vaistų tipą ir dozę. Šiuo metu egzistuojantys kraujo spaudimo matavimo metodai nėra patogūs ilgalaikiai nuolatinei kraujospūdžio stebėsenai atlikti. Atsižvelgiant į šį reikalavimą, išsikėlėme tikslą sukurti prietaisą gebantį atlikti kraujospūdžio variacijos stebėseną patogesniu bei kiekvienam žmogui prieinamesniu būdu.

Šiame darbe nagrinėjama ilgalaikės kraujospūdžio stebėsenos klinikinė reikšmė, aptariami klinikiniams taikymams naudojami kraujo spaudimo matavimo metodai bei išskirtas vienas iš jų – kraujo pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko vertinimu pagrįstas kraujospūdžio stebėsenos metodas. Siekiant įvertinti šio metodo tinkamumą ilgalaikiai ir trumpalaikiai kraujospūdžio kitimo stebėsenai buvo sukurtas pulsinės bangos vėlinimo laiką registruojantis prototipas tinkamas dėvėti ant rankos žąsto.. Galiausiai aptariami sukurtu prototipu atlikti tyrimai bandant įvertinti gaunamo pulsinės bangos vėlinimo laiko kitimą, kuris buvo keičiamas atliekant kraujospūdį keičiančias užduotis bei stebint vėlinimo laiko kitimą nakties metu.

Šio darbo **tikslas** – sukurti ir ištirti kraujo spaudimo kitimą įvertinantį ilgalaikės stebėsenos metodą pagrįstą žąsto elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos analize.

Darbo uždaviniai:

1. išanalizuoti kraujospūdžio kitimo registravimo klinikinį aktualumą ir jo įvertinimo metodus;
2. sukurti įrangą žąsto elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalams registruoti;
3. sukurti pulsinės bangos vėlinimo laiką įvertinantį metodą;
4. naudojant sukurtą prototipą įvertinti pulsinės bangos vėlinimo laiko kitimą trumpalaikės ir ilgalaikės (nakties) stebėsenos metu.

1. Literatūros apžvalga

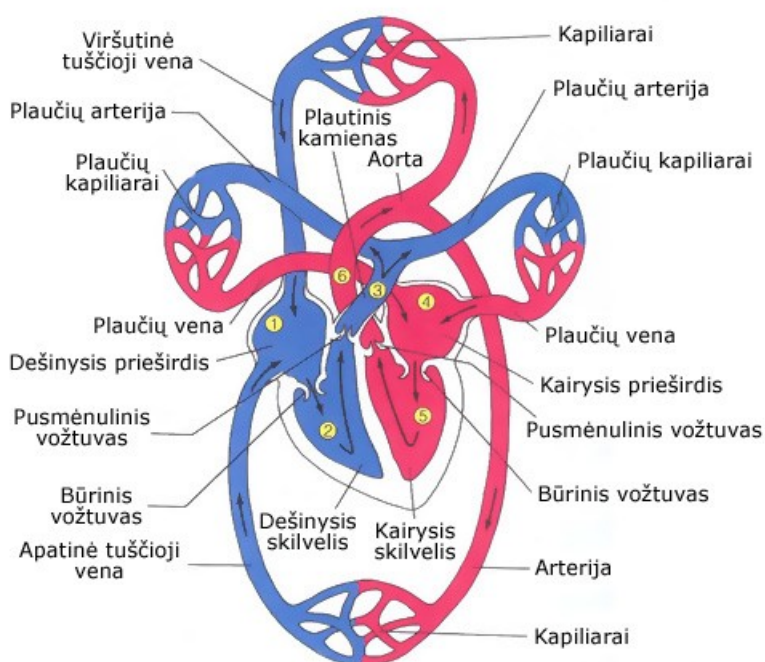
Literatūros apžvalgos skyrelyje aptariama ilgalaikės kraujospūdžio stebėsenos klinikinė reikšmė ir kraujospūdžiui stebėti taikomi metodai. Pagrindiniai akcentai skiriami aptarti kraujospūdį apibūdinančius parametrus, pateikti kraujo spaudimo ir pulsinės bangos vėlinimo laiko tarpusavio priklausomybę, aptarti klinikinį ilgalaikės nuolatinės kraujospūdžio stebėsenos aktualumą, pateikti pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimui naudojamų elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalų analizę bei registravimo principus.

1.1. Ilgalaikės kraujospūdžio stebėsenos klinikinė reikšmė

Žmogaus ir kraujagyslių sistemos ligos yra vienas pagrindinių mirties priežasčių visame pasaulyje [1]. Ankstyvas šių ligų diagnozavimas gali padėti laiku aptikti šiuos sutrikimus ir imtis veiksmų padedančių sumažinti šių ligų progresavimą. Kraujotakos sistemos sutrikimų diagnostikai gali būti naudojama ramybės pulso, kraujo spaudimo stebėsenos, elektrokardiogramos analizė bei kiti metodai. Šiame skyrelyje bus glaustai aptarta širdies ir kraujagyslių fiziologija, kraujospūdžio apibrėžimas ir jį apibūdinantys parametrai, pulsinės bangos vėlinimo laiko ryšys su kraujo spaudimu ir potencialus šio vėlinimo laiko panaudojimas kraujospūdžiui įvertinti bei ilgalaikės kraujospūdžio stebėsenos klinikinis aktualumas.

1.1.1. Širdies ir kraujagyslių sistemos fiziologija

Žmogaus širdies ir kraujagyslių sistema užtikrina žmogaus organizmo aprūpinimą deguonimi, maistinėmis medžiagomis bei pašalina organizmo ląstelių medžiagų apykaitos šalutinius produktus. Ši sistema susideda iš širdies, mažojo ir didžiojo kraujo apytakos ratų. Širdies organas sudarytas iš epikardo – plonos išorinės membranos dengiančios širdį, miokardo – pagrindinio širdies raumens, bei endokardo – plono endotelinio sluoksnio dengiančio prieširdžių bei skilvelių vidų [2],[3]. Širdį sudaro keturios ertmės – kairysis ir dešinysis prieširdžiai bei kairysis ir dešinysis skilveliai. Širdies sandara pateikta 1 paveiksle.



1 pav. Širdies sandara [3]

Širdies darbo ciklas susideda iš širdies susitraukimo (sistolė) bei atsipalaidavimo fazių (diastolė). Pirma, dešinysis prieširdis pripildomas veninio kraujo ateinančio iš viso organizmo (didžiojo kraujo apytakos rato), o kairysis prieširdis pripildomas deguonimi prisotinto kraujo ateinančio iš plaučių (mažojo kraujo apytakos rato). Tuomet įvyksta prieširdžių susitraukimas, kurio metu atsidaro dvibūvis ir tribūvis vožtuvai ir kraujas esantis prieširdžiuose išstumiamas į kairįjį ir dešinį skilvelius. Kai skilveliai prisipildo kraujo, dvibūvis ir tribūvis vožtuvai užsidaro, o skilveliai pradeda staigiai susitraukti taip išstumdami kraują pro pusmėnulinius vožtuvus. Dešinysis skilvelis išstumia anglies dioksido prisotintą kraują į plaučius, o kairysis – deguonies prisotintą kraują į visą organizmą. Tuomet širdies raumenys atsipalaiduoja bei grįžta į pradinę padėtį. Aptarti žingsniai apibūdina vieną širdies darbo ciklą. Širdis vykdo kraujo cirkuliaciją mažajame bei didžiajame kraujo apytakos ratuose. Mažajame kraujo apytakos rate vyksta anglies dioksido pašalinimas iš kraujo bei kraujo įsotinimas deguonimi. Didžiajame kraujo apytakos rate, deguonies prisotintas kraujas perneša deguonį bei maistines medžiagas organizmo ląstelėms bei iš jų priima anglies dioksidą bei kitus šalutinius medžiagų apykaitos produktus.

1.1.2. Kraujagyslių elastingumas

Kraujagyslės sudarytos iš keturių pagrindinių sluoksnių [4]: endotelio, elastino, kalogeno bei iš lygiųjų kraujagyslių raumenų ląstelių. Keičiantis kraujospūdžiui kraujagyslių elastingumas kinta, kadangi elastingumą nulemia suminė elastino, kalogeno bei lygiųjų kraujagyslių raumenų ląstelių reakcija į padidėjusį kraujo spaudimą. Kai kraujo spaudimas sąlyginai žemas kraujagyslių elastingumą nulemia tik elastinas. Didėjant kraujo spaudimui greta elastino prisideda kalogeno įtaka kraujagyslių elastingumui. Kalogenas lyginant su elastinu yra standesnis, dėl to, išaugus kraujo spaudimui jis apriboja maksimalų kraujagyslių išsiplėtimą. Be šių veiksnių periferinėse arterijose veikia ir lygiųjų raumenų įtaka kraujagyslių elastingumui. Jų susitraukimą ar atsipalaidavimą valdo autonominė nervų sistema siekdama reguliuoti žmogaus kraujo spaudimą, reaguodama į barorefleksą (reguliuodama periferinių kraujagyslių pasipriešinimą). Verta paminėti, kad centrinės arterijos beveik neturi lygiųjų raumenų ląstelių, todėl jų reakcija į kraujo spaudimą yra proporcinga elastino ir kalogeno suminiam elastingumui (nesant jokiems kraujagyslių sutrikimams). Tuo tarpu periferinių kraujagyslių elastingumą be kraujo spaudimo smarkiai įtakoja ir lygieji raumenys. Dėl šios priežasties kraujagyslių skerspjūvio plotas (žr. 4 paveikslą) bei kraujo tekėjimo greitis periferinėse kraujagyslėse kinta, o tai komplikuoja absoliutinio kraujo spaudimo įvertinimą iš pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko.

1.1.3. Kraujo spaudimas ir jį apibūdinantys parametrai

Kraujo spaudimas apibūdinamas kaip cirkuliuojančio žmogaus kraujotakos sistemoje kraujo spaudimas į kraujagyslių sienelės. Visuotinai priimtas sveiko žmogaus kraujo spaudimas yra apie 120 mmHg sistolės metu bei 80 mmHg diastolės metu. Matuojant kraujo spaudimą įprastai vertinamas kraujo spaudimas į arterijų sienelės. Kraujo spaudimą žmogaus organizme reguliuoja barorefleksas [5], [6]. Aortos srityje bei miego arterijoje esantys baroreceptoriai nervinių impulsų pavidalu centrinei nervų sistemai perduoda informaciją apie kraujagyslių išsiplėtimą ar susiaurėjimą dėl padidėjusio ar sumažėjusio kraujo spaudimo. Tuomet ši informacija yra perduodama iš centrinės nervų sistemos į autonominę nervų sistemą, kuri reguliuoja kraujo spaudimą siekdama palaikyti optimalų kraujo spaudimą. Šis kraujo spaudimo reguliavimas vyksta keičiant kraujagyslių periferinį pasipriešinimą (reguliuojant periferinių kraujagyslių skerspjūvį), cirkuliuojančio kraujo tūrį

(keičiant širdies išstumiamą sistolinį kraujo tūrį bei širdies susitraukimų dažnį). Supaprastintas kraujospūdžio reguliavimo mechanizmas pateiktas 2 paveiksle.

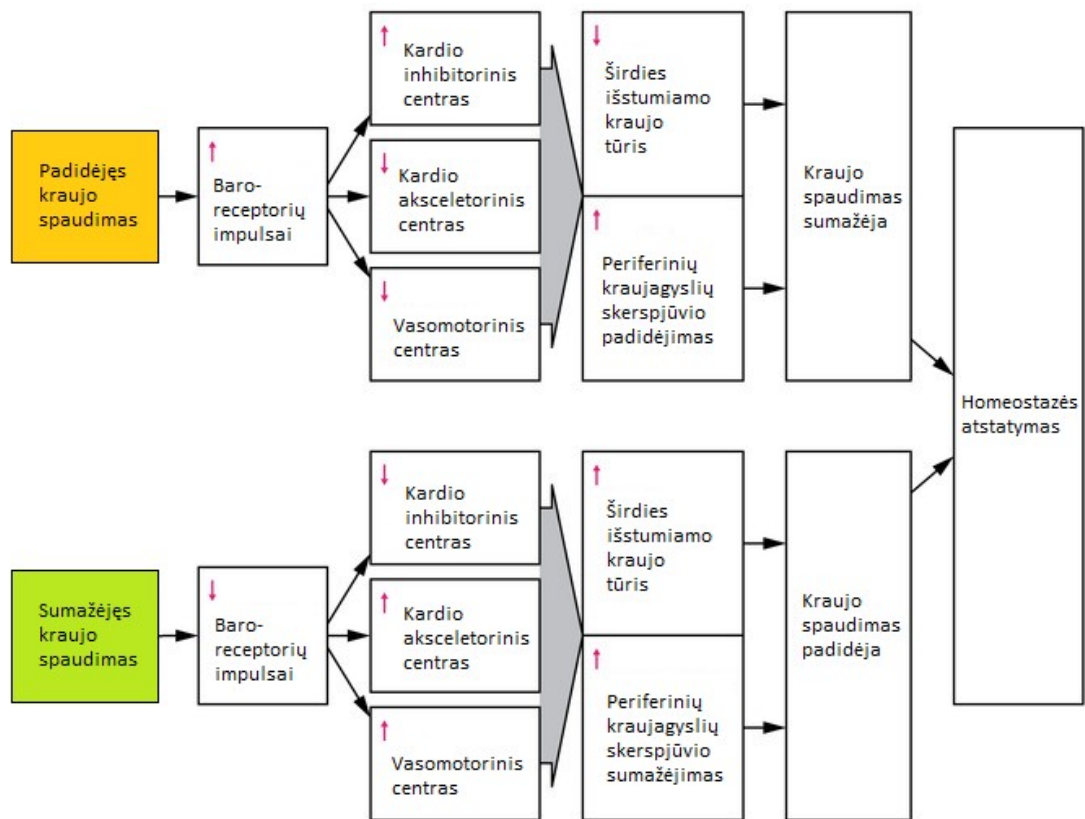
Vidutinis kraujo spaudimas gali būti apibūdinamas tokia matematine išraiška [5]:

$$VKS = CO \cdot SVR \quad (1)$$

,kur VKS – kraujo spaudimo absoliutinė vertė ($mmHg$), CO – širdies išstumiamo kraujo tūris ($l/min.$), SVR – sisteminis kraujagyslių pasipriešinimas ($mmHg \cdot min/l$). Širdies išstumiamo kraujo tūris CO susideda taip pat iš dviejų dedamųjų – širdies darbo ritmo HR ($dūžiai/min.$) bei kiekvieno širdies dūžio metu išstumiamo kraujo tūrio SV (l) ir išreiškiamas 2 formule.

$$CO = HR \cdot SV \quad (2)$$

Kraujo spaudimas kinta širdies darbo ciklo metu. Kai kraujas yra išstumiamas iš skilvelių į aortą ar plaučių arteriją kraujo spaudimas tampa maksimalus ir apibūdinamas kaip sistolinis kraujo spaudimas SKS .



2 pav. Kraujo spaudimo reguliaciniai procesai (adaptuota pagal [6])

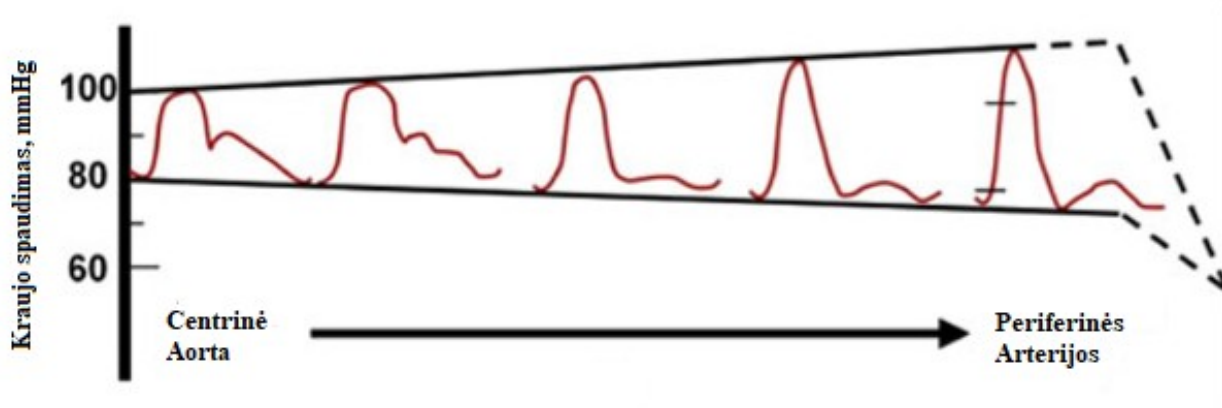
Skilvelių atsipalaidavimo bei kraujo pripildymo iš prieširdžių metu gaunamas minimalus kraujo spaudimas, ir jis apibūdinamas kaip diastolinis kraujo spaudimas DKS . Sistolinio ir diastolinio kraujo spaudimo vidurkis vadinamas vidutiniu kraujo spaudimu VKS . Vidutinis kraujo spaudimas randamas pagal sekančią išraišką.

$$VKS = \frac{SKS + 2DKS}{3} \quad (3)$$

Dar vienas svarbus kraujo spaudimą apibūdinantis parametras yra pulsinis spaudimas PS , arba skirtumas tarp sistolinio ir diastolinio kraujo spaudimo, ir yra tiesiogiai proporcingas išstumiamo kraujo tūriui bei atvirkščiai proporcingas periferiniam kraujagyslių pasipriešinimui. Dėl to šis dydis padeda įvertinti širdies darbo efektyvumą bei kraujagyslių elastingumą. Jis aprašomas sekančia formule.

$$PS = SKS - DKS \quad (4)$$

Kraujo spaudimo pulsinės tūrinės bangos morfologija bei amplitudė tolstant nuo aortos kinta [4]. Šie morfologiniai pokyčiai pateikti 3 paveiksle. Šis kraujo spaudimo morfologijos kitimas bei amplitudės padidėjimas tolstant nuo arterijos atsiranda dėl kraujo pulsinės bangos atspindžių kraujagyslių susiaurėjimo vietose. Dėl to, atsispindėjusių bangų amplitudė sumuojasi su iš širdies ateinančios pulsinės bangos amplitude. Suminė kraujo spaudimo banga tampa didesnės amplitudės o jos forma – pakitusi.

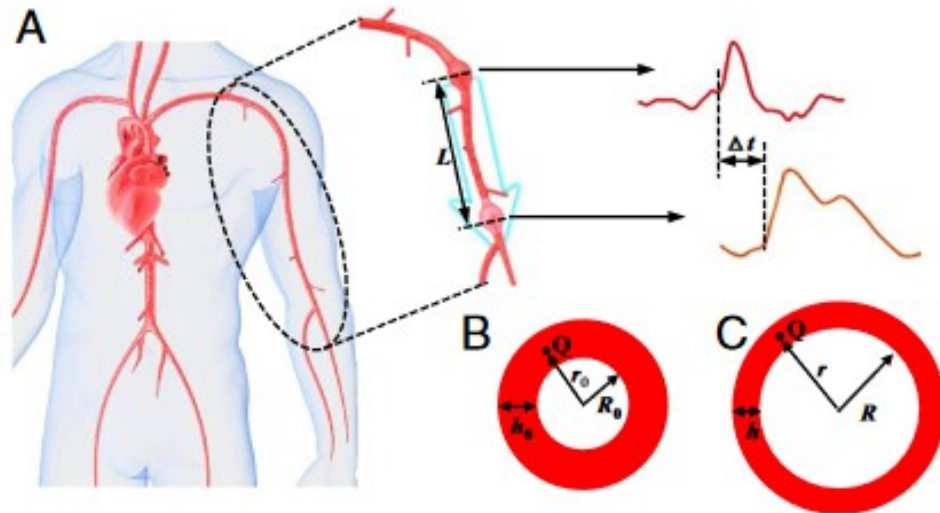


3 pav. Kraujo spaudimo bangos kitimas tolstant nuo aortos (adaptuota pagal [4])

Į tai svarbu atsižvelgti vertinant kraujo spaudimą iš išmatuoto pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko, kadangi tolstant nuo aortos sistolinis kraujo spaudimas keičiasi sparčiau nei diastolinis kraujo spaudimas. Dėl šios priežasties įvertinant kraujo spaudimą iš pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko sistolinis ir diastolinis kraujo spaudimas turėtų būti kalibruojami atskirai.

1.1.4. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko ryšys su kraujo spaudimu

Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas Δt gali būti apibūdinamas kaip laikas per kurį pulsinė tūrinė banga nukeliauja atstumą L žmogaus kraujagyslių sistemoje. Ši koncepcija iliustruota 4 paveiksle. Kraujo pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko matavimas susideda iš pulsinės bangos signalo užregistravimo dviejose vietose (artimojoje ir tolimojoje zonoje), šio signalo filtravimo, reikiamų atskaitos taškų abejuose signaluose suradimo bei laiko tarp šių dviejų atskaitos taškų įvertinimo [4].



4 pav. (A) atveju parodytas kraujo pulsinės bangos vėlinimas Δt . (B) ir (C) parodo periferinių arterijų lygiųjų raumenų susitraukimo ir atsipalaidavimo įtaką arterijos skerspjūvio plotui [9]

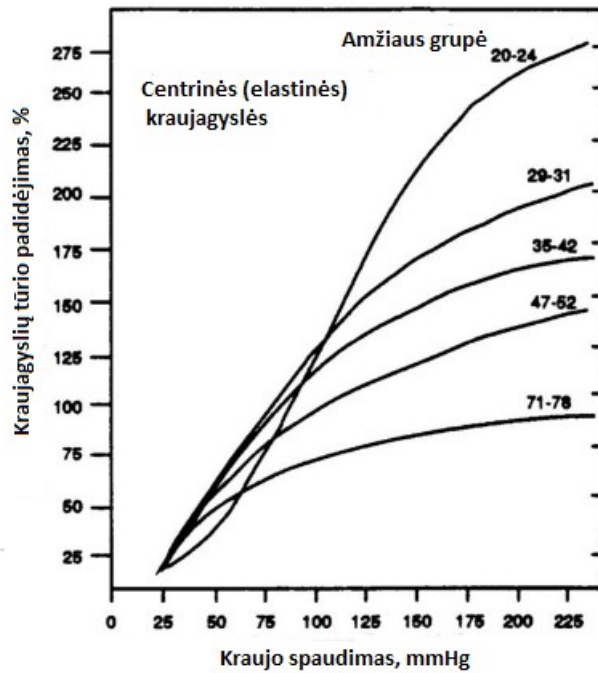
Iš šio paveikslo galime matyti, kad kraujo pulsinės bangos sklidimo greitis PBSG gali būti išreikštas sekančia formule:

$$PBSG = \frac{L}{\Delta t} \quad (5)$$

Kaip galime matyti, B ir C parodo kad periferinių arterijų diametras keičiasi dėl autonominės nervų sistemos kontroliuojamo arterijų skerspjūvio. Dėl šios priežasties kraujo tekėjimo greitis kraujagyslėje keičiasi [4]. Remiantis fiziologiniais parametrais pulsinės tūrinės bangos sklidimo greitis gali būti aprašytas Moens ir Korteweg formule [8]:

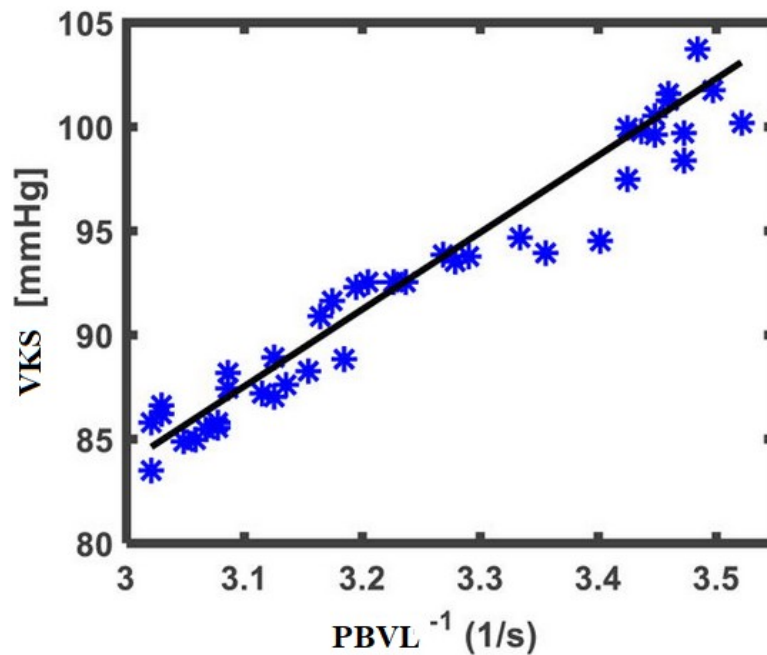
$$PBSG = \sqrt{\frac{E \cdot h}{\rho \cdot D}} = \sqrt{\frac{h \cdot E_0 \cdot e^{\gamma \cdot VKS}}{\rho \cdot D}} \quad (6)$$

,kur $PBSG$ – pulsinės bangos sklidimo greitis, E – arterijos elastingumo modulis, h – arterijos sienelės storis, ρ – kraujo tankis, D – kraujagyslės skerspjūvio plotas. Arterijos elastingumo modulis E sudarytas iš šių dedamųjų: E_0 – kraujagystės elastingumo modulis, kai kraujo spaudimas į kraujagyslės sienelę lygus 0, γ – konstanta, įprastai ši vertė yra 0,016-0,018 diapazone. E_0 bei γ reikšmės priklauso nuo matavimo vietos bei žmogaus fiziologinių ypatybių. Verta pažymėti, kad žmogaus organizmas siekia palaikyti homeostazę ar subalansuotą visų organizmo sistemų veiklą, tarp jų ir kraujo spaudimo. Homeostazės būseną ramybės bei, pvz., sporto atveju skiriasi, kadangi sporto metu raumenims reikalingas optimalus deguonis bei maistinių medžiagų kiekis yra didesnis nei ramybės būsenoje. Iš to seka, kad esant stabiliai žmogaus organizmo būklei, pvz., ramybės būsenai, kraujagyslių skerspjūvio plotas išlieka pastovus. Be to kraujo tankis bei kraujagyslių elastingumas yra pakankamai stabilūs dydžiai trumpame laikotarpyje kaip pateikta 5 paveiksle.



5 pav. Centrinų kraujagyslių elastingumo kitimas skirtingų amžiaus grupių žmonėms (adaptuota pagal [4])

Dėl šių faktorių galime kelti hipotezę, kad esant stabiliai žmogaus organizmo būklei bei fiziniam aktyvumui kraujo tekėjimo greitis kraujagyslėse yra pastovus dydis ir tiesiškai proporcingas pulsinės bangos vėlinimo laikui. Šią išvadą patvirtina ir Carek atliktas tyrimas [10] pateiktas 6 paveikle.



6 pav. Vidutinio kraujo spaudimo (VKS) ir pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko (PBVL) tarpusavio priklausomybė (adaptuota pagal [10])

Tai taip pat patvirtina ir kiti atlikti tyrimai [11], [12] bei parodo 0.913-0.98 koreliacijos koeficientą tarp vidutinio kraujo spaudimo ir pulsinės bangos vėlinimo laiko. Ding ir Zhang [8] atliktoje apžvalgoje pateikti tyrimai rodantys koreliaciją tarp pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko bei sistolinio ir diastolinio kraujo spaudimo rodo, kad sistolinio kraujo spaudimo koreliacija su PBVL yra vidutinė ar stipri (įprastai 0.49-0.9 diapazone, nors koreliacija priklauso ir nuo eksperimento vykdymo sąlygų, kurios skirtinguose tyrimuose skyrėsi), kai tuo tarpu koreliacija su diastoliniu kraujo spaudimu yra vidutinė ar silpna (įprastai 0.33-0.69 diapazone. Kai kurie tyrimai koreliacijos neparodė). Tokie rezultatai galėjo būti gauti dėl to, kad kintant žmogaus aktyvumo lygiui bei iš to sekančio širdies išstumiamo kraujo tūrio bei periferinių kraujagyslių pasipriešinimo kitimui, kraujo spaudimo įvertinimas iš pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko gali pasižymėti didesne dispersija. Be to, matome, kad sistolinis kraujo spaudimas ir PBVL koreliuoja geriau nei PBVL ir diastolinis kraujo spaudimas. Apibendrinant šiuos duomenis galima daryti išvadą, kad kraujo spaudimo įvertinimas naudojant tiesinį modelį, pateiktą 7 formulėje, yra tinkamesnis įvertinant sistolinį ar vidutinį kraujo spaudimą.

$$VKS = \frac{K_1}{PBVL} + K_2 \quad (7)$$

Bendru atveju kraujo spaudimo vertinimas iš kraujo pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko atliekamas eksperimentiškai randant sistolinio, diastolinio ar vidurinio kraujo spaudimo ir pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko PBVL tarpusavio priklausomybę. Tuomet iš šių duomenų randami kalibravimo koeficientai K_1 ir K_2 . Turint šiuos koeficientus gaunamas empirinis kraujo spaudimo įvertis. Taikant šį metodą koeficientai K_1 ir K_2 turi būti randami kiekvienam žmogui individualiai.

1.1.5. Kraujo spaudimo ir PBVL matavimo aktualumas įvertinant širdies ir kraujagyslių sistemos sutrikimus

Kraujo spaudimo matavimas leidžia įvertinti žmogaus organizmo kraujotakos sistemos būklę. Ankstyvas kraujospūdžio padidėjimo diagnozavimas gali padėti išvengti ar sumažinti širdies ir kraujagyslių sistemos ligų riziką. Padidėjęs kraujo spaudimas siejamas su padidėjusiu aterosklerozės progresavimu, įvairių tipų infarkto, insulto, išeminės širdies ligos, inkstų ligų, širdies nepakankamumo rizika [13]. Žmonėms su kraujospūdžio sutrikimais pastebimos padidėjusios kraujospūdžio reikšmės nakties ir/ar rytinio kraujo spaudimo matavimo metu [14]. Pagal naktinį kraujo spaudimą žmonės gali būti suskirstyti į tuos, kurių kraujo spaudimas nakties metu sumažėja 10 ar daugiau procentų lyginant su dienos ramybės būsenos kraujo spaudimu, ir tuos kurių kraujo spaudimas nakties metu nesumažėja. Pagal rytinį kraujo spaudimą žmonės gali būti suskirstyti į tuos, kurių rytinis kraujo padidėja daugiau nei 20 mmHg ir tuos, kurių kraujo spaudimas padidėja mažiau nei 20mmHg, lyginant su žemiausiu nakties metu kraujo spaudimu (arba kraujo spaudimo vidurkiu 2 h iki nubudimo; priklausomai nuo naudojamo apibrėžimo). Atlikti tyrimai [14]–[16] rodo, kad padidėjus nors vienam, rytiniui ar naktiniui, kraujo spaudimui, širdies ir kraujagyslių ligų rizika išauga. Įprastai žmonėms su širdies ir kraujotakos sistemos sutrikimais būna padidėjęs vienas iš šių rizikos veiksnių.

Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas gali būti panaudotas įvertinti kraujo spaudimo kitimą, todėl matuojant pulsinės bangos vėlinimo laiką galima stebėti kraujospūdžio kitimą nakties ar ryto metu ir taip įvertinti padidėjusią širdies ir kraujagyslių sistemos ligų riziką. Pavyzdžiui nesumažėjantis kraujo spaudimas (nepadidėjantis pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas) nakties metu ar ryškūs kraujospūdžio padidėjimas ryto metu (sumažėjantis pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas) padėtų

įvertinti padidėjusią širdies ir kraujagyslių ligų riziką. Nors ši metodika neatlikus tinkamo kalibravimo negali būti naudojama tiksliai medicininei diagnostikai, ji leistų anksčiau pastebėti galimą ligų riziką, ypač, jei matavimai būtų atliekami žasto srityje, kadangi tai padidintų matavimo prietaiso ergonomiškumą. Taip pat, ši metodika netrikdytų tiriamojo miego ciklo ir miego kokybės dėl manžetės pripūtimo nakties metu kraujospūdžiui matuoti.

1.2. Kraujo spaudimo matavimo metodų analizė

Klinikinėje diagnostikoje kraujospūdžiui stebėti yra naudojami įvairūs metodai. Kiekvienas iš metodų pasižymi tam tikrais privalumais bei trūkumais. Šiame skyrelyje bus aptarti klinikinėje diagnostikoje naudojami kraujospūdžio matavimo metodai bei pateikiama pulsinės bangos vėlinimo laiko metodui naudojamų elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalų analizė ir registravimo principai. Kadangi šis metodas reikalauja kalibravimo bus aptartos ir kraujo spaudimo kitimą sukeliančios metodikos.

1.2.1. Kliniškai taikomi kraujospūdžio matavimo metodai

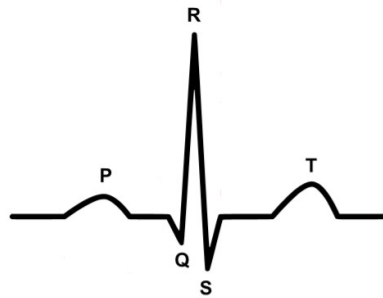
Kraujo spaudimas gali būti įvertintas įvairiais metodais. Plačiausiai paplitę yra Korotkoff'o, oscilometrinis, arterinio kateterizavimo, Penaz, tonometrinių bei pulsinės bangos vėlinimo laiko (PBVL) metodai [7]. Iš šių metodų arterinio kateterizavimo metodas yra invazinis, ir paprastai naudojamas ligoninėse paciento būsenai stebėti. Likę metodai yra neinvaziniai bei skirti momentinei ar nuolatinei kraujospūdžio stebėsenai. Korotkoff'o bei oscilometrinis metodai yra skirti momentiniam kraujospūdžio matavimui ir yra labiausiai paplitę kraujospūdžio matavimo metodai. Penaz bei tonometrinių kraujospūdžio matavimo metodai leidžia matuoti nuolatinį kraujo spaudimą, bet reikalauja išorinio kalibravimo bei tikslaus matavimo prietaiso pastatymo virš arterijos. Nors šie metodai leidžia matuoti nuolatinį kraujo spaudimą, jie nėra tinkami ilgalaikiai nuolatinio kraujospūdžio matavimo stebėsenai. Taip pat, visi, išskyrus PBVL metodą, naudoja manžetę ir nėra tinkami kraujo spaudimo stebėsenai nakties metu, nes manžetės oro pripildymo metu tiriamojo ranka (dažniausiai) yra suspaudžiama ir pažadina pacientą. Dėl šių priežasčių paskutinius 15 metų [8] PBVL metodika susilaukė didelio tyrėjų dėmesio, kadangi tikimasi sukurti patikimą metodą ilgalaikiai nuolatinei kraujospūdžio stebėsenai. Metodika vis dar tebėra vystoma, nes pagrindinis jos trūkumas yra dažno kalibravimo poreikis norint gauti tikslias absoliutinio kraujo spaudimo vertes.

1.2.2. Kraujospūdžiui stebėti naudojamų signalų analizė

Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas gali būti įvertintas keletu metodų. Pirmu atveju vėlinimo laikas matuojamas tarp elektrokardiogramos (artimoji zona) bei fotopletizmogramos (tolimoji zona) signalų. Elektrokardiogramos signalas nurodo kraujo pulsinės bangos išstūmimo iš širdies momentą, o fotopletizmogramos signalas nurodo suvėlintą pulsinės bangos signalą. Antruoju atveju vėlinimo laiko matavimui gali būti panaudoti du fotopletizmogramos signalai, registruojami artimojoje ir tolimojoje zonose. Kadangi šiame darbe naudojama pirmoji metodika aptarsime elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalų apžvalgą ir registravimo principus.

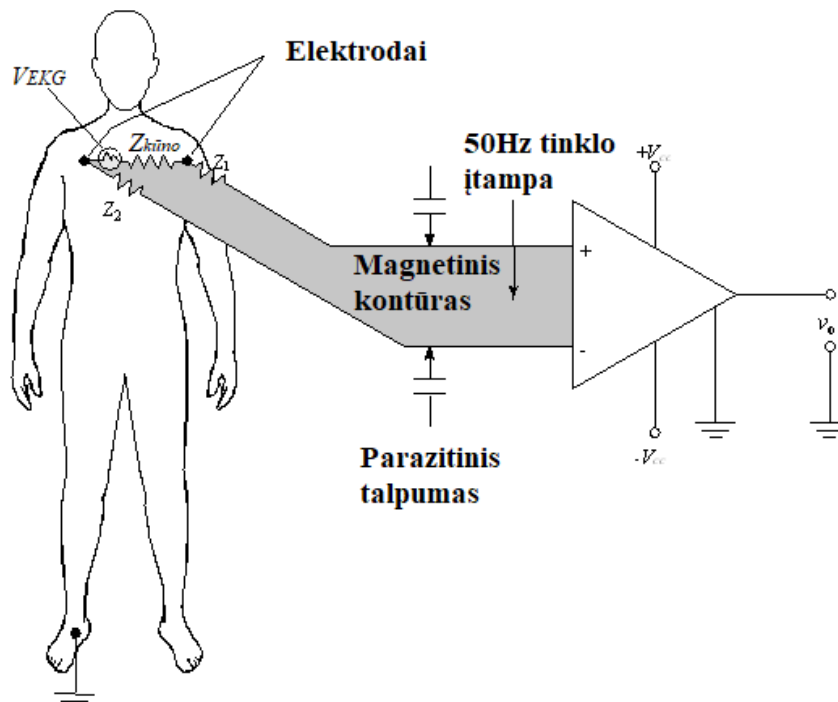
Elektrokardiograma yra širdies poliarizacijos ir depoliarizacijos metu atsirandantis elektrinis virpesys žmogaus organizme [17]. Iš pradžių širdies raumens ląstelių viduje vyrauja neigiami jonai, o išorėje - teigiami. Depoliarizacijos metu širdies ląstelės yra sužadintos autonominės nervų sistemos impulsais. Tuomet jose atsidaroma joniniai kanalai ir į ląstelę patenkantys jonai pakeičia jos poliarumą iš neigiamo į teigiamą. Po kiek laiko atidaromi kiti joniniai kanalai leidžiantys sugrąžinti

ląstelės poliarumą iš teigiamo į neigiamą. Šis procesas vadinamas repoliarizacija. Taip sukuriamas potencialų skirtumo kitimas, taigi elektrinis virpesys. Šis depoliarizacijos – poliarizacijos procesas lemia širdies raumenų susitraukimą bei atsipalaidavimą, taigi ir kraujo išstūmimą iš širdies. Registruojant elektrokardiogramos signalą galima užfiksuoti šį širdies darbo ciklą apibūdinantį potencialų kitimą ir pagal jį spręsti apie širdies veiklą. Elektrokardiogramos signalas pateiktas 7 paveiksle.



7 pav. Elektrokardiogramos signalas (adaptuota pagal [18])

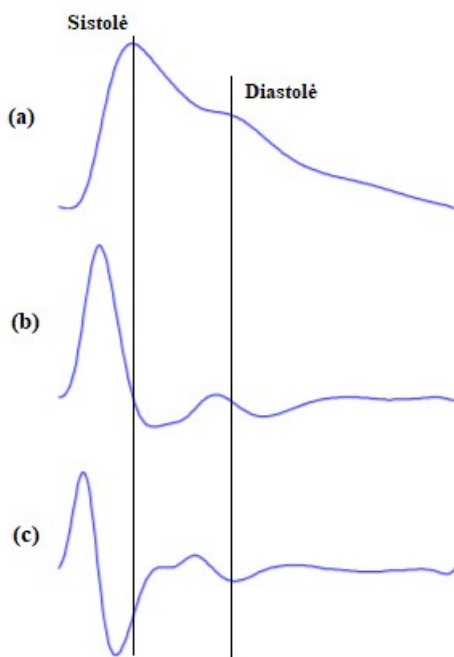
P bangelė elektrokardiogramos signale parodo prieširdžių depoliarizaciją (susitraukimą). QRS kompleksas parodo skilvelių depoliarizaciją (susitraukimą). Tuo metu vyksta ir prieširdžių repoliarizacija (atsipalaidavimas). T bangelė parodo skilvelių repoliarizaciją (atsipalaidavimą). Elektrokardiogramai užregistruoti įprastai naudojami Ag/AgCl elektrodai. Norint užregistruoti elektrokardiogramos signalą reikalinga užfiksuoti įtampą atsirandančią žmogaus odos paviršiuje. Ši įtampa atsiranda dėl to, kad nuo širdies sklindantis elektrinis virpesys dėl žmogaus kūno impedanso sukuria tam tikrą potencialų skirtumą (įtampą) tarp dviejų žmogaus kūno taškų, kaip pateikta 8 paveiksle.



8 pav. Elektrokardiogramos matavimas (adaptuota pagal [19])

Kadangi matavimo taškai (elektrodai) yra priešingose širdies pusėse, nuo širdies sklindantis elektrinis virpesys sukuria priešingo poliarumo įtampą. Tuomet kai žmogus ir diferencinis stiprintuvas yra įžeminami vienodu potencialu, šią įtampą galime užregistruoti ir pamatyti diferencinio stiprintuvo išėjime. Visgi registruojant elektrokardiogramą be jos užregistruojamas ir tinklo įtampos indukuotas 50Hz trikdys. Jis indukuojamas todėl, kad tarp elektrodų ir diferencinio stiprintuvo atsiranda didelio ploto uždaras kontūras, kuriame kintanti tinklo įtampos magnetinio lauko dedamoji sukuria tam tikrą srovę, o dėl nuosekliai esančio impedanso - įtampą. Trukdžiai į grandinę įnešami ir dėl parazitinio talpumo tarp elektrodų bei įžeminimo. Dėl šių priežasčių elektrokardiogramos signalas visada filtruojamas 50 Hz užtvariniu filtru.

Fotopletizmograma leidžia užregistruoti kraujo tūrinės bangos pulsacijas kraujagyslėse. Ji registruojama panaudojant šviesos diodą bei fotodetektorių (fotorezistorių, fotodiodą, fototranzistorių). Egzistuoja du fotopletizmogramos registravimo metodai. Pirmu atveju šviesos signalas ir fotodetektorius yra vienas priešais kitą. Uždėjus tokio tipo daviklį ant piršto galima užregistruoti prasiskverbusio šviesos srauto pulsacijas atspindinčias kraujo tūrinės bangos pulsacijas. Kitu atveju fotodetektorius ir šviesos diodas yra greta vienas kito. Pridėjus tokio tipo daviklį prie žmogaus kūno, pvz., žasto, galima užregistruoti iš šviesos diodo sklindančios šviesos atspindį. Fotopletizmogramo signalo pavyzdys pateiktas 9(a) paveiksle.



9 pav. Fotopletizmogramos signalas (a) ir jo I(b) ir II (c) išvestinės (adaptuota pagal [21])

Per kraujo tūrinės bangos sistolę šviesos atspindys yra didžiausias ir tuo metu fotopletizmogramoje registruojamas maksimumas. Visgi diastolė nėra fotopletizmogramos minimumo taškas, kadangi sklindant kraujo pulsinei tūrinei bangai kraujagyslių susiaurėjimo vietose (pvz., galūnėse, t. y. rankose, kojose) atsiranda atspindžiai, kurie iškraipo pulsinės tūrinės bangos morfologiją [4], [20]. Fotopletizmogramos signalo I ir II išvestinės pateiktos 9 (b,c) paveiksle. Galime matyti, kad naudojant neapdorotą fotopletizmogramą sudėtinga išskirti diastolinį piką signale. Dėl to apdorojant fotopletizmogramą dažnai taikomi tokie signalų apdorojimo žingsniai: išankstinis apdorojimas (gaunant I ar II fotopletizmogramos išvestines), norimų FPG charakteristikų išskyrimas, klasifikavimas ir analizavimas [21].

1.2.3. Kraujo spaudimo pokyčio sukėlimo metodai

Pulsinės tūrinės bangos kalibravimas atliekamas siekiant gauti kraujo pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko ir kraujo spaudimo išmatuoto atraminiu kraujo spaudimo matavimo prietaisu tarpusavio priklausomybę. Tam, kad būtų galima užregistruoti skirtingas kraujo spaudimo vertes esant tam tikriems vėlinimo laikams reikalingos metodikos skirtos kraujo spaudimo kitimui realizuoti. Šių metodikų sąrašas pateiktas 1 lentelėje.

1 lentelė. Kraujo spaudimo keitimo metodikos(adaptuota pagal [4])

Veiksny	Poveikis sistoliniam/diastoliniam kraujo spaudimui
Rankos patalpinimas į 4 °C vandenį 1 minutei	+16/+14
Rankos suspaudimas 40% maksimalios jėgos iki raumenų nuvargimo	+45-50/+40
Kaklo audinių suspaudimas 40mmHg spaudimu, 2-3 minutes	-15/-15
2 minutes atlikti matematinės sudėties operacijas su triženkliais skaičiais	+20/+11
Sulėtintas kvėpavimas (6 kartai/minute)	-8/-15
Valsalvos manevras 15 sekundžių	-15/-15
Mankšta	+40/+40

Kaip matome iš lentelės, kraujo spaudimo kitimas gali būti atliekamas daugeliu būdų, o jų poveikis kraujospūdžio pokyčiui skirtingas.

2. Metodai

Šiame skyriuje aprašoma hemodinamikos matuoklio prototipo struktūra, programinis prietaiso veikimo bei pulsinės bangos vėlinimo laiko radimo algoritmai. Prototipo koncepcijos kūrimo metu buvo apibrėžta keletas esminių reikalavimų siekiant užtikrinti, kad prototipas įgyvendintų jam keliamas funkcijas. Esminiams reikalavimams galima priskirti:

- elektrokardiogramos registravimą;
- fotopletizmogramos registravimą;
- užregistruotų signalų išsaugojimą atmintyje bei galimybę duomenis perduoti į kompiuterį;
- valdymo ir indikacijos sąsają.

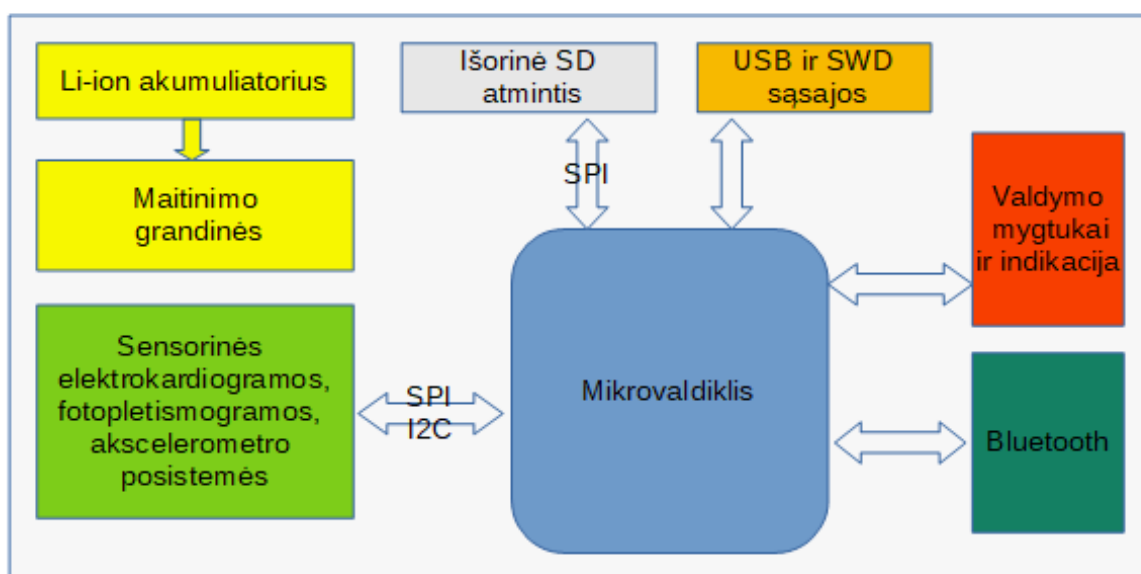
Papildomiems reikalavimams galima priskirti:

- akselerometro jutiklio panaudojimą žmogaus fizinio aktyvumo lygio įvertinimui EKG ir FPG signalų registravimo metu;
- Bluetooth bevielę sąsają leidžiančią praplėsti prietaiso funkcionalumą, pvz.: įgyvendinti vartotojo sąsają išmaniajame telefone.

Užregistruoti EKG ir FPG signalai gali būti panaudoti tolesniam apdorojimui kompiuteryje pulsinės bangos vėlinimo laikui rasti. Skyriaus pabaigoje pristatomas pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo algoritmas.

2.1. Struktūrinė prototipo schema

Atsižvelgiant į išsikeltus reikalavimus buvo sukurtas prietaiso prototipas, kurio struktūrinė schema pateikiama 10 paveiksle.

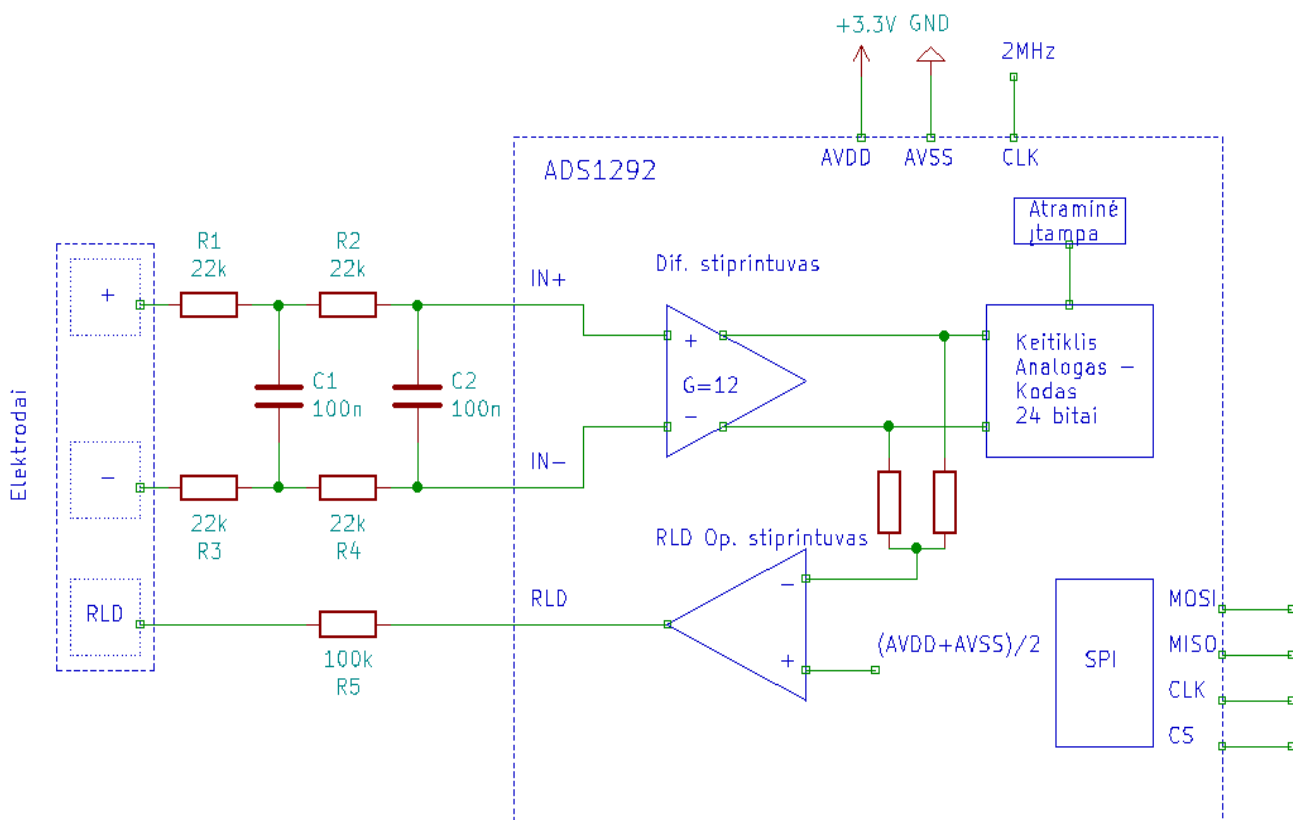


10 pav. Struktūrinė hemodinamikos stebėsenos prototipo schema

Prototipo struktūra susideda iš šių pagrindinių komponentų – mikrovaldiklio STM32WB55; EKG, FPG ir akselerometro signalų registravimo posistemė; SD atminties kortelės duomenų įrašymui; USB sąsajos prieigai prie SD kortelėje esančių duomenų; SWD sąsajos vykdomosios programos

įrašymui į mikrovaldiklį; valdymo mygtukų skirtų prototipo maitinimo įtampos įjungimui/išjungimui bei prietaiso signalų registravimo režimo pradėjimui/pabaigimui; indikacinių šviesos diodų pranešančių apie prototipo darbinio režimo įjungimą/išjungimą bei ličio jonų baterijos krovimo būseną; maitinimo grandinių ir ličio jonų baterijos krovimo posistemių; Bluetooth bevielės sąsajos prototipo integracijai su mobiliuoju telefonu.

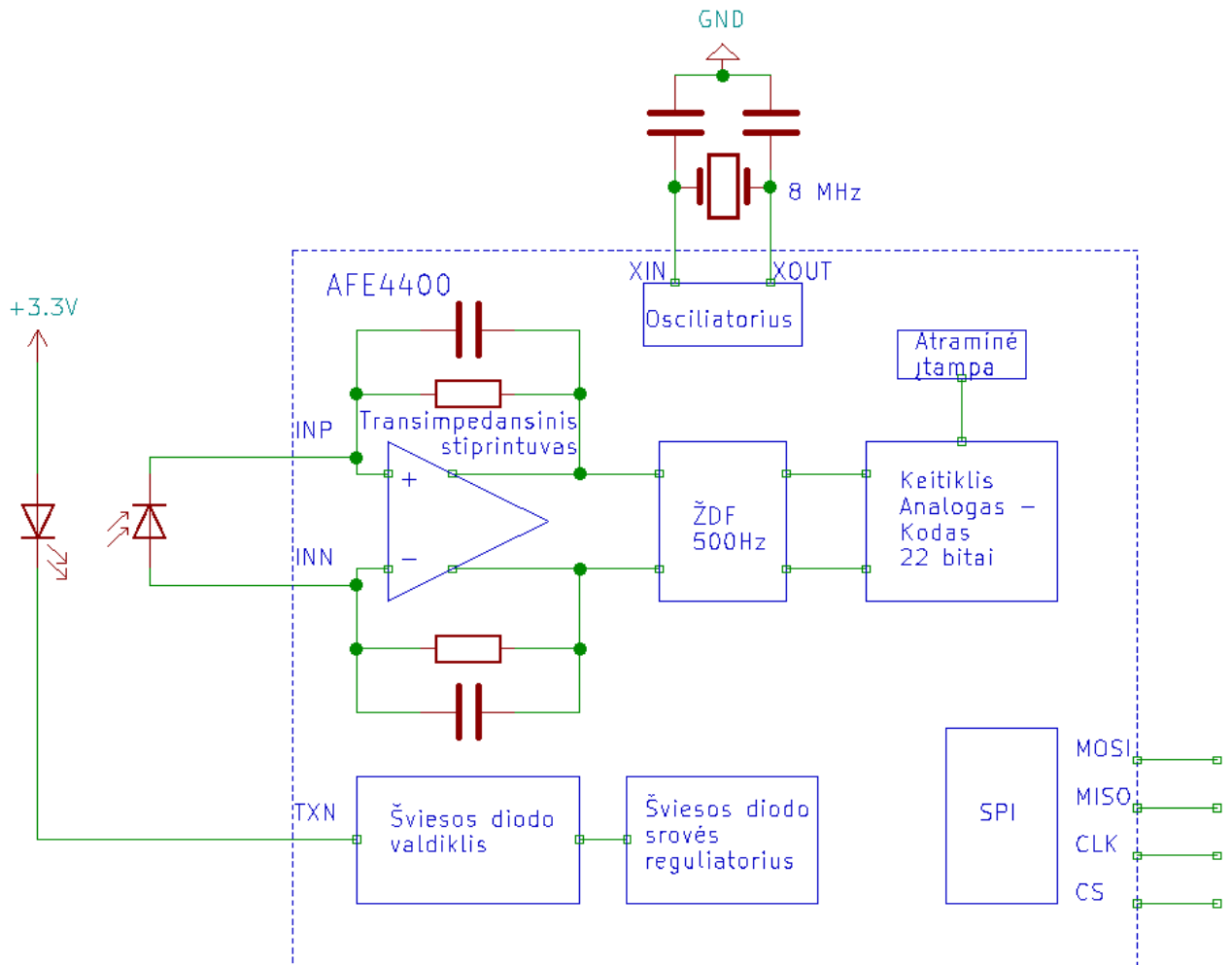
Elektrokardiogramos registravimo posistemei panaudojama komerciškai prieinama ADS1292 24 bitų keitiklio analogas – kodas lustas palaikantis neigiamo grįžtamojo ryšio (RLD) funkciją. Lustui veikiant dariniame režime analoginis elektrokardiogramos signalas yra filtruojamas pasyvinio antros eilės žemo dažnio filtru, kurio ribinis dažnis yra 32Hz. Toliau diferenciniu stiprintuvu EKG signalas yra sustiprinamas 12 kartų ir keitikliu analogas-kodas konvertuojamas į skaitmeninį kodą. Tam, kad padidintume diferencinio signalo atsparumą sinfaziniams (angl. k. common mode) trikdžiams užregistruoto signalo sinfazinė dedamoji invertuojama RLD operaciniu stiprintuvu ir perduodama tiriamajam žmogui per RLD elektrodą, tokiu būdu neutralizuojant sinfazinių trikdžių įtaką diferencinio pobūdžio EKG signalo registravimui. Elektrokardiogramos registravimo posistemės pagrindiniai elementai pateikiami 11 paveiksle.



11 pav. Supaprastinta elektrokardiogramos registravimo posistemė

Fotopletizmogramos registravimui panaudota specializuotas lustas AFE4400, kuris leidžia užregistruoti 13 bitų efektyviosios raiškos fotopletizmogramos signalą ir perduoti jį į mikrovaldiklį tolesniam apdorojimui. Lustui veikiant dariniame režime šviesos diodas yra įjungiamas bei išjungiamas programiškai nustatytu dažniu (maksimalus darbinis ciklas 25%). Kuomet šviesos diodas yra įjungtas, dalis spinduliuojamos šviesos yra sugerama žmogaus audiniuose, o dalis atsispindi ir yra priimama fotodiodu. Kadangi dėl kraujo tekėjimo pulsacijų sugeriamas ir

atsispindintis šviesos kiekis kinta, fotodiodu priimamas atsispindėjęs šviesos signalas yra moduluotas ir atspindi kraujo tekėjimo žmogaus kraujagyslėmis bei kapiliarais pulsacijas. Fotopletizmogramos registravimui buvo naudojamas žalios spalvos šviesos diodas, kadangi juo registruojamas signalas yra mažiau iškreipomas dėl termofiziologinių procesų žmogaus odoje (perfuzijos)[22]. Supaprastinta fotopletizmogramos registravimo posistemės schema pateikta 12 paveiksle.

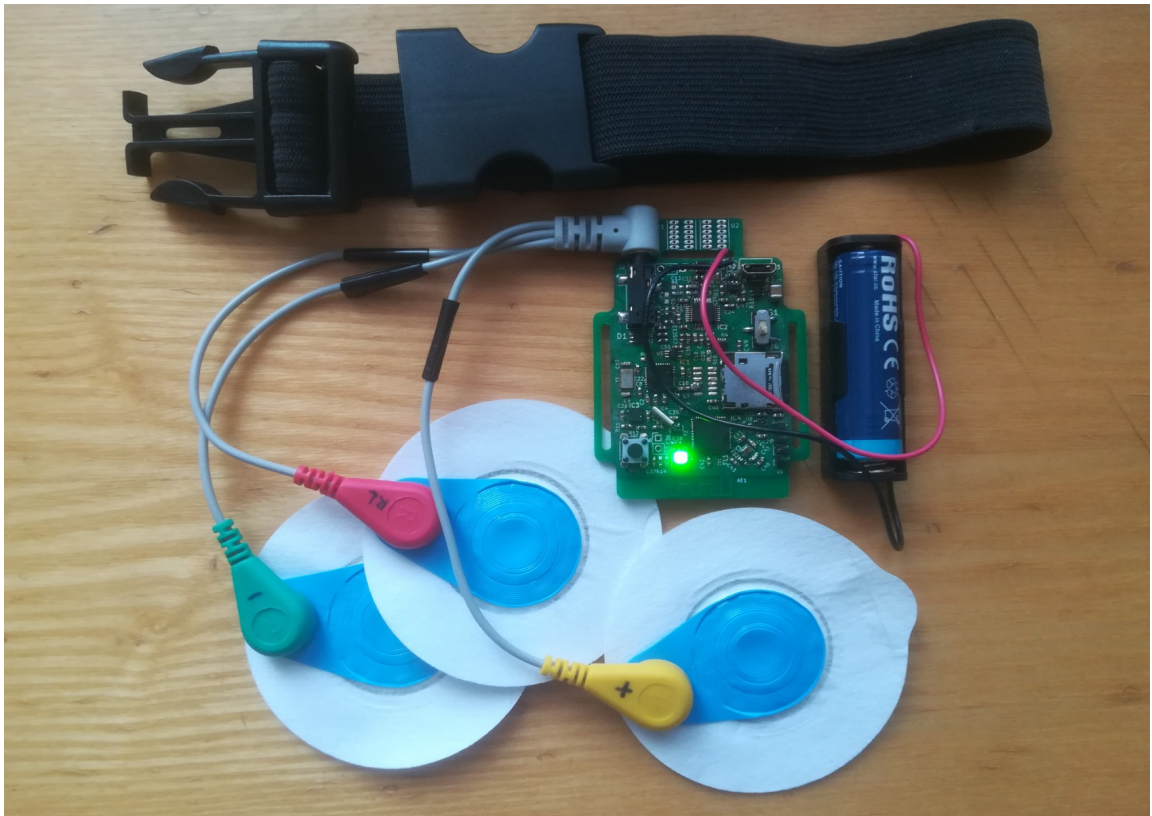


12 pav. Supaprastinta fotopletizmogramos registravimo posistemė

Abu mikrograndynai buvo diskretizuojami 121,1 Hz dažniu bei taktuojami naudojant tą patį 8MHz (dažninė paklaida 10 milijoninių dalių (angl. k. parts per million, ppm)) taktinio dažnio kvarcinį kristalą.

Ilgalaikiam signalų saugojimui buvo panaudota per SPI sąsają veikianti SD kortelė. SD kortelėje buvo suformatuota FAT failų sistema.

Suprojektuotas hemodinamikos stebėsenos prototipo maketas pateikiamas 13 paveiksle.



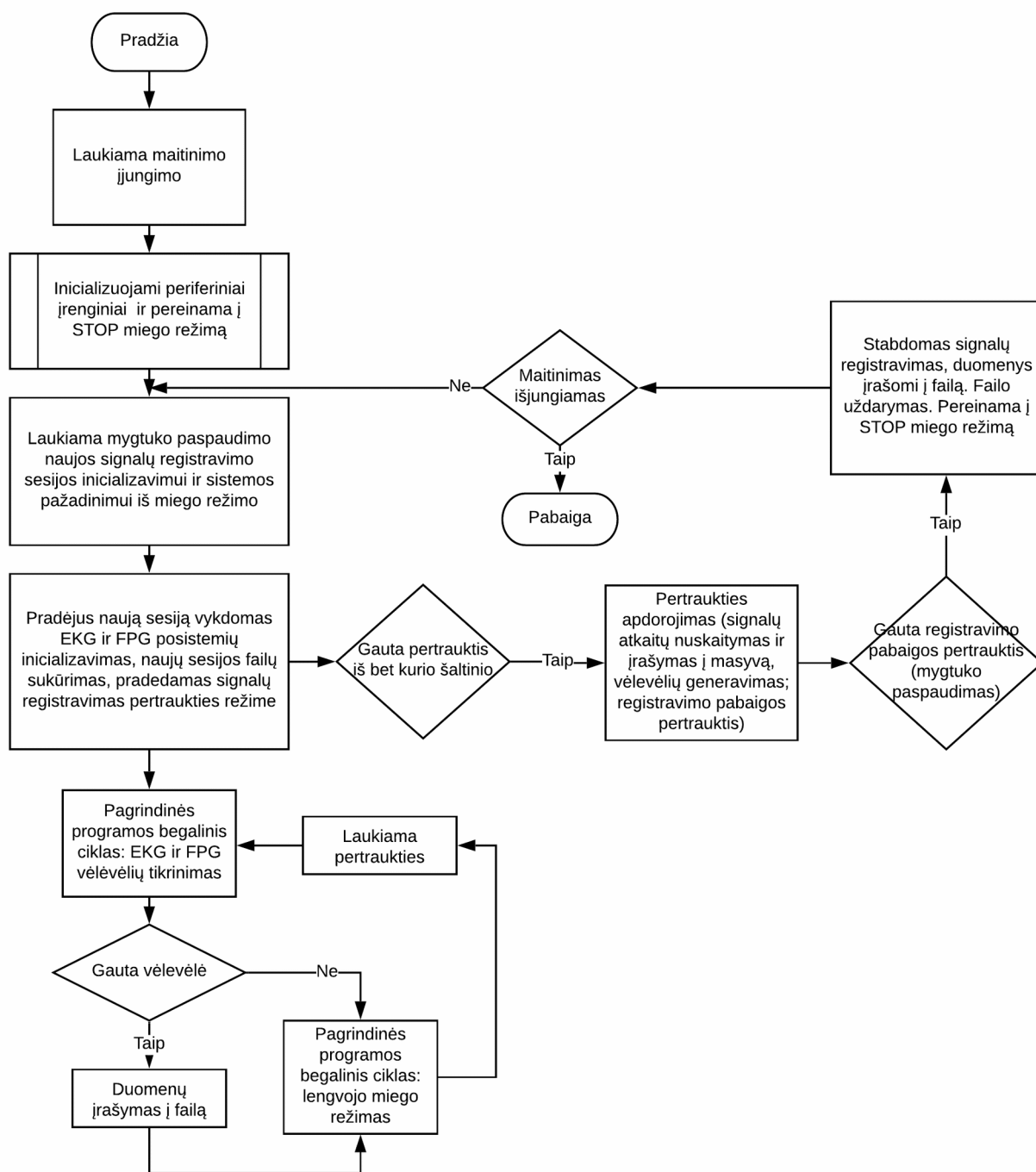
13 pav. Suprojektuoto hemodinamikos stebėsenos prototipo maketas

Suprojektuotas hemodinamikos stebėsenos maketas pateiktas su elektrokardiogramai registruoti naudojamais elektrodais bei tvirtinimui prie žasto naudojama guma su užsegimu.

2.2. Programinis prototipo veikimo algoritmas

Hemodinamikos stebėsenos prototipo programinis veikimo algoritmas paremtas pertraukties aptarnavimo principu. Jis pateikiamas 14 paveiksle. Pradiniame etape prietaiso maitinimas yra išjungtas. Įjungus maitinimą mikrovaldiklis atlieka periferinių įrenginių inicializavimą ir tuomet pereina į „stop“ miego režimą, laukdamas kol vartotojas pažadins mikroprocesorių nuspaudus mygtuką tam kad pradėtų naują signalų registravimo sesiją. Pradėjus naują signalų registravimo sesiją atliekamas išorinių elektrokardiogramos, fotopletizmogramos, akscelerometro posistemių bei SD kortelės inicializavimas. Sukuriami nauji failai duomenų įrašymui ir išsaugojimui. Po šių veiksmų vykdoma signalų registravimo pradžia. Signalų registravimas atliekamas pertraukties principu. Tai reiškia, kad aptikus pertrauktį (pranešančią apie nuskaitymui parengtus duomenis) duomenys yra nuskaityti ir išsaugomi duomenų masyve. Sukaupus pakankamą duomenų kiekį sugeneruojama vėlevėle (angl. k. flag), pranešanti apie įrašymui parengtus duomenis. Pagrindinė mikrovaldiklio programa periodiškai tikrina EKG ir FPG signalų vėliavėlių būseną, ir aptikusi, kad sukauptas pakankamas duomenų kiekis, įrašo sukauptus duomenis į failą. Atlikus vėlevėlių tikrinimą (nepriklausomai nuo to ar duomenys buvo ar nebuvo įrašomi) pereinama į lengvojo miego režimą, iš kurio programa pažadinama gavus naują pertrauktį. Duomenys įrašomi pakaitomis, t. y. norint užtikrinti nepertrūkstamą duomenų registravimą duomenų masyvas yra padalintas į dvi lygias dalis. Kai pirmoji masyvo dalis tampa pripildyta naujomis atskaitomis, yra sugeneruojama vėlevėle ir sukaupti duomenys įrašomi į failą. Tuo pačiu metu vykdomas ir naujų imčių kaupimas į antrąją masyvo dalį. Užpildžius antrąją masyvo dalį sugeneruojama nauja vėlevėle ir sukaupta antroji masyvo dalis yra įrašoma į failą. Tuo pat metu nauji duomenys kaupiami pirmoje masyvo dalyje.

Tokiu principu vykdomas duomenų įrašymas į failą. Jis vykdomas tol, kol gaunama signalų registravimo sesijos pabaigos pertrauktis inicijuojama mygtuku.



14 pav. Programinis prototipo veikimo algoritmas

Aptikus šią pertrauktį EKG ir FPG signalų registravimas yra sustabdomas, sukaupti duomenys įrašomi į failą ir tada failai yra uždaromi. Po šių veiksmų procesorius pereina į gilų miego režimą, ir laukia maitinimo išjungimo arba naujos signalų registravimo sesijos pradžios pertraukties, kuri pažadina procesorių iš giliojo miego režimo.

2.3. Pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo metodas

Norint įvertinti pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiką pirma svarbu užregistruoti kokybiškus EKG ir FPG signalus. Praktiškai atliekant šių signalų registravimą susiduriama su tuo, jog šie signalai būna užteršti trikdžiais. EKG atveju pagrindinės trikdžių priežastys yra judesio artefaktai, dėl žmogaus raumenų veiklos atsirandantys elektromiografiniai trikdžiai, nulinis dreifavimas atsirandantis dėl prakaitavimo, tinklo įtampos interferencija į EKG registravimo laidus [23]. FPG atveju pagrindinis triukšmo šaltinis yra dėl judesių atsirandantis FPG signalo nulinis dreifavimas. Tam, kad tiksliau identifikuoti EKG signalo R dantelius EKG signalas buvo papildomai apdorojamas pikų išryškavimo metodu. Galiausiai buvo atliktas EKG ir FPG signalų pikų identifikavimas bei išmatuotas pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas tarp šių signalų. Šiame skyrelyje aprašomi aptarti skaitmeninio signalų apdorojimo metodai ir jų panaudojimo realiems signalams grafinės iliustracijos.

2.3.1. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo algoritmas

Norint įvertinti pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiką buvo pasiūlytas pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo algoritmas, kuriame aptinkami EKG ir FPG signalų maksimumai, tarp kurių skaičiuojamas vėlinimo laikas. EKG signalas lengvai gali būti iškraipytas dėl raumenų elektromiografinės veiklos, todėl EKG R dantelio radimas turėtų būti atliekamas po FPG signalo piko radimo, kadangi pastarasis signalas pasižymi geresniu atsparumu judesių sukeltiems trikdžiams. Algoritmo įgyvendinimas prasideda aptinkant FPG signalo pulsacijų maksimumus. Tuomet žinant maksimumų vietas $t_{maks.FPG}(n)$ galime apskaičiuoti vidutinį širdies pulsavimo periodą T_{HR} :

$$T_{HR} = \frac{\sum_{n=2}^K (t_{maks.FPG}(n) - t_{maks.FPG}(n-1))}{K-1} \quad (8)$$

kur K – aptiktų FPG maksimumų skaičius, o n – n -tojo FPG maksimumo indeksas. Šį pulsavimo periodą T_{HR} galime panaudoti kaip intervalą, kuriame tikimės aptikti EKG signalo R dantelį. Žinodami, kad pulsinė kraujo banga, kurią atvaizduoja FPG signalas atsilieka nuo elektrinio širdies depoliarizacijos momento (EKG R dantelio $t_{maks.EKG}(n)$) galime daryti prielaidą, kad EKG R dantelis bus randamas intervale:

$$t_{maks.FPG}(n) - T_{HR} < t_{maks.EKG}(n) < t_{maks.FPG}(n) \quad (9)$$

Radus maksimumo tašką šiame intervale svarbu patikrinti, ar šis maksimumo taškas atitinka EKG R dantelio požymius. Tai atliekama atsižvelgiant į tokius kriterijus:

- tikrinama ar aptikto maksimumo amplitudė $A_{maks.EKG}(n)$ yra artima visų aptiktų maksimumų medianai $Med_{maks.EKG}$ ir pakliūna į intervalą:

$$0,15 \cdot Med_{maks.EKG} < A_{maks.EKG}(n) < 3 \cdot Med_{maks.EKG} \quad (10)$$

- tikrinama ar greta aptikto EKG maksimumo esančių atskaitų (pvz. ± 15 , ± 40 atskaitų) amplitudė yra mažesnė nei $0,1 \cdot Med_{maks.EKG}$. Gretimos atskaitos turėtų būti parinktos

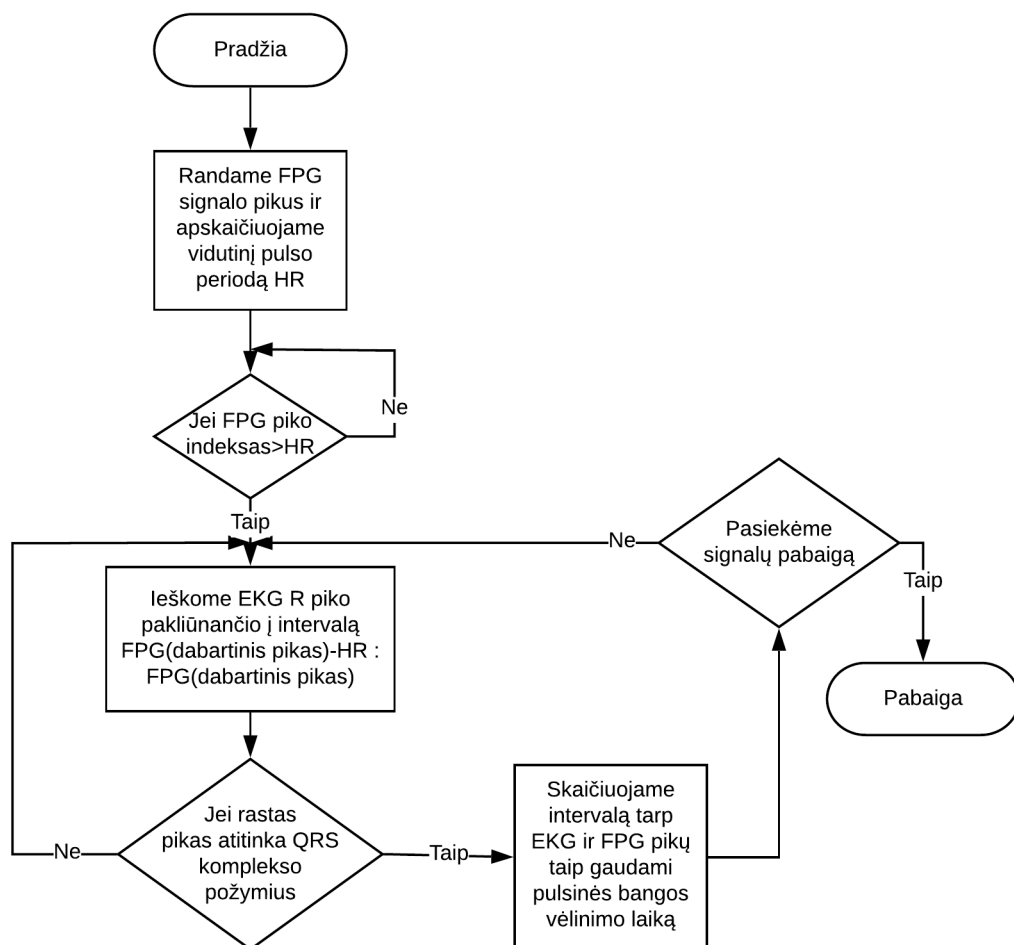
atsižvelgiant į naudojamą diskretizavimo dažnį. Matematiškai tai gali būti aprašyta sekančia išraiška:

$$EKG(n \pm 15, n \pm 40) < 0,1 \cdot Med_{maks. EKG} \quad (11)$$

Jei nusprendžiama, kad aptiktas EKG maksimumas atitinka EKG R dantelio požymius jį galime panaudoti pulsinės bangos vėlinimo laikui $t_{PBVL}(n)$ skaičiuoti:

$$t_{PBVL}(n) = t_{maks. FPG}(n) - t_{maks. EKG}(n) \quad (12)$$

Sukurtas pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo algoritmas pateiktas 15 paveiksle.



15 pav. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo radimo algoritmas

Šio metodo privalumas yra toks, kad esant EKG ir FPG triukšmams, ne abu šių signalų pikai gali būti aiškiai išskiriami kiekvienos PBVL iteracijos įvertinimo metu. Tokiu atveju pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas nėra skaičiuojamas.

2.3.2. EKG ir FPG signalų paruošimas PBVL įvertinimo algoritmui

Siekiant turėti kokybiškus signalus pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko algoritmo įgyvendinimui EKG ir FPG signalams buvo panaudota keletas skaitmeninio signalų apdorojimo metodų. Pirma

šiems signalams buvo atliekamas skaitmeninis filtravimas. EKG filtravimui naudojamų filtrų charakteristikos pateikiamos 2 lentelėje.

2 lentelė. EKG filtrų parametrai

Filtro tipas	Filtro topologija	Ribinis dažnis(-iai), Hz	Filtro eilė
Žemų dažnių	NIR, Batervorto	15	2
Aukštų dažnių	NIR, Batervorto	2	2
Užtvarinis	NIR, Batervorto	49/51	2

Taip pat galime pateikti ir FPG signalui filtruoti naudojamų filtrų charakteristikas. Jos pateiktos 3 lentelėje.

3 lentelė. FPG filtrų parametrai

Filtro tipas	Filtro topologija	Ribinis dažnis(-iai), Hz	Filtro eilė
Žemų dažnių	NIR, Batervorto	7	2
Aukštų dažnių	NIR, Batervorto	0.7	2

FPG signalo skatmeninis apdorojimas susidėjo tik iš skaitmeninio filtravimo aukšto ir žemo dažnio filtrais. EKG signalo atveju norint išgauti aukštesnę signalo kokybę papildomai buvo atliekamas R dantelių išryškinimas skaičiuojant gretimų EKG signalo atskaitų skirtumą bei gautą signalą pakėlus kvadratu [24]. Gretimų atskaitų skirtumas padeda išryškinti staigius amplitudės šuolius signale bei sumažinti lėčiau kylančios amplitudės trikdžių įtaką signalui. EKG signalo gretimų atskaitų skirtumo metodas gali būti aprašytas (13):

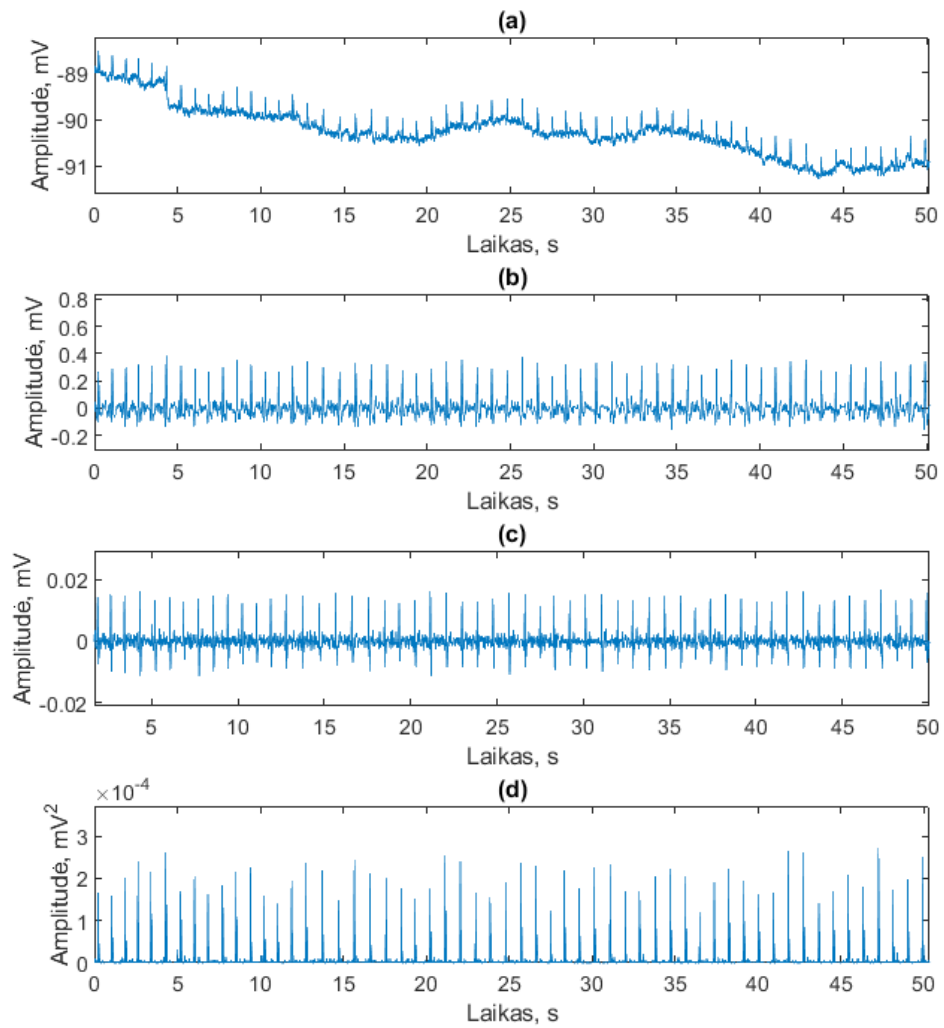
$$EKG_{skirt.}(n) = EKG(n+1) - EKG(n), \text{ kai } n \in [1; K-1] \quad (13)$$

,kur n – atskaitos numeris, o K – EKG signalo atskaitų skaičius.

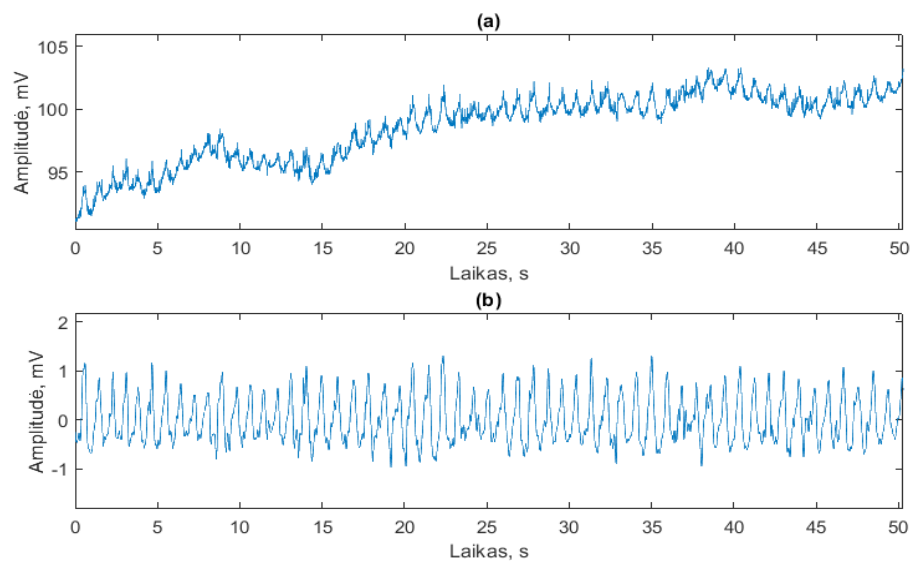
Siekiant išryškinti amplitudžių skirtumą tarp EKG signalo R dantelių bei elektromiografinių trikdžių gautą signalą $EKG_{skirt.}$ pakeliame kvadratu. Šis metodas taip pat leidžia eliminuoti teigiamo ir neigiamo elektrodų išdėstymo ant žasto įtaką registruojamam signalui, kadangi uždėjus elektrodus priešingu poliarumu gaunamas invertuotas EKG signalas. Matematiškai tai gali būti aprašyta 14 formule.

$$EKG_{išryškinta}(n) = EKG_{skirt.}(n)^2 \quad (14)$$

Šių EKG ir FPG signalų apdorojimo metodų įtaką pradinam EKG ir FPG signalui galime iliustruoti 16 ir 17 paveiksluose.



16 pav. Skaitmeninio signalų apdorojimo metodų panaudotų paruošti EKG signalą PBVL radimui grafinė iliustracija. Paveiksluose pateiktas EKG signalas prieš (a) ir po (b) filtravimo, pritaikius skirtumo (c) bei kėlimo kvadratu (d) metodus

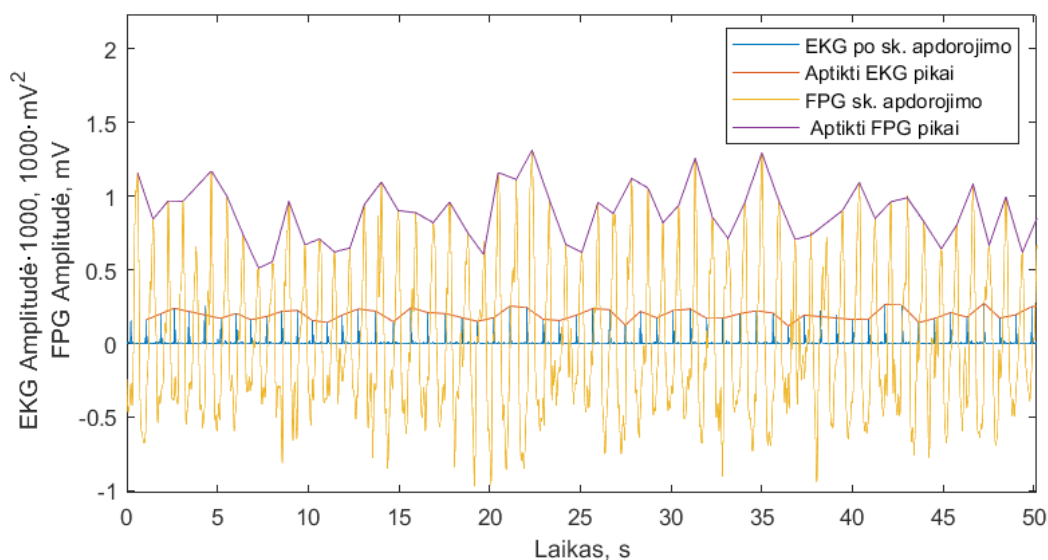


17 pav. Skaitmeninio signalų apdorojimo metodų panaudotų paruošti FPG signalą PBVL radimui grafinė iliustracija. Paveiksluose pateiktas FPG signalas prieš (a) ir po (b) filtravimo

Pritaikius aptartus metodus gauti signalai, kurie buvo naudojami pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko radimui.

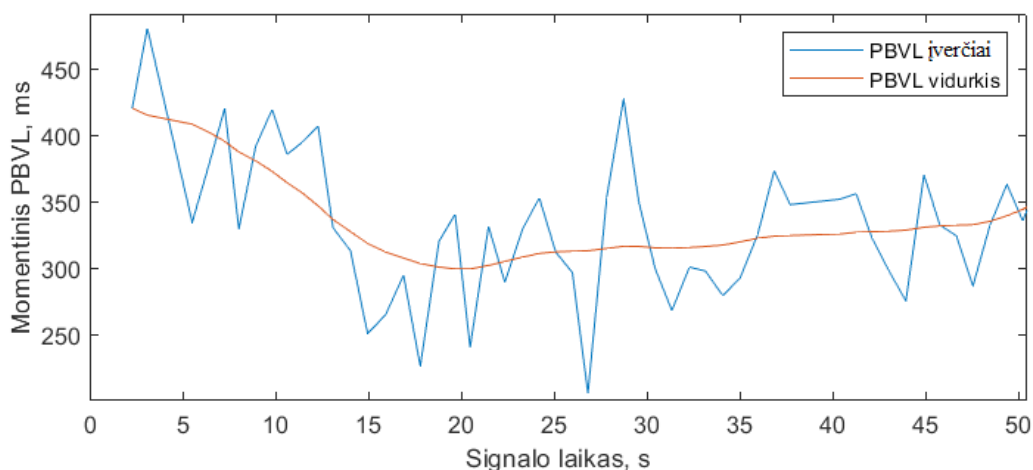
2.3.3. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko algoritmo veikimą paaiškinanti grafinė iliustracija

Pritaikius aptartus skaitmeninio signalų apdorojimo metodus buvo rastos EKG ir FPG signalų pikų vertės. Jų radimas pateiktas 18 paveiksle.



18 pav. Skaitmeniniu būdu apdorotus EKG ir FPG signalus bei rastus šių signalų pikus atvaizduojanti iliustracija. Siekiant sumažinti skirtumą tarp EKG ir FPG signalų amplitudžių (atvaizdavimo tikslais), EKG amplitudė buvo padidinta 1000 kartų

Toliau galima pateikti aptartu algoritmu gautų pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko reikšmių įverčius. Jie pateikiami 19 paveiksle.



19 pav. Pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko įvertinimą atvaizduojanti iliustracija

Pritaikius šį algoritmą galima matyti, kad pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiką įvertinti galima, nors įvertintas PBVL pasižymi tam tam tikro dydžio reikšmių išsibarstymu. Norint gauti vidutinę PBVL vertę buvo panaudotas 9 eilės slenkančio vidurkio filtras.

3. Tyrimų rezultatai

Atlikti tyrimai skirti išsiaiškinti pulsinės bangos vėlinimo laiko registruojamo žasto srityje tinkamumą trumpalaikiai ir ilgalaikiai kraujospūdžio kitimo stebėsenai atlikti. Tyrimų metu buvo atliktas pirminis šio metodo koncepcijos įvertinimas komercine įranga, siekiant įvertinti užregistruojamų EKG ir FPG signalų kokybę žasto srityje. Gauti rezultatai parodė, kad žasto srityje registruojami EKG ir FPG signalai gali būti tinkami pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimui. To pasekoje buvo sukurtas prototipas skirtas ilgalaikiam žasto EKG ir FPG signalų registravimui bei sukurtas metodas PBVL įvertinimui. Naudojantis sukurtu prototipu buvo atlikti tyrimai siekiant iširti žasto srityje registruojamų EKG ir FPG signalų kokybę. Toliau buvo tiriamas PBVL įvertinimo metode naudojamų EKG ir FPG pikų aptikimo patikimumas. Galiausiai buvo iširtas PBVL kitimas kintant tiriamojo kraujospūdžiui trumpalaikiame ir ilgalaikiame (nakties metu) laikotarpyje.

3.1. Metodo koncepcijos įvertinimas komercine įranga

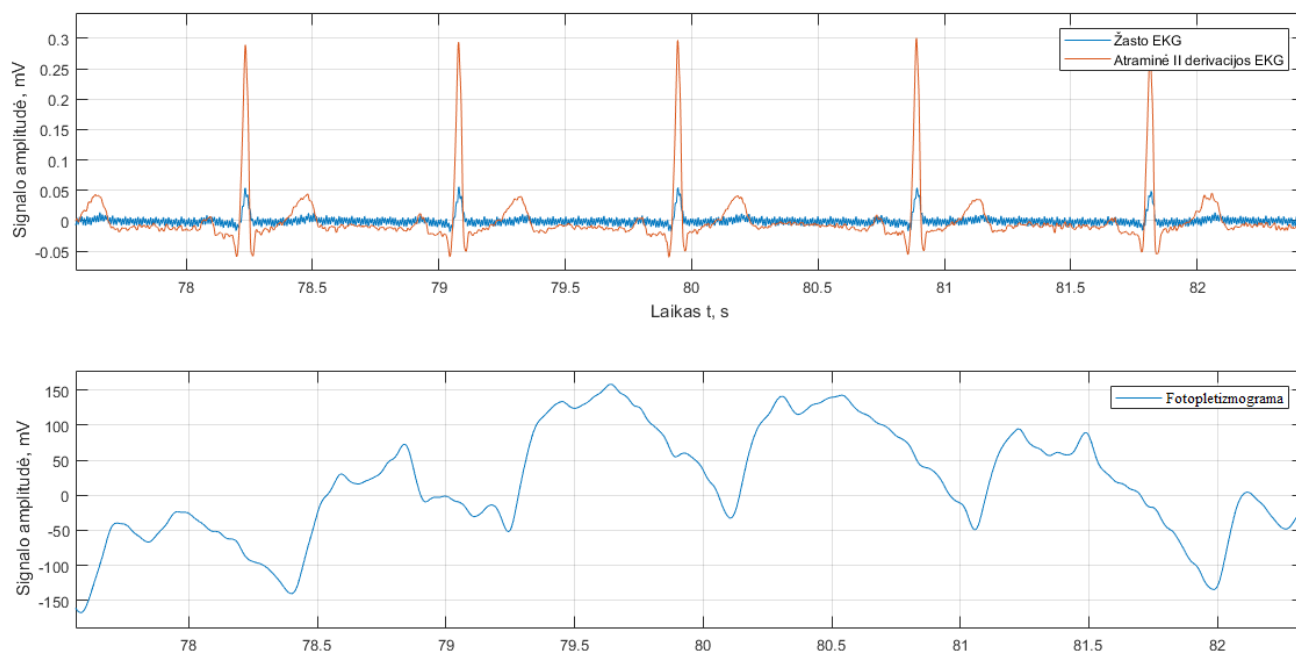
Norint išmatuoti kraujo pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiką reikalingi du atskaitos taškai išmatuoti artimojoje bei tolimojoje zonose. Atliekant literatūros apžvalgą buvo rasta straipsnių aprašančių sėkmingą elektrokardiogramos užregistravimą žasto srityje [25]–[27]. Atsižvelgiant į šių straipsnių rezultatus iškelta hipotezė, kad artimosios zonos pulsinės tūrinės bangos atskaitos taškas galėtų būti ant žasto užregistruota elektrokardiograma atspindinti sistolinį širdies darbo ciklo momentą. Metodo koncepcijos tyrimo metu buvo bandoma patikrinti ar elektrokardiogramos signalo užregistravimas žasto srityje yra įmanomas; ar EKG signalo R danteliai yra pakankamai aiškiai išskiriami tam, kad būtų panaudoti PBVL įvertinimui. Be EKG signalo, žasto srityje buvo registruojamas ir FPG signalas, kuris būtų naudojamas kaip antrasis, tolimosios zonos, atskaitos taškas PBVL įvertinimui.

Pirminiam šio metodo koncepcijos įvertinimui buvo panaudotas komerciškai prieinamas, įmonės „Teltonika Telemedic“ pagamintas laikrodis „EKG 100“, palaikantis EKG ir FPG registravimo funkcijas. Matavimams buvo naudojami Ag/AgCl elektrodai. Tam, kad galėtume palyginti žasto srityje registruojamą EKG signalą su EKG signalu užregistruotu elektrodus išdėsčius pagal II Einhoveno trikapio derivaciją, abu signalai buvo registruojami sinchroniškai. Žasto srityje elektrodai buvo išdėstyti žiedinėje konfigūracijoje. Nuotrauka daryta koncepcijos tyrimo metu pateikta 20 paveiksle.



20 pav. Koncepcijos tyrimo metu padaryta nuotrauka

Bandymų metu užregistruoti EKG ir FPG signalai buvo perduoti į kompiuterį ir analizuojami Matlab programiniu paketu. Signalai buvo apdoroti skaitmeniniais žemo, aukšto bei užtvarinio tipo filtrais. 21 paveiksle pateiktas atraminės II derivacijos, bei žasto srityje užregistruotų elektrokardiogramų palyginimas. Greta pateikta ir sinchroniškai EKG signalams užregistruota fotopletizmograma.



21 pav. Metodo koncepcijos įvertinimas komercine įranga. Viršuje pateiktas EKG žasto srityje bei atraminės EKG palyginimas. Apačioje sinchroniškai registruojamiems EKG signalams užregistruota fotopletizmograma.

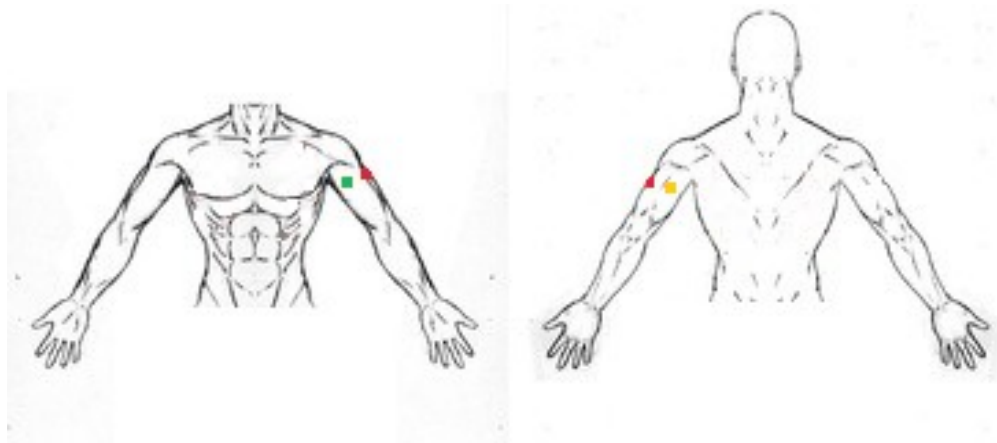
Išanalizavę gautus rezultatus buvo padaryta išvada, kad elektrokardiogramos registravimas žasto srityje yra įmanomas, o vėlinimo laikas tarp EKG ir FPG signalų gali būti įvertintas.

3.2. Prietaisu registruojamų signalų kokybės tyrimas

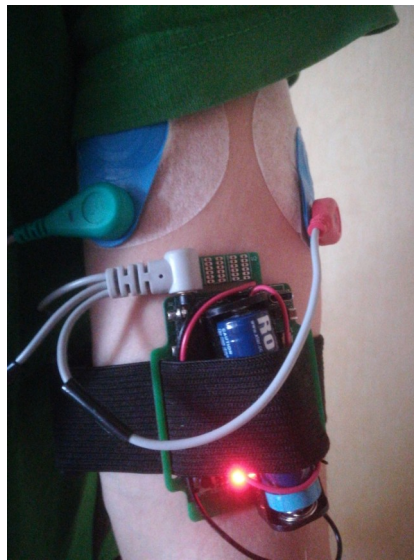
Siekiant įvertinti prietaisu gaunamų signalų kokybę esant skirtingam žasto aktyvumo lygiui buvo atliktas tyrimas, kuriame tyrimo dalyviams sukurtu prototipu buvo registruojami EKG ir FPG signalai. Tyrimas buvo atliktas tokiomis sąlygomis:

- ramybės būsenoje;
- rašant su kompiuteriu;
- sulenkiant kairę ranką be papildomo svarmens;
- sulenkiant kairę ranką su 800g svarmeniu.

Prototipas ir EKG elektrodai buvo uždėti ant kairiojo žasto, taip, kaip parodyta 22 paveiksle. Žalia spalva pažymėtas neigiamo poliarumo elektrodas (-), geltona spalva pažymėtas teigiamo poliarumo elektrodas (+), o raudona – neigiamas grįžtamasis ryšys RLD. Kitų autorių pateikiami potencialūs registravimo taškai bei matavimo metodologija EKG registravimui žasto srityje pateikti [28], [29] literatūros šaltiniuose. Prietaiso prototipas buvo uždėtas taip kaip pateikta 23 paveiksle.

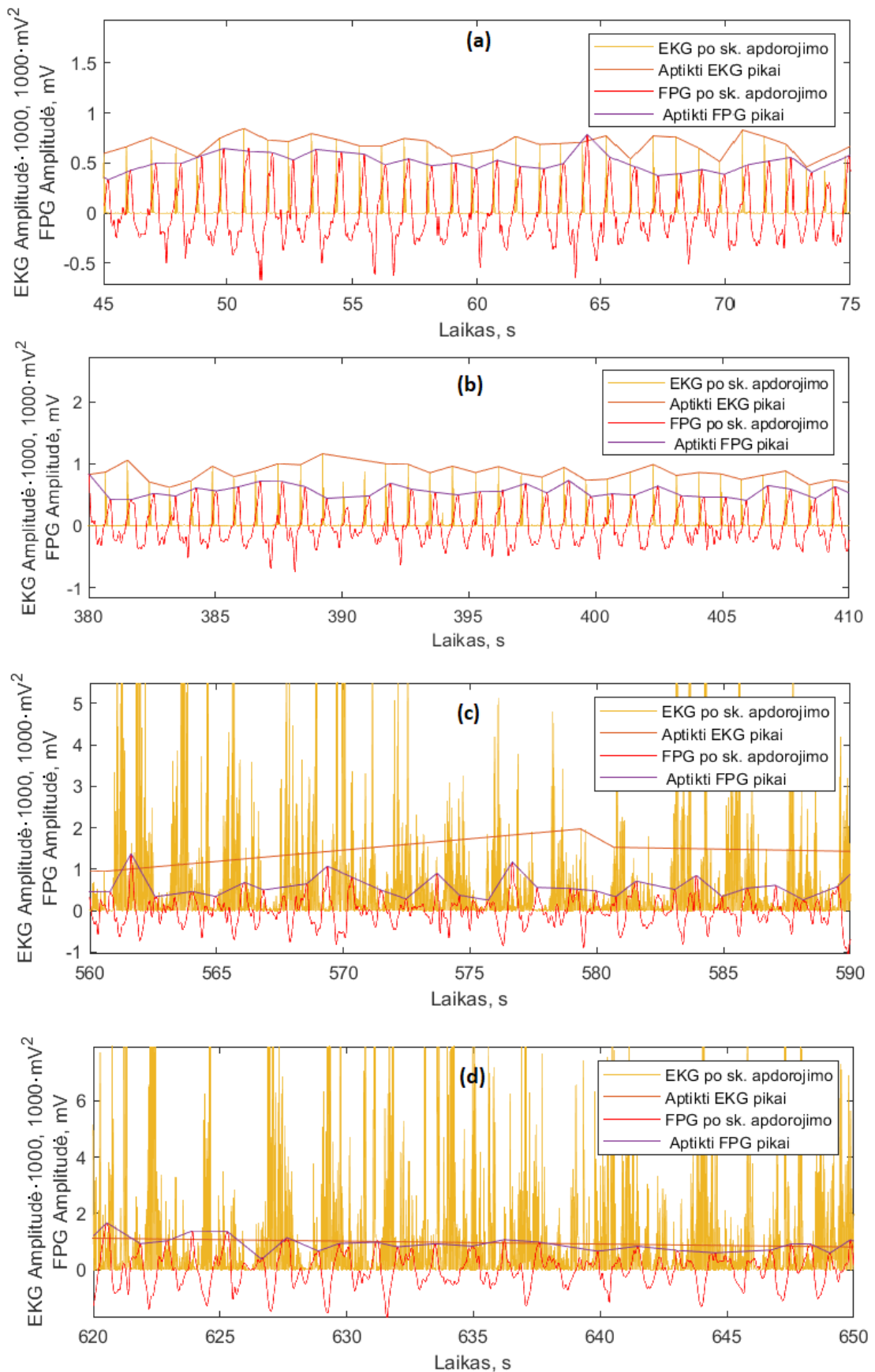


22 pav. Elektrodo išdėstymas ant žasto iš priekio (kairėje) ir nugaros (dešinėje)



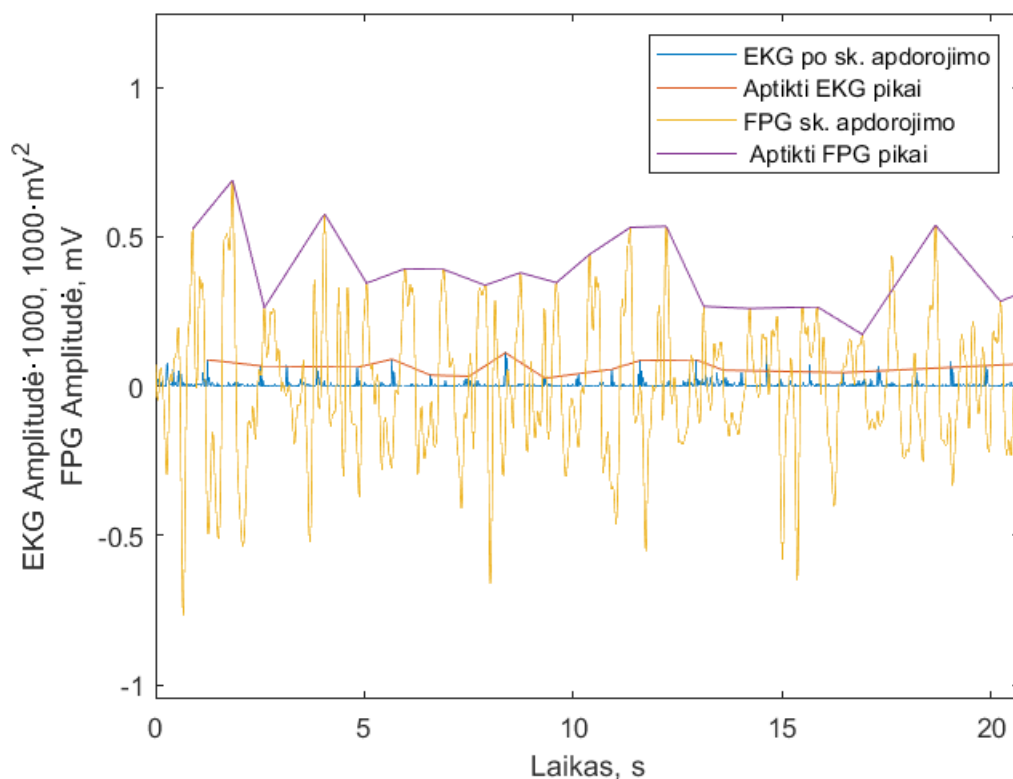
23 pav. Tyrimo dalyviui uždėtų elektrodo ir prototipo padėtis atliekamų tyrimų metu

Signalų kokybei įvertinti buvo naudojamas toks signalų registravimo protokolas: 2 minutes tyrimo dalyvis buvo tiriamas ramybės būsenoje, 2 minutes rašė su kompiuteriu, 1 minutę atliko kairės rankos sulenkimą ir ištiesimą per alkūnę be papildomo svarmens, ir 1 minutę su papildomu svarmeniu. Iš viso tyrime dalyvavo 7 dalyviai, 5 vyrai ir 2 moterys, kurių amžius buvo 16-55 metai. Užregistruotų signalų kokybė buvo vertinama tiek kokybiškai, vizualiai palyginant gaunamų signalų kokybę, tiek kiekybiškai pritaikius pikų aptikimo metodą. Kokybinis signalų palyginimas vienam iš tyrimo dalyvių pateikiamas 24 paveiksle. Iš pateiktų signalų galima matyti, kad ramybės ir rašymo su kompiuteriu atveju užregistruoti signalai yra pakankamai kokybiški. Kairės rankos sulenkimo metu – tiek su svarmeniu, tiek be jo, gauti signalai buvo prastesnės kokybės. FPG signalas pasižymėjo kokybiniais iškreipimais, jo ekstremumų taškai buvo sunkiau identifikuojami. EKG signalas buvo neišskiriamas ir užterštas aukštos amplitudės elektromiografiniais trikdžiais. Galima pastebėti, kad signalų kokybė buvo panaši abiem rankos sulenkimo atvejais – tiek su svarmeniu, tiek be jo.



24 pav. Kokybinis EKG ir FPG signalų palyginimas vienam iš tiriamųjų skirtingomis sąlygomis – ramybės būsenoje (a), rašant su kompiuteriu (b), sulenkiant kairę ranką per alkūnę be svarmens (c) ir su svarmeniu (d)

Daugumos tyrimo dalyvių signalai buvo panašios kokybės kaip pateikta 24 paveiksle. Vis dėl to, kai kurių dalyvių registruojami EKG ir FPG signalai buvo prastesnės kokybės net ir ramybės būsenoje. Tokio signalo pavydys pateiktas 25 paveiksle.

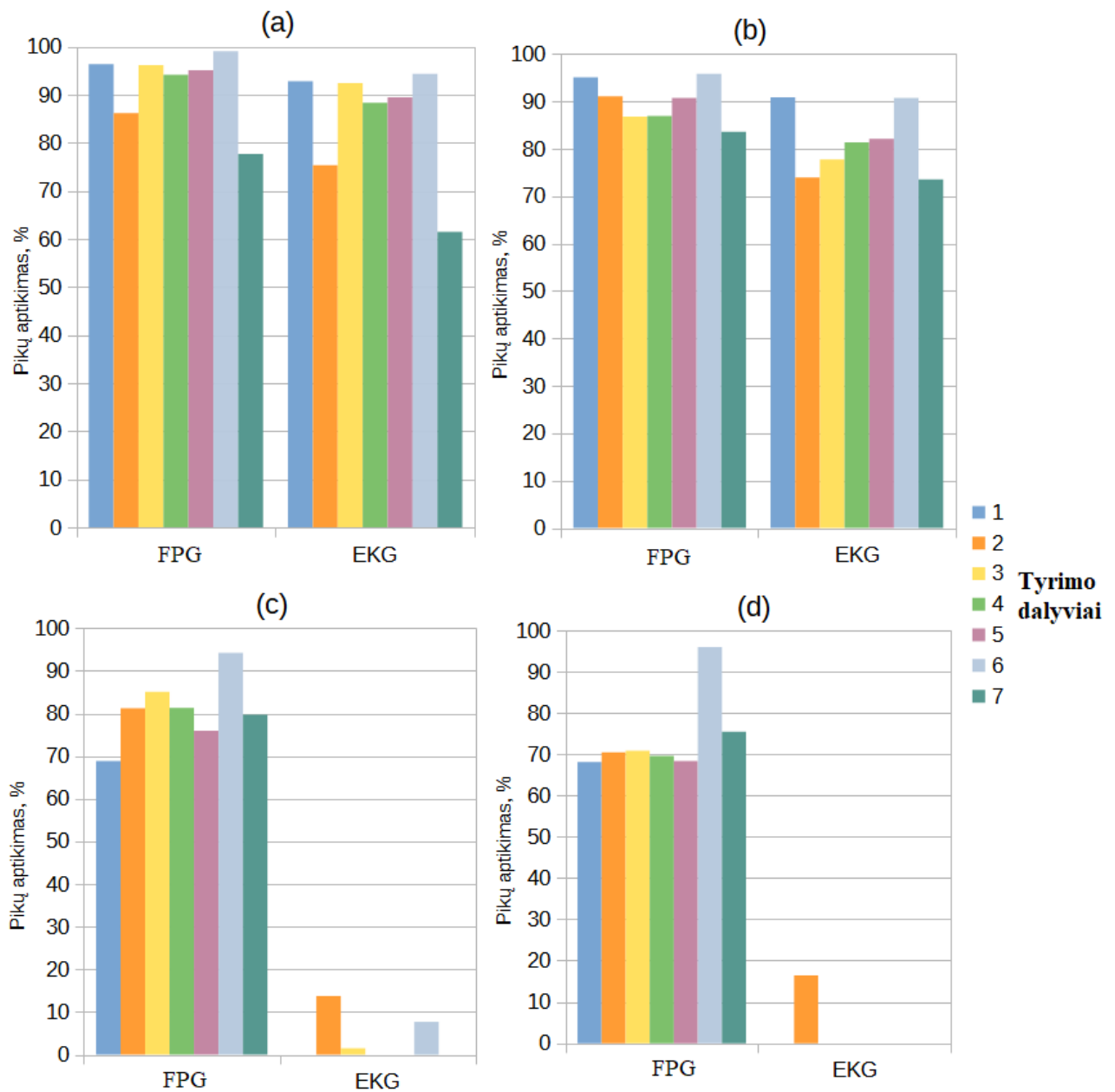


25 pav. Ramybės metu užregistruotų nekokybiškų FPG ir EKG signalų pavyzdys

Iš šių signalų galima apibendrinti, kad kokybiškus FPG ir EKG signalus galima gauti tik žastui esant stacionarioje, ramybės būsenos padėtyje. Esant rankos judesiams užregistruojamo FPG signalo kokybė krenta, nors signalas išlieka identifikuojamas; tuo tarpu EKG signalas yra neišskiriamas. Užregistruojamų signalų kokybė priklauso ir nuo tyrimo dalyvio širdies ir kraujagyslių sistemos sveikatos būklės.

3.3. Kiekybinis EKG ir FPG pikų aptikimo metodo tyrimas

Be kokybinio signalų įvertinimo 4.2. syrelyje aprašytam tyrimui buvo atliktas ir kiekybinis FPG ir EKG pikų aptikimo tyrimas pasinaudojant PBVL algoritme aprašyta metodika. Jis buvo atliktas vizualiai identifikuojant širdies dūžių skaičių (remiantis FPG signalu) kiekvienu iš tyrimo atveju – ramybėje, rašant su kompiuteriu, sulenkiant ranką be svarmens ir su juo. Tuomet buvo randamas sėkmingai identifikuotų EKG ir FPG pikų skaičius šiame intervale. Gauti rezultatai kiekvienam iš tyrimo dalyvių buvo išreikšti procentais ir pateikti 26 paveiksle. Šie kiekybiniai duomenys parodo, kad aukščiausias FPG ir EKG pikų aptikimas buvo ramybės ir rašymo su kompiuteriu metu, kuomet gaunami kokybiškiausi signalai. Prastėjant signalo kokybei (rankos sulenkimo metu) FPG pikų aptikimo dažnis taip pat mažėja, o EKG pikai tampa nebeaptinkami.



26 pav. Sėkmingai identifikuotų EKG ir FPG signalų pikų kiekis išreikštas procentais ramybės (a), rašymo su kompiuteriu (b), rankos sulenkimo be svarmens (c) ir su svarmeniu (d) metu

4 lentelėje pateiktas visų tyrimo dalyvių aptinkamų FPG ir EKG pikų vidurkis bei jo standartinis nuokrypis išreikštas procentais kiekvienu iš tyrimo atveju.

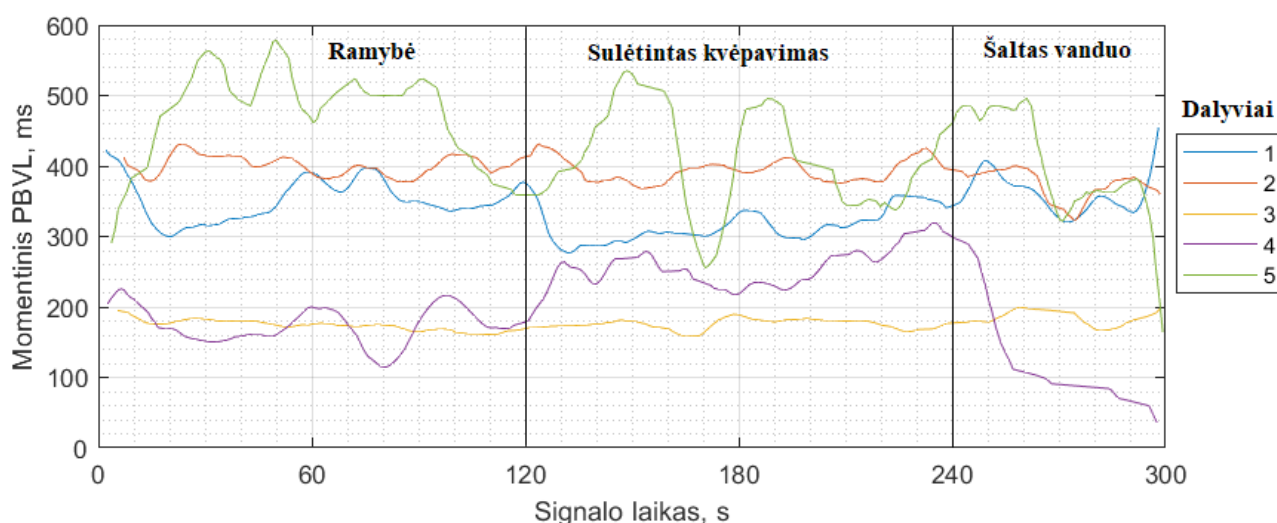
4 lentelė. Tyrimo dalyvių FPG ir EKG pikų aptikimo vidurkis ir jo standartinis nuokrypis.

Signalas	Ramiybė	Darbas su kompiuteriu	Rankos sulenkimas per alkūnę be svarmens	Rankos sulenkimas per alkūnę su svarmeniu
Fotopletizmograma	92,12 (7,52) %	89,99 (4,51) %	80,91 (7,82) %	74,12 (9,95) %
Elektrokardiograma	84,90 (12,12) %	81,49 (7,15) %	3,27 (5,40) %	2,34 (6,20) %

Iš šių duomenų galima matyti, kad tyrimo dalyvių FPG ir EKG aptikimo vidurkis yra pakankamai aukštas ir siekia 81-92% ramybės bei žemo judrumo veiklose, kuriose žasto padėtis yra pakankamai stacionari. Esant tokioms sąlygoms pasiūlytas PBVL įvertinimo algoritmas gali būti panaudotas pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laiko radimui. Didėjant žasto fizinio aktyvumo lygiui pikų aptikimo tikimybė mažėja. Tai ypač matoma EKG signalo atveju, kai EKG pikai neaptinkami ar aptinkami su neapibrėžtimi (negalint tiksliai išskirti ar aptiktas pikas yra EKG signalo R dantelis ar elektromiografinis trikdys). Dėl to fizinio žasto aktyvumo metu įvertintas PBVL gali būti klaidingas ir neturėtų būti vertinamas.

3.4. Trumpalaikis PBVL kitimo tyrimas

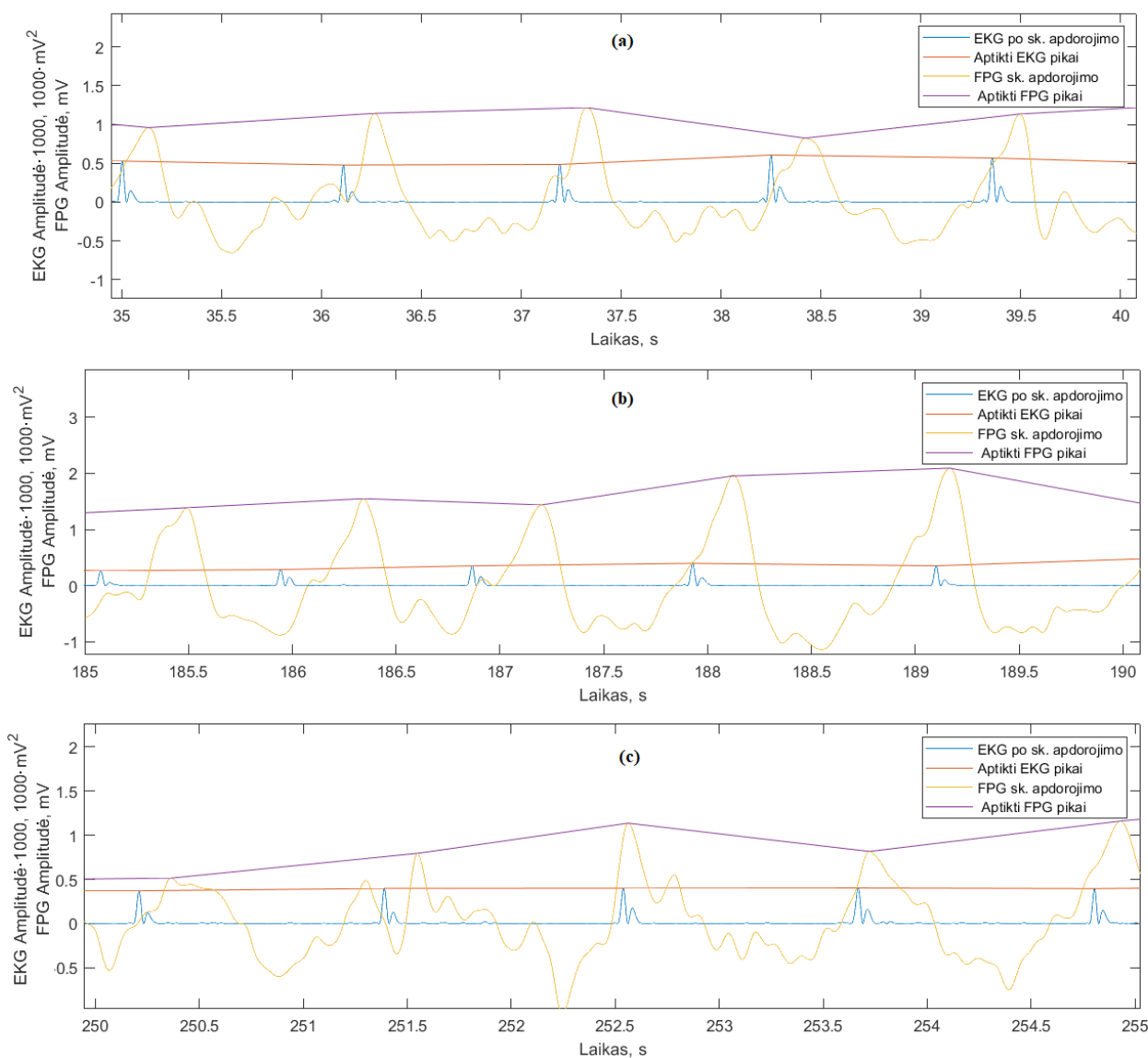
Šiame tyrime tyrimo dalyviai turėjo atlikti kraujospūdį keičiančias užduotis. Užduočių atlikimo metu buvo stebimas PBVL kitimas. Tyrimas buvo atliekamas remiantis 1 lentelėje pateiktais sulėtinto kvėpavimo ir rankos panardinimo į šaltą vandenį metodais. Sulėtintas kvėpavimas buvo atliekamas tokiu principu – tyrimo dalyvis 2 minutes kvėpavo 10 sekundžių intervalais (5 sekundes įkvėpdamas, 5 sekundes iškvėpdamas). Toks pratimas turėtų sumažinti kraujo spaudimą, o PBVL padidinti. Rankos panardinimas į šaltą vandenį buvo atliekamas 1 minutei įmerkiant plaštaką į 6°C temperatūros vandenį. Į šaltą vandenį buvo panardinama dešinė ranka, o prototipas buvo uždėtas ant kairiosios rankos. Plaštakos panardinimas į šaltą vandenį kraujo spaudimą turėtų padidinti, o PBVL sumažinti. Tyrime dalyvavo 5 dalyviai. Tam, kad turėtume PBVL atskaitos tašką pirmas 2 minutes tyrimo dalyviai buvo tiriami ramybės būsenoje, kvėpuojant įprastu ritmu. Atlikto tyrimo rezultatai pateikti 27 paveiksle. Rezultatuose pateiktos vidutinės įvertinto PBVL reikšmės.



27 pav. PBVL vidutinio įverčio rezultatai ramybės, sulėtinto kvėpavimo ir panardinimo į šaltą vandenį metu

Iš šių rezultatų matyti, kad ramybės būsenos pulsinės tūrinės bangos vėlinimo laikas kai kuriems tyrimo dalyviams pasižymėjo gana nemaža variacija. Tokie rezultatai galėjo būti gauti dėl emocinės tiriamojo būsenos tyrimo metu, susitelkimo į vykdomą eksperimentą, FPG signalo piko būvimo vietos variacijos (žr. 28 pav.). Dėl šių priežasčių ramybės metu gautas PBVL galėjo pasižymėti tam tikra variacija. Galima pastebėti, kad sulėtinto kvėpavimo metu 1 ir 4 tyrimo dalyvių PBVL aiškiai padidėjo (70/120ms atitinkamai), o 2 tyrimo dalyviui padidėjo nežymiai (20ms). Matoma, kad 3 dalyvio pulsinės bangos vėlinimo laikas buvo pakankamai stabilus viso sulėtinto kvėpavimo

intervalo metu. Apibendrinti sulėtinto kvėpavimo intervalo rezultatai rodo, kad sulėtinto kvėpavimo metu PBVL padidėjo. Tyrimo su šaltu vandeniu metu, matyti, kad visų tyrimo dalyvių pulsinės bangos vėlinimo laikas sumažėjo, nors PBVL pokytis dėl šalto vandens tarp tyrimųjų skyrėsi gana ženkliai. Verta pažymėti, kad 3 tyrimo dalyvis reguliariai grūdinasi šaltame vandenyje, todėl, jo atsparumas šalto vandens poveikiui galėjo būti didesnis. Galima pastebėti, kad 5 tyrimo dalyvio PBVL laikas kito gana plačiame diapazone viso tyrimo metu. Tam įtakos turėjo prastesnės kokybės užregistruoti EKG ir FPG signalai (kaip pateikta 25 paveiksle). Dėl nekokybiškų signalų PBVL įvertiniai nebuvo tokie tikslūs. Iš turimų duomenų galima matyti, kad 1 ir 2 tyrimo dalyvio PBVL buvo didesnis nei 3 ir 4 dalyvio. Tai nulemti galėjo dalyvių amžius (kuris yra 1 – 55m., 2 – 51m., 3 – 27m., 4 – 16m., 5 – 26m.). Žinome, kad kraujagyslių elastingumas vyresniems žmonėms yra žemesnis nei jaunesniems ir gali skirtis net keletą kartų (žr. 5 pav.). Dėl mažesnio elastingumo, pagal (6) formulę, gaunamas ir mažesnis kraujo tekėjimo greitis kraujagyslėmis. Šie fiziologiniai faktoriai paaiškina, kodėl gautas vėlinimo laikas vyresniems tyrimo dalyviams buvo didesnis. 28 paveiksle pateikti vieno iš tyrimo dalyvių EKG ir FPG signalai ramybės, sulėtinto kvėpavimo ir plaštakos panardinimo į šaltą vandenį metu.



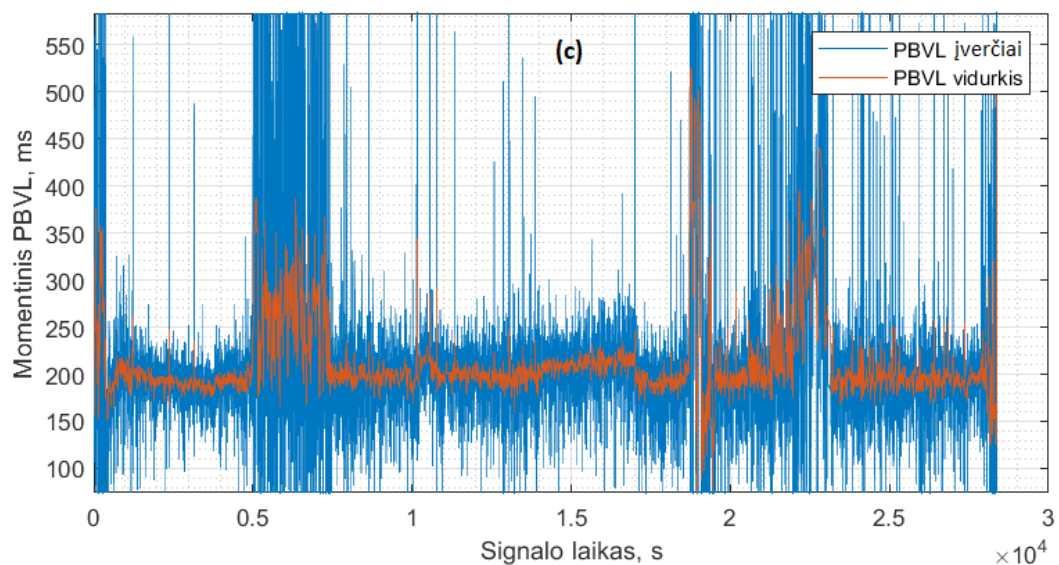
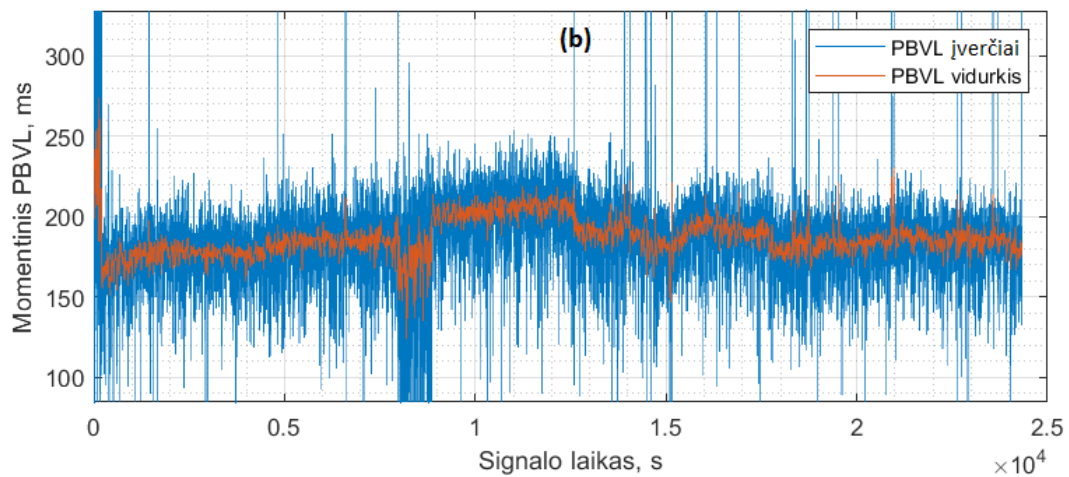
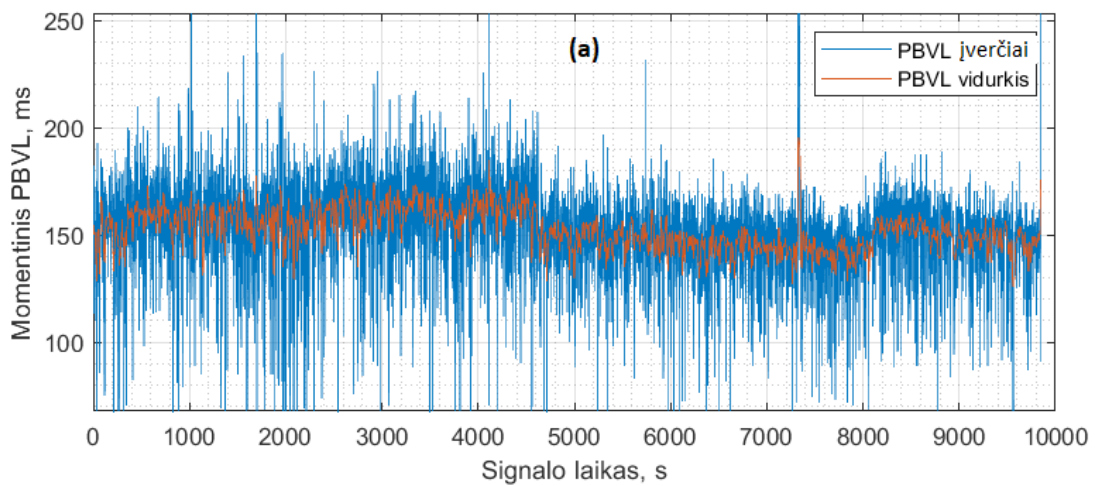
28 pav. EKG ir FPG signalai naudojami PBVL radimui vienam iš tyrimo dalyvių ramybės (a), sulėtinto kvėpavimo (b) ir plaštakos panardinimo į šaltą vandenį (c) metu

Remiantis šiais signalais galima matyti, kad ramybės, sulėtinto kvėpavimo ir plaštakos panardinimo į šaltą vandenį metu gautas vėlinimas tarp EKG ir FPG signalų skyrėsi. Sulėtinto kvėpavimo metu gautas vėlinimo laikas buvo didesnis nei ramybės metu, o plaštakos panardinimo į šaltą vandenį metu gautas vėlinimo laikas buvo mažesnis už ramybės vėlinimo laiką. Verta pastebėti, kad vandens panardinimo į šaltą vandenį metu gautas FPG signalas buvo prastesnės kokybės nei kitais tyrimo atvejais. Atliktas tyrimas leidžia daryti išvadą, kad PBVL žasto srityje kinta tyrimo dalyviams atliekant kraujo spaudimo kitimą įtakojančias užduotis.

Siekiant tiksliau įvertinti PBVL kitimą ateityje planuojama tyrimo dalyvių skaičių padidinti. Tai leistų daryti globalesnes išvadas. Ypač domintų ištirti PBVL kitimo įtaką hipertenziją turintiems asmenims. Iš turimų duomenų matoma, kad PBVL matavimas taip pat gali būti proporcingas kraujagyslių elastingumui, ir potencialiai galėtų būti naudojamas neinvaziniam kraujagyslių elastingumo įvertinimui.

3.5. Ilgalaikis PBVL registravimo tyrimas miego metu

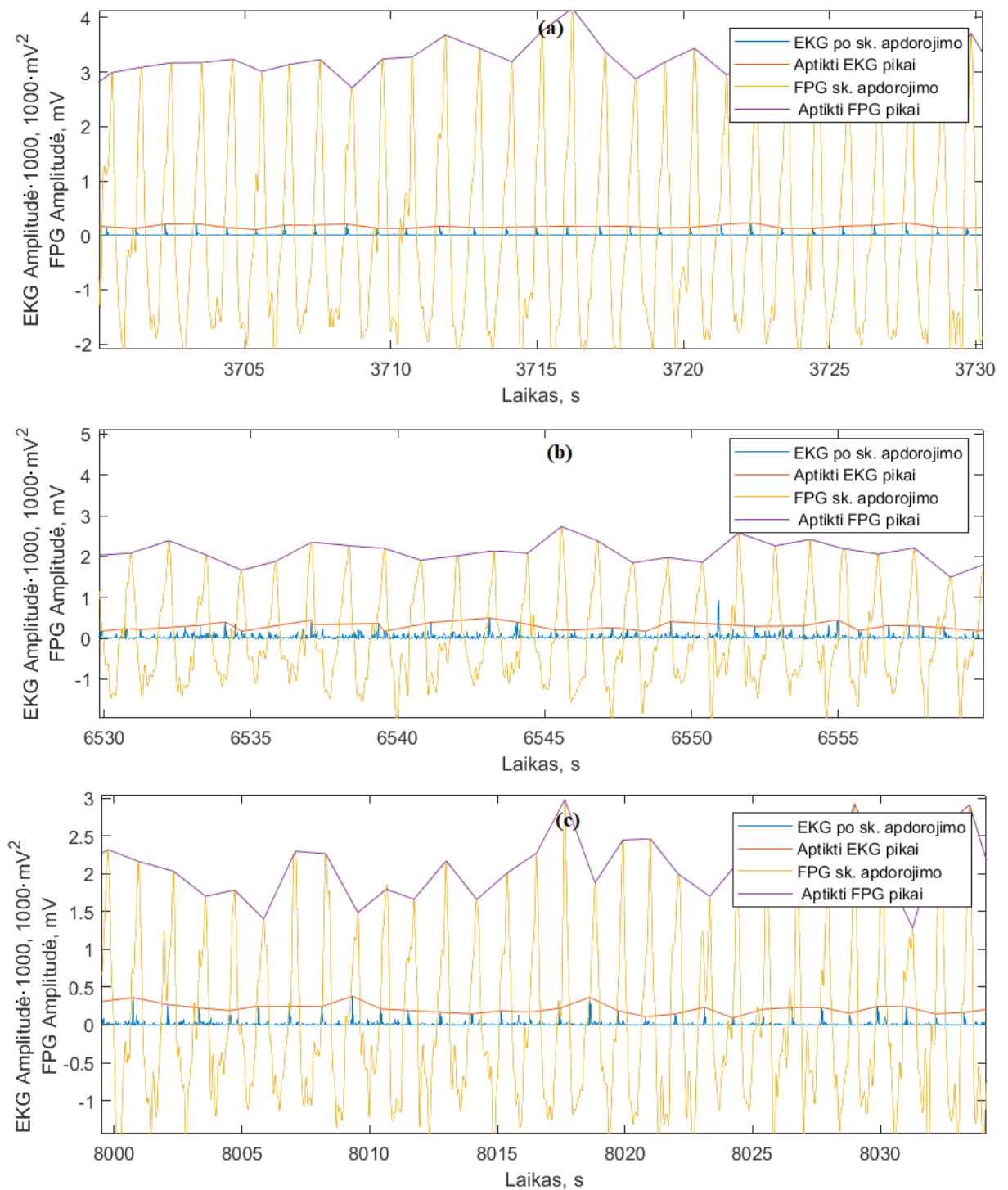
Žinant, kad PBVL yra atvirkščiai proporcingas kraujo spaudimo pokyčiams (žr. 7 formulę), jį galėtume panaudoti nuolatiniam kraujospūdžio kitimo įvertinimui nakties metu. Naktinio kraujospūdžio kitimo stebėjimas leidžia prognozuoti augančią širdies ir kraujagyslių ligų, tokių kaip insultas, infarktas riziką. Siekiant, įvertinti PBVL stebėseną kaip galimai tinkamą metodą, naktinio kraujospūdžio kitimo registravimui, buvo atliktas PBVL stebėsenos tyrimas nakties metu. Tyrimo dalyviams visos nakties metu buvo registruojami EKG ir FPG signalai. Vėliau šie signalai buvo apdoroti PBVL įvertinimo algoritmu. Gautas 3 tyrimo dalyvių PBVL nakties metu pateiktas 29 paveiksle. Iš šio tyrimo galima pastebėti, kad momentiniai pulsinės bangos vėlinimo laiko įverčiai pasižymi tam tikra variacija ir nėra tinkami PBVL įvertinimui. Vis dėl to, panaudojus 9 eilės slenkančio vidurkio filtrą vidutinį pulsinės bangos vėlinimo laiką galima įvertinti tiksliau ir stebėti jo kitimo tendencijas nakties miego metu. Iš tyrimo duomenų galima matyti, kad vidutinio PBVL nakties metu kitimas yra apie 50-60 ms. Galima pastebėti, kad vidutinis PBVL nakties metu kinta, tai padidėdamas, tai sumažėdamas. Galūt tam įtakos turi miego kokybė ar miego ciklai. Iš šių duomenų galima pastebėti, kad nakties viduryje pulsinės bangos vėlinimo laikas yra didesnis lyginant su nakties pradžia ar pabaiga. Tai parodo, kad kraujo spaudimas nakties viduryje šiek tiek žemesnis nei miego ciklo pradžioje ar pabaigoje. Verta paminėti, kad tyrimo dalyvis (a) miegojo trumpesnę laiką, beveik 3 valandas, todėl jo PBVL kitimas atsispindi tik šiame intervale. Taip pat galima paminėti, kad miego metu registruojamų signalų kokybė gali kisti ir priklausyti nuo žasto raumenų įsitempimo miego metu (pvz. sulenkus ranką). Dėl šios priežasties EKG signalas tampa užterštas panašios amplitudės elektromiografiniais trikdžiais, ko pasekoje, EKG R pikai tampa sunkiau identifikuojami ar identifikuojami klaidingai. Pasikeitus miegojimo padėčiai signalai vėl tampa lengviau identifikuojami, o įvertintas PBVL tampa tikslesnis. Šio reiškinio įtaką PBVL įvertinimui galime matyti 29 pav. (c) signale, praėjus 5000 sekundžių nuo miego pradžios.



ir (c)

29 pav. Nakties metu užregistruotų signalų PBVL įvertinimo rezultatai trims tyrimo dalyviams (a), (b) ir (c)

Tam, kad ištirti signalų kokybę nakties registravimo metu buvo išskirti 3 EKG ir FPG signalų intervalai nakties miego metu. Šie intervalai paimti iš 29(c) paveiksle pateikto signalo ir pateikti 30 paveiksle.



30 pav. 29(c) paveiksle pateikto signalo pavyzdžiai skirtingais laiko intervalais

Iš šių signalų matoma, kad FPG signalas buvo pakankamai kokybiškas visais laiko intervalais. Vis dėl ko EKG kokybė naktinio registravim metu skyrėsi. 30(b) paveiksle pateiktas EKG signalas buvo prastesnės kokybės (lyginant su 30(a,c) pav. pateiktais signalais) ir užterštas elektromiografiniais trikdžiais. Tai nulemti galėjo skirtingos žasto padėtys miego metu.

Apibendrinant gautus duomenis galima daryti išvadą, kad PBVL kitimas nakties metu gali būti identifikuotas, nors vėlinimo laiko trukmė kinta sąlyginai nedideliame diapazone. Registruojamo EKG signalo kokybė priklauso nuo žasto padėties miego metu, todėl nakties metu įvertintas PBVL

tam tikrais laiko intervalais gali būti įvertintas netiksliai. Tolesniuose tyrimuose svarstoma padidinti tyrimo dalyvių skaičių bei atlikti sukurto prototipo ir komercine įranga registruojamo PBVL palyginimą. Atraminiu prietaisu registruojamas EKG signalas būtų registruojamas įprastinėse pozicijose, naudojantis Einhoveno trikampio diagrama.

Išvados

1. Ilgalaikio kraujo spaudimo kitimo stebėseną gali padėti diagnozuoti augančią širdies ir kraujagyslių sistemos ligų riziką; šiuo metu naudojami kraujospūdžio įvertinimo metodai nėra skirti ilgalaikiai, neinvazinei stebėsenai, todėl pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimo metodas yra potencialus metodas ilgalaikiam kraujospūdžio kitimui įvertinti;
2. suprojektuotas ant žasto dėvimas elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalus registruojantis prototipas gali užregistruoti kokybiškus ir sinchroniškus signalus tinkamus pulsinės bangos vėlinimo laiko įvertinimui; elektrokardiogramos signalas yra labai jautrus žasto raumenų veiklos sukuriamiems elektromiografiniams trikdžiams, todėl kokybiškas signalas gaunamas tik ramybės metu;
3. pasiūlytas pulsinės bangos vėlinimo laiką įvertinantis algoritmas gali įvertinti vėlinimo laiką tik tuose laiko intervaluose, kuomet užregistruojami kokybiški elektrokardiogramos ir fotopletizmogramos signalai; ramybės būsenoje pulsinės bangos vėlinimo laikas gali būti įvertintas apie 90% visų šiam įvertinimui tinkamų atvejų;
4. trumpalaikės ir ilgalaikės pulsinės bangos vėlinimo laiko stebėsenos metu buvo pastebėta, kad pulsinės bangos vėlinimo laikas kinta atliekant kraujo spaudimą keičiančias užduotis; pulsinės bangos vėlinimo laiko kitimo diapazonas yra nedidelis ir gali siekti apie 70-120 ms; siekiant įvertinti pulsinės bangos vėlinimo laiko kitimą svarbu gauti vidutines vėlinimo laiko vertes; momentiniai pulsinės bangos vėlinimo įverčiai pasižymi gana aukšta variacija ir diagnostinės vertės neturi; šis metodas turi potencialą ilgalaikiai nuolatinei kraujospūdžio kitimo stebėsenai miego metu atlikti ir potencialiai galėtų būti panaudotas klinikinėje diagnostikoje.

Literatūros sąrašas

1. Global Health Estimates: Life expectancy and leading causes of death and disability. In [interaktyvus]. [žiūrėta 2021-03-29]. Prieiga per internetą: <<https://www.who.int/data/maternal-newborn-child-adolescent-ageing/advisory-groups/gama/activities-of-gama>>.
2. MOINI, J. Anatomy and Physiology of the Cardiovascular System. In *Phlebotomy: Principles and Practice* . [s.l.]: J. & B. Publishers, 2013. p. 35–50. .
3. MUNDINAS, E. [interaktyvus]. [žiūrėta 2021-05-23]. Prieiga per internetą: <<http://biomokslai.blogspot.com/2010/01/kraujotaka.html>>.
4. MUKKAMALA, R. ir kt. Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice. In *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* . 2015. Vol. 62, no. 8, p. 1879–1901. .
5. SOLÀ, J. *Continuous non - invasive blood pressure estimation* [interaktyvus]. Zurich: ETHZurich, 2011. Prieiga per internetą: <https://www.researchgate.net/publication/275037897_Continuous_non-invasive_blood_pressure_estimation/link/5530c4140cf20ea0a06f8c81/download>.
6. Control of Blood Pressure | Boundless Anatomy and Physiology. In [interaktyvus]. [žiūrėta 2021-03-26]. Prieiga per internetą: <<https://courses.lumenlearning.com/boundless-ap/chapter/control-of-blood-pressure/>>.
7. CHUNG, E. ir kt. Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications. In *Frontiers of Medicine* . 2013. Vol. 7, no. 1, p. 91–101. .
8. DING, X. - ZHANG, Y.-T. Pulse transit time technique for cuffless unobtrusive blood pressure measurement: from theory to algorithm. In *Biomedical Engineering Letters* . 2019. Vol. 9, no. 1, p. 37–52. .
9. MA, Y. ir kt. Relation between blood pressure and pulse wave velocity for human arteries. In *Proceedings of the National Academy of Sciences* . 2018. Vol. 115, no. 44, p. 11144–11149. .
10. CAREK, A.M. ir kt. SeismoWatch: Wearable Cuffless Blood Pressure Monitoring Using Pulse Transit Time. In *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies* . 2017. Vol. 1, no. 3, p. 1–16. .
11. GRIBBIN, B. ir kt. Pulse wave velocity as a measure of blood pressure change. In *Psychophysiology* . 1976. Vol. 13, no. 1, p. 86–90. .
12. STEPTOE, A. ir kt. Pulse wave velocity and blood pressure change: Calibration and applications. In *Psychophysiology* . 1976. Vol. 13, no. 5, p. 488–493. .
13. WORLD HEALTH ORGANIZATION High blood pressure. In *Comparative quantification of health risks: global and regional burden of disease attributable to selected major risk factors* . Geneva: World Health Organization, 2004. p. 285–288. ISBN 978-92-4-158031-1.
14. PIERDOMENICO, S.D. ir kt. Morning Blood Pressure Surge, Dipping, and Risk of Coronary Events in Elderly Treated Hypertensive Patients. In *American Journal of Hypertension* . 2016. Vol. 29, no. 1, p. 39–45. .
15. KARIO, K. Morning Surge in Blood Pressure and Cardiovascular Risk: Evidence and Perspectives. In *Hypertension* . 2010. Vol. 56, no. 5, p. 765–773. .
16. YANO, Y. - KARIO, K. Nocturnal Blood Pressure, Morning Blood Pressure Surge, and Cerebrovascular Events. In *Current Hypertension Reports* . 2012. Vol. 14, no. 3, p. 219–227. .

17. BECKER, D.E. Fundamentals of Electrocardiography Interpretation. In *Anesthesia Progress* . 2006. Vol. 53, no. 2, p. 53–64. .
18. ELGENDI, M. ir kt. Revisiting QRS Detection Methodologies for Portable, Wearable, Battery-Operated, and Wireless ECG Systems. In AMARAL, L.A.Nunes.Sud. *PLoS ONE* . 2014. Vol. 9, no. 1, p. e84018. .
19. ECG Measurement System. In [interaktyvus]. [žiūrėta 2021-03-29]. Prieiga per internetą: <http://www.cisl.columbia.edu/kinget_group/student_projects/ECG%20Report/E6001%20ECG%20final%20report.htm>.
20. MCDUFF, D. ir kt. Remote Detection of Photoplethysmographic Systolic and Diastolic Peaks Using a Digital Camera. In *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* . 2014. Vol. 61, no. 12, p. 2948–2954. .
21. ELGENDI, M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. In *Current Cardiology Reviews* . 2012. Vol. 8, no. 1, p. 14–25. .
22. MAEDA, Y. ir kt. The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. In *Journal of Medical Systems* . 2011. Vol. 35, no. 5, p. 829–834. .
23. D’ALLOIA, M. ir kt. Noisy ECG Signal Analysis for Automatic Peak Detection. In *Information* . 2019. Vol. 10, no. 2, p. 35. .
24. GRIBOK, A.V. ir kt. A Robust Method to Estimate Instantaneous Heart Rate from Noisy Electrocardiogram Waveforms. In *Annals of Biomedical Engineering* . 2011. Vol. 39, no. 2, p. 824–834. .
25. VIZCAYA, P.R. ir kt. Standard ECG lead I prospective estimation study from far-field bipolar leads on the left upper arm: A neural network approach. In *Biomedical Signal Processing and Control* . 2019. Vol. 51, p. 171–180. .
26. LAZARO, J. ir kt. Heart Rate Variability Monitoring Using a Wearable Armband. In *2019 Computing in Cardiology Conference* [interaktyvus]. 2019. [žiūrėta 2021-03-29]. Prieiga per internetą: <<http://www.cinc.org/archives/2019/pdf/CinC2019-059.pdf>>.
27. LAZARO, J. ir kt. Feasibility of Long-Term Daily Life Electrocardiogram Monitoring Based on a Wearable Armband Device. In *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [interaktyvus]. Berlin, Germany: IEEE, 2019. p. 4314–4317. [žiūrėta 2021-03-29]. Prieiga per internetą: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8857219/>>.
28. “Application Note #291491 Single arm ECG measurement using EPIC.” [Interaktyvus]. Plessey Semiconductors [žiūrėta 2021-03-29]. Prieiga per internetą: <http://www.saelig.com/supplier/plessey/Aps-Note_291491_Single_Arm_ECG_Measurement_Using_EPIC.pdf>.
29. YANG, H.-C. ir kt. Study of Single-Arm Electrode for ECG Measurement Using Flexible Print Circuit. In . p. 3. .