VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

FUNDAMENTINIŲ MOKSLŲ FAKULTETAS

GRAFINIŲ SISTEMŲ KATEDRA



Konstantin Seniut

Bekontaktis pulso matavimas naudojant internetinę vaizdo kamerą

Non-contact cardiac pulse measurement using web camera

Baigiamasis magistro darbas

Informacinės technologijos, 62407T104

Erdvinės informacinės sistemos

Informatikos inžinerija

Vilnius, 2011

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
FUNDAMENTINIŲ MOKSLŲ FAKULTETAS
GRAFINIŲ SISTEMŲ KATEDRA

TVIRTINU
Katedros vedėjas

_____
(Parašas)
Romualdas Baušys
(Vardas, pavardė)
_____
(Data)

Konstantin Seniut

Bekontaktis pulso matavimas naudojant internetinę vaizdo kamerą
Non-contact cardiac pulse measurement using web camera

Baigiamasis magistro darbas

Informacinės technologijos, 62407T104
Erdvinės informacinės sistemos
Informatikos inžinerija

Vadovas dr. Lina Vasiliauskienė _____ _____
(Moksl. laipsnis, vardas, pavardė) (Parašas) (Data)

Konsultantas doc. dr. Angelė Kaulakienė _____ _____
(Moksl. laipsnis, vardas, pavardė) (Parašas) (Data)

Vilnius, 2011

TURINYS

1. Įvadas 7
2. Literatūros apžvalga 9
    2.1. Žmogaus audinio šviesos sugertis 11
    2.2. Šiluminės kameros panaudojimas, fiksuojant temperatūros pokyčius kraujagyslėse 12
    2.3. Skaitmeninės vaizdo kameros panaudojimas, fiksuojant šviesumo kitimą žmogaus veide 15
    2.4. Pletizmografinio signalo fiksavimas, naudojant spalvotą vaizdo kamerą 16
    2.5. Literatūros apžvalgos išvados ir aptikti trūkumai 17
3. Pulso matavimas, naudojant paprastą internetinę vaizdo kamerą 19
    3.1. Spalvoto vaizdo komponenčių signalo fiksavimas 20
    3.2. Signalo apdorojimas 25
    3.3. Išvados 29
4. Pulso matavimo algoritmas ir tyrimų eiga 30
    4.1. Pulso matavimo rezultatai 33
5. Išvados 46
Literatūra 48

Paveikslų sąrašas

1 pav. Elektrokardiogramos veikimo principas 9
1.1 pav. Bevielis oksimetras [7] 10
2.1 pav. Hemoglobino šviesos sugerties kitimas 11
2.2 pav. Pulso matavimas oksimetrijos principu [8] 11
2.3 pav. Pulso stebėjimas oksimetrijos principu 12
2.4 pav. Matavimo stendas [2] 13
2.5 pav. Šilumos kameros panaudojimas, fiksuojant temperatūros kaitą žmogaus audinyje [2] 13
2.6 pav. Pletizmografinio signalo amplitudinis spektras 14
2.7 pav. Žmogaus kaklo fiksuojamų arterijų ir venų šilumos kaita [14] 14
2.8 pav. Kadrų šviesumo fiksavimas ir apdorojimas [4] 15
2.9 pav. Gaunamo pletizmografinio signalo apdorojimas iš kadrų šviesumo [4] 15
2.10 pav. Monochromatinės kameros fiksuojamas vaizdas ir dominančios srities išskyrimas [16] . 16
3 pav. Pletizmografinis signalas, išgautas iš spalvoto vaizdo 17
3.1 pav. Rankinis pulso matuoklis 19
3.2 pav. Matavimo vieta 20
3.3 pav. Haaro akių sities klasifikatorius [10] 21
3.4 pav. Haaro akių sities klasifikatorius [10] 21
3.5 pav. Užfiksuotas veidas su EmguCV 22
3.6 pav. Pletizmografinio signalo vieno taško apskaičiavimas iš kadro 23
3.7 pav. Raudonos, žalios ir mėlynos spalvos komponečių signalai 23
3.8 pav. Dažniausiai fiksuojamas pletizmografinis signalas 24
3.9 pav. Normalizuotas signalas 25
4.1 pav. Pulso matavimo programos schema 30
4.3 pav. Signalas po ICA algoritmo pritaikymo 31
4.4 pav. Raudonos, žalios bei mėlynos spalvos pletizmografinių signalų dažnių spektrai 32
4.5 pav. Signalo amplitudžių spektrai po ICA apdorojimo 32
4.6 pav. Žalios spalvos sudaryto pletizmografinio signalo pulso matavimo rezultatai be judesio 37
4.7 pav. Fast ICA algoritmo, apdoroto pletizmografinio signalo pulso matavimo rezultatai be judesio 38
4.8 pav. stSobi algoritmo, apdoroto pletizmografinio signalo pulso matavimo rezultatai be judesio 38
4.9 pav. Žalios spalvos komponentės pulso matavimo rezultatai su judesiu 39
4.10 pav. Pulso matavimo rezultatai su judesiu po Fast ICA algoritmo panaudojimo 40
4.11 pav. Pulso matavimo rezultatai su judesiu po stSobi algoritmo panaudojimo 40

4.12 pav. Žalios komponentės visų matavimų paklaidų procentinė išraiška 42
4.13 pav. Fast ICA visų matavimų paklaidų procentinė išraiška 43
4.14 pav. stSobi visų matavimo paklaidų procentinė išraiška 44

Lentelių sąrašas

1 lentelė. Pulso matavimo rezultatai. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min. 33
2 lentelė. Pulso matavimo rezultatai, naudojant Fast ICA. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min. 33
3 lentelė. Pulso matavimo rezultatai, naudojant Fast ICA su 500 iteracijų skaičiumi. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min. 34
4 lentelė. Pulso matavimo rezultatai, naudojant stSobi algoritmą. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min. 35
5 lentelė. Pulso matavimo rezultatai iš pletizmografinio signalo žalios spalvos bei antros stSobi ir Fast ICA komponentės, gautos po stSobi algoritmo pritaikymo. 36

1. Įvadas

Temos aktualumas

Šiuolaikinis žmogus, palyginti su praėjusių šimtmečių žmogumi, rūpinasi savo sveikata ne tik tada, kada jau būna laikas gultis į ligoninę, bet profilaktiškai eidamas pas gydytojus, kur yra patikrinama širdies veikla, kraujospūdis, atliekami kraujo tyrimai ir pan.

Dauguma žmonių namuose turi kraujospūdžio matavimo aparatus. Pulso matavimas parodo, kaip smarkiai plaka širdis. Pastovus aukštas pulsas rodo širdies darbo sutrikimus.

Specialiosios tarnybos pulso matavimą taip pat naudoja melui atpažinti. Žmogus, kuris nemoka kontroliuoti savo ramybės būsenos ir papuola į stresinę situaciją, dažniausiai turi padidėjusį pulsą. Taip pat pulsas pakyla žmogui atsakinėjant į klausimus, kai jis nežino atsakymo arba nori sumeluoti.

Vilniaus Gedimino technikos universiteto (VGTU) Internetinių ir intelektualiųjų technologijų institutas atlieka tyrimus, stebint studentų bioparametrus. Vienas iš matuojamų rodiklių yra pulsas.

Kadangi žmonija sparčiai naudoja kompiuterines technologijas ir dažnai internetiniams pokalbiams naudoja internetines vaizdo kameras, mūsų siūlomas metodas leis be jokios papildomos įrangos, tik naudojant internetinę vaizdo kamerą, stebėti žmogaus pulsą.

Mokslinis naujumas

Tradiciškai žmogaus pulso matavimas atliekamas naudojant kontaktines priemones, kurios turi būti pritvirtintos tam tikroje žmogaus kūno vietoje, ir kurios veikia tik esant sąlyčiui su žmogaus kūnu. Šiame baigiamajame magistro darbe pritaikyti signalų filtravimo bei atskyrimo metodai leidžia pakankamai tiksliai nustatyti žmogaus pulsą papildomai nenaudojant jokių kontaktinių priemonių, kas smarkiai palengvina žmogaus sveikatos būklės stebėjimą.

Darbo tikslai ir uždaviniai

Šio baigiamojo magistro darbo tikslas – nustatyti žmogaus pulsą internetine vaizdo kamera filmuojant jo veido sritį. Šiam tikslui pasiekti iškeliami tokie uždaviniai:

- Apžvelgti žmogaus bioparametrų nustatymo metodus, identifikuoti jų trūkumus bei privalumus.
- Rasti veido srities atpažinimo ir sekimo algoritmą, leisiantį suformuoti pulso nustatymui reikalingus pradinius duomenis.

- Išnagrinėti signalų filtravimo ir atskyrimo metodus bei rasti mažiausias skaičiavimo paklaidas duodantį filtravimo algoritmą.
- Pasiūlyti metodą analizėje aptiktų pulso matavimo metodų trūkumų šalinimui.
- Remiantis atlikta analize bei tyrimo metu atrinktais ir patobulintais metodais, sukurti bekontakčio pulso matavimo programą.

Darbo tikslams pasiekti naudota Logitech C310 internetinė vaizdo kamera. Įrašomo vaizdo dydis yra 640x480 pikselių. Filmavimo sparta – 15 kadrų per sekundę. Vaizdo įrašo ilgis – 30 sekundžių. Tiriamieji buvo filmuojami apie 0,5 m atstumu nuo kameros. Tiriamųjų amžius nuo 24 iki 64 metų. Vaizdas buvo įrašomas, esant įvairiam apšvietimui: tiek dienos metu, tiek šviečiant šviesioms lempoms. Rezultatams palyginti buvo naudojamas ant riešo uždedamas pulso matavimo prietaisas ReliOn (3.1 pav), kurio veikimas pagrįstas kraujagyslėse pulsuojančio kraujo spaudimo kitimu. Visi gauti rezultatai buvo lyginami su šio matuoklio rodmenimis. Eksperimentams atlikti buvo naudojama C# programavimo kalba ir Matlab 2008 matematinis skaičiavimo paketas.

Praktinė darbo reikšmė

Naudojant sukurtą programą bei šiame baigiamajame magistro darbe pasiūlytus metodus, galima be specialios medicininės įrangos stebėti žmogaus būseną ir sekti jo pulso kaitą. Mūsų siūlomas pulso matavimo metodas gali būti taikomas:

- Pulso kaitai stebėti tiek namų sąlygomis, tiek gulintiems lovose pacientams, ypatingai su apdegusia ir jautria oda. Taip pat matuoti pulsą kūdikiams.
- Vairuotojų būsenos stebėjimui. Mažėjantis pulsas gali reikšti žmogaus mieguistumą. Per didelis pulsas gali reikšti susinervinimą. Abiem atvejais programa gali patarti vairuotojui sustoti ir nusiraminti.
- Vaikų stebėjimui. Kompiuteriniai žaidimai sukelia priklausomybę ir vaikai bežaizdami ima nervintis. Pykčio būsena pagreitina širdies plakimą. Mūsų siūlomas pulso matavimo metodas leistų stebėti vaikus. Užfiksavus ženkliai padidėjusi pulsą, programa galėtu išjungti kompiuterį ir įsijungti tik tada, kada vaiko pulsas normalizuosis.
- Melo atpažinimui. Kaip ankščiau buvo minėta, žmogus kuris nemoka kontroliuoti savo ramybės būsenos, meluodamas jaudinasi ir atitinkamai jo pulso dažnis didėja.

2. Literatūros apžvalga

Žmogus yra unikali būtybė, kurią mokslininkai tyrinėja kasdien, vis atrasdami nežinomų faktų. Fiziologinės žmogaus savybės yra viena iš daugelio sričių, kurias mokslininkai tyrinėja.

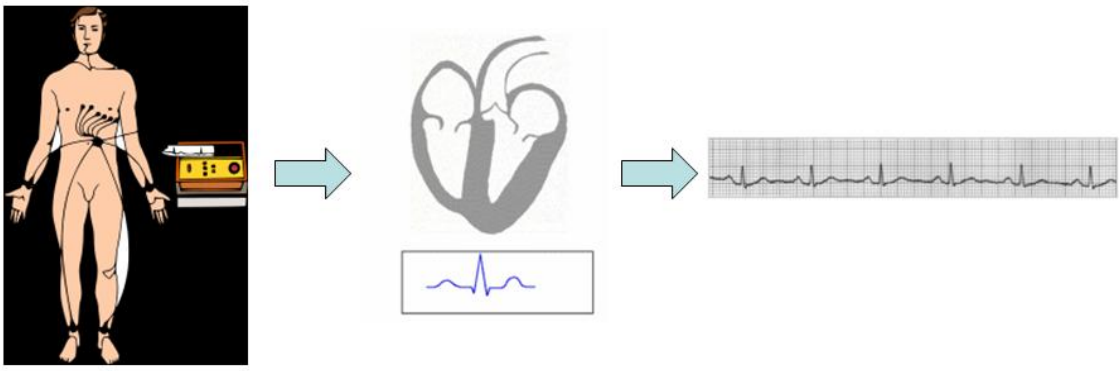
Bioparametrais apibudinamos visos fiziologinės žmogaus charakteristikos, kurios gali būti išmatuotos. Bioparametrais gali būti:

- žmogaus temperatūra;
- žmogaus odos drėgnis;
- žmogaus kraujospūdis;
- žmogaus pulsas;
- žmogaus spaudimo jėga (pavyzdžiui, kompiuterinės pelės mygtukų spaudinėjimo jėga);
- ir kiti parametrai.

Pulsas yra vienas iš daugelio žmogaus bioparametrų, kuriuo domisi daugelis mokslininkų. Pats paprasčiausias būdas pamatuoti žmogaus pulsą yra pridėti du parodomuosius pirštus prie riešo vidinės pusės ir pajutus pulsavimą pradėti skaičiuoti. Pulsavimą reikia skaičiuoti vieną minutę. Pulsas matuojamas, skaičiuojant širdies dūžių skaičių per minutę. Norint greičiau rankiniu būdu pamatuoti pulsą, užčiuoptą pulsavimą galima matuoti 15 sekundžių ir po to suskaičiuotų širdies dūžių skaičių padauginti iš 4. Normalus žmogaus pulsas yra 60 – 70 širdies dūžių per minutę.

Rankinis pulso matavimas yra netikslus dėl to, kad žmogus gali lengvai suklysti skaičiuodamas širdies dūžius. Taip pat matuojant pulsą trumpesnį laiko tarpą ir dauginant gautą širdies dūžių skaičių iš atitinkamo daugiklio, gaunamas netikslus rezultatas. Rezultatas yra netikslus dėl to, kad širdies dūžių skaičius gali būti netolygus laiko atžvilgiu.

Labiausiai paplitęs ir tiksliausias pulso matavimo būdas yra naudojant elektrokardiogramą. Elektrokardiografija (toliau – EKG) – elektrofiziologijos metodas, kai specialiu prietaisu – elektrokardiografu – užrašoma širdies ląstelių sukurto suminio elektros lauko potencialo kitimo kreivė, pagal kurios ypatumus sprendžiama apie širdies veiklą.



1 pav. Elektrokardiogramos veikimo principas

EKG fiksuoja ir stiprina mažus elektros pokyčius odos paviršiuje, kuriuos sukelia širdies raumuo „depoliarizuodamasis" su kiekvienu širdies smūgiu. Ramios būsenos kiekviena širdies celė turi tam tikrą krūvį. Su kiekvienu širdies dūžiu krūvis nukrenta iki nulio. Tai vadinama depoliarizavimu. Toks krūvių pokytis ir yra fiksuojamas su EKG prietaisu, o gaunamas signalas yra atitinkamai apdorojamas.

Verta pažymėti, kad EKG matavimo būdas yra labai tikslus. Visi kiti matavimo būdai yra lyginami su EKG gaunamu signalu. EKG nors ir yra vienas iš tiksliausiu būdų, bet jis turi labai didelį minusą, nes prie žmogaus yra prijungiami elektrodai. Elektrodų prijungimo vietose žmogaus oda yra patepama geliu, padidinančiu elektros pralaidumą. Kadangi visų žmonių oda skirtingai reaguoja į daiktus, laidai elektrodai gali sukelti odos sudirginimą. Kitas labai svarbus aspektas yra tai, kai žmogaus oda yra apdegusi, o sveikatos būklę reikia stebėti ir visą laiką matuoti pulsą, nes jis nusako žmogaus būklę, elektrodų prijungimas prie žmogaus yra skausmingas ir nepriimtinas dalykas.

Dar vienas iš paplitusių matavimo būdų yra oksimetrai. Jie pagrįsti oksimetrijos principu. Oksimetrijos principas yra pagrįstas deguonies kiekio kitimu kraujyje. Su kiekvienu širdies dūžiu kraujas pulsuoja dėl naujos deguonies dozės. Tai atsispindi sugeriamos šviesos kiekyje. Oksimetras matuoja signalą, susidedantį iš sugertos šviesos kiekio kitimo. Tokio metodo matavimus lemia žmogaus judesiai ir kaip ir EKG atveju oksimetras taip pat turi būti pritvirtintas prie žmogaus kūno [7].

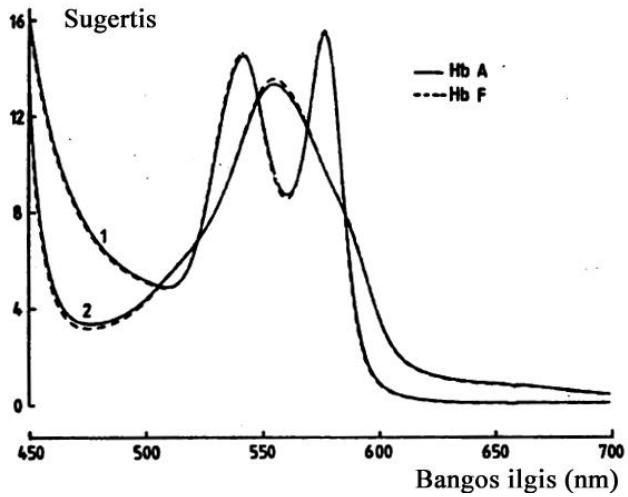


1.1 pav. Bevielis oksimetras [7]

EKG ir oksimetru matavimo lietimosi problemos išvengimas būtų bekontaktis pulso matavimas. Šiame magistro darbe bandysime ištirti, kaip kuo tiksliau galima išmatuoti žmogaus pulsą, naudojant žmogaus veido vaizdo įrašus. Tiriamojo darbo metu pamatysime, kad naudodami paprastą internetinę kamerą galime matuoti efektyviai ir pakankamai tiksliai žmogaus pulsą, pasinaudojant oksimetrijos principu ir iš vaizdo gaunamo pletizmografinio signalo.

2.1. Žmogaus audinio šviesos sugertis

1991 m. buvo atlikti tyrimai, kurie patikslino ir parodė, kad kraujo hemoglobino šviesos sugertis skiriasi visame matomame šviesos bangos ilgio spektre ir infraraudonajame spektre [1].

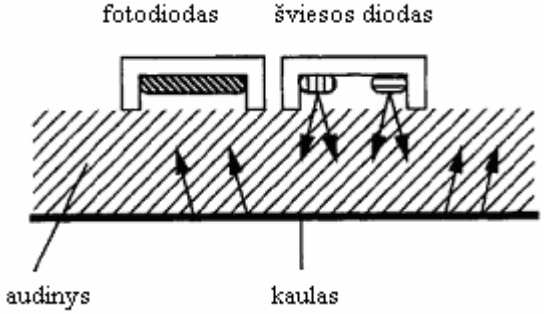


2.1 pav. Hemoglobino šviesos sugerties kitimas

Šiais tyrimais yra pagrįstas pletizmografijos principas (*ang.* plethysmography). Pletizmografija plačiai naudojama tiriant periferinę kraujotaką. Šis matavimo metodas yra pagrįstas skirtingomis audinio ir juo tekančio kraujo šviesos sugerties savybėmis. Pavyzdžiui, gyvas audinys yra palyginti skaidrus infraraudonajai šviesai, o kraujas jai – palyginti neskaidrus.

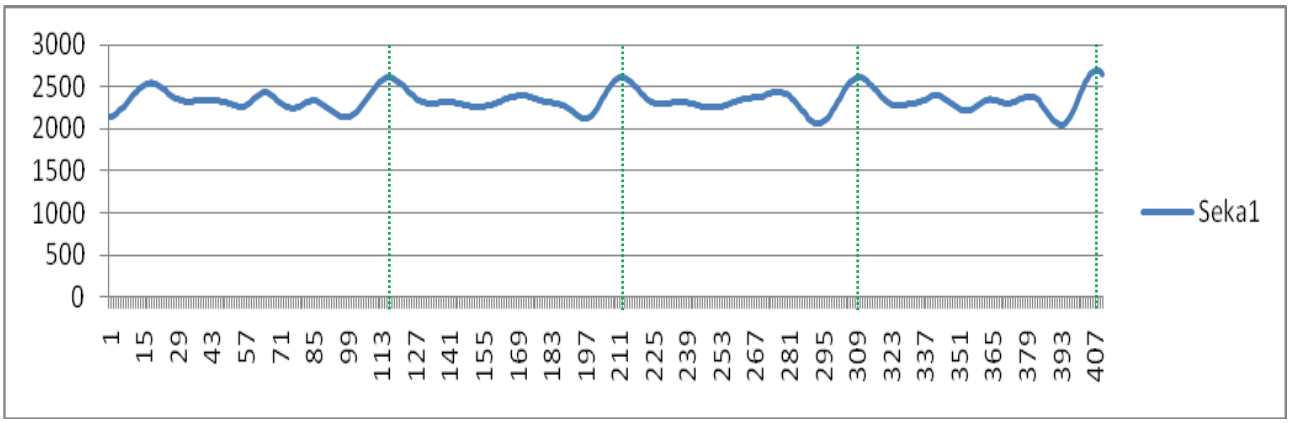
Fotopletizmografas (*ang.* photoplethysmograph, toliau – PPG) yra tūrinis žmogaus organo matavimas. PPG dažnai išgaunamas, naudojant oksimetrą, kuris apšviečia odą ir matuoja šviesos sugerties pokyčius.

Oksimetrijos metodas nagrinėja šviesos sugerties laipsnį. Oksimetrijos principas yra pagrįstas deguonies koncentracijos kitimu kraujyje dėl pulsacijos kitimo kapiliaruose. Deguonies koncentracija keičiasi su kiekvienu širdies dūžiu ir tai keičia sugertos šviesos kiekį. Pats paprasčiausias būdas tokiu būdu pamatuoti žmogaus pulsą yra infraraudonosios šviesos diodo ir fotodiodo panaudojimas [8].



2.2 pav. Pulso matavimas oksimetrijos principu [8]

2.2 pav. parodo bendrą oksimetro pulso matavimo įrenginį. Šviesos diodas skleidžia šviesą, kurią atspindi žmogaus audinys. Su kiekvienu širdies dūžiu sugeriamosios šviesos kiekis pasikeičia ir fotodiodas tai užfiksuoja. Taip gaunamas signalas, pavaizduotas 2.3 pav.



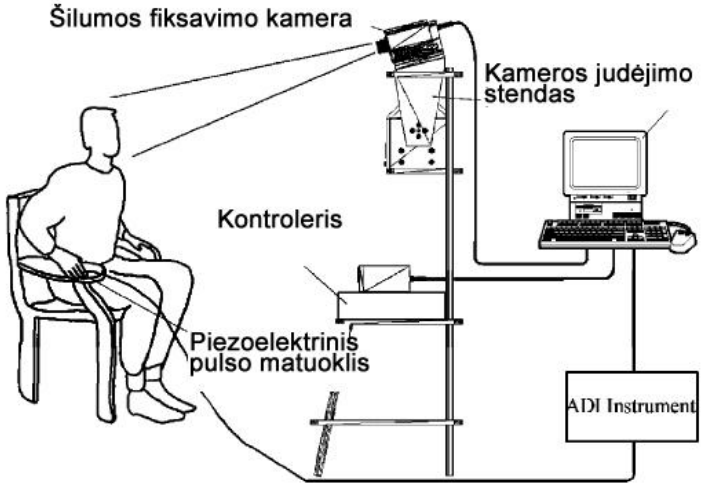
2.3 pav. Pulso stebėjimas oksimetrijos principu

Iš 2.3 pav. matyti širdies dūžiai ties maždaug 116, 214, 310 ir 410 gauto signalo reikšmėmis. Matuodami tokį signalą, pabaigoje mes panaudojame patį paprasčiausią pulso skaičiavimo metodą, tai yra suskaičiuojame širdies dūžių skaičių per minutę.

2.2. Šiluminės kameros panaudojimas, fiksuojant temperatūros pokyčius raujagyslėse

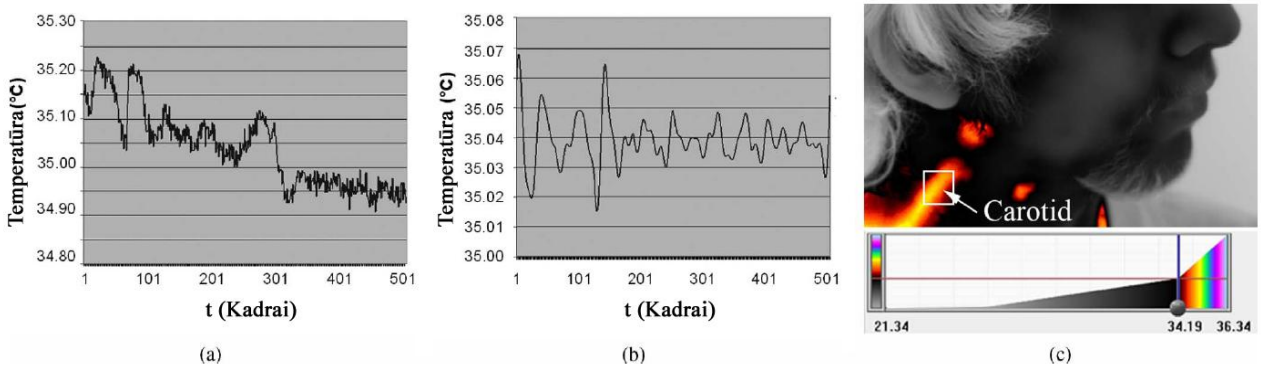
Pirmieji bekontakčio pulso matavimo bandymai, panaudojant turimus, prieš tai jau atliktų šviesos sugerties kitimo tekant kraujui, tyrimų rezultatus, buvo atliekami naudojant specifinę irangą – šilumines kameras [2; 14].

M. Garbey, N. Sun, A. Merla, ir I. Pavlidis savo atliktus tyrymus aprašė straipsnyje – „Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery“. Žmogaus audinio fiksavimui buvo panaudota šilumos kamera. Bandymo metu žmogus turėjo sėdėti ramybės būsenoje prieš kamerą. Prie žmogaus piršto buvo prijungtas pjezoelektrinis pulso matuoklis. Kamera ir pulso matuokliai buvo prijungti prie kompiuterio. Matavimo stendas parodytas 2.4 pav.



2.4 pav. Matavimo stendas [2]

Kartu su pulso matuoklio parodymais tuo pat metu buvo filmuojama žmogaus kūno vieta, kurioje geriausiai matėsi didelės kraujagyslės. 2.5 pav. parodo gaunamo signalo pavyzdį. Kamera fiksavo temperatūros pokytį žmogaus kraujagyslėse.



2.5 pav. Šilumos kameros panaudojimas, fiksuojant temperatūros kaitą žmogaus audinyje [2]

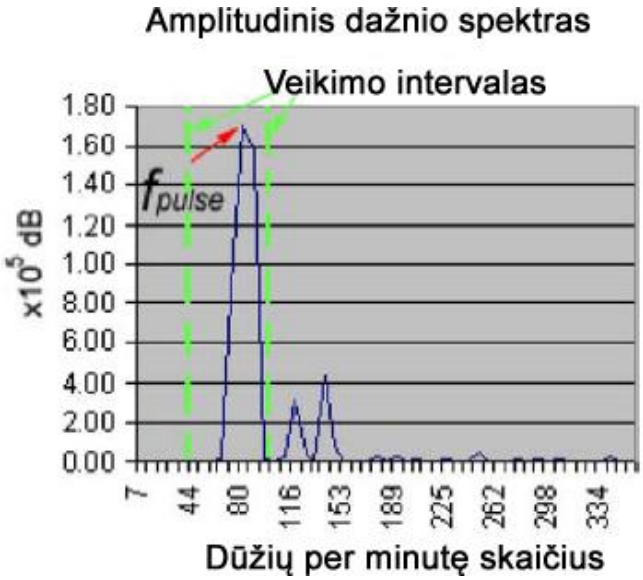
(a) pirminis temperatūros signalas. (b) apdorotas temperatūros signalas, pašalinus signalo vietas, kur dažnis mažiau už 0,67 Hz ir daugiau negu 1,67 Hz. (c) temperatūros spalvų lygiai.

Iš 2.5 pav. matyti, kaip kinta temperatūra žmogaus kraujagyslėse dėl kraujo pulsacijos. Šilumos kamera fiksuoja besikeičiančią kraujagyslių spalvą. Kiekvienu kadru užfiksuojamas temperatūros pokytis ir sudaromas bendras pletizmografinis signalas.

Tyrimo metu buvo naudojamas dažnio intervalas nuo 0,67 Hz iki 1,67 Hz. Tai atitinka nuo 40 iki 100 širdies dūžių per minutę pulsą. 2.6 pav. parodo galutinį pletizmografinio signalo amplitudinį dažnį.

Signalo išgryninimui buvo naudojamas skaitmeninis signalo filtravimas ir adaptyvi vertinimo funkcija.

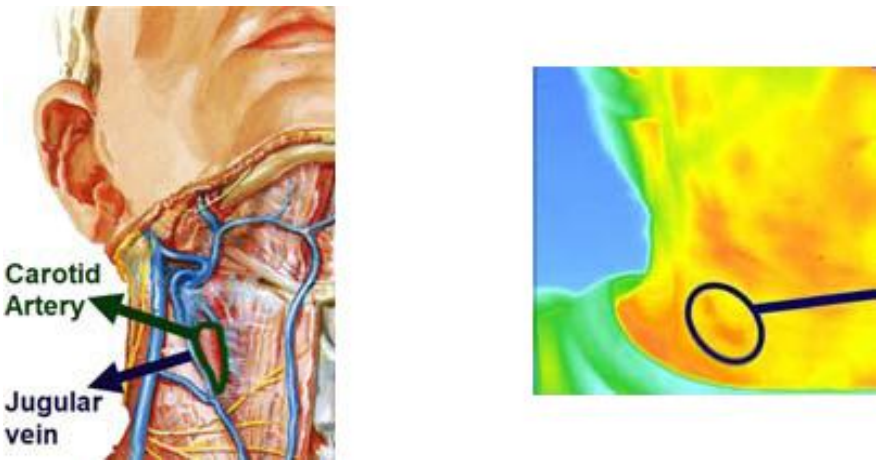
Šiluminės kameros naudojimas pulsui matuoti davė 8.1323 vidutinę matavimų paklaidą, lyginant su pastoviu pulso matuokliu, uždėtu ant piršto.



2.6 pav. Pletizmografinio signalo amplitudinis spektras

2.6 pav. parodo pletizmografinio signalo piką, esant 80 širdies dūžių per minute dažniui. Apatinė skalė yra apskaičiuota pagal koreliacinę formulę.

[14] straipsnyje buvo naudojamas tas pats principas ir buvo fiksuojama šilumos kaita ant kaklo arterijų bei venų (2.7 pav.).



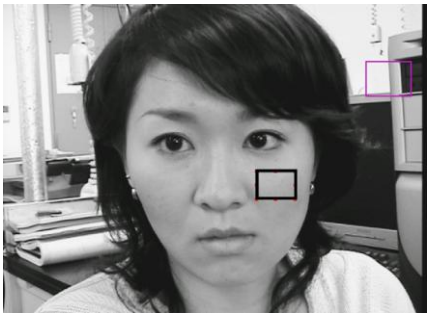
2.7 pav. Žmogaus kaklo fiksuojamų arterijų ir venų šilumos kaita [14]

Užfiksuotuose kadruose arterijų ir venų sritys buvo atskiriamos iš vaizdo ir po to apdorojamos su daugiaskale paveikslo dekompozicija (*ang.* Multi-Scale Image Decomposition) bei

vilnelių transformacija signalui išgauti. Gauti rezultatai buvo pakankamai tikslūs. Straipsniuose [2; 14] matavimai nebuvo atliekami žmogui darant kokį nors judesį.

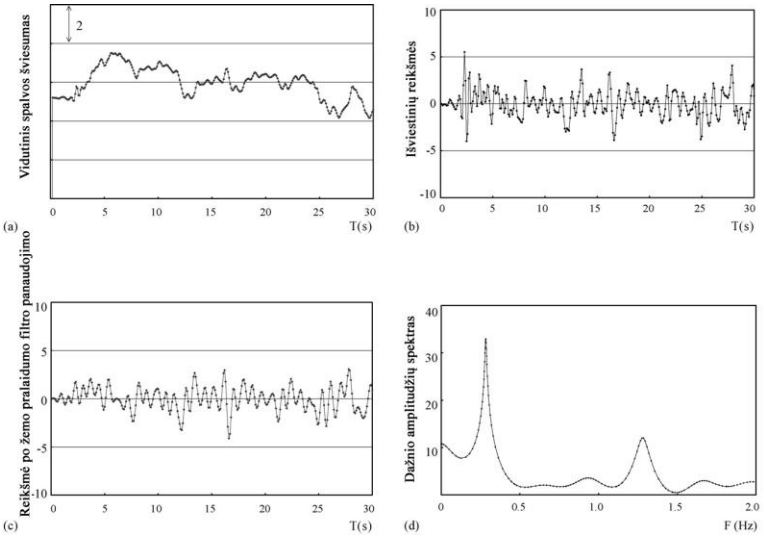
2.3. Skaitmeninės vaizdo kameros panaudojimas, fiksuojant šviesumo kitimą žmogaus veide

Kitas metodas, kuriuo galima pamatuoti žmogaus pulso dažnį, yra kadrų šviesumo fiksavimas [4]. Tyrime [4] buvo naudojama skaitmeninė vaizdo kamera. Kamera fiksavo veidą. Po to kiekviename kadre buvo išskiriamas mažas skruosto plotas 2.8 pav. Šio tyrimo metu buvo naudojamas dažnio intervalas nuo 0,7 Hz iki 2,0 Hz.



2.8 pav. Kadrų šviesumo fiksavimas ir apdorojimas [4]

Fiksuojamo skruosto plotą sudarė 30x40 pikselių stačiakampis. Skruosto plotas buvo fiksuojamas 200 ms intervalu. Kiekvienam skruosto vaizdui buvo apskaičiuojamas šviesumo vidurkis. Tokių vidurkių seka sudaro pletizmografinį signalą, pavaizduotą 2.9 pav.



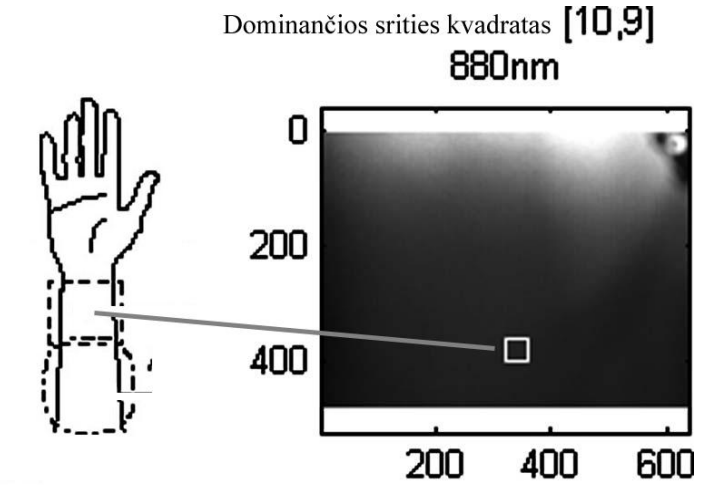
2.9 pav. Gaunamo pletizmografinio signalo apdorojimas iš kadrų šviesumo [4]

2.9 pav. matome šviesumo signalą ir jo apdorojimo seką: (a) rodo šviesumo kitimą sekimo stačiakampyje, kuris po to yra sureguliuotas su splaino interpoliacija; (b) rodo (a) signalo pirmos

eilės diferenciaciją; (c) - žemo pralaidumo filtravimą (*ang.* low pas filtre); (d) - signalo amplitudės spektrą, kuriame pirmas pikas rodo kvėpavimo dažnį, o antras pulso dažnį [4].

Kaip matome iš 2.9 pav. signalui apdoroti ir išgryninti yra atliekama nemažai skaičiavimo etapų. Išnagrinėtas matavimo metodas reikalauja pakankamai nemažai laiko ir pastangų, norint apskaičiuoti žmogaus pulsą [4]. Deja, straipsnyje nėra parodyti matavimo rezultatai.

Panašus metodas, fiksuojant šviesumo kaitą, yra aprašytas [16] straipsnyje. Čia šviesumo fiksavimas buvo atliekamas rankos riešui (2.10 pav.).

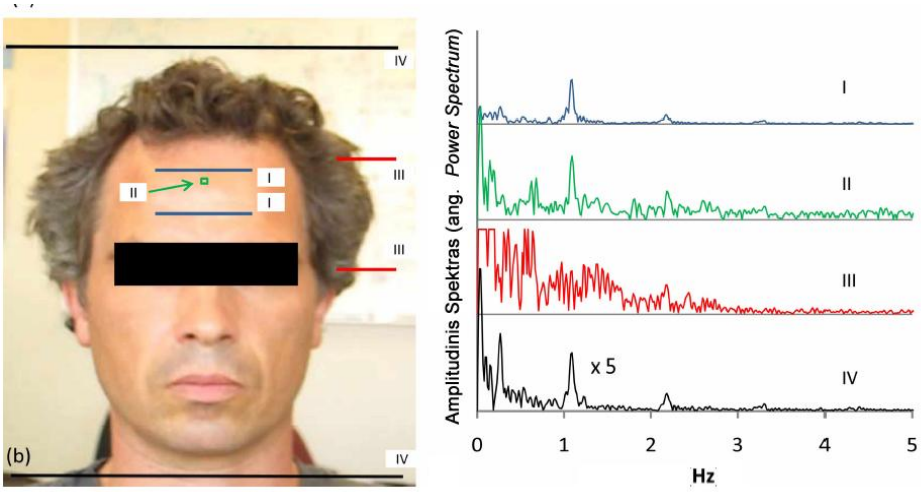


2.10 pav. Monochromatinės kameros fiksuojamas vaizdas ir dominančios srities išskyrimas [16]

2.10 pav. parodo tyrimuose naudotos monochromatinės kameros fiksuojamą vaizdą, iš kurio vėliau buvo išgaunamas pletizmografinis signalas. Šitas metodas nors ir davė tikslius rezultatus, bet yra visiškai nepraktiškas ir niekur nepanaudotinas. Žmogus privalėjo pakišti ranką po kameros objektyvu ir be jokio judesio išbūti tam tikrą laiką.

2.4. Pletizmografinio signalo fiksavimas, naudojant spalvotą vaizdo kamerą

Straipsnyje [3] yra nagrinėjamas pletizmografinis signalas, išgaunamas iš spalvoto vaizdo įrašo. Kiekviename kadre rankomis buvo išskiriamas mažas žmogaus veido plotas. Kiekvienam išskirtam veido plotui buvo skaičiuojamas vidurkis trims spalvos komponentėms. Iš vidurkių sekos buvo sudaromas pletizmografinis signalas. Gautiems trims pletizmografiniams signalams buvo skaičiuojamas signalo dažnių amplitudinis spektras(ang. *Power Spectrum)* 3 pav.



2.11 pav. Pletizmografinis signalas, išgautas iš spalvoto vaizdo

2.11 pav. rodo užfiksuotų žalios, mėlynos ir raudonos spalvos komponenčių sudarytų signalų amplitudinius spektrus. [3] straipsnio atlikti tyrimai parodė, kad žalios komponentės sudarytas signalas turi stipriausią pletizmografinį signalą. Signalo pikas esantis po 0,7 Hz atitinka žmogaus pulsą.

Turėdami pletizmografinį signalą, jam pritaikome Furjė transformaciją ir gauname signalo amplitudinį spektrą. Signalo pikas, matomas po 0,75 Hz ribos, rodo žmogaus pulsą. Signalo pikas, esantis prieš 0,75 Hz ribą, rodo žmogaus kvėpavimo dažnį [2; 3; 4; 5].

2.5. Literatūros apžvalgos išvados ir aptikti trūkumai

Širdies ir kraujagyslių pulso signalas, sklindantis žmogaus kūnu, yra siejamas su pletizmografija (graikiškai „plethysmos“ – augimas). Jau minėtas PPG, kuris buvo pristatytas 1930 m., naudoja šviesos atspindį ir yra pigiausias metodas, su kuriuo galima pamatuoti žmogaus bioparametrus. PPG yra pagrįstas tuo, kad kraujas sugeria šviesą labiau negu oda. Kadangi kraujas pulsuoja, tai kraujo tūrio kitimas įtakoja deguonies kiekį kraujyje. Deguonies kiekio kitimas yra fiksuojamas, fiksuojant sugertos šviesos pokyčius.

Kraujo tūris keičiasi su kiekvienu širdies dūžiu dėl to, kad širdis paduoda į kraujagysles deguonies kiekį. Žinant šį faktą ir prieš tai pateiktus teiginius iš skirtingų mokslininkų tyrimų, galima teigti, kad PPG leidžia fiksuoti šiuos rodiklius:

- deguonies kiekį kraujyje;
- širdies pulso dažnį;
- kvėpavimo dažnį;
- kraujospūdį.

Iš šių rodiklių galima nustatyti kraujagyslių bei širdies sutrikimus.

EKG matavimo metodas yra tikslus, tačiau jo trūkumas yra elektrodai. Ne kiekvieno žmogaus oda teigiamai reaguoja į besiliečiančius objektus, kurie gali sukelti sudirgimus. Pats matavimas atliekamas naudojant sudėtingą įrangą, kurią prieš naudojimą reikia suderinti. Naudojant EKG matavimas nutrūksta, jeigu bent vienas iš elektrodų nesiliečia su žmogaus oda.

Bekontaktis pulso matavimas ir PPG vaizdavimas pradėti nagrinėti pakankamai neseniai, panaudojant įprastas vaizdo kameras [4]. PPG ir oksimetrijos principai, nors ir yra žinomi seniai, bet prieš tai bandymai buvo atliekami, naudojant brangias technologijas ir specifinius šviesos šaltinius (infraraudonoji šviesa, lazerio šviesa [15]). Tyrimai, kuriems pradėta naudoti paprasta šviesa (pavyzdžiui, dienos saulės apšvietimas), pradėti nagrinėti palyginti visai neseniai [3; 5].

Apžvalga parodė, kad prieš tai atlikti tyrimai buvo padaryti, naudojant specifines technologijas, kurios nėra visiems prieinamos. Matavimo metodai, pateikti 2.2 ir 2.3 skyriuose, reikalauja sudėtingos ir specifinės įrangos. Matavimams ir apskaičiavimams reikia pakankamai daug laiko ir sudėtingų žingsnių. 2.2, 2.3 ir 2.4 skyriuose veido plotas buvo išskiriamas rankiniu būdu – tai neefektyvus būdas. Pulsui apskaičiuoti reikėjo nemažai sudėtingų etapų bei laiko. Tyrimai buvo atliekami be jokio žmogaus judesio. Signalas, įrašomas naudojant paprastą šviesą, yra dažnai tapatinamas su triukšmu [2; 3; 4; 5]. Dėl šios priežasties ankstesni bandymai stokojo fiziologinių ir matematinių skaičiavimo modelių, greitai ir efektyviai apdorojančių signalą. Bandymai buvo paremti rankiniu vaizdo segmentavimu ir euristiniu neapdorotų paveiksliukų interpretavimu. Minėti vaizdo apdorojimo žingsniai lėmė mažą efektyvumo charakteristiką.

Visais atvejais PPG signalas yra jautrus judesiui. Judesys iškreipia gaunamą PPG signalą. Signalo iškraipymo pašalinimas yra vienas iš sudėtingesnių uždavinių, kurį reikia išspręsti, norint efektyviai ir tiksliai pamatuoti žmogaus pulsą.

Dažniausiai triukšmas patenka į tą pačią dažnių juostą kaip ir pletizmografijos signalas, todėl įprastas linijinis filtravimas, naudojant fiksuotojo dažnio ribas (*ang.* cut-off), čia netinka. Tam, kad būtų sukurtas naudingas veikimo algoritmas medicinos tikslams, reikalingas papildomas signalo apdorojimas, kuris sumažintų judesio sukeliamą triukšmą ir išgautų gryną pletizmografinį signalą [5].

Toliau bus aprašomas mūsų pulso matavimo metodas. Šis metodas nereikalauja jokios specifinės įrangos. Pulsą galima pamatuoti, naudojant internetinę vaizdo kamerą bei greitą ir efektyvų nepriklausomų kompolnečių analizės metodą. Mūsų siūlomas ir toliau apžvelgiamas metodas yra pakankamai spartus ir efektyvus.

3. Pulso matavimas, naudojant paprastą internetinę vaizdo kamerą

Baigiamojo magistro darbo tikslas yra panaudojus internetinę vaizdo kamerą iš žmogaus įrašyto veido įrašo nustatyti filmuojamo žmogaus pulsą. Tikslui pasiekti po vaizdo įrašymo reikia kiekviename kadre atskirti žmogaus veidą nuo aplinkos. Iš kadrų sekos, kurią sudaro žmogaus veido sritis, reikia sudaryti pletizmografinį signalą, kurį reikia efektyviai ir greitai apdoroti, išfiltruojant pašalinį triukšmą ir gauti pulsą.

Signalo apdorojimui rasti tinkamiausią metodą, kuris duotų geriausius rezultatus bei apdorojimo spartą. Apdorojimo sparta reikalinga tam, kad vėliau sistemą galima būtų pritaikyti pulso matavimui realiu laiku.

Darbas buvo atliekamas naudojant Logitech C310 internetinę vaizdo kamerą. Įrašomo vaizdo dydis yra 640x480 pikselių raiškos. Filmavimo sparta – 15 kadrų per sekundę. Vaizdo įrašo ilgis – 30 sekundžių. Tiriamieji buvo filmuojami apie 0,5 m atstumu nuo kameros. Tiriamųjų amžius nuo 24 iki 64 metų. Vaizdas buvo įrašomas, esant įvairiam apšvietimui. Rezultatams palyginti buvo naudojamas pulso matavimo prietaisas, kuris dedamas ant riešo. 3.1 pav. matome pulso matuoklį, kurio rodmenys buvo naudojami kaip matavimo šablonas.

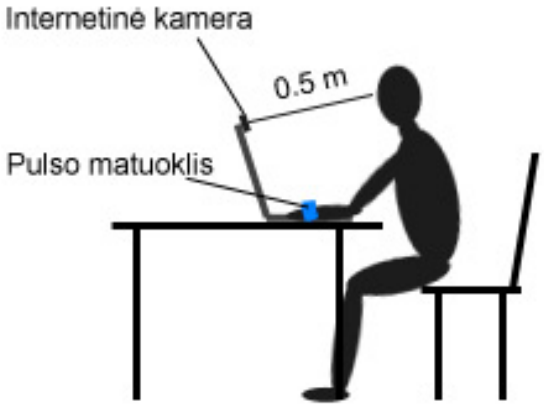


3.1 pav. Rankinis pulso matuoklis

3.2 pav. parodo pulso matavimo vietos vaizdą. Tiriamųjų žmonių buvo prašoma 30 sekundžių sėdėti be jokio judesio. Tai buvo daroma tam, kad uždėtas ant riešo pulso matuoklis parodytų tikslią pulso matavimo reikšmę. Daugelio paprastų pulso matuoklių (pvz. 3.1 pav.), kurie yra naudojami namuose minusas – prietaisas gali nepaskaičiuoti pulso judinant ranką arba atliekant bet kokį kitą judesį.

Po 30 sekundžių tiriamųjų buvo prašoma judinti galvą į visas puses:

- į šonus;
- į priekį ir atgal;
- į priekį, atgal ir šonus.



3.2 pav. Matavimo vieta

Baigiamajame magistro darbe aprašytas pulso matavimas, panaudojant internetinę vaizdo kamerą, yra pagrįstas odos spalvos kitimu laiko atžvilgiu – oksimetrijos principas. Odos spalva kinta dėl kraujo pulsavimo kraujagyslėse. Kraujo pulsavimas lemia skirtingą šviesos sugerties kiekį, kurį įtakoja kintantis deguonies kiekis kraujagyslėse. Iš žmogaus veido kadrų sekos gauname pletizmografinį signalą.

3.1. Spalvoto vaizdo komponenčių signalo fiksavimas

3.1.1 Veido filmavimas ir veido srities sekimas

Anksčiau išvardyti metodai leidžia teigti, kad kiekvienas žmogaus užfiksuotas kadras turi pletizmografinį signalą su mus dominančiu pulsu. Kadangi žmogaus veidas yra labiausiai matoma kūno dalis, pulso matavimas buvo atliekamas įrašant sėdinčio žmogaus veidą.

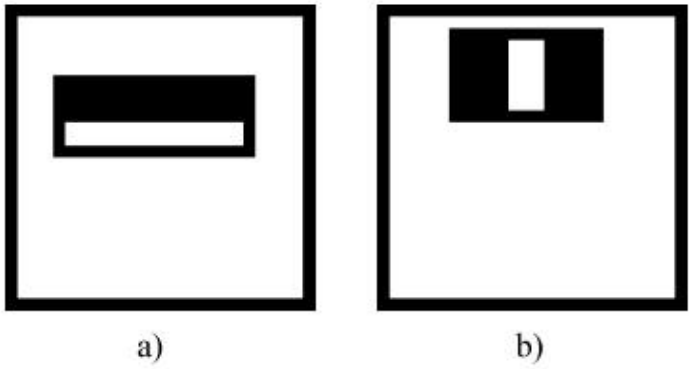
Vaizdo įrašymui naudojome paprastą internetinę vaizdo kamerą, kuri palaiko 640x480 pikselių raišką ir 15 kadrų per sekundę spartą. Svarbus aspektas, kuri reikia paminėti – įrašomam vaizdui nereikia naudoti jokio glaudinimo algoritmo. Kiekvieną sekundę turi sudaryti lygiai 15 kadrų. Bet koks vaizdo glaudinimo algoritmas įtakoja šį skaičių. Gauname netolygų ir visiškai netinkamą apdorojimui pletizmografinį signalą.

Veido sekimui naujome EmguCV programinį paketą. Tai yra OpenCV paketas, pritaikytas C# programavimo kalbai. OpenCV šifruojasi kaip atviras kompiuterio regėjimas (*ang.* open computer vision). OpenCV paketas yra nemokamas ir laisvai prieinamas programavimo įrankis,

kuris leidžia sekti skirtingus objektus vaizdo įraše arba tiesiogiai gaunamam vaizde iš internetinės vaizdo kameros bei bet kokio kito vaizdo šaltinio naudodamas Haaro klasifikatorius.

Veido sekimui EmguCV naudoja 14 Haar-like [9; 10; 11] skaitmeninio vaizdo savybių, kurios buvo gautos, naudojant pozityvius ir negatyvius dominančio objekto atvaizdus. Programa gaunamą vaizdą klasifikuoja ir, jei visos savybės buvo rastos, programa grąžina rasto objekto stačiakampio koordinates.

Haaro klasifikatoriaus pavizdys parodytas 3.3 pav. Kalsifikatorius yra skirtas akių srities atpažinimui.



3.3 pav. Haaro akių sities klasifikatorius [10]

Iš 3.3 pav. a) klasifikatorius ieško spalvos skirtumo tarp akių lygio ir antakių. Akių lygis yra dažniausiai tamsesnis negu antakių lygis. b) klasifikatorius ieškos spalvos perėjimo tarp abiejų akių ir nosies per vidurį. a) ir b) atvejais, jeigu yra užfiksuojamas ieškomas perėjimas, tada klasifikatorius yra atpažintas ir galima išskirti veido sritį akių lygyje. 3.4 pav. parodo klasifikatorių uždėjimą ant vaizdo.

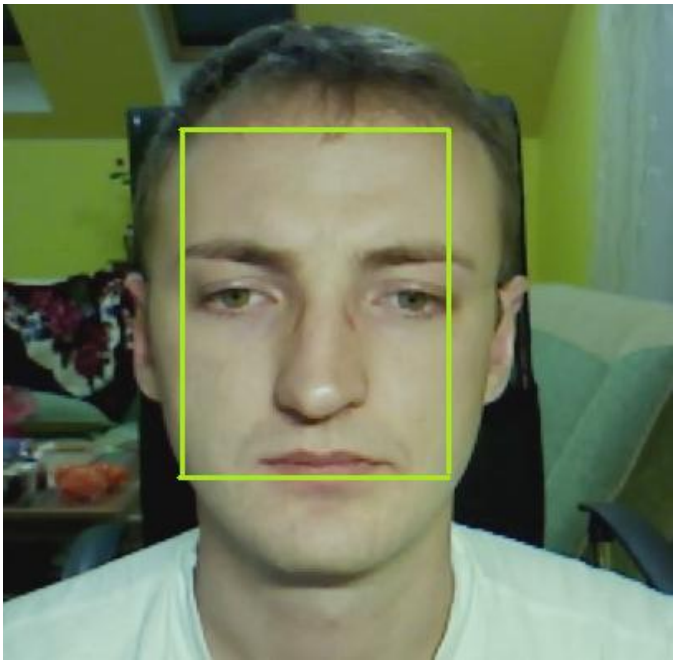


3.4 pav. Haaro akių sities klasifikatorius [10]

Iš tokių 14 klasifikatorių yra sudarytas EmguCV veido atpažinimui skirtas Haaro klasifikatorius. Grupuojant klasifikatorius, vaizde yra ieškoma veido sritis [17].

Mūsų algoritme naudosime 60 % gaunamo veido stačiakampio vaizdo tam, kad kuo mažiau būtų fiksuojama pašalinio vaizdo. Visiškai pakanka 60 % veido srities, norint išgauti pulso matavimui reikalinga signalą.

Mūsų programos sekimo algoritmo principas yra toks – jei kadre nebuvo rastas veidas, yra naudojamos prieš tai rasto veido koordinatės. Tokiu būdu sumažinami nereikalingi gaunamo signalo iškreipiai. 3.5 pav. pavaizduotas užfiksuotas veidas.

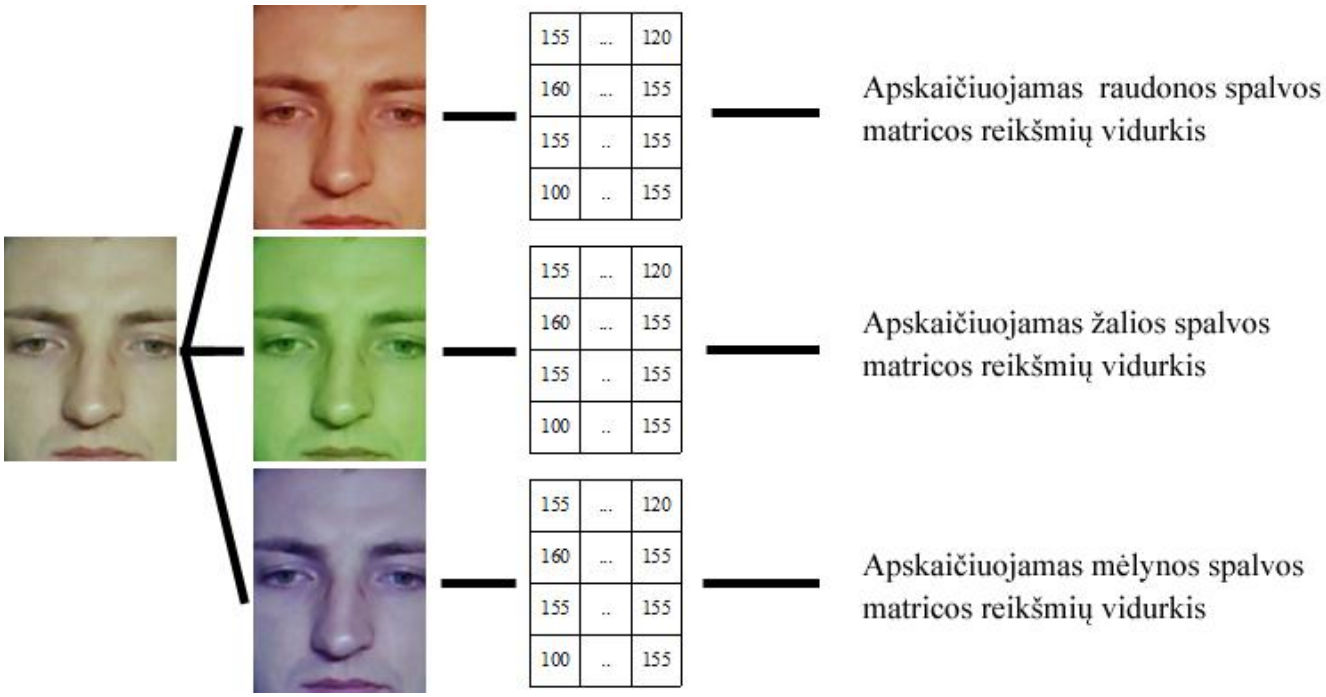


3.5 pav. Užfiksuotas veidas su EmguCV

Reikia pažymėti, kad tikslus veido sekimas yra labai reikšmingas veiksnys. Kuo tiksliau ir greičiau programa užfiksuoja veido sritį, tuo mažiau gauname pašalinio triukšmo signale. Pavyzdžiui, jeigu befilmuojant veidą, žmogus greitai pasisuka ir veidas pasislepia, pletizmografinis signalas yra iškraipomas ir tuo metu signalą sudaro ne kintanti veido spalva, o sienos spalva – kuri nekinta laikui bėgant.

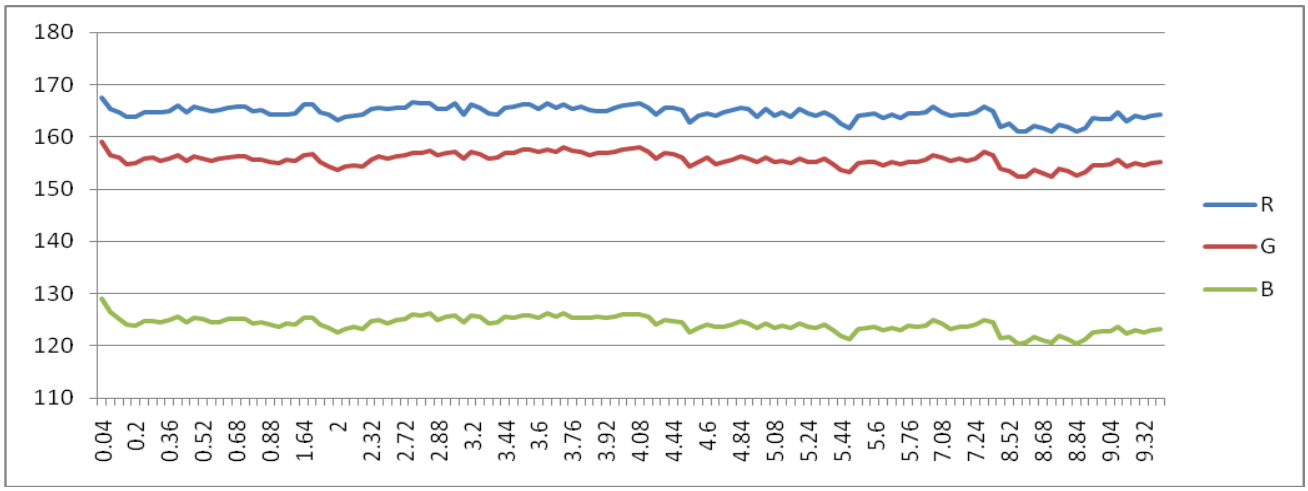
3.1.2. Įrašomo vaizdo erdvinis vidurkinimas bei pletizmografinio signalo sudarymas

Kaip jau buvo minėta, PPG yra labai veikiamas triukšmo. Norint sumažinti įrašomo vaizdo triukšmo lygį, pirmu etapu apskaičiuojame kiekvieno kadro veido srities, kiekvienos spalvos komponentės vidurkį. Naudodami EmguCV, gaunamą veido stačiakampį išskaidome į tris komponentes (raudonos, žalios ir mėlynos), spalvų sudedamąsias dalis kiekviename įrašomame pikselyje. Kiekvieną gaunamą kadrą vidurkiname kiekvienai spalvos komponentei ir gauname *t* laiko momentu įrašytos komponentės pletizmografinio signalo reikšmę. 3.6 pav. parodo, kaip yra sudaromas vienas pletizmografinio signalo taškas kiekvienai spalvos komponentei.



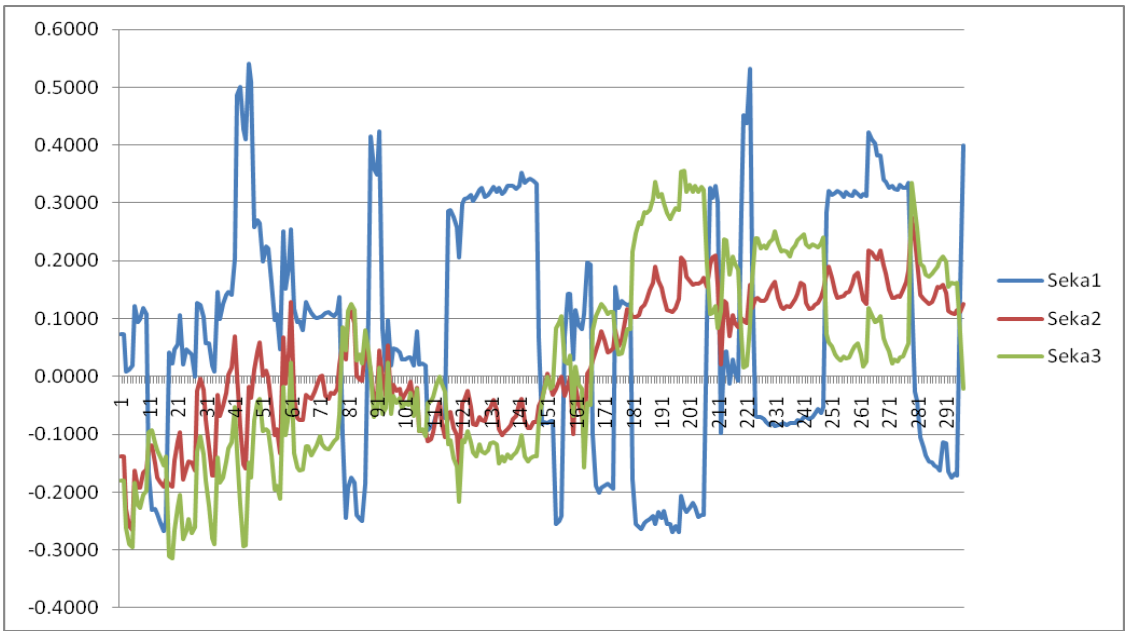
3.6 pav. Pletizmografinio signalo vieno taško apskaičiavimas iš kadro

3.6 pav. parodo veido srities išskaidymą. Po to kiekvienam kadro spalvos sluoksniui yra skaičiuojamas spalvos matricos visų reikšmių bendras vidurkis. Taip apdirbant kiekvieną kadrą, gauname trijų spalvų pletizmografinių signalų vektorius. Pradinis pletizmografinis signalas pavaizduotas 3.7 pav.



3.7 pav. Raudonos, žalios ir mėlynos spalvos komponečių signalai

3.7 pav. parodo trijų spalvų pletizmografinį signalą. Tai yra beveik idealus signalas, kurio dažniausiai neįmano išgauti, nes paprastai signalas yra smarkai iškraipomas. 3.8 pav. parodo dažniausiai gaunamą signalą.



3.8 pav. Dažniausiai fiksuojamas pletizmografinis signalas

3.8 pav. matome iškraipytą signalą. Signalas yra iškraipytas dėl judesio bei apšvietimo kaitos. Atsiradus judesiui, keičiasi šviesos keliavimo atstumas nuo kameros. Apšvietimo kaita dažniausiai matoma filmuojant žmogų dieną, kai šviečia saulė ir danguje plaukia debesys. Remiantis jau prieš tai atliktais tyrimais [3; 5], žalios spalvos komponentė turi stipriausią pletizmografinį signalą.

3.1.3. Gaunamo signalo apdorojimas

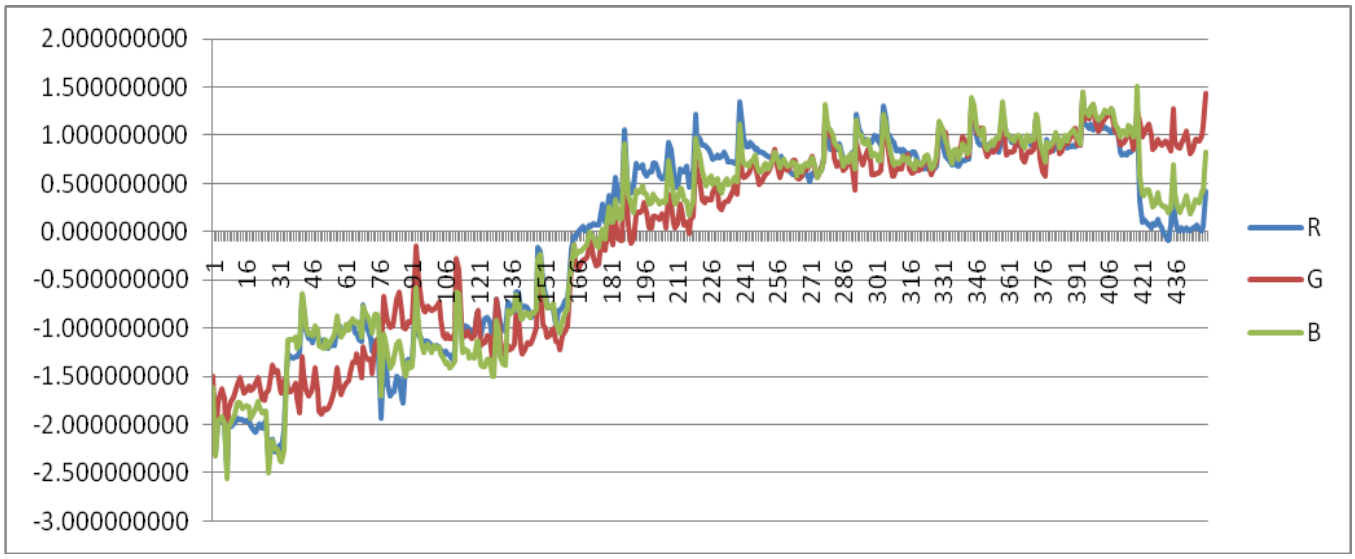
Po signalo įrašymo gaunamos reikšmės yra normalizuojamos aritmetiškai tam, kad būtų dar labiau sumažinta triukšmo įtaka grynajam signalui. Normalizavimui yra naudojami 30 sek. duomenys, tai yra 450 kadrų. Normalizavimo formulė atrodo taip:

$$x_i^{'}(t) = \frac{x_i(t) - \mu_i}{\sigma_i}, \tag{1}$$

kur μ_i ir σ_i yra atitinkamai aritmetinis vidurkis ir standartinis signalo x_i nuokrypis. Po normalizavimo $x_i^{'}$ yra nulinio vidurkio ir vienetinio nuokrypio.

3.9 pav. parodo normalizuotą trijų komponenčių signalą. Programai įrašius pirmus 450 kadrų, su kiekviena nauja sekunde 15 pirmųjų kadrų iš 450 kadrų sekos yra išmetami. Visi kiti kadrai yra perstumiami į priekį ir naujų kadrų reikšmės įrašomos į kadrų sekos priekį.

450 kadrų seką sudaro pakankamai duomenų, norint išgauti gražų ir tolygu dažnių amplitudinį spektrą.



3.9 pav. Normalizuotas signalas

Po normalizavimo jau galima gauti žmogaus pulsą iš dažnių amplitudinio spektro. Tam užtenka turėti dažnio veikimo intervalą ir atitinkamą širdies dūžių kiekį per minutę. Turint du intervalus, pulso reikšmę galima apskaičiuoti, panaudojant koreliacijos formulę:

$$y = (1-t)a + t(b), \tag{2}$$

kur *y* yra gauto signalo pikas, *a* yra dažnio veikimo intervalo pradžia, *b* yra intervalo pabaiga, o *t* yra koreliacijos koeficientas. Gavus koreliacijos koeficientą *t*, galima atbuline tvarka apskaičiuoti širdies dūžius per minutę, panaudojant tą pačią koreliacijos formulę, tik *a* ir *b* dabar yra intervalas nuo 0 Hz iki 240 Hz.

Magistro darbo metu buvo naudojamas dažnio intervalas nuo 0,75 Hz iki 4 Hz. Toks intervalas yra parinktas dėl jau atliktų tyrimų. Jeigu imtume intervalą nuo 0 Hz iki 4 Hz, tai galime gauti signalo piką intervale nuo 0 Hz iki 0,75 Hz. Kaip jau buvo minėta, pletizmografinis signalas turi ne vieno bioparametro reikšmę. Pikas nuo 0 Hz iki 0,75 Hz yra kvėpavimo dažnio informacija [3; 4; 5].

3.2. Signalo apdorojimas

Filmavimo metu gaunamas signalas yra paveiktas triukšmo. Triukšmo lygį lemia naudojamos įrangos techninės charakteristikos bei apšvietimo lygis ir judesiai. Išvardytos priežastys reikalauja efektyvaus signalo apdorojimo bei išgryninimo.

Matuojant šviesumą būtini keli etapai ir sudėtingi prietaisai, kuriais galima išgryninti gaunamą signalą ir gauti pulso amplitudės piką. Signalo interpoliacija, diferencijavimas ir žemo dažnio filtras, matuojant šviesumą, leido išgryninti signalą [4]. Tačiau, toks signalo filtravimas yra pakankamai sudėtingas ir reikalauja daug skaičiavimų.

Išnagrinėjus ne vieną signalo filtravimo algoritmą (skaitmeniniai filtrai, mažiausio kvadrato algoritmas, adaptyvusis mažiausio kvadrato algoritmas ir daug kitų signalo filtravimo algoritmų), buvo rastas naujausias ir dabar plačiai naudojamas signalo apdorojimo būdas – ICA (*ang.* independent component analysis – nepriklausomų komponenčių analizė). Tai yra naujausias aklo įeities signalo atskyrimo metodas (*ang.* blind source separation – BSS).

ICA yra pagrįstas statistika ir skaičiavimais, iš kurių galima atskleisti paslėptus faktorius, kuriais grindžiami signalo matavimai bei atsitiktiniai dydžiai. ICA veikimo principui suprasti galima pažiūrėti vaizdą[1]. ICA metodas nagrinėja įeinamą signalą ir tiesiogiai ieško tikro signalo. Dėl to metodas puikiai tinka signalo išgryninimui.

Straipsnyje [5] buvo nagrinėjamas signalo apdorojimas, naudojant JADE ICA algoritmą. Algoritmas yra nepriklausomas nuo jokių parametrų ir neatsižvelgia į laiką. Vidutinė matavimų paklaida šiame straipsnyje nejudančiam žmogui siekė ±5 širdies dūžių per minutę, o judančiam ±11 širdies dūžių per minutę paklaidą.

Šiame magistro darbe naudosime fiksuoto taško nepriklausomų komponenčių analizės metodą (toliau Fast ICA – *ang.* fixed-point algorithm) [13] bei Spatiotemporal SOBI [6; 12] (toliau stSobi) algoritmus ir lyginsime gaunamus rezultatus. Fast ICA buvo pasirinktas kaip ICA algoritmas, kuris neturi parametrų bei neatsižvelgia į laiką, be to savo principine schema yra panašus į JADE ICA algoritmą. Tuo tarpu stSobi algoritmas buvo pasirinktas todėl, kad stSobi algoritmas atsižvelgia į laiką. Kaip vėliau matysime, stSobi algoritmas duoda geresnius rezultatus.

3.2.1. ICA principas

ICA metodu atkurtų signalų skaičius negali viršyti siunčiamų signalų skaičiaus. Todėl pagal ICA modelį, turėdami signalų seką $x_1(t)$, $x_2(t)$, $x_3(t)$ (atitinkamai tai būtų R, G ir B spalvų komponenčių fiksuojami signalai), gausime $s_1(t), s_2(t), s_3(t)$. ICA priima, kad fiksuojami signalai yra signalo šaltinio linijiniai mišiniai kiekvienai komponentei (3).

$$x_i(t) = \sum_{j=1}^{3} a_{ij} s_j(t), \tag{3}$$

[1] http://www.endolith.com/wordpress/2009/11/22/a-simple-fastica-example/

Išreiškiant formulę (3) vektorine forma, gauname:

$$X(t) = As(t), \tag{4}$$

kur ***A*** yra maišymo matrica, *s* realus signalas laiko momentu *t*, ir **X** yra fiksuojamas signalas. ICA metodo tikslas yra rasti skiriamąją matricą ***W,*** kuri yra lygi atvirkštinei matricai ***A*** pagal išraišką:

$$\hat{s}(t) = WX(t). \tag{5}$$

Bendru atveju BSS sprendžia lygtį:

$$x(t) = As(t) + n(t), \tag{6}$$

čia x(t) yra stebimasis signalas, n(t) pridėtinis triukšmas, A maišymo matrica ir s(t) ieškomas signalas [6, 12, 13].

3.2.1.1. Fast ICA algoritmo principas

Fast ICA yra pagrįstas fiksuotojo taško ieškojimu iteracijos metodu (*ang.* fixed-point iteration) [12; 13]. Tarkime, mes turime signalo vektorių, kuris susideda iš nepriklausomų signalo reikšmių ir gali būti išreikštas (4) formule. Tada Fast ICA algoritmo veikimas susideda iš sekančių žingsnių [13]:

1. Imamas atsitiktinis svertinių koeficientų vektorius w, kurių normalizuota reikšmė lygi 1. Tada turime k=1.
2. Tada $w(k) = E\{x(w(k-1)^T x)^3\} - 3q(k-1)$. Laukiami svertiniai koeficientai gali būti apskaičiuoti iš didesnio kiekio signalo taškų x, tarkime iš 1000 taškų.
3. Daliname $w(k)$ iš normalizuoto w.
4. Jeigu reikšmė $|w(k)^T w(k-1)|$ yra nelabai artima 1, tada imamas $k = k+1$ ir grįžtama prie antro žingsnio. Jeigu reikšmė gaunasi artima vienetui, svertinių koeficientų vektoriumi parenkamas $w(k)$.

Grąžintas vektorius w yra lygus vienam stulpeliui maišymo matricoje. $w(k)$ atskiria vieną signalo šaltinį su prielaida, kad $w(k)^T x(t), t = 1, 2, ...$ lygi vienam signalo šaltiniui. Naudodami

iteracijas, randame svertinius maišymo matricos koeficientus, kurie atskiria ieškomą signalą nuo signalo sumaišyto su triukšmu.

3.2.1.2. stSobi algoritmo principas

Realiame pasaulyje duomenys priklauso ne tik nuo pastovių signalo reikšmių, bet ir nuo laiko. stSOBI algoritmas yra pritaikytas išskirti signalą, įvertinant ir laiką. Algoritmas dažniausiai naudojamas magnetinio rezonanso vaizdams apdoroti, pavyzdžiui stebint smegenų veiklos signalus. Algoritmo sprendžiama lygtis yra panaši į standartinę BSS lygtį, tik turi laiko faktorizavimą.

$$\mathbf{X}^T = {}^S\mathbf{A}^S\mathbf{S}. \tag{7}$$

Tarkime, magnetinio rezonanso signalas yra lygus $x = x(r_1, r_2, r_3, t)$, kur signalo reikšmė priklauso ne tik nuo signalo pozicijos $r := (r_1, r_2, r_3)$, bet ir nuo laiko t. Bendru atveju yra nagrinėjami duomenų signalai $x(r,t)$, kur r yra daugiamatis signalo indeksas ir t laiko indeksas. Žinant tai, ieškomas signalas susideda iš dviejų dalių:

$$\mathbf{X}^t = {}^t\mathbf{A}^t\mathbf{S}. \tag{8}$$

ir

$$\mathbf{X}^s = {}^s\mathbf{A}^s\mathbf{S}. \tag{9}$$

stSobi algoritmas ieško iškarto dviejų maišymo matricų $\mathbf{A}$ tiek signalo reikšmių laiko atžvilgiu, tiek signalo reikšmių erdvės atžvilgiu. Sujungus (8) ir (9) formules kartu, gauname stSobi algoritmo pagrindinę išraišką:

$$\mathbf{X} = {}^t\mathbf{S}^{Ts}\mathbf{S}. \tag{9}$$

stSobi algoritmas turi parametrą α, kuris atsako už tai, kuri signalo maišymo matrica yra svarbesnė – ar tai laiko atžvilgiu, ar tai erdvės atžvilgių. Koeficiento reikšmių intervalas yra nuo 0 iki 1. Kada α yra lygi 0, erdvės maišymo matrica dominuoja, ir atvirkščiai, jei α yra lygi 1 – laiko maišymo matrica dominuoja. Dagiau apie algoritmą galima rasti [12].

3.3. Išvados

Šiame skyriuje apžvelgėme visus mūsų programoje naudojamus signalo apdorojimo žingsnius. Pirmas žingsnis – atskirų spalvos komponenčių vidurkinimas yra būtinas, norint išgauti pletizmografinį signalą [3] bei sumažinti triukšmo lygį. Signalo reikšmių normalizavimas dar labiau sumažina triukšmo lygį.

ICA metodas buvo pasirinktas dėl savo naujoviškumo ir greito bei efektyvaus veikimo. Fast ICA metodas buvo pasirinktas dėl savo paprastumo ir noro palyginti ICA metodą, kuris neatsižvelgia į laiką, su stSobi algoritmu, kuris atsižvelgia į laiką. stSobi algoritmas yra efektyviai naudojamas signalams apdoroti iš magnetinio rezonanso smegenų skanavimo.

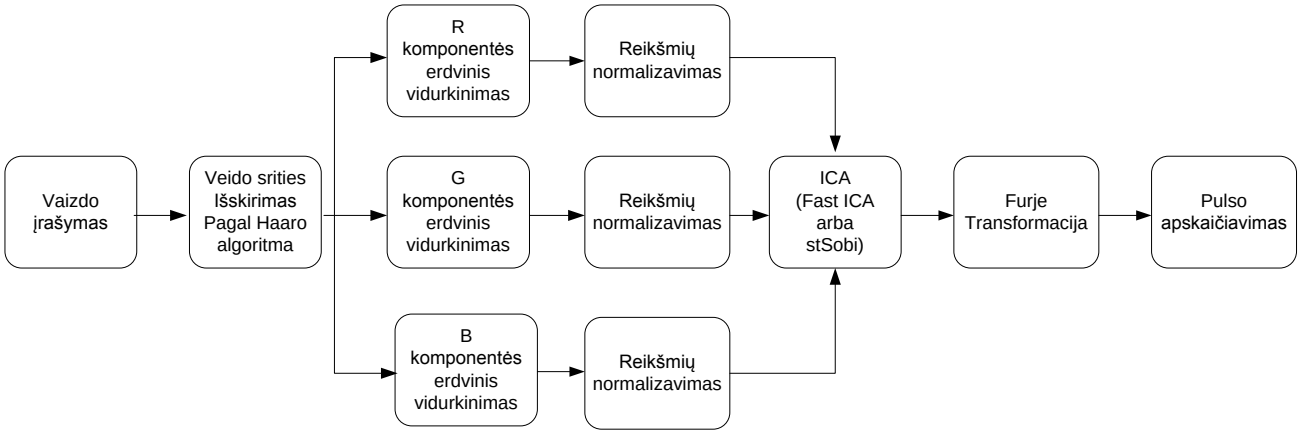
Kaip matome, pirmi žingsniai yra panašūs į prieš tai atliktų autorių tyrimus. Skirtumas tas, kad mūsų siūlomas metodas nereikalauja jokios brangios ir papildomos įrangos bei sudėtingų skaičiavimų.

Tyrimai parodys, kad mūsų siūlomas metodas su ICA pritaikymu pletizmografiniam signalui išgryninti leidžia greitai ir efektyviai apskaičiuoti žmogaus pulsą, o rezultatų vidutinė paklaida bus maža.

Apibendrinant skyrių ir perskaitytus straipsnius apie ICA, galima teigti, kad ICA greitai ir pakankamai efektyviai išgrynina mūsų gaunamą signalą. ICA efektyviai pašalina didesnį triukšmą ir galiausiai signalas tampa labiau panašus į įprasto pulso matuoklio sinusinį signalą (atitinkamai 4.3 pav. ir 4.2 pav.).

4. Pulso matavimo algoritmas ir tyrimų eiga

Pulsui apskaičiuoti yra naudojami sunormalizuoti duomenys iš 30 sek. vaizdo įrašo. Gavus duomenis, signalas filtruojamas, o realaus signalo realios reikšmės išskiriamos, naudojant BSS algoritmus. Po signalo apdorojimo yra taikoma Furjė transformacija signalo dažnio amplitudžių spektrui rasti. 4.1 pav. parodo pulso matavimo seką.



4.1 pav. Pulso matavimo programos schema

4.1 pav. rodo baigiamojo magistro darbo sukurtos programos skaičiavimo seką.

Pirmame etape yra įrašomas vaizdas ir iškarto yra ieškoma, ir atskiriama iš aplinkos veido sritis. Po to seka veido srities vaizdo kiekviename kadre išskaidymas į tris spalvų komponentes (raudonos, žalios ir mėlynos spalvų komponentes).

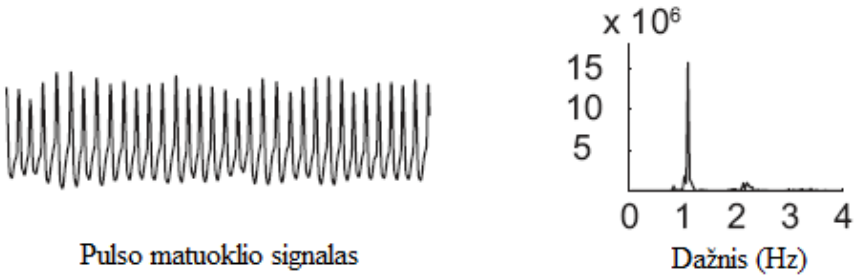
Sekančiame žingsnyje kiekvieno kadro kiekvienai spalvos komponentei yra apskaičiuojamas reikšmių vidurkis. Vidurkių seka kiekvienoje komponentėje sudaro pletizmografinį signalą.

Kitame žingsnyje 3 spalvų sudarytų signalų reikšmės yra normalizuojamos, naudojant 30 sek. laiko intervalo duomenis.

Po signalų reikšmių normalizavimo, trys signalai yra perduodami ICA algoritmui, kuris randa tikruosius signalus. Po ICA apdorojimo gauname 3 signalo komponentes.

Furjė transformacija yra taikoma antrai ICA komponentei. Antra ICA komponentė yra pasirinkta dėl atliktų bandymų rezultatų – pulso reikšmė gauta iš antros ICA komponentės rodydavo geriausius rezultatus. Pabaigoje pulsas yra apskaičiuojamas pagal koreliacinę formulę (2).

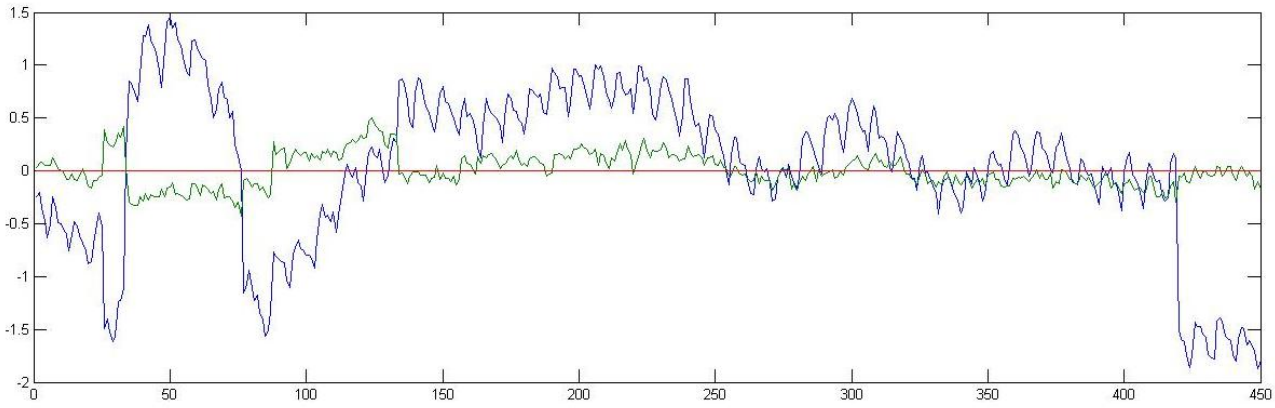
Signalo spektras yra analizuojamas pagal jau atliktus tyrimus [3; 4; 5]. Pagal anksčiau atliktus tyrimus, pulso reikšmę atitinka signalo amplitudinis pikas, kuris yra intervale nuo 0,75 Hz iki 4Hz. 4.2 pav. parodo signalą, kuris ateina iš pulso matuoklio [5].



4.2 pav. Pulso matuoklio signalas ir jo dažnių amplitudinis spektras

4.2 pav. matome gražų kraujo pulsavimo signalą. Jo amplitudinis spektras turi vieną ryškų piką, kuris atitinka esamą žmogaus pulsą.

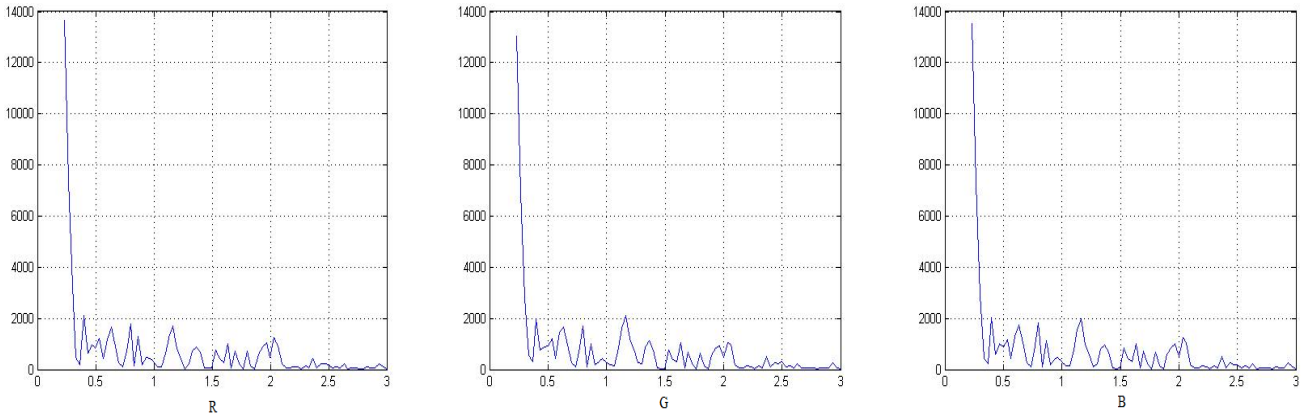
Internetine vaizdo kamera dažniausiai gaunamas pletizmografinis signalas yra pavaizduotas 3.5 pav. Šiame grafike galime pastebėti įvairius šuolius, atsirandančius dėl judesių, apšvietimo kaitos bei triukšmo. Pritaikius ICA algoritmą, gaunamas signalas pavaizduotas 4.3 pav.



4.3 pav. Signalas po ICA algoritmo pritaikymo

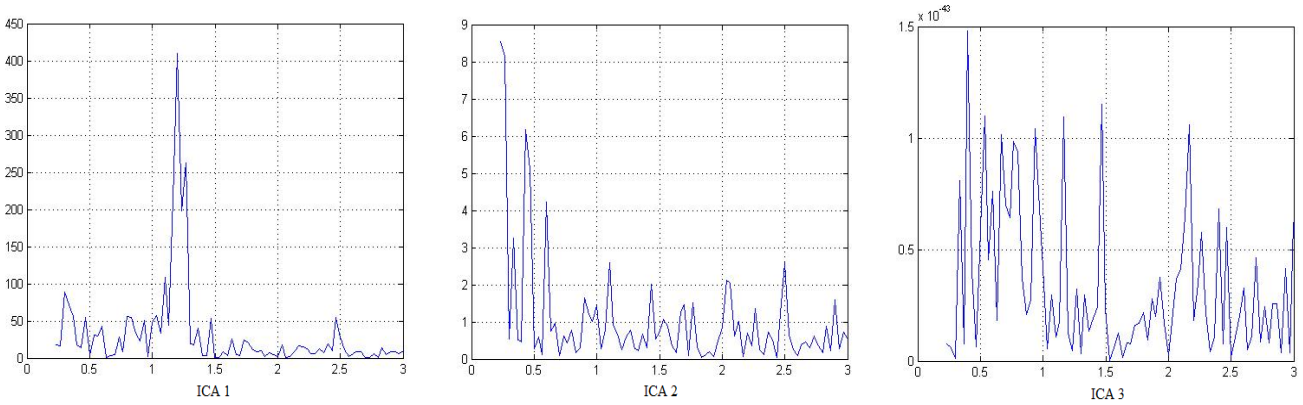
4.3 pav. parodo, kaip pasikeičia pirminis signalas. Nors signale matome triukšmą, bet rezultatas yra geresnis, negu pradinis ir panašesnis į 4.2 pav. pavaizduotą signalą.

4.4 pav. parodo raudonos, žalios ir mėlynos spalvos komponenčių pletizmografinio signalo dažnių amplitudžių spektrus. Galime pastebėti, kad jokia spalvos komponentė nerodo aiškaus pulso piko intervale nuo 0,75 Hz iki 4 Hz.



4.4 pav. Raudonos, žalios bei mėlynos spalvos pletizmografinių signalų dažnių spektrai

Jei apžvelgsime dažnių amplitudžių spektrą po ICA apdorojimo, pastebėsime jau ryškesnį piką 1 ICA komponentėje. 4.5 pav. rodo ICA komponenčių dažnių amplitudžių spektrus.



4.5 pav. Signalo amplitudžių spektrai po ICA apdorojimo

Iš 4.5 pav. matome jau ryškesnius pikus pirmoje ir antroje ICA komponentėje mus dominančiame dažnių intervale. Šiuo atveju pulso pikas idealiai matyti pirmoje ICA komponentėje. Tyrimai parodė, kad geriausiai ir dažnaiausiai pulso pikas matyti antroje ICA komponentėje.

Pasinaudojus koreliacijos formule $y=(1-t)a+t(b)$ ir žinant pulso intervalą, kuris yra nuo 45 iki 240 širdies dūžių per minutę [7; 4], iš 4.4 pav. pulso dažnis siekia tik apie 50 širdies dūžių per minutę, o iš pirmos ICA komponentės, pulso dažnis siekia 72 širdies dūžius per minutę. Pulsas, pamatuotas su pulso matuokliu, siekė 75 širdies dūžius per minutę. Taigi, aiškiai matome skirtumą prieš ir po ICA panaudojimo: paklaida yra tik 3 širdies dūžiai per minutę, arba 4 %. Tai nėra didelė paklaida ir yra priimtina, nes pats pulso matuoklis dėl netaisyklingo naudojimo ir savo savybių gali turėti paklaidą.

4.1. Pulso matavimo rezultatai

Kaip jau buvo minėta, pletizmografinis signalas yra fiksuojamas trijose spalvų komponentėse: raudonos, žalios ir mėlynos. Iš turimų spalvų komponenčių galime apskaičiuoti filmuoto žmogaus pulsą iš kiekvienos spalvos sudaryto pletizmografinio signalo. Pirmieji matavimų rezultatai pateikiami 1 lentelėje. Tyrimai parodė, kad G komponentės signalas turi stipriausią pletizmografinį signalą [3], todėl lentelėje skirtumas bus pateikiamas su žalios spalvos komponentės apskaičiuotu pulsu.

1 lentelė. Pulso matavimo rezultatai. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min.

Pulsas	R	G	B	Skirtumas
100	62	52	62	48
80	68	68	68	12
78	182	108	58	30
75	70	70	70	5
90	90	90	90	0
86	64	86	50	0
82	80	82	84	0
85	72	84	62	1
80	80	80	80	0
69	64	64	64	5
84	82	82	54	2

Pirmieji matavimai buvo atlikti, filmuojant žmogų jam nejudinant galvos. Galime pastebėti, kad didžiausias matavimo skirtumas siekia net 48 širdies dūžius per minutę. 1 lentelėje pateiktų matavimų tikslumas siekia 89,4 %, o paklaidų vidurkis siekia 8,75 širdies dūžius per minutę. Tai yra mažas tikslumas.

Vėliau pletizmografiniai signalai buvo apdorojami su Fast ICA algoritmu. 2 lentelėje pateikiami pirmieji pulso skaičiavimai. Pletizmografiniam signalui apdoroti buvo naudojama Fast ICA.

2 lentelėje matome, kad vienas bandymas nedavė jokio rezultato. Tyrimai parodė, kad dažniausią ir tiksliausią pulso reikšmę turi antra ICA komponentė, todėl matavimų skirtumas pateikiamas su antra ICA komponente. 2 lentelėje pateiktų matavimų tikslumas siekią tik 80 %, o vidutinė matatavimų paklaida – 15,92 širdies dūžius per minutę. Rezultatai yra dar prastesni, nei išgaunant signalą tiesiogiai iš žalios spalvos komponentės kitimo sudaryto pletizmografinio signalo.

2 lentelė. Pulso matavimo rezultatai, naudojant Fast ICA. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min.

Pulsas	R	G	B	Skirtumas	Fast ICA 1	Fast ICA 2	Fast ICA 3	Skirtumas
100	62	52	62	48	52	106	104	6
80	68	68	68	12	70	70	70	10
78	182	108	58	30	78	tuščia	tuščia	78
75	70	70	70	5	150	72	70	3
90	90	90	90	0	90	80	90	10
86	64	86	50	0	72	60	86	26
82	80	82	84	0	84	82	50	0
85	72	84	62	1	56	84	84	1
80	80	80	80	0	78	80	78	0
69	64	64	64	5	56	66	58	3
84	82	82	54	2	82	110	76	26

Kaip jau buvo minėta, Fast ICA algoritmas yra pagrįstas iteracijomis, ieškant svertinių maišymo matricos koeficientų. Pirmieji bandymai buvo atlikti su 1000 iteracijų (panašūs rezultatai buvo gauti su 100 iteracijų). Tyrimai parodė, kad geriausiai Fast ICA algoritmas apdorodavo pletizmografinį signalą, darydamas 500 iteracijų. Rezultatai su patobulintu Fast ICA algoritmu pateikti 3 lentelėje.

3 lentelė. Pulso matavimo rezultatai, naudojant Fast ICA su 500 iteracijų skaičiumi. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min.

Pulsas	R	G	B	Skirtumas	Fast ICA 1	Fast ICA 2	Fast ICA 3	Skirtumas
100	62	52	62	48	52	106	104	6
80	68	68	68	12	70	80	70	0
78	182	108	58	30	78	78	70	0
75	70	70	70	5	150	74	70	1
90	90	90	90	0	90	99	90	9
86	64	86	50	0	72	80	86	6
82	80	82	84	0	84	84	50	2
85	72	84	62	1	56	74	84	11
80	80	80	80	0	78	80	78	0
69	64	64	64	5	56	74	58	5
84	82	82	54	2	82	82	76	2

3 lentelėje matosi akivaizdus matavimo rezultatų pagerėjimas. Didžiausia paklaida siekė tik 11 širdies dūž./min. Matavimų tikslumas yra 95,56 %, o vidutinė matavimų paklaida – 3,67 širdies dūž./min. Fast ICA algoritmo patobulinimas davė ženkliai geresnius rezultus, palyginti su pulso reikšmėmis, gautomis tiesiogiai iš žalios spalvos komponentės.

Tolimesni bandymai buvo atlikti, naudojant stSobi algoritmą. Kaip jau buvo minėta stSobi algoritmas signalo mašymo matricų ieško tiek signalo taškų erdvės atžvilgiu, tiek signalo reikšmių laiko atžvilgiu. Pulso matavimo rezultatai, naudojant stSobi algoritmą, pateikti 4 lentelėje.

4 lentelė. Pulso matavimo rezultatai, naudojant stSobi algoritmą. Visos reikšmės yra pateikiamos kaip širdies dūžiai/min.

Pulsas	R	G	B	Skirtumas	stSobi 1	stSobi 2	stSobi 3	Skirtumas
100	62	52	62	48	106	104	124	4
80	68	68	68	12	76	72	124	8
78	182	108	58	30	56	78	76	0
75	70	70	70	5	66	72	88	3
90	90	90	90	0	54	88	174	2
86	64	86	50	0	78	86	88	0
82	80	82	84	0	82	82	154	0
85	72	84	62	1	84	84	174	1
80	80	80	80	0	78	80	86	0
69	64	64	64	5	94	64	62	5
84	82	82	54	2	96	82	88	2

4 lentelėje pateikti rezultatai dar pagerėjo, lyginant su Fast ICA algoritmo pagalba apdorotu signalu. Po stSobi algoritmo panaudojimo didžiausia paklaida siekė tik 8 širdies dūž./min., o matavimo tikslumas – 97,27 %. stSobi algoritme dominuoja parametras, kuris atsako už ervines srities arba laiko srities nagrinėjimo dalį. Esant koeficiento reikšmei 0,5 – abi sritys yra nagrinėjamos vienodai. Didinant koeficientą – laiko sritys ima duominuoti skaičiavimuose. Algoritmui buvo parinkta 0,8 koeficiento reikšmė. Pakeitus koeficientą iš 0,5 į 0,8 rezultatai nežymiai pagerėjo. Iš 1, 2, 3 ir 4 lentelių geriausius rezultatus parodė stSobio algoritmas.

Iš lentelėje pateiktų rezultatų matyti, kad kartais ir nepanaudojus ICA, pulsas iš žalios komponentės atitinka pulso matuoklio rodomą pulsą. Didžiausias žalios komponentės skirtumas yra 48 širdies dūžiai per minutę, o po ICA apdorojimo to paties matavimo skirtumas sumažėjo iki 4 širdies dūžių per minutę paklaidos.

Iš trečios ir ketvirtos lentelės matyti, kad signalo apdorojimui geriau tinka stSOBI algoritmas, nei Fast ICA. Gaunamas mažesnis matavimo paklaidos skirtumas ir didesnis bendras tikslumas. Taip pat galima pastabėti, kad vienoje vietoje Fast ICA algoritmas (esant 1000 iteracijų skaičiui) nedavė jokio rezultato iš antros ir trečios ICA komponentės.

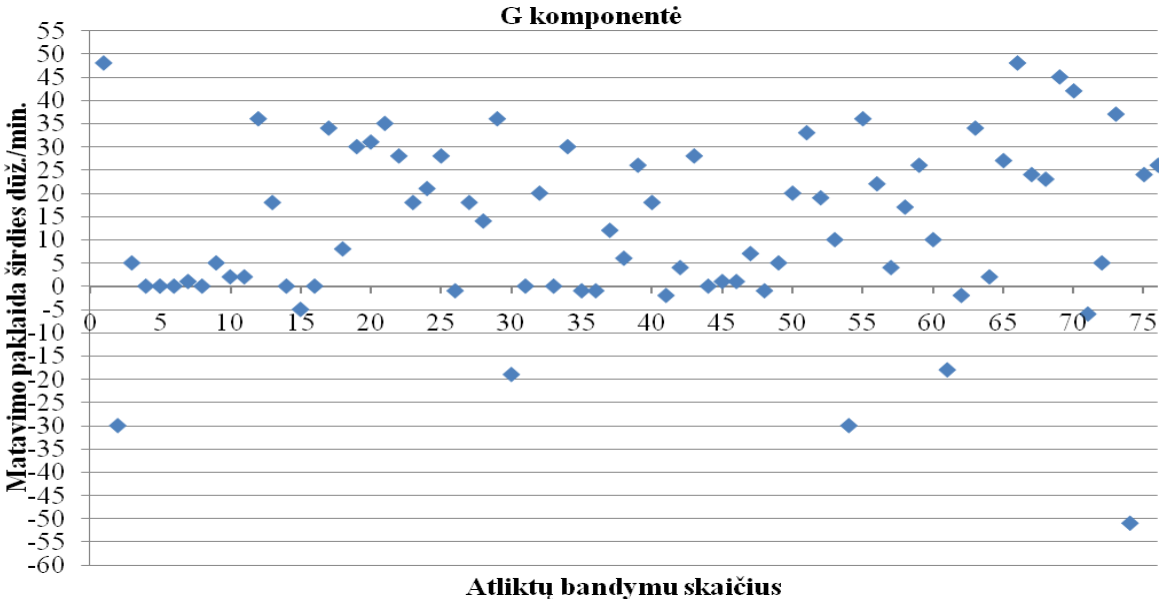
Tolimesniuose bandymuose dalyvavo 16 skirtingo amžiaus žmonių. Matavimai buvo atliekami skirtingu paros metu, naudojant tiek saulės, tiek skirtingo galingumo lempų apšvietimą. 5 lentelėje pateikiama daugiau matavimo rezultatų.

5 lentelė. Pulso matavimo rezultatai iš pletizmografinio signalo žalios spalvos bei antros stSobi ir Fast ICA komponentės, gautos po stSobi algoritmo pritaikymo.

Pulsas	G	Skirtumas	Fast ICA	Skirtumas	stSobi	Skirtumas
82	52	30	84	2	82	0
53	54	1	54	1	54	1
53	54	1	52	1	52	1
62	50	12	60	2	60	2
58	52	6	72	14	68	10
76	50	9	76	0	76	1
80	62	26	80	0	80	0
74	76	18	76	2	76	0
82	78	2	80	2	78	2
78	50	4	84	6	76	4
60	60	28	60	0	60	2
77	76	0	76	1	78	0
59	58	1	58	1	58	1
67	60	8	72	5	70	2
71	72	20	68	3	72	0
75	70	20	72	3	70	0
70	50	10	70	0	70	4
87	54	1	88	1	82	1
81	62	12	80	1	80	0
80	70	7	76	4	82	3
80	110	1	74	6	88	1
86	50	21	90	4	86	1
82	60	5	88	6	82	5
84	80	21	84	0	84	5

Atlikus daugiau bandymų pastebime, kad pulso paklaida gali siekti ir 10 širdies dūžių per minutę, naudojant stSobi algoritmą bei 14 širdies dūžių per minutę, naudojant Fast ICA algoritmą. Tokios didesnės paklaidos atsiranda dėl žmogaus staigaus judesio arba staigaus apšvietimo pasikeitimo. Verta pažymėti, kad žmogaus judesys, esant prastesniam bei kintančiam apšvietimui, keičia kameros fiksuojamų spalvų kontrastą. Tarkime, filmuojamas vaizdas turi normalias spalvų proporcijas, o po judesio ir apšvietimo pasikeitimo vaizdas tampa labiau mėlynas. Problemos sprendimo būdas galėtų būti kamera, kuri automatiškai nereguliuoja savo priimamos šviesos kiekio.

Tolimesni matavimo rezultatai buvo išskirstyti į žmogaus pulso matavimus be judesio ir su judesiu. Buvo atlikti 76 bandymai be judesio ir 43 bandymai su judesiu. Visų bandymų rezultatai pateikiami pulso dažnio skirtumo su pulso matuoklio parodymais. 4.6 pav. parodo matavimo rezultatus, gautus tiesiogiai iš žalios spalvos komponentės, žmogui esant ramybės būsenoje.



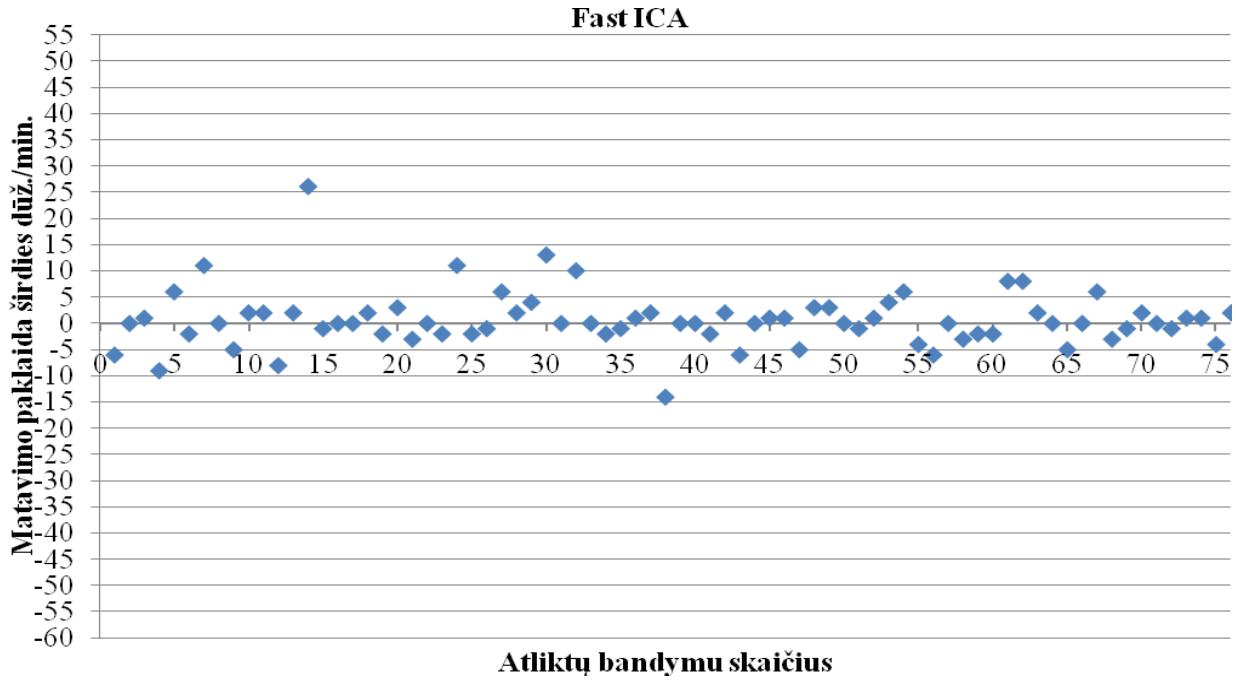
4.6 pav. Žalios spalvos sudaryto pletizmografinio signalo pulso matavimo rezultatai be judesio

4.6 pav. matome labai didelį paklaidų išsibarstymą. Didžiausia paklaida siekia 51 širdies dūžį per minutę. Vidutinė matavimų be judesio paklaida siekia 16,8 širdies dūžius per minutę, o bendras žalios spalvos pulso matavimo tikslumas be judesio – 79,22 %. Tokie rezultatai yra visiškai nepriimtini ir parodo, kad gaunamas pletizmografinis signalas turi būti apdorotas.

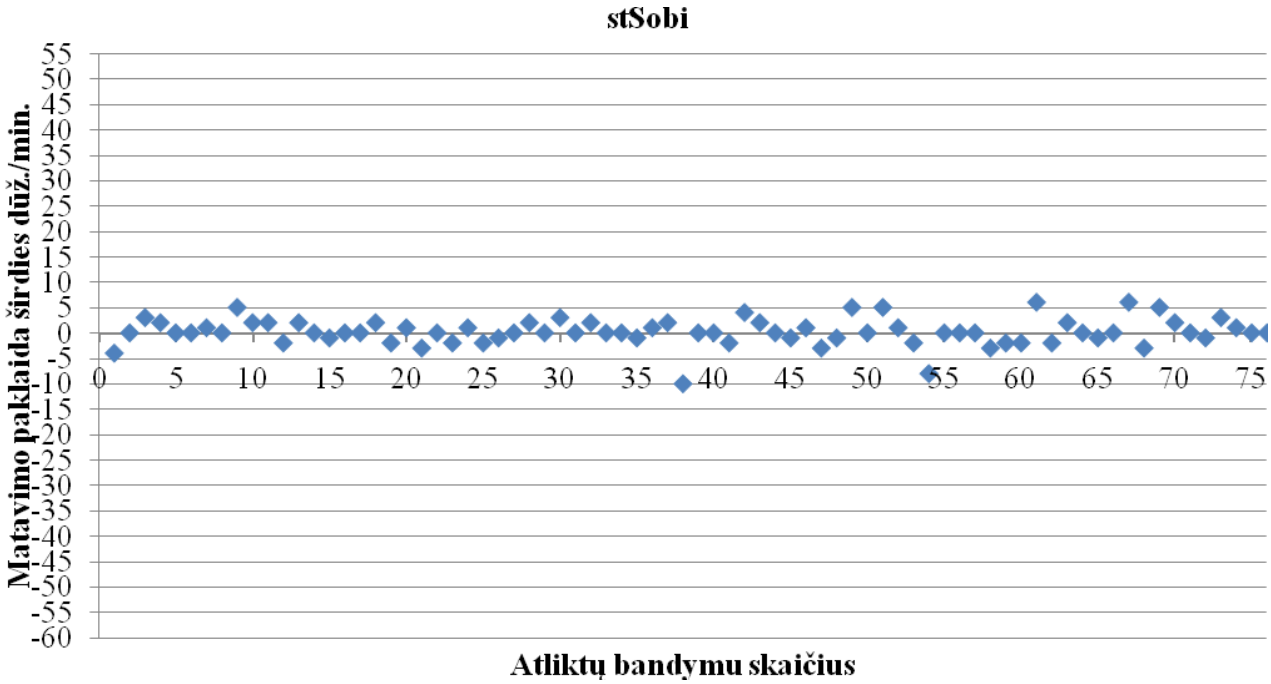
4.7 pav. parodo matavimo paklaidas po Fast ICA algoritmo panaudojimo pletizmografiniam signalui išgrįninti. Rezultatai tapo žymiai geresni. Paklaidų išsibarstymas ženkliai sumažėjo. Puslo matavimo tikslumas padidėjo iki 95,8 %. Vidutinė matavimų paklaida sumažėjo beveik penkis kartus ir dabar yra lygi 3,4 širdies dūžiams per minutę. Nors tokie rezultatai yra geri, bet paklaida vis tiek yra pakankamai didėlė. Iš grafiko galima pamatyti didžiausią 26 širdies dūžių per minutę skirtumą.

4.8 pav. parodo pletizmografinio signalo apdorojimo matavimų paklaidas po stSobi algoritmo panaudojimo. Galime pastebėti dar mažesnį paklaidų išsidėstymą. Po stSobi algoritmo apdorojimo, didžiausia paklaida siekė 10 širdies dūžių per minutę reikšmę – tai yra dvigubai mažesnė reikšmė negu didžiausia paklaida po Fast ICA algoritmo panaudojimo.

stSobi algoritmas leido pasiekti dar didesnį matavimų tikslumą – 97,84 %, o vidutinė matavimų paklaida sumažėjo maždaug per pusę ir dabar yra lygi 1,75 širdies dūžiams per minutę.



4.7 pav. Fast ICA algoritmo, apdoroto pletizmografinio signalo pulso matavimo rezultatai be judesio

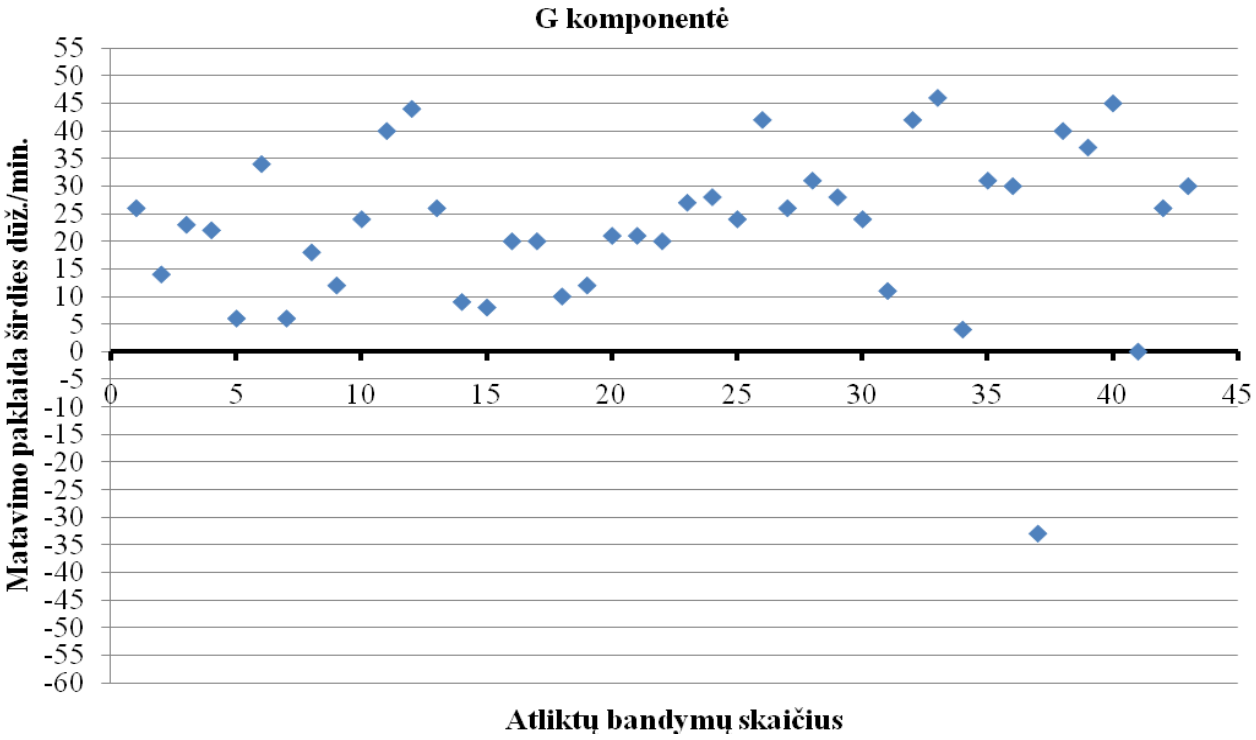


4.8 pav. stSobi algoritmo, apdoroto pletizmografinio signalo pulso matavimo rezultatai be judesio

4.7 pav. ir 4.8 pav. parodo matavimo paklaidas, gautas matuojant pulsą ramybės būsenoje. Kaip jau buvo minėta, dauguma didesnių paklaidų atsiranda dėl apšvietimo ir filmuojamo vaizdo kontrasto pasikeitimo.

Jei veido srities stačiakampis staigiai padidėja arba sumažėja, veido sekimo algoritmas ne visada sugeba atpažinti veido sritį, o tai gali smarkiai įtakoti rezultatus. Staigiai padidėjus filmuojamo veido sričiai, pletizmografinio signalo iškraipymo lygis priklauso nuo už žmogaus esančio fono. Esant paprastai vienspalvei sienai, signalas yra sąlyginai mažai paveikiamas, tačiau judantys objektai ir ryškios šviesos turi didesnę įtaką signalo iškraipymui.

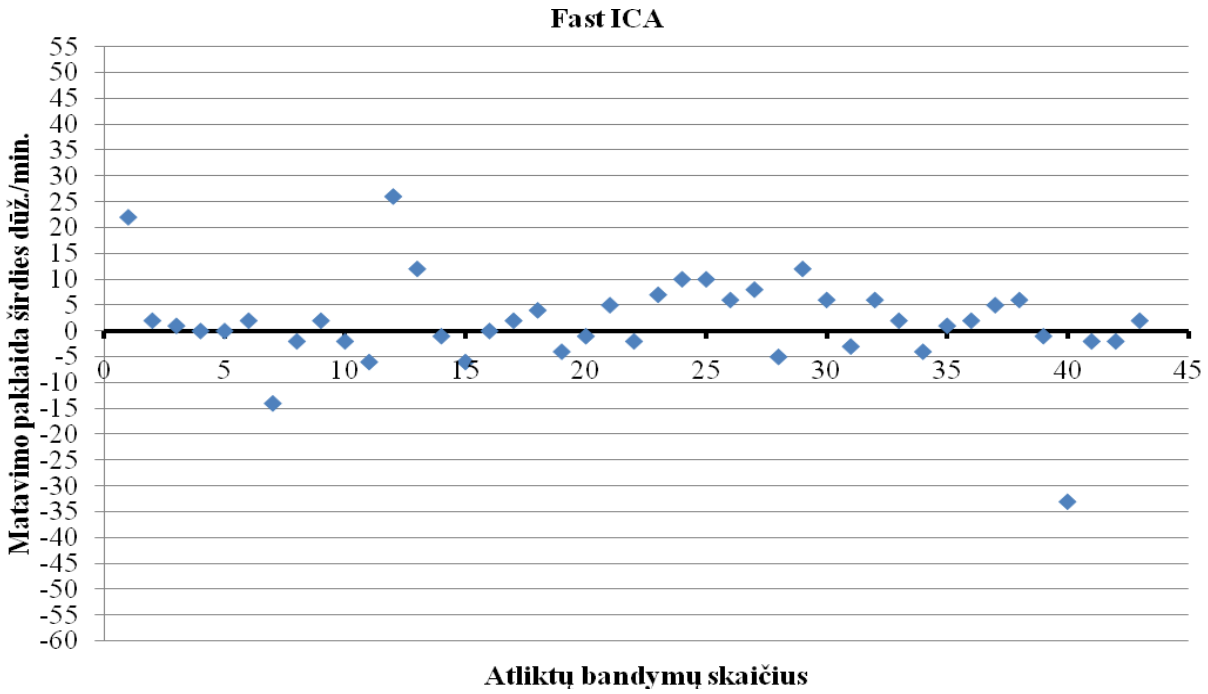
Likę 43 tyrimai buvo atlikti, filmuojant žmogaus galvos judesius. 4.9 pav. parodo pulso matavimo paklaidas, apskaičiuojant pulsą tiesiogiai iš žalios spalvos.



4.9 pav. Žalios spalvos komponentės pulso matavimo rezultatai su judesiu

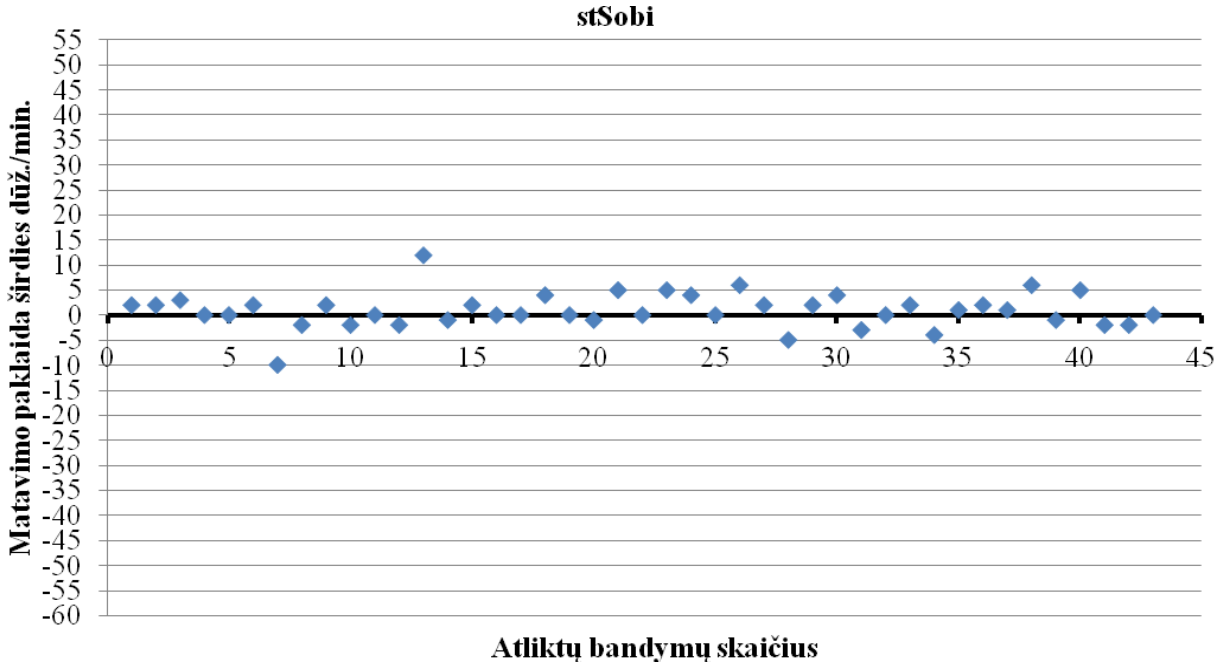
Iš 4.9 pav. matome, kad matavimo paklaidos yra tose pačiose ribose, kaip ir matavimo rezultatų paklaidos be judesio. 4.6 pav., matavimuose be judesio, galime pastebėti daug matavimo rezultatų, kurių paklaida siekia 0 širdies dūžių per minutę. Atsiradus judesiui 0 paklaidos matavimų žymiai sumažėjo. 4.9 pav. matome tik vieną tokį matavimą. Vidutinė matavimų paklaida, esant judesiui, siekia 24,21 širdies dūžį per minutę, o matavimų tikslumas, lyginant su matavimais be judesio, sumažėjo iki 71,04 %.

4.10 pav. parodo pulso matavimo paklaidas su judesiu po Fast ICA apdorojimo. Rezultatai yra pastebimai geresni, palyginti su iš žalios spalvos sudaryto pletizmografinio signalo apskaičiuoto pulso su judesiu.



4.10 pav. Pulso matavimo rezultatai su judesiu po Fast ICA algoritmo panaudojimo

Matavimo paklaidos, lyginant paklaidas be judesio ir su judesiu, yra didesnės esant judesiui. Fast ICA algoritmas pagerina pletizmografinio signalo kokybę esant judėsiui, lyginant rezultatus su iš žalios spalvos gautomis paklaidomis. Matavimų tikslumas padidėjo iki 93,07 %, o vidutinė palaida sumažėjo iki 5,79 širdies dūžių per minutę.



4.11 pav. Pulso matavimo rezultatai su judesiu po stSobi algoritmo panaudojimo

4.11 pav. rodo pulso matavimo paklaidas po stSobi algoritmo panaudojimo pletizmografinio signalo išgrįninimui. Lyginant paklaidų išsibarstymą po stSobi algoritmo ir Fast ICA algoritmo apdorojimo, stSobi algoritmas parodė geresnius rezultatus. Po stSobi algoritmo panaudojimo vidutinė matavimų paklaida sumažėjo iki 2,53 širdies dūžių per minutę, o matavimų tikslumas dabar siekia 96,97 %.

Bendru atveju, lyginant rezultatus su matavimais be judesio, pastebimas matavimų paklaidos padidėjimas. Judesys įtakoja pletizmografinį signalą visais aspektais:

- apšvietimo pasikeitimas;
- veido srities nustatymo paklaidos;
- veido atstumo nuo kameros pasikeitimas.

Apšvietimo pasikeitimas įtakoja sugertos šviesos kiekį. Padidėjus arba sumažėjus apšvietimui, kamera gali neužfiksuoti tolygiai besikeičiančios veido spalvos.

Veido srities sekimas ne visada gali atpažinti veidą, žmogui staigiai pasukus galvą. Todėl kartu su veido sritimi yra filmuojamas už mogaus esantis fonas, kuris neturi jokio pletizmografinio signalo.

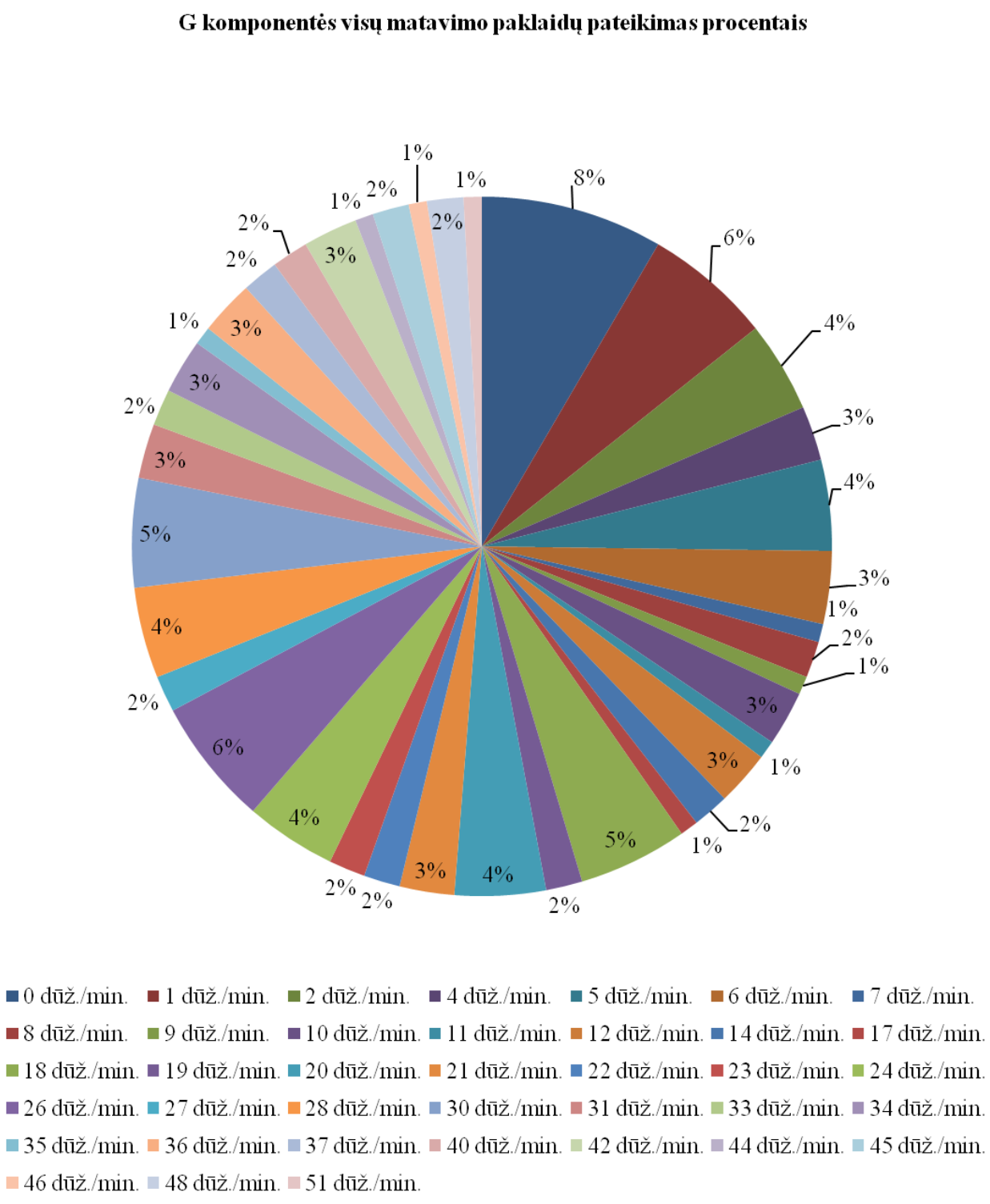
Veido atstumo pasikeitimas įtakoja šviesos kelią iki kameros objektyvo. Tai yra panaši situacija kaip ir apšvietimo pasikeitimas – įrašomas pletizmografinis signalas yra iškraipomas.

Verta paminėti, jog ant riešo dedamas pulso matuoklis, sujudinus ranką, neparodo pulso visai arba rodo klaidingą rezultatą.

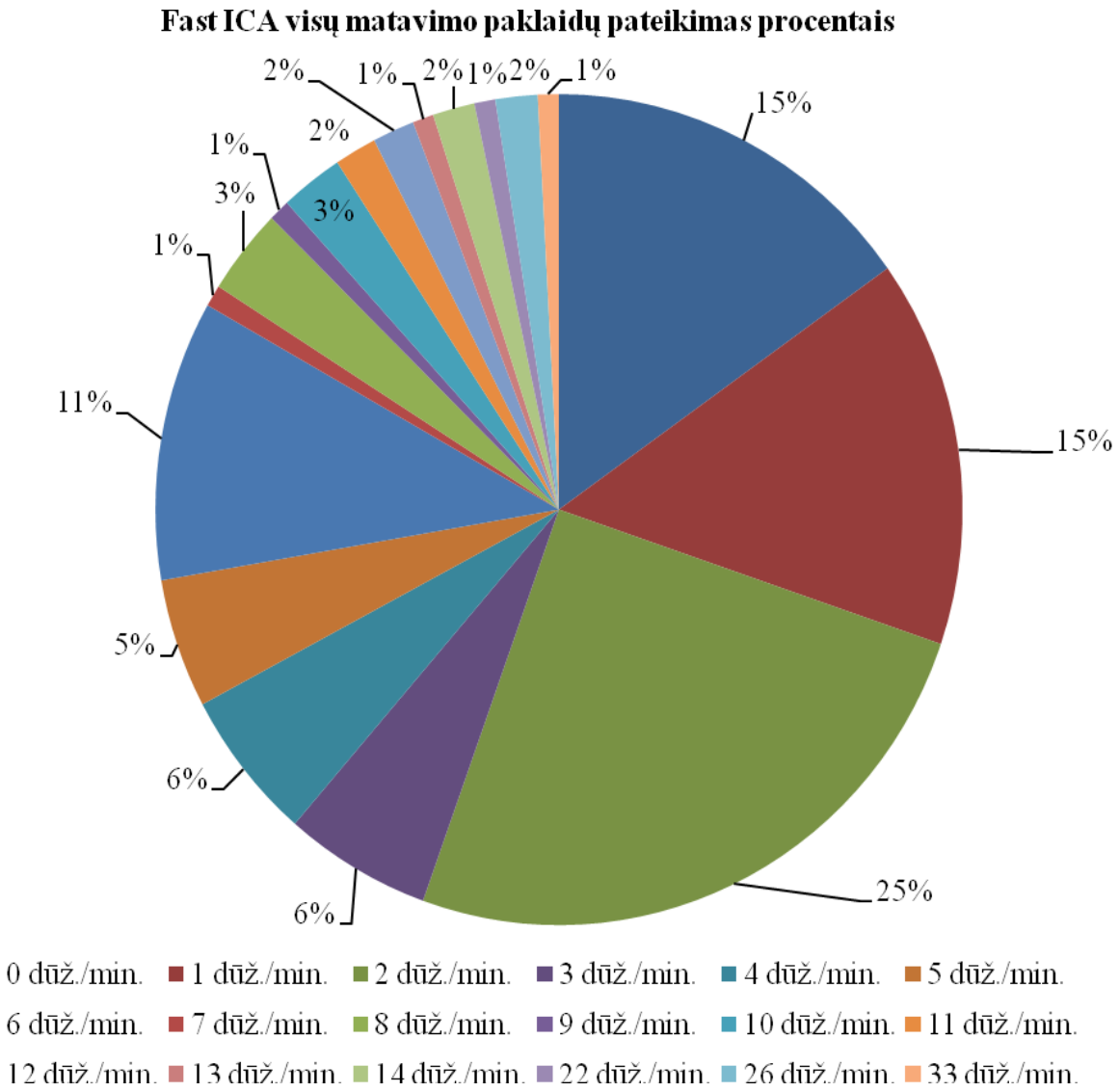
Palyginimui, kaip ICA algoritmai pagerina pradinį pletizmografinį signalą, pateiksime matavimo klaidų procentines reikšmes. 4.12 pav. parodo pulso reikšmių paklaidas, gautas skaičiavimams naudojant pletizmografinį signalą tik iš žalios komponentės. Iš 4.12 pav. matome, kad paklaidų diapazonas yra labai didelis.

Bendras visų matavimu tikslumas be ICA panaudojimo siekia 76,2 %, o vidutinė matavimų paklaida – 19,47 širdies dūžius per minutę.

4.13 pav. parodo visų matavimų paklaidų procentinę išraiką su Fast ICA algoritmo panaudojimu signalui apdoroti. Matome mažesnį paklaidų intervalą ir mažesnių paklaidų dominavimą. Fast ICA algoritmas bendru atveju matavimo tikslumą pagerino iki 94,79 %, o vidutinė paklaida sumažėjo iki 4,26 širdies dūžių per minutę.

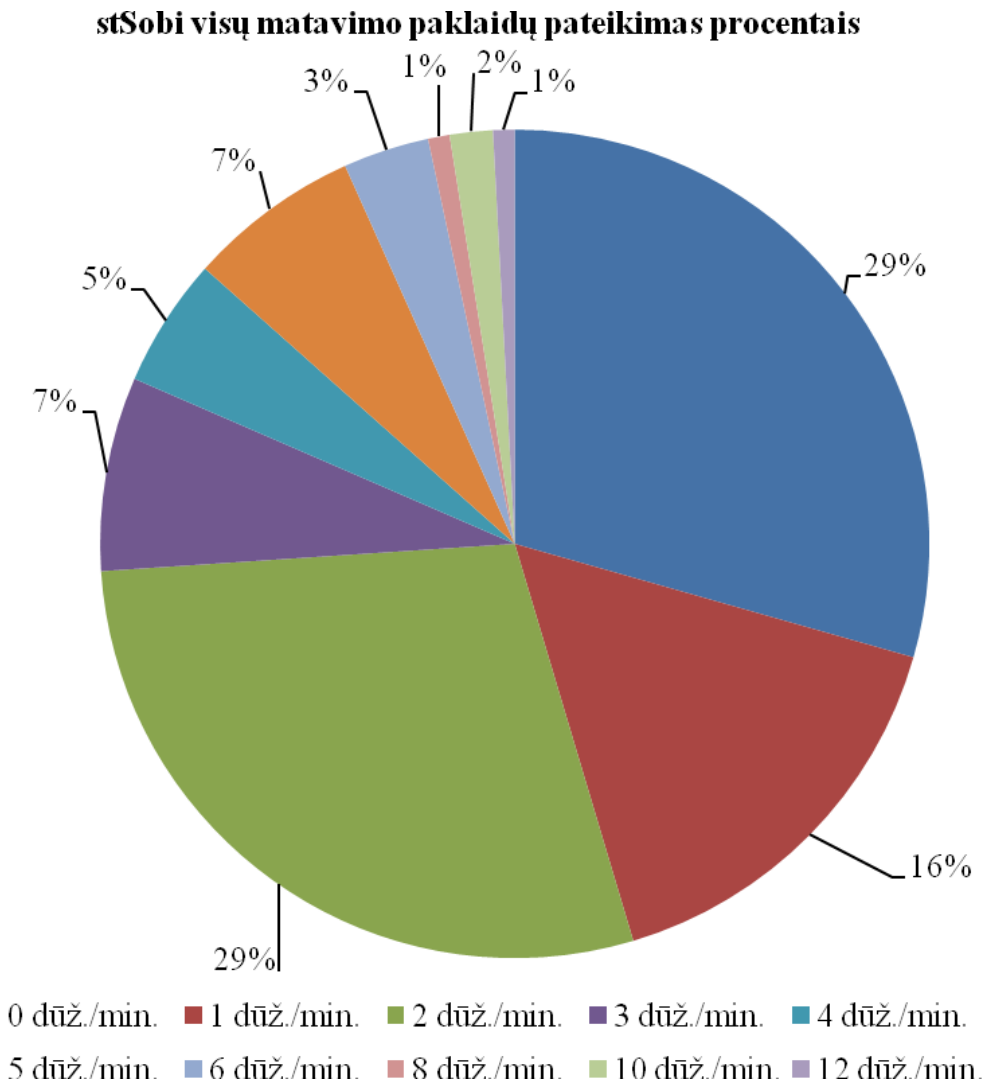


4.12 pav. Žalios komponentės visų matavimų paklaidų procentinė išraiška



4.13 pav. Fast ICA visų matavimų paklaidų procentinė išraiška

4.14 pav. parodo visų rezultatų paklaidų procentinę išraišką, panaudojus stSobi algoritmą. Iš 119 atliktų bandymų matome, kad daugelyje matavimų paklaida neviršijo 2 širdies dūžių per minutę. Gauname, kad bendra visų matavimų vidutinė paklaida sumažėjo iki 2,033 širdies dūžių per minutę, o matavimų tikslumas padidėjo iki 97,51 %.



4.14 pav. stSobi visų matavimo paklaidų procentinė išraiška

Iš 4.14 pav. matome, kad po stSobi algoritmo panaudojimo 74 % visų matavimų sudaro matavimai, kurie patenka į vidutinę 2,033 širdies dūžių per minutę matavimų paklaidą. Didesnės paklaidos sudaro 26 % visų matavimų. Į 26 % matavimo intervalų įeina pulso matavimai, kurie buvo atliekami labai blogomis apšvietimo sąlygomis – ryškus apšvietimo pasikeitimas, vaizdo kontrasto pasikeitimas, dėl kameros techninių charakteristikų arba labai staigių žmogaus judesių, po kurių žmogaus veido sritis nebuvo matoma.

Šio baigiamojo magistro darbo metu buvo sukurtas bekontakčio pulso matavimo modelis. Gauti pulso matavimo rezultatai, lyginant su naudotu pulso matuokliu (3.1 pav.), yra pakankamai panašūs. Tai leidžia teigti, kad bekontakčio pulso matavimas yra realus ir įmanomas metodas. Pasiekimai šioje srityje yra labai vertingi, nes sveikatos stebėjimas tampa vis lengvesnis. Oksimetrijos principas leidžia iš žmogaus audinio vaizdo išgauti pletizmografinį signalą, kuris turi daug informacijos apie tokius žmogaus bioparametrus kaip:

- deguonies kiekis kraujyje;
- širdies pulso dažnis;
- kvėpavimo dažnis.

Kiekvienas žmogus galės namuose, be jokios specialios įrangos, kasdien tikrinti savo sveikatos būklę ir reaguoti į pokyčius. Pletizmografijos tikslas yra ne tik gauti pulsą, bet ir matuoti žmogaus kraujospūdį, deguonies kiekį kraujyje ir t.t. Dabar sėkmingiausias šio metodo pritaikymas yra siejamas tik su pulso matavimu, nors signalo amplitudės spektras rodo ir kvėpavimo dažnį, tačiau kol kas tikslių rezultatų nėra.

5. Išvados

1. Analizuojant kitų autorių atliktus darbus, nustatyta, kad egzistuoja ne vienas pulso matavimo metodas, leidžiantis tiksliai pamatuoti žmogaus pulsą, tačiau daugelio pulso matavimo metodų trūkumas – reikalingas kontaktas su žmogaus kūnu, o pirmieji bekontakčio pulso matavimo metodai reikalauja specifinės įrangos ir sudėtingų skaičiavimų. Taip pat pastebėta, kad egzistuojantys pulso matavimo metodai neveikia, jeigu žmogus juda.
2. Siekiant išvengti minėtų trūkumų, šiame baigiamajame magistro darbe buvo pasiūlytas bekontaktis pulso matavimo metodas, leidžiantis internetine vaizdo kamera, nenaudojant jokio kontakto su žmogaus oda, nustatyti jo pulsą. Metodas gali būti naudojamas ir su bet kokia kita vaizdo kamera, kuri palaiko ne mažesnį kaip 15 kadrų per sekundę vaizdo įrašymo greitį.
3. Veido srities išskyrimui buvo parinktas Haaro algoritmas, leidžiantis išskirti 60 % veido stačiakampio vaizdo, taip užtikrinant minimalų pašalinių vaizdų patekimą į kadrą.
4. Atlikta signalų apdorojimo metodų apžvalga parodė, kad pletizmografiniam signalui apdoroti labiausiai tinka naujausi ICA algoritmai: FAST ICA ir stSOBI.
5. Baigiamojo magistro darbo metu buvo sukurta pulso matavimo programa. Veido srities sekimas bei pletizmografinio signalo formavimas buvo įgyvendintas naudojant C# programavimo kalbą, o ICA algoritmai yra suprogramuoti, naudojant Matlab matematį paketą.
6. Pulso matavimo eksperimentams atlikti buvo daromi 77 bandymai, žmogui esant ramybės būsenoje ir 43 bandymai, žmogui judinant galvą:
   a) Eksperimentai parodė, kad naudojant FAST ICA metodą, vidutinis pulso matavimo tikslumas ramybės būsenoje yra 95,8 %, lyginant su ant riešo dedamu pulso matavimo prietaisu. Tuo tarpu stSOBI algoritmo tikslumas - 97,84 %, lyginant su tuo pačiu ant riešo dedamu pulso matavimo prietaisu.
   b) Esant galvos judesiui, FAST ICA algortimo tikslumas siekia 93,07 %, o stSOBI algoritmo – 96,97%.
   c) Vidutinis širdies dūžių nuokrypis, naudojant FAST ICA algoritmą, ramybės būsenoje yra 3,39 širdies dūžiai, o taikant stSobi algoritmą – 1,75 širdies dūžiai. Judinant galvą, nuokrypis padidėja. Naudojant Fast ICA algoritmą jis siekia 5,79 širdies dūžius per minutę, o naudojant stSobi algoritmą - 2,53 širdies dūžius per minutę.
   d) Visų matavimų, naudojant Fast ICA algoritmą, bendras tikslumas siekia 94,79 %, o naudojant stSobio algoritmą tikslumas padidėjo iki 97,52 %.
   e) Gauti matavimo rezultatai rodo, kad stSOBI algoritmas leidžia efektyviau atskirti realius signalus, o gauti rezultatai yra labai artimi kontaktinio pulso matuoklio rodomoms reikšmėms. Vertinant gautus rezultatus, matome, kad baigiamajame magistro darbe

pasiūlytas metodas leidžia pakankamai tiksliai pamatuoti pulsą tiek ramybės būsenoje, tiek judinant galvą.

Literatūra

1. Buursma A.; Meeuwsen-van der Roest W. P.; Zijistra W. G. 1991. *Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, De-Oxyhemoglobin,Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin*. Clin. Chem. Vol. 37 no. 9.
2. Merla A.; Garbey M.; Pavlidis I.;Sun N. 2007. *Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery*. IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 54, no. 8.
3. Nelson J. S.; O Svaasand L.; Verkruysse W. 2008. *Remote plethysmographic imaging using ambient light*. Optical Society of America. USA.
4. Takano C.; Ohta Y.. 2007. *Heart rate measurement based on a time-lapse image*. Medical Engineering & Physics 29.
5. McDuff D. J.; Ming-Zher P.; Picard R. W. 2010. *Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation*. USA.
6. Tome A. M.; Gruber P.;Keck . R.; Lang E. W.; Theis F. J.. 2005. *A spatiotemporal second-order algorithm for fmri data analysis.*
7. Han H.; Jung Kim J.; Min-Joon K.. 2007. *Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmograph.* Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. France
8. Jaruševičius A.; Šimkevičius Č.; Stankevič V. 2008. *Biometrinė kompiuterio pėlė*. 2008 metų mokslines konferencijos darbai:145–148.
9. Noulas A.; Krıse B. 2006. *EM detection of common origin of multi-modal cues.* ACM Conference on Multimodal Interfaces (ACM, 2006): 201–208
10. Jones M.; Viola P. 2001. *Rapid object detection using a boosted cascade of simple features*. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (IEEE, 2001): 511–520.
11. Maydt J.; Lienhart R. 2002. *An extended set of Haar-like features for rapid object detection*. IEEE Conference on Image Processing (IEEE, 2002).
12. Meyer-Baese A.; Lang E. W.; Theis F. J. 2005. *Second-order blind source separation based on multi-dimensional autocovariances*.
13. Hyvarinen A.; Oja E. 1997. *A fast fixed-point algorithm for independent component analysis*. Neural Computations 9: 1483–1492.

14. Farag A. A.; Rara H.; Chekmenev S. Yu. 2006. *Non-contact, Wavelet-based Measurement of Vital Signs using Thermal Imaging*. ICGST International Journal on Graphics, Vision and Image Processing: 23–28.
15. Jih-Huah W.; Joe-Air J.; Rong-Seng C. 2007. *A Novel Pulse Measurement System by Using Laser Triangulation and a CMOS Image Sensor*. Sensors 2007, 7: 3366–3385.
16. Humphreys K.; Ward T.. 2007. *Noncontact simultaneous dual wavelength hotoplethysmography: A further step toward noncontact pulse oximetry*. Review of scientific instruments 78.
17. Hori O.; Mita T.; Kaneko T. 2005. *Joint Haar-like Features for Face Detection*.