

# **13E054ABS**

Projekat

Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih slika lica

Jelena Medarević 2016/0267

Jelena Jovanović 2016/0220

Elektrotehnički fakultet

Beograd

26.04.2020.

# Sadržaj

<b>1</b>	<b>Uvod</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Metoda rada i materijali</b>	<b>3</b>
2.1	EKG i puls . . . . .	6
2.2	Obrada EKG snimaka . . . . .	6
2.3	Termovizija i parametri snimanja . . . . .	7
2.4	Obrada termovizijskih snimaka . . . . .	7
<b>3</b>	<b>Rezultati</b>	<b>11</b>
<b>4</b>	<b>Diskusija i zaključak</b>	<b>13</b>
	<b>Literatura</b>	<b>14</b>

# 1 Uvod

Praćenje pulsa ima široku primenu u zdravstvu, treninzima, studijama spavanja itd. Arterijski puls proizvodi se srčanim kontrakcijama koje su mehanički događaji indukovani električno. Postoje različite kontaktne metode za estimaciju pulsa koje koriste elektrofiziološke i mehaničke procese povezane sa srčanom aktivnošću i cirkulacijom krvi.

Zlatni standard za analizu i praćenje pulsa je EKG (elektrokardiografija) čiji merni sistem se sastoji od pojačavača signala i minimum 3 elektrode povezane sa kožom. Drugi uređaji i metode mogu biti korišćeni kada je bitna samo srčana frekvencija i oblik signala na perifernom cirkulacionom sistemu. Oni vrše kvantifikaciju pulsa kroz mehaničke efekte promene protoka krvi i arterijskog pritiska. Primer ovakvog uređaja je piezoelektrični senzor koji je povezan sa prstom ispitanika i konvertuje varijacije krvnog pritiska u napon. Ova metoda je pouzdana, ali osetljiva na pokret. U mnogim radovima koristi se kao GT (eng. *Ground Truth*) odnosno kao merenje sa kojim se porede rezultati predložene metode za estimaciju pulsa.

Doplerov ultrazvuk je naprednija tehnologija za merenje brzine protoka krvi, ali zahteva kontakt sa pacijentom i poseban gel. Fotopletizmografija koristi optičke osobine izabrane regije kože; blisko infracrveno svetlo emituje se na kožu i manje ili više svetla se apsorbuje u zavisnosti od zapremine krvi u koži. Rasuto svetlo odgovara varijaciji zapremine krvi koja predstavlja puls. Laserski Dopler vrši merenje pulsa kvantifikacijom minutnog pomeraja na koži izazvanog propagacijom talasa arterijskog pritiska. Interferometar je jednostavan, kompaktan, jeftin uređaj, ne zahteva direktan kontakt ali se mora nalaziti u blizini pacijenta. Glavni problem kod ovakvih metoda je šum - pomeranje kože, nevoljne mišićne kontrakcije itd. Sve metode zahtevaju ili kontakt sa pacijentom ili blizinu i saradnju pacijenta, što je problem, jer psihofizička merenja zahtevaju fiziološke odgovore bez uticaja na pacijenta.

Merenje pulsa na daljinu predloženo je u [8] još 1997. godine. Sistem RVSM (eng. *Radar Vital Signs Monitor*) meri frekvenciju rada srca i disanja na 10 m razdaljine, beskontaktno. RVSM antena nalazi se na toraksu, detektuje udarni talas iniciran kucanjem srca dok se širi toraksnom regijom. Ova metoda često je kontaminirana pokretom. U [3] predloženi su biotermalni i statistički modeli koji u kombinaciji sa osetljivim TI (eng. *Thermal Imaging*) hardverom mogu meriti fiziološke varijable udaljeni više metara od ispitanika. Ovo uključuje merenje protoka krvi i frekvencije disanja. Korišćeni su pasivni termalni senzori za praćenje vitalnih parametara. Predložena metoda zasniva se na estimaciji dominantne učestanosti srca usrednjavanjem spektra snage svakog piksela u izabranom području na ljudskom licu koje obuhvata površinski sud. Arterijski talas pritiska stvara se tokom ventrikularne sistole i propagira kroz arterijsku mrežu i pumpa krv u cirkulatorni sistem. Talas izaziva dilataciju arterijskih zidova koji palpiraju kao arterijski puls iz velikih površinskih arterija tela. Ova metoda koristi kompjutersku viziju za tačno merenje efekta propagacije arterijskog pulsa. Beskontaktna je i neinvazivna i meri temperaturne promene na površinskim krvnim sudovima na čoveku. Ideja je da se mere događaji propagacije pulsa kroz površinsku arteriju merenjem varijacija temperature na koži oko arterije. Mana ovakve metode je što zahteva ručno biranje segmenta kože koji obuhvata površinski krvni sud. Drugo ograničenje je identifikacija samo dominantne srčane frekvencije, ne i oblik srčane aktivnosti. Ove metode zasnovane su na pasivnom slikanju i samim tim bezbedne i pogodne za dugačke periode posmatranja. [1, 3]

Korišćenje različitih senzora je ključno za proučavanje različitih fizioloških i mentalnih aktivnosti, neuroloških bolesti i poremećaja pokreta i hoda. Objašnjenje biomedicinskih signala je važno za razvoj uređaja za pomoć življenju. Razne studije posvećene su praćenju disanja, pokreta, EEG-a (elektroencefalograma) i EKG-a. Posebna pažnja posvećuje se promenama temperature na licu i to u regijama koje se menjaju usled emocija - mentalnih aktivnosti, neuroloških oboljenja. Proučavanje raspodele temperature može biti korisno za detekciju emocija, godina, pokreta, psihofiziologije, neurologije i stresa. [5]

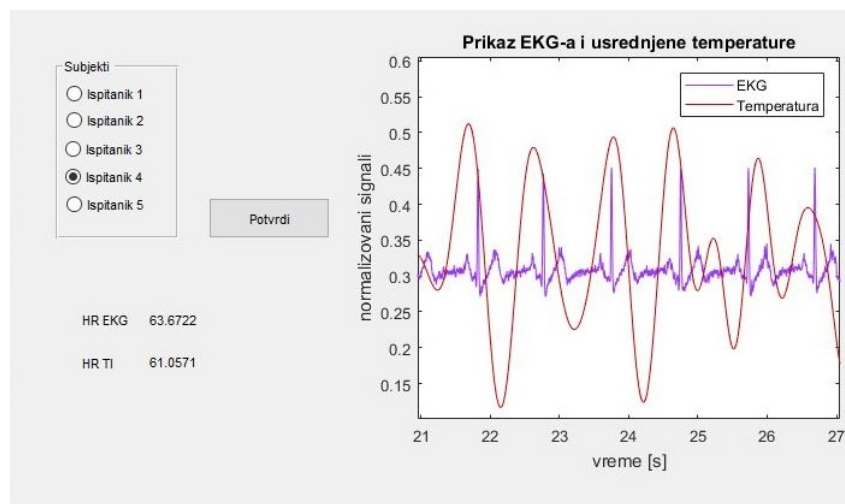
Termalno snimanje može se koristiti samostalno ili zajedno sa drugim modalitetima za širok spektar studija. Karakteristična obeležja lica mogu se automatski identifikovati iz termalnih slika. U [5] korišćena je *wavelet* transformacija sa tačnošću od 86.3% . Mana ove metode je to što zahteva upotrebu stabilizatora brade i manuelno se bira regija od interesa na sirovom termogramu. Adaptivna metoda Furijeovog filtriranja sa praćenjem pokreta imala je tačnost od 88.5%. U [6] korišćena je PCA (eng.*Principal Component Analysis*) metoda za dekompoziciju ukupnog signala dobijenog iz termalnog snimka, i izdvajanje komponente povezane sa radom srca. Metoda je dostigla srednju tačnost 88.53 % koja zavisi od jasnosti termalnog otiska ispitanika i ugla snimanja. U [2] i [7] vršena je kontinualna *wavelet* transformacija korišćena za analizu vremenski promenljivog signala. Vaskularne mape prave se za svaki termalni frejm i koriste se za manuelno biranje krvnog suda od interesa i primenu osnovog praćenja pulsa na osnovu performansi signala. 93.6% je tačnost prilikom snimanja potpunog frontalnog prikaza lica. Mreže krvnih sudova koriste se za identifikaciju lokacije merenja i praćenje pokreta ispitanika. Praćenje je izvršeno praćenjem binarnih predstava vaskulature umesto direktnog analiziranja termalnih podataka.

Površinska supertrohlearna arterija nalazi se na čelu i često se koristi za ekstrakciju pulsa iz više razloga. Dovoljno je velike površine i blizu površine kože čime daje izraženi temperaturni otisak koji se može detektovati dostupnom instrumentacijom. Kod većine populacije je prisutna, i regija u kojoj se nalazi je veoma izložena i pokrivena tankim tkivom i sa malo kose. U svim prethodnim radovima estimacija pulsa vrši se na osnovu informacija koje sadrži termalni signal emitovan sa velikih površinskih sudova.

Ovaj projekat se bavi analizom termovizijskih snimaka s ciljem ekstrakcije pulsa. U drugom delu detaljno je objašnjena metoda za ekstrakciju pulsa iz termovizijskih snimaka i snimljenog EKG-a. U trećem delu prikazani su rezultati primene metoda obrade, a u četvrtom analiza i poređenje dobijenih rezultata i zaključak.

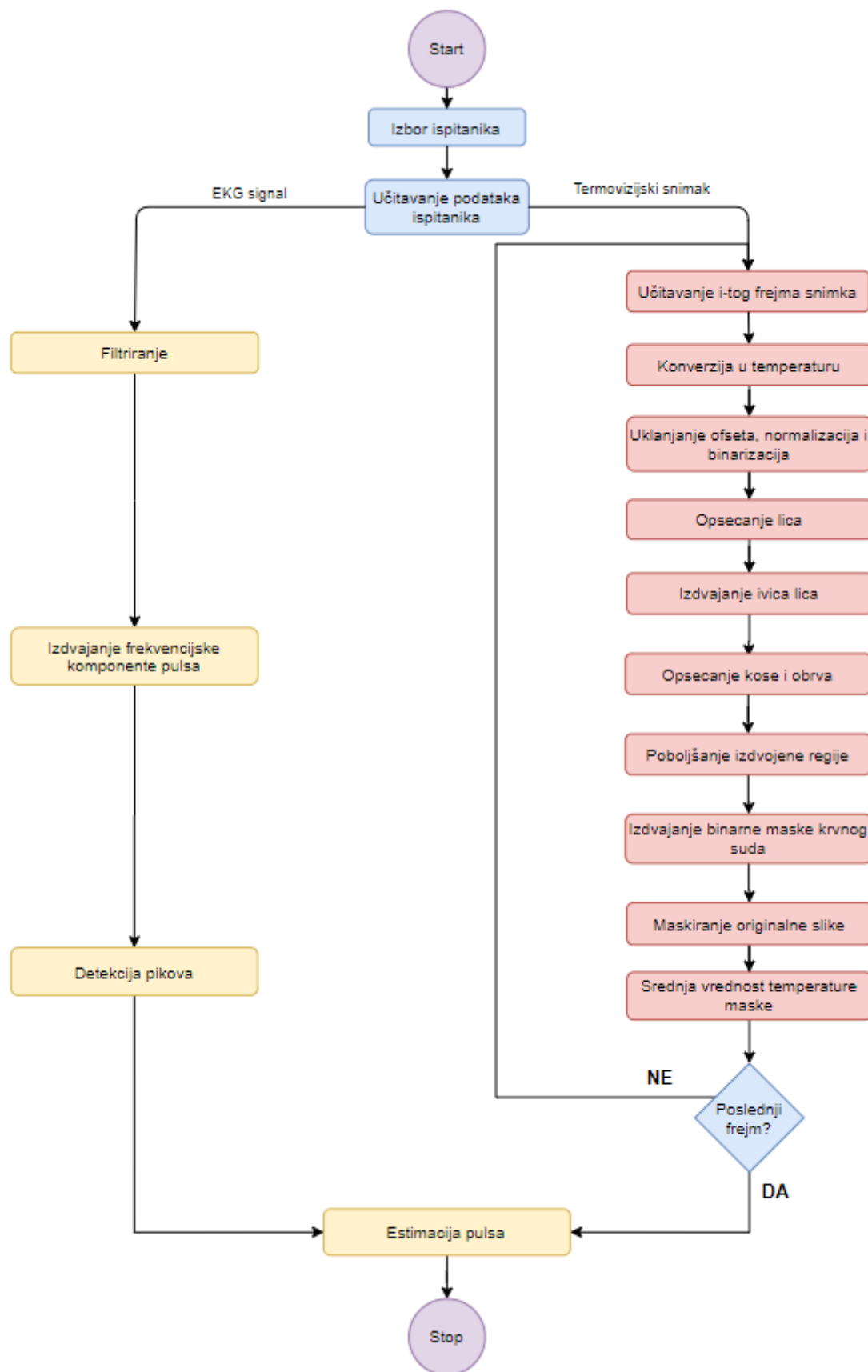
## 2 Metoda rada i materijali

U ovom delu rada biće dati teorijski koncepti termalnog slikanja i pulsa, kao i metoda primenjenih za ekstrakciju pulsa i obrade signala EKG-a. Zarad lakše obrade i dobijanja rezultata napravljen je korisnički interfejs (eng. *Graphical User Interface - GUI*) prikazan na slici x. Izborom ispitanika i pritiskom na dugme "Potvrdi" učitavaju se njegovi signali i vrši se estimacija pulsa na osnovu EKG-a i termalnog snimka, rezultati se prikazuju u tabeli i grafički jedan preko drugog.



Slika 1: Prikaz grafičkog korisničkog interfejsa.

U nastavku je dat flowchart koji predstavlja korake u obradi termovizijskih snimaka i EKG-a, a koji su detaljno objašnjeni u nastavku.



Slika 2: Flowchart algoritama za obradu termovizijskih snimaka i EKG-a.

## 2.1 EKG i puls

Elektrokardiografija je metoda snimanja električne aktivnosti srca u toku vremena. Elektrokardiogram je rezultat elektrokardiografije. Merenja se vrše pomoću elektroda koje mogu biti postavljene u više konfiguracija ali se najčešće koristi Einthoven-ov trougao. EKG pruža korisne informacije o radu srca i svih njegovih delova. Iz EKG-a se može ekstrahovati kardiovaskularni puls koji se generiše u srcu, kada se komore kontrahuju i krv pumpa u aortu iz leve pretkomore. Krv putuje kroz mrežu arterija i nazad do srca putem vena. Različiti mehanički procesi su uključeni u propagaciju kardiovaskularnog pulsa, pa on može biti opisan različitim parametrima - brzina, protok, pritisak krvi. Postoji 7 obeležja koje korelišu sa dinamikom fluida sudova i opisuju talasni oblik pulsa. Utvrđeno je da pulsni talasi zdravih ispitanika imaju sličan oblik. Pulsirajući protok krvi modulise temperaturu tkiva jer se toplota razmenjuje širenjem i skupljanjem krvnih sudova u okolnom tkivu, i ta modulacija je izražena u blizini velikih površinskih krvnih sudova. Toplota se prenosi kroz meka tkiva ostavljajući mali temperaturni otisak na površini kože. Talasni oblik toplote je analogan talasnom obliku pulsa, samo je zaglađen, pomeren i zašumljen u odnosu na puls. Obeležja koja daju fine detalje su uklonjena, ali je zadržana periodičnost što je i bitno za ekstrakciju pulsa. Ovo daje zaključak da se puls može estimirati iz temperature kože ukoliko se koristi visoko senzitivna termalna kamera i odgovarajuće metode analize signala. Postoji sistemski šum kao i cirkulacija vazduha koji mogu uticati na tačnost metode. Masno tkivo i kosa mogu onemogućiti akviziciju jakog signala smanjivanjem amplitude i blokiranjem snimanja. Pretpostavka je da se puls nalazi u opsegu od 40 do 100 otkucaja po minuti, jer je eksperiment vršen na zdravim ispitanicima i u zatvorenom prostoru. Mogu se ukloniti komponente ispod 0.67 Hz i iznad 1.67 Hz.

Kardiovaskularni puls je važan vitalni znak koji predstavlja pokazatelj zdravstvenog stanja ispitanikovog kardiovaskularnog sistema. Predstavlja i indikator metabolizma i nivoa stresa ispitanika, pa je samim tim jedan od vitalnih parametara čije praćenje može doprineti prevenciji bolesti.[1, 3, 4]

## 2.2 Obrada EKG snimaka

EKG signali korišćeni u ovom projektu dobijeni su merenjem oksimetrom. U ovom radu puls ekstrahovan iz ovih signala koristi se kao GT odnosno standard sa dovoljno visokom pouzdanošću da se rezultati estimacije pulsa metodom TI mogu porediti sa njim.

Pri izboru ispitanika neophodno je učitati njegov EKG snimak, što se u ovom projektu radi putem korisničkog interfejsa. EKG signal je uvek zašumljen i neophodno je izvršiti preprocesiranje kako bi se šum uklonio. Za potiskivanje šuma gradske mreže na 50 Hz primenjuje se *Notch* filtar sa centralnom frekvencijom na 50 Hz. Za uklanjanje bazne linije korišćen je *Butterworth highpass* filtar sa frekvencijom odsecanja na 0.5 Hz, trećeg reda. Pre filtracije komponente pulsa vrši se normalizacija signala. Filtracija pulsa vrši se u opsegu od 0.67 do 1.67 Hz jer za validaciju TI rezultata u ovom slučaju nije neophodno imati oblik EKG signala već samo puls što se najlakše estimira na osnovu komponente filtrirane u ovom opsegu. Nakon izdvajanja komponente pulsa, izdvaja se središnji deo signala (od 37 s do 86 s), u kom ne postoje artefakti i koji se pokazao kao pouzdan za ekstrakciju pulsa, i ponovo se vrši normalizacija. Nakon preprocesiranja vrši se izbor praga detekcije pikova signala i njihovo detektovanje. Estimacija pulsa vrši se na osnovu formule 1

$$HR = \frac{N_{peaks}}{length(EKG_{segment})} * 60 \text{ [bpm]} \quad (1)$$

gde  $N_{peaks}$  predstavlja broj pronađenih pikova komponente pulsa, a  $length(EKG_{segment})$  dužinu izdvojenog segmenta preprocesiranog EKG signala. Puls se izražava u otkucajima u minuti, otud i multiplikativni faktor 60 u jednačini 1.

## 2.3 Termovizija i parametri snimanja

Termovizija (često se naziva i termografija) je jedna od metoda termalne inspekcije objekata i ljudi. Zasniva se na fenomenu beskontaktno detekcije elektromagnetnog zračenja u srednjem infracrvenom opsegu (talasnih dužina od  $0.9\mu m$  do  $14\mu m$ ). Prema tome, infracrvena kamera može detektovati termalno zračenje emitovano sa fizičkih tela na temperaturama od  $-40$  do  $2000^\circ C$ . Tipično, termalne kamere snimaju opseg od  $-20$  do  $250^\circ C$ .

Velika prednost ovih kamera je neinvazivnost. Takođe, moguće je vršiti temperaturna merenja na teško dostupnim mestima. Korišćenjem termovizijskih metoda moguće je izvršiti brzu dijagnostiku pravilnog funkcionisanja električnih i elektronskih komponenti u industrijskim sistemima upravljanja, ispitivanje uniformnosti zračenja objekata itd. Za ovaj projekat važan je biomedicinski domen primene termovizije, što uključuje vizuelizaciju i kvantifikaciju promena temperature kože. Ova tehnika je počela intenzivnije da se koristi devedesetih godina 20. veka prateći napredak tehnologije u oblasti infracrvenih kamera i napredovanje računarske obrade tih signala.

Termogram je vizuelna reprezentacija temperatura kože - spektar boja koji ukazuje na porast ili smanjenje infracrvenog zračenja tela. S obzirom na simetričnost zračenja zdravog organizma i poznate raspodele temperature kože koje karakterišu zdrav organizam, promene na termogramu mogu ukazivati na postojanje neke patologije. Osnovne promene na koje ukazuje termograf potiču od aktivnosti vaskularnog, mišićnog, neuralnog i skeletnog sistema, odnosno njihove disfunkcije. Termogram može ukazati na to da je neophodna dalja dijagnostika kojom se potvrđuje promena, ali istovremeno postoji i mogućnost njegovog korišćenja za praćenje dejstva terapije. [9]

Smatrajući da ljudska temperatura ide do  $310\text{ K}$ , dobijamo da je maksimalna talasna dužina emisije oko  $10\mu m$ . Fluks zračenja je određen Štefan-Bolcmanovim zakonom  $W = \sigma T^4$ . Ovo važi za crno telo.  $W$  je fluks koji izražavamo u  $W/cm^2$ . Merna nesigurnost usled pretpostavke da se radi o crnom telu je  $1^\circ C$ , tj.  $0.3\text{ K}$ . Ukupna energija zračenja tela u hladnoj okolini je do  $1\text{ kW}$ .

Osnovni delovi termografskog sistema su infracrvena kamera sa sistemom za skeniranje i računar koji prikazuje mapu sa vrednostima temperature kože koja zrači jer je zagrejanija od okoline. Protok krvi je pod dejstvom simpatetičkog nervnog sistema. Zagrejanost tela se može pratiti sa tačnošću od  $0.010^\circ C$ , što je dovoljno za precizno praćenje površinskog krvotoka.

Za dobijanje snimaka koji se obrađuju u ovom projektu korišćena je FLIR A35 termovizijska kamera (Vilsonvil, Oregon, SAD). Tehničke specifikacije kamere date su u tabeli 1.

<b>Prostorna rezolucija</b>	<b>320 x 256</b>
<b>Frekvencija odabiranja</b>	<b>60 fps</b>
<b>Temperaturna rezolucija</b>	<b>0.04 K</b>
<b>Spektralni opseg</b>	<b>7,5 - 13 <math>\mu m</math></b>
<b>Format izlaznih podataka</b>	<b>14-bit unsigned int</b>

Tabela 1: Tehničke specifikacije FLIR A35 kamere.

## 2.4 Obrada termovizijskih snimaka

Nakon učitavanja termovizijskog snimka za izabranog ispitanika, vrši se njegova obrada frejm po frejm. Prvi korak nakon izdvajanja frejma je konverzija vrednosti matrice slike u temperaturu na osnovu formule 2:

$$T_C = 0.04 * X - 273.15^\circ C \quad (2)$$

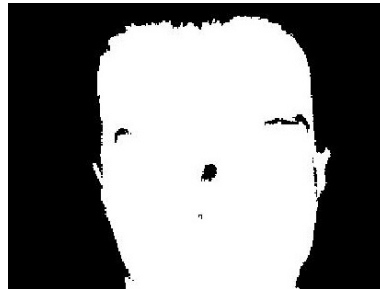


gde  $X$  predstavlja vrednost piksela, a  $T_C$  odgovarajuću vrednost temperature. Nakon toga uklanja se ofset - srednja vrednost frejma i vrši se normalizacija vrednosti na opseg od  $[0, 1]$ . Rezultat prvog koraka može se videti na slici 3 a).

Drugi korak u obradi snimka podrazumeva binarizaciju frejma; ovaj korak prethodi i drugim koracima u nastavku algoritma, a princip primene je uvek isti. Prag binarizacije određen je na osnovu vizuelizacije histograma frejma, i bio je isti za sve ispitanike; binarizovani frejm može se videti na slici 3 b).



(a) Prikaz i-tog frejma nakon uklanjanja ofseta i normalizacije.



(b) Binarizovani frejm.

Slika 3: Rezultati prvog i drugog koraka obrade frejma termalnog snimka.

U trećem koraku vrši se sumiranje piksela po redovima i kolonama binarizovanog frejma. Frejm se opseca prema granicama koje su određene redovima i kolonama slike gde je suma piksela manja od 35. Teorijski, da je pozadina van lica potpuno crna, taj prag bi bio 0 umesto 35. Opsečena slika nalazi se na slici 4.

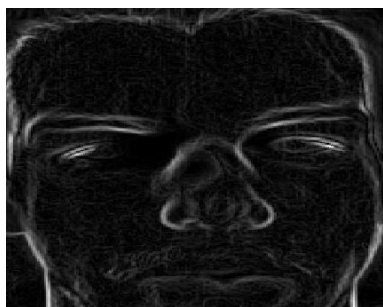


Slika 4: Frejm nakon opsecanja pozadine.

Četvrti korak podrazumeva filtriranje frejma *Sobel* filtrom radi izdvajanja ivica lica. Sobel operatori dati su u obliku matrica 3 i 4, dok se frejm sa izdvojenim ivicama lica može videti na slici 5 a) i njegova binarizovana predstava na slici 5 b):

$$H_x = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$H_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$



(a) Frejm nakon primene *Sobel* filtra.



(b) Binarizovani frejm nakon primene *Sobel* filtra.

Slika 5: Rezultati četvrtog koraka obrade frejma termalnog snimka.

Kako bi se izdvojilo samo čelo na licu i uklonile kosa i obrve koliko je moguće, u koraku pet vrši se sumiranje piksela samo po redovima, i traže se maksimumi te sume koji označavaju horizontalne granice kose i obrva, delimično precizno. Suma je morala biti veća od 40 da bi bila označena kao maksimum, i uvedeno je ograničenje da maksimumi sume (obrve i čelo) moraju biti na određenom minimalnom rastojanju (u ovom slučaju 30 redova), jer veličina čela to diktira. Frejm nakon osnovnog opsecanja dat je na slici 6



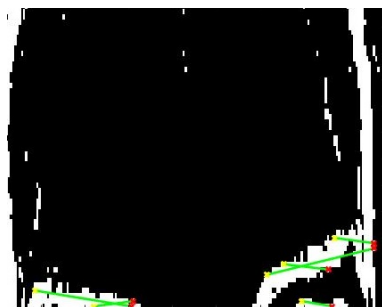
Slika 6: Frejm nakon osnovnog opsecanja kose i obrva.

Za detaljnije odsecanje dela frejma koji obuhvata kosu posmatra se pravougaonik koji obuhvata prvu četvrtinu frejma odozgo i površinu od druge petine do četvrte petine slike, sleva nadesno. Pikseli se sumiraju po redovima, i traži se minimum te sume koji označava prestanak kose i gornju granicu izdvojene regije čela (rezultat je vidljiv na slici 7).



Slika 7: Frejm nakon detaljnog opsecanja kose.

Za detaljnije odstranjivanje obrva sa regije čela koristi se Hough transformacija, koja zapravo vrši detekciju horizontalnih linija, u ovom slučaju obrva. Ugao pod kojim se nalaze obrve i koje transformacija detektuje ograničen je na  $\pm 85^\circ$ . Hough transformacija primenjuje se na celu površinu izdvojenog dela frejma, ali se zadržavaju samo rezultati sa donje polovine slike, gde se obrve i nalaze. Detektovane linije date su na slici 8 a). Među detektovanim linijama traži se ona sa najvišom pozicijom, i sve što se nalazi niže u odnosu na nju na izdvojenom delu frejma se odseca. Rezultat odstranjivanja obrva može se videti na slici 8 b).



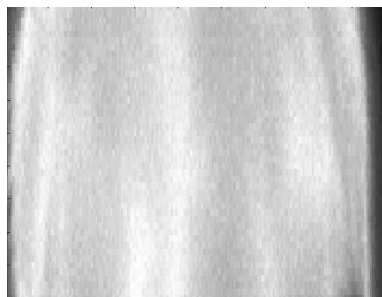
(a) Detektovane horizontalne linije na izdvojenom delu frejma.



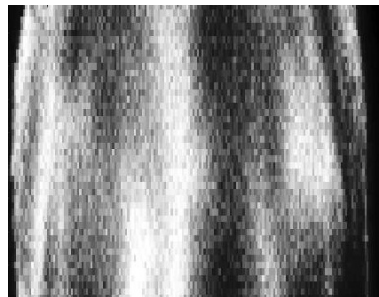
(b) Frejm nakon detaljnog opsecanja obrva.

Slika 8: Šesti korak obrade frejma termalnog snimka.

Sedmi korak obrade uključuje izdvajanje regije čela na originalnom frejmu, a na osnovu binarizovanog, i poboljšanje frejma tj. ekvalizaciju histograma. Rezultati obe operacije mogu se videti na slici 9 a) i b).



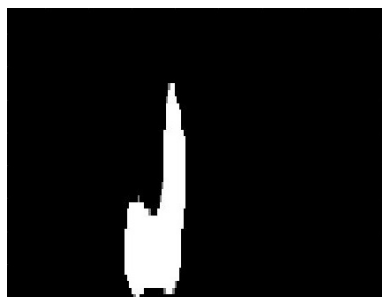
(a) Regija čela izdvojena na originalnom frejmu.



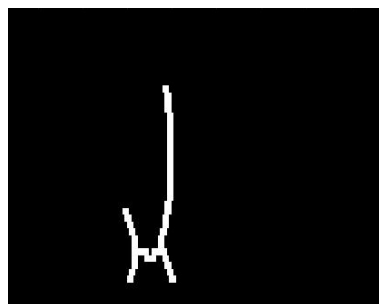
(b) Regija čela nakon ekvalizacije histograma.

Slika 9: Sedmi korak obrade frejma termalnog snimka.

U osmom koraku obrade na regiju čela, nakon binarizacije, primenjuje se *Median* filtar dimenzije 12x12 kako bi se izdvojila regija od interesa koja sadrži krvni sud. Vrš se skeletonizacija izdvojene regije čime se dobija približan oblik krvnog suda. Rezultati su dati na slici 10 a) i b).



(a) Binarizovana regija čela filtrirana *Median* filtrom.



(b) Skeletonizacija regije čela dobijene *Median* filtrom..

Slika 10: Osmi korak obrade frejma termalnog snimka.

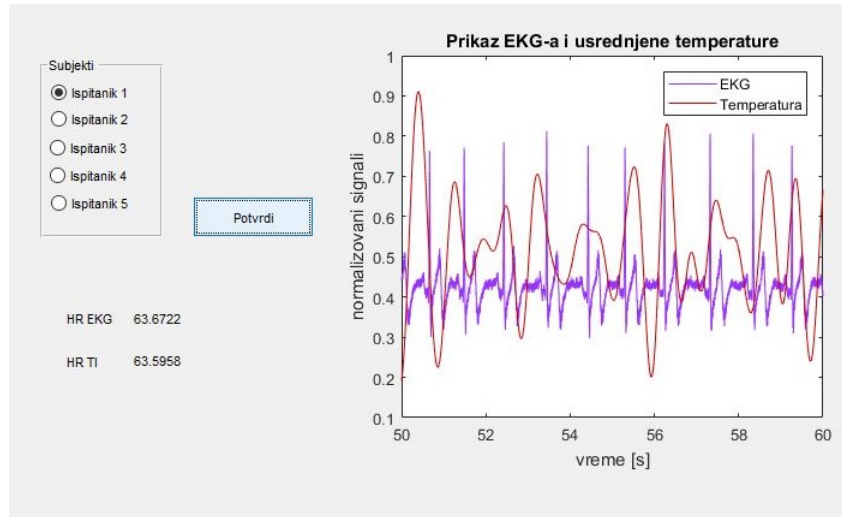
Deveti korak podrazumeva množenje dobijene binarne maske sa originalnom slikom kako bi se izdvojila samo regija od interesa - krvni sud, i računa se srednja vrednost regije u desetom koraku. Dobijeni broj predstavlja srednju vrednost temperature frejma. Celokupan postupak ponavlja se za svaki frejm, od prvog do poslednjeg.

### 3 Rezultati

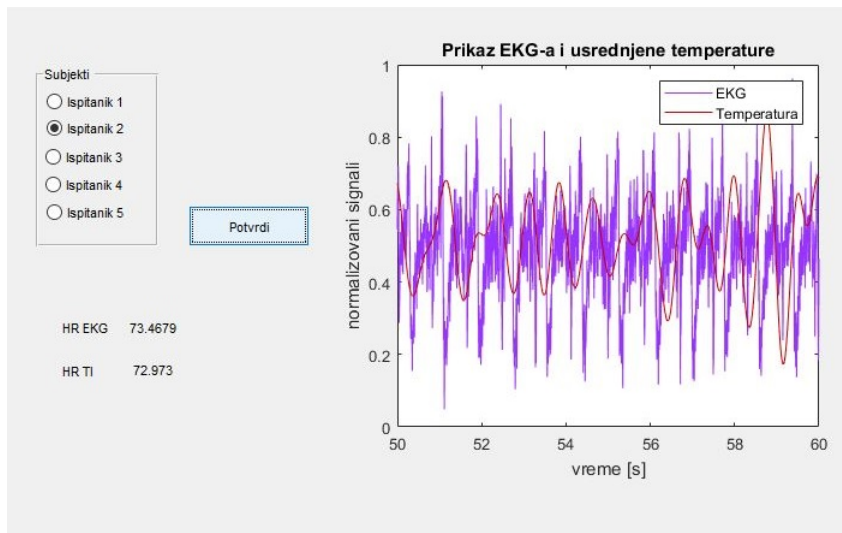
Rezultati dobijeni obradom termalnih snimaka upoređeni su sa GT merenjima a tačnost metode procenjuje se korišćenjem komplementa apsolutne normalizovane razlike, prema formuli 5:

$$CAND = 1 - \frac{|GT - TI|}{GT} \quad (5)$$

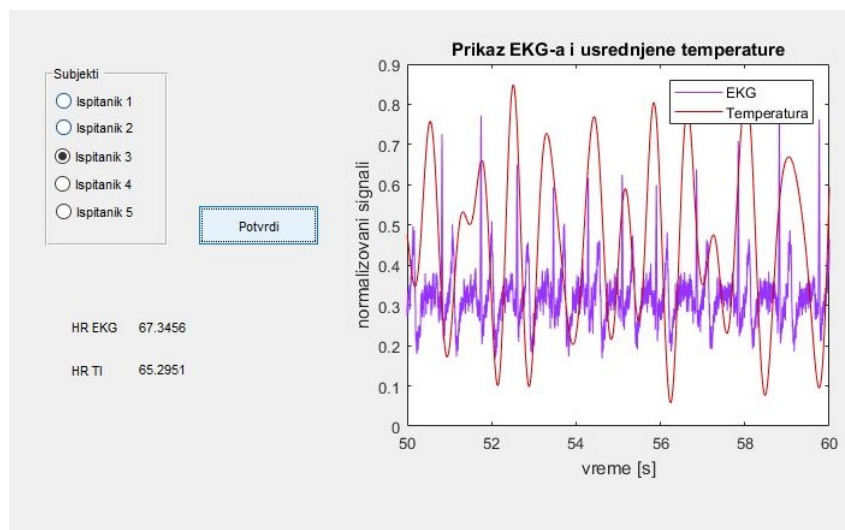
Na slikama 11, 12, 13, 14, 15 prikazani su rezultati estimacije pulsa za svakog ispitanika posebno, za obe metode.



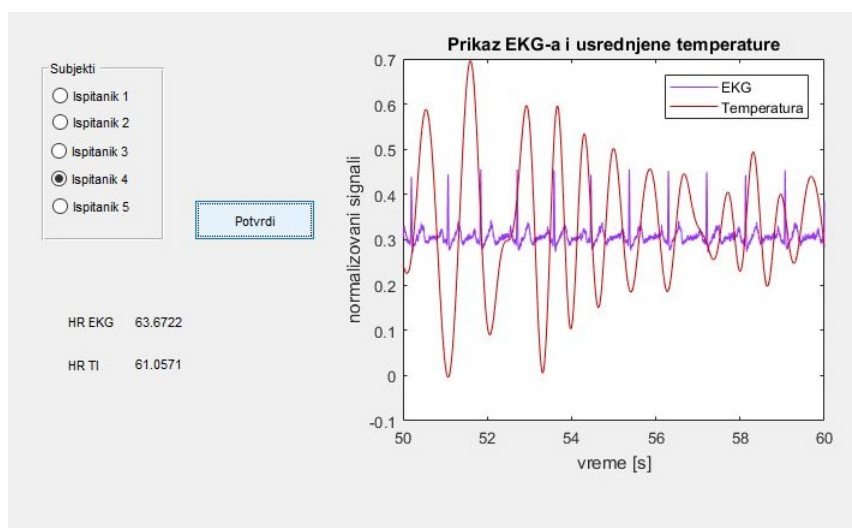
Slika 11: Rezultati obrade EKG-a i snimka za prvog ispitanika.



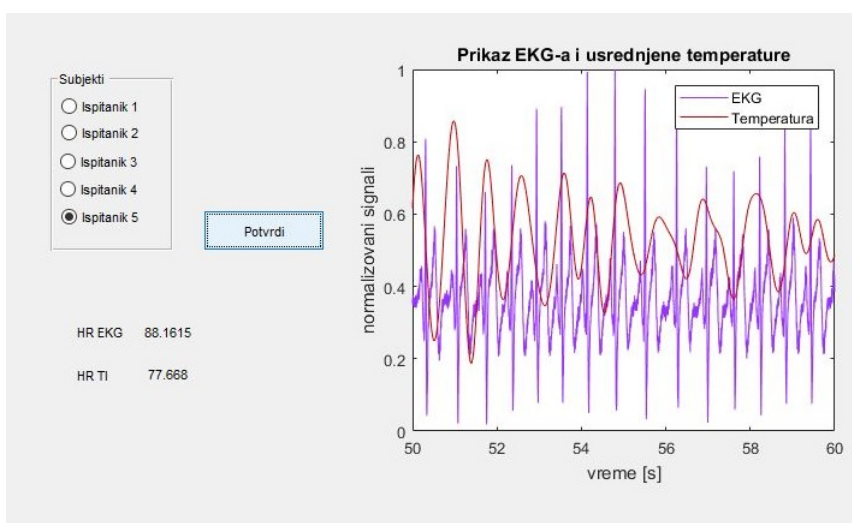
Slika 12: Rezultati obrade EKG-a i snimka za drugog ispitanika.



Slika 13: Rezultati obrade EKG-a i snimka za trećeg ispitanika.



Slika 14: Rezultati obrade EKG-a i snimka za četvrtog ispitanika.



Slika 15: Rezultati obrade EKG-a i snimka za petog ispitanika.

U tabeli 2 dati su rezultati dobijeni na osnovu obrade EKG signala i termalnog snimka, kao i procenat tačnosti estimacije pulsa primenom metode obrade termalnog snimka.

Ispitanik	HR GT [bpm]	HR TI [bpm]	$\Delta$ HR [%]
1	63.67	63.60	99.88
2	73.47	72.87	99.19
3	67.35	65.30	96.96
4	63.67	61.06	95.89
5	88.16	77.67	88.10

Tabela 2: Rezultati dobijeni na osnovu obrade EKG-a i termalnog snimka, upoređeni.

## 4 Diskusija i zaključak

Za gotovo svaki od ispitanika čiji su rezultati prikazani u prethodnom delu izveštaja dobijaju se rezultati sa visokim procentom tačnosti u odnosu na GT. U slučaju ispitanika 5, za koga se rezultujući puls ekstrahovan iz EKG signala i signala srednje temperature značajno razlikuju, nije uočen razlog ovako velike razlike. Vizuelizacijom svakog koraka metode, kao što je to učinjeno za ispitanika 1 u našem radu, nije pronađen korak koji daje loše rezultate. Ono što razlikuje ovog ispitanika od drugih su malo čelo i šiške koje ga prekrivaju u velikoj meri. Iako algoritam obrade izdvaja deo čela gde bi krvni sud trebalo da se nalazi, moguće je da je njegova pozicija nešto viša, pa je detekcija otežana prisustvom šiški.

Za dalji rad na ovakvim metodama bilo bi važno obratiti pažnju na loše frejmove, kada se ispitanik pomera ili potpuno napusti kadar, što se desilo na snimku ispitanika 3, gde je kamera nastavila snimanje iako je ispitanika više od polovine snimka nije bilo. Takve delove snimka treba zanemariti i iskoristiti delove koji su pogodni. Što se artefakta pokreta tiče, za njihovo uklanjanje može se koristiti neka od metoda registracije i prepoznavanja pokreta.

Krajnji cilj metoda spomenutih u uvodu ovog izveštaja i one obrađene detaljno je potpuna automatizacija estimacije pulsa, čak i u teškim uslovima snimanja i rada, kao i postizanje još veće tačnosti i estimacija dodatnih obeležja rada srca. Jedan od koraka obrađene metode mogao bi se automatizovati - pragovi birani za binarizaciju su odokativnom metodom odabrani i odgovarali su svim ispitanicima, ali postoji mogućnost njihove automatske detekcije na osnovu histograma slike.

Automatsko izdvajanje regije čela u našem radu je bilo uspešno za dati skup slika, ali bi ovako projektovana metoda mogla biti robusnija. Za slučajeve gde lica svih ispitanika nisu pod istim uglom, nisu na relativno istom rastojanju od kamere, ili u realnim slučajevima gde se ispitanik kreće, ovaj metod bi morao da se unapredi već pomenutim metodama. Estimacija pulsa se može odraditi i na mnogo manjim segmentima dobijenog signala srednjih temperatura. Ovako bi se metoda mogla primeniti i u realnom vremenu (online).

Na osnovu izloženih rezultata može se zaključiti da se, uz odgovarajuće i temeljno preprocesiranje termalnih snimaka, kao i izdvajanje pogodnih segmenata snimka za estimaciju pulsa, može dobiti rezultat veoma visoke tačnosti.

## Literatura

- [1] M. Garbey, N. Sun, A. Merla and I. Pavlidis, *Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery*. in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, no. 8, pp. 1418-1426, Aug. 2007, doi: 10.1109/TBME.2007.891930.
- [2] T. R. Gault, N. Blumenthal, A. A. Farag and T. Starr, *Extraction of the superficial facial vasculature, vital signs waveforms and rates using thermal imaging*, 2010 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition - Workshops, San Francisco, CA, 2010, pp. 1-8, doi: 10.1109/CVPRW.2010.5544602.
- [3] N. Sun and I. Pavlidis, *Counting Heartbeats at a Distance*, 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, NY, 2006, pp. 228-231, doi: 10.1109/IEMBS.2006.260596.
- [4] N. Sun, M. Garbey, A. Merla and I. Pavlidis, *Imaging the cardiovascular pulse*, 005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05), San Diego, CA, USA, 2005, pp. 416-421 vol. 2, doi: 10.1109/CVPR.2005.184.
- [5] S. Y. Chekmenev, A. A. Farag and E. A. Essock, *Thermal Imaging of the Superficial Temporal Artery: An Arterial Pulse Recovery Model*, 2007 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Minneapolis, MN, 2007, pp. 1-6, doi: 10.1109/CVPR.2007.383443.
- [6] C. Barbosa Pereira, M. Czaplik, V. Blazek, S. Leonhardt., D. Teichmann. *Monitoring of Cardiorespiratory Signals Using Thermal Imaging: A Pilot Study on Healthy Human Subjects*, Sensors (Basel, Switzerland), 2018, 18(5), 1541. <https://doi.org/10.3390/s18051541>
- [7] T. R. Gault and A. A. Farag. *A Fully Automatic Method to Extract the Heart Rate from Thermal Video*, Front Bioeng Biotechnol. 2018;6:33. Published 2018 May 1. doi:10.3389/fbioe.2018.000332013 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, Portland, OR, 2013, pp. 336-341, doi: 10.1109/CVPRW.2013.57.
- [8] E. Greneker. *Radar sensing of heartbeat and respiration at a distance with security applications*, in Proceedings of SPIE, Radar Sensor Technology II, vol. 3066, (Orlando, Florida), pp. 22-27, April 1997.
- [9] Udžbenik: Popović D. *Medicinska instrumentacija i merenja*, Akademska Misao, Univerzitet u Beogradu -Elektrotehnički fakultet, Beograd, 2014, ISBN 978-86-7466-494-0