

UNIVERZITET U BEOGRADU  
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET  
ODSEK ZA SIGNALE I SISTEME

Analiza biomedicinske slike (13E054ABS)

# Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih snimaka lica

*Izveštaj za projektni zadatak br.6*

Autori: Aleksandra Stevanović, Savo Ičagić

Beograd, jun 2020.

# Sadržaj

<b>1</b>	<b>Uvod</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Metodologija</b>	<b>4</b>
2.1	Termovizija . . . . .	4
2.1.1	Fizički osnovi termovizije . . . . .	4
2.1.2	Tehničke karakteristike termovizijske kamere . . . . .	6
2.1.3	Obrada termovizijskih snimaka . . . . .	8
2.1.4	Obrada signala temperature . . . . .	14
2.2	Elektrokardiografija . . . . .	16
2.2.1	Teorijski uvod . . . . .	16
2.2.2	Obrada elektrokardiograma . . . . .	17
<b>3</b>	<b>Rezultati</b>	<b>19</b>
3.1	Združeni rezultati . . . . .	19
3.2	Individualni rezultati . . . . .	19
3.2.1	Ispitanik 1 . . . . .	19
3.2.2	Ispitanik 2 . . . . .	20
3.2.3	Ispitanik 3 . . . . .	21
3.2.4	Ispitanik 4 . . . . .	22
3.2.5	Ispitanik 5 . . . . .	23
<b>4</b>	<b>Zaključak</b>	<b>25</b>
<b>5</b>	<b>Bibliografija</b>	<b>26</b>

# 1 Uvod

Četiri primarna vitalna znaci ljudskog organizma su telesna temperatura, puls, krvni pritisak i frekvencija disanja. Primarni vitalni znaci direktno govore o stanju čovekovih vitalnih funkcija i služe za procenu opšteg fizičkog zdravlja čoveka.

Puls je mehanička manifestacija rada srca koja se ogleda kroz širenje arterija prilikom upumpavanja krvi u iste, te se on može osetiti dodirrom u predelima tela u kojima se arterije nalaze neposredno ispod kože. Pod pojmom pulsa se podrazumeva i učestanost otkucaja srca, te se o značenju reči puls zaključuje iz konteksta njene upotrebe; u ovom radu podrazumeva se docnije značenje i često će biti korišćena oznaka *HR* (eng. *Heart Rate* - puls).

Kako su površinski krvni sudovi najbliži spoljnoj sredini koja je obično hladnija od telesne temperature jasno je da se oni hlade pri cirkulaciji. U trenutku upumpavanja krvi iz srca u arterije dolazi do skoka pritiska i protoka te krv posledično jurne kroz sve krvne sudove. Pretpostavka ovoga rada jeste da se tom prilikom pri pojavi većeg protoka krvi iz unutrašnjosti organizma ka površinskim krvnim sudovima javlja blagi skok temperature obližnje kože, te da je na osnovu dinamike temperature kože iznad krvnog suda moguće estimirati puls.

Puls je direktan pokazatelj rada srca te njegovo merenje jeste od velikog značaja. Mehanička priroda pulsa pretpostavlja njegovo kontaktno merenje, međutim u pojedinim situacijama neophodno je meriti puls beskontaktno. Tekuća epidemija COVID-19 se nameće kao tipičan primer takve situacije - radi sprečavanja zaražavanja medicinskog osoblja neophodno je minimizovati kontakte sa zaraženim i potencijalno zaraženim pacijentima. Takođe, tokom epidemije COVID-19 došlo je do ekspanzije upotrebe termovizijskih kamera za beskontaktnu i masovnu kontrolu stanovništva na povišenu telesnu temperaturu kao jedan od simptoma COVID-19 virusa, te se kao oprobani merni uređaj za telesnu temperaturu opravdano koristi kao uređaj za snimanje termografske slike ispitanika čijom se daljom obradom dolazi do temperature krvnog suda čija se dinamika dalje koristi za estimaciju pulsa.

Projekat se zasniva master radu S. Todorović [1] u kojem je predstavljen sistem za *online* praćenje vitalnih znakova pomoću termovizijske kamere. Budzan i Wyzgolik su razvili algoritam za lokalizaciju lica i očiju na termalnim slikama [2]. Na osnovu termovizijskog snimka spoljašnje slepoočne arterije Chekmenev, Farag i Essock uspešno estimiraju arterijski puls [3]. Osim estimacije vitalnih znakova upotreba termovizijskih snimaka, zajedno sa konvencionalnim video snimcima, je upotrebljena u svrhu prepoznavanja lica (Hermosilla G, Gallardo F, Farias G, San Martin C. [4]). Interesovanje u oblasti prepoznavanja emocija je u porastu te B. Jian, C. Chen, M. Huang and H. Yau formiraju facijalne aktivacione mape vezane za emocije na osnovu termovizijskih snimaka [5]. O beskontaktnom merenju pulsa na bazi termovizije pišu i M. Garbey, N. Sun, A. Merla and I. Pavlidis [6] kao pioniri u toj oblasti.

Cilj ovoga projekta jeste implementacija jednog rešenja beskontaktna estimacije pulsa i validacija razvijenog rešenja.

U poglavlju 2, Metodologija, predstavljena je primenjena metodologija. Konkretno, u sekciji 2.1 predstavljeni su fizički osnovi termovizije, tehničke karakteristike termovizijske kamere [7] i primenjeni metodi za obradu termovizijske slike i signala estimirane temperature.

U poglavlju 3, Rezultati, u sekciji 3.1 predstavljeni su tabelarno združeni

rezultati za sve ispitanike, dok su uporedni prikazi EKG (elektrokardiogram) signala i signala temperature, i profili referentnog i estimiranog *IBI* (*Inter-Beat Interval* - vremenski interval između dva uzastopna otkucaja srca) prikazani u sekciji 3.2.

Analiza dobijenih rezultata i zaključak su izneti u poglavlju 4 Zaključak.

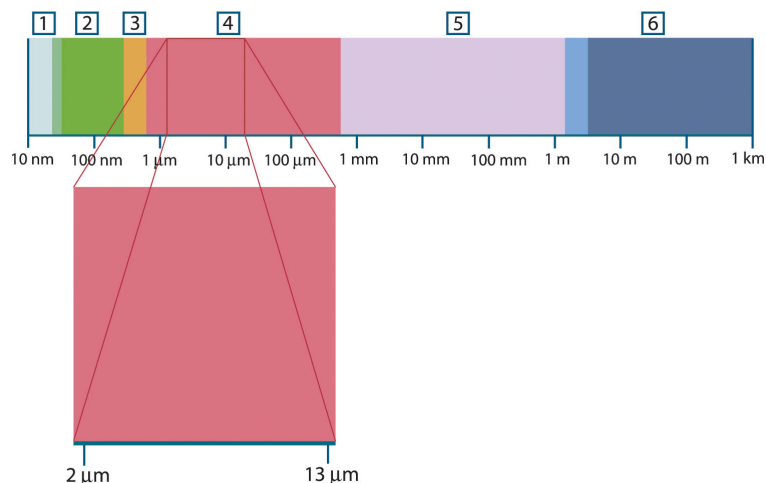
## 2 Metodologija

### 2.1 Termovizija

Termovizijska kamera meri emitovano infracrveno zračenje snimanog objekta i na osnovu merenja formira sliku. Činjenica da je intenzitet infracrvenog zračenja funkcija površinske temperature objekta omogućava termovizijskoj kameri da izračuna temperaturu i prikaže temperaturu objekata koje snima.

#### 2.1.1 Fizički osnovi termovizije

**Elektromagnetni spektar** Termovizijska kamera snima u infracrvenom delu elektromagnetnog spektra. Sam elektromagnetni spektar je konvencijom podeljen prema talasnoj dužini zraka na 6 opsega: X zraci, UV zraci, vidljivi deo spektra, infracrveni zraci, mikrotalasi i radio talasi. Ilustracija rasporeda opsega prema talasnim dužinama je data na Slici 1.



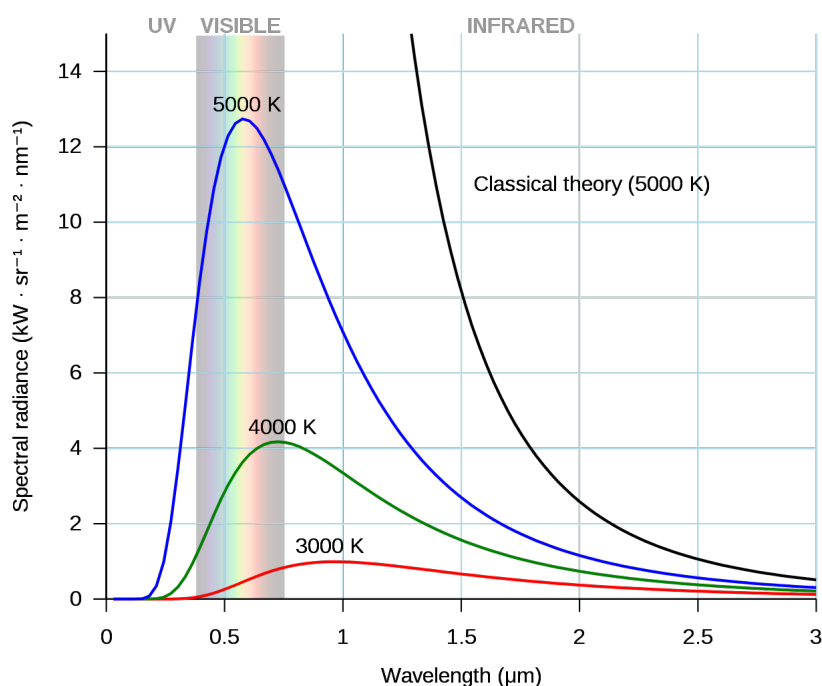
Slika 1: Raspodela opsega elektromagnetnog spektra, prema oznakama na slici: (1) X zraci, (2) UV zraci, (3) vidljiva svetlost, (4) IR, (5) mikrotalasi i (6) radio talasi

**PLANCKOV zakon zračenja crnog tela** Vezu između temperature objekta i spektralne raspodele intenziteta elektromagnetnog zračenja daje PLANCKOV zakon, čiji izraz za spektralnu raspodelu intenziteta zračenja  $W_{\lambda b}$  na talasnoj dužini  $\lambda$  glasi

$$W_{\lambda b} = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)} \cdot 10^{-6} [\text{W/m}^2, \mu\text{m}]$$

gde je  $h = 6.6 \cdot 10^{-34}$  J·s PLANCKOVA konstanta,  $k = 1.4 \cdot 10^{-23}$  J/K,  $T$  apsolutna temperatura crnog tela,  $c = 3 \cdot 10^8$  m/s brzina svetlosti u vakuumu.

Grafički prikaz na Slici 2 zavisnosti intenziteta EM zračenja za različite vrednosti temperature crnog tela najbolje ilustruje PLANCKOV zakon. Uočljiv je



Slika 2: Zavisnost intenziteta EM zračenja od talasne dužine. Izvor Wikimedia, pristupljeno u maju 2020.

pomeraj talasne dužine vršne vrednosti intenziteta EM zračenja sa promenom temperature crnog tela.

**WIENOV zakon** Prethodno pomenuta pojava je opisana WIENovim zakonom koji opisuje zavisnost talasne dužine  $\lambda_{max}$  na kojoj se nalazi vršna vrednost intenzita EM zračenja od apsolutne temperature  $T$  crnog tela, i glasi:

$$\lambda_{max} = \frac{2898}{T} [\mu\text{m}]$$

Na osnovu WIENovg zakona se može zaključiti da će temperature objekata i ljudi iz čovekove okoline uzrokovati vršne vrednosti intenziteta EM zračenja u opsegu IR zračenja, što objašnjava činjenicu da su termovizijske kamere osetljive u infracrvenoj oblasti spektra.

**STEFAN-BOLTZMANNov zakon** Zavisnost površinske gustine emitovane snage crnog tela  $W_b$  dobijene integracijom izraza za PLANCKov zakon po  $\lambda \in [0, \infty]$  je data izrazom

$$W_b = \sigma T^4 [\text{W/m}^2]$$

koji tvrdi da je površinske gustine emitovane snage crnog tela srazmerna sa četvrtim stepenom temperature crnog tela i STEFAN-BOLTZMANNovom konstantnom  $\sigma$ .

Većina objekata iz čovekove okoline nema osobine idealnog crnog tela te se STEFAN-BOLTZMANNov zakon dopunjuje koeficijentom  $\varepsilon$  koji predstavlja odnos površinske gustine emitovane snage objekta i površinske gustine emitovane snage crnog tela koji imaju iste temperature:

$$W_b = \varepsilon \sigma T^4 [\text{W/m}^2]$$

Navedeni izraz omogućuje procenu temperature objekta na osnovu merenja snage EM zraka detektovanog senzorom kamere.

Treba obratiti pažnju na činjenicu da objekat koji se snima nije jedini izvor EM zračenja. Merenoj vrednosti snage EM zračenja snimanog objekta doprinose i EM zraci iz ambijentalnih izvora koji se reflektuju od objekta, kao i sama atmosfera koja ima nenultu temperaturu. Navedeni poremećaji su softverski kompenzovani u samoj kameri u određenoj meri, kao i procena koeficijenta  $\varepsilon$  čija se vrednost može pronaći u tablici proizvođača na osnovu materijala objekta.

### 2.1.2 Tehničke karakteristike termovizijske kamere

Upotrebljena je kamera proizvođača FLIR (Vilsonvil, Oregon, SAD) model A35 čije su tehničke karakteristike od interesa prikazane u Tabeli 1.

Rezolucija slike	320 x 256
<i>Framerate</i>	60 fps
Rezolucija temperature	0.04 K
Spektralni opseg	7,5 - 13 $\mu\text{m}$
Tip podatka merenja	14-bit unsigned int

Tabela 1: Karakteristike termovizijske kamere

Raspoloživi snimci ispitanika su snimljeni u *linear* modu kamere za koji važi sledeća konverzija vrednosti piksela  $S$  u temperaturu u stepenima Celzijusa  $T_C$ :

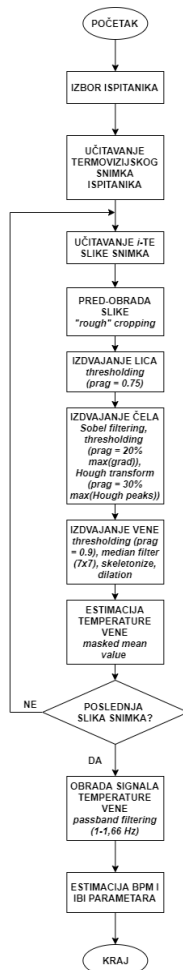
$$T_C = 0.04 \cdot S - 273.15 \text{ [}^\circ\text{C]}$$



### 2.1.3 Obrada termovizijskih snimaka

Cilj obrade termovizijskih snimaka jeste izdvajanje dinamike temperature čeaone vene radi estimacije IB i HR parametara.

Tokovnik izvršavanja programa za estimaciju je prikazan na Slici 3.



Slika 3: Tokovnik izvršavanja programa

Rešenje projektnog zahteva je implementirano u MATLAB (Mathworks, USA) programskom paketu. Na početku programa korisnik unosi redni broj ispitanika na osnovu koga računar učitava odgovarajući snimak u memoriju.

Dalje sledi učitavanje prve slike iz snimka i pred-obrada slike. Pred-obrada slike podrazumeva uklanjanje *offseta* i normalizaciju vrednosti piksela. Primer slike nakon pred-obrade je prikazan na Slici 4.

Prvi korak obrade slike jeste izdvajanje lica na slici. Prvo se izvrši *thresholding* slike lica sa pragom 0.75, a zatim se iz dobijene binarne slike pronalaze granice *bloba* koje se usvajaju za granice opsecanja. Rezultat postupka izdvajanja lica se može videti na Slici 5.



Slika 4: Izgled slike nakon pred-obrade



Slika 5: Izgled slike nakon *croppinga* lica

Naredni korak jeste izdvajanje ivica na slici dobijenoj u prethodnom koraku. Izdvajanje ivica je izvršeno primenom SOBElvog filtra. Radi podsećanja, kerneli SOBElvog operatora po  $x$  i  $y$  osi, u oznaci  $H_x$  i  $H_y$  respektivno, imaju sledeće vrednosti:

$$H_x = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Konvolucijom kernela  $H_x$  i  $H_y$  sa slikom dobija se slika u skali sivog sa izdvojenim ivicama. *Thresholdingom* takve slike sa pragom od 20% maksimalne vrednosti na slici vrši se priprema slike za dalju obradu. Rezultat ovoga koraka se može videti na Slici 6.



Slika 6: Izgled slike nakon primene SOBELOvog operatora i *thresholdinga*

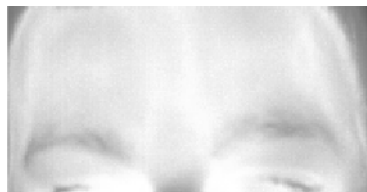
Cilj sledećeg koraka jeste odsecanje kose i grubo odsecanje donje polovine lica. Odsecanje donje polovine lica se vrši jednostavnim odbacivanjem donjeg dela slike iz prethodnog koraka. Odsecanje kose se vrši pomeranjem maske dimenzije  $h/4 \times 1^1$ , čiji je početak na vrhu slike, po širini slike od prve do treće četvrtine slike i traženjem najnižeg položaja belog piksela u maski u svakom pomeraju. Najniži položaj dobijen tokom postupka "skeniranja" se usvaja za granicu opsecanja. Dobijena pomoćna binarna slika može videti na Slici 7. U daljoj obradi se koristi slika sa početka prethodnog koraka opsečena prema dobijenim granicama iz tekućeg koraka, te se tekući rezultat obrade može videti na Slici 8.



Slika 7: Izgled pomoćne binarne slike nakon sužavanja slike ka oblasti čela

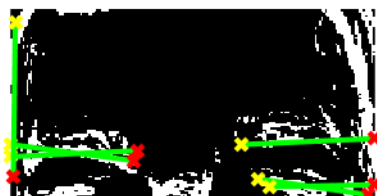
---

<sup>1</sup> $h$  je visina tekuće slike



Slika 8: Izgled slike nakon sužavanja slike ka oblasti čela

Radi izdvajanja samog čela sa tekuće slike potrebno je odbaciti obrve i sve ispod njih. Za početak su *fitovane* su linije pomoću HOUGHove transformacije na pomoćnoj binarnoj slici iz prethodnog koraka, Slici 7. Dobijene linije su prikazane na Slici 9.



Slika 9: Linije *fitovane* pomoću HOUGHove transformacije

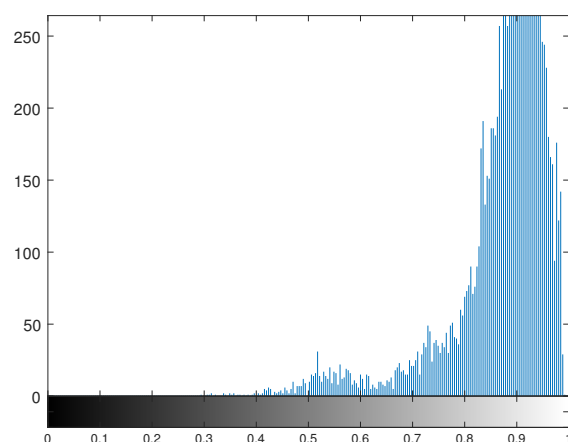
Vrednosti **Threshold** parametra funkcije `houghpeaks` iznose oko 30% maksimalne vrednosti HOUGHove transformacije i pojedinačno su prilagođene pojedinačnim ispitanicima. U tom smislu, unapređenje bi moglo biti implementacija adaptivnog praga.

Do granice odsecanja se dolazi sledećim postupkom. Prvo se izdvoje linije koje su približno horizontalne, a zatim se među dobijenim linijama potraži najviša tačka koja se usvaja za tačku horizontale po kojoj će odsecanje biti izvršeno. Krajnji rezultat jeste slika čela prikazana na Slici 10.



Slika 10: Slika čela izdvojena iz slike lica

Histogram na Slici 11 potvrđuje očigledno - dinamički opseg vrednosti piksela na slici je relativno uzak.

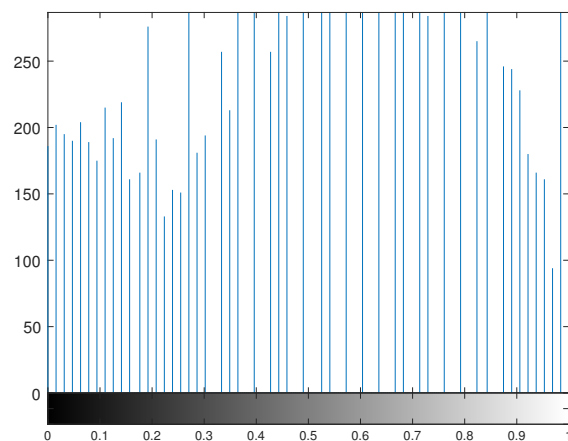


Slika 11: Histogram slike čela

Ekvalizacijom histograma dobija se Slika 12 sa histogramom prikazanim na Slici 13, čime se postiže značajno poboljšanje dinamičkog opsega vrednosti piksela.



Slika 12: Slika čela izdvojena iz slike lica



Slika 13: Ekvalizovani histogram slike čela

Polazna ideja jeste praćenje dinamike temperature čeone vene stoga je potrebno izdvojiti venu sa slike čela. Postupak izdvajanja počinje segmentacijom slike čela. Segmentacija se vrši jednostavnim *thresholdingom* sa pragom od 0,9 čiji se rezultat može videti na Slici 14.

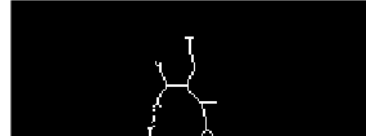


Slika 14: Slika nakon prvog koraka segmentacije

Iz dobijene slike je potrebno izdvojiti središnju venu. Na dobijenoj slici je prisutan *salt and pepper* šum u okolini vena te se kao prvi korak za izdvajanje središnje vene nameće primena *median* filtra dimenzije  $7 \times 7$  piksela, a zatim pronalaženje skeletona slike. Na Slikama 15a i 15b se mogu videti međurezultati tokom postupka izdvajanja vene.



(a) Slika nakon primene *median* filtra



(b) Skeleton slike

Slika 15: Međurezultati tokom postupka izdvajanje vene

Kako je vena na slici i u prirodi znatno šira od dobijenog skeletona, radi proširenja dobijene binarne maske izvršena je dilatacija slike, a zatim i izdvajanje tako dobijene vene sa slike. Krajnji rezultat izdvajanja vene jeste binarna maska prikazana na Slici 16.



Slika 16: Binarna maska za izdvajanje vene na čelu

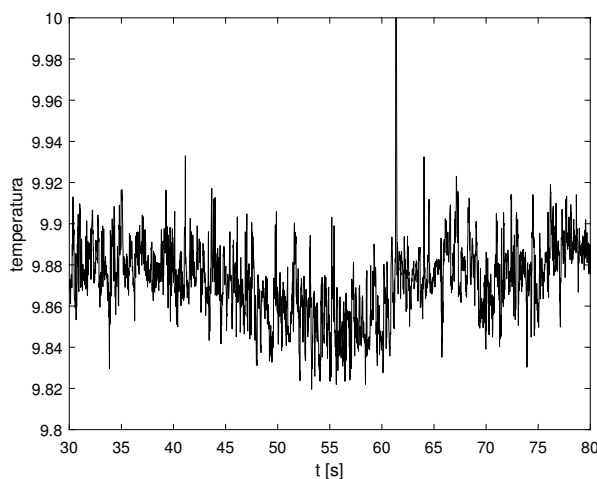
Uporedno sa celokupnim postupkom izdvajanjem vene iste operacije odsecanja slike su vršene i nad matricom koja sadrži vrednosti temperatura dobijene iz snimka, a od kojih je na početku normalizacijom dobijena slika koja je obrađivana do sada. Dakle, raspolaže se binarnom maskom koja izdvaja venu iz matrice merenja kamere i matricom merenja temperatura kamere.

Izračunavanje temperature vene  $t_v(i)$  na  $i$ -toj slici snimka se izvršava kao srednja vrednost piksela koji su dobijeni maskiranjem matrice merenja  $T_{m \times n}(i) = \{t_{p,q}(i)\}_{m \times n}$  sa dobijenom binarnom maskom vene  $H_{m \times n}(i) = \{h_{p,q}(i)\}_{m \times n}$ . Izraz za estimaciju temperature vene na  $i$ -toj slici glasi:

$$t_v(i) = \frac{\sum_{p=0}^m \sum_{q=0}^n h_{p,q}(i) \cdot t_{p,q}(i)}{\sum_{p=0}^m \sum_{q=0}^n h_{p,q}(i)} [^{\circ}\text{C}]$$

### 2.1.4 Obrada signala temperature

Ponavljanjem postupka počevši od koraka učitavanja slike za sve slike snimka dobija se profil estimacije temperature čeone vene. Na primeru ispitanika broj 4, na Slici 17 je prikazan deo profila estimacije temperature čeone vene. Očigledno je da je signal jako zašumljen te je neophodna dalja obrada signala.



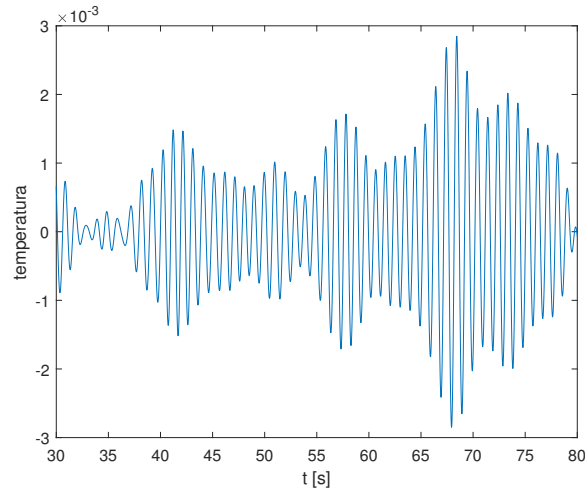
Slika 17: Estimirana dinamika temperature čeone vene

Očekivana frekvencija promene temperature je u opsegu  $f \in [1, 1.66][\text{Hz}]$  što odgovara pulsu u opsegu  $[60, 100][\text{bpm}^2]$ . Filtriranjem dobijenog signala *band-pass*<sup>3</sup> filtrom sa navedenim propusnim opsegom dobija se dinamika temperature čiji je deo prikazan na Slici 18. Važno je napomenuti da nakon obrade signala temperature on gubi svoju fizičku jedinicu  $^{\circ}\text{C}$ , međutim zadržava svoju izvornu dinamiku.

---

<sup>2</sup>*bpm* - *beats per minute*, otkucaja u minutu

<sup>3</sup>propusnik opsega



Slika 18: Filtrirana dinamika temperature čeone vene

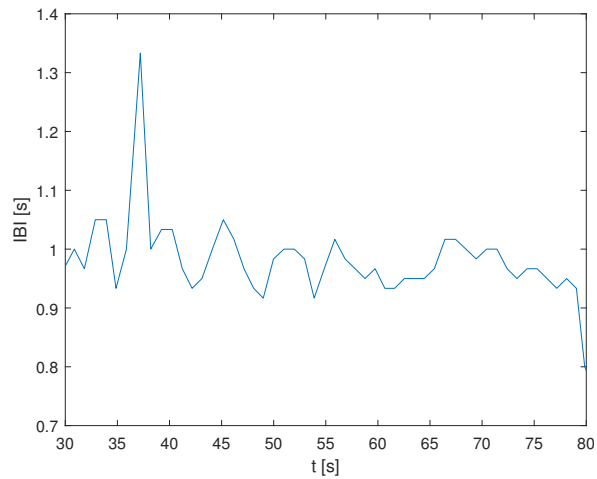
Parametri ispitanika  $HR$  i  $IBI$  se dobijaju analizom *peakova*<sup>4</sup> filtriranog signala temperature. Naime, srednja vrednost  $HR$ -a na trajanju snimka  $t_{recording}$  [s] zavisi od ukupnog broja *peakova*  $N_{peaks}$  i data je sledećim izrazom:

$$HR = \frac{N_{peaks}}{t_{recording}} \cdot 60 \text{ [bpm]}$$

Na primeru ispitanika 4, estimirana vrednost pulsa iznosi:

$$HR_4^t = 60,87 \text{ bpm}$$

Informacija o vrednosti  $IBI$  se krije u odstojanju između dva uzastopna *peaka*. Računanjem razlike između vremena pojavljivanja susednih *peakova* estimira se  $IBI$  čiji je profil na delu snimka za ispitanika 4 dat na Slici 19.



Slika 19: Profil parametra  $IBI$  na delu snimka ispitanika 4

---

<sup>4</sup>*peak* - lokalni maksimum signala



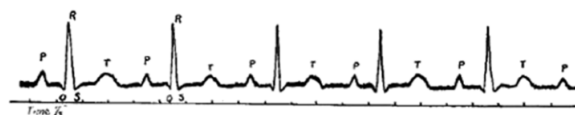
Značaj parametara  $HR$  i  $IBI$  će biti predstavljen u delu izveštaja u vezi sa obradom EKG signala.

## 2.2 Elektrokardiografija

Radi validacije metoda za estimaciju pulsa na osnovu termovizijskih snimaka na raspolaganju su EKG snimci svakog ispitanika na osnovu kojih je moguće odrediti referentni puls svakog ispitanika.

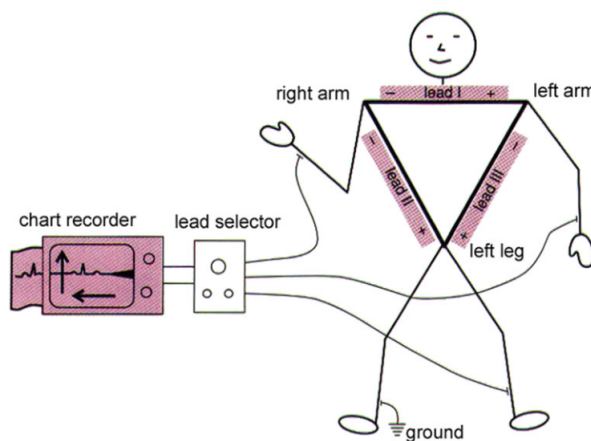
### 2.2.1 Teorijski uvod

Elektrokardiografija je metoda za snimanje električne aktivnosti srca tokom vremena. Snimak načinjen elektrokardiografijom jeste elektrokardiogram i njegov tipičan izgled je ilustrovan na Slici 20.



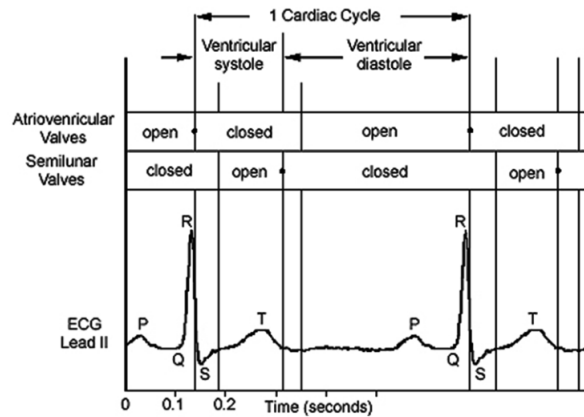
Slika 20: Tipičan izgled EKG snimka zdravog ispitanika. Izvor *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices, 3rd Edition*, Paul A. Iaizzo

Merenja se obično vrše pomoću elektroda postavljenih na kožu ispitanika koje su raspoređene tako da formiraju tzv. EINTHOVENov trougao ilustrovan Slikom 21.



Slika 21: Konfiguracija elektroda formira EINTHOVENov trougao. Izvor *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices, 3rd Edition*, Paul A. Iaizzo

Na osnovu elektrokardiograma se može pratiti rad srca i njegovih delova. Veza između karakterističnih talasa i aktivnosti na srcu se može videti na Slici 22.

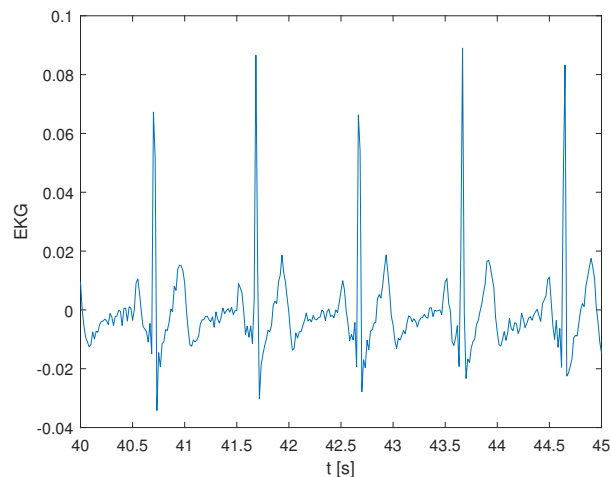


Slika 22: Veza talasa EKGa i aktivnosti srca. Izvor *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices, 3rd Edition*, Paul A. Iaizzo

Jasno je da se iz elektrokardiograma može sa velikom tačnošću proceniti puls ispitanika.

### 2.2.2 Obrada elektrokardiograma

Prvo je potrebno učitati elektrokardiograma odgovarajućeg ispitanika. Obrada počinje filtriranjem signala *notch* filtrom sa centralnom frekvencijom *notcha*  $f_{notch} = 50$  Hz da bi se potisnuo sveprisutni šum elektroenergetske mreže. Frekvencija odabiranja EKG snimka je  $F_{S,EKG} = 1$  kHz, te je broj odbiraka tokom trajanja snimka od preko minuta reda desetina hiljada što značajno usporava filtriranje. Radi brže buduće obrade, izvršen je *resampling* EKG snimka na učestanost odabiranja od 60 Hz. Deo krajnjeg EKG snimka je prikazan na Slici 23.



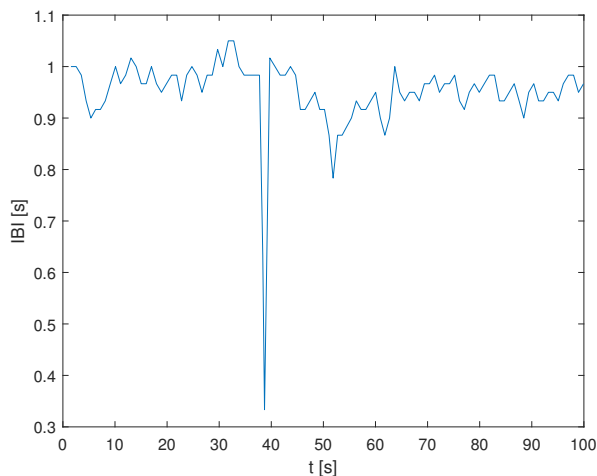
Slika 23: Deo EKG snimka ispitanika 4

Parametri ispitanika  $HR$  i  $IBI$  se dobijaju analizom *peakova*<sup>5</sup> filtriranog signala EKG, pomoću funkcije `findpeaks` sa uslovom minimalne vrednosti *peaka* koja varira od ispitanika do ispitanika u opsegu 0,05 do 0,8. Pravać budućeg unapređenja ovog dela obrade signala se ogleda u implementaciji adaptivnog praga *peaka*.

Ponavljanjem postupka za estimaciju  $HR$  i  $IBI$  iz profila temperature nad signalom EKG-a dobija se vrednost  $HR$  i profil  $IBI$ . Za slučaj ispitanika 4  $HR$  ima vrednost

$$HR_4^{EKG} = 63,39 \text{ bpm}$$

dok je profil  $IBI$  dat Slikom 24.



Slika 24: Profil parametra  $IBI$  na delu snimka ispitanika 4

U sekciji Rezultati su prikazane vrednosti i profili estimiranih i referentnih vrednosti i profila  $HR$  i  $IBI$ , respektivno, za svakog ispitanika.

---

<sup>5</sup>*peak* - lokalni maksimum signala

## 3 Rezultati

### 3.1 Združeni rezultati

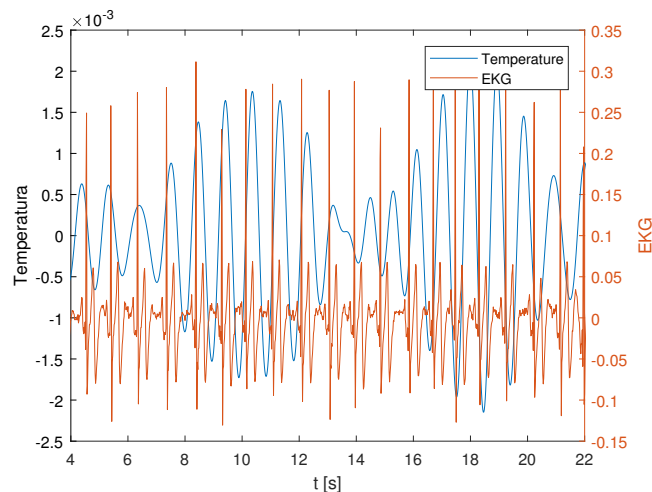
U ovoj sekciji su prikazani uporedni rezultati estimacije pulsa na osnovu termovizijskih snimaka i referentnih vrednosti dobijenih iz EKG snimaka za svakog ispitanika ponaosob. Rezultati su prikazani uporedno u Tabeli 2. Takođe, uporedno su prikazani i segmenti estimiranih i referentnih profila *IBI* za svakog ispitanika ponaosob. Radi ilustracije prikazani su i segmenti signala EKG i dinamike temperature. Treba napomenuti da su vrednosti signala temperature i EKG skalirani radi boljeg uporednog prikaza dinamike signala i njihove međusobne sličnosti.

Ispitanik	$\widehat{HR}$ [bpm]	$HR_{ref}$ [bpm]	$\Delta HR$ [bpm]	$\Delta HR$ [%]
1	65,50	64,14	-1,36	-2,12
2	72,31	73,28	0,97	1,32
3	60,96	64,85	3,89	6
4	60,67	63,39	2,72	4,29
5	86,03	88,08	2,05	2,33

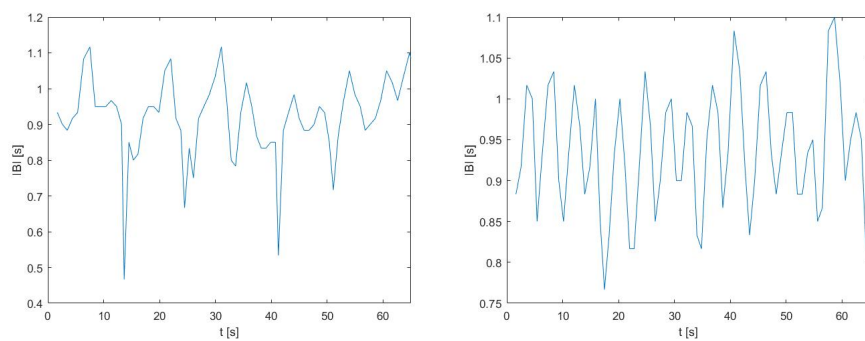
Tabela 2: Tabelarni prikaz rezultata, prva kolona sadrži redni broj ispitanika, druga kolona  $\widehat{HR}$  sadrži estimirane vrednosti pulsa na osnovu dinamike temperature čeaone vene, treća kolona  $HR_{ref}$  sadrži referentne vrednosti pulsa i četvrta kolona  $\Delta HR$  sadrži vrednosti odstupanja estimirane temperature od referentne

### 3.2 Individualni rezultati

#### 3.2.1 Ispitanik 1



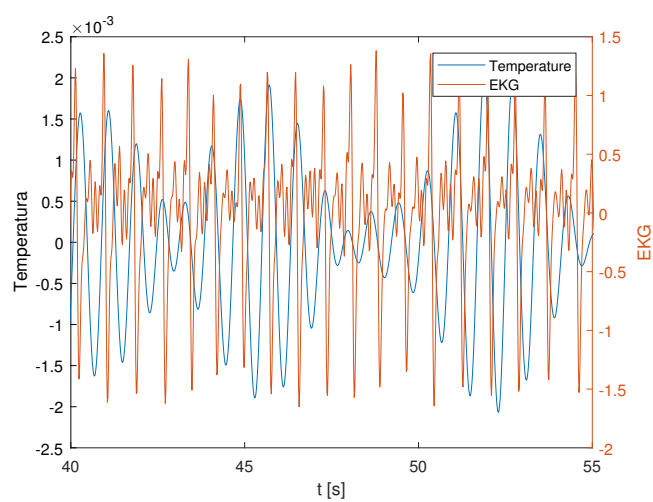
Slika 25: Uporedni prikaz EKG signala i signala temperature za ispitanika 1



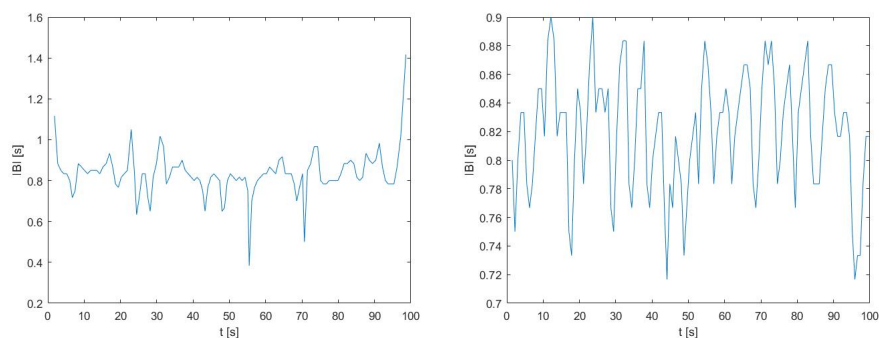
(a) Estimacija profila  $IBI$  na osnovu dinamike temperature (b) Referentni profil  $IBI$  iz estimiran na osnovu EKG signala

Slika 26: Profili  $IBI$  za ispitanika 1

### 3.2.2 Ispitanik 2



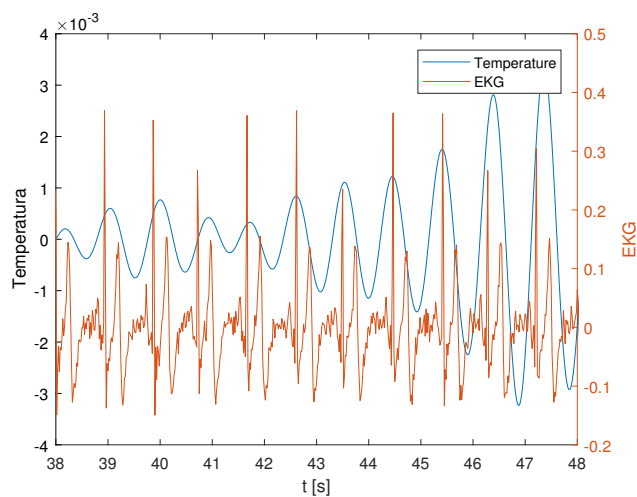
Slika 27: Uporedni prikaz EKG signala i signala temperature za ispitanika 2



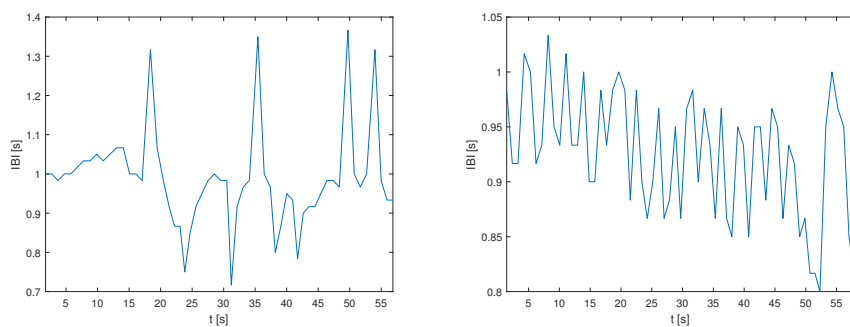
(a) Estimacija profila *IBI* na osnovu dinamike temperature (b) Referentni profil *IBI* iz estimiran na osnovu EKG signala

Slika 28: Profili *IBI* za ispitanika 2

### 3.2.3 Ispitanik 3



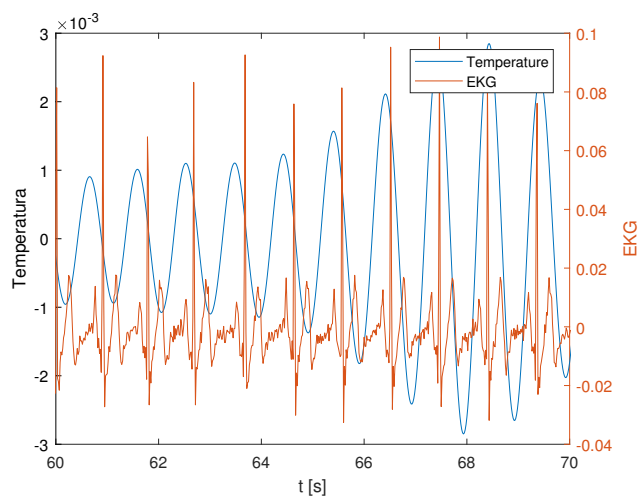
Slika 29: Uporedni prikaz EKG signala i signala temperature za ispitanika 3



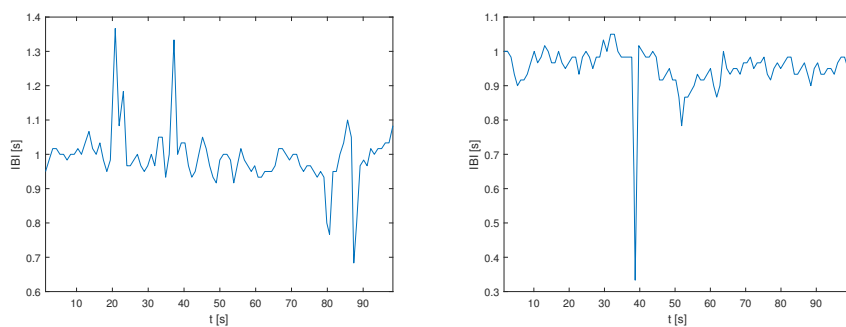
(a) Estimacija profila  $IBI$  na osnovu dinamike temperature  
(b) Referentni profil  $IBI$  iz estimiran na osnovu EKG signala

Slika 30: Profili  $IBI$  za ispitanika 3

### 3.2.4 Ispitanik 4



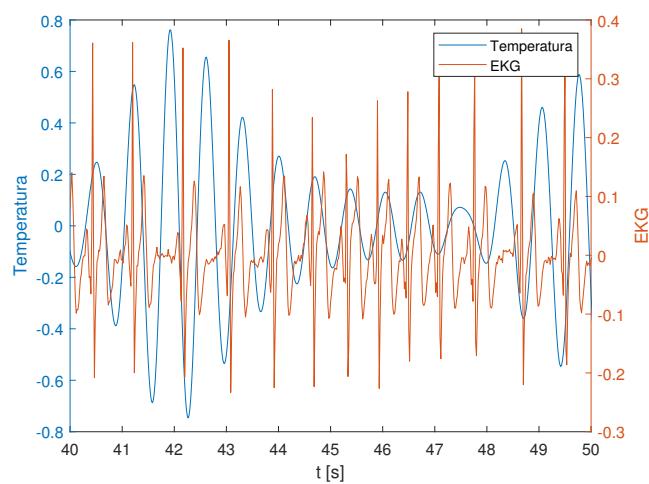
Slika 31: Uporedni prikaz EKG signala i signala temperature za ispitanika 4



(a) Estimacija profila  $IBI$  na osnovu dinamike temperature  
(b) Referentni profil  $IBI$  iz estimiran na osnovu EKG signala

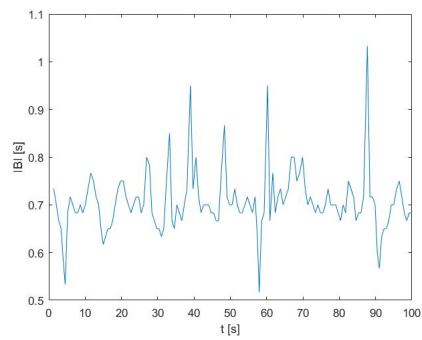
Slika 32: Profili  $IBI$  za ispitanika 4

### 3.2.5 Ispitanik 5

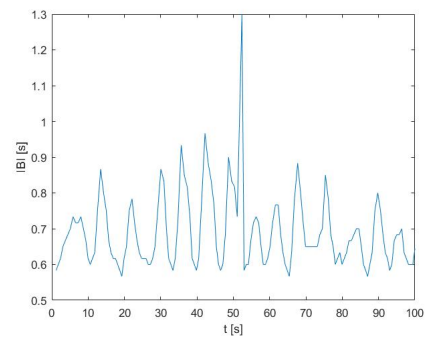


Slika 33: Uporedni prikaz EKG signala i signala temperature za ispitanika 5





(a) Estimacija profila  $IBI$  na osnovu dinamike temperature



(b) Referentni profil  $IBI$  iz estimiran na osnovu EKG signala

Slika 34: Profili  $IBI$  za ispitanika 5

## 4 Zaključak

Rezultati iz Tabele 2 pokazuju da je relativna greška estimacije na raspoloživom skupu ispitanika imala maksimalnu vrednost od 6%, što je uporedivo sa performansama potrošačkih *fitness* narukvica koje imaju mogućnost merenja pulsa<sup>6</sup>, čime se potvrđuje polazna pretpostavka da je moguće estimirati vrednost pulsa analizom termovizijskog snimka lica ispitanika sa prihvatljivom relativnom greškom.

Uporedni prikazi EKG signala i signala temperature za sve ispitanike na Slikama 25, 27, 29 i 31, 33 ukazuju i na vizuelnu sličnost dinamike temperature čeeone vene i signala EKG-a. Očigledno je i postojanje blage diskrepance između učestanosti vršnih vrednosti signala temperature i EKG-a što se može pripisati relativno uskom propusnom opsegu filtra temperature. Posmatrajući signal temperature na prethodno pomenutim graficima može se zaključiti je u osnovi signala sinusoida sa malom promenom frekvencije i niskofrekventnom anvelopom. Prethodno zapažanje ukazuje na posledicu da je filtriranjem, pored potiskivanja šuma, došlo i do potiskivanja spektralnih komponenti korisnog signala, međutim, zadovoljavajući rezultati pomenuti u prvom pasusu opravdavaju načinjen kompromis.

Analizom Slika 26, 28, 30, 32 i 34 može se reći da estimacija profila *IBI* nije zadovoljavajuća prema kriterijumu međusobne sličnosti dinamika estimiranog i referentnog profila. Ne može se poreći podudaranje srednjih vrednosti signala, međutim, korisna informacija se upravo nalazi u dinamici *IBI* signala. Nezadovoljavajući rezultati se mogu pripisati već pomenutom postojanju blage diskrepance između vršnih vrednosti EKG i signala temperature.

---

<sup>6</sup>*Accuracy of Consumer Wearable Heart Rate Measurement During an Ecologically Valid 24-Hour Period: Intraindividual Validation Study*, B.W. Nelson, N.B. Allen, DOI: 10.2196/10828

## 5 Bibliografija

- [1] S. Todorović. "Praćenje vitalnih znakova korišćenjem termovizijske kamere", Master rad, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet, Srbija, pp. 1-36, oktobar 2017.
- [2] Budzan, Sebastian and Wyżgolik, Roman. (2013). Face and eyes localization algorithm in thermal images for temperature measurement of the inner canthus of the eyes. *Infrared Physics & Technology*. 60. 225–234. DOI: 10.1016/j.infrared.2013.05.007.
- [3] Chekmenev, Sergey and Farag, Aly and Essock, Edward. (2007). Thermal Imaging of the Superficial Temporal Artery: An Arterial Pulse Recovery Model. DOI: 10.1109/CVPR.2007.383443
- [4] Hermosilla G, Gallardo F, Farias G, San Martin C. Fusion of Visible and Thermal Descriptors Using Genetic Algorithms for Face Recognition Systems. *Sensors (Basel)*. 2015;15(8):17944-17962. Published 2015 Jul 23. DOI: 10.3390/s150817944
- [5] B. Jian, C. Chen, M. Huang and H. Yau, "Emotion-Specific Facial Activation Maps Based on Infrared Thermal Image Sequences," in *IEEE Access*, vol. 7, pp. 48046-48052, 2019, DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2908819
- [6] 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
- [7] FLIR Systems. User's Manual Flir ax5 Series; T559770; FLIR Systems: Wilsonville, OR, USA, 2013.