

UNIVERZITET U BEOGRADU  
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET



Monitoring srčanog ritma na osnovu  
termovizijskih snimaka

13E054ABS: ANALIZA BIOMEDICINSKE SLIKE

*Profesor:*  
dr Milica Janković

*Studenti:*  
Božidar Obradović, 2017/0113  
Luka Stančev, 2017/0710

# Sadržaj

<b>1</b>	<b>Uvod</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Teorijske osnove</b>	<b>3</b>
2.1	Termovizija . . . . .	3
2.2	Kardiovaskularni puls . . . . .	3
<b>3</b>	<b>Metodologija</b>	<b>4</b>
3.1	Postavka eksperimenta . . . . .	4
3.2	Procesiranje slike . . . . .	4
3.3	Predobrada EKG signala . . . . .	6
3.4	Estimacija pulsa na osnovu vremenske serije . . . . .	6
<b>4</b>	<b>Rezultati</b>	<b>9</b>
<b>5</b>	<b>Zaključak</b>	<b>10</b>

# 1 Uvod

Frekvencija otkucaja srca je važan vitalan znak koji se koristi za procenu stanja osoba u zdravstvenoj zaštiti, sportskim treninzima, studijama sna i psiho-fiziološkim pregledima. Postoje različite metode merenja kontakta razvijen za procenu srčanog pulsa subjekta. Ove metode merenja koriste elektrofiziološke i mehaničke procese povezane sa srčanom aktivnošću i cirkulacijom krvi. Zlatni standard za merenje pulsa je elektrokardiografija (EKG) [1]. EKG vrši merenje električne aktivnosti srca usled prostiranja akcionog potencijala kroz mišićna vlakna srčanog mišića. Jedno EKG snimanje zahteva upotrebu pojačavača biosignala i bar tri kontaktne elektrode povezane na kožu provodnim gelom.

Drugi uređaji za merenje pulsa mogu se koristiti kada je od interesa srčani ritam i njegov oblik u perifernim delovima kardiovaskularnog sistema. Takvi uređaji kvantifikuju puls posrednim mehaničkim efektima protoka krvi ili promenom arterijskog pritiska u vaskularnoj mreži tkiva. Popularan uređaj koji pripada ovoj kategoriji je piezoelektrični pretvarač. On je pričvršćen na prst subjekta i pretvara lokalne varijacije krvnog pritiska, povezane sa srčanom aktivnosti, do naponskog signala [2]. Doplerov ultrazvuk je tehnologija koja se koristi za prikupljanje spektra brzine krvi [3]. Ultrazvučna merenja i dalje zahtevaju kontakt između sonde i subjekta, kao i upotrebu posebnog gela za olakšavanje prenosa talasa. Fotopletizmografija (PPG) je još jedna metoda merenja pulsakoj koristi optička svojstva odabranog područja kože. Blizu-infracrveno svetlo se emituje u kožu; u zavisnosti od zapremini krvi u koži. Kao posledica toga, svetlost koja se reflektuje unazad odgovara varijaciji zapremine krvi povezane sa srčanim pulsom. PPG se široko koristi za merenje talasnog oblika pulsa [4] i njegove refleksije [5], dermalne perfuzije [6] i mikrocirkulacije [7].

Iako su ove metode pouzdane i jeftine, one zahtevaju upotrebu kontaktnih (adhezivnih) ili kratkodometnih senzora na pacijenta, što često dovodi do nelagodnosti, stresa, pa čak i bola; između ostalog, tokom uklanjanja elektroda može doći do skidanja epidermisa, posebno kod novorođenčadi i starijih pacijenata. Sve ove metode zahtevaju saradnju pacijenta; u psiho-fiziološkim istraživanjima bitno je da se fiziološki odgovor organizma meri bez ometanja pacijenta inače dolazi do promene njegovog psihološkog stanja. Samim tim, javlja se potreba za beskontaktnim, pasivnim, nenametljivim metodama za praćenje srčanog ritma. U ovim slučajevima, beskontaktna metoda merenja za merenje vitalnih znakova (npr. pulsa) na većim udaljenostima je veoma privlačna. Termovizija (infracrvena termografija) se pojavila kao obećavajuća tehnika za dijagnostiku i praćenje u širokom polju medicinskih oblasti; jedan od najupečatljivijih primera je skeniranje radi provere telesne temperature. Prednost ovog modaliteta u odnosu na ostale modalitete slikanja je što ne zahteva postojanje izvora zračenja.

Na CVPR<sup>1</sup> 2005. godine prvi put je predstavljena metoda za merenje srčanog ritma na osnovu termovizijske slike glavnog površinskog krvnog suda [8] koja je u daljim istraživanjima temeljno ispitana i poboljšana [9]. Cilj ovog projekta je primena i potvrda već postojećih tehnika na termalnim snimcima koje smo sami snimili. Poglavlje 3 opisuje primenjenu metodologiju; rezultati algoritma su predstavljeni i diskutovani u poglavlju 4, a moguće primene algoritma i dalji pravci istraživanja su opisani u poglavlju 5.

---

<sup>1</sup> *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*

## 2 Teorijske osnove

### 2.1 Termovizija

Infracrveni (IC) zraci pripadaju istoimenom delu elektromagnetnog (EM) spektra koji se prostire na talasnim dužinama između  $0.75 \mu\text{m}$  i  $1000 \mu\text{m}$  [10]. Ovi zraci se pojavljuju kod svih objekata koji imaju temperaturu veću od apsolutne nule; samim tim, merenjem ovog zračenja može se indirektno meriti temperatura objekta.

Veza između temperature crnog tela i spektralne raspodele intenziteta EM zračenja daje Plankov zakon

$$W_{\lambda,T} = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1} \left[ \frac{\text{W}}{\text{sr m}^3} \right]$$

gde je  $h$  Plankova konstanta,  $k$  Bolcmanova konstanta a  $c$  brzina svetlosti u vazduhu.

Iz ovog zakona direktno se izvodi Vinov zakon, koji daje vezu između talasne dužine na kojoj se emituje najveći intenzitet zračenja  $\lambda_{max}$  i temperature crnog tela  $T$ :  $\lambda_{max} = \frac{b}{T}$ , gde je  $b = 2898 \mu\text{mK}$  Vinova konstanta. Smatrajući da ljudska temperatura može da dostigne i do  $310 \text{ K}$ ,  $\lambda_{max}$  dostiže do  $10 \mu\text{m}$ , što objašnjava činjenicu da su termovizijske kamere osetljive upravo u infracrvenoj oblasti spektra.

Veza između emisije snage objekta  $E$  i njegove temperature  $T$ , poznatija kao Štefan-Bolcmanov zakon, se dobija integraljenjem Plankovog zakona

$$P = \epsilon \sigma T^4$$

gde je  $P$  emisija snaga po jedinici površine,  $\sigma$  Štefan-Bolcmanova konstanta, a  $\epsilon$  emisivnost tela. Za crno telo  $\epsilon = 1$ , dok je za ljudsku kožu  $\epsilon \approx 0.98$  [10]. Upravo ovaj zakon, tj. činjenica da je intenzitet infracrvenog zračenja funkcija površinske temperature, objekta omogućava termovizijskoj kameri da izračuna temperaturu i prikaže temperaturu objekata koje snima.

### 2.2 Kardiovaskularni puls

Kardiovaskularni puls nastaje u srcu kada leva komora pumpa krv u telo. Krv putuje kroz arterijsku mrežu i vraća se nazad u srce kroz vensku mrežu. Postoje različiti mehanički procesi uključeni u širenje srčanog pulsa. Stoga, talasni oblik pulsa može se opisati brzinom krvi, brzinom protoka krvi i krvnim pritiskom. Sveobuhvatan opis talasnog oblika pulsa je predstavio Holdsworth 1999. [3]; merenja su vršena na karotidi ispitanika korišćenjem Doplerovog ultrazvuka. Zaključak istraživanja je da talasni oblici pulsa kod normalnih ispitanika imaju slične oblike.

Ideja ovog rada je monitoring pulsa na osnovu analize modulacije temperature kože. Pulsirajući tok krvi modulira temperaturu kože usled transfera toplote konvekcijom i kondukcijom između krvnih sudova i okolnog tkiva. Ova modulacija je više izražena u blizini velikih površinskih krvnih sudova. U istraživanju [11] je predstavljen model simulacije difuzije toplote na koži; dobijeni talasni oblik temperature kože je direktno analogan talasnom obliku pulsa. Poređenjem ovih rezultata uočava se postojanje osnovne periodičnosti u oba slučaja, iako postoje razlike u samom obliku. Ovo omogućava validnost dobijenih vrednosti pulsa izračunatih na osnovu modulacije temperature kože.

### 3 Metodologija

#### 3.1 Postavka eksperimenta

U istraživanju je učestvovalo pet zdravih ispitanika; informacije o njima su prikazane u Tabeli 1. Za snimanje termovizijskih snimaka korišćena je kamera FLIR A35 iz serije *FLIR Ax5* (Slika 1) [12]; njene tehničke specifikacije su date u Tabeli 2. Kamera je bila postavljena na 1 m od ispitanika tako da ona vidi njegov profil. Snimanje je trajalo 210 s sledećom dinamikom: 120 sekundi normalnog disanja, 15 sekundi zadržanog daha i zatim 75 sekundi normalno. Ispitanici su sedeli u stolici ispravljenih leđa sa uputstvom da se ne pomeraju. Kao zlatni standard tokom ovog istraživanja su korišćeni podaci dobijeni *Smartex Wearable Wellness System (WWS)* sistemom ((Slika 2) [13] koji je ispitanik nosio tokom celog snimanja; učestanost odabiranja ovog sistema iznosi 250 Hz.



Slika 1: Kamera korišćena za snimanje



Slika 2: Smartex WWS sistem

Ispitanik	Pol	Godine
1	Ženski	23
1	Muški	23
3	Ženski	25
4	Ženski	40
5	Muški	22

Tabela 1: Osnovni podaci ispitanika

Prosorna rezolucija	$320 \times 256$
Učestanost odabiranja	60 fps
Temperaturna rezolucija	0.04 K
Spektralni opseg	$[7.5 - 13] \mu\text{m}$
Format izlaznih podataka	14-bit unsigned int

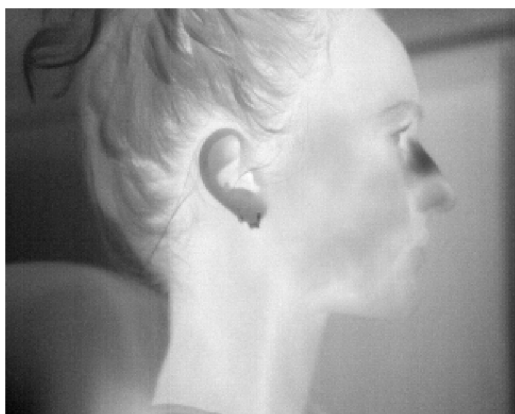
Tabela 2: Tehničke specifikacije kamere

#### 3.2 Procesiranje slike

Nakon učitavanja termovizijskog snimka za izabranog ispitanika izvršena je njegova obrada frejm po frejm. Prvi korak nakon izdvajanja frejma je konverzija vrednosti matrice slike u temperaturu (na osnovu odabranog podešavanja kamere):

$$T_c = 0.04X - 273.15^\circ\text{C}$$

gde  $X$  predstavlja vrednost piksela a  $T_c$  odgovarajuću vrednost temperature u stepenima Celzijusa. Nakon toga uklonjen je ofset oduzimanjem srednje vrednosti frejma; tako dobijena slika je normalizovana na opseg  $[0, 1]$  (Slika 3). Regija od interesa (ROI) je manualno izdvojena tako da obuhvata deo vrata gde se nalazi karotida (Slika 4).



Slika 3: Normalizovana slika

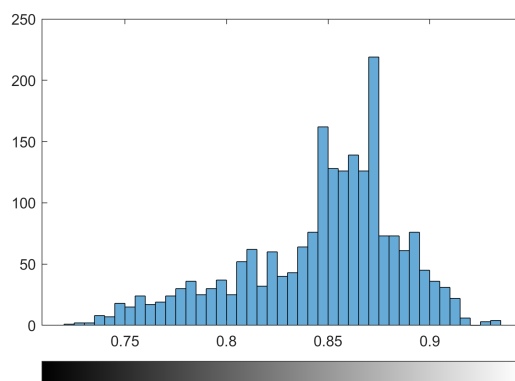


Slika 4: ROI prikazana na celoj slici

ROI i njen histogram su prikazani na Slikama 5 i 6, respektivno. Radi boljeg isticanja karotide izvršena je ekvalizacija histograma ROI; dobijena slika i njen histogram su prikazani na Slikama 7 i 8.



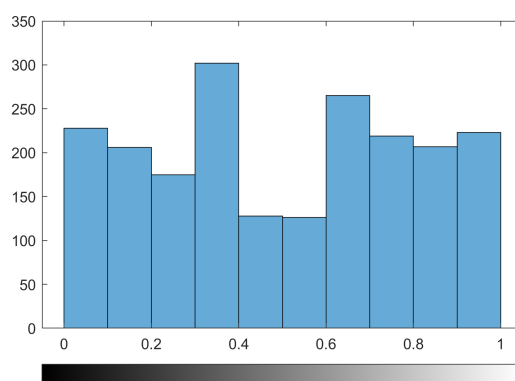
Slika 5: Izdvojena ROI



Slika 6: Histogram ROI



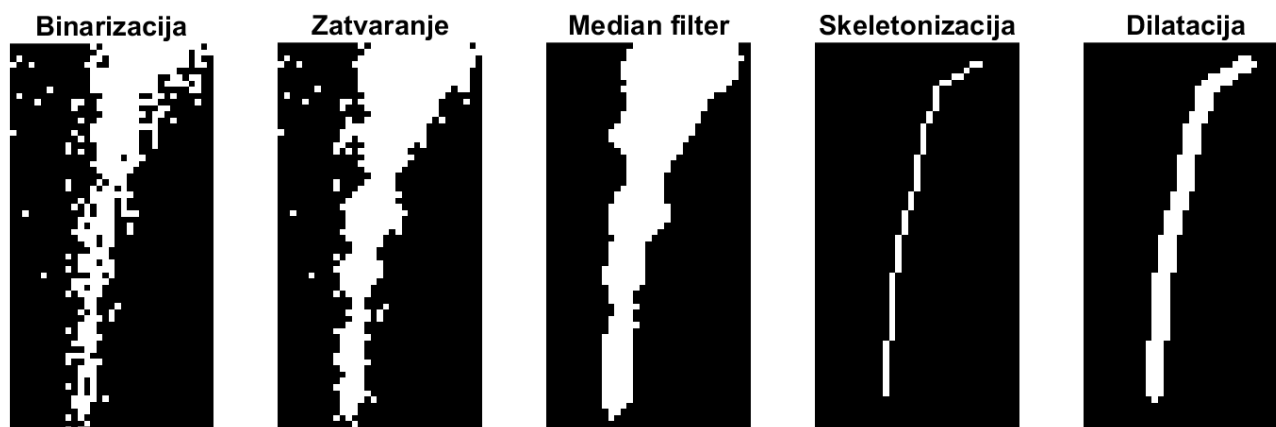
Slika 7: ROI nakon ekvalizacije



Slika 8: Ekvalizovani histogram ROI

Ovako izdvojena i modifikovana ROI je binarizovana tako da se karotida jasno istakne; prag binarizacije je bio različit u zavisnosti od ispitanika. Na binarizovanu ROI su redom primenjene operacije zatvaranja (povezivanje prekinutih delova karotide ako dođe do prekida), filtriranja *median* filtrom dimenzija  $5 \times 4$  (otklanjanje šuma), skeletonizacije (izdvajanje samog krvnog suda) i dilatacije (proširenje radi boljeg poklapanja sa realnim dimenzijama). Primena ovih

operacija na ROI je prikazan na Slici 9.



Slika 9: Primenjene operacije na binarizovanu ROI

Konačno, originalna slika je pomnožena sa binarnom maskom (poslednji korak na Slici 9) kako bi se izdvojila karotida. Podatak o vrednosti (skalirane) temperature karotide se dobija kao srednja vrednost izdvojenih piksela. Ovaj postupak je primenjen na svaki frejm snimka, tako da je konačni rezultat jednodimenziona vremenska serija (niz) vrednosti skalirane temperature karotide.

### 3.3 Predobrada EKG signala

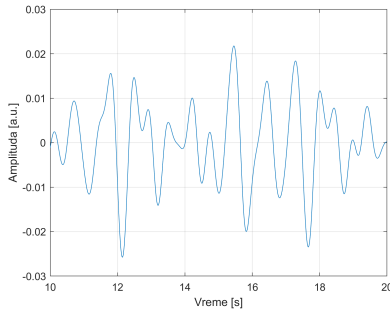
U cilju dobijanja kvalitetnih estimacija pulsa potrebno je izvršiti predobradu korišćenih EKG signala; konkretno, potrebno je ukloniti šumove i normalizovati signal.

Analizom Furijeove transformacije EKG signala utvrđeno je postojanje komponente bazne linije na učestanostima manjim od 0.5 Hz, međutim, nije uočen šum od gradske mreže na 50 Hz i njenim harmonicima. Bazna linija je filtrirana *high-pass* Butterworth filtrom trećeg reda sa učestanošću odsecanja od 0.5 Hz. Nakon toga signal je normalizovan tako da se nalazi u intervalu  $[-1, 1]$ .

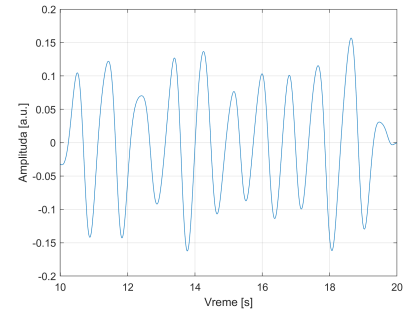
### 3.4 Estimacija pulsa na osnovu vremenske serije

I EKG signal i temperaturni signal dobijen obradom snimka su jednodimenzione vremenske serije iz kojih je potrebno estimirati puls; način na koji je to urađeno je predstavljen u ovom podpoglavlju. Analiza koja je opisana u ovom poglavlju se odnosi na signale kod kojih je već filtriran šum spoljašnjeg porekla.

Ispitanici su sedeli u tihom, mirnom, opuštenom okruženju, pa je razumno da se pretpostavi da je njihov puls tokom snimanja bio između 40 i 120 bpm (otkucaja po minuti). Samim tim, potrebna informacija se nalazi u opsegu učestanosti između 0.67 Hz i 2 Hz; ova informacija je izdvojena Butterworth bandpass filtrom trećeg reda sa ovim graničnim učestanostima (Slike 10 i 11). U slučaju EKG signala, filtriran signal je dalje normalizovan tako da se nalazi u intervalu  $[-1, 1]$ .



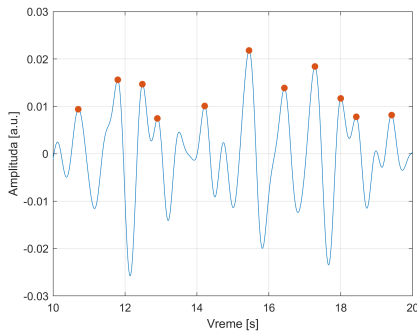
Slika 10: Filtriran signal sa snimka



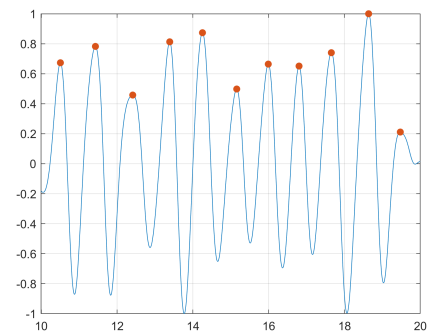
Slika 11: Filtriran EKG signal

Za estimaciju pulsa su korišćene tri različite metode: metrika rastojanja, autokorelacija i Furijeova transformacija. Treba imati u vidu da je dobijeni signal pulsa nestacionaran i da je za dobru procenu vrednosti pulsa neophodno izdeliti signal na manje intervale u kojima se on ponaša stacionarno. Zbog toga je signal podeljen na prozore dužine  $N = 10f_s = 60$  odbiraka i za svaki od tih delova su primenjene navedene metode. Usrednjavanjem dobijenih vrednosti iz svakog prozora su dobijeni srednja vrednost i standardna devijacija estimacije pulsa.

**Metrika rastojanja:** Srednja vrednost i standardna devijacija pulsa su estimirani na osnovu niza razlika položaja uzastopnih zubaca (Slike 12 i 13).

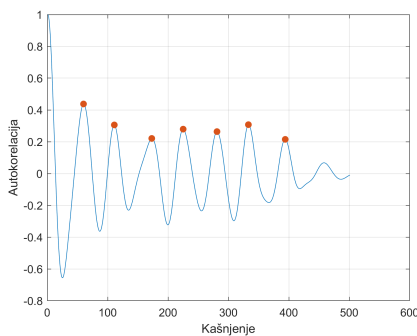


Slika 12: Zubci signala sa snimka

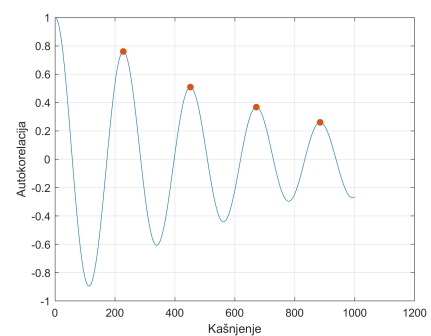


Slika 13: Zubci EKG signala

**Autokorelacija (AK):** Srednja vrednost pulsa je estimirana na osnovu niza razlika položaja uzastopnih zubaca u dobijenom signalu autokorelacije (Slike 14 i 15).



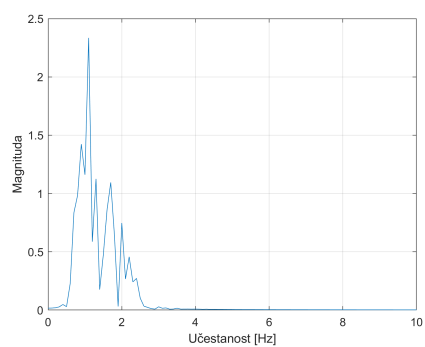
Slika 14: AK signala sa snimka



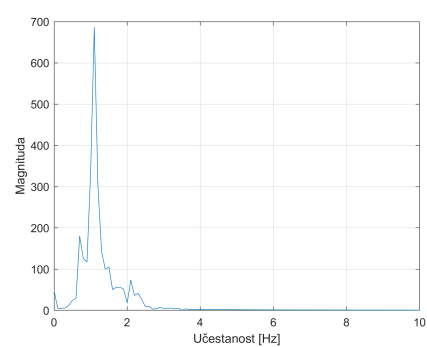
Slika 15: AK EKG signala

**Furijeova transformacija (FT):** Frekvencija pulsa u prozoru je pronađena kao frekvencija na kojoj se nalazi maksimalna vrednost FT (Slike 16 i 17).





Slika 16: FT signala sa snimka



Slika 17: FT EKG signala

## 4 Rezultati

U Tabelama 3, 4 i 5 su prikazane estimirane vrednosti pulsa za sve tri primenjene metode kao i vrednost komplementa apsolutne normalizovane razlike (GT - vrednost dobijenu na osnovu zlatnog standarda, TI - vrednost dobijena iz termovizijskih snimaka)

$$\text{CAND} = 1 - \frac{|\text{GT} - \text{TI}|}{\text{GT}}.$$

Kod ispitanika 4 i 5 nije bilo moguće jasno uočiti karotidnu arteriju ni nakon ekvalizacije histograma, stoga dobijeni TI rezultati nisu prikazani u tabelama.

Ispitanik	Zlatni standard [bpm]	Termovizija [bpm]	CAND [%]
1	67.70 ± 2.32	57.93 ± 10.70	85.57
2	72.09 ± 1.64	57.66 ± 3.60	79.98
3	84.02 ± 1.91	62.51 ± 6.22	74.40
4	85.28 ± 2.99	/	/
5	71.91 ± 4.12	/	/

Tabela 3: Metrtika rastojanja

Ispitanik	Zlatni standard [bpm]	Termovizija [bpm]	CAND [%]
1	67.28 ± 2.79	65.20 ± 13.76	96.91
2	71.44 ± 2.88	51.01 ± 8.02	71.40
3	83.28 ± 2.20	52.12 ± 17.67	63.36
4	82.28 ± 16.72	/	/
5	70.83 ± 3.74	/	/

Tabela 4: Autokorelacija

Ispitanik	Zlatni standard [bpm]	Termovizija [bpm]	CAND [%]
1	67.71 ± 2.93	64.29 ± 16.15	94.95
2	72.00 ± 3.47	56.57 ± 8.37	78.57
3	82.26 ± 2.93	65.14 ± 23.09	79.19
4	90.86 ± 6.42	/	/
5	71.14 ± 4.15	/	/

Tabela 5: Furijeova transformacija

## 5 Zaključak

Najbolje poklapanje sa zlatnim standardom je uočeno kod ispitanika 1, dok je kod ispitanika 2 i 3 poklapanje znatno manje. To je direktna posledica kvaliteta snimka; kod ispitanika 1 karotida je jasno uočljiva na termalnim frejmovima dok je kod ispitanika 2 i 3 ona mnogo slabije vidljiva; u slučaju ispitanika 4 i 5 karotida nije mogla uopšte da se prepozna. Što je karotida slabije uočljivija to su odabir ROI, samim tim i rezultati dalje obrade, manje pouzdani. Kada je karotida jasno uočljiva (ispitanik 1) dobijaju se rezultati sa visokim procentom tačnosti u odnosu na GT; najveću tačnost je imala metoda autokorelacije dok je metrika rastojanja imala najmanju tačnost. Velike standardne devijacije su posledica korišćenja dosta širokog prozora. Upotreba užih prozora bi smanjila standardnu devijaciju, ali bi povećala pomenost merena (s obzirom da se koristi manji uzorak za izračunavanje).

Krajnji cilj metoda spomenutih u uvodu ovog rada je potpuna automatizacija estimacije pulsa, čak i u teškim uslovima snimanja i rada. U cilju toga potrebno je automatizovati detekciju ROI i pragova binarizacije. Automatska detekcija ROI u ovom slučaju nije bila moguća zbog razlike u položajima ispitanika; u idealnom slučaju gde se svi ispitanici vide u istoj razmeri i pod istim uglom, vrat bi mogao biti detektovan slično kao čelo u [14] i [15]; automatizacija vrednosti praga bi potencijalno mogla da se odredi na osnovu histograma. Odabrana ROI može da se prati tokom vremena korišćenjem SIFT ili SURF obeležja; s obzirom na veliki broj frejmova po sekundi i “poštovanje” mirovanja ispitanika ove metode nisu bile implementirane u radu.

Za veće krvne sudove usrednjavanjem po vremenu može doći do gubitka informacije. Kako se protokom krvi kroz krvne sudove njihova temperatura menja, ukoliko je posmatrana oblast dovoljno velika, ona će obuhvatiti piksele u kojima ove oscilacije nisu u fazi što dovodi do poništavanja oscilacija i nemogućnosti identifikacije signala pulsa. Ovaj problem se može prevazići usrednjavanjem u frekvencijskom domenu, gde informacija o fazi signala postaje irelevantna; ova metoda je predstavljena u [8]. Analiza samih jednodimenzionih signala u frekvencijskom domenu može da se vrši mnogo robusnijim metodama od predstavljenje, npr. korišćenjem STFT (*Short-time Fourier Transform*) ili neku od metoda koja koristi spektralnu gustinu snage signala [16].

U daljim istraživanjima, umesto detekcije same karotide, moguće je vršiti detekciju svih krvnih sudova u oblasti vrata, pa na osnovu toga vršiti estimaciju pulsa algoritmom konceptualno sličnim opisanom, što bi omogućilo generalizaciju predstavljenog rada na situacije gde karotida nije jasno uočljiva. Krvni sudovi se mogu uočiti ekvalizacijom histograma originalne slike ili primenom metode opisane u [17]. Na osnovu svega predstavljenog može se zaključiti da se, uz odgovarajuće i temeljno pretprocesiranje termalnih snimaka, kao i izdvajanje pogodnih segmenata snimka za estimaciju pulsa, može dobiti rezultat veoma visoke tačnosti.

## Literatura

- [1] A. C. Guyton. *Textbook of Medical Physiology*. 8th. Philadelphia: Saunders, 1991. Chap. 11.
- [2] K. Aminian et al. “A piezoelectric belt for cardiac pulse and respiration measurements on small mammals”. In: *Proc. 14th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (1992), pp. 2663–2664.
- [3] D. W. Holdsworth. “Characterization of blood-flow waveforms in normal human subjects”. In: *Physiol. Meas.* 20.3 (1999), pp. 219–240.
- [4] J. Allen and A. Murray. “Similarity in bilateral photoplethysmographic peripheral pulse wave characteristics at the ears, thumbs and toes”. In: *Physiol. Meas.* 21 (2000), pp. 369–377.
- [5] P. J. Chowienczyk. “Photoplethysmography assessment of pulse wave reflection: Blunted response to endothelium-dependent beta2-adrenergic vasodilation in type ii diabeters mellitus”. In: *J. Am. Coll. Cardiol.* 34.7 (1999), pp. 2007–2014.
- [6] T. Wu. “PPGI: New development in noninvasive and contactless diagnosis of dermal perfusion using near infrared light”. In: *J. Soc. Chinese Physists Germany* 7.1 (2003), pp. 17–24.
- [7] J. Allen and A. Murray. “Photoplethysmography – A tool for assessing the microcirculation”. In: *Thermol. Int.* 12 (2002), pp. 69–70.
- [8] N. Sun et al. “Imaging the cardiovascular pulse”. In: *IEEE Comput. Soc. Conf. Computer Vision and Pattern Recognition* (2005), pp. 416–421.
- [9] N. Sun et al. “Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery”. In: *EEE Trans Biomed* 54.8 (2007), pp. 1418–1426.
- [10] B.B. Lahiri et al. “Medical applications of infrared thermography: A review”. In: *Infrared Phys Technol.* 55.4 (2012), pp. 221–235.
- [11] M. Garbey, A. Merla, and I. Pavlidis. “Estimation of blood flow speed and vessel location from thermal video”. In: *Proc. 2004 IEEE Computer Society Conf. Computer Vision and Pattern Recognition* 1 (2004), pp. 356–363.
- [12] FLIR. *Camera manual*. URL: <https://www.globaltestsupply.com/pdfs/cache/www.globaltestsupply.com/75010-0101/manual/75010-0101-manual.pdf>. (accessed: 25.08.2021).
- [13] Smartex. *Wearable Wellness System*. URL: <http://www.smartex.it/en/our-products/232-wearable-wellness-system-wws>. (accessed: 25.08.2021).
- [14] Jelena Medarević and Jelena Jovanović. “Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih slika lica”. 13E054ABS projekat. Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet, 2020.

- [15] Aleksandra Stevanović and Savo Ičagić. “Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih slika lica”. 13E054ABS projekat. Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet, 2020.
- [16] Stefan Stojanović. “Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih slika lica”. 13E054ABS projekat. Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet, 2020.
- [17] P. Buddharaju, I.T. Pavlidis, and P. Tsiamyrtzis. “Physiology-based face recognition”. In: *IEEE Conference on Advanced Video and Signal Based Surveillance, 2005*. 2005, pp. 354–359. DOI: 10.1109/AVSS.2005.1577294.