

Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet
Katedra za signale i sisteme

Analiza biomedicinske slike (13E054ABS)
Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih
snimaka lica

Student
Stefan Stojanović, 2016/0043

Mentor
Doc. dr Milica Janković

Beograd, *jul* 2020. godine

Sažetak

Merenjem infracrvenih talasa sa ispitanika moguće je nekontaktno meriti njihovu temperaturu. Analizom vremenskih promena temperature mogu se estimirati drugi fiziološki signali kao npr. srčani puls. Praćenjem odgovarajućeg regiona lica, njegovih statistika i oscilacija vrednosti piksela formira se jednodimenzionalni signal koji u sebi sadrži informaciju o pulsu. Za estimaciju pulsa se koriste metode za procenu osnovne učestanosti signala - u vremenskom domenu ili parametarske i neparametarske u frekvencijskom domenu. Problem pomeranja ispitanika tokom snimanja je rešen praćenjem odgovarajućih obeležja lica. Analizirano je nekoliko algoritama za estimaciju pulsa i prikazani su uporedni rezultati dobijeni primenom algoritama na pet različitih ispitanika.

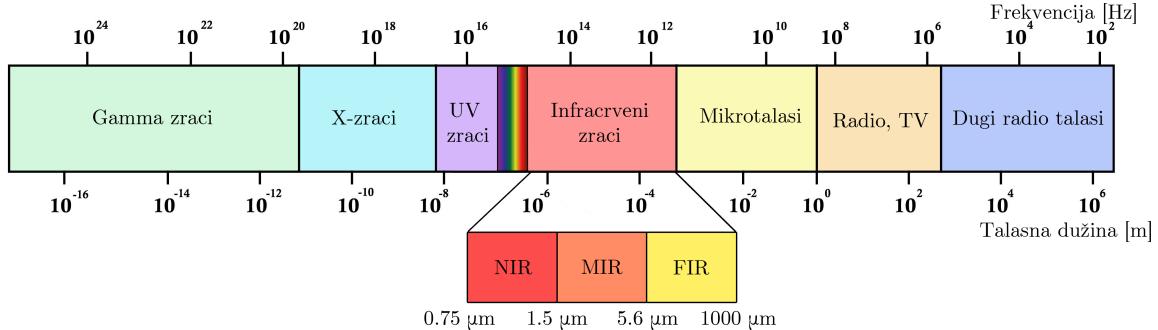
Sadržaj

Sažetak	2
Sadržaj	3
1 Uvod	4
1.1 Infracrveni zraci	4
1.2 Termovizijske slike u medicini	4
1.3 Estimacija pulsa	5
2 Metodologija rada	7
2.1 Estimacija pulsa na osnovu vremenske serije	7
2.1.1 Predobrada signala	7
2.1.2 Filtracija signala	10
2.1.3 Autokorelaciona metoda	11
2.1.4 Paralelno procesiranje	12
2.1.5 Neparametarske metode	13
2.1.6 Yule-Walker-ova metoda	16
2.2 Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih slika	17
2.2.1 Praćenje lica bez transformacije	18
2.2.2 Segmentacija lica i krvnih sudova	18
2.2.3 Dekompozicija <i>wavelet</i> -om	20
2.2.4 Praćenje lica u transformisanom domenu	21
2.2.5 Odabir ROI	22
2.2.6 Formiranje jednodimenzionog signala pulsa	23
3 Rezultati i diskusija	26
3.1 Referentne vrednosti pulsa	26
3.2 Analiza bez transformacije slike	26
3.3 Analiza sa transformacijom slike	28
4 Zaključak	31
Literatura	32

1 Uvod

1.1 Infracrveni zraci

Infracrveni (*Infrared - IR*) zraci pripadaju elektromagnetskom zračenju sa talasnim dužinama između $0.75\mu m$ i $1000\mu m$. Ovaj opseg zračenja se dalje deli na bliske (NIR), srednje (MIR) i daleke (FIR) infracrvene talase - podjela prikazana na slici 1.



Slika 1: Spektar elektromagnetskog zračenja. Vrednosti granica IR podintervala su preuzete iz [1].

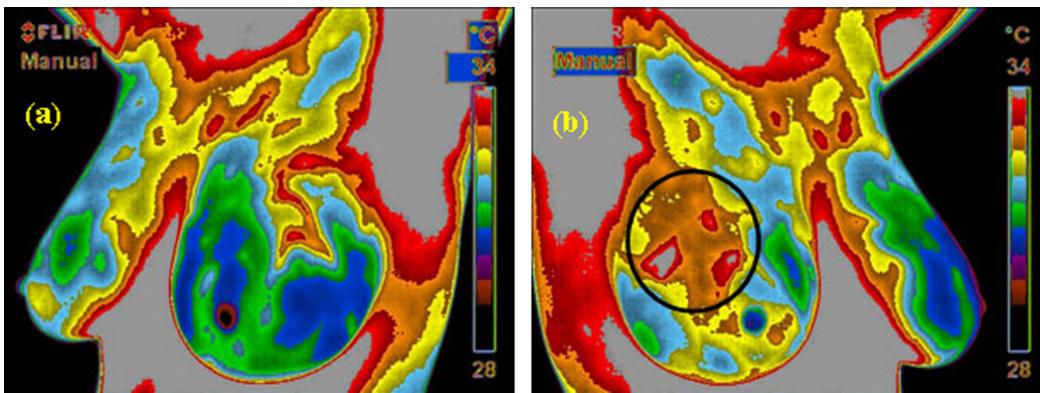
Infracrveni talasi su karakteristični za objekte koji imaju temperaturu veću od apsolutne nule. Stoga se merenjem infracrvenog zračenja indirektno može meriti temperatura objekta. Prema Stefan-Boltzman-ovom zakonu ukupna emisiona snaga E objekta je data sa:

$$E = \epsilon\sigma T^4 \quad (1)$$

gde je σ Stefan-Boltzman-ova konstanta, T apsolutna temperatura, a ϵ je emisivnost tela $\epsilon \in [0, 1]$. Apsolutno crno telo, telo koje izrači svu energiju koju dobije, ima $\epsilon = 1$, dok je za ljudsku kožu $\epsilon \approx 0.98$ [1].

1.2 Termovizijske slike u medicini

Ljudska vrsta spada u grupu homeoterma, životinja koje imaju približno konstantnu temperaturu. Poznato je da je merenje temperature jedan od osnovnih dijagnostičkih koraka. Za medicinske svrhe merenja temperature obično se koriste infracrveni talasi u opsegu $[8 \div 12] \mu m$.

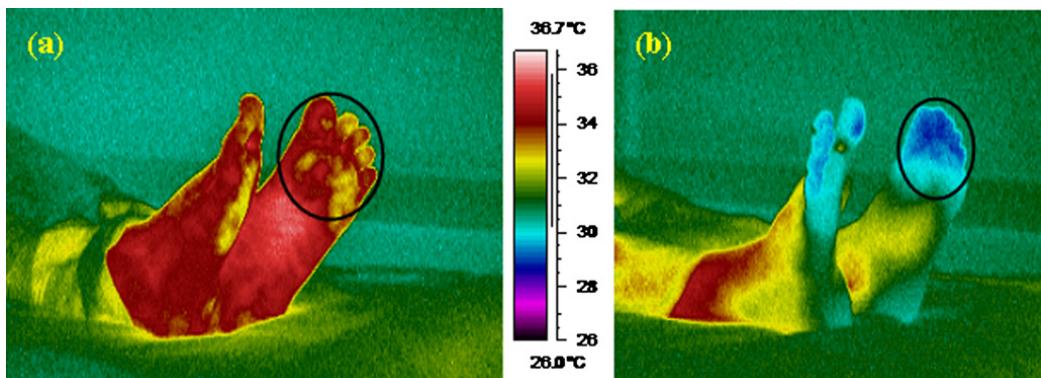


Slika 2: Dijagnostika raka dojke pomoću infracrvenih zraka. Na slici desno je zaoštećena oblast visoke temperature koja potiče od tumora dojke. Slika je preuzeta iz [1].

Ključni razlozi za primenu infracrvenog (termovizijskog) slikanja jesu neinvazivnost, mogućnost nekontaktnog i udaljenog slikanja. Neke od medicinskih primena termovizijskog slikanja su opisane u pregledu [1]. Ovde će biti ukratko predstavljeni neki od rezultata iz navedene studije, kako bi čitalac stekao uvid o širokoj primenljivosti ovog tipa slikanja u medicini.

Formiranje kancerogenog tkiva praćeno je povećanjem prokrvavljenosti tog tkiva, što dalje dovodi do povećanja lokalne temperature. Stoga se termovizijsko slikanje koristi za detekciju temperaturno abnormalnih tkiva kao što je npr. rak dojke. Autor navedene studije navodi da postoji slučajevi u kojima mamografijom nije otkriven tumor koji je termovizijom identifikovan. Na slici 2 su prikazane termovizijske slike dojki, gde se na desnoj slici jasno izdvaja kancerogeno tkivo.

Kod pacijenata koji boluju od dijabetesa može doći do smanjenja ili povećanja cirkulacije krvi što kao rezultat ima povećanje ili smanjenje lokalne temperature pojedinih organa. Važno je napomenuti da je ovaj metod efikasan za ranu dijagnostiku ovih bolesti, pa se npr. kod pacijenata koji su u rizičnim grupama za dobijanje dijabetesa može dijagnostifikovati rana oštećenost tkiva snimanjem stopala - slika 3.



Slika 3: Pacijenti oboleli od dijabetesa - levo: sa neuropatijom, desno: bez neuropatije. Slika je preuzeta iz [1].

Još neke od primena termovizijskog slikanja su u dentalnoj dijagnostici, praćenju krvnog pritiska, dijagnozi nekih očnih oštećenja, bubrega, slikanju mozga, ginekologiji. Konačno, merenje temperature tela beskontaktnim putem omogućava efektivnu kontrolu ljudi zaraženih virusom za vreme epidemije [1].

1.3 Estimacija pulsa

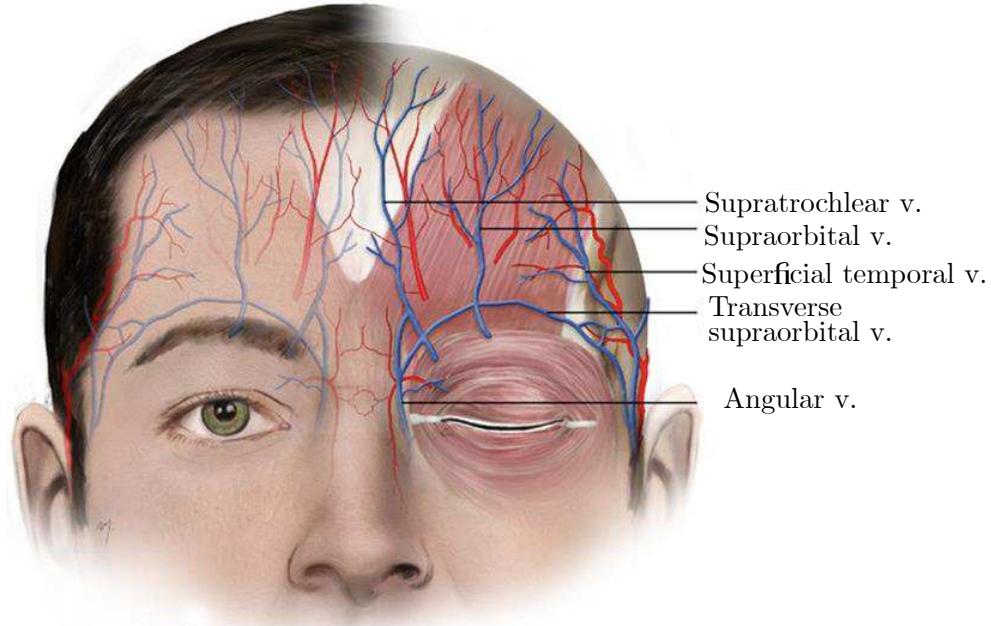
Puls se definiše kao učestanost kontrakcija srca i najčešće se izračunava u otkucajima po minutu (bpm - *beats per minute*). Prilikom kontrakcija srca dolazi do oscilacija u pritisku i protoku u krvnom sistemu, naročito u arterijama i susednim krvnim sudovima [2]. Ove oscilacije uzrokuju promenu temperature okolnih tkiva i u slučaju krvnih sudova koji su u blizini površine kože moguće je termovizijski ih zabeležiti.

Termovizijsko slikanje ne koristi dodatan izvor zračenja već kao izvor koristi zračenje koje dolazi od samog tela. Sa druge strane, metode zasnovane na ultrazvuku [3] ili radarima [4] imaju zasebne izvore zračenja kojima se pacijenti podvrgavaju. U medicini se kao zlatni standard za merenje pulsa koriste kontaktne metode - elektrokardiografija (EKG) ili merenje zasićenosti krvi kiseonikom pomoću pulsног oksimetra. Iako su

ove metode precizne i relativno jednostavne, u određenim realnim situacijama njihova primenjivost je znatno manja u odnosu na nekontaktne metode.

Prvi pokušaji estimacije pulsa na osnovu infracrvenih zraka bazirani su na manuelnom odabiru regiona od interesa (ROI) i adaptivnom usrednjavanju Furijeove transformacije odgovarajućih vremenskih serija [5]. Dalja ispitivanja su pokazala da ovaj metod pokazuje nižu tačnost u slučaju kada se ispitanici pomeraju u toku snimanja [6]. Potom su predložene naprednije metode za automatski odabir ROI koji koriste multirezolucionu analizu i kontinualnu *wavelet* transformaciju za rekonstrukciju signala pulsa [7] [2].

Cilj ovog rada je estimacija vrednosti pulsa ispitanika na osnovu njihovih termovizijskih slika. Iako su u radu praćene smernice date u [8], neke od metoda su nadograđene - naročito one za dobijanje jednodimenzionalnih signala sa slike kao i odabir ROI. Na slici 4 prikazane su najveće vene i njima odgovarajuće arterije na površini čela. Većina radova bira ROI tako da se poklapa sa površinom koju zauzima *Superficial temporal* vena ili region na vratu koji odgovara karotidnoj arteriji [7] [2] [5]. Sa druge strane, ispitivane su i metode koje usrednjavaju značajno veći region čela za procenu pulsa [8]. Jasno je da je odabir ROI jako važan za dobijanje signala koji ima značajnu komponentu koja potiče od kontrakcije krvnih sudova.

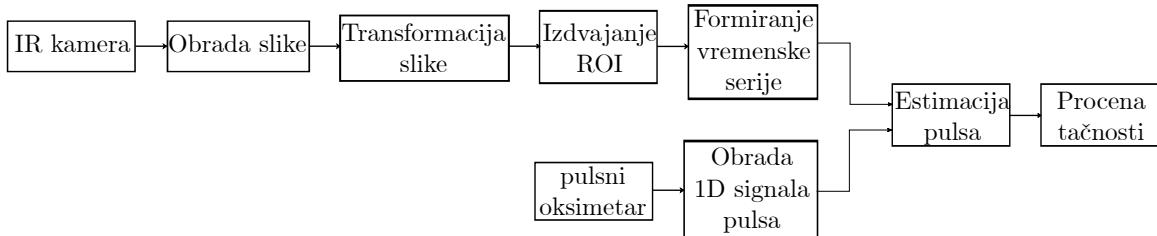


Slika 4: Najveće vene i njima odgovarajuće arterije u površinskom delu čela čoveka. Slika je preuzeta iz [8].

U sekciji II je predstavljen teorijski pregled korišćenih metoda. U prvom delu sekcije pažnja je posvećena estimaciji vrednosti pulsa na osnovu jednodimenzionalnih vremenskih sekvenci. U drugom delu poglavlja su predstavljene metode za dobijanje vremenske sekvence na osnovu vremenske serije termovizijskih slika. U III sekciji su prikazani dobijeni rezultati i poređeni su sa rezultatima iz drugih istraživanja. Na kraju, u IV sekciji su ukratko predstavljeni zaključci ove studije i predloženi dalji koraci za poboljšanje tačnosti ove metode.

2 Metodologija rada

Termovizijske slike lica snimljene su FLIR A35 termovizijskom kamerom sa učestanošću odabiranja od 60 Hz. Kao referenca su korišćena merenja dobijena oksimetrom sa učestanošću odabiranja od 1000 Hz. Sve metode su ispitane na skupu merenja koje se sastoji od termovizijskih slika i pulsnog signala sa oksimetra za pet različitih ispitnika.



Slika 5: Dijagram toka algoritma za procenu pulsa.

Na slici 5 je prikazan dijagram toka algoritma koji je primjenjen za estimaciju pulsa na osnovu termovizijskih slika. Algoritam se sastoji od dva paralelna puta - gornji koji odgovara obradi slika i formiranju 1D signala na osnovu slika i donji koji odgovara obradi 1D signala sa pulsnog oksimetra. Na osnovu ovako dobijenih signala vrši se estimacija pulsa i rezultat sa IR kamere se poredi sa "tačnom" procenom sa oksimetra.

2.1 Estimacija pulsa na osnovu vremenske serije

Iz obe grupe merenja je neophodno estimirati puls, pa će stoga prva podsekcija biti posvećena estimaciji pulsa na osnovu vremenske serije.

2.1.1 Predobrada signala

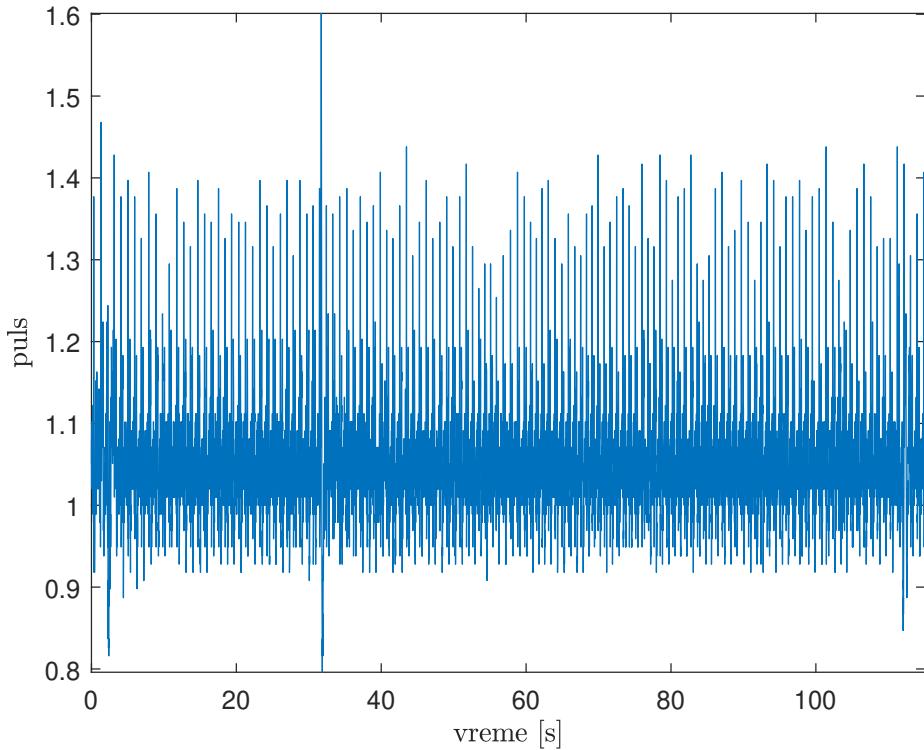
Pre dalje obrade signala i estimacije neophodno je odbaciti deo signala u kome dolazi do neke vrste poremećaja i javljaju se nagle promene amplitude. Na slici 6 vidimo da na početku i kraju signala kao i nešto nakon 30 s, signal ima drugačiji oblik. Pogodan način da se ovaj problem prevaziđe jeste da se odbirci koji pripadaju tim delovima signala odbace, a da se ostatak spoji. Problem sa ovakvim načinom odsecanja jeste što može doći do artefakata primenom metoda kakva je autokorelaciona za određivanje pulsa. S obzirom kako je nama potrebna samo jedna procena pulsa za ceo interval vremena, odlučujemo se da u potpunosti odbacimo ovakve delove i za signal biramo najveći period bez deformacija.

Na osnovu odbiraka signala sračunata je kratkovremenska energija kao:

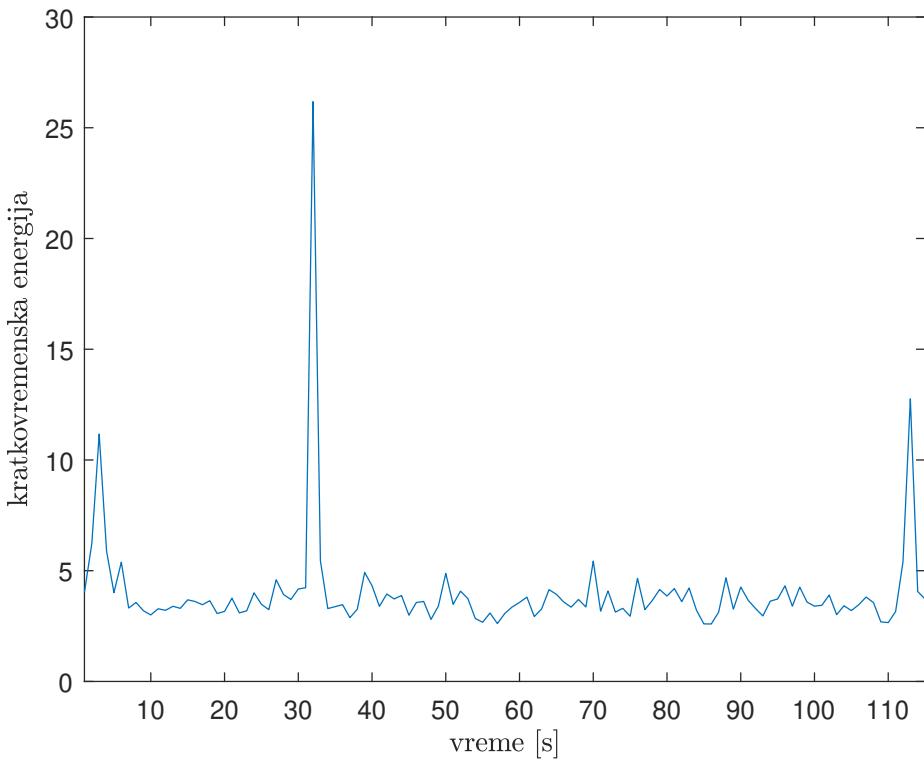
$$KVE[n] = \sum_k (x[k] - m_x)^2 w[n-k] \quad (2)$$

gde je x signal pulsa, w pravougaoni prozor dužine 1000, a m_x srednja vrednost snimljenog signala. Dobijeni signal je prikazan na slici 7. Lako je uočiti lokalne maksimume u trenucima u kojima je došlo do poremećaja.

Kako bi ovi maksimumi bili izdvojeni, svi odbirci u kojima je vrednost manja od trostrukе vrednosti minimuma kratkovremenske energije postavljeni su na nulu.



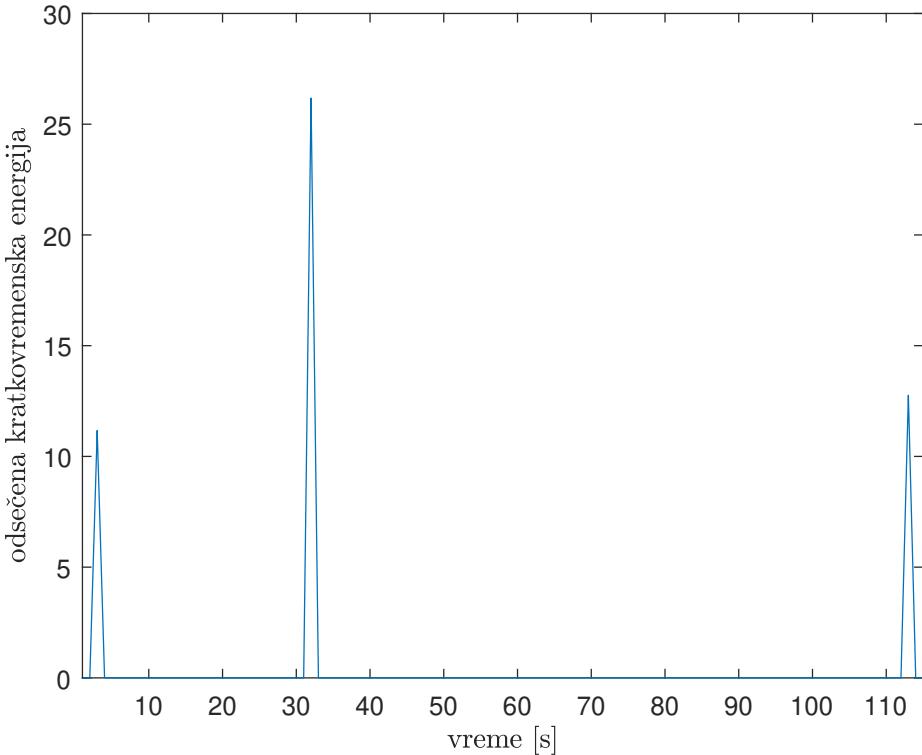
Slika 6: Početni signal pulsa.



Slika 7: Kratkovremenska energija signala na prozoru dužine 1 s.

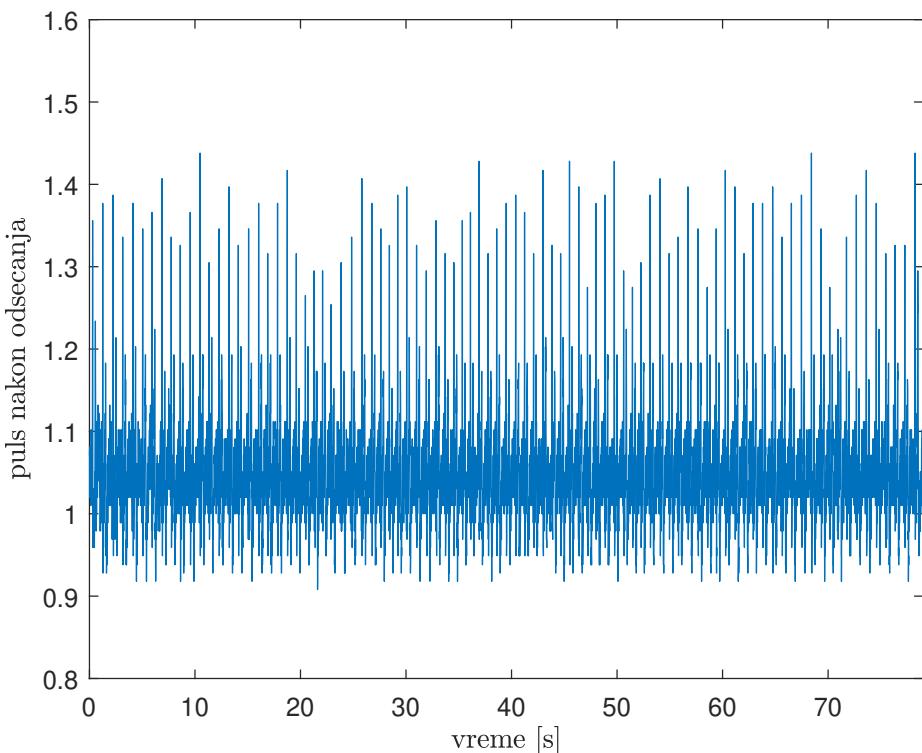
Rezultat je prikazan na slici 8, gde vidimo da su zaista odabrani željeni maksimumi. Ovaj postupak je odgovarajući za sva pet ispitanika, međutim moguće je da je neophodno koristiti robustniji metod u slučaju većeg broja ispitanika.

Potom je iz signala odabran najduži, neprekidni niz nula (za dati signal su to od-



Slika 8: Odabrani lokalni maksimumi kratkovremenske energije.

birci od 33 do 112). Kako svaki odbirak ovog niza predstavlja prozor od 1000 odbiraka, neophodno je iz početnog signala iseći deo signala koji odgovara najdužem nizu. Konačni rezultat je prikazan na slici 9. Ovaj signal je isečak početnog signala od 33 s do 112 s.

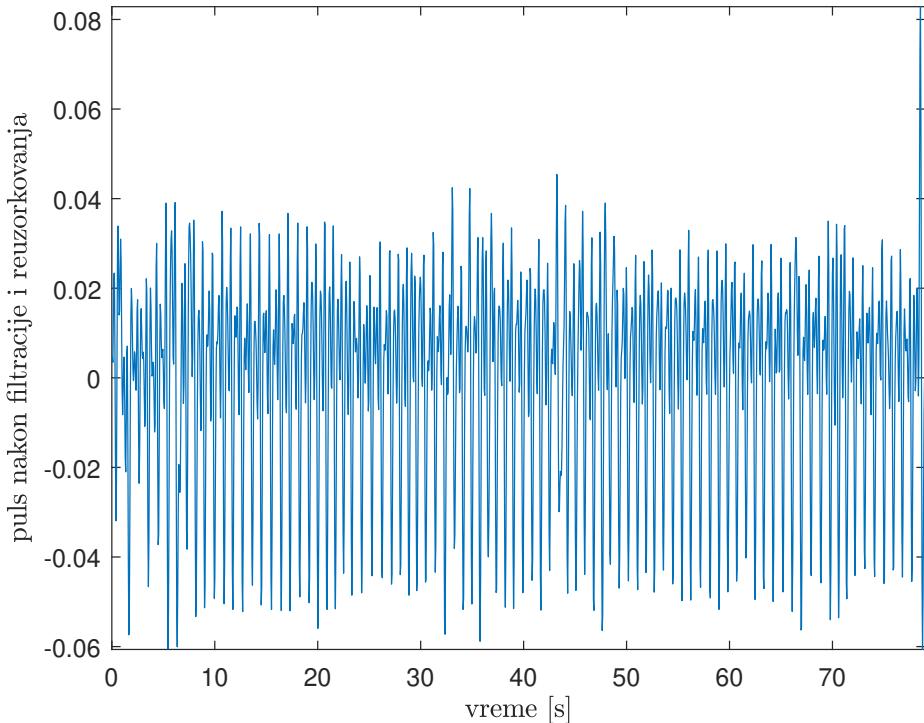


Slika 9: Signal pulsa nakon odsecanja najvećeg podniza koji nema poremećaje.

2.1.2 Filtracija signala

Signal je napre filtriran niskopropusnim *Butterworth*-ovim filtrom sa parametrima $W_p = 3 \cdot (2/F_s)$, $W_s = 5 \cdot (2/F_s)$, $R_p = 3$, $R_s = 20$, gde je učestanost odabiranja $F_s = 1000$ Hz, a parametri W_p i R_p odgovaraju graničnoj učestanosti i maksimalnom slabljenju propusnog dela filtra, a W_s i R_s graničnoj učestanosti i minimalnom slabljenju nepropusnog dela filtra.

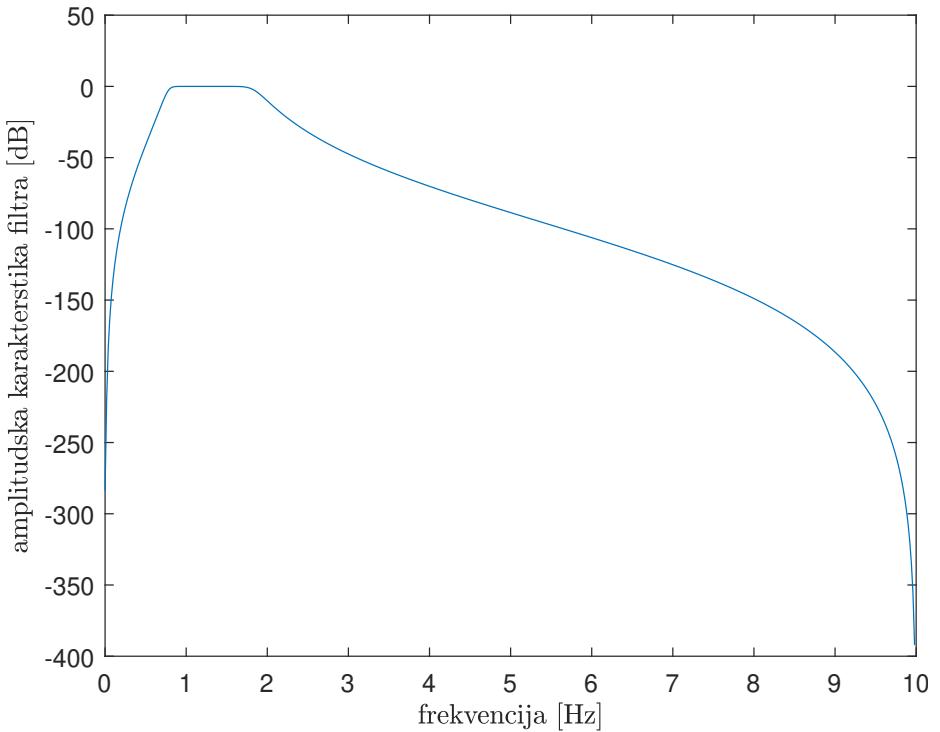
S obzirom da očekujemo da puls bude u opsegu učestanosti koje su znatno manje od F_s , izvršeno je reuzorkovanje filtriranog signala tako da je nova učestanost odabiranja $F_s = 20$ Hz. Kako je signal pre toga isfiltriran tako da ne sadrži učestanosti veće od 2.5 Hz, prilikom ovog reuzorkovanja ne može doći do *aliasing* efekta. Dobijeni rezultat je prikazan na slici 10.



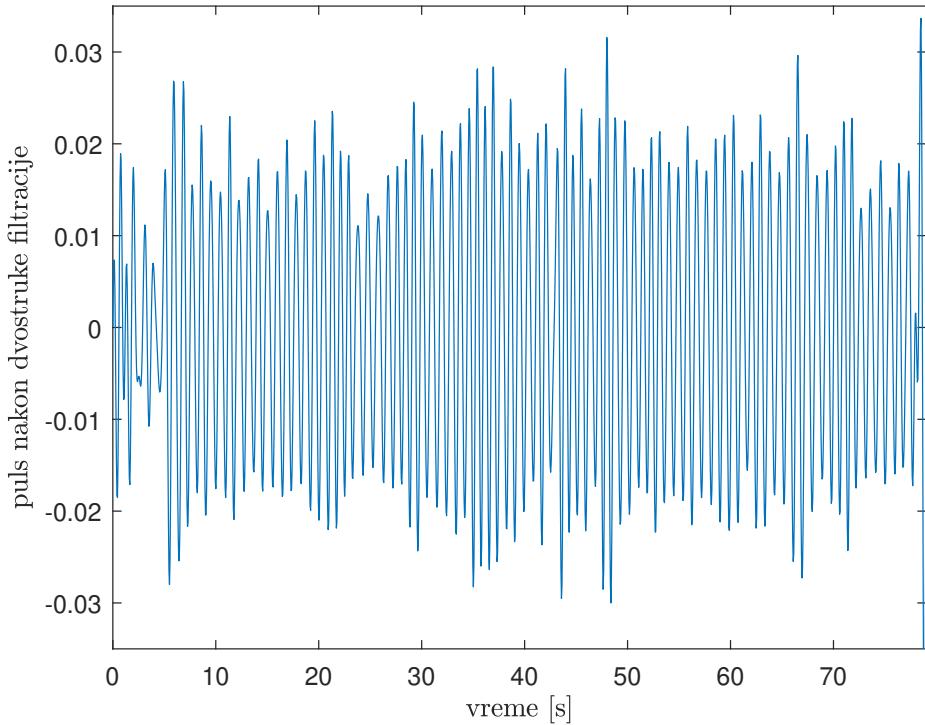
Slika 10: Signal pulsa nakon početnog niskopropusnog filtriranja.

U narednom koraku je primenjen filter propusnik opsega učestanosti sa parametrima $W_p = [0.8 \ 1.8] \cdot (2/F_s)$, $W_s = [0.3 \ 2.2] \cdot (2/F_s)$, $R_p = 3$, $R_s = 20$, gde je $F_s = 20$ Hz. Amplitudska karakteristika ovog filtra je prikazana na slici 11, a rezultat filtriranja na slici 12.

Važno je napomenuti da prikazani postupak koji se sastoji od filtracije, reuzorkovanja i dodatne filtracije nije moguće zameniti jedinstvenom filtracijom. Razlog zašto je neophodno sprovesti reuzorkovanje jeste taj što filtriranje sa niskom graničnom učestanošću signala koji je odabiran sa mnogo većom frekvencijom može dovesti do nestabilnosti filtra i dobijanja neželjenih svojstava signala.



Slika 11: Amplitudska karakteristika filtra propusnika opsega učestanosti sa graničnim propusnim učestanostima 0.8 i 1.8 Hz.

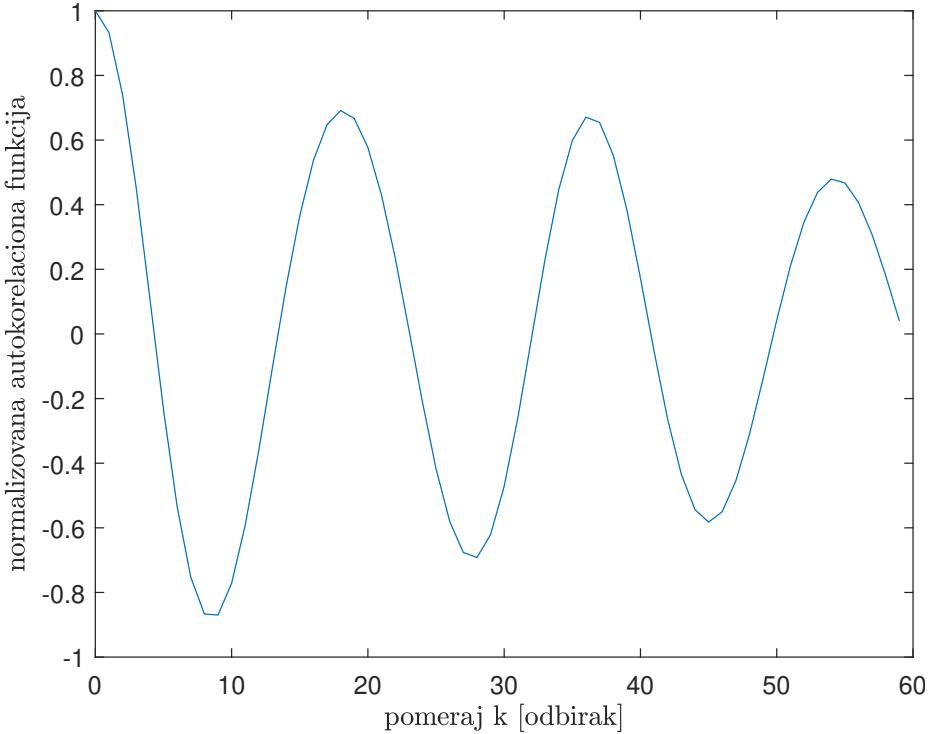


Slika 12: Signal pulsata nakon reuzrokovana i filtriranja propusnikom opsega.

2.1.3 Autokorelaciona metoda

Kako je izdvojeni signal periodičan sa osnovnom periodom koja odgovara vrednosti pulsa, autokorelaciona funkcija signala će imati maksimume na celobrojnim umnošcima vrednosti pulsa. Na ovom mestu vredi napomenuti da je dobijeni signal pulsa nesta-

cionaran i da je za dobru procenu vrednosti pulsa neophodno signal izdeliti na manje intervale u kojima se on ponaša stacionarno. Zbog toga je signal podeljen na prozore dužine $N = 10F_s = 200$ odbiraka i za svaku od tih sekvenci je određena autokorelaciona funkcija.



Slika 13: Normalizovana autokorelaciona funkcija signala pulsa na prozoru dužine deset sekundi.

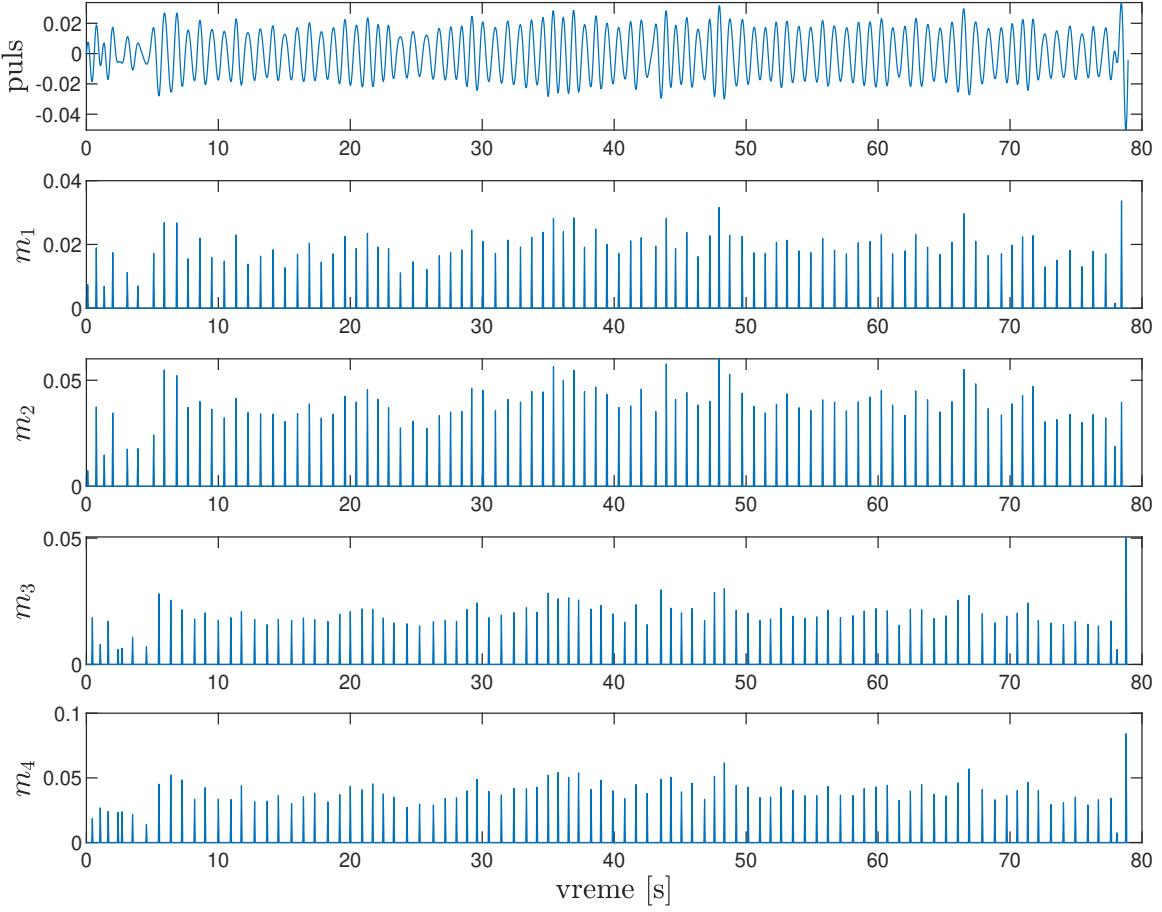
Na slici 13 je prikazana normalizovana autokorelaciona funkcija za jedan od prozora. Vidi se da se lokalni maksimumi javljaju za $k = 18, 36, 54\dots$ pa je procena pulsa na osnovu ove metode za ovaj prozor $F_s/18 \approx 1.11$ Hz.

2.1.4 Paralelno procesiranje

Metod paralelnog procesiranja je metod iz oblasti obrade govornog signala koji se koristi za procenu osnovne frekvencije govora, tj. *pitch* periode. Kako je estimacija pulsa sustinski vrlo slična proceni *pitch* periode, adaptacija ovog metoda je primenjena na signal sa slike 12.

Po ovoj metodi formira se šest povorki impulsa koji zavise od lokalnih minimuma i maksimuma signala od interesa. Međutim, primećeno je da zbog prethodne filtracije signala nije naročito korisno koristiti dve od ovih šest povorki. Zadržane su sledeće povorce: m_1 koje odgovoraju lokalnim maksimumima signala, m_2 razlici trenutnog i prethodnog maksimuma a na poziciji tekućeg, m_3 negativnoj vrednosti lokalnih minimuma signala, m_4 negativnoj razlici trenutnog i prethodnog minimuma a na poziciji tekućeg. Dodatno, ako je bilo koja od navedenih vrednosti negativna ona se postavlja na nulu. Korišćenjem četiri povorki obezbeđena je veća robustnost ove metode.

Svaka od dobijenih povorki se analizira pojedinačno. Metod koristi dva parametra – *blanking time* τ i konstantu eksponencijalnog opadanja λ . Ove dve konstante se biraju



Slika 14: Impulsne povorke za paralelno procesiranje pulsa.

tako da se obezbedi da procenjena perioda bude u određenim, biološki očekivanim granicama.

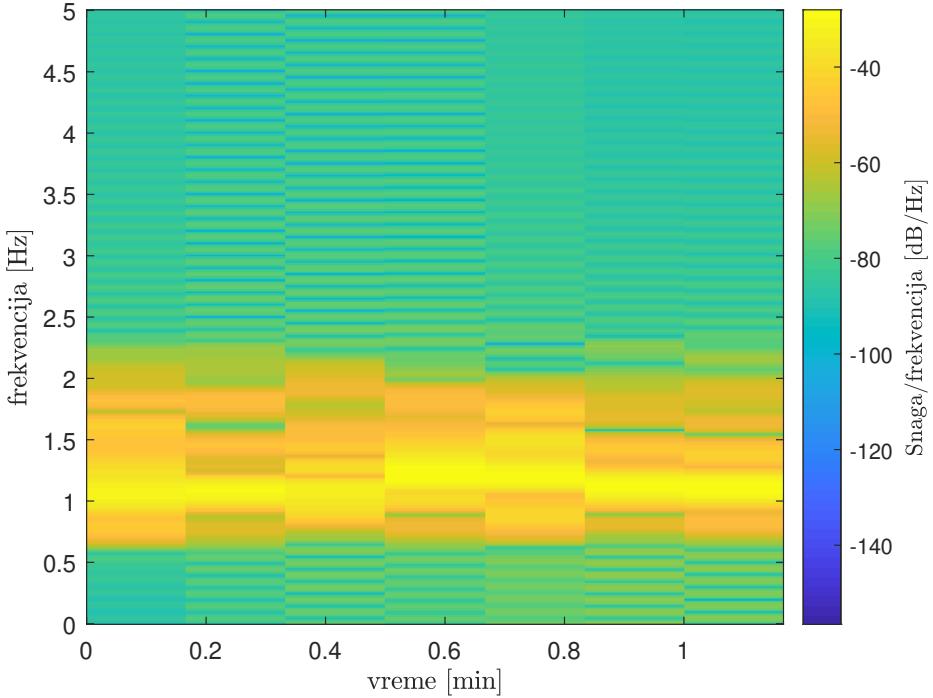
Kao i u slučaju autokorelace metode, puls je estimiran zasebno na prozorima dužine 200 odbiraka. Konačna estimacija na prozoru je data kao medijana četiri procesora impulsa i estimacije iz prethodnog prozora.

2.1.5 Neparametarske metode

U nastavku su prikazane metode za procenu pulsa na osnovu frekvencijskog sadržaja signala. Signal je podeljen na prozore dužine 10 s (kao u prethodnom poglavljiju) i za svaki segment je izvršena zasebna analiza. Sračunata je STFT (*Short-time Fourier transform*) na osnovu izraza:

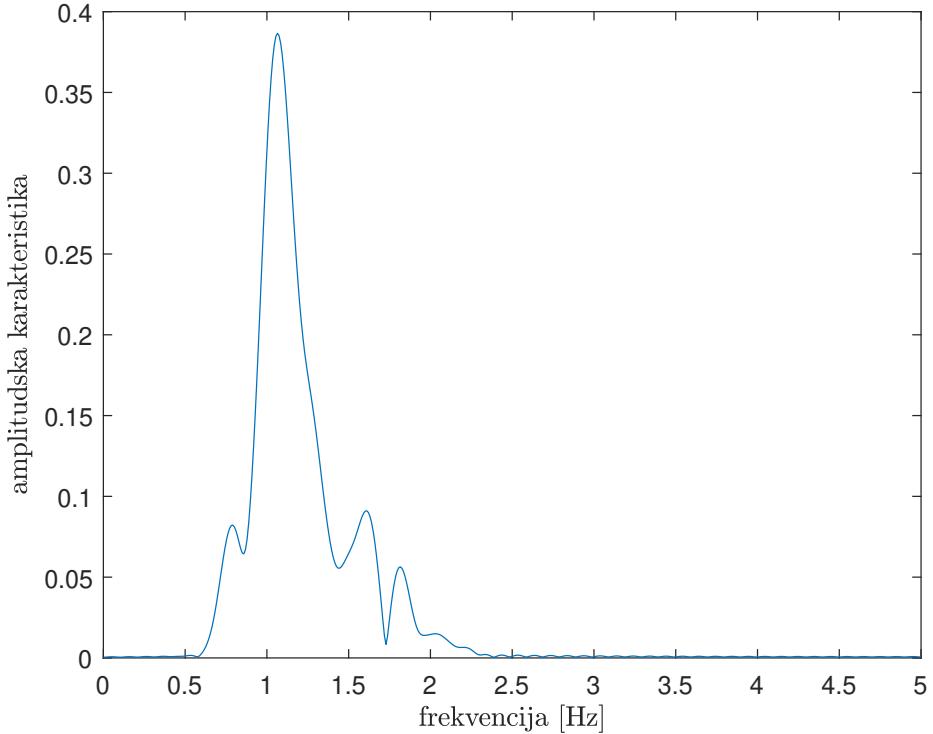
$$\text{STFT}\{x\}(h, k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n + h]w[n]e^{-j2\pi \frac{kn}{N}} \quad (3)$$

Na slici 15 je prikazan STFT za formirane segmente sa odbircima oteženjenim Hamming-ovim prozorom w . Sa slike se uviđa nestacionarnost signala - frekvencijski sadržaj se menja tokom eksperimenta.



Slika 15: STFT signala pulsa.

Svaki od ovih segmenata se zasebno analizira i očitava frekvencija pri kojoj $\text{STFT}(h, \cdot)$ ima maksimalnu vrednost. Na slici 16 je prikazana diskretna Furijeova transformacija (DFT) prvog od prozora sa slike 15. Primećujemo da se jasno izdvaja maksimum koji odgovara osnovnoj učestanosti pulsa za $f = 1.06$ Hz.



Slika 16: Amplituda DFT signala na prozoru dužine 10 s.

Sa druge strane, za procenu je moguće koristiti i spektralnu gustinu snage signala, koja pruža veću fleksibilnost u pogledu većeg broja metoda za njenu estimaciju. Najjednostavniji metod jeste periodogram, gde se spektralna gustina signala estimira kao:

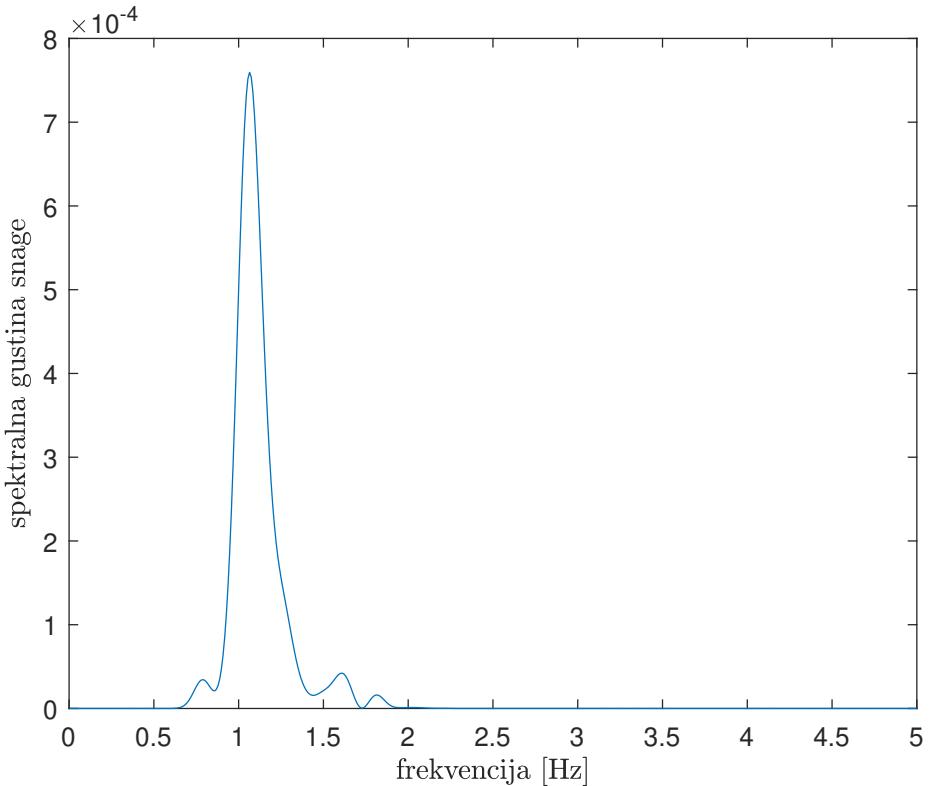
$$\hat{P}_{\text{per}}(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi f n} \right|^2 \quad (4)$$

Računanjem periodograma na celom signalu dobija se estimacija koja ima visoku varijansu. Zbog toga se kao i kod svih prethodnih metoda ova estimacija vrši na odgovarajućem prozoru. Ukoliko se dalje ove estimacije usrednje, dobija se tzv. usrednjeni periodogram definisan kao:

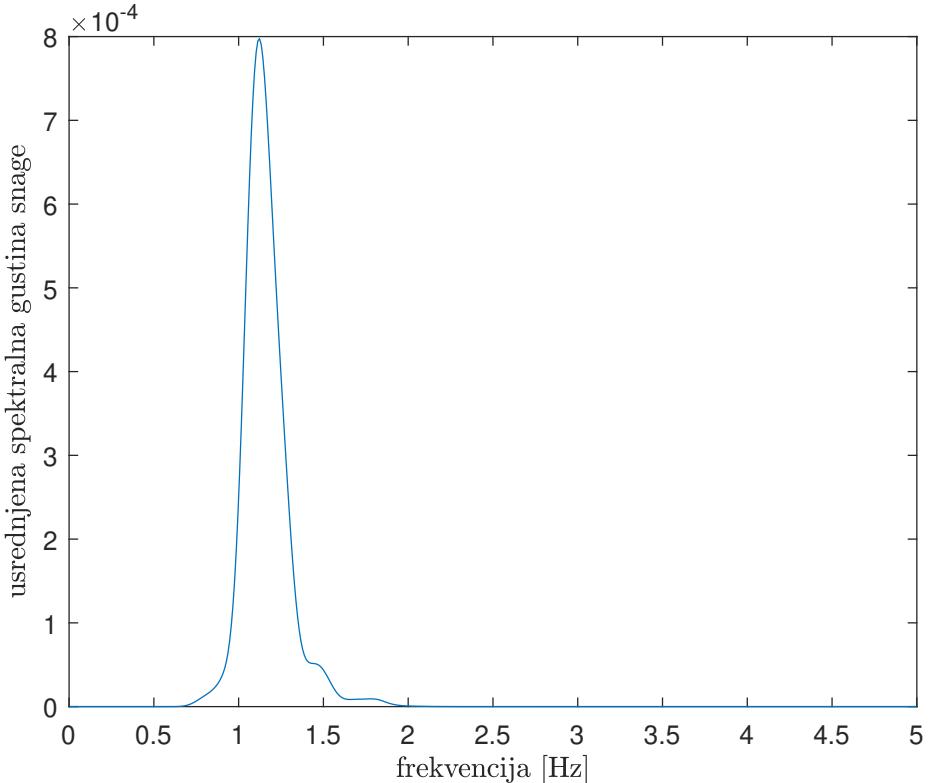
$$\hat{P}_{\text{avper}}(f) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \hat{P}_{\text{per}}^{(k)}(f) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x^{(k)}[n] e^{-j2\pi f n} \right|^2 \quad (5)$$

Kao što je već napomenuto, povećanjem broja segmenata K ostvaruje se smanjenje varijanse. Međutim, kako se za pojedinačne procene periodograma koristi manji broj odbiraka, ove procene su više pomerene. Kako bi rezultat mogao biti poređen sa drugim metodama, usvojen je prozor dužine 10 s.

Na slici 17 je prikazan periodogram za jedan od prozora, a na slici 18 usrednjena vrednost spektralne gustine snage po prozorima - usrednjeni periodogram.



Slika 17: Spektralna gustina snage - periodogram na jednom od prozora dužine 10 s.



Slika 18: Usrednjene procene spektralne gustine snage - usrednjeni periodogram.

2.1.6 Yule-Walker-ova metoda

Ovaj metod poznat je i pod nazivom autokorelacioni metod (ali se razlikuje od autokorelacionog metoda u vremenskom domenu). Spada u grupu parametarskih metoda zato što pretpostavlja se da se signal x može opisati auto-regresivnim AR(p) modelom:

$$\hat{P}_{xx}(f) = \frac{\hat{\sigma}_u^2}{|\hat{A}(f)|^2} \quad (6)$$

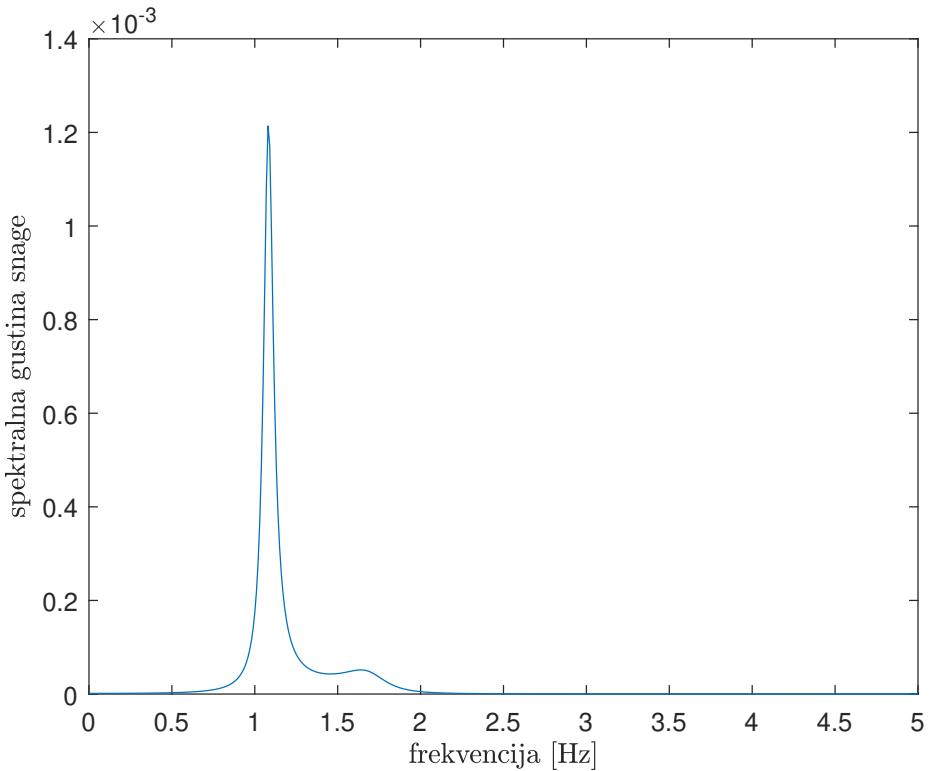
$$\hat{A}(f) = \hat{A}(z)|_{z=e^{j2\pi f}} = \sum_{k=0}^p a[k]e^{-j2\pi kf} \quad (7)$$

gde je p red modela, a parametar $a[0] = 1$. Za zadatu autokorelacionu funkciju r_{xx} , ostali koeficijenti $a[1], \dots, a[p]$ se dobijaju rešavanjem linearног skupa Yule-Walkerovih jednačina:

$$\begin{bmatrix} r_{xx}[0] & r_{xx}[-1] & \dots & r_{xx}[1-p] \\ r_{xx}[1] & r_{xx}[0] & \dots & r_{xx}[2-p] \\ \vdots & & & \\ r_{xx}[p-1] & r_{xx}[p-2] & \dots & r_{xx}[0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a[1] \\ a[2] \\ \vdots \\ a[p] \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} r_{xx}[1] \\ r_{xx}[2] \\ \vdots \\ r_{xx}[p] \end{bmatrix} \quad (8)$$

uz dodatnu jednačinu: $r_{xx}[0] = \sum_{k=1}^p a[k]r_{xx}[-k] + \sigma_u^2$.

Na slici 19 je prikazana estimirana spektralna gustina signala za usvojeni red modela $p = 6$. Primetiti da je u našem slučaju, kada očekujemo da funkcija ima samo jedan maksimum dovoljno uzeti red modela $p = 2$, ali usvajamo $p = 6$ kako bismo osigurali da su modelom obuhvaćeni i signali koji imaju više značajnih maksimuma.



Slika 19: Estimirana spektralna gustina snage autokorelacionom metodom.

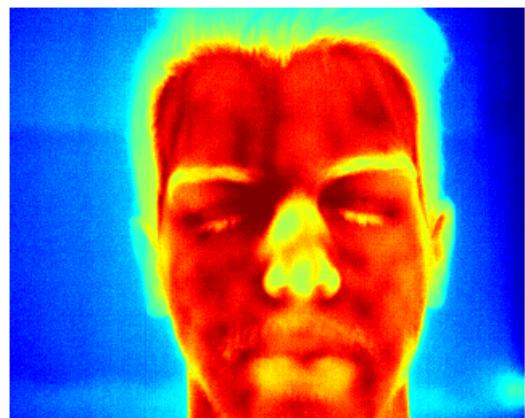
2.2 Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih slika

U ovom potpoglavlju predstavljene su metode korišćene u gornjoj grani algoritma datog na slici 5. Radi jednostavnosti ilustracije metoda, svi koraci obrade slike biće prikazani na slikama prvog ispitanika - jedna od slika iz ove serije prikazana je na slici 20.

Prikaz slika u nijansama sive je pogodan za demonstriranje nekih od koraka algoritma, ali će onda kada je očiglednije za prikaz neke od slika biti prikazane korišćenjem palete *jet* - na slici 21 je prikazana slika 20 u ovoj paleti boja.



Slika 20: Početna slika za jednog od ispitanika.



Slika 21: Početna slika u *jet* paleti boja.

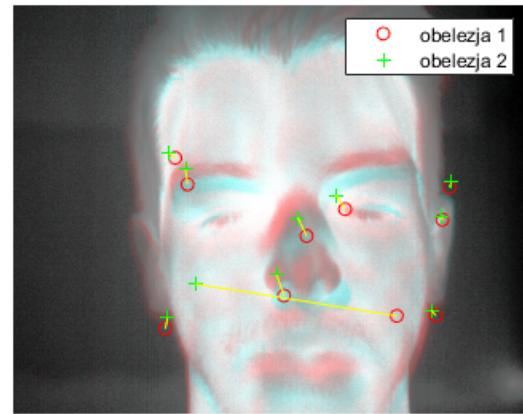
2.2.1 Praćenje lica bez transformacija

Prvi problem koji će razmatrati u obradi slike jeste problem pomeranja ispitanika. Naime, kako je trajanje sesije snimanja za sve ispitanike duže od 100 s, neophodno je da se ROI odabran na početku na odgovarajući način transformiše tako da obuhvata isti region. Za ovo praćenje regiona od interesa iskorišćene su ugrađene Matlab funkcije za detekciju SURF (*Speeded Up Robust Features*) obeležja i njihovo sparivanje.

Za ilustraciju metode prikazana je dobijena transformacija za preklapanje slika 20 i 22. Na slici 23 su prikazana dobijena SURF obeležja na osnovu kojih se određuje ova prostorna transformacija.

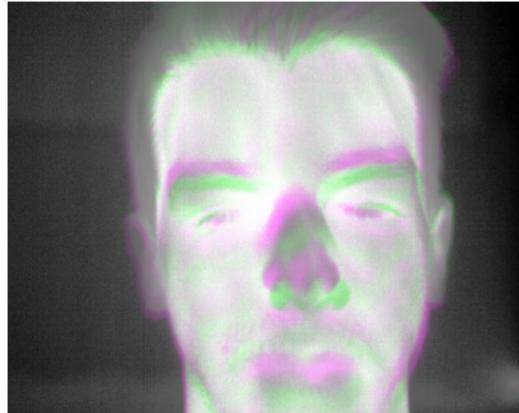


Slika 22: Druga slika za praćenje lica.



Slika 23: Izdvojena SURF obeležja.

Na slikama 24 i 25 su uporedo prikazane obe slike, s tim što je na slici desno druga slika transformisana na odgovarajući način. Da je došlo do poboljšanja preklapanja najočiglednije je u području obrva.



Slika 24: Prekopljene slike pre primene transformacije.

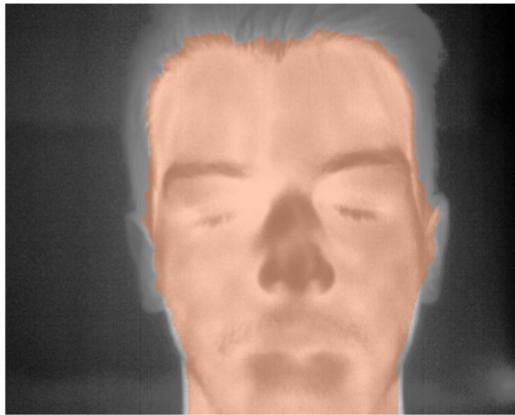


Slika 25: Prekopljene slike nakon primene transformacije.

2.2.2 Segmentacija lica i krvnih sudova

Sledeći problem koji je razmatran jeste segmentacija lica od pozadine. Iako ovaj korak nije neophodan za dalju analizu za većinu algoritama koji su dati u nastavku (a oduzima vremena za obradu), ovde će biti predstavljen zbog moguće naknadne

automatizacije odabira ROI. Binarizacijom slike i dodatnom erozijom dobija se rezultat prikazan na slici 26. Određivanjem krajnjih koordinata ovog segmenta dobija se isečena slika 27.



Slika 26: Segmentacija lica - dobijeni segment je označen narandžastom bojom.

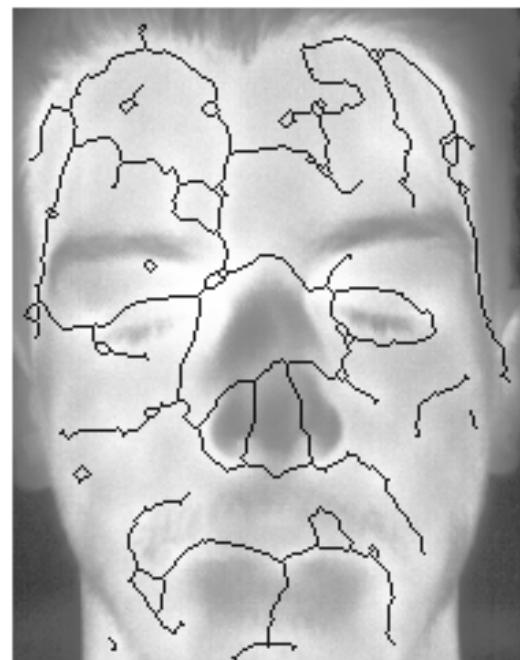


Slika 27: Nakon izdvajanja lica.

Na ovako dobijenu sliku primjenjen je anizotropni filter kojim se šum sa slike filtrira, a pritom se čuvaju ivice slike - slika 28. Iz uvodnog poglavlja, kao i sa slike 28 jasno je da su delovi kože ispod kojih se nalaze venski i arterijski krvni sudovi svetlijе boje. Za njihovo izdvajanje najpre je primjenjen *top-hat* filter koji se za sliku I računa kao: $\text{top-hat}(I) = I - (I \ominus S) \oplus S$, gde je \ominus operator erozije, \oplus operator dilatacije, a S pogodno odabrani kernel. Skeletonizacijom isfiltirane slike dobija se rezultat prikazan na slici 29, gde se jasno izdvajaju krvni sudovi u čeonom regionu.



Slika 28: Nakon primene anizotropnog filtra.



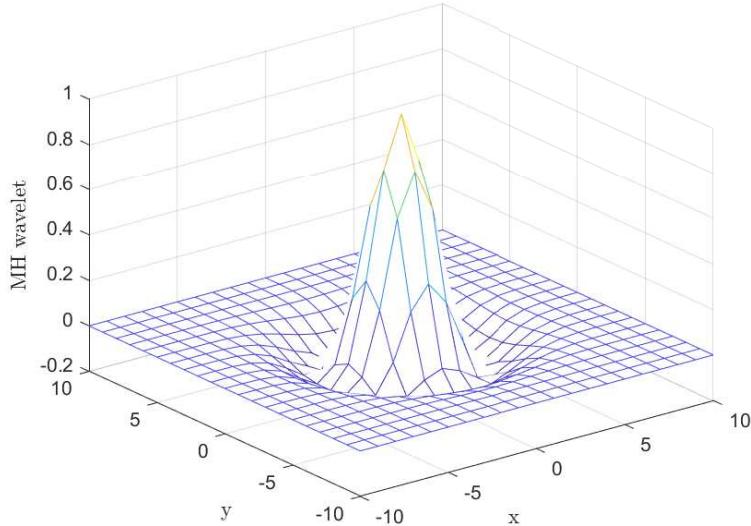
Slika 29: Izdvojeni krvni sudovi - oblasti više temperature.

2.2.3 Dekompozicija *wavelet*-om

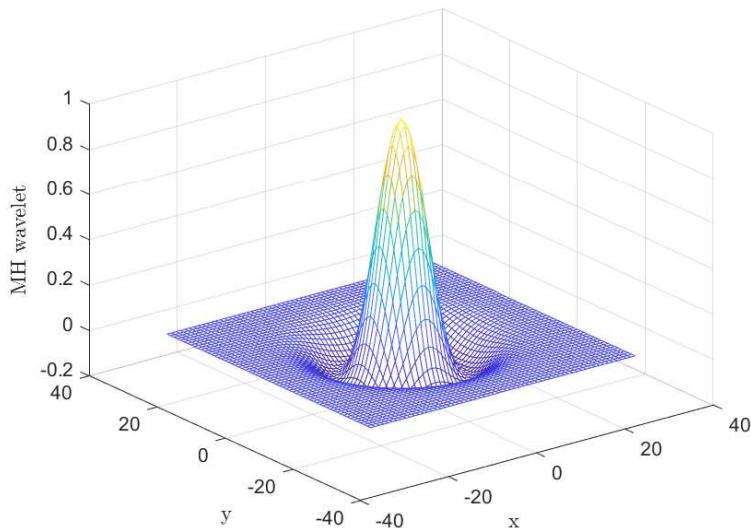
Prema metodama opisanim u [7] i [2] slika se pre dalje analize rastavlja po prostornim skalama jer se signal neophodan za estimaciju pulsa nalazi "skriven" u detaljima sa visokim učestanostima, dok se veći detalji koriste za praćenje lica. Za dekompoziciju slike na različite skale, koriste se *Mexican hat wavelet*-i (tj. LOG (*Laplacian of Gaussian*) filtri) različitih varijansi. Ovaj *wavelet* je definisan sledećim izrazom:

$$\psi(x, y) = \frac{1}{\pi\sigma^4} \left(1 - \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right) e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (9)$$

i predstavlja aproksimaciju izvoda Gausovske raspodele. Na slikama 30 i 31 su predstavljeni ovi *wavelet*-i za $\sigma = 2$ i $\sigma = 6$. Vidi se da je u slučaju većeg σ više piksela uzeto za usrednjavanje te se izdvajaju krupniji detalji sa slike.



Slika 30: *Mexican hat wavelet* za $\sigma = 2$.

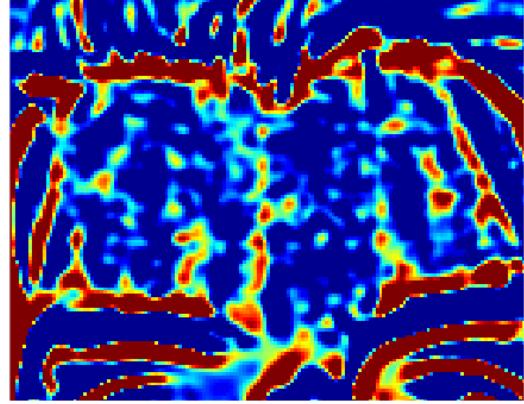


Slika 31: *Mexican hat wavelet* za $\sigma = 6$.

Slike koje se mogu dalje koristiti za procenu pulsa dobijaju se konvolucijom sa *Mexican hat wavelet*-om sa slike 30. Na slici 32 je prikazan dobijeni rezultat. Vidimo da se ovim *wavelet*-om naročito ističu ivice pa sa slike 32 nije najvidljiviji efekat koji ovaj *wavelet* ima na čelo ispitanika. Stoga je na slici 33 prikazan uvećani region čela sa odgovarajućim skaliranjem vrednosti piksela. Vidimo da se jasno izdvajaju regioni koji odgovaraju trima najvećim grupama vena sa slike 4.



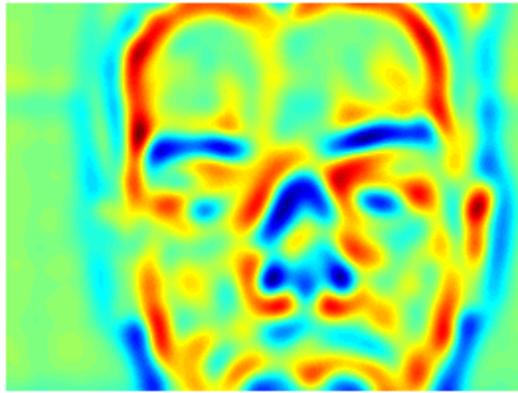
Slika 32: Nakon primene *MH wavelet*-a sa $\sigma = 2$.



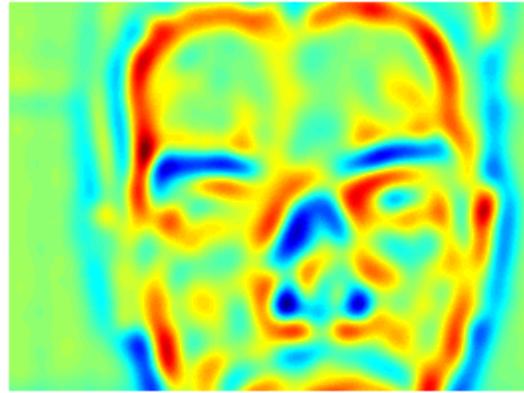
Slika 33: Region čela nakon primene *MH wavelet*-a sa $\sigma = 2$.

2.2.4 Praćenje lica u transformisanom domenu

Korišćenjem slika dobijenih primenom ”širokog” LOG operatora za praćenje lica obezbeđujemo da SURF obeležja odgovaraju krupnim obeležjima lice, te smanjujemo verovatnoću da dođe do greške usled šuma. Na slikama 34 i 35 su prikazane slike nakon primene *wavelet*-a sa slike 31.

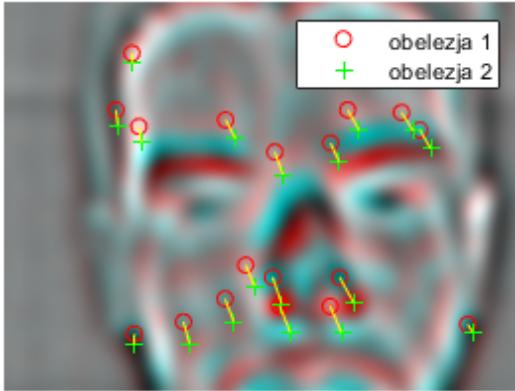


Slika 34: Nakon konvolucije *MH wavelet*-a sa $\sigma = 6$ sa slikom 20.

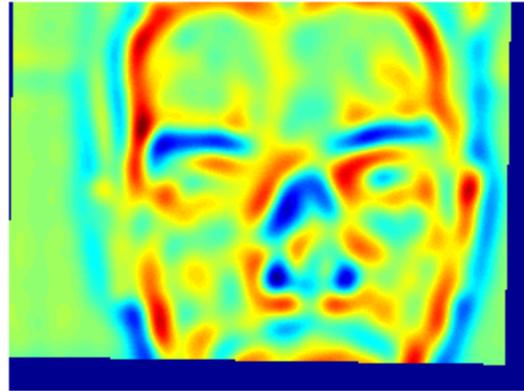


Slika 35: Nakon konvolucije *MH wavelet*-a sa $\sigma = 6$ sa slikom 22.

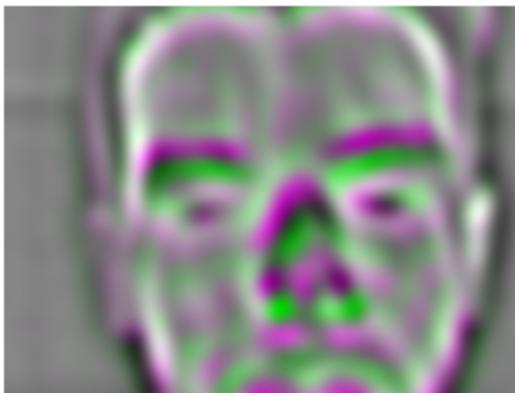
Transformacija za praćenje lica je estimirana za ove dve slike primenom SURF obeležja. Obeležja, kojih za ove transformisane slike ima više nego na slici 23, su prikazana na slici 36. Slika 35 nakon primenjene estimirane transformacije je prikazana na slici 37. Na slikama 38 i 39 su prikazane preklopljene slike pre i posle transformacije. Vidimo da na slici 39 dolazi do dobrog poklapanja slika, naročito u području obrva i čela koje je od najvećeg značaja za dalje korake obrade slike.



Slika 36: Izdvojena SURF obeležja za slike 34 i 35.



Slika 37: Slika 35 nakon primene transformacije.



Slika 38: Uporedni prikaz slika pre primene transformacije.

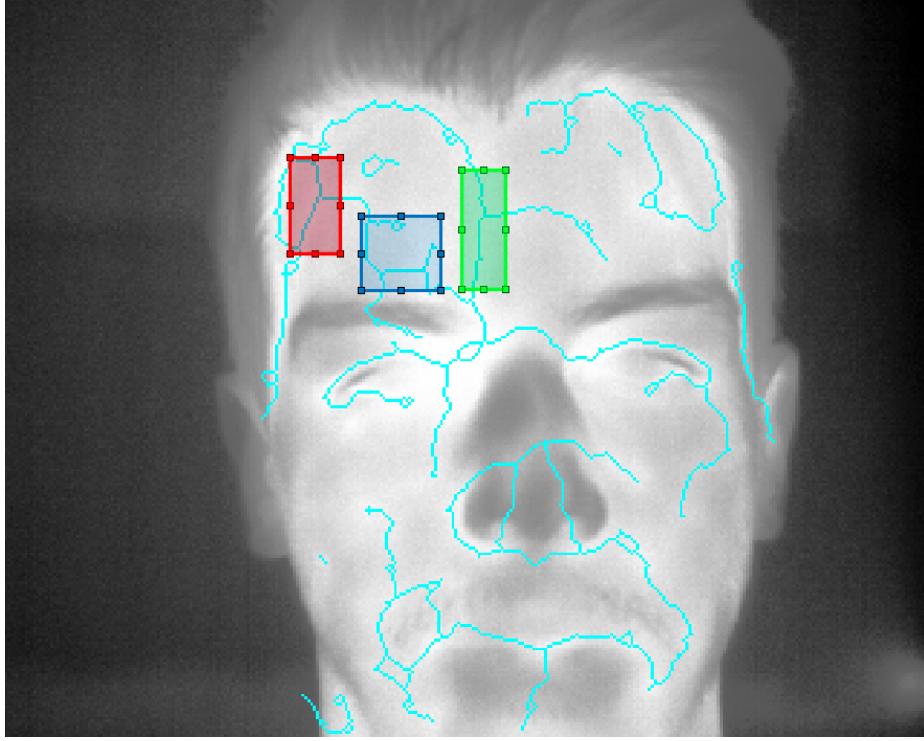


Slika 39: Uporedni prikaz slika nakon primene transformacije.

2.2.5 Odabir ROI

Odabir i praćenje regiona od interesa je važan korak za ispravnu estimaciju pulsa. Naime, neophodno je odabrati ROI tako da budu obuhvaćeni krvni sudovi, i to arterije koje su na termovizijskim slikama slabije uočljive u odnosu na vene [7]. Međutim čak i u slučaju kada je ROI savršeno izabran, ukoliko algoritam praćenja lica nije dovoljno dobar, može doći do pomeranja ROI i dobijanja neupotrebljivog signala. Kako nije pronađena nijedna analiza odabira ROI sa čela ispitanika za estimaciju pulsa, u ovom radu je manuelno odabранo nekoliko ROI za prvu sliku ispitanika, a potom su transformisana u skladu sa pokretima lica.

Na osnovu slike 4 vidimo da postoje tri velika kompleksa krvnih sudova koji se nalaze iznad nosa, očiju i u uglovima čela. Stoga su za sve ispitanike manuelno izabrani pravougaoni ROI koji odgovaraju tim oblastima - na slici 40 su prikazane tri regiona od interesa na slici prvog pacijenta. Kod nekih od pacijenata (2, 3 i 5) nije bilo moguće identifikovati kompleks krvnih sudova iznad očiju te je on izostavljen. Dodatno, predložen je još jedan pravougaoni ROI koji obuhvata veći deo čela ispitanika. Iako nije neophodno da ROI bude pravougaoni, ovakav odabir oblika ROI dovodi do jednostavnije primene navedenih metoda za estimaciju.



Slika 40: Manuelno odabrani regioni od interesa za prvog pacijenta.

2.2.6 Formiranje jednodimenzionog signala pulsa

Usrednjavanje u prostornom domenu: Jedan od najjednostavnijih načina formiranja jednodimenzionog signala pulsa na osnovu dvodimenzionalnog signala iz regiona od interesa jeste usrednjavanje [8]. Iako jednostavan, ovaj metod nije u potpunosti adekvatan za ovakve primene. Naime, kako se protokom krvi kroz krvne sudove njihova temperatura menja, ukoliko je ROI dovoljno velika, ona će obuhvatiti piksele u kojima ove oscilacije nisu u fazi. Samim tim dolazi do poništavanja oscilacija i nemogućnosti identifikacije signala pulsa.

Usrednjavanje u frekvencijskom domenu: Metod za prevazilaženje navedenog problema predstavljen je u [5]. Umesto vremenskog usrednjavanja signala, po ovoj metodi se signal usrednjava u frekvencijskom domenu. Na ovaj način informacija o fazi signala postaje irelevantna. Celokupan dijagram toka ovog algoritma prikazan je na slici 41. Prvo se odabira linija piksela dužine R_y i proširuje do širine R_x . Na taj način dobijena je trodimenzionalna matrica oblika $I(x, y, t)$ gde $x \in \{1, \dots, R_x\}$, $y \in \{1, \dots, R_y\}$ i $t \in \{1, \dots, T\}$. Uvođenjem koordinate x , tj. proširavanjem ROI, omogućava se smanjenje šuma u sledećem koraku:

$$I'(y, t) = \frac{1}{R_x} \sum_{x=1}^{R_x} I(x, y, t), \quad \forall y, t \quad (10)$$

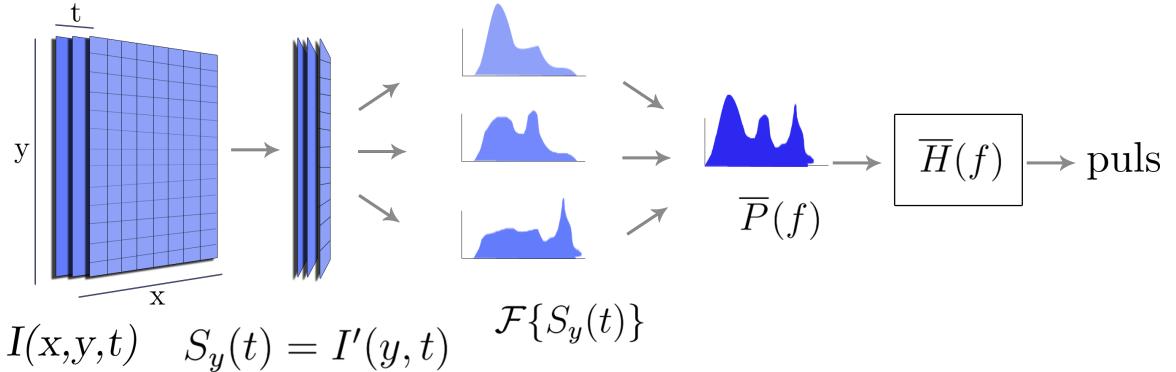
Za razliku od običnog usrednjavanja u vremenskom domenu, ovaj algoritam potom usrednjava po Furijeovim transformacijama signala $S_y(t) = I'(y, t)$:

$$\bar{P} = \frac{1}{R_y} \sum_{y=1}^{R_y} P_y = \frac{1}{R_y} \sum_{y=1}^{R_y} \mathcal{F}\{S_y(t)\} \quad (11)$$

Kako ne očekujemo da dolazi do naglih promena pulsa moguće je ovako dobijenu procenu otežiti prethodno dobijenim estimacijama. Za date procene do trenutka M : $\bar{P}_1, \dots, \bar{P}_M$ formira se spektar \bar{H} kao:

$$\bar{H}(f) = \frac{\sum_{i=1}^M \bar{P}_i(f)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^F \bar{P}_i(j)} \quad (12)$$

Na kraju, konvolucijom trenutne procene \bar{P} sa spektrom \bar{H} i određivanjem maksimuma dobijenog spektra dobija se tražena vrednost pulsa.



Slika 41: Formiranje 1D signala pulsa usrednjavanjem Furijeove transformacije.

Izdvajanje ivica: Metod primjenjen u radovima [7] i [2] zasniva se na filtriranju Haar *wavelet*-ima. Neka su sa ψ_j^l označeni Haar *wavelet*-i koji izdvajaju horizontalne ($l = H$), vertikalne ($l = V$) ili dijagonalne ($l = D$) ivice, a sa j je označen nivo dekompozicije. Tada se za sliku $I(x, y|t)$ u trenutku t dobijaju mape ivica na sledeći način:

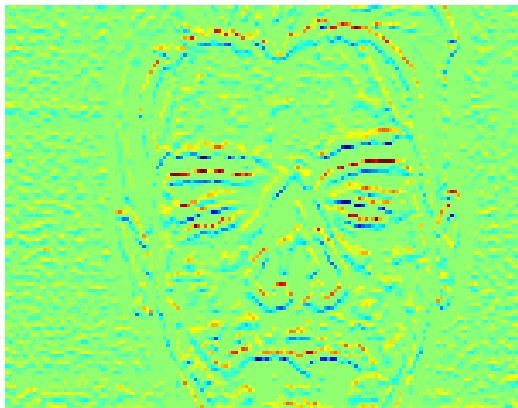
$$W_j^l(x, y|t) = I(x, y|t) * \psi_j^l(x, y) \quad (13)$$

gde je sa $*$ označena konvolucija signala. Iz ovih mapa ivica se dobijaju jednodimenzionalni signali kao:

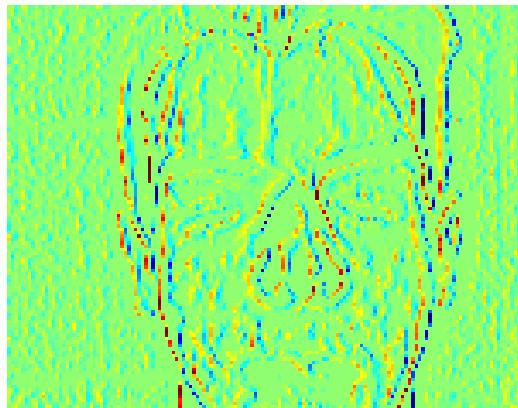
$$\text{puls}(t) = \frac{1}{m(\text{ROI})} \sum_{(x,y) \in \text{ROI}} \left[\sum_l \left(W_j^l(x, y|t) \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (14)$$

gde je $m(\text{ROI})$ veličina oblasti od interesa.

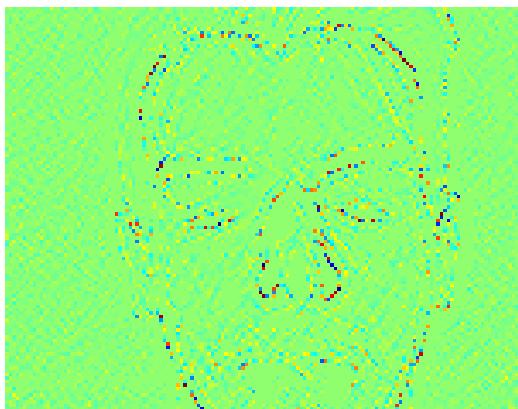
Primenom ovakve *wavelet* dekompozicije na sliku filtriranu LOG filtrom prikazanim u sekciji 2.2.3 dobijene su horizontalne, vertikalne i dijagonalne ivice prikazane na slikama 42, 43 i 44, redom. Zbog malih dimenzija početnih slika nije poželjno vršiti dekompoziciju dalje od prvog nivoa. Za ovako određene ivice, formiran je koren kvadrata ivica i on je prikazan na slici 45. Usrednjavanjem ove slike po oblasti od interesa dobija se procena za puls u datom trenutku.



Slika 42: Horizontalne ivice izdvojene Haar *wavelet*-om.



Slika 43: Vertikalne ivice izdvojene Haar *wavelet*-om.



Slika 44: Dijagonalne ivice izdvojene Haar *wavelet*-om.



Slika 45: Koren sume kvadrata ivica izdvojenih Haar *wavelet*-om.

3 Rezultati i diskusija

U nastavku su prikazani dobijeni rezultati: u potpoglavlju 3.1 estimirane vrednosti pulsa dobijene referentnim merenjem, u potpoglavlju 3.2 vrednosti dobijene sa termovizijskih slika, a u potpoglavlju 3.3 nakon primene MH *wavelet*-a za dekompoziciju slika. U tabelama koje slede metode koje su obojene žutom bojom odgovaraju metodama prostornog usrednjavanja, plavom bojom metodama frekvencijskog usrednjavanja, a crvenom bojom metodama usrednjavanja ivica. Polja označena zelenom bojom u tabelama označavaju estimacije kod kojih je greška estimacije manja od 10%.

3.1 Referentne vrednosti pulsa

U tabeli 1 su prikazane estimirane vrednosti pulsa za referentno merenje. Iako je primjeno pet različitih metoda, dobijene vrednosti su približno jednake - maksimalna standardna devijacija dobijenih estimacija iznosi 1.57 [bpm]. Ovaj rezultat pokazuje da svi navedeni metodi mogu na osnovu odgovarajućeg signala da precizno estimiraju vrednost pulsa.

ispitanik metoda \	1	2	3	4	5
autokoreaciona metoda	63.16	75.00	66.67	63.16	92.31
paralelno procesiranje	63.83	72.53	68.57	65.22	89.61
DFT/periodogram	63.28	72.36	66.21	62.70	92.29
usrednjeni periodogram	63.28	73.24	67.38	63.28	94.34
Yule-Walker	63.60	72.90	68.40	63.00	93.30

Tabela 1: Referentne vrednosti pulsa [bpm] - sa pulsniog oksimetra.

3.2 Analiza bez transformacije slike

U ovom poglavlju su prikazani rezultati dobijeni za estimaciju pulsa u tri navedena regiona na slici 40 - u tabelama 2, 3 i 8 kao i za ceo region čela u tabeli 4.

Evidentno je da je procena pulsa za petog ispitanika najmanje tačna usled visoke vrednosti pulsa. Sa druge strane, odabir regiona od interesa ima jako važnu ulogu u estimaciji - u slučaju kada je izabran levi ROI ispitanik 1 ima čak šest preciznih estimacija pulsa, dok je u drugim slučajevima duplo manji. Ukoliko posmatramo ukupan broj preciznih estimacija (onih kod kojih je greška manja od 10%) onda je ROI levo najbolji izbor.

Analiziranjem uspešnosti metoda za estimaciju, dolazi se do zaključka da najviše preciznih estimacija ostvaruju metode usrednjeni periodogram i Yule-Walker sa usrednjavanjem u prostornom domenu. Jedan od mogućih razloga zašto je metod usrednjavanja u frekvencijskom domenu proizveo gore estimacije jeste šum na slici koji se prostornim usrednjavanjem smanjuje u većoj meri.

ispitanik metoda	1	2	3	4	5
autokorelaciona metoda	80.00	66.67	75.00	80.00	75.29
paralelno procesiranje	77.16	74.58	69.00	76.60	75.43
DFT/periodogram	85.25	61.82	69.00	69.73	70.61
usrednjeni periodogram	57.42	67.38	62.11	59.18	64.45
Yule-Walker	67.20	62.10	63.60	65.40	66.00
bez konvolucije	60.59	64.71	62.35	74.12	78.24
sa konvolucijom	77.06	78.24	72.35	68.24	72.06
autokorelaciona metoda	77.50	77.50	60.00	85.71	72.06
paralelno procesiranje	74.61	75.43	73.37	85.71	77.01
DFT/periodogram	62.40	75.59	58.01	83.79	71.78
usrednjeni periodogram	62.11	75.59	53.32	83.20	57.42
Yule-Walker	63.90	65.40	58.80	94.20	64.20

Tabela 2: Estimirane vrednosti pulsa [bpm] za ROI levo (crveni na slici 40). Žuto - prostorno usrednjavanje, plavo - frekvencijsko usrednjavanje, crveno - usrednjavanje ivica.

ispitanik metoda	1	2	3	4	5
autokorelaciona metoda	80.00	82.86	80.00	80.00	73.33
paralelno procesiranje	72.53	80.90	72.73	76.34	79.56
DFT/periodogram	78.81	70.61	63.87	68.55	71.48
usrednjeni periodogram	80.86	70.31	62.70	60.94	62.11
Yule-Walker	63.00	79.20	64.80	65.40	64.80
bez konvolucije	62.35	72.35	61.18	70.59	74.11
sa konvolucijom	74.71	74.12	77.06	79.41	72.94
autokorelaciona metoda	85.71	75.29	63.16	85.71	90.00
paralelno procesiranje	77.42	73.33	68.96	82.44	75.39
DFT/periodogram	87.30	63.87	60.35	86.72	70.90
usrednjeni periodogram	89.65	53.91	49.80	68.55	89.65
Yule-Walker	81.90	63.90	54.60	65.40	62.40

Tabela 3: Estimirane vrednosti pulsa [bpm] za ROI centar (zeleni na slici 40). Žuto - prostorno usrednjavanje, plavo - frekvencijsko usrednjavanje, crveno - usrednjavanje ivica.

Metod usrednjavanja ivica je bio gori od običnog usrednjavanja iz više razloga. Prvo, za razliku od slika dostupnih u [2], slike koje su korišćene za estimaciju su dosta manje rezolucije. Dalje, primenom *wavelet* dekompozicije veličina slika se dodatno smanjuje te se za krajnju analizu koristi mali broj piksela. Dodatno, za razliku od [2] u ovom radu nije formirano K različitih vremenskih serija od kojih se bira najbolja, već je usled slabe prostorne rezolucije formirana samo jedna vremenska serija usrednjavanjem po svim pikselima ROI.

ispitanik metoda \	1	2	3	4	5
autokorelaciona metoda	80.00	77.50	80.00	80.00	75.29
paralelno procesiranje	77.42	79.12	68.81	78.92	74.58
DFT/periodogram	87.60	64.75	59.18	60.94	69.14
usrednjeni periodogram	93.16	52.15	62.11	60.94	98.44
Yule-Walker	68.10	65.40	65.40	62.40	65.40
bez konvolucije	74.71	67.06	55.29	65.88	72.35
sa konvolucijom	76.76	77.65	76.47	64.71	79.12
autokorelaciona metoda	77.50	85.71	57.14	66.67	75.00
paralelno procesiranje	77.19	77.42	76.29	78.69	77.19
DFT/periodogram	70.61	72.07	59.18	55.08	66.80
usrednjeni periodogram	58.01	101.37	49.22	52.15	81.45
Yule-Walker	64.20	64.50	56.40	58.80	63.60

Tabela 4: Estimirane vrednosti pulsa [bpm] za čeoni ROI. Žuto - prostorno usrednjavanje, plavo - frekvencijsko usrednjavanje, crveno - usrednjavanje ivica.

3.3 Analiza sa transformacijom slike

Dekompozicijom slike pomoću MH *wavelet*-a na deo na kojem su predstavljeni detalji i na deo za praćenja lica i daljim korišćenjem ovako dobijenih slika za estimaciju, dobijeni su rezultati prikazani u tabelama 5, 6, 7 i 8.

Iako računarski složeniji, ovi metodi nisu dali značajno bolje rezultate u odnosu na metode bez dekompozicije. Mogući uzrok jeste neoptimalnost parametra MH *wavelet*-a, koji su u [2] optimizovani da se dobije najveća tačnost. Sa druge strane, praćenje lica i procena tačne pozicije ROI ima važnu ulogu u ispravnoj estimaciji i na osnovu dobijenih rezultata nije u potpunosti jasno da li je praćenje lica na osnovu niskofrekventnih detalja uspešnije u odnosu na praćenje netransformisanih slika.

Konačno, metodi koji su se pokazali kao najtačniji za estimaciju pulsa u obe navedene analize jesu Yule-Walker sa usrednjavanjem u prostornom domenu i frekvencijsko usrednjavanje bez konvolucije. Ove metode ostvaruju tačnost od preko 90% za pogodan izbor ROI, što je tačnost koja je zabeležena i u ranijim istraživanjima [6].

ispitanik metoda \	1	2	3	4	5
autokorelaciona metoda	80.00	72.79	66.67	80.00	80.00
paralelno procesiranje	77.01	75.43	77.93	75.03	78.69
DFT/periodogram	79.10	69.14	69.73	89.65	64.75
usrednjeni periodogram	78.52	56.25	67.97	91.99	54.49
Yule-Walker	63.00	62.40	61.20	90.60	62.10
bez konvolucije	71.18	67.65	69.41	61.18	80.59
sa konvolucijom	74.71	75.88	76.47	68.24	75.59
autokorelaciona metoda	82.86	77.50	57.14	85.71	80.00
paralelno procesiranje	79.12	78.26	78.14	80.64	77.01
DFT/periodogram	75.59	63.28	69.14	75.00	72.66
usrednjeni periodogram	55.66	63.28	67.38	74.41	73.24
Yule-Walker	72.30	63.60	59.40	69.60	62.10

Tabela 5: Estimirane vrednosti pulsa [bpm] za ROI levo (crveni na slici 40). Žuto - prostorno usrednjavanje, plavo - frekvencijsko usrednjavanje, crveno - usrednjavanje ivica.

ispitanik metoda \	1	2	3	4	5
autokorelaciona metoda	77.50	80.00	80.00	85.71	70.83
paralelno procesiranje	80.00	81.25	72.96	78.26	78.69
DFT/periodogram	74.41	68.55	59.77	54.49	58.89
usrednjeni periodogram	75.59	49.80	86.13	55.66	58.59
Yule-Walker	63.00	64.50	60.00	70.80	63.60
bez konvolucije	64.12	62.35	74.12	77.65	65.88
sa konvolucijom	75.00	74.41	76.47	75.88	75.00
autokorelaciona metoda	77.50	80.00	85.71	80.00	77.50
paralelno procesiranje	78.26	78.26	84.21	77.42	78.69
DFT/periodogram	70.61	61.82	60.35	71.48	65.63
usrednjeni periodogram	63.87	50.98	52.15	79.10	62.70
Yule-Walker	63.90	63.30	59.40	64.20	63.60

Tabela 6: Estimirane vrednosti pulsa [bpm] za ROI centar (zeleni na slici 40). Žuto - prostorno usrednjavanje, plavo - frekvencijsko usrednjavanje, crveno - usrednjavanje ivica.

ispitanik metoda	1	2	3	4	5
autokorelaciona metoda	85.71	63.87	54.55	75.00	70.83
paralelno procesiranje	80.90	72.73	69.11	78.38	76.19
DFT/periodogram	78.81	54.79	63.28	76.76	62.11
usrednjeni periodogram	88.48	51.56	94.34	76.17	60.35
Yule-Walker	67.80	61.50	57.60	61.20	64.20
bez konvolucije	73.53	60.00	69.41	83.53	67.65
sa konvolucijom	76.18	75.29	76.47	78.82	74.41
autokorelaciona metoda	80.00	77.50	54.55	80.00	80.00
paralelno procesiranje	77.01	79.12	73.33	72.41	77.84
DFT/periodogram	73.54	61.23	67.97	68.55	74.71
usrednjeni periodogram	81.45	63.87	49.80	56.25	81.45
Yule-Walker	64.20	61.20	61.80	61.80	66.00

Tabela 7: Estimirane vrednosti pulsa [bpm] za čeoni ROI. Žuto - prostorno usrednjavanje, plavo - frekvencijsko usrednjavanje, crveno - usrednjavanje ivica.

ispitanik metoda	1	4
autokorelaciona metoda	85.71	85.71
paralelno procesiranje	77.20	76.87
DFT/periodogram	91.41	79.69
usrednjeni periodogram	89.65	60.94
Yule-Walker	87.60	66.00
bez konvolucije	71.18	84.71
sa konvolucijom	72.65	82.94
autokorelaciona metoda	85.71	80.00
paralelno procesiranje	75.14	75.86
DFT/periodogram	69.14	67.97
usrednjeni periodogram	57.42	69.14
Yule-Walker	66.00	67.80

ispitanik metoda	1	4
autokorelaciona metoda	72.79	80.00
paralelno procesiranje	74.19	76.60
DFT/periodogram	72.95	59.18
usrednjeni periodogram	73.83	58.01
Yule-Walker	62.70	62.40
bez konvolucije	64.71	74.12
sa konvolucijom	74.71	75.29
autokorelaciona metoda	80.00	80.00
paralelno procesiranje	74.61	77.43
DFT/periodogram	84.96	71.48
usrednjeni periodogram	98.44	70.90
Yule-Walker	65.10	72.00

Tabela 8: Estimirane vrednosti pulsa [bpm] za ROI iznad oka (plavi na slici 40) - levo: bez primene MH *wavelet*-a, desno: nakon primene MH *wavelet*-a. Žuto - prostorno usrednjavanje, plavo - frekvencijsko usrednjavanje, crveno - usrednjavanje ivica.

4 Zaključak

U radu je analizirana estimacija vrednosti pulsa sa termovizijskih slika ljudskih lica. Prikazane su metode za estimaciju osnovne učestanosti signala na osnovu njegove jednodimenzionalne vremenske serije: periodogram, usrednjeni periodogram, Yule-Walker-ov metod, paralelno procesiranje impulsnih sekvenci i autokorelacioni metod u vremenskom domenu. Takođe su prikazane metode za dobijanje jednodimenzionalne vremenske serije na osnovu serije termovizijskih slika - usrednjavanje u prostornom domenu, usrednjavanje u frekvencijskom domenu i usrednjavanje po ivicama. Dobijeni rezultati ukazuju da na tačnost estimacije utiče odabir regiona od interesa, anatomija ispitanika, primjenjeni metod estimacije jednodimenzionalnog signala pulsa kao i primenjene transformacije nad slikom. Za pogodno odabrane metode i regione od interesa ostvarena je tačnost preko 90%. Za nastavak istraživanja predlaže se analiza istih algoritama na slikama više rezolucije na kojima su ispitanici slikani lateralno kako bi analizom bila obuhvaćena i karotidna arterija na vratu. Za očekivati je da će tada biti moguća automatska identifikacija i segmentacija krvnih sudova, kao i veća tačnost estimacije pulsa.

Literatura

- [1] BB Lahiri, S Bagavathiappan, T Jayakumar, and John Philip. Medical applications of infrared thermography: a review. *Infrared Physics & Technology*, 55(4):221–235, 2012.
- [2] Sergey Y Chekmenev, Aly A Farag, William M Miller, Edward A Essock, and Aruni Bhatnagar. Multiresolution approach for noncontact measurements of arterial pulse using thermal imaging. In *Augmented vision perception in infrared*, pages 87–112. Springer, 2009.
- [3] Liv Hatle. Doppler ultrasound in cardiology. *Physical Principles and Clinical Applications.*, pages 77–89, 1982.
- [4] Jonathan Geisheimer and EF Greneker. A non-contact lie detector using radar vital signs monitor (rvsm) technology. *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, 16(8):10–14, 2001.
- [5] Nanfei Sun, Marc Garbey, Arcangelo Merla, and Ioannis Pavlidis. Imaging the cardiovascular pulse. In *2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05)*, volume 2, pages 416–421. IEEE, 2005.
- [6] Marc Garbey, Nanfei Sun, Arcangelo Merla, and Ioannis Pavlidis. Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 54(8):1418–1426, 2007.
- [7] Sergey Y Chekmenev, Aly A Farag, and Edward A Essock. Thermal imaging of the superficial temporal artery: An arterial pulse recovery model. In *2007 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 1–6. IEEE, 2007.
- [8] Todorović Smiljana. Praćenje vitalnih znakova korišćenjem termovizijske kamere. *Master rad.* Elektrotehnički fakultet, Univerzitet u Beogradu, 2017.