

Estimacija pulsa na osnovu termovizijskih snimaka lica

Jelena Lazić

Student master studija

Elektrotehnički fakultet, Univerzitet u Beogradu

Beograd, Srbija

lazicjelena28@gmail.com

Sažetak— HR (heart rate) ili puls predstavlja broj otkucaja srca u minuti. Cilj rada bio je odrediti HR parameter na osnovu termovizijskih snimaka lica ispitanika. Na prvom kadru snimka, korištenjem kaskadnog detektora izdvaja se regija od interesa (ROI). Na svakom narednom kadru ROI se određuje uparivanjem Harris-ovih obilježja sa njima odgovarajućim obilježjima na prvom kadru. Sa video snimka se izdvaja srednja vrijednost temperature ROI, na osnovu koje se nakon filtriranja određuje HR. Da bi se spriječili lažni alarmi, prilikom detekcije pikova koristi se adaptivni minimalni vremenski period između dvije susjedne detekcije. Kao referentni signal korišten je EKG signal sniman istovremeno sa termovizijskim snimcima, na kome je prethodno otklonjena bazna linija korištenjem diskretne talasne dekompozicije (DWT). Rezultati su prikazani korištenjem Bland-Altman krive, na kojoj se vidi da sve tačke pripadaju intervalu 95 % sigurnosti.

Ključne riječi— estimacija HR parametar; EKG signal; detekcija lica; termovizija

I. UVOD

Puls, ritam rada srca ili HR (heart rate) predstavlja broj otkucaja srca u minuti. Važan je vitalni znak svakog čovjeka. Pri provjeri znakova života, prvo se provjeravaju ritam udisaja/izdisaja i puls. Za jednu osobu, HR može varirati tokom različitih mjerenja. Tokom mirovanja puls je niži, tokom izlaganja fizičkom ili mentalnom naporu puls raste jer je tijelu potrebno više krvi bogate kiseonikom, te srce ubrzava ritam svog rada. Dodatno, HR varira kod jedne osobe tokom njenog/njegovog života jer se pod uticajem starenja, mijenjanja životnih okolnosti i životnih navika, mijenja način rada srca [1]. Uobičajena vrijednost HR zdrave odrasle osobe je 60 – 100 otkucaja u minuti [2]. Veliki je broj pacijenata sa nepravilnostima u radu srca, koje mogu dovesti do hroničnog bola, umora, ozbiljnih bolesti kardiovaskularnog sistema, narušavanja pravilnog rada ostalih organa, iznenadne i prerane smrti [2].

Zhai, Li, Fan, Duan, Zhu i Yang, pokušavaju da kombinuju infracrvenu i termovizijsku kameru sa ciljem simultanog mjerenja ritma disanja i pulsa tokom spavanja ispitanika sa ciljem dobijanja bezkontaktno procjene ovih vitalnih parametara u mraku [3]. Yan mjeri HR na osnovu RGB

piksela lica dobijenih na prirodnoj svjetlosti [4]. Pereira, Czaplík, Blazek, Leonhardt i Teichmann prate promjene kardiorespiratornih signala korištenjem termalnog snimka [5]. Veliki broj radova na temu upotrebe termalnih kamera u biomedicini sa svrhom estimacije HR parametra ne čudi, s obzirom na to da pod određenom svjetlošću dolazi do promjene boje kože, pod uticajem cirkulacije krvi, što omogućava detekciju HR snimcima kamere [6].

Brojne su mogućnosti primjene sistema beskontaktnog mjerenja pulsa i ritma disanja kao što su mjerenje pulsa tokom spavanja radi dijagnostike i liječenja hroničnih bolesti spavanja, poput sleep apnea [5]. Kao i mjerenje pulsa kod novorođenih beba, djece, sportista ili u bilo kojoj drugoj situaciji kada postojanje senzora mjerenja utiče na ispitanika i tako utiče na rezultate mjerenja.

Nedostatak velikog broja rješenja koja su predložena do sada, jeste visoka cijena. Brojni su sistemi za HR estimaciju koji koriste izrazito skupu opremu kakvu posjeduje mali broj laboratorija. Dodatno, neke ideje zasnivaju se na kompleksnim načinima mjerenja, upotrebi infracrvenih kamera ili više od jedne kamere, posebno izolovanih prostorija/laboratorija ili velike baze obučavajućih podataka. U ovom radu cilj je bio naći rješenje za estimaciju pulsa, na osnovu jedne termalne kamere. Najvećim dijelom rad se oslanja na rad Combination of near-infrared and thermal imaging techniques for the remote and simultaneous measurements of breathing and heart rates under the sleep situation [3].

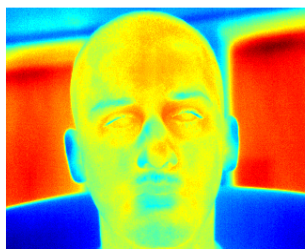
II. ESTIMACIJA HR NA OSNOVU SNIMAKA TERMOVIZIJSKOM KAMEROM

Tokom rada korištena je baza termovizijskih snimaka koja nije javno dostupna. Eksperiment snimanja baze su u potpunosti dizajnirale, pripremile i sprovele doktor Milica Janković, profesor na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu, Milica Badža i Ivana Vajs, doktorandi na istom fakultetu. Ispitanici su u potpunosti informisani o načinima upotrebe njihovih snimaka, a rezultati su navedeni pod šiframa. Snimanje je vršeno na pet ispitanika, pri čemu su

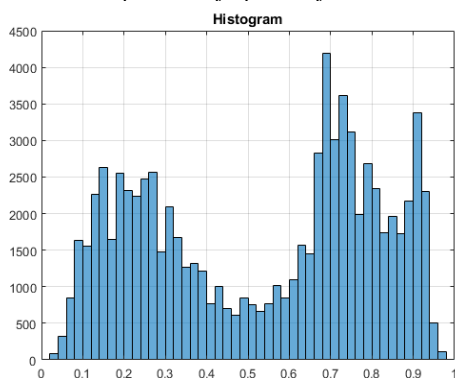
među njima zastupljeni ispitanici oba pola, različite konstitucije i oblika lica, kao i različite starosne dobi.

Na Sl.1 prikazan je prvi kadar termovizijskog snimka prvog ispitanika. Pozadina nije homogena, dodatno ova pozadina razlikuje se kod različitih ispitanika. Nakon što se učita prvi kadar snimka, vrši se isjecanje slike tako da na njoj ostane samo lice ispitanika. Izdvajanje lica vršeno je binarizacijom. Broj pragova koji se koriste za binarizaciju slike određuje se na osnovu broja dolina histograma svih piksela slike. Na Sl.2 i 3 prikazana su dva histograma, jedan kod koga je korišten jedan prag binarizacije, lice ispitanika na slici svjetlije je u odnosu na pozadinu, i drugi kod koga su korištena dva praga binarizacije, dio pozadine slike svjetliji je od lica, a dio je tamniji. Vrijednosti optimalnih pragova računaju se pomoću Otsu metode [7]. Nakon binarizacije vršeno je morfološko otvaranje slike s ciljem otklanjanja nepovezanih piksela. Slika binarizovana opisanom načinom koristi se kao maska pomoću koje se izdvaja lice ispitanika na originalnoj slici. Na Sl.4 prikazana je Sl.2 nakon izdvajanja lica ispitanika.

Detekcija regije od interesa (ROI) vršena je detekcijom regije nosa ispitanika pomoću Viola – Jones detektora [8]. U slučaju da algoritam detektuje više od jednog objekta koristi se objekat najbliži centralnom pikselu slike. Na Sl.5 prikazana je izdvojena ROI. Algoritam koji je opisan vrši potpuno automatizovanu detekciju regije od interesa. Regija izdvojena kao ROI je oblast lica u kojoj se nalazi veliki broj krvnih



Slika 1 Prvi kadar termovizijskog snimka prvog ispitanika prikazan u jet paleti boja

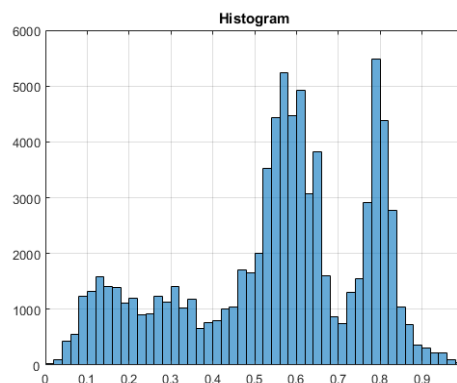


Slika 2 Histogram piksela slike za čiju binarizaciju je korišten jedan prag - prag je postavljen na vrijednost 0.5, svjetliji pikseli su pikseli lica ispitanika čija je temperatura veća od temperature pozadine, tamniji pikseli odgovaraju pozadini.

sudova, kao što je prikazano na Sl.6. Prilikom cirkulacije krvi koja jeste i krvi koja nije bogata kiseonikom, dolazi do blagih promjena temperature, a period promjena jednak je jednom ciklusu rada srca [3]. Region pokriva regiju nosa i usana ispitanika, te je pogodan za simultanu estimaciju pulsa i ritma disanja. S obzirom da se učestanosti ova dva signala ne preklapaju, moguće je odrediti oba ritma [3]. Ova regija nosi najjače informacije o HR signal [3].

Pozicija ROI određena na prvom kadru snimka ista je za svaki naredni kadar snimka, ali se slika ispitanika u svakom narednom kadru skalira, rotira i translira, uparivanjem Harris-ovih obilježja [10]. Ova obilježja često se koriste u kompjuterskoj viziji kao algoritam za detekciju ivica, jer imaju mogućnost uparivanja istog obilježja na dvije različite slike. Na Sl.7 prikazana su izdvojena Harris-ova obilježja jednog kadra snimka prvog ispitanika. Detektovana obilježja transformacijom slike uparuju se sa obilježjima detektovanim na prvom kadru snimka. Na ovaj način postignuto je minimalno pomjeranje lica ispitanika u odnosu na ROI. Na Sl.8 prikazan je ROI poslednjeg kadra, na kojoj se vidi da je pozicija ROI na licu ispitanika identična kao pozicija ROI na prvom kadru snimka prikazana na Sl.5.

Kao signal na osnovu koga se procjenjuje HR parametar koristi se srednja vrijednost temperature piksela ROI. Na Sl.9 prikazan je grafik izdvojenog signala, na kome se vidi da signal temeperature pored periodičnosti koja potiče od



Slika 3 Histogram piksela slike za čiju binarizaciju je potrebno koristiti dva praga binarizacije - pragovi odgovaraju vrijednostima 0.4 i 0.7, svi pikseli između pragova odgovaraju licu ispitanika, pikseli najniže i najviše vrijednosti su pikseli pozadine.



Slika 4 Izdvojeno lice ispitanika – izdvajanje lica ispitanika prvi je korak u detekciji regije od interesa.

cirkulacije krvi sadrži i druge periodične komponente, koje se javljaju kao posledica promjena temperature usled udisaja/izdisaja, šuma i dr. Za dalje izdvajanje HR, neophodno je filtrirati signal. Signal izdvojen sa termovizijskog snimka filtriran je Butterworth-ovim filtrom propusnikom opsega propusnih učestanosti 1 – 1.66 Hz. Korišten je filter 5. reda.

III. EKG SIGNAL

Kao referentni signal za procjenu tačnosti dobijenih rezultata korišten je HR estimiran pomoću signal elektrokardiograma (EKG), snimanog istovremeno sa termovizijskim snimcima. EKG signal filtriran je filtrom nepropusnikom opsega učestanosti, iirnotch filtrom koji otklanja komponentu na 50 Hz. Parametar HR procjenjuje se na osnovu broja pikova EKG signala, koji su iznad adaptivnog praga. Vrijednost praga određuje se na osnovu maksimalne vrijednosti signala.

Zbog postojanja artefakta na snimljenom EKG signalu, procjena HR parametra korištenjem praga nije uvijek bila tačna, što je primjećeno vizuelnom inspekcijom signala. Snimljeni EKG signali imaju promjenljivu baznu liniju, koja se pri snimanju ovog signala može javiti usled pomjeranja elektroda tokom snimanja, lošeg kontakta elektroda sa kožom, isušanim gelom na kontaktu elektroda koža... Promjenljiva bazna linija otklonjena je korištenjem diskretne talasne dekompozicije (dwc) na jedanaest nivoa, pri čemu se za rekonstrukciju signala koriste svi koeficijenti osim

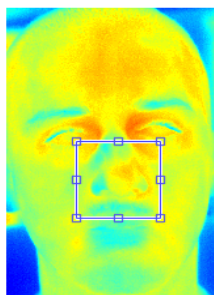
aproksimativnih koeficijenata poslednjeg nivoa [11]. S obzirom da je učestanost odabiranja EKG signala bila 1000 Hz, učestanost odsjecanja korištenjem dwc na jedanaest nivoa je 0.488 Hz. Na Sl.10 prikazan je EKG signal prije i nakon filtriranja. Na Sl. 11 na istom grafiku prikazani su filtrirani EKG signal, koji služi kao referentni signal za određivanje tačne vrijednosti HR, i signal dobijen na osnovu temperature ispitanika. Uočavaju se pikovi na istim pozicijama u oba signala.

IV. ESTIMACIJA HR

Nakon predobrade signala vršena je procjena parametra HR. Snimljeni termovizijski snimci traju od 180 s do 210 s. Smatrano je da je HR parametar stabilan u intervalima od po 20 s i za takve intervale vršena je procjena parametra detekcijom pikova. Estimacija HR na osnovu EKG snimka vršena je na intervalima trajanja 20 s. Svaki detektovani pik odgovara jednom otkucaju srca,

$$HR = (\text{broj detektovanih pikova tokom 20 s}) \cdot 3$$

Kod signala izdvojenog na osnovu temperature prisutan je veliki broj lažih detekcija, koje se prepoznaju po isuviše malom vremenskom razmaku između dvije susjedne detekcije. Na Sl.12 prikazan je signal koji sadrži dvije lažne detekcije. Jednu na intervalu između 500. i 600. odbirka, drugu na intervalu između 600. i 700. odbirka, kada su detektovana dva pika sa razmakom manjim od 20 odbiraka. S



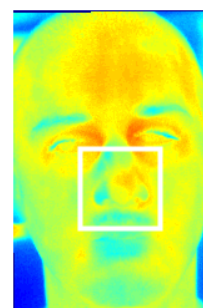
Slika 5 Izdvojena ROI – korištenjem detektora objekata detektuje se centar nosa, a zatim se oko njega postavi pravougaonik unaprijed definisanih dimezija



Slika 7 Izdvojena Harris-ova obilježja – obilježja detektuju karakteristične ivice lica, nos, obrve, usne, uši, dijelove glave i drugo



Slika 6 Prikaz krvnih sudova lica – oblast ROI bogata je krvnim sudovima, cirkulacija krvi kroz njih dovodi do blage promjene temperature, te promjena vrijednosti piksela ROI nosi informaciju o periodu ciklusa rada srca, slika preuzeta sa [9]



Slika 8 Izdvojena ROI na posljednjem kadru, kadar je skaliran, transliran i rotiran, što za posledicu daje crne piksele na desnoj i gornjoj ivici slike, ROI se na svakom frejmu zadržava na fiksnoj poziciji ali se lice ispitanika pomjera.

obzirom da je učestanost rada kamere 60 kadrova u sekundi, sledi da su se za jednu trećinu sekunde desila dva otkucaja srca, što odgovara HR vrijednosti 180 otkucaja u minuti, što je izvan opsega normalnog rada srca i izvana opsega procjenjenog HR za dati signal.

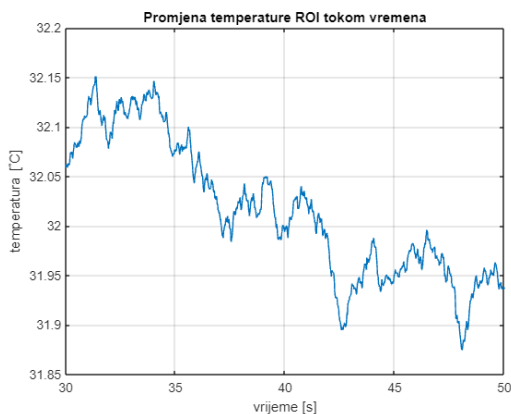
U cilju smanjenja broja lažnih detekcija koristi se vrijeme mirovanja τ . To je vrijeme koje određuje gornju granicu učestanosti rada srca i predstavlja minimalno vrijeme između dva detektovana otkucaja. Vrijednost ovog parametra određuje se na osnovu procjene HR, a procjena HR se popravljiva na osnovu određene vrijednosti τ . Prvi put HR se estimira detekcijom pikova, bez obzira da li oni zaista odgovaraju otkucaju ili su u pitanju lažni alarmi. Zatim se HR estimira ponovo pri čemu se pri svakom detektovanom pik u naredni pik računa samo ako se nalazi nakon τ odbiraka, gdje je τ dobijeno korištenjem formule:

$$\tau = 3600 / (1.5 \cdot \text{prvi estimirani HR})$$

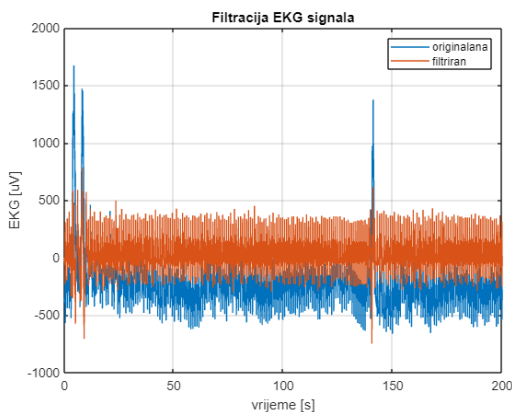
Prevenција pojave lažnih alarma predloženom metodom pokazala se kao dobra, ali za dalje poboljšanje rada algoritma neophodno je detaljnije ispitati mogućnosti određivanja parametra τ ili kvalitetnije filtracije signala temperature.

V. REZULTATI

Na Sl.13 prikazani su rezultati predstavljeni pomoću Bland-



Slika 9 Izdvojeni signal promjene vrijednosti temperature na pikselima ROI



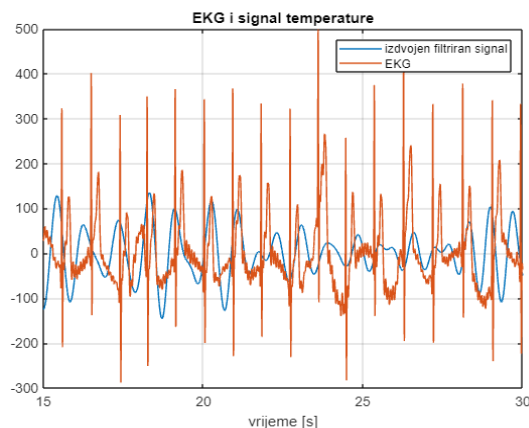
Slika 10 EKG signal sa i bez promjenljive bazne linije

Altman grafika. Na apcisi grafika predstavljene su srednje vrijednosti HR procjenjenog na osnovu EKG signala i HR procjenjenog na osnovu termovizijskog snimka, a na ordinati je razlika ove dvije vrijednosti. Svaki ispitanik predstavljen je posebnom bojom. Tri ispitanika imaju nešto niže vrijednosti HR parametra, dva ispitanika imaju više vrijednosti HR. Sve tačke nalaze se unutar intervala 95 % sigurnosti.

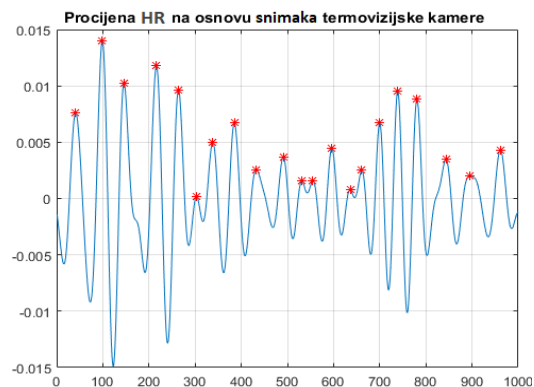
Srednja vrijednost greške estimacije je -0.2 otkucaja po minuti, a standardna devijacija 6.0311 otkucaja po minuti. Samo tri tačke imaju grešku preko 10 otkucaja po minuti. Jedna od tri tačke posledica je jako velikog artefakta snimljenog EKG signala jednog ispitanika, koji ni nakon otklanjanja bazne linije nije u potpunosti otklonjen. Dvije preostale tačke javljaju se u situaciji kada nije bilo moguće izvršiti uparivanje Harris-ovih obilježja sa obilježjima prvog kadra ispitanika, te je u ova dva slučaja ROI bila loše određena, što je moglo dovesti do loših rezultata. Za najveći broj procjena razlika tačne i procjenjene vrijednosti je između -3 i +3 otkucaja. Za 5 od ukupno 45 tačaka greška procjene je +9 ili -9.

VI. ZAKLJUČAK

Rezultati dobijeni u ovom radu pokazuju da je moguće izvršiti estimaciju HR korištenjem termovizijskih snimaka. S obzirom da se radi o nekontaknom mjerenju kompleksnost



Slika 11 Signal dobijen na osnovu termovizjskih snimaka i EKG signal



Slika 12 Prikaz procjene HR parametra na osnovu signala temperature u koje je došlo do lažne detekcije između 500. i 600. odbirka, kao i 600. i 700.

algoritma za obradu signala je nešto veća. Najzahtjevniji dio pri obradi termalnih snimaka je izdvajanje ROI i njeno pomjeranje tokom trajanja snimka u skladu sa pomjeranjem ispitanika. Male promjene u poziciji ROI na licu ispitanika mogu dovesti do velike greške pri estimaciji. Promjena vrijednosti piksela izabrane regije povezana je sa ritmom cirkulacije krvi i informativna je za estimaciju HR.

S obzirom da se u frekvencijskom domenu opseg učestanosti disanja i HR parametra ne preklapaju, na ovako izabranoj ROI mogli bi se simultano mjeriti oba parametra, što može biti tema daljeg rada na ovom sistemu. Sistem koji je realizovan potpuno je automatizovan, ali je neophodan dodatni rad na sistemu sa ciljem postizanja veće tačnosti.

LITERATURA

- [1] M. D. Robert H. Shmerling, "How's your heart rate and why it matters?," Harvard Health, Mart 2020. Dostupno na: <https://www.health.harvard.edu/heart-health/how-your-heart-rate-and-why-it-matters> Prsitupano: 7. Januara 2022.
- [2] U. R. Achary, P. Joseph, "Heart rate variability: A review," Medical and Biological Engineering and Computing, PubMed, 44(12):1031-51, Januar 2007
- [3] Hu M, Zhai G, Li D, Fan Y, Duan H, Zhu W i drugi "Combination of near-infrared and thermal imaging techniques for the remote and simultaneous measurements of breathing and heart rates under the sleep situation," Schanghai Institute for Advanced Communication and Data Science, PLoS ONE 13(1): e0190466, Januar 2018.
- [4] Yan Y, Ma X, Yao L, Ouyang J "Noncontact measurement of heart rate using facial video illuminated under natural light and signal weighted analysis," Bio-med. Master. Eng. 26:S903, 2015.
- [5] C B Pereira, M Czaplik, V Blazek, S Leonhardt, D Teichmann "Monitoring of cardiorespiratory signals using thermal imaging: A pilot study on healthy human subjects," Department of anesthesiology, University hospital RWTH Aachen, Chair of medical information technology, Helmholtz institute for biomedical engineering, Czech institute of informatics, robotics and cybernetics (CIIRC), May 2018.
- [6] Prochazka A, Schatz M, Vyšata O, Vališ M. "Microsoft kinect visual and depth sensors for breathing and heart rate analysis," Sensors 16: 996, 2016
- [7] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histogram," IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, 9.1: 62-66, Januar 1979
- [8] P. Viola, M. Jones, "Rapid object detection using a boosted cascade of simple features," Accepted conference on computer vision and pattern

recognition, 2001

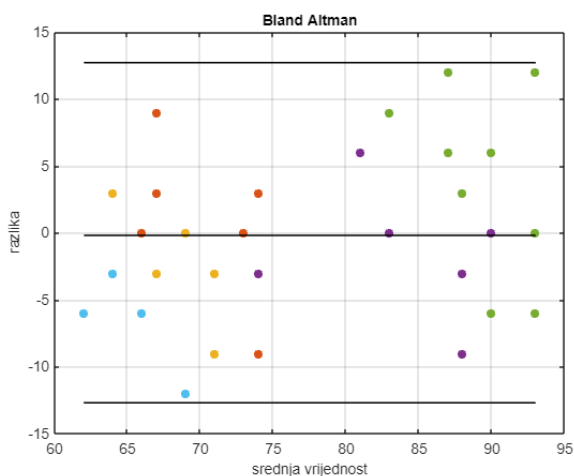
- [9] Slika preuzeta sa: https://www.researchgate.net/figure/Anatomy-of-the-facial-muscles-Reprinted-under-Creative-Commons-Attribution-25-License_fig3_322355640 Januara 2021.
- [10] C. Harris, M. Stephens "A combined corner and edge detector," Alvey vision conference 15, 1988.
- [11] R Kher "Signal processing techniques for removing noise from ECG Signals," J Biomed Eng 1: 1-9. 2019

ABSTRACT

Heart rate (HR), the number of heartbeats per minute, is an important vital sign. The purpose of this paper is to estimate the HR based on thermal imaging. In the preprocessing of the data, the video frames are converted into binary images and cropped so that only the face remains in the image. In the first frame of the thermal video, the region of interest is detected using a face cascade detector. The position of ROI for every other frame is calculated by matching the Harris features with the features of the first frame. The average value of pixels in the ROI is extracted. HR is estimated by peak detection after filtering this signal with a bandpass filter. To prevent false alarms, an adaptive blanking period, the minimum time between two detected peaks, is used. The ECG signal measured at the same time as the thermal video is used for validation of the results. The volatile baseline in the EKG signal is reduced using the discrete wavelet transform (DWT). The Bland-Altman plot of HR demonstrates that all the data points are located within their own 95% limits of agreement.

ESTIMATION OF THE HEART RATE BASED ON THE THERMAL IMAGING

Jelena Lazić



Slika 13. Rezultati