

Univerzitet u Beogradu  
Elektrotehnički fakultet

13M051KV Kompjuterska vizija

# **Estimacija pulsa i ritma disanja na osnovu termovizijskih snimaka lica**

Jelena Lazić 3179/2021

Beograd, maj 2022.

# Sadržaj

1	Rezime rada	3
2	Uvod	4
3	Viola-Jones detektor	6
4	Izdvajanje regije od interesa pomoću Viola-Jones detektora	7
5	Harris-ova obilježja	11
6	Upotreba Harris-ovih obilježja	12
7	Estimacija HR	14
8	Referentni EKG signal	16
9	Estimacija BR	17
10	Rezultati estimacije HR parametra	19
11	Rezultati estimacije BR parametra	20
12	Zaključak	21

# Glava 1

## Rezime rada

HR (heart rate) ili puls predstavlja broj otkucaja srca u minuti. BR (breath rate) ili ritam disanja predstavlja broj udisaja/izdisaja u minuti. I jedan i drugi signal predstavljaju važne vitalne znakove. Cilj rada bio je odrediti HR i BR parametre na osnovu termovizijskih snimaka lica ispitanika. Na prvom kadru snimka, korištenjem kaskadnog detektora izdvaja se regija od interesa (ROI), region nosa ispitanika. 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). S obzirom da se u Furijeovom spektru snage signala HR i BR ne preklapaju, moguće je istovremeno, korištenjem jednog snimka, izvršiti estimaciju oba parametra. Parametar BR određuje se filtriranjem signala temperature na opseg učestanosti koji odgovara mogućim učestanostima disanja zdravog čovjeka. Rezultati estimiranja HR parametra su prikazani korištenjem Bland-Altman krive, na kojoj se vidi da sve tačke pripadaju intervalu 95% sigurnosti. Zbog nepoznavanja tačnih vrijednosti BR, nije moguće odrediti tačnost estimacije ovog parametra. Rezultati estimacije ukazuju na koeficijent korelacije između BR i HR parametara 0.6641, što je očekivan rezultat i sugerise da bi estimacije mogle biti tačne. Sve dobijene estimacije HR parametra nalaze se u očekivanom opsegu vrijednosti. Algoritam koji je predložen vrši potpuno automatizovanu bezkontaktnu estimaciju parametara.

# Glava 2

## Uvod

Puls, ritam rada srca ili HR (heart rate) predstavlja broj otkucaja srca u minuti. Ritam disanja ili BR (breath rate) predstavlja broj udisaja/izdisaja u minuti. I puls i ritam disanja važi su vitalni znaci svakog čovjeka. Pri provjeri znakova života, prvo se provjeravaju ritam udisaja/izdisaja i puls. Za jednu osobu, HR i BR mogu varirati tokom različitih mjerenja. Tokom mirovanja oba signala imaju niže vrijednosti, tokom izlaganja fizičkom ili mentalnom naporu njihova učestanost raste jer je tijelu potrebno više krvi bogate kiseonikom, te srce i pluća ubrzavaju ritam svog rada. Dodatno, HR i BR variraju kod jedne osobe tokom njenog/njegovog života jer se pod uticajem starenja, mijenjanja životnih okolnosti i životnih navika, mijenja način rada unutrašnjih organa [1]. Uobičajena vrijednost HR zdrave odrasle osobe je 60–100 otkucaja u minuti, a BR 12 – 25 udisaja po minuti [2]. Veliki je broj pacijenata sa nepravilnostima u radu srca i pluća, 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 bezkontaktne procjene ovih vitalnih parametara u mraku [3]. Yan mjeri HR na osnovu RGB piksela lica dobijenih na prirodnoj svjetlosti [4]. Pereira, Czapilik, 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].

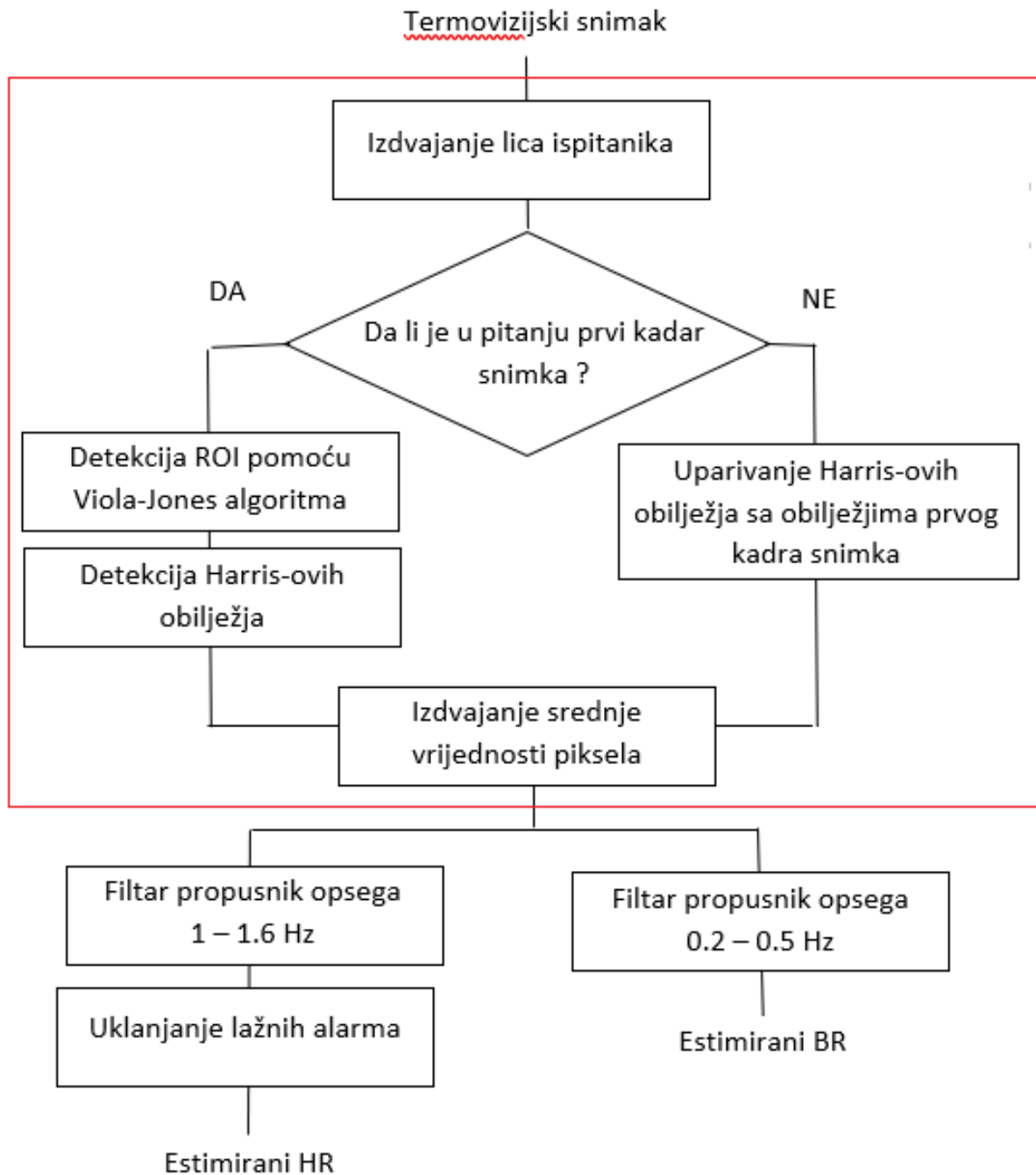
Brojne su mogućnosti primjene sistema beskontaktnog mjerenja pulsa i ritma disanja kao što su mjerenje HR i BR tokom spavanja radi dijagnostike i liječenja hroničnih bolesti spavanja, poput sleep apnea [5]. Kao i mjerenje ovih parametara kod novorođenih beba, djece, sportista ili u bilo kojoj drugoj 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 i BR 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 i ritma disanja, 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].

Projekat je realizovan u softverskom paketu Matlab R2021b.



Slika 2.1: Grafički prikaz algoritma

## Glava 3

# Viola-Jones detektor

Viola-Jones detektor je algoritam koji su 2001. godine predložili Paul Viola i Michael Jones u svom radu [8]. Koriste se za detekciju objekata, a najpoznatiji je po mogućnosti detektovanja lica.

Ljudi su u stanju da detektuju lica skoro automatski, zbog toga nama taj problem ne izgleda tako kompleksno. Međutim, u digitalnoj obradi slika ovaj problem nije tako jednostavan. Jedno od mogućih rješenja predložili su Viola i Jones u algoritmu nazvanom po njima, ali ova algoritam zahtjeva frontalni prikaz lica. Da bi bilo detektovano, lice mora da stoji uspravno ispred kamere, algoritam daje lošije rezultate ako je lice okrenuto na stranu. Obično se nakon detekcije ovim algoritmom, kao sledeći korak koristi prepoznavanje, da se provjeri da li je objekat koji je detektovan zaista lice.

Viola-Jones algoritam je:

1. Robustan
2. Radi u realnom vremenu
3. Vrš samo detekciju lica ne i preoznavanje

Algoritam se sastoji od četiri koraka:

1. Detekcija Haar-ovih obilježja
2. Kreiranje integralne slike
3. Adaboost obučavanje
4. Kaskadni klasifikator

Algoritam je veoma kompleksan, zahtjeva specifično sumiranje piksela po pravougaonim regionima. Osim za detekciju lica, koristi se i za praćenje objekata koji se

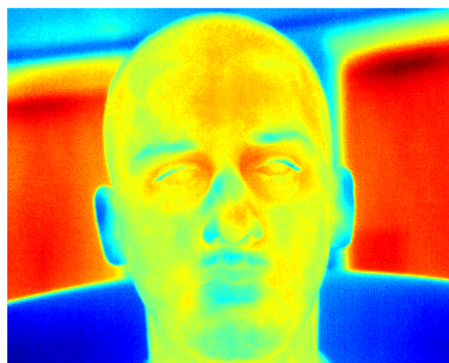
kreću, gdje se pokazao ne samo kao jednostavan nego i kao jako robustan algoritam.

## Glava 4

# Izdvajanje regije od interesa pomoću Viola-Jones detektora

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.

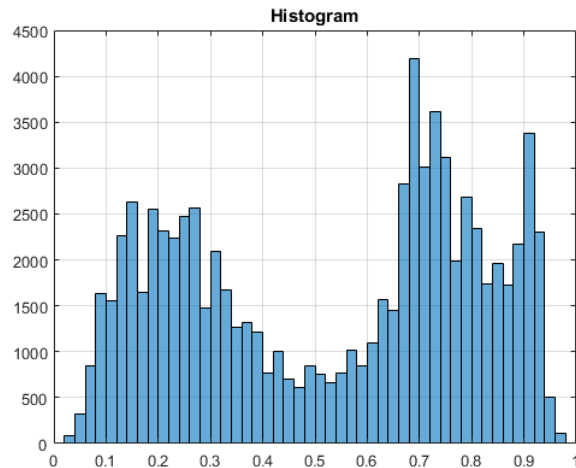
Na Sl.4.1 prikazan je prvi kadar termovizijskog snimka prvog ispitanika. Pozadina nije homogena, dodatno ova pozadina razlikuje se kod različitih ispitanika. Nakon što se učita prvi kadar snimka, vrši se isjecanje slike tako da na njoj ostane samo lice ispitanika. Izdvajanje lica vršeno je binarizacijom. Broj pragova koji se koriste za binarizaciju slike određuje se na osnovu broja dolina histograma svih piksela slike.



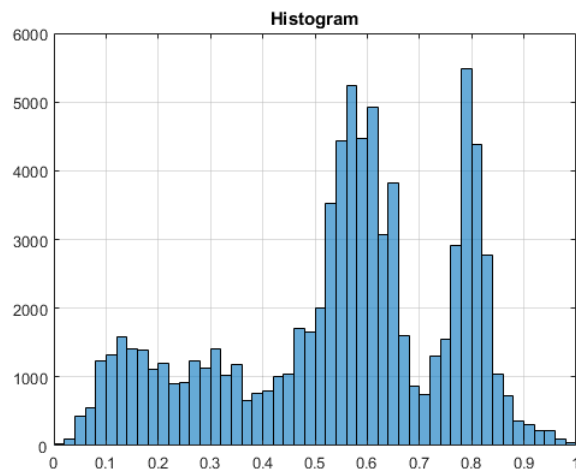
Slika 4.1: Prvi kadar termovizijskog snimka prvog ispitanika prikazan u jet paleti boja

Na Sl.4.2 i Sl.4.3 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].



Slika 4.2: 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.



Slika 4.3: 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.

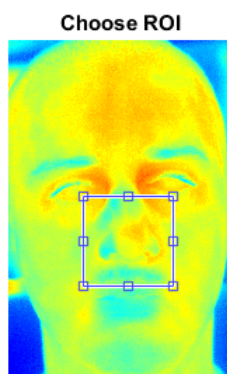
Nakon binarizacije vršeno je morfološko otvaranje slike s ciljem otklanjanja nepovezanih piksela. Slika binarizovana opisanom načinom koristi se kao maska pomoću koje se izdvaja lice ispitanika na originalnoj slici. Na Sl.4.4 prikazana je Sl.4.1 nakon izdvajanja lica ispitanika.





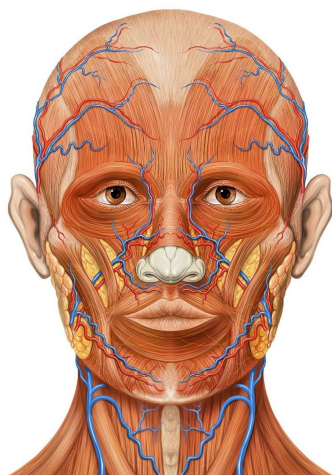
Slika 4.4: Izdvojeno lice ispitanika – izdvajanje lica ispitanika prvi je korak u detekciji regije od interesa.

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.4.5 prikazana je izdvojena ROI.



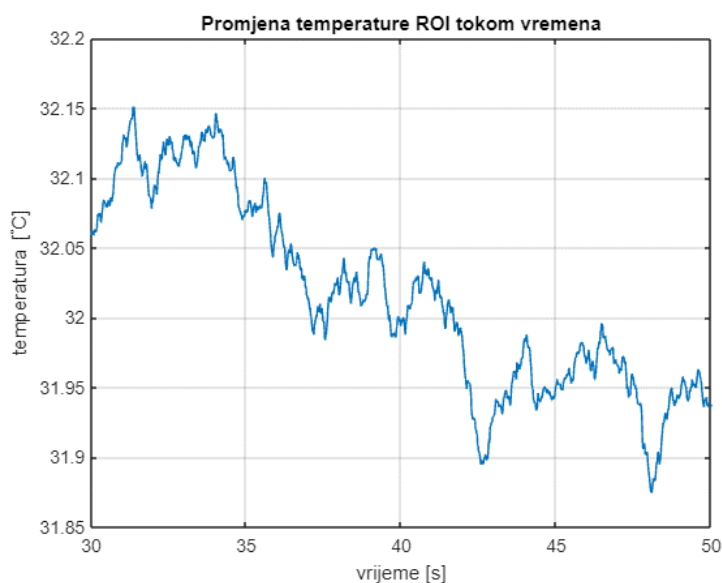
Slika 4.5: Izdvojena ROI – korištenjem detektora objekata detektuje se centar nosa, a zatim se oko njega postavi pravougaonik unaprijed definisanih dimezija

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 sudova, kao što je prikazano na Sl.4.6 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].



Slika 4.6: Izdvojena ROI – korištenjem detektora objekata detektuje se centar nosa, a zatim se oko njega postavi pravougaonik unaprijed definisanih dimezija

Kao signal na osnovu koga se procjenjuje HR parametar koristi se srednja vrijednost temperature piksela ROI. Na Sl.4.7 prikazan je grafik izdvojenog signala, na kome se vidi da signal temperature pored periodičnosti koja potiče od cirkulacije krvi i disanja, sadrži i druge periodične komponente, koje se javljaju kao posljedica promjena temperature usled šuma. Za dalje izdvajanje HR i BR, neophodno je filtrirati signal.



Slika 4.7: Izdvojeni signal promjene vrijednosti temperature na pikselima ROI

# Glava 5

## Harris-ova obilježja

Harris-ova obilježja predstavljaju obilježja koja odgovaraju ivicama/ćoškovima slike. Dobijaju se korištenjem Harris-Stephens algoritma, metoda koji je predložen u radu [10] 1988. godine, kao poboljšanje algoritma Moravec detekcije ivica. Za razliku od obilježja koja su se ranije koristila za detekciju ivica, Harris-ova obilježja uzimaju u obzir diferencijal rezultata iz ugla direktno u odnosu na pravac, umjesto da koriste šiftovanje za 45 stepeni kao što su to radili ranije predloženi algoritmi. Od kako su predložena pa do danas, Harris-ova obilježja našla su brojne primjene posebno u oblasti kompjuterske vizije.

Harris-ova obilježja posmatraju promjenu intenziteta piksela u nekom pravcu definisanu sa:

$$E(u, v) = \sum_{x,y} w(x, y) \cdot [I(x + u, v + y) - I(x, y)]^2$$

Gdje je  $I(x, y)$  intenzitet,  $I(x + u, y + v)$  pomjereni intenzitet i  $w(x, y)$  proyorska funkcija. Postoje razne prozorske funkcije koje se koriste kao što su pravougaona i Gausova.

Mjera promjena može da se aproksimira sa:

$$E(u, v) = [u, v] \cdot M \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

Gdje je matrica M:

$$M = \sum_{x,y} w(x, y) \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

Dakle, matrica M uzima u obzir sumu po regionu slike – po oblasti koja se ispituje da bi se našao ugao, i gradijente po x i y osi. Da bi se dedtektovala ivica potrebno je izračunati R po formuli:

$$R = \det(M) - \alpha \cdot \text{trace}(M) \quad (5.3)$$

Gdje je  $\alpha$  konstanta vrijednosti od 0.04 do 0.06. Koraci Harris-ovog algoritma su:

1. Izračunati matricu M za sve regione slike da bi se dobili rezultati R
2. Naći tačke sa velikim odzivom R (R > unapred zadatog praga)

### 3. Uzeti tačke gde $R$ ima lokalni maksimum

Ovako predložen algoritam invarijantan je na rotaciju, ali nije invarijantan na skaliranje. Zbog toga se pri detekciji Harris-ovih obilježja koristi multi-scale pristup. Ovaj metod omogućava detekciju ROI odvojeno na dvije slike, bez obzira na to kako su one skalirane. Algoritam je sledeći:

1. Na regionu slike projektovati funkciju koja je invarijantna na skaliranje (isto uraditi za odgovarajuće regione u drugoj slici, iako su u različitoj skali)
2. Za neku tačku na slici, možemo to da posmatramo kao funkciju veličine regiona
3. Uzeti lokalni maksimum ove funkcije Uzeti lokalni maksimum ove funkcije

Deskriptor obeležja u regionu, za ovu vrednost maksimuma, treba da bude invarijantan na skaliranje slike treba da bude invarijantan na skaliranje slike. Ovako nađena veličina regiona koja je invarijantna na skaliranje mora da se nađe u obje slike, nezavisno!

Ovako detektovani regioni, moraju da se opišu na poseban način. Danas postoji više metoda za opis obilježja. U okviru metoda koji je predložen u radu Harris-Stephens koriste se deskriptori zavisni samo od sopstvenih vrijednosti matrice  $M$ . Ideja je sledeća:

1. Naći lokalnu orijentaciju - Dominantni pravac gradijenta za region slike
2. Rotirati region u zavisnosti od ovog ugla - Na ovaj način se regioni stavljaju u kanoničku orijentaciju.

Na kraju važno je napomenuti da su Harris-ova obilježja brz i robustan algoritam, danas ugrađen u mnogim softverskim aletima koji nude mogućnost rada u kompjuterskoj viziji. Ova obilježja najčešće se koriste za preklapanje slika koje odgovaraju istim prizorima, objektima ili ljudima, te korištenja za dalju obradu. Koriste se i za 3D modelovanje i rekonstrukciju, detekciju pokreta/kretanja, prepoznavanje objekata, obradu video snimaka i dr. Na osnovu Harris-ove dektije ivica, kao nastavak razvijen je Harris-Laplace detektor ivica.

## Glava 6

# Upotreba Harris-ovih obilježja

Prilikom određivanja regije od interesa javio se jedan problem. Naime, ako se ROI određuje pojedinačno na svakom kadru snimka, postoji mogućnost da zbog ppomjeranja ispitanika, ROI ne obuhvata identične piksele na oba kadra. Detekcija

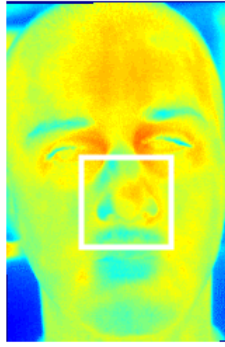
na ovaj način, dovela bi do toga da signal temperature sadrži promjene koje su posledica pomjeranja ROI na licu ispitanika. Ovakve promjene teško bi se kasnije mogle isfiltrirati. Potrebno je obezbediti da ROI na svakom kadru snimka jednog ispitanika obuhvata iste piksele na licu ispitanika. Ovo je postignuto preklapanjem slika sa slikom početnog kadra ispitanika, upotrebom Harris-ovih obilježja.

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.6.1 prikazana su izdvojena Harris-ova obilježja jednog kadra snimka prvog ispitanika, preklapljen sa odgovarajućim detektovanim obilježjima prvog kadra snimka ispitanika.



Slika 6.1: Izdvojena Harris-ova obilježja – obilježja detektuju karakteristične ivice lica, nos, obrve, usne, uši, dijelove glave i drugo. Obilježja su preklapljen sa obilježjima prvog kadra snimka datog 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.6.2 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.4.5.



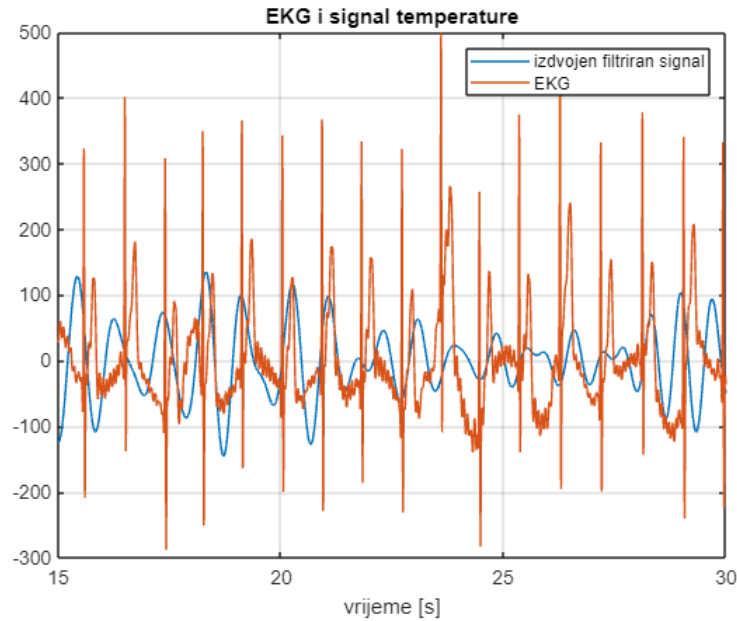
Slika 6.2: Izdvojena ROI na posljednjem kadru, kadar je skaliran, transliran i rotiran, što za posledicu daje crne piksele na desnoj i gornjoj ivici slike, ROI se na svakom frejmu zadržava na fiksnoj poziciji ali se lice ispitanika pomjera.

## Glava 7

# Estimacija HR

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.

Na Sl.7.1 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.

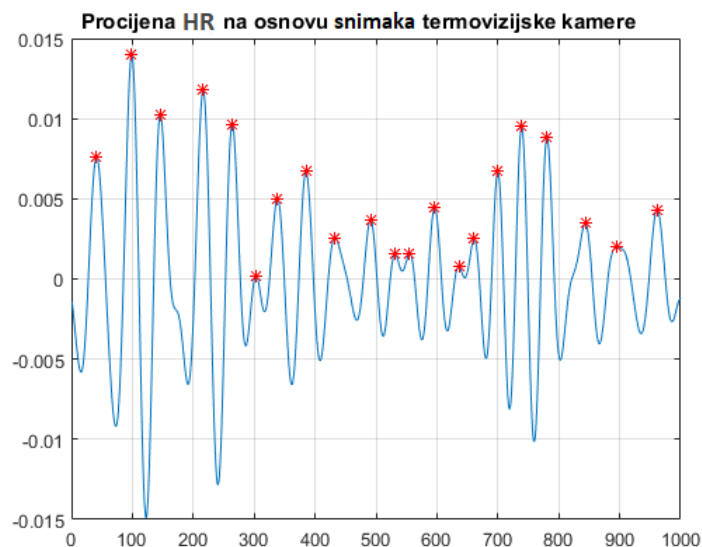


Slika 7.1: Signal dobijen na osnovu termovizijskih snimaka i EKG signal. Uočavaju se pikovi na istim pozicijama u oba signala.

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 referentnih vrijednosti HR vršena je na osnovu EKG snimka, snimljenih istovremeno sa termovizijskim snimcima. Estimacija referentnog EKG signala vršena je na intervalima trajanja 20 s. Svaki detektovani pik odgovara jednom otkucaju srca,

$$HR = (\text{broj detektovanih pikova tokom 20 s}) \cdot 3 \quad (7.1)$$

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.7.2 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 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 procenjenog HR za dati signal.



Slika 7.2: Prikaz procjene HR parametra na osnovu signala temperature u kome je došlo do lažne detekcije između 500. i 600. odbirka, kao i 600. i 700.

U cilju smanjenja broja lažnih detekcija koristi se vrijeme mirovanja  $\tau$ . 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 popravljna na osnovu određene vrijednosti  $\tau$ . 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 piku naredni pik računa samo ako se nalazi nakon  $\tau$  odbiraka. Parametar  $\tau$  dobijen je korištenjem formule:

$$\tau = 3600 / (1.5 \cdot \text{prvi estimirani HR}) \quad (7.2)$$

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

## Glava 8

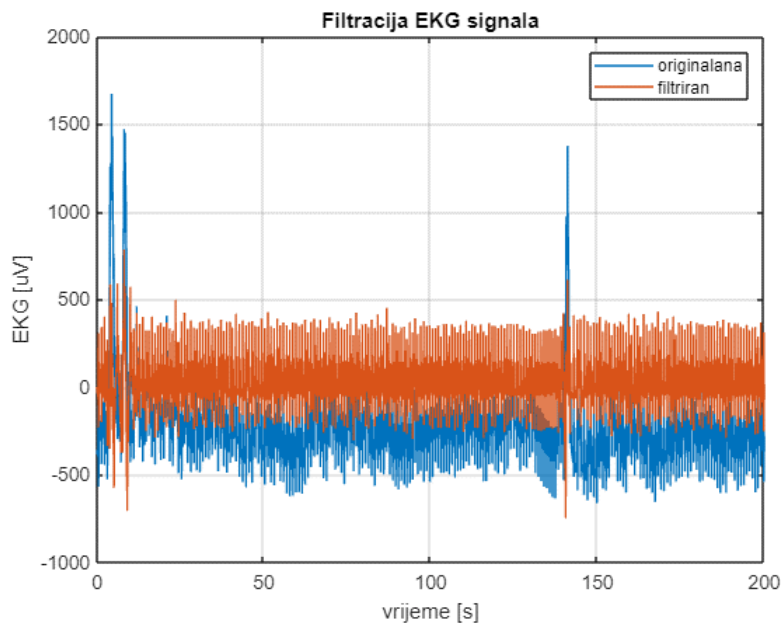
# Referentni EKG signal

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, isušenim 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.8.1 prikazan je EKG signal prije i nakon filtriranja.

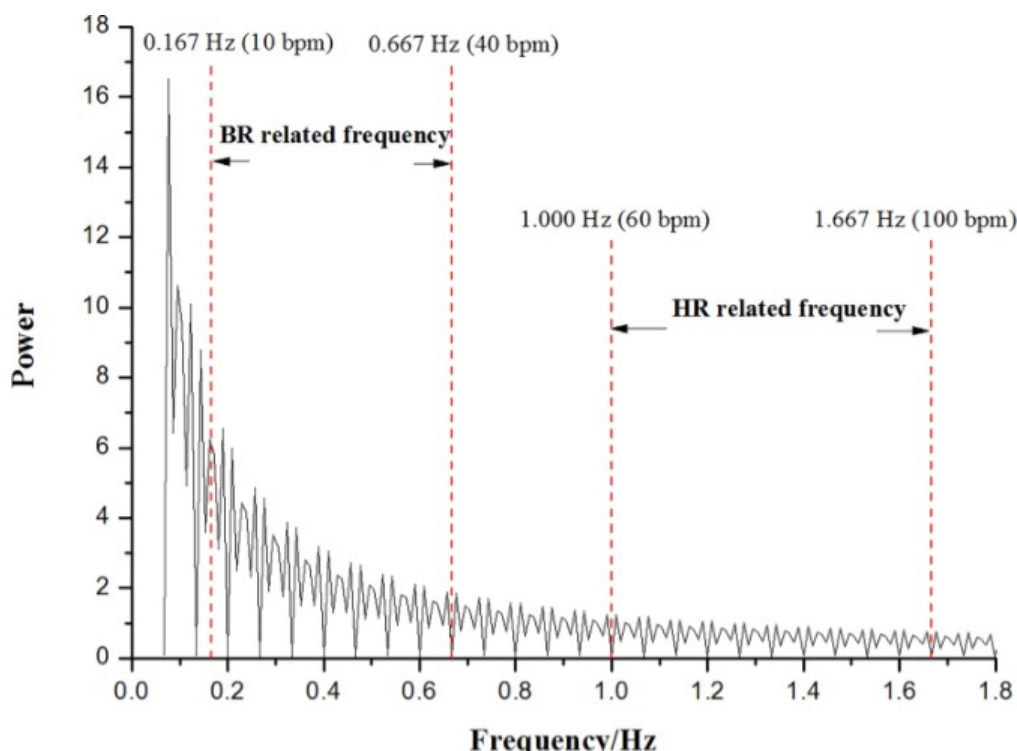


Slika 8.1: EKG signal sa i bez promjenljive bazne linije

## Glava 9

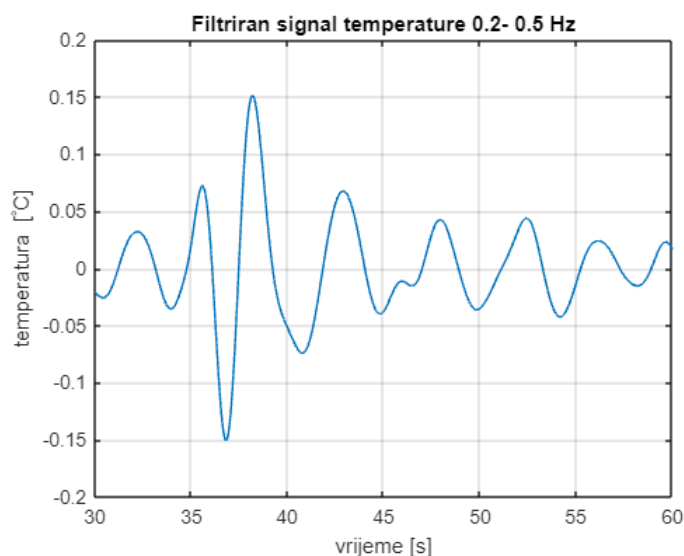
# Estimacija BR

Osim HR parametra, na izabranoj ROI moguće je istovremeno estimirati i BR signal. Kao i HR parametar, i BR varira kod različitih ispitanika, ali i kod istog ispitanika za različita mjerenja. Ipak, kod zdrave osobe, opseg učestanosti BR i HR signala se ne preklapaju, što je i prikazano na Sl.8.1.



Slika 9.1: Ilustracija BR i HR odgovarajućih frekvencija u Furijeovom spektru snage signala, slika preuzeta iz rada [3]

Nakon izdvajanja signal srednje vrijednosti temperature piksela ROI, vrši se filtriranje signala na opseg učestanosti 0.2 do 0.5 Hz, što odgovara vrijednostima 12 do 30 udisanja u minuti. Postoje autori koji tvrde da je broj udisaja u minuti zdravog čovjeka od 10 do 40 udisaja, drugi autori tvrde da je raspon disanja 12 do 20 udisaja, u nastavku je korišten kompromis između ovih predloga. Filtriranje je vršeno Butterworth-ovim filtrom propusnikom opsega četvrtog reda, filtriran signal prikazan je na Sl.8.2.



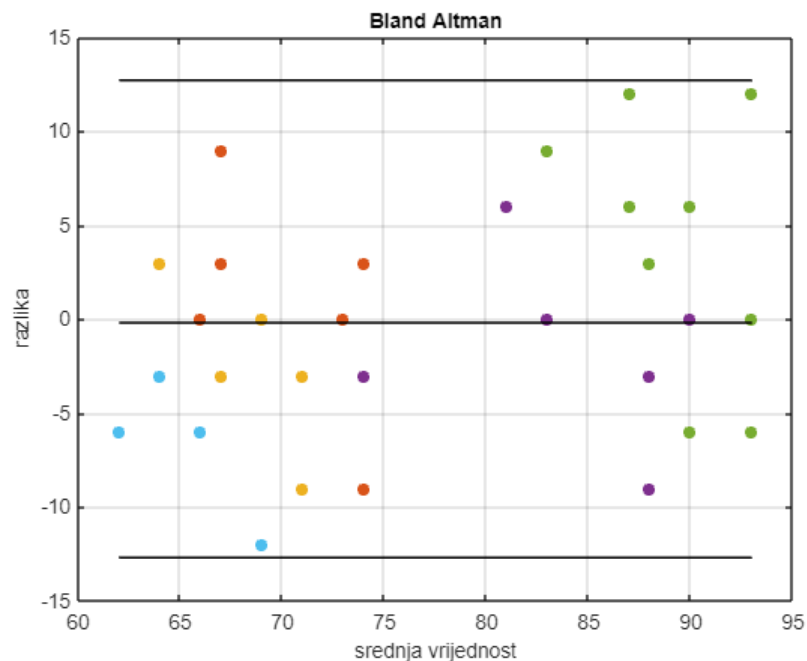
Slika 9.2: Filtrirani signal temperature opseg učestanosti od 0.2 do 0.5 Hz, na osnovu ovog signala određuje se BR ispitanika

Učestanost disanja, BR utvrđuje se na osnovu broja lokalnih maksimuma filtriranog signala. Postoje maksimumi koji su izrazito mali, u odnosu na ostale lokalne maksimume, međutim, s obzirom da se oni nalaze na dovoljno velikoj udaljenosti od susjednih detektovanih maksimuma, oni mogu odgovarati udisajima/izdisajima i nisu smatrani lažnim alarmima. Ne postoji referentni signal sa kojim bi se mogla utvrditi tačnost estimacija dobijenih na ovaj način.

## Glava 10

# Rezultati estimacije HR parametra

Na Sl.10.1 prikazani su rezultati predstavljeni pomoću Bland-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.



Slika 10.1: Rezultati estimacije HR parametra predstavljeni na Bland Altman grafiku

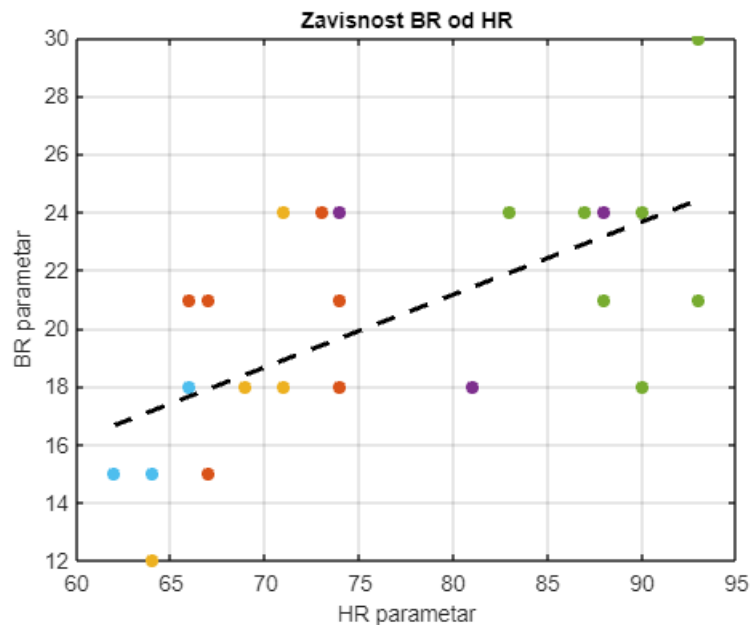
Tri ispitanika imaju nešto niže vrijednosti HR parametra, dva ispitanika imaju više vrijednosti HR. Sve tačke nalaze se unutar intervala 95% sigurnosti. Srednja vrijednost greške estimacije je  $-0.2$  otkucaja po minuti, a standardna devijacija

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, te referentna vrijednost nije mogla biti tačno određena. 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  $-9$ .

## Glava 11

### Rezultati estimacije BR parametra

Kao što je ranije naglašeno, ne postoji referentni signal sa kojim bi se mogli uporediti rezultati estimacije BR parametra. Na Sl. 11.1 prikazani su vrijednosti estimiranih BR parametara u zavisnosti od vrijednosti HR parametra. Svaki ispitanik predstavljen je različitom bojom. Na osnovu grafika može da se uoči da za manje vrijednosti HR ispitanika, i BR ima manje vrijednosti, dok sa porastom HR raste i BR vrijednost. Koeficijent korelacije procenjenih BR i HR je 0.66410.



Slika 11.1: Zavisnost estimiranih vrijednosti BR parametara od HR parametara istog ispitanika na istom vremenskom intervalu

Pozitivna korelisanost ova dva parametra je očekivana, s obzirom da su i rad srca

i rad pluća pod uticajem autonomnog nervnog sistema. Ipak, bez tačnih vrijednosti nije moguće procijeniti tačnost estimacija. Sve dobijene vrijednosti HR parametra su u očekivanom intervalu, osim jednog mjerenja kod ispitanika koji ima izrazito visoke vrijednosti HR i kod koga se za jedno mjerenje dobija vrijednost 30 udisaja/izisaja po minuti. Ovakva vrijednost nije očekivana s obzirom da ispitanik nije bio izložen nikakvom fizičkom ili psihičkom naporu, i vjerovatno je u pitanju greška. Za istog ispitanika se za isti vremenski interval javlja izrazito velika razlika estimirane vrijednosti HR i referentne vrijednosti dobijene na osnovu EKG signala, +9 otkucaja srca u minuti.

## Glava 12

### Zaključak

Rezultati dobijeni u ovom radu pokazuju da je moguće izvršiti estimaciju HR i BR korištenjem termovizijskih snimaka. S obzirom da se radi o nekontaktnom mjerenju kompleksnost 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 može se simultano mjeriti i HR parametar. Dobijeni rezultati nisu netačni, ali za potvrdu njihove tačnosti neophodno je testiranje algoritma na snimcima za koje je poznata tačna vrijednost parametra. Sistem koji je realizovan potpuno je automatizovan, ali je neophodan dodatni rad na sistemu sa ciljem postizanja veće tačnosti

### Bibliografija

- [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,” Shanghai 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,” Biomed. 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 treshhold 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 bboosted 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](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