

Elektrotehnički fakultet
Univerzitet u Beogradu
Katedra za signale i sisteme

DIPLOMSKI RAD

Realizacija i poređenje elektrokardiografa i Ojlerove
metode uvećanja karakteristika video signala
za merenje pulsa

mentor

prof. dr Dejan B. Popović

komentor

dr Nadica Miljković

kandidat

Dragan Trifunović, 2007/0412

Beograd, septembar 2014. godine

PREDGOVOR

U ovom diplomskom radu realizovane su dve metode za merenje pulsa i dato je njihovo poređenje. Prva metoda se zasniva na merenju električnog potencijala srca i pokazana je kao pouzdana metoda kroz dugogodišnju praksu. Druga metoda se zasniva na upotrebi Ojlerovog pojačanja boje u video signalu.

Diplomski rad ima 40 strana, 20 slika, 7 tabela i 8 formula. Lista referenci sadrži 19 izvora.

Na kraju rada, u Prilogu A, su prikazani kodovi za obradu signala realizovani u programskom paketu MATLAB (The Mathworks, Natick, USA), kao i kod za akviziciju signala realizovan u programskom paketu LabView (National Instruments Corporation, USA).

Kod uz pomoć kog se vrši Ojlerovo pojačanje boje u video signalu je preuzet iz [1], dostupan septembra 2014. godine.

Praktični deo diplomskog rada je realizovan u Laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije na Elektrotehničkom fakultetu – Univerzitet u Beogradu.

REZIME RADA

Cilj medicinske dijagnostike je da što efikasnije ustanovi realno zdravstveno stanje ispitanika, a da pritom merenje ne bude invazivno i neprijatno za ispitanika. Diplomski rad predstavljen u ovom izveštaju prikazuje realizaciju dve metode merenja pulsa, metodu zasnovanu na električnoj aktivnosti srca i beskontaktnu metodu zasnovanu na primeni Ojlerovog pojačanja i njihovo poređenje. Svaka od ovih metoda može imati kako kliničku, tako i primenu u svakodnevnom životu. Srčani ritam (puls) predstavlja broj kontrakcija srčanog mišića u minutu. Ovim kontrakcijama srce potiskuje krv ka svim delovima organizma i na taj način obezbeđuje kontinuiranu razmenu hranljivih materija u organizmu. Puls, pored toga što može ukazivati na zdravstvene probleme, predstavlja jedan od osnovnih parametara pri poligrafskom testiranju, koje bi trebalo obavljati beskontaktno. Takođe puls predstavlja jedan od faktora koji se uzimaju u obzir pri trenažnom procesu. Beskontaktno merenje pulsa može naći primenu u neonatologiji, kao i drugim granama medicine gde su ispitanici osetljivi i treba obratiti posebnu pažnju na kontakt sa njima.

Diplomski rad sadrži prikaz realizacije električnog kola za akviziciju električne aktivnosti srca i potrebne opreme za snimanje video signala. Teorijski su objašnjene pojave na kojima se zasnivaju ove metode merenja, kao i metode obrade ulaznih signala. Softverska aplikacija za primenu Ojlerovog pojačanja boje u video signalu je preuzeta iz [1]. Prikazana je softverska aplikacija za sinhronu akviziciju električnih signala i video signala koja je realizovana u LabView (National Instruments Corporation, USA) programskom paketu, kao i softverska aplikacija za obradu pretprocesiranog video signala realizovana u MATLAB-u (The Mathworks, Natick, USA).

U diplomskom radu objašnjen je protokol merenja koji je sproveden nad 6 zdravih ispitanika, a dobijeni rezultati su prikazani tabelarno. Pokazano je da je moguće dobiti realan puls ispitanika, ukoliko se prilikom merenja koriste odabrani parametri i odgovarajući uslovi. U nastavku rada na ovom projektu moguće je pospešiti uslove pod kojima se merenja vrše, pa sa tim i dobijene rezultate.

ZAHVALNICA

Zahvaljujem se prof. dr Dejanu B. Popoviću i dr Nadici Miljković, na ukazanoj pomoći tokom izrade ovog rada, na strpljenju, savetima i sugestijama tokom studija i posebno im zahvaljujem što su ličnim primerom pokazali šta znači profesionalizam. Zahvaljujem se prof. dr Irini Reljin što me je uvela u svet obrade slike i pokazala brojne primene pomenute discipline i kako pristupiti rešavanju problema na krajnje zanimljiv način.

Takođe, zahvaljujem svim ispitanicima koji su mi tokom merenja svojim učestovanjem pomogli u realizaciji ovog projekta.

Dragan Trifunović

U Beogradu, septembar 2014.

SADRŽAJ

PREDGOVOR.....	2
REZIME RADA.....	3
ZAHVALNICA	4
SADRŽAJ	5
1 UVOD.....	6
1.1 Srce i srčani ritam	6
2 ELEKTROKARDIOGRAFIJA	9
2.1 EKG signal.....	9
2.2 Merenje EKG signala	10
3 OJLEROVO POJAČANJE BOJE U VIDEO SIGNALU	12
3.1 Poređenje prostorne rezolucije oka i kamere	13
4 METOD RADA	14
4.1 Akvizicija električne aktivnosti srca	14
4.2 Akvizicija video signala	16
4.3 Softverska aplikacija za akviziciju signala.....	16
4.4 Softverska aplikacija za obradu merenih signala	18
4.5 Protokol merenja	21
5 REZULTATI	24
6 DISKUSIJA I ZAKLJUČCI	29
7 LITERATURA	31
PRILOG A	33

1 UVOD

Praćenje srčanog ritma (pulsa) u stanju mirovanja i pod opterećenjem predstavlja jednu od osnovnih dijagnostičkih metoda. Značajno je kako za bolesne tako i za zdrave osobe, jer ubrzan ili usporen srčani ritam, u odnosu na referentne vrednosti, 60 do 80 otkucaja u minutu, mogu da ukazuju na poremećaje u radu srca [2]. Takođe je uobičajena praksa da se prilikom trenažnog procesa sportistima prati puls i da se on koristi kao jedan od pokazatelja za korigovanje načina izvođenja i intenziteta treninga. Puls se koristi kao jedan od parametara prilikom poligrafskog testiranja, jer se puls menja kako fizičkim tako i psihičkim opterećenjem. Iz svega navedenog je jasno da je jednostavna i pouzdana metoda detekcije pulsa značajna. U ovom radu će biti predstavljene dve metode detekcije pulsa:

- Neinvazivna detekcija pulsa, kontaktnim merenjem električne aktivnosti srca
- Neinvazivna i beskontaktna detekcija pulsa u video signalu ispitanika

Prva metoda je masovno zastupljena i redovno se primenjuje, dok druga metoda može naći primenu, ukoliko se pokaže kao pouzdana. Ovaj rad prikazuje sinhronizovano merenje pulsa, upotrebom ove dve metode, na više ispitanika kao i analizu dobijenih signala.

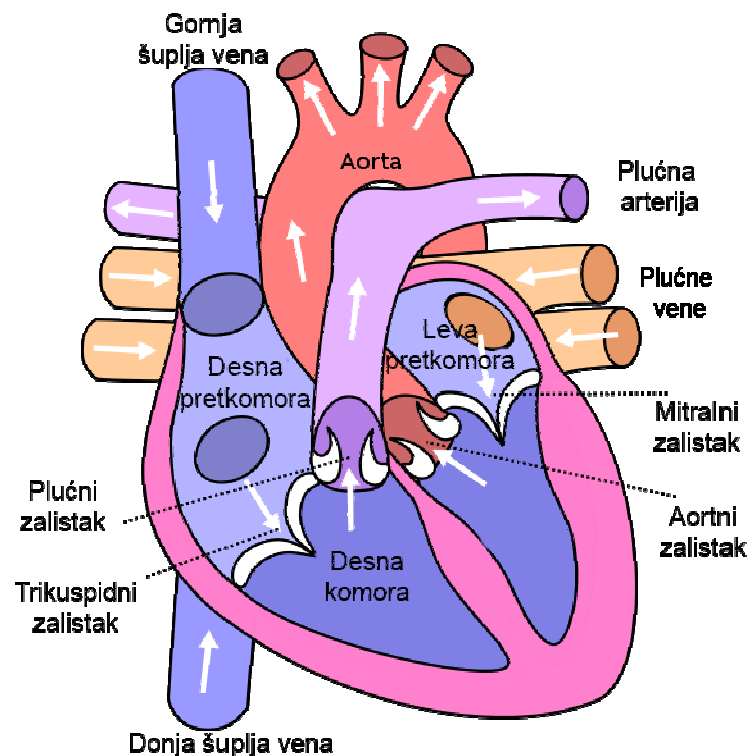
Cilj rada je pokazati da je moguće pouzdano koristiti Ojlerovu metodu pojačanja video signala za detekciju pulsa pod određenim uslovima snimanja ispitanika.

1.1 Srce i srčani ritam

Srce je mišićni organ izgrađen od glatkih mišića, mase 250 do 350 g, smešteno je u grudnom košu iza grudne kosti, tako da su dve trećine smeštene sa leve strane središnje linije tela, a jedna trećina sa desne strane, frontalno gledano. Čine ga četiri celine, dve pretkomore i dve komore. Srce je centralni organ kardiovaskularnog sistema u kome krv cirkuliše, tako što ulazi u desnu pretkomoru, a zatim prelazi u desnu komoru iz koje prelazi u plućni krvotok kojim stiže do pluća i na nivou alveola dolazi do razmene gasova i krv obogaćena kiseonikom plućnim venama ulazi u levu pretkomoru iz koje protiče u levu komoru iz koje nastavlja ka ostalim delovima organizma.

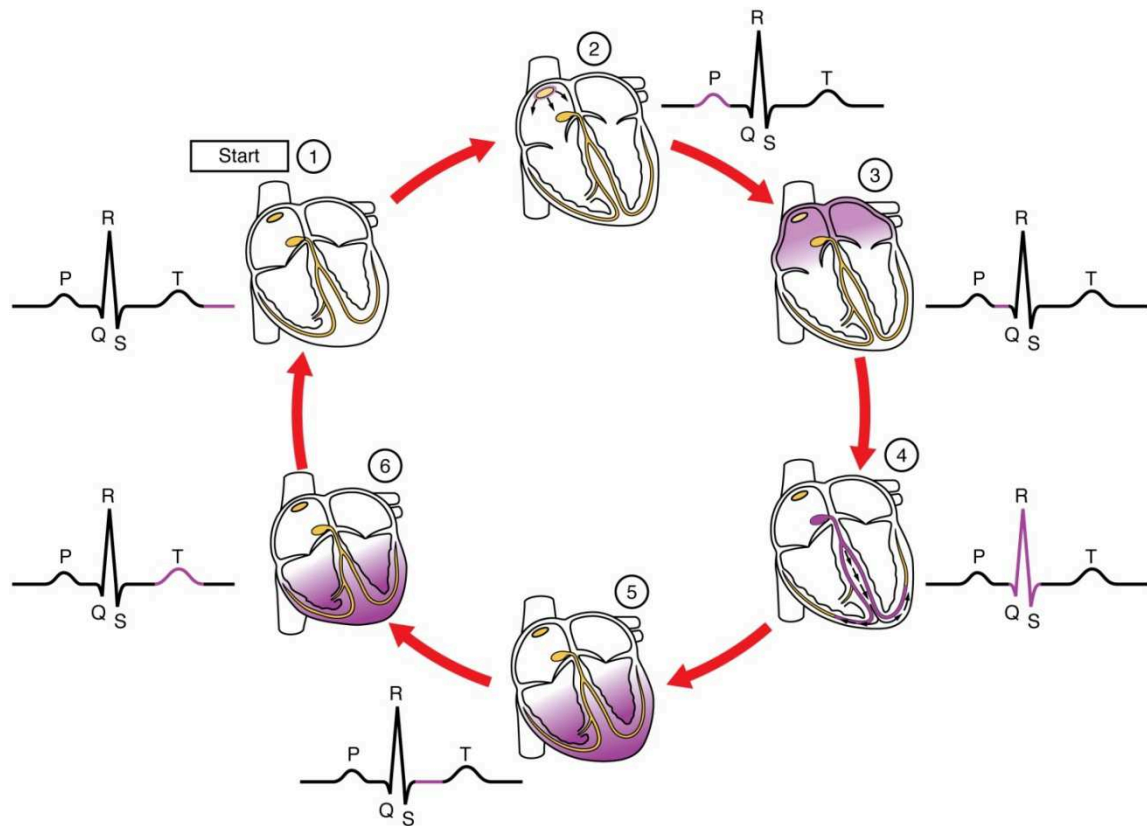
Pretkomore i komore su odvojene srčanim zaliscima koji predstavljaju ventile koji omogućavaju da krv protiče jednosmerno. Srce kontrakcijama pumpa krv ka svim delovima tela tj. ponaša se kao dvofazna pumpa, na taj način obezbeđuje normalnu razmenu materija u tkivima. Kontrahovanje srca se naziva srčani ritam i izražava se kao broj otkucaja u minutu

(eng. *beats per minute*). Puls se prilagođava svakoj aktivnosti tako što se ubrzava ili usporava u zavisnosti od fizičke ili psihičke aktivnosti. Normalan puls je u opsegu od 60 do 80 otkucaja u minutu, pri opterećenju i duplo više. Srce se sastoji od sprovodnog sistema, koji generiše električne impulse i sprovodi ih do svih delova srca, i kontraktilnih miocita koji se kotrahuju kao odgovor na električnu stimulaciju. Sprovodni sistem srca se sastoji od sinusatrijalnog čvora (SA) u kome se stvaraju električni impulsi koji putem internodalnih puteva prolaze od SA čvora do atrioventrikularnog čvora (AV) od kog polazi Hisov snop koji se deli na levu i desnu granu, za svaku komoru po jedna, a koje se dele na najsitnija Purkinjeova vlakna koja provode impulse u sve delove komora. Prilikom prenosa električnog impulsa tj. akcionog potencijala redom se aktiviraju različiti delovi srca i kontrahuju, i tim procesom omogućavaju sinhronizovan rad srca [2,3].



Slika 1 Srce i osnovni delovi srca, slika preuzeta iz [4] i adaptirana u Photoshop-u (Adobe Systems Incorporated, USA)

Električni potencijali srca mogu da se izmere direktno na srcu kao i na površini tela, sa tom razlikom da su površinski detektovani signali oslabljeni zbog udaljenosti od izvora i usled prolaska kroz različita tkiva. Ovako izmereni signali se nazivaju elektrokardiografski (EKG) signali. EKG signali su karakterističnog oblika, vremenski i amplitudno zavisni od rada srca. „EKG zdravih ispitanika je ponovljiv, kvaziperiodičan signal sa karakterističnom morfologijom na kojoj se razlikuju karakteristični pikovi koji se nazivaju talasi“ [3].



Slika 2 Uporedni prikaz električne aktivnosti srca i kontrahovanja srca. 1 - SA čvor i ostatak sprovodnog sistema su u stanju mirovanja, 2 - SA čvor generiše akcioni potencijal koji se prenosi na pretkomore, 3 - AP stiže do AV čvora, dolazi do kašnjenja od otprilike 100 ms i taj vremenski period je dovoljan da pretkomore u potpunosti ispumpaju krv pre nego što impuls stigne do AV čvora, 4 - Nakon toga impuls putuje granama AV snopa i stiže do Purinjeovih vlakana, takođe stiže do papilarnih mišića 5 - Impuls se širi do kontraktilnih vlakana u komorama 6 - Počinje kontrakcija komora - slika preuzeta iz [5]

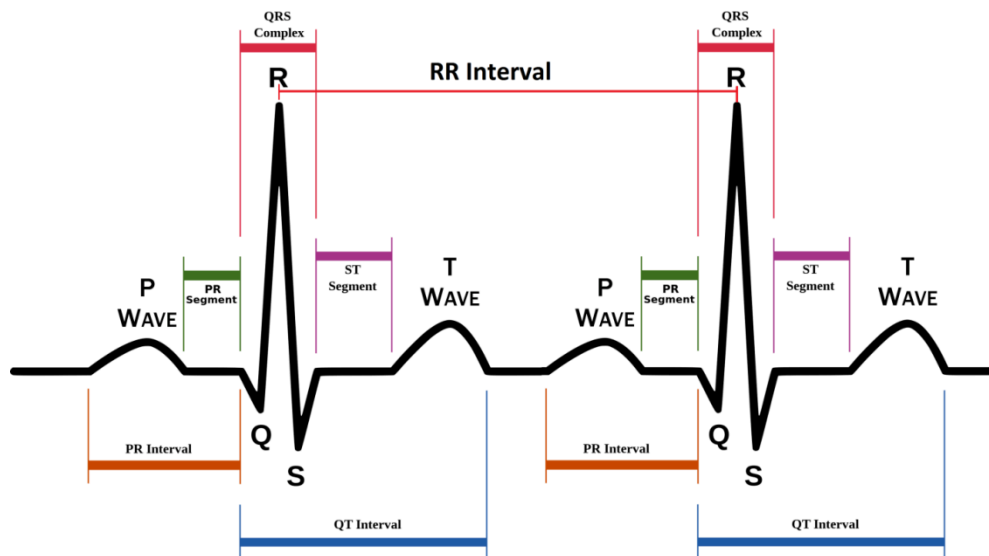
Merenje pulsa se može obaviti na više različitih načina, npr. palpacijom arterije na ručnom zglobu osećamo pulsacije koje prebrojavamo u jednom minutu, detekcijom karakterističnih pojava u EKG signalu u određenom vremenskom periodu. Najčešće se prebrojavaju R zupci ili se meri vremenska razlika između dva uzastopna R zupca, takođe fluktuacije krvi uzrokovane srčanim kontrakcijama imaju za posledicu promenu gustine krvi u tkivu i ova pojava se može upotrebiti za detekciju pulsa [2,3].

2 ELEKTROKARDIOGRAFIJA

„Elektrokardiografija je klinička dijagnostička tehnika namenjena praćenju pravilnosti rada srčanog mišića” [3]. EKG je osnovna dijagnostička metoda u kardiologiji, predstavlja elektronski zapis električne aktivnosti srca. Ovu tehniku je uveo Willem Einthoven 1903. godine, a prvi komercijalni uređaj je počeo da se koristi 1912. godine. Elektrokardiografija je od posebnog značaja za dijagnostikovanje: aritmija, infarkta, perikarditisa i drugih poremećaja u radu srca [3].

2.1 EKG signal

EKG signali su karakterističnog oblika, vremenski i amplitudno prate električnu aktivnost srca. Naponi mereni na površini kože su vrednosti oko 1 mV, frekvencijski pripadaju opsegu od 0.1 Hz do 100 Hz [3,6].



Slika 3 EKG signal sa obeleženim karakterističnim pojavama – preuzeta iz [7]

Karakteristični intervali koji se uočavaju na EKG signalu su: PR interval, PR segment, QRS kompleks, QT interval, ST segment, RR interval i PP interval(Slika 3).

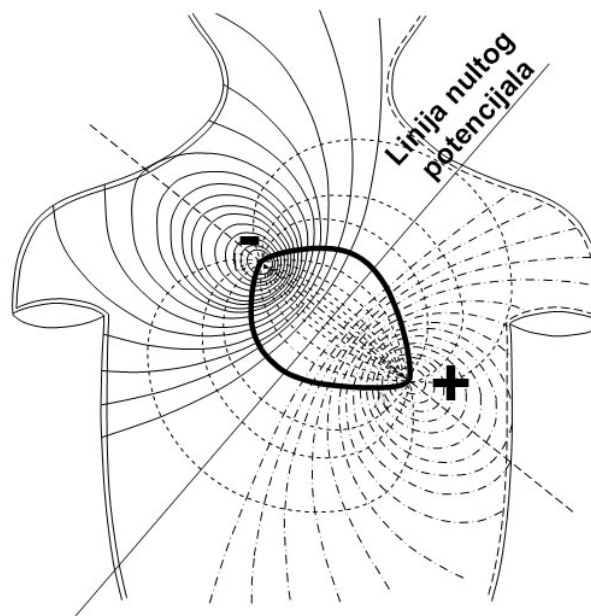
Ukratko se ovi intervali mogu ovako opisati:

- PR interval je vremenski period koji je potreban za depolarizaciju pretkomora, kašnjenje provođenja u AV čvoru i prolazak impulsa kroz Hisov snop i njegove grane sve do početka depolarizacije komora.

- PR segment je u zdravom organizmu izoelektričan, vremenski period opisuje prenos impulsa od SA čvora do AV čvora.
- QRS kompleks je trajanje depolarizacije komora.
- QT interval je trajanje kontrakcije komora.
- ST segment predstavlja vreme provođenja miokarda.
- RR interval je interval između dva uzastopna R pika i služi za određivanje ritma kontrakcija komora, takođe je pogodan za detekciju srčanog ritma.
- PP interval je interval između dva uzastopna P pika i služi za određivanje ritma kontrakcija prekomora [2,3,6].

2.2 Merenje EKG signala

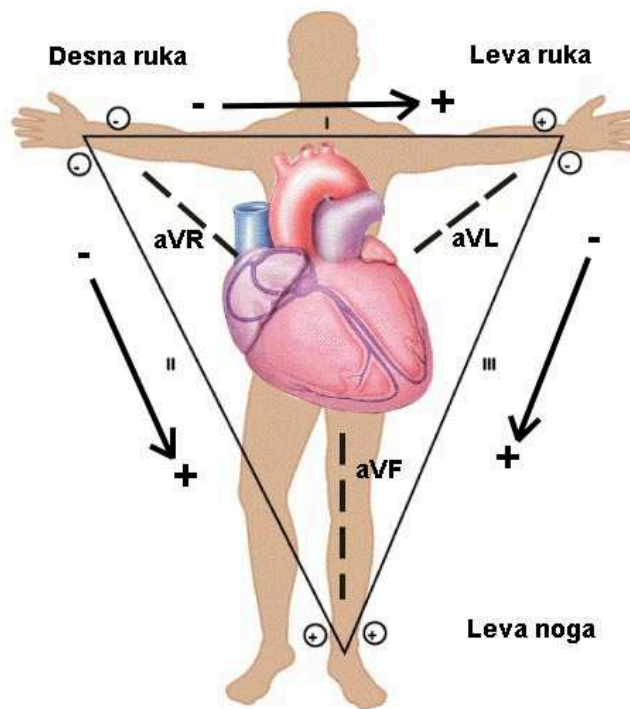
Srce se može predstaviti kao električni dipol koji stvara električno polje i generiše jonske struje. Električno polje koje stvara srce je promenljivog intenziteta pa su i izmereni naponi promenljivi i može se reći da su složenoperiodične veličine [3].



Slika 4 Srce kao dipol slika preuzeta iz [8] i adaptirana u Photoshop-u (Adobe Systems Incorporated, USA)

EKG detektuje napone između pojedinih tačaka na površini tela, preciznije rečeno detektuje se razlika potencijala na dve tačke na telu pomoću odgovarajućih elektroda, svaki takav par se naziva odvod. Najčešće korišćena konfiguracija je sa deset elektroda i 12 odvoda. EKG merenja se vrše u 3 ravni : frontalnoj, transverzalnoj i sagitalnoj [2,3,6].

Merenje u frontalnoj ravni, koje je značajno za ovaj rad, se sprovodi tako što se elektrode postavljaju na levu ruku (LA), desnu ruku (RA) i na levu nogu (LL), najčešće na zglobove iako postavljanje elektroda bliže srcu smanjuje šum koji potiče od EMG signala i pojačava signal [2,3,6].



Slika 5 Merenje EKG signala u frontalnoj ravni slika preuzeta iz [9] i adaptirana u Photoshop-u (Adobe Systems Incorporated, USA)

Naponi I, II i III su potencijalne razlike između tačaka označenih na slici. Ovo merenje je bipolarno, jer se meri diferencijalno između dve tačke na telu. Takođe se vrši i unipolarno merenje, tako što se RA, LA i LL međusobno povežu preko otporničke mreže u samom uređaju i srednja tačka predstavlja referentnu tačku. Jednačine koje povezuju unipolarne i bipolarne signale su : $I = VR - VL$, $II = VR - VF$, $III = VL - VF$ [2,3,6].

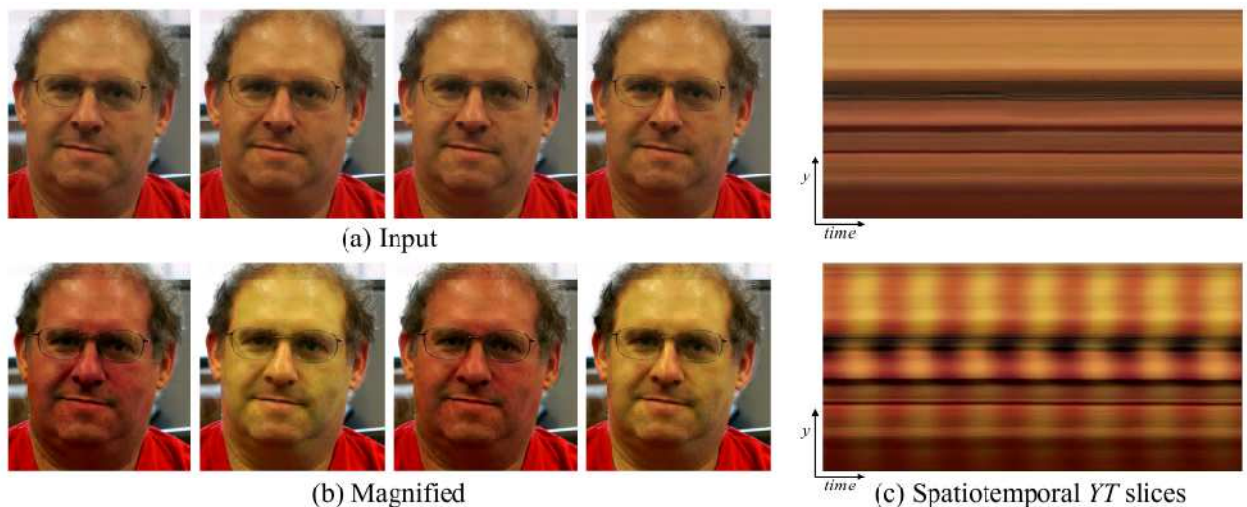
U realnim sistemima se koriste ogmentirani odvodi i obeležavaju se aVR, aVL i aVF, električna veza se razlikuje. Ovako dobijen napon je povećan. Ogmentirani odvodi se

povezuju sa bipolarnim odvodima sledećim jednačinama: $aVR = 0.5(I + II)$, $aVL = 0.5(I + II)$, $aVF = 0.5(I - III)$. Odvodi I,II,III,aVR,aVL i aVF su odvodi koji se koriste u konfiguraciji sa 12 odvoda [3].

3 OJLEROVO POJAČANJE BOJE U VIDEO SIGNALU

Ojlerovo uvećanje karakteristika video signala je metod pomoću kojeg je moguće posmatrati promene u vremenu koje je nemoguće videti golim okom. Ovaj metod analizira video sekvencu tako što primenjuje prostornu dekompoziciju i vremensko filtriranje, što otkriva promene u specifičnim vremenskim intervalima. Upotrebom ove metode moguće je vizuelno pratiti tok krvi, tako što se prati promena boje kože usled protoka krvi. Pretpostavka ovog rada je da je moguće odrediti puls, beskontaktnim merenjem, upotrebom kamere [10]. Wu et al. 2014 su primenili Ojlerovo pojačanje boje u video signalu kako bi procenili srčani ritam na osnovu protoka krvi kroz lice koji su pratili tako što su posmatrali promenu crvenog kanala [10].

Kako bi se Ojlerovim pojačanjem boje u video signalu detektovao puls, neophodno je primeniti pojačanje na promenu boje u svakom pikselu u prethodno odabranom frekvencijskom opsegu. Frekvencijski opseg značajan za ovaj rad je 0.5-4 Hz, jer želimo da detektujemo puls [10].



Slika 6 Primer primene Ojlerovog pojačanja boje u video signalu za prikaz pulsa. a) četiri ulazna frejma b) ista četiri frejma na koja je primenjeno Ojlerovo pojačanje c) prikaz vremenske propagacije vertikalne linije ulaznog i izlaznog signala, može se uočiti periodična varijacija boje – slika preuzeta iz [1]

Prvi korak primene Ojlerovog pojačanja boje je smanjenje veličine originalnog frejma konstrukcijom Gausove piramide. Gausova piramida se konstruiše tako što se uradi konvolucija ulaznog frejma i Gausovog kernela [11].

$$K = \frac{1}{256} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 6 & 24 & 36 & 24 & 6 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix}$$

Potom se primeni filter niskopropusnik pa se uradi decimacija faktorom 2 tj. odbacuju se parni redovi i kolone, postupak se ponavlja do željenog nivoa tj. visine piramide. Po završetku prostornog filtriranja sledi drugi korak, a to je filtriranje u vremenskom domenu. Filtriranje u vremenskom domenu se obavlja primenom idealnog filtra propusnika opsega. Ovaj filter se konstruiše tako što se formira "klizni" prozor u koji se učitava 30 frejmova. Ovaj prozor se pomera kroz ceo video signal i izračunava se Furijeova transformacija za svaki piksel. Frekvencije ispod i iznad graničnih frekvencija se postavljaju na nulu i frejm se rekonstruiše primenom inverzne Furijeove transformacije [11].

Dobijeni rezultat se pojačava koeficijentom pojačanja α . Potom se rekonstruiše originalna veličina frejma dekonstrukcijom piramide, tj. ubacivanjem nula redova i nula kolona na parne lokacije sve do originalne veličine, nakon čega se radi konvolucija sa Gausovim kernelom pomnoženim sa 4. U poslednjem koraku se obrađeni frejm sabira sa originalnim frejmom [11].

3.1 Poređenje prostorne rezolucije oka i kamere

Prostorna rezolucija opisuje sposobnost uređaja ili organa koji detektuje sliku da razlikuje detalje, što je rezolucija veća sitnije detalje uočavamo. Prostornu rezoluciju oka i kamere možemo uporediti primenom Rajlijevog kriterijuma. Prema Rajlijevom kriterijumu možemo izračunati minimalno ugaono rastojanje između dve nezavisno prepoznatljive tačke:

$$\theta = 1.22 \frac{\lambda}{D} \quad (1)$$

gde je λ – talasna dužina svetlosti, D – prečnik sočiva koje sakuplja svetlost [12,13]

Prečnik zenice varira od 3 mm do 9 mm u zavisnosti od ambijentalnog osvetljenja, što je osvetljenje bolje prečnik je manji. Ukoliko u proračun uvrstimo talasnu dužinu na kojoj je oko najosetljivije $\lambda = 550 \text{ nm}$ i $D = 3 \text{ mm}$, dobijamo $\theta = 2.24 \times 10^{-4} \text{ rad}$ [12,14].

Prostornu rezoluciju izražavamo $\Delta l = \theta f$ (2), gde je f – fokalna dužina oka i iznosi približno 22 mm [12,13].

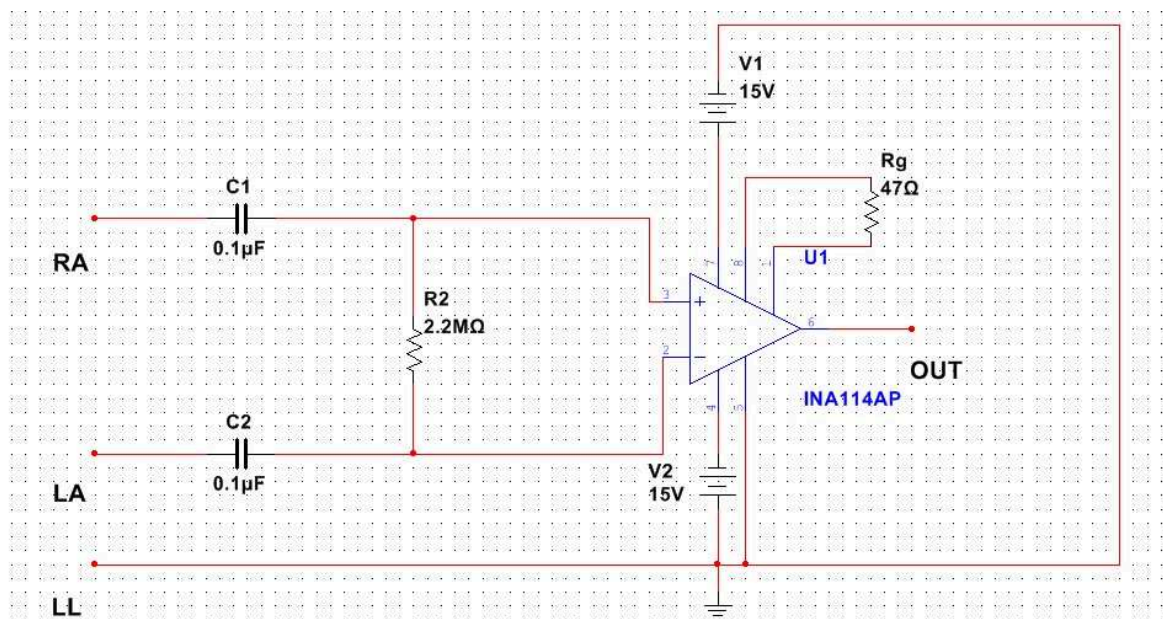
Zamenom vrednosti dobijamo $\Delta l \approx 5 \times 10^{-6} \text{ m}$.

Prostorna rezolucija kamera zavisi od kvaliteta senzora, računa se kao i u prethodnom slučaju $\Delta l = \theta f$ (2), gde je f – fokalna dužina kamere. Kad zamenimo jednačinu $\Delta l = \theta f$ (2) u jednačinu $\theta = 1.22 \frac{\lambda}{D}$ (1) dobijamo $\theta = 1.22 \frac{f\lambda}{D}$ (3), gde se odnos $\frac{f}{D}$ – naziva fokalni odnos i dostavlja ga proizvođač. Uobičajene vrednosti su od 1.4 do 22 za kamere srednjeg kvaliteta. Za najmanji odnos dobijamo i najmanje $\Delta l = 0.94 \mu\text{m}$. Tipična veličina piksela webkamere je $5 \mu\text{m}$, i on neće biti u stanju da razlikuje tačke na $\Delta l = 0.94 \mu\text{m}$ rastojanju. Ovo pokazuje da rezolucija webkamera, kao i kamera srednjeg kvaliteta zavisi od veličine piksela. Ukoliko usvojimo da je minimalno potrebno odstojanje između dva fotona da bi se oni registrovali kao fotoni koji potiču od različitih izvora $\Delta l = 10 \mu\text{m}$, u proračun uvrstimo tipičnu fokalnu dužinu kamere srednjeg kvaliteta 15 mm, možemo izračunati prostornu rezoluciju primenom jednačine (2). Što nam daje rezultat $\theta \approx 6.7 \times 10^{-4} \text{ rad}$, i ovo nas dovodi do zaključka da prostorna rezolucija nije odgovorna za to što kamerom možemo registrovati promene koje ne možemo uočiti golim okom [15].

4 METOD RADA

4.1 Akvizicija električne aktivnosti srca

Uzimajući u obzir da će se srčani ritam određivati prebrojavanjem R zubaca u određenom vremenskom periodu, uređaj za merenje pulsa je namenski projektovan da se R zubac može najlakše uočiti i izdvojiti, a sve ostalo je zanemareno jer nije od značaja za ovo ispitivanje.

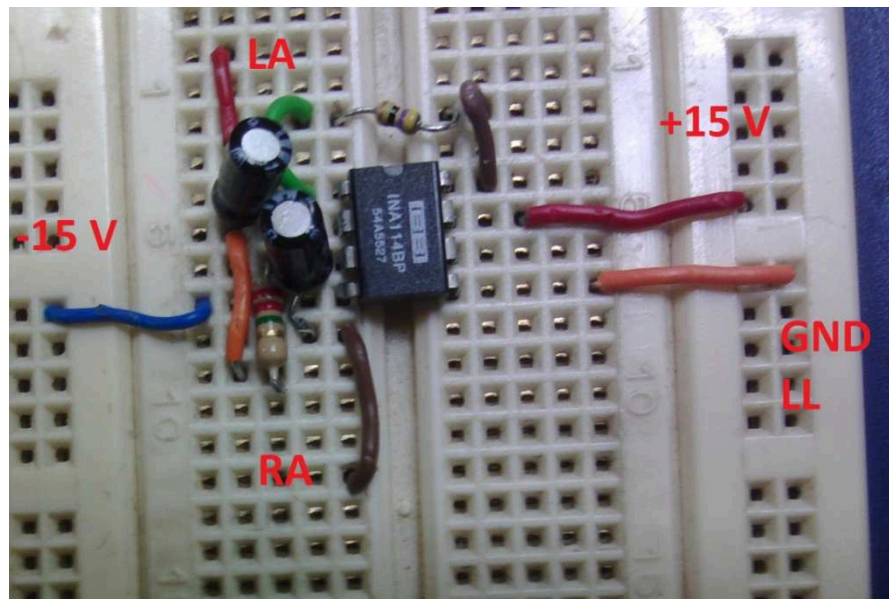


Slika 7 Šema projektovanog električnog kola za detekciju električne aktivnosti srca, šema je realizovana u Multisim-u (National Instruments Corporation, USA)

Osnovnu komponentu u realizaciji na Sl. 7 predstavlja instrumentacioni pojačavač INA114AP, koji ima podesivo pojačanje G koje se izračunava po formuli

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} (4) ,$$

gde je R_g – otpornik pomoću kog se podešava pojačanje. Pošto je razlika potencijala koja potiče od srčane aktivnosti, a koju merimo na površini tela reda veličine 1 mV, da bi izlazna veličina bila lako merljiva pojačanje se podešava na $G=1000$ uz pomoć $R_g=47 \Omega$. Korišćeno je napajanje sa NI Elvis (National Instruments Corporation, USA) radne stanice od ± 15 V. Izlazni signal sa realizovanog pojačavača se dovodi na ACH0 ulaz na NI Elvis radnoj stanici. Filter visokopropusnik formiran od otpornika i kondenzatora dovodi se na ulazne pinove instrumentacionog pojačavača i koristi se za filtriranje signala čije su frekvencije ispod 0.4 Hz [2].



Slika 8 Realizovano kolo na protobordu – prilagođeno u Photoshop-u (Adobe Systems Incorporated, USA)

4.2 Akvizicija video signala

Hardver za akviziciju video signala se sastoji od: laptop računara TOSHIBA satellite pro U400, čije su karakteristike procesor Pentium Dual-Core T4200 2.2 GHz, RAM memorija 2 GB DDR2 i USB 2.0 webkamere (X5Tech, Kina), čije su karakteristike za akviziciju video signala 30 fps (frejmova u sekundi) i rezolucija 640x480.

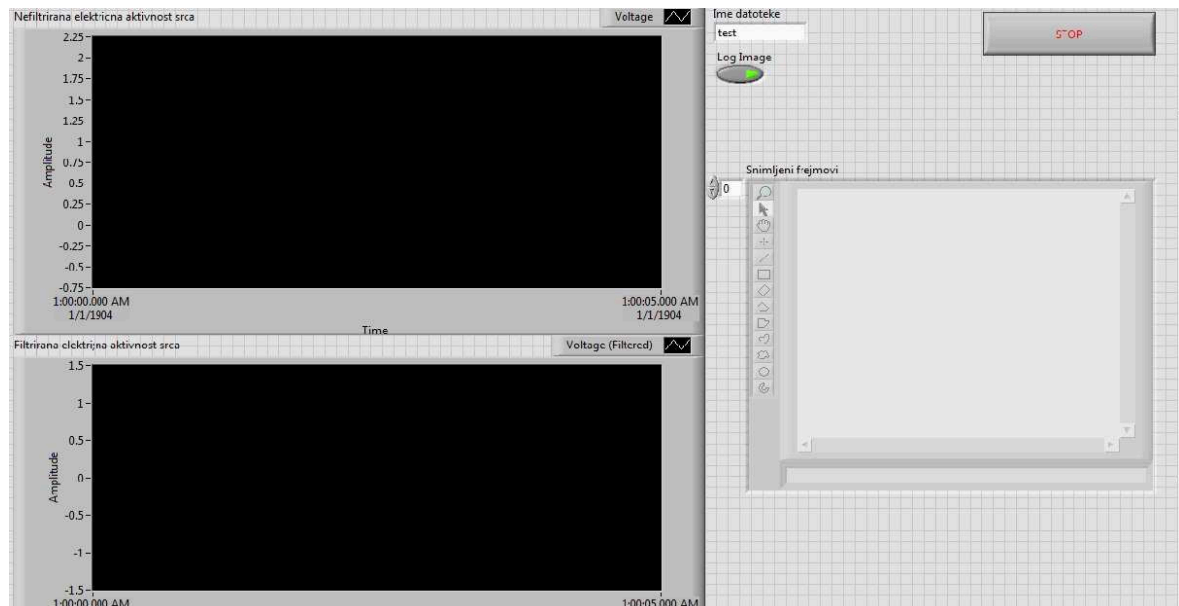
4.3 Softveska aplikacija za akviziciju signala

Softver za sinhronizovanu akviziciju električne aktivnosti srca i video signala je realizovan u programskom paketu LabView (National Instruments Corporation, USA) i prikazan je u prilogu A. Oba signala se snimaju u trajanju od 15 s zbog ograničavajućih specifikacija računara na kom se radi akvizicija.

Akvizicija električne aktivnosti srca se vrši tako što se signal učitava uz pomoć DAQ Assistant-a frekvencijom odabiranja 500 Hz. Učitani signal se filtrira pomoću tri različita filtra: niskopropusnika, visokopropusnika i „notch“ filtra. „Notch“ filter služi za odstranjivanje

smetnji na 50 Hz koje potiču od naponske mreže i frekvencije odsecanja su podešene na 48 Hz i 50 Hz. Filter niskopropusnik odseca sve signale na frekvencijama iznad 100 Hz. Filter visokopropusnik odseca frekvencije ispod 1 Hz i time uklanja smetnje koje potiču od pomeranja kablova. Prikazujemo signal dobijen direktno sa akvizicione kartice, kao i filtriran signal i zapisujemo u tekstualnu datoteku vrednosti napona filtriranog signala.

Akvizicija video signala se vrši uz pomoć Vision Acquisition Assistant-a koji je deo Vision toolboxa, u kom biramo željenu webkameru i podešavamo rezoluciju u kojoj će biti snimljen video signal, ukupan broj frejmova koji će biti snimljen i broj frejmova po sekundi. Na Sl.9 je prikazan izgled korisničkog interfejsa projektovane aplikacije za sinhronu akviziciju.



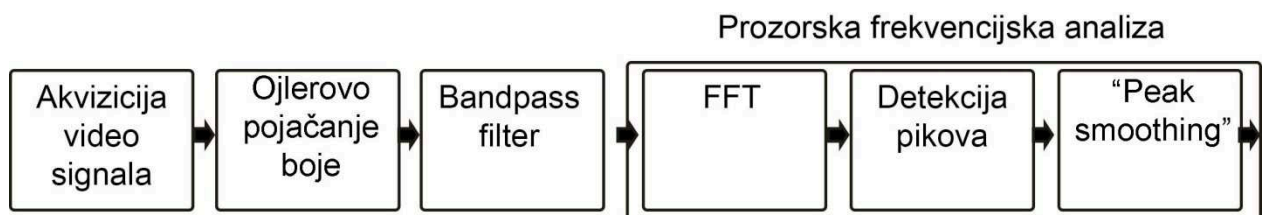
Slika 9 Front Panel projektovane softverske aplikacije za akviziciju srčanog ritma i video signala

4.4 Softverska aplikacija za obradu merenih signala

Softverska aplikacija za obradu električne aktivnosti srca i video signala je realizovan u Matlab-u (The Mathworks, Natick, USA), i prikazan je prilogu A.

Omogućena je detekcija R zupca pomoću rutine koja omogućava poređenje signala sa prethodno definisanim pragom. Odbirak se tretira kao pik isključivo ako je veći od svog prethodnika i od svog sledbenika ili ako teži beskonačnosti. Na ovaj način je realizovana metoda detekcije praga R zupca. Prebrojavanjem broja detektovanih R zubaca u vremenu dobijamo puls. Prikazujemo grafik sa signalom na kome su obeleženi detektovani R zupci i vizuelnom inspekcijom utvrđujemo tačnost algoritma. Takođe na ekranu ispisujemo puls. Vremenska razlika između svaka dva uzastopna R zupca nam pokazuje promenljivost srčanog ritma (eng. “*Heart rate variability*”) i ovaj parametar grafički prikazujemo.

Blok šema sistema za obradu ulaznog video signala je prikazana na SI 10.



Slika 10 Blok šema obrade video signala, nacrtano u Photoshop-u (Adobe Systems Incorporated, USA)

Potrebno je uraditi pretprocesiranje video signala, tj. primeniti Ojlerovo pojačanje boje u video signalu. To radimo primenom MATLAB koda preuzetog iz [1], koji predstavlja realizaciju Ojlerovog pojačanja boje u video signalu. Parametre podešavamo tako što biramo adekvatan frekvencijski opseg 0,5 – 4 Hz i preporučeno pojačanje 100 [10].

Na ovaj video primenjujemo filter propusnik opsega koji odseca frekvencije koje nisu od interesa. Upotrebljen je Butterworth filter drugog reda, frekvencije odsecanja su podešene da se poklapaju sa frekvencijskim opsegom signala od interesa. Signal prevodimo u frekvencijski domen uz pomoć brze Furijeove transformacije [16].

Da bi imali kontinuiranu procenu srčanog ritma FFT, detekcija pikova i “*peak smoothing*” se ponavljaju na svakih 0.5 s. Ovaj proračun se vrši preko prozora koji sadrži odbirke poslednjih

4 sekunde signala i praktično se pomera(klizi) od početka signala do kraja. Četiri sekunde nije fiksna veličina, već se eksperimentalno utvrđuje u zavisnosti od ulaznog signala. Širina vremenskog prozora direktno utiče na frekventijsku rezoluciju, i samim tim i na preciznost. FFT signala odabiranog n puta, frekvencijom odabiranja F_s , je n odbiraka dugačak. Svi odbirci zajedno pokrivaju opseg F_s . Tako da je frekventijska razlika između dva uzastopna odbirka odnosno frekventijska rezolucija jednaka F_s/n [17]:

$$Fr = \frac{F_s}{n} = \frac{\frac{n}{T_w}}{n} = \frac{1}{T_w} \quad (5)$$

gde su: Fr – frekventijska rezolucija, F_s – frekvencija odabiranja, n - broj odbiraka, T_w – širina prozora [s].

Stoga znamo da što je „širi“ prozor imamo bolju frekventijsku rezoluciju. Međutim, širenje prozora smanjuje vremensku preciznost. Širina prozora nije fiksna veličina i prilagođava se signalu koji se obrađuje. Proračun radimo svakih 0.5 s i time podižemo vremensku rezoluciju, olakšavamo očitavanje, ali time ne poboljšavamo vremensku preciznost. Dobijamo više izlaznih odbiraka na koje potom primenjujemo „*peak smoothnig*“ da bi obezbedili kontinualno i dovoljno često očitavanje [17].

Do ovog trenutka smo dobili približnu frekvenciju tona na kojoj je snaga najveća, ali su mogući ishodi u širem opsegu od željenog zbog frekventijske rezolucije dobijene „kliznim“ prozorom. Potrebno je srčani ritam prikazati u rezoluciji 1 BPM zbog kontinualnosti prikaza [17].

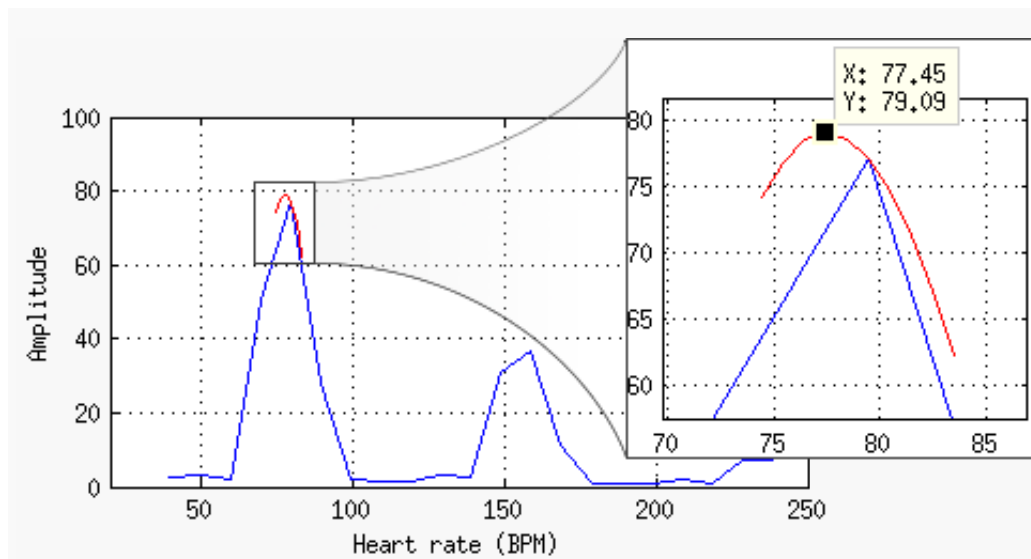
Da bi postigli ovo, klizni prozor korelišemo sa serijom odbiraka koji su u fazi i čiji je moduo oko pika FFT. Odbirci se nalaze u okolini pika koja obuhvata i njegovu mernu nesigurnost koja je uzrokovana FFT frekventijskom rezolucijom. Rezultat svake korelacije je kompleksni broj koji predstavlja par faza-amplituda. Frekvencija koja odgovara najvećoj amplitudi se uzima kao realna vrednost pulsa:

$$c_k = \sum_{n=0}^{N-1} b_n e^{\frac{j2\pi n(f_p - 0.5F_r + kF_r')}{F_s}} \quad (6)$$

$$U = \left\{ 0, \dots, \left[\frac{F_r}{F_r'} \right] \right\}, k \in U(7)$$

$$HR = f_p - 0.5F_r + F_r' \arg \max_{k \in U} |c_k| \quad (8)$$

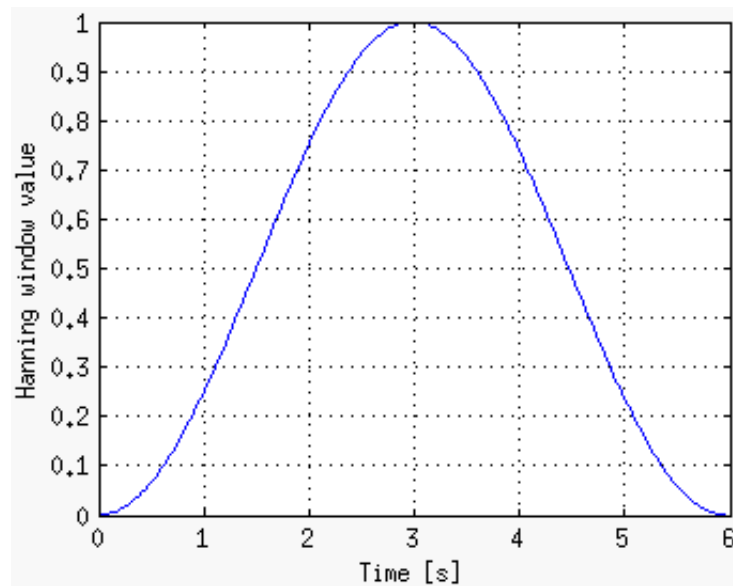
gde je: HR – „Smoothed“ puls, b_k – k-ti odbirak osvetljaja signala, N – širina kliznog prozora, f_p – frekvencija pika FFT, F_r – FFT frekvencijska rezolucija, F_r' – „Smoothing“ frekvencijska rezolucija [17].



Slika 11 Prikaz "peak smoothing"-a – slika preuzeta iz [17]

Diskretna Furijeova transformacija (DFT) radi idealno sa beskonačnim vremenskim signalima. Vremenski ograničen signal dužine N odbiraka je ekvivalentan svom beskonačnom duplikatu pomnoženim pravougaonim signalom širine N odbiraka, amplitude 1. Frekvencijski gledano to dovodi do konvolucije spektra beskonačnog signala i spektra pravougaonog signala i javlja se curenje spektra (eng. "spectral leakage") [18].

Da bi redukovali neželjene efekte ove pojave, pre izračunavanja DFT, ulazni signal pomnožimo funkcijom čije su granice nula. Ovo dovodi rezultujuće granice na nulu. Funkcija kojom množimo naziva se prozorska funkcija. Ne treba je dovoditi u vezu sa prozorom koji je pomenut prethodno u tekstu. U literaturi se može naći veliki broj prozorskih funkcija pogodnih za rešavanje ovog problema, za ove potrebe je odabran Hanning-ov prozor za koji je poznato da omogućava zadovoljavajuć odnos rezolucije i potiskivanja curenja spektra [18].



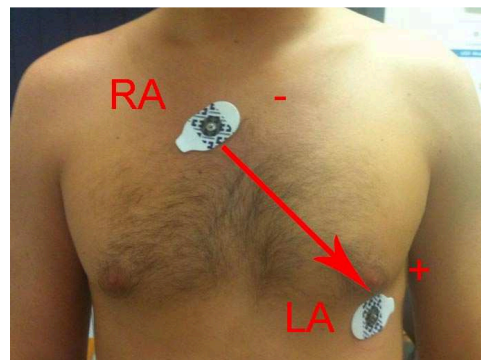
Slika 12 Hanning-ov prozor slika preuzeta iz [17]

4.5 Protokol merenja

Ispitanik sedi ispred webkamere tako da mu lice bude u krupnom planu, elektroda LL je prikazana na zglob leve noge, elektrode RA i LA prate liniju električnog dipola srca. Pre početka merenja lux metrom (STANDARD INSTRUMENTS ST-8820) je izmeren osvetljaj na poziciji glave ispitanika da bi mogli da ocenimo ambijentalno osvetljenje.



Slika 13 Položaj ispitanika tokom merenja



Slika 14 Način postavljanja elektroda tako da prate liniju električnog dipola srca



Slika 15 Postavljanje elektrode na zglob leve noge

Signali su prema opisanom protokolu, izmereni na 6 zdravih ispitanika. Karakteristike ispitanika su date u Tabeli 1. Ispitanici su mereni različitim danima, u različita doba dana. Na svakom ispitaniku je izvršeno pet uzastopnih merenja.

Ispitanik	Pol	Godine	Visina [cm]	Težina [kg]
ID1	Muški	25	187	78
ID2	Muški	26	188	103
ID3	Muški	31	176	74
ID4	Muški	27	186	95
ID5	Muški	26	192	92
ID6	Muški	23	190	86

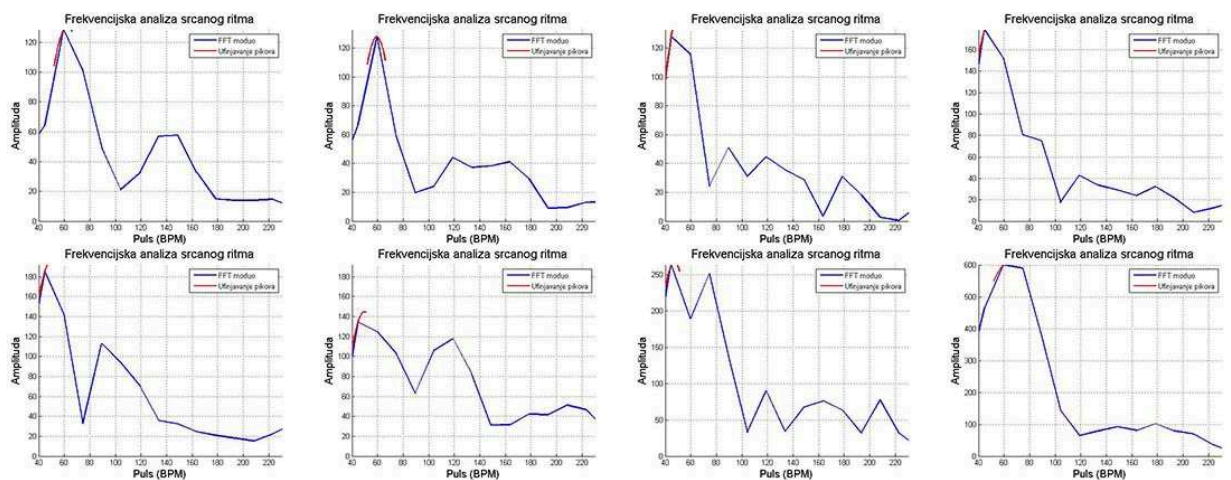
Tabela 1 Ispitanici i njihove karakteristike

5 REZULTATI

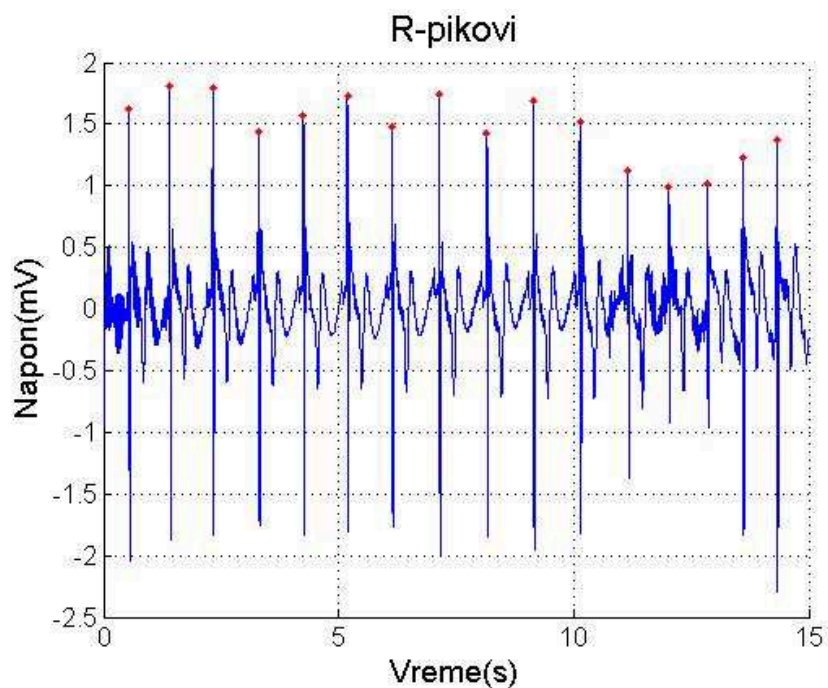
Rezultati su prikazani za sve ispitanike u tabelama 2,3,4,5,6 i 7. Na Sl. 16 je pokazan rezultat dobijen primenom Ojlerovog pojačanja boje u video signalu, a snaga dobijena primenom FFT na ovom signalu je prikazana na Sl. 17. Na Sl. 18 je prikazana električna aktivnost srca istog ispitanika, a na Sl. 19 promenljivost srčanog ritma.



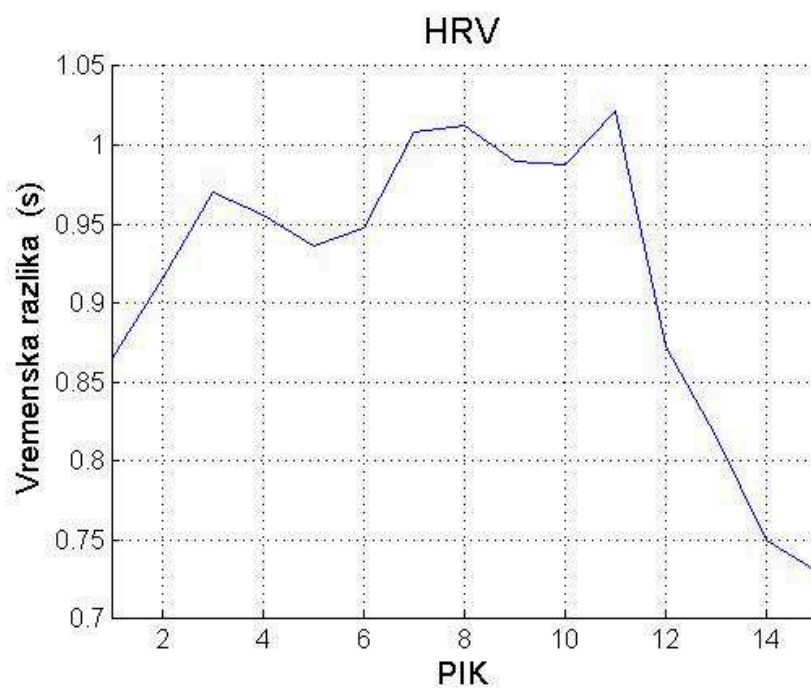
Slika 16 Dinamički prikaz Ojlerovog pojačanja boje na 8 frejmova izvučenih iz video signala snimljenog u Laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu



Slika 17 Dinamički prikaz snage FFT za frejmove prikazane na Sl. 16



Slika 18 Električna aktivnost srca merena na ispitaniku čiji su video frejmovi prikazani na Sl. 16, obeleženi R zupci



Slika 19 Promenljivost srčanog ritma (eng. "heart rate variability")

ID 1

Merenje	EKG – puls	Ojler – puls	Ambijentalno svetlo	Osvetljenje (lx)
1	56±4.9	55±5.4	Dnevno + neonsko	790
2	56±4.9	57±5.4	Dnevno + neonsko	/
3	60±4.9	54±5.4	Dnevno + neonsko	/
4	60±4.9	62±5.4	Dnevno + neonsko	/
5	68±4.9	67±5.4	Dnevno + neonsko	/

Tabela 2 Rezultati merenja na ispitaniku ID1

ID 2

Merenje	EKG – puls	Ojler – puls	Ambijentalno svetlo	Osvetljenje (lx)
1	84±2.8	84±3.8	Dnevno + neonsko	852
2	84±2.8	84±3.8	Dnevno + neonsko	/
3	84±2.8	82±3.8	Dnevno + neonsko	/
4	80±2.8	75±3.8	LED reflektor	660
5	88±2.8	79±3.8	LED reflektor	/

Tabela 3 Rezultati merenja na ispitaniku ID2

ID 3

Merenje	EKG – puls	Ojler – puls	Ambijentalno svetlo	Osvetljenje (lx)
1	60±6	72±2.2	LED reflektor	758
2	68±6	77±2.2	LED reflektor	/
3	68±6	75±2.2	LED reflektor	/
4	72±6	75±2.2	LED reflektor	/
5	72±6	72±2.2	LED reflektor	/

Tabela 4 Rezultati merenja na ispitaniku ID3

ID 4

Merenje	EKG – puls	Ojler – puls	Ambijentalno svetlo	Osvetljenje (lx)
1	80±3.4	84±6	LED reflektor	744
2	76±3.4	76±6	LED reflektor	/
3	84±3.4	79±6	LED reflektor	/
4	84±3.4	68±6	LED reflektor	/
5	80±3.4	80±6	LED reflektor	/

Tabela 5 Rezultati merenja na ispitaniku ID4

ID 5

Merenje	EKG – puls	Ojler – puls	Ambijentalno svetlo	Osvetljaj (lx)
1	76±3.4	71±10.1	Neonsko	620
2	84±3.4	89±10.1	LED reflektor	842
3	80±3.4	80±10.1	LED reflektor	/
4	76±3.4	78±10.1	Neonsko	/
5	80±3.4	62±10.1	LED reflektor	/

Tabela 6 Rezultati merenja na ispitaniku ID5

ID 6

Merenje	EKG – puls	Ojler – puls	Ambijentalno svetlo	Osvetljaj (lx)
1	76±6.7	79±6.1	Dnevno + neonsko	704
2	68±6.7	81±6.1	Dnevno + neonsko	/
3	76±6.7	91±6.1	Dnevno + neonsko	/
4	84±6.7	91±6.1	Dnevno + neonsko	/
5	84±6.7	80±6.1	Dnevno + neonsko	/

Tabela 7 Rezultati merenja na ispitaniku ID6

U tabeli 2 su prikazani rezultati dobijeni merenjem na ispitaniku ID 1, u tabeli 3 su prikazani rezultati dobijeni merenjem na ispitaniku ID 2, i tako sve do tabele 7 gde su prikazani rezultati dobijeni merenjem na ispitaniku ID 6.

Dnevno osvetljenje znači da je snimanje obavljeno pod uslovima da dnevna svetlost dopire do ispitanika. Neonsko osvetljenje znači da su neonske lampe na plafonu uključene prilikom snimanja. LED reflektor (Brilight BL-F100W) koji je korišćen za ambijentalno osvetljenje je deklarisan da daje 6000 lm.

6 DISKUSIJA I ZAKLJUČCI

Vizuelnom inspekcijom obrađenih signala električne aktivnosti srca ustanovljeno je da je bazna linija stabilna čime je obezbeđeno da drugi talasi ne dostižu visinu R zupca, što predstavlja osnovu za kvalitetnu primenu metode detekcije praga. Takođe, ustanovljena je stopostotna detekcija R zubaca. Možemo zaključiti da je realizovano kolo za detekciju električne aktivnosti srca adekvatno rešenje za određivanje pulsa. Analizom parametra HRV, uočava se različita vremenska razlika između dva uzastopna R zupca, takva da se računanjem pulsa uz pomoć ovog parametra dobijaju najmanje pouzdani rezultati.

Poređenjem rezultata dobijenih jednom i drugom metodom uočava se značajno odstupanje kod ispitanika 4 u četvrtom merenju (Tabela 5), gde rezultat dobijen metodom Ojlerovog pojačanja boje pokazuje 16 otkucaja sporiji puls nego što se dobija merenjem električne aktivnosti srca. Ova pojava se takođe uočava u tabelama 4 i 6. Analizom grafika koji prikazuju FFT uočavamo harmonike čija snaga u određenim trenucima dostiže i snagu signala od interesa, a ovu pojavu možemo uočiti i na Sl. 17. Ukoliko bi snaga ovih harmonika postala veća od snage korisnog signala pretpostavlja se da bi konačan rezultat tj. vrednost dobijenog pulsa bila netačna.

Rezultati dobijeni primenom Ojlerovog pojačanja boje u video signalu, koji je snimljen webkamerom, nisu zadovoljavajući za kliničke primene. Zbog odstupanja pri istim uslovima merenja kao i zbog harmonika koje se javljaju na višim učestanostima, koji potiču od za sada nepoznatog izvora. Međutim ovi rezultati pokazuju da metoda može da pokaže okvirne vrednosti pulsa i da se može koristiti pod adekvatnim uslovima ambijentalnog osvetljenja. Metoda se pokazala izuzetno osetljiva na šum jer se koristan signal nalazi u amplitudskom opsegu šuma. Ulazni šum moguće je smanjiti, pa samim tim i poboljšati dobijene rezultate, primenom kamere sa visokim kvalitetom senzora. Prikazani rezultati pokazuju da se Ojlerovo pojačanje boje u video signalu može implementirati u mobilne aplikacije za detekciju pulsa,

jer većina pametnih telefona ima ugrađene kamere sa kvalitetnim senzorima. Takođe, ovakav metod merenja pulsa može naći primenu u bez kontaktnoj poligrafiji ili bilo kojoj proceduri u kojoj ispitanik miruje i postoji mogućnost podešavanja osvetljenja i statične pozadine.

Dalje unapređenje projektovanog sistema za detekciju električne aktivnosti srca bi uključilo bežičnu implementaciju opisanog kola i povezivanje na mobilne uređaje, tako da se može primenjivati tokom treninga ili svakodnevnih aktivnosti, a da pritom ne stvara smetnje i neprijatnosti. Za potrebe ovog rada projektovano je merenje čiji je interval 15 s. Radi veće tačnosti poželjno je da se prebrojavanje R zubaca radi na vremenskom periodu od 60 s. Moguće je i poželjno je obezbediti prikaz HRV i pulsa u realnom vremenu. Smanjenje šuma može se postići implementacijom detekcije lica tako da pojačanje možemo primeniti samo na regiju od interesa, a ulazni signal treba snimiti kamerom koja ima senzor visokog kvaliteta. U cilju povećanja preciznosti potrebno je uraditi analizu signala u vremenskom trajanju od 60 s, pa je zbog toga potrebno raditi na računaru koji je sposoban da obezbedi visoke performanse. Kada se ulazni signal snima webkamerom treba ustanoviti poreklo harmonika na učestanostima oko 1.5 Hz, a koji se mogu videti na Sl. 17.

Uzimajući u obzir da su dosadašnji radovi pokazivali da primena Ojlerovog pojačanja boje u video signalu prikazuje potencijalni puls ispitanika, **ovim radom potvrđeno je da se pod odgovarajućim uslovima i odabirom adekvatnih parametara dobija realan puls ispitanika, čija se promena može pratiti kroz vreme. Uz predložene izmene i dodatna unapređenja pomenuti sistem je moguće upotrebiti u praksi.**

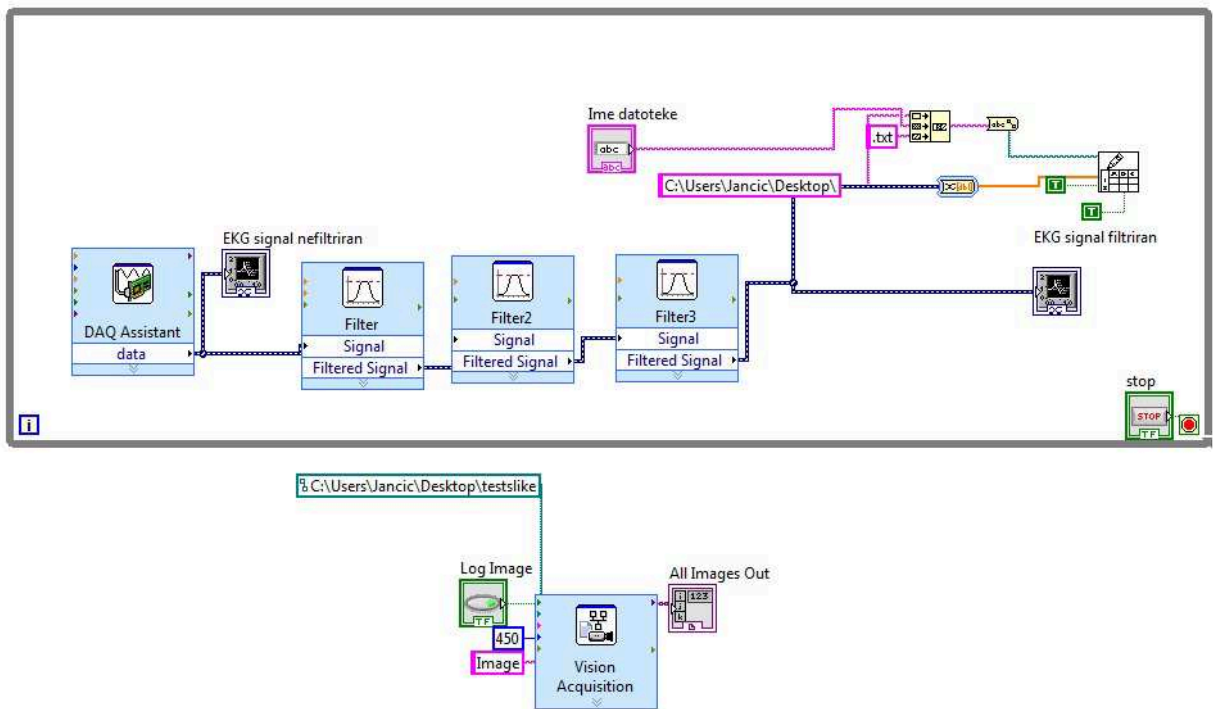
7 LITERATURA

1. Internet stranica Eulerian videomagnification projekta: <http://people.csail.mit.edu/mrub/vidmag>, pristupljeno septembra 2014. godine
2. Guyton AC, Hall JE. Medicinska fiziologija, Savremena administracija, Beograd, Ed. 11, pp. 1-1067, 2008.
3. Popović DB, Popović MB, Janković M. Biomedicinska merenja i instrumentacija, Akademska misao, Beograd, Ed. 2, pp. 1-254, 2010.
4. [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/c/c1/Diagram of the human heart \(catalan\).png](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/c/c1/Diagram_of_the_human_heart_(catalan).png), pristupljeno septembra 2014.
5. [http://cnx.org/resources/3f61ee7dee1307134aab04700af9a815/2023 ECG Tracing with Heart ContractionN.jpg](http://cnx.org/resources/3f61ee7dee1307134aab04700af9a815/2023_ECG_Tracing_with_Heart_ContractionN.jpg), pristupljeno septembra 2014.
6. <http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>, pristupljeno septembra 2014.
7. <http://a-fib.com/wp-content/uploads/2012/08/Schematic-diagram-of-normal-sinus-rhythm-for-a-human-heart-as-seen-on-ECG-Wikipedia-free-to-use.png>, pristupljeno septembra 2014.
8. <http://www.bem.fi/book/01/fi/0117.gif>, pristupljeno septembra 2014.
9. http://1.bp.blogspot.com/_7zQULPNQ7FQ/SqaPh5bRzUI/AAAAAAAAAVw/S0IKpbZ2Zg/s1600-h/limbleads.png, pristupljeno septembra 2014.
10. Hao-Yu Wu et al: Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World (ACM Transactions on Graphics (TOG) - SIGGRAPH 2012 Conference Proceedings, Volume 31 Issue 4, Article No. 65, July 2012.
11. Chambino PB. Master thesis: Android-based implementation of Eulerian Video Magnification for vital signs monitoring, Faculdade de engenharia Universidad do Porto, 2013.
12. [http://www.wikilectures.eu/index.php/Resolution of human eye](http://www.wikilectures.eu/index.php/Resolution_of_human_eye), pristupljeno septembra 2014.
13. [http://webphysics.davidson.edu/physlet_resources/bu_semester2/c27 rayleigh.html](http://webphysics.davidson.edu/physlet_resources/bu_semester2/c27_rayleigh.html), pristupljeno septembra 2014.

14. <http://en.wikipedia.org/wiki/Pupil>, pristupljeno septembra 2014.
15. Brecelj T. Eulerian Video Magnification, Faculty of Mathematics and Physics University of Ljubljana, 2013.
16. Popović MV. Sistemi i signali, Akademska misao, Beograd, 1-212, 2006.
17. <http://www.ignaciomellado.es/blog/Measuring-heart-rate-with-a-smartphone-camera>, pristupljeno septembra 2014.
18. <http://www.physik.uni-wuerzburg.de/~praktiku/Anleitung/Fremde/ANO14.pdf>, pristupljeno septembra 2014. – Understanding FFT Windows, Application note ANO14, LDS Group.
19. Popović MB. Automatsko prepoznavanje R-talasa u EKG signalu, CIKLUS II: 4. Predavanje, Predmet: Metode analize elektrofizioloških signala, Elektrotehnički fakultet, Univerzitet u Beogradu.

PRILOG A

Na Sl. 20 je prikazana blok šema realizovane softverske aplikacije, za sinhronu akviziciju električne aktivnosti srca i video signala, u LabView (National Instruments Corporation, USA).



Slika 20 Realizacija akvizicije u programskom paketu LabView

Matlab kod za obradu signala:

Glavni program:

```
close all;  
clear all;  
clc;
```

```
petlja = 1;
```

```
while petlja == 1
```

```
Meni = menu ('Meni', 'Obrada EKG', 'Obrada Ojlerovog video signala');
```

```
switch Meni

    case 1
        RiPULS;

    case 2
        [file,path]=uigetfile('*.avi','Otvorite snimak pulsa');
        ime_datoteke=[path file];
        [osvetljaj fps] = akvizicija(ime_datoteke);
        procesiranje(osvetljaj, fps);

end

%Ponovno pogkretanje ili kraj

pitanje=menu('Program izvršen' , 'Pokreni Ponovo' , 'Kraj');

switch pitanje

    case 1
        petlja = 1;
    case 2
        petlja = 0;

end;

close all;
end
```

Računanje i prikaz HRV:

```
close all;
clear all;
clc;

vreme=load('pikovi.txt')č

k=1;
for i=2:length(vreme)
    trajanje(k)=vreme(i)-vreme(i-1);
    k=k+1;
end;
minimum=min(trajanje);
maksimum=max(trajanje);
figure1 = figure;

axes1 = axes('Parent',figure1,'FontSize',12,'FontName','Arial');

xlim(axes1,[1 length(trajanje)]);
grid(axes1,'on');
```

```
hold(axes1, 'all');  
  
plot(trajanje);  
  
title('HRV', 'FontSize', 16, 'FontName', 'Arial');  
  
xlabel('PIK', 'FontSize', 14, 'FontName', 'Arial');  
  
ylabel('Vremenska razlika (s)', 'FontSize', 14, 'FontName', 'Arial');
```

Funkcije:

Funkcija za obradu električne aktivnosti srca[19]:

```
function RiPULS;  
  
[file,path]=uigetfile('*.txt','Otvorite EKG snimak');  
d1=[path file];  
d=load(d1);  
fs=500;  
N=length(d);  
vreme=(0:N-1)/fs;  
  
[P L]=findpeaks(d, 'MINPEAKHEIGHT', 0.7, 'MINPEAKDISTANCE', 100);  
L=L./fs;  
name=['pikovi' file];  
file=fopen(name, 'w');  
fprintf(file, '%6.4f \n', L);  
fclose(file);  
figure1 = figure;  
  
axes1 = axes('Parent', figure1, 'FontSize', 12, 'FontName', 'Arial');  
  
xlim(axes1, [0 15]);  
grid(axes1, 'on');  
hold(axes1, 'all');  
  
plot(vreme, d);  
  
title('R-pikovi', 'FontSize', 16, 'FontName', 'Arial');  
  
plot(L, P, 'MarkerFaceColor', [1 0 0], 'Marker', '.', 'LineStyle', 'none', ...  
      'Color', [1 0 0]);  
  
xlabel('Vreme (s)', 'FontSize', 14, 'FontName', 'Arial');  
  
ylabel('Napon (mV)', 'FontSize', 14, 'FontName', 'Arial');
```

```
time=N/fs;  
Puls=round((60*length(P))/time);  
waitfor(msgbox(['Puls: ' num2str(Puls) ' otkucaja']));  
end
```

Funkcija za obradu pretprocesiranog video signala[17]:

```
function procesiranje(y, fps)  
  
% Parametri  
prozor = 4;  
BPM_samplovanje = 0.5;  
BPM_L = 40; BPM_H = 240; % Postavljanje minimuma i maksimuma  
vreme_stabilizacije_filtra = 1;  
cut_s = 2; % Odsecanje pocetnih sekundi, zavisi od parametara racunara  
i webkamere  
inkrement_ufinjavanja = 1;  
brzina_animacije = 8;  
  
% Butterworth filtriranje  
[b, a] = butter(2, [((BPM_L)/60)/fps*2) ((BPM_H)/60)/fps*2]);  
yf = filter(b, a, y);  
y = yf((fps * max(vreme_stabilizacije_filtra, cut_s))+1:size(yf, 2));  
  
% Inicijalizacija i pocetni proracuni  
broj_prozora = round(prozor * fps);  
bpm_semplovi = round(BPM_samplovanje * fps);  
broj_bpm_semplova = floor((size(y, 2) - broj_prozora) / bpm_semplovi);  
fcl = BPM_L / 60; fch = BPM_H / 60;  
orig_y = y;  
bpm = [];  
bpm_smooth = [];  
  
max_freq_plot_amplitude = 0;  
max_time_plot_bpm = 100;  
min_time_plot_bpm = 50;  
  
for i=1:broj_bpm_semplova,  
  
% Popunjavanje prozora originalnim signalom  
prozor_start = (i-1)*bpm_semplovi+1;  
ynw = orig_y(prozor_start:prozor_start+broj_prozora);  
  
%Upotreba Hanning prozora da bi se ivice svele na nulu, na ovaj  
nacin  
%se ne pojavljuju vestacke visoke frekvencije kad se signal  
periodicno  
%propusta kroz FFT  
  
y = ynw .* hann(size(ynw, 2))';  
gain = abs(fft(y));
```

```
% FFT indeksi frekvencija
il = floor(fcl * (size(y, 2) / fps))+1; ih = ceil(fch * (size(y, 2)
/
fps))+1;
index_range = il:ih;

% Iscrtavanje amplituda na frekvencijama od interesa
figure(i);
subplot(1,1,1);
hold on;

fft_plot = plot((index_range-1) * (fps / size(y, 2)) * 60,
gain(index_range), 'b', 'LineWidth', 2);
hold on;
max_freq_plot_amplitude = max(max_freq_plot_amplitude,
max(gain(index_range)));
axis([BPM_L BPM_H 0 max_freq_plot_amplitude]);
grid on;
xlabel('Puls (BPM)', 'FontSize', 14, 'FontName', 'Arial');
ylabel('Amplituda', 'FontSize', 14, 'FontName', 'Arial');
title('Frekvencijska analiza srcanog
ritma', 'FontSize', 16, 'FontName', 'Arial');

% Pronalazenje pikova u frekvencijskom opsegu od interesa i
lociranje
% najviseg
[pks, locs] = findpeaks(gain(index_range));
[max_peak_v, max_peak_i] = max(pks);
max_f_index = index_range(locs(max_peak_i));
bpm(i) = (max_f_index-1) * (fps / size(y, 2)) * 60;

% Uglacavanje frekvencije najviseg pika, pronalazeci frekvenciju
% koja ima najbolju korelaciju u okolini pika
freq_rez = 1 / prozor;
lowf = bpm(i) / 60 - 0.5 * freq_rez;
freq_inc = inkrement_ufinjanja / 60;
test_freqs = round(freq_rez / freq_inc);
power = zeros(1, test_freqs);
freqs = (0:test_freqs-1) * freq_inc + lowf;
for h = 1:test_freqs,
    re = 0; im = 0;
    for j = 0:(size(y, 2) - 1),
        phi = 2 * pi * freqs(h) * (j / fps);
        re = re + y(j+1) * cos(phi);
        im = im + y(j+1) * sin(phi);
    end
    power(h) = re * re + im * im;
end
[max_peak_v, max_peak_i] = max(power);
bpm_smooth(i) = 60*freqs(max_peak_i);

% Iscrtavanje amplitude u opsegu ufinjanja
hold on;
smoothing_plot = plot(freqs*60, sqrt(power), 'r', 'LineWidth', 2);
```

```
% Plot legenda
set(fft_plot, 'Displayname', 'FFT moduo');
set(smoothing_plot, 'Displayname', 'Ufinjavanje pikova');
legend('Location', 'NorthEast');

drawnow(); % Iscrtavanje
pause(BPM_samplovanje / brzina_animacije);

end
B=round(mean(bpm_smooth));
waitfor(msgbox(['Puls: ' num2str(B) ' bpm']));

end

Podfunkcija[17]:

function [y,x] = akvizicija(video_file)

if ischar(video_file),
    display(['Ucitavam video ' video_file]);
    v = VideoReader(video_file);
else
    v = video_file;
end

numFrames = v.NumberOfFrames;

display(['Ukupno frejmova: ' num2str(numFrames)]);

y = zeros(1, numFrames);
i=0;
h = waitbar(i/numFrames, 'Molim sacekajte');

for i=1:numFrames,
    display(['Procesiram ' num2str(i) '/' num2str(numFrames)]);
    frame = read(v, i);
    redPlane = frame(:, :, 1);
    y(i) = sum(sum(redPlane)) / (size(frame, 1) * size(frame, 2));
    waitbar(i/numFrames);

end
if v.FrameRate<8
    x=1.5*v.FrameRate;
else
    x=round(v.FrameRate);
end

close(h)

end
```