

UNIVERZITET CRNE GORE
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Nemanja Filipović

**MONITORING I ANALIZA VITALNIH FIZIOLOŠKIH PARAMETARA
PRIMJENOM PDA UREĐAJA**

MAGISTARSKI RAD

Podgorica, 2015.

PODACI I INFORMACIJE O MAGISTRANDU

Ime i prezime: Nemanja Filipović

Datum i mjesto rođenja: 02.02.1988, Beograd

Naziv završenog osnovnog studijskog programa i godina završetka studija:

Elektrotehnički fakultet Podgorica, osnovne akademske studije, studijski program:
Elektronika, telekomunikacije i računari, 2011.

Elektrotehnički fakultet Podgorica, specijalističke akademske studije, studijski program:
Elektronika, telekomunikacije i računari; smjer Elektronika, 2012.

INFORMACIJE O MAGISTARSKOM RADU

Naziv postdiplomskog studija: Postdiplomske magistarske akademske studije iz oblasti elektronike

Naslov rada: Monitoring i analiza vitalnih fizioloških parametara primjenom PDA uređaja

Fakultet: Elektrotehnički fakultet Podgorica

UDK, OCJENA I ODBRANA MAGISTARSKOG RADA

Datum prijave magistarskog rada: 04.09.2013.

Datum sjednice Vijeća na kojoj je prihvaćena tema: 14.11.2013.

Komisija za ocjenu teme i podobnosti magistranda: Prof. dr Radovan Stojanović
Prof. dr Neđeljko Lekić
Prof. dr Bogdan Ašanin

Mentor: Prof. dr Radovan Stojanović

Komisija za ocjenu rada: Prof. dr Radovan Stojanović
Prof. dr Neđeljko Lekić
Prof. dr Bogdan Ašanin

Komisija za odbranu rada: Prof. dr Radovan Stojanović
Prof. dr Neđeljko Lekić
Prof. dr Bogdan Ašanin
Prof. dr Vesna Miranović

Datum odbrane: 08.10.2015.

Datum promocije:

Sažetak

Ekstrakcija vitalnih parametara biomedicinskih signala je od fundamentalnog značaja za praćenje zdravstvenog stanja. U današnje vrijeme sve više pažnje se posvećuje razvoju lako prenosivih biomedicinskih sistema. Ovakvi uređaji nalaze primjenu u raznim oblastima zdravstvene zaštite poput kućne njege, službi spašavanja, ali i u mnogim zdravstvenim ustanovama. Preduslovi koje se postavljaju pred ovakve uređaje su prije svega jednostavnost korišćenja, niska potrošnja, male dimenzije i zadovoljavajuća tačnost. Cilj ovog rada upravo je realizovanje jednog takvog uređaja. Signali koji se prikupljaju su EKG, PPG i temperaturni signal. Kod EKG signala vrši se detekcija QRS kompleksa i računanje pulsa, a kod PPG signala detekcija lokalnih maksimuma i takođe vrijednosti srčanog pulsa. Na osnovu ova dva signala određuje se i vrijednost PTT intervala. Sistem se sastoji iz dva dijela: kola za analognu obradu signala i Android uređaja. Kolo za analognu obradu signala prikuplja signale sa odgovarajućih sonde i vrši njihovo filtriranje, pojačanje, automatsku kontrolu pojačanja i modulaciju. Ovo kolo kombinuje sve signale u jedinstveni modulirani signal pogodan za snimanje preko mikrofonskog porta Android uređaja. Posebno razvijena aplikacija na pametnom telefonu vrši demodulaciju signala, njihovu vizuelizaciju, detekciju vitalnih parametara i njihovo prikazivanje na ekranu. Prilikom evaluacije rada sistema, tačnost detekcije QRS kompleksa testirana je na 9 tridesetominutnih aritmijskih signala iz MIT-BIH baze EKG signala. Postignuta je prosječna tačnost detekcije od 94,69 %. Tačnost detekcije lokalnih maksimuma PPG signala testirana je na 39 osmominutnih PPG signala iz CapnoBase. Postignuta je prosječna tačnost detekcije od 94,1 %. Sva testiranja su obavljena na pametnom telefonu *Samsung Galaxy Ace Plus*, sa za današnje standarde vrlo skromnim mogućnostima. Uprkos tome, zahvaljujući *multi-thread* pristupu u razvoju aplikacije, ona troši vrlo malo sistemskih resursa uređaja. Aplikacija je na testnom uređaju trošila u prosjeku 2,31 % procesorskog vremena i 4,47 MB RAM-a.

Abstract

Vital parameter extraction of biomedical signals is of fundamental importance for health monitoring. Nowadays more and more attention is paid to the development of portable biomedical systems. Such devices can be used in various areas of health care such as home care, rescue services, but also in many hospitals. Preconditions that these devices need to fulfill are: ease of use, low power consumption, small size and sufficient accuracy. The aim of this paper is the realization of such a device. Biomedical signals that device collects and analyzes are ECG, PPG and body temperature signal. In the ECG signal, QRS complex detection and calculation of pulse rate is performed. In the PPG signal, device detects local maxima and also the value of the heart rate. By analyzing these two signals, the value of PTT interval is determined. The system consists of two parts: an analog signal processing circuit and Android devices. Analog signal processing circuit collects the signals from the appropriate probes and performs their filtering, amplification, automatic gain control and modulation. This circuit combines all the signals into a single modulated signal suitable for recording via the microphone port of Android device. Specially developed application on the smartphone performs signal's demodulation and visualization, detects vital parameters and displays them. During the evaluation of the system, the accuracy of QRS complex detection was tested against 9 half-hour arrhythmic ECG signals from MIT-BIH data base. System reached an average accuracy of 94, 69%. Accuracy of PPG signal's local maxima detection was tested against 39 eight-minutes PPG signals from CapnoBase. System achieved an average detection accuracy of 94.1%. All tests were conducted on the smartphone Samsung Galaxy Ace Plus, which has, by today's standards, very modest capabilities. Thanks to multi-thread approach to Android application development, it consumes very little of unit's system resources. The application on average consumes 2.31% of CPU time and 4.47 MB of RAM.

Sadržaj

Uvod	1
1. EKG signal	5
1.1 Anatomija i funkcija srca, krvotok	5
1.2 Pobudno-sprovodni aparat srca	7
1.3 Tatasni oblik, segmenti i intervali EKG signala	9
1.4 Šumovi u EKG signalu	12
1.5 Obrada EKG signala	14
1.6 Metode za detekciju QRS kompleksa	16
1.7 Analiza varijabilnosti srčanog ritma	19
2. PPG signal	21
2.1 Transport kiseonika kroz organizam	21
2.1.1 Disanje	21
2.1.2 Difuzija	22
2.2 Principi pulsne oksimetrije	23
2.3 Talasni oblik PPG signala	25
2.4 Šumovi u PPG signalu	28
2.5 Obrada PPG signala	29
2.6 Metode za detekciju vitalnih parametara iz PPG signala	32
2.7 Primjena PPG signala za mjerenje krvnog pritiska	35
3. Analogna obrada biomedicinskih signala	37
3.1 Pojačanje i filtriranje EKG signala	38
3.2 Pojačanje i filtriranje PPG signala	42
3.2.1 Niskopotrošačka verzija PPG kola	44
3.3 Automatska kontrola pojačanja (AKP)	48
3.4 Uloga mikrokontrolera	54
3.4.1 Impulsno-amplitudska modulacija	55
3.4.2 Realizacija impulsno-amplitudske modulacije na mikrokontroleru	56
3.5 Realizacija kola za analognu obradu signala na štampanoj ploči	61
4. Android aplikacija	63
4.1 Snimanje signala preko mikrofonskog porta	66

4.2	Razdvajanje i demodulacija signala	67
4.3	Detekcija QRS kompleksa u EKG signalu	71
4.4	Detekcija lokalnih maksimuma PPG signala	73
4.5	Mjerenje temperature	74
4.6	Korisnički interfejs Android aplikacije	75
5.	Rezultati testiranja	77
5.1	Potrošnja kola za analognu obradu signala.....	77
5.2	Potrošnja sistemskih resursa Android aplikacije.....	78
5.3	Tačnost detekcije QRS kompleksa u EKG signalu	78
5.4	Tačnost detekcije lokalnih maksimuma u PPG signalu	80
6.	Zaključak i budući rad.....	81
	Prilog	83
	Literatura.....	84
	Publikovani radovi u autorstvu i koautorstvu	89

Popis slika

Slika 1.1 Građa srca	6
Slika 1.2 Pobudno-sprovodni aparat srca.....	8
Slika 1.3 Primjer trake za snimanje EKG signala	10
Slika 1.4 Talasni oblik EKG signala sa značajnim intervalima	11
Slika 1.5 Spektar snage EKG signala, QRS kompleksa, P i T talasa, artefakata pokreta i mišićnog šuma....	12
Slika 1.6 Tipovi šuma u EKG signalu : (a) elektromagnetni šum od izvora napajanja 50 Hz; (b) mišićni šum; (c) pomjeranje bazne linije; (d) artefakti pokreta	13
Slika 1.7 Glavne faze u procesu prikupljanja i obrade EKG signala	14
Slika 1.8 Faze u radu tipičnog QRS detektora	16
Slika 1.9 Primjeri EKG signala sa promjenljivom morfologijom QRS kompleksa	17
Slika 1.10 Histogram RR intervala : (a) validni i nevalidni RR intervali ; (b) histogram dobijen izostavljanjem nevalidnih RR intervala	20
Slika 1.11 Spektralna naliza RR intervala snimljenih u stanju mirovanja	20
Slika 2.1 Alveole.....	22
Slika 2.2 Porijeklo apsorbovane svjetlosti u PPG signalu	25
Slika 2.3 Talasni oblik PPG signala i njegove osnovne komponente	26
Slika 2.4 Kategorizacija PPG signala prema obliku dikoltnog usjeka.....	26
Slika 2.5 Odnos EKG i PPG signala u okviru istog srčanog ciklusa	27
Slika 2.6 PPG signal koji je zahvaćen artefaktima pokreta	28
Slika 2.7 Blok dijagram pulsno oksimetra.....	30
Slika 2.8 Tipovi pulsno oksimetra : transmisioni (a) i refleksioni (b) pulsni oksimetar	31
Slika 2.9 Prikaz PPG signala (a) i njegovog prvog izvoda (b).....	33
Slika 2.10 PPG signal (a) i njegov drugi izvod (b).....	34
Slika 3.1 Osnovna arhitektura predloženog sistema za obradu BM signala	37
Slika 3.2 Struktura kola za analognu obradu signala.....	38
Slika 3.3 Struktura instrumentacionog pojačavača INA 121	39
Slika 3.4 Šema projektovanog EKG kola	40
Slika 3.5 Rezultati frekventne analize EKG kola u PSpice-u : zeleno-pojačanje instrumentacionog pojačavača; crveno-ukupno pojačanje EKG kola;.....	41
Slika 3.6 Šema projektovanog PPG kola	42
Slika 3.7 Rezultati frekventne analize PPG kola u PSpice-u : crveno- pojačanje I-V kola; zeleno-ukupno pojačanje PPG kola;.....	44
Slika 3.8 PPG kolo sa čopovanjem	45
Slika 3.9 Vremeska analiza kola multivibratora : crveno- V_{SW} , zeleno V_c	46
Slika 3.10 Šema kola za automatsku kontrolu pojačanja	49
Slika 3.11 Automatska kontrola pojačanja - slabljenje signala	50
Slika 3.12 Automatska kontrola pojačanja - pojačanje signala	51
Slika 3.13 Kolo za generisanje signala za sinhronizovano otvaranje i zatvaranje bilateralnih prekidača ...	52
Slika 3.14 Šema povezivanja temperaturnog senzora DS18B20 ⁺	53
Slika 3.15 Kolo za detekciju komandnog signala za mjerenje temperature sa slušalica	54
Slika 3.16 Texas Instruments-ov mikrokontroler MSP430F169	54

Slika 3.17 Primjer impulsno-amplitudske modulacije sinusnog signala.....	55
Slika 3.18 Algoritam za realizaciju impulsno-amplitudsku modulaciju	57
Slika 3.19 Rezultati impulsno-amplitudske modulacije snimljeni na osciloskopu : lijevo EKG, desno PPG signal	58
Slika 3.20 Prelazak sa modulacije PPG signala (u ovom slučaju testnog sinusnog signala) na modulaciju temperaturnog signala i ponovno vraćanje na modulaciju PPG signala.....	59
Slika 3.21 Kolo za kombinovanje moduliranih signala u jedan signal.....	59
Slika 3.22 PCB kola za analognu obradu signala.....	62
Slika 4.1 Struktura Android operativnog sistema.....	64
Slika 4.2 Amplitudske karakteristike BP filtera za razdvajanje EKG i PPG/Temp signala	68
Slika 4.3 Amplitudske karakteristike LP filtera za detekciju anvelope EKG i PPG/Temp signala.....	69
Slika 4.4 Obrada EKG signala Baldinim algoritmom	72
Slika 4.5 Izgled korisničkog interfejsa Android aplikacije.....	76
Slika 5.1 Set uređaja za testiranje tačnosti detekcije QRS kompleksa u realnom vremenu	79

Popis tabela

Tabela 3.1 Popis korišćenih pinova mikrokontrolera	60
Tabela 4.1 Udio u tržištu mobilnih operativnih sistema za 2011. i 2014. god	63
Tabela 4.2 Koeficijenti BP filtera za razdvajanje EKG i PPG/Temp signala	68
Tabela 4.3 Koeficijenti LP filtera za detekciju anvelope EKG i PPG/Temp signala	70
Tabela 5.1 Potrošnja kola za analognu obradu signala	77
Tabela 5.2 Vrijeme potrebno za izvršavanje pojedinih dijelova aplikacije	78
Tabela 5.3 Tačnost detekcije QRS kompleksa EKG signala.....	79
Tabela 5.4 Tačnost detekcije lokalnih maksimuma PPG signala	80

Popis skraćenica

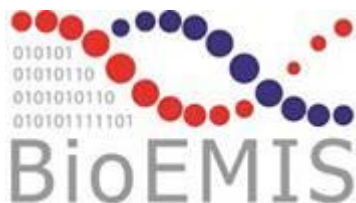
ACLK	Auxiliary clock
ADK	Analogno-digitalni konvertor
AGC	Automatic gain control
AKP	Automatska kontrola pojačanja
ANS	Autonomni nervni sistem
APG	Acceleration Plethysmogram
ASIC	Application-Specific Integrated circuit
AV	Atrioventrikularni
BM	Biomedicinski
BP	Band Pass
CMRR	Common-mode rejection ratio
COHb	Karboksihemoglobin
CS	Chip select
CWT	Continuous Wavelet Transform
DAK	Digitalno-analogni konvertor
DSP	Digital Signal Processing
DST	Direktna S transformacija
DWT	Discrete Wavelet Transform
EEG	Elektroencefalogram
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromiogram
FFT	Fast Fourier Transform
FPGA	Field-Programmable Gate Array
GPIO	General purpose input/output
Hb	Deoksigenizovani hemoglobin
HbO₂	Oksigenizovani hemoglobin
HP	High Pass
HRV	Heart Rate Variability
HT	Haar transformacija
IDWT	Inverse Discrete Wavelet Transform
IIR	Infinite Impulse Response
IP	Instrumentacioni pojačavač
IR	Infrared
IST	Inverzna S transformacija
JK	Jednosmjerna komponenta
KP	Krvni pritisak
LED	Light-Emitting Diode
LMS	Least Mean Square
LP	Low Pass
MAF	Moving Average Filter

MIMIC	Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care
MIT-BIH	Massachusetts Institute of Technology-Boston's Beth Israel Hospital
MK	Mikrokontroler
NI	National Instruments
NK	Naizmjenična komponenta
OHA	Open Headset Alliance
OS	Operativni sistem
PAM	Pulse-amplitude modulation
PLD	Programmable Logic Device
PN	Prolaz kroz nulu
PPG	Fotopletismogram
PPM	Pulse-position modulation
PTT	Pulse Transit Time
PTTI	PTT interval
PWM	Pulse-width modulation
PWV	Pulse Wave Velocity
RLS	Recursive Least Squares
RRI	RR interval
SA	Sinoatrijalni
SaK	Sallen and Key
SaO₂	Stvarna zasićenost arterijske krvi kiseonikom
SI	Stiffness Index
SP	Srčani puls
SpO₂	Zasićenost arterijske krvi kiseonikom dobijena pomoću pulsnog
ST	S transformacija
STFT	Short-Time Fourier Transform
UV	Ultra Violent
WORA	Write Once, Run Anywhere
WT	Wavelet Transform
PCB	Printed Circuit Board

Zahvalnica

Ovaj rad je, pored ostalog, pomognut sljedećim projektima :

- Studies in Bioengineering and Medical Informatics (BioEMIS), finansiran od strane European Commission Education, Audiovisual and Culture Executive Agency (530423-TEMPUS-1-2012) u okviru TEMPUS programa.



- Razvoj i implementacija embedded sistema za medicinske primjene, finansiran od strane Ministarstva nauke Crne Gore.



Struktura teze

Rad se sastoji iz Uvoda, šest poglavlja, Zaključka i Literature. Organizovan je na sljedeći način :

- **Uvod** – U uvodu je dat pregled osnovnih karakteristika bimedicalskih signala na kojima je fokusirano istraživanje u okviru ovog rada. Naglašen je značaj postojanja prenosivih biomedicalskih uređaja visoke autonomije rada. Opisane su osnovne karakteristike jednog takvog uređaja, čija realizacija je i bila krajnji cilj ovog rada.
- **Poglavlje 1. EKG signal** – U ovom poglavlju opisano je porijeklo EKG signala, talasni oblik i trajanje njegovih pojedinačnih segmenata. Opisano je odakle potiču i kako se manifestuju glavne smetnje u obradi EKG-a. Dati su principi na kojima počiva detekcija QRS kompleksa. Opisani su načini analize varijabilnosti srčanog ritma.
- **Poglavlje 2. PPG signal** – U ovom poglavlju objašnjeno je porijeklo i talasni oblik PPG signala. Opisani su principi pulsne oksimetrije i predloženi glavni izvori poteškoća u obradi PPG signala. Govori se o značaju i mogućnostima primjene PPG signala, samostalno i u korelaciji sa EKG signalom. Opisani su načini za poboljšanje i obradu PPG signala.
- **Poglavlje 3. Analogna obrada signala** – U ovom poglavlju predstavljena su i analizirana kola za pojačanje i filtriranje EKG i PPG, automatsku kontrolu pojačanja i modulaciju signala, razvijena u ovom radu. Posebna pažnja posvećena je smanjenju potrošnje, pa je realizovana i zasebna niskopotrošačka verzija kola za obradu PPG signala, koje je i bilo najveći potrošač. Opisana su i kola za automatsku kontrolu pojačanja i mjerenje temperature, kao i sistem za modulaciju signala primjenom mikrokontrolera.
- **Poglavlje 4. Android aplikacija** – U ovom poglavlju date su osnovne napomene vezane za Android operativni sistem. Objašnjen je način prikupljanja signala snimanjem preko mikrofonskog porta, kao i demodulacija i razdvajanje signala. Opisani su algoritmi koji su

implementirani u cilju detekcije QRS kompleksa, lokalnih maksimuma PPG signala i mjerenja temperature. Na kraju, predstavljen je izgled korisničkog interfejsa aplikacije.

- **Poglavlje 5. Rezultati i testiranja** – U ovom poglavlju dat je tabelarni pregled izvršenih mjerenja i testiranja. Ona se tiču tačnosti detekcije vitalnih parametara, potrošnje energije i zauzimanja sistemskih resursa Android aplikacije.
- **Poglavlje 6. Zaključak i budući rad** – U ovom poglavlju dat je pregled razvijenih i implementiranih kola i algoritama, sumiraju se postignuti rezultati ostvareni prilikom testiranja sistema u realnom vremenu, opisuju se mogućnosti primjene dizajniranih sistema i daju smjernice za budući rad.

Uvod

Biomedicinski signali su jedan od glavnih izvora informacija o zdravstvenom stanju, a njihova blagovremena i tačna analiza je ključna za mnoge dijagnoze, terapije, a nerijetko i za spašavanje ljudskog života. Ovi signali služe za praćenje fizioloških aktivnosti organizma i nose informacije koje su korisne za razumijevanje složenih mehanizama na kojim se temelji ponašanje organizma. U okviru ovog rada, akcenat je stavljen na 3 biomedicinska signala: elektrokardiografskom, fotopletizmografskom i temperaturnom.

Karakteristike EKG signala su od temeljne važnosti za praćenje zdravstvenog stanja i dijagnoze mnogih bolesti. Srce je jedan od najvažnijih organa i njegovo stanje ozbiljno utiče na funkcionalnost ostatka ljudskog tijela. EKG signal predstavlja električnu aktivnost srca. Pošto su bolesti srca jedan od glavnih razloga ljudske smrtnosti, problem obrade EKG signala ima veliki značaj. To je razlog za široku popularnost uređaja za medicinska posmatranja EKG-a. QRS kompleks je dominantni i najvažniji dio EKG signala, i zbog toga automatska analiza EKG signala uglavnom počinje detekcijom QRS talasa. Otkrivanje QRS kompleksa je prvi korak u određivanju srčanog pulsa, varijabilnosti srčanog ritma (eng. *Heart Rate Variability-HRV*) i otkrivanju srčanih aritmija.

Puls-oksimetrija je neinvazivna, elektro-optička metoda za otkrivanje kardiovaskularnih pulsni talasa, koje generišu periferni krvni sudovi, pobuđeni kvazi-periodičnim kontrakcijama srca. Ovi pulsni talasi formiraju PPG signal. Danas se puls-oksimetri široko primjenjuju u kliničkoj praksi, uglavnom za mjerenje zasićenosti pacijentovih perifernih arterija kiseonikom (SpO_2) i procjenu srčanog pulsa. Puls-oksimetri te podatke dobijaju iz PPG signala koji je sinhron sa svakim otkucajem srca. Uprkos svojoj jednostavnosti, porijeklo različitih komponenti PPG signala još uvijek nije u potpunosti ispitano, ali je opšte prihvaćeno da PPG može pružiti vrijedne informacije o kardiovaskularnom sistemu. PPG signal se primjenjuje u mnogim različitim kliničkim uslovima, uključujući fiziološko praćenje (zasićenje krvi kiseonikom, rad srca, krvni pritisak, srčani izlaz i respiracija), vaskularne procjene (arterijska bolest, arterijsko starenje, venska procjena) i autonomne funkcije (vazomotorna funkcija i termoregulacija, krvni pritisak i varijabilnost srčanog ritma, neurološke procjene, itd.).

Tjelesna temperatura predstavlja stepen zagrijanosti organizma. Toplota u organizmu se stvara mišićnim radom, asimilacijom hrane i svim životnim procesima koji doprinose bazalnom metabolizmu, dok se iz organizma gubi radijacijom i vaporizacijom vode iz disajnih puteva i kože. Tjelesnu temperaturu određuje ravnoteža između stvaranja i odavanja toplote. Pošto se brzina hemijskih reakcija mijenja sa promjenom temperature, i budući da enzimski sistemi u organizmu imaju optimum delovanja u uskom rasponu temperature, normalno funkcionisanje organizma je u zavisnosti od relativne konstantnosti telesne temperature. Kod ljudi se smatra da normalna oralna (usna) temperatura iznosi 37 °C, ali je na velikom broju normalnih mladih odraslih osoba ustanovljena prosečna jutarnja oralna tjelesna temperatura od 36,7 °C, sa standardnom devijacijom od 0,2 °C. Zbog toga se kod većine (95%) mladih odraslih osoba može očekivati da se jutarnja oralna temperatura kreće od 36,3 °C – 37,1 °C ($\pm 1,95$ standardna devijacija). Povišena ili snižena temperatura jedan su od najčešćih indikatora kod mnogih oboljenja.

Razvoj prenosnog uređaja koji će biti u stanju da u realnom vremenu vrši monitoring i analizu gore pomenutih signala upravo je tema ovog rada. Portabilnost biomedicinskih uređaja je veoma važan aspekt. Pacijentima se omogućava kvalitetna medicinska njega u bolničkoj postelji, kod svoje kuće ili u nekim ekscedentnim situacijama. Glavni cilj je da pacijent postane što manje zavistan od svog ljekara, kako bi se isti rasteretio kada su u pitanju jednostavna, svakodnevna mjerenja ili osnovni regulatorni procesi. Pacijent aktivno učestvuje u svom liječenju, pritom vodeći normalan život.

Mobilni uređaji poput pametnih telefona i tablet računara sve više postaju sastavni dio modernog načina života. Mogućnost da se u jednom uređaju kombinuje više funkcija poput telefona, kamere, navigacije i slično, čini ih izuzetno popularnim i prije svega veoma korisnim. U posljednje vrijeme takvi uređaji se sve više koriste u telemedicini. Na primjer, fiziološke karakteristike poput frekvencije rada srca, ritma disanja i zasićenosti krvi kiseonikom se mogu mjeriti pomoću ugrađene kamere. Čak i složeni algoritmi za obradu biomedicinskih signala i slika se mogu implementirati zahvaljujući sve snažnijim procesorima i odgovarajućoj softverskoj podršci. Zbog toga ovakvi mobilni uređaji predstavljaju budućnost telemedicine i mogu imati značajnu ulogu pri ljekarskoj pomoći u slučajevima fizičke udaljenosti doktora i pacijenta.

Prateći ove tendencije, sastavni dio uređaja razvijenog u ovom radu čini pametni telefon sa Android operativnim sistemom.

Veoma često korišćen način za povezivanje pametnih telefona sa ostalim uređajima ili senzorima je preko nekog oblika bežične komunikacije, kao što je blutut (eng. *Bluetooth*). Iako ovaj pristup donosi jasne prednosti, postoje i neki nedostaci koji se moraju uzeti u obzir pri projektovanju jednog biomedicinskog uređaja. To su prije svega: povećana potrošnja, uticaj šuma, neophodnost podešavanja komunikacije pri svakom paljenju uređaja (eng. *non plug-and-play*), relativno visoka cijena komunikacionih modula.

Zbog toga je u ovom radu korišćen mikrofonski port za prikupljanje signala, eliminišući na taj način gore pomenute nedostatke bežične komunikacije. Pomalo je zaboravljeno da se analogni signali mogu prikupljati preko ovog interfejsa uz brojne prednosti: jednostavnost i stabilnost komunikacije, niska potrošnja, visoka rezolucija (do 24 bit/odbirak), mogućnost izbora željene frekvencije odabiranja (do 44 KHz), ugrađeni pojačavači i jednostavna softverska kontrola. Međutim, audio port ima ugrađene filtre propusnike opsega učestanosti, kako na ulaznoj, tako i na izlaznoj strani. Na ulaznoj strani, donja granična frekvencija zavisno od uređaja varira između 50Hz i 300 Hz, dok je gornja granična frekvencija oko 3,4 KHz. Najveći dio spektra EKG signala nalazi se ispod 50 Hz, kod PPG signala ispod 10 Hz, dok se temperaturni signal može smatrati DC signalom. Jasno je da se ovi signali ne mogu direktno snimati preko mikrofonskog porta, a da pri tom ne dođe do njihove ogromne degradacije.

Kako bi se biomedicinski ili drugi sporo promjenljivi signali mogli prikupljati preko mikrofonskog interfejsa, neophodno ih je, između ostalog, prethodno modulirati. Zbog toga je projektovano posebno kolo za analognu obradu signala sa zadatkom prikupljanja signala preko odgovarajućih soni i senzora, njihovog filtriranja i pojačanja. Srž sistema čini mikrokontroler MSP430F169, iz poznate *Texas Instruments*-ove niskopotrošačke serije MSP430. Najvažnije funkcije mikrokontrolera su modulacija signala i automatska kontrola pojačanja. Ovako kondicionirani signali se kombinuju u jedan signal, koji se preko standardnog 3,5mm audio konektora uvodi u Android uređaj.

Posebno razvijena Android aplikacija zadužena je za snimanje, razdvajanje, demodulaciju i vizuelizaciju signala. Nakon demodulacije, moguće je vršiti dalju obradu signala u cilju

ekstrakcije vitalnih parametara. Kod EKG signala vrši se detekcija QRS kompleksa i vrijednosti srčanog pulsa. Kod PPG signala detektuju se lokalni maksimumi i srčani puls. Na osnovu ova dva signala određuje se i vrijednost PTT intervala. Naravno, vrši se i detekcija tjelesne temperature. Na displeju se prikazuju talasni oblik EKG ili PPG signala, kao i detektovani parametri pulsa, PTT intervala i temperature.

Poglavlje 1.

1. EKG signal

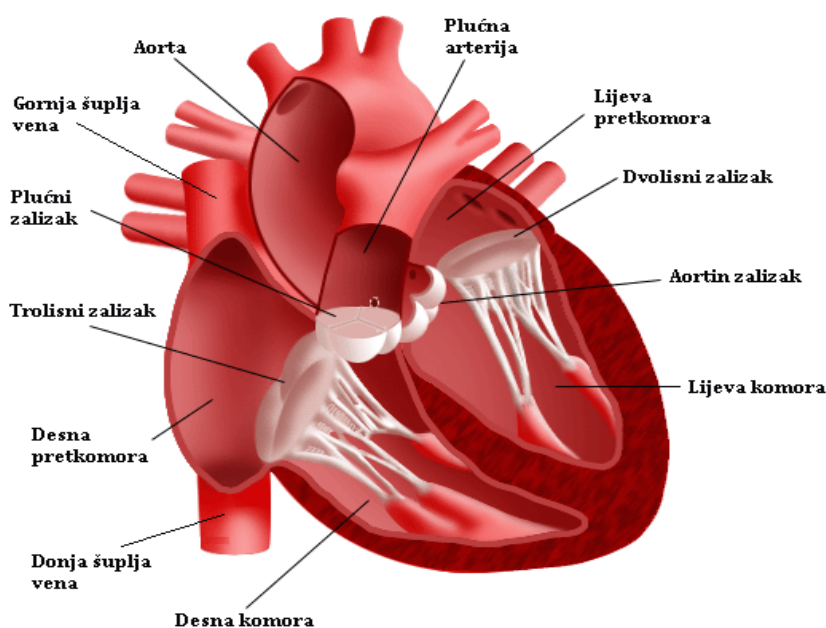
EKG signal je jedan od najprepoznatljivijih i najbolje proučenih biomedicinskih signala. Elektrokardiogramom se grafički predstavlja električna aktivnost srčanog mišića, koja nastaje kao rezultat električnih zbivanja na membranama miokardnih ćelija. Prvi uređaj za snimanje EKG signala, elektrokardiograf, konstruisao je 1902. godine ljekar i fizičar Willem Einthoven, za šta je 1924. god dobio Nobelovu nagradu za medicinu [1]. Elektrokardiogram pomaže u određivanju mehanizma i porijekla električnih impulsa i njihovog širenja kroz srčani mišić, pružajući obilje informacija o orijentaciji srca, hipertrofiji, ishemiji, povredama, nekrozi. Veoma je koristan i u procjeni rada pejsmejкера. Prednosti elektrokardiografije su pre svega njena neinvazivnost, jednostavnost za korišćenje, niska cijena i trenutna dostupnost podataka.

1.1 Anatomija i funkcija srca, krvotok

Srce je centralni organ čovjekovog krvotoka, koji svojom snagom pumpa krv u krvne sudove. Smješteno je u grudnom košu između lijevog i desnog plućnog krila, sa vrhom okrenutim nadolje i koso ulijevo. Njegova struktura je četvorokomorna, izgrađeno je od dvije pretkomore i dvije komore, Slika 1.1. Zidovi pretkomora su tanji od zidova komora. Naročito je snažan zid lijeve komore, jer ona, istiskujući krv u organizam, obavlja najveći rad. U desnoj polovini srca, pretkomora je od komore odvojena trolisnim, a u lijevoj polovini dvolisnim zaliscima. U građi srčanog tkiva razlikuju se tri sloja : perikard, miokard i endokard. Perikard, ili srčana maramica, predstavlja dvostruku opnu čiji unutrašnji dio prijanja na miokard, a spoljašnji je u vezi sa dijafragmom i grudnim organima. Između ovih opni nalazi se mala količina tečnosti koja smanjuje trenje i olakšava srčane pokrete. Miokard čini najveći dio mase srca. Sastoji se od poprečnoprugastih ćelija, koje se po građi i funkciji razlikuju od ćelija skeletne muskulature. Postoje dva tipa ovih ćelija : kardiomiocyte i purkinje-ćelije. Kardiomiocyte grade pretkomore i komore, dok su purkinje-ćelije krupnije i ulaze u sastav sinoaurikularnog (SA) i

atrioventrikularnog (AV) čvora, te Hisovog snopa čiji ogranci dopiru do svih dijelova komora. Endokard je unutrašnji tanki sloj koji oblaže srčane komore i pretkomore, prelazeći i na zaliske. Ojačan je vezivnim tkivom, naročito u zaliscima.

Krv iz tijela dospijeva preko gornje i donje šuplje vene u desnu pretkomoru. Iz desne komore izlazi plućna arterija koja se grana na lijevu i desnu plućnu arteriju, od kojih svaka ulazi u po jedno plućno krilo. U plućima se ove arterije granaju u sve sitnije ogranke koji se završavaju kapilarima. Tu se vrši razmjena gasova sa alveolama pri kojoj krv prima kiseonik, te hemoglobin prelazi u oksihemoglobin. Krv se zatim skuplja u sitne vene, pa u sve veće dok se na kraju ne ulije u četiri plućne vene. Ovim venama krv iz pluća dospijeva u lijevu pretkomoru srca. Tok krvi od desne komore, preko pluća do lijeve pretkomore naziva se mali krvotok.



Slika 1.1 Građa srca

Iz lijeve komore, preko aorte, krv se odvodi po tijelu. Aorta se grana u arterije koje arterijsku krv odvođe u glavu, gornje udove, trup i donje udove. Arterije se dalje granaju u sitnije ogranke—manje arterije i arteriole, preko kojih krv dospijeva do svih tkiva. U tkivima se najsitnije arterije granaju u gustu mrežu kapilara, preko kojih se obavlja razmjena materija između krvi i tkiva. Prečnik kapilara iznosi od 5 do 20 μm , tako da se kroz najsitnije kapilare

jedva provlače krvna zrnca. Zbog toga je protok krvi kroz njih usporen, što je veoma značajno jer se na taj način omogućava razmjena materija. Kapilari se međusobno spajaju i tako obrazuju najsitnije vene. Manje vene se dalje ulivaju u veće, sve do gornje i donje šuplje vene koje dovode krv iz tijela u desnu pretkomoru srca. Ovaj tok krvi naziva se veliki krvotok.

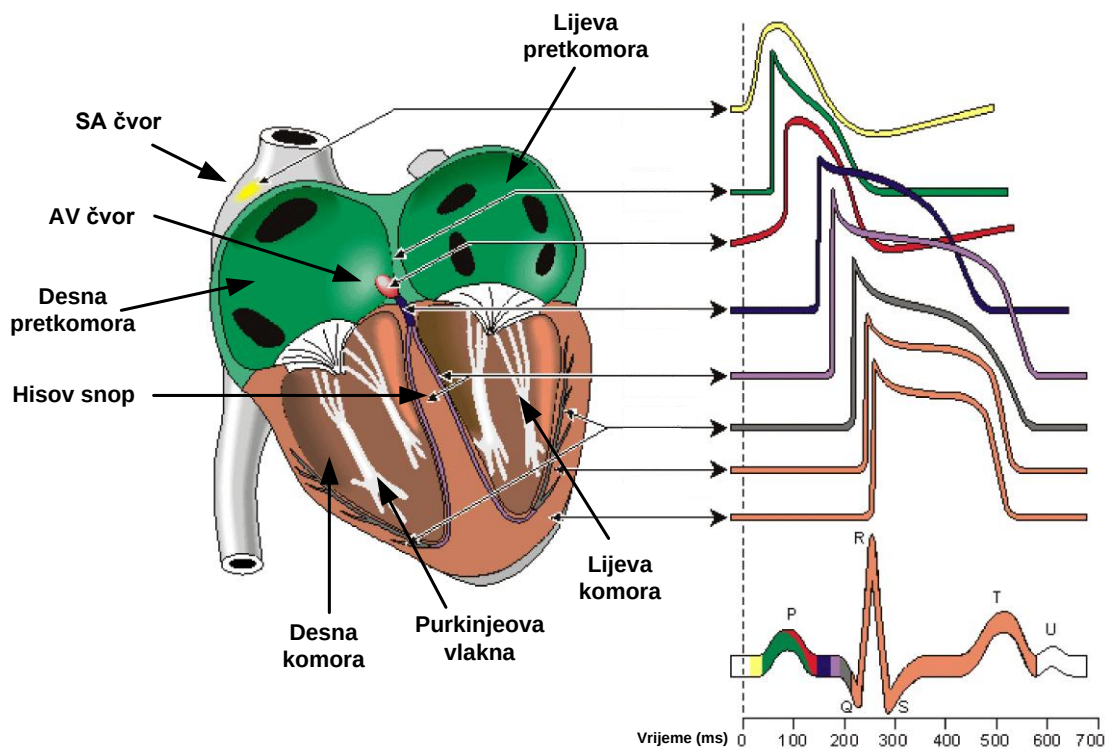
Srce je autoritmičan organ, što znači da je sposobno da se ritmički kontrahuje bez bilo kakve inervacije. Srčana revolucija počinje istovremenim grčenjem (sistolom) obje pretkomore pri čemu su obje komore opuštene (u diastoli). Potom slijedi grčenje komora, pri čemu su pretkomore u diastoli, nakon čega nastaje pauza. Za vrijeme pauze, zatvoreni su zalisci na ušću aorte i plućne arterije, jer je pritisak u njima veći od pritiska koji vlada u komorama. Za to vrijeme krv utiče u pretkomore, a potom u komore, jer su dvolisni i trolisni zalisci otvoreni. Za vrijeme sistole pretkomora sva krv iz njih biva istisnuta u komore. Nakon toga nastaje sistola komora, pri čemu se zatvaraju zalisci prema pretkomorama. Kada pritisak u komorama nadmaši onaj koji vlada u aorti i plućnoj arteriji, otvaraju se polumjesečasti zalisci i krv se istiskuje u aortu i plućne arterije. Posle sistole komora popušta zategnutost njihovih mišićnih zidova i krvni pritisak u njima smanjuje, pa je pritisak u aorti i plućnoj arteriji veći od njega. To dovodi do zatvaranja polumjesečastih zalizaka. Za vrijeme svake sistole srce odraslog čovjeka ubaci o krvotok oko 70 cm^3 krvi, što znači oko 6 litara u minuti.

I pored svoje autoritmike, srce ima svoju inervaciju. Dva živca vegetativnog nervnog sistema utiču na rad srca : nerv simpatikus povećava frekvenciju srčanog rada, dok nerv vagus usporava srčanu frekvenciju. Nervni impulsi iz viših dijelova centralnog nervnog sistema stižu do srca pomoću ova dva nerva i prilagođavaju rad srca trenutnom fiziološkom stanju organizma.

1.2 Pobudno-sprovodni aparat srca

Kao što je već rečeno, srčani mišić je izgrađen od dva osnova tipa ćelija. Prvi su kardiomiocyte, čija je osnovna funkcija u periodičnom grčenju i opružanju pod dejstvom pobudnih impulsa. U stanju mirovanja, njihova unutrašnjost je elektronegativna u odnosu na okolno okruženje, te kažemo da su polarisane. Ovaj polarizacioni potencijal naziva se transmembranski mirovni potencijal i njegova vrijednost obično iznosi od -60 do -85 mV. Pod dejstvom spoljašnjeg stimulusa, one su u stanju da se veoma brzo depolarišu usled nagle promjene propustljivosti membrane na pozitivne jone natrijuma koji ulaze u ćeliju (u nekim

ćelijama srca akcioni potencijal se prenosi pozitivnim jonima kalcijuma). Ovo izaziva grčenje ćelija. Proces repolarizacije, koji u mehaničkom smislu odgovara opružanju, odigrava se izlaskom jona kalijuma iz ćelija. Tokom faze repolarizacije, srčani mišić nije u stanju da se ponovo stimuliše, što ga štiti od prijevremene kontrakcije.



Slika 1.2 Pobudno-sprovodni aparat srca

Drugu grupu ćelija koje ulaze u građu srca predstavljaju ćelije specijalizovane za generisanje i provođenje električnih impulsa i one formiraju tzv. pobudno-sprovodni aparat. Ovaj aparat je sačinjen od tri specijalizovane strukture mišićnih vlakana : SA čvor, AV čvor, te Hisov snop sa Purkinjeovim vlaknima, Slika 1.2.

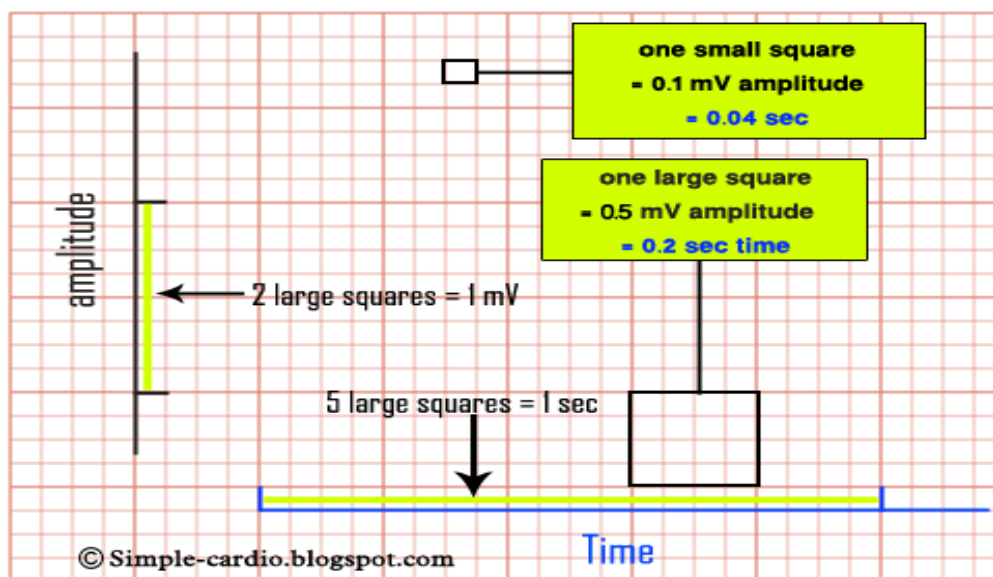
Sinusni ili SA čvor generiše impulse koji pokreću rad srca. On se nalazi u zidu desne pretkomore blizu samog ulaza gornje šuplje vene. Iako ćelije koje ga izgrađuju pripadaju grupi mišićnih ćelija, one se vrlo slabo kontrahuju budući da su specijalizovane za funkciju generisanja impulsa. Sinusni čvor generiše približno 100 impulsa u minuti. Međutim, on je takođe povezan i sa vlaknima autonomnog nervnog sistema koja prilagođavaju rad sinusnog čvora, usporavajući ga na oko 70 otkucaja u minuti. Kada je u pitanju aktivnost mišića, impulsi iz sinusnog čvora se direktno prenose u mišiće pretkomore, što dovodi do njihovog grčenja.

Kada bi došlo do prestanka rada sinusnog čvora, njegovu funkciju bi preuzeo atrioventrikularni čvor koji takođe ima sposobnost samostalnog generisanja impulsa. Međutim, sinusni čvor generiše impulse brže od atrioventrikularni čvora, tako da u toku normalnog rada SA čvora, AV čvor jednostavno prihvata prinudni rad na frekvenciji sinusnog čvora i sprovodi impulse dalje ka komorama. Prirodna frekvencija AV čvora je oko 40 do 60 otkucaja u minuti. Zbog toga se sinusni čvor naziva primarni pejsmejker dok se AV čvor naziva sekundarni pejsmejker. Pored sporijeg ritma, u AV čvoru je i provođenje signala znatno sporije zbog slabije konstante provodnosti ovih ćelija ($0.05 \frac{m}{s}$ naprema $4 \frac{m}{s}$ u SA čvoru). Upravo se ovim sporijim provođenjem omogućava dovoljno vremena za punjenje komora i osigurava koordinacija rada pretkomora i komora. U strukturama koje slede iza AV čvora (Hisov snop i Purkinjeova vlakna) brzina provođenja signala ponovo postaje velika zbog neophodnosti istovremene stimulacije svih mišićnih vlakana.

Nakon AV čvora signali putuju ka Hisovom snopu koji se nalazi u okviru vezivnog tkiva koje razdvaja pretkomore, levu od desne, kao i pretkomore od komora (i u fizičkom i u električnom smislu). Purkinjeova vlakna se nadovezuju na Hisov snop i njihov zadatak je da impulse sprovedu direktno do komora, kako bi se omogućila njihova simultana stimulacija. I Purkinjeova vlakna poseduju svojstvo samonadražljivosti, ali njihova funkcija ne može poslužiti kao adekvatan pejsmejker ukoliko dođe do gubitka funkcije sinusnog i AV čvora, jer je njihova frekvencija oko 30 do 40 otkucaja u minuti. Ipak, Purkinjeova vlakna se nazivaju tercijarnim pejsmejkerom.

1.3 Talasni oblik, segmenti i intervali EKG signala

EKG signal se iscrtava na milimetarskoj hartiji ili prikazuje na displeju uređaja. Elektrokardiografska milimetarska hartija je izdijeljena na tri različite veličine kvadratića od 1mm, 5mm i 25mm, Slika 1.3. Kako se hartija kreće brzinom od $25 \frac{mm}{s}$, to znači da horizontalna strana najvećeg kvadrata odgovara vremenu od 1s, srednjeg kvadrata 200ms, a najmanjeg 40ms. Što se mjerenje amplitude tiče, svaki aparat je etaloniran tako da 10mm predstavlja 1mV, što znači da vertikalna strana najmanjeg kvadrata predstavlja 0.1mV.



Slika 1.3 Primjer trake za snimanje EKG signala

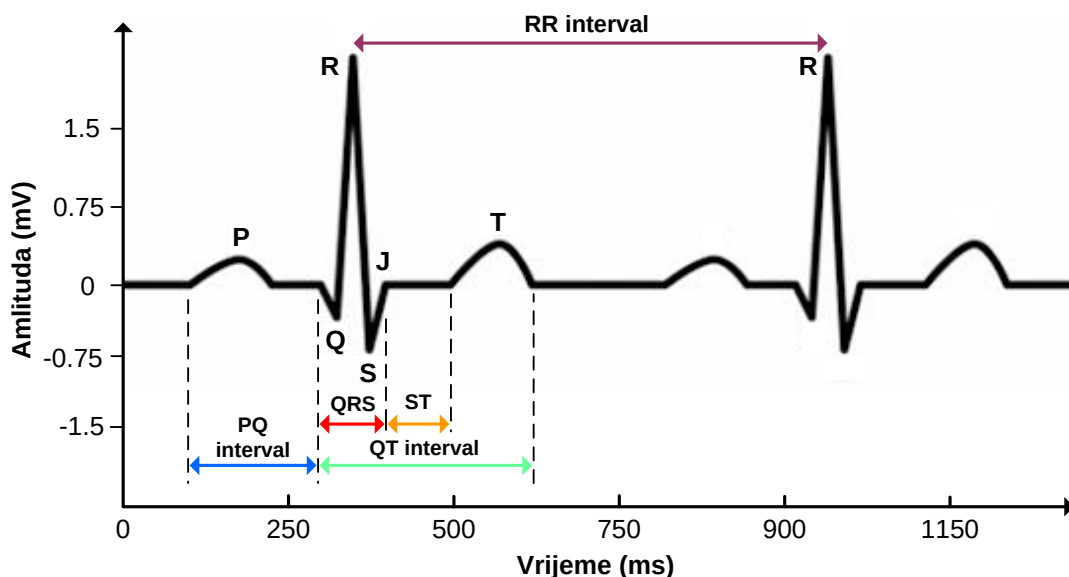
Kod snimanja standardnog bipolarnog elektrokardiograma, elektrode se postavljaju na ekstremitete i obično označavaju odgovarajućom bojom. Tako je pozitivna elektroda lijeve ruke žuta, negativna desne ruke crvena, pozitivna lijeve noge zelena, dok je elektroda desne noge crna. Ovakav raspored uveo je još Ainthoven, snimajući na taj način standardne odvođe predstavljene Ainthovenovim trouglom. Strane ovog trougla predstavljaju I, II i III odvod. Polovi prvog odvoda su lijeva (+) i desna ruka (-), drugog odvoda lijeva ruka (-) i lijeva noga (+), a polovi trećeg odvoda desna ruka (-) i lijeva noga (+).

Tipični EKG signal, za normalni otkucaj srca, se sastoji od *P talasa*, *QRS kompleksa*, i *T talasa*. Slika 1.4 prikazuje osnovni oblik EKG signala za zdravo srce sa *P*, *Q*, *R*, *S*, *J*, i *T* segmentima i standardnim EKG intervalima, a to su *PQ*, *QT* i *ST* intervali [2].

P talas započinje električni srčani ciklus u EKG-u, a predstavlja depolarizaciju pretkomora. Ima glatku morfologiju, trajanje od 100 do 120ms i amplitudu koja u drugom odvodu ne prelazi 0.2mV. Nazubljena morfologija ili vrijednosti veće od navedenih obično ukazuju na hipertrofiju ili nastanak depolarizacionih impulsa van SA čvora.

PQ interval je vrijeme koje se mjeri od početka *P talasa* do prvog zupca *QRS kompleksa*, tj. *Q* ili *R talasa*. Ovaj interval predstavlja vrijeme potrebno za sprovođenje impulsa kroz AV čvor i Hisov snop pre njegovog grananja. Normalno ovaj interval iznosi od 120 do 200ms. Kraći vrijeme

od ovoga ukazuje da je sprovođenje kroz AV čvor ubrzano ili da je AV čvor zaobiđen (WPW sindrom). Vrijeme duže od 200ms označava teškoće u sprovođenju.



Slika 1.4 Talasni oblik EKG signala sa značajnim intervalima

QRS kompleks označava depolarizaciju komora. Najčešće ima tri zupca, dva negativna-Q i S, te jedan pozitivan-R. Normalno trajanje ovog kompleksa je od 60 do 90ms i ne prelazi 120ms, a amplituda je obično između 1.5 i 2mV. Duže trajanje od navedenog ukazuje na asinhronu depolarizaciju komora. Q talas se ne javlja uvijek. Trajanja Q talasa duže od 20ms ili amplituda veća od 25% amplitude R talasa se smatraju abnormalnim. Zbog svojih strmih nagiba, *QRS kompleks* ima frekvencijski sadržaj koji je znatno veći od ostalih EKG talasa i uglavnom je koncentrisan u intervalu 5-40 Hz. Algoritam koji obavlja pretragu i pronalazi QRS komplekse se naziva QRS detektor.

ST segment je izoelektrični deo EKG-a koji se nalazi između QRS kompleksa i T talasa. Tačka u kojoj se spajaju QRS kompleks i ST segment naziva se tačka J (eng. *junction-spoj*). Ovaj segment elektrofiziološki odgovara stanju depolarizacije komora kada su uglavnom sve ćelije depolarisane, tako da ne treba da postoji električna aktivnost u komorama. Zbog toga je ST segment izoelektričan. Njegovo pomjeranje bilo naviše ili naniže skoro uvijek spada u patološke promjene.

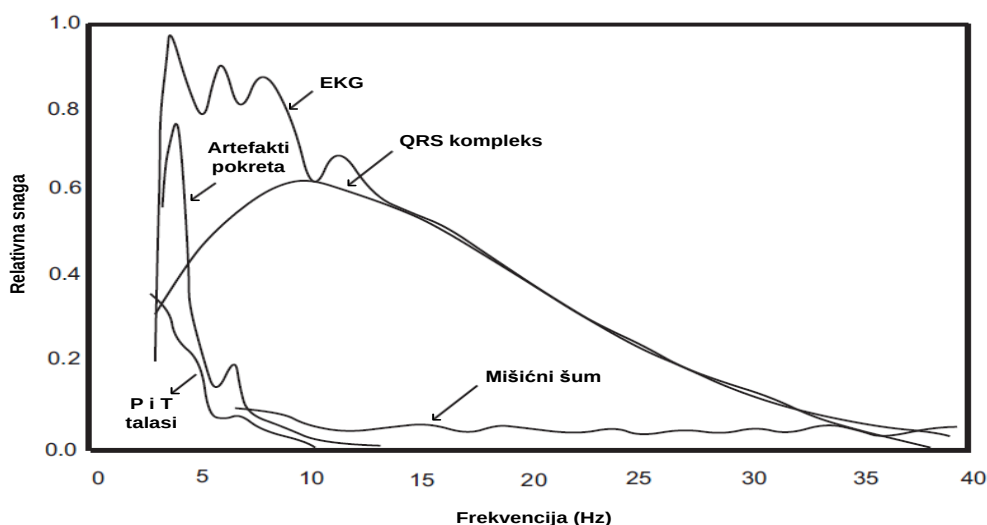
T talas označava repolarizaciju komora. Obično se nalazi na oko 300ms nakon QRS kompleksa, ali jako zavisi od srčanog pulsa, što dovodi do toga da se ovaj talas sužava i

približava QRS kompleksu kada je frekvencija rada srca veća. U normalnim uslovima, *T talas* ima zaobljenu morfologiju koja se ogleda u jednom pozitivnom vrhu. Ponekad se nakon *T talasa* javlja drugi spori talas koji se zove *U talas*. Porijeklo *U talasa* je nerazjašnjeno, ali on vjerovatno predstavlja ventrikularnu posle-repolarizaciju. Prilikom bržeg rada srca dolazi do spajanja P i T talasa.

QT interval predstavlja rastojanje od početka QRS kompleksa pa do kraja T talasa, tj. od početka depolarizacije komora pa do kraja repolarizacije komora. Ovo vrijeme je veoma zavisno od srčane frekvencije i usled toga veoma promjenjivo. Kako je ono značajno u nekim poremećajima ritma i pri uzimanju nekih antiaritmika, potrebno mu je trajanje tačnije odrediti, što se obično čini korekcijom pomoću Bazetove formule. Smatra se da je ovaj interval produžen ako je veći od 400ms za muškarce i 450ms za žene.

1.4 Šumovi u EKG signalu

Među osobinama biomedicinskih signala koje otežavaju njihovu analizu izdvajaju se nestacionarnost, podložnost šumu i varijabilnost u zavisnosti od pojedinaca. To je slučaj i kod EKG signala, a poseban problem predstavlja njegova velika podložnost različitim oblicima šuma. Ovdje će biti nabrojani neki od osnovnih izvora ovih smetnji i date njihove karakteristike, a više o ovoj temi se može naći u [3]. Na Slici 1.5 predstavljen je spektar snage EKG signala, QRS kompleksa, P i T talasa, artefakata pokreta i mišićnog šuma.



Slika 1.5 Spektar snage EKG signala, QRS kompleksa, P i T talasa, artefakata pokreta i mišićnog šuma

Elektromagnetni šum je posljedica uticaja elektromagnetnog polja izvora napajanja, Slika 1.6 (a). Oni unose šum na vrlo uskom dijelu spektra oko centralnih frekvencija od 50 ili 60 Hz. Zbog toga ga je relativno lako ukloniti filtrima propusnicima opsega učestanosti. Filtriranje može biti u analognom, ali je najčešće u digitalnom domenu. Smetnje zbog naponskih izvora se javljaju preko dva mehanizma, a to su kapacitivna i induktivna sprege. Kapacitivne sprege se odnose na prenos energije između dva električna kola, pomoću kapacitivnosti koja se javlja između njih. Vrijednost kapacitivne sprege se smanjuje sa povećanjem odvojenosti kola.

Kontaktni šum nastaje prilikom promjene rastojanja između izvora signala (srca) i elektroda pri pokretima pacijenta, uključujući i disanje. To za posljedicu ima promjenu impedanse između elektroda i tijela pacijenta. Kontaktni šum je uglavnom niskofrekventan, sa opsegom ispod 1 Hz. Međutim, u nekim testovima pri opterećenju ili Holter monitoringu, spektar šuma se proteže i do nekoliko herca. Često ovaj vid šuma izaziva i pomjeranje bazne linije, Slika 1.6 (c), koje ima frekvencijski sadržaj ispod 0,5 Hz i lako se odstranjuje visokopropusnim filtrima bez oštećenja karakteristika EKG signala.



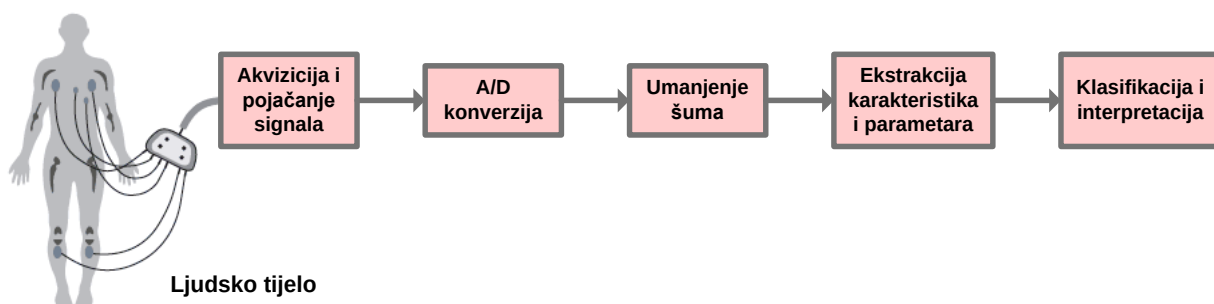
Slika 1.6 Tipovi šuma u EKG signalu : (a) elektromagnetni šum od izvora napajanja 50 Hz; (b) mišićni šum; (c) pomjeranje bazne linije; (d) artefakti pokreta

Mišićni šum nastaje kontrakciom skeletnih mišića usljed pokreta ili neadekvatne ambijentalne temperature. Kontrakcije mišića u blizini elektroda za snimanje EKG signala stvaraju depolarizacije i repolarizacije talase koji se mogu superponirati EKG signalu, Slika 1.6 (b). Uticaj pokreta postaje posebno izražen u testovima opterećenja ili Holter monitoringu. U testovima u stanju mirovanja, neadekvatna temperatura vazduha, previsoka ili preniska, izaziva nevolje kontrakcije skeletnih mišića koje stvaraju šum. Budući da se ovaj vid šuma javlja u opsegu od 20 do 80 Hz, on preklapa se sa spektralnim komponentama EKG signala i veoma ga je teško otkloniti.

Artefakti pokreta su prouzrokovani pomjerajima elektroda koji nastaju zbog pokreta pacijenta, Slika 1.6 (d). Pošto je energija signala artefakata pokreta koncentrisana u opsegu 1-10 Hz, dolazi do potpunog preklapanja sa spektrom EKG signala, a pogotovo sa QRS kompleksom. Zbog toga artefakti pokreta u pogledu uklanjanja predstavljaju najteži tip šuma i dovode do velike distorzije EKG signala. Amplitude ovog šuma mogu da budu tako velike da u radu QRS detektora dolazi do pogrešnih detekcija QRS kompleksa.

1.5 Obrada EKG signala

EKG signal predstavlja važan izvor dijagnostičkih informacija u kardiologiji, zbog čega su njegovo adekvatno prikupljanje i obrada veoma važni. Kao što je već rečeno, EKG signal je kvaziperiodičan, male amplitude (do nekoliko mV) i često zahvaćen šumom, što sve zajedno znatno otežava njegovu manipulaciju. Zbog toga proces prikupljanja i obrade EKG signala prolazi kroz više faza, prikazanih na Slici 1.7.



Slika 1.7 Glavne faze u procesu prikupljanja i obrade EKG signala

Zavisno od potreba, EKG signal može biti sniman sa različitih dijelova tijela, čime varira i njegova amplituda od nekoliko μV (unutrašnjost arterija i komora) do nekoliko mV (površina

kože grudnog koša i ekstremiteta). Zbog male amplitude, pojačanje signala je neophodno, ali se pri tome, zbog bezbjednosti pacijenta, mora voditi računa o galvanskoj razdvojenosti [4]. U modernim elektrokardiografskim sistemima pojačanje je obično između 3 i 10 puta, ali u specifičnim aplikacijama ono zna da ide i do nekoliko stotina puta.

Digitalna obrada je nezamjenjiva u izvođenju preciznih mjerenja svih biomedicinskih signala, pogotovo kada se akvizicija vrši u ambijentalnim uslovima. Zbog toga se nakon pojačanja, signal pretvara u svoj digitalni oblik pomoću A/D konvertora. Jedan tip A/D konvertora koji se često koristi u biomedicini je sigma-delta konvertor visoke rezolucije (22 bit/odbirak), niskog stepena šuma i frekvencijom odabiranja koja znatno premašuje Najkvistov kriterijum (oversampling), predstavljenim u [5].

Kao što je navedeno u prethodnom poglavlju, EKG signal je uvijek zahvaćen šumom, što može znatno da oteža postupak detekcije QRS kompleksa i drugih važnih parametara signala. Zbog toga se filtrima za umanjenje šuma poklanja posebna pažnja i najčešće se realizuju u digitalnom obliku. Posebno teški za uklanjanje su šumovi čiji se frekvencijski spektar preklapa sa spektrom EKG signala, kao što su šumovi koji potiču od mišićnih kontrakcija i pokreta. Zbog toga se umanjenje šuma primjenjuje samo onda kada ne dolazi do prevelike degradacije korisnog dijela EKG signala.

Ekstrakcija karakteristika EKG signala se vrši da bi se obezbjedile informacije koje su značajne za dijagnostiku. Ove karakteristike su uglavnom prisutne u vremenskom domenu, mada bi mogle biti definisane i u frekvencijskom domenu. Neke od ovih karakteristika su:

- vremenski intervali između vrhova uzastopnih R talasa,
- trajanje PQ, QT, ST i QRS segmenata,
- amplitude P, Q, R, S i T talasa,
- trajanje P, R, i T talasa,
- lokacija centra R talasa, itd.

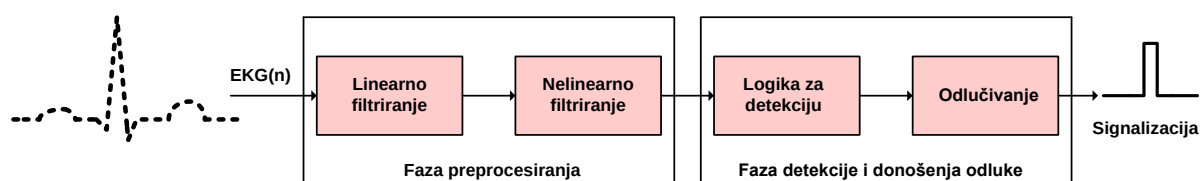
Nakon ekstrakcije relevantnih karakteristika i parametara EKG signala, pristupa se klasifikaciji. Ona se obavlja na osnovu samog oblika QRS kompleksa, dužine intervala u okviru P-QRS-T kompleksa i dužine RR intervala. Na osnovu ovih podataka signal se svrstava u neku od postojećih klasa, što predstavlja bazu za analizu poremećaja ritma. Interpretacija predstavlja

finalni fazu obrade EKG signala. Njen cilj je razumijevanje rezultata EKG testiranja i donošenje dijagnoze. Finalnu interpretaciju naravno uvijek obavlja specijalista, a računarski sistemi tu imaju ulogu okruženja koje potpomaže donošenju odluka.

1.6 Metode za detekciju QRS kompleksa

QRS kompleks je dominantna karakteristika srčanog ciklusa. R talas, unutar QRS kompleksa, se može prepoznati po ostrim ivicama i visokoj amplitudi kao što je već prikazano na Slici 1.3. Zbog toga, relativno je lako prepoznati QRS kompleks u EKG signalu, čak i u prisustvu šuma. QRS detekcija je osnova za mnoge algoritme za obradu EKG-a. Trenutna vrijednost SP-a može biti određena računanjem vremenskog intervala između dva uzastopna pojavljivanja QRS kompleksa.

QRS detektor koji je koristan sa kliničkog stanovišta mora imati mogućnost detekcije QRS kompleksa u signalima koji sadrže različite srčane ritmove, QRS morfologije i šumove. Tačnost QRS detektora mora biti procjenjena na osnovu signala koji u sebi sadrže razne smetnje, na koje detektor mora biti otporan. Tipičan QRS detektor može biti predstavljen blok dijagramom sa Slike 1.8. U prikazanoj strukturi QRS detektora, svrha preprocesora je poboljšanje QRS kompleksa i umanjeње šuma i artefakata. Preprocesor se obično implementira kao linearni filter koji ima karakteristike filtra propusnika opsega. Može se koristiti propusni opseg između 5 i 25 Hz. Nakon linearnog filtriranja, vrši se nelinearna transformacija, koja još više ističe QRS komplekse, transformišući ih u izražene maksimume pogodne za primjenu pragova za detekciju. Izlaz preprocesora se dovodi do ulaza sistema za detekciju i odlučivanje. Jedinica za donošenje odluke implementira određena pravila za utvrđivanje prisustva QRS kompleksa. U QRS detekciji je veoma poželjno koristiti adaptivnost pragova za detekciju, jer se morfologija i amplituda QRS kompleksa mogu promijeniti već u samo par sekundi.



Slika 1.8 Faze u radu tipičnog QRS detektora

Poteškoće u detekciji QRS kompleksa nastaju iz više razloga. Neki od njih su sadržani u promjenama morfologije QRS kompleksa koje mogu biti fiziološke ili tehničke prirode. Npr., jedna od poteškoća fiziološkog porijekla je promjena amplituda QRS kompleksa. Na Slici 1.9 su prikazani EKG signali sa promjenljivom morfologijom QRS kompleksa. Vrlo značajno je i to da preveliki P ili T talasi mogu da dovedu do lažnih detekcija QRS kompleksa. Pojava već opisanih šumova i artefakata je druga velika grupa izvora grešaka u radu QRS detektora.



Slika 1.9 Primjeri EKG signala sa promjenljivom morfologijom QRS kompleksa

Algoritmi za QRS detekciju uglavnom koriste energetski sadržaj QRS kompleksa koji se nalazi u opsegu između 5 i 25 Hz. Najveći broj algoritama se temelji na nekim od sledećih metoda: banke filtara, diferencijatori, waveleti, neuralne mreže, itd. Ovdje je predstavljeno nekoliko metoda za razvoj algoritama za detekciju QRS kompleksa.

U [6] je dat pregled principa softverske detekcije QRS kompleksa. Skoro sve realizacije QRS detektora koriste filtriranje prije same detekcije. To se radi zbog umanjenja drugih komponenti EKG signala, kao što su P i T talasi i razni artefakti. Preporučljiva je kombinovana primjena nisko-propusnog i visoko-propusnog filtara ili filtara propusnika opsega u cilju slabljenja frekvencijskih komponenti izvan opsega 10-25 Hz.

Hamilton-Tompkinsov i Pan-Tompkinsov algoritam se zasnivaju na digitalnim filtrima i pronašli su široku primjenu u QRS detekciji. Ovi algoritmi su opisani u [7] i [8] i oni prvo vrše filtriranje EKG signala pomoću filtra propusnika opsega, što smanjuje lažne detekcije QRS

kompleksa koje su prouzrokovane raznim smetnjama u EKG signalu. Kod Pan-Tompkinsonovog algoritma, nakon filtriranja pomoću kaskade visoko-propusnog i nisko-propusnog filtera, vrši se diferenciranje signala. Izlaz diferencijatora se kvadrira i posle toga se vrši integracija sa pokretnim prozorom (eng. *moving window integration*). Kvadriranje doprinosi pojačanju dijela signala dobijenog diferenciranjem QRS kompleksa i smanjenju broja lažnih detekcija zbog T talasa sa energijama većim nego uobičajeno. Primjenjeni filtri koriste koeficijente pogodne za implementaciju na procesorima sa cjelobrojnom aritmetikom. Algoritam za detekciju ima mogućnost tačne detekcije QRS kompleksa u prisustvu šumova tipičnih za ambulantnu EKG opremu. Algoritam čine prva i druga faza učenja i faza detekcije. Prva faza traje 2 s i služi za inicijalizovanje pragova za detekciju koristeći vrhove signala i šuma koji su detektovani u fazi učenja. Druga faza učenja zahtjeva dva R talasa da bi se inicijalizovale srednja i granična vrijednost RR intervala. U fazi detekcije se, za QRS komplekse, generišu impulsi koji signaliziraju njihovu pojavu. U detekciji se koriste dva seta pragova. Prvi set pragova se koristi za filtrirani EKG signal, a drugi, za signal dobijen nakon prolaska signala kroz integrator sa pokretnim prozorom. Ovo je uvedeno zbog povećanja pouzdanosti detekcije u odnosu na upotrebu samo jednog signala za primjenu praga.

Mnoge wavelet-bazirane metode [9, 10, 11] se zasnivaju na Malatovom i Hwangovom principu za detekciju i klasifikaciju singulariteta, koristeći lokalne maksimume koeficijenata WT dobijenih nakon transformacije signala. Ispitana je korespondencija između singulariteta funkcije i lokalnih maksimuma u njenoj WT. Singulariteti u funkciji odgovaraju paru maksimalnih modula koji se javljaju među koeficijentima detalja. Algoritam koji su predložili Malat i Hwang [12] je po prvi put primjenjen u QRS detekciji u [13], gdje se R talasi pronalaze pretraživanjem relevantnih nivoa WT. Za validni R talas, procijenjena *Lipschitz* regularnost mora biti veća od nule, $\alpha > 0$ [13]. Algoritam primjenjuje i pravila odlučivanja koja se odnose na znak i vremensku pojavu vrhova signala na različitim nivoima WT.

Neuralne mreže se koriste u nelinearnoj obradi signala, klasifikaciji i optimizaciji, a njihov performans se pokazao kao dobra alternativa klasičnim linearnim pristupcima. U detekciji QRS kompleksa, neuralne mreže se koriste kao adaptivni nelinearni prediktori [14, 15]. Cilj je predviđanje vrijednosti trenutnog odbirka $x(n)$ iz vrijednosti prethodnih odbiraka $x(n-i)$, $i > 0$. Najveći dio EKG signala su ne-QRS segmenti i odbirci tih segmenata se dobro predviđaju. QRS

segment ima nagle promjene koje dovode do povećanja greške u predviđanju. Upravo se ova greška predviđanja koristi za detekciju QRS kompleksa.

U [16] je opisana primjena matematičke morfologije u detekciji QRS kompleksa. Matematička morfologija potiče iz obrade slike, a u [17] je predložena za poboljšanje EKG signala, gdje je predstavljeno uklanjanje šuma iz EKG signala.

1.7 Analiza varijabilnosti srčanog ritma

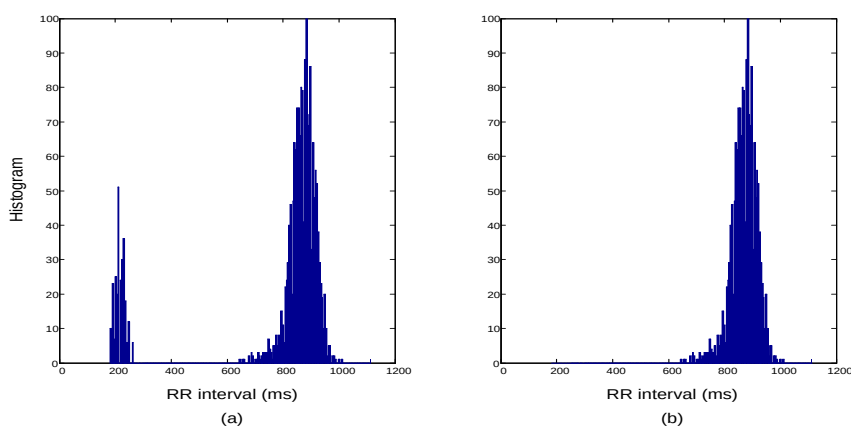
Analiza varijabilnosti srčanog ritma (HRV) pomaže u procjeni kvaliteta kontrole rada srca koju obavlja autonomni nervni sistem. Kao što je već rečeno, simpatički i parasimpatički nervni sistem imaju antagonističko dejstvo na frekvenciju rada srca, respektivno povećavajući ili smanjujući je, te time prilagođavaju rad srca trenutnoj situaciji. Kod zdravog pojedinca, normalne su izvjesne fluktuacije srčanog ritma u okviru određenih granica. Međutim pod dejstvom određenih stimulusa (alkohol, nikotin, neki medikamenti) ili oboljenja (infarkt miokarda, dijabetes tipa 2, otkazivanje bubrega), regulisanje srčanog ritma postaje otežano i varijabilnost se značajno smanjuje [18, 19]. Postoje više metoda za HRV analizu, a glavna podjela je na metode u vremenskom i u frekvencijskom domenu.

U vremenskom domenu, HRV analiza se svodi na analizu promjene trajanja RR intervala. Prema tome, detekcija QRS kompleksa i lociranje vrha R talasa u njima su od presudnog značaja. U stanju mirovanja, kada je nivo šuma koji zahvata EKG signal relativno nizak, ova metoda daje veoma zadovoljavajuće rezultate. Međutim, u prisustvu artefakata dolazi do lažnih detekcija QRS kompleksa, što znatno umanjuje tačnost određivanja RR intervala. Zbog toga, isključenje nevalidnih RR intervala predstavlja važan korak u uređenju njihove vremenske serije kako bi HRV analiza bila pouzdanija.

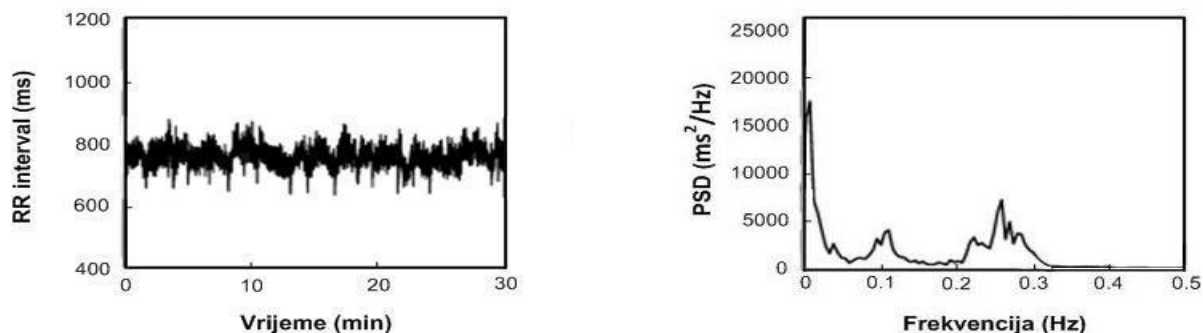
Jednostavan pristup u uklanjanju nevalidnih RR intervala je primjena kriterijuma isključenja, kojim se RR interval smatra abnormalnim ako odstupa više od 20 % od srednjeg trajanja prethodnih RR intervala [20]. Međutim, znatno pouzdanija je HRV metoda bazirana na histogramu, kojom se isključuju intervali uzrokovani nepravilnim otkucajima srca ili artefaktima. Ovakvi RR intervali često imaju tendenciju da se nađu dalje od dominantnog vrha histograma. Histogram na Slici 1.10 (a) ima dva vrha : manji uzrokovan lažnim detekcijama R talasa, te veći

prouzrokovan dominantnom dužinom RR intervala. Histogram na Slici 1.10 (b) dobijen je nakon uklanjanja nevalidnih RR intervala.

Spektralna analiza HRV-a se može vršiti na nizovima RR intervala dobijenih iz kratkih snimaka EKG-a (3-5 minuta), kao i iz 24-časovnih nadgledanja pomoću holtera. Spektralna analiza HRV-a normalnog subjekta u stanju mirovanja pokazuje da postoje tri glavne spektralne komponente, što se vidi na Slici 1.11 (desno). Spektralna analiza je izvršena na intervalima prikupljenim u toku 30 minuta. Vrlo niske frekvencije su u opsegu 0-0.03 Hz, komponente niskih frekvencija su oko 0.1 Hz, a visoko-frekvencijske komponente su oko 0.25 Hz [21].



Slika 1.10 Histogram RR intervala : (a) validni i nevalidni RR intervali ; (b) histogram dobijen izostavljanjem nevalidnih RR intervala



Slika 1.11 Spektralna analiza RR intervala snimljenih u stanju mirovanja

Poglavlje 2.

2. PPG signal

Pulsna oksimetrija je uvedena 1983 godine kao neinvazivna metoda za praćenje zasićenosti arterijske krvi kiseonikom. Priznata u svijetu kao standard njege u anesteziologiji, široko se primjenjuje u intenzivnoj njezi, operacionim salama, hitnoj pomoći, prevozu pacijenata, porođajnim salama, neonatalnoj njezi, laboratorijama za istraživanje sna, kućnoj njezi i veterini. Ona obezbjeđuje rane informacije o problemima dotoka kiseonika u tkiva. Ovi problemi mogu nastati zbog neodgovarajuće smješe gasova, zapušnim disajnim putevima, neadekvatnom disanju, razmjeni gasova ili cirkulaciji i sl.

2.1 Transport kiseonika kroz organizam

Kiseonik je od vitalnog značaja za ispravno funkcionisanje svake ćelije u ljudskom tijelu. U njegovom nedostatku, u produženom trajanju, ćelije umiru. Tako na primjer, vrijeme preživljavanja nakon totalnog prestanka dopremanja kiseonika kod mišićnih ćelija je 2 sata, kod jetre i bubrega 10 minuta, oštećenja srca nastaju nakon 5 minuta, dok je kora velikog mozga najosjetljivija i može da izdrži bez kiseonika manje od jednog minuta [22]. Dopremanje kiseonika do svake ćelije se obavlja aktivnošću respiratornog i sistema za cirkulaciju.

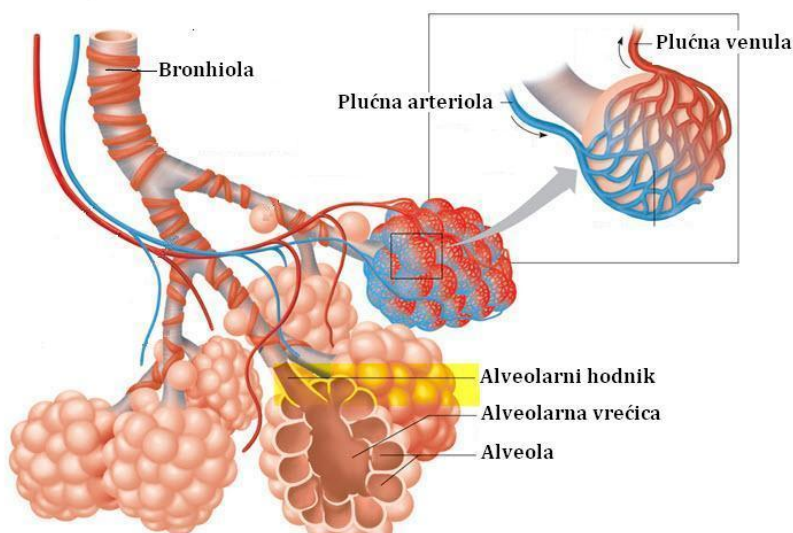
2.1.1 Disanje

Disanje je nevoljni, ritmički proces ubacivanja i izbacivanja vazduha u i iz pluća. Ovaj proces kontrolišu respiratorni neuroni smješteni u moždanom stablu. Tu se stižu povratne informacije od brojnih mehano i hemoreceptora, na osnovu kojih respiratorni neuroni regulišu pravilan ritam, frekvenciju i dubinu disanja. Mehanoreceptori daju informacije o mehaničkim aspektima disanja, poput stepena širenja i skupljanja pluća tokom udaha i izdaha. Hemoreceptori su smješteni u karotidnim arterijama i aorti, a obezbjeđuju informacije o nivoima ugljen-dioksida, kiseonika i jona vodonika u krvi.

Sam mehanizam disanja zasnovan je na principu toka vazduha sa mjesta višeg ka mjestu nižeg pritiska. Respiratorni neuroni pobuđuju motorne neurone u kičmenoj moždini koji izazivaju grčenje dijafragme, grudnih i međurebarnih mišića. Grčeći se, ovi mišići izazivaju podizanje grudnog koša, šireći pluća i smanjujući pritisak u njima. Kada atmosferski pritisak postane veći od onog u plućima, vazduh ulazi u njih i to se naziva udisanjem. Opuštanje pomenutih mišića izaziva spuštanje grudnog koša čime se povećava pritisak u njima. Kada taj pritisak prevaziđe atmosferski, vazduh izlazi iz pluća i nastupa izdisanje.

2.1.2 Difuzija

Proces disanja obezbjeđuje stalan priliv svježeg vazduha u pluća. U alveolama, funkcionalno najvažnijim i strukturno najzastupljenijem dijelu pluća, procesom difuzije vrši se razmjena gasova sa gustom mrežama kapilara koja ih okružuje. Prosječan čovjek ima oko 600 miliona alveola, koje obezbjeđuju površinu od oko 70 m^2 za razmjenu gasova [23]. Sam proces difuzije predstavlja kretanje čestica sa područja višeg ka području nižeg parcijalnog pritiska. Naime, vazduh u alveolama ima viši parcijalni pritisak kiseonika i niži parcijalni pritisak ugljen-dioksida od onog u krvi. Zbog toga CO_2 difunduje iz krvi u alveole a kiseonik iz alveola prelazi u krv.



Slika 2.1 Alveole

Gasovi se ne rastvaraju naročito dobro u krvi, koja se u najvećoj mjeri sastoji iz vode. Zbog toga je neophodan drugi način transporta kiseonika, a to je uz pomoću hemoglobina sa kojim se za istu količinu krve plazme može transportovati 65 puta više kiseonika nego što bi to

bilo moguće bez njega. Ovaj respiratorni pigment se nalazi u eritrocitima. Jedno crveno krvno zrnce sadrži 265 miliona molekula hemoglobina. Izgrađen je od četiri jedinice hema, jedinjenja koje sadrži gvožđe, te četiri jedinice polipeptidnih lanaca globina. Tako jedan molekul hemoglobina može da veže četiri molekula kiseonika, odnosno osam atoma.

Kao respiratorni pigment, hemoglobin kada je oksigenizovan mijenja boju u svijetlo crvenu, dok mu je boja tamno crvena kada je deoksisigenizovan. Upravo ovu osobinu koristi pulsna oksimetrija za određivanje zasićenosti krvi kiseonikom. Kada se kompletno deoksisigenizovani molekul hemoglobina sjedini sa molekulom kiseonika, tada se njegov afinitet ka drugom molekulu O_2 povećava, i tako redom. I obrnut proces važi : kada se otpusti jedan molekul kiseonika, vjerovatnoća za otpuštanjem sljedećeg raste.

Kao što je već rečeno, hemoglobin povećava sposobnost transporta kiseonika oko 65 puta, ali se nešto O_2 ipak rastvara u plazmi. Tako se u 100 mL krvi nalazi 19 mL vezanog i oko 0.3 mL rastvorenog kiseonika.

Kada oksigenizovana krv dospije do kapilara, okolna tkiva obično imaju niži parcijalni pritisak kiseonika od onog u krvi. Tada O_2 difunduje u međucelijski prostor a odatle u ćelije, dok ugljen-dioksid difunduje u krv. Tkivima je obično dostupno od 550 do 650 $mL/(min \cdot m^2)$ kiseonika, ali u njih ne prelazi sva ta količina. Kod zdravog pojedinca, u normalnim uslovima, u tkiva obično difunduje od 115 do 165 $mL/(min \cdot m^2)$ kiseonika [24] .

Osim hemoglobina, u mišićima postoji još jedan respiratorni pigment odgovoran za braonkasto-crvenu boju ovih ćelija, a to je mioglobin. On ima veći afinitet prema kiseoniku, ali ga ne otpušta pod istim uslovima kao hemoglobin. Samo kada je parcijalni pritisak kiseonika u okolnim tkivima manji od 20 mmHg, kao npr. pri fizičkom vježbanju, difuzija može da se odigra. Na taj način mioglobin smanjuje potrebu za dostavom kiseonika mišićnim tkivima u ekstremnim uslovima, ali on može obezbjediti samo ograničene količine kiseonika i to u toku kratkog vremenskog perioda [25].

2.2 Principi pulsne oksimetrije

Pulsni oksimetri su komercijalno dostupni od prve polovine 80-ih godina prošlog vijeka, a od tada su postali standardni uređaji za monitoring u operacionim salama i intenzivnoj njezi. Oni

kontinualno procjenjuju saturaciju arterijske krvi kiseonikom i daju važne informacije o stanju kardiorespiratornog sistema pacijenta.

Princip rada ovih uređaja temelji se na činjenici da oksigenizovani hemoglobin (HbO_2) ima veći apsorpcioni koeficijent infracrvene svjetlosti od deoksigenizovanog hemoglobina (Hb), koji pak bolje upija crvenu svjetlost od HbO_2 . Kao izvori svjetlosti služe dvije svijetleće diode (LED). Jedna emituje crvenu svjetlost talasne dužine 660 nm, dok je druga izvor infracrvene svjetlosti talasne dužine 940 nm. Ove talasne dužine su izabrane jer se na njima apsorpcioni koeficijenti Hb i HbO_2 međusobno najviše razlikuju. Nivo zasićenosti kiseonikom se određuje iz odnosa apsorbovane crvene i infracrvene svjetlosti, a stepen apsorpcije se detektuje fotodiodom.

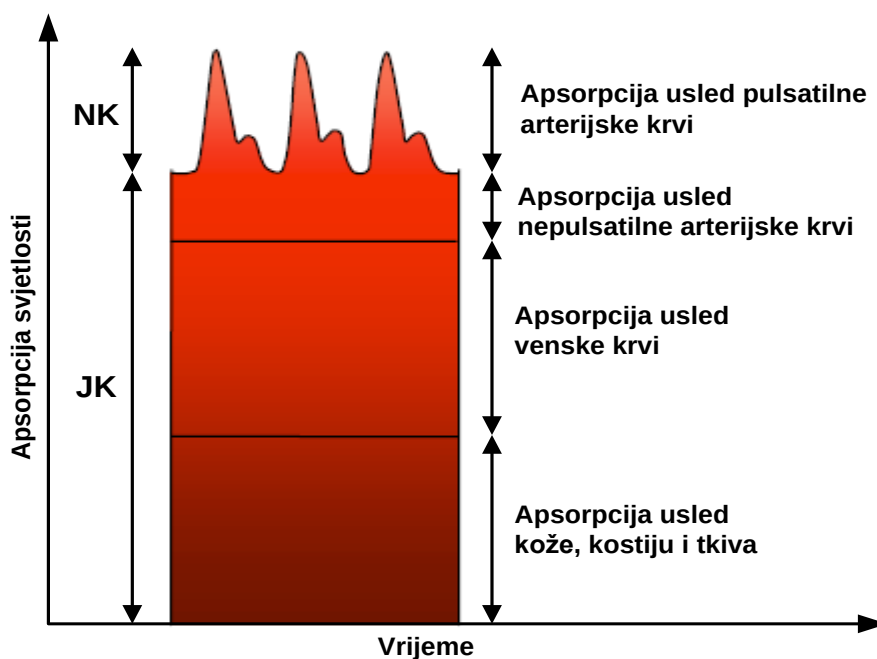
Iako su LE diode unijele veliko poboljšanje u odnosu na ranije tipove oksimetara, prije svega u vidu neinvazivnosti i jednostavnosti, postoje i izvjesni problemi koji prate njihovu upotrebu. Naime, tolerancija između naznačene i stvarne vrijednosti talasne dužine može da bude i do ± 15 nm, što ukoliko se ne uzme u obzir može da izazove značajne greške u mjerenju. Osim toga, uređaj treba da razlikuje vrijednosti apsorpcije svjetlosti za arterijsku krv, vensku krv i vezivna tkiva. Ovaj problem se rješava zahvaljujući činjenici da je arterijska krv, za razliku od venske i one u tkivima, pulsatilne prirode.

Treba napomenuti da postoje izvjesna odstupanja između stvarne zasićenosti arterijske krvi kiseonikom ($S_a\text{O}_2$) i one dobijene pomoću pulslog oksimetra ($S_p\text{O}_2$). Naime, mjerenje apsorpcije svjetlosti na samo dvije talasne dužine dopušta da razlikujemo samo dvije apsorbujuće supstance, Hb i HbO_2 . Međutim, u krvi postoji još oblika hemoglobina, poput karboksihemoglobina (COHb) i methemoglobina, koji takođe upijaju svjetlost i na taj način utiču na mjerenje. Sve dok se mjerenje ne obavlja na onoliko talasnih dužina koliko ima apsorbera u krvi, koncentracije Hb i HbO_2 , a samim tim i saturacija kiseonikom se ne mogu tačno odrediti [26].

Ipak, u operacionim salama i intenzivnoj njezi, kada je brza detekcija hipoksemije od velikog značaja, razumno mala odstupanja u tačnosti se mogu tolerisati u odnosu na prednosti koje donosi primjena ovih uređaja u vidu neinvazivnosti, trenutne i kontinualne dostupnosti podataka. Međutim, u aplikacijama gdje je tačnost imperativ, poput detekcije hipoksije, pitanje upotrebe pulsne oksimetrije ostaje otvoreno.

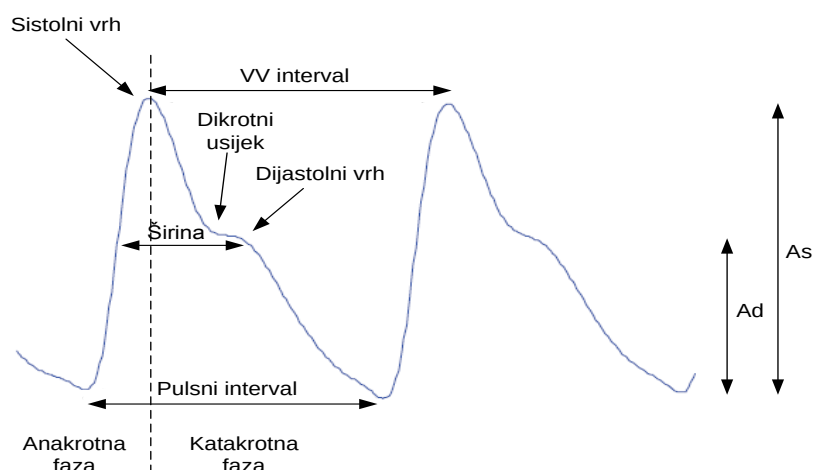
2.3 Talasni oblik PPG signala

Rad pulsni oksimetara zasnovan je na činjenici da je krv u arterijama pulsatile prirode. Naime, arterije sadrže više krvi tokom sistole nego tokom diastole, te im se usljed povećanja pritiska povećava i prečnik. Povećanje prečnika i koncentracije hemoglobina utiču na povećanje apsorpcije svjetlosti, što za posljedicu ima da je signal koji daje fotodioda vremenski promjenljiv. Ovaj signal se naziva fotopletizmografskim (PPG) signalom. Pulsatilna komponenta ovog signala, koja je posljedica promjene u apsorpciji, često se naziva i „naizmjeničnom“ komponentom (NK). Ona ima centralnu frekvenciju od oko 1 Hz, zavisno od frekvencije rada srca, te čini svega 1 do 2 % ukupne apsorpcije. Nepulsatilna ili „jednosmjerna“ komponenta (JK), potiče od apsorpcije koju vrši nepulsatilna arterijska krv, venska krv, kožni pigmenti, kosti i tkiva, Slika 2.2.



Slika 2.2 Porijeklo apsorbovane svjetlosti u PPG signalu

PPG talas se obično dijeli na dvije faze, kao što je to prikazano na Slici 2.3. Prva je anokratna ili rastuća faza, koja je prvenstveno povezana sa sistolom srca. Druga, opadajuća faza je posljedica diastole i naziva se katokratna faza [27]. U PPG signalu se često, ali ne i uvijek, javlja jedan segment koji se naziva dikrotni usjek i predstavlja indikator krutosti arterija, Slika 2.4.



Slika 2.3 Talasni oblik PPG signala i njegove osnovne komponente

Postoje više načina klasifikacije PPG signala, a u [28] je predstavljena klasifikacija prema dikrotnom usjeku na četiri kategorije :

1. PPG signal sa izrazitim dikrotnim usjekom u opadajućem dijelu signala.
2. PPG signal bez razvijenog dikrotnog usjeka, ali u kojem se javlja horizontalna linija u opadajućem dijelu signala.
3. PPG signal u kojem nije prisutan dikrotni usjek, ali u kojem je dobro definisana promjena ugla opadajućeg dijela signala.
4. PPG signal u kojem se uopšte ne primjećuje dikrotni usjek.

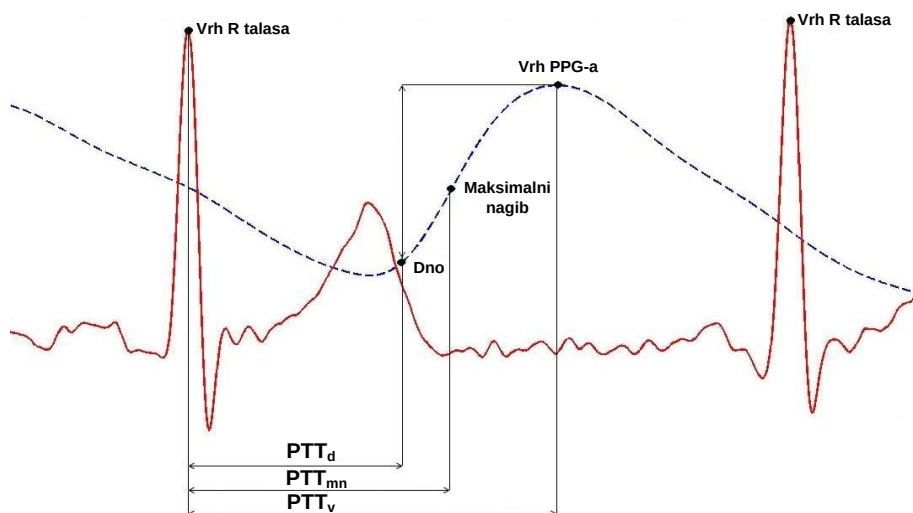


Slika 2.4 Kategorizacija PPG signala prema obliku dikrotnog usjeka

Svakako najviše izučavana karakteristika PPG signala je njegova amplituda. Mnogi pulsni oksimetri imaju ugrađenu opciju automatske kontrole pojačanja (eng. *Automatic Gain Control-AGC*) koja maskira njene promjene, ali isključenjem ove opcije mogu se izvršiti važna posmatranja. Tako na primjer, promjena amplitude od ciklusa do ciklusa mogući je pokazatelj oboljenja lijeve komore srca, [29]. Prema [30], sistolna amplituda je direktno proporcionalna

lokalnom vaskularnom istezanju, a u [31] se predlaže upotreba sistolne amplitude za procjenu krvnog pritiska.

Ostale značajne komponente PPG signala su njegova širina, VV i pulsni interval. Širina talasa je na Slici 2.3 označena na polovini visine sistolnog vrha. Interval od vrha do vrha PPG signala, VV interval, je vremenski razmak između dva uzastopna sistolna vrha. RR interval EKG signala je u bliskoj korelaciji sa VV intervalom PPG signala, jer se oba javljaju u jednom istom srčanom ciklusu. Pulsni interval je vremenska razdaljina između početka i kraja PPG talasa. U [32] je izvršeno poređenje HRV analize pomoću pulsni intervala PPG-a i HRV analize pomoću RR intervala EKG signala, i utvrđena je visoka korelacija.



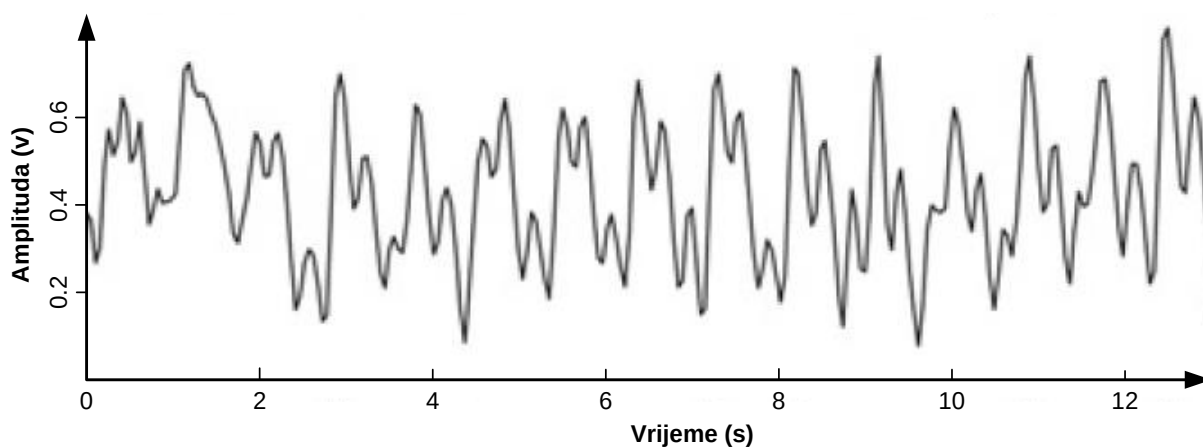
Slika 2.5 Odnos EKG i PPG signala u okviru istog srčanog ciklusa

PPG signal se često obrađuje paralelno sa EKG signalom kako bi se na što bolji način eliminisale smetnje koje izazivaju artefakti pokreta i ambijentalno osvjetljenje. Međutim, paralelnom obradom se može detektovati još jedan važan parametar, a to je PTT (eng. *Pulse Transit Time*) interval. Ovaj interval predstavlja vrijeme za koje pulsni talas od srca stiže do tačke u kojoj se mjeri PPG signal, a to je najčešće vrh prsta ili ušna resica. On se mjeri kao vremenska razlika između vrha R talasa i neke od karakterističnih tačaka u PPG signalu, kao što su podnožje, maksimalni nagib ili vrh PPG signala, a sve u okviru istog srčanog ciklusa, Slika 2.5. Mnoge studije pokazuju blisku korelaciju između PTT intervala i vrijednosti krvnog pritiska [33, 34].

2.4 Šumovi u PPG signalu

Kao i svi biomedicinski signali, i PPG signal je često zahvaćeno šumom što može znatno da umanjuje tačnost mjerenja. Zbog toga je neophodno poznavati glavne uzroke i osobine smetnji, kako bi se na što efikasniji način moglo pristupiti njihovom umanjenju. Glavni izvori šuma kod PPG signalu su artefakti pokreta, slaba cirkulacija u perifernom tkivu, smanjeni nivo saturacije (ispod 80 %) i ambijentalno osvjetljenje [35].

Artefakti pokreta predstavljaju glavni uzrok smetnji, a najčešće nastaju usljed pokreta mišića pacijenta u blizini PPG sonde, Slika 2.6. Oni izazivaju lažne pulseve koji su vrlo slični arterijskim, a njihov frekvencijski sadržaj se u potpunosti preklapa sa sadržajem PPG signala, koji je u opsegu od 0.05 do 8 Hz [36]. Upravo zbog toga ih je veoma teško otkloniti. Ovaj problem je naročito izražen kod odojčadi i pacijenata koji ne mogu da miruju tokom monitoringa, jer je intenzitet pokreta potreban da izazove smetnje veoma mali. Čak i drhtavica ili blago savijanje prstiju mogu da unesu znatnu količinu šuma u signal.



Slika 2.6 PPG signal koji je zahvaćen artefaktima pokreta

Sljedeći važan uzrok smetnji u PPG signalu nastaje u slučajevima kada je cirkulacija krvi slaba a snaga pulsog talasa mala. Slaba cirkulacija može biti posljedica sniženog krvnog pritiska ili hipotermije. U tim uslovima je zbog niskog odnosa signal–šum teško razlikovati pravu pulsatilnu komponentu od pulsacija koje izazivaju artefakti.

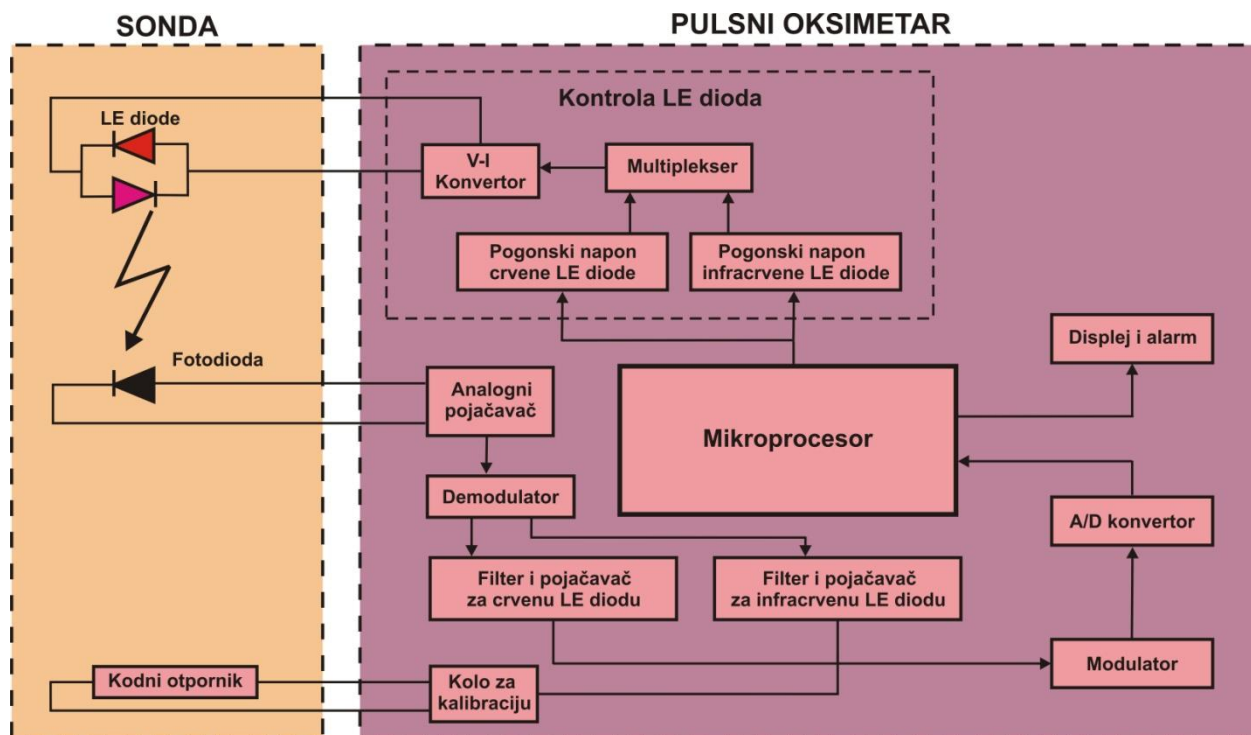
Kao i svi drugi BM signal, i PPG signal je podložan uticaju ambijentalnih elektromagnetnih signala koje prikuplja instrumentaciona oprema. Ova smetnja se ogleda u prisustvu sinusoidalne komponente u PPG signalu.

2.5 Obrada PPG signala

Kao što je već rečeno, jedno od velikih unapređenja pulsnih u odnosu na ranije vrste oksimetara je korišćenje LE dioda kao izvora svjetlosti. One mogu da emituju veliki intenzitet svjetlosti srazmjeran struji koja protiče kroz njih. Kolo za kontrolu LE dioda na Slici 2.7 kontroliše količinu struje i vremenske intervale njihovog rada. Tačno uspostavljanje intervala rada je od presudne važnosti, jer fotodioda ne razlikuje crvenu od infracrvene svjetlosti. Zbog toga mikroprocesor ima zadatak da sinhronizuje rad svetlećih dioda sa odabiranjem A/D konvertora, kako bi se stepen apsorpcije koji detektuje fotodioda mogao pripisati odgovarajućoj LE diodi, tj. svjetlosti odgovarajuće talasne dužine.

Talasna dužina svjetlosti koju emituje crvena dioda je 660 nm, dok infracrvena LED emituje svjetlost talasne dužine 940nm. Ove talasne dužine su izabrane kako zbog dostupnosti LE dioda ovih talasnih dužina, tako i zbog činjenice da se eksitacioni koeficijenti Hb i HbO₂ na ovim frekvencijama najviše razlikuju. Oksihemoglobin bolje apsorbuje infracrvenu od crvene svjetlosti, dok je se sa deoksigenizovanim hemoglobinom slučaj obrnut. Drugim riječima, kako S_aO₂ raste, apsorpcija infracrvene svjetlosti raste, a crvene opada.

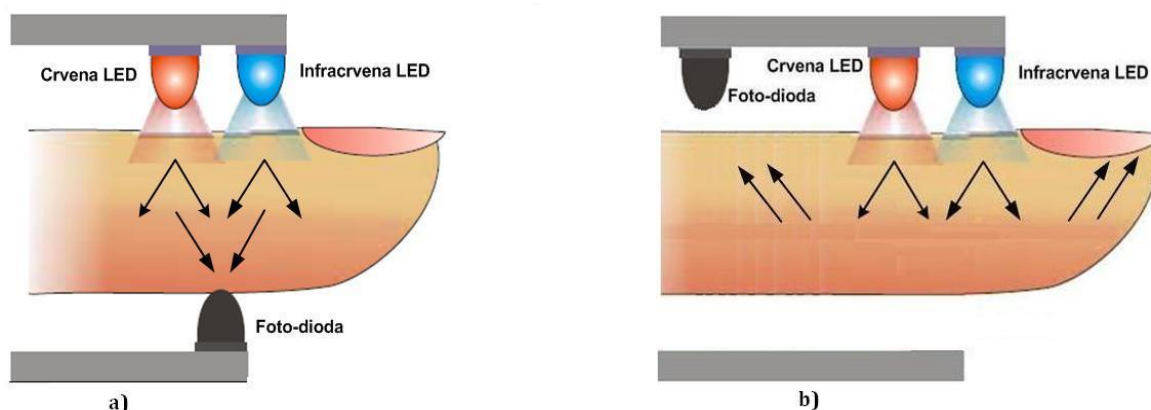
Već je napomenuto da odstupanja od naznačene talasne dužine kod LE diode može da bude i do ± 15 nm, što može da izazove velike greške ako se ove tolerancije ne uzmu u obzir. U tu svrhu, neki proizvođači mjere karakteristike svake LED na osnovu čega joj dodjeljuju odgovarajući kodni otpornik. Napajanjem ovog otpornika konstantnom strujom, mikroprocesor mjeri pad napona na njemu i na osnovu toga uzima u obzir i karakteristike LE diode pri računanju SpO₂ [37].



Slika 2.7 Blok dijagram pulsno oksimetra

Fotodioda je oblik fotodetektora koji na svom izlazu daje struju linearno srazmjernu količini svjetlosti koja pada na njega. Napreci u silikonskoj tehnologiji omogućili su da fotodiode budu dovoljno male da stanu u sondu koja se stavlja prst. Time su pulsni oksimetri postali mnogo precizniji i praktičniji za upotrebu. Kako fotodioda ne može da razliku svjetlost različitih talasnih dužina, mikroprocesor naizmjenično pali i gasi svaku LED. U skladu sa tim, on obrađuje odbirke dobijene kada je samo crvena LED upaljena, kada je samo infracrvena LED upaljena i kada su obje ugašene. Na osnovu odbiraka dobijenih kada su obje LE diode ugašene, pulsni oksimetar je u stanju da eliminiše uticaj ambijentalnog osvetljenja [37].

Napreci u silikonskoj tehnologiji foto i LE dioda omogućili su da se sonde mogu povezati sa uređajem preko konvencijalnih žica. To je vrlo značajno, jer je, na primjer, HP-ov oksimetar sa osam talasnih dužina smatran preciznim, ali je zbog glomaznih optičkih kablova koji su prenosili svjetlost do pacijenta i od senzora ka uređaju, bio vrlo nepraktičan [38]. Na Slici 2.8 prikazana su dva tipa pulsni oksimetara, koji se razlikuju po položaju fotodiode. Transmisioni oksimetar mjeri količinu svjetlosti koja prolazi kroz tkivo, dok reflektivni mjeri količinu odbijene svjetlosti ka senzoru. Oba koriste istu tehnologiju, a razlike su samo u pozicioniranju sonde i kalibraciji.



Slika 2.8 Tipovi pulsnog oksimetra : transmisioni (a) i reflektivni (b) pulsni oksimetar

Analogni pojačavač pretvara struju koju daje fotodioda u napon. Budući da je naizmjenična komponenta ovog signala veoma mala u poređenju sa jednosmjernom, demodulator odstranjuje ovu JK. Demodulator posjeduje i „*sample-and-hold*“ kolo kako bi razdvojio uzorke koji potiču od crvene i infracrvene LE diode. Naizmjenične komponente ovih signala se propuštaju kroz niskopropusne filtre u cilju odstranjivanja elektromagnetnog šuma. Zatim svaki signal prolazi kroz pojačavač sa programabilnim pojačanjem, nakon čega modulator, koji takođe posjeduje „*sample-and-hold*“ kolo, kombinuje ova dva signala u jedan. Kako bi mikroprocesor bio u stanju da obrađuje ovaj signal, potrebno ga je prvo digitalizovati, a to obavlja A/D konvertor.

Na osnovu podataka sa A/D konvertora, mikroprocesor računa takozvani odnos odnosa (eng. *ratio of ratios*). Na osnovu ovog odnosa i vrijednosti sa kodnog otpornika, mikroprocesor pretražuje empirijski sastavljenu „*look-up*“ tabelu u cilju pronalaženja odgovarajuće vrijednosti SpO_2 . Ovu tabelu kreira svaki proizvođači uređaja na osnovu sopstvenih laboratorijskih testova. Mikroprocesor takođe obavlja i izvjesno umanjeње šuma kroz odgovarajuće algoritme. Neki pulsni oksimetri snimaju i EKG signal kako bi minimizovali greške koje potiču od artefakata pokreta.

Jedna od mana mjerenja apsorpcije na samo dvije talasne dužine predstavlja činjenica da u slučaju povećanja koncentracije karboksihemoglobina dolazi do pokazivanja veće saturacije kiseonika od stvarne. Do toga dolazi jer pulsni oksimetar ne može da razlikuje HbO_2 od $COHb$, što u slučaju trovanja ugljen-monoksidom može da ima katastrofalne posledice ukoliko ljekar nije svjestan ove činjenice. Zbog toga je Buinevicius kreirao pulsni oksimetar sa tri talasne

dužine [39]. Dodatna LE diode emituje svjetlost na talasnoj dužini od 810 nm kako bi procijenila količinu COHb u krvi. Buinevicius takođe predlaže i način kalibracije ovakvog uređaja.

2.6 Metode za detekciju vitalnih parametara iz PPG signala

Obrada PPG signala se vrši primjenom različitih tehnika koje najčešće zalaze u domen digitalne obrade signala. Cilj obrade PPG signala je njegovo poboljšanje i pretvaranje u oblik koji je pogodan za ekstrakciju željenih karakteristika signala, ili vitalnih parametara poput srčanog pulsa (SP) i krvnog pritiska (KP).

Razvijani su mnogi algoritmi kako bi se poboljšala pouzdanost računanja SP-a iz PPG signala. Jednostavno digitalno filtriranje i otkrivanje prolaza kroz nulu u cilju detekcije SP-a iz PPG signala je upotrebjeno u [40]. U [41] je opisan PPG-bazirani uređaj za računanje SP-a i praćenje respiracije prilikom medicinske njege, koji je testiran poređenjem sa vrijednostima SP-a ekstraktovanim iz EKG i PPG signala prikupljenih kontinuirano tokom osam sati. Isključujući propuštene detekcije otkucaja srca zbog podešavanja otklona PPG signala, kojih je bilo 6 %, ukupno je bilo oko 1 % lažno negativnih detekcija i 1 % lažno pozitivnih detekcija.

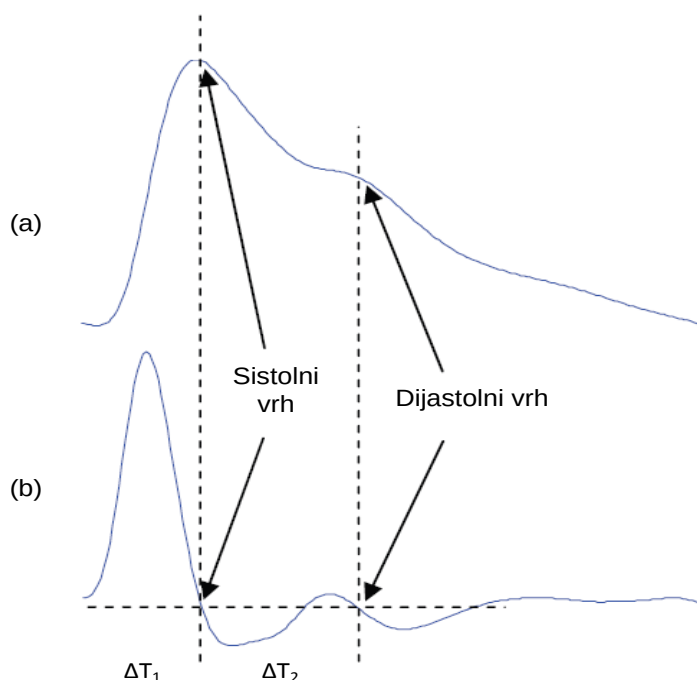
Primjenjuju se mnogi sofisticirani algoritmi za izdvajanje SP-a iz PPG signala, uključujući i vremensko-frekvencijske tehnike zasnovane na Wigner-Ville distribuciji [42]. Vremensko-frekvencijske tehnike su pokazale značajno poboljšanje u odnosu na tradicionalne metode, kao što je FFT. U [43] je korišćen filtar sa kliznim usrednjavanjem (eng. *moving-average filter*) i wavelet filtar, da bi se poboljšao PPG signal i izvršila ekstrakcija SP-a. PPG signali su preuzeti od 12 pacijenata, dok su oni pravili sporadične pokrete tijela u toku mjerenja. Nakon filtriranja nisko-propusnim filtrom, PPG signal je zbog ekstrakcije SP-a obrađen tako da bude približan sinusoidalnom signalu. Za detekciju primarnog vrha PPG talasa, korišćen je metod za detekciju pozitivnog vrha signala.

U [44] su uvedeni prvi i drugi izvod PPG signala, da bi se omogućilo njegovo lakše tumačenje. Ovakav metod omogućuje precizno prepoznavanje pregibnih tačaka PPG-a.

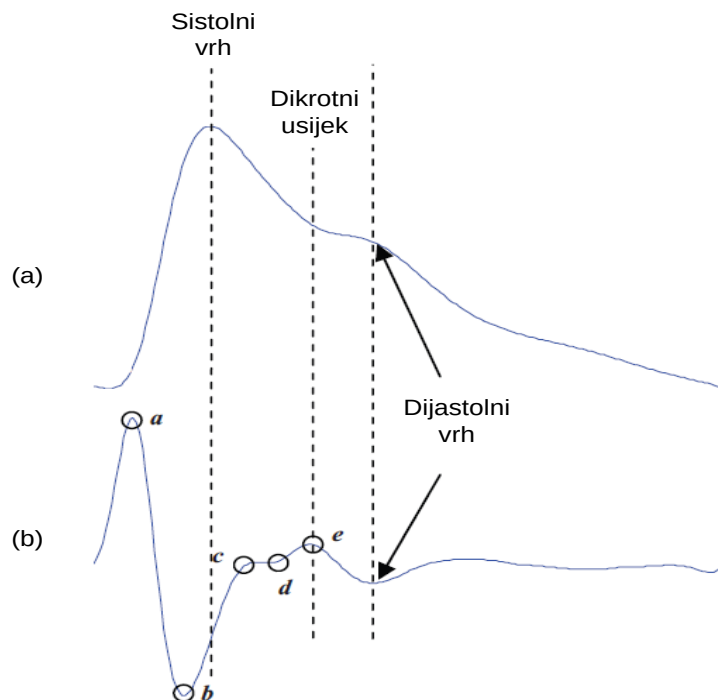
Na Slici 2.9 prikazani su PPG signal i njegov prvi izvod. Sistolna i dijastolna tačka PPG signala se prepoznaju kao tačke u kojim je prvi izvod PPG signala jednak nuli. ΔT_1 je vremenski interval između pojave podnožja PPG signala i njegovog sistolnog vrha. Vremenski interval

između sistolnog i dijastolnog vrha je ΔT_2 i to je vrijeme koje je potrebno talasu pritiska da se propagira od srca do periferije i nazad. Dužina ovog puta je nepoznata, ali se može smatrati da je proporcionalna visini subjekta, h . U radu [45], indeks krutosti (eng. *Stiffness Index-SI*) dugih arterija je definisan kao $SI=h/\Delta T_2$. Interval ΔT_2 se može računati kao vrijeme između dva prolaza kroz nulu sa pozitivnog na negativni dio prvog izvoda PPG signala. Autori rada [46] su pronašli da su ΔT_1 , ΔT_2 i SI najbolje karakteristike za preciznu klasifikaciju kardiovaskularnih oboljenja pomoću prvog izvoda PPG-a.

Drugi izvod PPG signala se koristi češće od prvog. Drugi izvod PPG signala se u literaturi često naziva pletismogram ubrzanja (eng. *Acceleration Plethysmogram-APG*), jer je on indikator ubrzanja krvi u prstu. Kao što je prikazano na Slici 2.10, talasni oblik APG-a sadrži četiri sistolna talasa i jedan dijastolni talas [27]. Talas a označava rani sistolni pozitivni talas, talas b je rani sistolni negativni talas, c je kasni sistolni ponovni uzlazni talas, d je kasni sistolni ponovni silazni talas, i e je rani dijastolni pozitivni talas. Talas e odgovara dikrotnom usijeku PPG signala.



Slika 2.9 Prikaz PPG signala (a) i njegovog prvog izvoda (b)



Slika 2.10 PPG signal (a) i njegov drugi izvod (b)

Drugi izvod PPG-a se koristi za stabilizaciju bazne linije signala i lakše prepoznavanje karakteristika signala. Glavne karakteristike APG-a, koje se koriste za analizu, su odnosi visine a talasa i ostalih talasa. To su odnosi b/a , c/a , d/a , e/a . Za ove odnose su mnogi autori utvrdili da su zavisni od starosne dobi i da daju mnoge informacije poput arterijske krutosti, arteroskleroze, bolesti srca, itd [27].

U [47] je vršeno računanje srčanih intervala kao razmaka između dva podnožja uzastopnih pulsni talasa PPG-a. Signal je prvo filtriran Butterworth-ovim filtrom u opsegu 0.2-8 Hz. Podnožje PPG signala je detektovano pomoću četiri faze, a to su: računanje prvog izvoda signala; pronalaženje maksimuma prvog izvoda; računanje praga; traženje prvog prolaza kroz nulu koji se javlja nakon prolaza prvog izvoda kroz vrijednost praga.

U [48] je predstavljen učinkovit metod zasnovan na dva filtra sa kliznim usrednjavanjem koja su praćena dinamičkim pragovima za otkrivanje a i b talasa u APG signalima. Otkrivanje a i b talasa zavisi od kvaliteta PPG signala. Razvijena metoda detektuje a i b talase u APG signalima sa aritmijom, koji su pogođeni nestacionarnim efektima i niskim odnosom signal-šum. Predloženi algoritam za detekciju a i b talasa se sastoji od tri glavne faze: pred-obrađ (filtriranje pomoću propusnika opsega, računanje drugog izvoda i kvadriranje), ekstrakcija podataka

(primjena filtra sa kliznim usrednjavanjem) i klasifikacija (primjena praga). Performans predloženog metoda je testiran na 27 zapisa signala, ostvarujući osjetljivost od 99.68 % i pozitivnu prediktivnost od 99.57 %.

2.7 Primjena PPG signala za mjerenje krvnog pritiska

Osim za mjerenje saturacije kiseonika u krvi i frekvencije rada srca, PPG signal može poslužiti i za mjerenje krvnog pritiska (KP). Živini manometri predstavlja standard u kliničkoj praksi, ali se između dva uzastopna mjerenja mora napraviti pauza od najmanje 1-2 minuta, usljed čega brze i kratkotrajne promjene u KP-u nije moguće detektovati. Zbog toga se sve više pažnje posvećuje proučavanju kontinualnih i neinvazivnih metoda procjene krvnog pritiska na osnovu odgovarajućih fizioloških parametara indirektno povezanih sa njim. Jedan od tih parametara je i PTT interval [49].

Pulsni talas se od srca prostire kroz arterije odgovarajućom brzinom, poznatom kao brzina pulsnog talasa (eng. *Pulse Wave Velocity-PWV*). Ona zavisi od elastičnih svojstava arterija i krvi, a može se predstaviti Moens-Kortvergovom jednačinom kao :

$$PWV = \frac{L}{PTT} = \sqrt{\frac{Eh}{\rho 2R}} \quad (2.1)$$

gdje je PWV brzina talasa, L je dužina krvnog suda, PTT je vrijeme koje je potrebno pulsnom talasu da pređe tu dužinu, ρ je gustina fluida, R je radijus krvnog suda, E je Jungov modul elastičnosti zida krvnog suda, a h je njegova debljina krvnog suda.

U [50], modul elastičnosti E je opisan sa $E = E_0 e^{\alpha KP}$, gdje je E_0 modul nultog pritiska, α je konstanta koja zavisi od krvnog suda, a KP je krvni pritisak. Prema tome, za odnos L/PTT se dobija:

$$\frac{L}{PTT} = \sqrt{\frac{E_0 e^{\alpha KP} h}{\rho 2R}} \quad (2.2)$$

Na osnovu formula 2.1 i 2.2 proizilazi da je odnos između krvnog pritiska i PTT logaritamske prirode :

$$KP = \frac{1}{\alpha} \ln \left(\frac{L^2}{PTT^2} \cdot \frac{2\rho R}{E_0 h} \right) \quad (2.3)$$

U slučaju malih promjena PTT-a oko nominalne vrijednosti PTT_0 , linearizacijom modela 2.3 može se dobiti pojednostavljeni model :

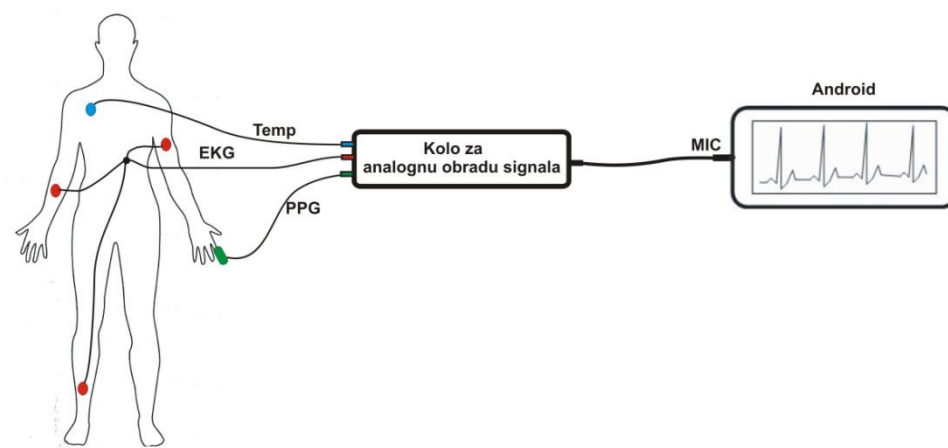
$$KP = aPTT + b \quad (2.4)$$

gdje su a i b parametri do čijih vrijednosti se najbolje dolazi kroz proces kalibracije. PTT je obrnuto proporcionalan KP-u, zbog čega porast KP-a dovodi do smanjenja PTT-a i obratno.

Poglavlje 3

3. Analognu obrada biomedicinskih signala

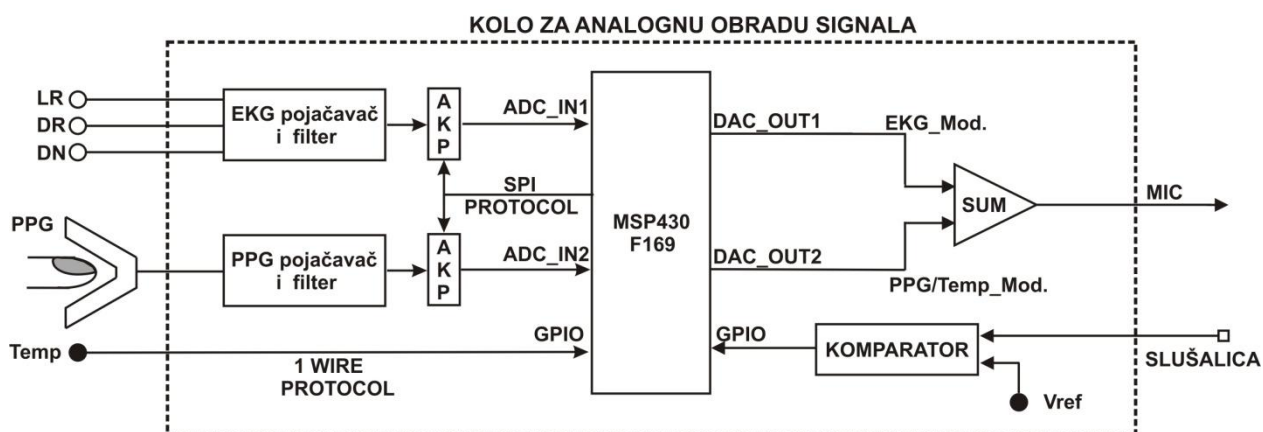
Osnovni zahtjevi koji se postavljaju pred moderne biomedicinske uređaje su jednostavnost korišćenja, mobilnost i laka dostupnost rezultata mjerenja. Zbog toga se biomedicina sve više okreće upotrebi PDA uređaja, pametnih telefona i tablet računara, koji zbog svoje svestranosti sve više postaju sastavni dio modernog života. Prateći ove tendencije, u ovom radu je predstavljena mogućnost ekstrakcije vitalnih parametara biomedicinskih signala pomoću pametnih telefona i tablet računara koje pokreće Android operativni sistem. Osnovna arhitektura predloženog sistema predstavljena je na Slici 3.1. Na tijelu pacijenta se nalaze EKG, PPG i temperaturni senzori. Oni su povezani sa kolom za analognu obradu, to jest kondicioniranje signala. Ono priprema biomedicinske signale za snimanje preko mikrofonskog porta Android uređaja. Snimljeni signal obrađuje se pomoću, za ove potrebe, posebno razvijene Android aplikacija koja daje uvid u vitalne parametre signala u realnom vremenu.



Slika 3.1 Osnovna arhitektura predloženog sistema za obradu BM signala

Budući da je najčešće korišćeni način povezivanja Android uređaja sa drugim periferijama ili senzorima putem nekog oblika bežične komunikacije, poput blututa, ovdje treba dodatno objasniti zbog čega je u ovom radu korišćena komunikacija preko mikrofonskog porta. Naime,

iako bežično povezivanje donosi čitav niz pogodnosti, postoje i neki nedostaci na koje treba obratiti pažnju prilikom dizajniranja jednog ovakvog sistema. To su pre svega povećana potrošnja energije, moguć uticaj šuma, nemogućnost „*plug-and-play*“ načina rada, cijena komunikacionih modula. Sa druge strane, jedini komunikacioni interfejs koji je uvijek dostupan na svim pametnim telefonima je mikrofonski port. Često se zanemaruje da ovi uređaji mogu prikupljati analogne signale sa pomenutog porta uz brojne prednosti : stabilnost i jednostavnost komunikacije, niska potrošnja, visoka rezolucija (do 24 bita po odbirku), podesiva frekvencija odabiranja (do 44 KHz), ugrađeni pojačavači, jednostavna softverska kontrola. Zbog svega toga, odlučeno je da se u ovom radu biomedicinski signali snimaju putem mikrofonskog porta. Međutim, i u korišćenju ovog vida komunikacije postoje određene specifičnosti zbog kojih mikrokontroler mora vršiti modulaciju signala, ali o tome će biti više riječi u poglavlju 3.5. Blok šema kola za kondicioniranje signala data je na Slici 3.2.

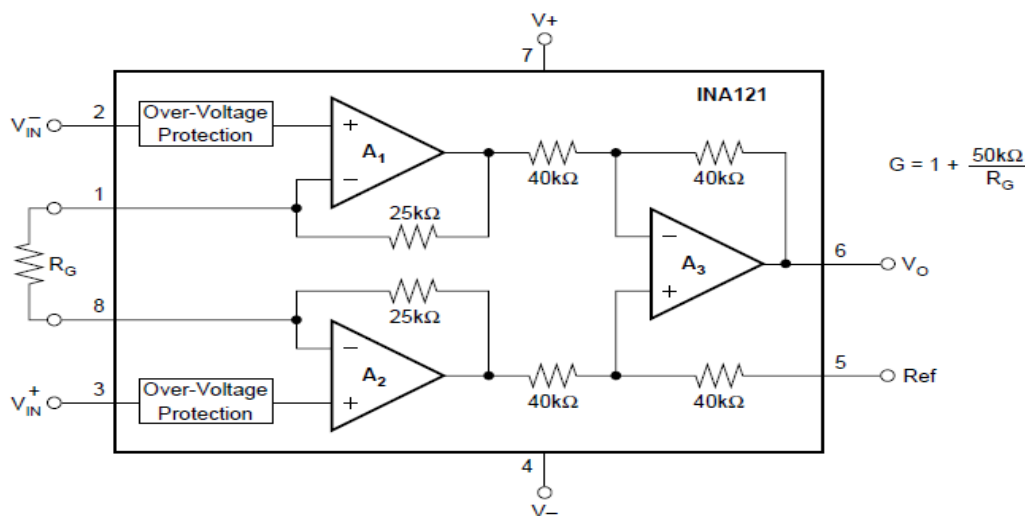


Slika 3.2 Struktura kola za analognu obradu signala

3.1 Pojačanje i filtriranje EKG signala

Pojačavač EKG signala se bazira na instrumentacionom pojačavaču (IP) INA121 veoma visoke tačnosti [51]. On posjeduje FET ulaze, a potrošnja mu je veoma mala (<0.5 mA). Kao što se vidi sa Slike 3.3, on pripada grupi IP sa tri operaciona pojačavača čije se pojačanje može podešavati pomoću samo jednog spoljašnjeg otpornika R_G , u granicama od 1 V/V do 10 000 V/V. Ulazna struja polarizacije mu je svega ± 4 pA uz ekstremno visoku ulaznu impedansu, a posjeduje i kolo ulazne zaštite ± 40 V. Ovaj IP je laserski trimovan, tako da ima veoma mali naponski ofset od ± 200 μ V i veoma mali drift od ± 2 μ V/ $^{\circ}$ C. Posjeduje visok stepen potiskivanja srednje

vrijednosti signala (CMRR) od 106 dB pri pojačanju od 100 V/V. Ima širok opseg napajanja počev od ± 2.5 V (+ 4.5 V), što mu omogućava rad u sistemima sa unipolarnim baterijskim napajanjem.



Slika 3.3 Struktura instrumentacionog pojačavača INA 121

Šema EKG pojačavača je predstavljena na Slici 3.4. Kao što se može pretpostaviti, LR označava signal sa lijeve a DR sa desne ruke, dok je DN signal sa elektrode postavljene na desnoj nozi. Vrijednost otpornosti $R_G = R_{G1} + R_{G2}$ je 4 k Ω , tako da je pojačanje na ravnom dijelu amplitudske karakteristike instrumentacionog pojačavača INA121 definisano formulom 3.1 :

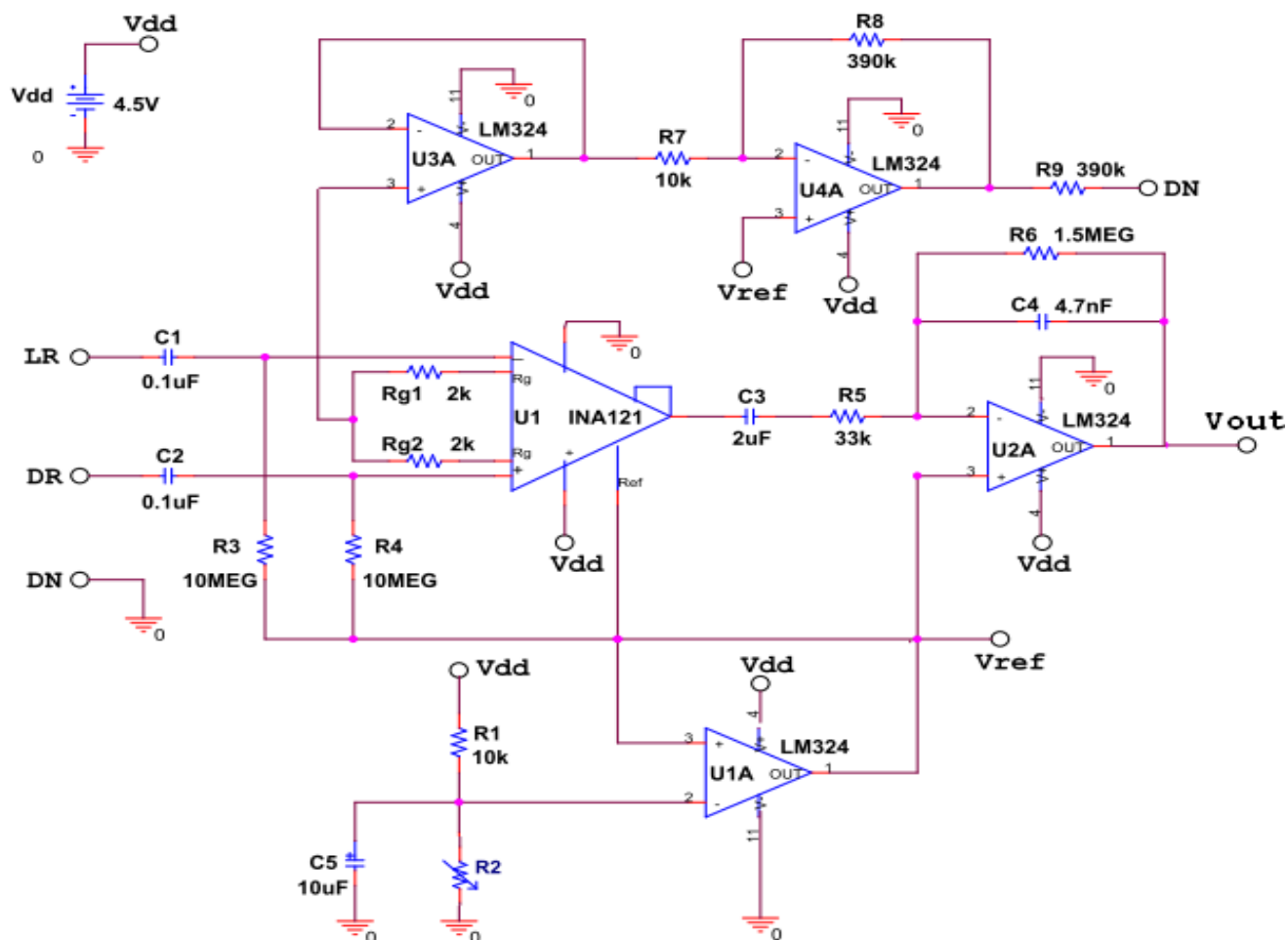
$$G_1 = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} = 13,5 \text{ V/V} \quad (3.1)$$

$$G_{1dB} = 22,6 \text{ dB}$$

Budući da je IP predviđen za bipolarno napajanje, a u cilju izbjegavanja upotrebe dvije baterije, virtuelna masa je pomoću naponsko razdjelnika R_1 i R_2 , te standardnog operacionog pojačavača LM324A (U1A) [52] u formi jediničnog pojačavača podignuta na +2.25 V. I ulazi IP-a su preko otpornika R_3 i R_4 pomjereni za +2.25 V.

Otpornici R_3 i R_4 zajedno sa kondenzatorima C_1 i C_2 formiraju RC HP filtre, kako bi se što više blokirala jednosmjerna komponenta signala na diferencijalnim ulazima. Nagib amplitudsko-frekventne karakteristike ovih filtara je 20 dB/dec, a granična frekvencija im je :

$$f_1 = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} = \frac{1}{2\pi R_4 C_2} = 0,15 \text{ Hz} \quad (3.2)$$



Slika 3.4 Šema projektovanog EKG kola

Drugi stepen pojačavača čini invertujući pojačavač U2A, koji istovremeno ima i ulogu filtra propusnika opsega učestanosti. Njegovo pojačanje u ravnom dijelu amplitudske karakteristike je dato formulom 3.3 :

$$G_2 = -\frac{R_6}{R_5} = -45,45 \text{ V/V} \quad (3.3)$$

$$G_{2_{dB}} = 33,15 \text{ dB}$$

Nagib amplitudske karakteristike ovog BPF filtra je $\pm 20 \text{ dB/dec}$, a gornja i donja granična frekvencija date su formulama 3.4 i 3.5, respektivno :

$$f_{BPL} = \frac{1}{2\pi R_5 C_3} = 2,4 \text{ Hz} \quad (3.4)$$

$$f_{BP_H} = \frac{1}{2\pi R_6 C_4} = 22 \text{ Hz} \quad (3.5)$$

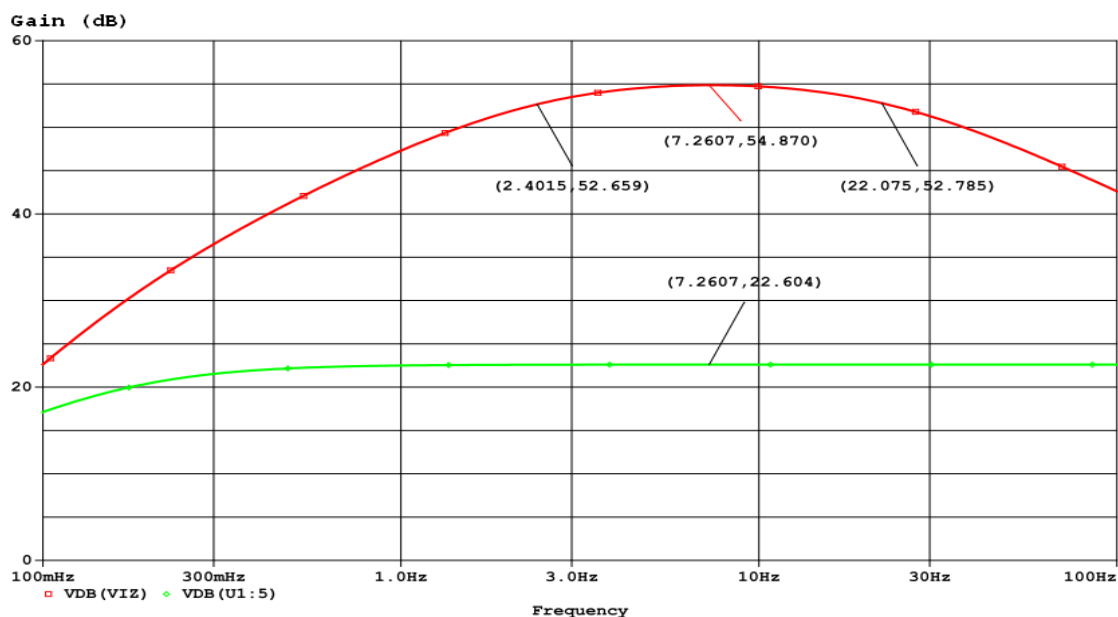
Ukupno pojačanje EKG kola dato je formulom 3.6 :

$$G = G_1 G_2 = -613.575 \text{ V/V} \quad (3.6)$$

$$G_{dB} = 55,76 \text{ dB}$$

Budući da instrumentacioni pojačavač pored diferencijalne pojačava i srednju vrijednost signala, u cilju povećanja CMRR potrebno je tu srednju vrijednost dodatno potisnuti. To se obavlja pomoću operacionih pojačavača U3A i U4A, koji pojačan i invertovan signal srednje vrijednosti vraćaju na desnu nogu pacijenta.

Simulacija EKG kola je izvršena u programu *PSpice*, a rezultati frekventne analiza su dati na Slici 3.5. Na slici su označena pojačanja na f_{BP_L} i f_{BP_H} , kao i centralnoj frekvenciji u formatu (frekvencija [Hz], pojačanje [dB]).

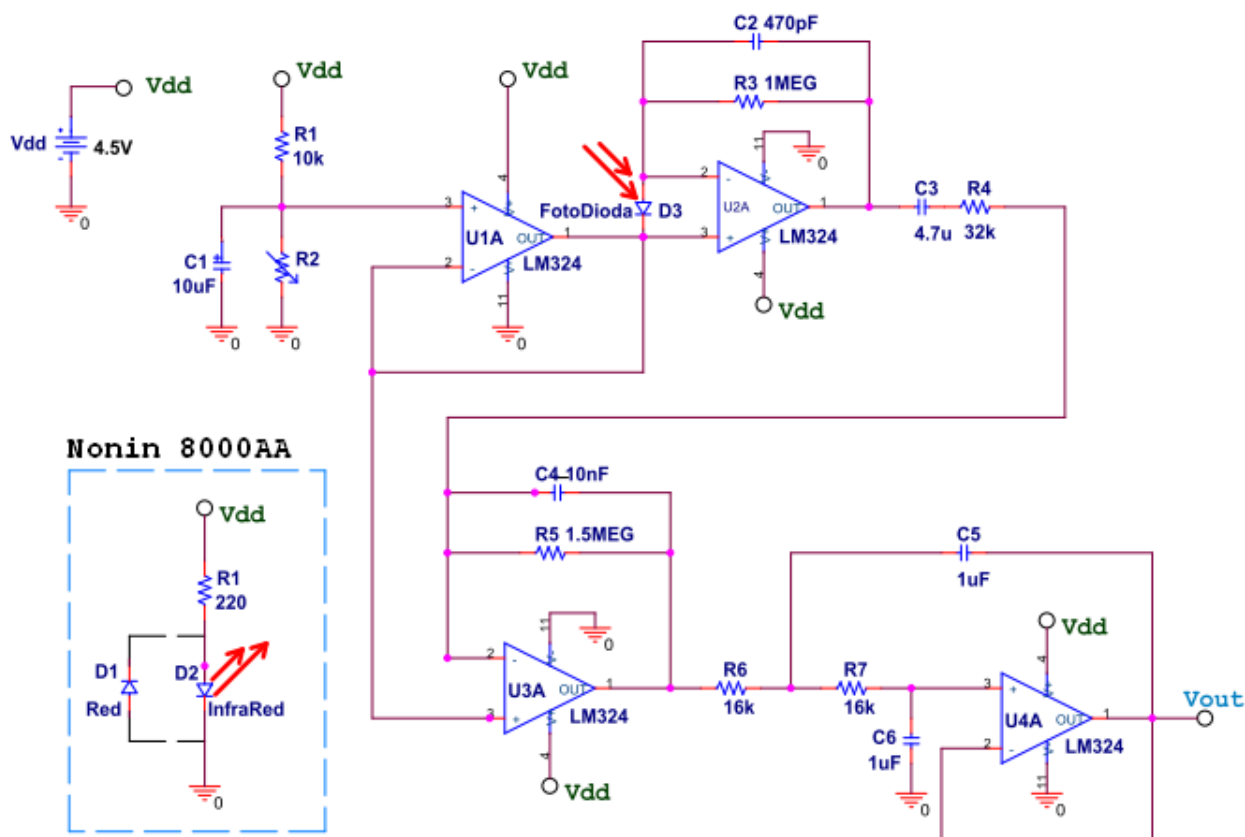


Slika 3.5 Rezultati frekventne analize EKG kola u *PSpice*-u : zeleno-pojačanje instrumentacionog pojačavača; crveno-ukupno pojačanje EKG kola;

3.2 Pojačanje i filtriranje PPG signala

PPG pojačavač dizajniran je na bazi standardnih „low-cost“ operacionih pojačavača LM324, a njegova šema je prikazana na Slici 3.6. Budući da je potrebno četiri OP-a, zgodno je koristiti integrisano kolo LM324N. Kao senzor koristi se sonda Nonin 8000AA [53]. Ona se napaja u kontinualnom režimu, a upotrebljava se samo infracrvena (IR) LE dioda.

U cilju što preciznijeg rada A/D konvertora mikrokontrolera, virtuelna masa operacionih pojačavača je podignuta za +2.25 V. To je urađeno pomoću razdjelnika napona kojeg sačinjavaju otpornici R_1 i R_2 , te operacioni pojačavač U1A u formi jediničnog pojačavača.



Slika 3.6 Šema projektovanog PPG kola

Kako je naponski signal lakši za kondicioniranje od strujnog, signal sa fotodiode se pomoću I-V konvertora pretvara u napon. Kolo ovog konvertora struje u napon sačinjavaju operacioni pojačavač U2A, otpornik R_3 i kondenzator C_2 . Napon na njegovom izlazu srazmjeran je struji I_D koja protiče kroz fotodiodu :

$$V = R_3 I_D \quad (3.7)$$

tako da je pojačanje kola :

$$\begin{aligned} G_{I-V} &= R3 = 1 \text{ M}\Omega \\ G_{I-V \text{ dB}} &= 120 \text{ dB} \end{aligned} \quad (3.8)$$

U cilju poboljšanja stabilnosti kola I-V konvertora, kondenzator C_2 se veže paralelno sa otpornikom R_2 , te na taj način kreira pol u prenosnoj karakteristici na frekvenciji :

$$f_P = \frac{1}{2\pi R_3 C_2} = 338,63 \text{ Hz} \quad (3.9)$$

Naredni korak je dodatno pojačanje naponskog signala pomoću invertujućeg pojačavača U3A, koji istovremeno ima i ulogu filtra propusnika opsega učestanosti. Njegovo pojačanje u ravnom dijelu amplitudske karakteristike je dato formulom 3.10 :

$$\begin{aligned} G &= -\frac{R_5}{R_4} = -46,875 \text{ V/V} \\ G_{\text{dB}} &= 33,42 \text{ dB} \end{aligned} \quad (3.10)$$

Nagib amplitudske karakteristike BPF filtra je $\pm 20 \text{ dB/dec}$, a gornja i donja granična frekvencija date su formulama 3.10 i 3.11, respektivno :

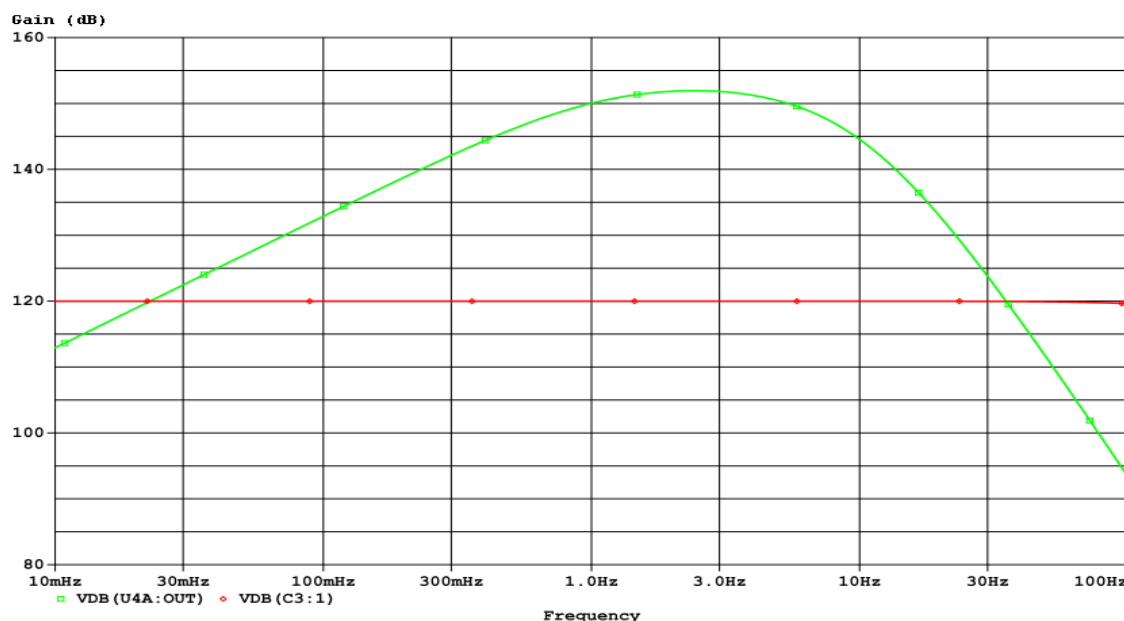
$$f_{BP_L} = \frac{1}{2\pi R_4 C_3} = 1,058 \text{ Hz} \quad (3.11)$$

$$f_{BP_H} = \frac{1}{2\pi R_5 C_4} = 10,61 \text{ Hz} \quad (3.12)$$

Kako bi se još više potisnuo šum sa viših frekvencija koji može značajno da degradira kvalitet PPG signala, na prethodni stepen kaskadno je vezan „Sallen-and-Key“ (SaK) LP filter koji ima nagib amplitudske karakteristike od -40 dB/dec . Ovaj filter čini OP U4A, otpornici R_6 i R_7 , te kondenzatori C_5 i C_6 . Od interesa je da centralna frekvencija ovog filtra bude što bliža f_{BP_H} , kako bi amplitudska karakteristika čitavog kola što ranije počela da opada nagibom od -60 dB/dec . Odgovarajućim izborom otpornosti i kapacitivnosti to je i postignuto, pa je centralan frekvencija SaK LP filtra :

$$f_{C_{LP}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_6 R_7 C_5 C_6}} = 9,947 \text{ Hz} \quad (3.13)$$

Kao i u slučaju EKG kola, simulacija PPG kola je izvršena u programu PSpice, a rezultati frekventne analiza se mogu vidjeti na Slici 3.7.



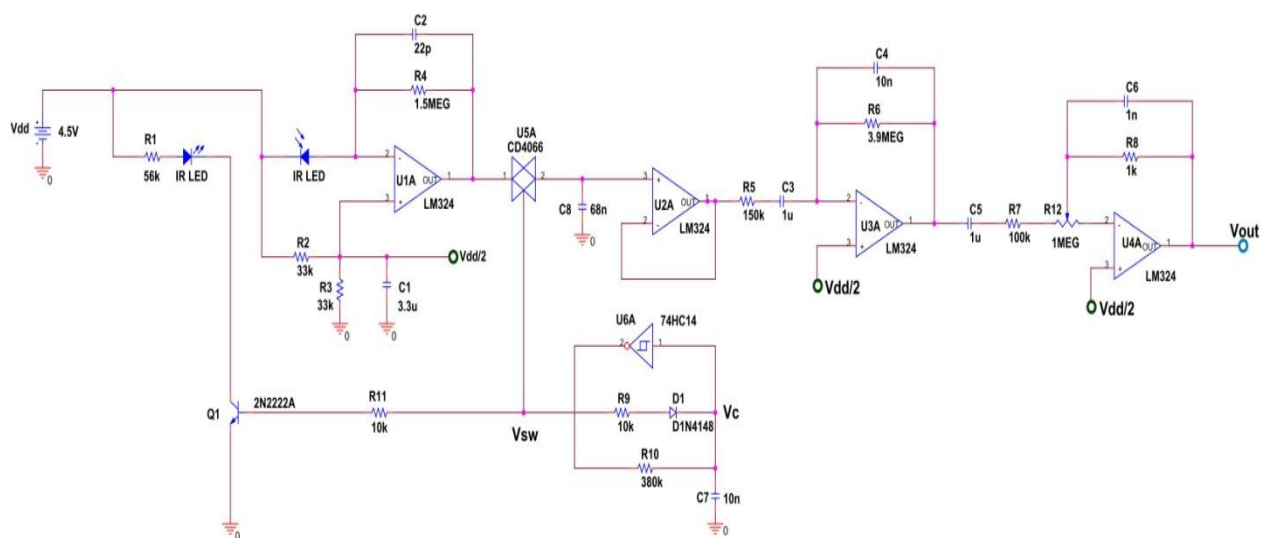
Slika 3.7 Rezultati frekventne analize PPG kola u *PSpice*-u : crveno- pojačanje I-V kola; zeleno- ukupno pojačanje PPG kola;

3.2.1 Niskopotrošačka verzija PPG kola

U gore navedenom PPG kolu, kao detektor svjetlosti koristi se fotodioda. Ona se može smatrati niskopotrošačkim senzorom, budući da je njen napon polarizacije uglavnom $V_{bias}=0$ V. Međutim, ona često zahtjeva korišćenje kvalitetnijih operacionih pojačavača i A/D konvertore srednje ili visoke tačnosti. To sve doprinosi usložnjavanju sistema, povećanju cijene, a pre svega potrošnji energije, koja je kod prenosnih sistema koji se napajaju iz baterija od presudne važnosti. Prida, fotodiode nisu spektralno selektivne, već detektuju svjetlost širokog opsega talasnih dužina, od IR do UV. Zbog toga je ambijentalno osvetljenje značajan izvor šuma, pa je potrebno primjenjivati odgovarajuće tehnike kako bi se ovaj negativan uticaj poništio. Više riječi o tome bilo je u Poglavlju 2.5. Jedan od načina za prevazilaženje ovog problema je korišćenje inverzno polarisanih LE dioda kao detektora svjetlosti. One se u tu svrhu mogu primijeniti u čitavom nizu različitih aplikacija kao jeftini i odmah dostupni optički senzori [61]. Glavna prednost im je ta što detektuju svjetlost nešto manje talasne dužine od one koju emituju, što ih

čini izuzetno selektivnim detektorom. Time se značajno smanjuje uticaj ambijentalnog osvetljenja.

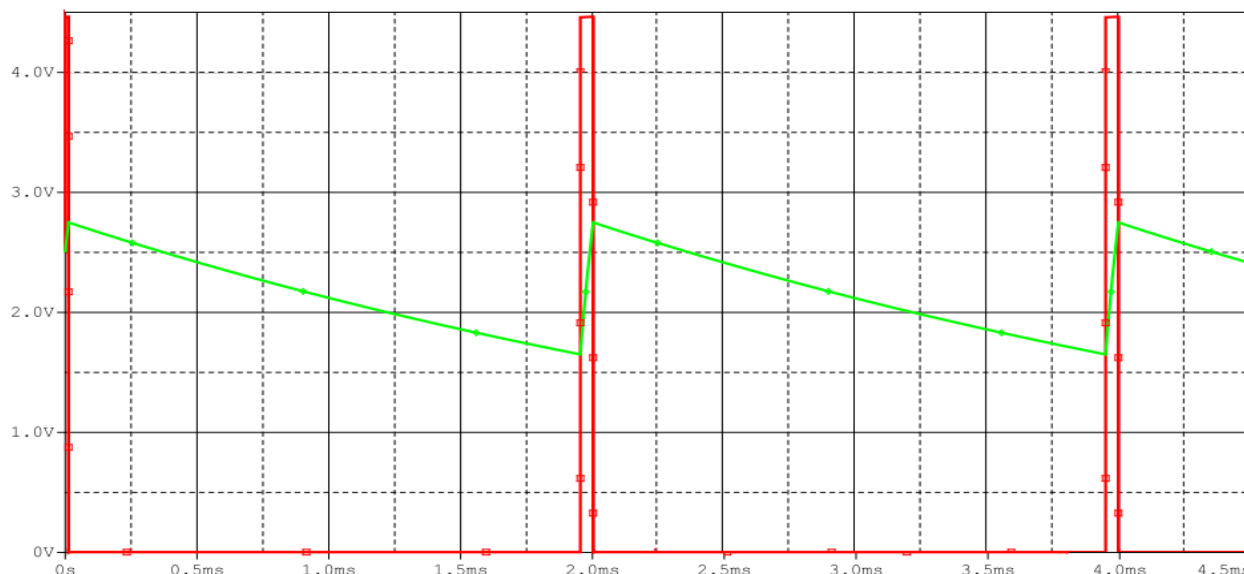
Međutim, glavni problem kod prethodnog PPG kola je taj što LE diode radi u kontinualnom režimu, a tada „vuče“ prilično veliku količinu struje (videti Poglavlje 5.1). Jedan od načina rješavanja ovog problema je primjenom tehnike čopovanja. Kolo u kome je implementirana ova tehnika predstavljeno je na Slici 3.8. Naime, emitujuća LE dioda ne svijetli stalno, već samo kada je signal V_{sw} sa izlaza astabilnog multivibratora na nivou logičke jedinice, odnosno napona napajanja. Tada je zadovoljen uslov da tranzistor Q_1 provodi, zatvara se strujni krug od diode ka masi i ona počinje da svijetli.



Slika 3.8 PPG kolo sa čopovanjem

Astabilni multivibrator čine inverter 74HC14, otpornici R_9 i R_{10} , dioda D_1 i kondenzator C_7 . Korišćeni inverter ima osobinu da pri porastu ulaznog napona sa nivoa logičke nule, logičku jedinicu tretira kao signal veći od 2,7 V. Sa druge strane, pri padu ulaznog napona sa nivoa logičke jedinice, logičku nulu „shvata“ kao signal manji od 1,6 V. Kao što je poznato, astabilni multivibrator ima dva nestabilna stanja koja se naizmjenično smjenjuju. Na Slici 3.9 data je vremenska analiza multivibratora odrađena u *Pspice*-u.

U fazi punjenja kondenzatora, dioda D_1 provodi pa se C_7 puni preko paralelne veze otpornika R_9 i R_{10} ($R_e = R_9 // R_{10}$). Napon na kondenzatoru V_C tada raste sa $V_{PC} = 1,6V$ na $V_{KC} = 2,7V$, po zakonu predstavljenim formulom 3.14. Odatle je lako izračunati period punjenja kondenzatora T_i , formula 3.15. Napon na izlazu kola je na nivo logičke jedinice, $V_{sw} = 4,5V$.



Slika 3.9 Vremenska analiza kola multivibratora : crveno- V_{SW} , zeleno V_C

$$V_C(t) = V_{KC}(1 - e^{\frac{-t}{R_e C_7}}) \quad (3.14)$$

$$T_i = R_e C_7 \ln\left(\frac{V_{KC}}{V_{KC} - V_{PC}}\right) \quad (3.15)$$

$$T_i = 0,087ms$$

U fazi pražnjenja kondenzatora, dioda D_1 ne provodi, pa se C_7 prazni preko otpornika R_{10} sa vrijednosti $V_{PC}=2,7V$ na $V_{KC}=1,6V$, po formuli 3.16. Iz nje se dobija trajanje pražnjenja kondenzatora T_p , formula 3.17. Napon na izlazu kola je na nivo logičke nule, $V_{sw}=0 V$.

$$V_C(t) = V_{KC} \cdot e^{\frac{-t}{R_{10} C_7}} \quad (3.16)$$

$$T_p = R_{10} C_7 \ln\left(\frac{V_{KC}}{V_{KC} - V_{PC}}\right) \quad (3.17)$$

$$T_p = 2,076ms$$

Frekvencija oscilovanja ovog relaksacionog oscilatora data je formulom 3.18. Lako se zaključuje da trajanje impulsa čini svega 4,21 % periode. Odavde se jasno uočava kolika se ušteda vrši na ovaj način : u toku jedne sekunde LE dioda će svijetliti samo $481,7 \cdot 0,087ms = 42,32 ms$. Detaljniji prikaz potrošnje dat je u Poglavlju 5, Tabela 5.1.

$$f = \frac{1}{T_i + T_p} = 481,7 \text{ Hz.} \quad (3.18)$$

Ovako isjeckan svjetlosni signal, odbijen od prsta pacijenta, kupi inverzno polarisana LE dioda i generiše struju srazmjernu količini svjetlosti koja pada na nju. Na izlazu iz $U1A$ taj strujni signal je pretvoren u naponski. Budući da se iz ovog čopovanog signala ne mogu ekstrahovati vitalni parametri, primjenjuje se „sample-and-hold“ tehnika. Naime, isti V_{SW} signal koji pali emitujuću LE diodu otvara i bilateralni prekidač $U5A$, pa se kondenzator C_8 puni do naponskog nivoa jednakom onom na izlazu iz strujno-naponskog konvertora. Budući da se može smatrati da kroz pozitivni ulaz operacionog pojačavača $U2A$ ne teče struja, napon na kondenzatoru se zadržava i kada je bilateralni prekidač zatvoren a emitujuća LE dioda ugašena ($V_{SW}=0$). Zahvaljujući tome, na ulaz stepena za pojačanje i filtriranje dolazi kontinualan a ne čopovan signal.

Stepen za pojačanje i filtriranje čine dva BP filtra. Prvi, u čijem sklopu je invertujući pojačavač $U3A$, ima pojačanje u ravnom dijelu amplitudske karakteristike dato formulom 3.19 :

$$G_1 = -\frac{R_6}{R_5} = -26 \text{ V/V} \quad (3.19)$$

$$G_{1_{dB}} = 28,29 \text{ dB}$$

Nagib amplitudske karakteristike ovog BPF filtra je $\pm 20 \text{ dB/dec}$, a gornja i donja granična frekvencija date su formulama 3.20 i 3.21, respektivno :

$$f_{BPL} = \frac{1}{2\pi R_5 C_3} = 1,061 \text{ Hz} \quad (3.20)$$

$$f_{BPH} = \frac{1}{2\pi R_6 C_4} = 4,08 \text{ Hz} \quad (3.21)$$

Drugi BP filter, koga čini invertujući pojačavač $U4A$, zahvaljujući potencijometru R_{12} ima promjenljivo pojačanje u ravnom dijelu amplitudske karakteristike koje se kreće u granicama datim formulama 3.22 i 3.23 :

$$G_{2min} = -\frac{R_8}{R_7 + R_{12max}} = -9,09 \text{ V/V} \quad (3.22)$$

$$G_{2min_{dB}} = 19,17 \text{ dB}$$

$$G_{2max} = -\frac{R_8}{R_7 + R_{12min}} = -100 V/V$$

$$G_{2min_{DB}} = 40 dB \quad (3.23)$$

Nagib amplitudske karakteristike i kod ovog BP filtra je ± 20 dB/dec. Na donju graničnu frekvenciju utiče potencijometar R_{12} , u granicama datim formulama 3.24 i 3.25. Gornja granična frekvencija je data u 3.26.

$$f_{BP_{Lmin}} = \frac{1}{2\pi(R_7 + R_{12max})C_5} = 0,14 Hz \quad (3.24)$$

$$f_{BP_{Lmax}} = \frac{1}{2\pi(R_7 + R_{12min})C_5} = 1,59 Hz \quad (3.25)$$

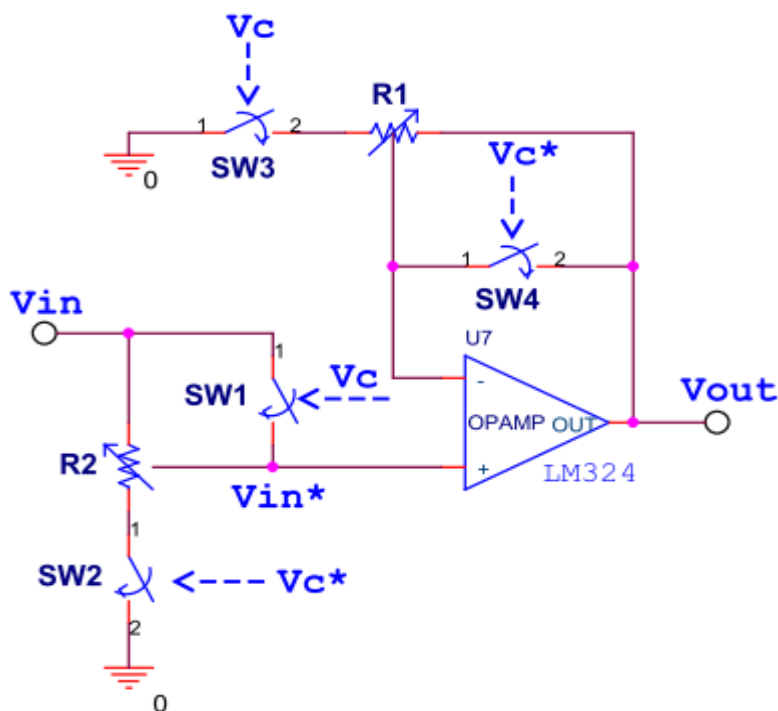
$$f_{BP_H} = \frac{1}{2\pi R_8 C_6} = 4,82 Hz \quad (3.26)$$

3.3 Automatska kontrola pojačanja (AKP)

Kod zdravog pojedinca, različite biomedicinske signale možemo vrlo lako razlikovati jedne od drugih, budući da oni imaju opšti karakteristični talasni oblik određen njihovim porijeklom. Ipak, i kod signala istog porijekla postoje značajne varijacije u talasnom obliku i vitalnim parametrima, u zavisnosti od starosti pacijenta, pola, opšteg fizičkog i psihičkog stanja organizma i sl. Među osobinama koje su najviše podložne ovim varijacijama svakako spada amplituda signala. Tako na primjer, pored gore navedenih uzroka, na amplitudu EKG signala mogu značajno uticati i promjena položaja elektroda ili promjene provodnosti između elektroda i kože. Amplituda pulsatile komponente PPG signala podložna je između ostalog i anatomske varijacijama poput širine prsta (kroz veći prst prolazi više svjetlosti).

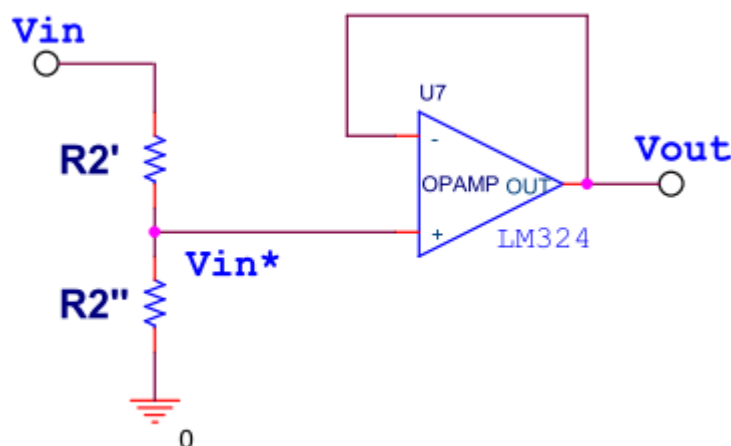
Da bi se negativan uticaj koji promjene amplitude mogu imati na tačnost detekcije vitalnih parametara biomedicinskih signala što više umanjio, implementirana je automatska kontrola pojačanja. Osim toga, AKP osigurava da filtrirani i pojačani signali pri pomjeranjima bazne linije ili artefekatima pokreta ne izađu iz dinamičkog opsega analogno-digitalnog konvertora mikrokontrolera. Šema kola za automatsku kontrolu pojačanja predstavljena je na Slici 3.10. Implementirana su dva ovakva sistema, jedan u sklopu EKG, a drugi u sklopu PPG pojačavača. Oni su bazirani na osmobitnim „dual“ digitalnim potencijometrima MCP4261 [54], otpornosti 10

$K\Omega$ i „quad“ bilateralnim prekidačima CD4066 [55]. Vrijednost digitalnog potencijometra se može podešavati slanjem odgovarajuće brojne vrijednosti (od 0 do 256) putem SPI protokola, i to u koracima od po $38,91 \Omega$.



Slika 3.10 Šema kola za automatsku kontrolu pojačanja

Rad kola za AKP identičan je i u slučaju EKG i u slučaju PPG pojačavača. Kao što se vidi sa Slike 3.2, signal se iz kola za AKP šalje na ulaz dvanaestobitnog analogno-digitalnog konvertora mikrokontrolera. Napon pune skale (V_{PS}) A/D konvertora definisan je njegovom internom referencom koja iznosi 2,5 V. Rutina mikrokontrolera je definisana tako da ukoliko je najveći odbirak signala na ulazu ADC-a veći od 90% V_{PS} (2,25 V), potrebno je oslabiti ulazni signal. Tada se otvaraju bilateralni prekidači SW_1 i SW_3 , a zatvaraju SW_2 i SW_4 i šema poprima izgled predstavljen na Slici 3.11. Vrijednost signala V_{out} definišu otpornosti R_2' i R_2'' digitalnog potencijometra R_2 . Prema tome, signal na ulazu u ADC-a ima vrijednost datu u formuli 3.27, gdje je N_1 vrijednost koja definiše položaj klizača potencijometra R_2 , to jest odnos R_2' i R_2'' .



Slika 3.11 Automatska kontrola pojačanja - slabljenje signala

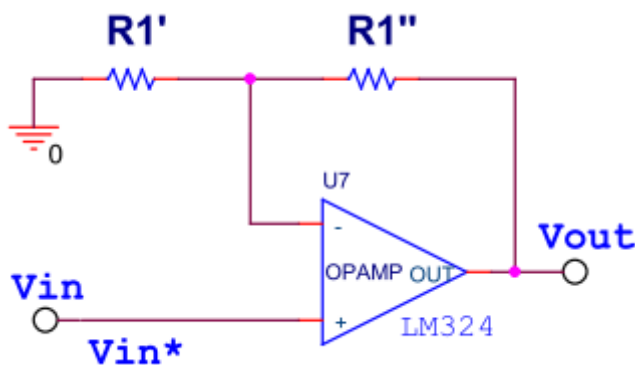
$$V_{out} = \frac{R_2''}{R_2} V_{in} = \frac{N_1 \cdot R_S}{257 \cdot R_S} V_{in} = \frac{N_1}{257} V_{in} \quad (3.27)$$

Mikrokontroler ima zadatak da signal oslabi tako da njegova najveća vrijednost ne prelazi naponski nivo od $V_{SL}=2$ V. Digitalni ekvivalent V_{SL} A/D konvertor računa na osnovu formule 3.28 i on iznosi 3276. Na osnovu formula 3.27 i 3.28 može se dobiti vrijednost N_1 koju mikrokontroler treba sa pošalje digitalnom potencijometru putem SPI protokola u cilju ostvarenja željenog slabljenja, formula 3.29.

$$N_{ADC} = \frac{V_{in_{ADC}}}{V_{REF_{ADC}}} \cdot 4095 \quad (3.28)$$

$$N_1 = \frac{V_{SL}}{V_{in_{max}}} \cdot 257 = \frac{3276}{N_{ADC}(V_{in_{max}})} \cdot 257 \quad (3.29)$$

Sa druge strane, ukoliko je najveći odbirak signala na ulazu A/D konvertora ispod 20% V_{PS} (0,5 V), signal je potrebno dodatno pojačati. Tada se zatvaraju bilateralni prekidači SW_1 i SW_3 , a otvaraju SW_2 i SW_4 , te šema poprima izgled predstavljen na Slici 3.12. Vrijednost signala V_{out} zavise od otpornosti R_1' i R_1'' digitalnog potencijometra R_1 , formula 3.30. N_2 predstavlja vrijednost koja definiše položaj klizača potencijometra R_1 .



Slika 3.12 Automatska kontrola pojačanja - pojačanje signala

$$V_{out} = \frac{R_1}{R_1'} V_{in} = \frac{257 \cdot R_S}{N_2 \cdot R_S} V_{in} = \frac{257}{N_2} V_{in} \quad (3.30)$$

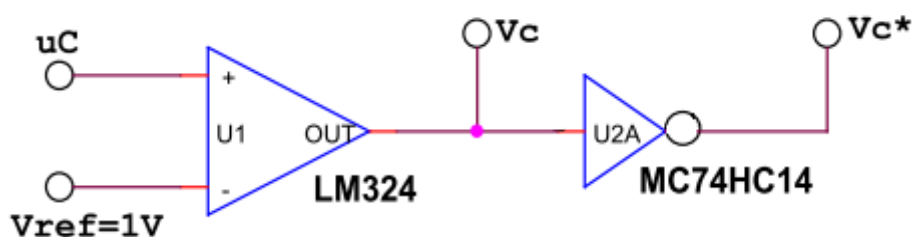
Mikrokontroler ima zadatak da signal pojača tako da njegova najveća vrijednost bude u nivou $V_{poj}=1,5$ V. Na osnovu formule 3.28 digitalni ekvivalent V_{poj} je 2457. Prema tome, vrijednost N_2 koju mikrokontroler treba sa pošalje digitalnom potencijometru u cilju ostvarenja željenog pojačanja predstavljena je formulom 3.31.

$$N_2 = \frac{V_{in_{max}}}{V_{POJ}} \cdot 257 = \frac{N_{ADC}(V_{in_{max}})}{2457} \cdot 257 \quad (3.31)$$

Korišćeni mikrokontroler, MSP430F169 [56, 57], posjeduje dva SPI interfejsa, koji su iskorišćeni za kontrolisanje rada dva MCP4261 čipa, po jedan u sklopi AKP EKG i PPG signala. Međutim, proizvođači pomenutog digitalnog potencijometra su predvidjeli situaciju kada je samo jednim SPI interfejsom potrebno kontrolisati rad više potencijometara, pa su postavili $\overline{CS}$ (*Chip Select*) ulaz. Naime, SPI komunikacija sa datim čipom je moguća samo kada je napon na $\overline{CS}$ pinu na nivou logičke nule (koja maksimalno može da iznosi 20% napona napajanja čipa, u našem slučaju 0.9 V). Da bi se SPI komunikacija sa čipom blokirala, potrebno je da napon na $\overline{CS}$ pinu bude na nivou logičke jedinice (minimalno 45% napona napajanja čipa, u našem slučaju 2.025 V). Iako je $\overline{CS}$ pinove moguće vezati za masu i tako držati komunikaciju stalno otvorenom, to u ovakvoj primjeni nije preporučljivo, budući da eventualna greška u komunikaciji može značajno da degradira signal. Zbog toga, $\overline{CS}$ pinove kontrolišu signali sa odgovarajućih pinova mikrokontrolera (Tabela 1). Treba još napomenuti da je SPI komunikacija po strukturi oblik „*Master-Slave*“ komunikacije, pa je digitalni potencijometar („*Slave*“) potrebno snabdjeti taktnim signalom iste frekvencije kao i takt procesora mikrokontrolera. MSP430F169 ima

moгуćnost da na svoja dva izlaza generiše pomoćne taktne signale (eng. *Auxiliary Clock-ACLK*), koja je ovdje i iskorišćena. Tako je moguće komunicirati sa oba digitalna potencijometra, po jednim u kolima za AKP EKG i PPG signala, bez potrebe realizovanja generatora takta.

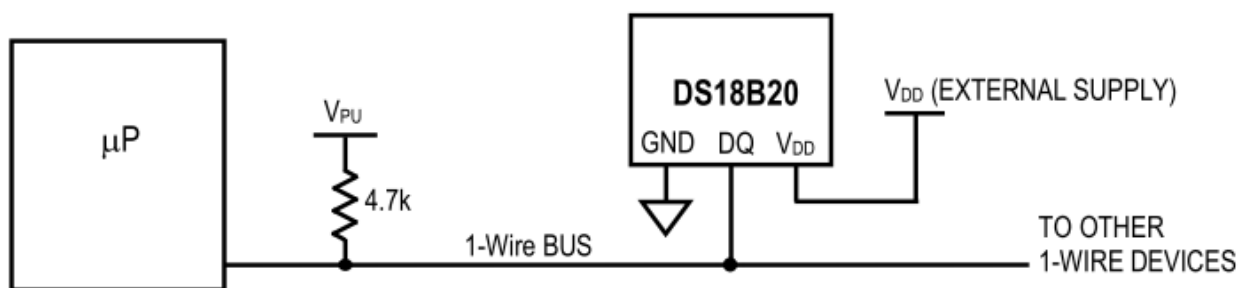
Radom bilateralnih prekidača upravlja se kontrolnim signalima V_c i V_c^* , koji su međusobno inverzni. Najmanji napon potreban za zatvaranje prekidača je 3,5 V, dok za njihovo otvaranje kontrolni napon ne smije biti veći od 1 V, pri naponu napajanja do 5 V [55]. Korišćeni mikrokontroler na svojim digitalnim pinovima ne može da dâ napon veći od 3,3 V, što ne osigurava pouzdan bilateralnih prekidača. Zbog toga je realizovano posebno kolo koje sinhronizuje njihov rad, a bazirano je na komparatoru i invertoru, Slika 3.13. Tako na primjer, kada je potrebno zatvoriti SW_1 i SW_3 , a otvoriti SW_2 i SW_4 (pojaćanje signala), mikrokontroler generiše logičku jedinicu (3.3 V) na pinu 2.3 ili 2.4, zavisno da li se radi o automatskoj kontroli EKG ili PPG signala (više o korišćenim pinovima mikrokontrolera u poglavlju 3.5). Budući da je taj napon veći od referentnog napona na negativnom ulazu komparatora (1 V), izlaz operacionog pojaćavaća „udara“ u gornju šinu napajanja (4,5 V), pa je napon V_c sada dovoljan da zatvori prekidače SW_1 i SW_3 . Kolo MC74HC14 [58] invertuje signal V_c , tako da na njegovom izlazu imamo signal V_c^* , u ovom slučaju na nivou logičke nule ($\approx 1\text{mV}$) potrebne da otvori prekidače SW_2 i SW_4 . Slično, kada je potrebno oslabiti signale, mikrokontroler generiše signal logičke nule na jednom od gore navedenih pinova. Taj signal, budući da je niži od referentnog napona, tjera izlaz komparatora V_c na donju šinu napajanja (0 V), pa se prekidači SW_1 i SW_3 otvaraju. Invertovani signal V_c^* je na nivou napona napajanja, pa se prekidači SW_2 i SW_4 zatvaraju.



Slika 3.13 Kolo za generisanje signala za sinhronizovano otvaranje i zatvaranje bilateralnih prekidača

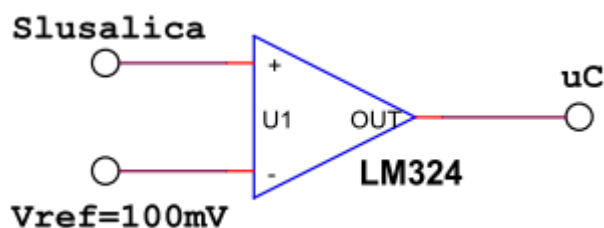
Tjelesna temperatura predstavlja važan zdravstveni indikator. Međutim, nju najčešće nije neophodno kontinualno pratiti poput EKG ili PPG signala, već samo u odgovarajućim vremenskim intervalima. Zbog toga je u ovom radu implementiran „on-demand“ metod

mjerenja temperature. Naime, pritiskom odgovarajućeg tastera na ekranu Android aplikacije generiše se zvučni signal koji se slušalicama prenosi do mikrokontrolera. Na osnovu tog komandnog signala mikrokontroler prikuplja podatke sa temperaturnog senzora. U ovom radu korišćen je vrlo precizni dvanaestobitni digitalni termometar DS18B20⁺ [59], koji temperaturu mjeri u koracima od po 0,0625°C. Broj tih koraka se prenosi „1 WIRE“ protokolom do mikrokontrolera. Način na koji se informacije o temperaturi, kao i EKG i PPG signal, prenose od mikrokontrolera do Android uređaja biće detaljnije objašnjen u poglavlju 3.5. Kao što i ime kaže, „1 WIRE“ protokol zahtjeva samo jednu žicu za komunikaciju (1-Wire BUS), koja preko „pull-up“ otpornika mora biti povezana sa naponom napajanja, Slika 3.14.



Slika 3.14 Šema povezivanja temperaturnog senzora DS18B20⁺

Ovdje treba napomenuti da zvučni signal koji generiše Android uređaj najčešće ne prelazi 200 mV. Taj napon nije dovoljan da se na standardnom ulazno-izlaznom (eng. *General Purpose Input/Output-GPIO*) pinu mikrokontrolera detektuje kao logička jedinica, na osnovu čega bi se započeo proces mjerenja temperature. Zbog toga je, slično kao i u kolu za upravljanje radom bilateralnim prekidačima, upotrebljeno kolo komparatora prikazano na Slici 3.15. Ukoliko je signal u slušalicama veći od referentnog napona od 100mV, izlaz komparatora je na nivou napona napajanja. Taj signal mikrokontroler bez problema detektuje i počinje da čita podatke sa temperaturnog senzora. Naravno, masu slušalica je potrebno povezati sa masom kola za analognu obradu signala.



Slika 3.15 Kolo za detekciju komandnog signala za mjerenje temperature sa slušalice

3.4 Uloga mikrokontrolera

Centralno mjesto u kolu za analognu obradu signala zauzima mikrokontroler MSP430F169, Slika 3.16. Riječ je o mikrokontroleru iz Texas Instruments-ove nisko-potrošačke familije MSP430, optimizovane za korišćenje u prenosnim uređajima koji se napajaju preko baterija, kao što su medicinski uređaji. MSP430F169 ima 16-bitni RISC procesor, 16-bitne registre, dva 16-bitna tajmera (Tajmer_A i Tajmer_B), ADC12-brzi 12-bitni A/D konvertor sa osam spoljašnjih ulaznih kanala, dvojni 12-bitni D/A konvertor, USART, I2C, DMA, 48 U/I pinova, itd [56].



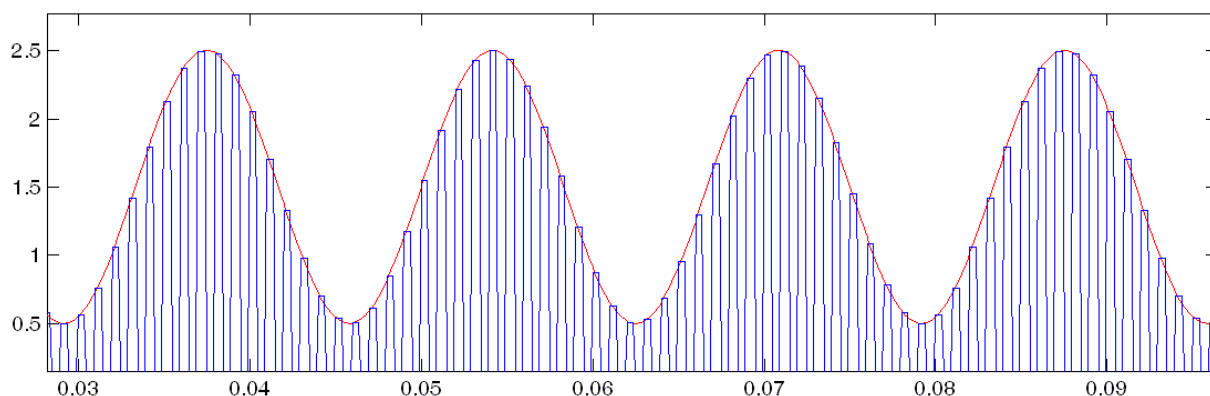
Slika 3.16 Texas Instruments-ov mikrokontroler MSP430F169

Mikrokontroler obavlja više ključnih uloga u pripremi biomedicinskih signala za snimanje putem mikrofonskog porta Android uređaja. Najvažnija od njih je modulacija signala. Naime, većina biomedicinskih signala spada u grupu sporopromjenjivih signala. Kao što se vidi sa Slike 1.5, osnovne spektralne komponente EKG signala su ispod 40 Hz, kod PPG signala su ispod 10 Hz, dok je temperaturni signal gotovo DC signal. Sa druge strane, „head-set“ port posjeduje filtre propusnike opsega učestanosti, kako na ulaznoj (mikrofonskoj), tako i na izlaznoj strani (slušalice). Donja granična frekvencija kod oba filtra varira između 50 Hz i 300 Hz, u zavisnosti od uređaja. Gornja granična frekvencija je kod mikrofonskog filtra je oko 3,4 KHz, što odgovara standardnoj širini kanala za prenos govora. Jasno je da bi pri direktnom snimanju biomedicinskih

signala preko mikrofonskog porta došlo do velike degradacije njihovih talasnih oblika. Zbog toga je neophodno pomenute signale modulisati i podići na viši frekventni opseg, kako bi bez slabljenja mogli biti snimljeni.

3.4.1 Impulsno-amplitudska modulacija

Postoji više načina na koje se može izvršiti modulaciju. U [60] predstavljen je način importovanja EKG signala putem modulisane serijske komunikacije. Međutim, ovaj način je zapravo spor i relativno komplikovan. Zbog toga je u ovom radu odabran amplitudski oblik modulacije, i to impulsno-amplitudska modulacija (eng. *Pulse Amplitude Modulation-PAM*). To je oblik modulacije u kome se signal od interesa moduliše povorkom pravougaonih impulsa, pri čemu se amplituda nosioca mijenja u skladu sa amplitudom modulišućeg signala, Slika 3.17.



Slika 3.17 Primjer impulsno-amplitudske modulacije sinusnog signala

Uopšteno govoreći, impulsna modulacija pripada grupi modulacija sa diskretnim oblikom modulišućeg signala. Samim tim, za signal su karakteristična dva stanja : jedno, kada je signal prisutan, i drugo kad nije. Aktivni i pasivni intervali se naizmjenično smjenjuju. Da bi se impulsna modulacija mogla uspješno primijeniti, teorema o odabiranju mora biti zadovoljena :

$$T \leq \frac{1}{2f_m} \quad (3.32)$$

gdje je T perioda impulsa, a f_m najveća frekvencija modulišućeg signala. Nosilac u impulsnoj modulaciji je najčešće povorka pravougaonih impulsa okarakterisana sa tri parametra : amplitudom impulsa, njegovim trajanjem i periodom. U zavisnosti od toga koji od ovih parametara se mijenja u skladu sa modulišućim signalom, razlikujemo impulsno-amplitudsku

(eng. *pulse-amplitude modulation-PAM*), impulsno-šarinsku (eng. *pulse-width modulation-PWM*) i impulsno-položajnu modulaciju (eng. *pulse-position modulation - PPM*).

Kod impulsno-amplitudske modulacije, informacija koju nosi modulišući signal je utisnuta u amplitudu povorke pravougaonih impulsa konstantne širine. Signal nosioca se može predstaviti kao :

$$u_0(t) = U_0 \sum_{n=-\infty}^{\infty} s(t - nT) \quad (3.33)$$

gdje je U_0 amplituda signala trajanja τ i periode T . Funkcija $s(t - nT)$ se definiše kao :

$$s(t - nT) = \begin{cases} 1, & nT - \frac{\tau}{2} < t < nT + \frac{\tau}{2} \\ 0, & \text{ostalo} \end{cases} \quad (3.34)$$

Modulisani signal $u(t)$ dobija se množenjem modulišućeg signala $u_m(t)$ sa nosiocem $u_0(t)$:

$$u_0(t) = k_A u_m(t) u_0(t) = \frac{k_A U_0 \tau}{T} u_m(t) \left[1 + 2 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{n\omega_0 \tau}{2}}{\frac{n\omega_0 \tau}{2}} \cos n\omega_0 \tau \right] \quad (3.35)$$

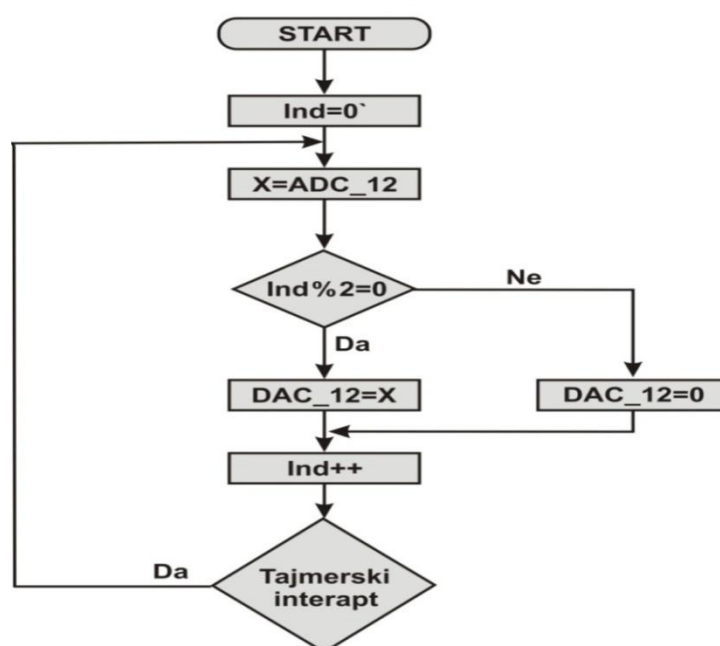
Primjenom Furijeove transformacije, spektar signala modulisanog impulsno-amplitudskom modulaciom može se predstaviti sljedećom formulom :

$$U(j\omega) = k_A U_0 U_m(j\omega) + \frac{k_A \tau U_0}{T} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{n\omega_0 \tau}{2}}{\frac{n\omega_0 \tau}{2}} \cdot (U_m[j(\omega - n\omega_0)] + U_m[j(\omega + n\omega_0)]) \quad (3.36)$$

3.4.2 Realizacija impulsno-amplitudske modulacije na mikrokontroleru

Sam princip realizacije modulacije je relativno jednostavan i predstavljen je algoritmom na Slici 3.18, a primjenjuje se kod modulisanja EKG, PPG i temperaturnog signala. Najvažnija stvar je pravilno podesiti željenu frekvenciju nosioca, a to se obavlja uz pomoć servisnih prekidnih rutina (eng. *Interrupt Routines*) mikrokontrolerovih tajmera A i B. Interapti omogućavaju da se određeni dijelovi koda izvršavaju u tačno definisanim vremenskim intervalima. Da bi se pomoću interapta generisao nosilac u obliku povorke pravougaonih impulsa frekvencije f_0 , rutinu je potrebno pozivati sa frekvencijom $2 \cdot f_0$, kako bi se u jednom

pozivu generisao impuls a u drugom pauza. Poznavajući frekvenciju takta procesora mikrokontrolera, koja je zbog uštede energije podešena na 1,033MHz, vrlo lako je izračunati broj taktova koje treba da izbroji tajmer kako bi pozivao prekidnu rutinu željenom frekvenciom, formula 3.37. U ovom radu odlučeno je da frekvencija nosioca za modulaciju EKG signala bude 500 Hz, a za PPG i temperaturni signal 3,1 KHz. To je urađeno sa ciljem da se ovi signali međusobno što više razmaknu u frekventnom domenu i time olakša njihova demodulacija koju obavlja Android aplikacija. Na Slici 3.19 može se vidjeti kako izgledaju modulisani EKG i PPG signali, snimljena na osciloskopu.

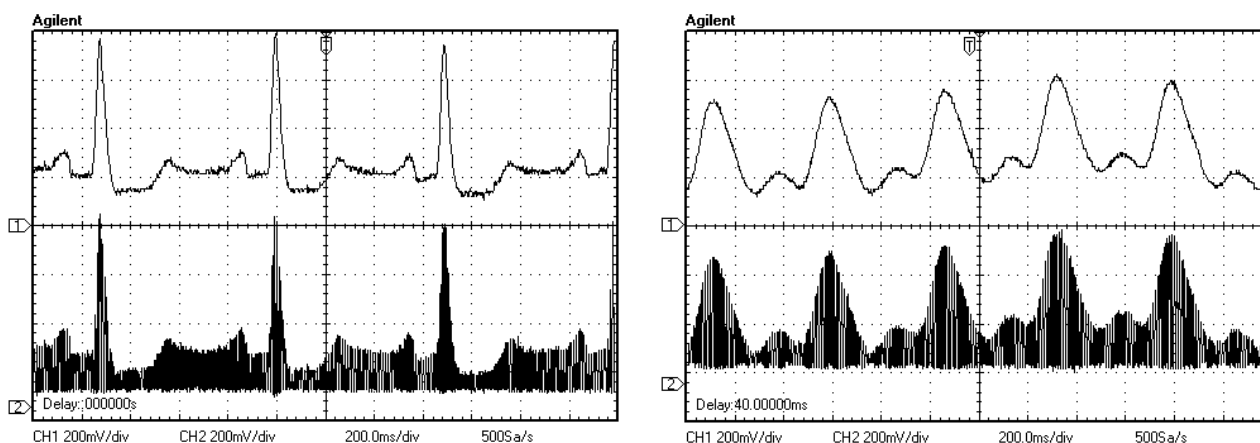


Slika 3.18 Algoritam za realizaciju impulsno-amplitudsku modulaciju

$$N_{int} = \frac{f_{\mu C}}{2f_0} \quad (3.37)$$

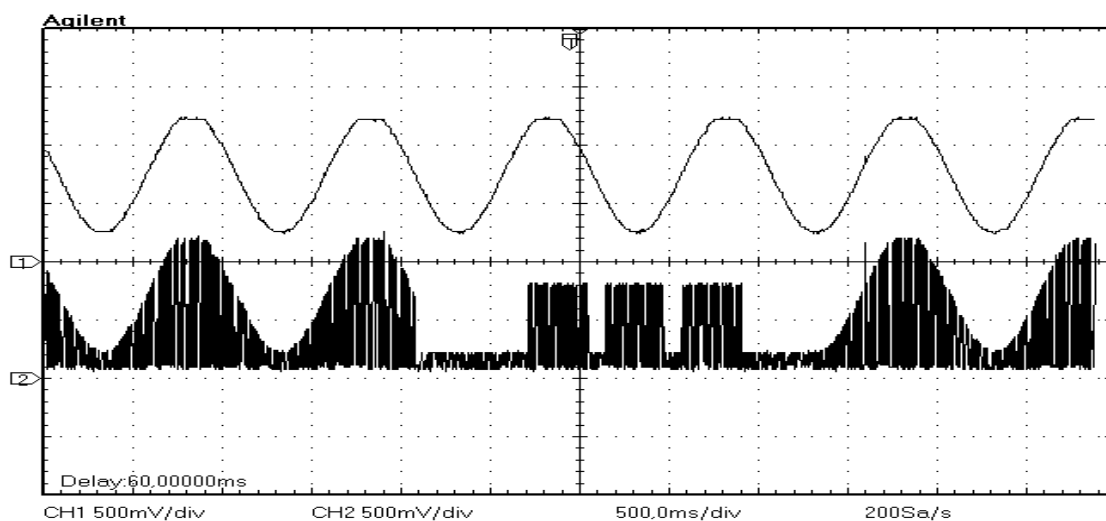
Način modulisanja informacije o temperaturi je unekoliko specifičan. Kao što je rečeno u poglavlju 3.4, temperaturni senzor putem SPI protokola šalje mikrokontroleru informaciju o temperaturi u vidu broja temperaturnih koraka od po 0,0625°C. Mikrokontroler zatim generiše tri pravougaona impulsa amplitude 800 mV, a trajanje svakog od njih direktno je srazmjerno broju temperaturnih koraka. Ovi impulsi su radi lakše detekcije na pametnom telefonu međusobno razmaknuti pauzama trajanja 200ms i napona 200 mV. U cilju dodatne distinkcije temperaturnog od PPG signala, ovoj grupi od tri impulsa i dvije pauze prethodi pauza trajanja 600ms, a nakon nje slijedi još jedna od 400ms. Mikrokontroler prekida modulaciju PPG signala i

moduliše ova tri pravougaona impulsa, koji se potom šalju do Android uređaja. Android aplikacija će nakon izvršene demodulacije, koristeći poznato trajanje pauza kao orijentir, detektovati trajanje impulsa. Razlog za slanja tri identična impulsa je u povećanju pouzdanosti mjerenja. Naime, ukoliko izmjereno trajanje najmanje dva od tri impulsa ne odstupa međusobno više od 5%, smatra se da je temperatura tačno izmjerena i njena vrijednost se prikazuje na displeju pametnog telefona. U suprotnom, smatra se da temperatura nije tačno izmjerena i postupak se ponavlja.



Slika 3.19 Rezultati impulsno-amplitudske modulacije snimljeni na osciloskopu : lijevo EKG, desno PPG signal

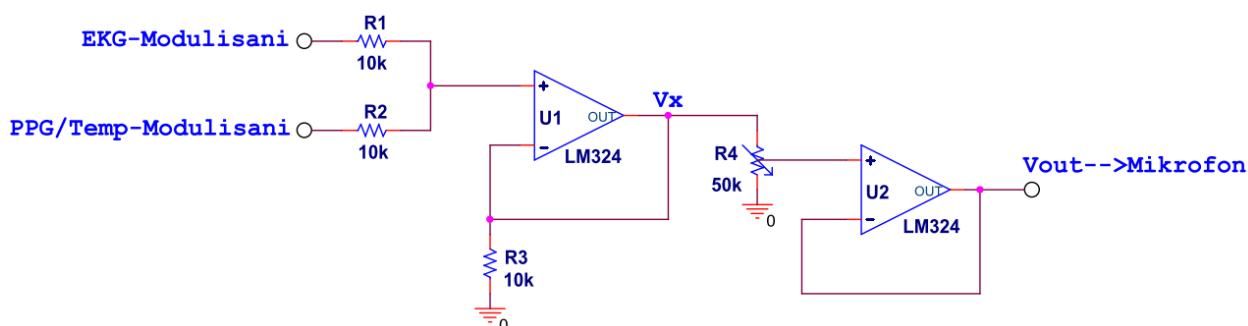
Jedna ograničavajuća okolnost kod korišćenog mikrokontrolera je ta da on posjeduje samo dva digitalno-analogna konvertora, na čijim izlazima je jedino moguće generisati modulirani signal. Budući da EKG signal ima najveći prioritet, a da se temperatura mjeri samo po potrebi, odlučeno je da PPG i temperaturni signal dijele isti modulacioni kanal. To znači da se prvim kanalom D/A konvertora konstanto moduliše EKG signal, dok se drugim kanalom moduliše PPG signal sve dok se ne pritisne taster za mjerenje temperature na displeju Android uređaja. Tada se tim kanalom moduliše informacija o temperaturi, a potom se ponovo prelazi na modulaciju PPG signala. Kako izgleda prelazak sa modulacije testnog sinusnog signala dovedenog na ulaz PPG kanala na modulaciju informacije o temperaturi, može se vidjeti na Slici 3.20.



Slika 3.20 Prelazak sa modulacije PPG signala (u ovom slučaju testnog sinusnog signala) na modulaciju temperaturnog signala i ponovno vraćanje na modulaciju PPG signala

Budući da svi pametni telefoni imaju samo jedan mikrofonski port, EKG i PPG/temperaturni signal je potrebno iskombinovati u jedan koji će biti snimljen. Kako su ovi signali modulirani nosiocima različitih frekvencija, moguće je koristiti prosto kolo za sumiranje signala. Time će njihove komponente u frekventnom domenu ostati međusobno razdvojene, pa će signale biti moguće ponovo razdvojiti odgovarajućim digitalnim filtrima i zasebno analizirati u Android aplikaciji. Kolo za kombinovanje signala dato je na Slici 3.21. Vrijednost napona V_x na izlazu iz sumatora data je formulom 3.38. Potenciometar R_4 služi za fino početno podešavanje snimanog signala, kako ne bi izašao iz naponskog opsega mikrofonskog porta.

$$V_x = \frac{1}{2} V_{EKG_{mod}} + \frac{1}{2} V_{PPG/Temp_{mod}} \quad (3.38)$$



Slika 3.21 Kolo za kombinovanje moduliranih signala u jedan signal

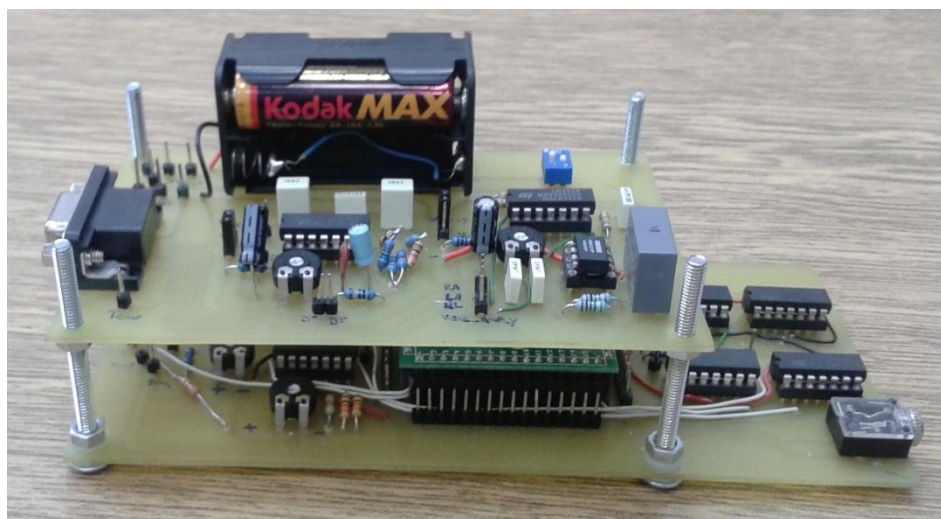
Pored modulacije, ostale važne funkcije koje mikrokontroler obavlja su već pominjane : automatska kontrola pojačanja, SPI komunikacija sa digitalnim potenciometrima, detekcija signala na slušalicama, mjerenje temperature i generisanje odgovarajućih impulsa, UART komunikacija sa računarom koja po potrebi može da pruži laku dijagnostiku aktivnosti mikrokontrolera. Ovdje se neće detaljnije objašnjavati softverska realizacija pojedinih funkcija mikrokontrolera, već je čitav kod mikrokontrolera dat na CD-u koji je priložen uz ovaj rad. Na kraju, u Tabeli 3.1 dat je spisak svih korišćenih pinova mikrokontrolera, zajedno sa njihovim rednim brojem na čipu, nazivom, smjerom (U-ulazni, I-izlazni) i ulogom.

Tabela 3.1 Popis korišćenih pinova mikrokontrolera

Br. pina	Ime pina	Smjer	Uloga
64	AVcc		Napon napajanja
62	AVss		Masa
14	P1.2/TA1	U	Detekcija komandnog signala iz slušalica
17	P1.5/TA0	I	Generisanje Vc i Vc* signala za AKP EKG signala
20	P2.0/ACLK	U	Komunikaciju sa temperaturnim senzorom
24	P2.4/CA1/TA2	I	Generisanje Vc i Vc* signala za AKP PPG signala
29	P3.1/SIMO0/SDA	I	Komunikacija sa dig.pot. u kolu AKP EKG signala
31	P3.3/UCLK0/SCL	I	Taktni signal za dig.pot. u kolu AKP EKG signala
32	P3.4/UTXD0	I	$\overline{CS}$ za dig.pot u kolu AKP EKG signala
45	P5.1/SIMO1	I	Komunikacija sa dig.pot. u kolu AKP PPG signala
47	P5.3/UCLK1	I	Taktni signal za dig.pot. u kolu AKP PPG signala
48	P5.4/MCLK	I	$\overline{CS}$ za dig.pot u kolu AKP PPG signala
2	P6.3/A3	U	A/D konverzija EKG signala
4	P6.5/A5	U	A/D konverzija PPG signala
5	P6.6/A6/DAC0	I	D/A konverzija-Modulisani EKG signal
6	P6.7/A7/DAC1/SVSIN	I	D/A konverzija-Modulisani PPG/Temp. signal

3.5 Realizacija kola za analognu obradu signala na štampanoj ploči

U procesu razvoja kola za analognu obradu signala korišćena je mikrokontrolerska razvojna ploča MSP430-P169 [72] i odgovarajuće proto ploče. Kada su sva potrebna testiranja izvršena i ispravnost dizajna potvrđena, prešlo se na razvoj štampane ploče. Njome su svi segmenti kola za kondicioniranje signala objedinjeni u jedan dizajn, unificirano napajanje i omogućena stvarna mobilnost sistema. Ploča je kreirana u programskom okruženju *Eagle* [73], u jednostranoj štampi. Budući da su zbog lakšeg lemljenja korišćene komponente u DIP kućištima, kao i zbog jednostrane štampe, dimenzije pločice izrađene u jednom komadu bi bile velike. Kako bi se ovaj problem donekle riješio, izrađene su dvije pločice i postavljene jedna iznad druge. Na donjoj su smješteni mikrokontroler, automatska kontrola pojačanja EKG i PPG signala, sumator, detektor komandnog signala za mjerenje temperature i 3,5 mm audio konektor. Na gornjoj pločici se nalaze pojačavači i filtri EKG i PPG signala, baterijsko kućište, prekidač za paljenje i gašenje uređaja, kao i RS232 konektor koji je iskorišćen za jednostavnije povezivanje EKG elektroda, PPG i temperaturnog senzora sa pločicom. Sistem slikan iz više uglova prikazan je na Slici 3.22. Odgovarajući *Eagle* projektni fajlovi nalaze se priloženi na CD-u.



a)

Poglavlje 4

4. Android aplikacija

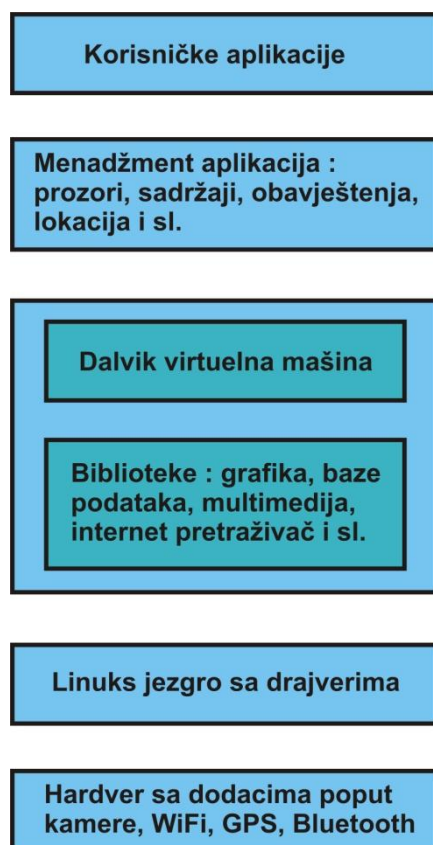
Android predstavlja operativni sistem (OS) kreiran prvenstveno za mobilne uređaje koji posjeduju ekran osjetljiv na dodir (eng. *TouchScreen*), poput pametnih telefona, čitača e-knjiga i tablet računara. Sa njegovim razvojem počinje američka kompanija Android Inc. 2003. god, koju potom kupuje Gugl 2007. god. Iste godine formiran je konzorcijum „*Open-Handset-Alliance*“ (OHA), koji se u početku sastojao od 34, a sada već 84 hardverske, softverske i telekomunikacione kompanije posvećene razvoju otvorenih standarda za mobilne uređaje. OHA zajedno sa Guglom nastavljaju sa radom na ovom mobilnom OS-u otvorenog koda (eng. *Open Source*). U oktobru 2008. godine na tržištu se pojavio prvi komercijalno dostupni pametni telefon sa Android operativnim sistemom, HTC Dream. Za samo tri godine, Android postaje lider na svjetskom tržištu mobilnih operativnih sistema, a trend rasta se nastavlja do danas, Tabela 4.1. Android nastavlja da se širi i na druge oblasti, tako da sada već postoje verzije prilagođene televizijskim uređajima (Android TV), automobilima (Android Auto), pa čak i ručnim satovima (Android Wear).

Tabela 4.1 Udio u tržištu mobilnih operativnih sistema za 2011. i 2014. god

OS	2011. god-SAD	2011. god-Svijet	2014. god-SAD	2014. god-Svijet
Android	46 %	51,5 %	52,1 %	84,7 %
IOS	28 %	42,4 %	41,9 %	11,7 %
Windows	5 %	3,6 %	3,4 %	2,5 %
Blackberry	17 %	2,3 %	2,3 %	0,5 %

Postoji više razloga za ovoliku popularnost Android OS-a. Prije svega, on je otvorenog koda i besplatan. Baziran je na jezgru Linuks operativnog sistema, poznatog po svojoj stabilnosti, brzini i mogućnosti rada na ogromnom broju različitih hardvera. Pouzdanost Linuksa daje posebnu prednost Androidu, jer je glasovna komunikacija osnovna funkcija mobilnih telefona i

ona nikad ne smije da zataji. Razvoj aplikacija je besplatan i obavlja se u Java programskom okruženju. To je još jedan plus za Android u odnosu na konkurente, budući da je Java jedan od najšire korišćenih programski jezika veoma velikih mogućnosti, besplatan, otvorenog koda i zasnovan na WORA (eng. *Write Once, Run Anywhere*) principu. Aplikacije napisane u Javi se kompajliraju u Java bajt kodove, koji se odmah potom prevode u dex fajlove. Oni omogućavaju Androidu da aplikacije pokreće u sopstvenoj virtuelnoj mašini (VM), zaobilazeći na taj način licencna ograničenja Orakla. Dakle, interpreter koji Android koristi je Dalvik VM i on se oslanja na jezgro Linuxa za pružanje servisa poput procesa, memorije i menadžmenta fajlova. Osnovna struktura Android OS-a predstavljena je na Slici 4.1.



Slika 4.1 Struktura Android operativnog sistema

Zbog svoje svestranosti i mogućnosti da kombinuju više funkcija u jedan uređaj, poput telefonije, kamere, slušanja muzike, pretraživanja interneta itd., pametni telefoni i tablet računari postaju sve više sastavni dio modernog načina života. Budući da je tržište ovih uređaja u stalnom usponu, oni konstantno napreduju kako u pogledu procesorskih kapaciteta, tako i u pogledu memorijskih resursa. Time se otvaraju sve veće mogućnosti i za njihovo upotrebu u

raznim granama industrije. Tome doprinose i prisustvo različitih komunikacionih interfejsa (WiFi, Bluetooth), senzora (akcelerometar, kompas, barometar, termometar i sl.), mogućnost geo-lokacije itd. Odlični primjeri za to su sektori telekomunikacija, zdravstvene zaštite i transporta.

Osnovni zahtjevi koji se postavljaju pred moderne biomedicinske uređaje su jednostavnost korišćenja, mobilnost i laka, pa čak i bežična dostupnost rezultata mjerenja. Time se omogućava da doktor i pacijent budu udaljeni desetinama, pa čak i stotinama kilometara. Zbog toga se biomedicina sve više okreće upotrebi PDA uređaja, pametnih telefona i tablet računara. Već je objavljen čitav niz radova koji preporučuju njihovu primjenu u najrazličitijim oblastima biomedicine. Tako je u [62] predstavljena mogućnost mjerenja srčanog ritma, ritma disanja i zasićenosti krvi kiseonikom pomoću ugrađene kamere. Čak i složeni algoritmi za obradu biomedicinskih slika se sada već mogu implementirati na ovim uređajima.

U ovom radu akcenat je dat na analizi tri biomedicinska signala. Kod EKG signala vrši se detekcija QRS kompleksa i vrijednosti srčanog ritma. Kod PPG signala detektuju se lokalni maksimumi, kao i vrijednost srčanog pulsa. Paralelnom analizom EKG i PPG signala detektuju se PTT intervali. I naravno, kod temperaturnog signala detektuje se trenutna vrijednost tjelesne temperature. Sve ovo se obavlja pomoću posebno razvijene Android aplikacije.

Aplikacija je, kao što je već rečeno, napisana u programskom jeziku Java. Ona mora da obavlja veći broj operacija : snimanje signala preko mikrofonskog porta, demodulaciju, detekciju vitalnih parametara, vizuelizaciju i kontrolu korisničkog interfejsa (eng. *User Interface-UI*). Budući da je želja da čitav sistem radi u „*real-time*“ modu, sve ove aktivnosti je neophodno izvršavati paralelno. Zbog toga je aplikacija realizovana kao „*multi-thread*“ aplikacija, sa tri zasebne niti. Glavna, UI nit, zadužena je za kontrolu korisničkog interfejsa. Druga nit vrši snimanje signala, dok treća obavlja demodulaciju, vizuelizaciju i detekciju vitalnih parametara. Sve ove aktivnosti realizovane su u zasebnim klasama, u skladu sa principima objektno-orijentisanog programiranja. U ovom poglavlju se neće detaljno ulaziti u objašnjavanje pojedinih linija koda, već je cilj pojasniti algoritme koji stoje iza njih, a čitav kod sa projektnim fajlovima je priložen na CD-u koji prati rad.

4.1 Snimanje signala preko mikrofonskog porta

U poglavlju 3.5 već je rečeno da mikrofonski port posjeduje filter propusnik opsega frekvencija od 300 Hz do 3,4 KHz (donja granična frekvencija varira u zavisnosti od uređaja). Zbog toga je EKG i PPG/Temp signale neophodno prethodno modulirati i združiti u jedan signal, kako bi bez slabljenja mogli biti snimljeni. To je zadatak kola za analognu obradu signala.

U Androidu postoje dva načina za snimanje zvučnog signala. To su klase *MediaRecorder* i *AudioRecord* [63]. Implementacija prve klase je krajnje jednostavna, međutim u njoj nije moguć direktan pristup odbircima snimljenog materijala, a sam materijal se čuva u nekom od ponuđenih komprimovanih formata : amr, 3gpp, mpeg-4. Budući da je za digitalnu obradu signala (eng. *Digital Signal Processing-DSP*), na kojoj su zasnovane demodulacija i detekcija vitalnih parametara, od esencijalne važnosti direktan pristup odbircima, korišćena je klasa *AudioRecord*. Ona pruža mogućnost podešavanja čitavog niza parametara vezanih za snimanje audio signala. Odlučeno je da se snimanje vrši u mono formatu, rezolucijom od 16 bita/odbirak i frekvencijom odabiranja od 8 KHz. Ta frekvencija zadovoljava teoremu o odabiranju, budući da je najveća frekvencija snimanog signala približno jednaka frekvenciji nosioca u PPG/Temp kanalu od 3.1 KHz.

Rad u realnom vremenu omogućen je primjenom takozvane *ping-pong* tehnike. Princip ove metode je sljedeći : materijal se snima u paketima trajanja 1s, odnosno 8000 odbiraka (budući da je frekvencija odabiranja 8 KHz). Kako je aplikacija realizovana kao „*multi-thread*“ aplikacija, ideja je da dok jedna nit snima trenutnu sekundu materijala, druga nit ima na raspolaganju upravo tu sekundu da obradi prethodno snimljenu sekundu materijala. To se pokazalo kao više nego dovoljno vremena da se završe svi procesi vezani za demodulaciju, detekciju vitalnih parametara i vizuelizaciju signala. Rezultati testiranja kojima se ovo potvrđuje dati su u Tabeli 5.2, Poglavlje 5.

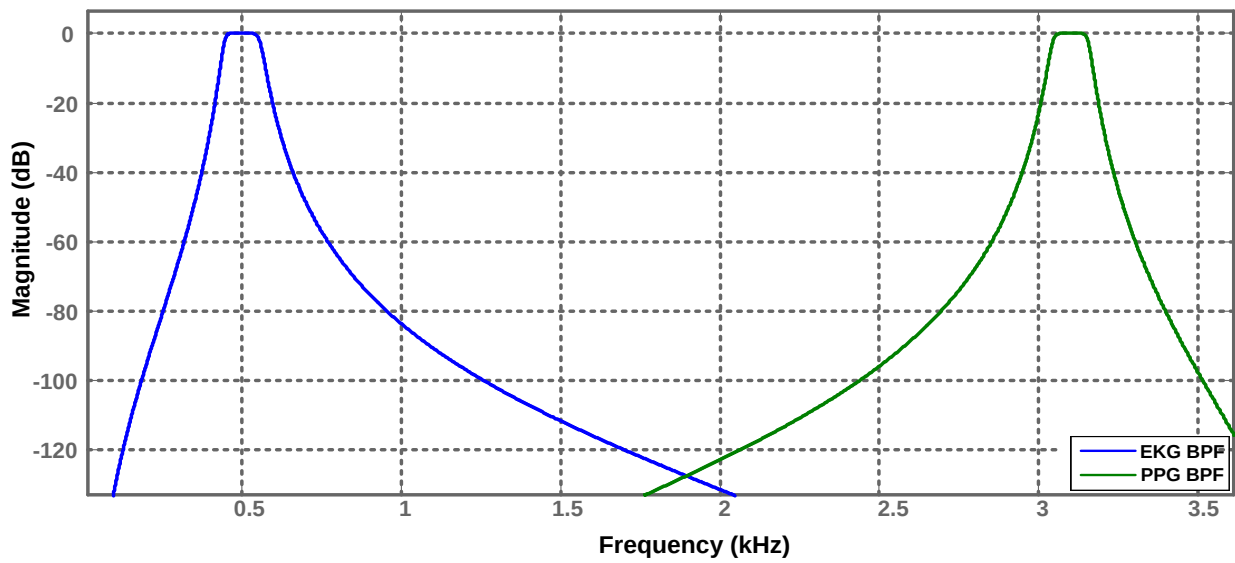
Jasno je da je za ping-pong tehniku od ključne važnosti da se sadržaj odgovarajućeg bafera, u kome se skladište odbirci trenutno snimanog materijala, tačno svake sekunde proslijedi klasi za demodulaciju signala a odmah potom počne puniti novim odbircima od početka. Budući da je precizno periodično ažuriranje veoma česta potreba u obradi audio signala, u klasi *AudioRecord* su implementirana dva načina za to. Prvi je korišćenjem

OnRecordPositionUpdateListener interfejsa, koji predstavlja neku vrstu analogije interaptima (prekidnim rutinama) kod mikrokontrolera. Međutim, za jednostavnije primjene, kao u ovom slučaju gdje je samo potrebno sadržaj bafera proslijediti drugoj klasi na obradu, praktičnije je iskoristiti osobinu javne metode *read* iz klase *AudioRecord*. Naime, ona kao rezultat vraća sadržaj bafera, ali tek onda kada snimi definisan broj odbiraka. Nakon čitanja bafera, metoda odmah počinje da puni bafer od početka. Ukoliko se podesi da metoda vraća rezultat nakon 8000 odbiraka, imaćemo periodično čitanje snimljenog materijala sa periodom od tačno 1s. Naravno, potrebno je da se *read* metoda nalazi u odgovarajućoj *while* petlji, koja se izvršava dok je uključeno odgovarajuće *On* dugme na korisničkom interfejsu aplikacije. Kao što je već rečeno, u ovom radu se neće detaljno ulaziti u objašnjavanje pojedinih linija koda, već se kompletan kod Android aplikacije može naći na priloženom CD-u.

4.2 Razdvajanje i demodulacija signala

Da bi se EKG i PPG/Temp signali mogli analizirati, njih je potrebno prvo razdvojiti, a potom i demodulisati. Ovi procesi se obavlja pomoću odgovarajućih digitalnih filtara. Oni su razvijeni i testirani u Matlabovom alatu „*Filter Design & Analysis*“. U Android aplikaciji su implementirani putem odgovarajućih diferencnih jednačina. Koeficijenti jednačina dobijeni u Matlabu su ostavljeni u formatu dvostruke preciznosti i nisu dalje optimizovani. Razlog za to leži u visokim memorijskim i procesorskim resursima pametnih telefona i tablet računara. Vrijeme potrebno za obavljanje odgovarajućih operacija se može vidjeti u Tabeli 5.2, Poglavlje 5.

Razdvajanje signala se vrši propuštanjem snimljenog materijala kroz dva BP filtra. Njihovi propusni opsezi su postavljeni na ± 50 Hz oko nosećih frekvencija EKG (500 Hz) i PPG/Temp (3,1 KHz) signala. Ovi filtri su implementirani kao filtri sa beskonačnim impulsnim odzivom (IIR) desetog reda i frekvenciom odabiranja 8 Khz. Njihova diferencna jednačina data je formulom 4.1, a amplitudska karakteristika prikazana na Slici 4.2. Koeficijenti filtara su dati u Tabeli 4.2. Na ovaj način se pored razdvajanja signala vrši i dodatno potiskivanje neželjenih spektralnih komponenti koje su posljedica šuma.



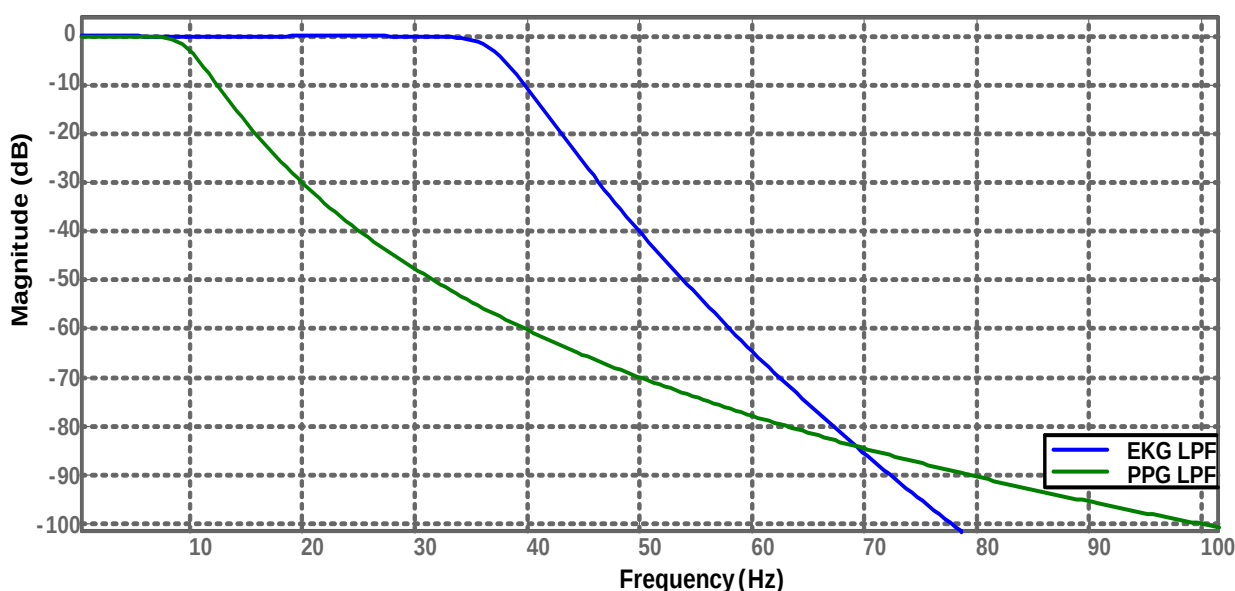
Slika 4.2 Amplitudske karakteristike BP filtera za razdvajanje EKG i PPG/Temp signala

$$\begin{aligned}
 y_{BP_{EKG}}[n] &= \sum_{i=0}^{10} b_{i_{EKG}} \cdot x[n-i] - \sum_{i=0}^{10} a_{i_{EKG}} \cdot y[n-i] \\
 y_{BP_{PPG/Temp}}[n] &= \sum_{i=0}^{10} b_{i_{PPG/Temp}} \cdot x[n-i] - \sum_{i=0}^{10} a_{i_{PPG/Temp}} \cdot y[n-i]
 \end{aligned} \quad (4.1)$$

Tabela 4.2 Koeficijenti BP filtera za razdvajanje EKG i PPG/Temp signala

i	a_{EKG}	b_{EKG}	$a_{PPG/Temp}$	$b_{PPG/Temp}$
0	1	$1,59088071267409 \cdot 10^{-7}$	1	$1,59088071267412 \cdot 10^{-7}$
1	-8,97700021944032	0	7,38858723442043	0
2	36,9506057506398	$-7,95440356337045 \cdot 10^{-7}$	26,5502718649148	$-7,95440356337060 \cdot 10^{-7}$
3	-91,7446746892048	0	60,1359216667256	0
4	152,074130134967	$1,59088071267409 \cdot 10^{-6}$	94,5153668987511	$1,59088071267412 \cdot 10^{-6}$
5	-175,780711538083	0	107,353072644801	0
6	143,474831086652	$-1,59088071267409 \cdot 10^{-6}$	89,1712043256913	$-1,59088071267412 \cdot 10^{-6}$
7	-81,6624084725488	0	53,5276337589322	0
8	31,0302401823949	$7,95440356337045 \cdot 10^{-7}$	22,2963993170668	$7,95440356337060 \cdot 10^{-7}$
9	-7,11245612937104	0	5,85396026269925	0
10	0,747511352331487	$-1,59088071267409 \cdot 10^{-7}$	0,747511352331485	$-1,59088071267412 \cdot 10^{-7}$

Na izlazu iz prvog filtra nalazi se modulirani EKG signal, dok je na izlazu drugog izdvojen modulirani PPG/Temp signal. Ove signale je potrebno demodulisati, kako bi se dobile njihove anvelope. To se obavlja korišćenjem LP filtera koji su implementirani kao IIR filtri. Prije propuštanja EKG signala kroz odgovarajući LP filter, vrši se njegovo pododabiranje (eng. *Downsampling*) se faktorom 10. Zbog toga je pri projektovanju LP_{EKG} filtra frekvenciju odabiranja potrebno postaviti na 800 Hz. Ovaj filter je petnaestog reda, a njegova granična frekvencija je 37 Hz. Pri demodulaciji PPG/Temp signala ne vrši se prethodno pododabiranje, tako da je ovaj filter projektovan kao filter petog reda, frekvencija odabiranja reda 8 KHz i granična frekvencija 10 Hz. Diferencne jednačine filtera date su formulama u 4.2, njihove amplitudske karakteristike prikazane su na Slici 4.3, dok su koeficijenti prikazani u Tabeli 4.3.



Slika 4.3 Amplitudske karakteristike LP filtera za detekciju anvelope EKG i PPG/Temp signala

$$\begin{aligned}
 y_{LP_{EKG}}[n] &= \sum_{i=0}^{15} b_{i_{EKG}} \cdot x[n-i] - \sum_{i=0}^{15} a_{i_{EKG}} \cdot y[n-i] \\
 y_{LP_{PPG/Temp}}[n] &= \sum_{i=0}^5 b_{i_{PPG/Temp}} \cdot x[n-i] - \sum_{i=0}^5 a_{i_{PPG/Temp}} \cdot y[n-i]
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

Tabela 4.3 Koeficijenti LP filtera za detekciju anvelope EKG i PPG/Temp signala

i	a_{EKG}	b_{EKG}	a_{PPG/Temp}	b_{PPG/Temp}
0	1	$7,47202476436432 \cdot 10^{-14}$	1	$9,22151244253655 \cdot 10^{-13}$
1	-12,2202252557223	$1,12080371465465 \cdot 10^{-12}$	-4,97458400059949	$4,61075622126828 \cdot 10^{-12}$
2	69,9072185056507	$7,84562600258254 \cdot 10^{-12}$	9,89865868949275	$9,22151244253655 \cdot 10^{-12}$
3	-248,308187516961	$3,39977126778577 \cdot 10^{-11}$	-9,84846953575166	$9,22151244253655 \cdot 10^{-12}$
4	612,365762059252	$1,01993138033573 \cdot 10^{-10}$	4,89929901765495	$4,61075622126828 \cdot 10^{-12}$
5	-1110,54746845753	$2,24384903673860 \cdot 10^{-10}$	-0,974904170767035	$9,22151244253655 \cdot 10^{-13}$
6	1529,85724581594	$3,73974839456434 \cdot 10^{-10}$		
7	-1629,97666478314	$4,80824793586844 \cdot 10^{-10}$		
8	1354,09927396095	$4,80824793586844 \cdot 10^{-10}$		
9	-877,046805503554	$3,73974839456434 \cdot 10^{-10}$		
10	439,243186433789	$2,24384903673860 \cdot 10^{-10}$		
11	-167,030682072536	$1,01993138033573 \cdot 10^{-10}$		
12	46,6812186443989	$3,39977126778577 \cdot 10^{-11}$		
13	-9,05133369648543	$7,84562600258254 \cdot 10^{-12}$		
14	1,08869402937269	$1,12080371465465 \cdot 10^{-12}$		
15	-0,06123216098241	$7,47202476436432 \cdot 10^{-14}$		

Nakon demodulacije, može se vršiti detekcija vitalnih parametara i vizuelno predstavljanje signala. Da bi se poboljšala detekcija QRS kompleksa, demodulisani EKG signal se dodatno propušta kroz filter sa kliznim usrednjavanjem (eng. *Moving Average Filter-MAF*) u 20 tačaka. Diferencna jednačina ovog filtra data je formulom 4.3. Treba još napomenuti da se u cilju obezbjeđivanja dobrog odziva aplikacije, prilikom vizuelizacije signala iscrtava svaki deseti odbirak. Time se u stvari vrši pododabiranje signala na frekvenciju odabiranja od 800 Hz. Kako je i ova frekvencija višestruko veća od najveće frekvencije značajnih komponenti u spektru EKG signala, jasno je da ne dolazi do veće degradacije signala koja bi se mogla vizuelno primjetiti.

$$y[n] = \frac{1}{20} \sum_{i=0}^{19} x[n-i] \quad (4.3)$$

4.3 Detekcija QRS kompleksa u EKG signalu

Za detekciju QRS kompleksa u ovom radu je korišćena metoda zasnovana na prvom i drugom izvodu signala. Prvi put ju je predložio Balda 1977. godine [64], a kasnije je više puta modifikovana (Ahlstrom i Tompkins 1983. godine [65], te Friesen 1990. godine [66]). Ako pretpostavimo da je $x[n]$ detektovana anvelopa EKG signala, njen prvi izvod dat je jednačinom 4.4. Prenosna funkcija ovog derivatora predstavljena je formulom 4.5, a njena nula je u $z = 1$.

$$\delta[n] = x[n] - x[n - 1] \quad (4.4)$$

$$\Delta(z) = (1 - z^{-1}) X(z) \quad (4.5)$$

Kako šum sa viših frekvencija ne bi bio previše pojačan, $\delta[n]$ se propušta kroz filter sa kliznim usrednjavanjem u dvije tačke. Na taj način se dobija aproksimacija prvog izvoda u tri tačke, jednačina 4.6. Prenosna funkcija (formula 4.7) sada ima dvije nule : $z = 1$ ($\omega = 0$) koja aproksimira derivator, kao i u $z = -1$ ($\omega = \pm \pi$) koja potiskuje visokofrekventni šum.

$$y[n] = \delta[n] + \delta[n - 1] = x[n] - x[n - 2] \quad (4.6)$$

$$Y(z) = (1 - z^{-2}) X(z) \quad (4.7)$$

Sada kada je objašnjeno zašto se u algoritmu koristi aproksimacija prvog izvoda u tri tačke umjesto „običnog“ prvog izvoda, može se proći kroz korake algoritma :

1. Ulazni signal $x[n]$ se normalizuje dijeljenjem sa svojom maksimalnom vrijednošću.
2. Prvi izvod : aproksimiran kao apsolutna vrijednost prvog izvoda u tri tačke :

$$y_0[n] = | x_{norm} [n] - x_{norm} [n - 2] | \quad (4.8)$$

3. Drugi izvod : aproksimiran kao apsolutna vrijednost prvog izvoda u tri tačke od prvog izvoda u tri tačke :

$$y_1[n] = | y_0[n] - y_0[n - 2] | \quad (4.9)$$

$$y_1[n] = | x_{norm} [n] - 2x_{norm} [n - 2] + x_{norm} [n - 4] |$$

4. Množenje prvog i drugog izvoda sa odgovarajućim težinskim koeficijentima i generisanje njihove linearne kombinacije :

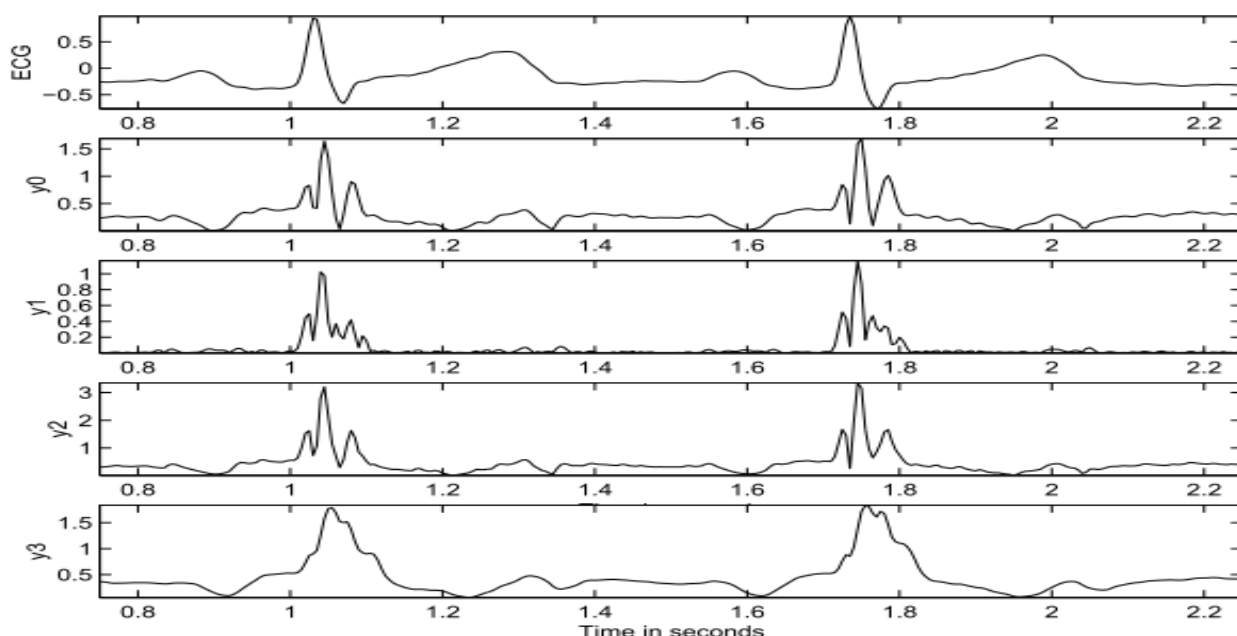
$$y_2[n] = 1,3 \cdot y_0[n] + 1,1 \cdot y_1[n] \quad (4.10)$$

5. Propuštanje dobijene linearne kombinacije kroz filter sa kliznim usrednjavanjem u osam tačaka u cilju dodatnog izravnavanja talasnog oblika :

$$y_3[n] = \frac{1}{8} \sum_{i=0}^7 y_2[n-i] \quad (4.11)$$

6. Signal $y_3[n]$ se upoređuje sa pragom vrijednosti 1. Ako je prag pređen, narednih 8 odbiraka se takođe upoređuje sa pragom. Ukoliko je bar 6 odbiraka veće od vrijednosti praga, smatra se da je segment od 8 odbiraka dio QRS kompleksa. Kako se naredni QRS kompleks ne može javiti u narednih 200 ms, algoritam preskače sledećih 160 odbiraka signala $y_3[n]$, prije nego što ponovo počne da ih upoređuje sa pragom.

Jedna od prednosti ovog algoritma je to što kao rezultat daje pravougaoni impuls širine proporcionalne širini QRS kompleksa. Na Slici 4.4 predstavljeni su rezultati pojedinih koraka algoritma u obradi jednog segmenta EKG signala. Primjenom ovog algoritma na 9 testnih signala ostvarena je prosječna tačnost detekcije QRS kompleksa od 94,69 %. U Poglavlju 5.3 detaljnije je opisan postupak testiranja tačnosti detekcije QRS kompleksa.



Slika 4.4 Obrada EKG signala Baldinim algoritmom

4.4 Detekcija lokalnih maksimuma PPG signala

PPG signal ima mnogo glatkiju morfologiju od EKG signala, uslovljenu prije svega karakteristikama sistemske cirkulacije, odnosno velikog krvotoka. Zbog toga je detekcija lokalnih maksimuma PPG signala unekoliko jednostavnija od detekcije QRS kompleksa. Bazirana je na dobro poznatoj teoremi o određivanju lokalnih ekstrema funkcije pomoću njenog prvog i drugog izvoda. Ako pretpostavimo da je $x[n]$ detektovana anvelopa PPG signala, koraci u algoritmu za detekciju lokalnih maksimuma PPG signala su sljedeći :

1. Ulazni signal $x[n]$ se normalizuje dijeljenjem sa svojom maksimalnom vrijednošću.
2. Računanje prvog izvoda normalizovanog PPG signala :

$$y_1[n] = | x_{norm}[n] - x_{norm}[n-1] | \quad (4.12)$$

3. Računanje drugog izvoda normalizovanog PPG signala :

$$y_2[n] = | y_1[n] - y_1[n-1] | \quad (4.13)$$

4. Računanje praga : prag se postavlja na 70% maksimalne vrijednosti prvog izvoda u proteklih 1,5 sekundi.
5. Ukoliko neki od odbiraka prvog izvoda pređe prag, prelazi se na sljedeći korak algoritma.
6. Pronalaženje stacionarne tačke : budući da se ovdje radi o diskretnom a ne kontinualnom signalu, pronalaženje stacionarne tačke na osnovu odbiraka prvog izvoda jednakih nuli nije pouzdano. Zbog toga se stacionarne tačke traže na osnovu prolaska prvog izvoda kroz nulu :

$$y_1[p] \geq 0 \wedge y_1[p+1] \leq 0 \quad (4.14)$$

7. Kada se pronađe stacionarna tačka, provjerava se da li je u toj tački drugi izvod manji od nule. Ukoliko jeste, detektovan je lokalni maksimum PPG signala. Broj lokalnih maksimuma u jednom minutu odgovara vrijednosti srčanog pulsa.

Primjenom ovog algoritma na 39 testnih signala ostvarena je prosječna tačnost detekcije lokalnih maksimuma od 94,1 %. U Poglavlju 5.4 detaljnije je opisan postupak testiranja tačnosti detekcije lokalnih maksimuma PPG signala.

4.5 Mjerenje temperature

Mjerenje temperature se zasniva na detekciji uzlazne i silazne ivice demodulisanog temperaturnog signala, a algoritam je sličan onom korišćenom pri detekciji lokalnog maksimuma PPG signala. Ako pretpostavimo da je $x[n]$ detektovana anvelopa temperaturnog signala, koraci u algoritmu su sljedeći :

1. Ulazni signal $x[n]$ se normalizuje dijeljenjem sa svojom maksimalnom vrijednošću.

2. Računanje prvog izvoda :

$$y_1[n] = | x_{norm}[n] - x_{norm}[n-1] | \quad (4.15)$$

3. Računanje drugog izvoda :

$$y_2[n] = | y_1[n] - y_1[n-1] | \quad (4.16)$$

4. Računanje pragova :

- *prag_max* - prag za detekciju uzlazne ivice se postavlja na 70% maksimalne vrijednosti prvog izvoda u proteklih 1,5 sekundi.
- *prag_min* - prag za detekciju silazne ivice se postavlja na vrijednost za 70% veću od minimalne vrijednosti prvog izvoda u proteklih 1,5 sekundi.

5. Ukoliko neki od odbiraka prvog izvoda pređe *prag_max*, uslov za detekciju uzlazne ivice je sljedeći :

$$x_{norm}[i] > 0,5 \max(x_{norm}) \wedge y_1[i] \geq 0 \wedge y_1[i+1] \leq 0 \wedge y_2[i] < 0 \quad (4.17)$$

6. Ukoliko je neki od odbiraka prvog izvoda manji od *prag_min*, uslov za detekciju silazne ivice je :

$$x_{norm}[j] < 0,5 \min(x_{norm}) \wedge y_1[j] \leq 0 \wedge y_1[j+1] \geq 0 \wedge y_2[j] > 0 \quad (4.18)$$

7. Ukoliko je uzlazna ivica detektovana u odbirku i a silazna u odbirku j , tada se temperatura računa po formuli :

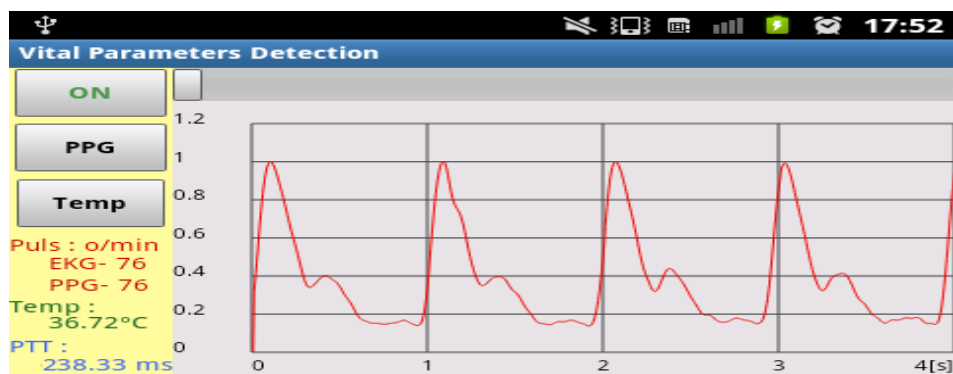
$$temp = 0,0625 \cdot \frac{j - i}{1,6} \text{ } ^\circ C \quad (4.19)$$

- Na ovaj način detektuje se trajanje sva tri impulsa, odnosno tri temperaturne vrijednosti. Ukoliko one međusobno ne odstupaju više od 5%, smatra se da je temperatura tačno izmjerena i prikazuje se na ekranu. U suprotnom, ponovo se generiše zvučni signal koji se prenosi do mikrokontrolera i mjerenje temperature se ponavlja.

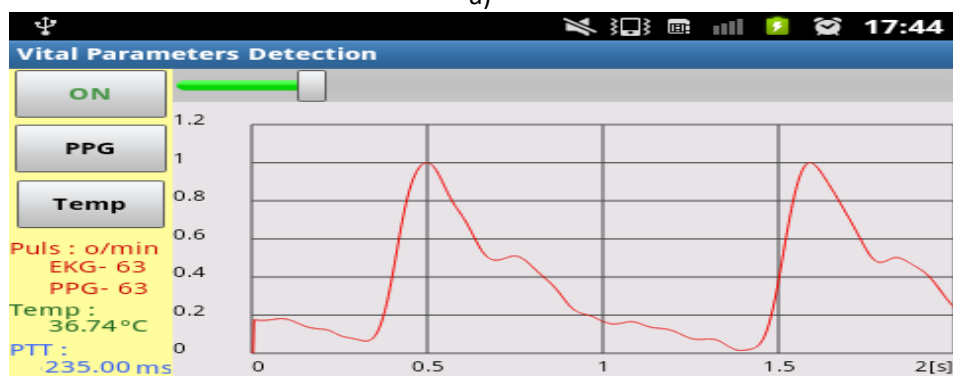
4.6 Korisnički interfejs Android aplikacije

Korisnički interfejs Android aplikacije projektovan je da bude jednostavan, intuitivan i lak za korišćenje, Slika 4.5. Sa lijeve strane nalaze se tri tastera : za pokretanje i zaustavljanje aplikacije, za izbor signala koji se prikazuje (EKG ili PPG), kao i taster za mjerenje temperature. Ispod njih nalaze se informacije o vrijednostima trenutnih vitalnih parametara. Crvenom bojom su ispisane vrijednosti srčanog pulsa, zasebno detektovane iz EKG i PPG signala. Budući da su one u izuzetno visokom stepenu korelacije [32], razlog zašto se srčani puls računa iz oba signala je praktične prirode. Naime, ukoliko je nekome potrebno izmjeriti samo SP, to je najlakše uraditi korišćenjem PPG signala. Takođe, ukoliko je od interesa samo EKG signal, vrijednost o srčanom puls u možemo dobiti bez prikopčavanje PPG sonde. Ispod informacije o SP-u, zelenom bojom prikazuje se temperatura pacijenta, zaokružena na dvije decimale i izražena u stepenima Celzijusa. Na kraju, plavom bojom se ispisuje vrijednost PTT intervala.

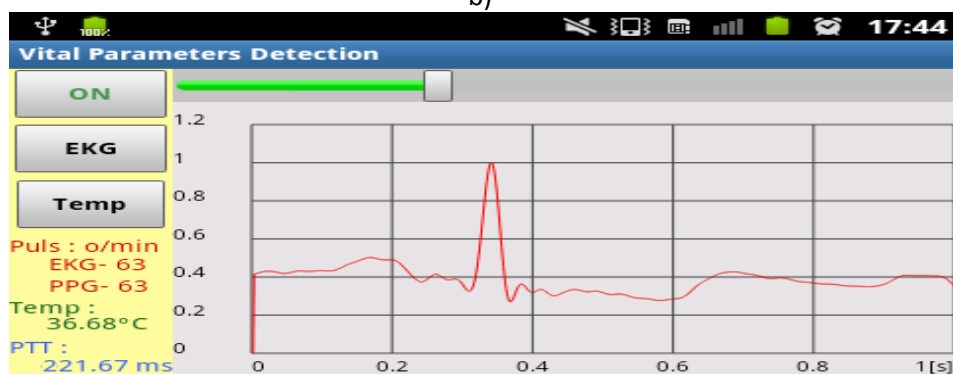
Iznad grafika, nalazi se klizač (eng. *Slider*) pomoću koga možemo vršiti zumiranje signala po vremenskoj osi u predefinisanim intervalima od jedne, dvije i četiri sekunde (Slika 4.5.a)-c). Takođe, pomoću njega možemo izabrati modove u kome se prikazuju EKG signal i detektovani QRS kompleksi, ili PPG signal i detektovani lokalni maksimumi (Slika 4.5.d)).



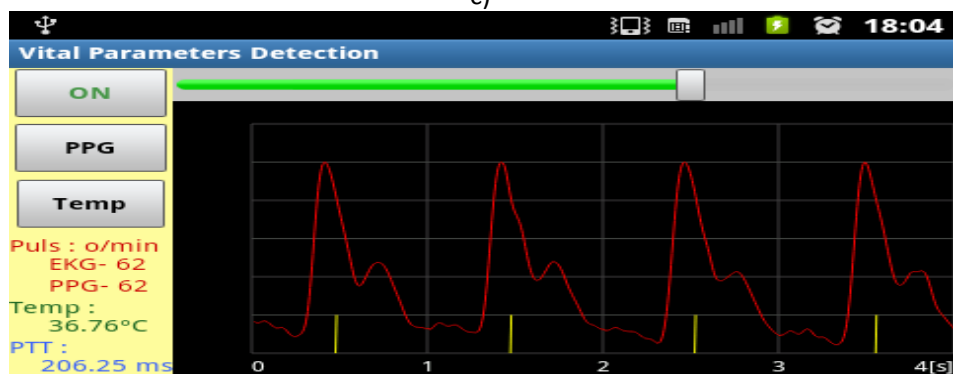
a)



b)



c)



d)

Slika 4.5 Izgled korisničkog interfejsa Android aplikacije

Poglavlje 5

5. Rezultati testiranja

U ovom poglavlju su dati rezultati testiranja dizajniranih sistema. Analizirane su potrošnja energije kola za analognu obradu signala, potrošnja sistemskih resursa Android aplikacije (memorije i procesorskog vremena), kao i tačnost detekcije QRS kompleksa i lokalnih maksimuma PPG signala.

5.1 Potrošnja kola za analognu obradu signala

Potrošnja energije izmjerena je direktno, sa za to posebno predviđenih pinova, na štampanoj ploči. Kolo se napaja preko tri standardne alkalne AA baterije od 1,5 V. Rezultati su prikazani u Tabeli 5.1.

Tabela 5.1 Potrošnja kola za analognu obradu signala

Kolo	Napon napajanja	Struja	Snaga
EKG kolo	4,5 V	1,49 mA	6,705 mW
PPG kolo (bez čopovanja)	4,5V	21,61 mA	97,245 mW
Samo LE dioda u PPG kolu bez čopovanja	4,5V	20,45 mA	92,025 mW
PPG kolo sa čopovanjem	4,5 V	3,77 mA	16,965 mW
Mikrokontroler i AGC kolo	4,5 V	8,12 mA	36,54 mW

Iz tabele se jasno uočava glavni nedostatak standardnog PPG kola. Naime, budući da LE dioda radi u kontinualnom režimu, ona vuče veliku struju i na nju otpada preko 94 % potrošnje čitavog kola. Realizacijom kola sa čopovanim radom LE diode, potrošnja je smanjena za čak 5,73 puta.

5.2 Potrošnja sistemskih resursa Android aplikacije

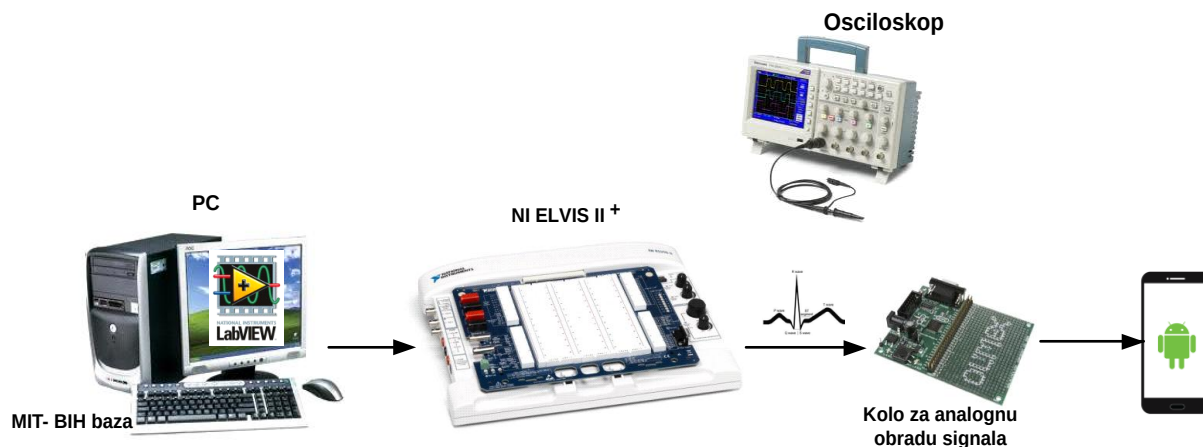
Zahvaljujući „*multi-thread*“ pristupu, aplikacija zauzima vrlo malo sistemskih resursa. Ovim pristupom se takođe doprinosi boljem odzivu aplikacije i preventira eventualno kočenje ili blokiranje sistema. Razvoj aplikacije, kao i sva testiranja u ovom radu, vršena su na pametnom telefonu Samsung Galaxy Ace Plus S7500. Po svojim performansama on spada u nižu klasu uređaja, sa jedno-jezgarnim Cortex-A5 procesorom od 1 GHz i „svega“ 512 MB RAM memorije. Uprkos tome, aplikacija na njemu zauzima 4,47 MB RAM-a i troši 2,31 % procesorskog vremena. Pride, u Tabeli 5.2 prikazano je vrijeme potrebno za izvršavanje pojedinih operacija. Ona su vrlo tačno izmjerena zahvaljujući funkciji *System.nanoTime()* [63], koja kao rezultat vraća vrijeme najpreciznijeg tajmera dostupnog na sistemu izraženo u ns. Kako je u obradi signala korišćena *ping-pong* tehnika, gdje sve kalkulacije moraju biti gotove u okviru jedne sekunde, jasno se vidi da uprkos ostavljanju koeficijenata digitalnih filtara u formatu dvostruke preciznosti, svi segmenti aplikacije se izvršavaju veoma brzo. Zbog toga, kao i zbog činjenice da aplikacija ne zauzima puno sistemskih resursa, nije bilo potrebe za daljom optimizacijom koeficijenata filtara.

Tabela 5.2 Vrijeme potrebno za izvršavanje pojedinih dijelova aplikacije

Operacija	Potrebno vrijeme
Vizuelizacija - iscrtavanje 800 odbiraka	26 – 33 ms
Demodulacija – detekciju anvelope	45 – 75 ms
Detekcija QRS kompleksa	570 – 700 μ s
Detekcija lokalnih maksimuma PPG signala	350 – 450 μ s

5.3 Tačnost detekcije QRS kompleksa u EKG signalu

Za provjeru tačnosti detekcije QRS kompleksa korišćeni su signali iz MIT-BIH baze podataka [67, 68]. Riječ je bazi polučasovnih aritmijskih EKG signala, gdje su za svaki signal najmanje dva kardiologa usaglašeno izvršili obilježavanje QRS kompleksa. Set za testiranje je prikazan na Slici 5.1. LabVIEW virtuelni instrument „*Biomedical Workbench*“ [69] čita EKG signale iz odgovarajućih MIT-BIH fajlova i pretvara ih u analogni oblik preko Elvis II⁺ platforme [70].



Slika 5.1 Set uređaja za testiranje tačnosti detekcije QRS kompleksa u realnom vremenu

Na Android uređaju, odbirci demodulisanog EKG signala i detektovani QRS kompleksi se upisuju u odgovarajuće tekstualne fajlove. U Matlabu je kreiran M fajl koji učitava MIT-BIH EKG fajlove sa obilježenim pozicijama QRS kompleksa, kao i tekstualne fajlove iz Android aplikacije, a potom ih međusobno upoređuje. Testiranje je izvršeno na 9 tridesetominutnih EKG signala sa preko 19 900 QRS kompleksa. Prosječna tačnost detekcije iznosi 94,69 %. Rezultati su prikazani u Tabeli 5.3. Sa UQ predstavljen je ukupan broj označenih QRS kompleksa u signalu, LD je broj lažnih detekcija, a PD broj propuštenih detekcija QRS kompleksa.

Tabela 5.3 Tačnost detekcije QRS kompleksa EKG signala

Signal	UQ	LD	PD	Tačnost (%)
100	2273	16	41	97,49
101	1865	13	37	97,32
102	2187	17	29	97,89
103	2084	0	57	97,26
104	2230	87	134	90,08
105	2572	33	125	93,70
106	2027	79	113	89,43
107	2137	52	74	94,11
109	2532	24	104	94,94

5.4 Tačnost detekcije lokalnih maksimuma u PPG signalu

Za provjeru tačnosti detekcije lokalnih maksimuma PPG signala korišćen je isti pristup i aparatura kao kod EKG signala. Jedina razlika je u tome što su signali uzeti iz *CapnoBase* baze respiratornih signala [71]. Testiranje je izvršeno na jednom paketu od 39 osmominutnih signala sa 26 323 označenih pikova. Prosječna tačnost detekcije je 94,1 %. Rezultati su predstavljeni u Tabeli 5.4. Sa UP predstavljen je ukupan broj anotiranih pikova u signalu.

Tabela 5.4 Tačnost detekcije lokalnih maksimuma PPG signala

Signal	UP	Tačnost (%)	Signal	UP	Tačnost (%)
9	816	95,95	128	540	91,84
15	960	97,08	133	569	90,67
16	1002	92,71	134	578	91,33
18	1126	97,87	142	739	87,13
23	817	98,77	147	519	93,63
28	588	98,64	148	623	90,67
29	545	96,14	149	548	93,87
30	927	86,93	150	511	95,88
31	546	93,39	309	510	94,89
32	683	91,79	311	555	99,64
35	899	93,99	313	587	97,27
38	956	96,54	322	589	99,15
103	827	96,13	325	585	99,83
104	911	80,55	328	626	96,53
105	527	91,44	329	701	99,14
121	580	89,29	330	600	99,67
122	588	92,33	331	538	95,16
123	715	89,35	332	590	96,26
125	626	90,24	333	560	98,57
127	616	89,59			

Poglavlje 6

6. Zaključak i budući rad

U ovom radu opisan je i realizovan prenosni sistem za snimanje vitalnih fizioloških signala i njihovu analizu. Signali koje sistem može da prikuplja su EKG, PPG i temperaturni. Analiza vitalnih parametara vrši se, na danas sve popularnijim, mobilnim uređajima sa Android operativnim sistemom. Parametri koji se ekstrahuju su QRS kompleksi, lokalni maksimumi PPG signala, srčani puls, PTT intervali i tjelesna temperatura. Budući da su niska potrošnja i jednostavnost u korišćenju bili primarni uslovi, Android uređaj prikuplja signale preko mikrofonskog porta.

Sistem se sastoji iz dva dijela. Prvi dio je kolo za analognu obradu signala koje preko odgovarajućih elektroda i senzora prikuplja signale. Njegova uloga je kondicioniranje prikupljenih signale u oblik pogodan za snimanja preko mikrofonskog porta. U tu svrhu je projektovana PCB ploča sa odgovarajućim kolima za filtriranje i pojačanje signala, automatsku kontrolu pojačanja, te modulaciju signala.

Drugi dio sistema je Android uređaj na kojem se pokreće, u okviru ove teze posebno kreirana aplikacija. U njoj su implementirani odgovarajući algoritmi za demodulaciju signala i detekciju vitalnih parametara. Prosječna tačnost detekcije QRS kompleksa je 94,69 %, a lokalnih maksimuma PPG signala 94,1 %.

Finalni cilj teze je kreiranje prenosnog sistema za detekciju vitalnih parametara, koji može da bude operativan u realnim uslovima. Potreba za ovakvim uređajima je posebno izražena u ekscedentnim situacijama i udaljenoj telemetriji. Iako se u kreiranju takvog sistema i uspjelo, neke od smjernica za budući rad u cilju optimizacije i unapređivanja karakteristika sistema su :

- Umanjenje dimenzija kola za analognu obradu signala primjenom dvoslojne štampe, kao i SMD umjesto DIP integriranih kola.
- Analiza drugih mogućih oblika modulacije, u cilju što manje degradacije signala i njihovog što vjernijeg predstavljanja.
- Primjena naprednijih algoritama za detekciju vitalnih parametara (npr. Pan-Tompkinsov algoritam, diskretne Wavelet transformacije) u cilju još veće tačnosti detekcije.
- Analiza upotrebe blutut protokola četvrte generacije izuzetno niske potrošnje u cilju zamijene mikrofonske komunikacije.
- Implementacija slanja snimljenih vitalnih parametara preko *email*-a do odgovarajućeg primaoca u cilju trenutne analize.

Prilog

Uz rad je priložen i CD koji se sastavni dio ove teze i na kojem se nalaze : elektronska verzija rada (pdf i docx), programski kodovi i projektni fajlovi za mikrokontroler, Android aplikaciju i štampanu ploču projektovanu u *Eagle* programskom okruženju.

Literatura

- [1] Adam Gacek, Witold Pedrycz, *„ECG Signal Processing, Classification and Interpretation: A Comprehensive Framework of Computational Intelligence”*, Springer, 2011.
- [2] Miodrag Ostojić, Vladimir Kanjuh, Branko Beleslin, *„Kardiologija”*, Zavod za udžbenike Beograd, 2011.
- [3] Metin Akay, *„Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing”*, Wiley-IEEE Press, 1997.
- [4] W.W von Maltzahan, J.H. Nagel, *„Medical Devices and Systems”*, Chapter 52 : „Biopotential Amplifiers”, CRC Press, Hartford, 2006.
- [5] D. Strannebay, *„Digital Signal Processing : DSP and Applications”*, Elsevier Inc., Burlington, 2001.
- [6] B.U. Köhler, C. Hennig, R. Orglmeister, *„The principles of software QRS detection”*, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Vol. 21, pp. 42-57, 2002.
- [7] P.S. Hamilton, W.J. Tompkins, *„Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmic database”*, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 33, pp. 1157-1165, 1986.
- [8] J. Pan, W.J. Tompkins, *„A real-time QRS detection algorithm”*, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 32, pp. 230-236, 1985.
- [9] M. Bahoura, M. Hassani, M. Hubin, *„DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis”*, *Comput. Methods Programs Biomed.*, Vol. 52, No. 1, pp. 35-44, 1997.
- [10] V. Di-Virgilio, C. Francaiancia, S. Lino, S. Cerutti, *„ECG fiducial points detection through wavelet transform”*, *IEEE Eng. Med. Biol. 17th Ann. Conf. 21st Canadian Med. Biol. Eng. Conf.*, pp. 1051-1052, Montreal, Quebec, Canada, 1997.
- [11] S. Kadambe, R. Murray, G.F.Boudreaux-Bartels, *„Wavelet transform-based QRS complex detector”*, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 46, pp. 838-848, 1999.
- [12] S. Mallat, W.L. Hwang, *„Singularity detection and processing with wavelets”*, *IEEE Trans. Inform. Theory*, Vol. 38, pp. 617-643, 1992.
- [13] C. Li, C. Zheng, C. Tai, *„Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms”*, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 42, pp. 21-28, 1995.

- [14] Y.H. Hu, W.J. Tompkins, J.L. Urrusti, V.X. Afonso, „*Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification*“, J. Electrocardiology, Vol. 26, pp. 66-73, 1993.
- [15] G. Vijaya, V. Kumar, H.K. Verma, „*ANN-based QRS-complex analysis of ECG*“, J. Med. Eng. Technol., Vol. 22, No. 4, pp. 160-167, 1998.
- [16] P.E. Trahanias, „*An approach to QRS complex detection using mathematical morphology*“, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 40, No. 2, pp. 201-205, 1993.
- [17] C.H.H. Chu, E.J. Delp, „*Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators*“, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 36, pp. 262-273, 1989.
- [18] U.R. Acharya, K.P. Joseph et al. „*Heart rate variability : a review*“, Med. Biol. Eng. Comput. 44, pp. 1031-1051, 2006.
- [19] T.F. of the ESC/ASPE, „*Heart rate variability: standards of measurement physiological interpretation and clinical use*“, Eur. Heart J. 17, pp. 354-381, 1996.
- [20] R.E. Kleiger, J.P. Miller, J.T. Bigger, A.J. Moss, „*Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after myocardial infarction*“, Am. J. Cardiol., Vol. 59, pp. 256-262, 1987.
- [21] Federico Lombardi, „*Spectral Analysis of Heart Rate Variability*“, Cardiac Electrophysiology Review, Vol. 1, Issue 3, pp. 335-337, 1997.
- [22] J. F. Nunn, „*Applied Respiratory Physiology*“, MA: Butterworths, 1997.
- [23] H. Curtis, N. S. Barnes, „*Biology*“, 5th edn, Worth, 1989.
- [24] J. P. Rayne, J. W. Severinghaus, „*Pulse Oximetry*“, Springer, 1986.
- [25] J. W. Hole Jr, „*Human Anatomy and Physiology*“, 2nd edn, Brown, 1981.
- [26] S. J. Barker, K. K. Tremper, „*Pulse oximetry : applications and limitations*“, Int. Anesthesiol. Clinics 25, pp. 155-175, 1987.
- [27] M. Elgendi, „*On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals*“, Current Cardiology Reviews, Vol. 8, No. 1, 2012.
- [28] T.R. Dawber, H.E Jr Thomas, P.M. McNamara, „*Characteristics of the dicrotic notch of the arterial pulse wave in coronary heart disease*“, Angiology, Vol. 24, pp. 244-255, 1973.
- [29] B. Bates, *A Guide to Physical Examination, 6th edition*, J.B. Lippincott Company, Philadelphia, USA, 1995.

- [30] J. Dorlas, J. Nijboer, „*Photo-electric plethysmography as a monitoring device in anaesthesia. Application and interpretation*“, British Journal of Anaesthesia, Vol. 57, pp. 524-30, 1985.
- [31] E. Chua, S. Redmond, G. McDarby, C. Heneghan, „*Towards using photo-plethysmogram amplitude to measure blood pressure during sleep*“, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 38, No. 3, pp. 945-54, 2010.
- [32] S. Lu, H. Zaho, K. Ju, K. Shin, M. Lee, K. Shelly, et al., „*Can photoplethysmography variability serve as an alternative approach to obtain heart rate variability information?*“, Journal Clinical Monitoring and Computing, Vol. 22, No. 1, pp. 23-29, 2008.
- [33] H. Gesche, D. Grosskurth, G. Kuchler, A. Patzak, „*Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: Comparison to a cuff-based method*“, Eur. J. Appl. Physiol., Vol. 112, pp. 309-315, 2012.
- [34] Soo-young Ye, Gi-Ryon Kim, Dong-Keun Jung, Seong-wan Baik, Gye-rok Jeon, „*Estimation of Systolic and Diastolic Pressure using the Pulse Transit Time*“, World Academy of Science, Engineering & Technology, Vol. 67, p726, 2010.
- [35] D. E. Goodman, J. E. Corenman, „*Method and apparatus for detecting optical signals*“, US patent, 4.928.692
- [36] Lee Ju-Won, Nam Jae-Hyun, „*Design of Filter to Reject Motion Artifacts of PPG Signal by Using Two Photosensors*“, International Journal of Information and Communication Engineering, Vol. 10, Issue 1, pp. 91-95, 2012.
- [37] J. A. Pologe, „*Pulse oximetry: technical aspects of machine design*“, Int. Anesthesiol. Clinics 25, pp. 137-153, 1987.
- [38] A. S. Rebuck, K. R. Chapman, A. D'Urzo, „*The accuracy and response characteristics of a simplified ear oximeter*“, Chest 83, pp. 860-864, 1983.
- [39] R. P. Buinevicius, „*A three wavelength pulse oximeter for carboxyhemoglobin determination*“, MSc thesis, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Wisconsin-Medison, 1987.
- [40] K. Nakajima, T. Tamura, H. Miike, „*Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique*“, Med. Eng. Phys., Vol. 18, No. 5, pp. 365-72, Jul. 1996.

- [41] A. Johansson et al., „*Monitoring of Heart and Respiratory Rates in Newborn Infants Using a New Photoplethysmographic Technique*“, J Clin Monit Comput., Vol.15, Isss. 7-8, pp. 461-467, 1999.
- [42] Y.S. Yan, C.C. Poon, Y.T. Zhang, „*Reduction of motion artifact in pulse oximetry by smoothed pseudo Wigner–Ville distribution*“, J. Neuroeng. Rehabil., 2005.
- [43] Tsu-Hsun Fu, Shing-Hong Liu, Kuo-Tai Tang, „*Heart rate extraction from the photoplethysmogram waveform using wavelet multi-resolution analysis*“, Journal of Medical and Biological Engineering, Vol. 28, No. 4, pp. 229-232, 2008.
- [44] K. Takazawa, N. Tanaka, M. Fujita, O. Matsuoka, T. Saiki, M. Aikawa, et al. „*Assessment of vasocative agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform*“, Hypertension, Vol. 32, pp. 365-370, 1998.
- [45] S. Millasseau, R. Kelly, J. Ritter, P. Chowienczyk, „*Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis*“, Clinical Science., Vol. 103, pp. 371-377, 2002.
- [46] S.R. Alty, N. Angarita-Jaimes, S.C. Millasseau, P.J. Chowienczyk, „*Predicting Arterial Stiffness From the Digital Volume Pulse Waveform*“, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 54, No. 12, pp. 2268-75, 2007.
- [47] M.Greve, E.Kviesis-Kipge, O.Rubenis, U.Rubins, V.Mecnika, A.Grabovskis, Z.Marcinkevics, „*Comparison of pulse rate variability derived from digital photoplethysmography over the temporal artery with the heart rate variability derived from a polar heart rate monitor*“, Proc. 7th ESGCO, Kazimierz Dolny, Poland, 2012.
- [48] M. Elgendi, „*A and B waves detection in acceleration photoplethysmogram*“, <http://vixra.org>.
- [49] C. Ahlstrom, A. Johansson, F. Uhlin, T. Lanne, P. Ask, „*Noninvasive Investigation of Blood Pressure Changes Using the Pulse Wave Transit Time: a Novel Approach in the Monitoring of Hemodialysis Patients*“, The Japanese Society for Artificial Organs, Vol. 8, pp. 192-197, 2005.
- [50] S.H. Shin, Y.B. Park, H.W. Rhim, W.S. Yoo, Y.J. Park, D.H. Park, „*Multibody Dynamics in Arterial System*“, Journal of Mechanical Science and Technology, Vol. 19, No. 1, pp. 343-349, 2005.
- [51] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina121.pdf>
- [52] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2902.pdf>

- [53] <http://www.nonin.com/documents/M-3509%20MDFR%208000AA%20White%20Paper.pdf>
- [54] <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22059b.pdf>
- [55] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4066b.pdf>
- [56] J. H. Davies, „MSP430 microcontroller basics“, Burlington, MA, 2008.
- [57] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f169.pdf>
- [58] <http://www.icbase.com/File/PDF/ONS/ONS35400807.pdf>
- [59] <http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS18B20.pdf>
- [60] S. Verma, A. Robinson, P. Dutta, „AudioDAQ: Turning the Mobile Phone's Ubiquitous Headset Port into a Universal Data Acquisition Interface“, SenSys'12, Toronto, ON, Canada, November 6–9, 2012.
- [61] R. Stojanovic, D. Karadaglic, „Single LED takes on both light-emitting and detecting duties“, Electronic Design, USA, ISSN: 0013-4872, Vol. 55, No. 16, 2007, pp. 53-54 (baze: IN CITIES..)
- [62] C. G. Scully, J. Lee, J. Meyer, „Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone“, IEEE Trans Biomed Eng 59 (2), 2012, pp.303-306
- [63] <http://developer.android.com/index.html>
- [64] R. A. Balda, G. Diller, E. Deardorff, J. Doue, P. Hsieh, „The HP ECG analysis program“, Trends in Computer-Processed Electrocardiograms, J. H. vanBemmel and J. L. Willems, (eds.) Amsterdam, The Netherlands: North Holland, 1977, pp.197–205.
- [65] M. L. Ahlstrom, W. J. Tompkins, „Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers“, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-30, 1983, pp.651–657.
- [66] G. M. Friesen, T. C. Jannett, M. A. Jadallah, S. L. Yates, S. R. Quint, H. T. Nagle, „A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms“, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-37, 1990, pp. 85–97.
- [67] G.B. Moody, R.G. Mark, „The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database“, IEEE Eng in Med and Biol, Vol. 20, No. 3, pp. 45-50, 2001.
- [68] <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
- [69] <http://www.ni.com/product-documentation/9037/en/>
- [70] <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/205425>
- [71] <http://www.capnabase.org>
- [72] <https://www.olimex.com/Products/MSP430/Proto/MSP430-P169/>
- [73] <http://www.cadsoftusa.com>

Publikovani radovi u autorstvu i koautorstvu

1. N. Filipović, R. Stojanović, M. Debevc, G. Devedžić, „*On line ECG Processing and Visualization Using Android SmartPhone*“, 2nd Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO 2013), Budva 2013, pp 93-96
2. N. Filipović, R. Stojanović, „*Monitoring and Analysis of Vital Physiological Signals Using PDA Devices*“, Information Technology - IT 2014, Zabljak 2014, pp 48-51
3. N. Filipović, R. Stojanović, A. Čaplánová, „*Real-Time Processing and Analysis of Cardiac Signals Using Android Smartphones*“, 3rd Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO 2014), Budva 2014, pp 307-310
4. N. Filipović, R. Stojanović, N. Lekić, A. Čaplánová, „*Monitoring and Analysis of Vital Physiological Parameters Using PDA Devices*“, Radioelektronika 2014, Bratislava 2014.
5. R. Stojanović, A. Čaplánová, Z. Kovačević, N. Filipović, Z. Bundalo, „*Alternative approach to addressing infrastructure needs in biomedical engineering programs (case of emerging economies)*“, 1st Conference on Medical Biological Engineering in Bosnia and Hercegovina (CMBBIH 2015), Sarajevo 2015.