

**PROJEKTOVANJE I RAZVOJ PULSNOG OKSIMETRA  
DESIGN AND DEVELOPMENT OF A PULSE OXIMETER**Igor Đeviki, *Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad***Oblast – ELEKTROTEHNIKA I RAČUNARSTVO**

**Kratak sadržaj** – U ovom radu je opisan sistem za merenje oksigenisanosti krvi i pulsa. U radu su predstavljeni proces i sistem razmene kiseonika u ljudskom organizmu i princip rada pulsno oksimetra. Takođe je predstavljeno projektovanje i realizacija sistema, odnosno izgradnja svih hardverskih komponenti kao i programiranje mikrokontrolera za merenje oksigenisanosti i pulsa.

**Ključne reči:** *Merenje oksigenisanosti, Merenje pulsa, Merna sonda, Easy PIC Pro v7*

**Abstract** – *This paper describes a system for measuring blood oxygenation and pulse. The paper presents the process and system of oxygen exchange in the human body and the principle of operation of the pulse oximeter. The design and realization of the system was also presented, i.e. the construction of all hardware components as well as the programming of the microcontroller for measuring oxygenation and heart rate.*

**Keywords:** *Measuring oxygenation, Measuring pulse, Measuring probe, Easy PIC Pro v7*

**1. UVOD**

Kiseonik je neophodan za ispravno funkcionisanje svake ćelije u ljudskom organizmu, tj. neophodan je za proces ćelijskog disanja i metabolizma. Ćelije stvaraju energiju potrebnu za sve životne procese i uz pomoć kiseonika hemijski razgrađuju proteine, ugljene hidrate i masti. Ćelije mogu da izdrže neko vreme bez kiseonika ali pri njegovom odsustvu tokom nekog dužeg perioda počinju polako da odumiru, npr. skeletna mišićna masa može da preživi 60 min do 90 min bez kiseonika, bubrezi i jetra 15 min do 20 min, a mozak manje od 3 min. Dakle, isporuka kiseonika ćelijama je važan pokazatelj zdravlja ljudskog organizma zbog čega je razvijeno nekoliko dijagnostičkih metoda za analizu isporuke kiseonika, jedna od kojih je pulsna oksimetrija.

Pulsna oksimetrija je najrasprostranjenija neinvazivna metoda za merenje zasićenosti arterijske krvi kiseonikom i merenje pulsa. Uvedena 1983. godine i od tad priznata širom sveta kao standard u svim kliničkim oblastima kao što su anesteziologija, intenzivna nega, operacione sale, hitna pomoć, opšta medicina, porodilišta, kućna nega i veterina.

Pulsna oksimetrija se zasniva na Beer-Lambertovom zakonu, apsorpcionih osobina krvi, odnosno hemoglobina, i

pulsacijom arterijske krvi pomoću kojih se može odrediti nivo oksigenisanosti i puls pacijenta.

**2. BEER-LAMBERTOV ZAKON**

Pulsna oksimetrija se u osnovi zasniva na Beer-Lambertovom zakonu koji opisuje slabljenje svetlosti koja putuje kroz homogenu sredinu koja sadrži apsorbujuću supstancu. Ako monohromatska upadna svetlost uđe u sredinu, jedan deo te svetlosti se prenosi kroz sredinu dok će se drugi deo apsorbovati. U ljudskoj krvi hemoglobin igra ulogu glavne apsorbujuće supstance svetlosti.

Apsorbujuće karakteristike hemoglobina se menjaju sa promenom njegovog hemijskog sastava i od ovih promena zavisi koja će se upadna svetlost više apsorbovati. Većina hemoglobina kod zdrave osobe čine funkcionalni hemoglobini i njegova zasićenost, tj. funkcionalna zasićenost arterijske krvi kiseonikom (funkcionalna SaO<sub>2</sub>) se meri u procentima i određuje količinom oksigenisanog hemoglobina (HbO<sub>2</sub>) u poređenju sa zbirom oksigenisanog i deoksigenisiranog hemoglobina (Hb).

$$S_aO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \times 100\%$$

Međutim upadna svetlost koja prolazi kroz sredinu kao što je ljudsko tkivo se ne deli samo na apsorbovanu i propuštenu svetlost, kao što je prethodno opisano Beerovim zakonom, nego se deli i na reflektovanu i na rasejanu svetlost. Površina kože, tkivo, mišići, kost, a posebno krv izazivaju rasejanje svetlosti što povećava apsorpciju svetlosti. Krv je nehomogena tečnost koja je sposobna za nelinearnu apsorpciju svetlosti, razlog u varijaciji apsorpcije je promena ose crvenih krvnih zrnaca koja imaju oblik bikonkavnog diska, što utiče na njihovu apsorpciju. Pored efekta rasejanja svetlosti i nelinearne apsorpcije krvi pulsni oksimetriji ipak dovoljno tačno očitavaju zasićenost arterijske krvi kiseonikom za kliničku upotrebu u normalnim okolnostima.

Ovo je zbog činjenice da većina komercijalnih pulsni oksimetara koriste kalibracionu krivu zasnovanu na empirijskim podacima, zato što je matematičko modeliranje problema rasejanja svetlosti za različite uslove veoma složeno. Za dobijanje empirijske kalibracione krive prikuplja se veliki skup podataka dobijenih u kliničkim studijama koji sadrže informacije o odnosu (R) apsorpcija, izračunatih pomoću pulsno oksimetra, i stvarne arterijske zasićenosti kiseonikom (SaO<sub>2</sub>), izmerene veoma tačnom metodom kao što je CO-oksometar. Tabele ili jednačine se koriste za pronalaženje odnosa ove dve promenljive za očitavanje pulsno

**NAPOMENA:**

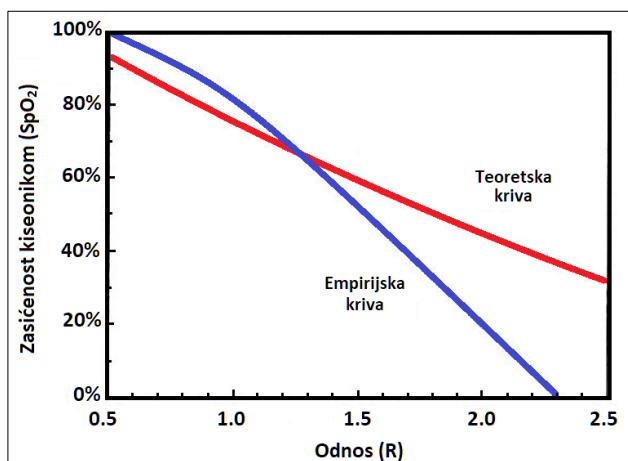
**Ovaj rad proistekao je iz master rada čiji mentor je bio dr Platon Sovilj, red. prof.**

oksimetra. Da bi se izmerene vrednosti odnosa R povezale sa očitavanjem pulsog oksimetra, jednačina zasnovana na Beerovom zakonu se može modifikovati:

$$SpO_2 = \frac{k_1 - k_2R}{k_3 - k_4R}$$

Ove konstante  $k_i$  su određene na osnovu kliničkih studija kako bi se kriva najbolje uklapala u eksperimentalno izmerene podatke. Drugi pristup za matematičku reprezentaciju je upotreba polinoma:

$$SpO_2 = k_1 + k_2R + k_3R^2$$



Slika 1. Poređenje teoretske kalibracione krive sa empirijskom kalibracionom krivom

Poređenje teoretske kalibracione krive sa empirijskom kalibracionom krivom (Slika 1.) daje primer poređenja empirijske kalibracione krive sa teoretskom kalibracionom krivom. Treći oblik jednačine koji mnogi komercijalni pulsni oksimetri danas koriste, ovaj oblik je korišćen u ovom radu, je:

$$SpO_2 = A - B * R$$

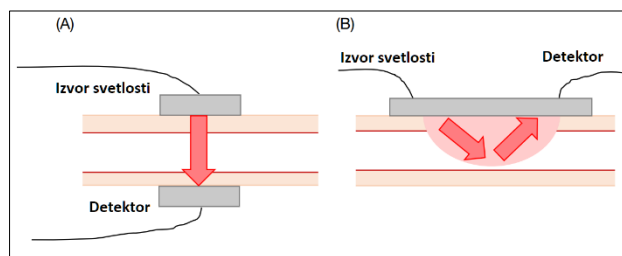
gde se uglavnom za konstantu A koristi vrednost 110, dok se za konstantu B koristi 25. Generalno komercijalni pulsni oksimetri su empirijski kalibrisani sa opsegom saturacije kiseonika od 70% do 100%. Zbog ovakvog načina kalibracije moguće je da pulsni oksimetri različitih brendova pokazuju različite vrednosti oksigenisanosti.

### 3. PULSNI OKSIMETAR

Zasićenost arterijske krvi kiseonikom se određuje merenjem apsorpcije svetlosti za dve različite talasne dužine i korišćenjem arterijske pulsacije. Arterijska pulsacija nam omogućava da razlikujemo apsorpciju arterijske krvi od drugih apsorbera kao što su koža, meko tkivo i kost. Svetlost koja pada na ljudsko tkivo se delimično prenosi, reflektuje i apsorbuje od strane kože, tkiva i krvi pre nego što stigne do detektora. Ovo rasipanje svetlosti u tkivu omogućava merenje u režimu transmisije i u režimu refleksije (Slika 2.). Kao što sam naziv kaže transmisioni pulsni oksimetar meri količinu svetlosti koja prolazi kroz tkivo, dok kod refleksionog pulsog oksimetra se meri količina svetlosti koja se reflektuje nazad do sonde.

Osnovna prednost transmisionih sonde u odnosu na refleksione jeste u intenzitetu svetlosti koju detektuje fotodetektor, zato što je količina svetlosti koja prolazi

kroz tkivo veća od količine reflektovane svetlosti i svetlost koja prolazi kroz tkivo je koncentrisana u određenom području. Glavni nedostatak transmisionih sonde je taj što je primena senzora ograničena na periferne delove tela (prsti, uho i nos), dok se refleksione sonde mogu postaviti bilo gde na telu.



Slika 2. A) merenje u režimu transmisije, B) merenje u režimu refleksije

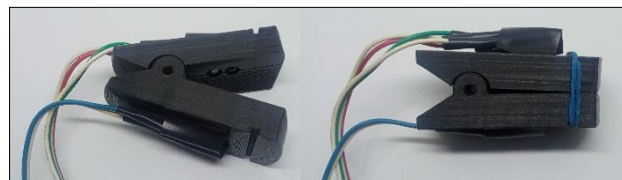
### 4. HARDVER

Pulsni oksimetar u ovom radu se može podeliti na analogni i digitalni deo, gde se analogni deo sastoji od merne sonde, filterskog bloka i kontrolnog bloka, dok se digitalni deo sastoji od mikroprocesorskog sistema koji obrađuje i prikazuje izmerene podatke

#### 1) Analogni deo

##### - Merna Sonda

Za realizaciju pulsog oksimetra odabran je princip rada zasnovan na transmisiji zbog prethodno navedenih prednosti. Sonda koja se koristi kod ove metode je u osnovi štipaljka koja je napravljena tako da se u nju mogu postaviti senzorski elementi i da se može sa lakoćom postaviti na vrh kažiprsta, vršeći dovoljan pritisak da ne spadne i da ne bude neprijatno.



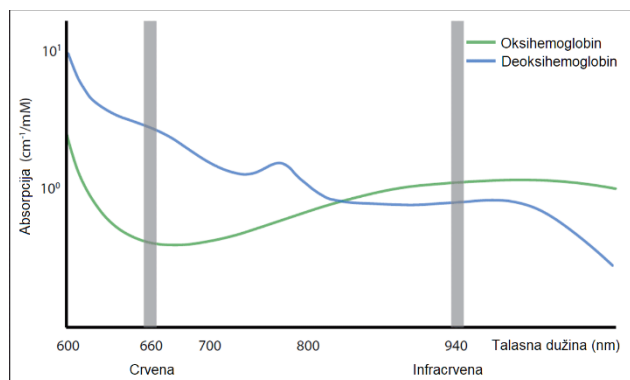
Slika 3. Prikaz merne sonde

Napravljena je tako da što više obuhvati vrh prsta, sa ciljem da se senzorski elementi fiksiraju za prst i na taj način smanje smetnje izazvane pomerajima, smetnje spoljašnjeg svetla, kao i da se smanji refleksija emitovane svetlosti. U štipaljku se mogu postaviti LED diode i fototranzistor, gde jedna od LED dioda emituje crvenu svetlost (približno 660 nm), dok druga emituje infracrvenu svetlost (približno 940 nm), a izabrani fototranzistor je SFH300, pomoću kojeg će se izmeriti intenzitet propuštene svetlosti na osnovu čega se može odrediti koliko je svetlosti apsorbovano. Oksigenisani hemoglobin (HbO<sub>2</sub>) će apsorbovati više infracrvene svetlosti, dok će dezoksigenisani hemoglobin (Hb) apsorbovati više crvene svetlosti.

##### - LED Kontrolni Blok

Kako bi fototranzistor mogao da meri intenzitet svake svetlosti pojedinačno potrebno je rešiti problem smenjivanja rada crvene i infracrvene LED diode. Primenom mikrokontrolera uvodi se sinhronizacija

pulsiranja LED dioda sa odabiranjem ADC-a i na taj način se odgovarajući uzorci sa fotodetektora mogu pripisati odgovarajućoj talasnoj dužini.



Slika 4. Grafik odnosa absorpcije i talasne dužine

Kako bi precizno upravljali radom LED dioda potrebno ih je povezati na mikrokontroler, međutim napajati LED diode direktno sa mikrokontrolera može negativno da utiče na njegov rad zbog čega je potrebno uvesti LED drajver. LED drajver je električno kolo koje nam omogućuje da se LED diode povežu direktno na napajanje, dok će se pomoću tranzistora upravljati njihovim radom.

#### - Filter

Pošto je signal sa fototranzistora slab neophodno ga je prvo pojačati, a potom izbaciti neželjene smetnje, stoga se signal prvo dovodi na inverujući pojačavač koji pojačava ukupan signal 470 puta. Nakon čega se signal propušta kroz RC visokopropusni filter, granične frekvencije 0,7 Hz, kako bi se uklonila jednosmerna (DC) komponenta. Sledeća faza je aktivni niskopropusni filter koji je napravljen primenom operacionog pojačavača MCP602. Pojačanje i granična frekvencija niskopropusnog filtera su podešeni na 101 i 2,34 Hz, respektivno. Ovakva kombinacija visokopropusnog i niskopropusnog filtera pomaže pri uklanjanju neželjene jednosmerne komponente i šuma visoke frekvencije, uključujući mrežne smetnje od 50 Hz, dok se naizmenična komponenta male amplitude dodatno pojačava 101 put.

#### 2) Digitalni deo

##### - Mikrokontroler

Mikrokontroler predstavlja integrisano kolo koje se primenjuje u programabilnim elektronskim sklopovima predviđenim za ugradnju, tj. u embedded sistemima. Pomoću njega možemo očitati signal sa filterskog kola da obradimo i prikažemo na računaru i da istovremeno precizno upravljamo LED kontrolnim blokom. Kako bi sve ovo postigli, a da previše ne zakomplikujemo naše

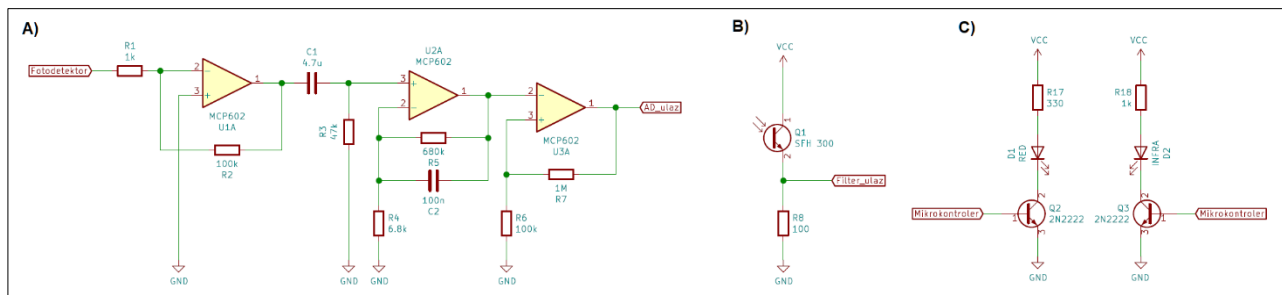
električno kolo, opredelili smo se za primenu Mikro-e-ove razvojne ploče "Easy Pic Pro V7". Ova razvojna ploča sadrži mnogo ugrađenih modula neophodnih za razvoj različitih aplikacija, kao što su u našem slučaju ADC, UART i napajanje, što nam omogućuje da se više fokusiramo na pisanje samog firmvera. Dolazi sa ugrađenim mikroProg programatorom i debagerom koji podržava preko sto pedeset različitih PIC mikrokontrolera, a sama ploča fabrički dolazi sa PIC18F87K22 mikrokontrolerom koji se nalazi na MCU pločici.

#### 5. FIRMWARE

Na MCU pločici je pored samog mikrokontrolera fabrički ugrađen kristalni oscilator koji generiše takt frekvencije 16 MHz. Kako naš mikrokontroler poseduje PLL (Phase Lock Loop) kolo pomoću kojeg povećavamo frekvenciju sistemskog takta (FOSC) na 64 MHz. Zatim se prelazi na podešavanje parametara odabranih modula i određuju se GPIO pinovi preko kojih će se povezati analogni deo pulsog oksimetra, slika 5. Izlaz sa filterskog bloka se dovodi na ADC mikrokontrolera preko analognog ulaza u našem slučaju preko GPIO pina RA0 (analogni ulaz AN0). Za korektnu AD konverziju potrebno je da vreme konverzije jednog bita (TAD) bude što je moguće kraće ali da bude veće od mogućeg minimuma za TAD (0,8 μs). Kako je frekvencija sistemskog takta 64 MHz možemo odabrati da takt konverzije bude FOSC/64 i na ovaj način se dobija TAD koji iznosi 1 μs. Pošto A/D konverzija zahteva 14 TAD za svakih 12-bit (2 TAD pauze) naša konverzija će onda trajati 14 μs dok će vreme akvizicije (TACQ) iznositi 20 TAD, odnosno 20 μs. GPIO pinovi RB0 i RB1 su podešeni kao digitalni izlazi preko kojih mikrokontroler šalje signale kojima se upravljaju LED kontrolni blokovi. Za upravljanje state machine-a koristi se ECCP (Enhanced Capture/Compare/Pwm) modul, koji proširuje osnovne CCP funkcije koje pomažu pri merenju ili kontroli vremenskih pulsnih signala. Jedna od ovih proširenih funkcija se nalazi u Compare modu pod nazivom Special Event Trigger.

Compare mod konstantno poredi vrednost u svom registru sa vrednošću tajmerovog registra i kad se vrednosti poklope aktivira se Special Event Trigger. Special Event Trigger je generisani signal koji služi za aktiviranje radnji u drugim modulima, u ovom slučaju će se pokrenuti interrupt rutina kojom se upravlja promena stanja u state machine-u.

Samim odabirom ECCP1 modula će se automatski rezervisati pin RC2 kao digitalni izlaz. Pošto je ideja da se Special Event Trigger aktivira svakih 0,1 ms neophodno je uneti odgovarajuću vrednost u compare-ovom registru i podesiti odgovarajući korak tajmera.



Slika 5. Šema analognog dela pulsog oksimetra: A) Filterski blok, B) Detektorski blok, C) LED kontrolni blok crvene i infracrvene LED diode

Timer1 koji koristi ECCP1 je podešen tako da kao izvor takta koristi FOSC/4 sa uključenim preskalerom 1:2 kako bi se dobio korak tajmera od 125 ns. Zatim se može uneti vrednost u compare-ov registar koja se dobija deljenjem vremena za trigerovanje sa korakom tajmera, što će u našem slučaju iznositi:

$$\frac{0.1 \text{ ms}}{125 \text{ ns}} = \frac{100000 \text{ ns}}{125 \text{ ns}} = 800$$

Kako bi mikroprocesor slao podatke na računar pomoću serijske komunikacije potrebno je podesiti EUSART modul. U našem slučaju se koristi EUSART1, a samim tim su automatski rezervisani pinovi RC6 kao TX1 (Transmit) i RC7 kao RX1 (Receive). Zatim je podešen baud rate, odnosno brzina prenosa podataka, na 115200. Za računanje pulsa je korišćen Timer0 koji nakon 10 ms aktivira interrupt rutinu u kojoj se nalazi brojač, koji se inkrementira svaki put kada se aktivira interrupt. Ovo je postignuto podešavanjem tajmera da radi u 16 bitnom modu sa izvorom takta FOSC/4 i uključenim preskalerom 1:32. Nakon što su podešeni svi moduli mikrokontrolera može se preći na pisanje samog firmvera koji sadrži jednostavan "state machine" algoritam, tj. konačni automat, čija se stanja menjaju sa vremenom. Tokom jednog ciklusa koji traje 10 ms prolazi se redom kroz sva stanja automata tokom kojih se obavljaju sledeće operacije:

- 0 ms – pali se crvena LED dioda
- 1,5 ms – započinje A/D konverzija za crvenu LED diodu
- 2,5 ms – crvena LED dioda se gasi i traži se minimalna i maksimalna vrednost
- 5 ms – pali se infracrvena LED dioda
- 6,5 ms - započinje A/D konverzija za infracrvenu LED diodu nakon koje se vrednost prosleđuje funkciji za računanje pulsa
- 7,5 ms – infracrvena LED dioda se gasi i traži se minimalna i maksimalna vrednost nakon čega se računa odnos R i oksigenisanost
- 10 ms – kraj ciklusa, brojač se resetuje

Tokom jedne sekunde se prikupi sto smplova na osnovu kojih se nalaze minimalne i maksimalne vrednosti za obe LED diode, na osnovu kojih se može izračunati odnos R koji se dobija preko sledeće jednačine:

$$R = \frac{\frac{\max \text{ crvena}}{\min \text{ crvena}}}{\frac{\max \text{ infracrvena}}{\min \text{ infracrvena}}}$$

Dobijeni odnos R se ubacuje u jednačinu za računanje oksigenisanosti gde su konstante A i B dobijene na osnovu empirijske krive i iznose 110 i 25 respektivno:

$$SpO_2 = 110 - 25 * R$$

Svaka dobijena vrednost oksigenisanosti se dodaje na konačnu sumu na osnovu koje će se nakon predefinisano vreme izračunati srednja vrednost kao konačni rezultat oksigenisanosti koji će biti ispisano u terminalu MPLAB-ovog Data Visualizer-a. Za računanje pulsa se koristi algoritam za detekciju i merenja vremena između maksimalnih vrednosti, tj. pikova, u signalu pulsnog oksimetra. Algoritam radi tako što pri pojavi prvog pika restartuje brojač na nulu i istovremeno započinje njegovu

inkrementaciju. Vrednost u brojaču će da raste sve dok se ne pojavi novi pik. Kada se pojavi novi pik algoritam će očitati vrednost sa brojača, restartovati brojač i ponovo započeti njegovu inkrementaciju. Očitana vrednost sa brojača se dodaje na konačnu sumu koja će biti podeljena sa trenutnim brojem detektovanih pikova. Ovim deljenjem se dobija srednja vrednost vremena između dva detektovana pika i ona će biti prosleđena nazad u glavnu petlju gde će se primeniti u računanju vrednosti pulsa. Vrednost pulsa dobija se deljenjem jednog minuta, odnosno šezdeset sekundi, sa prosleđenom srednjom vrednošću.

$$\text{puls} = \frac{60 \text{ s}}{\text{sr. vr. pulsa}}$$

Kako bi algoritam uspešno detektovao svaki pik uvodi se granična vrednost na osnovu koje algoritam zna kada treba da započne detekciju. Ova granična vrednost se dobija tako što se svaka vrednost pika poredi sa 60% od srednje vrednosti svih prethodnih detektovanih pikova. Ovo nam pomaže da odbacimo sve neželjene nagle uspone koji se javljaju u signalu.

## 6. ZAKLJUČAK

Pulsni oksimetar kao dijagnostička metoda nam pruža rane informacije o problemima isporuke kiseonika koji mogu nastati zbog blokade disajnih puteva, neadekvatne plućne ventilacije, difuzije, cirkulacije, itd. Takođe se može koristiti u različitim situacijama radi brze provere respiratornih disfunkcija. Posebno je pogodan za pacijente sa srčanom bolešću ili astmom, mada se koristi i na pacijentima sa različitim bolestima respiratornog trakta, za proveru nivoa hemoglobina kod pacijenata sa apnejom, kod pušača, kao i kod ljudi koji rade u zagađenim sredinama, poput vatrogasaca. Takođe je vrlo koristan i za zdrave osobe koje jednostavno žele da vrše redovne provere svog zdravstvenog stanja, sportiste i osobe koji vežbaju na velikim nadmorskim visinama kao što su planinari, skijaši, piloti, itd. Napomenuo bih da funkcionalnost pulsnog oksimetra nije idealana, odnosno da na dobijene rezultate utiču mane merne sonde poput pozicioniranja dioda i fotodetektora, pritisak koji štupaljka viši na prst, smetnje izazvane spoljašnjim svetlom pa čak i smetnje izazvane pomerajem. Na rezultate merenja takođe utiču i drugi faktori kao što je karakteristika fotodetektora, anatomija prsta, kalibraciona kriva i brzina rada algoritma. Zbog navedenih mana projekat se ne može porediti sa radom jednog komercijalnog pulsnog oksimetra.

## 7. LITERATURA

- [1] Design of Pulse Oximeters – J.G. Webster – IOP Publishing Ltd 1997 – ISBN 0-7503-0467-7
- [2] Medicinska Fiziologija – Arthur C. Guyton i John E. Hall – ISBN 978-953-176-785-9
- [3] Encyclopedia Of Biomedical Engineering – Roger Narayan – ISBN 978-0-12-804829-0
- [4] Medical Device Technologies A Systems Based Overview Using Engineering Standards – Gail Baura – ISBN 978-0-12-811984-6