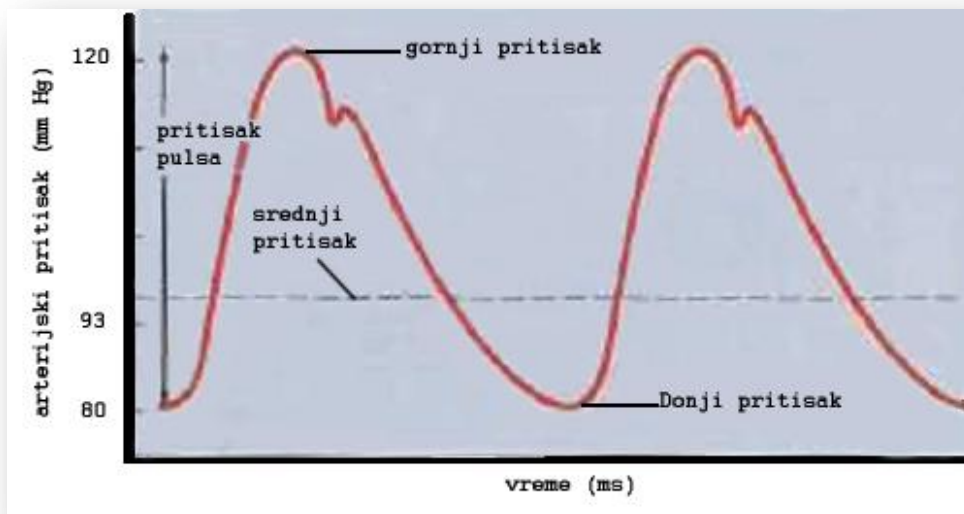


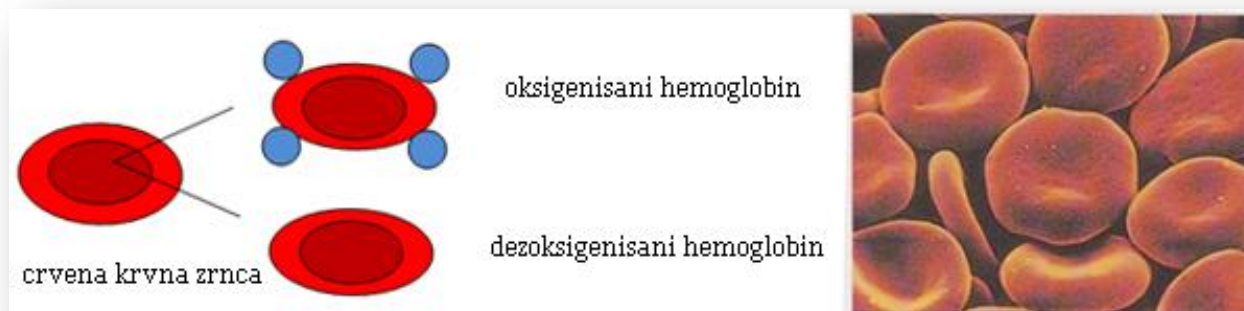
# PULSNA OKSIMetriJA

## UKRATKO O PULSNOJ OKSIMETRIJI

Pulsna oksimetrija se bavi merenjem nivoa kiseonika u arterijama (vene sadrže dezoksigenisanu krv). Hajde da pogledamo malo bolje u unutrašnjost jedne od ovih arterija. Pulsirajući signal koji pulsna oksimetrija nastoji da meri, posledica je postojanja arterijskog krvnog pritiska. Za vreme sistole komore (Slika slika 1) mlaz krvi ulazi u arterije iz komore i na arterije se vrši sistolni pritisak (maksimum na slici). Dijastolni pritisak (minimum na slici) se pojavljuje za vreme dijastole komore.



Slika 1. Merenje arterijskog pritiska.



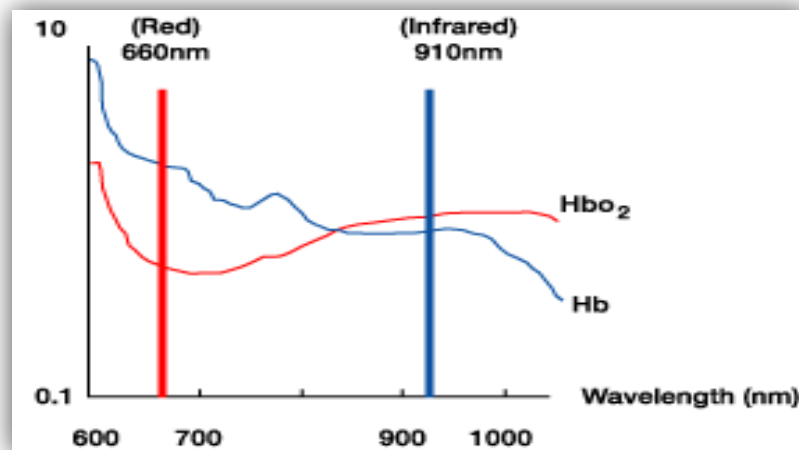
Slika 2. Kapacitet nosivosti kiseonika kod hemoglobina (levo), mikroskopski prikaz eritrocita (desno).

U sastav arterijske krvi ulaze krvne ćelije - eritrociti ili crvena krvna zrnca. Njihova boja potiče od hemoglobina (Hb), respiratornog pigmenta krvi koji omogućuje mehanizam vezivanja,

dozvoljavajući kiseoniku da bude transportovan u krvotok. Svaki molekul hemoglobina je sposoban da nosi četiri molekula kiseonika, kao što se može videti na slici 2.

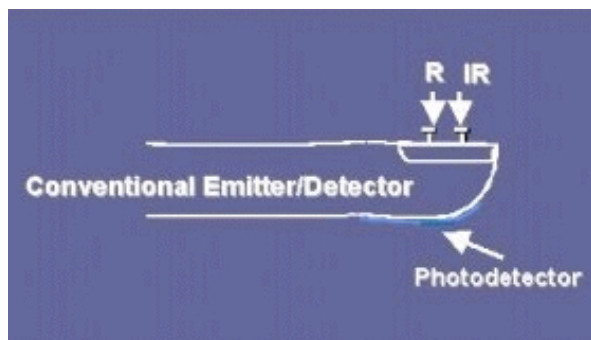
Pošto u njegov sastav ulazi gvožđe, hemoglobin je crvene boje kada se kombinovanjem sa kiseonikom pretvara u oksihemoglobin, a prelaskom u dezoksigenisano stanje postaje plavičast. Hemoglobin se može takođe kombinovati sa drugim supstancama kao na primer ugljen-dioksid, ugljen-monoksid i azot-oksidi. Bitno je napomenuti da principi pulsne oksimetrije prepostavljaju da krv sadrži samo hemoglobin i oksihemoglobin. Ovo ne predstavlja veliki problem, jer se drugi tipovi hemoglobina javljaju u znatno manjim količinama, tako da je primenjena aproksimacija validna unutar oblasti od interesa. Jedini izuzetak je ugljen-monoksid koji se za hemoglobin veže brže od kiseonika.

Osnovni princip pulsne oksimetrije zasniva se na karakteristikama oksigenisanog i dezoksigenisanog hemoglobina, da apsorbuje svetlost crvenog ili infracrvenog dela spektra. Oksigenisani hemoglobin apsorbuje više infracrvene svetlosti, dok crvenu u većoj meri propušta. Dezoksigenisani (ili redukovani) hemoglobin apsorbuje više crvene svetlosti, a infracrvenu propušta. Crvena svetlost se nalazi u opsegu talasnih dužina od 600 nm do 750 nm, a infracrvena zauzima deo spektra sa talasnim dužinama između 850 nm i 1000 nm (slika 3).



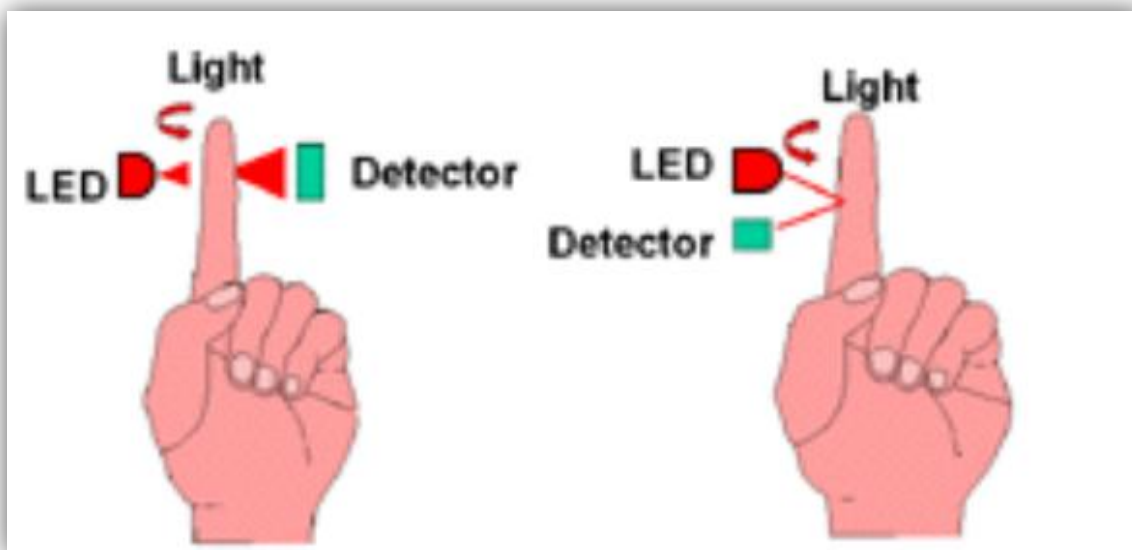
**Slika 3. Različiti koeficijenti apsorpcije crvene i infracrvene svetlosti za Hb i HbO<sub>2</sub>.**

Pulsna oksimetrija koristi svetlosni emiter sa crvenom i infracrvenom LED diodom, kojim se prosijava (do određene mere) providno, dobro prokrvljeno mesto. Tipična mesta na koja se postavljaju merne sonde kod ispitanika su kažiprst, nožni palac, vrh ili dno ujeta. Kod novorođenčadi ta mesta su: stopalo ili dlan, palac ruke ili nožni palac. Nasuprot izvora svetlosti nalazi se fotodetektor koji detektuje svetlost koja prolazi kroz merno mesto.



**Slika 4. Transmisija svetlosti kroz merno mesto (levo); merna sonda za kažiprst (desno).**

Postoje dva načina slanja svetlosti kroz merno mesto: transmisija (prosvetljavanje) i refleksija (slike 4 i 5). Prilikom transmisije metode, kao što je prikazano na slici 4, izvor svetlosti i fotodetektor su nasuprot jedan drugom, a između njih nalazi se merno mesto. Na ovaj način svetlost prolazi kroz merno mesto. Kod refleksione metode, izvor svetlosti i fotodetektor nalaze se jedan do drugog pri vrhu mernog mesta. Svetlost se odbija od izvora do detektora, prolazeći preko mernog mesta. Transmisioni metod je najčešće korišćen, i u daljem tekstu korišćenje ovog metoda će se podrazumevati.



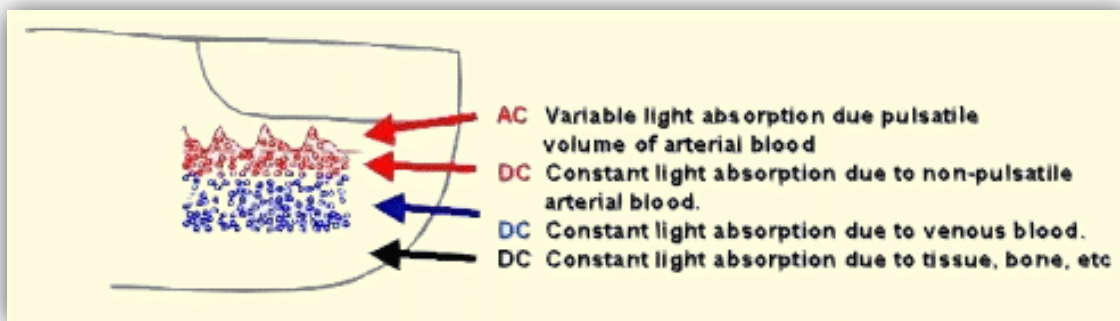
**Slika 5. Transmisija nasuprot refleksiji u pulsnoj oksimetriji.**

Pošto emitovani crveni (R) i infracrveni (IR) signali prođu kroz merno mesto i budu primljeni od strane fotodetektora, odnos intenziteta R/IR se računa. Odnos R/IR se poredi sa *look-up* tabelom (sačinjenom od empirijskih formula) koja pretvara ovaj odnos u  $SpO_2$  vrednost. Većina proizvođača ima sopstvene *look-up* tabele, zasnovane na kalibracionim krivama dobijenim merenjima na zdravim pacijentima pri različitim nivoima  $SpO_2$ . Tipično R/IR odnos

od 0.5 odgovara približno 100 % SpO<sub>2</sub>, odnos od 1.0 odgovara približno 82 %, dok odnos od 2.0 odgovara 0 % SpO<sub>2</sub>.

Savremeni oksimetri uključuju arterijsko pulsiranje, kako bi se napravila razlika u apsorpciji svetlosti na mernom mestu koja potiče od kože, tkiva i venske krvi i apsorpcije koja potiče od arterijske krvi (slika 6). Na mernom mestu postoje konstantni prigušivači (apsorberi) svetlosti, koji su stalno prisutni. Tu spadaju: koža, tkivo, venska krv i arterijska krv. Svakim otkucajem srca, srčani mišić se kontrakuje i nastaje talas arterijske krvi, koja trenutno povećava zapreminu arterijske krvi na mernom mestu. Ova pojava dovodi do povećane apsorpcije svetlosti za vreme “talasa”. Ako se svetlosni signali, pristigli na fotodetektor, posmatraju kao talasni oblici, trebalo bi da se na mestu svakog otkucaja srca nalaze vrhovi signala, a između otkucaja propadi signala. Ako se apsorbovana svetlost za vreme propada (koja bi trebalo da uključi sve konstantne apsorbere) oduzme od apsorbovane svetlosti za vreme vrha, u teoriji, dobijeni rezultat jeste karakteristika koja potiče od dodate zapremine krvi (koja je arterijska). Pošto se vrhovi javljaju sa svakim otkucajem srca ili pulsom, ovaj metod merenja je nazvan “pulsna oksimetrija”.

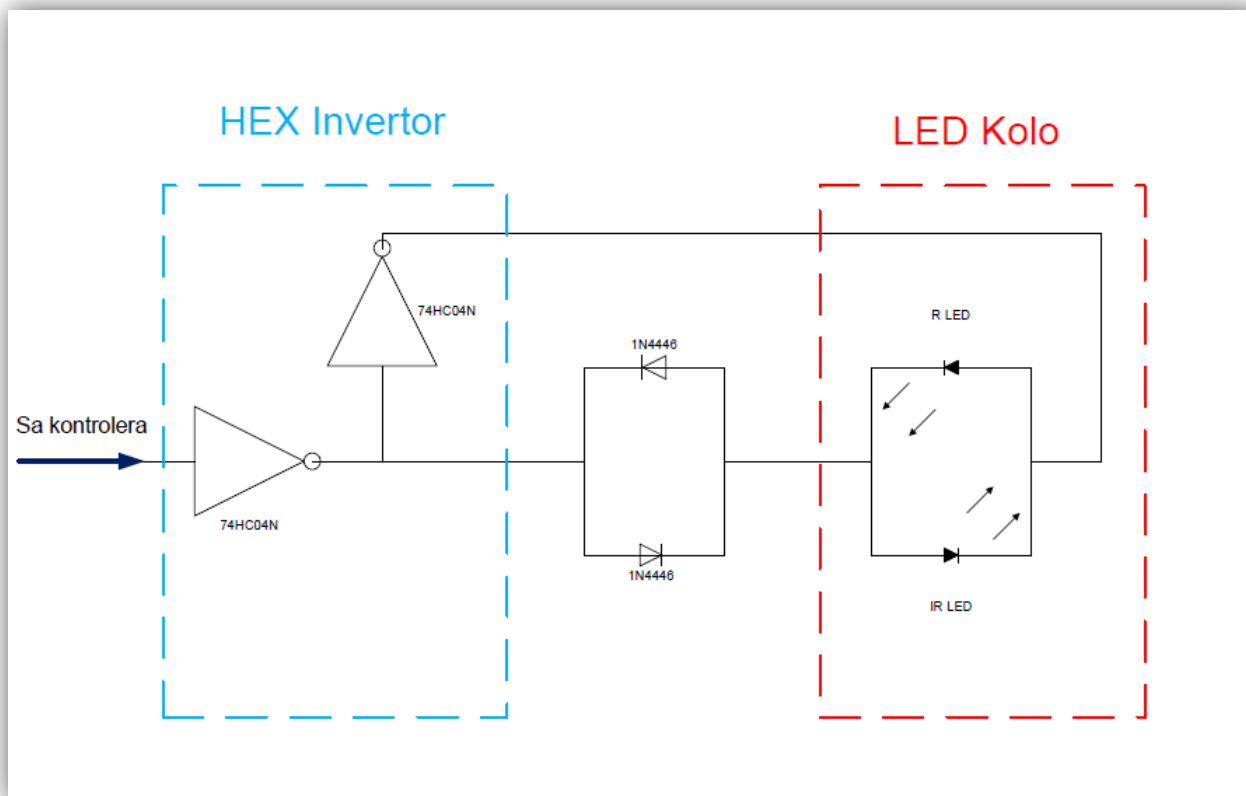
Još uvek tačnost konvencionalnih pulsni oksimetara je smanjena tokom pokreta, što ih čini u određenoj meri nepouzdanim kada je u pitanju odlučivanje u medicini. Gasni testovi arterijske krvi, su bili i nastavljaju da budu najčešće korišćeni kao dodatak ili validacija rezultata dobijenih pulsnom oksimetrijom. Napredne tehnologije sledeće generacije pulsni oksimetara prikazale su znatna poboljšanja u očitavanjima pri kretanju, što čini pulsnu oksimetriju pouzdanijom za donošenje odluka u medicini.



**Slika 6. Konstantni i promenljivi apsorberi (prigušivači) svetlosti.**

## ZADATAK 1

U pulsnom oksimetru se koristi modul za emitovanje svetlosti kao na slici 7. Analizirati način rada ovog emitera.



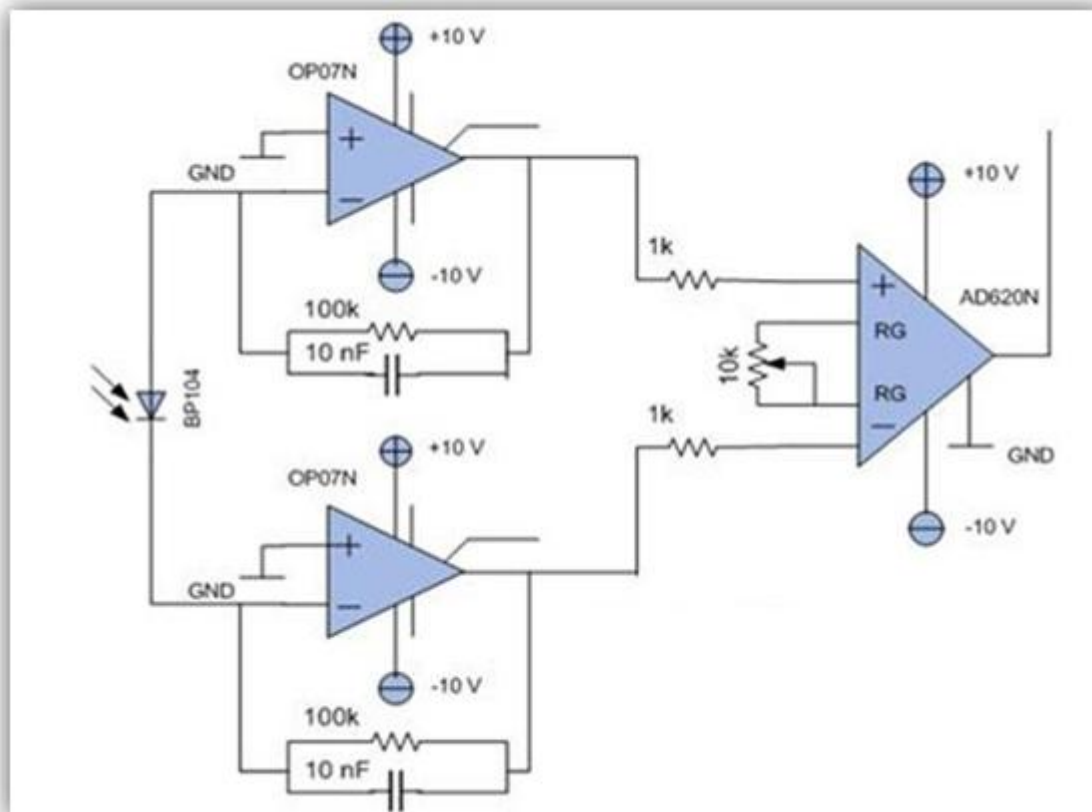
**Slika 7. Modul za emitovanje svetlosti.**

## REŠENJE

Zadatak ovog bloka jeste da omogući naizmenični rad infracrvene (IR) i crvene (R) LED diode, (pod naizmeničnim radom LED dioda podrazumeva se njihovo naizmenično uključivanje/isključivanje, u određenim vremenskim intervalima). Za upravljanje radom ovog modula zadužen je kontrolerski modul (zasnovan na mikrokontroleru), a kako bi se obezbedio potrebni režim rada dioda, uz minimalno korišćenje resursa mikrokontrolera, koriste se dva 74HC04N invertorska integrisana kola i dve diode 1N4446. Na ovaj način, omogućena je kontrola rada LED dioda preko samo jednog pina mikrokontrolera, čijim logičkim nivoima se može upravljati pomoću firmvera mikrokontrolera. Kada je ovaj pin na visokom logičkom nivou, provodiće gornja dioda 1N4446 i crvena LED dioda. U suprotnom, Kada je ovaj pin na niskom logičkom nivou, provodiće donja dioda 1N4446 i infracrvena LED dioda.

## ZADATAK 2

U pulsnom oksimetru se koristi modul za detekciju svetlosti kao na slici 8. Analizirati način rada ovog detektora.



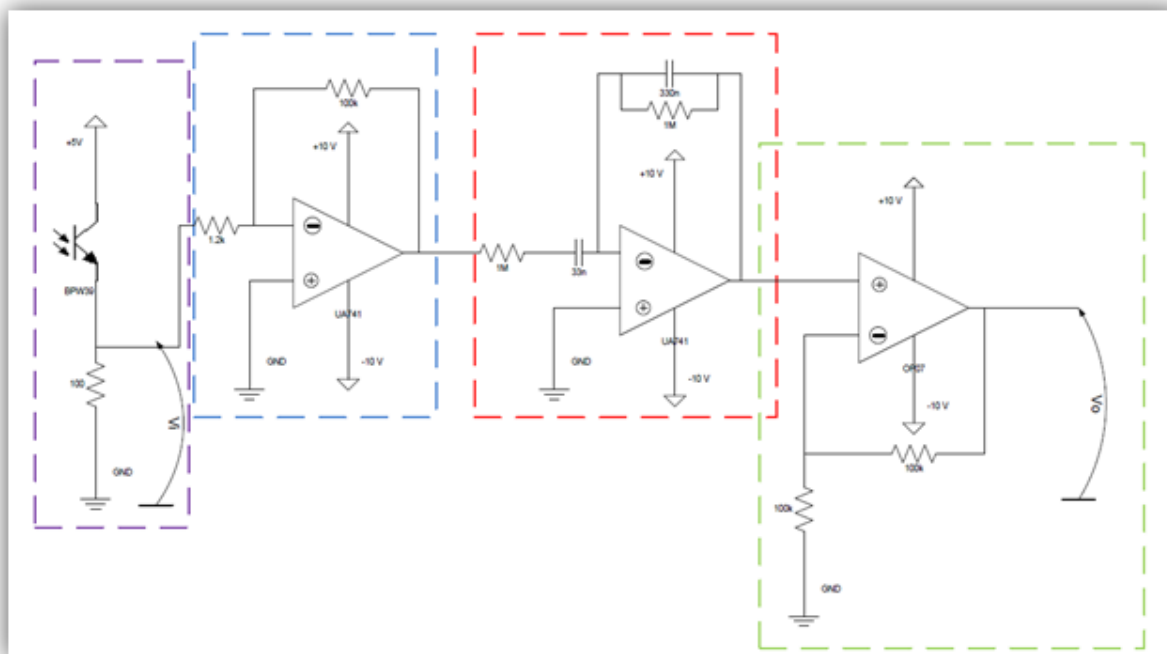
Slika 8. Modul za detekciju svetlosti.

## REŠENJE

Pored foto-diode BP104, koja se ponaša u kolu kao strujni izvor, u modulu se koriste dva operaciona pojačavača (OP07N), sa zadatkom da se strujni signal koji potiče od foto-diode pretvori u odgovarajući naponski signal. Za pojačanje tako dobijenog naponskog signala predviđen je instrumentacioni pojačavač AD620N (karakteristika povoljnih za primenu u medicinskoj instrumentaciji), čije pojačanje se može podešavati preko potenciometra postavljenog na RG krajevima (maksimalno pojačanje je 20000 puta).

### ZADATAK 3

U pulsnom oksimetru se koristi modul za detekciju svetlosti kao na slici 9. Analizirati način rada ovog detektora.



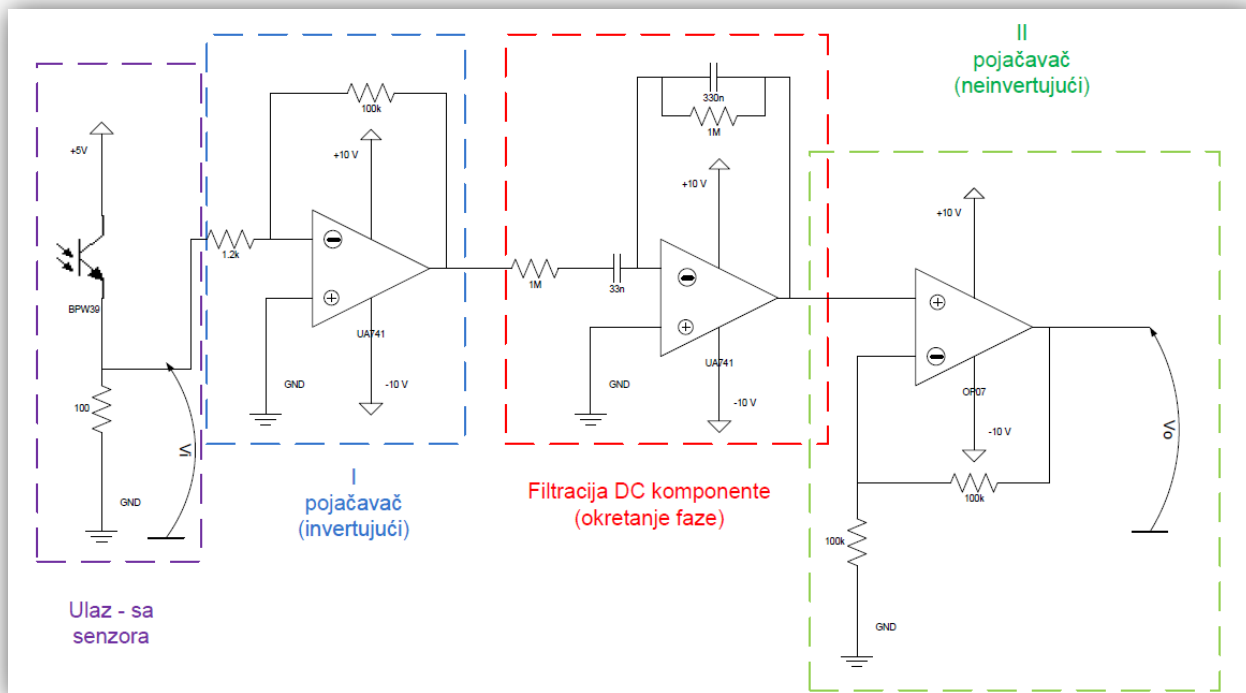
Slika 9. Modul za detekciju svetlosti.

### REŠENJE

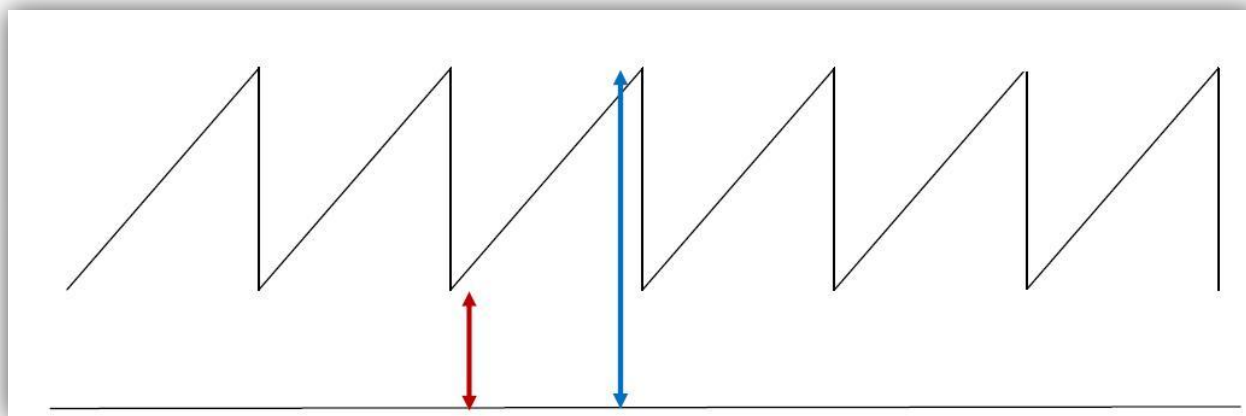
Funkcionalnosti pojedinačnih segmenata ovog modula su naznačene na slici 10.

Signal koji predstavlja izlaz foto-detektora (u ovom slučaju foto-tranzistora) sastoji se od jednosmerne (DC) komponente, i naizmenične (AC) komponente. Na slici 11 dat je idealizovan prikaz merenog signala. Relativno izraženo, AC komponenta ovog signala u realnosti predstavlja u proseku oko 1% DC komponente (na slici SLX ovo nije prikazano u odgovarajućoj razmeri). AC komponenta potiče od pulsacija krvi, i za oksimetrijsko merenje predstavlja korisan signal učestanosti (0.5 - 5) Hz.





**Slika 10. Segmenti modula za detekciju svetlosti.**



**Slika 11. Idealizovan prikaz merenog signala.**

Za razliku od prethodnog zadatka, gde je foto-detektor bila foto-dioda, a izlazni signal zahtevao konverziju iz strujnog u naponski, korišćenjem foto-tranzistora kao izlaz dobijamo napon koji se „skida“ sa emitera tranzistora.

Prvim pojačavačkim stepenom koje je invertujući pojačavač, zasnovan na UA741 integrisanom kolu, pojačava se celokupan signal (AC+DC komponenta). Nakon toga sledi blok sa aktivnim filterom - propusnikom opsega učestanosti. Komponente ovog filtera su proračunate tako da

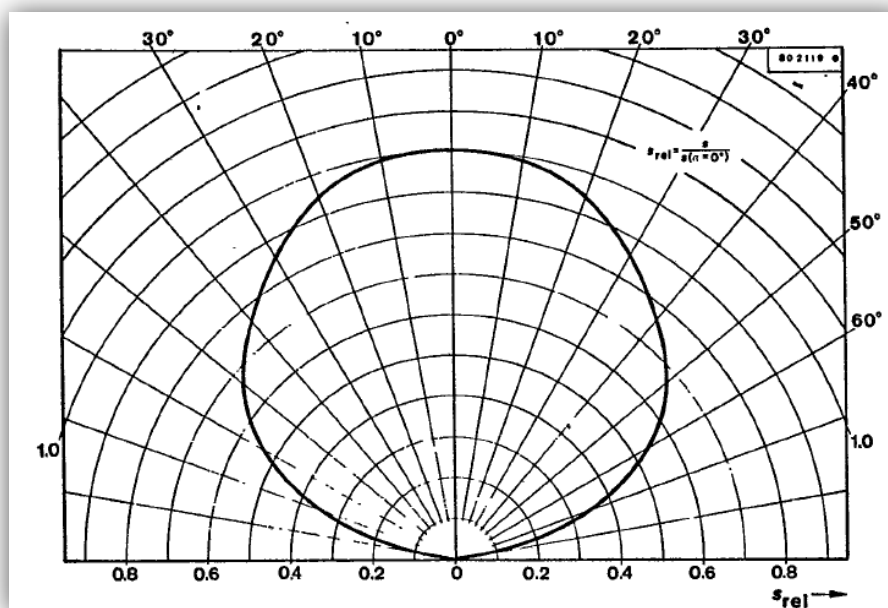
propuštaju signale u opsegu učestanosti od (0.5 – 5) Hz. Na ovaj način eliminiše se jednosmerna komponenta, kao i smetnje na višim učestanostima (od neonskih svetiljki i sl.). Bitno je napomenuti da ovaj aktivni filter nema pojačavačku ulogu, tj. ima jedinično pojačanje. Poslednji segment prikazan na slici 10 jeste neinvertujući pojačavač, poslednji pojačavački blok u nizu kojim se određuje konačna vrednost izlaznog signala od vrha do vrha. Može se uočiti i da se osim foto-tranzistora koji se napaja sa naponom od 5 V, ostatak detektorskog kola se napaja bipolarno - naponskim nivoima  $\pm 10$  V.

#### ZADATAK 4

Da li je moguće koristiti foto-tranzistor BPW39 u modulu iz prethodnog zadatka?

#### REŠENJE

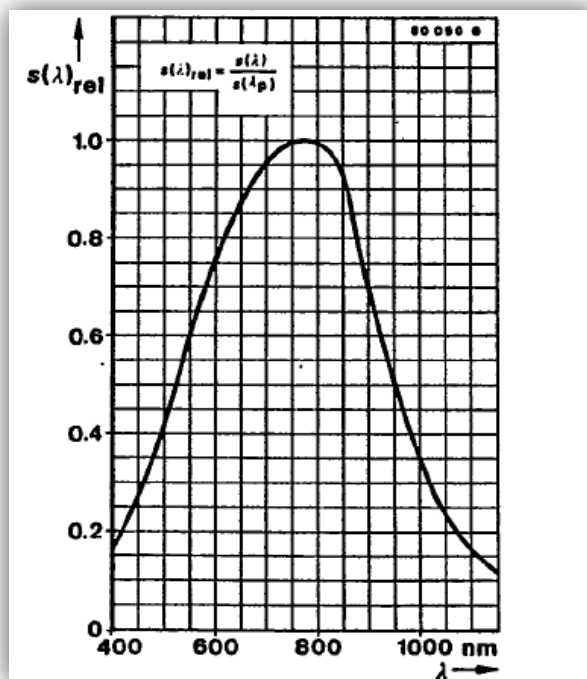
Prvi parametar o kojoj treba voditi računa prilikom izbora foto-tranzistora koji će se ugraditi u sondu pulsnog oksimetra jeste relativna osetljivost na zračenje ( $S_{rel}$ ) u odnosu na ugaoni pomeraj izvora svetlosti. Kao što se može videti na slici 12, tranzistor ima dosta veliku toleranciju na ugaoni pomeraj, tako da LED diode, kao izvori zračenja, ne moraju biti direktno ispod njega. Ono što je bitno, jeste da oboje LED diode budu pozicionirane simetrično u odnosu na osu foto-tranzistora, jer samo u tom slučaju mogu se očekivati podjednako dobri odzivi na svetlost svake od dioda.



Slika 12.1 Relativna osetljivost foto-tranzistora u odnosu na ugaoni pomeraj svetlosnog izvora.

Još jedna od bitnih karakteristika foto-tranzistora je njegova relativna spektralna osetljivost, u odnosu na talasnu dužinu svetlosti koja se emituje. Naredni grafik (slika 13) daje prikaz ove

karakteristike za foto-tranzistor BPW39. Kao što se može primetiti odziv na crvenu (660 nm) i infracrvenu svetlost (900 nm), je približno isti, što u mnogome olakšava postupak merenja.



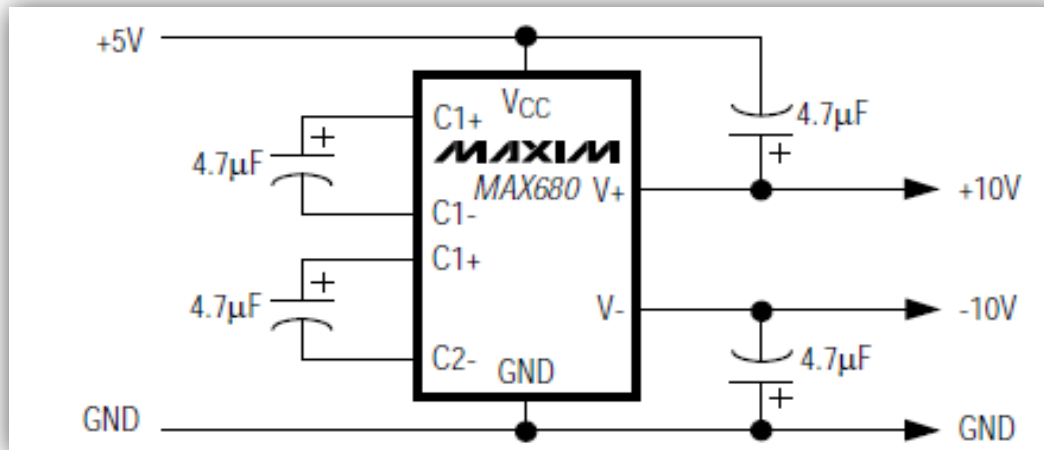
Slika 13. Relativna spektralna osetljivost foto-tranzistora u odnosu na talasnu dužinu svetlosti.

## ZADATAK 5

U slučaju da je obezbeđeno napajanje od 5V preko USB konektora na računaru, predložiti rešenje za bipolarno napajanje  $\pm 10$  V modula iz zadatka 3.

## REŠENJE

Bipolarno napajanje  $\pm 10$  V se može ostvariti pomoću električnog kola zasnovanog na MAX680 integrisanom kolu, i četiri elektrolitska kondenzatora vrednosti 4.7  $\mu$ F, kao što je šematski prikazano na slici 14.



Slika 14. Realizacija napajanja  $\pm 10$  V.

## ZADATAK 6

Ako se izlazni napon modula za detekciju svetlosti sa slike 10 treba digitalno meriti pomoću razvojnog sistema BigPIC5, da li je moguće ovo merenje izvršiti direktno, tj. bez dodatnog prilagođenja izlaznog signala?

## REŠENJE

Usled postojanja određenih ograničenja narednog stepena, na koji se dovodi mereni signal (BigPIC5 razvojna ploča), a to su prvenstveno

Uslednog ograničenja ulaznog opsega internog AD konvertora (od 0 do 5 V) mikrokontrolera razvojnog sistema BigPIC5 [REF], merenje nije moguće izvršiti direktno već je na izlazu detektorskog modula potrebno postaviti električno kolo za prilagođenje.

Ovo kolo (prikazano na slici 11) ima dvojaku ulogu: 1) translacija nivoa i linearno preslikavanje signala u opseg [0V, 5V] i 2) zaštita od prenapona.

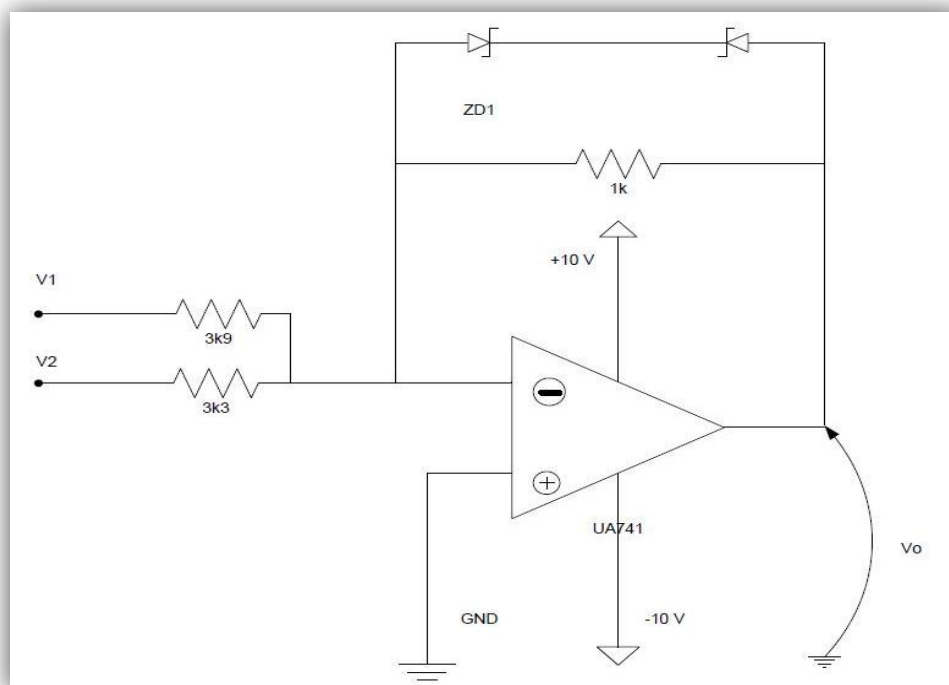
Ako je  $V_1$  napon koji se dovodi sa detektorskog modula, a  $V_2$  pomoćni DC napon, tada je izlazni napon ovog kola za prilagođenje jednak:

$$V_o = -\left(\frac{R}{R_1} \cdot V_1 + \frac{R}{R_2} \cdot V_2\right)$$

pri čemu je  $R$  otpornost u povratnoj sprezi pojačavača (1 k $\Omega$ ) a  $R_1 = R_2 = 3.9$  k $\Omega$ .

Zaštita od prenapona je realizovana u vidu veze dve Zener diode, različito polarisane, vezane na paralelu sa otpornikom u povratnoj sprezi pojačavača. Do prenapona može doći ako se sistem uključi pre nego što se merna sonda postavi u položaj za merenje (na prst), ili ako se ista skloni sa

prsta dok je merenje u toku. Bez zaštite, vrednosti napona koji bi se pojavili na ulazu mikrokontrolera mogu da izazovu njegovo pregorevanje.



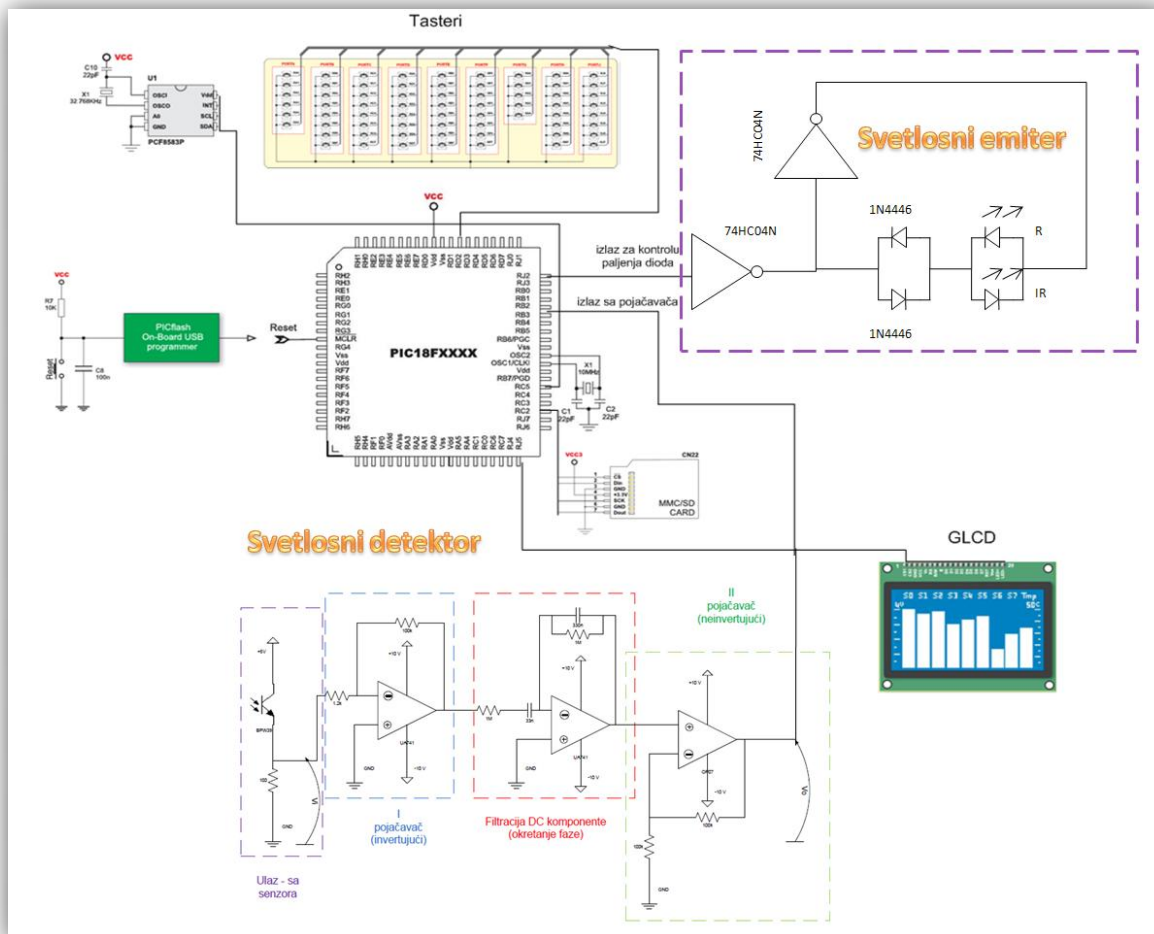
**Slika 15. Kolo za prilagođenje signala ulazu razvojnog sistema.**

## ZADATAK 7

Predložiti povezivanje prethodnih modula iz zadataka 1-6 sa razvojnim sistemom BigPIC5 u svrhu pravljenja okruženja za razvoj pulsno oksimetra, pri čemu se rezultati merenja prikazuju na GLCD displeju i čuvaju u MMC memoriji.

## REŠENJE

Predlog je prikazan na slici 16. Veliki broj digitalnih ulazno/izlaznih pinova je na raspolaganju, a u ovom slučaju je izabran pin RJ<sub>2</sub> za kontrolu paljenja i gašenja dioda. Takođe, od pinova raspoloživih za prijem analognog signala i njegovu digitalizaciju, izabran je pin RB<sub>3</sub>.



**Slika 16. Šema povezivanja modula sa elementima razvojnog sistema BigPIC5.**

## ZADATK 8

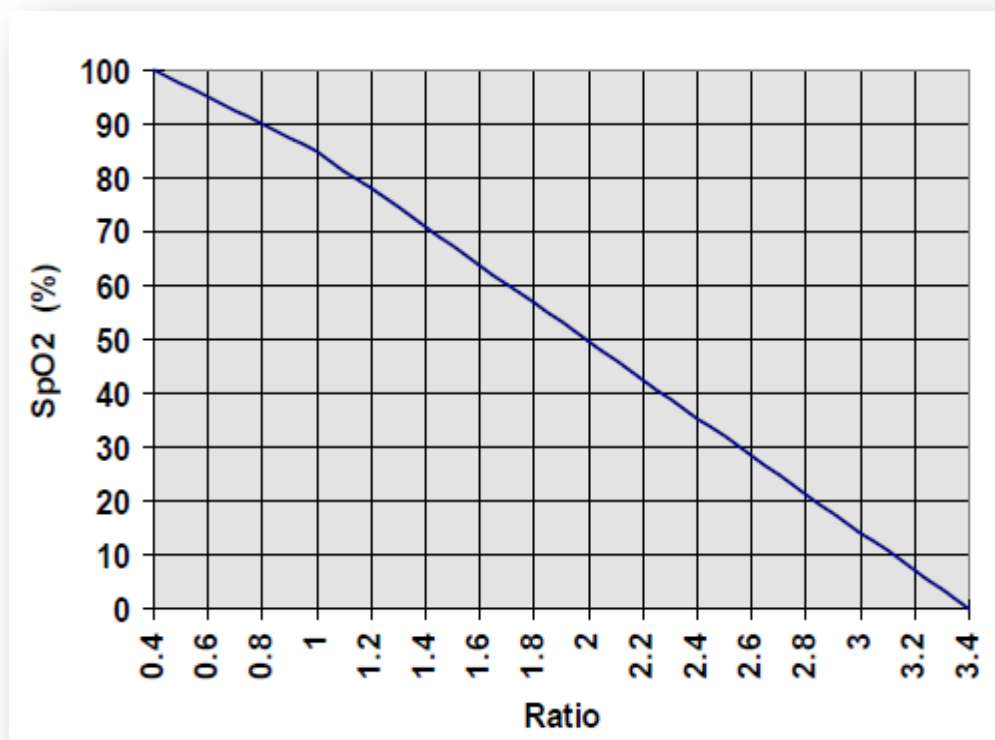
Na koji način se može izmeriti indeks zasićenosti krvi kiseonikom ( $S_{pO_2}$ ), sistemom iz prethodnog zadatka.

## REŠENJE

SpO<sub>2</sub> nije veličina koja se može na ovaj način meriti direktnim putem, već se dobija primenom matematičke formule na direktno izmerene veličine. Ova formula je zasnovana na funkciji odnosa dva napona  $SpO_2=f(R)=f(U_R/U_{IR})$ , pri čemu se usvaja definicija:

$$U_R = U_{R \max} - U_{R \min} \quad U_{IR} = U_{IR \max} - U_{IR \min} \quad R = \frac{U_R}{U_{IR}}$$

Naponi koji se direktno mere su naponi  $U_{Rmax}$ ,  $U_{Rmin}$ ,  $U_{IRmax}$  i  $U_{IRmin}$ , a naponi  $U_R$  i  $U_{IR}$  dobijaju se kao razlika odgovarajućih izmerenih napona. Naponi  $U_{Rmax}$  i  $U_{Rmin}$  su ekstremne vrednosti za vreme osvetljaja crvenom LED diodom, a  $U_{IRmax}$  i  $U_{IRmin}$  ekstremne vrednosti za vreme osvetljaja infra-crvenom LED diodom. Merenjem signala na ulazu A/D konvertora može se utvrditi da se na ulazu pojavljuje i jedan kratkotrajni skok/propad napona, kao posledica promene osvetljaja (sa infracrvenog na crveni i obrnuto). Kako bi se izbegla greška nastala merenjem naponskog signala koji ne predstavlja koristan signal, moguće je u firmveru mikrokontrolera dodati funkciju za vremensko kašnjenje za vreme trajanja ove prelazne pojave.



Slika 17. Grafik zavisnosti  $SpO_2$  od  $R$ .

Postoji više različitih načina (formula) da se dođe do vrednosti  $SpO_2$ , a ovde ćemo spomenuti dva koji se najviše preporučuju. Prvi način jeste da se prethodno pomenuta funkcija  $f$  modeluje uz pomoć tzv. koeficijenata ekstinkcije i koeficijenata apsorpcije svetlosti kod hemoglobina (Tabela 1), a drugi način je da se funkcija  $f$  izrazi aproksimacijom na osnovu rezultata dobijenih empirijskim putem. Ova aproksimacija predstavlja zapravo funkciju linearnog dela krive sa slike 17, u intervalu od 80 do 100%:

$$S_pO_2 = 110 - 25R$$

**Tabela 1. Koeficijenti apsorpcije svetlosti za oksigenizovani i neoksigenizovani hemoglobin.**

Talasna dužina (nm)	Hb	HbO <sub>2</sub>
660	$\varepsilon_1 = 3.226$	$\varepsilon_2 = 0.319$
940	$\varepsilon_3 = 0.693$	$\varepsilon_4 = 1.214$

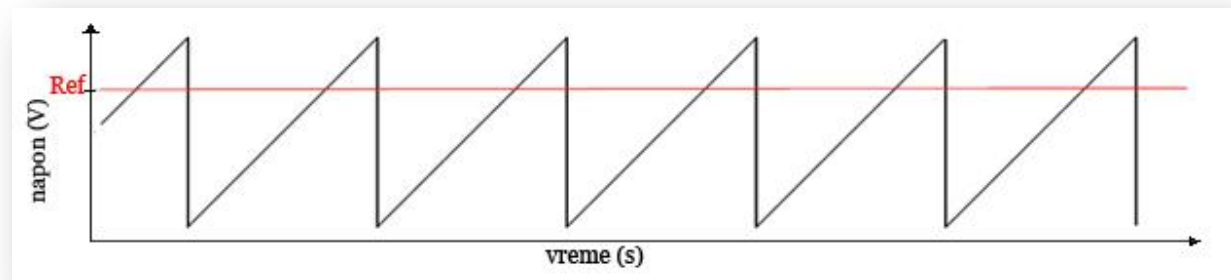
## ZADATAK 9

Predložiti firmver za sistem iz zadatka 7 sa sledećim zahtevima:

- 1) sistem treba da meri indeks SpO<sub>2</sub>;
- 2) sistem treba da meri srčani ritam;
- 3) izbor vrste merenja se vrši pomoću dva tastera;
- 4) rezultati merenja se prikazuju na GLCD-u.

## REŠENJE

Idejno rešenje za firmver je da, koristeći drugi način računanja SpO<sub>2</sub> (formula iz prethodnog zadatka), program računa određeni broj uzastopnih vrednosti SpO<sub>2</sub> i smešta ih u niz, i potom da srednju vrednost članova ovog niza ispisuje na GLCD. Takođe, ideja za merenje srčanog ritma je relativno jednostavna jer priroda signala koji dovodimo na A/D konvertor je takva, da signal ima maksimum u trenutku kada se desi otkucaj srca, pa jednostavnim brojanjem maksimuma u intervalu od 60 s može se dobiti vrednost broja otkucaja u minuti.



**Slika 18. Grafički prikaz metode određivanja srčanog ritma.**

Ovakav pristup merenju srčanog ritma zahteva korišćenje tajmera mikrokontrolera, za određivanje vremenskog intervala u kom se merenje vrši. Da bi program uspešno brojao maksimume (vrhove) signala, potrebno je porediti signal na ulazu A/D konvertora sa referentnim kome se dodeljuje eksperimentalno utvrđena vrednost (manja od maksimalne vrednosti ulaznog signala – slika 18). Svaki put kada program utvrdi da je ulazni signal veći od referentne vrednosti, brojač pulseva se uvećava za jedan, a kada vrednost ulaznog signala padne ispod referentne, nastavlja se postupak poređenja.

Na slici 19 je prikazan blok dijagram algoritma koda firmvera, a kod je dat u prilogu 7.





## ZADATAK 10

Odrediti model za indeks zasićenosti pulsnog oksimetra iz zadatka 7, na osnovu kog se može odrediti merna nesigurnost tipa B za ovaj indeks.

### REŠENJE

Pre nego što se pristupi proceni merne nesigurnosti, potrebno je definisati model koji opisuje zavisnost od tzv. uticajnih veličina. Da bi se napravio model, potrebno je dobro poznavanje samog sistema, njegove geometrije, gradivnih komponenata, ulaza, izlaza i poremećaja koji utiču na sistem. Veličine za koje ima smisla računati mernu nesigurnost jesu  $R$  (odnos napona  $U_R$  i  $U_{IR}$ ), kao i krajnji rezultat merenja  $SpO_2$ .

Ako se uzme u obzir da se A/D konvertorom ne mere dva napona ( $U_R$  i  $U_{IR}$ ), već četiri ( $U_{Rmax}$ ,  $U_{Rmin}$  i  $U_{IRmax}$ ,  $U_{IRmin}$ ), a da se naponi  $U_R$  i  $U_{IR}$  dobijaju kao razlika maksimalnih i minimalnih vrednosti, to možemo zapisati kao:

$$U_R = U_{Rmax} - U_{Rmin}, \quad U_{IR} = U_{IRmax} - U_{IRmin};$$

Izraz za odnos napona onda glasi:

$$R = \frac{U_{Rmax} - U_{Rmin}}{U_{IRmax} - U_{IRmin}}.$$

Svaki od ova četiri napona nastaje tako što se napon sa izlaza senzora propusti kroz pojasni filter i tri pojačavačka stepena, pa je prvo potrebno da se uvede određena korekcija usled ova četiri uobličavanja signala. Potom, na napon sa senzora utiče još i temperaturna zavisnost ulaza pojačavača (ulazi pojačavača pri postizanju radne temperature nisu na 0 V, već na 8 uV), tako da tih 8 uV prolazi kroz višestruko pojačanje kroz navedena četiri stepena i postaje 18.82 mV. Na kraju, treba uzeti u obzir da je A/D konvertor razvojnog sistema 10-bitni, referentnog napona 5 V, što znači da je najmanji korak A/D konvertora 4.88 mV. Ako se sve ovo uzme u obzir, model za  $R$  glasi:

$$R = \frac{[(u_{Rmax} \cdot A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_F + \delta_{Rmax} + k_{RTmax}) - (u_{Rmin} \cdot A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_F + \delta_{Rmax} + k_{RTmin})]}{[(u_{IRmax} \cdot A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_F + \delta_{Rmax} + k_{IRTmax}) - (u_{IRmin} \cdot A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_F + \delta_{Rmax} + k_{IRTmin})]}$$

Uticaj pojačavačkih stepena i filtera predstavljen je koeficijentima  $A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_F$ , uticaj konačne rezolucije A/D konvertora preko  $\delta_{Rmax}$ , a temperaturni uticaj preko  $k$  faktora.

Ako se uzme u obzir da je za vreme jednog merenja uticaj pojačavača i filtera isti za sve napone koji se mere, kao i uticaj temperature, ovo će dovesti do sledećeg pojednostavljenja izraza:

$$R = \frac{[(U_{R \max} + \delta_{R \max}) - (U_{R \min} + \delta_{R \max})]}{[(U_{IR \max} + \delta_{R \max}) - (U_{IR \min} + \delta_{R \max})]}, \text{ odnosno } R = \frac{U_R + \delta_{R \max} - \delta_{R \max}}{U_{IR} + \delta_{R \max} - \delta_{R \max}}.$$

Gde je  $\delta_{R \max}$  :

- slučajna veličina,
- sa očekivanom vrednošću 0.00 mV,
- i standardnom devijacijom  $\frac{4.88}{2\sqrt{3}}$  mV.

U prethodnim zadacima je istaknut način po kom se SpO<sub>2</sub> računa po formuli:

$$S_p O_2 = 110 - 25R.$$

Kako su koeficijenti 110 i 25 rezultat nekog prethodnog zaokruživanja, ako ih označimo sa  $a$  i  $b$ , njih možemo modelovati na sledeće načine.

$a = a + \delta_a$  gde je  $\delta_a$  :

- slučajna veličina,
- sa matematičkim očekivanjem 0,
- i standardnom devijacijom  $\frac{0.5}{\sqrt{3}}$ .

$b = b + \delta_b$  gde je  $\delta_b$  :

- slučajna veličina,
- sa matematičkim očekivanjem 0,
- i standardnom devijacijom  $\frac{0.5}{\sqrt{3}}$ .

Još jedna od uticajnih veličina jeste zaokruživanje dobijenog rezultata za SpO<sub>2</sub>, iz vrednosti sa pokretnim zarezom u celobrojnu vrednost. Korekciju rezultata zbog zaokruživanja označićemo sa  $\delta_{SpO_2}$ . Krajnji model za SpO<sub>2</sub> glasi:

$$S_p O_2 = (a + \delta_a) - (b + \delta_b) \cdot (R + k_R) + \delta_{SpO_2},$$

Parcijalnom integracijom gornje jednakosti može se dobiti vrednost standardne merne nesigurnosti (tip B) za rezultat SpO<sub>2</sub>.

## ZADATAK 11

Za rezultate merenja indeksa  $SpO_2$  kao u tabeli 2, odrediti mernu nesigurnost tipa A.

**Tabela 2. Vrednosti rezultata merenja.**

Redni broj merenja	Izmerena vrednost	Redni broj merenja	Izmerena vrednost
1	95	5	95
2	94	6	93
3	95	7	95
4	96	8	96

## REŠENJE

Merna nesigurnost tipa A računa se preko standarnog odstupanja (standardne devijacije).  
Za srednju vrednost indeksa

$$\overline{SpO_2} = \sum_{i=1}^n SpO_{2i}$$

dobija se 94.88 %. Sledeći korak jeste određivanje standardne devijacije za rezultat merenja:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_1^n (SpO_{2i} - \overline{SpO_2})^2}.$$

Uvrštavanjem brojnih vrednosti dobija se standardna devijacija 0.99, a odatle I merna nesigurnost tipa A:

$$u_A(SpO_2) = \frac{\sigma}{\sqrt{n}},$$

koja iznosi  $u_A(SpO_2) = 0.35$ .