

Pulzni oksimeter za uporabo pri laboratorijskih vajah

Luka Škrlić, Tina Turk, Urša Primožič, Domen Očepek, Peter Kramar

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška c. 25, 1000 Ljubljana

E-pošta: ls4126@student.uni-lj.si, tt3707@student.uni-lj.si, up4470@student.uni-lj.si, do2898@student.uni-lj.si, peter.kramar@fe.uni-lj.si

Pulse oximeter for use in laboratory exercises

Abstract. In the study, we presented the design and implementation of a pulse oximeter intended for use as a teaching material in laboratory exercises. Pulse oximetry is used to measure heart rate and blood oxygen content. It works on the principle of measuring the amount of light that passes through the tissue during the beating of the heart. The amount of absorbed light changes between systole and diastole and depends on the wavelength of the light source and the content of oxygenated hemoglobin in the blood. When designing a pulse oximeter, we must ensure a sufficiently high sampling frequency, and the ease of use and mobility of the device are also important factors. The pulse oximeter enables wireless data transmission via Bluetooth connection. The measured results are comparable to commercial pulse oximeters.

1 Uvod

Pletizmografija zajema metode za merjenje sprememb volumna snovi v delih telesa. Sem spadajo tudi pulzni oksimetri. Njihova naloga je merjenje srčnega utripa med sistolo in diastolo in nasičenosti kisika v arterijski krvi (SpO_2), ki jo predstavlja delež zapolnenosti hemoglobina s kisikom. Meritev deluje na principu merjenja sprememb v absorpciji svetlobe oksigenirane in deoksigenirane krvi v času enega utripa [1][2]. Srčni utrip pri zdravem človeku je med 60 in 100 utripov na minuto (BPM), SpO_2 pa med 95 % in 100 % [3][4].

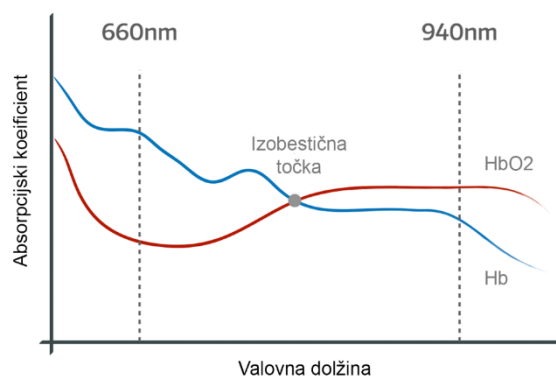
Pulzni oksimeter se uporablja v kliničnem okolju za spremljanje BPM in SpO_2 . Uspešnost meritve je odvisna od postavitve pulznega oksimetra in načina merjenja. V večini primerov je dovolj neinvazivno merjenje na prstu ali ušesni mečici, vendar se s padanjem vrednosti SpO_2 znižuje tudi natančnost pulznih oksimetrov. Pri bolezenskih stanjih, za katere je značilna nezadostna vrednost SpO_2 , se uporablja invazivne metode [5][6][7]. Metoda merjenja s pulznim oksimetrom je zaradi svoje enostavnosti in neinvazivne narave zelo pomembna za uporabo v kliničnih in domačih okoljih. SpO_2 in BPM sta najpogostejše merjena vitalna znaka v kliničnem okolju [8].

S pulznim oksimetrom lahko zaznamo anomalije srčnega utripa in nasičenosti kisika v arterijski krvi, ki so lahko posledice tahikardije, hipoksije in pljučnih obolenj [8]. Z meritvami daljših časovnih intervalov lahko spremljamo tudi pojave srčnih aritmij. Uporaba pulznega oksimetra je bila v zadnjem času zelo

pomembna pri spremljanju stanja bolnikov, okuženih z virusom Covid-19, ki povzroča poškodbe pljuč in s tem nezadostno nasičenost krvi s kisikom [9].

Osnova za delovanje pulznega oksimetra sta svetlobno tipalo in svetilo. Meritev poteka na podlagi spreminjanja količine svetlobe, ki prehaja skozi tkivo ob pulzirajočem utripanju srca. Srčni utrip povzroči spremembo krvnega tlaka in vpliva na elastično širjenje arterij. Spreminjanje obsega arterij povzroči spremembe volumna krvi, ki se po njih pretaka in vpliva na jakost svetlobe, ki prehaja skozi tkivo in doseže svetlobno tipalo [1].

Količina svetlobe, ki prodre skozi tkivo je odvisna od volumna krvi, vsebnosti kisika v krvi in valovne dolžine svetlobnega vira. Za izračunavanje vsebnosti kisika v krvi potrebujemo dva svetlobna vira različnih valovnih dolžin, pri katerih imata oksigeniran in deoksigeniran hemoglobin različne absorpcijske koeficiente. Razmerje sprememb v sprejeti svetlobi obeh svetil nam poda informacijo o vsebnosti kisika v krvi.



Slika 1. Graf absorpcije svetlobe pri oksigeniranem (HbO₂) in deoksigeniranem hemoglobinu (Hb) v odvisnosti od valovne dolžine. Izobestična točka nastopi pri valovni dolžini, pri kateri sta absorpcijska koeficienta Hb in HbO₂ enaka [11].

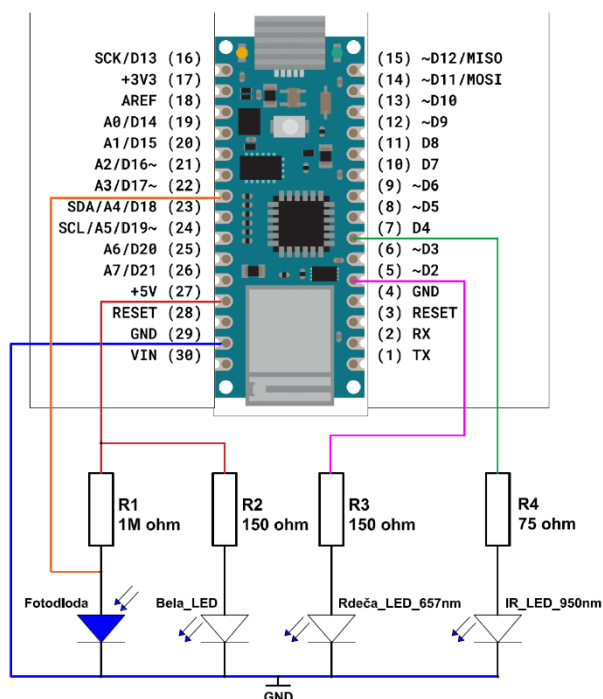
Največja razlika med absorpcijo svetlobe oksigeniranega in deoksigeniranega hemoglobina v krvi je pri valovnih dolžinah 660 nm in 940 nm (Slika 1). Za detekcije koncentracije kisika zato uporabljamo rdeč in infrardeč svetlobni vir. Oksigeniran hemoglobin absorbira več infrardeče svetlobe in prepušča rdečo svetlobo, medtem ko deoksigeniran absorbira več rdeče svetlobe in prepušča infrardečo [2][10].

Cilj študije je zasnovati pulzni oksimeter za uporabo na laboratorijskih vajah programa Biomedicinska tehnika. Naprava mora biti dovolj natančna in zanesljiva, za kar je potrebna primerjava s komercialnim

oksometrom. Odstopanje od komercialnega pulznega oksimetra, ki bi zadostovalo za potrebe raziskave, je $\pm 2\%$ SpO₂ in ± 5 BPM. V sklopu študije smo z načrtovanjem tiskanega vezja in ohišja posvetili pozornost tudi obliki in velikosti naprave ter enostavnosti njene uporabe.

2 Načrtovanje pulznega oksimetra

Za izvajanje meritev smo uporabili mikrokrmilniško platformo Arduino in mikrokrmilnik Arduino Nano 33 BLE. Deset bitni analogno digitalni pretvornik mikrokrmilnika deluje v območju od 0 do 5 V in ima ločljivost 4,9 mV. Signal smo obdelovali v realnem času. Izbrali smo svetlobne vire valovnih dolžin, pri katerih so razlike v absorpciji oksigeniranega in deoksigeniranega hemoglobina najbolj izrazite. Uporabili smo rdečo SMD GH CSSRM4.24-V6V8-1-1 LED diodo, ki ima vrh spektralne emisije pri 657 nm s pasovno širino 37 nm in infrardečo SFH 4725S SMD LED diodo z vrhom valovne dolžine pri 950 nm s pasovno širino 25 nm (Slika 2).



Slika 2. Shema povezav med Arduino Nano 33 BLE in komponentami, ki sestavljajo pulzni oksimeter.

Za svetlobni senzor smo izbrali SMD SFH 2704 fotodiodo s spektralnim območjem občutljivosti med 400 in 1100 nm. Relativna spektralna občutljivost fotodiode na izbrana svetlobna vira presega 60 %.

V vezje smo dodali belo LED diodo z enakomerno intenziteto pri širšem spektru valovnih dolžin za zmanjšanje vpliva nenadnih sprememb ambientne svetlobe. Če vsilimo konstantno svetlobo bele LED diode na svetlobno tipalo, izboljšamo zanesljivost naprave na račun kvalitete signala.

Za prikaz vrednosti smo poleg grafičnega vmesnika Arduino IDE uporabili tudi 16 segmentni LED zaslon za prikazovanje vrednosti BPM), raven SpO₂ in število zaporednih vzorcev vrednosti signala primernih za obdelavo.

Pri izboru elementov smo si pomagali s prototipiranjem na testni plošči. Odločili smo se, da naredimo tiskano vezje z uporabo tehnologije površinske montaže, saj smo morali biti pozorni na velikost vezja, ki smo ga ustavili v manjše kompaktno ohišje.

Ohišje smo oblikovali v okolju Autodesk Inventor in natisnili s 3D tiskalnikom (Slika 3). Pri oblikovanju ohišja smo se posvetili stabilizaciji prsta med merjenjem, s čimer smo zmanjšali vpliv motenj premikanja. Pri načrtovanju ohišja smo se osredotočili tudi na mobilnost in enostavnost uporabe pulznega oksimetra. Za zmanjšanje vpliva odboja svetlobe v notranjosti oksimetra smo izbrali črno barvo ohišja.



Slika 3. 3D model ohišja pulznega oksimetra. Zasnovano je kot ščipalka, ki zaobjame prst. V notranjosti ohišja so odprtine za namestitev vezja.

3 Načrtovanje pulznega oksimetra

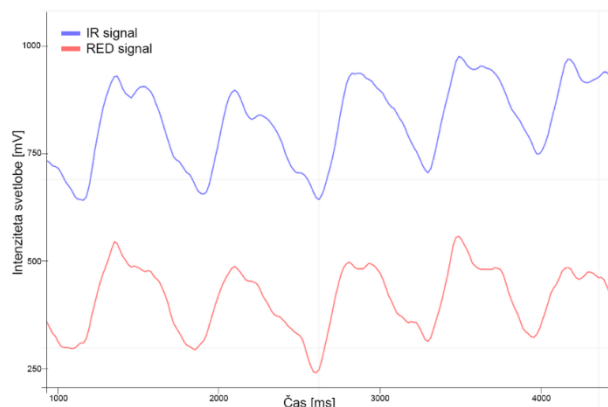
3.1 Zajem signala

Za ustrezno pridobljene številske vrednosti BPM in SpO₂ smo potrebovali pravilno obdelan surov signal, ki smo ga zajeli z 10 bitnim analogno digitalnim pretvornikom iz vezja. Glede na naravo meritve smo spremljali razlike v količini sprejete svetlobe obeh diod, kar predstavlja majhen del zajetega signala, zato je bilo potrebno nadaljnje procesiranje.

Za glajenje signala smo uporabili tekoče povprečenje, saj nam to omogoča enostavnejše načrtovanje programske kode. S spreminjanjem števila vzorcev v postopku tekočega povprečenja lahko spreminjamo faktor glajenja.

Vzorčili smo signal rdeče LED diode. Signal smo zajemali 10 ms z vzorčno frekvenco plošče in povprečje meritev shranili v FIFO register velikosti 10 vzorcev. Za vsako naslednjo meritev tako najstarejši vzorec iz registra odpade. Iz vseh vzorcev, shranjenih v registru smo izračunali povprečno vrednost. Tako smo dobili

premikajoče povprečje signala ene diode. Enak postopek smo izvedli na infrardeči LED diodi. Celotna meritev obeh signalov tako traja 20 ms. S tekočim povprečenjem smo odpravili šum, ki prihaja iz ostalih umetnih svetlobnih virov, omrežne frekvence, ambientalne svetlobe in drugih visokofrekvenčnih motenj (Slika 4).



Slika 4. Graf signala s povprečenjem intenzitete svetlobe, zajete na analognem digitalnem pretvorniku (mV) za obe diodi. Signal modre barve predstavlja intenziteto infrardeče svetlobe, signal rdeče barve pa intenziteto rdeče svetlobe.

3.2 Računanje BPM

Za računanje BPM smo potrebovali informacijo o časovnem zamiku dveh zaporednih utripov srca. Časovno razliko dveh utripov smo dobili tako, da smo poiskali vrhove signalov. Maksimalne vrednosti v določenem časovnem intervalu enega utripa smo označili z zastavicami (ang. *flags*). Interval smo sproti prilagajali trenutnem trendu utripa. Če odštejemo dva zaporedna časa zastav, dobimo čas enega utripa. Za bolj stabilno meritev smo v FIFO register shranjevali 10 zaporednih meritev. Iz registra smo nato vzeli relevantne vzorce, ki spadajo znotraj 20 % odstopanja od povprečne vrednosti vseh vzorcev registra. Z upoštevanjem relevantnih vzorcev smo izračunali povprečje časov med utripi in ga pretvorili v število utripov na minuto in sočasno izpisovali število relevantnih vzorcev kot merilo kvalitete meritev.

3.3 Računanje SpO2

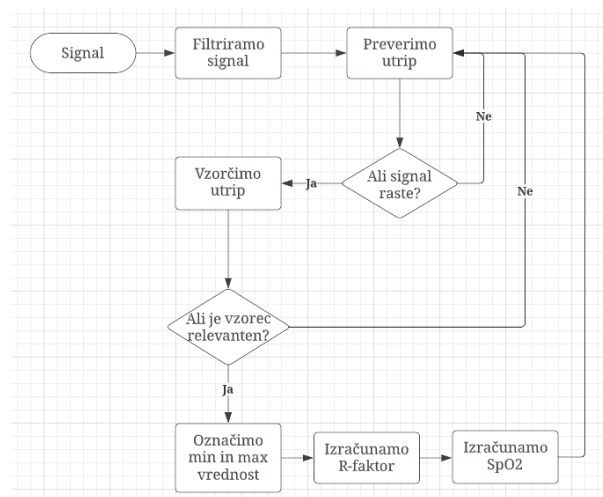
Za vrednost SpO2 smo izračunali normalizirano razmerje (*R*-faktor). Znotraj časovnega intervala enega utripa smo poiskali maksimalno in minimalno vrednost signala obeh diod, izračunali kvocient enosmerne in izmenične komponente rdeče LED diode ter postopek ponovili za infrardečo LED diodo (1). Normalizirane vrednosti kvocientov med seboj delimo. Rezultat je razmerje oksigenirane in deoksigenirane krvi ali t.i. *R*-faktor (1). Izračunano vrednost smo shranili v FIFO register, če je bil vzorec meritve BPM relevanten. Povprečje vrednosti v registru smo uporabili kot *R*-faktor v izračunu SpO2.

$$R = \frac{R}{IR} = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (1)$$

SpO2 smo izračunali po empirično pridobljeni linearni enačbi (2). Parametra *k* in *n* smo določili s kalibracijo s primerljivim oksimetrom.

$$SpO2 = k \cdot R + n \quad (2)$$

Celotni postopek je povzet v diagramu stanj (Slika 5) in se ponavlja s frekvenco 50 Hz.



Slika 5. Diagram poteka algoritma za izračun SpO2.

3.4 Prenos podatkov in vizualizacija

Za izboljšanje mobilnosti smo za pošiljanje podatkov uporabili Bluetooth povezavo. Arduino Nano 33 BLE vsebuje vgrajen Bluetooth low energy (BLE) modul, ki deluje po principu strežnik-odjemalec.

Za pošiljanje podatkov smo implementirali dva načina delovanja. Pošiljamo lahko že obdelane ali surove podatke. V prvem primeru se je računska logika izvajala na Arduino plošči. Brezžično smo prenašali samo rezultate oz. sprotno izračunane vrednosti BPM, SpO2 in število relevantnih vzorcev. V drugem primeru smo brezžično pošiljali niz surovih podatkov. Podatke smo sočasno obdelovali na vizualnem računalniškem vmesniku zgrajenem v programskem jeziku Python.

4 Preizkus merilnika

Pridobljene meritve smo primerjali s komercialnim pulznim oksimetrom za domačo uporabo Yongrow Digital Fingertip Plus Oximeter z natančnostjo do ± 1 % SpO2 in ± 2 BPM. Na kazalec ene roke smo namestili naš pulzni oksimeter, na kazalec druge roke pa instrumetrijski oksimeter. Pri primerjavi izmerjenih vrednosti smo ugotovili, da prihaja do odstopanj med merilnikoma in sicer do ± 5 BPM in ± 1 % SpO2.

Ugotovili smo, da je kvaliteta meritve močno odvisna od temperature prsta, ki je zaradi svoje perifernosti zelo temperaturno variabilen.

Kvaliteta meritev je odvisna od nenadnih sprememb svetlobe iz okolice, katerih vpliv smo zmanjšali z integracijo bele LED diode in ohišja črne barve. Med preizkušanjem smo ugotovili, da bela LED dioda zmanjša vpliv motenj iz okolice. Barva ohišja nima bistvenega vpliva na zmanjševanje motenj.

Pri obdelavi signala smo zaznali tudi problem lezenja, ki nastane zaradi motenj signala med izvajanjem meritev. Pretekle motnje signala vplivajo na trenutno izračunano vrednost, saj efektivno vrednost signala računamo s premikajočim povprečjem. Problemu lezenja bi se v prihodnosti lahko izognili z računanjem vrednosti povprečja registra, brez tekočega povprečenja.

5 Zaključek

Namen študije je bil zasnovati pulzni oksimeter za uporabo pri laboratorijskih vajah. Izdelano napravo smo primerjali s komercialnim pulznim oksimetrom in ugotovili, da so odstopanja zadovoljivo majhna. Mobilnost in enostavnost naprave smo zagotovili z brezžičnim pošiljanjem podatkov na računalnik in ustrezno zasnovo ohišja. S povprečenjem signala v FIFO registrih smo lahko izluščili uporabne vrednosti signala za nadaljnjo obdelavo in analizo rezultatov. Pulzni oksimeter deluje v skladu z želenimi zahtevami in je primeren za uporabo pri laboratorijskih vajah.

V prihodnosti bi lahko dodatno analizirali rešitve za minimizacijo vpliva svetlobe iz okolice, dodatno analizirali druge vrste filtrov in reševali problem lezenja. Za uporabo pulznega oksimetra v medicini, bi morali registrirati in verificirati instrument. V ta namen bi morali preizkusiti tudi ekstremne pogoje - meritve pri pacientih z nižjimi vrednostmi kisika v krvi. Nevarne so lahko vrednosti nižje od 90 %, saj pacient preide v stanje hipoksemije [3][4]. Taki pacienti so večinoma v klinični oskrbi in v našo študijo niso vključeni.

Literatura

- [1] A. Jubran: Pulse oximetry. *Crit Care*. 2015, 19(1): 272.
- [2] T. Tamura: Current progress of photoplethysmography and SPO2 for health monitoring. *Biomed Eng Lett*. 2019, 9(1): 21-36.
- [3] A. Zoff, A.H.A. Dugdale, S. Scarabelli, E. Rioja: Evaluation of pulse co-oximetry to determine haemoglobin saturation with oxygen and haemoglobin concentration in anaesthetized horses: a retrospective study. *Vet Anaesth Analg*. 2019, 46(4): 452-457.
- [4] J. Bach: A Quick Reference on Hypoxemia. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 2017, 47(2): 175-179.
- [5] P.D. Mannheim: The Light-Tissue Interaction of Pulse Oximetry. *Anesthesia & Analgesia*. 2007, 105(6): 10-17.
- [6] N. Mackenzie: Comparison of a pulse oximeter with an ear oximeter and an in-vitro oximeter. *J Clin Monit*. 1985, 1(3): 156-60.
- [7] Carone M, Patessio A, Appendini L, Purro A, Czernicka E, Zanaboni S, Donner CF. Comparison of invasive and noninvasive saturation monitoring in prescribing oxygen during exercise in COPD patients. *Eur Respir J*. 1997 Feb;10(2):446-51. doi: 10.1183/09031936.97.10020446. PMID: 9042647.
- [8] K.D. Torp, P. Modi, L.V. Simon: Pulse Oximetry. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. 2022.

- [9] A.M. Luks, E.R. Swenson: Pulse Oximetry for Monitoring Patients with COVID-19 at Home. Potential Pitfalls and Practical Guidance. *Ann Am Thorac Soc*. 2020, 17(9): 1040-1046.
- [10] L.J. Mengelkoch, D. Martin, J. Lawler: A review of the principles of pulse oximetry and accuracy of pulse oximeter estimates during exercise. *Phys Ther*. 1994, 74(1): 40-9.
- [11] Anastheasier, https://anaestheasier.net/breathing_equipment.html (dostopano 16. 7. 2022)