

FOTOPLETIZMOGRAFIJA

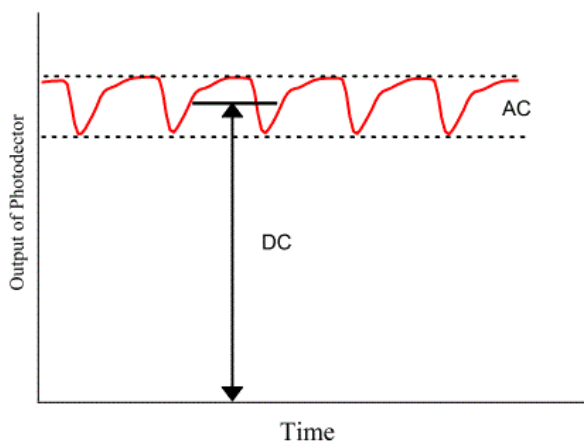
Sara Todorović, BI 5/2019,
Nikolina Živanović, BI 10/2019,
Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad
Mentori rada: Platon Sovilj, Đorđe Novaković

Kratak sadržaj – Rad uključuje simulacionu analizu, izradu i testiranje analognih modula uređaja za merenje pulsa. Uređaj omogućava neinvazivno merenje varijacija količine krvi u tkivu, korišćenjem svetlosnog izvora i detektora. U ovoj studiji izvor i detektor su smešteni sa iste strane dela tela na kojem se vrši merenje. Svetlost se sa svetlosnog izvora emituje unutar tkiva, dok se detektorom meri reflektovana svetlost. Na izlazu detektora dobija se signal koji zavisi od trenutnog stanja krvotoka, diktiranog od strane otkucaja srca. Za izradu projekta korišćen je optički senzor TCRT1000. Kako su varijacije količine krvi u tkivu povezane sa otkucajima srca, ovaj uređaj se može iskoristiti za merenje broja otkucaja srca u minuti (BPM).

Ključne reči: fotopletizmografija, pulsna oksimetrija, neinvazivno merenje, krvni pritisak, frekvencija otkucaja srca

1. UVOD

Fotopletizmografski signal (PPG), poznat i kao signal pulsnog oksimetra, jedan je od najčešće snimanih signala u kliničkoj praksi. Talasni oblik signala koji se prikazuje na modernim pulsnim oksimetrima, predstavlja pojačan i filtriran oblik signala sa izlaza svetlosnog detektora. Posmatrano fiziološki, ovaj signal je rezultat uzajamnog delovanja između respiratornog, kardiovaskularnog i autonomnog nervnog sistema. Smatra se da kardiovaskularna komponenta signala, potiče sa mesta maksimalnog pulsiranja arteriolarnih sudova, gde se pulsirajuća energija pretvara u glatki tok neposredno pre nivoa kapilara. [1] Još uvek ne postoji metoda kalibracije PPG-a. To znači da se ne mogu direktno porediti dobijeni PPG signali više osoba (npr, usled toga što ljudi imaju različite debljine prstiju, boju kože i količinu masti i mišića u njihovom tkivu).



Slika 1. Talasni oblik PPG signala [2]

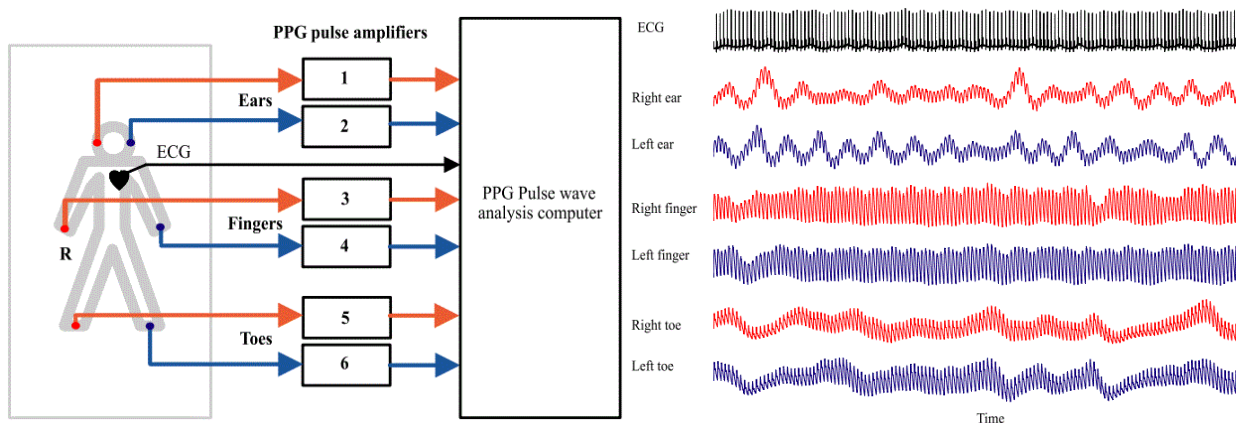
Na Slici 1. je prikazan neobrađeni deo PPG talasnog oblika. U kliničkim upotrebama, ovaj signal se uvek obrne, da bi bio usmeren kao i talasni oblik arterijskog pritiska. AC termin se odnosi na komponentu koja modulira srčanu frekvenciju, dok se DC odnosi na stalnu apsorpciju/refleksiju svetlosti od strane tkiva. Još uvek je upitno to odakle zaista treba meriti DC komponentu. U većini slučajeva se srednja vrednost određuje kao na slici, međutim korektno bi bilo uzeti i gornju graničnu vrednost (koja odgovara dijastoli). DC komponentu je potrebno potisnuti. U ovom prikazu je zanemaren protok venske krvi.

Savremeni pulsni oksimetri pored ispisivanja broja otkucaja srca u minuti takođe imaju i mogućnost prikaza zasićenosti krvi kiseonikom. U kombinaciji sa elektrokardiogramom, PPG daje odličan uvid u srčanu aritmiju. Veliki broj istraživanja se fokusira na analiziranje PPG signala upotrebom unapređenih metoda digitalne

obrade signala. Cilj kliničkih istraživača je upotreba PPG-a u raznim terapijskim intervencijama, odnosno izvlačenje korisnih informacija i terapijskih smernica iz PPG signala, koje su se ranije mogle dobiti samo pomoću invazivnih metoda merenja arterijskog pritiska. Ovaj talasni oblik se prikazuje na monitorima u operacionim salama, odeljenjima intenzivne nege, prostorijama hitne pomoći itd. Fotopletizmografija zadovoljava većinu kriterijuma za neinvazivnu tehniku površinskog merenja protoka krvi i idealna je za merenja koju traju duži vremenski period. To je tehnika koja daje signal proporcionalan promeni volumena krvi, ali ne obazbeđuje kvantitativno merenje. [3]

Veoma je značajan izbor talasne dužine izvora svetlosti. Najefikasniji izvori svetlosti su oni koji rade u crvenom spektru (talasna dužina u opsegu 600 nm do 700 nm), zbog toga što hemoglobin (najzastupljeniji protein) čija se koncentracija menja tokom vremena rasejava svetlost u ovom spektralnom opsegu. U ovom delu spektra je minimalna apsorpcija od strane pigmenta kože, hemoglobina, oksihemoglobina i bilirubina sa izuzetkom melanina. Još jedan razlog za odabir baš spektra 600 nm do 700 nm je i zato što je razlika u optičkoj gustini kože usled eritema zanemarljiva. [4] Pulsirajući protok dovodi do varijacija u svetlosti na detektoru na površini kože, ali je pulsirajuća (AC) komponenta nezavisna od talasne dužine na opsegu 660 nm do 805 nm. Iako pulsirajuća komponenta ne zahteva striktno uzak spektralni oseg, niskofrekventne komponente se bolje detektuju upotrebom izvora svetlosti talasne dužine 600 nm do 700 nm. Veliki deo kože ima malu pulsirajuću komponentu, ali je prekapilarna aktivnost svuda prisutna. [5]

Sposobnost reprodukovanja je veoma važna u elektrofiziološkim merenjima. Mnogo faktora utiče na perpoducibilnost, uključujući način postavljanja elektrode na tkivo, pritisak na intefeksu između kože i elektrode, širina propusnog opsega (bandwidth) pojačavača AC komponente signala, minimizacija artefakta pokreta, držanje i relaksiranost ispitanika, njegovo disanje, budnost, temperatura u prostoriji i aklimatizacija. Ne postoje međunarodno priznati standardi propisani za kliničko PPG merenje.



Slika 2. Multi-bilateralna fotopletizmografija [6]

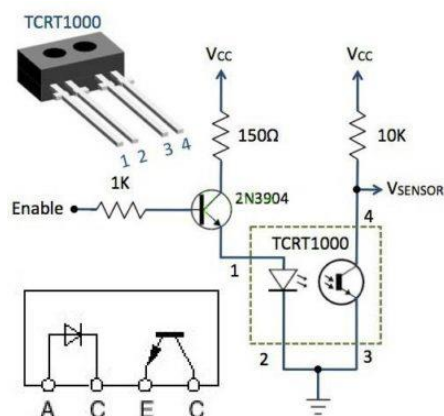
Na slici 2. (levo) prikazan je šestokanalni PPG sistem, koji omogućava poređenje prikupljenih signala sa različitih strana i delova tela. Na slici 2. (desno) su prikazani primeri snimanja dobijeni sa različitih delova tela. Postoje značajne sličnosti između signala dobijenih sa različitih strana tela. Međutim, postoje znatne razlike između snimala sa proksimalnih i distalnih delova tela. Smanjeno podudaranje signala sa leve i desne strane na visokim i niskim učestanostima se javlja kod pacijenata sa vaskularnim bolestima i autonomnom disfunkcijom.

2. PRAKTIČNA RELIZACIJA UREĐAJA

Projekat se zasniva na principu fotopletizmografije, neinvazivnoj tehnici merenja varijacije količine krvi u tkivima upotrebom svetlosnog izvora i detektora, postavljenih sa iste strane dela tela na kojem se vrši merenje. Na detektoru se dobija pulsirajući signal, koji zavisi od pulsirajućeg protoka krvi, usled otkucaja srca.

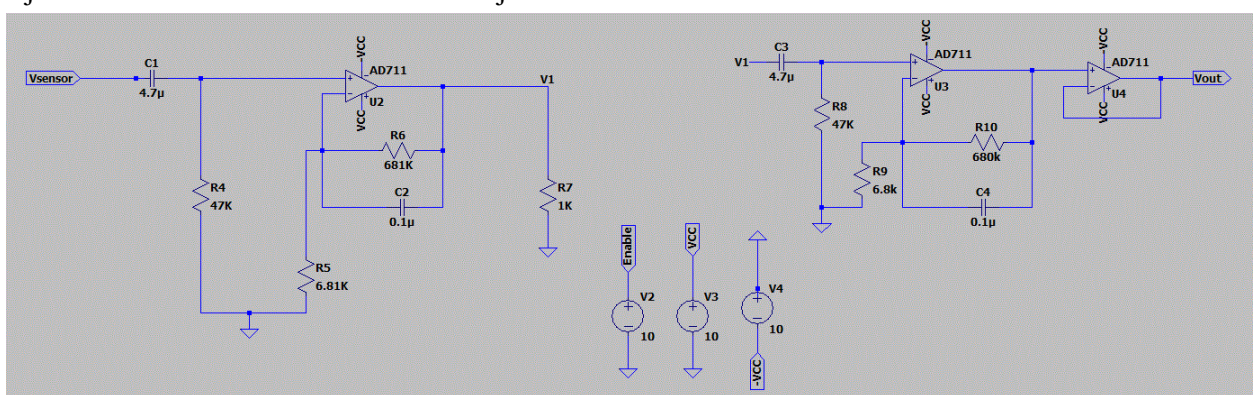
2.1. Električno kolo

Za izradu projekta je iskorišćen senzor TCRT1000 (reflektivni optički senzor), koji se sastoji iz infracrvenog svetlosnog izvora i fototranzistora, koji su postavljeni unutar kućišta koje ima funkciju da minimizuje uticaj spoljašnje svetlosti. Prst se postavlja na senzor, a fototranzistor meri količinu reflektovane svetlosti od prst (kada se merenje vrši na prstu, amplituda i kvalitet signala bivaju mnogo veći [7]).



Slika 3. Izgled optičkog senzora TCRT1000 i šema njegovog povezivanja

Na Slici 3. je prikazan TCRT1000 senzor. Izlaz senzora je periodični elektrofiziološki signal koji odgovara malim varijacijama reflektovane svetlosti, usled pulsirajućeg volumena krvi unutar prsta. Dakle, odatle sledi da je izlaz senzora sinhronizovan sa otkucajima srca.

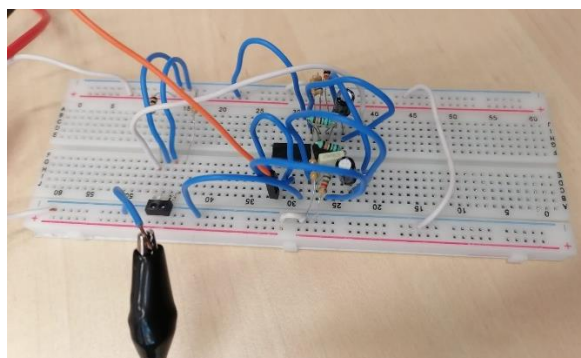


Slika 3. Šema kondicionerskog kola realizovana u LTSpice-u

Na Slici 3. je prikazana šema kondicionerskog kola. Funkcija kondicionerskog kola je potisne dominantnu DC komponentu i pojača AC komponentu koja nosi željene informacije. Ono se sastoji iz dva stepena, gde svaki stepen predstavlja kombinaciju visokopropusnog (HP) i niskopropusnog (LP) filtra. Izlazni signal senzora se dovodi na ulaz prvog stepena kondicionera. Prvo se propušta kroz pasivni HP filter (RC kolo), granične učestanosti 0,7 Hz, da bi se potisnula DC komponenta. Zatim se propušta kroz aktivni LP filter granične učestanosti 2,34 Hz i pojačanja 101. Izlaz prvog stepena kondicionera se dovodi na ulaz drugog stepena. Drugi stepen omogućava dodatno filtriranje signala i pojačanje korisne komponente (pojačanje i granične učestanosti su isti kao i kod prvog stepena). Nakon drugog stepena kondicioniranja, ukupno pojačanje je 10201. Na kraju drugog stepena se nalazi bafer, koji smanjuje izlaznu impedansu. Dva stepena kondicioniranja pretvaraju ulazni PPG signal u impulse sinhronne sa otkucajima srca. Pomoću frekvencije izlaznog signala (f) lako se određuje broj otkucaja srca u minuti (BPM):

$$BPM = 60 * f \quad (1)$$

Operacioni pojačavač korišćen u projektu je LM324n. Na Slici 4. je prikazano električno kolo fotopletizmografa realizovano na protobordu.



Slika 4. Električno kolo za merenje pulsa na protoborbu

2.2. Rezultati testiranja

Rezultati testiranja kola su prikazani na Slici 5.



Slika 5. Rezultati testiranja električnog kola fotopletizmografa

Na slici su talasni oblici predstavljeni sa različitim vremenskim i amplitudskim rezolucijama. Ako se posmatraju dobijeni talasni oblici, sa grafika se mogu odrediti amplituda i frekvencija rezultujućih signala. Na prvom grafiku (gore levo) amplituda i frekvencija dobijenog signala su redom 4V i 0,83 Hz, a na osnovu jednačine (1) broj otkucaja srca u minuti (BPM) iznosi 50. Na sledećem grafiku (gore desno) amplituda i frekvencija dobijenog signala su 1,2 V i 1,42 Hz respektivno, odnosno BPM=85. Naredni grafik (dole levo) ukazuje na amplitudu 4 V i frekvenciju 1,53 Hz, odnosno BPM od 92 otkucaja u minuti. Na poslednjem grafiku (dole desno), amplituda iznosi oko 4V a frekvencija oko 1,53 Hz, samim tim BPM iznosi 92 otkucaja u minuti. Dobijene amplitude su veoma zavisne od kvaliteta ostvarenog kontakta između prsta i senzora, kao i od zaklonjenosti senzora od uticaja spoljašnjeg osvetljenja, stoga bi najbolje bilo da uređaj bude enkapsuliran.

3. PRIMENA UREĐAJA

PPG ima veliku primenu u kliničke svrhe, gde se ubrajaju: fiziološki monitoring (zasićenost krvi kiseonikom, frekvencija otkucaja srca, minutni volumen srca i respiracija), provera stanja vaskularnog sistema (arterijske bolesti, arterijska prilagodljivost, vazoplastična stanja itd.) i funkcionalnost autonomnog sistema (vazomotorna funkcija, termoregulacija, krvni pritisak i varijabilnost frekvencije otkucaja srca, ortostatska netolerancija, neurologija i druge procene kardiovaskularnog varijabiliteta). [6] Ranija detekcija parametara PPG signala je od velikog značaja, zbog detektovanja kardiovaskularnih bolesti. U ovoj sekciji će biti obrađene neke od primena PPG metode merenja u medicini, kao i njena nadogradnja i potencijalna upotreba.

3.1. Zasićenost krvi kiseonikom

Metoda za merenje zasićenosti krvi kiseonikom se naziva pulsna oksimetrija. Oslanja se na PPG merenja, da bi se odredila zasićenost arterijske krvi kiseonikom (SpO_2) kao i frekvencija okucanja srca. SpO_2 može da se odredi na sledeći način: primenjuju se dva svetlosna izvora, jedan iz crvenog a drugi iz infracrvenog spektra, sa veoma malom međusobnom razlikom talasnih dužina. Amplitude oba svetlosna signala su osetljive na promene SpO_2 , zbog razlicite apsorpcije HbO_2 i Hb na ove dve talasne dužine. Na osnovu odnosa njihovih amplituda i odgovarajućih DC komponenti, može se proceniti SpO_2 : [8]

$$SpO_2 = \frac{f(AC_{red}/DC_{red})}{(AC_{infrared}/DC_{infrared})} \quad (2)$$

Gde je f kalibraciona konstanta koju definiše proizvođač.

Danas su razvijeni razni napredni algoritmi u svrhu eliminisanja problema artefakata pomeranja.

3.2. Frekvencija otkucaja srca

Frekvencija srca je veoma važan parametar u medicini. Kako je AC komponenta PPG signala sinhronizovana sa otkucajima srca, odatle se lako može odrediti frekvencija otkucaja srca. Kod pulsog oksimetra se ova informacija ispisuje zajedno sa nivoom SpO₂. Međutim, pouzdanost ovog parametra nije velika, jer u slučaju artefakata pomeranja ili srčanih aritmija pouzdanost znatno opada.

3.3. Krvni pritisak

Jedan od neinvazivnih načina za merenje pritiska je uz pomoć finapresa. Ovo je tehnika merenja talasnog oblika arterijskog pritiska na prstu. Koristi se manžetna za prste sa ugrađenim PPG senzorom. Prečnik arterije prsta ispod manžetne se održava konstantnim, dok se tokom srčanog ciklusa dešavaju promene intraarterijskog pritiska. [9] [10]

3.4. Minutni volumen srca

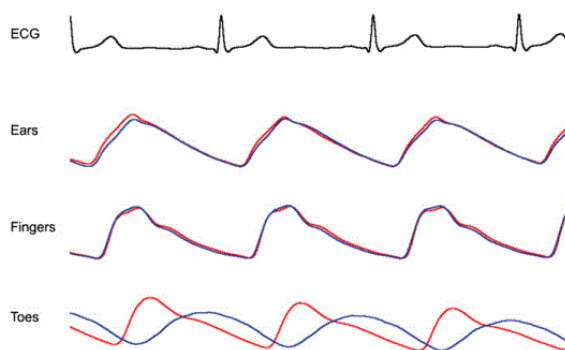
To je količina krvi koju srce ispumpa za 1 minut. Kod odrasle osobe u mirovanju isnosi oko 5 l/min. Na osnovu PPG-a može da se proceni udarni volumen (količina krvi koju srce ispumpa u toku jedne sistole), pa se samim tim jednostavno određuje minutni volumen srca kao proizvod udarnog volumena i frekvencije otkucaja srca.

3.5. Respiracija

Fiziološko praćenje brzine disanja je važno u kliničkoj praksi, uključujući neonatalnu negu, kao i pri anesteziji. Disanje izaziva varijacije u perifernom krvotoku, omogućavajući na taj način praćenje disanja pomoću PPG senzora pričvršćenog na kožu. [6] [11] Nivo respiracije je broj udaha tokom jednog minuta, prilikom odmora. [12] Može se proceniti na osnovu PPG signala na tri načina: 1) amplituda signala se menja usled fleksibilnosti krvnih sudova, 2) menja se anvelopa signala i 3) Opadanje intratorakalnog pritiska, koje može da dovede do povećanog venskog odziva tokom udaha. [13] PPG može da se iskoristi za identifikaciju trenda disanja u fiziološkim signalima. [14]. Tri veličine vezane za disanje mogu da se ekstrahuju iz PPG signala: frekvencija, intenzitet i amplituda. [15]

3.6. Arterijsko oboljenje

U perifernoj cirkulaciji arterioskleroza može dovesti do bola u nogama tokom vežbanja, mirovanja i do oštećenja tkiva u vidu ishemijske ulceracije ili gangrene. [6]



Slika 6. Uočavanje arterijskog oboljenja pomoću PPG-a [6]

Na slici 6. je prikazan primer bilateralnih PPG snimaka na različitim delovima tela, pacijenta sa unilateralnom okluzivnom bolešću arterijskih perifernih sudova donjeg ekstremiteta, u trajanju od 5 s. Uočava se relativno kašnjenje između nogu, kao i smanjenje amplitude signala sa stopala obolele strane. Podudaranje signala na ušima i na prstima, ukazuje da u proksimalnim delovima tela nije uznapredovala bolest.

3.6. Procena hipertenzije

Hipertenzija predstavlja povišen krvni pritisak. Procena krvnog pritiska može da se vrši na osnovu PPG signala zasebno, ili u kombinaciji sa drugim kardiovaskularnim merenjima. Postoje dve različite teorije za procenu krvnog pritiska na osnovu PPG-a, to su na osnovu teorije talasne morfologije i talasne propagacije. Istraživanje koje se bazira na teoriji talasne morfologije se oslanja na parametre izvučene iz PPG talasnog oblika. Istraživanje koje se bazira na teoriji talasne propagacije se oslanja na kašnjenja između nekoliko impulsnih signala. Međutim, razvijanje neinvazivne metode estimacije krvnog pritiska je još uvek izazovan posao. [16] [17] [18] [19] [20]

4. ZAKLJUČAK

Fotopletizmografija, kao neinvazivna metoda merenja, ima razne primene u modernim fiziološkim i kliničkim istraživanjima. Dobijeni signal sadrži informacije o: frekvenciji rada srca, funkcionalnosti autonomnog nervnog sistema itd. Još uvek je u toku razvoj algoritma za obradu PPG signala, tako da se omogućiti ekstrakovanje što više informacija iz njih.

5. LITERATURA

- [1] Spigulis J. Optical noninvasive monitoring of skin blood pulsations. *Appl Opt* 2005;44(10):1850e7.
- [2] Alian, A. A., & Shelley, K. H. (2014). Photoplethysmography. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28(4), 395–406. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.08.006>
- [3] J.C. de Trafford and K. Lafferty, What does photoplethysmography measure? *Med. Biol. Eng. Comput.* 22 (1984) 479-480.
- [4] R.J. Anderson, J. Hu and J.A. Parrish, Optical radiation transfer in human skin and applications 'in vivo' remittance spectroscopy, in: *Bioengineering and the Skin*, eds. R. Marks and P.A. Payne, pp. 253-266 (MTP Press, Lancaster, 1981).
- [5] Kamal, A., Harness, J., Irving, G., & Mearns, A. (1989). Skin photoplethysmography — a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 28(4), 257–269. [https://doi.org/10.1016/0169-2607\(89\)90159-4](https://doi.org/10.1016/0169-2607(89)90159-4)
- [6] Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3), R1–R39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/r01>
- [7] Lindberg, L. G., Tamura, T., & Öberg, P. (1991). Photoplethysmography. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 29(1), 40–47. <https://doi.org/10.1007/bf02446294>
- [8] Sahni, R. (2012). Noninvasive Monitoring by Photoplethysmography. *Clinics in Perinatology*, 39(3), 573–583. <https://doi.org/10.1016/j.clp.2012.06.012>
- [9] Waldron, M., David Patterson, S., & Jeffries, O. (2017). Inter-Day Reliability of Finapres® Cardiovascular Measurements During Rest and Exercise. *Sports Medicine International Open*, 02(01), E9–E15. <https://doi.org/10.1055/s-0043-122081>
- [10] Truijen J, van Lieshout J J, Wesselink W A, Westerhof B E. Noninvasive continuous hemodynamic monitoring. *J Clin Monit Comput.* 2012;26:267–278.
- [11] Reşit Kavsaoğlu A, Polat K, Recep Bozkurt M. A novel feature ranking algorithm for biometric recognition with PPG signals. *Comput Biol Med* 2014;49:1–14. [PubMed: 24705467]
- [12] Ghamari, M. (2018). A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, 4(4). <https://doi.org/10.15406/ijbsbe.2018.04.00125>
- [13] Sazonov E, Neuman MR. *Wearable sensors: fundamentals, implementation and applications*. San Diego: Academic Press, 2014.
- [14] Madhav KV, Ram MR, Krishna EH, et al. Estimation of respiration rate from ECG, BP and PPG signals using empirical mode decomposition. *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference*. 2011:1–4.
- [15] Karlen W, Raman S, Ansermino JM, et al. Multiparameter Respiratory Rate Estimation From the photoplethysmogram. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013;60(7): 1946–1953. [PubMed: 23399950]
- [16] Zheng, Y., Poon, C. C. Y., Yan, B. P. & Lau, J. Y. W. Pulse arrival time based cuff-less and 24-H Wearable blood pressure monitoring and its diagnostic value in hypertension. *J. Med. Syst.* 40, 195, <https://doi.org/10.1007/s10916-016-0558-6> (2016)
- [17] McCombie, D. B., Shaltis, P. A., Reisner, A. T. & Asada, H. H. Adaptive hydrostatic blood pressure calibration: Development of a wearable, autonomous pulse wave velocity blood pressure monitor. In *The 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 370–373 (IEEE, Lyon, France, 2007).
- [18] Thomas, S. S. et al. Demonstration abstract: BioWatch—A wrist watch based physiological signal acquisition system. In *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* 2286–2289 (IEEE, Berlin, Germany, 2014) <https://doi.org/10.1109/IPSNS.2014.6846797>
- [19] Ruiz-Rodríguez, J. C. et al. Innovative continuous non-invasive cuffless blood pressure monitoring based on photoplethysmography technology. *Intensive Care Med.* 39, 1618–1625, <https://doi.org/10.1007/s00134-013-2964-2> (2013).

[20] Elgendi, M., Fletcher, R., Liang, Y., Howard, N., Lovell, N. H., Abbott, D., Lim, K., & Ward, R. (2019). The use of photoplethysmography for assessing hypertension. Npj Digital Medicine, 2(1). <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0136-7>

NAPOMENA

Za proveru rada datuma 20.07.2022. korišten je softver/sajt <https://www.check-plagiarism.com/> za detekciju plagijarizma, koji je ustanovio da u radu ne postoji plagijarizam.

Kratka biografija:



Sara Todorović rođena je u Novom Sadu 2000. god. Završila je srednju elektrotehničku školu “Mihajlo Pupin” u Novom Sadu 2019.god. Student je 3. godine studijskog programa Biomedicinsko inženjerstvo.



Nikolina Živanović rođena je u Zvorniku 2000. god. Završila je srednju elektrotehničku školu u Srednjoškolskom centru “Bratunac” u Bratuncu 2019.god. Student je 3. godine studijskog programa Biomedicinsko inženjerstvo.