

## ELEKTROOKULOGRAFIJA – PRAKTIČNA REALIZACIJA

Aleksandra Đorđević, BI 23/19 *Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad*

Anđela Lakić, BI 20/19 *Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad*

Mentori rada: Platon Sovilj, Đorđe Novaković

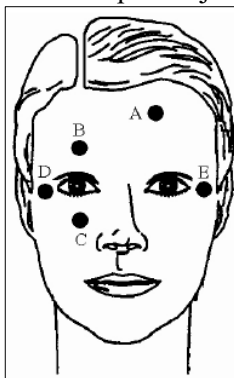
**Kratak sadržaj** – *Elektrookulografija (EOG) je rezultat merenja stalnog potencijala između retine i rožnjače, koji je proporcionalan vertikalnim i horizontalnim pokretima očiju. U ovom radu je predstavljen dizajn i implementacija elektrookulograma, tj. hardver za akviziciju EOG signala. Oko se može modelovati kao dipol sa pozitivnim polom na rožnjači i negativnim na retini. Pod pretpostavkom da je stabilna razlika potencijala korneo-retine, oko je izvor stalnog električnog potencijalnog polja. Električni signal koji se može izmeriti iz ovog polja naziva se elektrookulogram (EOG). Ako se oko pomeri od središnjeg položaja prema periferiji, mrežnica se približava jednoj elektrodi dok kornea prilazi suprotnoj. Ova promena u dipolnoj orijentaciji uzrokuje promenu električnog potencijala polja, a time i izmerene amplitude EOG signala. Analizirajući ove promene, mogu se pratiti pokreti očiju. EOG obično pokazuje amplitude signala u rasponu od 5  $\mu V$  do 20  $\mu V$  po stepenu, frekvencijskog opsega između 0 Hz i 15-30 Hz [1].*

**Ključne reči:** elektrookulogram, hardver za akviziciju signala, elektrode

### 1. UVOD

Specifični obrasci pokreta koje naše oči izvode dok izvodimo aktivnosti imaju potencijal da otkriju mnogo o samoj aktivnosti – nezavisno od toga u šta gledamo. Ovo uključuje informacije o vizuelnim radnjama, kao što je na primer čitanje, zatim, informacije o pretežno fizičkim aktivnostima, kao što je vožnja automobila, ali i kognitivne procese vizuelne percepcije, kao što je pažnja ili određivanje istaknutosti [1].

Kako koristimo oči u gotovo svemu što činimo, moguće je da pokreti očiju budu korisne informacije za prepoznavanje aktivnosti. Pored toga ova metoda je jako jeftina, kompjuterski nezahtevna i može se implementirati korišćenjem nosivih senzora. EOG omogućava dobar pristup licu, ima dobru tačnost i rezoluciju, kao i veliki opseg pokreta oka i radi u realnom vremenu. Kod EOG-a postoje dve signalne komponente (EOG<sub>h</sub> i EOG<sub>v</sub>), koje odgovaraju dvema komponentama pokreta - horizontalnoj i vertikalnoj [1]. Elektrookulogram se snima pomoću pet elektroda postavljenih oko očiju, kao što je prikazano na slici 1.



Slika 1. Pozicije elektroda pri snimanju EOG signala

EOG signali se dobijaju postavljanjem dve elektrode, desno i levo od spoljašnjeg ugla oka (D-E), čime se detektuje horizontalno kretanje i postavljanjem još jedanog para iznad i ispod oka za detekciju vertikalnih pokreta (B-C). Referentna elektroda se postavlja na čelo (A). EOG signal se za svaki stepen pokreta oka menja za otprilike 20 mV. On predstavlja rezultat niza faktora, uključujući rotaciju i kretanje očne jabučice, kretanje očnih kapaka, različitih izvora artefakata kao što je na primer EEG, postavljanja elektroda, pokreta glave, uticaja osvetljenja, itd. Shodno prethodno nabrojanom neophodno je eliminisati promjenjivi potencijal mirovanja, jer se ova vrednost menja. Da bismo izbegli ovaj problem koristi se diferencijalni pojačavac sa visokim pojačanjem, zajedno sa visokopropusnim filterom sa graničnom frekvencijom od 0,01 Hz i niskopropusnim filtrom sa graničnom frekvencijom od 15 Hz. Takođe, koriste se i srebro – srebrohloridne elektrode za spoljašnje snimanje [2].

EOG signali su se već koristili za izvršavanje *hands-free* operacija statičkog HCI-ja (*human-computer* i *human-robot* interfejs). EOG-bazirani interfejsi razvijeni su i za rad asistivnih robota ili se koriste pri kontroli električnih invalidskih kolica. Namenjeno je da ovakve sisteme koriste osobe sa fizičkim invaliditetom, odnosno osobe koje imaju ekstremno ograničenu pokretljivost, ali i dalje imaju sposobnost pokretanja očiju [1]. Takođe se koristi za određivanje faze spavanja posmatranjem brze orijentacije oka pacijenata sa poremećajima spavanja. Koristi se prilikom proučavanja nistagmusa, tj. brzog, nehotičnog oscilovanja očnih jabučica, na primer, kod pacijenata koji boluju od vrtoglavice i nesvestice. U zadnje vreme se koristi u okruženjima virtuelne stvarnosti gde može biti potreban za uređaje za praćenje očiju.

EOG signali mogu biti oštećeni šumovima, koji dolaze iz različitih izvora, kao što su gradska mreža, samo merno kolo, ometajući pozadinski signali, elektrode (smetnje usled polarizacije elektroda) i žice ili signali nekih fizioloških izvora kao što su elektromiografski (EMG) signali. Osim toga, istovremena fizička aktivnost može uzrokovati elektrode da izgube kontakt ili da se pomaknu po koži, što izaziva dodatne smetnje. Takođe, signal može sadržati i jednosmernu komponentu [2].

Na osnovu [3,4] u ovom radu je prikazan jedan od mogućih načina implementacije sistema za akviziciju EOG signala na protobordu.

## 2. MATERIJALI I METODE IMPLEMENTACIJE

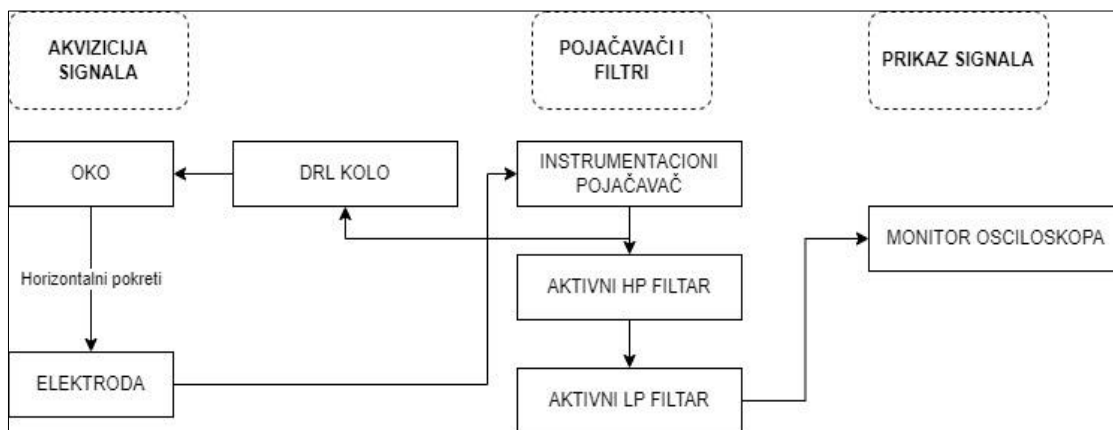
### 2.1. Blok dijagram

Na slici 2 prikazan je interfejs, koji se sastoji iz tri dela: akvizicija EOG signala, pojačanje i filtriranje, i prikazivanje signala.

Akvizicija signala: Detekcija horizontalnih pokreta vrši se pomoću 2 merne elektrode i jedne referentne. Akvizicija signala vrši se jednokanalnim modulom.

Pojačanje i filtriranje: Smatra se da EOG signal ima frekvencijski opseg od 0 Hz do 15 Hz. Kako bismo dobili precizan EOG signal, neophodno je realizovati aktivne HP (*high-pass*) i LP (*low-pass*) filtre, tako da dobijamo BP (*bandpass*) filter, odnosno graničnu frekvenciju LP filtra treba postaviti na 15 Hz, a graničnu frekvenciju HP filtra treba postaviti na 10 mHz.

Prikaz signala: Analogni izlaz EOG signala iz filtra prikazuje se na monitoru osciloskopa.



Slika 2. Prikaz blok dijagrama realizacije elektrookulografije

### 2.2. Potrebne komponente

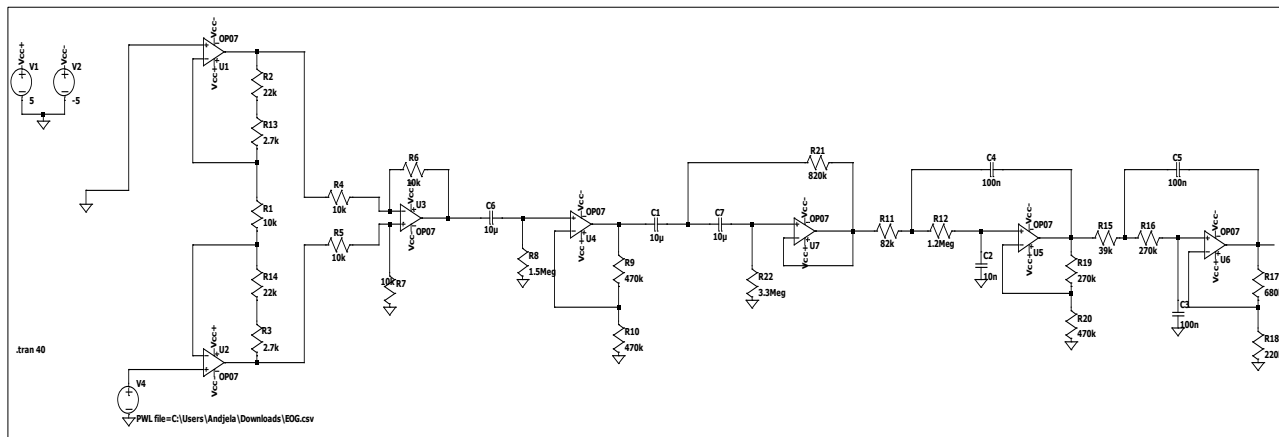
Naziv komponente	Količina
<b>Instrumentacioni pojačavač INA 122P</b>	1
<b>Operacioni pojačavač OP 07CP</b>	3
<b>Operacioni pojačavač LM324N</b>	1
<b>Otpornici</b>	20
<b>Kondenzatori</b>	8
<b>Baterija 9 V</b>	2
<b>Protobord</b>	1

Tabela 1. Potrebne komponente za izradu EOG-a

U tabeli 1 se nalazi spisak komponenti potrebnih za realizaciju sistema. Pored navedenih komponenti korišćene su tri elektrode i žica.

## 2.3. Metodologija akvizicije EOG signala

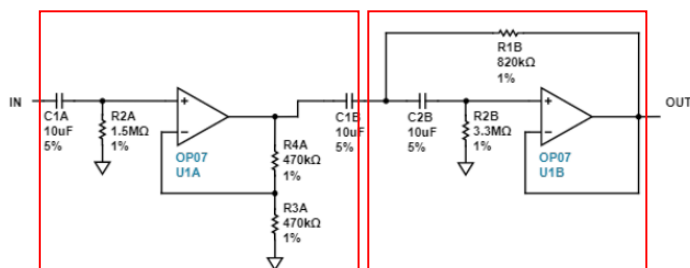
Pre praktične realizacije, projektovane su šeme kola u LT-Spice programu, dok je za dizajn aktivnih HP i LP filtera korišćen Analog Filter Wizard. Na slici 3 predstavljena je prvobitna šema u LT-Spice-u, koja se sastoji iz tri stepena. Kolo se napaja baterijama od 9 V.



Slika 3. Prikaz prve verzije šeme u LTSpice-u

Prvi stepen predstavlja instrumentacioni pojačavač, sastavljen od dva neinvertujuća (prvi stepen) i diferencijalnog pojačavača (drugi stepen). Rešava problem male ulazne impedanse diferencijalnog pojačavača, odnosno elektrode koje se priključuju na pacijenta neće uticati na vrednost pojačanja ovog pojačavača. Diferencijalni pojačavač eliminiše signal zajedničkog moda koji je bio propušten od strane prvog stepena. Instrumentacioni pojačavač ima osobinu da potiskuje zajednički napon, a smetnje koje dolaze spolja (najčešća smetnja je elektrodistributivna mreža, 50 Hz) se prilikom merenja upravo pojavljuju kao zajednički napon.

Drugi stepen predstavlja aktivni HP filter, rađen iz dva stepena, prvi je baferovan RC prvog reda, a drugi je u *Sallen Key* topologiji i drugog je reda. Ovaj filter dobro potiskuje napon koji potiče od polarizacije elektroda. Njegova granična frekvencija postavljenja je na 10 mHz. Filter je prikazan na slici 4, a njegova karakteristika na slici 5.



Slika 4. Izgled HP filtra

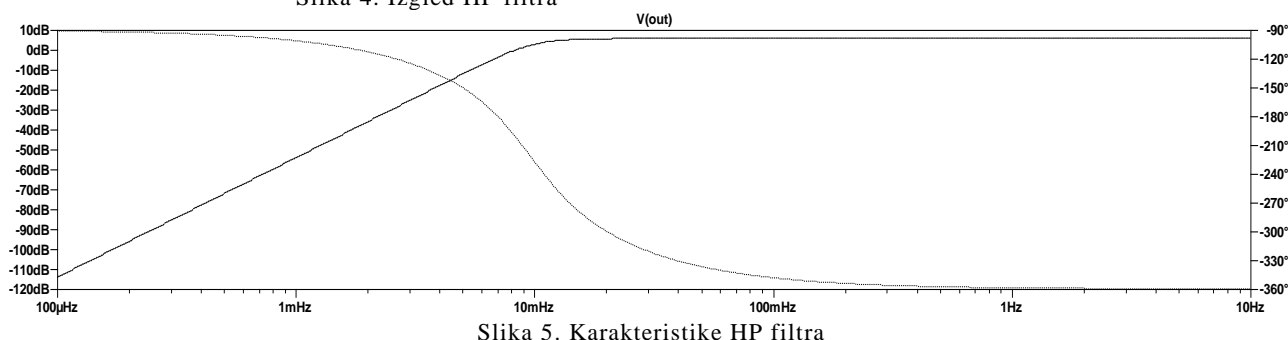
Pojačanje prvog dela:

$$A = 1 + \frac{470 \text{ k}\Omega}{470 \text{ k}\Omega} = 2$$

Pojačanje drugog dela:

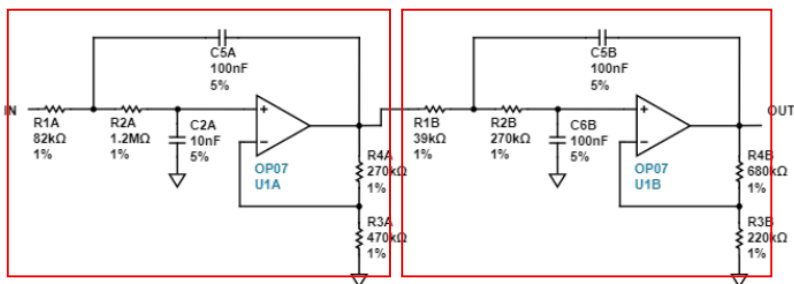
$$A = 1$$

Ukupno pojačanje HP filtra je 2.



Slika 5. Karakteristike HP filtra

Treći stepen predstavlja aktivni LP filter, rađen u *Sallen Key* topologiji iz dva stepena, oba drugog reda. Da bi se sprečila pojava preklapanja spektra zbog prisustva visoko frekventnih signala (ALIASING), spektar signala se pre diskretizacije ograničava propuštanjem kroz analogni niskofrekventni filter. Uloga ovog filtera je da smanji snagu ulaznog signala, ali i da potisne smetnje koje potiču od elektromagnetskih polja visokih frekvencija. Njegova granična frekvencija je postavljena na 15 Hz. Filter je prikazan na slici 6, a njegova karakteristika na slici 7.



Slika 6. Izgled LP filtra

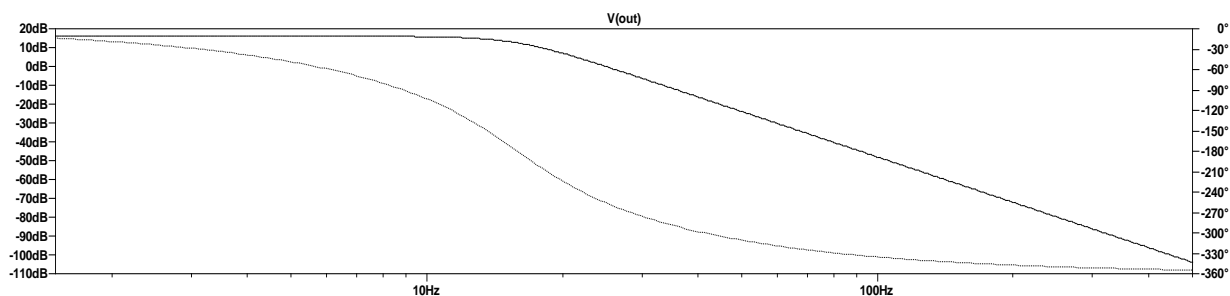
Pojačanje prvog dela:

$$A = 1 + \frac{270 \text{ k}\Omega}{470 \text{ k}\Omega} \approx 1,57$$

Pojačanje drugog dela:

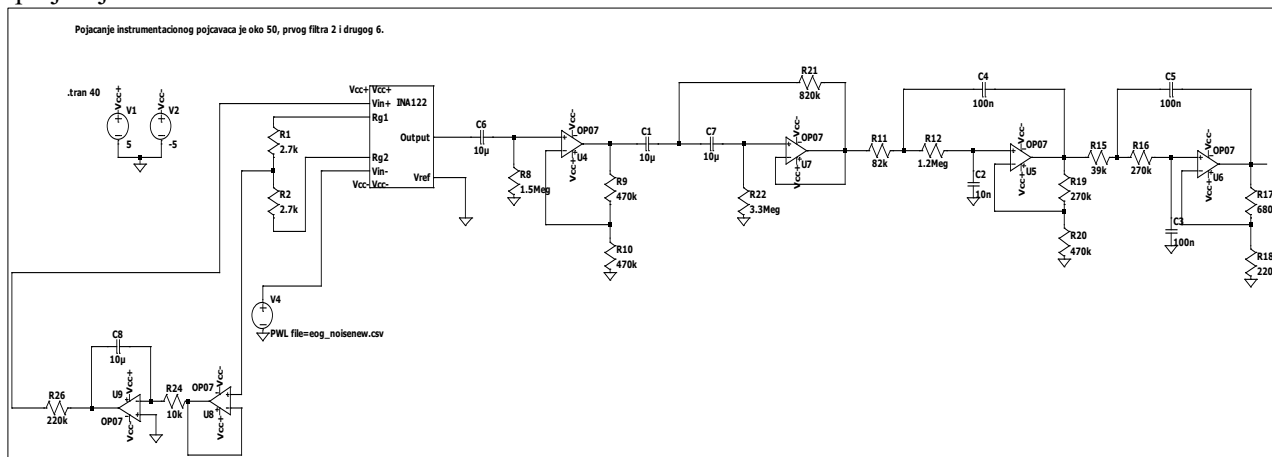
$$A = 1 + \frac{680 \text{ k}\Omega}{220 \text{ k}\Omega} \approx 4,09$$

Ukupno pojačanje LP filtra je približno jednako 6,42.



Slika 7. Karakteristike LP filtra

Kako na izlazu nismo dobijali željeni signal, šema je modifikovana u cilju smanjenja uticaja spoljašnje sredine. Modifikovana šema se nalazi na slici 8.



Slika 8. Prikaz finalne šeme u LT-Spice-u

Sada prvi stepen predstavlja DRL (*driven right leg*) kolo, čiji je cilj da anulira zajednički napon. Ovo kolo se sastoji iz bafera i integratora. Na ulazu u instrumentacioni pojačavač imamo redno vezana dva identična otpornika, koji podešavaju diferencijalno pojačanje instrumentacionog pojačavača. Na spoju ta dva otpornika imamo zajednički napon koji se dobija kao aritmetička sredina napona koji imamo na + i - ulazu. Takav napon prolazi kroz bafer, koji ga dalje šalje ka integratoru, koji će imati pojačanje -1, i to se prenosi na čelo pacijenta. Bafer koristimo jer on ne povlači nikakvu struju i samim tim ne remeti tačnu vrednost napona već ga samo prenosi na svoj izlaz. Integrator se koristi za uobličavanje naponskog signala, odnosno dobijanje talasnih oblika koje je veoma teško generisati analognim putem, ali je zato relativno jednostavno generisati njihove integrale.

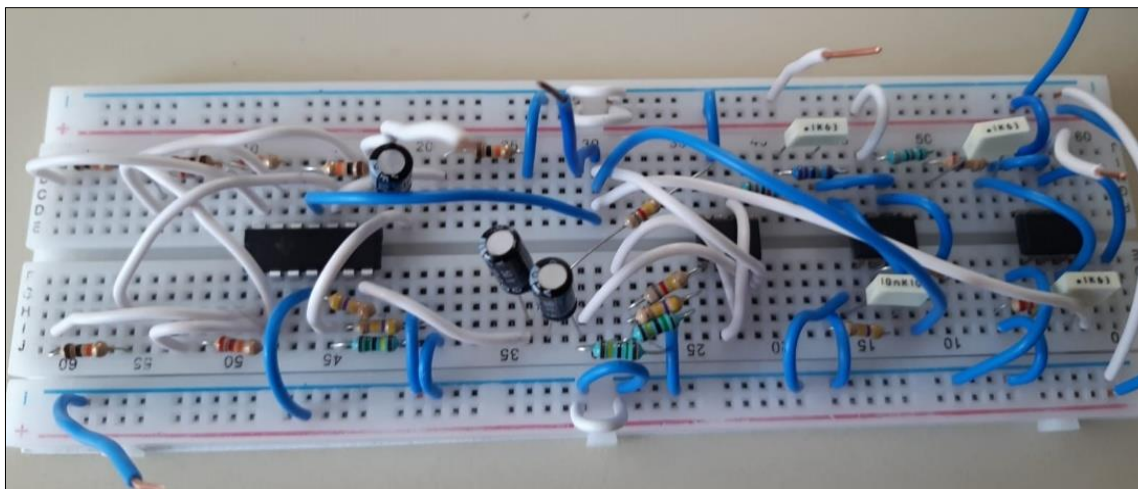
Drugi stepen i dalje predstavlja instrumentacioni pojačavač, ali je ovog puta korišćena gotova komponenta. Instrumentacione pojačavače odlikuje dobar CMRR (faktor potiskivanja zajedničkog napona) u odnosu na klasične diferencijalne pojačavače. Na CMRR veoma utiču tolerancije otpornika koji se nalaze u kućištu, a kako se sami pojačavači izrađuju preciznim laserima, omogućena je izrada otpornika veoma niskih tolerancija. Takav CMRR odnos nije moguće dostići primenom diskretnih operacionih pojačavača i otpornika. CMRR kod korištenog INA122P instrumentacionog pojačavača je tipično 96 dB. Instrumentacioni pojačavači omogućavaju regulaciju pojačanja u zavisnosti od vrednosti otpornika Rg. Pojačanje INA122P računa se kao u jednačini (1):

$$A = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_g} \quad (1)$$

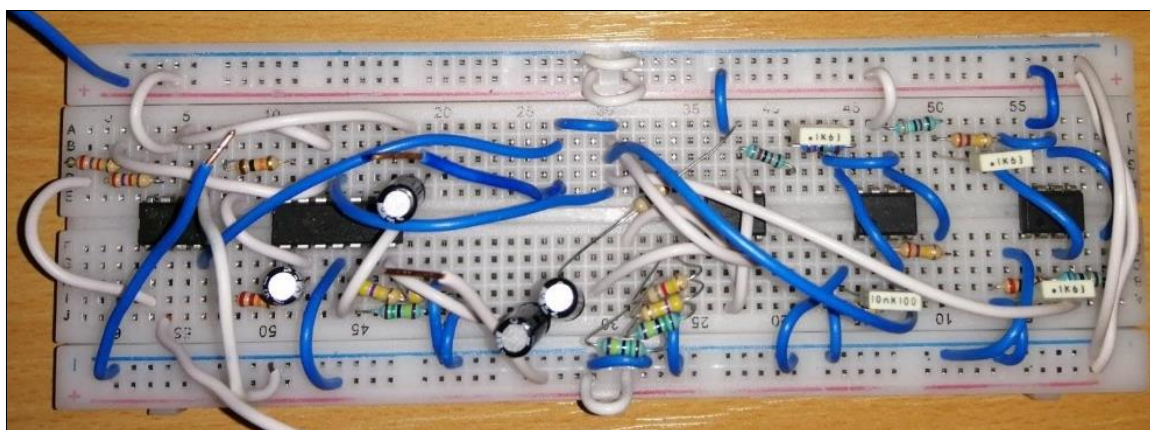
Za vrednost otpornika  $R_g$  smo uzeli  $5,4\text{ k}\Omega$ , pa je pojačanje približno 42. Ukupno pojačanje čitavog kola je oko 540.

## 2.4. Praktična realizacija

Izgled prvobitnog i modifikovanog kola su na slikama 9 i 10.



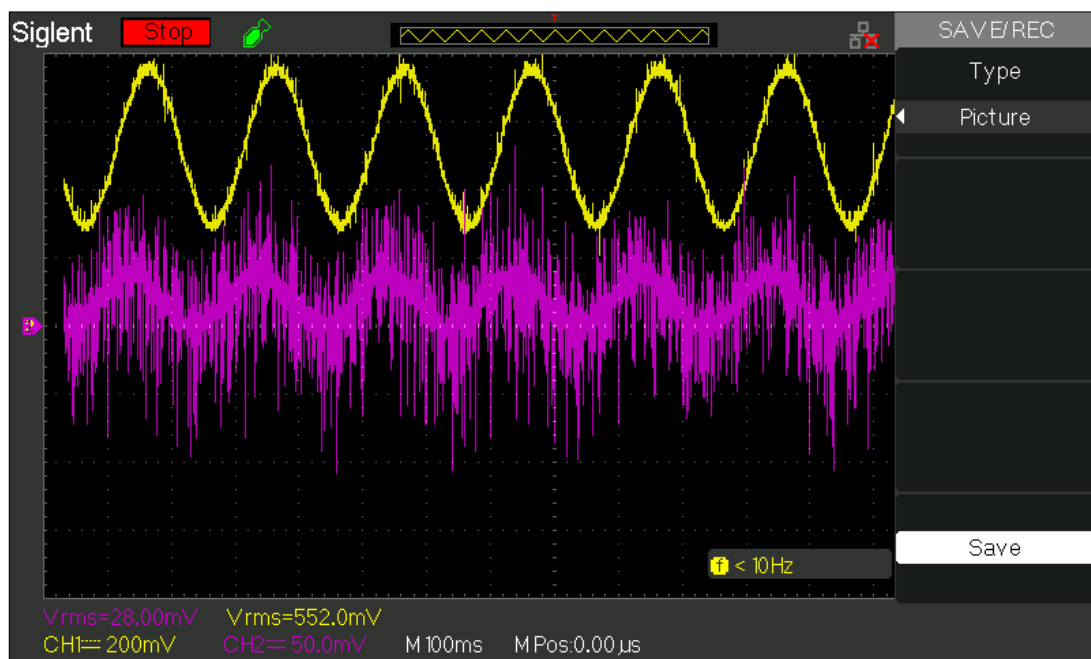
Slika 9. Prva verzija EOG kola



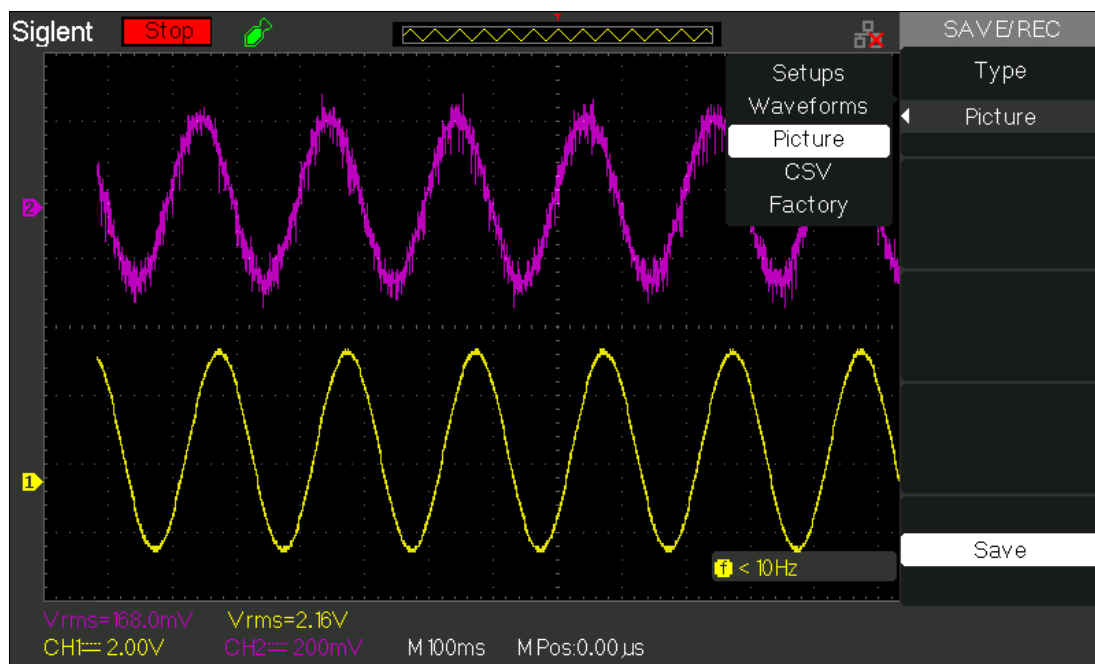
Slika 10. Druga verzija EOG kola

## 3. REZULTATI MERENJA

U cilju testiranja sistema, generisane su sinusoidne funkcije različitih frekvencija, putem generatora, koje su dovedene na ulaz instrumentacionog pojačavača. Testiranje je vršeno na prvoj verziji kola, a rezultati su prikazani na slikama 11, 12 i 13. Ovim testiranjem je potvrđena ispravnost realizovanog EOG kola, ali nismo bile u mogućnosti da snimimo stvarni EOG signal. Testirano je i modifikovano kolo, međutim stvarni signali nisu snimljeni. Kako su EOG signali malih amplituda (reda  $\mu\text{V}$ ), smatramo da je razlog neuspelog snimanja preveliki uticaj šuma iz spoljašnje sredine, pogotovo elektrodistributivne mreže i primene nedovoljno preciznih elektroda. Nakon modifikacije elektroda izvršena je još jedna provera ispravnosti finalne verzije kola. Nažalost ni ovo prilagođenje nije omogućilo prikaz EOG signala. Na slici 14 prikazan je izlaz kola, odnosno signal elektrodistributivne mreže, frekvencije 50 Hz, dok se na slici 15 može videti praktična realizacija snimanja.

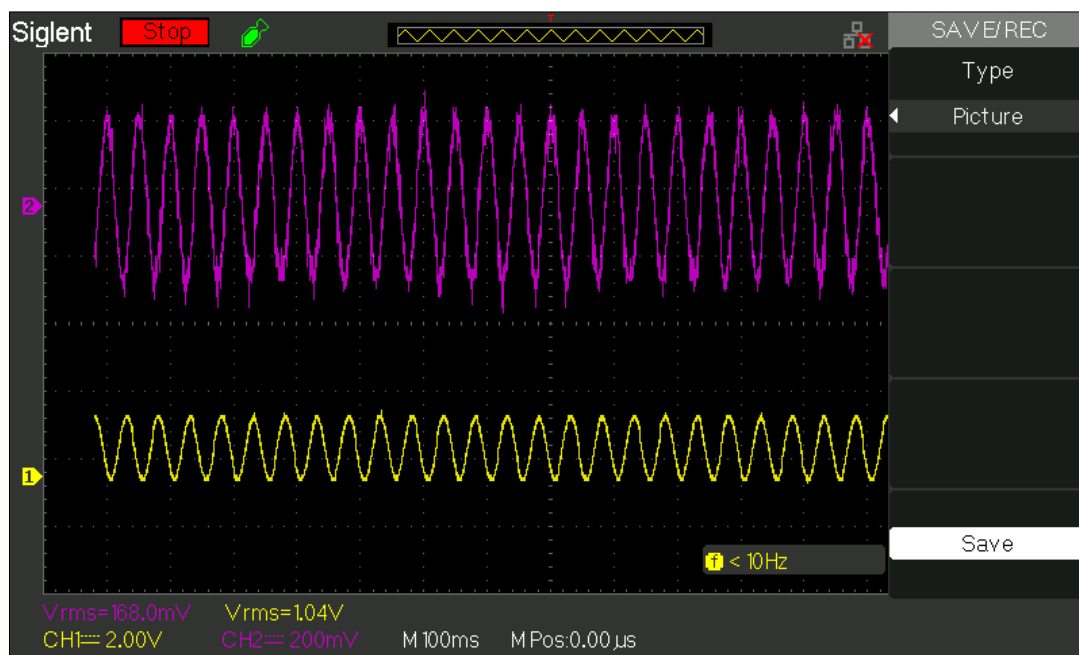


Slika 11. Prikaz ulaznog i izlaznog sinusoidnog signala frekvencije 5 Hz

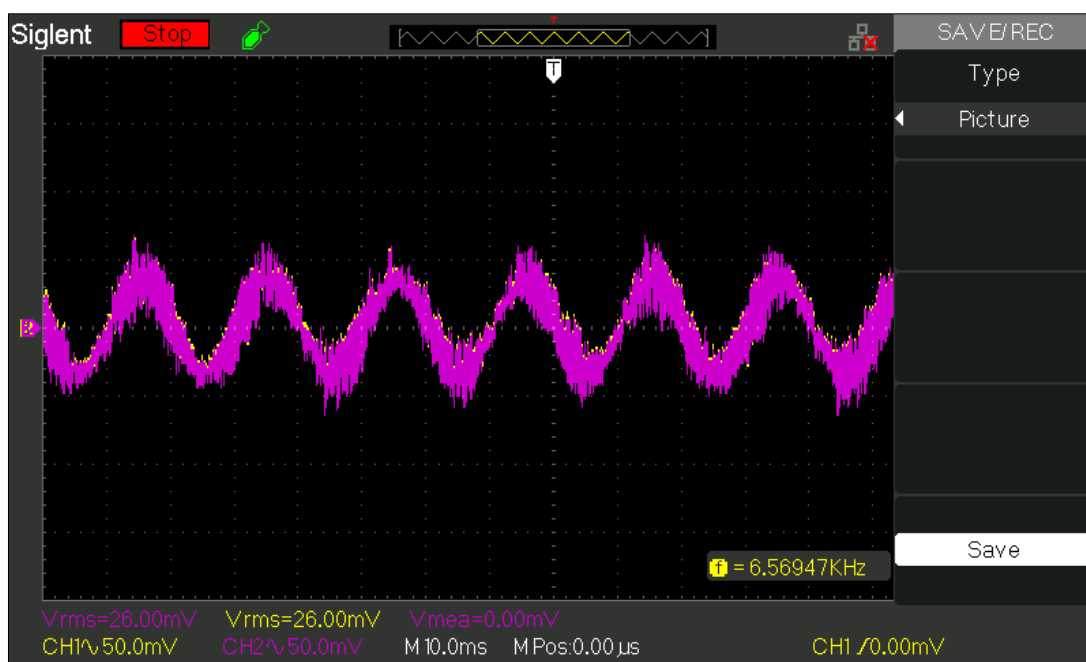


Slika 12. Prikaz ulaznog i izlaznog sinusoidnog signala frekvencije 5 Hz





Slika 13. Prikaz ulaznog i izlaznog sinusoidnog signala frekvencije 20 Hz



Slika 14. Snimljeni signal smetnje na frekvenciji 50 Hz



Slika 15. Praktična realizacija EOG sistema

#### 4. ZAKLJUČAK

U radu je prikazana praktična realizacija sistema za akviziciju EOG signala, te se na osnovu izloženog može zaključiti da je ovo relativno jednostavan postupak. Zahvaljujući korišćenju instrumentacionog pojačavača INA122P, postignuto je bolje potiskivanje zajedničkog napona, što je od veliko značaja pri snimanju elektrofizioloških signala. Na osnovu rezultata merenja možemo zaključiti da sistem ispunjava teorijska očekivanja, odnosno željeni, korisni signal je pojačan prema izračunatom pojačanju. Nažalost snimanje stvarnih EOG signala nije realizovano, usled prevelikog uticaja šuma iz spoljašnje sredine i upotrebe neadekvantnih elektroda.

#### 5. LITERATURA

- [1] Bulling, Andreas & Ward, Jamie & Gellersen, Hans & Tröster, Gerhard. (2011). Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on. 33. 741 - 753. 10.1109/TPAMI.2010.86.
- [2] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo and E. Lopez, "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography," in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 10, no. 4, pp. 209-218, Dec. 2002, doi: 10.1109/TNSRE.2002.806829.
- [3] Z. Hossain, M. M. H. Shuvo and P. Sarker, "Hardware and software implementation of real time electrooculogram (EOG) acquisition system to control computer cursor with eyeball movement," 2017 4th International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE), 2017, pp. 132-137, doi: 10.1109/ICAEE.2017.8255341.
- [4] C. Mondal, M. K. Azam, M. Ahmad, S. M. K. Hasan and M. R. Islam, "Design and implementation of a prototype Electrooculography based data acquisition system," 2015 International Conference on Electrical Engineering and Information Communication Technology (ICEEICT), 2015, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICEEICT.2015.7307395.

#### NAPOMENA

Za proveru rada datuma 06.03.2022. korišten je softver/sajt <https://www.grammarly.com> za detekciju plagijarizma, koji je ustanovio da u radu ne postoji plagijarizam.

#### Kratka biografija:



**Aleksandra Đorđević** rođena je u Smederevu 2000. god. Završila je gimnaziju "Gimnazija Smederevo" u Smederevu 2019.god. Student je 3. godine studijskog programa Biomedicinsko inženjerstvo na Fakultetu tehničkih nauka u Novom Sadu.



**Anđela Lakić** rođena je u Gradišci 2000. god. Završila je gimnaziju "Gimnazija Gradiška" 2019.god. Student je 3. godine studijskog programa Biomedicinsko inženjerstvo na Fakultetu tehničkih nauka u Novom Sadu.