



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
FAKULTET TEHNIČKIH NAUKA  
KATEDRA ZA ELEKTRIČNA MERENJA



PROJEKTOVANJE DVOKANALNOG BEŽIČNOG  
EEG MODULA

diplomska teza (bečelor)

kandidat

Nemanja Peruničić, BI 8/2016

mentor

Prof. dr Platon Sovilj

Avgust 2021



## КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА

Редни број, <b>РБР:</b>		
Идентификациони број, <b>ИБР:</b>		
Тип документације, <b>ТД:</b>	Монографска документација	
Тип записа, <b>ТЗ:</b>	Текстуални штампани документ	
Врста рада, <b>ВР:</b>	Дипломски (Bachelor) рад	
Аутор, <b>АУ:</b>	Немања Перуничих	
Ментор, <b>МН:</b>	др Платон Совиљ	
Наслов рада, <b>НР:</b>	Пројектовање двоканалног бежичног ЕЕГ модула	
Језик публикације, <b>ЈП:</b>	српски	
Језик извода, <b>ЈИ:</b>	српски	
Земља публикација, <b>ЗП:</b>	Република Србија	
Уже географско подручје, <b>УГП:</b>	Аутономна Покрајина Војводина	
Година, <b>ГО:</b>	2021.	
Издавач, <b>ИЗ:</b>	Ауторски репринт	
Место и адреса, <b>МА:</b>	Нови Сад, Трг Доситеја Обрадовића 6	
Физички опис рада, <b>ФО:</b> (поглавља/страна/ цитата/табела/слика/графика/прилога)		
Научна област, <b>НО:</b>	Биомедицинско инжењерство	
Научна дисциплина, <b>НД:</b>	Електрична мерења	
Предметна одредница/Кључне речи, <b>ПО:</b>	ЕЕГ, електрично коло, ПЦБ	
<b>УДК</b>		
Чува се, <b>ЧУ:</b>	Библиотека Факултета Техничких Наука	
Важна напомена, <b>ВН:</b>		
Извод, <b>ИЗ:</b>	У овом раду приказан је поступак виртуелног пројектовања кола за аквизицију, аналогу обраду, дигитализацију и даљи пренос електроенцефалографских (ЕЕГ) сигнала, помоћу софтверског пакета КиКед. Циљ је да на крају добијемо модел ПЦБ плочице, на основу којег можемо и да је физички израдимо.	
Датум прихватања теме, <b>ДП:</b>		
Датум одбране, <b>ДО:</b>		
Чланови комисије, <b>КО:</b>	Председник:	др Совиљ Платон
	Члан:	
	Члан, ментор:	
		Потпис ментора



## KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number, <b>ANO</b> :	
Identification number, <b>INO</b> :	
Document type, <b>DT</b> :	Monographic publication
Type of record, <b>TR</b> :	Textual printed material
Contents code, <b>CC</b> :	Diploma (Bachelor) project
Author, <b>AU</b> :	Nemanja Perunicic
Mentor, <b>MN</b> :	dr Platon Sovilj
Title, <b>TI</b> :	Design of two-channel wireless EEG module
Language of text, <b>LT</b> :	Serbian
Language of abstract, <b>LA</b> :	English
Country of publication, <b>CP</b> :	Republic of Serbia
Locality of publication, <b>LP</b> :	Autonomus Province of Vojvodina
Publication year, <b>PY</b> :	2021.
Publisher, <b>PB</b> :	Author's reprint
Publication place, <b>PP</b> :	Faculty of Technical Sciences, Dositej Obradovic Sq. 6, Novi Sad
Physical description, <b>PD</b> : (chapters/pages/ref./tables/pictures/graphs/appendixes)	
Scientific field, <b>SF</b> :	Biomedical Engineering
Scientific discipline, <b>SD</b> :	Electronic measurement
Subject/Key words, <b>S/KW</b> :	EEG, electronic circuit, PCB
<b>UC</b>	
Holding data, <b>HD</b> :	Library of Faculty of Technical Sciences
Note, <b>N</b> :	
Abstract, <b>AB</b> :	This paper presents the procedure of virtual design of electronic circuit used for acquisition, analog processing, digitization and transmission of electroencephalographic (EEG) signals, using the KiCad software package. The goal is to make a model PCB board, based on which we can physically realize the circuit.
Accepted by the Scientific Board on, <b>ASB</b> :	
Defended on, <b>DE</b> :	
Defended Board, <b>DB</b> :	President: dr Sovilj Platon
	Member:
	Member, Mentor:
	Mentor's sign

# Sadržaj

<b>1. Uvod</b>	9
<b>2. Osnovno o EEG-u</b>	10
2.1 Moždani režnjevi	10
2.1.1 Frontalni (čeon) ređanj	10
2.1.2 Parijetalni (temeni) ređanj	11
2.1.3 Temporalni (slepoočni) ređanj	12
2.1.4 Okcipitalni (potiljačni) ređanj	13
2.1.5 Rad mozga kao celine	13
2.2 Vrste EEG talasa	15
2.2.1 Delta talasi	15
2.2.2 Teta talasi	15
2.2.3 Alfa talasi	15
2.2.4 Beta talasi	16
2.2.5 Gama talasi	16
2.2.6 Ostali talasni oblici	17
2.3 Sve o elektrodama	17
2.3.1 Pozicioniranje i upotreba elektroda	18
2.3.2 Tipovi elektroda	19
2.3.3 Kliničko snimanje	21
<b>3 Merno kolo</b>	22
3.1 Filterski zahtevi	22
3.2 Artefakti pri snimanju EEG-a	23
3.2.1 Fiziološki artefakti	23
3.2.2 Veštački artefakti	25
3.3 Pojačavački zahtevi	27
3.3.1 Koeficijent odbijanja zajedničkog napona	28
3.3.2 Koeficijent potiskivanja napona napajanja	29
3.3.3 Monitoring elektrodne impedanse kanala	29
3.4 A/D konverzija	30
3.4.1 SAR ADC	31
3.5 Zaštitna kola	34
3.5.1 Vrste prenapona	34

3.5.2 Diode za zaštitu od tranzijentnih prenapona .....	34
3.5.3 Diode za zaštitu permanentnih prenapona .....	35
3.6 Blok šema EEG modula .....	37
<b>4. Šema u KiCad-u.....</b>	<b>38</b>
4.1 Napajanje pločice .....	38
4.2 Audio priključci .....	39
4.3 Kolo za zaštitu od prenapona.....	39
4.4 Predpojačavač .....	40
4.4.1 Struktura standardnog INA .....	40
4.4.2 Karakteristike INA .....	41
4.4.3 INA333 .....	41
4.5 Kolo za realizaciju DRL-a i srednje linije .....	42
4.5.1 Kolo za zaštitu DRL kanala .....	43
4.6 Filtersko-pojačavačko kolo.....	44
4.8 Mikrokontroler i njegova komunikacija.....	45
4.9 Bluetooth modul HC-06 .....	47
<b>5. Kolo u PCB-u .....</b>	<b>49</b>
5.1 Vrste pakovanja komponenata.....	49
5.1.1 Dimenzije nekih SMD komponenti.....	49
5.1.2 Izgled NCS4333 pakovanja .....	49
5.2 Dizajniranje PCB šeme.....	50
<b>6. Zaključak.....</b>	<b>52</b>
<b>Literatura .....</b>	<b>53</b>
<b>Dodatak A – programske šeme.....</b>	<b>54</b>
<b>Dodatak B – lista skraćenica .....</b>	<b>63</b>

## Slike

Slika 1: Podela moždane kore na režnjeve.....	10
Slika 2: 2D (levo) i 3D (desno) model motornog homunkulusa .....	11
Slika 3: 2D (levo) i 3D (desno) model senzornog homunkulusa .....	12
Slika 4: Tonotopska mapa primarnog auditornog korteksa .....	12
Slika 5: Retinotopska mapa primarnog vizuelnog korteksa (levo) i podela vidnog polja (desno) na osnovu koje je napravljena.....	13
Slika 6: Funkcije različitih moždanih regija.....	14
Slika 7: Uporedni prikaz karakterističnih talasnih oblika za svih pet osnovnih EEG opsega .....	17
Slika 8: 10-20 sistem (levo) i izgled elektrodne kape (desno).....	18
Slika 9: Primeri izvedbe elektroda i pomoćna sredstva za njihovo postavljanje .....	20
Slika 10: Zašumljeni EEG .....	22
Slika 11: Snimljeni EOG (gore) i ECG (sredina) šumovi, i EEG na koji su uticali (dole).....	24
Slika 12: Kapacitivno sprežanje (levo) i njemu ekvivalentno električno kolo (desno) .....	25
Slika 13: Induktivno sprežanje (levo) i njemu ekvivalentno električno kolo (desno) .....	26
Slika 14: Slojevi koaksijalnog kabla (levo) i upredeni kabl sa zajedničkim oklopom (desno) .....	27
Slika 15: Pojačanje ulaznog offset-a.....	27
Slika 16: Princip funkcionisanja diferencijalnog pojačavača .....	29
Slika 17: Princip rada S/H kola .....	31
Slika 18: Rad SAR ADC-a.....	32
Slika 19: Naponske granice pri korišćenju TVS diode .....	35
Slika 20: Pojašnjenje rada TVS (levo) i Zener (desno) diode.....	36
Slika 21: Blok šema EEG uređaja .....	37
Slika 22: Kolo za napajanje i stabilizaciju napajanja pločice .....	39
Slika 23: Audio konektor za regularan kanal (levo) i za DRL (desno) .....	39
Slika 24: Zaštitno kolo .....	40
Slika 25: Realizacija INA sa 3 OPA .....	41
Slika 26: Instrumentacioni pojačavač .....	42
Slika 27: 4-u-1 operacioni; za DRL i postavljanje referentne linije.....	43
Slika 28: Zaštita na izlazu iz DRL .....	43
Slika 29: 4-u-1 operacioni pojačavač za filtriranje.....	44
Slika 30: PIC mikrokontroler.....	46
Slika 31: Bluetooth modul .....	48
Slika 32: THT (levo) i SMD (desno) komponente .....	49
Slika 33: SMD dimenzije .....	49
Slika 34: Raspored pinova (levo) za NCS4333 i fizički izgled čipa (desno)...	50

<b>Slika 35: Front i back ispuna (ukrštene linije), ivica pločice (žuta linija) i dimenzije pločice (brojka) .....</b>	<b>51</b>
<b>Slika 36: 3D vizuelizacija gotove pločice .....</b>	<b>52</b>
<b>Slika 37: Osnovni hijerarhijski list e-šeme.....</b>	<b>54</b>
<b>Slika 38: Hijerarhijski list sa kolom za napajanje.....</b>	<b>55</b>
<b>Slika 39: Hijerarhijski list sa kolom za zaštitu .....</b>	<b>56</b>
<b>Slika 40: Hijerarhijski list sa predpojačavačima.....</b>	<b>57</b>
<b>Slika 41: Hijerarhijski list sa kolom za realizaciju DRL-a i postavljanje referentne linije.....</b>	<b>58</b>
<b>Slika 42: Hijerarhijski list sa kolom za filtriranje i pojačanje .....</b>	<b>59</b>
<b>Slika 43: Hijerarhijski list sa kolom za napajanje.....</b>	<b>60</b>
<b>Slika 44: Prikaz bakarne ispune odozore .....</b>	<b>61</b>
<b>Slika 45: Prikaz bakarne ispune odozdole .....</b>	<b>61</b>
<b>Slika 46: Kompletna PCB šema.....</b>	<b>62</b>

## **Zahvalnica**

Zahvaljujem se prof. Platonu Sovilju i asist. Đorđu Novakoviću za kontinuiranu asistenciju i bezupitnu saradnju tokom celog toka mojih studija, koja je često išla van granica pojedinačnih predmeta, a rezultovala je između ostalog i jednim naučnim radom kategorije M33, a sada na samom kraju i ovim diplomskim.



# 1. Uvod

U ovom radu prikazan je postupak virtuelnog projektovanja kola za akviziciju, analognu obradu, digitalizaciju i dalji prenos elektroencefalografskih (EEG) signala, pomoću softverskog paketa KiCad. Pre nego što se krene sa radom u programu potrebno je upoznati se sa prirodom merenih signala i smetnji koje utiču na njihovo snimanje. Pojačanje i filtriranje će biti realizovani u analognom domenu. Cilj nam je da na kraju dobijemo model PCB pločice, na osnovu kojeg možemo i da je fizički izradimo.

U drugom poglavlju ćemo se upoznati sa funkcijama različitih delova moždane kore, sa osnovnim vrstama EEG talasa, kao i sa instrumentizacijom i postupkom kliničke dijagnostike. Dakle, ono će nam dati odgovore na pitanja:

- Odakle merimo?
- Šta merimo?
- Kako merimo?

Treće poglavlje daje opis električnog kola: koji su sve tehnički zahtevi koje treba da ispuni, koje celine mora da sadrži i preko kojih komponenata se sve to realizuje. Takođe, dati su i konkretni primeri integrisanih kola, koja će se i kasnije pojavljivati.

Četvrto poglavlje se bavi crtanjem električne šeme u programu; posmatra se svaki njen deo od ulaza sa elektroda do krajnjeg izlaza: bluetooth modula za prenos signala ka računaru.

Peto poglavlje opisuje proces crtanja PCB šeme, dajući više mogućih načina za uspostavljanje provodnih veza, i baveći se mogućim problemima koje treba izbeći. Dat je i 3D prikaz gotovog kola.

Šesto poglavlje je zaključak rada, a nakon toga sledi literatura, pa dva dodatka:

- A. Šematski prikazi celog kola.
- B. Lista svih upotrebljenih skraćenica.

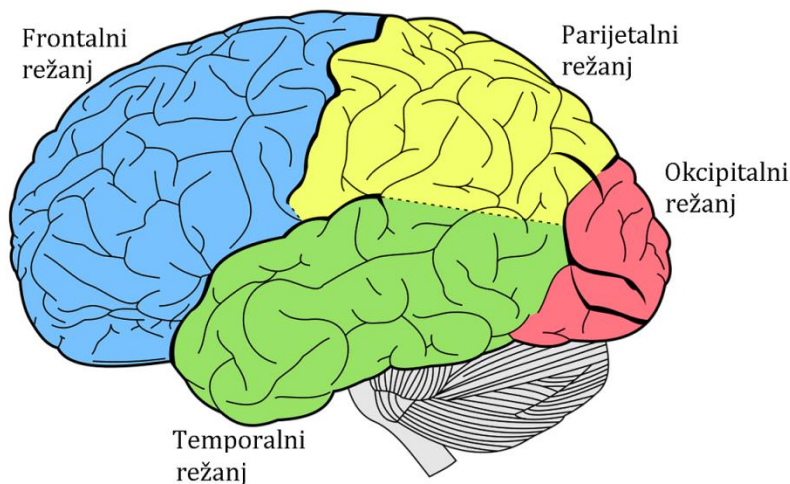
## 2. Osnovno o EEG-u

Elektroencefalografija (EEG) je vrsta elektrofiziološkog snimanja, koja služi za prikupljanje i obradu biopotencijala iz kore velikog mozga. Metoda je obično neinvazivna i bezbolna, i kao takva se vrši putem površinskih elektroda pametno pozicioniranih na koži glave.

Pojedina patološka stanja, a tu se pre svega misli na epilepsiju, imaju karakterističan zapis, pa se stoga EEG koristi kao dijagnostička metoda u kliničkim ispitivanjima. Sem toga, preko naučno-istraživačkog rada možemo da učimo o sistemu funkcionisanja našeg mozga, radi utvrđivanja veza između snimljenih signala i onoga što ispitanici misle ili rade. Zbog toga je prvo potrebno upoznati se sa izvorom EEG signala – mozgom.

### 2.1 Moždani režnjevi

Koru velikog mozga u osnovnoj podeli predstavljamo preko četiri dela (sl. 1), od kojih je svaki pozicioniran simetrično kroz obe hemisfere.



**Slika 1: Podela moždane kore na režnjeve**

#### 2.1.1 Frontalni (čeonni) režanj

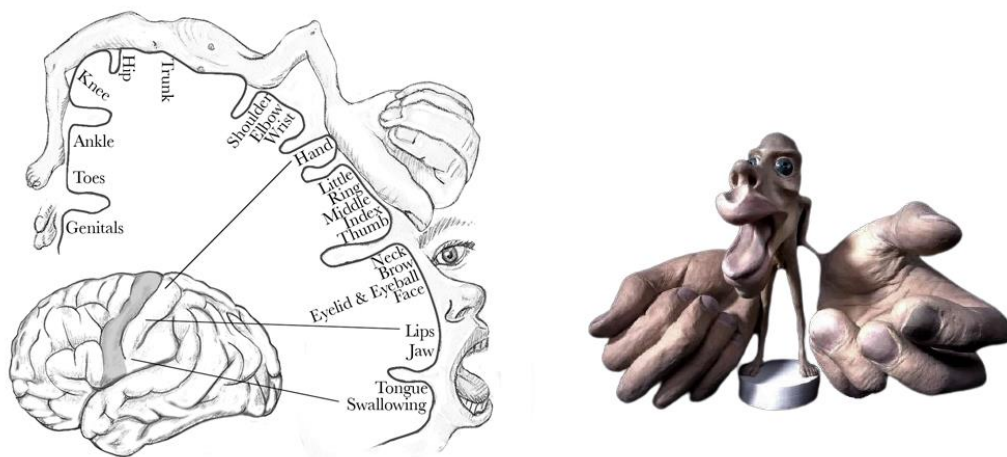
Nalazi se u prednjem delu glavu, iza i iznad čela, i najveći je režanj; zauzima oko trećine ukupne moždane površine. U njemu se nalaze primarni motorni korteks, premotorni korteks i centri zaduženi za razne mentalne akcije koji, između ostalog, omogućavaju:

- voljnu kontrakciju mišića i pomeranje svih delova tela,
- vršenje kompleksnijih motornih sekvenci (npr. vezivanje pertli ili pravljenje papirnog aviona),
- izgovor reči i poznavanje jezika kojim govorimo,
- koncentrisanje na zadatak pred nama,

- kratkoročno pamćenje, rešavanje aritmetičkih operacija i logičkih problema,
- zdrav razum, organizacija i planiranje unapred,
- kontrola i izražavanje sopstvenih osnovnih i viših emocija, kao i „čitanje“ tuđih, empatija,
- motivacija, osećaj nagrađivanja samog sebe, itd.

Kao što vidimo, frontalni režanj je ono što ljude najviše izdvaja od drugih naprednijih oblika života na Zemlji; on sadrži mnoštvo funkcionalnosti koje nisu neophodne za bazično preživljavanje, a vezane su za životnu, socijalnu i logičko-matematičko-lingvističku inteligenciju.

Različiti delovi našeg tela imaju različitu zastupljenost motornih nerava, u zavisnosti od potrebe; jer npr. kažiprst koristimo daleko više za interakciju sa svetom nego cela leđa, pa je zato veći deo motornog korteksa iskorišćen za registrovanje informacija sa njega. Na sl. 2 su prikazani 2D i 3D modeli motornog homunkulusa (lat. *homunculus*; „mali čovek“), koji skaliraju delove tela u zavisnosti od veličine regija motornog korteksa koje su odvojeni za njih.



**Slika 2: 2D (levo) i 3D (desno) model motornog homunkulusa**

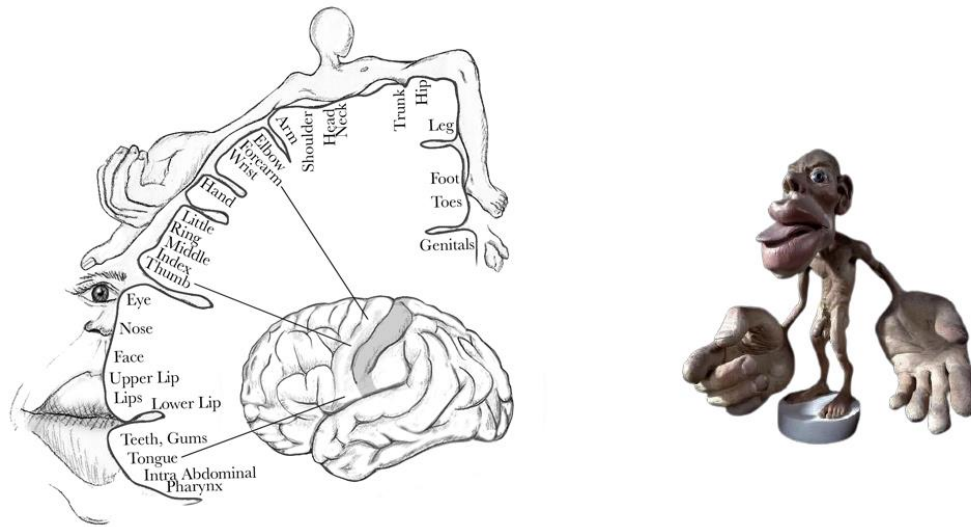
3D model bolje predstavlja odnos veličina regija zaduženih za različite delove tela, ali mu fale veze sa tačnim lokacijama u mozgu.

### **2.1.2 Parijetalni (temeni) režanj**

Pozicioniran je ispod temena, na centralnom vrhu mozga, iza frontalnog režnja. Zovemo ga i „primarna senzorna zona“, jer se u njemu nalazi primarni senzorni korteks koji obrađuje informacije vezane za čulo dodira, tj. sve senzacije koje smo u stanju da osetimo.

Sadrži i centre za prostorno snalaženje, koji pomažu prepoznavanju oblika, veličine i udaljenosti objekata u našem okruženju, što se odražava i na bolje razumevanje nekih jezičkih i matematičkih problema.

Kao i kod frontalnog režnja, možemo prikazati preko homunkulusa udeo senzornih nerava po jedinici površine za različite delove tela (sl. 3).

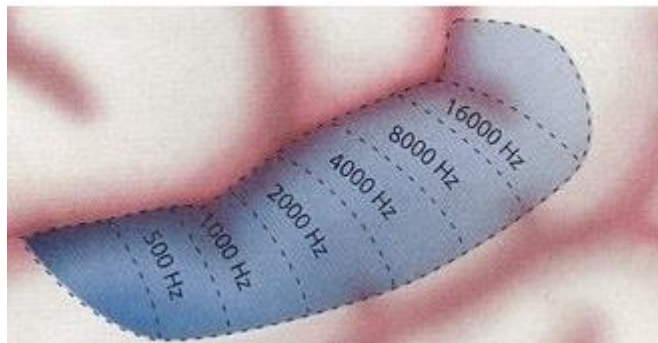


**Slika 3: 2D (levo) i 3D (desno) model senzornog homunkulusa**

### 2.1.3 Temporalni (slepoočni) režanj

Nalazi se iza ušiju, ispod frontalnog i parijetalnog režnja. Njegova zaduženja možemo podeliti na četiri celine:

- Procesira informacije iz oba uva i pretvara ih u smislene zvukove i reči (preko auditornog korteksa). Takođe, omogućava i selektivni sluh; fokusiranje samo na zvukove koji su nam od interesa. Primarni auditorni korteks delimo na više podregija (sl. 4), gde svaka služi za obradu različitog frekventnog opsega koje čovek može da čuje.
- Raspoznavanje i razumevanje različitih jezika i sposobnost čitanja.
- Sporedna uloga u procesiranju vida, gde ima slično zaduženje kao i centar za prostorno snalaženje u parijetalnom režnju.
- Pomaže čuvanju dugoročne memorije i reguliše neka emocionalna stanja i koncentraciju; kojima se bavi i frontalni režanj.



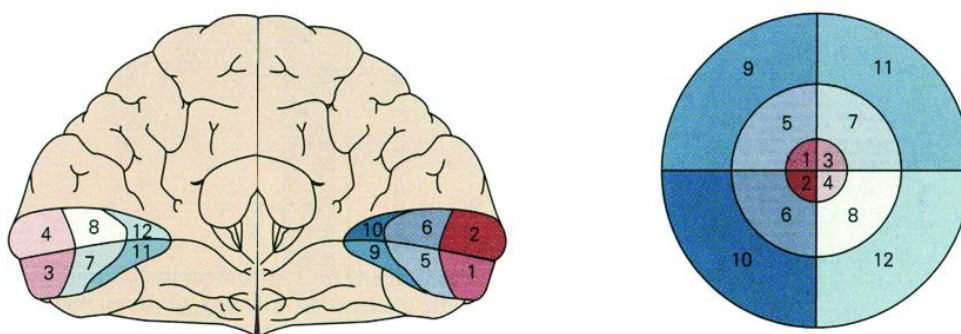
**Slika 4: Tonotopska mapa primarnog auditornog korteksa**

### 2.1.4 Okcipitalni (potiljačni) režanj

Pozicioniran je u zadnjem delu lobanje, iza parijetalnog i temporalnog režnja. Sadrži primarni i sekundarni vizuelni korteks koji registruju signale koji nam dolaze sa očiju; pokazujući nam šta se desilo, što nam ujedno pomaže da shvatimo kako/zašto se nešto desilo.

U njemu se obrađuju dubina vizuelnog polja, razdaljina, kretanje drugih bića ili objekata, prepoznaje boja i oblika, lica, a preko temporalnog režnja povezuje već viđeno sa postojećim sećanjima.

Analogno primeru sa auditornim korteksom sa sl. 4, možemo da prikažemo vezu između delova vidnog polja i regija vizuelnog korteksa zaduženim za njihovu obradu (sl. 5).



**Slika 5: Retinotopska mapa primarnog vizuelnog korteksa (levo) i podela vidnog polja (desno) na osnovu koje je napravljena**

### 2.1.5 Rad mozga kao celine

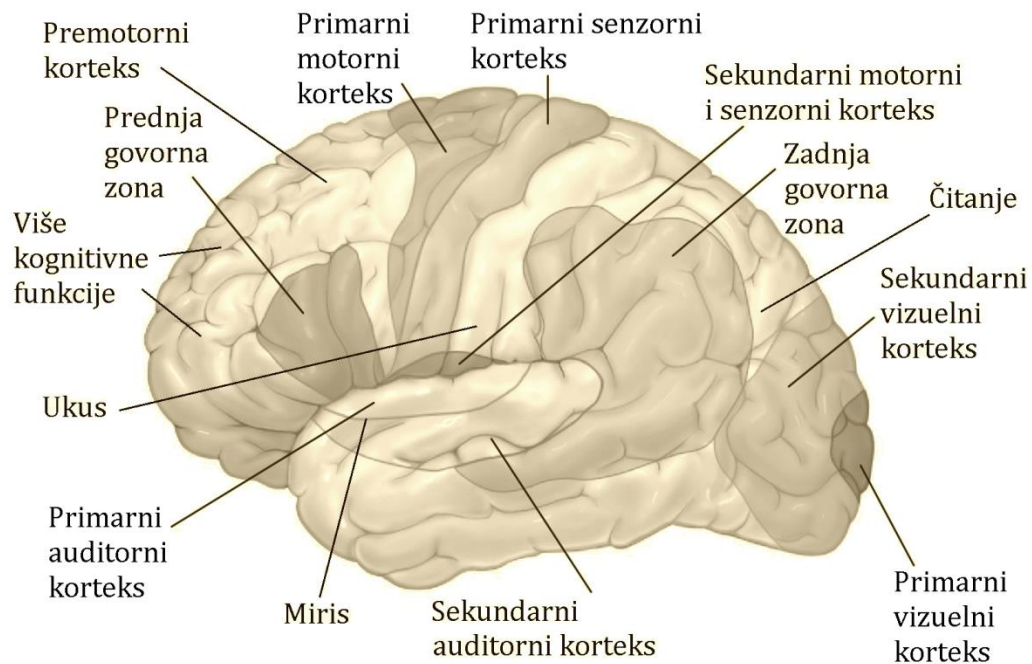
Rad ljudskog mozga, čak ni kada ga posmatramo na ovom osnovnom nivou, je još uvek dosta nepoznat, a i postoje razna oboljenja i urođeni ili stečeni defekti koji čine da neki pacijenti odskoču od prethodno opisanih funkcija režnjeva.

Podele primarnih korteksa prikazane na sl. 2-5 su stavljene da bi naznačile važnost poznavanja mesta nastanka pojedinih talasa, tj. da bi smo znali gde da postavljamo elektrode. Veličine standardnih elektroda variraju, a ako njima ne možemo postići željenu tačnost, koristićemo subdermalne iglene elektrode.

Ako posmatramo osobu koja npr. nema ruke; kod nje će svi centri u mozgu koji bi inače bili zaduženi za njih biti preusmereni ka nogama. Mehanizam ciljanog stvaranja novih sinaptičkih puteva je za nas i dalje misterija, no kao rezultat desiće se da je takva osoba u stanju da odlično piše i/ili crta nogama, jer iako (kao i neinvalidi) nema veliku prostornu gustinu nerava u donjim ekstremitetima može da značajno većim moždanim radom utiče na donje ekstremitete složenije od drugih. Na taj način je u stanju da pametnom kombinacijom grubih pokreta dobro mimikira fine pokrete nekoga ko ima ruke.



Vidimo da je za kvalitetno snimanje moždanih talasa potrebno znati čemu služi koji deo moždane kore, pa na osnovu toga postavljati elektrode na željena mesta. Na sl. 6 prikazane su neke od moždanih regija i njihove uloge u svakodnevnom životu.



**Slika 6: Funkcije različitih moždanih regija**

Bitan faktor pri proučavanju EEG zapisa je i to da moždane celine u radu uvek možemo (a i moramo) posmatrati zajedno. Radi jednostavnosti primera, a i dobre povezanosti sa prethodno izloženim gradivom posmatrajmo *samo* četiri primarna korteksa. Ako hoćemo da npr. uzmemo čašu vode ispred sebe, dešava se da:

- Primarni vizuelni korteks mora da nam, bar u početku stavi fokus na nju i da aktivnu procenjuje razdaljinu koju naša ruka treba da pređe da bi stigla do cilja.
- Primarni motorni korteks pokreće trup (po potrebi), ruku i šaku, i sve ih postepeno dovodi u odgovarajući položaj.
- Primarni senzorni korteks procenjuje jačinu stiska – da ne bude preslaba niti prejaka za datu namenu.
- Primarni auditorni korteks jedini ne učestvuje direktno u uzimanju čaše, ali je čulo sluha jedino od osnovnih pet koje ćemo uvek registrovati dok smo u svesnom stanju, a igraće i ovde ulogu ako nam čaša ispadne, udarimo usput u nešto ili se čuje neki neočekivani zvuk iz okoline.

Poenta primera je da ukaže na potrebu istovremenog snimanja EEG-a sa više tačaka na glavi, jer on može imati samo najosnovniju primenu ako se koristi u jednokanalnoj izvedbi.

## 2.2 Vrste EEG talasa

Moždani talasi nastaju kao suma akcionih potencijala generisanih u svim neuronima koji učestvuju u realizaciji neke svesne, podsvesne ili primarne radnje. Mehanizam stvaranja i propagacije akcionog potencijala je dobro izučen, odavno su utemeljeni zakoni i proporcije koje i dan danas važe, a i pojavljuje se kao obavezan uvod u svim kursovima koji imaju bilo kakve veze sa nervnim sistemom. Sem toga, za svrhe projektovanja mernog modula nije ni bitno *kako nastaju* signali čiju akviziciju želimo da izvršimo, već samo *kako izgledaju*. Imajući to na umu, ovde se nećemo baviti morfologijom i fiziologijom nervne ćelije, već će talasi koje one stvaraju biti odmah dati takvi kakvi su.

EEG je klasifikovan u pet osnovnih opsega, na osnovu toga čemu odgovaraju, i svaki ima svoj karakterističan frekventni i amplitudski opseg. To su:

### 2.2.1 Delta talasi

- Frekvencija: od 0,5 do 4 Hz.
- Amplituda: od 100 do 200  $\mu$ V.
- Dolaze preko frontalnog, temporalog i okcipitalnog režnja.
- Normalno je da se pojavljuju tokom faze 3 NREM (Non-Rapid Eye Movement) sna.
- Prevelika zastupljenost ukazuje na hiperaktivnost i oštećenja mozga, a premala na nemogućnost revitalizacije mozga i slab san.
- Kod male dece ovi talasi su dominantni i u budnom stanju, a uglavnom do ulaska u pubertet nestaju dok iz njega. Kod većine odrasle populacije ih sa starenjem ima sve manje, a kod onih preko 70 godina ih nema.

### 2.2.2 Teta talasi

- Frekvencija: od 4 do 8 Hz.
- Amplituda: od 5 do 10  $\mu$ V.
- Najbolje se snimaju preko temporalnog režnja.
- Teta talasi se normalno viđaju kod male dece jer ona često maštaju, u početnim fazama NREM sna (pre delta talasa), ali i u poslednjoj REM (Rapid Eye Movement) fazi. Povezuju se sa meditativnim i kreativnim stanjima, sa proživljavanjem emocija, sanjarenjem.
- Prevelika zastupljenost ukazuje na hiperaktivnost i depresiju, a premala na anksioznost, stres, emotivnost.

### 2.2 3 Alfa talasi

- Frekvencija: od 8 do 12 Hz.
- Amplituda: od 20 do 80  $\mu$ V.
- Registrujemo ih sa okcipitalnih režnjeva, sa izraženo većom amplitudom na dominantnoj strani, tj. sa nesimetričnom aktivnošću koja se ne javlja u toj meri kod drugih talasa.

- Pojavljaju se pri zatvaranju očiju i opuštanju, laganom čitanju, a smanjuju se otvaranjem očiju i kada vršimo bilo kakve mentalne napore. Prevelika zastupljenost ukazuje na manjak koncentracije, a premala na anksioznost, stres, nesanicu i depresiju.
- Kod male dece se pojavljuju i ispod 8 Hz, tj. pripadaju teta domenu.

#### 2.2.4 Beta talasi

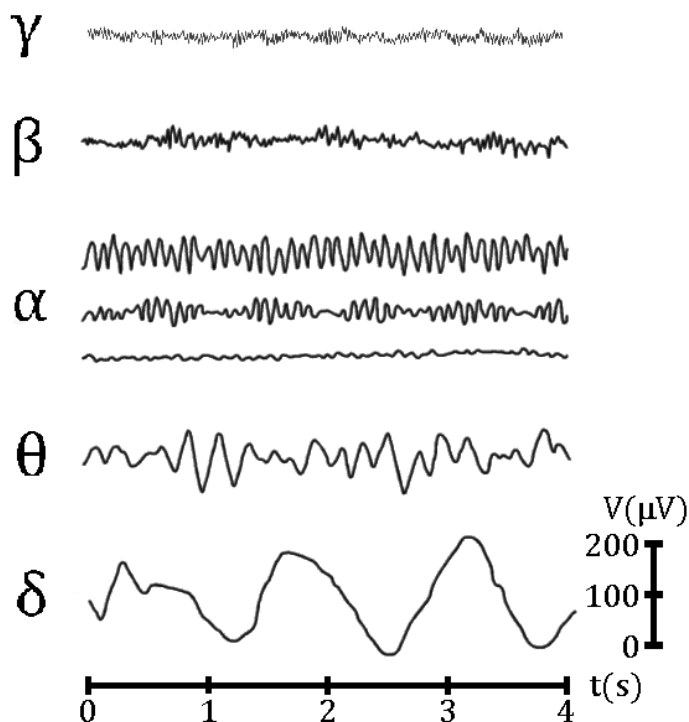
- Frekvencija: od 12 do 30 Hz.
- Amplituda: od 1 do 5  $\mu$ V.
- Vide se obostrano, simetrično, a najsnažnije iz frontalnog režnja.
- Mogu se podeliti na tri podopsega (niski, srednji i visoki), kod kojih je svaki sledeći sa višim frekvencijama, manjim amplitudama, i ukazuje se na značajniju mentalnu aktivnost.
- Ako se pojavljuju kao *ansambl* sa višestrukim i različitim frekvencijama to označava aktivno i uznemireno razmišljanje sa visokom koncentracijom, npr. tokom poslovnog razgovora ili učenja tik pred ispit. Suprotno tome – ritmična beta aktivnost sa *jednim* dominantnim skupom frekvencija povezana je sa različitim patologijama ili efektima lekova. To je dominantni ritam kod pacijenata koji su budni sa otvorenim očima.
- Prevelika zastupljenost ukazuje na anksioznost, stres, višak adrenalina, a premala na depresiju i nemogućnost pamćenja.

#### 2.2.5 Gama talasi

- Frekvencija: od 30 do 150 Hz; može i više, a najznačajnija je frekvencija oko 40 Hz.
- Amplituda: od 0,5 do 2  $\mu$ V.
- Najizraženiji su na frontalnom režnju.
- Smatra se da gama ritmovi predstavljaju vezivanje različitih populacija neurona zajedno u mrežu u svrhu izvršavanja kompleksnijih kognitivnih ili motoričkih funkcija.
- Oni ukazuju na potrebu mozga za analiziranjem i davanjem odgovora na sve što registrujemo našim čulima (pre svega vida), a nije uobičajeno i uključuje raznovrsne stimuluse i naše reakcije koje je potrebno smisljeno ukombinovati da bi imali smisla. Pojavljuju se i kod osećaja blagostanja ili ekstaze i velike zanesenosti/udubljenosti u ono što trenutno radimo.
- Prevelika zastupljenost ukazuje na anksioznost i stres, a premala na hiperaktivnost, depresiju i nemogućnost pamćenja i učenja. Zovu se i „beta 2“ talasi, jer su suštinski vezani za istu vrstu procesa u glavi.

Na sl. 7 dat je uporedni prikaz različitih vrsta EEG talasa, gde se mogu videti njihovi karakteristični oblici. Talasi su dobijali nazive po redosledu otkrića, pa se zato njihov frekventni redosled ne slaže sa redosledom slova u grčkom alfabetu. Gore navođeni frekventni opsezi nisu apsolutni, i može da se desi da kod zdrave osobe neki od talasa pređu neku od granica.





**Slika 7: Uporedni prikaz karakterističnih talasnih oblika za svih pet osnovnih EEG opsega**

### 2.2.6 Ostali talasni oblici

Postoje i drugi, specifični, talasni oblici koji se javljaju u EEG-u. Između ostalih to su:

- ❖ k-kompleksi,
- ❖ sigma talasi,
- ❖ lambda talasi,
- ❖ mu talasi,
- ❖ ponto-genikulo-okcipitalni talasi,
- ❖ „šiljci“.

Svi oni svojom frekvencijom i amplitudom spadaju pod apsolutne granice definisane sa pet osnovnih ritmova, tj. frekvencija im je u opsegu od 0,5 Hz do preko 100 Hz, a amplituda od 1  $\mu$ V do 200  $\mu$ V.

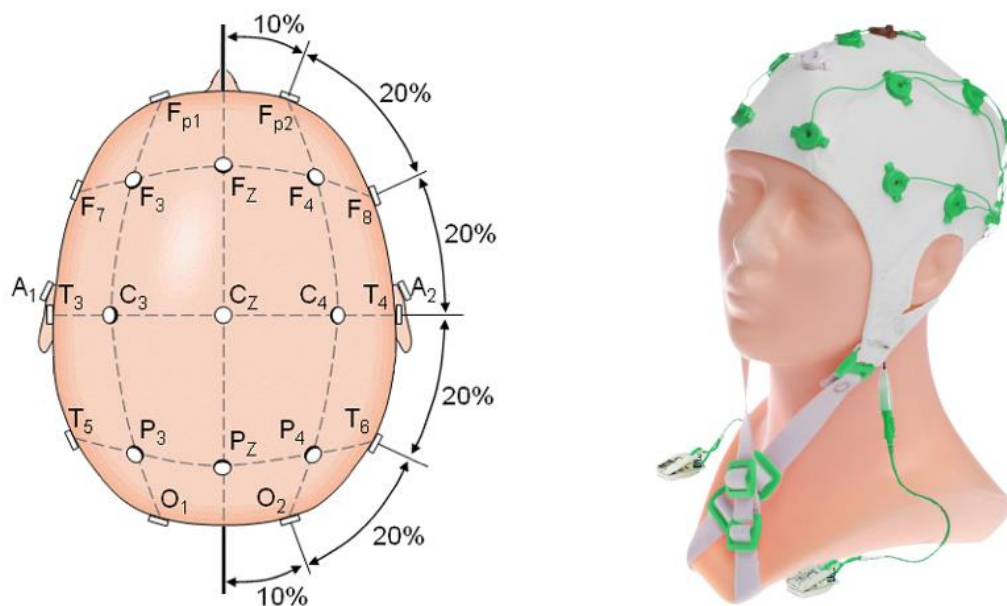
Još jednom se napominje da navedene granice opsega nisu definitivne, jer još uvek ne postoji naučni konsenzus po tom pitanju.

## 2.3 Sve o elektrodama

Za snimanja u medicini obično se koriste elastične kape sa unapred dizajniranim mestima za elektrode, kojih može biti do 256, premda se pokazalo da sa nekoliko desetina prostorna rezolucija nije preterano lošija. Sam uređaj može imati i preko 100 kanala, ali se gotovo nikada ne koriste svi odjednom.

### 2.3.1 Pozicioniranje i upotreba elektroda

Položaji za postavljanje EEG elektroda su definisani međunarodnim standardom 10-20 (sl. 8). Brojevi 10 i 20 se odnose na procenite obima kape koji predstavljaju dužinu kružnih lukova između susednih elektroda. Slova F, T, P i O označavaju, respektivno: frontalni, temporalni, parijetalni i okcipitalni režanj, dok se C odnosi na centralnu zonu u kojoj se često ukrštaju aktivnosti iz svih režnjeva. Oznake F sa indeksom *p* se koriste za tzv. pre-frontalnu regiju. Srednja linija za postavljanje elektroda sadrži oznake sa indeksom *z* (eng. *zero*). Neparni brojevi se koriste kao indeksi za pozicije elektroda nad levom hemisferom, a parni nad desnom.



**Slika 8: 10-20 sistem (levo) i izgled elektrodne kape (desno)**

Reč *kanal* se koristi za imenovanje provodnih medijuma koji služe za prenos EEG talasa sa jedne tačke snimanja, no priroda tih signala se menja u zavisnosti od vrste merenja, a sa njom i tehnička izvedba sistema koji treba da preuzme signale sa elektroda. Postoje tri elektrodne konfiguracije za snimanje EEG-a, a i uopšte biopotencijala. To su:

- Monopolarna (unipolarna) – merenje se vrši u odnosu na referentnu elektrodu, koja je po pravilu maksimalno izdvojena od ostalih, a da je pritom i dalje na glavi; najčešće ih ima dve i stavljaju se na uši (na Slici 8 su prikazane kao štipaljke). Merenje se može vršiti i u odnosu na srednju vrednost svih elektroda.
- Bipolarna – kod nje posmatramo razliku potencijala između pojedinačnih parova elektroda, dok referentna elektroda igra ulogu u potiskivanju šumova.
- Multipolarna – koriste se matrične strukture sa više elektroda. Primenuje se kod invazivnih elektrokortikografskih merenja; koja se vrše na samoj moždanoj kori, u cilju pravljenja topografskih snimaka.

### 2.3.2 Tipovi elektroda

Postoje razne vrste elektroda za merenje biopotencijala (sl. 9), i sledi njihova podela po različitim kriterijumima:

- Prema dugotrajnosti primene:
  - elektrode za jednokratnu upotrebu, i
  - elektrode za višekratnu upotrebu.
- Na osnovu fizičke realizacije:
  - Monolitne elektrode, tj. elektroda i kabel su uvek spojeni (tako kako su i manufakturisani).
  - Dvodelnne elektrode, koje se spajaju poput dugmeta ili (kod skupljih proizvoda) elektroda sadrži ulazni (tzv. *female*) konektor za utičinjanje kabla. Kod ove vrste je sama elektroda često za jednokratnu upotrebu, dok kabel koristimo dokle god je dobar.
- Prema potrebi za upotrebom dodatnog provodnog medijuma:
  - Suve elektrode – ne zahtevaju nikakvu dodatke da bi pravilno radile, no svejedno se moraju premazati medicinskim alkoholom pre svake upotrebe.
  - Mokre elektrode – zahtevaju, za formiranje međuzone između sebe i kože, specijalno proizvedene hipoalergijske provodne gelove, paste ili kreme; sa standardnom otpornošću reda 10  $\Omega$ , dok je kapacitivnost zanemarljiva. Ovakvi preparati moraju imati i adhezivna svojstva, radi što kvalitetnijeg kontakta sa kožom. Kao alternativa mogu da se koriste suđeri ili krpe natopljene jonskim rastvorima (npr. slana voda).
- U zavisnosti od postojanju predpojačavača u samoj elektrodi:
  - Pasivne elektrode – nemaju nikakvu integrisanu komponentu u sebi.
  - Aktivne elektrode – sadrže predpojačavač odmah nakon provodnog sloja za spoj sa kožom. Na taj način postiže se pojačanje korisnog signala *pre* pojave pojedinih vrsta šumova.
- Prema obliku vrha:
  - Disk, sfera, dijamant, itd. tj. tela kod kojih nijedna dimenzija ne dominira.
  - Iglene – mogu biti i za subdermalnu primenu, ali se (po potrebi) ubadaju i direktno u mozak. Dosta variraju po debljini; od nekoliko milimetara pa čak do reda  $\mu\text{m}$ . Ne prave se samo kao prave linije – mogu biti zvezdastog i spiralnog oblika, radi boljeg kontakta sa okolinom i pojedinačnim nervom ili već nekom jedinicom veličine tkiva, respektivno. Upotrebom ovih elektroda eliminišemo nekoliko vrsta šumova koji se javljaju kod onih koji naležu, pa se koriste za što tačnija snimanja.
- Prema materijalu izrade:
  - Metalne – baza im je od hemijski čistog metala dobre provodnosti; npr. platina, zlato, srebro, paladijum, nerđajući čelik, cirkonijum,

nikl, tantal, tungsten, razne legure (npr. zlato-paladijum-rodijum ili titanijum-nitrid) itd. a zbog jedne vrste šuma (o kojoj će biti reči kasnije) se prekrivaju i halogenim slojem. Ubedljivo najpoznatija, a ujedno i najkorišćenija vrsta uopšte su one od srebro/srebro-hlorida (Ag/AgCl).

- Nemetalne – najčešće se realizuju preko silikonske gume obogaćene ugljeničnim strukturama (npr. grafitne cevi obložene niklom). Mana im je generalno lošija provodnost od metalnih, ali zato odlično neutrališu efekte prouzrokovane neravnim površima, tj. mogu dobro da prilegnu na mernu površinu. Ako nisu na bazi neke poluprovodne gume, onda su od poluprovodne plastike kao i gumene moraju biti sadržati provodne materijalima, ali povrhu toga i one koji će im smanjiti krutost, a obavezno je premazivanje provodnim slojem.



**Slika 9: Primeri izvedbe elektroda i pomoćna sredstva za njihovo postavljanje**

Ako bi smo tražili standardnu/proverenu/pouzdanu/lako dostupne elektrode za snimanje EEG – najveće su šanse da bi smo kupili pakovanje sa desetinama Ag/AgCl diskova prečnika 5 mm, koji su ugrađeni u samolepljive gaze i imaju na sebi „glavu“ dugmeta na koju se prikačinju kablovi.

### 2.3.3 Kliničko snimanje

Standardni klinički EEG pregled pacijenta u budnom stanju traje 30-tak min, dok je tokom sna (tzv. polisomnografija) obično oko 90 min. Elektrode se natapaju se u slanu vodu radi bolje provodljivosti, i fiksiraju gumenim trakama od kojih je napravljena kapa. Pre postavljanja elektroda, koža glave treba sterilisati medicinskim alkoholom.

Snimanje se izvodi u sedećem ili ležećem položaju, od pacijenta se očekuje da bude maksimalno miran i da u početku (prvih 10 min) drži zatvorene oči. Tokom pregleda od pacijenta će se zahtevati da:

- povremeno otvara i zatvara oči,
- duboko diše,
- gleda u treptući svetlosni izvor promenljive frekvencije.

Oklopljeni ulazni kabl sa više konektora povezuje svaku elektrodu sa selektorom elektrode. Korišćenjem selektora bilo koji par elektroda može biti izabran i povezan na ulazne terminale bilo kog pojačavača. Ulazni panel treba da ima ne manje od 23 konektora da bi se ispunile preporuke nadležnih međunarodnih organizacija. Međutim, pošto je bolja prostorna rezolucija aktivnosti EEG često poželjna i/ili su potrebni dodatni kanali za nadgledanje drugih fizioloških aktivnosti, preporučuje se dostupnost sistema još većeg kapaciteta.

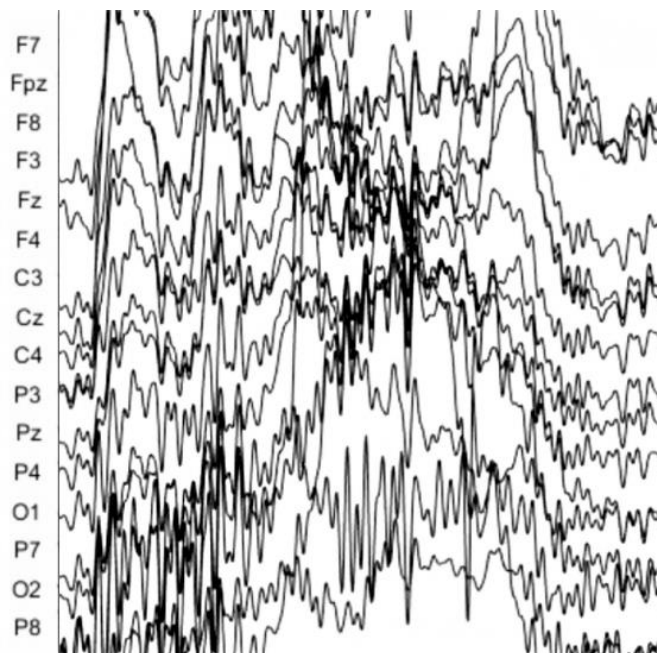
## 3 Merno kolo

Ovde se uopšteno govori o željenim karakteristikama i zahtevima koji se stavljaju pred kolo koje želimo da projektujemo.

### 3.1 Filterski zahtevi

U prethodnom poglavlju videli smo da se EEG talasi nalaze u frekventnom opsegu od 0,5 Hz do 100 Hz. Iako je to ultra uzan opseg naš svet je prepun smetnji (sl. 10), koje dolaze iz raznoraznih izvora, pa tako i ovde postoji dosta za nas nepoželjnih signala čiji se opsezi preklapaju sa EEG-om. Tu se pre svega misli na elektromiografske (EMG) signale, koji se javljaju skoro pa na svim frekvencijama na kojima je i nama korisni signal. EMG aktivnost se kreće od 5 Hz, a završava se znatno iznad EEG-a (reda je kHz), a pritom mu je najmanja amplituda oko pet puta veća od najveće EEG-a (delta). Za razliku od EEG-a, koji se pojavljuje sinusoidalno ili u ritmičnim naletima talasnih oscilacija EMG je stohastičke prirode, te se može ukloniti metodama usrednjavanja.

Ipak, dominantni EMG harmonici su baš oko 100 Hz, a gama talasi sa frekvencijom većom od 80 Hz nose malo vrednih informacija i do sada se pokazalo da nemaju naročiti klinički ili naučno-istaživački značaj (tj. može se reći da su informacije koje nam oni govore za sada istrošene). Stoga, kao gornja granica najčešće se uzima 70 Hz, a nekad čak i 40 Hz. Što se tiče donje, delta talasi su itekako značajni, pa se ona u praksi obično ostaje ista, a ako se i pomeri, iznosiće maksimalno 1 Hz.



**Slika 10: Zašumljeni EEG**

Dakle, već na osnovu priče sa EMG-om, filterske zahteve jednog EEG uređaja možemo izneti u dve stavke:

- pojačavati samo signale iz opsega od 0,5 Hz do 70 Hz, a ostale slabiti, i
- pokušati eliminisati nepoželjne signale iz datog opsega, a ako to nije moguće, onda ne posmatrati kontaminirane delove signala.

Propusni opseg je efektivni opseg frekvencija koji EEG sistem može da meri prema brzini uzorkovanja i unutrašnjim filterima pojačavača. S jedne strane, postoje pojačavači dizajnirani sa unutrašnjim filterima:

- 1) LPF (Low-Pass Filter) koji zadovoljava Nikvistovu teoremu; i
- 2) HPF (High-Pass Filter) za uklanjanje EEG pomeranja i DC (Direct Current) komponente kako bi se izbeglo zasićenje interne elektronike (pojačavače bez HPF-a nazivamo DC spregnutima).

Dakle, ideja upotrebe filtera je da umanjuje niske i visoke frekvencije. Propusni opseg definišemo kao frekvencijski opseg duž kojeg je amplituda signala oslabljena manje od 3 dB, dok je nepropusni opseg (ono što slabimo) tamo gde je više od 3 dB.

Za hvatanje niskih EEG frekvencija, pojačavač treba da bude DC spregnut ili da ima visokopropusnu graničnu frekvenciju blizu 0 Hz (imajte na umu da DC pojačavači mogu snimati sve vrste sporih kortikalnih potencijala).

## 3.2 Artefakti pri snimanju EEG-a

Sve smetnje koje utiču na korisne signale možemo u najosnovnijoj podeli svrstati u dve grupe:

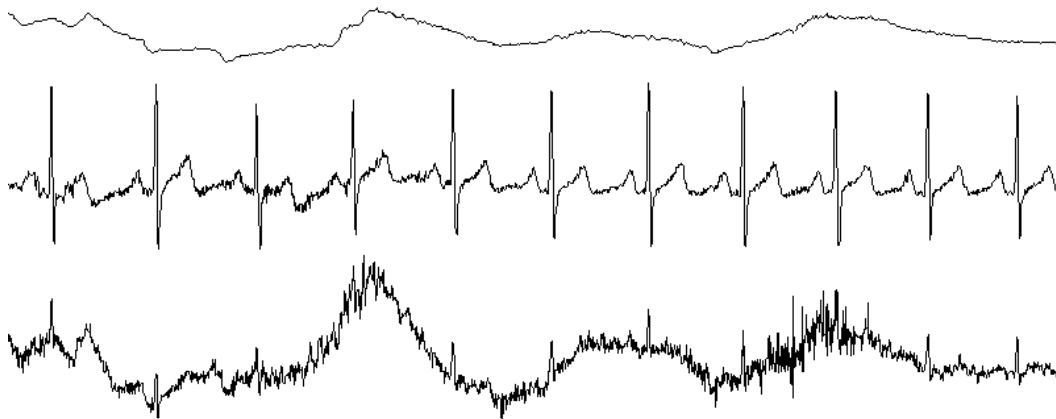
- one koji su fiziološke prirode, tj. dolaze iz samog organizma ispitanika,
- šumove veštačke prirode, koji potiču od drugih uređaja i električnih instalacija ili zbog loše mehaničke postavke elektroda.

### 3.2.1 Fiziološki artefakti

Elektrode koje se koriste za EEG snimanje ne razlikuju električne signale koje primaju. Zabeležene aktivnosti koje nisu moždanog porekla zovu se artefakti (šumovi) i sem EMG-a postoje i drugi.

Elektrookulografski (EOG) signali, koji se javljaju u opsegu od 0.1 Hz do 10 Hz. Pokret očiju i očnih jabučica uzrokuje promenu potencijala u elektrodama blizu očiju na prefrontalnoj regiji.

Na sl. 11 ispod prikazani su snimljeni EOG, EKG i EEG signali, gde svako može lako opaziti da su R-pikovi EKG-a ušli u EEG, a da se EOG pojavio u formi trenda, tj. EEG se nakačio na njega. Treba napomenuti da su EOG i EKG signali dole snimljeni baš sa glave ispitanika, pa su im zato amplitude istog reda veličine kao i EEG.



**Slika 11: Snimljeni EOG (gore) i ECG (sredina) šumovi, i EEG na koji su uticali (dole)**

Artefakt akomodacije oka na promenu osvetljenja, dobijen preko ERG-a (elektroretinografa) je potencijalna razlika između retine (mrežnjače) i kornee (rožnjače) oka i upadne svetlosti; menja se, uzrokujući artefakte u EEG signalima, a amplituda mu je proporcionalna uglu gledanja. Ovaj artefakt pomešan je sa sporim delta talasima tokom REM spavanja, gde se javlja u obliku koji im je i po amplitudi i po frekvenciji sličan.

Usled razlike u hemijskim koncentracijama pojedinih elemenata javlja se DC potencijalna razlika između spoljašnjih i unutrašnjih slojeva kože, koja se menja pri primeni mehaničke sile, tj. usled deformacije. Jedini pouzdan način da se eliminiše izvor artefakta je čišćenje kože medicinskim alkoholom radi pravljenja putanje sa malim otporom kroz slojeve kože.

Površinske elektrode poput onih koje se koriste u EEG moraju stvoriti vezu između jonskog rastvora (kože) i metalnog provodnika (sama elektroda). To dovodi do polučelijskog potencijala koji može biti prilično velik u odnosu na signal koji se snima. Kao što je bilo spomenuto u prethodnom poglavlju – da bi se ovaj problem polarizacije elektrode sveo na minimum, neke elektrode su presvučene tankim slojem srebro-hlorida, ali se sve drže dalje od kože kroz srednji sloj provodljive paste.

Postoji i dosta drugih sporotalasnih, nosećih šumova:

- Dodirivanje elektroda tokom snimanja može proizvesti artefakte.
- Takođe, natrijum hlorid (elektrolit) od znojenja reagujući sa elektrodama može proizvesti pomeranje osnovne linije.
- Elektroda koja ne kontaktira kožu dobro ponaša se poput antene sa mrežni napon. Stoga, potrebna je stabilizacija elektroda i kablova tokom merenja.

Problem nastaje kada impedansa jedne od elektroda ka uzemljenju značajno poraste. Desiće se da pod postaje druga elektroda koja, u zavisnosti od svog mesta, proizvodi artefakt od 50 Hz.



Neuravnotežena impedansa može da se javi zbog elektroda i spoja elektroda-koža i zbog razlike u kablovima ili neizbalansiranosti ulaza samog pojačavača. Za eliminisanje ovih problema, potrebno je koristiti pojačavač sa visokom ulaznom impedansom, ujednačene elektrode i paziti da oba spoja elektroda sa kožom budu jednakog kvaliteta.

Svi artefakti pomeraja se izbegavaju tako što ispitanik sedi što je moguće mirnije, a ako nije u stanju daju mu se lekovi za smirenje. U slučaju da to nije moguće – pomeraj je niskofrekventni šum, koji se može lako filtrirati, ali je problem što spada pod delta opseg.

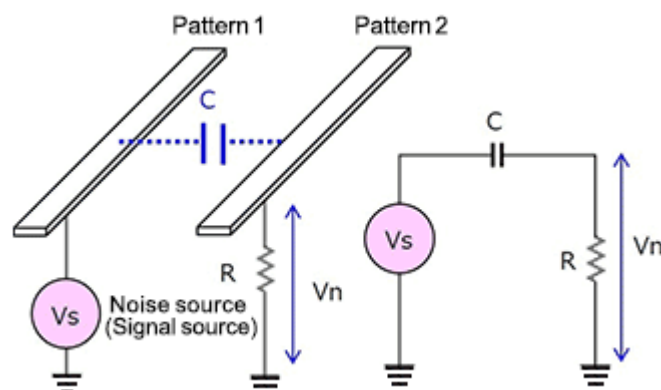
Smetnje nastale pomeranjem očiju, treptanjem, stiskanjem zuba, itd. se rešavaju na isti način. Neki od ovih artefakata potpadaju pod razne domene širom EEG spektra, pa se delovi snimaka sa njima eliminišu.

### 3.2.2 Veštački artefakti

Kada su u pitanju veštačke smetnje, tu nam je glavni problem mrežni napon od 50 Hz, koji se javlja u vidu AC (Alternating Current) zajedničkog (common mode) napona na ulazima u pojačavač. Sem njega visokofrekventni komunikacioni protokoli, pre svega RF zračenje, se mogu nakačiti na ulaz pojačavača i potpuno zašumiti signale na izlazu, onemogućiti na taj način registrovanje bilo kakvih finih promena u EEG-u.

Slede dva opšte poznata primera prenosa šuma sa mrežnih kablova na uređaj:

- 1) Kapacitivno sprezanje (sl. 12): ljudsko telo možemo posmatrati kao ploču kondenzatora. Kablovi i uređaji su druga ploča, a prostor između njih popunjen je vazduhom, tj. dielektrikom. Na taj način stvara se parazitna kapacitivnost preko koje se na telo prenosi mrežni napon od 50 Hz, a isto se događa i između kablova uređaja i uređaja povezanih na mrežu. Kao rezultat ove pojave, nastaje zajednički napon veličine i do 100 mV, dok je korisni signal hiljadu puta manji.

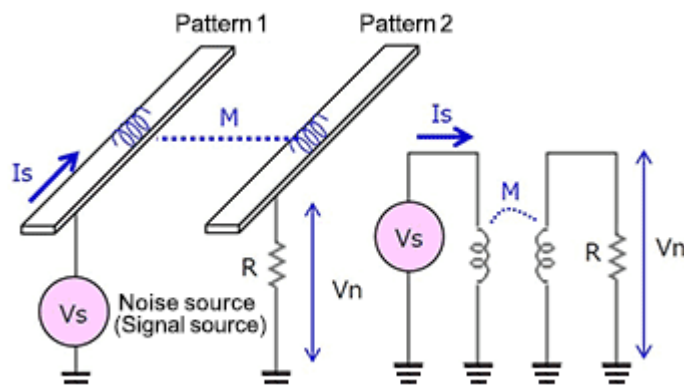


**Slika 12: Kapacitivno sprezanje (levo) i njemu ekvivalentno električno kolo (desno)**

Formula za računanje ove vrste šuma je:

$$V_n = j\omega R C V_s$$

- 2) Induktivno sprezanje (sl. 13): sa izvorima naizmenične struje se javlja jer u elektromagnetnom polju visoke frekvencije (kojem su izloženi ispitanik, elektrode, kablovi i EEG uređaj), dolazi do indukovanja električne struje u njima.



**Slika 13: Induktivno sprezanje (levo) i njemu ekvivalentno električno kolo (desno)**

Slično primeru sa kapacitivnim sprezanjem, možemo da i ovde sračunamo vrednost šuma kao:

$$V_n = j\omega M I_s$$

Za eliminaciju ova dve smetnje, koriste se koaksijalni (oklopljeni) i upredeni kablovi, respektivno. Tipični izgledi obeju kablova su prikazani na sl. 14.

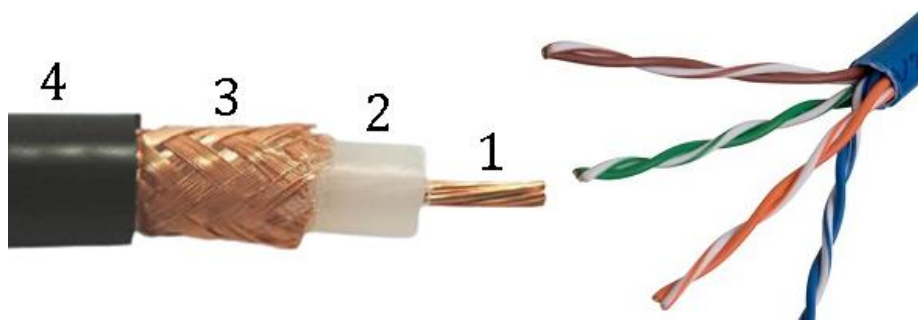
Idući od srži ka spolja, koaksijalni kablovi se sastoje od:

1. centralnog provodnika za prenos informacija,
2. plastičnog sloja koji predstavlja izolaciju ka sledećem sloju,
3. metalnog oklopa,
4. spoljašnja izolacije – gume.

Kod upredenih kablova indukovane struje u susednim ukrštenim sekcijama su različitog smera pa će se međusobno anulirati.

Postoje četiri vrste upredenih kablova:

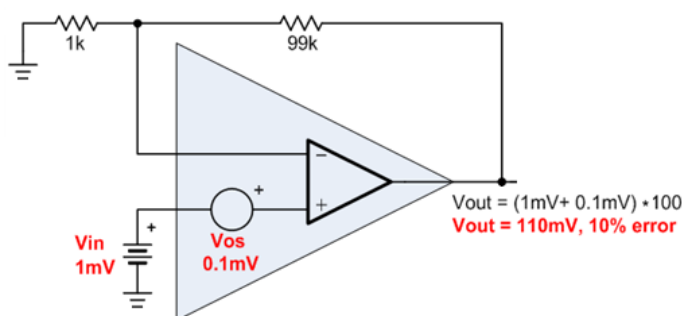
- bez ikakvog oklopa,
- sa zajedničkim spoljnim oklopom,
- sa pojedinačnim unutrašnjim oklopima,
- sa zajedničkim i pojedinačnim oklopima.



**Slika 14: Slojevi koaksijalnog kabla (levo) i upredeni kabl sa zajedničkim oklopom (desno)**

Unutrašnji šum otpornika i drugih elektronskih komponenti je električni šum koji nastaje zbog Braunovog kretanja elektrona unutar provodnika. Jedini način da smanjimo dejstvo termalnog šuma jeste da koristimo elektronske komponente proizvedene tako da se kod njih javlja dosta slabo.

Problem može nastati i zbog nesavršene uparenosti ulaza u pojačavač (tzv. offset napon), koja će dovesti do pojave DC komponente kao razlike potencijala između ulaza. Kao što je već rečeno, pojačavač ne pravi razliku između korisnih signala i šumova, te će pojačati offset (sl. 15) i tako dovesti do odsecanja delova EEG-a.



**Slika 15: Pojačanje ulaznog offset-a**

Ako se istovremeno sa EEG-om na subjektu vrši još neko merenje, usled različitih potencijala uzemljenja uređaja može doći do petlje uzemljenja (strujne konture). Da bi se ovo izbeglo, uzemljenja uređaja su međusobno povezivana, a zajedničko uzemljenje se dovodi na jednu lokaciju na površini kože subjekta.

### 3.3 Pojačavački zahtevi

Ulazni opseg pojačala je signal maksimalne amplitude koji se može snimiti pre saturacije. Primetite da je izlazni opseg pojačavača fiksni (obično se označava kao  $V_{cc}$ ) i zavisi od njegovog napajanja. Zbog toga je ulazni opseg ograničen izlaznim opsegom i unutrašnjim pojačanjem pojačavača (tj. brojem pojačanja ulaznog signala):

$$V_{out} = kGV_{in}$$

Na primer, ako pojačavač može da snima između 0 V i 1 V, a pojačanje mu je 2, ulazni opseg će biti 500 mV. Koeficijent  $k$  se odnosi na činjenicu da nijedan pojačavač ne može da ima teoretski maksimalni izlazni napon (da bude jednak naponu napajanja), tj. vrednost mu je nešto ispod 1.

EEG pojačavači moraju da imaju opseg ulaza koji sadrži minimalne i maksimalne vrednosti EEG signala ( $\sim 10 \mu\text{V}$ ), ali i one vrednosti iz drugih fizioloških / mehaničkih procesa koji ometaju EEG, uključujući: EOG ( $\sim 100 \mu\text{V}$ ), EMG ( $\sim 10 \text{ mV}$ ) i ofset naponi ( $\sim 10/100 \text{ mV}$ ). Ako signal premaši ulazni opseg, taj višak se iseče i ne meri.

Ulazni opseg treba da bude najmanje 50 mV u režimu jednosmernog napona. Sa ovom vrednošću pojačavač će moći da snimi sve prethodno nabrojane signale bez ulaska u saturaciju.

Ulazna buka je napon ili struja šuma koju generiše unutrašnje kolo pojačavača, čak i kada na ulazu nema signala. S obzirom da EEG signal ima amplitude od samo nekoliko mikrovolti, važno je da ovaj šum bude što je moguće manji.

Pojačala su dizajnirana za prijem ulaznih napona u određenom opsegu koji se naziva dinamički opseg. Fleksibilna kontrola dinamičkog opsega postiže se podešavanjem podeoka jedinica osetljivosti  $\frac{\mu\text{V}}{\text{mm}}$  ili  $\frac{\text{mV}}{\text{cm}}$ . Tipično podešavanje za EEG je  $\frac{7 \text{ mV}}{\text{mm}}$  što dovodi do odstupanja od 3 mm do 20 mm za ulazne napone od 20 mV do 140 mV [1].

### 3.3.1 Koeficijent odbijanja zajedničkog napona

CMRR (Common-Mode Rejection Ratio) predstavlja sposobnost diferencijalnog pojačavača da eliminiše ili priguši napon zajedničkog moda  $V_{cm}$  (tj. napon koji je konstantan i na pozitivnom i na negativnom ulazu pojačavača), istovremeno pojačavajući napon diferencijalnog moda  $V_{diff}$  (tj. razliku napona između pozitivnog i negativnog ulaza). Računa se kao količnik pojačanja diferencijalnog i common mode signala, a često se zadaje u dB:

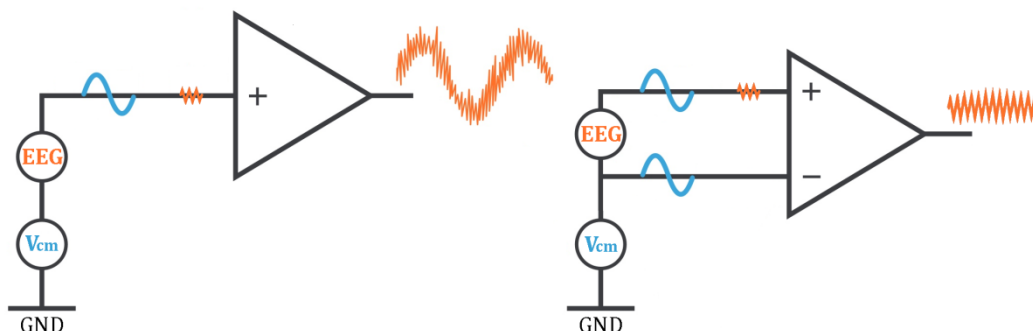
$$CMRR[\text{dB}] = 20 \log \left( \frac{A_{diff}}{A_{cm}} \right)$$

Što je veći CMRR, to će performanse pojačavača biti bolje, jer će on moći da umanjiti signale zajedničkog moda (neželjene) za veći faktor. CMRR u pojačavaču biopotencijala treba da iznosi najmanje 80 dB, premda je kod komercijalnih EEG uređaja obično oko 100 dB.

EEG pojačavači primaju signale sa elektroda sa visokom impedansom (u rasponu od nekoliko  $\Omega$  u mokrim elektrodama do nekoliko  $\text{k}\Omega$  u suvim elektrodama), stoga je važno smanjiti bilo kakvo slabljenje ionako vrlo slabe amplitude signala ( $\mu\text{V}$ ) kako bi se izbeglo gubljenje rezolucije. Ovi padovi amplitude (koji mogu biti različiti na svakoj elektrodi u zavisnosti od impedanse elektrode) umanjuju CMRR i povećavaju buku. Jedini način da se zadrži amplituda signala, bez

smanjenja impedanse elektrode, jeste upotreba pojačavača sa visokom ulaznom impedansom.

Merenje potencijalne razlike između parova elektroda vrši se pomoću diferencijalnog pojačavača (sl. 16). Ovaj *diferencijalno uravnoteženi* pojačavač oduzima napon jednog signala od drugog signala, u odnosu na istu referentnu elektrodu i pojačava signal te razlike.



**Slika 16: Princip funkcionisanja diferencijalnog pojačavača**

### 3.3.2 Koeficijent potiskivanja napona napajanja

U elektronskim sistemima, odnos potiskivanja napona napajanja PSRR (Power-Supply Rejection Ratio), je pojam koji se široko koristi za opisivanje mogućnosti elektronskog kola da suzbije bilo kakve varijacije napajanja svog izlaznog signala. PSRR je definisan kao odnos promene napona napajanja prema ekvivalentnom (diferencijalnom) izlaznom naponu koji proizvodi, često izražen u decibelima. Idealan operacioni pojačavač bi imao  $PSRR=0$ . Izlazni napon će zavisiti od povratne sprege, kao što je slučaj sa redovnim ulaznim naponima pomeranja. Ali ispitivanje nije ograničeno na DC struju; često će operacioni pojačavač takođe imati svoj PSRR na različitim frekvencijama (u tom slučaju je odnos jedna od amplituda sinusnih talasa prisutnih na izvoru napajanja u poređenju sa izlazom, pri čemu se uzima u obzir pojačanje). Do neželjenih oscilacija može doći kada je pojačavački stepen suviše osetljiv na signale koji se napajaju iz napajanja kasnijeg stepena pojačavača snage.

### 3.3.3 Monitoring elektrodne impedanse kanala

Važno je nadgledati kvalitet signala svakog kanala tokom EEG podešavanja i (ako je moguće) tokom EEG snimanja. Jedan od najvažnijih parametara koji utiče na ovaj kvalitet je impedansa senzora iliti impedansa kožne elektrode. Dakle, tipični EEG pojačavači imaju funkciju nadgledanja impedanse, bilo tokom EEG podešavanja, bilo tokom podešavanja i snimanja.

Tokom postavljanja EEG-a: prednost je što se merenje impedanse može koristiti za obezbeđivanje dobre EEG-montaže. Iz toga proizilazi i glavni nedostatak – impedansa se neće menjati tokom snimanja; kada se poklopac pravilno postavi.

Tokom podešavanja i snimanja EEG-a: prednost je u tome što se varijacije impedanse mogu pratiti tokom vremena, a samim tim se mogu ispraviti tokom snimanja i/ili uzeti u obzir tokom obrade EEG signala.

Monitor impedanse ubacuje veštački signal koji se meri EEG elektrodama. Ako je spomenuti signal unutar EEG opsega i vidi se tokom snimanja, EEG podaci mogu biti kontaminirani. To može postati problematično kada se signal za nadgledanje impedanse koristi na niskim frekvencijama, jer će kasnije postati nemoguće analizirati. Iz tog razloga, praćenje impedanse tokom snimanja mora biti na višim frekvencijama od EEG opsega.

Prilikom izbora EEG sistema – monitor impedanse tokom podešavanja je veoma poželjna karakteristika. EEG sistemi visokih performansi takođe imaju ovu funkciju dostupnu tokom EEG snimanja, ali ona treba da radi na visokim frekvencijama, izvan EEG frekvencijskog opsega (iznad 60 Hz u uobičajenim postavkama i iznad 80 Hz kada se istražuje gama opseg).

### **3.4 A/D konverzija**

Za digitalne EEG sisteme je karakteristično pretvaranje analognog signala u digitalni pomoću ADC (Analog Digital Converter) koji kodira svaku vrednost napona pomoću određenog broja bitova.

Da bi se analogni signal pretvorio u digitalni, potrebno je prvo izvršiti odabiranje EEG signala u ekvidistantnim vremenskim intervalima. Rezoluciju ADC određuje najmanja promena amplitude koju možemo registrovati odabiranjem. Pri izboru pojačanja i rezolucije ADC treba paziti na to da se omogući registrovanje najmanje promene vrednosti EEG signala, a da ne dođe do odsecanja signala pri velikim promenama njegove vrednosti. Frekvencija odabiranja ADC mora da zadovolji Nikvistov kriterijum; mora biti najmanje 2 puta veća od najviše frekvencije EEG-a koja nam je od interesa (u praksi je to bar 5 puta).

Termin rezolucija se odnosi na najmanji deo signala koji se može registrovati, a koji se definiše količnikom ulaznog opsega pojačavača i broja nivoa kvantizacije ( $2^n$  bita).

Iako postoji ogroman izbor zasebnih čipova ADC se najčešće realizuje u sklopu MCU. Analiza EEG-a možemo vršiti u vremenskom ili frekventnom domenu. U frekvencijskom domenu, kao što je prikazano u tabeli, niže frekvencije imaju tendenciju da budu povezane sa manje aktivnim stanjima, a više frekvencije sa više alarma i aktivnih stanja. Tako, na primer, opuštanje EEG-a aplikacija može uključivati povratno informisanje o višim i nižim frekvencijskim opsezima, podsticanje povećanja donjeg opsega frekvencija i smanjenja višeg opsega frekvencija.

Iako se po Nikvistovom kriterijumu uzima frekvencija odabiranja 160 Hz za opseg do 80 Hz (po 2 uzorka za svaku periodu signala), u praksi standardna kola imaju minimalno 256 Hz, dok se kod nekih medicinski značajnih procedura zahteva i 512 Hz. Pošto su ovo sve niske frekvencije, tj. za sadašnje generatore

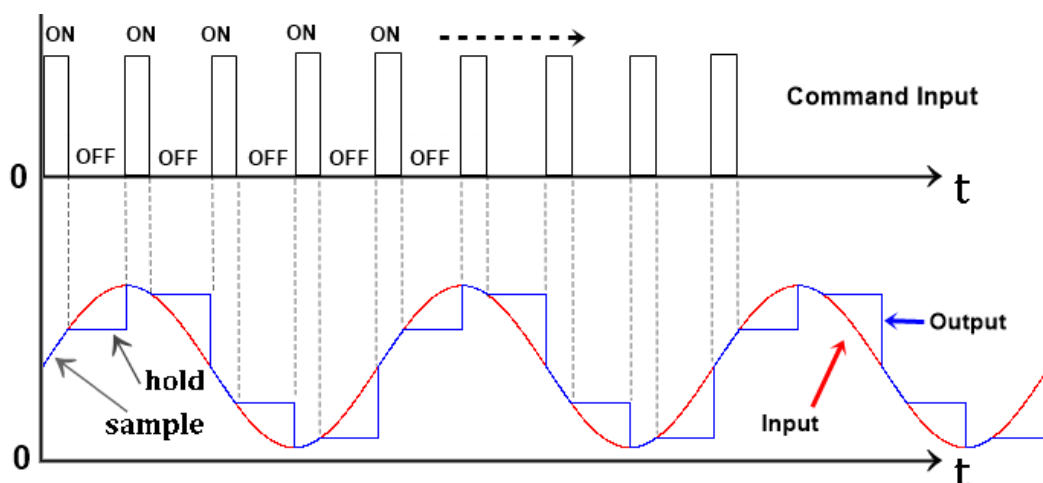
takta imamo mali broj bita koje treba prenositi svake sekunde, pa za snimanja možemo reći da se izvode u realnom vremenu.

Jedan od najjednostavnijih načina izvođenja ADC je da se prvo napon koji merimo pretvara u proporcionalnu frekvenciju, a zatim dovodi na prethodno opisano digitalno merilo frekvencije. Iako je ovaj oblik ADC-a jednostavan za razumevanje, rezultujuća merenja u praksi nisu previše precizna, a postoji mnogo više boljih načina za konverziju iz analognog u digitalni. Postoje dva glavna tipa ADC: sukcesivna aproksimacija i fleš. Prvi tip se približava naponu polovljenjem odgovarajućih podopsega, gde svaki daje po 1 bit konačne vrednosti. Ovi ADC-ovi su relativno spori, ali mogu biti vrlo precizni (12 bita ili više). Flash ADC rade sva potrebna poređenja odjednom, tako da rade brzo, ali obično sa manjom rezolucijom (npr. 8 bita).

### 3.4.1 SAR ADC

Međunarodni standardi navode apsolutnu minimalnu rezoluciju ADC-a koji se koristi u svrhu merenja EEG-a kao 11 bita, a *preporučuje* se da bude bar 12. Na tržištu postoji nekoliko dominantnih vrsta ADC, sa potpuno različitim principima rada. Oni koji zadovoljavaju spomenutu bitnost, a pritom su relativno jeftini jesu SAR (Successive Approximation Register) ADC, koji se sastoje iz sledećih celina:

- S/H (Sample & Hold) kolo (sl. 17), kao što mu i samo ime govori, odabira ulazni analogni signal  $V_{in}$  na osnovu komandnog taktnog signala i pritom zadržava izlaznu vrednost na svom izlazu dok traju zasebne periode.
- Analogni komparator napona koji upoređuje  $V_{in}$  sa izlazom internog DAC-a (Digital-Analog Converter) i daje rezultate poređenja u registar uzastopne aproksimacije (tj. SAR).
- Podsklop u registru sukcesivne aproksimacije dizajniran za isporuku približnog digitalnog koda  $V_{in}$  na interni DAC.
- Interni referentni DAC koji, za poređenje sa  $V_{ref}$ , isporučuje komparatoru analogni napon jednak izlazu digitalnog koda SARin.



Slika 17: Princip rada S/H kola

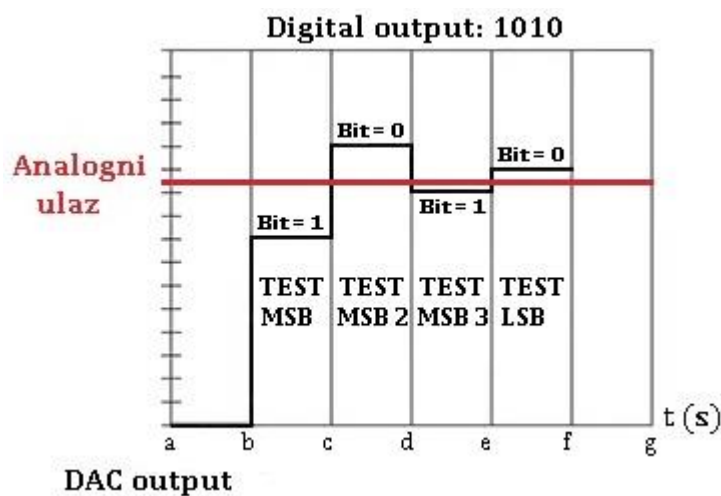
Maksimalni ulazni napon koji se može priključiti na konvertor,  $V_{ulaz}$  je jednak naponu pune skale (full scale voltage), tj.  $V_{ulaz} = V_{fs}$ , dok je na izlazu DAC maksimalni napon  $V_{outmax}$  za 1 LSB (Least Significant Bit) manji. Pod ovakvim uslovima DAC će, kad je MSB (Most Significant Bit) postavljen na jedinicu (MSB=1), a svi ostali na nulu, generisati napon:

$$V_{out} = \frac{V_{fs}}{2}$$

Sledeći bit (MSB2) ima težinu  $\frac{V_{fs}}{4}$ , odnosno, pošto se radi o binarnom DAC, svaki naredni bit ima za upola manju težinu od predhodnog.

Konverzija počinje tako što, nakon priključenog  $V_{in}$ , kontrolno logičko kolo postavi logičku jedinicu u bit najveće težine registra sukcesivnih aproksimacija (MSB). DAC generiše izlazni napon  $\frac{V_{fs}}{2}$  koji se poredi sa  $V_{in}$ . Ako je  $V_{in}$  veće, MSB bit digitalnog ekvivalenta napona  $V_{in}$  je 1, a ako je  $V_{in}$  manje, tada je taj bit 0. Kontrolna logika, na osnovu izlaza komparatora resetuje (ako je  $k=0$ ), ili ne resetuje (ako je  $k=1$ ) MSB flipflop u registru sukcesivnih aproksimacija, čime je definisan bit najveće vrednosti  $Q_{n-1}$  izlazne informacije, a zatim postavlja drugi bit po težini MSB2 na logičku jedinicu.

Komparator poredi novu vrednost  $V_{out}$  (koja je  $\frac{V_{fs}}{4}$  ili  $\frac{3V_{fs}}{4}$  u zavisnosti rezultata dobijenog u poređenju sa bitom najveće vrednosti) sa  $V_{in}$ , a zatim kontrolna logika, na osnovu izlaza komparatora odlučuje da li da resetuje flipflop za taj bit (MSB2) i time je definisana vrednost drugog bita po težini. Kontrolna logika postavlja sledeći bit koji ima težinu upola manju od predhodnog na logičku jedinicu. Proces poređenja i postavljanja narednih flipflopova se nastavlja sve do LSB. U zavisnosti od logičkog nivoa komparatora flipflop bita najmanje težine se resetuje ili ostaje logička jedinica. Time je konverzija završena. Na sl. 18 data je i vizuelna reprezentacija postupka konverzije SAR ADC.



Slika 18: Rad SAR ADC-a



Ako se ulazni analogni napon promeni za više od  $\pm \frac{1}{2}$  LSB, postoji velika šansa da je izlazna digitalna vrednost greška. Da bi ADC davao tačne rezultate, ulazni analogni napon treba da bude konstantan tokom trajanja pretvorbe.

Na osnovu sprovedene analize funkcionisanja SAR ADC mogu se definisati uslovi za sintezu registra sukcesivnih aproksimacija (SAR) i kontrolne logike:

- Konverzija analognog signala u digitalni binarni kodovan broj od n cifara se obavlja u n+1 taktnom intervalu, od kojih prvi ( $t_0$ ) inicijalizuje sekvencu sukcesivnih aproksimacija, a poslednji ( $t_n$ ) označava kraj konverzije.
- Start konverzije se zadaje asinhrono u odnosu na taktni impuls ADC-a.
- Vreme između dva susedna taktna impulsa treba da je dovoljno dugačko, kako bi isteklo vreme postavljanja DAC konvertora, kašnjenja kroz komparator i kašnjenja kroz kontrolnu logiku.
- Flipflopovi registra sukcesivnih aproksimacija (SAR registra) treba da imaju mogućnost pojedinačnog postavljanja i resetovanja.
- Ulazni napon  $V_{in}$  ne sme da se menja u toku konverzije, s obzirom da se flipflopovi postavljaju bit po bit, dok već postavljeni flipflopovi, u slučaju promene  $V_{in}$ , ne mogu da promene stanje.

Vreme konverzije ADC sa sukcesivnim aproksimacijama ja dato izrazom:

$$t_{SAR\_ADC} = (n + 1)T_c$$

gde je n bitnost konvertora, a  $T_c$  perioda CLK (Clock) signala. Minimalna perioda ponavljanja zavisi od vremena postavljanja DAC; od kašnjenja kroz komparator i kašnjenja kroz registar sukcesivnih aproksimacija sa pripadajućim logičkim kolima. Dominantan uticaj na vreme konverzije ima vreme postavljanja DAC, pošto je ovo vreme često i za red veličine duže od ostalih kašnjenja u mreži. Tipično vreme konverzije za 12-bitne integrisane SAR ADC je od 1  $\mu$ s za najbrže, do nekoliko desetina  $\mu$ s za sporije.

Brzina rada je ograničena sa:

- vremenom smirivanja DAC,
- komparatorom, koji za određeno vreme mora da detektuje male razlike između  $V_{in}$  i  $V_{out}$ ,
- vremenom izvršavanja logičkih operacija.

Maksimalno smirivanje DAC je najčešće određeno smirivanjem MSB-a. Linearnost celokupnog ADC je limitirana linearnošću DAC. Zbog toga, SAR ADC sa rezolucijom preko 12 bita često zahtevaju neku vrstu kalibracije ili dodavanje novih komponenti da bi se postigla neophodna linearnost. Dodavanje novih komponenti donosi sa sobom i problem slaganja (uparenosti) komponenti. Zbog svega navedenog, u praksi najčešće srećemo realizacije sa rezolucijom do 12 bita.

Najvažnije prednosti SAR ADC su: mala potrošnja, visoka rezolucija i to što zauzimaju malo mesta na silicijumskoj pločici.

Mane su im relativno mala brzina odabiranja, kao i zahtevi da tačnost pojedinih delova (DAC i komparator) bude na nivou tačnosti celog sistema.

### **3.5 Zaštitna kola**

Svako projektovanje električnih kola podrazumeva i upotrebu zaštite od prenapona, koja otklanja visoke napone koji se javljaju preko napajanja (definišu se kao porast napona napajanja za bar 20 % u odnosu na nominalnu vrednost). Inače bi oni spržili komponente i povredili ispitanika.

#### **3.5.1 Vrste prenapona**

Postoje dve vrste prenapona:

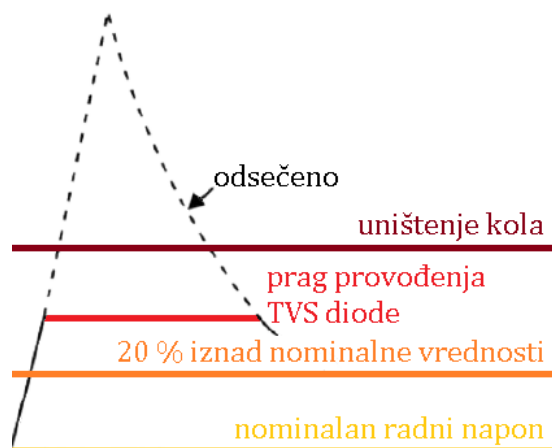
- Tranzijentni – kratki (reda desetina us, u većini sistema to je oko pola radnog ciklusa) i veoma visoke amplitude (i do desetine hiljada volti); usled brzog prenosa velike količine energije, oštećenja izolacije desiće se naglo pražnjenje provodnika ispod ka masi, mogu se javiti pri uključivanju/isključivanju napajanja koje je prikačeno na kondenzator, i ako dođe do pojave rezonancije u sistemu, što bi ih samo dodatno pojačalo.
- Permanentni – dugotrajni (trajanje im mora biti bar nekoliko radnih ciklusa) i ne tako visoke amplitude; to je pomeranje linije napajanja koje u nekim situacijama neće oštetiti kolo već će mu samo poremetiti rad. Nastaju usled nagle promene smera toka snažne struje (npr. u nekom DC motoru).

Prenaponi mogu da dođu i preko ulaza ili izlaza u kolo, ako je nekoliko uređaja povezano na provodnu ili poluprovodnu sredinu, tj. može se reći da dolazi do „kratkog spoja“ sa npr. defibrilatorom, i prenosa elektrostatičkog pražnjenja ka EEG-u. Mogu da se nakače i spolja, usled promene smera elektromagnetnog polja, takvi su i najjači (i do deset hiljada volti) i za njih se koristi nekolikotipova specijalne provodne linije male otpornosti povezanih na masu.

#### **3.5.2 Diode za zaštitu od tranzijentnih prenapona**

Za zaštitu od tranzijentnih napona koriste se bidirekzione TVS (Transient Voltage Suppressor) diode. One rade na principu lavinskog proboja, tokom kojeg će ograničiti napon na svoju graničnu vrednost, tako što će ga celog provesti ka masi.

Na sl. 19 dato je u opštem slučaju nekoliko karakterističnih naponskih granice koje su bitne pri opisu rada sa visokim naponima.



**Slika 19: Naponske granice pri korišćenju TVS diode**

Bitne karakteristike TVS dioda su:

- Struja curenja – količina struje sprovedena kada je primenjeni napon ispod maksimalnog obrnutog napona odstupanja.
- Maksimalni obrnuti naponski nivo – napon ispod kojeg se ne javlja značajna provodljivost.
- Probojni napon – napon pri kojem se javlja neka specifična i značajna provodljivost.
- Stezni napon – napon na kojem će uređaj provoditi svoju potpuno naznačenu struju (stotine do hiljade ampera).
- Parazitna kapacitivnost – dioda koja ne vodi se ponaša poput kondenzatora, koji može iskriviti i oštetiti signale velike brzine. Uopšteno se preferira niža kapacitivnost.
- Parazitna induktivnost – budući da je stvarno prebacivanje prenapona ekstremno brzo, induktivnost komponente je ograničavajući faktor brzine odziva.
- Količina energije koju može da apsorbuje – TVS dizajnirana da izdrži visoke veoma napone mora biti fizički velika. Ako je ovaj parametar premali, prekomerni napon će možda uništiti TVS i ostaviti krug nezaštićenim.

### **3.5.3 Dioda za zaštitu permanentnih prenapona**

Za permanentne prenapone koriste se bidirekzione (duple) Zener diode okrenute jedna prema drugoj koje u seriji prekidaju obe polovine ulaznog signala. Duple Zener diode mogu se koristiti ne samo za preoblikovanje signala, već i za sprečavanje skokova napona koji utiču na kola povezana na napajanje.

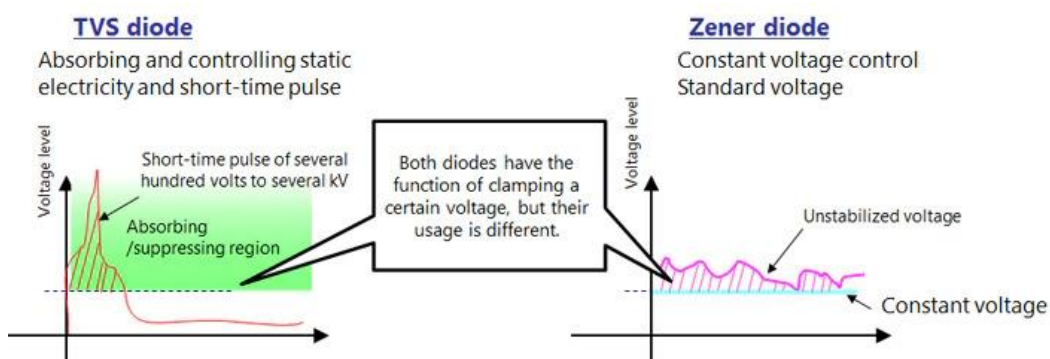
Zener diode se proizvode sa širokim rasponom napona i mogu se koristiti za davanje različitih referenci napona. Komercijalne zener diode dostupne su sa probojnim naponima u rasponu od 2,4 V do 33 V, tolerancije od 1 % do 5 %. Treba imati na umu da će jednom provoditi u inverznom probojnom području

punu struju kroz cener diodu, pa mora biti izabran odgovarajući otpornik za ograničavanje struje.

Slično slučaju sa TVS diodama, za Zener diode se definišemo:

- Zenerov napon – obrnuti (probojni) napon, čija vrednost ide od 2,4 V do oko 200 V; može da dostigne i do 1 kV, što zavisi od tehnike izrade i korišćenog tipa pakovanja. Izlazni talasni oblik će se zakačiti na Zenerov napon kao + 0.7 V (naponski pad druge diode).
- Maksimalna Zenerova struja – maksimalna struja pri nominalnom Zenerovom naponu; od 200  $\mu$ A do 200 A.
- Minimalna Zenerova struja – minimalna struja potrebna za rad diode; od 5 mA do 10 mA.
- Oznaka snage – maksimalna snaga koju Zener dioda može rasipati; daje se na osnovu proizvoda napona na diodi i struje koja prolazi kroz nju. Tipične naponske vrednosti su: 0.2 V, 0.4 V, 0.5 V, 1 i 5 V.
- Tolerancija napona – obično je  $\pm 5\%$ .
- Temperaturna stabilnost – najbolja je na oko 5 V.
- Pakovanje – olovni uređaji sa površinskim nosačem, diskretni uređaji ili u sklopu integrisanog kola.
- Zenerov otpor – neminovni otpor protoku struje pri probouju.

Važna razlika između Zener dioda i TVS dioda je brzina reakcije i rasipanje snage (sl. 20): Zener će stezati napon u stabilnim stanjima, ali neće uhvatiti brze skokove ESD-a (Electro-Static Discharge) ili sličnih događaja. TVS će brzo reagovati i uhvatiti šiljak, ali nije dizajnirana da spreže nastavak prenapona.



**Slika 20: Pojašnjenje rada TVS (levo) i Zener (desno) diode**

Za permanentni napon koriste se i otpornici koji će da naprave pad napona pre nego što dođe na ulaze pojačavača.

Sem visokih napona i RF talasi predstavljaju problem na ulazima kola. Za njih se koriste obična RC kola, tj. pasivni filtri.

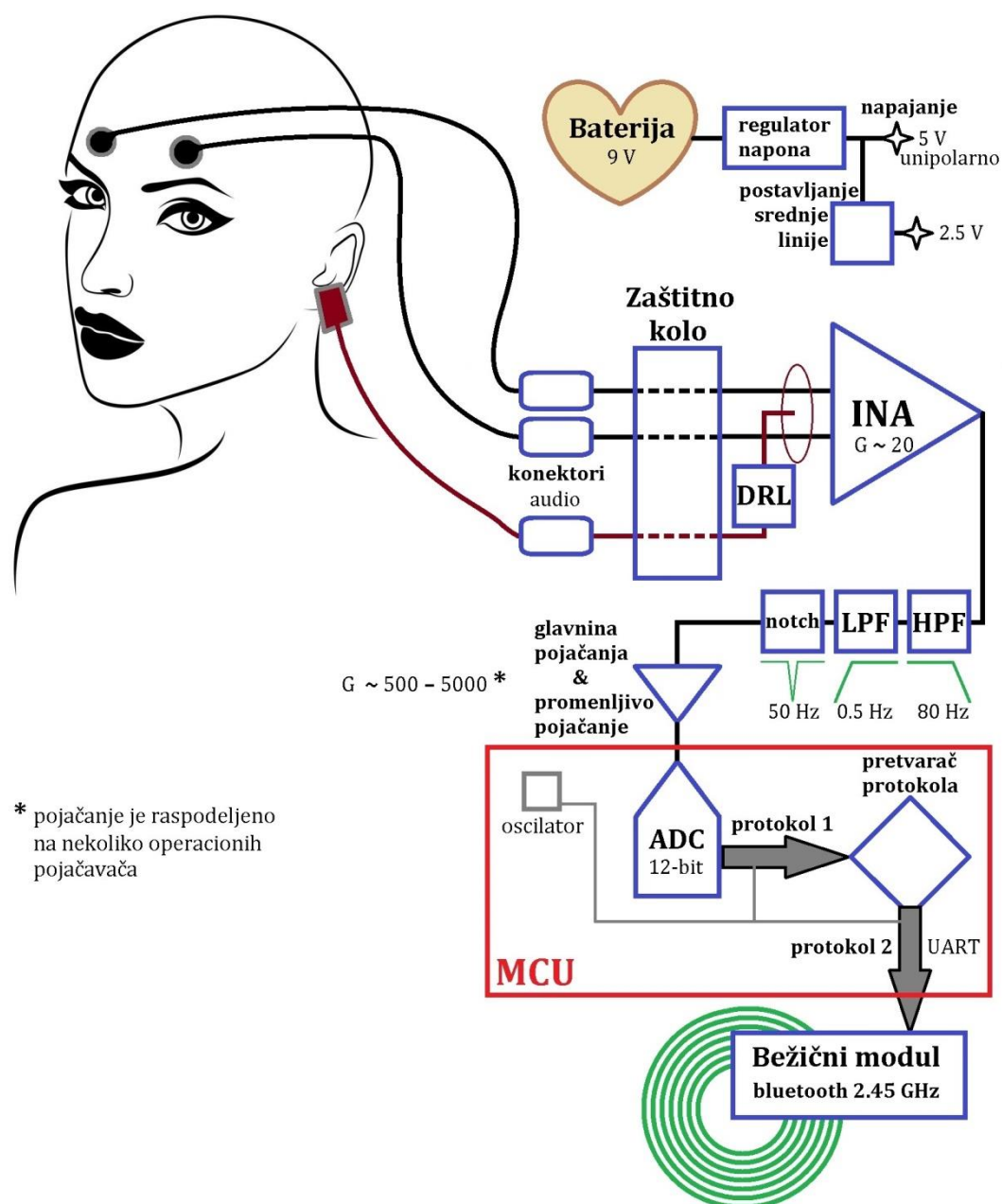
Za efikasan rad zaštite treba obezbediti najkraći put (onaj sa najmanjom induktivnošću) za brze prelazne impulse (kao što je ESD). To se radi postavljanjem TVS što je moguće bliže ulazu na ploču. Kondenzator bi tada bio malo dalje (u zavisnosti od rasporeda i dizajna) i otpornik (koji se bavi samo vrlo

sporim ili stacionarnim situacijama) na kraju. Pošto imamo problem i sa RF zračenjem – treba nam RC filter; pa će odmah posle otpornika stavljati kondenzator.

### 3.6 Blok šema EEG modula

Na osnovu do sada napisanog može se zaključiti šta nam sve treba – koje sve komponente naš uređaj treba da sadrži da bi svi uslovi bili zadovoljeni. Na sl. 21 data je blok šema (jednokanalnog) EEG uređaja, u kojoj se vidi redosled kojim ulazni signali moraju proći kroz kolo.

Pošto signali u oba kanala moraju proći kroz identičnu obradu, u daljem tekstu će biti prikazivana praktična rešenja problema pri prenosu samo za jedan od njih.



Slika 21: Blok šema EEG uređaja

## 4. Šema u KiCad-u

KiCad je besplatni open-source softverski paket za automatizaciju elektronskog dizajniranja električnih kola. Uz njega dolaze mnoge biblioteke komponenti, pored kojih korisnici imaju mogućnost dodavanja novih komponenti (skinutih sa interneta ili lično dizajniranih), koje mogu biti dostupne isključivo jednom projektu ili instalirane za upotrebu u bilo kom projektu. KiCad nam nudi kompletan postupak projektovanja naše pločice, tj. sve do izrade PCB modela na osnovu kojeg je fizički pravimo (bilo ručno ili pomoću specijalizovanih industrijskih mašina), osim simulacije njenog rada. Ovde se koriste samo bazične konfiguracije raznih kola, no onda kada to nije slučaj u tu svrhu moramo koristiti neki drugi program, npr. LTSpice.

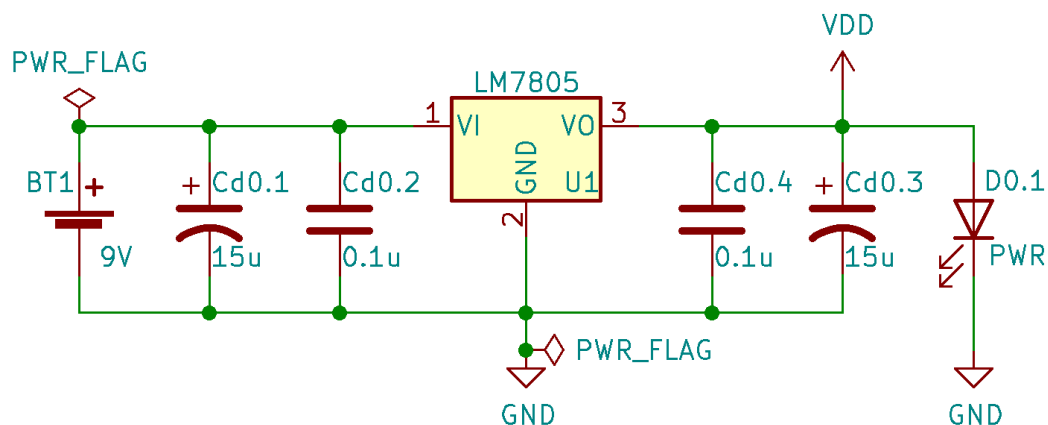
EEG signali su reda veličine  $10^{-6}$  V, te se zbog toga pojačavaju i do  $10^5$  puta, što je teško omogućiti linearno pojačanje jer su mali signali osetljivi na šumove. Osim što pojačavač pojačava signal, mora i da svede neželjene pojave na minimum (npr. 10 puta manje od korisnog signala).

Ulazni napon registrovan elektrodama prvo dolazi do zaštitnog bloka na ulazu pojačavača. Svrha ovog bloka je da zaštiti i ispitanika i uređaj od napona visoke amplitude. Nakon toga sledi prvi predpojačavač baziran na INA, zatim izlazni pojačavački blok sa HPF i LPF, pa notch filter koji eliminiše smetnju od 50 Hz, a na kraju nam treba i blok za promenljivo pojačanje. Ovo sve važi u teoriji, dok je praktična realizacija nešto drugačija, premda ne odstupa puno od do sada navedenog.

Vidimo da se pojačanje deli na više *stepeni*, jer se ne može napraviti jedan pojačavački blok koji će imati sve navedene karakteristike (veliko pojačanje, velika ulazna impedansa i filtriranje signala), tj. uvek bi se morao nalaziti kompromis.

### 4.1 Napajanje pločice

Za napajanje se koriste baterije od 9 V (npr. alkalne), koje će nam duže obezbeđivati napajanje našeg kola sa komponentama koje rade na 5 V. Analogno IC LM7805 (sl. 22) služi za kontinualnu stabilizaciju napona sa 9 V na 5 V. Oznaka 78 nam govori da se radi o pozitivnom naponu, a 05 koliko se V dobija na izlazu komponente.



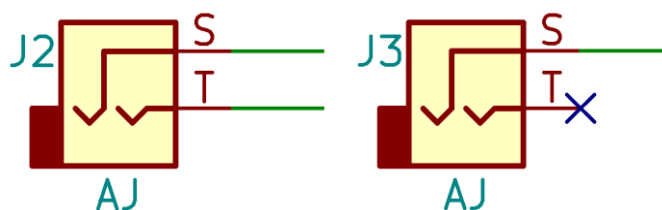
**Slika 22: Kolo za napajanje i stabilizaciju napajanja pločice**

Polarizovani kondenzatori velike kapacitivnosti Cd0.1 i Cd0.3 služe za održavanje naponskog nivoa pri sporotalasnim promenama napajanja, dok su keramički Cd0.2 i Cd0.4 za brze promene. Kondenzatori za stabilizaciju su standardni deo električnih pločica i postavljaju se što je bliže moguće svakoj aktivnoj komponenti.

LED (Light Emission Diode) označena sa PWR nam služi kao vizuelni indikator napajanja, tj. ako ne svetli – baterija se suviše ispraznila.

## 4.2 Audio priključci

Konektori koji su ovde iskorišćeni za prijem i slanje signala između ljudskog tela i uređaja su veoma rasprostranjeni i lako dostupni dvopolni audio priključci (sl. 23) od (najčešće) 3.5 mm.

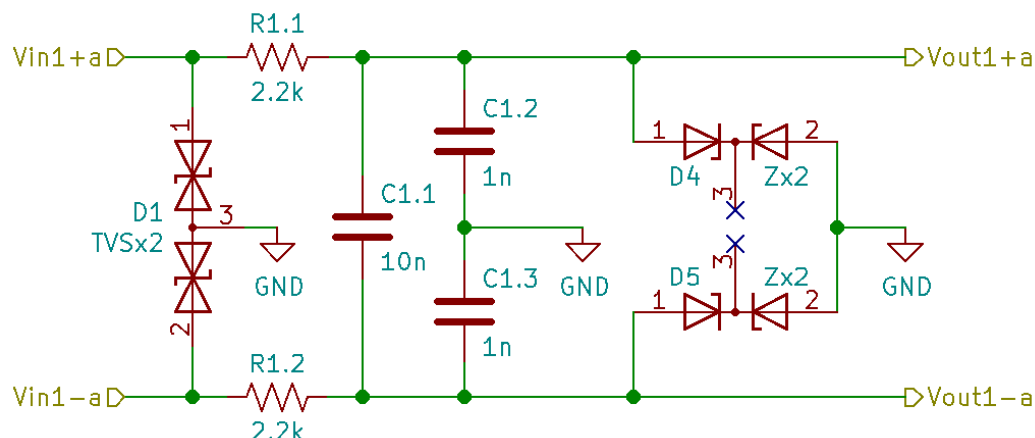


**Slika 23: Audio konektor za regularan kanal (levo) i za DRL (desno)**

## 4.3 Kolo za zaštitu od prenapona

Na sl. 24 prikazana je kompletna zaštita od visokih napona i RF talasa TVS diodni par D1 se koristi za zaštitu od ESD (npr. od defibrilatora; ako se koristi uporedo sa EEG-om). Iz [2] vidimo da otpornici R1.1 i R1.2 zajedno sa kondenzatorima C1.1, C1.2 i C1.3 formiraju LPF protiv RF smetnji [3]. INA333 u sebi već ima ugrađene RF filtre [4], ali kada su komponente jeftine i vrlo malih dimenzija, a RF talasi su svuda oko nas, možemo se voditi principom *dvaput je bolje no jednom*. R1.1 i R1.2 imaju i ulogu da ograniče obe vrste prenapona, tj. iskorišćen je samo jedan par otpornika za obe funkcije. Duple Zener diode D3 i

D4 se uključuju onda kada napon na pređe određeni prag (koji je definisan njihovim modelom).



Slika 24: Zaštitno kolo

## 4.4 Predpojačavač

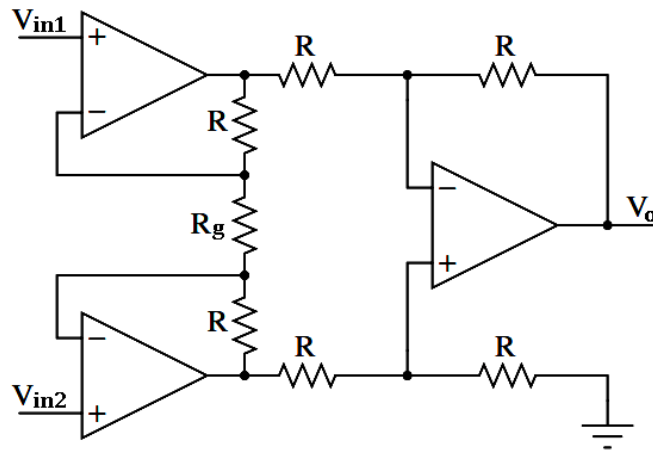
Uloga predpojačavača je višestruka i veoma bitna za pravilan rad pojačavačkih sklopova koji rade sa ekstremno malim ulaznim signalima, jer su kao takvi najranjiviji na dejstvo šumova. U tu svrhu je osmišljen INA (Instrumentation Amplifier); za kvalitetno prikupljanje i pojačavanje signala malih amplituda i slabljenje šumova, a tu se pre svega misli na common mode signal.

Postoji mnoštvo konfiguracija INA, no ispostavilo se da tokom razvoja i nadograđivanja broj prednosti povećavao, a pritom *nije dolazilo do nekih novih nedostataka*. Tu se misli čak i na cenu, jer iako su modernije realizacije skuplje, i dalje su same po sebi veoma jeftine, jer je tehnologija izrade jednostavna, brza i proizvodi se na veliko, a sami materijali lako dostupni.

### 4.4.1 Struktura standardnog INA

INA se najčešće javlja u vidu monolitno izrađene dvostepene kombinacije 3 OPA (Operational Amplifier) (sl. 25). Prvi stepen čine baferi, koji obezbeđuju ogromnu ulaznu otpornost (najčešće je nekoliko desetina  $G\Omega$ ), dok je drugi stepen običan diferencijalni pojačavač, za eliminaciju common mode signala.





**Slika 25: Realizacija INA sa 3 OPA**

Pojačanje se reguliše putem spoljašnjeg otpornika  $R_g$ , a unutrašnji otpornici su laserski trimovani da imaju iste vrednosti po parovima ili čak jednu zajedničku.

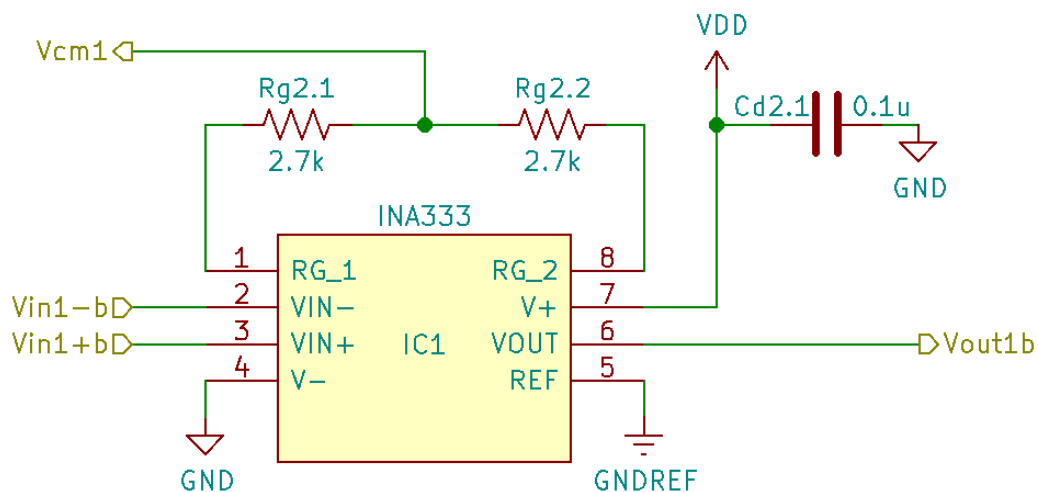
#### 4.4.2 Karakteristike INA

Osnovne karakteristike dobrog INA su:

- Visoka tačnost pojačanja, koje u nekim primenama treba da bude i veliko.
- Pojačanje treba lako podesiti pomoću jedne kontrole (otpornika).
- Visoku ulazna i niska izlazna impedansa, da bi se izbeglo opterećenje.
- Visok CMRR, jer će u suprotnom izlaz pretvarača obično sadržavati signale uobičajenog režima kao što je šum kada se prenosi preko dugih kablova.
- Visoka brzina rada, da bi se mogao nositi sa ostrim promenama ulaznog signala uz maksimalno nenarušeno oscilovanje izlaza.
- Što je veća ulazna impedansa pojačavača, to će imati bolji odziv na visoku impedansu elektrode. EEG snimci imaju impedanse elektroda u rasponu od  $1\text{ k}\Omega$  do  $1\text{ M}\Omega$ . Prema tome, pojačavač treba da ima zajedničku ulaznu impedansu od najmanje  $100\text{ M}\Omega$  (tj. 100 puta veću impedansu elektrode), tako da će slabljenje signala biti ograničeno na ispod 1%.

#### 4.4.3 INA333

INA333 (sl. 26) kompanije Texas Instruments je ekonomičan INA dizajniran za razne finije upotrebe (gde se ne očekuje ogromno pojačanje ili rigidnost pri radu), a pritom omogućava i *rail to rail* pojačanje. Takođe, radi na veoma niskoj struji što ga čini pogodnim za aplikacije koje koriste baterijsko napajanje.



**Slika 26: Instrumentacioni pojačavač**

Pojačanje mu se računa kao:

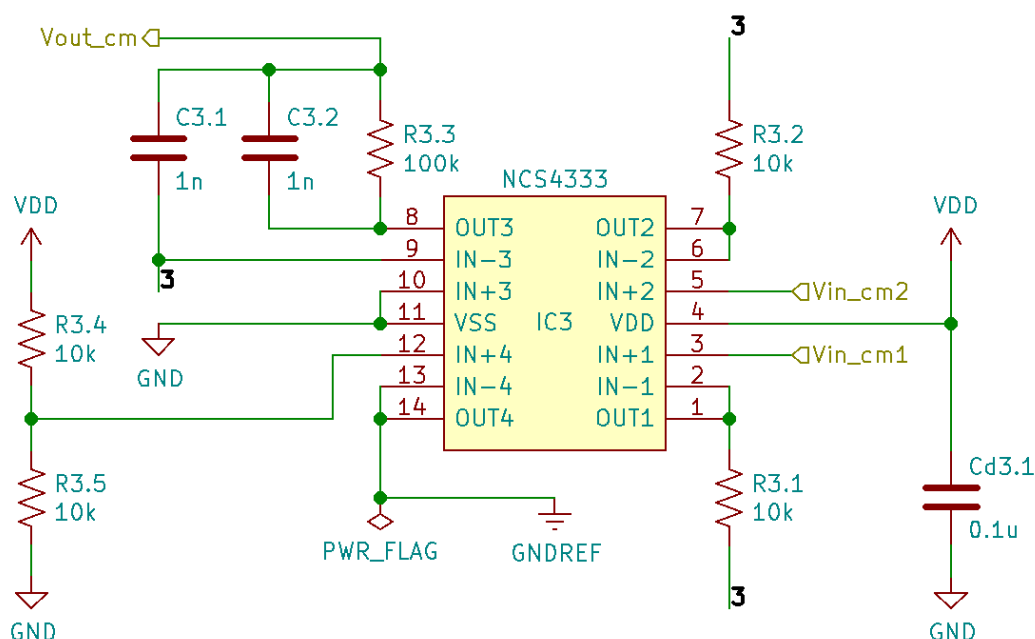
$$G = 1 + \frac{100k}{R_g}$$

Zbog potrebe da uzimamo Vcm sa ulaza, Rg je realizovan preko redne veze dve otpornosti od po 2.7 kΩ, tj. G za Vdiff će biti oko 19.5 puta.

#### 4.5 Kolo za realizaciju DRL-a i srednje linije

IC NCS4333 (sl. 27) kompanije On Semiconductor je monolitni 4-u-1 OPA, čija je najbitnija generalna prednost niska cena, a kada je u pitanju ova primena odličan je za merenje biopotencijala, jer:

- radi na malim naponima,
- *rail to rail* izlaz,
- ima jako nizak i vremenski konzistentan/održiv offset,
- nizak Braunov šum,
- ogromnu ulaznu otpornost i za Vdiff i za Vcm,
- CMRR oko 120 dB,
- Testiranjima koja je sproveo proizvođač je ustanovljeno da se *može* koristiti u medicinskoj aparaturi.



**Slika 27: 4-u-1 operacioni; za DRL i postavljanje referentne linije**

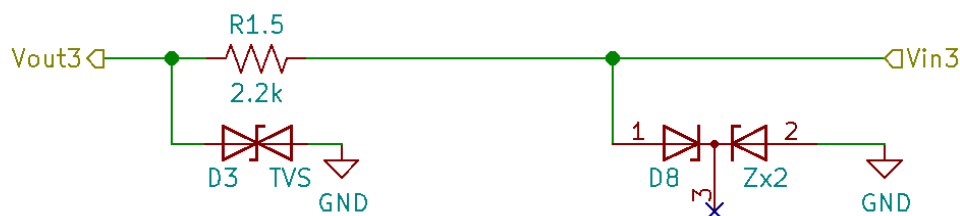
3 od 4 OPA, označeni sa indeksima 1-3, formiraju DRL kolo – gde su OPA 1 i 2 baferi koji prenose Vcm signale od mernih kanala ka pojačavaču 3, koji zbog kondenzatora C3.1 igra ulogu integratora.

Otpornik R3.3 služi da izoluje DRL kolo od signala iz okoline, a kondenzator C3.2 mu poboljšava stabilizaciju u radu sa frekvencijama višim od 50 Hz.

OPA 4 služi za postavljanje srednje linije putem naponskog razdelnika sa otpornicima R3.4 i R3.5. Pošto se koristi unipolarno napajanje, da nema podizanja reference izgubili bi smo donju polovinu signala.

#### 4.5.1 Kolo za zaštitu DRL kanala

Isto kao i kod kanala za prenos korisnog signala, i kod DRL-a nam je potrebna zaštita od prenapona (sl. 28). RF zračenje ovde ne pravi problem jer će biti filtrirano ulaznim LPF-om, a TVS, Zener i otpornik imaju iste uloge kao i pre.



**Slika 28: Zaštita na izlazu iz DRL**

## 4.6 Filtersko-pojačavačko kolo

Pošto je nama koristan EEG signal od 0 Hz do 80 Hz, moramo da primenimo uskopojasni filter nad tim opseg, a njega ćemo lako dobiti kombinacijom LPF i HPF.

Ovde se neće koristiti naprednije filterske konfiguracije, jer:

- Nisu neophodne.
- Teško bi bilo realizovati dobar propusni opseg, jer visoku tačnost granica odsecanja ne možemo da garantujemo, a propusni opseg ne samo da je uzan, nego mu je donja granica jako blizu 0 Hz, gde se krije mnoštvo šumova.

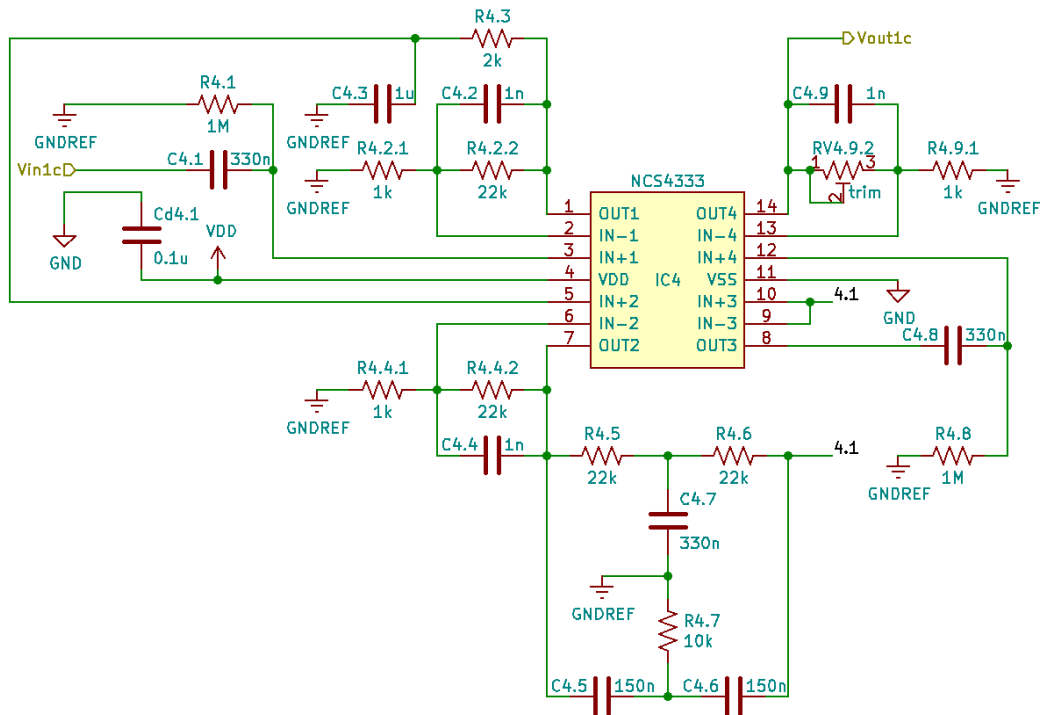
Svi filteri koji će se koristiti su najobičniji pasivni ili aktivni RC filteri 1. reda, a shodno tome svima će im se granična frekvencija računati po opštoj formuli:

$$f_g = \frac{1}{2\pi RC}$$

Analogno tome, sva pojačanja su realizovana na najprostiji način – preko neinvertujućih jednostepenih OPA sa:

$$G = 1 + \frac{R_{povratna\ sprega}}{R_{ulazno}}$$

Filtersko kolo za svaki od mernih kanala je isto realizovano preko NCS4333 čipa (sl. 29), a sem filtriranja njegov zadatak je i da unese višestepeno pojačanje.



Slika 29: 4-u-1 operacioni pojačavač za filtriranje

Idući od ulaza Vin1c ka izlazu Vout1c celog sklopa nailazimo na:

1. Pasivni HPF (R4.1 i C4.1) granične frekvencije 0,48 Hz.
2. Neinvertujući pojačavač (OPA 1, R4.2.1 i R4.2.2, C4.2) pojačanja  $G = 23$ , dok kondenzator C4.2 zajedno sa R4.2.2 formira filter koji će propuštati visoke frekvencije. Ovaj filter u sklopu pojačavača služi kao dodatna mera za eliminaciju smetnji (granica mu je na  $\sim 7,2$  kHz).
3. Pasivni LPF (R4.3 i C4.3) granične frekvencije 79,6 Hz.
4. Neinvertujući pojačavač (OPA 2, R4.4.1 i R4.4.2, C4.4), koji je identičan prethodnom.
5. Pasivni twin-T notch filter (R4.5-7 & C4.5-7) koji je podešen na 50 Hz.
6. Bafer (OPA 3) koji izoluje (radi smanjene opterećenosti) notch od sledećeg dela kola.
7. Pasivni HPF (R4.7 i C4.8) identičan onom sa početka. Ovaj filter je izuzetno bitan, jer je signal na njegovom ulazu pojačan 529 puta (tj. 2 puta po 23). Ako posmatramo po nas najgori mogući slučaj – maksimalan ofset za svaki od OPA iz NCS4333 je pozitivnih 30  $\mu$ V [3]. U tom slučaju imali bi smo:
  - I. 30  $\mu$ V puta 23 na izlazu iz OPA 1,
  - II. dobijenih 690  $\mu$ V + novih 30  $\mu$ V, pa to sve puta 23 na izlazu iz OPA 2,
  - III. dobijenih 16560  $\mu$ V + 30  $\mu$ V, za konačnih 16.59 mV na izlazu iz OPA 3. Ovo samo po sebi nije problem, no imamo još jedan stepen pojačanja.
8. Neinvertujući pojačavač (OPA 4, R4.9.1 i R4.9.2, C4.9) koji se od predašnjih razlikuje po tome što mu je mesto otpornika stalne vrednosti u povratnoj sprezi trimerni potencijometar R4.9.2. U slučaju da je potencijometar okrenut na 0  $\Omega$  on igra ulogu bafera, a ako je na maksimumu (npr. 10 k $\Omega$ ) dobijamo pojačanje 11 od puta.

Vidimo da se ukupno pojačanje (uključujući i 19.5 puta od INA) korisnog signala kreće u opsegu od  $\sim 10300$ , pa sve do  $\sim 113500$  (u zavisnosti od položaja skale potencijometra).

## 4.8 Mikrokontroler i njegova komunikacija

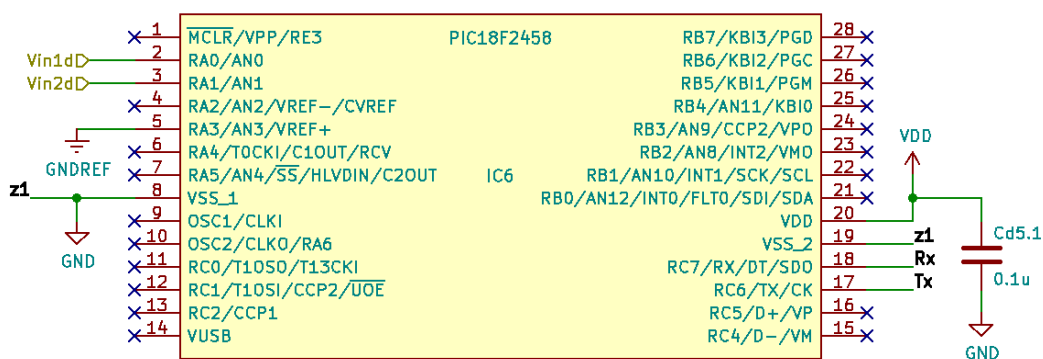
MCU (Microcontroller Unit) tj. mikrokontroler je digitalno IC (Integrated Circuit) za nezavisnu kontrolu uređaja i procesa u realnom vremenu, koje se sastoji od: mikroprocesora, memorije, analognih i digitalnih ulaza/izlaza, oscilatora, tajmera, brojača, pretvarača, komparatora, komunikacionih površina itd. Ovde će se koristiti PIC18F2458 (sl. 30) serije 8-bitnih mikrokontrolera.

Sve mikrokontrolere odlikuje prekidna rutina koja započinje kada se ispune unapred zadati uslovi (program neprestano proverava njih), a operacije koje su se izvršavale do tog trenutka stavljaju se na čekanje. PIC (Programable Intelligent Computer) je jedna od familija mikrokontrolera; podela se vrši prema arhitekturi, načinu izrade i aplikaciji.

Centralna procesorska jedinica (CPU; mikroprocesor) glavni je deo svakog mikrokontrolera. Njegova uloga je da prima uputstva, obrađuje ih i po potrebi angažuje druge jedinice. Sastoji se od:

- Dekodera uputstava – pretvara binarni kod u programske naredbe.
- ALU (Arithmetical-Logical Unit) – vrši matematičko i logičke operacije nad podacima.
- Akumulator – registar koji sadrži podatke na kojima ALU trenutno radi.
- ROM (Read Only Memory) – za kod veličine nekoliko desetina kB. Konkretno, koristi se flash ROM bazirana na tranzistorima sa plutajućim gejtovima, koji čuvaju svoje logično stanje i po prestanku napajanja.
- RAM (Random Access Memori) – za podatke; bilo da se radi o krajnjim ili međurezultatima, veličine od nekoliko kB. Sastoji je od registara opšte namene (za vrednosti podataka i njihove adrese) i posebnih registara (npr. statusni registri – sadrže dodatne informacije o vrednostima koje su trenutno u akumulatoru; npr. da li su pozitivni?)

Ulazni i izlazni pinovi su registri koji povezuju mikrokontroler sa okolinom. Da li će biti analogni ili digitalni su unapred definisani, a korisnik određuje ko će primati ili slati signale (informacije o tome beleže se u TRIS-ovom posebnom registru). Oscilator je piezoelektrični kristal sa podešenom rezonantnom frekvencijom (u našem slučaju 16 MHz), koji daje radni takt ostatku kola. Tajmer broji impulse iz oscilatora, ali pošto su za svaku instrukciju potrebne četiri oscilacije, tajmer se povećava jednom na svakih 0,25 ms (frekvencija 4 MHz). Kada se registrator tajmera popuni, dolazi do prekida. Brojač broji impulse ulaznih signala (npr. predmeti na proizvodnoj liniji, otkriveni industrijskim senzorima).



**Slika 30: PIC mikrokontroler**

Preko magistrale, podaci se šalju po bitima; polazeći od npr. onaj sa najvećim faktorom težine, tj. informacije se u potpunosti šalju kroz jednu liniju. Ovaj pristup nazivamo serijskom komunikacijom. Najpoznatiji primer je USB (Universal Serial Bus) preko koje računar i mikrokontroler dele informacije. Kao jedan od najjednostavnijih protokola za komunikaciju između mikrokontrolera koristi se protokol UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter). Asinhroni znači da takt nije sinhronizovan sa oscilatorom, ali predajnik i

prijemnik imaju unapred definisanu zajedničku brzinu (definisanu u bps – bitova u sekundi). Morfologija UART koda je data sa:

- Start bitom; uvek 0 – govori prijemniku da uključi svoj interni takt; kako bi prihvatio bitove koji slede.
- Podaci se često šalju u 8-bitnom formatu; LSB dolazi prvo. Bit za paritet se može dodati kao provera ispravnog očitavanja primljenih podataka. Ima dva načina rada: parni paritet i neparni paritet – u zavisnosti od toga želimo li da paran ili neparan broj izbrojanih logičkih 1 (u kodnoj reči ispred njega) daje logičku 1 u paritetu.
- Stop bitom; uvek 1 – može ih biti više zaredom.

UART prenosi digitalizovani EEG sa mikrokontrolera na bluetooth modul; jer se sve dešava u realnom vremenu. Donja granica brzine prenosa trebalo bi da bude značajno iznad vrha za frekvenciju sa koje dolaze odbirci. Ako je frekvencija odabiranja npr. 10 kHz – vrednosti bi se uzimale na svakih 100 ms. Ako je, na primer, brzina UART-a opštepoznata 9600 bps – vidimo da je za prenos jednog bita potrebno 104,2  $\mu$ s, odnosno 1042  $\mu$ s za jedan bajt. Sa mikrokontrolerom koji se ovde koristi, maksimalna brzina prenosa je reda Mbps.

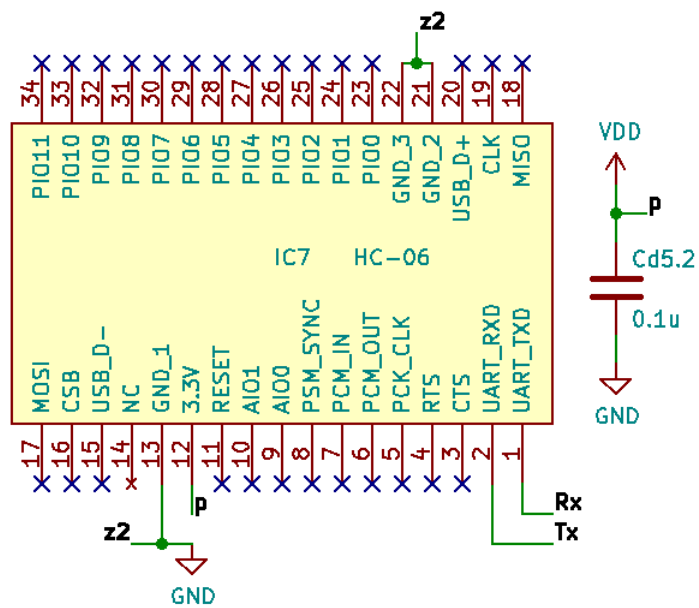
## 4.9 Bluetooth modul HC-06

Glavna funkcija Bluetooth serijskog modula (sl. 31) je zamena linije serijskog porta, kada imamo slučaj da:

- Postoje 2 MCU-a koji žele međusobno komunicirati. Jedan se povezuje sa Bluetooth master uređajem, dok se drugi povezuje sa podređenim uređajem. Njihova veza se može uspostaviti kada se uparivanje ostvari. Ova Bluetooth veza je slična povezivanju preko serijskog porta, uključujući Rx i Tx signale, i oni mogu da koriste Bluetooth serijski modul za međusobnu komunikaciju.
- MCU ima Bluetooth modul za zaštitu (npr. za pristup štampaču); može komunicirati sa Bluetooth adapterom računara i pametnih telefona. Tada postoji virtuelna prenosiva linija serijskog porta između MCU-a i računara ili pametnog telefona.

Za rad serijskog modula nije potreban drajver i on može samostalno komunicirati sa drugim Bluetooth uređajem koji podržava serijsku komunikaciju. Za komunikaciju dva Bluetooth modula potrebno je ispunjenje dva uslova:

- Komunikacija mora biti između glavnog i podređenog.
- Lozinka za uspostavljanje veze mora biti tačna. Za pristup HC-06 ona je inicijalno 1234.



Slika 31: Bluetooth modul



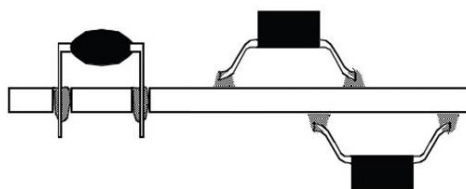
## 5. Kolo u PCB-u

Štampana ploča mehanički podržava i električno povezuje elektronske komponente pomoću provodnih linija. Komponente se leme kalajem na površinu PCB-a kako bi se istovremeno i električno povezale i mehanički pričvrstile.

### 5.1 Vrste pakovanja komponenata

Postoje dve vrste pakovanja (sl. 32), pa tako i footprint-ova: THT (Through Hole Technology) i SMD (Surface Mounted Device).

Prednosti THT u odnosu na SMD je što veze možemo vući sa obe strane pločice i što se čvršće drže, dok se sa druge strane SMD komponente manjih dimenzija i daleko se lakše postavljaju.

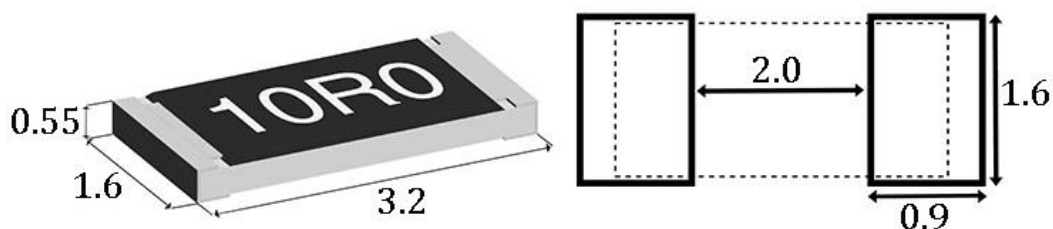


Slika 32: THT (levo) i SMD (desno) komponente

Vežbe radi, gledano je da što je više moguće komponenata bude SMD, a uz to i da se sve nalaze na istoj strani pločice.

#### 5.1.1 Dimenzije nekih SMD komponenti

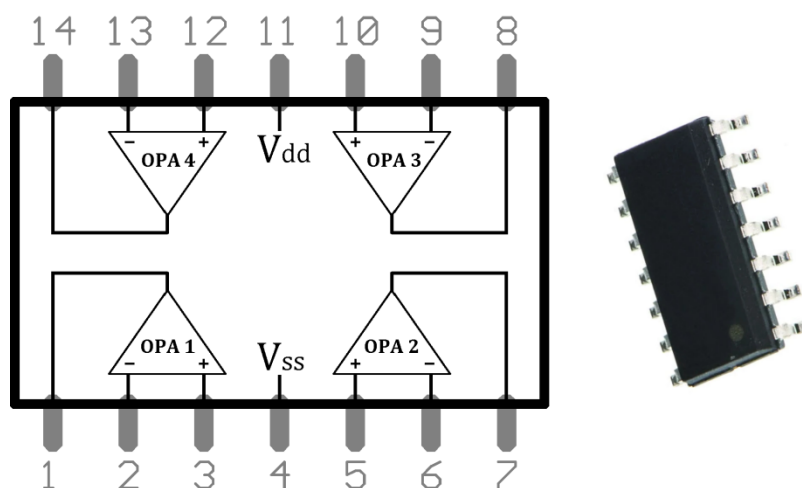
Standardna veličina SMD otpornika i kondenzatora (korišćenih u ovom radu) je 3216 (viđa se i u imperijalnim jedinicama kao 1206). Brojevi 32 i 16 se odnose na dimenzije pravougaonika koji dobijamo kada posmatramo komponentu iz ptičije perspektive, izražene u mm. Na sl. 33 su date sve dimenzije koje se mogu posmatrati kod jednog 3216 kalupa.



Slika 33: SMD dimenzije

#### 5.1.2 Izgled NCS4333 pakovanja

Na sl. 34 ispod prikazan je raspored OPA u unutrašnjosti NCS čipa; njihova veza sa pinovima [5]. Takođe, vidi se i fizički izgled tog 14-pinskog SOIC (Small Outline Integrated Circuit) pakovanja.



Slika 34: Raspored pinova (levo) za NCS4333 i fizički izgled čipa (desno)

## 5.2 Dizajniranje PCB šeme

KiCad nam nudi mogućnost dizajniranja PCB pločice našeg kola. Pre toga potrebno je dodeliti svim komponentama sa šeme footprint-ove (otiske). To se radi u zasebnom prozoru, nakon što smo završili e-schematic. Postoji mnoštvo biblioteka i 4 kriterijuma za filtriranje rezultata pretrage, na osnovu kojih dobijamo jedinstven podskup footprint-ova, gde su svi detaljno opisani (sadrže i linkove ka zvaničnim stranicama na internetu).

Pre upotrebe ove opcije trebalo bi posetiti sajtove specijalizovane za prodaju električnih komponenti, gde postoje daleko finije opcije pretraživanja; npr. *Digikey* ili *Mouser*.

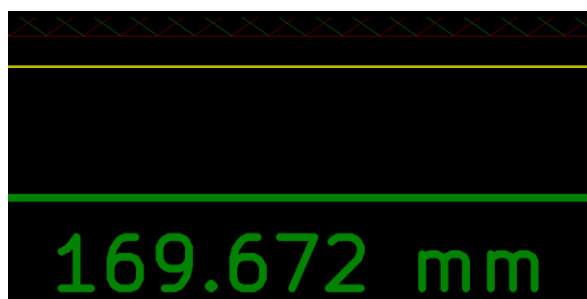
U slučaju da je potrebno izmeniti neke footprint-e ili čak editovati e-šemu, dobijanje ažurirane PCB šeme se radi kroz nekoliko klikova.

Pri crtanju linija gleda se da bude što manje oštih ili pravih uglova, tj. bilo kakvih naglih skretanja koja utiču da se vodovi ponašaju kao antene. Linije za napajanje su deblje od ostalih i imaju veći prioritet pri crtanju.

U slučaju da se dve komponente ne mogu kratko povezati koristimo vie – metalizirane rupe kroz koje prebacujemo linije na drugu stranu. Linije za masu ne povlačimo, jer se pločica ispunjava obostrano bakarnim zonama, pa nam je to globalna *masa*. Sem funkcionalne uloge bakar će poboljšati rigidnost pločice. Bitno je da se na pravilnim rastojanjima dodaju vie koje će isključivo da spajaju bakarne slojeve.

Naknadno se stavljaju i 4 footprint-a za rupe za montiranje, u uglovima pločice.

Na sl. 35 prikazan je uvećan deo PCB šeme (koja se nalazi u Dodatku B), na kom se vide 4 nivoa u kojima radimo. U *front* i *back* nivou postavljamo komponente, vie i montažne rupe, crtamo provodne veze i ubacujemo bakar. *Edge cut* nivo služi za crtanje krajnjih ivica pločice, a jedan od *user* nivoa je upotrebljen za ispis dimenzija tih ivica (vidimo da je dužina modula skoro 17 cm).

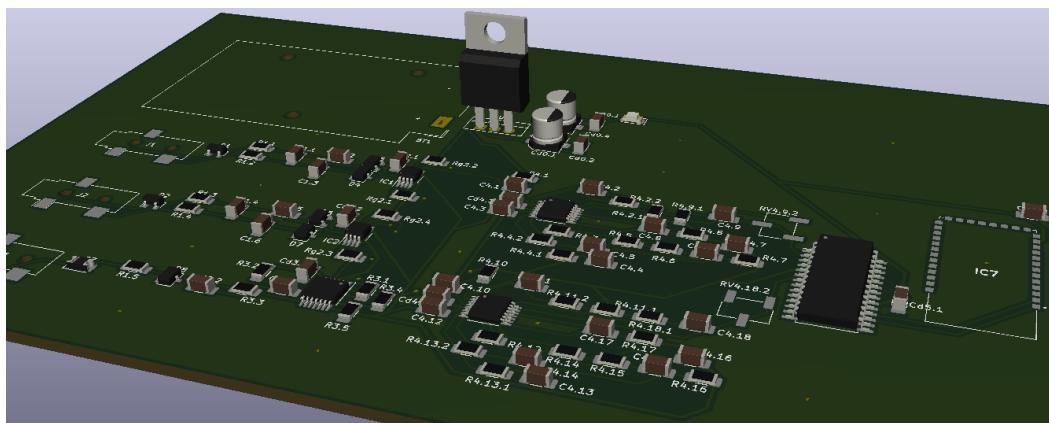


**Slika 35: Front i back ispuna (ukrštene linije), ivica pločice (žuta linija) i dimenzije pločice (brojka)**

## 6. Zaključak

Predstavljen je princip rada i razvoj dvokanalnog EEG modula za akviziciju, pojačanje i filtriranje EEG signala, upotrebom KiCad-a. Pošto je cilj razvijanja ovog kola bilo učenje osnova i principa rada jednog EEG-a, može se desiti da je kvalitet obrade lošiji od onoga što bi komercijalni sistem trebao da obezbedi.

Na sl. 36 predstavljena je 3D vizuelizacija završenog PCB projekta. Treba primetiti da nisu sve komponente prisutne, jer nemaju svi footprint-ovi priložene 3D modele.



**Slika 36: 3D vizuelizacija gotove pločice**

Korišćeni softver je lak i intuitivan za upotrebu i nudi sve što je potrebno za projektovanje električnih kola, sem simulacije njihovog rad – što jeste veliki nedostatak u slučaju da je kolo složeno; oduzima se puno vremena samo za crtanje šema. Ako se električna šema kola prvo testira u nekom drugom programu koraci za njeno pravljenje u KiCad-u su uvek isti (za bilo koju pločicu je redosled identičan), i iskusan korisnik će je brzo završiti.

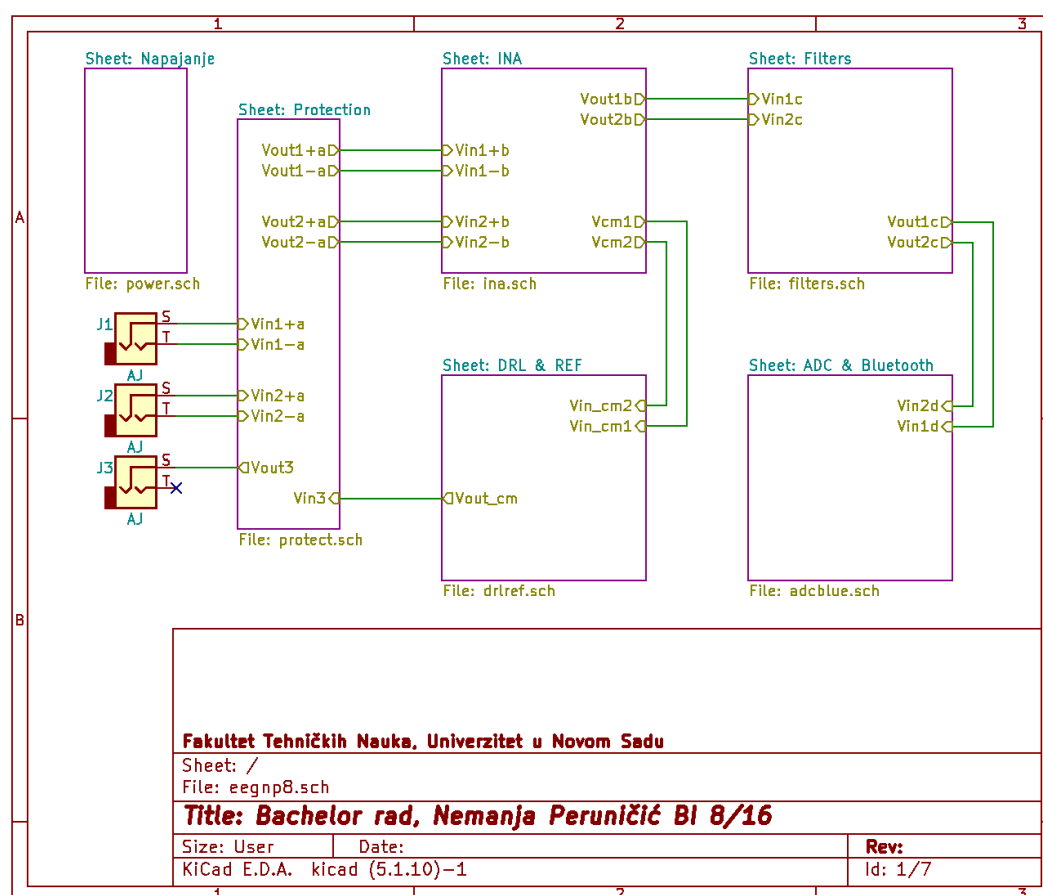
## Literatura

- [1] Ebner A, Sciarretta G, Epstein CM, Nuwer M. "EEG instrumentation". *The International Federation of Clinical Neurophysiology*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl. 1999; 52:7-10. PMID: 10590971.
- [2] <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8422.pdf> (str. 24, pristupljeno 04.07.2021.)
- [3] L. Zhang, X. Guo, X. Wu and B. Zhou, "Low-cost circuit design of EEG signal acquisition for the brain-computer interface system," *2013 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 2013, pp. 245-250, doi: 10.1109/BMEI.2013.6746942.
- [4] <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf> (str. 1, pristupljeno 04.07.2021.)
- [5] <https://www.onsemi.com/pdf/datasheet/ncs333-d.pdf>(str. 3, pristupljeno 09.07.2021.)

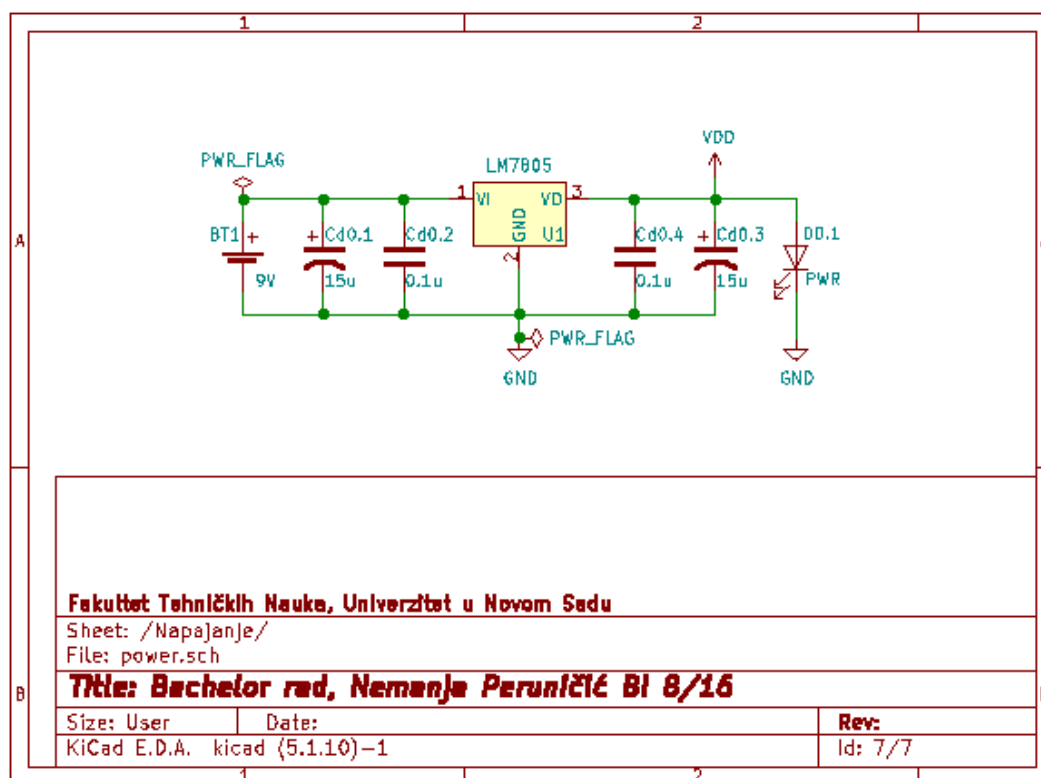
## Dodatak A – programske šeme

Sl. 37 prikazuje bazni hijerarhijski list električne šeme, gde se u svakom od blokova nalazi putanja ka zasebnom listu koji sadrži pojedine delove kola (svi su opisani u 4. glavi):

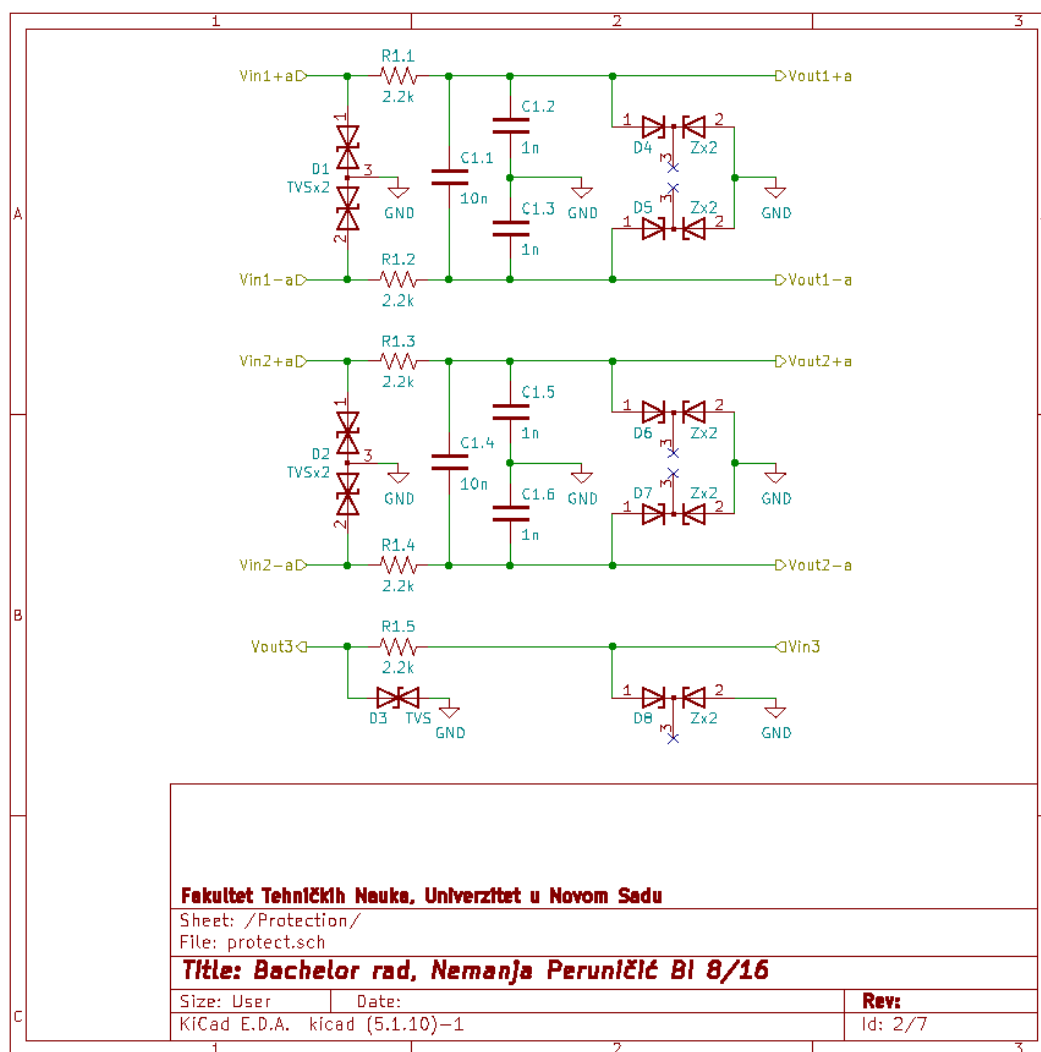
- Sl. 38 – blok *Napajanje*.
- Sl. 39 – blok *Protection*.
- Sl. 40 – blok *INA*.
- Sl. 41 – blok *DRL & REF*.
- Sl. 42 – blok *Filters*.
- Sl. 43 – blok *ADC & Bluetooth*.



Slika 37: Osnovni hijerarhijski list e-šeme

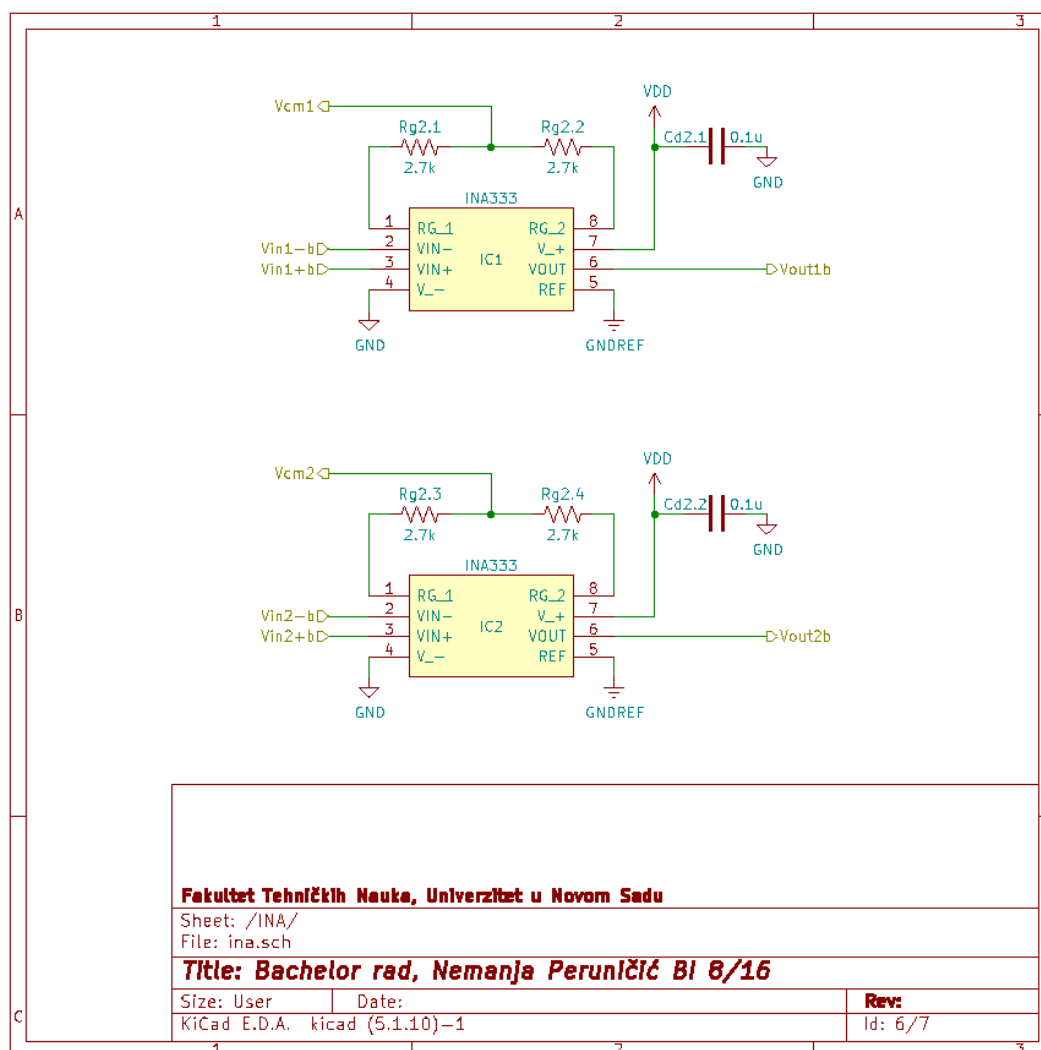


Slika 38: Hijerarhijski list sa kolom za napajanje

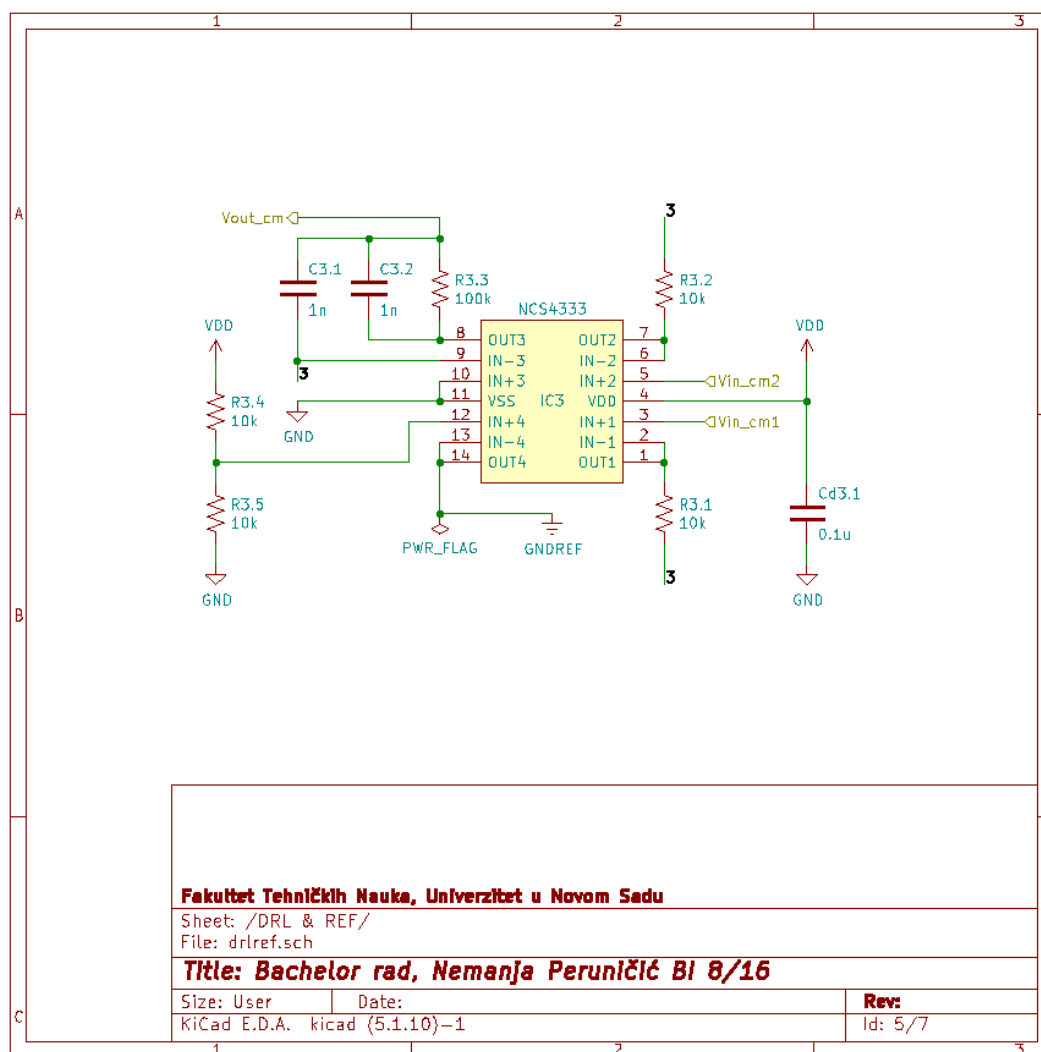


**Slika 39: Hijerarhijski list sa kolom za zaštitu**

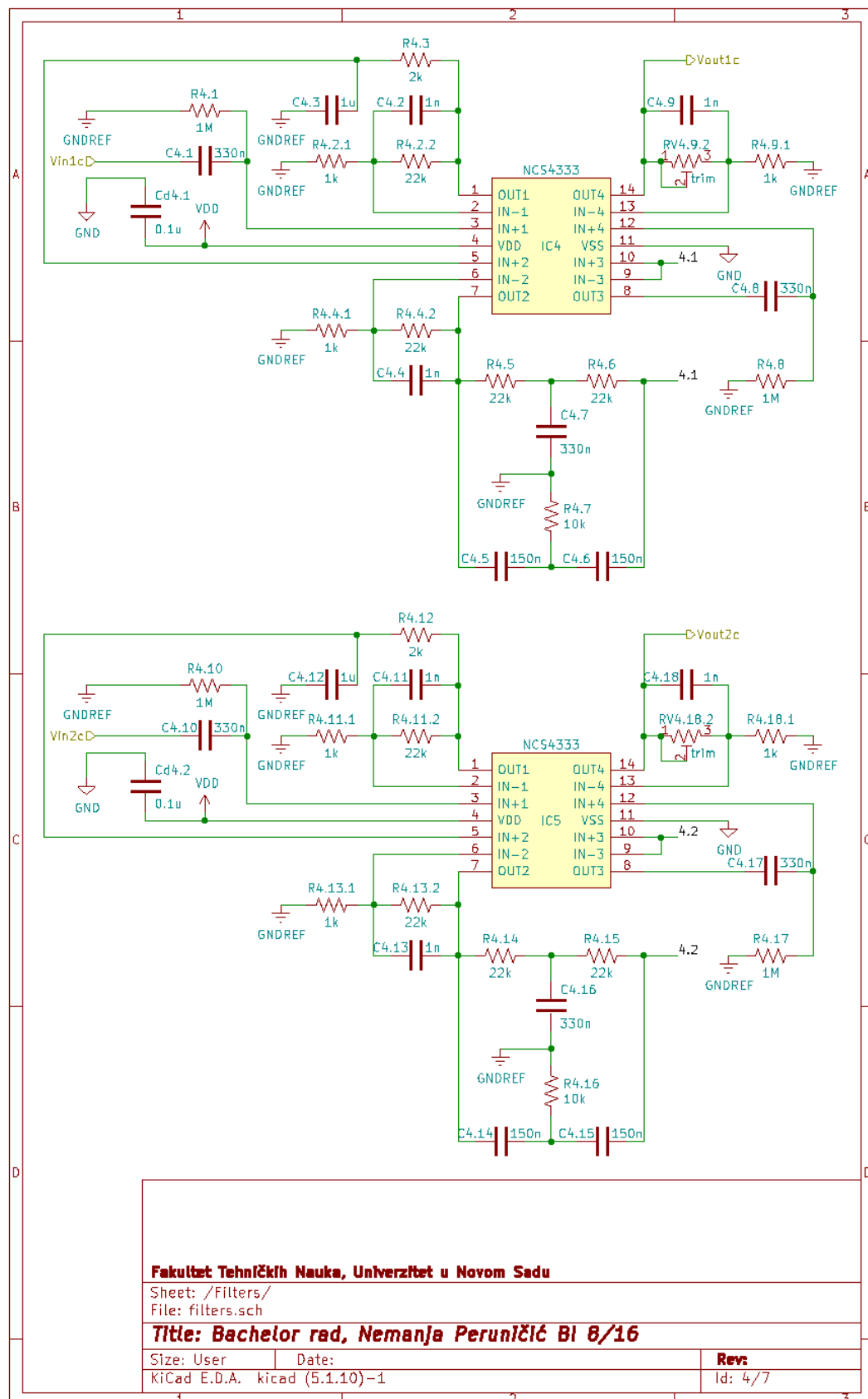




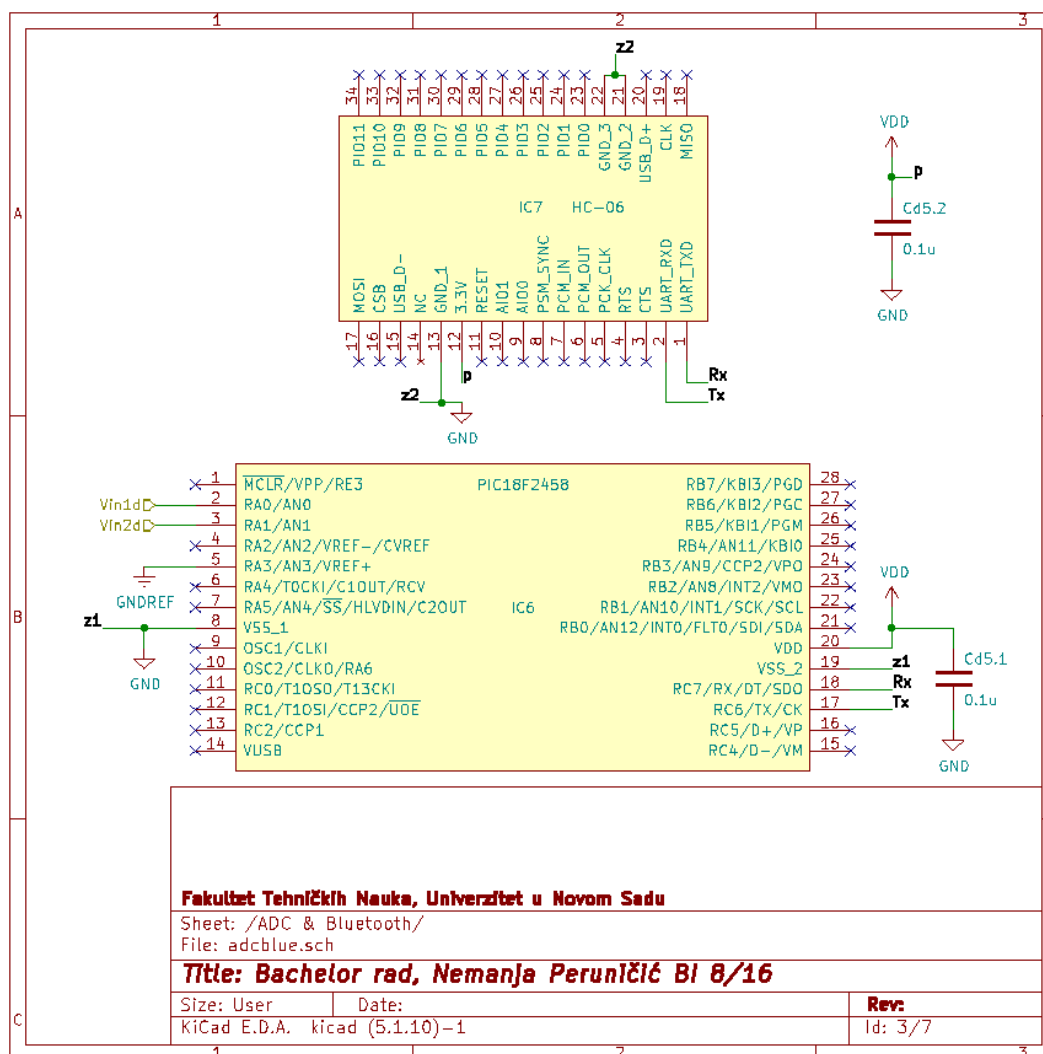
**Slika 40: Hijerarhijski list sa predpojačavačima**



**Slika 41: Hijerarhijski list sa kolom za realizaciju DRL-a i postavljanje referentne linije**



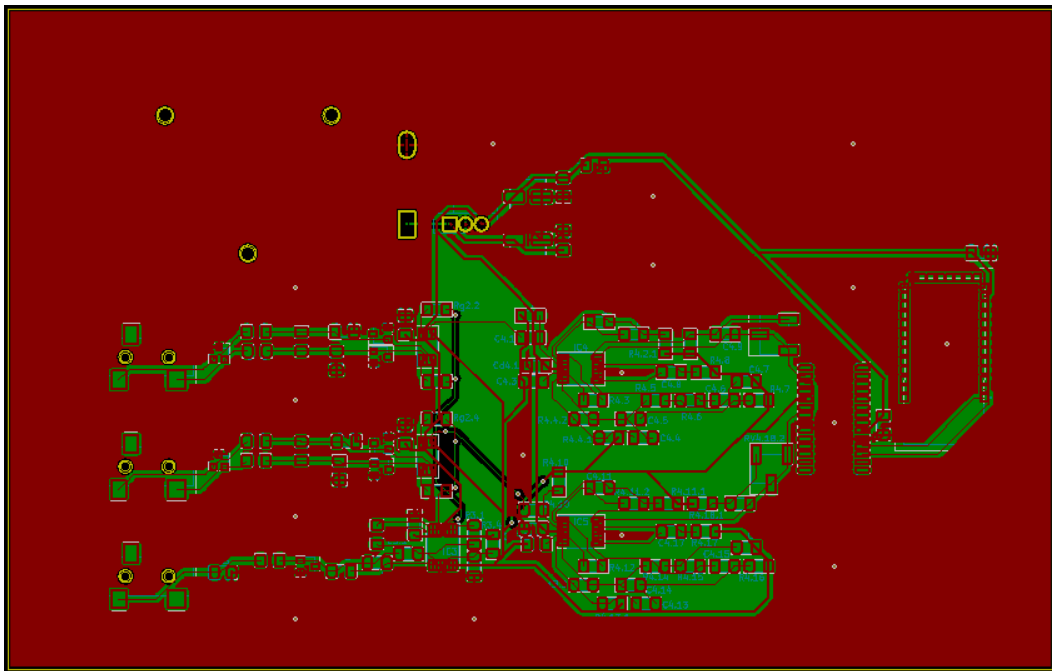
Slika 42: Hijerarhijski list sa kolom za filtriranje i pojačanje



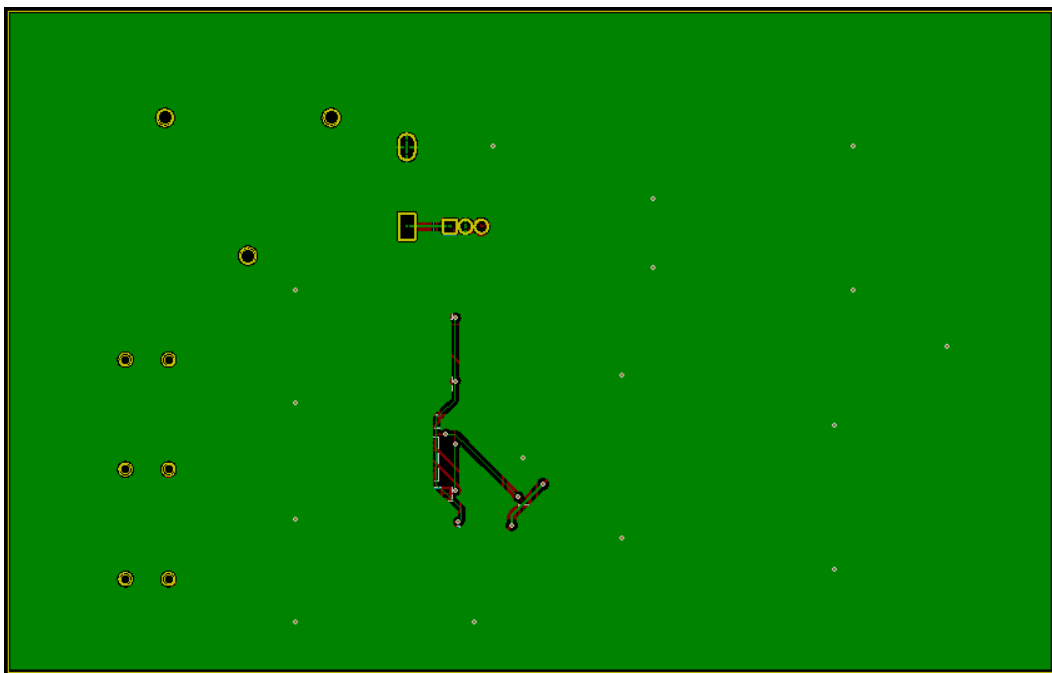
**Slika 43: Hijerarhijski list sa kolom za napajanje**

Slede i PCB šeme:

- sl. 44 – pogled odozgora na pločicu sa prikazanim bakranim slojevima,
- sl. 45 – pogled odozdole na pločicu sa prikazanim bakarnim slojevima,
- sl. 46 – kompletno kolo; bez vidljive bakarne ispune.



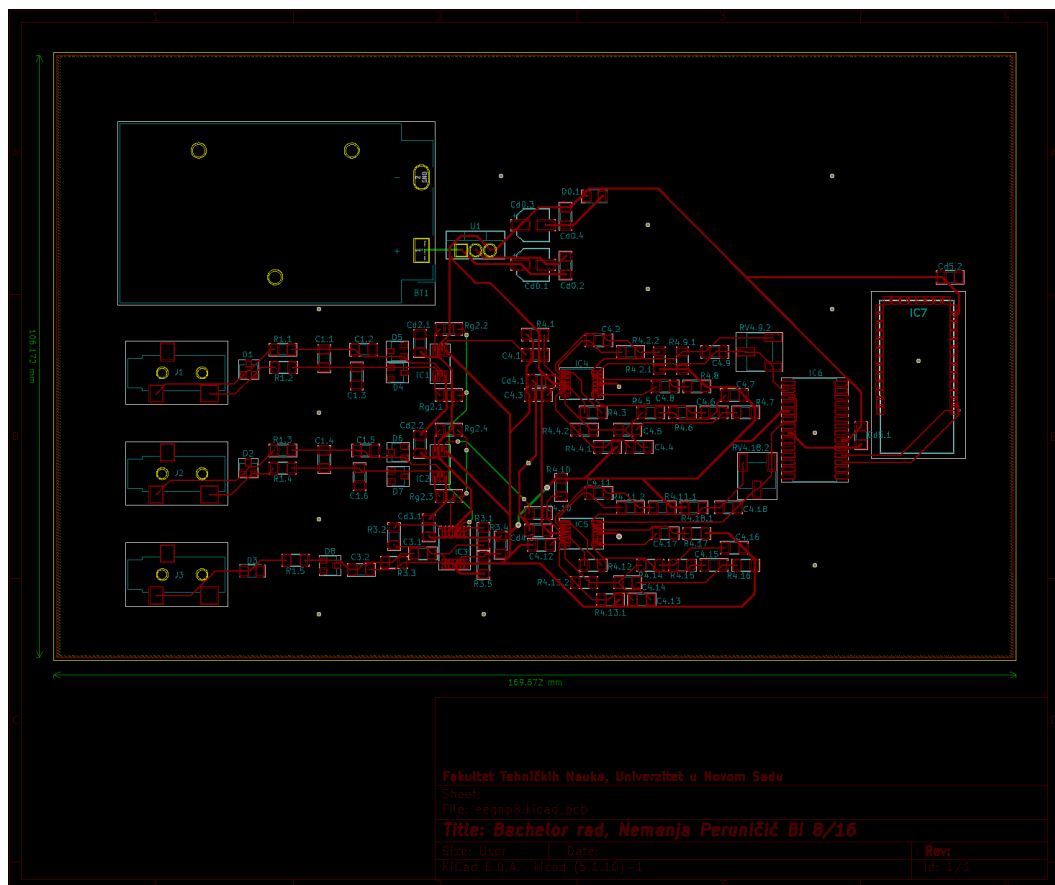
**Slika 44: Prikaz bakarne ispune odozgora**



**Slika 45: Prikaz bakarne ispune odozdole**

Vidimo da je back strana pločice dosta jednostavnija, jer su sve komponente postavljene na front. Na obe prethodne slike se primećuje prazna regija (desno od INA za drugi kanal) u kojoj je zbog mnoštva provodnih linija onemogućena ispunjena bakrom, tj. nema mesta za njega. Ovo *jeste* suštinski problem, no sasvim je jasno da se zbog želje da sve bude postavljeno jednostrano nisu ni mogli očekivati savršeni rezultati.

Može se desiti da 2. kanal pod određenim okolnostima daje lošije signale.



**Slika 46: Kompletna PCB šema**

## **Dodatak B – lista skraćenica**

AC	Alternating Current
ADC	Analog-to-Digital Converter
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio
CPU	Central Processing Unit
DAC	Digital-to-Analog Converter
DC	Direct Current
DRL	Driven Right Leg
EEG	Electroencephalography, Electroencephalogram
EMG	Electromyography, Electromyograph
EOG	Electrooculography, Electrooculograph
ERG	Electroretinography, Electroretinograph
ESD	Electrostatic discharge
HPF	High-Pass Filter
INA	Instrumentation Amplifier
LED	Light-Emitting Diode
LPF	Low-Pass Filter
LSB	Least Significant Bit
MCU	Microcontroller Unit
MSB	Most Significant Bit
NREM	Non-Rapid Eye Movement
OPA	Operational Amplifier
PCB	Printed Circuit Board
PIC	Programmable Intelligent Computer
PSRR	Power Supply Rejection Ratio
RAM	Random-Access Memory
REM	Rapid Eye Movement
RF	Radio Frequency
ROM	Read-Only Memory
S/H	Sample & Hold
SAR	Successive Approximation Register

SMD	Surface-Mount Device
SOIC	Small Outline Integrated Circuit
THT	Through-Hole Technology
TVS	Transient Voltage Suppressor
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter