

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Antonio Stanešić

**SUSTAV ZA PRAĆENJE UMORA MIŠIĆA  
TEMELJEN NA POVRŠINSKOJ  
ELEKTROMIOGRAFIJI**

Zagreb, travanj 2019.

Ovaj rad izrađen je u Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija Fakulteta elektrotehnike i računarstva, pod vodstvom prof. dr. sc. Maria Cifreka i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2018./2019.

# Sadržaj

Sadržaj .....	I
1. Uvod.....	1
2. Teorijska pozadina .....	3
2.1. Građa mišića .....	3
2.2. Mioelektrički signal .....	6
2.3. Mjerenje mioelektričkih signala .....	10
3. Implementacija sustava.....	15
3.1. Razvojna platforma .....	15
3.2. Analiza sustava po segmentima.....	15
3.3. Prijam podataka na računalu.....	24
4. Mjerenja i rezultati .....	25
4.1. Ispitanici i metode.....	25
4.2. Verifikacija sustava.....	26
4.3. Analiza rezultata.....	29
5. Zaključak .....	35
6. Literatura.....	36
Sažetak .....	38
Abstract.....	39

## 1. Uvod

Tehnologija nalazi svoju primjenu u medicini od samoga početka – štoviše, mogli bismo reći da su se kroz povijest medicina i tehnologija međusobno potpomagale: tehnologija je nastojala usavršiti medicinu i proširiti način na koji ona pomaže ljudima, dok je medicina (neizravno) utjecala na usavršavanje različitih tehnoloških procesa i metoda postavljajući uska ograničenja i nove zahtjeve. Kao posljedica takvog odnosa nastala je nova grana inženjerstva koju zovemo biomedicinskim inženjerstvom. Radi se o interdisciplinarnom području koje objedinjuje znanja medicine, biologije i srodnih znanstvenih disciplina u inženjerskom kontekstu.

Područja u kojima tehnologija nalazi svoje mjesto u medicini su brojna – od dijagnostike (kroz mjerenje i praćenje fizioloških parametara, analize električkih signala biološkog porijekla, korištenja metoda oslikavanja i sl.), modeliranja problema (korištenje umjetne inteligencije ili različitih algoritama u liječenju pacijenata) do operativnih i rehabilitacijskih (umjetni organi, rehabilitacijski uređaji, elektrokirurški noževi i sl.).

Jedna od elementarnih metoda dijagnostike koja vrlo zorno ilustrira sinergijski efekt inženjerstva i medicine jest praćenje stanja pacijenta kroz praćenje električkih signala biološkog porijekla. Osnovna premisa takvog pristupa jest da karakteristike snimljenih signala vjerno prikazuju biološku stvarnost koja se odvija u pacijentu, tj. da se kroz električku aktivnost određenog organa (koju možemo mjeriti izvana, tipično neinvazivno) očituje funkcija istog organa.

Pod pojmom signala biološkog porijekla, tj. biopotencijala, najčešće podrazumijevamo primarno elektrokardiogram, elektroencefalogram te elektromiogram, premda postoje i signali poput elektrookulograma, elektrogastrograma ili elektrodermalne aktivnosti. Univerzalna karakteristika biopotencijala je njihova mala amplituda (do reda veličine milivolta, često reda veličine mikrovolta), što povlači potrebu za iznimno dobro projektiranim mjernim sustavom. Situacija je znatno otežana činjenicom da se u ciljnom frekvencijskom spektru nalazi i niz uobičajenih smetnji, kao što je napon gradske mreže.

Elektromiograf je uređaj kojim se mjere električki signali koji su posljedica mišićne aktivnosti, te se stoga mogu koristiti za praćenje umora mišića. Ovaj rad bavit će se projektiranjem i uporabom baterijski napajanog sustava za analizu umora mišića temeljenog na troelektrodnom elektromiografu, koji podatke šalje na računalo putem bežične veze. Podaci će se zatim obrađivati na računalu te će se tako pratiti umaranje mišića pomoću frekvencije medijana i potvrditi kako se uslijed mišićnog umora frekvencijske komponente mioelektričkog signala pomiču prema nižim frekvencijama.

## 2. Teorijska pozadina

U ovom poglavlju ukratko će biti izložena teorijska pozadina nužna za razumijevanje sustava.

### 2.1. Građa mišića

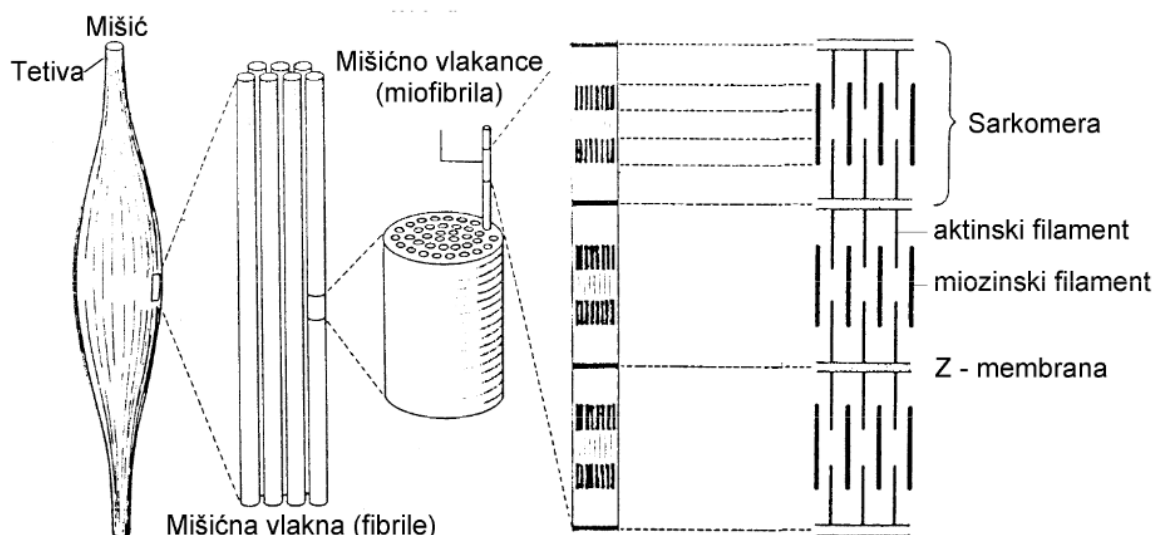
Mišići su organi koji zajedno s kostima čine sustav organa za kretanje čovjeka, pri čemu s oni aktivni dio. Mišićno tkivo možemo podijeliti na tri različite vrste:

- Glatko mišićno tkivo,
- Poprečno-prugasto mišićno tkivo,
- Srčano mišićno tkivo.

Budući da se elektromiografija bavi primarno signalima koji su posljedica djelovanja poprečno-prugastih mišića, njih ćemo u nastavku detaljnije razmotriti. Poprečno-prugasti mišići vezani su za kosti tetivama te im je primarna svrha upravljati kosturom u svrhu posture i lokomocije. Vlakna poprečno-prugastih mišića možemo dodatno podijeliti u dvije široke skupine:

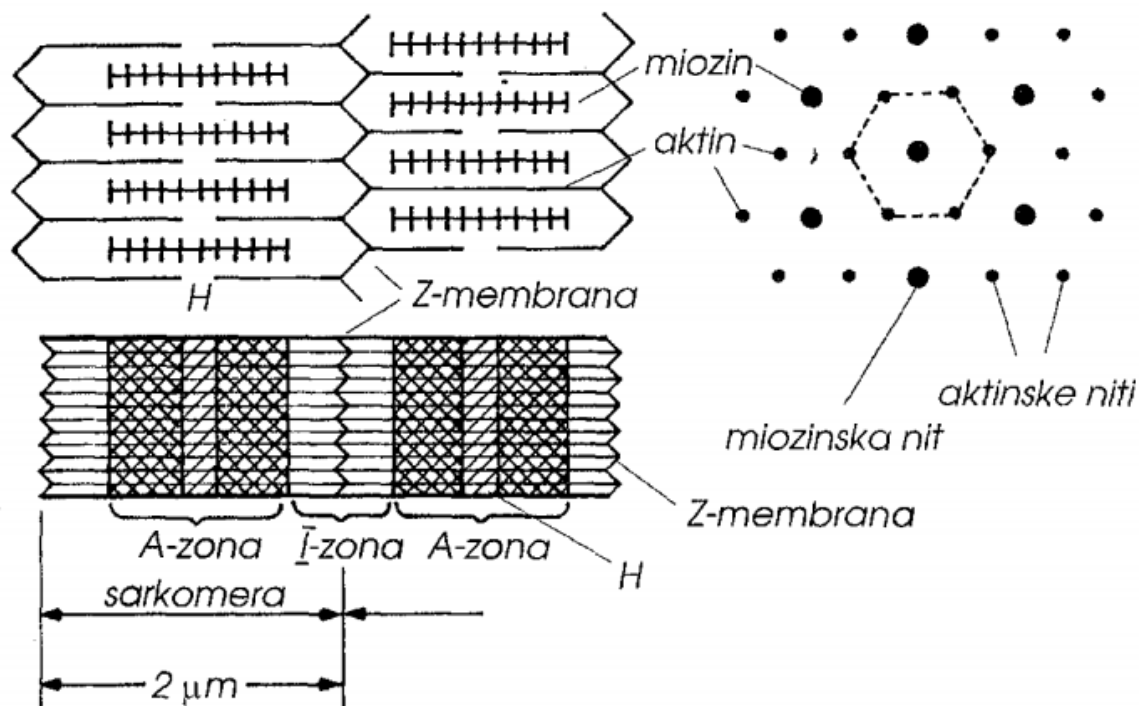
- Tip I, spora oksidacijska vlakna,
- Tip II, brza glikolitička vlakna.

Vlakna tipa I su gusto prokrvljena kapilarama i mogu držati kontrakciju duge vremenske intervale, no proizvedena sila je malog iznosa. Za razliku od njih, vlakna tipa II (koja se dodatno granaju na tri skupine – IIa, IIb i IIx) kontrahiraju brže i snažnije, no znatno brže se i umaraju. Djelovanje sporih vlakana je primarno aerobno, dok je djelovanje brzih vlakana primarno anaerobno.



Slika 1 - Građa poprečno-prugastog mišića [1]

Poprečno-prugasto mišićno tkivo (Slika 1) sastoji se od mišićnih vlakana (tzv. *fibrila*), od kojih svako predstavlja jednu veliku stanicu koja je nastala fuzijom mnogih zasebnih stanica. Duljina mišićnog vlakna kreće se od 1 mm do 30 cm, a promjer od 10 do 100  $\mu\text{m}$ . Mišićno vlakno građeno je od mišićnih vlaknaca (tzv. *miofibrila*), čiji se promjer kreće od 1 do 2  $\mu\text{m}$ . Ona se protežu cijelom duljinom mišićnog vlakna, dok su uzdužno podijeljene poprečnim Z-membranama na segmente koje zovemo sarkomere. Sarkomere su tipično duge oko 2,5  $\mu\text{m}$ . Sarkomere čine dvije skupine različitih proteinskih filamenata – aktinski i miozinski filamenti, gdje su aktinski filamenti oko 20 puta tanji od miozinskih. Poprečno-prugasti mišići svoje ime duguju optičkom fenomenu koji je uočljiv svjetlosnim mikroskopom, a koji je posljedica rasporeda aktinskih i miozinskih filamenata – tamne pruge predstavljaju područja preklapanja aktinskih i miozinskih filamenata, dok svijetle pruge predstavljaju područja u kojima se nalaze samo aktinski filamenti (Slika 2) [1].



Slika 2 - Izgled i raspored aktinskih i miozinskih filamenata [2]

Osnovna tri svojstva mišićnog tkiva su:

- Podražljivost,
- Upravljivo skraćivanje,
- Elastičnost.

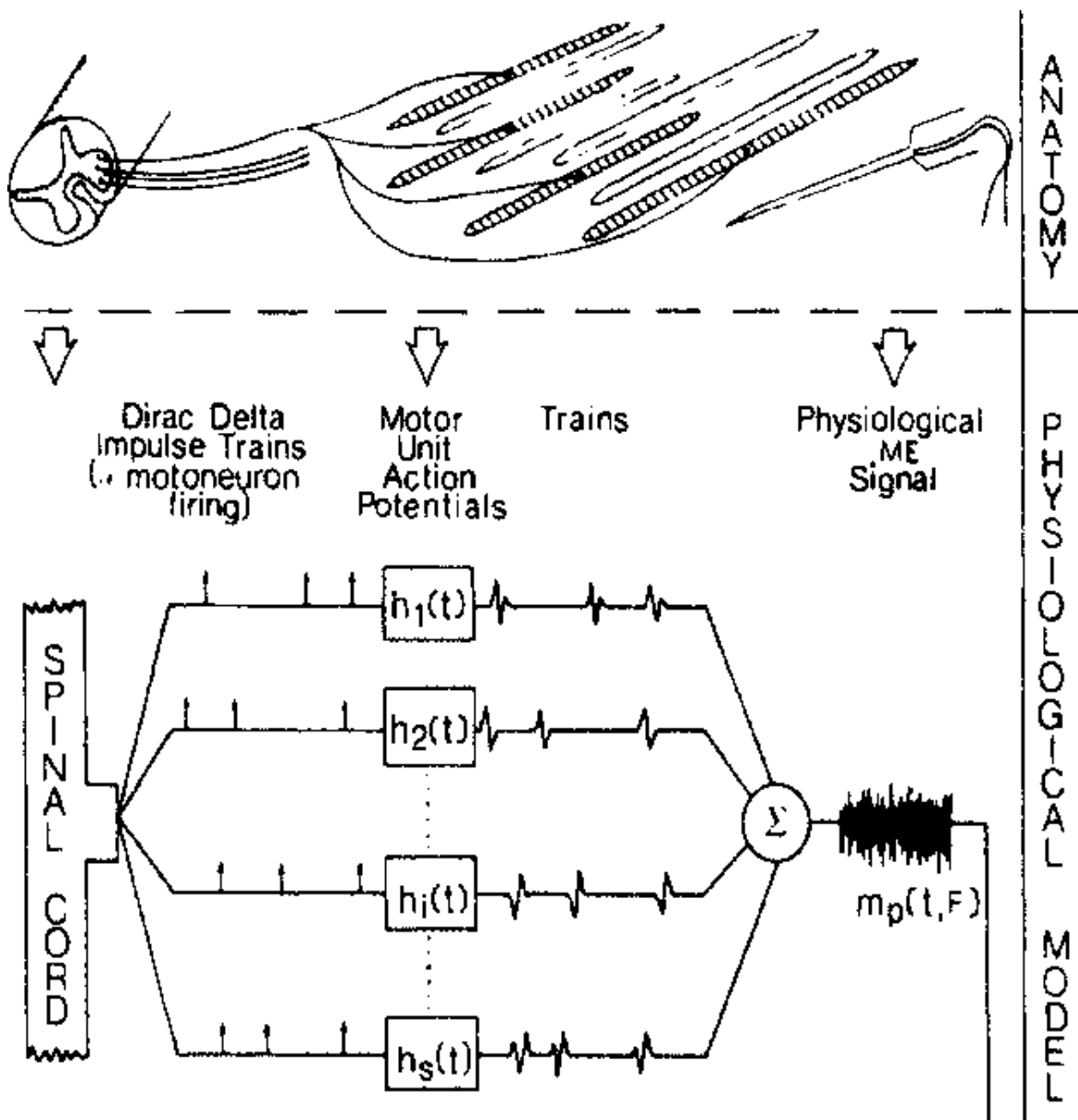
Jedna motorička živčana stanica i sva mišićna vlakna kojima ona upravlja čine jednu motoričku jedinicu. Prilikom podražaja motoričke živčane jedinice sva mišićna vlakna kontrahiraju istodobno. Ujedno postoji i isprepletenost vlakana susjednih motoričkih jedinica [2].

Kontraktura skeletnih mišića posljedica je živčanog podražaja koji dolazi preko neuromuskularne veze, koja se (u pravilu) nalazi na središnjem dijelu mišićnog vlakna, kako bi se depolarizacija ravnomjerno širila u oba smjera. Neuromuskularna veza ostvaruje se putem posebnih sinapsi – motornih pločica – koje su naborane kako bi njihova efektivna površina bila veća.



## 2.2. Mioelektrički signal

Praćenje električke aktivnosti mišića nazivamo elektromiografijom. Fiziološki mioelektrički signal koji možemo pratiti i mjeriti u stvari je suma akcijskih potencijala svih motoričkih jedinica na području mjerenja. [3] Shema nastanka fiziološkog mioelektričkog signala prikazana je slikom (Slika 3).

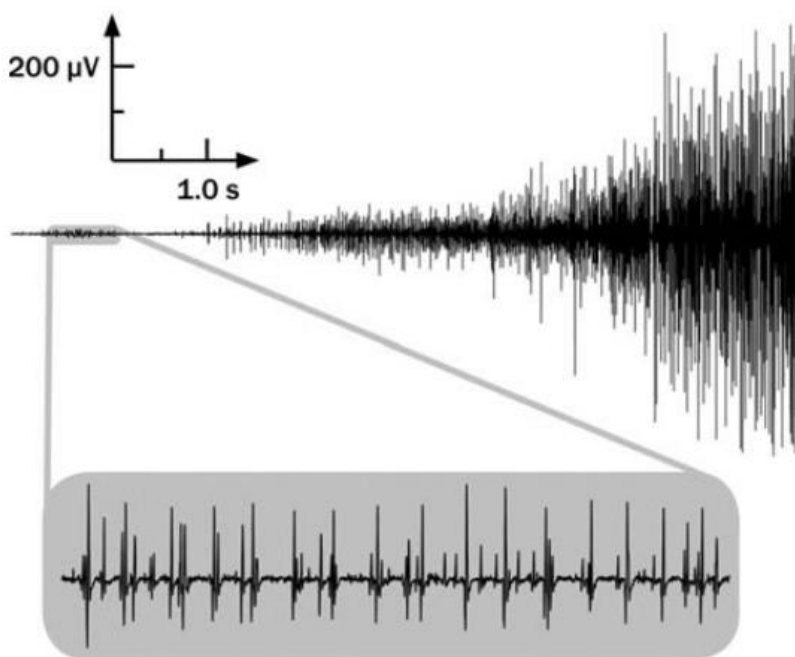


Slika 3 - Anatomski i fiziološki model nastanka mioelektričkog signala [3]

Kada govorimo o elektromiografiji, možemo razlikovati neinvazivnu i invazivnu metodu. Prilikom korištenja invazivne metode, elektrode su malene igle koje omogućuju precizno mjerenje elektromiografskih signala. Tim je načinom moguće pratiti aktivnost i onih mišića koji nisu površinski, te je znatno povećana selektivnost

(smanjeno je preslušavanje) susjednih mišića. Te prednosti dolaze uz cijenu visoke invazivnosti, koju većina pacijenata (i drugih potencijalnih korisnika) ne smatra ugodnom, a može interferirati i sa pacijentovom pokretljivošću. Površinska elektromiografija (koja je neinvazivna) uključuje smještanje elektroda na površinu kože, te zbog toga omogućuje samo praćenje površinskih mišića, a ujedno postoji i problem preslušavanja signala sa susjednih mišića.

Mioelektrički signal varira u amplitudi ovisno o korištenoj metodi (invazivna ili neinvazivna) i o promatranom mišiću, fizičkoj spremi ispitanika, razvijenoj sili kontrakcije i sl. Amplituda se može kretati od reda veličine nekoliko mikrovolta do reda veličine nekoliko milivolta, te se može koristiti kao pokazatelj sile koju mišić razvija (Slika 4). Frekvencijski spektar površinskog mioelektričkog signala zauzima frekvencije od 10 Hz do 500 Hz [4].



*Slika 4 - Primjer mioelektričkog signala, amplituda signala raste porastom sile [5]*

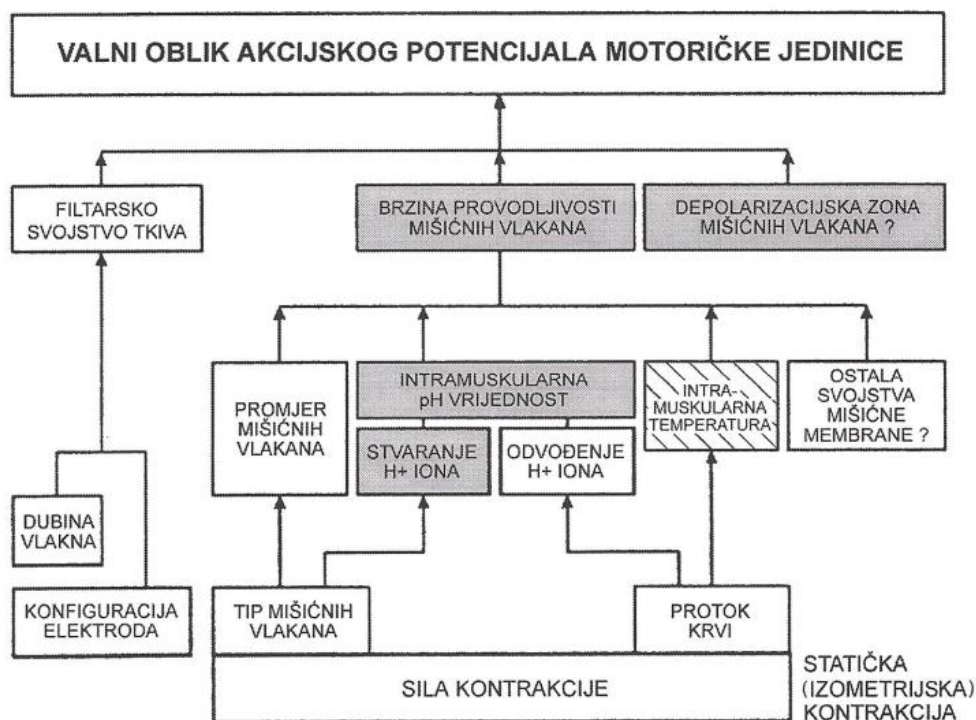
Mišićni umor definiramo kao stanje privremenog sniženja sposobnosti obavljanja rada određenog intenziteta uzrokovano upravo tim radom [6]. Razlikujemo dvije različite vrste umaranja:

- Statičko umaranje

- Dinamičko umaranje

Statičko umaranje posljedica je statičke kontrakcije, prilikom koje se ne mijenja duljina mišića, te je posljedica smanjenog protoka krvi kroz mišić. Dinamičko umaranje je posljedica dinamičkih kontrakcija, prilikom kojih se mijenja duljina mišića te je prisutna promjenjiva sila kontrakcije.

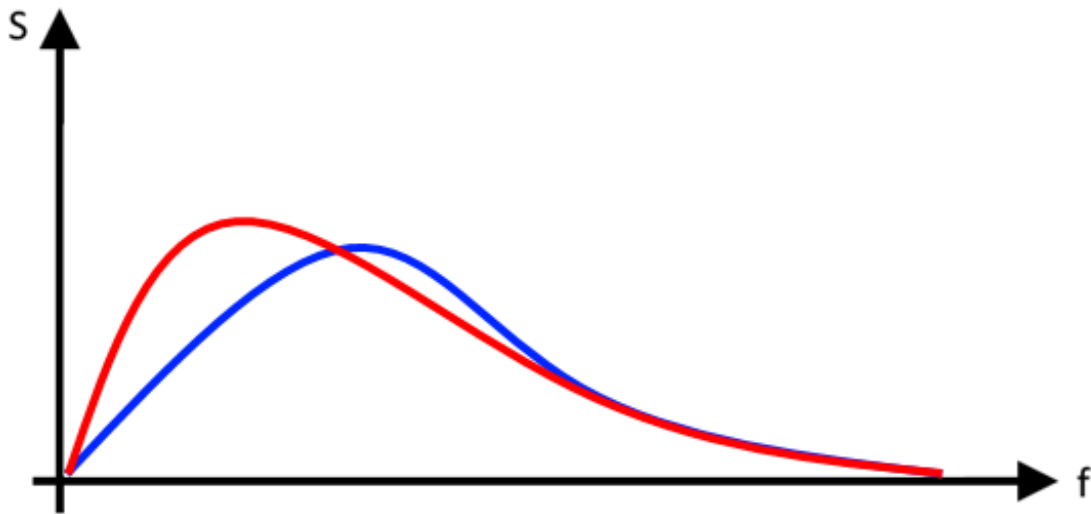
Slika 5 prikazuje čimbenike koji utječu na oblik akcijskog potencijala motoričke jedinice tijekom statičke kontrakcije. Sivo su označeni čimbenici koji se mijenjaju uslijed umora izazvanog statičkom kontrakcijom, pri čemu je intramuskularna temperatura označena kao manje važna. Ostali čimbenici dolaze do izražaja kod drugih vrsta kontrakcija [7].



Slika 5 - Čimbenici koji utječu na oblik akcijskog potencijala motoričke jedinice [7]

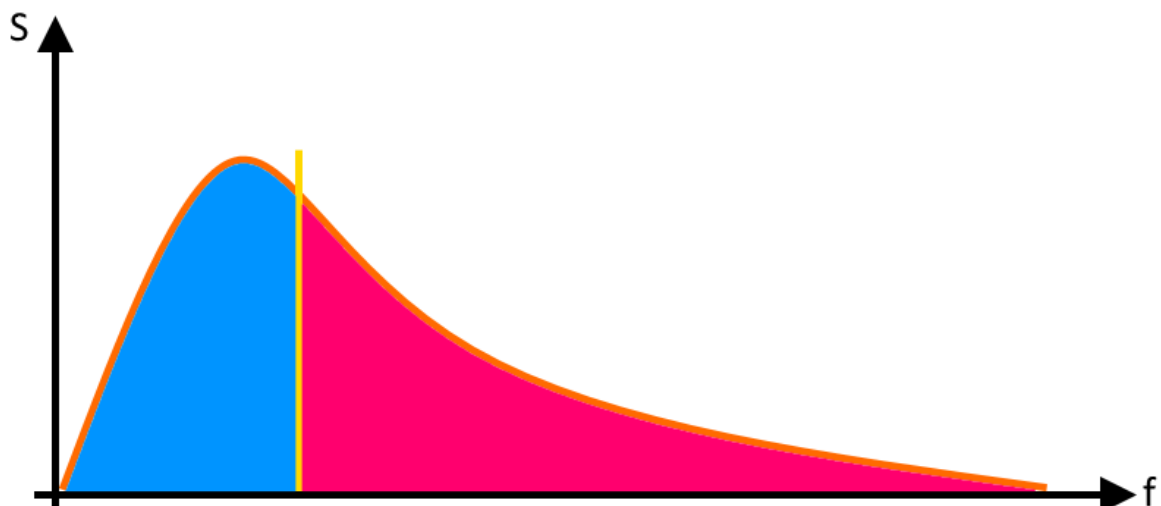
Horita i Ishiko su 1987. pokazali vezu mišićnog umora, koncentracije laktata u mišiću te mioelektričkih signala [8]. Prilikom umaranja mišića smanjuje se brzina provodljivosti mišićnog vlakna te se povećava trajanje akcijskog potencijala, što posljedično pomiče spektar mioelektričkog signala prema nižim frekvencijama. Uslijed pomicanja prema nižim frekvencijama, raste amplituda mjenog

površinskog mioelektričkog signala (koža se ponaša kao niskopropusni filter) kao što prikazuje Slika 6 [9].



*Slika 6 - Spektri EMG signala prije (plava) i nakon umora (crvena)*

Zbog toga, umaranje mišića se može pratiti na temelju promjena spektra snage mioelektričkog signala – potrebno je nad signalom provesti Fourierovu transformaciju te time dobiti frekvencijski spektar, nakon čega se određuje frekvencija u spektru koja dijeli površinu pod krivuljom spektra na dva jednaka dijela (Slika 7).



*Slika 7 - Ilustracija EMG spektra, žutom je linijom označena frekvencija medijana*

Tu frekvenciju zovemo frekvencijom medijana, a njezino pomicanje prema nižim frekvencijama označuje umor mišića [10]. Frekvencija medijana definirana je sljedećim izrazom:

$$\int_0^{f_{med}} S_m(f)df = \int_{f_{med}}^{\infty} S_m(f)df$$

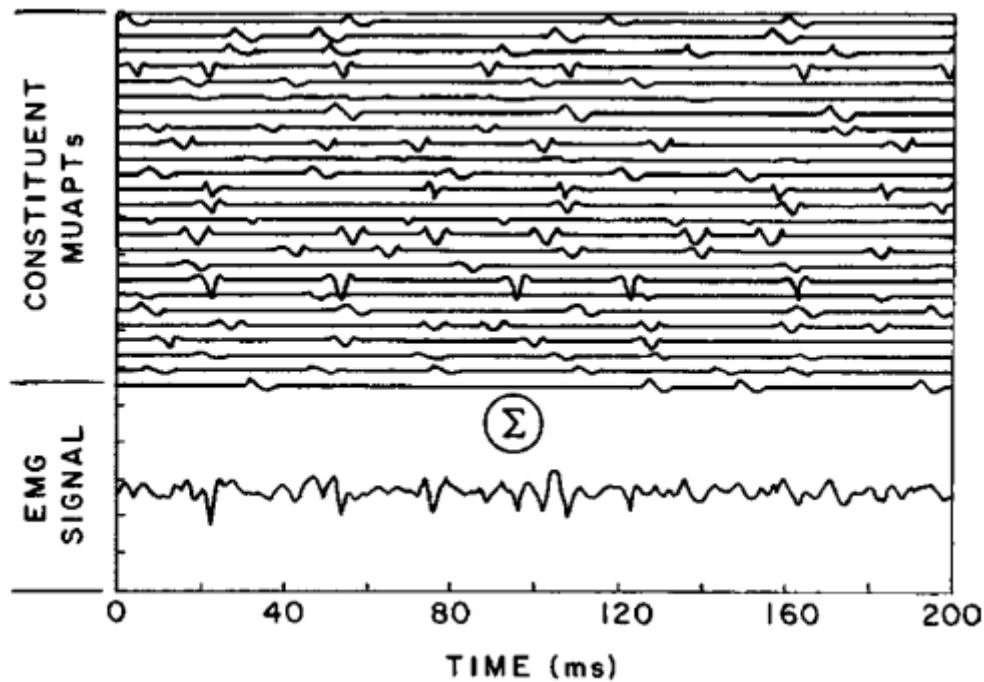
Stulen i De Luca su matematičkom analizom potvrdili kako je frekvencija medijana najpouzdanija metoda procjene različitih parametara iz spektra gustoće snage mioelektričkog signala, te je ujedno najmanje osjetljiva na šum i smetnje, čak i u slučajevima kad je odnos signal-šum vrlo nizak [11].

### **2.3. Mjerenje mioelektričkih signala**

Budući da mjerimo mioelektričke signale s površine kože, potrebno je proučiti model sustava koji uključuje sve elemente koji se nalaze između generatora signala i samog pojačala (elektromiografa):

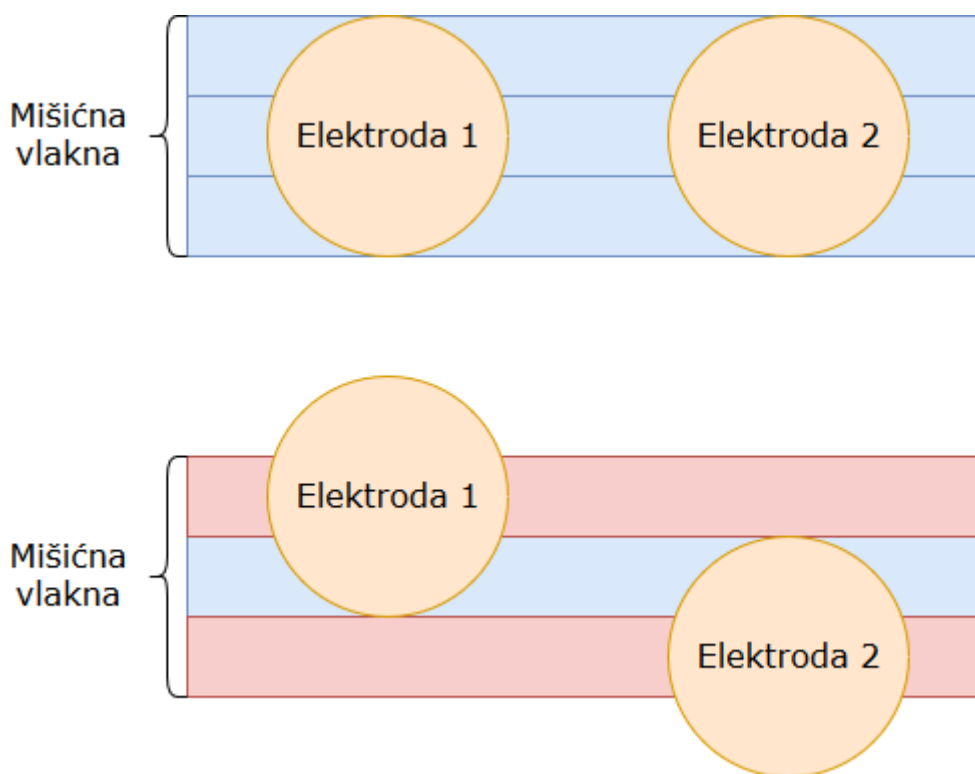
- Generator fiziološkog mioelektričkog signala
- Različita tkiva (masno tkivo, koža)
- Sučelje koža-elektroda
- Elektromiografsko pojačalo

Djelovanje generatora fiziološkog mioelektričkog signala možemo prikazati sljedećom shemom (Slika 8):



*Slika 8 - Komponente i izlaz generatora fiziološkog EMG signala [5]*

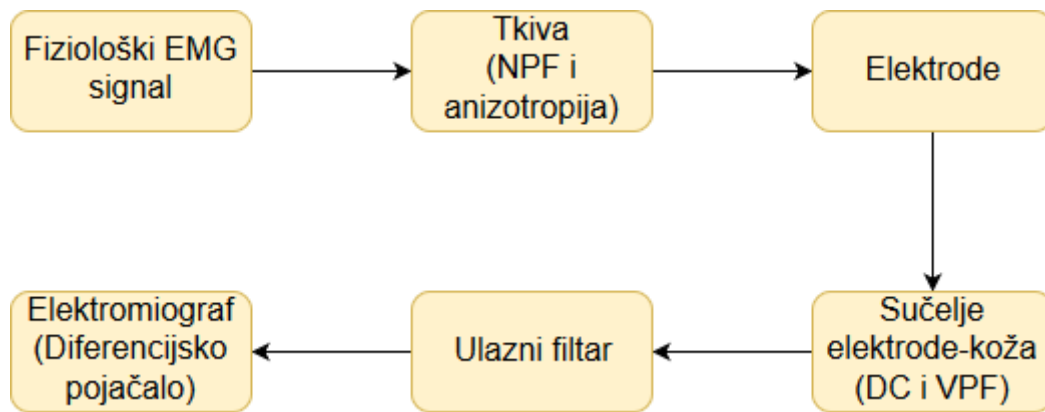
Nakon generatora fiziološkog mioelektričkog signala nalaze se različita tkiva, koja se ponašaju kao niskopropusni filter. Amplituda signala na izlazu takvog modeliranog niskopropusnog filtra ovisi o udaljenosti aktivnog mišićnog vlakna od elektroda, brzini provodljivosti mišićnog vlakna i njegovom promjeru [5]. Budući da je mioelektrički signal zapravo suma različitih akcijskih potencijala, a uslijed mišićnog umora se povećava trajanje akcijskih potencijala, spektar mioelektričkog signala pomiče se prema nižim frekvencijama. Obzirom da se tkiva ponašaju kao niskopropusni filter, amplituda mioelektričkog signala će se uslijed mišićnog umora povećati budući da će gušenje biti manje. Osim toga, tkiva su i anizotropna, što znači da svojstva nisu jednaka u svim smjerovima. Samim time, vrlo je važna orijentacija i položaj elektroda s obzirom na protezanje mišićnih vlakana (Slika 9).



*Slika 9 - Ilustracija utjecaja kuta između smjera mišićnih vlakana i osi elektroda na efektivnu površinu detekcije*

Pojačalo mjeri mioelektrički signal na površini kože putem elektroda, koje su u svojoj suštini pretvornici (senzori). Postoji više različitih modela sučelja koža-elektroda, budući da svojstva sučelja ovise o vrsti elektrode, pripremljenosti kože i drugim svojstvima. Sučelje površinskih elektroda i kože se ponaša i kao visokopropusni filter. Elektrode su spojene na elektromiograf.

Elektromiograf je tipično izveden kao diferencijalno pojačalo na čijem se ulazu može nalaziti filter čija je svrha prigušiti diferencijalne i zajedničke smetnje i signale van frekvencijskog područja interesa. Spektar snage površinskog mioelektričkog signala je u intervalu od 10 do 500 Hz. Diferencijalno pojačalo najčešće se implementira kao instrumentacijsko pojačalo zbog svojih izuzetno povoljnih karakteristika kao što su visok faktor potiskivanja te iznimno visoka ulazna impedancija. Na izlazu instrumentacijskog pojačala može se nalaziti filter za dodatno analogno kondicioniranje signala, te je nužno koristiti anti-aliasing filter kako bi se spektar ograničio prije analogno-digitalne pretvorbe. Cjelokupni mjerni lanac prikazan je na (Slika 10).



Slika 10 - Shema cijelog mjernog lanca do ulaza u elektromiograf

Svako pojačalo biopotencijala mora zadovoljiti određene osnovne kriterije:

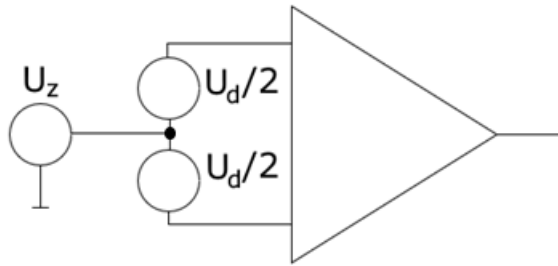
- Ne smije utjecati na promatrani fiziološki proces
- Ne smije izobličiti mjereni signal
- Mora razlučiti signal od smetnji i šuma
- Ne smije nepovoljno utjecati na sigurnost pacijenta

Osim korisnog mioelektričkog signala kojeg smatramo poželjnim (budući da ga želimo mjeriti), na ulazu pojačala nalaze se i sljedeći signali smetnje:

- Napon gradske mreže (50 Hz, do 10V)
- Istosmjerni polarizacijski napon elektroda (0 Hz, do 1V)

U odnosu na njih, mioelektrički signal je nekoliko redova veličine manji. Stoga je potrebno koristiti pojačalo sa vrlo visokim faktorom potiskivanja (CMRR, od eng. *Common-mode rejection ratio*). Za razliku od mioelektričkog signala koji ima diferencijalni karakter, signali smetnje imaju zajednički karakter, što znači da se podjednako pojavljuju na obje ulazne elektrode (Slika 11). Stoga ih u velikoj mjeri moguće potisnuti.





*Slika 11 - Shema za ulazni zajednički i diferencijalni napon*

Faktor potiskivanja predstavlja omjer pojačanja za diferencijalni signal ( $A_D$ ) te pojačanja za zajednički signal ( $A_Z$ ) i tipično se izražava u logaritamskome mjerilu:

$$CMRR = \frac{A_D}{A_Z}$$

Osim nužnog visokog faktora potiskivanja, prilikom projektiranja pojačala je potrebno paziti i na ujednačenost ulaznih impedancija na obje elektrode, budući da svako razilaženje impedancija omogućava da se dio zajedničkog signala pretvori u diferencijalni signal, čime se onemogućuje njegovo potiskivanje.

### **3. Implementacija sustava**

#### **3.1. Razvojna platforma**

Kao razvojna platforma za realizaciju troelektrodnog elektromiografa odabran je PSoC 5LP (od eng. *Programmable System-on-Chip*) tvrtke Cypress Semiconductor. PSoC mikrokontroleri posebni su po jedinstvenom spoju analogne i digitalne periferije sa klasičnom jezgrom iz Cortex-M serije. Konfiguracija analognog i digitalnog sučelja, kao i mikrokontrolerske aplikacije vrši se kroz razvojno okruženje PSoC Creator. Samim time, moguće je brzo razviti prototip sustava željene funkcionalnosti.

Od analogne periferije, PSoC 5LP sadrži [13]:

- Operacijska pojačala
- Pojačala sa programibilnim pojačanjem
- Transimpedancijska pojačala
- Analogna miješala
- Usporednike
- Digitalno-analogne pretvornike (strujne i naponske)
- Analogno-digitalne pretvornike (SAR i Delta-Sigma)
- Naponske reference

Od digitalne periferije, PSoC 5LP sadrži digitalne strukture koje nalikuju CPLD-ovim makročelijama, te stoga omogućuje implementaciju različitih digitalnih logičkih funkcija i operacija. Osim navedenog, PSoC 5LP sadrži i digitalni filtarski blok pomoću kojeg je moguće implementirati digitalnu obradu signala (kroz grafičko sučelje ili kroz pseudo-assembly jeziku) koja se odvija na zasebnoj jezgri odvojeno od glavne Cortex-M3 jezgre. Sustav posjeduje i napredno sklopovlje za manipulaciju taktom [14].

#### **3.2. Analiza sustava po segmentima**

Troelektrodni baterijski elektromiograf implementiran je na sljedeći način: na ulazni diferencijalni visoko-propusni filter spojene su elektrode – dvije signalne te jedna referentna. Takva konfiguracija osigurava visok faktor potiskivanja. Izlaz diferencijalnog visoko-propusnog filtra spojen je na ulaz instrumentacijskog pojačala

INA333, na čijem se izlazu nalazi analogni nisko-propusni RC filter koji ima ulogu anti-aliasing filtra. Kao okosnica cijelog sustava korišten je razvojni sustav PSoC 5LP 059 (Slika 12) zbog svojih malih gabarita i široke funkcionalnosti [12], te se za analogno-digitalnu pretvorbu koristi njegov interni Delta-Sigma analogno-digitalni pretvornik. Digitalizirani signal se potom šalje Bluetooth vezom na računalo, gdje se prikazuje i omogućuje daljnja analiza. Sustav se napaja baterijski korištenjem dvije standardne AA baterije čiji se napon pretvara u napon od 5V korištenjem *off-the-shelf boost* pretvornika.



Slika 12 - PSoC 5LP 059 razvojni sustav [12]

Primarno sučelje elektromiografa prema čovjeku su elektrode. Korištene su tri Ambu® WhiteSensor 0215M elektrode (Slika 13) koje su primarno namijenjene elektrokardiografiji, ali su pogodne i za elektromiografiju. Pogodne su jer osim područja na kojem se nalazi ljepljivi vodljivi gel sadrže i hvatište za krokodilsku štikaljku koje je istovremeno savitljivo i vodljivo, što osigurava dobar kontakt i robusnost čak kada je ispitanik u pokretu. Veličine su 25 mm x 13 mm, te time omogućuju precizno praćenje određenog mišića. Materijal elektroda je Ag/AgCl [15].

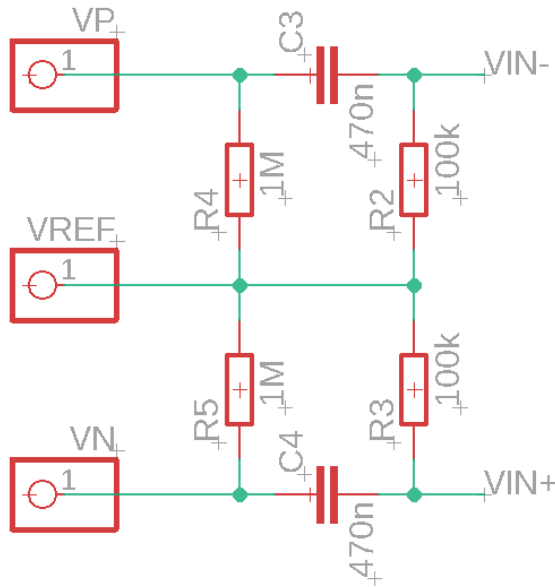


*Slika 13 - Ambu® WhiteSensor 0215M elektrode [15]*

Elektrode su spojene na visokopropusni filter koji se nalazi na ulazu instrumentacijskog pojačala. Shema visokopropusnog filtra nalazi se na (Slika 14). Radi se o diferencijalnom filtru koji na svome ulazu ima još jedan par otpornika visokog iznosa koji služe za estimaciju zajedničkog napona. S obzirom na korištene komponente,  $R = 100\text{ k}\Omega$  i  $C = 470\text{ nF}$ , granična frekvencija računa se prema sljedećem izrazu:

$$f_g = \frac{1}{2\pi RC} = 3,39\text{ Hz}$$

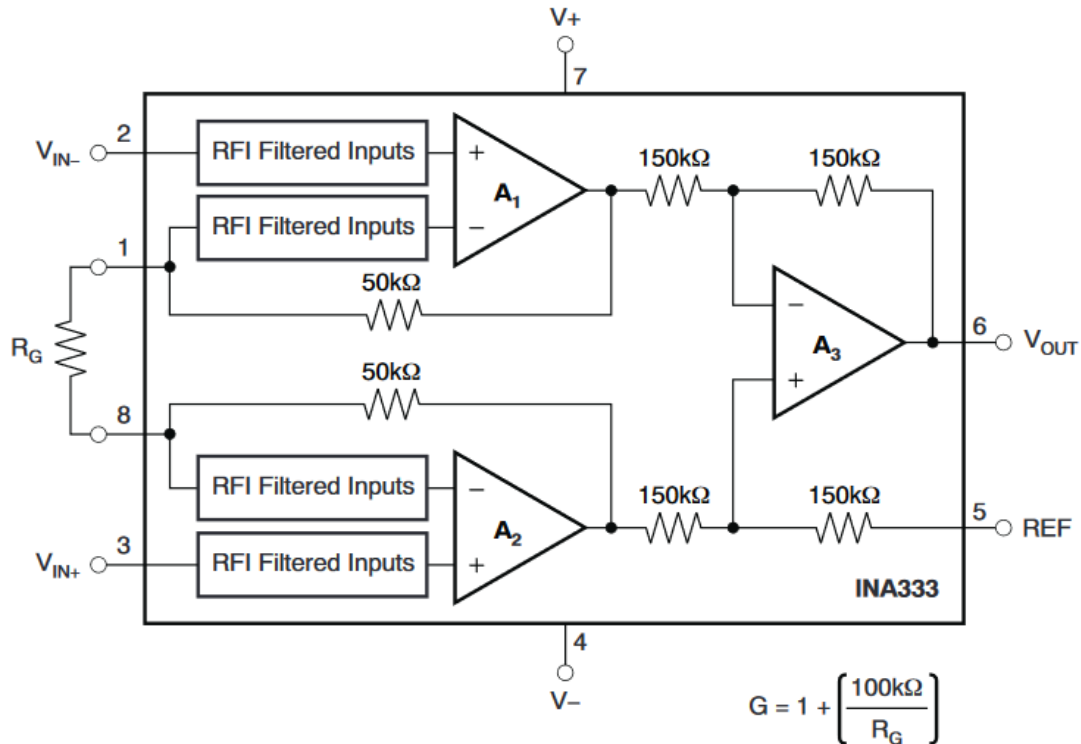
Cilj visokopropusnog filtra je da ukloni istosmjerne (i ostale niskofrekvencijske) komponente na ulazu u instrumentacijsko pojačalo i tako spriječi izlazak pojačala iz predviđenog područja rada (odlazak u zasićenje).



Slika 14 - Shema ulaznog diferencijalnog filtra

Korišteno instrumentacijsko pojačalo je pojačalo INA333 koje proizvodi Texas Instruments. Pojačalo ima sljedeće karakteristike [16]:

- Nizak napon pomaka – maksimalno 25  $\mu\text{V}$ ,
- Nisko klizanje napona uslijed promjene temperature – 0.1  $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ ,
- Nizak šum – 50  $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ,
- Visok faktor potiskivanja – minimalno 100 dB,
- Mala ulazna struja – maksimalno 200 pA,
- Pogodno za korištenje jednog napajanja,
- Napon napajanja – 1,8 V do 5,5 V,
- Područje rada ulaza i izlaza gotovo do napona napajanja (eng. *rail-to-rail*),
- RFI filtri na ulazu – granična frekvencija 8 MHz,
- Niska potrošnja.

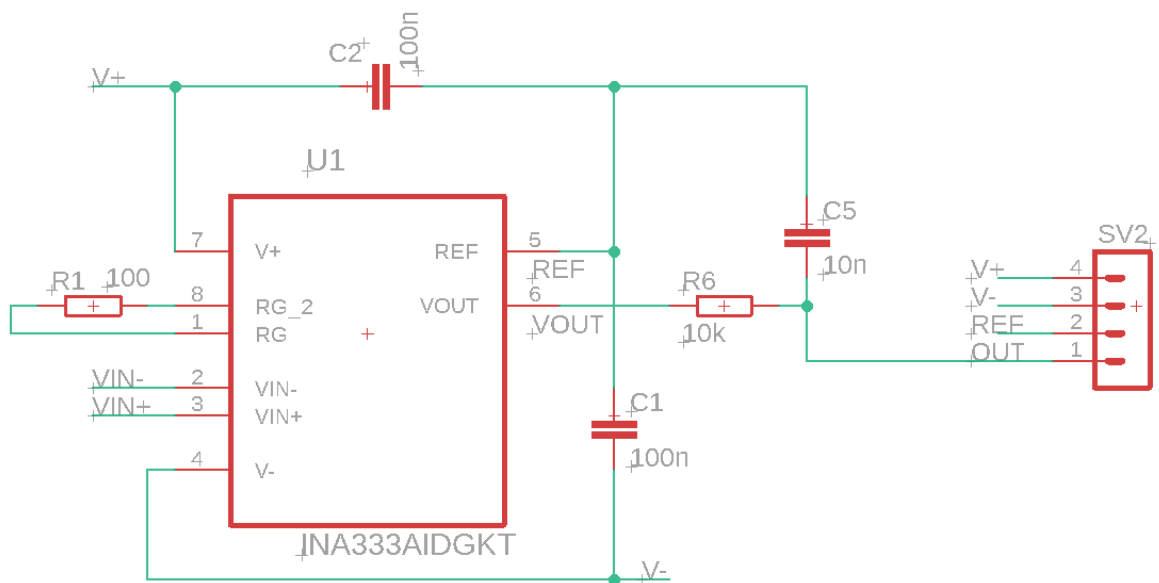


Slika 15 - Blok shema INA333 pojačala [16]

Pojačalo je implementirano u klasičnoj topologiji tri operacijska pojačala (Slika 15), što osigurava visoku ulaznu impedanciju. Pojačanje instrumentacijskog pojačala podešava se promjenom otpornika  $R_G$ , prema sljedećoj formuli:

$$G = 1 + \left( \frac{100 \text{ k}\Omega}{R_G} \right)$$

U ovoj implementaciji korišten je otpor  $R_G = 100 \Omega$ , što rezultira pojačanjem od 1001. Referentni napon za instrumentacijsko pojačalo generira se u PSoC mikrokontroleru te se, preko jednog od internih operacijskih pojačala u konfiguraciji naponskog sljedila, priključuje na vanjski priključak na koji je spojen priključak reference instrumentacijskog pojačala. Kako bi se osigurao ispravan rad pojačala, na njegove su priključke napajanja postavljeni kondenzatori veličine 100 nF. Shema instrumentacijskog pojačala i popratnih komponenata vidljiva je na (Slika 16).



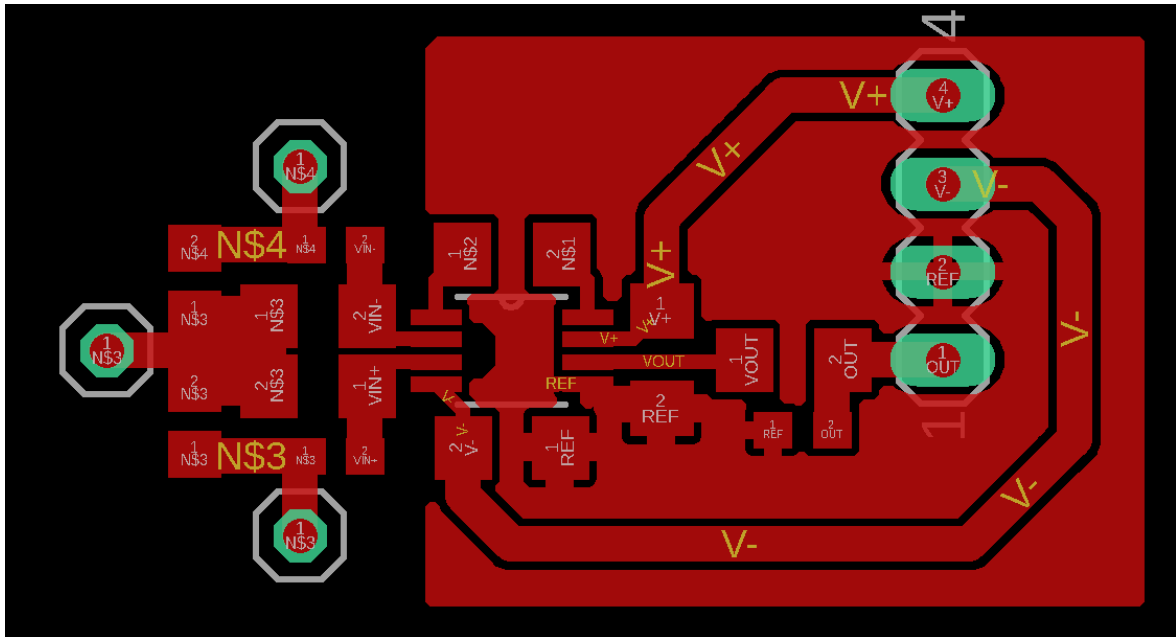
Slika 16 - Shema instrumentacijskog pojačala

Izlaz pojačala spojen je na ulaz jednopolnog RC niskopropusnog filtra. Njegova je svrha *anti-aliasing*, sprječavanje pojave preklapanja spektra pri analogno-digitalnoj pretvorbi. Granična frekvencija računa se prema sljedećem izrazu:

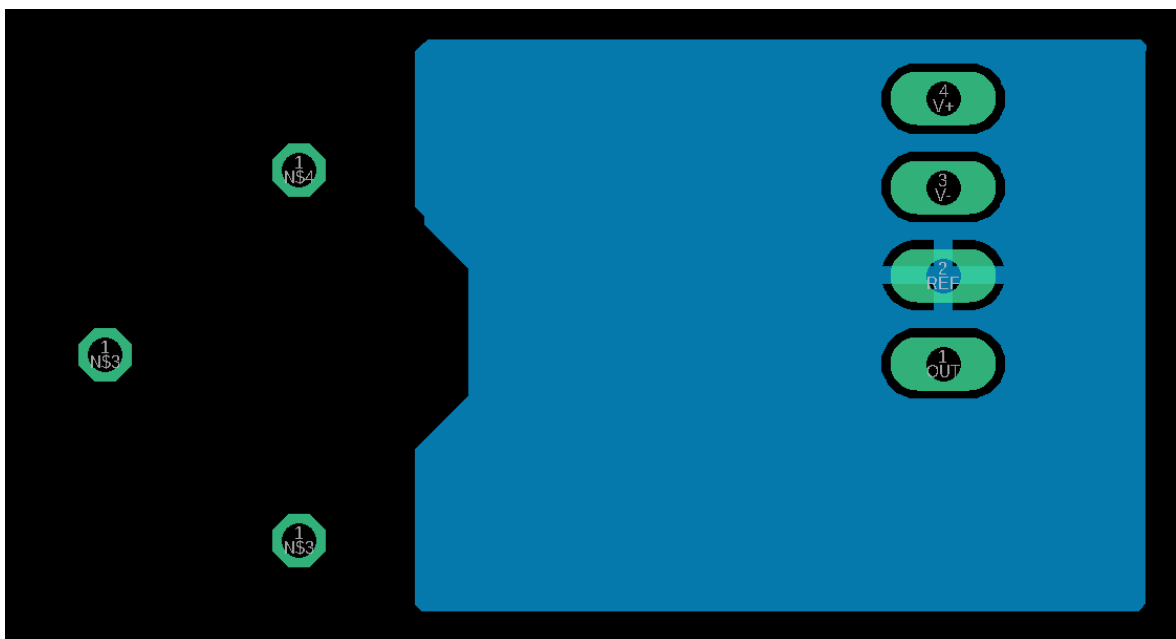
$$f_g = \frac{1}{2\pi RC}$$

S obzirom na korištene komponente,  $R = 10 \text{ k}\Omega$  i  $C = 10 \text{ nF}$ , granična frekvencija iznosi 1591 Hz, što je polovica frekvencije kojom ćemo uzorkovati analogni signal prilikom analogno-digitalne pretvorbe.

Cjelokupno analogno sučelje implementirano je na dvoslojnoj tiskanoj pločici pomoću komponenata za površinsku montažu, što je osiguralo mogućnost gustog rasporeda i manji iznos parazitnih elemenata uslijed vodljivih linija. Izgled tiskane pločice vidljiv je na (Slika 17, Slika 18). Pločica je dimenzija 19 x 34 mm, te je predviđena za izravno spajanje na PSoC 5LP razvojni sustav.



Slika 17 - Gornji sloj tiskane pločice

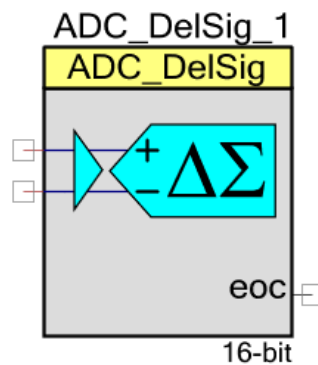


Slika 18 - Donji sloj tiskane pločice

Nakon analogne obrade signala, slijedi analogno-digitalna pretvorba. Ona se odvija u PSoC mikrokontroleru. PSoC 5LP ukupno sadrži tri analogno-digitalna pretvornika, od toga su dva pretvornika sukcesivne aproksimacije (SAR, od engl. *successive approximation register*), dok je treći delta-sigma pretvornik. SAR AD pretvornici su pogodniji za veće brzine uzorkovanja i nižu razlučivost, dok su delta-sigma pretvornici pogodniji za niže brzine uzorkovanja i veću razlučivost – zbog



toga, za AD pretvorbu u svrhu elektromiografa, odabran je delta-sigma pretvornik. Pretvornik je izvorno diferencijalan (Slika 19), pa su na njegove ulazne stezaljke priključeni referentni napon koji je korišten za pogon instrumentacijskog pojačala, te izlaz instrumentacijskog pojačala. Za pretvorbu je korišteno 16 bita te frekvencija uzorkovanja od 3000 uzoraka u sekundi. Kao referenca pretvornika korištena je precizna unutarnja referenca čiji napon iznosi 1,024 V, koja je dodatno filtrirana pomoću kondenzatora kapaciteta 1  $\mu$ F kako bi se razina šuma reference spustila ispod razine kvantizacijskog šuma. Pretvornik ujedno posjeduje i ulazni stupanj visoke impedancije, što je bitno budući da sam delta-sigma pretvornik ima relativno nisku ulaznu impedanciju (red veličine  $k\Omega$ ) [17].



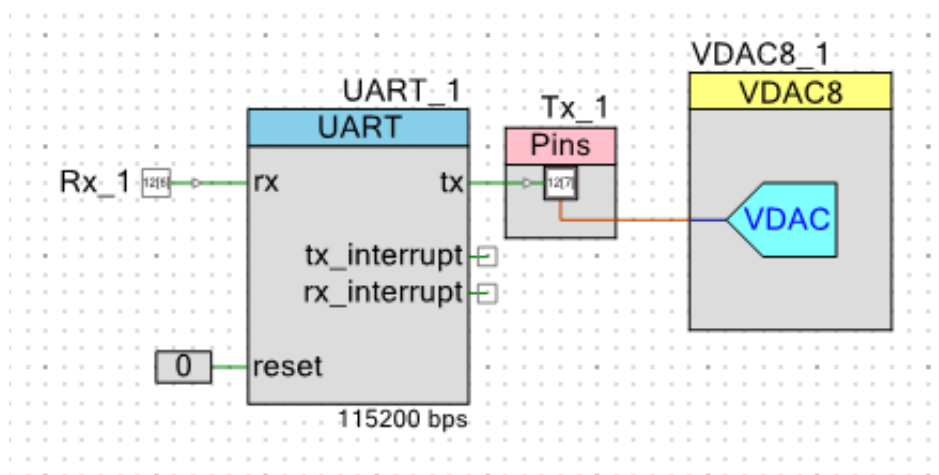
Slika 19 - Delta-Sigma analogno-digitalni pretvornik [17]

U konačnici, rezultati se putem serijske komunikacije šalju na HC-05 modul koji iste šalje putem Bluetooth veze na računalo. HC-05 modul (Slika 20) služi kao serijski Bluetooth modul koji podatke tretira kao serijske podatke i prima ih preko UART komponente. HC-05 modul koristi Bluetooth SPP (od eng. *serial port profile*) protokol kojim se efektivno emulira bežični serijski priključak.



Slika 20 - HC-05 Bluetooth modul

Budući da je maksimalna razina logičkih signala koje modul može primiti 3,3 V, bilo je potrebno izvršiti prilagodbu logičke razine (eng. *level-shifting*) sa tipičnih PSoC-ovih 5 V na 3,3 V. To se moglo izvršiti pasivnom R-R mrežom, no u ovom radu je implementirano potpuno u samom PSoC-u, koristeći specijalne SIO (od engl. *signal input-output*) priključke i naponski digitalno-analogni pretvornik, prema shemi na slici (Slika 21). Cortex M3 procesor PSoC 5LP sustava provjerava je li analogno-digitalna pretvorba gotova, i kada jest, šalje podatke putem serijske veze HC-05 modulu.



Slika 21 - Prilagodba logičkih razina i sučelje prema HC-05 modulu

Sustav je napajan pomoću dvije AA (alkalne) baterije, čiji je nominalni ukupni napon 3,0 V. Budući da PSoC 5LP 059 razvojni sustav radi na nominalno 5 V, bilo je potrebno koristiti *boost* prekidački pretvornik. Korišten je gotov, *off-the-shelf* pretvornik (Slika 22) koji napone od 0,9 V i više pretvara u napon od 5V.



*Slika 22 - Komercijalno dostupan pretvornik*

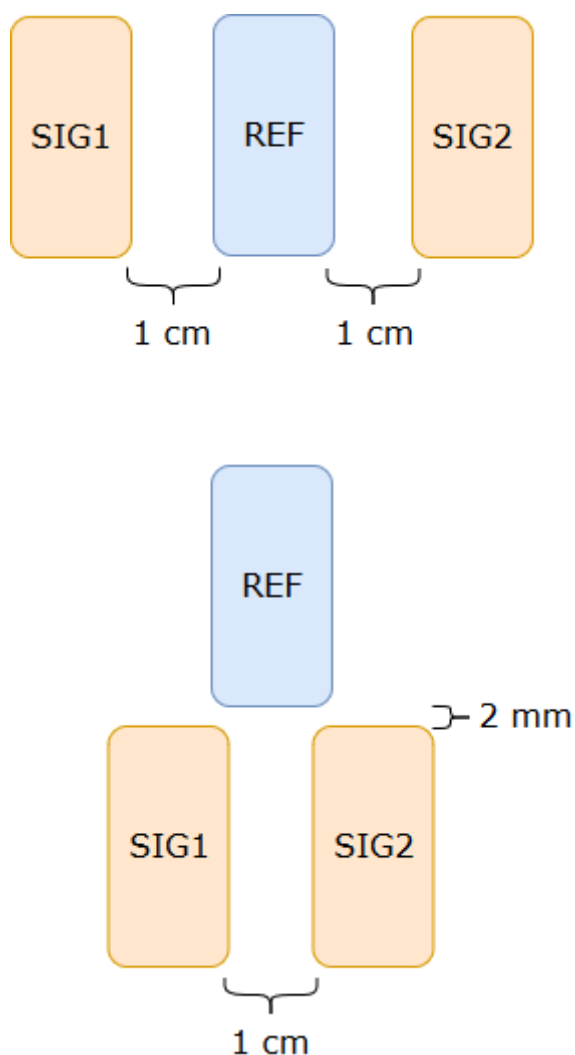
### **3.3. Prijam podataka na računalu**

Podaci su primani na računalo putem Bluetooth veze. Budući da HC-05 modul koristi Bluetooth SPP kao komunikacijsku metodu, podatke je moguće primati i spremati putem bilo kojeg programa za korištenje serijskog sučelja. Spremljene podatke potom je moguće analizirati u proizvoljnom programskom paketu – u slučaju ovog rada, korišten je programski paket Matlab.

## 4. Mjerenja i rezultati

### 4.1. Ispitanici i metode

Sva su mjerenja provedena na dvojici muških ispitanika (23 godine i 60 godina), te su vršena na mišiću m. *biceps brachii* desne ruke, te mišiću m. *vastus lateralis* desne noge. U svrhu testiranja sustava, rađene su vježbe fleksije podlaktice koristeći uteg od 5 kilograma (dinamičko umaranje, ukupno 15 kontrakcija), kao i vježba sjedenja uz ravnu površinu (eng. *wall sit*), koja se vrši tako da se osoba „sjedne“ uz ravnu površinu (tipično zid), tako da su noge pod kutom od 90 stupnjeva (statičko umaranje). Trajanje takvog statičkog izdržaja trajalo je 16 sekundi. Signali su mjereni pomoću izrađenog baterijski napajanog elektromiografa, te je empirijskim putem određena najpovoljnija konfiguracija elektroda (Slika 23).



Slika 23 - Konfiguracija elektroda A (gore) i B (dolje)

U konfiguraciji elektroda A, referentna se elektroda nalazi između dviju signalnih elektroda, te je ovakva konfiguracija pogodnija kod vrlo integriranih sustava jer je odljepljivanje elektroda znatno manje izraženo. U konfiguraciji elektroda B, dvije se signalne elektrode nalaze znatno bliže jedna drugoj, dok se referentna elektroda nalazi između njih, ali s određenim odmakom. Takav režim osigurava najbolji mogući odnos signal-šum za najmanju pokrivenu površinu, pa je konfiguracija elektroda B korištena za daljnja mjerenja.

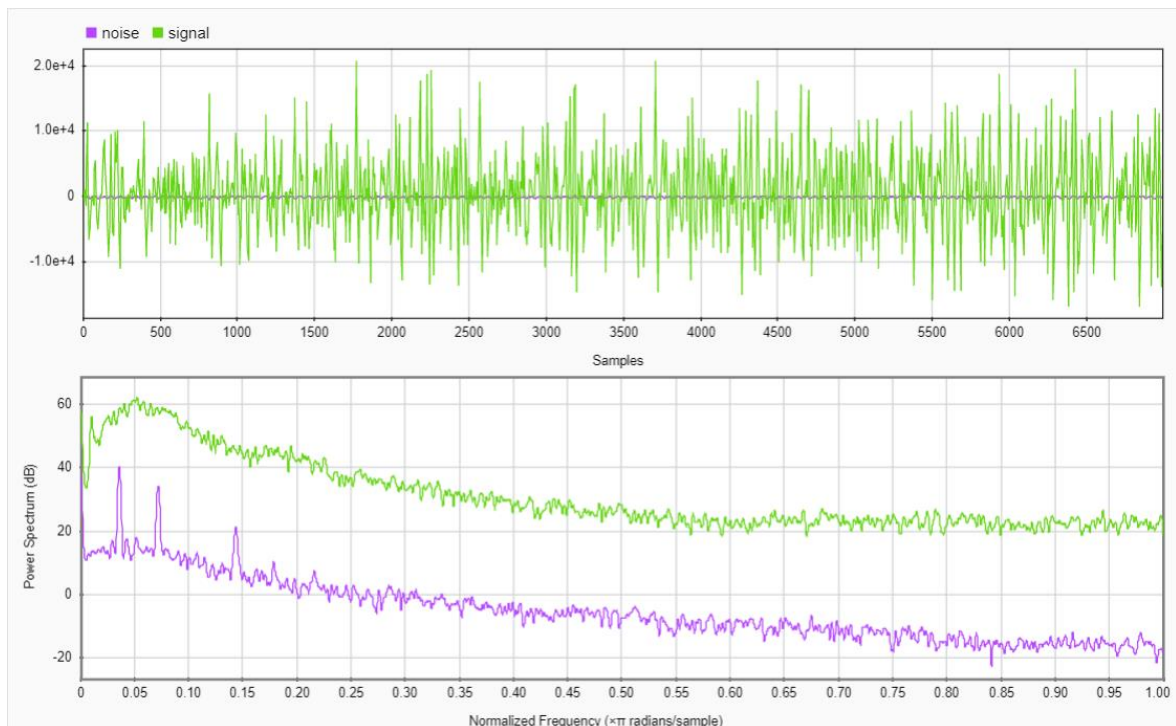
Sva su mjerenja snimana frekvencijom uzorkovanja od 3000 Hz, što znači da svakih 3000 uzoraka predstavlja 1 sekundu.

Procjena umora vrši se računanjem frekvencije medijana Matlabovom funkcijom *medfreq*. Funkciji je potrebno proslijediti signal u vremenskoj domeni, dok ona vraća normaliziranu frekvenciju. Da bismo dobili egzaktnu frekvenciju, potrebno je normaliziranu frekvenciju pomnožiti Nyquistovom frekvencijom:

$$f_{stvarna} = f_{normalizirana} * \frac{f_{uzorkovanja}}{2} = f_{normalizirana} * 1500 \text{ Hz}$$

#### 4.2. Verifikacija sustava

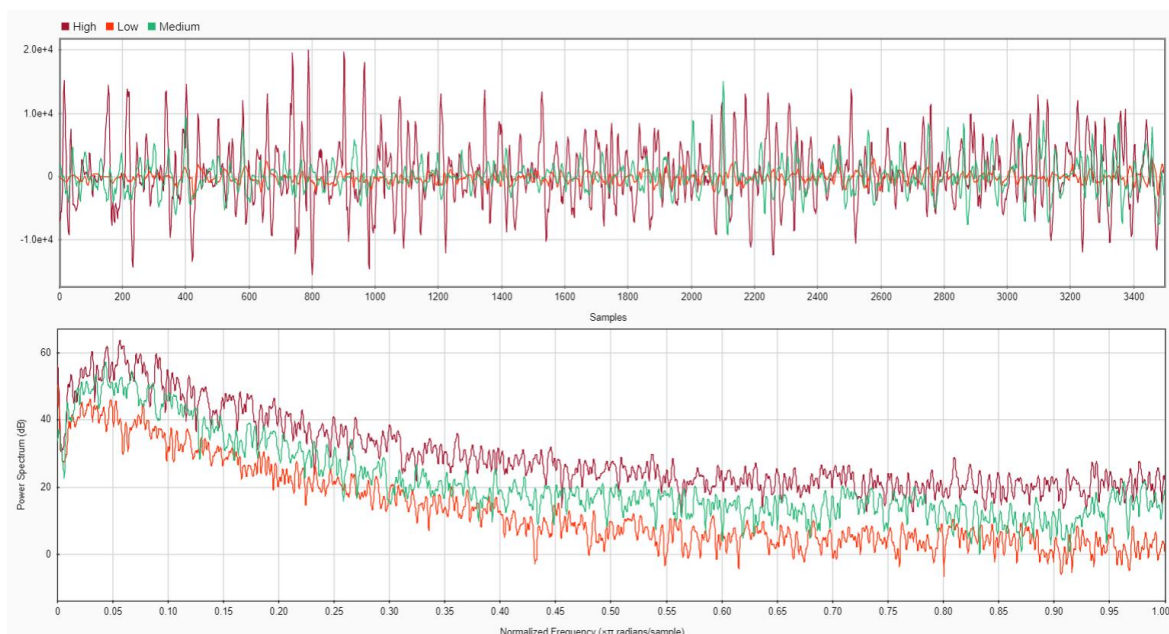
Prije konkretnih mjerenja, izvršeno je ispitivanje sustava sa ciljem utvrđivanja odnosa signal-šum (SNR, od engl. *signal-to-noise ratio*). Elektrode su postavljene na biceps desne ruke, snimanje je pokrenuto te je mišić ostavljen u stanju mirovanja do polovice snimanja, nakon čega je mišić kontrahiran. Kao posljedica takvih mjerenja dobiveni su vjerni uzorci signala i šuma koji su, pomoću naredbe *snr* u programskom paketu Matlab dali estimaciju odnosa signal-šum. Za generiranje slika i analizu signala korišten je Matlab-ov paket Signal Analyzer.



*Slika 24 - Vremenski prikaz i frekvencijski spektar signala (zeleno) i šuma (ljubičasto)*

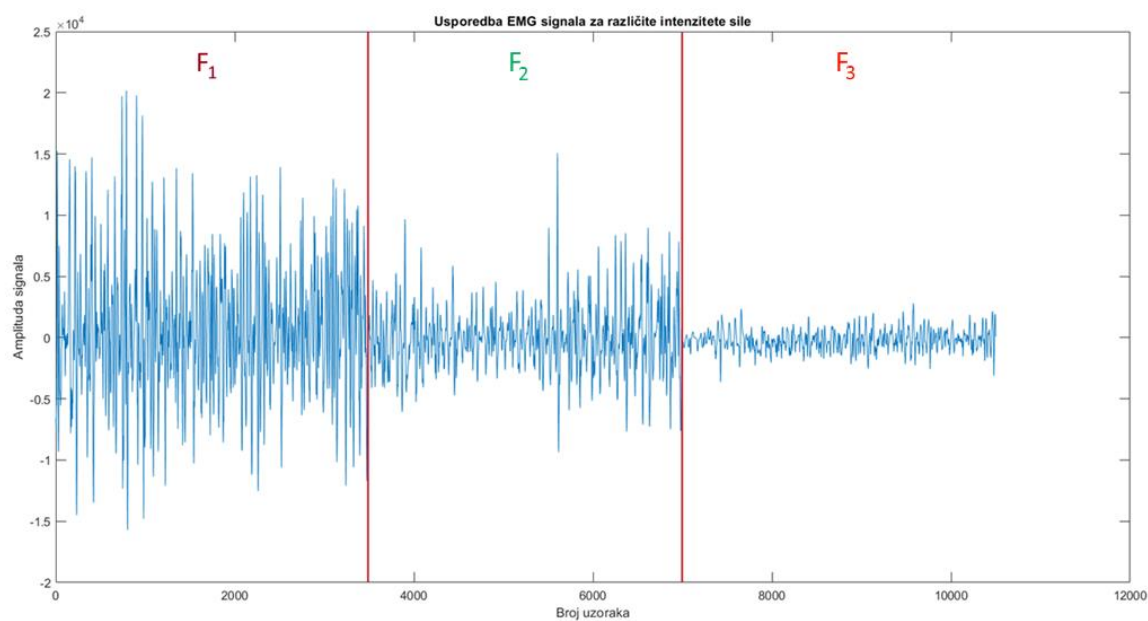
Na (Slika 24) su posebno zanimljivi spektri signala i šuma. Lako je vidljivo kako su najdominantnije frekvencijske komponente u uzorku šuma upravo smetnje gradske mreže. Estimirani odnos signala i šuma iznosi 32, što je vrlo dobro. Valja primijetiti kako su frekvencije u ovom slučaju normalizirane, gdje maksimalna frekvencija odgovara Nyquistovoj frekvenciji (u ovom slučaju 1500 Hz). Vidljivo je i da spektar signala odgovara teorijskom spektru EMG signala.

Osim takve vrste ispitivanja, ispitana je i mogućnost implementiranog elektromiografa da razlikuje različite intenzitete proizvedene sile koje se manifestiraju kao različite amplitude EMG signala. Snimljene su tri perioda kontrakcije mišića različitim intenzitetom (različitim teretom), što se manifestiralo različitim signalima i spektrima signala (što je vidljivo na Slika 25).



*Slika 25 - Usporedba kontrakcija različitih intenziteta*

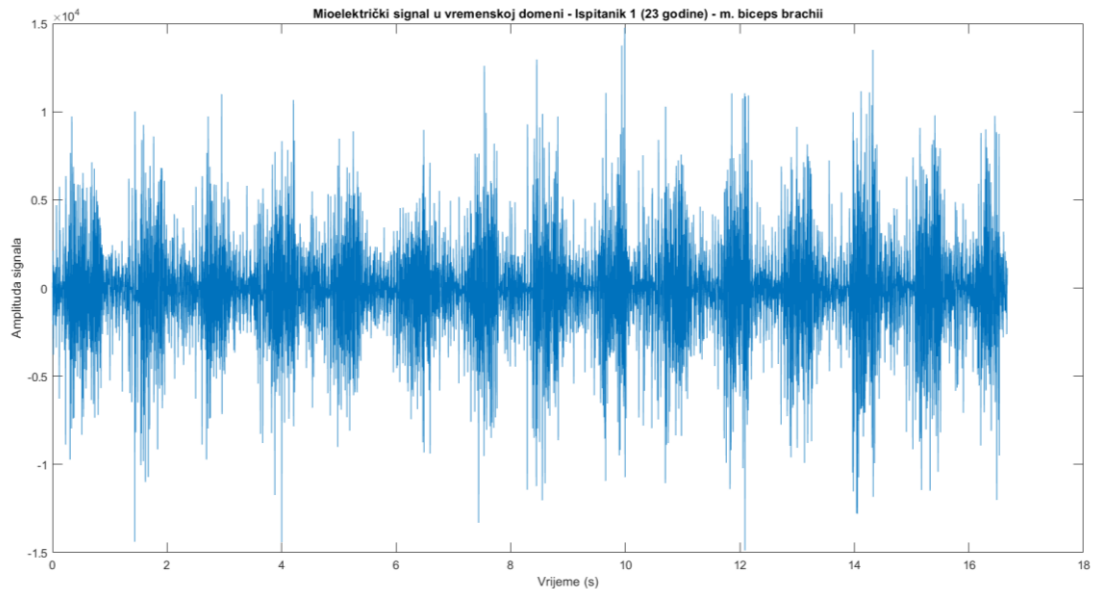
Iz grafova je vidljivo kako elektromiograf dobro razlučuje različite intenzitete kontrakcije. Radi bolje ilustracije, priložen je i graf u kojem su concatenirani uzorci za visoki, srednji i niski intenzitet rada mišića (Slika 26). Prvih 3500 uzoraka su uzorci rada jakog intenziteta, idućih 3500 uzorci rada srednjeg intenziteta i zadnjih 3500 uzoraka niskog intenziteta (odijeljeni vertikalnim crvenim linijama).



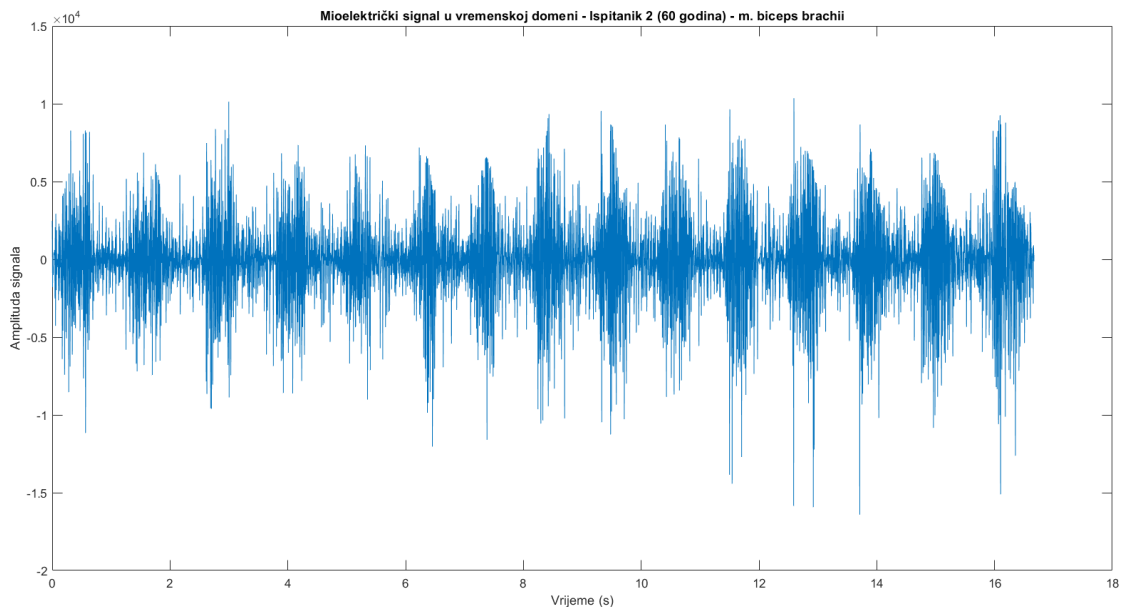
*Slika 26 - Concatenirani uzorci mjerenja za različite intenzitete sile ( $F_1 > F_2 > F_3$ )*

### 4.3. Analiza rezultata

Uslijed umora mišića, povećava se trajanje akcijskih potencijala, što rezultira pomicanjem spektra prema nižim frekvencijama i većom amplitudom signala. Spomenute značajke vidljive su čak i iz signala u vremenskoj domeni (Slika 27 i Slika 28).



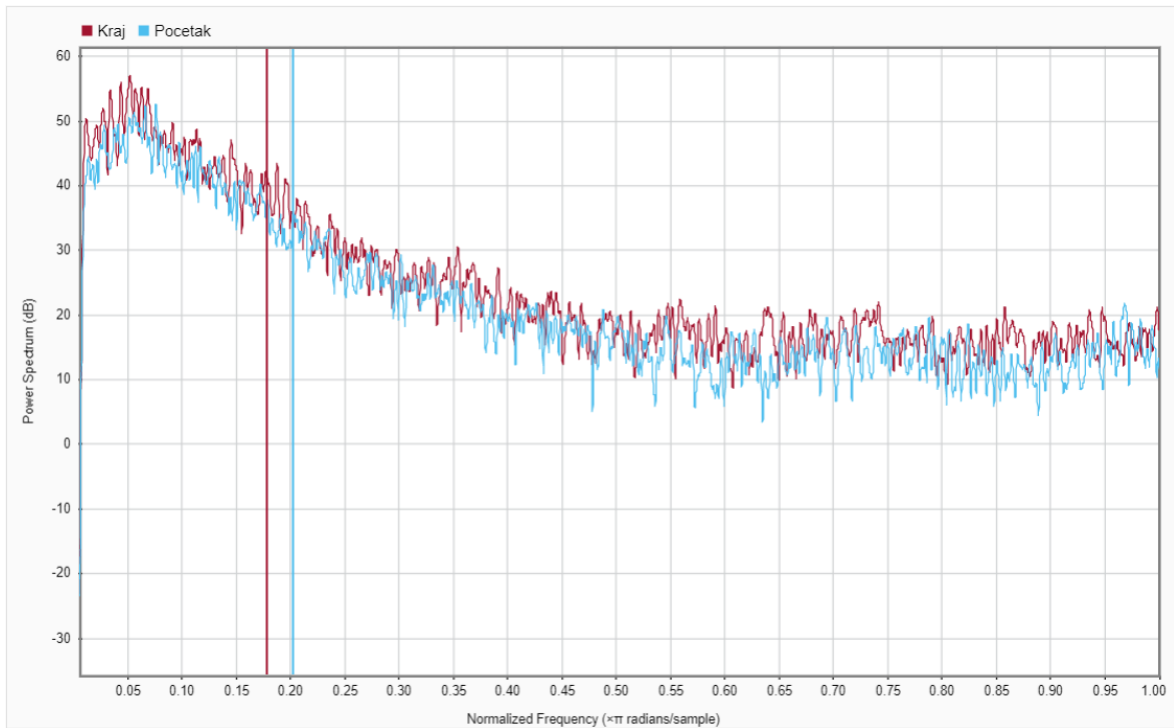
*Slika 27 - Vremenski signal izmjeren prilikom mjerenja umora mišića (ispitanik 1)*



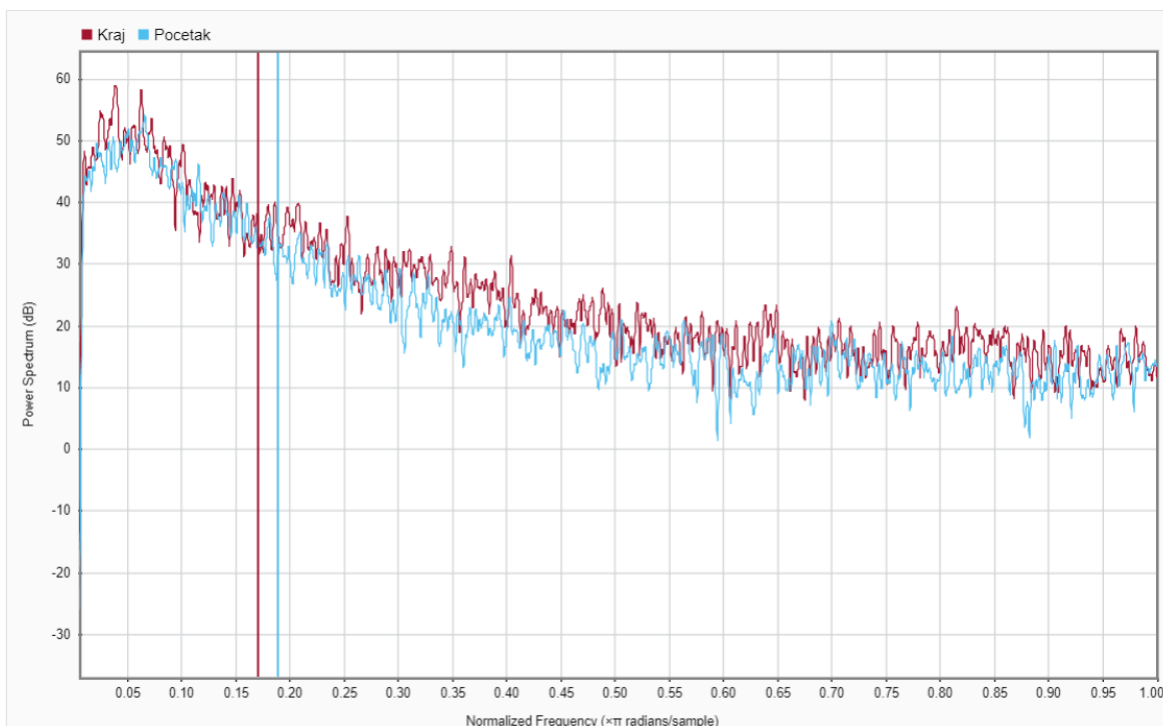
*Slika 28 - Vremenski signal izmjeren prilikom mjerenja umora mišića (ispitanik 2)*



Pomoću Matlab-ove funkcije *medfreq* izračunata je frekvencija medijana za prvih 10000 i zadnjih 10000 uzoraka, odnosno, nešto više od prvih 3 sekunde i nešto više od zadnje 3 sekunde snimljenog signala. Priloženi su spektri spomenutih intervala za oba ispitanika.



Slika 29 - Spektri te frekvencije medijana dvaju intervala (ispitanik 1)



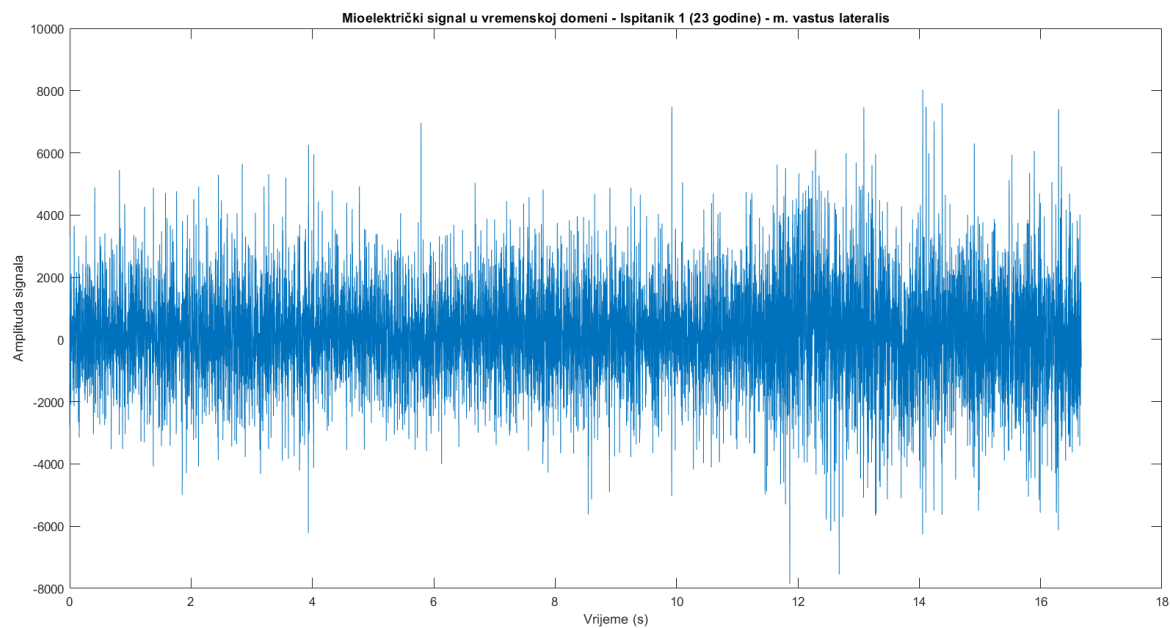
Slika 30 - Spektri te frekvencije medijana dvaju intervala (ispitanik 2)

Crvenom bojom označen je signal s kraja snimanja, dok je plavom bojom označen signal s početka snimanja. Crvenom i plavom vertikalnom linijom označena je frekvencija medijana za svaki od signala. Analiza promjene frekvencije medijana priložena je i u tablici (Tablica 1).

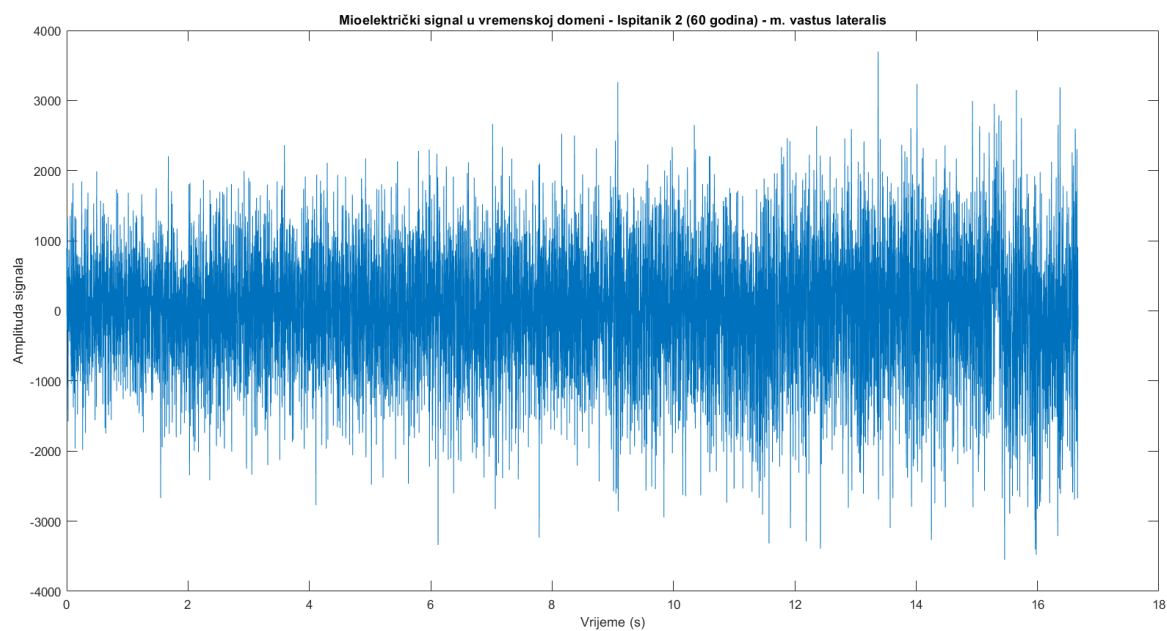
Tablica 1 - Frekvencije medijana za ispitanike 1 i 2 - m. biceps brachii

	$f_{med_{pocetak}}$	$f_{med_{kraj}}$	$ \Delta f_{med} $	$r_{f_{med}} (\%)$
<b>Ispitanik 1</b>	302,3 Hz	264,9 Hz	37,4 Hz	12,4 %
<b>Ispitanik 2</b>	281,3 Hz	253,2 Hz	28,1 Hz	10,0 %

Rezultati za m. *vastus lateralis* desne noge pokazuju slična svojstva. Priloženi su rezultati za Ispitanika 1 i Ispitanika 2. Ponovno je čak i iz signala u vremenskoj domeni vidljiv porast u amplitudi uslijed umora mišića (Slika 31 i Slika 32)

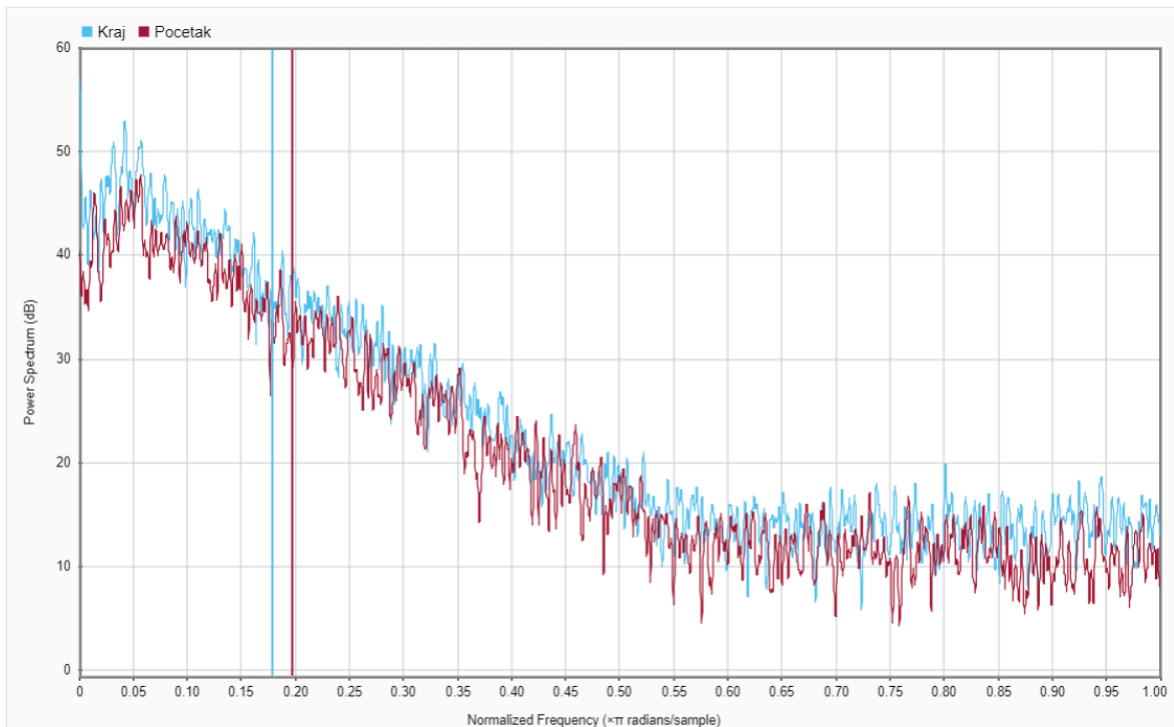


*Slika 31 - Vremenski signal izmjeren prilikom mjerenja umora mišića (ispitanik 1)*

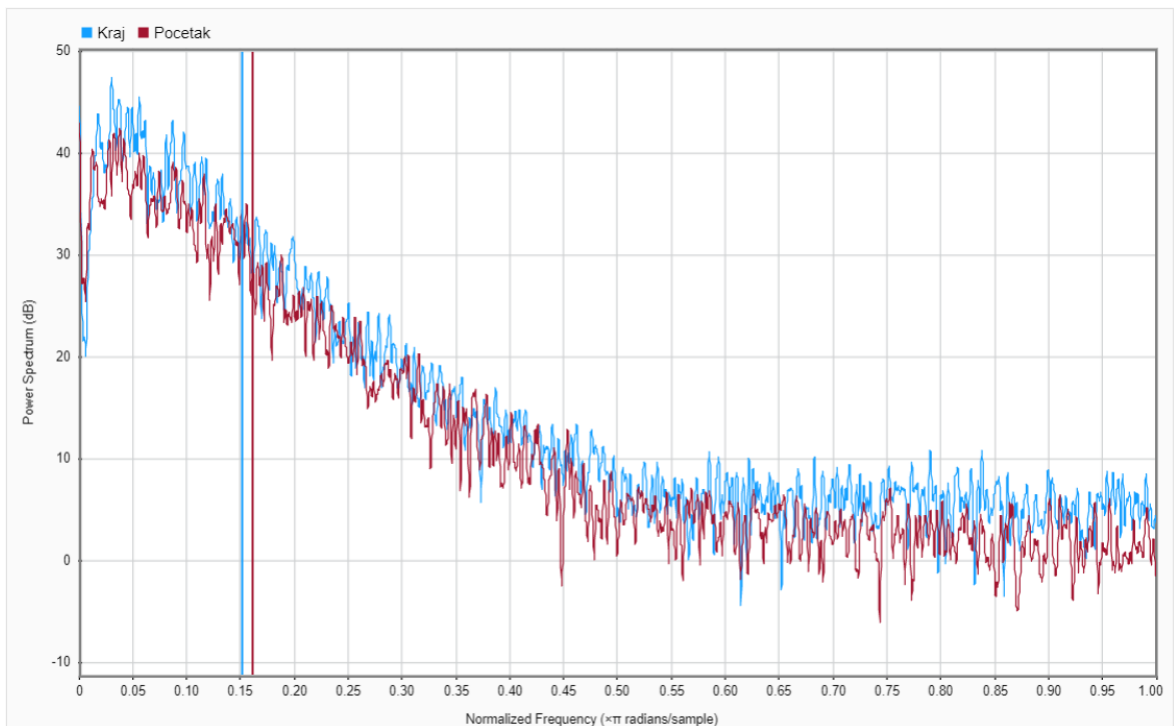


*Slika 32 - Vremenski signal izmjeren prilikom mjerenja umora mišića (ispitanik 2)*

Spektri za oba ispitanika također odgovaraju očekivanjima (Slika 33 i Slika 34). Odgovarajućim bojama su prikazane frekvencije medijana za signal početka i signal kraja (plavom bojom je označen kraj, dok je crvenom bojom označen početak).



Slika 33 - Spektar mioelektričkog signala za *m. vastus lateralis* - Ispitanik 1



Slika 34 - Spektar mioelektričkog signala za *m. vastus lateralis* - Ispitanik 2

Ponovno su pomoću Matlab-ove funkcije *medfreq* izračunate frekvencije medijana za prvih 10000 i zadnjih 10000 uzoraka, odnosno, nešto više od prvih 3 sekunde i

nešto više od zadnje 3 sekunde, te su dobivene frekvencije navedene u tablici (Tablica 2).

Tablica 2 - Frekvencije medijana za ispitanike 1 i 2 - m. vastus lateralis

	$f_{med_{pocetak}}$	$f_{med_{kraj}}$	$ \Delta f_{med} $	$r_{f_{med}}$ (%)
Ispitanik 1	294,2 Hz	269,3 Hz	24,9 Hz	8,5 %
Ispitanik 2	243,0 Hz	229,5 Hz	13,5 Hz	5,6 %

Kako bi se demonstrirala robusnost metode, uvedena je značajnija asimetrija ulaznih impedancija između dvije elektrode, što je rezultiralo velikom prisutnom smetnjom od 50 Hz (smetnja gradske mreže). Usprkos tome, metoda korištenja frekvencije medijana pokazala se dosljednom.

Iz rezultata je vidljivo kako elektromiograf pouzdano vrši svoju zadaću te uspješno mjeri mioelektričke signale, iz kojih se računanjem frekvencije medijana može pratiti umor mišića.

## 5. Zaključak

U ovom radu izrađen je sustav za praćenje umora mišića korištenjem baterijski napajanog troelektrodnog elektromiografa. Metoda praćenja umora mišića računanjem frekvencije medijana pokazala se vrlo pouzdanom i dosljednom u mjerenjima na različitim mišićima i različitim ispitanicima.

Sustav se pokazao robusnim i otpornim na šum i smetnje. Bežična veza je bila stabilna i omogućila je neometano mjerenje, a korištenje baterijskog napajanja također je omogućavalo jednostavnije korištenje sustava.

Sustav bi se mogao dodatno unaprijediti korištenjem digitalnog filtriranja u samom PSoC 5LP razvojnom sustavu, kojim je moguće dodatno umanjiti utjecaj smetnji na mjereni signal, i/ili robusnijim (aktivnim) analognim filtriranjem, što je u ovom radu izbjegnuto kako bi se održao minimalan broj komponenata potrebnih za realizaciju sustava.

## 6. Literatura

- [1] Cifrek, M. „Biomedicinski signali i sustavi – predavanja“, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 2015.
- [2] Šantić, A. „Biomedicinska elektronika“, Školska knjiga, Zagreb, 1995.
- [3] Rangayyan, R. „Biomedical Signal Analysis, 2nd Edition“, Wiley-IEEE Press, Kolovoz 2015.
- [4] Magjarević, R. „Biomedicinska instrumentacija – predavanja“, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 2018.
- [5] Webster, J. „Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation 2nd Edition“, Vol. 3, Electromyography, Wiley-Interscience, 2006.
- [6] Medved, R., Sportska medicina, drugo izdanje, 1980.
- [7] Cifrek, M. „Analiza mioelektričkih signala tijekom dinamičkog umaranja“, doktorska disertacija, 1997.
- [8] Horita, T., Ishiko, T. „Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man“, European journal of applied physiology and occupational physiology, 1987.
- [9] Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., Ostojić, S. „Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics“, Clinical Biomechanics, 2009.
- [10] Cifrek, M., Medved, V., „Kinesiological Electromyography“, Biomechanics in Applications  
[https://bib.irb.hr/datoteka/525485.InTech-Kinesiological\\_electromyography.pdf](https://bib.irb.hr/datoteka/525485.InTech-Kinesiological_electromyography.pdf), travanj 2019.
- [11] Stulen F.B., DeLuca C.J. „Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity“, IEEE Transactions of Biomedical Engineering, 1981.
- [12] CY8CKIT-059 PSoC® 5LP Prototyping Kit Guide, 001-96498 Rev. \*G, <https://www.cypress.com/file/157971>, travanj 2019.
- [13] PSoC® 5LP Architecture TRM, 001-78426 Rev. \*F, 2017. <https://www.cypress.com/file/123561>, travanj 2019.
- [14] Filip Grilec, Antonio Stanešić, Željka Lučev Vasić, Yueming Gao, Min Du, Mario Cifrek: Single-Chip Intrabody Communication Node. CMBEBiH 2017, Proceedings of the International Conference on Medical and Biological

Engineering 2017, Almir Badnjević (Ed.), Sarajevo, Bosnia and Herzegovina, March 16 – 18, 2017, 305-310.

[15] Ambu® WhiteSensor 0215M Datasheet, Ambu, 2013/12

[16] Texas Instruments, INA333 Datasheet, Revision C, 2015.  
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>, travanj 2019.

[17] Cypress Semiconductor, „Delta Sigma Analog to Digital Converter Datasheet“, v3.20, 002-22359 Rev. \*\*, 2017.



## **Sažetak**

Praćenje umora mišića korisna je i potrebna tehnika u različitim područjima – rehabilitaciji, treningu i drugim aktivnostima. Praćenje umora mišića temeljeno na elektromiografiji zasnovana je na činjenici da se svojstva i morfologija akcijskog potencijala mišića mijenjaju uslijed mišićnog umora i kemijskih promjena u samim mišićima, što se manifestira kao promjena mioelektričkog signala koju je moguće detektirati. U ovom radu izrađen je sustav za praćenje umora mišića korištenjem baterijski napajanog troelektrodnog elektromiografa koji s računalom komunicira putem bežične veze. Iznesene su teorijske postavke nužne za razumijevanje teme rada te su iznesene pretpostavke o mogućem načinu praćenja umora mišića – računanjem frekvencije medijana. Mjerenja na dvojici ispitanika na različitim mišićima tijekom statičke i dinamičkih kontrakcija potvrdila su mogućnost korištenja razvijenog sustava za praćenje umora mišića.

Ključne riječi: elektromiografija, umor mišića, EMG pojačalo, instrumentacijsko pojačalo, PSoC

## **Abstract**

Monitoring of muscle fatigue is useful and necessary technique in many areas of interest – medical rehabilitation, fitness training etc. Muscle fatigue monitoring based on electromyography is derived on the fact that properties and morphology of the muscle action potential change due to muscle fatigue and chemical changes in the muscle itself, which are manifest as the change of myoelectric signal properties which can be observed and detected. In this work, the system for monitoring of muscle fatigue based on three-electrode electromyograph which communicates with a computer via wireless link is designed. Theoretical background necessary for understanding the topic of this work is also laid out, along with hypothesis about possible ways of estimating muscle fatigue from EMG data – by calculation of median frequency. The measurements from two patients and different muscle groups confirmed the possibility of using the median frequency for reliable estimation of muscle fatigue.

Keywords: electromyography, muscle fatigue, EMG amplifier, instrumentation amplifier, PSoC